



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Wilson Batista Mendes

**Avaliação da resistência à fratura de coroas
submetidas à fadiga mecânica, em função de
diferentes sistemas cerâmicos**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor em Materiais Dentários

ORIENTADOR: PROF. DR. SIMONIDES CONSANI

PIRACICABA - SP

2007

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

Mendes, Wilson Batista

M522a Avaliação da resistência à fratura de coroas submetidas à fadiga mecânica, em função de diferentes sistemas cerâmicos. / Wilson Batista Mendes
Piracicaba, SP : [s.n.], 2007

Orientador: Simonides Consani

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1 – Materiais Dentários. 2. Cerâmicas.

I. Consani, Simonides. II – Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III – Título

Título em Inglês: Evaluation of fracture strength of ceramic crowns submitted to mechanical fatigue, using different ceramic systems

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental materials.
2. Ceramics

Área de Concentração: Materiais Dentários

Titulação: Doutor em Materiais Dentários

Banca Examinadora: Simonides Consani, Wellington Corrêa Jansen, Marco Antonio Bottino, Lourenço Correr Sobrino, Mario Alexandre Coelho Sinhoretti

Data da Defesa: 27-08-2007

Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 27 de Agosto de 2007, considerou o candidato WILSON BATISTA MENDES aprovado.

PROF. DR. SIMONIDES CONSANI

PROF. DR. MARCO ANTONIO BOTTINO

PROF. DR. WELLINGTON CORRÊA JANSEN

PROF. DR. LOURENÇO CORRER SOBRINHO

PROF. DR. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho às pessoas que partilham comigo o sentido da vida:

Maria Alice, minha esposa, pela sua ajuda sempre presente, pelo carinho e encorajamento. Minha gratidão pela sua compreensão, em todas aquelas ausências impostas pelo trabalho.

André, Ana Flávia, Gabriel e Rafael, meus filhos. Suas lembranças, a memória de seus sorrisos, iluminaram as minhas noites solitárias de estudos e amenizaram o cansaço das viagens a trabalho. São eles frações reais de meus planos e sonhos, inspirações e estímulos para viver e lutar.

Aos meus pais Quinzico e Lenita (*in memorian*), pelo grande carinho que sempre nos deram, pela educação que proporcionaram e pelo exemplo magnífico de suas virtudes. Sobretudo, por dar-nos e ensinar-nos a viver. Aprendi com eles: não há dificuldades que não possam ser superadas pela dedicação e pelo otimismo.

Aos meus irmãos e cunhados (as), por tudo que há de comum entre nós e por nossas diferenças e individualidades, que nos distanciam e nos aproximam. Milton (*In memorian*) e Maria, meus sogros, pela amizade com que sempre me distinguiram.

Vanessa, minha nora e Henderson, meu genro, que engrandecem minha família. Não há como não se lembrar de todos os meus cunhados, pela amizade irrestrita de todos os momentos.

DEDICATÓRIA ESPECIAL Para minhas netas Luísa, filha de Ana Flávia, e Maria Clara (*in memorian*), filha de André.

O que de mais alto há
e mais simples, e mais nobre,
acima de toda cordilheira,
para muito além do espírito
e mais depurado que ele.
Faça a mínima idéia
e sonhe.

Vá entender e fique por lá seja aonde for
Ou fique então sei lá por aqui,
Sabendo das coisas, procurando.
Ache até o seu limite suportável, e pare
Vá até aonde você agüenta
Pois o que para todos é certeza e calma,
Para o poeta é grão de indício,
Abismo do início de interminável tormenta

André di Bernardi Batista Mendes (Jornalista e poeta)

QUERO COMPARTILHAR A ALEGRIA DA MINHA CONQUISTA

Durante o curso, fiz muitas amizades. Especialmente com os Professores Simonides, Lourenço e Mário, com quem compartilhei inquietudes, projetos e realizações, num convívio sempre agradável e prazeroso:

PROFESSOR DOUTOR SIMONIDES CONSANI, meu orientador e titular da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP. Considerei sempre muito proveitosas nossas conversações ao longo do curso e da elaboração desta tese. Recebi verdadeiras aulas de filosofia relacionadas com os materiais dentários. Também, humildade para compreender que somos eternos aprendizes, com responsabilidades a assumir, sem refugar diante do trabalho duro e sem reclamar, sendo pacientes, conscienciosos, compreensivos e sinceros na busca da criatividade. Compreendi, ao longo de nossa convivência, que o professor Simonides é um paradigma daquele profissional ideal, que traz no coração doses sempre amplas de sabedoria e humildade. Trata-se de uma pessoa rara e um grande AMIGO! Escravo do saber, amante do conhecimento, exemplo de dedicação ao ensino e à ciência – e tão humano com os não iguais. Dedico-lhe este trabalho, uma resposta singela à amizade com que me presenteou.

PROFESSOR DOUTOR LOURENÇO CORRER SOBRINHO, titular da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP. É ele um professor, cientista, clínico e investigador integral, cuja trajetória de vida é marcada pelo sucesso profissional e pelo número expressivo de seus amigos, entre os quais tenho a honra de me incluir. Meus mais sinceros agradecimentos por sua atenção, seu calor humano e por ter mantido, desde sempre, as portas abertas. Percebi nele um homem atento à discussão científica e à comunicação humana. Generoso tanto num conselho científico como pessoal. Aprendi muito com ele e espero aprender mais e sempre.

PROFESSOR DOUTOR MÁRIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI, titular da Área de Materiais Dentários e coordenador dos cursos de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP. Sinto-me grato a ele pela forma carinhosa e humana com que me tratou, por sua amizade e por todos os conhecimentos que me transmitiu. Dele é quase dispensável, pois de todas conhecidas, enumerar suas virtudes, sua dedicação ao trabalho e ao desenvolvimento da Odontologia. Muito obrigado também pelo desprendimento demonstrado na análise estatística dos resultados da pesquisa. Agradeço também à sua esposa Érica A. Pinho Sinhoreti, secretária da CPG-ATD pela atenção e disponibilidade sempre que dela precisei.

AGRADECIMENTOS

À direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa de seu diretor Professor Doutor Francisco Haiter Neto e Diretor Associado Professor Doutor Marcelo de Castro Meneghin.

À Professora Doutora Regina Maria Puppini Rontani, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos ensinamentos, pelo profundo conhecimento demonstrado durante os seminários e por sua simpatia em nosso convívio.

Ao Professor Doutor Mário Fernando de Goes, titular da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela participação objetiva no Programa.

Reconhecimento especial desejo creditar ao engenheiro mecânico Marcos Blanco Cangiani, técnico da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP. Sua paciência, cooperação e suporte foi fundamental para o desenvolvimento da pesquisa, ao oferecer, com tanto carinho, seu tempo e seu enorme conhecimento de Engenharia e de Materiais Dentários.

À funcionária Selma Aparecida Barbosa Segalla, Técnica de Laboratório da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, por sua costumeira atenção, disponibilidade e fineza de trato.

Agradeço também ao Magnífico Reitor da Universidade de Itaúna, Professor Faíçal David Freire Chequer e ao Diretor da Faculdade de Odontologia, Professor Juracy Corrêa da Silveira, que possibilitam e dão todo o suporte para a realização de nosso curso de especialização na Universidade de Itaúna.

Meu especial agradecimento à Professora Doutora Wildes da Costa Monteiro, principal responsável pela motivação desta tese. Por seu grande desprendimento e ajuda desinteressada, ao dividir seus conhecimentos com a classe odontológica na Universidade de Itaúna e em nossos cursos de especialização. Ao Professor Doutor Rafael Leonardo Xediek Consani, professor da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, sempre amigo e presente quando dele necessitei.

Esta tese não poderia ser realizada sem a ajuda inestimável, também, das pessoas listadas a seguir: SILVANA, minha secretária, pela generosidade ao assumir tarefas, pela gentil disponibilidade, pelo carinho, desprendimento e presteza profissional com que sempre atendeu as minhas solicitações; TELMO RODRIGUES (Coterc), o grande profissional e verdadeiro amigo de todas as horas, pela maneira prestativa e desprendida, responsável pelos casquetes IPS Empress 2; RENATO CERQUEIRA, meu técnico dental durante quase toda a minha vida profissional (começamos e continuamos juntos, numa amizade profunda e fraternal), que aplicou a cerâmica em todos os sistemas; FRED, do Laboratório Clélio, que confeccionou os casquetes para In Ceram; e MÁRCIO E MÁRCIA PESSOA (Prodemap), que confeccionaram os casquetes para metalocerâmica e os refratários para Porcelana pura. MÁRCIO, em especial, trabalha com suas mãos, sua cabeça e seu coração. É um artista!

Ao Professor Doutor Wellington Corrêa Jansen, da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, de grande ajuda na elaboração da estrutura inicial da tese. Dono de saber incontestável e sempre disponível para a troca de idéias.

Registro meus agradecimentos, pela ajuda nos projetos mecânicos, ao Professor Christiano Corradi, da Faculdade de Engenharia da Universidade de Itaúna; José de Souza Castro, desde sempre e pela presença constante dos professores Irineu de Carvalho Macedo, Denise G. Perdigão de Castro, Ademar de Souza Vilela, Josiene Kelly O. S. Vasconcelos e Juliana Rocha Gonçalves.

Desejo ainda expressar minha gratidão aos amigos e colegas que contribuíram com informações importantes e que tiveram influência nesta tese e sobre seu autor. Minha vida profissional foi pautada por grandes pessoas e amigos, aos quais muito admiro e agradeço.

Deixo aqui meu mais sincero agradecimento e apreço àqueles que me transmitiram informações em seminários, conferências, cursos e em contatos pessoais, cujos nomes, tão numerosos, seria impossível relacionar aqui sem incorrer em omissões imperdoáveis.

Ao Professor Doutor Henrique Cerveira Netto, reconhecido por suas pesquisas e pioneirismo, propiciou a disciplina, fundamentos e técnicas para meus primeiros estudos em Oclusão e Estética. Grande amigo, entusiasta e colega, um exemplo a seguir.

Finalmente, gostaria de agradecer a algumas pessoas que foram muito importantes, os meus colegas dos cursos de mestrado e doutorado do Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários, especialmente o Américo, Ricardo Vaz, Hugo e Rodrigo. Tive com eles um convívio muito estimulante para o enriquecimento científico.

RESUMO

O propósito deste estudo foi verificar a resistência à fratura da Porcelana pura e da cerâmica de cobertura sobre casquete de três sistemas cerâmicos (metalocerâmica, In Ceram e IPS Empress 2) após ciclagem mecânica, utilizando ensaio de carregamento com carga de compressão. As coroas foram fixadas nos preparos feitos em dentes bovinos, com cimento de ionômero de vidro modificado por resina composta ou cimento resinoso, seguindo as recomendações dos fabricantes. Após inclusão das raízes em tubos de PVC contendo resina acrílica, os preparos em forma de tronco de cone foram feitos com pontas diamantadas, em torno mecânico. Na linha marginal dos preparos foram confeccionados entalhes chanfrados, objetivando a padronização do posicionamento dos casquetes sobre o término marginal, em forma de ombro arredondado com 0,8mm de largura e paredes convergentes em 8 graus. Quinze casquetes foram confeccionados para cada um dos sistemas cerâmicos, exceto para a cerâmica pura, nos quais a aplicação da cerâmica de estratificação foi feita com auxílio de um dispositivo para padronizar a anatomia oclusal do dente. Após aplicação do glaze, a cimentação foi realizada com carga estática de 4kgf, por 1 minuto. Para simular o contato oclusal entre coroa e ponta da haste do dispositivo de carga, foram confeccionadas pontas-ativas metálicas com anatomia oclusal, de forma a não atingir o fundo da fossa e manter o paralelismo da haste. Após armazenagem em água destilada a 37°C por 24 horas, os corpos-de-prova foram submetidos a 60.000 ciclos, com carga de 35N e 2Hz, imersos em água destilada. O teste de resistência à fratura foi efetuado numa máquina Instron, com velocidade de 0,5mm/minuto. Os resultados foram submetidos à análise de variância para experimentos aleatórios com fator único (fratura após fadiga). Os resultados mostraram diferenças significativas entre os diferentes sistemas cerâmicos, em nível de 95% de probabilidade. O teste de Tukey (5%) mostrou que os valores de resistência à fratura após fadiga mecânica foram com diferença estatisticamente significativa quando o sistema IPS Empress 2 foi comparado com o In Ceram. Os

valores entre Porcelana pura e In Ceram foram sem diferença estatística, sendo que a Metalocerâmica não diferiu estatisticamente dos demais sistemas.

Palavras-Chave: cerâmica de cobertura, ciclagem mecânica, resistência à fadiga, fratura.

ABSTRACT

The purpose of this study was to verify the fracture strength of coverage ceramics in relation to four ceramics systems (metalporcelain, pure porcelain, In Ceram and IPS Empress 2), utilizing compressive load trial after dynamic cycle. The crowns were fixed in complete crown preparations made in bovine teeth, with glass-ionomer cement modified by composite resin or resinous cement, following the manufacturer's recommendations. The teeth were embedded by root in PVC tubes comprising acrylic resin, and the crown was made with diamond points in mechanic lathe. In the marginal preparation line was made a bevel cut, with the objective of standardize the cap's placement upon the marginal line, in rounded shoulder with 0,8mm in width and convergent walls in 8 degrees. Fifteen copings were produced for each ceramic system, with exception for all ceramic, in which the stratification ceramic application was performed with aid of a device to standardize the occlusal tooth anatomy. After glaze application, the crown cementation was realized with 4kgf static load, for 1 minute. To simulate the occlusal contact between opposite crowns, the loading device surface was made according to the tooth occlusal anatomy. After water storage at 37°C for 24 hours, the specimens were submitted to 60,000 dynamic cycles (35N load and 2Hz) immersed in water. The fracture strength test was accomplished in an Instron machine with a crosshead speed of 0,5mm/minute. Collected data were submitted to one-way ANOVA analyzing the fracture after fatigue factor. The results showed statistically significant difference among different ceramic systems at confidence level of 95%. Tukey's test showed that the fracture strength values after fatigue were statistically different when IPS Empress 2 system was compared with In Ceram. The values between pure ceramic and In Ceram were with no statistically significant difference, whereas the metalceramic was with no statistically significant difference when compared to other systems.

Key Words: covering ceramic, dynamic cycling, fatigue strength, fracture.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	001
2	REVISÃO DA LITERATURA	005
3	PROPOSIÇÃO	073
4	MATERIAIS E MÉTODO	075
4.1	Dentes utilizados	075
4.2	Fixação dos dentes em resina acrílica ativada quimicamente	075
4.3	Preparo da coroa total	076
4.4	Moldagem dos preparos	077
4.5	Vazamento do gesso	079
4.6	Confecção dos casquetes	079
4.6.1	Alumina In Ceram	079
4.6.2	IPS Empress 2	082
4.6.2.1	Procedimentos de inclusão e fundição (IPS Empress 2)	082
4.6.3	Metalocerâmica	085
4.7	Aplicação da cerâmica de estratificação	088
4.7.1	Confecção do dispositivo para padronizar a espessura	089
4.7.2	Aplicação da cerâmica	092
4.7.2.1	Aplicação da cerâmica (In Ceram e IPS Empress 2)	092
4.7.2.2	Aplicação da cerâmica no casquete de metalocerâmica	096
4.7.2.3	Aplicação da cerâmica para a técnica de porcelana pura	097
4.8	Cimentação	099
4.9	Ensaio de resistência à fadiga (ciclagem mecânica)	101
4.10	Ensaio de resistência à fratura por compressão	106
4.11	Observação em MEV	108
5	RESULTADOS	109
6	DISCUSSÃO	111
7	CONCLUSÃO	127
	REFERÊNCIAS	129
	ANEXOS	139

1 INTRODUÇÃO

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

A tecnologia aplicada em cerâmicas odontológicas tem avançado rápido, constantemente produzindo novos materiais para restauração de dentes unitários ou na construção de próteses parciais fixas com múltiplos dentes. Com a crescente importância do conceito estético em Odontologia, novos sistemas para coroas de porcelana foram introduzidos, como alternativa às restaurações metalocerâmicas tradicionais em dentes anteriores ou posteriores.

Quando o cirurgião-dentista avalia o tipo de restauração para oferecer ao paciente, a escolha pode ser feita entre diferentes tipos do mesmo material cerâmico, sempre baseados em metalocerâmica ou porcelana pura. Em muitas situações, a coroa totalmente cerâmica apresenta melhor propriedade estética que a restauração metalocerâmica, pois a coloração da liga metálica pode induzir à porcelana uma aparência opaca e/ou a margem do metal ser frequentemente visível.

As propriedades da porcelana podem ser influenciadas pelos procedimentos de confecção da coroa, tais como a condensação do pó e cocção ou, ainda, pelo nível de habilidade do técnico em prótese dentária. Apesar das vantagens das restaurações de porcelana, como estética, biocompatibilidade, durabilidade mecânica e habilidade para suportar as condições bucais durante longo tempo sem deterioração significativa, este material também apresenta algumas desvantagens. Dentre elas, fragilidade ou condições para ocorrência de fratura catastrófica, dificuldade em promover ajuste marginal adequado, micro-infiltração e desgaste abrasivo do dente natural antagonista.

Quando essas falhas ocorrem, a situação é especialmente desagradável para paciente e profissional. Embora pesquisadores tenham avaliado parâmetros, tais como preparo dentário (HOBBO & SHILLINGBURG, 1973; DEHOFF & ANUSAVICE, 1984; FRIEDLANDER *et al.*, 1990; SCHERRER & de RIJK, 1993; CASTELNUEVO *et al.*, 2000; MARTIGNONI & SCHONEMBERGER, 2001), materiais para núcleo (DILMENER *et al.*, 2006); materiais para cobertura (ANUSAVICE *et al.*, 1986; NALLY *et al.*, 1971; WEBBER *et al.*, 2003); tipo e espessura do material para cimentação (LEHMANN *et al.*, 2004; KOMINE *et al.*, 2004) e rigidez da subestrutura (NALLY *et al.*, 1971; PHILP & BRUCKL, 1984; SCHERRER & de RIJK, 1993; ABOUSHELIB *et al.*, 2006; STUDART *et al.*, 2007), pouco esclarecimento tem sido dado para o estado da tensão estrutural que antecede a falha ou ao mecanismo responsável pelas falhas que ocorrem durante o teste mecânico.

Uma característica do teste tradicional que emprega tensão máxima para verificar a resistência máxima (fratura) é a necessidade de usar um carregamento com carga extremamente alta; freqüentemente de 963 a 2.800N (SCHERRER & de RIJK, 1993), quando comparado com o esforço de 5 a 364N necessário para a mastigação e deglutição (WISKOTT *et al.*, 1995) ou à força máxima registrada durante a oclusão dos dentes, de aproximadamente 265 a 585 N (KIKUCHI *et al.*, 1997). Além disso, as falhas ocorridas nos testes tradicionais de laboratório promovem maior número de fragmentos, quando comparados aos dois fragmentos típicos promovidos na falha clínica (KELLY, 1999).

Estudos da resistência à fratura de coroas metalocerâmicas (RILEY, 1977; GABBAR, 1993; POTIKET *et al.*, 2004), coroas totais de porcelana (CAMPBELL, 1989; GREY *et al.*, 1993; GUAZZATO *et al.*, 2004) e materiais restauradores adesivos (KUIJS *et al.*, 2006) evidenciam diferentes fatores que foram considerados responsáveis pela durabilidade limitada das restaurações de porcelana (CASTELLANI *et al.*, 1994) principalmente em próteses parciais fixas ceramocerâmicas (KERN *et al.*, 1992; TASKONAK & SERTGOZ, 2006).

Algumas variáveis também afetam as propriedades mecânicas e o valor da carga necessária para fraturar as coroas de porcelana, como microestrutura da porcelana e condições de armazenagem antes da aplicação da carga. Assim, as restaurações de porcelana suportam maior carga quando são condicionadas com ácido hidrófluorídrico, silanizadas e cimentadas com resina adesiva, quando comparadas à cimentação não adesiva (ATTIA & KERN, 2004). Entretanto, a carga necessária para fraturar as coroas de porcelana cimentadas com procedimentos adesivos foi similar àquela de restaurações metalocerâmicas (STRUB & BESCHNIDT, 1998).

Existem diversos fatores associados às tensões criadas nas restaurações de porcelana, incluindo espessura, propriedades mecânicas, módulo de elasticidade do substrato, direção, magnitude e frequência da carga aplicada, tamanho e localização das áreas de contato oclusal, tensão residual induzida pelo processamento, defeitos na interface restauração-cimento e efeitos ambientais em uso (CRAIG & POWERS, 2004). Além disso, rugosidade de superfície e condicionamento ácido foram objetos de estudos para avaliar as cargas necessárias para o início da fratura da cerâmica (CLELLAND *et al.*, 2006).

Ao longo dos anos, a Odontologia tem buscado obter restaurações de cerâmica considerada ideal, com propriedades físicas adequadas, ajuste marginal apropriado e também estética compatível com a dos dentes anteriores e posteriores naturais, associadas às subestruturas de metal ou porcelana com alta resistência mecânica.

A cerâmica tem sido objetivo de muitas pesquisas (ULUSOY & TOKSAVUL, 2002; SMALES & ETEMADI, 2004; TORRADO *et al.*, 2004; POTIKET *et al.*, 2004). Desde os estudos com os sistemas Dicor, Optec, Hi Ceram, Procera e Zircônio, são constantes os trabalhos comparativos para avaliar a resistência à fratura da IPS Empress 2, In Ceram, porcelana pura e metalocerâmica. Entretanto, discrepâncias de resultados mostradas na literatura apontam para o fato que as condições criadas durante os testes tradicionais de resistência à fratura não parecem reproduzir fielmente àquelas ocorridas pelo uso clínico. Constantemente, a literatura tem sido pródiga em destacar a importância da espessura do casquete

metálico para se obter espessura uniforme da cerâmica de cobertura (MYERS *et al.*, 1994; KOSTKA, 1985).

Diante dessas considerações, seria conveniente avaliar a resistência à fratura de sistemas cerâmicos frente às diferentes características dos sistemas. A hipótese do trabalho seria que a resistência à fratura de coroas totais cerâmicas, depois de submetidas ao ensaio de resistência à fadiga mecânica, poderia ser influenciada pelos diferentes sistemas cerâmicos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Mc LEAN & HUGHES, em 1965, estudaram vários métodos para reforçar as cerâmicas dentais e os vidros de baixa fusão. Realizaram uma pesquisa que desenvolveu uma nova cerâmica dental, juntamente com técnica de aplicação que melhorasse as propriedades mecânicas e a resistência à fratura. Foi observado que cristais de alumínio (Al_2O_3) utilizados como reforço da fase vítrea da cerâmica melhoraram suas propriedades mecânicas. De acordo com os resultados, a cerâmica reforçada alcançou o dobro da resistência transversa das porcelanas dentais convencionais, maior resistência a choques térmicos, e ainda, os dentes produzidos apresentaram anatomia e estética semelhantes às porcelanas convencionais.

O casquete metálico padrão para próteses posteriores, segundo WEINBERG, em 1967, apresentava algumas desvantagens como invasão gengival devido à localização dos pontos de solda e fratura da porcelana devido à flexibilidade de infra-estrutura. . Foram propostas modificações no casquete padrão, de modo que a área proximal se entendesse além da superfície oclusal sem cobertura de porcelana e tivesse largura de 1 a 1,5mm e um ombro lingual de 3 a 4mm promovendo adequada rigidez à infra-estrutura. Também foi indicado o uso de uma barra contínua rígida por lingual de forma corrugada para aumentar a rigidez, além de superfícies arredondadas para prevenir áreas enfraquecidas durante a fusão da porcelana. O autor chamou a atenção para a espessura da porcelana na porção oclusal e possibilidades de fratura se esta fosse muito espessa e sem suporte metálico. Concluiu-se que com técnica controlada de laboratório, a porcelana suportaria forças da mastigação e que fraturas marginais eram comuns durante a cimentação.

LEONE & FAIRHURST, em 1967, pesquisaram as propriedades mecânicas da metalocerâmica, destacando que o vínculo da força variava com diferentes combinações de porcelana e metal. Agentes de união produzem leve mas significativo aumento na força de união com algumas combinações, embora eles pudessem contribuir para valores estéticos de uma restauração. Concluíram que

as forças de união de uma fusão da porcelana aos metais áuricos aumentavam significativamente na presença de oxigênio, o que suportava a teoria de que tal união é de natureza química. Valores de força do esmalte usados em técnicas de porcelana-ouro eram semelhantes às aquelas porcelanas usadas para coroas de jaqueta. Quanto à influência da atmosfera de queima na resistência de união das cerâmicas, verificou-se que valores mínimos de tensão foram encontrados na temperatura de 1037°C por 15 minutos, após os tratamentos realizados durante a pesquisa e, ao se avaliar os testes de compressão e tração sobre fios metálicos submetidos a vários tratamentos de aquecimento. Os valores máximos foram obtidos com 982°C, resfriados, reaquecidos por 15 minutos a 537°C e resfriados novamente. Este tratamento foi responsável pela melhora das propriedades físicas.

NALLY *et al.*, em 1971, verificaram o melhor *design* para a restauração metalocerâmica com liga áurea, por meio de análise quantitativa da tensão. Foram utilizadas coroas com 0,5mm de espessura do metal e uma camada de no mínimo 0,7m de porcelana. Um modelo fotoelástico bidimensional de porcelana fundida sobre ouro foi realizado em modelos cujo tamanho era de 20 vezes em relação ao normal. Foram utilizados 3 plásticos que tinham módulo de elasticidade semelhante aos materiais utilizados na época e a aplicação de tensões em regiões críticas. Os resultados mostraram que a diminuição da superfície oclusal favorecia a distribuição de tensões. Além disso, as cúspides deveriam ter o máximo contorno da coroa e canaletas agudas deveriam ser evitadas. Admitiram que a união da porcelana ao metal aumentava a resistência da ao impacto cerâmica e a estrutura do metal tinha relação com a máxima resistência à fratura da porcelana. Recomendaram casquetes com ângulos arredondados e sulcos pouco pronunciados e seguindo a anatomia dental, sendo que a diminuição da superfície oclusal favorecia a distribuição da tensão.

Para HOBO & SHILLINGBURG, em 1973, quatro fatores seriam responsáveis pelo sucesso final de qualquer restauração feita de metal/porcelana: 1) união metal/porcelana; 2) diferença entre as temperaturas de fusão da porcelana e do metal; 3) diferença entre os coeficientes de expansão térmica e 4)

resistência do metal. Qualquer deformação do casquete metálico, fosse na cimentação ou quando submetido às forças oclusais poderia fraturar a porcelana. Além disso, o metal escolhido devia ser o mais duro possível e o desenho deve possibilitar uma massa suficiente de metal. A união da porcelana ao metal seria verdadeiramente adesiva por natureza. Portanto, a fratura ocorreria primeiramente na porcelana, ao invés de ocorrer na interface metal-porcelana. Os autores enfatizaram que, durante o preparo a quantidade de estrutura dental removida deveria ser o suficiente para comportar porcelana e metal. Destacaram a importância do desenho do casquete e três aspectos a serem considerados: a) extensão da área a ser coberta por porcelana; b) a massa de metal abaixo e unida à porcelana e c) localização dos contatos oclusais. O casquete deveria ser convexo, sem presença de ângulos agudos, com junção metal porcelana em ângulo reto, espessura mínima de 0,3 a 0,5mm e os contatos oclusais sempre em metal. Em relação às próteses parciais fixas, a infra-estrutura deveria possuir quantidade suficiente de metal, espessura uniforme de porcelana, utilização da barra corrugada para aumentar a resistência à fratura e os pânticos com o mesmo contorno da porcelana e não uma barra reta, garantindo estética e suporte para a porcelana.

SHERRILL & O'BRIEN, em 1974, investigaram a resistência transversa das cerâmicas à base de alumina e as compararam com a cerâmica feldspática, assim como o efeito da rugosidade de superfície em ambiente úmido. Para a obtenção das amostras foi preparado um molde metálico para a padronização da forma retangular e dimensões de 1mm e glazeadas sendo que outro conjunto de amostras não era glazeado. As medições posteriores foram num analisador de superfície. Foi realizado o teste de resistência transversa de 3 pontos a uma velocidade de 0,05cm/minuto cujos resultados mostraram superioridade da cerâmica aluminizada em relação à feldspática. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre os dois tipos de cerâmica aluminizada 40,8 μ m e feldspática 44 μ m. Os dois tipos de porcelana foram afetados quando o teste foi realizado em meio úmido.

SOUTHAN & JORGENSEN, em 1974, salientaram que a cerâmica dental era sujeita à fadiga estática e apresentava um limite de resistência à tensão, havendo uma grande variação de cargas destrutivas acima deste limite. O propósito do estudo foi avaliar coroas de jaqueta, demonstrar fadiga estática na presença de umidade e identificar o limite de resistência. Os experimentos foram realizados com 300 discos de 2mm de espessura por 10mm de diâmetro, confeccionados com a cerâmica Vita. As amostras foram submetidas à carga estática com 17,5kgf por uma semana e a superfície da cerâmica de um grupo controle foram tratadas com nitrato de potássio (KNO_3) a 600°C durante 4-5 horas, para verificar se ocorreria aumento na resistência, o que realmente aconteceu, pois verificaram aumento na resistência da cerâmica de 32,58kgf em relação à não tratada de 20,98kgf. Todos os corpos-de-prova submetidos a carga de 17,75kgf falharam em uma semana, pois a carga de 12,5kgf aplicada sobre corpos-de-prova foi limite de resistência para o material. Ao aumentar a aplicação da carga, a capacidade da cerâmica dental de suportar carga estática em água diminuiu. Concluíram que a fadiga estática sobre a cerâmica dental na presença de umidade, num determinado tempo, pode ser prejudicial para o material.

WARPEHA & GOOKIND, em 1976, pesquisaram a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas, simulando aspectos clínicos de forma da cúspide do dente (pré-molar), forças mastigatórias e contato oclusal. A carga compressiva era de 30 graus, sendo que a inclinação da cúspide se localizava perpendicularmente. Foram confeccionadas 44 coroas utilizando metal Ceramigold e cerâmica Ceranco. Foram utilizadas as seguintes variáveis: presença ou ausência de agente de união ao metal (condicionador de metal), o tipo de preparação do metal (utilizando pedra de diferentes abrasividades) e três tipos de desenho de casquetes. As amostras foram submetidas a testes de carga compressiva e levadas ao ensaio na Instron (tipo II), até que ocorresse fratura. O estilete para a carga possuía um ponto biselado de 1mm de diâmetro, com 0,05mm polegadas por minuto, sempre em um mesmo ponto simulando um contato dentário na cúspide vestibular superior, representando um tipo de fratura muito comum clinicamente. Os resultados mostraram fraturas variando de 63,5kgf e 208kgf e

que foram analisados por análise de variância. Concluíram que o tipo de desenho tem uma significativa relação com a resistência á fratura, ocorrendo fratura com pressão menor em desenho de pontas agudas do metal do que quando eram arredondadas, possivelmente pela concentração de tensões no ponto e menor quantidade de porcelana localizada. O uso do condicionador de metal não diminuiu a resistência à fratura quando aplicado corretamente, mas diminuiu quando a espessura era inadequada e estabeleceu que o desenho do casquete era o fator de maior importância.

MILLER, em 1977, analisou os princípios do desenho do casquete para restaurações metalocerâmicas. Segundo ele considerações específicas deveriam ser analisadas como: 1) forças de compressão e de tração; 2) suporte rígido; 3) coeficiente de expansão térmica dos materiais; 4) biocompatibilidade com o dente e periodonto; 5) estética, forma e função e 6) fácil manutenção da higiene oral. Para coroas unitárias, o casquete deve apresentar um colar de reforço, cinta lingual, poste proximal e forma de resistência, além de uma espessura mínima de metal de 0,3mm nas regiões de demanda estética e de 0,5mm nas faces incisal/oclusal e lingual. Para próteses parciais fixas, seguiriam os princípios das próteses unitárias, além de ter que apresentar uma estrutura rígida e camada uniforme de porcelana. Relatou também a importância da localização da área proximal. Os pânticos, tanto anteriores quanto posteriores, deveriam apresentar a mesma forma dos retentores, promovendo um suporte adequado para a porcelana. Conectores e pânticos deveriam seguir a Lei de *Beams*: a) para alterações em altura a deflexão é inversamente proporcional ao cubo da mudança; b) a deflexão é inversamente proporcional a mudança de largura; c) para mudanças no comprimento a deflexão aumenta com o cubo do aumento. O autor chamou a atenção para o fato de que uma camada fina de porcelana seria mais forte do que quando ela excede 1,5 a 2,0mm pois estas poderiam se tornar mais susceptíveis à fratura, mesmo quando forças irrelevantes fossem aplicadas.

RILEY, em 1977, alegou que a estrutura metálica deveria proporcionar características de resistência à cerâmica. As propriedades físicas e o desenho da estrutura deveriam promover resistência às restaurações, pois falhas poderiam ser

resultantes de baixa tensão e de impacto de intensidade. Em adição, a estrutura deveria interferir o mínimo possível na estética. Quanto às propriedades, chamou a atenção para o alto módulo de elasticidade, resistência e união à cerâmica. Fez-se a descrição do desenho e da espessura das restaurações em cerâmica. Segundo o autor, a estrutura metálica deveria ser confeccionada de modo a permitir uma boa saúde gengival e uma adequada espessura de cerâmica; permitindo melhor estética e adequada resistência à deformação. Na face lingual o desenho da estrutura deveria formar um ombro para a porcelana, aumentando a rigidez apesar disto não ser possível na vestibular devido à estética. Ângulos arredondados, cuidados com irregularidades de superfície e espessura seriam muito importantes, pois pequenas variações nas dimensões poderiam acarretar diminuição na resistência, ou seja, afetar a durabilidade da restauração no meio bucal. Quanto às cerâmicas, elas apresentavam excelente resistência à abrasão e erosão, propriedades ópticas e tolerância dos tecidos. O fator mais importante a ser observado seria o fato de que a cerâmica é relativamente fraca quando submetida a tensões, criando fissuras. As tensões mais deletérias eram produzidas pela carga estática, principalmente quando a cerâmica estava sob constante tensão, o que aumentaria quando da sua permanência em meio bucal.

Mc LEAN *et al.*, em 1983, preocupavam-se com o desenvolvimento das cerâmicas e as limitações dos problemas clínicos de espaço, cor e forças oclusais. A cerâmica deveria ser acomodada em 1 a 2mm com a finalidade de simular o esmalte, translucidez e textura do esmalte humano. As forças oclusais no ponto de contato poderiam ser muito altas e sua direção produziria tensões indesejáveis na cerâmica. As fraturas em incisivos e nas fossas centrais de molares seriam dois exemplos. Afirmavam que, infelizmente, a tensão recebida pela cerâmica não poderia ser estabelecida em médias por causa de grandes variações, particularmente na resistência à flexão. A margem de segurança necessária em cerâmica seria sempre maior do que outros materiais como os metais. Chamavam a atenção para o desenho da subestrutura, cuidados durante a queima e preocupação com a fadiga estática.

PHILP & BRUCKL , em 1984, relataram que a estética era melhorada nas restaurações de cerâmica através da eliminação da subestrutura de metal. Coroas de jaqueta de cerâmica eram restaurações mais estéticas, porém eram deficientes em resistência e fraturavam-se facilmente. Muitas tentativas tinham sido realizadas para aumentar a resistência das coroas de jaqueta de cerâmica, sendo que, a incorporação de óxido de alumínio foi responsável pelo aumento significativo na resistência. Estas restaurações de cerâmica eram superiores às feldspáticas em resistência, mas também se fraturavam ocasionalmente. As falhas das coroas originavam-se de micro fraturas imediatamente abaixo da superfície interna da cerâmica, as quais poderiam se expandir sob função. Coroas unidas a uma fina folha de platina, comumente chamadas de coroas com folha de platina, eram tidas como possuidoras de resistência superior devido à eliminação das microfaturas. Os autores relataram também que um recente desenvolvimento foram as coroas de Cerestore confeccionadas com material cerâmico aluminizado. A resistência à compressão de três sistemas de coroa de jaqueta (aluminica) foi comparada após a fabricação em troquel com coroas com folha de platina e coroas Cerestone, fixadas em troquéis de policarboxilato (*Drefw Plastic*) cujo módulo elástico se aproxima da dentina, com a forma de tronco de cone, 2,0mm de ombro gengival, diâmetro oclusal de 5,1mm e altura de 7mm, mantendo uma angulação de 2,5 graus. As linhas dos ângulos axio-gengival e axio-oclusal eram arredondadas. Em seguida, por meio da técnica indireta, troqueis de trabalho foram fabricados com silicone (*Cinch-Vinyl*) e os moldes dos troquéis foram preenchidos com resina epoxi (*Coors Biomedical*) para a Cerestone e gesso para troquel (Unitek) para as coroas aluminizadas e folha de platina de acordo com instruções do fabricante. Para os modelos Cerestone foram aplicados uma camada de separador Teflon e espaçador para o cimento. Para as outras coroas (convencional e platina) foi aplicada uma lâmina de platina. Para padronização da espessura de cerâmica sobre o casquete foi desenvolvido dispositivo que consistia de uma lâmina de aço adaptada em uma base de aço, onde o troquel era posicionado numa base rotatória, de modo que o mesmo girava ao redor da lâmina, permitindo esculpir os corpos-de-prova com

espessuras uniformes. Inicialmente, utilizou-se uma lâmina com espessura uniforme para o casquete de 0,5mm e realizava-se a queima num forno. Posteriormente, uma segunda lâmina, a qual proporcionava uma escultura da coroa com espessura de parede axial de 1,0mm. A última queima foi para glaze e as coroas não foram modificadas por desgastes com brocas. Para certificar que a espessura de todas as paredes era similar, o casquete e os espécimes completados eram medidos em 4 localizações por meio de um calibrador. Após a confecção, os corpos-de-prova foram fixados nos troqueis-mestres de policarboxilato com cimento de fosfato de zinco (Fleck's - Mizzy) de acordo com a especificação nº 8 da A.D.A. com pressão digital e carga de 5kgf durante 10 minutos. Em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em água à temperatura ambiente por 48 horas, antes do ensaio de compressão utilizando uma máquina de ensaio universal Instron a uma velocidade de 1mm/minuto e utilizada uma ponta esférica de aço, no centro da amostra. A resistência à fratura foi: 1) nas amostras com folhas de platina, $1371 \pm 356\text{N}$; 2) convencional, $1768/1371 \pm 386\text{N}$; 3) Cerestore 1913 $\pm 330\text{N}$. Os autores concluíram que as coroas Cerestore apresentaram alta resistência à compressão, mas não eram estatisticamente diferentes das coroas convencionais de cerâmica pura. As coroas com folha de platina apresentaram menor resistência do que as Cerestore e convencional e a espessura de parede padronizada neste estudo não afetou significativamente a carga de fratura das coroas de cerâmicas.

DEHOFF & ANUSAVICE, em 1984, avaliaram o efeito do *design* do casquete metálico com diferentes tipos de terminos sobre a distribuição da tensão residual e deslocamento do metal nas coroas metalocerâmicas, por análise de elemento finito em coroas de pré-molar e incisivo central. As combinações de aplicação de cerâmica com metal nobre (Au-Pd) e não nobre (Ni-Cr) quando se alterou a configuração do preparo marginal (chanfrado, chanfrado com cinta, ombro com cinta e ombro com bisel e cinta) também foram estudadas. Apesar da natureza dos cálculos efetuados, os valores para tensões residuais e distorção marginal forneceram informações úteis no efeito do desenho do metal, assim como interações da porcelana. As distorções marginais que ocorreram por motivo

de diferenças de contração térmica são pequenas (20 μ m) em relação aos dados da literatura. Concluíram que os modelos parciais não resultam em valores diferentes de tensão, sendo que a combinação metal/porcelana influenciaria mais na distorção que o tipo de desenho do casquete, mesmo nos casos em que a espessura do metal é mínima (0,1mm) devido ao tipo de término, e a da porcelana é máxima (2mm). De qualquer modo, os casquetes com espessuras iguais ou menores que 0,1mm podem ser mais susceptíveis a distorções localizadas ou generalizadas.

Segundo a *Council on Dental Materials, Instruments and Equipment*, em 1985, um grande número de novos materiais e processos foram introduzidos para a construção de coroas de cerâmica pura. Isto incluía cerâmicas novas e resistentes para reforçar coroas de porcelana, assim como procedimentos e técnicas como alternativa para a substituição da metalocerâmica. Para uma coroa individual reforçada com estes materiais, indicava-se um *design* marginal de ombro 90° com o ângulo axio-gengival arredondado ou um chanfro longo para as chamadas coroas de jaqueta. A redução dental é de 1mm a 1.5mm para superfícies axiais e 1.5mm a 2mm para a borda incisal ou superfície oclusal. Como não havia ainda publicações para a comprovação científica dos novos sistemas, sugeriram as devidas cautelas para procedimentos clínicos.

KOSTKA, em 1985, fez uma revisão dos princípios do desenho da infraestrutura das metalocerâmicas. Segundo ele, a camada de porcelana não deveria ser mais espessa que 2mm na oclusal e incisal, para garantir sua resistência. Para isso, a estrutura metálica deveria apresentar certas características como elevação proximal e correta largura mesio-distal, promovendo suporte adequado para a porcelana. Entretanto, ao se verificar a secção de coroa metalocerâmica típica, podia verificar espessura de 8 a 10mm nas proximais e fraturas no longo eixo. Chamava a atenção para o desenho do metal para eliminar o problema e estabeleceu que a porcelana suportada por metal não fraturasse sob forças da mastigação normal.

Para KIMONDOLLO, em 1986, a função primária do desenho da subestrutura era desenvolver uma forma adequada para suportar as tensões

oclusais, vedar margens e promover estética adequada. Chamou a atenção para o colar lingual como um ombro para receber o impacto das tensões, tanto em anteriores quanto em posteriores. A remoção de 1,5 mm de estrutura na vestibular e 2,0 mm na oclusal seria suficiente para promover espaço para o metal e a porcelana. A espessura do metal foi preconizada para 0,3mm em metais não nobres e 0,5mm para metais nobres, fornecendo 1,5 a 2,0mm para a porcelana em ambos os metais.

ANUSAVICE *et al.*, em 1986, chamavam a atenção para o fato de que a confecção do casquete para metalocerâmica possuía bases empíricas, principalmente a espessura marginal com variações de 0,1mm a 0,5mm, em ligas nobres ou não nobres, com o desenvolvimento de tensões na margem e que tais fatores poderiam gerar riscos para a integridade marginal. Este estudo comparativo buscou calcular a distribuição de tensões induzidas numa coroa metalocerâmica, em dente anterior, fabricada com casquetes de ouro-paládio ou de níquel-cromo, tendo a espessura reduzida de 0,3mm para 0,1mm, utilizando planos de análise de tensões. Dois modelos de elementos finitos dimensionais de 3 desenhos de coroas foram submetidos a uma força de 200N que era distribuída sobre a porcelana, próximo à junção metal-cerâmica, na superfície lingual. Baseados em análises de tensão plana, o máximo de tensão compressiva na porcelana, para os 3 casos eram 29,5 MPa e 123,1 MPa respectivamente. A mais alta tensão elástica para os casquetes de Ni-Cr e Au-Pd com dimensões convencionais foi de 0,016% e 0,014%, respectivamente. Não houve diferenças significantes ao se aplicar forças de tensão quando se alterou a espessura do casquete de 0,3mm para 0,1mm. Todos os valores eram abaixo dos valores críticos de fratura da porcelana. E o mais surpreendente foi que, não importava a tipo de liga utilizada e que essa diminuição não trazia riscos clínicos para a falha da porcelana como se acreditava, inclusive na hipótese original da pesquisa. Porém, desgastes, pedras abrasivas, diferenças de contração térmica entre porcelana e metal causavam mudanças dimensionais e que afetavam a adaptação marginal da restauração.

Segundo VIEIRA *et al.*, em 1989, a resistência à fratura da porcelana estava condicionada a correta forma do casquete metálico. Tais características dessa forma estariam associadas às propriedades mecânicas da porcelana: resistência à compressão, pouca resistência à tração e friabilidade. Afirmavam que a porcelana como material restaurador seria insuperável na estética e que sua associação ao metal a tornava resistente a fraturas. Porém, sempre condicionadas a correta forma do casquete metálico. As falhas poderiam ocorrer na interface metal-porcelana, opaco e corpo da porcelana ou apenas no corpo da porcelana. Ao descreverem a oclusão de molares antagonistas mostraram a decomposição de vetores oriundos da ação da carga sobre as vertentes oclusais com ângulos diferentes (α e β) em relação ao plano oclusal. Na vertente lingual do molar inferior, a carga se decompõe em força normal (N_1), que representa uma componente de fratura ao nível da cúspide respectiva. Da mesma forma, na vertente vestibular do molar superior, desenvolve-se a força normal (N_2) que vem a representar, também, uma componente de fratura ao nível da cúspide. Sendo os módulos das forças normais de valores diferentes, pode-se verificar que, quanto mais plano for o ângulo, maior será o esforço correspondente ($N_2 > N_1$). Os autores chamaram a atenção para a importância da espessura da porcelana, sempre uniforme e em torno de 3mm e para espessura mínima do metal, dependendo se liga fosse áurica ou não nobre. Concluíram que a forma errada do casquete seria a principal causa maior de fraturas em porcelanas.

CAMPBELL, em 1989, comparou a resistência à flexão de 4 novos materiais cerâmicos (Dicor, Optec, Hi-Ceram e Cerstore) com o casquete de jaqueta de porcelana aluminizada convencional (PJC Vitadur) e 3 coroas metalocerâmica, cujos metais eram: Jelenko "O", Olympia e Rexillium III. Para o teste de resistência à flexão, foram confeccionadas barras com 20mm de comprimento x 2,5mm de largura x 2,5mm de espessura foram confeccionadas para cada sistema cerâmico e divididos em grupos, perfazendo um total de 150 barras. Para os três grupos de metais foram construídas trinta barras com 0,1mm de espessura (Rexillium III, Olympia e Jelenko "O"), onde era aplicada a porcelana (VMK 68 – Vita) com 1mm, em um lado da barra. Para a cerâmica

Dicor, 10 barras testadas como saíram da fundição, em 10 amostras aplicou-se porcelana (Dicor Shading porcelain – Dentsply) e 10 barras foram cobertas com 1mm de porcelana (Vitadur Veneer Vident) sendo que em um lado somente. Para o Hi Ceram (Original Cerestore) e New Cerestore o mesmo procedimento foi aplicado seguindo as recomendações de cada fabricante nas barras numeradas. Em seguida os espécimes foram fraturados (3 pontos) numa máquina de teste universal Instron, sempre com a colocação da aplicação da porcelana para baixo. As médias de resistência à flexão foram submetidas à análise de teste de comparação múltipla (teste de Tukey). Mostraram que as subestruturas não metálicas obtiveram 45 a 70% da resistência das amostras de metalocerâmica e sugeriu a sua utilização somente em dentes anteriores. Os módulos de elasticidade foram: Rexillum (26,245 – 28 x 10⁶), Olympia (23,444 -19 x 10⁶), Hi Ceram veneer (18,500 - 19 x 10⁶), New Cerestore veneer (17,549 – 19 x 10⁶), Cerestore Original (17,130 – 18 x 10⁶), Jelenko O (14,888 – 14 x 10⁶), Dicor veneer (12,341 – 10 x 10⁶). Concluiu que a utilização dos metais Rexillum veneer e Olympia foram mais resistentes do que qualquer subestrutura cerâmica. Os sistemas Optec, Hi Ceram e Cerestore com subestrutura cerâmica aumentaram a resistência da veneer, sendo que Dicor e núcleo de porcelana não resultaram em aumento de resistência. Ressaltaram que enquanto o módulo de elasticidade aumentava, a resistência à flexão também, e este módulo juntamente com a espessura da infra-estrutura exercia influência sobre a rigidez.

KELLY *et al.*, em 1990, apontaram a fractografia como método utilizado para se estudar restaurações cerâmicas que falharam clinicamente. Fez uma revisão básica de conceitos sobre as fraturas e a discussão de aspectos clínicos envolvidos. Avaliaram 12 coroas totais de porcelana DICOR e Cerestore que falharam após um período de 17 a 36 meses na boca, quando foram estudadas para se determinar a origem da fratura e calcular a tensão. Após a remoção, foram limpas no ultra-som e desionizadas com água e acetona para serem analisadas no MEV, em áreas onde se originou a falha (quando discernível), em interessantes características microestruturais e verificou-se a tensão de fratura por meio de fractografia. Muitas fraturas eram durante a prova das coroas (superfície interna),

outras relacionadas a facetas de desgaste proveniente de contatos oclusais (slice), força de mordida excessiva, porosidades, técnica de ceramização deficiente, utilização de brocas na superfície oclusal durante a fase laboratorial e fissuras provocadas provavelmente pela abrasão do jato de óxido de alumínio durante a remoção do revestimento. Após análise das fotomicrografias e fractografia, concluiu que: as coroas totais eram susceptíveis à fratura como resultado de sua natureza frágil e devido às tensões causadas durante o uso; a maioria das coroas apresentou falhas que se iniciava na superfície interna, freqüentemente na proximidade de facetas, indicando região de alta tensão superficial, ou provavelmente em locais com grandes falhas ou vazios; defeitos foram identificados como sendo de fabricação ou inerentes da microestrutura da cerâmica. Defeitos observados na cerâmica Dicor pareciam ser relativos primariamente à porosidade superficial originada durante a fundição. Falhas causando fissuras e defeitos na cerâmica Cerestone pareciam ser devido à porosidade introduzida durante a construção das coroas do material externo, locais de facetas ou defeito microestrutural associado com a alta resistência do corpo do material. Defeitos adicionais (laboratoriais) também poderiam ser causados pela abrasão do jato de óxido de alumínio e utilização de brocas.

SEGHI *et al.*, em 1990, realizaram um estudo comparando o módulo de ruptura (MOR) de vários tipos de materiais utilizados na confecção de coroas cerâmicas. Foram formados 11 grupos de dez corpos-de-prova para cada tipo de cerâmica: a) Cerinate; b) Ceramco II; c) Crystar; d) VMK 68; e) Vitadur N-corpo; f) Vitadur - dentina; g) Mirage; h) Optec; i) Dicor; j) Ceram; k) In Ceram, modificando-se o padrão original ISO para cerâmica. Após a confecção, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência à flexão de três pontos em máquina para teste Universal. Após os testes, as cargas de fratura foram determinadas e o MOR calculado (MPa) para cada grupo, sendo: a- 93,6 (12,8); b- 60,8 (5,2); c - 70 (7,6); d- 65,5 (5,2); e- 24,8 (12,7); f- 63,1 (9,6); g- 70,3 (8,7); h- 105,3 (11,2); i- 124,7 (18,7); j- 141,5 (18,7); e, k- 446,4 (63,9). Os autores concluíram que a cerâmica In Ceram apresentava módulo de ruptura (MOR) significativamente maior que os outros materiais.

Na pesquisa de FRIEDLANDER *et al.*, em 1990, 6 modelos de preparo dentário para porcelana em primeiros pré-molares superiores foram testados quanto a seu efeito sobre a resistência de coroas Dicor. Foram confeccionadas 10 coroas para cada modelo de preparo e suas resistências à fratura foram medidas. Três modelos de linha de término (ombro de 1,2mm com ângulo axio-gengival agudo, ombro de 1,2mm com ângulo axio-gengival arredondado e chanfro de 0,8mm) e dois ângulos de convergência oclusais (10 e 20 graus) foram testados. Todos os preparos possuíam 2,0mm de redução oclusal. As resistências médias à fratura das dez coroas Dicor foram comparadas àquelas das dez restaurações controles de porcelana. O preparo dentário com linha de término em ombro de 1,2mm, ângulo axio-gengival agudo e 10 graus de convergência oclusal total apresentou os maiores valores de resistência para as coroas Dicor (88,6kgf). As restaurações mais frágeis foram observadas quando uma linha de término em chanfro de 0,8mm (66,8kgf) foi usada. As restaurações metalocerâmicas foram significativamente mais resistentes (247,45kg) do que as coroas Dicor (88,6kgf).

De acordo com Mc LEAN, em 1991, as novas cerâmicas estariam sendo indicadas em substituição às restaurações metalocerâmicas. Entretanto, estes materiais ainda têm suas limitações como: precisão, baixa resistência à fratura por tração, dificuldade em se obter superfície livre de porosidade e fendas, podendo falhar em função das limitações de suas propriedades e dos esforços complexos a que são submetidas no meio oral. Além disso, as cerâmicas são mais duras que o esmalte dental e podem causar desgaste excessivo durante a mastigação. Entretanto, elas são frágeis quando comparadas com as ligas de ouro. A alta resistência à fratura do metal não dependia da superfície como da cerâmica. Diversas pesquisas foram realizadas sobre a integridade da superfície e mostraram que a resistência e longevidade das restaurações eram dependentes da superfície da cerâmica. Uma cerâmica com alta resistência, porém com defeitos na superfície, podia ter seu desempenho diminuído em relação às cerâmicas livres de defeitos.

PROBSTER, em 1992, chamou a atenção para novas tecnologias e alternativas para confecção de coroas de porcelana com a introdução de dois

novos sistemas. Realizou um estudo para avaliar a resistência à compressão das cerâmicas In Ceram (Vita) nas quais o pó de alumina era sinterizada, para criar o casquete e numa segunda queima era realizada a infiltração de vidro, e IPS Empress (Ivoclar AG), cerâmica reforçada com leucita cujo processo de confecção se baseia na técnica da de cera perdida. Foi desenvolvido um troquel metálico de cobalto-cromo, com ombro de um mm de largura, simulando um incisivo central superior e que foi utilizado como padrão. Seis coroas foram fabricadas para cada sistema cerâmico (In Ceram, IPS Empress maquiado e IPS Empress estratificado). O processo de confecção dos corpos-de-prova foi de acordo com as recomendações dos fabricantes. O sistema IPS Empress maquiado foi confeccionado usando uma placa de silicone encerada previamente adaptada no modelo de gesso e preenchido com cera fundida. As dimensões dos casquetes de cera foram controladas com um paquímetro digital. As coroas metalocerâmicas de níquel-cromo (Wiron 88, Bego) e Vita VMK 68 (Vita) foram usadas como grupo controle e padronizadas como os procedimentos anteriores das outras cerâmicas. Após a confecção, os corpos-de-prova foram fixados sobre o troquel metálico de cobalto-cromo usando cimento de fosfato de zinco (Harvard Cement, Germany). Trinta minutos após a cimentação, as coroas de cerâmica foram submetidas ao ensaio de resistência à compressão em máquina de ensaio de universal Instron (Modelo 1554, Germany) equipada com uma ponta esférica de aço com 5 mm de diâmetro, posicionada no centro do corpo-de-prova, a uma velocidade de 0,5mm/min., quando a força de fratura foi registrada por um sistema computadorizado. As diferenças entre os sistemas testados foram avaliadas com o teste Wilcoxon U. Para permitir a cimentação de outra coroa, as fraturadas eram cuidadosamente removidas com pedra diamantada. A resistência média de fratura da cerâmica In Ceram foi de 964,3 N (566/1360 N) e sempre o casquete permaneceu intacto e somente a coroa fraturava. No caso da IPS Empress com a técnica de maquiagem, a resistência média foi de 814 N (525/1470N), ocorrendo fratura completa da cerâmica. A IPS Empress estratificada apresentou valores de 750,6 N (500/1150N). As coroas metalocerâmicas tiveram uma fratura média de 1494 N (990/1885N) parcialmente expondo a estrutura metálica. O autor concluiu

que as coroas totais de ambos os sistemas apresentaram suficientes valores de resistência para serem usadas clinicamente.

GORODOVSKY & ZIDAN, em 1992, avaliaram a resistência retentiva de coroas totais fundidas, fixadas com 5 agentes cimentantes (fosfato de zinco Fleck's, ionômero de vidro convencional Ketac Cem - ESPE, resinosos Conspan – Caulk Dentsply, Conspan com agente de união à dentina Prisma Bond – Caulk Dentsply e Superbond com adesivo C & B) e que foram preparadas com dimensões padronizadas em dentes molares humanos extraídos. Foram também avaliadas a integridade marginal dos cimentos Fleck's, Ketac Cem e Comspan, por meio de microscopia eletrônica de varredura. Molares humanos extraídos, intactos, foram limpos e refrigerados em água desmineralizada até o momento da utilização. Foram confeccionadas retenções horizontais nas raízes, alinhados com resina acrílica em tubos de PVC com o eixo perpendicular ao plano horizontal. Os preparos foram padronizados para coroas totais com oito graus de expulsividade, 4,5mm de altura e 1mm de chanfro e foram confeccionados com instrumento de carboneto de tungstênio em um torno mecânico, sob refrigeração. A face oclusal era plana e perpendicular ao longo eixo do dente. Moldeiras individuais foram fabricadas para cada dente preparado e para a moldagem foi utilizado um polivinilsiloxano (Mirror 3 – Kerr) pela técnica de mistura simples. Uma hora após a obtenção dos modelos de gesso, aplicou-se três camadas do espaçador Tru Fit sobre os mesmos, sendo os padrões de cera confeccionados pela técnica indireta. O revestimento utilizado foi o Ceramigold – Whipmix, e as fundições foram realizadas com liga nobre de ouro/paládio *Lodestar*, com uma alça oclusal para adaptação na máquina de ensaios MTS (remoção por tração), a uma velocidade de 50lb/seg, após 7 dias de armazenagem em água a 37°C. A fixação das coroas foi feita com aplicação de uma carga de 4,5 kgf durante 8 a 10 minutos. Os ensaios de remoção por tração foram realizados em máquina MTS, até ocorrer a fratura. Foram verificadas diferenças significativas nas resistências (MPa), que foram inferiores nos grupos formados pelos cimentos de fosfato de zinco ($3,08 \pm 0,9$) e ionômero de vidro ($3,12 \pm 1,2$) em comparação aos grupos formados pelos materiais resinosos Comspan ($4,21 \pm 1,8$), Comspan com adesivo Prisma Bond

(4,01 ± 1,8) e Superbond C & B (>6,40 ± 1,8). Dando continuidade à pesquisa, três corpos-de-prova foram preparados, as coroas cimentadas nos dentes extraídos (com Flecks, Ketac-Cem e Conspan) e armazenados em água destilada de 6 a 10 semanas para análise da integridade marginal. Verificou-se que o cimento resinoso estava intacto contrariamente ao cimento de ionômero de vidro que praticamente desapareceu da margem, e o cimento de fosfato de zinco que apresentava severa degradação. Concluíram também que ocorreu fratura da estrutura dentinária (coroa ou raiz) em vários dentes com coroas fixadas com o agente Superbond C & B, sendo que as coroas não se separaram do preparo no percentual elevado de 46%. Segundo os autores, o aumento de retenção de coroas metálicas proporcionado pelo cimento resinoso em relação aos de fosfato de zinco e ionômero de vidro foi atribuído às melhores propriedades mecânicas do material e o aumento na resistência à retenção que ocorrem por meio da retenção mecânica e, principalmente, pela união físico-química.

A proposta do estudo clínico de KERN *et al.*, em 1992, foi avaliar a adesão *in vivo* do cimento resinoso à porcelana In Ceram, quando usado o método de adesão que tem sido bem sucedido em testes de laboratório. Dezesete próteses parciais fixas ceramocerâmicas, fixadas com adesivo resinoso e *splints*, foram confeccionadas a partir de porcelana com alumina infiltrada, cobertas triboquimicamente com sílica e fixadas em seus dentes pilares. A cerâmica de cobertura utilizada foi Vitadur Alpha. Os pacientes foram chamados para retorno a cada 6 meses para avaliação das restaurações quanto à função e possíveis falhas. Os resultados que algumas fraturas ocorreram na porcelana mostraram no período de observação de 3,8 a 16 anos. No entanto, a união entre os dentes, o adesivo resinoso e a porcelana com alumina sempre permanecia estável. Concluíram que a cobertura de sílica resultou em adesão durável do cimento resinoso em período superior a 5 anos.

Progressos recentes na tecnologia de materiais cerâmicos para restaurações têm permitido avanços, embora existam preocupações sobre a resistência à fratura, adaptação marginal e estética. SCHERRER & de RIJK, em 1993, avaliaram o efeito do comprimento da coroa na resistência à fratura de

restaurações cerâmicas quando três diferentes módulos de elasticidade do troquel de suporte foram utilizados, sendo uma resina polimetilmetacrilato com 3,0 GPa, e duas resinas compostas com módulo elástico de 9,4 e 14 GPa. Foram utilizadas duas diferentes configurações de preparo, sendo uma somente oclusal e outra coroa total. Foram confeccionadas 60 amostras nas quais foi aplicada a porcelana feldspática Ceramco, de acordo com as recomendações do fabricante, inclusive para a cimentação. O conjunto foi mantido em temperatura ambiente por 24 horas, sendo em seguida submetido ao teste de fratura em máquina Instron (Modelo 1125, MA) onde a carga de compressão era exercida por esfera de aço com 12,7mm de diâmetro em três pontos bem definidos da coroa a uma velocidade de 0,5mm/min. Os resultados mostraram uma característica de falhas com média de 478/3543N para a porcelana oclusal e 963/2800 N para coroa total. Os autores concluíram que a resistência à fratura de uma coroa cerâmica depende do módulo de elasticidade do material de suporte. Também, não foi significativamente afetada pelo comprimento de coroa quando o material tinha módulo de elasticidade de 14 GPa. Porém, quando o material tinha módulo de elasticidade menor que nove GPa foi significativamente afetada

GREY *et al.*, em 1993, fizeram a comparação *in vitro* de coroas convencionais e de um novo sistema cerâmico, avaliando o espaço criado entre a coroa e o troquel e a força para ocorrer a fratura da coroa. Foram confeccionadas 33 coroas de tamanho e forma similares (VITA), sendo onze para cada um dos seguintes grupos: a) do tipo alumínica - Vitadur N; b) metalocerâmicas – VMK; c) In Ceram, que era um novo sistema de casquete cerâmico, infiltrado por vidro. Posteriormente as mesmas foram adaptadas aos troqueis metálicos padronizados, de acordo com as recomendações do fabricante, pelo método convencional. A exatidão da adaptação da linha marginal de cada coroa foi determinada usando silicone de baixa viscosidade antes da cimentação nos troqueis metálicos com cimento fosfato de zinco, com pressão digital. Removido o excesso marginal, a espessura do cimento foi avaliada, sendo de 95 µm para metalocerâmica, 154µm para alumínica e 123µm para o sistema In Ceram. Cada coroa cimentada foi submetida à carga na região central, até a ocorrência de fratura, utilizando

máquina de teste Howden (RDP,) a uma velocidade de 0,5mm/min. Realizados os testes, verificou-se que cerâmica pura alumínica apresentava característica de fratura em direção ao centro da cerâmica; coroas metalocerâmicas, com fratura da cerâmica na interface metal/óxido. Do total de corpos-de-prova, seis falharam e quatro permaneceram intactos. Os autores concluíram que a média de resistência à fratura da cerâmica alumínica In Ceram ($1609 \pm 459\text{N}$) foi significativamente maior que a cerâmica alumínica Vitadur N ($916 \pm 121\text{N}$), mas não foi estatisticamente diferente da metalocerâmica ($1557 \pm 362\text{N}$).

Apesar da estética e biocompatibilidade das porcelanas dentais, as falhas ainda geravam considerável preocupação por causa das propriedades limitadas da coroa de porcelana pura, de acordo com GABBAR, em 1993, principalmente no ambiente oral onde eram importantes a abrasão e a alta resistência, apesar das semelhanças com o esmalte. O objetivo do estudo foi avaliar a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas, cerâmicas reforçadas com alumina usando troqueis refratários e técnica da platina sobre o troquel. Quinze coroas foram confeccionadas com 3 diferentes tipos de aplicação da porcelana sendo cinco amostras de metalocerâmica (Vita Omega), cinco casquetes de alumina (In Ceram) e cinco porcelanas pura (Vita-Dur N), em incisivos centrais superiores extraídos. Os preparos foram coroas totais, com a diferença do término marginal onde o ombro era reto para o In-ceram e Vita-Dur e para metalocerâmica com bisel. O metal utilizado foi Wiron 99, com espessura aproximada de 0,3/0,5mm sempre com a preocupação de manter espessura de 1/1,3mm aproximadamente de porcelana termociclada (Vita Omega), de acordo com recomendações do fabricante. Para o segundo grupo, as coroas foram construídas com VitaDur N, após a moldagem do dente preparado e vazamento do gesso especial para produzir o troquel refratário com a diferença do terceiro grupo, onde a aplicação da porcelana era sobre a lâmina de platina, sempre mantendo espessura de 1/1,2mm no contorno vestibulo/lingual. Todas as coroas foram preenchidas internamente com resina acrílica (L. D. Caulk), posicionadas numa base também de resina e levadas para o teste de resistência à fratura em máquina de teste Instron (Model TT), numa velocidade de 0,5mm/min. Os dados coletados foram analisados

utilizando análise de variância (ANOVA) e o teste Student T. Os resultados encontrados foram: o grupo A, 152,4 (DP 8,6); grupo B 81,0 (DP 7,3) e grupo C, 60,0 (DP 7,1). Os autores concluíram que as amostras de metalocerâmica foram significativamente mais resistentes à fratura do que os outros dois sistemas de porcelana pura e que não existiram diferenças significantes entre as coroas construídas sobre o troquel refratário e a técnica sobre a lâmina de platina.

A proposta do estudo de CASTELLANI *et al.*, em 1994, foi avaliar a resistência à fratura de 3 tipos de coroas cerâmicas, sendo: 1 – metalocerâmica (AuPd – V Delta); 2 - coroas *veneer* de vidro (Dicor – Dentsply); 3 – coroas com núcleo de alumina (Hi Ceram – Vita) e coroas com núcleo de alumina infiltrado por vidro (In Ceram - Vita), e comparar esses valores com as metalocerâmicas, tendo sido fabricados 7 corpos-de-prova para cada material. O troquel mestre foi de aço, com dimensões de pré-molar e a espessura da subestrutura foi controlada com 0,5mm e a espessura total da cerâmica com 1,5mm. Um aparelho foi desenhado para padronizar a forma, dimensão e espessura das coroas cerâmicas, quando foi usada Vita VMK 68 para metalocerâmica, Vita Vitadur N para o restante dos espécimes e que foram submetidas posteriormente ao ensaio de fratura numa máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 1mm/minuto. Os resultados mostraram resistência à fratura máxima de 27,37kgf (5,62) para as amostras de In Ceram e a mínima de 5,55kgf (DV 0,518) para Dicor. Os resultados das médias mostraram resistência à fratura da metalocerâmica (17,048kgf) significativamente mais alta do que Hi Ceram (8,445kgf) e Dicor (5,155kgf), mas diferenças não significantes entre metalocerâmica e In Ceram. Porém, aconteceu diferença substancial entre a maneira em que as coroas cerâmicas fraturaram (catastrófica, onde trincas eram visíveis e macroscopicamente e se separaram em 2 ou 3 peças) e as metalocerâmicas com trincas superficiais e que afetaram somente a camada de cerâmica. Os autores concluíram que todas as coroas de cerâmica pura sofreram fratura catastrófica, independentemente dos valores de carga, diferentemente da metalocerâmica, que mostrava somente trincas múltiplas e aderidas ao metal. As amostras de In Ceram obtiveram melhores resultados do

que as outras de cerâmica pura, mas não estatisticamente diferentes daqueles obtidos pela metalocerâmica.

O propósito do estudo realizado por MYERS *et al.*, em 1994, foi determinar características de estresse de corrosão-fadiga de uma cerâmica prensada, feldspática com a fase cristalina contendo cristais de leucita (IPS Empress). Foram preparados 120 discos padronizados com 1mm de espessura e 12mm de diâmetro, encerados, enviados ao laboratório, polidos e submetidos à fadiga dinâmica (3 pontos) em padrões múltiplos e constantes de tensão. Vinte amostras foram designadas para o teste de fadiga em ambiente seco, sendo que os outros 100 divididos em grupos de 20, conduzidos em banho da água destilada circulante a $37^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}\text{C}$, usando o teste de resistência à flexão biaxial. Com a finalidade de evitar o estresse de corrosão provocada pela água, a resistência inerte das amostras foi determinada em óleo a 110°C por 16 horas, com 100 MPa/segundo. A média de resistência à fratura para os testes inertes foi de 136,7 MPa. Para obtenção dos parâmetros de fadiga estabeleceram a análise da regressão linear da carga de fratura pelo tempo de falha e verificaram que o IPS Empress era susceptível à falha por fadiga em ambiente úmido. A resistência inerte foi 135,7 MPa e os parâmetros de fadiga foram $n=31$ e 83,8 MPa. Concluíram que as porcelanas feldspáticas eram mais susceptíveis à fadiga do que o sistema IPS Empress.

No mesmo ano, MYERS *et al.*, realizaram outro estudo e chamaram atenção para o uso de restaurações cerâmicas cuja variação da geometria e espessuras poderiam influenciar na resistência à fadiga e fratura destes materiais. Eles estudaram as características da tensão de corrosão de fadiga da porcelana feldspática Optec-hsp e da cerâmica aluminizada Sigma, usando o teste de fadiga dinâmica em ambiente molhado. Foram preparados discos (1,4mm espessura e 12mm de diâmetro, aproximadamente) de acordo com as recomendações de queima do fabricante. Para o teste na água, as 120 amostras foram divididas em 6 grupos e submetidas ao teste de flexão biaxial num dispositivo de três esferas em água destilada circulante e levadas a máquina de teste universal Instron 8562 para serem submetidas à fadiga dinâmica. Medições também foram feitas em ambiente

seco, cujas medias de tensão de fratura se situavam em torno de 167,9MPa, sendo que em ambiente molhado a média dos valores foi de 115,1MPa, quando a carga era de 100MPa. Portanto, para o sistema Optec, o valor médio era 26 (SE 1,9MPa) e para o Sigma era 91,3 MPa (SE 1,2MPa). Concluíram que o sistema Optec-hsp demonstrou susceptibilidade à corrosão e fadiga quando testado em ambiente molhado, porém menos susceptível, quando comparado com a porcelana aluminizada Sigma.

Em 1995, havia uma grande preocupação com a substituição das coroas metalocerâmicas convencionais. Porém, por suas comprovadas propriedades físicas, acreditava-se na possibilidade de se eliminar a deficiência estética na face vestibular com o sistema *collarless*. Com a finalidade de se realizar testes de tensão, LEHNER *et al.*, neste ano, projetaram um dispositivo que permitiu simulações em coroas cerâmicas com ausência de metal na vestibular (*collarless*). Foram fundidos 108 espécimes com metal nobre cujas dimensões foram de 0,5mm de espessura, 5mm de comprimento e 10mm de largura, e divididos em três grupos de 36, nos quais foi aplicada a porcelana Vita Omega. Estes corpos-de-prova ou eram totalmente suportados por metal ou apresentavam de um a 2mm de cerâmica pura na margem vestibular. Para cada desenho, 12 espécimes foram fraturados numa máquina de teste universal (RM 50 – Schenk/Trebel) a 0,5mm/min, em ângulos de 90, 45 e 6 graus. A força de resistência à compressão para coroas *collarless* ficou próxima daquela com o suporte metálico (médias de 291,6 MPa, 320,2 MPa e 335,9 MPa) respectivamente para 1mm, 2mm e 0mm de extensão da porcelana, quando testadas a 90 graus. Entretanto, para 45 graus a resistência à fratura foi 7,3, 11 e 5,8 vezes menor. Já no ângulo de 6 graus, verificou-se valores 45, 60 e 25 vezes menores. As diferenças foram altamente significantes ($P < 0,001$). Concluíram que não houve diferença significativa entre as coroas que tinham redução de 1 e 2mm com as que não tinham redução e submetidas à carga na rampa de 90 graus. Observaram também que a rigidez da infra-estrutura é importante na resistência à fratura da cobertura de porcelana (módulo de elasticidade).

WISKOTT *et al.*, em 1995, relataram que evidências clínicas indicavam que a maioria das fraturas de estruturas de trabalhos protéticos ocorre após muitos anos e que não se referem a um único episódio de sobrecarga aguda, mas tais fracassos são geralmente relacionados à fadiga. Neste trabalho, foram discutidos os métodos de teste empregados e diversas teorias para explicar as falhas, sua origem física, métodos de análise, implicações protéticas, assim como diversas sugestões para estudos desta natureza. Segundo os autores, a fadiga seria provocada pelo desenvolvimento de falhas microscópicas em áreas de concentração de tensões na superfície ou próximo dela. Com sucessivas cargas, havia a fusão delas, formando fissuras maiores que levariam ao enfraquecimento da restauração. Ao final de uma ciclagem mecânica ocorreram falhas catastróficas quando esta excedia a capacidade mecânica do material. De acordo com os autores, as falhas de fadiga poderiam ser divididas em 3 estágios. No estágio I, ocorreria uma propagação nanométrica. No estágio II de propagação a direção da falha estaria alterada, e no estágio III ocorreria a clivagem intergranular chamada de fratura catastrófica. Também descreveram de três maneiras a formação da curva de tensões. Primeiramente, um baixo ciclo de fadiga quando os fracassos ocorriam abaixo de 10.000 ciclos, indicava que a tensão aplicada estava além do limite elástico do material, causando deformação plástica. Como as cerâmicas tinham pouco ou nenhuma capacidade para deformação plástica, testes deste tipo eram de uso limitado para restaurações cerâmicas. Mostraram também que nas cerâmicas e vidros, as trincas podem se tornar instáveis somente com cargas estáticas, na ausência de ciclagem mecânica. Em segundo lugar, um limitado ciclo de fadiga quando a tensão era aplicada além do limite elástico do material para ciclos de fadiga entre 10.000 a 10.000.000. Os regimes de teste nos quais fracassos ocorriam acima de 10.000 ciclos poderia ser consequência da aplicação de tensões abaixo do seu limite elástico. Testes deste tipo mostravam o tempo de vida das restaurações clínicas e com isso eles poderiam ser considerados úteis. Finalmente, ciclos ilimitados, acima de 10.000.000, seriam indicados para testes em indústrias, considerados ideais para os materiais dentários. Observaram que, se o regime de carga estivesse sendo empregado sobre materiais dentários

cl clinicamente, fracassos deveriam ocorrer acima de 10.000 ciclos. Além disso, quando a fissura atingia um tamanho crítico, ela definitivamente progredia a cada aplicação do ciclo de carga. Este processo era referido como a propagação e uma quantidade de aproximadamente 90% da vida de fadiga. As duas fases da fadiga eram iniciação e propagação das falhas. Segundo os autores, as evidências indicavam que a maioria das fraturas ocorria em estruturas de próteses após um período de muitos anos. Quanto ao número de ciclos que deveriam ser aplicados em estruturas dentais, sugeriram o cálculo de 3 períodos por dia de mastigação, 60 ciclos por minuto (1Hz) perfazendo um total de 2.700 vezes por dia, aproximadamente 10^6 por ano. Se uma prótese parcial fixa durasse 20 anos, esta prótese teria sofrido 2×10^7 ciclos de tensão. Concluindo, recomendavam a determinação de um limite de resistência convencional (SN) em 10^6 ciclos.

PROBSTER, em 1996, avaliou clinicamente 96 coroas de In Ceram, sendo 68 posteriores e 28 anteriores, todas cimentadas com cimentos convencionais numa observação de 56 meses quando não se observaram fraturas que viessem a necessitar reposição. A coroa *veneer* de um molar fraturou, enquanto o casquete permaneceu intacto. Em 4 coroas foram observadas cárie marginal após 2 a 4,5 anos. Concluiu-se que as coroas de In Ceram seriam indicadas para procedimentos em dentes anteriores e posteriores desde que numa adequada redução do dente de 1 a 1,5mm em axial e de 1,5 a 2mm em oclusal.

Para WAGNER & CHU (1996), as tradicionais coroas metálicas de ouro e porcelana entraram em competição com as coras estéticas de cerâmicas puras. Experiências prévias com propriedades mecânica pobres, falta de preparos padronizados e dificuldades no processamento dificultaram a aceitação universal das coroas de cerâmica pura. Entretanto, cerâmicas mais resistentes e métodos únicos de processamento para as mesmas têm sido desenvolvidos nos últimos 20 anos. Neste estudo, três novos materiais para coroas de cerâmica foram testados para comparar sua resistência à flexão biaxial e sua resistência à fratura. Dez tipos de cerâmicas das marcas IPS Empress, In Ceram, e Procera AllCeram foram preparadas de acordo com as recomendações dos respectivos fabricantes. Os resultados revelaram uma significativa diferença na resistência à flexão dos três

materiais. A média da resistência à flexão das cerâmicas AllCeram, In Ceram e IPS Empress foram 687 MPa, 352 MPa, and 134 MPa, respectivamente. Não houve diferença estatisticamente significativa entre a resistência à fratura do Procera (4,48MPa-mm) e do In Ceram (4,49 MPa-mm). Todavia, ambas possuíam resistência à fratura ($p < 0,005$) expressivamente maior que a cerâmica IPS Empress (1,74 MPa-mm).

KIKUCHI *et al.*, em 1997, estabeleceram que a área de contato durante a mordida habitual poderia variar de acordo com a atividade muscular e efetuaram medições das forças de mordida em vários locais da boca, durante o esforço máximo de apertamento por meio de um dispositivo especialmente preparado. Afirmavam que, na dentição natural, cada dente tem um padrão de contato, usualmente consistindo de mais do que um ponto ou área quando encontra o dente antagonista e que era diferente do presente estudo, quando contatos individuais foram representados por pontos numa cúspide de suporte de cada dente mandibular. Por isso, forças relativamente maiores poderiam ser geradas em molares da dentição natural, sendo que o dente natural teria mais pontos de contato por dente, sendo diferentes do presente estudo. Como resultados, encontraram a força máxima de 265 a 585 N.

Com o propósito de minimizar os problemas associados à aparente limitação estética na região dos tecidos gengivais, supostamente provocada pelo metal nas coroas metalocerâmicas, além do desenvolvimento de altos conteúdos de alumina que permitiram a sua utilização no ombro, foi que O'BOYLE *et al.*, em 1997, propuseram a redução da infra-estrutura metálica para melhoria da transmissão de luz, porém, sem diminuir a resistência à fratura assim como a precisão de adaptação e avaliaram um novo desenho para o casquete metálico. Inicialmente, um incisivo central extraído foi preparado com o ombro de 1,5mm, ângulo cavo-superficial de 90 graus para a construção do troquel após a moldagem com silicone Express (3M) e vazamento com gesso Silky Rock (Whip Mix). Posteriormente, foi realizado enceramento para casquete de metalocerâmica, com espessura de 0,8mm nos dois terços da superfície lingual e o restante com 0,5mm, que foram padronizados para confecção de 20 coroas com

diferentes reduções das margens vestibulares do metal (não nobre) de 0, 1, 2 e 3mm, estendendo-se coronalmente à linha de ângulo axio-gengival. Foi aplicada a cerâmica Ceranco II (Ceranco), de acordo com especificações do fabricante, sendo que na margem utilizaram porcelana específica (*Edge Shoulder porcelain – Ceranco*) até o glaze natural. Dividiram o estudo em 2 partes: a primeira verificou a transmissão de luz nos tecidos adjacentes com a fabricação de uma caixa de luz para que as amostras de coroas pudessem ser iluminadas, num dente natural montado e medidas por um fotômetro. A segunda parte avaliou a resistência à fratura dos corpos-de-prova, que foram submetidas à carga vertical sobre o bordo incisal, utilizando a máquina de teste Instron, com velocidade de 1mm/minuto até ocorrer fratura. As médias foram de 1941,2N para corpos-de-prova sem redução, 1910,6N para 1mm, 1585,0N para 2mm e 1509,0N para redução de três mm. Os resultados indicaram aumento estatisticamente significativo na transmissão de luz com a redução de 1mm na infra-estrutura e com o aumento da redução houve uma diminuição não significativa na resistência à fratura. Uma explicação seria que, com a remoção do suporte axial ocorreria um aumento na dificuldade da técnica e uma quantidade maior de porcelana sem suporte. Concluem que a redução de 1mm seria suficiente para a melhoria da transmissão de luz, sem alteração na resistência. Este desenho da infra-estrutura também eliminaria a necessidade do opaco para o metal onde o mesmo foi removido.

LEEVAILOJ *et al.*, em 1998, observaram que relatos baseados em observações clínicas vinculavam o uso de agentes cimentantes de ionômero de vidro modificado por resina à fratura de coroas totais cerâmicas, após a cimentação. Avaliaram a incidência de fratura do sistema In Ceram e da coroa de porcelana pura, estratificada com VitaDur Alpha, cimentadas com 5 cimentos (Ionômero de vidro: Fuji I, Fuji Plus, Vitremer e os cimentos resinosos: Advance, e Panavia 21), em função do tempo de armazenamento de 2 meses, em solução de cloreto de sódio a 0,8%. Foram preparados 50 pré-molares humanos para cada sistema cerâmico e divididos em cinco subgrupos de dez dentes, utilizando os cinco agentes cimentantes e observados para localizar possíveis linhas de fratura e iniciação de fendas, durante 2 meses. As fraturas existentes foram analisadas

por meio do teste Fisher's Exact. As 36 amostras que não fraturaram durante a armazenagem foram submetidas à teste de compressão, quando as raízes foram remontadas em resina acrílica a 1mm da margem das coroas e o teste de compressão realizado na Instron (modelo 1123) a 0,5mm/min, utilizando uma esfera de aço (diâmetro: 1/8 polegada) até ocorrer a fratura. Estas cargas foram submetidas a análise de variância e verificaram que devido ao fato da interação entre cerâmicas e cimentos ser significativa, conduziu-se separadamente a análise de um fator, seguida da comparação múltipla de pares Newman-Keuls ($P < 0,05$). Apenas as coroas cerâmicas cimentadas com o cimento Advance fraturaram durante os 2 meses de armazenagem. As coroas de porcelana pura fraturaram mais cedo e mais freqüentemente do que as coroas In Ceram. Fendas se iniciaram na margem coronária e várias linhas de fratura foram encontradas quando se aumentou o tempo de armazenagem. As coroas In Ceram foram significativamente superiores ($140 \pm 21,5\text{kg}$) às coroas de porcelana pura ($98,6 \pm 17,8\text{kgf}$) ($p < 0,05$). Para as coroas In Ceram, o tipo de cimento não influenciou a resistência à fratura, enquanto que as coroas de porcelana pura cimentadas com Fuji I ($110,5\text{kgf}$) foram significativamente superiores àquelas cimentadas com Vitremer ($86,6\text{kgf}$) ($p < 0,05$). Os autores concluíram que: 1 - apenas as coroas cimentadas com o cimento Advance fraturaram durante os 2 meses de armazenagem, sendo que a incidência foi de 100% para as coroas de cerâmica pura e de 30% para as coroas In Ceram; 2 - nenhuma das coroas cerâmicas cimentadas com ionômero de vidro convencional (Fuji I), ionômero de vidro modificado por resina (Fuji Plus e Vitremer) e cimento resinoso (Panavia 21) fraturou durante os dois meses de armazenagem; 3 - Fendas encontradas no início do tempo de armazenagem se iniciaram nas margens das coroas de cerâmica pura e múltiplas linhas de fratura desenvolveram-se à medida que o tempo de armazenagem aumentou; 4 - para todos os cimentos, a carga compressiva de fratura para as coroas In Ceram foi significativamente maior do que a carga para as coroas de cerâmica pura e 5 - os tipos de cimentos afetaram significativamente a carga compressiva de fratura das coroas de cerâmica pura,

mas não tiveram efeito significativo na carga compressiva de fratura das coroas In Ceram.

STRUB & BESCHNIDT, em 1998, avaliaram a resistência à fratura de 5 diferentes sistemas de coroas totalmente cerâmicas, antes e após a carga cíclica numa boca artificial. Foram utilizados 60 dentes incisivos naturais extraídos, hígidos e que foram limpos e embutidos em blocos de resina acrílica, perpendiculares ao longo eixo do bloco até uma distância de 3mm da junção cimento-esmalte. Cada dente foi preparado para coroa total em cerâmica ou metalocerâmica, com a preocupação de que todos os ângulos ficassem arredondados e as margens localizadas a 0,5mm apical à linha cimento-esmalte. Após a moldagem com poliéster, os troqueis foram fabricados utilizando o gesso tipo IV Fujirock. Os 60 dentes e seus troqueis correspondentes foram divididos aleatoriamente em 06 grupos de dez amostras cada. Grupo A: coroas metalocerâmicas; Grupo B: Coroas de In Ceram; Grupo C: IPS Empress (técnica de pigmentação); Grupo D: IPS Empress (técnica de cobertura); Grupo E: Coroas com porcelana feldspática Celay e Grupo F: Coroas Celay In Ceram. As coroas foram confeccionadas com as mesmas dimensões, usando um silicone como padrão e de acordo com instruções dos respectivos fabricantes. Em seguida, as coroas foram fixadas usando um cimento resinoso dual (Variolink). Metade das amostras (5 coroas em cada grupo) foram submetidas a simulação de mastigação (oclusão) num aparelho computadorizado. A ciclagem de carga foi aplicada nas coroas inclinadas com 15 graus para 1,2 milhões de ciclos e 3.000 termociclagens (5°C/55°C) numa solução de 1mmol de cloreto de sódio. Todas as amostras foram submetidas ao ensaio de fratura em máquina de ensaio universal (Zwick 1446) com carga oclusal de 49N, com inclinação de 30 graus e 2mm por minuto. Todas as coroas foram submetidas à carga até que ocorresse a fratura da coroa ou do dente e a força de fratura registrada. Os resultados mostraram que a simulação cíclica e termociclagem diminuem significativamente a resistência à fratura para o grupo A - metalocerâmica (375N); grupo B-coroas In Ceram (495N); grupo C- IPS Empress pigmentação (345N); grupo D-IPS Empress cobertura (265N) e grupo E-Celay (310N) de todas as amostras ensaiadas. Os autores

concluíram que: 1- a resistência à fratura de todas as coroas testadas diminuiu significativamente após a simulação em boca artificial; 2- Não houve diferença estatística entre as coroas de cerâmica puras e metalocerâmicas; 3- Todas as cerâmicas livres de metal podem ser usadas para restaurações anteriores. Entretanto, investigações *in vivo* para os sistemas cerâmicos livre de metal deveriam ser melhor analisadas antes de serem utilizadas como rotina clínica.

SOBRINHO ^a *et al.*, em 1998, avaliaram a resistência à fratura e fadiga, em meios seco e úmido, das cerâmicas In Ceram (Vita), OPC (Jeneric/Pentron) e IPS Empress (Ivoclar-Vivadent). Foram confeccionadas 26 coroas com 8,0mm de diâmetro e 8,5mm de altura para cada tipo de cerâmica. Em seguida, as coroas cerâmicas foram fixadas em troquel metálico simulando um pré-molar com cimento de fosfato de zinco e armazenadas em água destilada a 37⁰C em estufa, por 24 horas. Dez amostras de cada sistema cerâmico foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura sem fadiga. Um segundo grupo de oito amostras foi submetido a 10.000 ciclos de fadiga em meio seco seguido de fratura e um terceiro grupo de 8 amostras submetido a 10.000 ciclos de fadiga em meio úmido, seguido de fratura. Em seguida, as amostras foram submetidas ao teste de resistência à fratura na máquina de ensaio universal Instron, com velocidade de 1mm/minuto. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Mann-Whitney e mostraram que a resistência do In Ceram foi significativamente maior que a do IPS Empress. Nenhuma diferença foi observada entre In Ceram e OPC e OPC e IPS Empress. A resistência dos três sistemas cerâmicos diminuiu significativamente após a fadiga em meio seco e úmido quando comparado com as amostras fraturadas sem fadiga. Nenhuma diferença foi encontrada entre o meio seco e úmido. Em meio seco a resistência à fadiga do In Ceram e OPC foram superiores ao IPS Empress, porém nenhuma diferença ocorreu em meio úmido. Concluindo, encontraram significantes diferenças na resistência à fratura para os sistemas cerâmicos investigados os quais seriam resultados da natureza do sistema cerâmico empregado e do meio seco em que as amostras foram submetidas à fadiga.

SOBRINHO^b *et al.*, ainda em 1998, avaliaram a resistência à fratura e fadiga em meio seco e úmido das cerâmicas In Ceram (Vita), OPC (Jeneric / Pentron) e IPS Empress (Ivoclar-Vivadent). Foram confeccionadas 20 coroas com 8,0mm de diâmetro e 8,5mm de altura para cada tipo de cerâmica. Em seguida, as coroas cerâmicas foram fixadas em troquel metálico simulando um pré-molar com cimento de fosfato de zinco para o grupo In Ceram. E para o OPC e IPS Empress foram cimentadas com cimento resinoso. Posteriormente, os grupos foram armazenados em água destilada a 37^oC numa estufa por 24 horas. Em seguida, os grupos cerâmicos foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura sem fadiga na máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 1mm/min. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Mann-Whitney e mostraram que a resistência do In Ceram cimentadas com fosfato de zinco foi significativamente maior (2.183 N) que o OPC (1.814,5 N) e IPS Empress (1.609 N) cimentadas com cimento resinoso. Nenhuma diferença estatística foi observada entre OPC e IPS Empress. Diante os três sistemas cerâmicos estudados, o grupo In Ceram cimentado com fosfato de zinco apresentou maior valor estatisticamente significante na resistência à fratura em comparação ao sistema OPC e IPS Empress. Os autores concluíram que houve significantes diferenças na resistência à fratura entre os sistemas cerâmicos cimentados de acordo com os diferentes tipos de materiais cimentantes.

Restaurações metalocerâmicas tradicionais têm demonstrado boa capacidade de absorção de cargas e longevidade na cavidade oral. Mas, em algumas situações, a presença do metal pode gerar problemas estéticos. NEIVA *et al.*, em 1998, descreveram a importância da utilização de novos materiais cerâmicos e da carência de pesquisas para estes materiais, tendo comparado a resistência à fratura de 3 sistemas cerâmicos (IPS Empress, In Ceram e Procera All Ceram). Trinta troqueis foram confeccionados a partir de um troquel mestre de aço, com o preparo similar a um pré-molar, utilizando resina com módulo de elasticidade similar à dentina (12,9 MPa) e pela possibilidade de ataque ácido durante a cimentação. Os troqueis foram divididos entre os 3 grupos e a espessura padronizada do casquete foi de 0,5mm para os sistemas In Ceram e

Procera, seguido de aplicação de porcelana para a anatomia final com 1,0mm axial e 2,5mm oclusalmente. As mesmas dimensões foram estabelecidas para enceramento de dez coroas IPS Empress de acordo com as normas do fabricante. As cimentações foram realizadas com Panavia 21, sob pressão manual para todas as amostras. Após 24 horas mantidas em umidade relativa de 100%, foram levadas na máquina Instron (0,5mm por minuto) até que ocorresse fratura. Para a carga oclusal, foi utilizada uma esfera de aço inoxidável de 4mm de diâmetro, centrada e que foi previamente estabilizada com cera. A análise estatística, pelos testes de análise de variância ($P=0,05$) e o teste de Tukey para comparações múltiplas ($p<0,05$), mostrou que as médias para a carga e posterior fratura eram de: 222,45 IPS Empress. $222,45 \pm 49$ kgf; In Ceram, $218,8 \pm 36$ kgf; Procera AllCeram, $194,20 \pm 37$ kgf. O teste de Tukey mostrou não existirem diferenças estatisticamente significantes entre os três sistemas testados ($p<0,05$). Adicionalmente, encontrou um amplo espaço de cimento nas coroas de Procera e abertura marginal em diversos pontos de medições.

LI & WHITE, em 1999, estudaram propriedades mecânicas de agentes cimentantes dentários e afirmaram que as falhas ocorriam devido à formação de microfendas e ingresso bacteriano, ou por falha grosseira e deslocamento da coroa. Todos esses padrões de falhas estavam relacionados às propriedades mecânicas e à deformação. Afirmaram que, mecanicamente, os variados tipos de cimentos adesivos se comportam diferentemente, sendo importante a indicação específica. Além disso, o cimento ionômero de vidro seria adequado para prevenir formação de desajustes marginais e deslocamento da coroa. A utilização de cimento resinoso estaria indicada para margens em esmalte supragengival e destacou a importância da absorção de tensões. O módulo de elasticidade de 8 cimentos (fosfato de zinco - Flecks, poliacrilato - Durelon, ionômero de vidro convencional - Ketacem, ionômero de vidro convencional encapsulado - Ketacem maxicap, ionômero de vidro modificado por resina - Vitremer, resina composta Infinity - modificada por poliácido e cimento resinoso e cimento resinoso Panavia 21) foi quantificado por meio de técnica não destrutiva, e verificado para cada tipo de cimento, em períodos de armazenamento (1 hora, 1 dia, 1 semana, 1

mês e 1 ano) pelo método de análise de variância ($p < 0,05$). Todos os materiais foram manipulados e proporcionados de acordo com instruções dos fabricantes numa atmosfera de $60\% \pm 5\%$ umidade a $24^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$. Para o teste de compressão, as amostras cilíndricas tinham 12mm de altura e 6mm de diâmetro e a carga de compressão foi realizada em máquina de teste Instron 6022 a 0,5mm/min. Propriedades compressivas (limite proporcional, resiliência e resistência), resistências finais (compressão, tração diametral e flexural) e resistência à flexão foram determinadas e avaliadas por análise de variância para 2 padrões de testes (5 e 0,5mm/min) e tipo de cimento ($p < 0,05$). Os cimentos tiveram comportamento variado em função do módulo de elasticidade, limite proporcional de compressão, resiliência, intensidade de compressão, resistência a compressão, resistência à tração diametral, intensidade de flexão e resistência à flexão. O tempo de armazenagem afetou o módulo de elasticidade e conseqüentemente os vários cimentos, de diferentes formas. Por exemplo, os cimentos policarboxilato e ionômero de vidro sofreram modificações com o tempo (aumentou o módulo de elasticidade), enquanto outros sofreram poucas alterações após o primeiro dia. Já o Panavia 21, Vitremer e Infinity mostraram menor módulo de elasticidade que outros tipos de cimento. O padrão seguido apenas afetou significativamente o limite proporcional de compressão e a resiliência. Os autores concluíram que os agentes cimentantes diferiram consideravelmente em relação às propriedades mecânicas.

BURKE, em 1999, afirmava que resultados de estudos anteriores indicaram que o uso de diferentes porcelanas e sistemas de adesão poderia afetar a resistência à fratura de dentes restaurados com coroas que utilizavam adesão dentinária. Examinou a resistência *in vitro* à fratura de coroas de porcelana, usando materiais em combinação, os quais apresentaram um aumento da resistência à fratura quando usados individualmente. Foram selecionados 10 pré-molares hígidos. Estes dentes foram preparados para coroas totais de forma semelhante a estudos anteriores relacionados. Coroas padronizadas foram confeccionadas com porcelana reforçada por leucita (IPS Empress: Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) e colocadas usando um sistema de adesão dentinária e

de vedamento com resina composta (3M. St. Paul, MN, EUA). A força de compressão foi aplicada através de uma barra de aço de 4mm de diâmetro aplicada na superfície oclusal das amostras restauradas. Uma força de fratura média de 1,67N foi registrada e a análise estatística indicou que essa foi significativamente maior do que cada combinação de porcelanas e de sistemas de adesão/vedamento usados anteriormente, e maior do que o grupo de dentes hígidos, não-restaurados. A resistência à fratura dos dentes restaurados *in vitro* por coroas adesivas pode ser melhorada pela combinação dos materiais descritos.

Para investigar os efeitos da fadiga na resistência dos materiais usados em coroas cerâmicas, OHYAMA *et al.*, em 1999, mediram a resistência à flexão biaxial antes (com trinca previamente induzida) e depois da ciclagem em cerâmicas livres de metal. No preparo das amostras, foram utilizados dois tipos de sistemas cerâmicos livres de metal: um núcleo de alumínio infiltrado por vidro (In Ceram) e um sistema de porcelana feldspática reforçada por leucita (IPS Empress). Foram preparados discos laminados com o diâmetro de 11,75mm e espessura de $1,20 \pm 0,05$ mm e levados para o teste de resistência à flexão biaxial (2 grupos: polidos e com trinca previamente induzida) e respectivas medições. A resistência também foi medida após aplicação de uma carga cíclica. A carga cíclica foi definida em 60% da média da resistência à fratura das amostras (antes da carga cíclica) por 10^5 ciclos, na água a 37°C. Como resultados, os autores verificaram que durante a ciclagem 20 a 30% das amostras polidas fraturaram. A resistência à flexão biaxial das amostras que não fraturaram durante a ciclagem era quase a mesma daquelas não submetidas à ciclagem. A resistência do sistema de alumina diminuiu com a introdução de trincas previamente induzidas e quase todas as amostras fraturaram durante a ciclagem. A resistência do sistema In Ceram, entretanto, não diminuiu com a presença de trincas previamente induzidas e nenhuma fratura foi observada nestas amostras durante a fadiga cíclica. Os resultados sugeriram que, enquanto o sistema aluminizado teve alta resistência à fratura, ele foi mais sensível à falha e susceptível à fratura por fadiga. O efeito da fadiga no sistema In Ceram foi pequeno. Para os autores, isto ocorreu provavelmente pela presença de estresse compressivo na matriz vítrea, causado

pela diferença de coeficiente de expansão térmica com o cristal de leucita, o que sugeriu que a trinca parava de se propagar, quando atingia o cristal de leucita.

Em 1999, SOBRINHO *et al.*, avaliaram a resistência à fratura das coroas In Ceram (Vita) confeccionadas com ângulos de convergência oclusal total de oito e 16 graus, fixadas com cimento de fosfato de zinco (Orthostan) e dois ionômeros de vidro (RGI-Lutrex e Vivaglass Cem). Foram confeccionados dois modelos mestres metálicos com dimensões do pré-molar e convergência oclusal total de oito e 16 graus. Em seguida foram aplicadas três camadas de espaçador e realizada a moldagem com silicóna por adição, com no anel metálico. A cerâmica aluminizada foi aplicada aos modelos refratários de acordo com as instruções do fabricante e conduzida ao forno apropriado por 6 horas a 1200⁰C e 4 horas por 1120⁰C. Na segunda queima houve a infiltração do vidro durante 30 minutos a 1200⁰C e mais 4 horas a 1100⁰C. Após os excessos de vidro foram removidos com ponta diamantada e a cerâmica de cobertura aplicada nos *copings*. Foram confeccionadas 30 amostras para cada ângulo de convergência com dimensões de 8,0mm de diâmetro por 8,5mm de altura. A seguir, as coroas foram fixadas com cimento de fosfato de zinco e com os cimentos de ionômero de vidro RGI-Lutrex e Vivaglass Cem. Uma carga de 2,7kgf foi aplicada por 10 minutos sobre as coroas. Em seguida foram armazenadas em água destilada a 37⁰C por 24 horas. Decorrido o tempo de armazenagem foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura na máquina Instron a velocidade de 1mm/minuto. A força foi aplicada no centro da superfície oclusal das coroas e os dados obtidos submetidos à análise estatística Mann-Whitney. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre os ângulos de convergência de oito e 16 graus usando o mesmo cimento. Entretanto, as coroas fixadas com o cimento de fosfato de zinco sobre os preparos com oito e 16 graus de convergência oclusal total foram significativamente maiores do que as fixadas com os cimentos de ionômero de vidro.

MITCHELL *et al.*, em 1999, conduziram um estudo para determinar se existiam diferenças significantes entre a resistência à fratura de três tipos de cimento e se o método de mistura convencional ou mecânico do cimento de

ionômero de vidro influenciava os valores obtidos. Utilizaram cimentos de ionômero de vidro convencionais Ketac Cem, Fuji I e dois manipulados por meio de cápsulas KetaCem Maxicap, Fujicap), um ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer Luting Cement) e um cimento resinoso (Scotchbond Resin Cement). Onze espécimens de cada um dos seis cimentos foram fabricados para determinar o plano de fratura usando a técnica da esfera. Após seis dias em banho de água, o teste foi realizado numa velocidade de 4mm/s e os valores calculados. O teste de análise de variância indicou significativa diferença entre os cimentos e cada um foi comparado com todos os outros, usando o método Fishers PSLD. Os resultados mostraram que o cimento resinoso foi indicado para resistir às forças de falhas coesivas clínicas.

CHEN *et al.*, em 1999, afirmaram que coroas totais de cerâmica em molares poderiam ser fabricadas por meio do sistema CAD-CAM ou métodos laboratoriais com diferentes materiais, polidos ou glazeados. Investigaram, *in vitro*, os efeitos do teste de fadiga e do acabamento superficial na intensidade de fratura, com ou sem aplicação de carga cíclica prévia. Utilizaram coroas de molares fabricadas pelo CAD-CAM (Cerec 2 - Sirona), blocos cerâmicos desgastáveis via computador (Vita Mark II e ProCAD) e coroas fundidas convencionais de IPS Empress, fabricadas em 2 laboratórios. Grupos de 40 coroas de cada material receberam acabamento através de polimento ou aplicação de glaze e para simular condições clínicas *in vitro*, foram padronizados preparos, tipo e procedimento de aplicação da cerâmica, material de suporte e de cimentação que foram realizadas com Variolink II, de acordo com especificações do fabricante e ligeira pressão manual. Para o ensaio de resistência à compressão uma ponta esférica de aço foi fabricada com 8mm de diâmetro em três pontos de contato na superfície oclusal. Cargas cíclicas (zero, 10.000, 50.000 e 100.000 ciclos) foram simuladas em condições similares às condições bucais na metade de cada grupo para em seguida serem submetidas à carga até a fratura catastrófica em máquina de teste universal (Quicktest Pruefpartner – Germany), com 200N, 1 Hz, para simular condições bucais. A resistência à fratura das coroas ProCAD que receberam polimento, sem prévia carga cíclica, foi de 2120 ± 1231 N, sendo

significativamente mais alta do que as coroas VITA Mark II que receberam polimento ($1905\pm 235\text{N}$), mas não foi significativamente diferente da resistência das coroas IPS Empress fabricadas por 2 laboratórios. A aplicação do glaze nas coroas ProCAD aumentou a resistência à fratura significativamente ($2254\pm 186\text{N}$) sendo que a carga cíclica diminuiu significativamente a resistência de todas as coroas testadas, mas a redução foi menor para as coroas Cerec do que para as coroas IPS Empress. Concluíram que as coroas Cerec ProCAD demonstraram resistência à fratura significativamente maior que as coroas Vita Mark II e melhor resistência à carga cíclica e menor probabilidade de falha do que as coroas IPS Empress laboratoriais. A aplicação prévia de carga cíclica reduziu significativamente a resistência de todas as coroas cerâmicas, mas surtiu menos efeito nas coroas Cerec do que nas coroas IPS Empress. A aplicação de glaze nas coroas ProCad resultou em significativamente aumento da resistência à carga cíclica quando comparadas àquelas que tiveram as superfícies polidas.

Para KELLY, em 1999, um teste comum para restaurações unitárias envolve a aplicação de cargas a amostras clinicamente realísticas através de cortes esféricos, ou equivalentemente, carregando margens incisais curvas contra prensas planas. Como o conhecimento tornou-se disponível a partir dos mecanismos de falha clínica e do comportamento de testes *in vitro*, seria possível questionar construtivamente a validade clínica de tais testes de falha e mover-se em direção ao desenvolvimento de métodos de teste mais relevantes. Este artigo revisou características de um teste de falha por carga tradicional, contrastando-o com características de falha clínica de restaurações de porcelana e procurou explicar as discrepâncias. A literatura a respeito das condições intrabucais foi revisada para desenvolver um entendimento de como testes laboratoriais poderiam ser analisados. Variáveis consideradas importantes na simulação de condições clínicas foram descritas juntamente com sua avaliação laboratorial recente. O autor chamou a atenção para o seguinte fato: os testes de fratura tradicionais de coroas de porcelana unitárias são inapropriados porque eles não criam mecanismos de falha vistos nas amostras clínicas recuperadas. Testes validados são necessários para elucidar o papel ou os papéis que sistemas de

cimentos, adesivos, oclusão e mesmo casquetes de metal exercem no sucesso das próteses fixas e para tornar significativas as comparações possíveis entre a porcelana nova e as subestruturas de metal. A pesquisa nos últimos 6 anos mostrou que sistemas de fratura que mimetizam a falha clínica podem ser produzidos em restaurações de porcelana sob condições apropriadas. Estabeleceu que idealmente, testes de falha em laboratório deveriam fornecer informação significativa para os clínicos comparando sistemas restauradores de porcelana e ajudar na elucidação de variáveis clinicamente importantes. Para os dados do teste de laboratório serem relevantes, estes deveriam causar o mesmo tipo de dano observado em casos de falha clínica. Testes de laboratório que criam danos não-característicos de situações clínicas fornecem um guia ilusório para os clínicos.

DRUMMOND *et al.*, em 2000, avaliaram a resistência à flexão sob carga estática e cíclica e a resistência à fratura sob carga estática das cerâmicas prensadas reforçadas com leucita (IPS Empress, Finesse Pressable, OPC (claro) e OPC (escuro) e compararam com cerâmica experimental de dissilicato de lítio. As amostras foram confeccionadas de acordo com a instruções de cada fabricante, nas dimensões de 2,5 x 5 x 20mm e polidas com lixa de granulação 120 e 240. Todos materiais foram ensaiados em meio seco (controle) e imersos em água destilada, e após três meses de armazenagem em ar ou água destilada. Os ensaios foram feitos na máquina Instron por meio do teste de três pontos, primeiramente com carga fixa de 4kgf e posteriormente variando de 1 a 4kgf com 1000 ciclos e observadas no microscópio eletrônico de varredura. A média de resistência à flexão em meio seco (controle) e em água destilada foi de 67 a 99 Mpa respectivamente, exceto para a cerâmica experimental que foi de 191 a 205 MPa. O efeito do ensaio em água e armazenagem por 3 meses promoveu moderada retenção na resistência à flexão (6-17%). A maior redução (15 a 60%) na resistência à flexão foi observada quando as amostras foram submetidas à carga cíclica. A análise de microscopia eletrônica de varredura apresentou microestruturas diferentes para cada grupo de material. Além disso, a melhora das

propriedades mecânicas da cerâmica experimental (dissilicato de lítio) foi atribuída ao tamanho das partículas e sua distribuição, e não necessariamente a mudança na composição. Ainda, a influência do ambiente de teste e as condições de carga implicam que estes materiais cerâmicos na cavidade oral podem ser susceptíveis à fadiga cíclica, resultando em diminuição significativa na longevidade. A influência das condições de carga cíclica ou estática simulou as condições bucais e a susceptibilidade da fadiga cíclica resultando na diminuição significativa da longevidade das cerâmicas livre de metal. Concluindo, os autores estabeleceram que a cerâmica experimental contendo dissilicato de lítio teve uma maior resistência à flexão e à fratura quando comparada com as quatro reforçadas com leucita e a feldspática de baixa fusão.

Para HASSELTON *et al.*, em 2000, as coroas ceramocerâmicas estariam sendo usadas extensivamente e os aspectos clínicos eram pouco estudados. Fizeram um estudo da performance clínica de coroas In Ceram quando examinaram 41 pacientes (16 homens e 25 mulheres com faixa etária de 47,3 anos (média), entre 18 a 77 anos, num período de 4 anos. O percentual incluiu 67% de coroas isoladas e 6% de coroas sobre implantes em anteriores, 26% de coroas isoladas e 1% coroas sobre implantes em posteriores, perfazendo um total de 80 coroas. O estudo documentou a integridade da junção entre o dente e a coroa, cor de dentes adjacentes, cáries secundárias, trincas visíveis e desgaste da coroa e de antagonistas. O critério utilizado foi *Alpha*, *Bravo* e *Charlie* com USPHS. Foram observadas também a higiene oral e satisfação com o tratamento. A integridade marginal para 88% das coroas artificiais foi *Alpha* ou *Bravo*. 99% era *Bravo* para cor e somente 1% se encontravam cariados e com desgaste oclusal. Uma coroa de pré molar apresentava pequena fratura da cerâmica. Somente um molar necessitou ser refeito em função da fratura do casquete de In Ceram. Todos os pacientes estavam satisfeitos com o tratamento. A taxa de sucesso após 4 anos (*Alpha* ou *Bravo*) com intervalo de confiança de 95% no parêntese foi calculada como: 83,5% (65,7%-94,6%) para integridade marginal; 95,8% (82,9%-99,8%) para cor; 95,5% (81,6%-99,7%) para cáries secundárias; 100% (88%-100%) para desgaste e 100% (88%-100%) para trincas.

CHAI *et al.*, em 2000, afirmaram que, clinicamente, a aplicação da porcelana seria realizada sobre um casquete cujas dimensões e local da concentração de tensões na coroa das amostras são diferentes daquelas realizadas sobre barras ou discos para análise da resistência à fratura e experimentos de resistência. O propósito do estudo foi comparar a probabilidade de fratura de 4 sistemas de coroas totais de porcelana em incisivos centrais superiores. Foram testados 4 grupos de coroas cerâmicas, representando 3 tipos de sistemas, sendo: In Ceram fabricado convencionalmente, o mesmo sistema sobre o casquete de Cerec 2 (In Ceram CAD-CIM), porcelana prensada reforçada com leucita IPS Empress e o sistema Procera. Após o preparo de cavidade, realizado de acordo com a literatura (na forma de incisivo central superior) foi fabricada um troquel de metal (Rexillum – Generic Pentron), polido e suas margens avaliadas no microscópio. Um *index* de silicone (Reprosil – Dentsply Caulk) foi utilizado para buscar a similaridade de aplicação da porcelana em todos os 30 corpos-de-prova, vazados com gesso tipo IV (Silky Rock – Whip Mix), separados aleatoriamente para aplicação da porcelana sobre os casquetes de IPS Empress, In Ceram convencional e Procera, de acordo com recomendações do fabricante. No sistema Cerec 2 foi utilizado um *software* para o corte dos blocos de alumina e posterior infiltração de vidro. Todas as coroas foram silanizadas e cimentadas (Panavia Fluoro Cement – Kuraray) sobre um troquel de resina composta (Clearfil DC Core – Kuraray), com módulo de elasticidade de 17 GPa, similar à dentina (18,3 GPa). De acordo com os autores, dentes humanos ou bovinos foram descartados pela possibilidade de variações mecânicas resultantes da anisotropia e dimensões da polpa. Em seguida, todos os corpos-de-prova foram envolvidos em resina acrílica (Orthodontic Resin – Dentsply) com 14mm de diâmetro, 20mm de largura e 20mm de altura, armazenados durante 24 horas em água destilada antes da realização do teste. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste mecânico da seguinte forma: foram inclinados de 45 graus em relação ao longo eixo e na superfície palatina foi aplicada, a uma velocidade de 0,2mm/minuto, em ambiente de 23°C e 50% de umidade relativa, usando uma máquina de teste (TCM-200 – Minebea). Classificaram as fraturas em: A –

somente a estrutura da coroa; B – fratura da coroa e do troquel de resina; C – somente do troquel, as quais foram excluídas da análise estatística. Os resultados foram: In Ceram ($1005 \pm 5,6N$); In Ceram CAD-CAM ($865 \pm 3,5N$); IPS Empress ($1111 \pm 3,7N$) e Procera ($902 \pm 3,6N$). Os resultados revelaram que não existiram diferenças estatisticamente significantes na probabilidade de fratura entre os sistemas testados, por meio da distribuição de Weibull, sendo bastante similares e os valores altos.

De acordo com RAMMELSBURG *et al.*, em 2000, as propriedades mecânicas melhoradas dos compósitos contemporâneos (cerômeros) resultaram em maior uso de destes para a restauração de dentes posteriores. Embora a indicação de polímeros estenda-se para coroas individuais sem metal, a influência do modelo do preparo dentário e dos métodos de cimentação sobre a estabilidade dessas coroas artificiais permanece desconhecida. Esse estudo *in vitro* avaliou o efeito do modelo do preparo dentário axial, da dimensão oclusal e da técnica de cimentação sobre a resistência à fratura de coroas de Artglass posteriores sem metal. Setenta e dois terceiros molares humanos extraídos, divididos em grupos experimentais por tamanho, receberam preparo dentário padronizado. O preparo dentário axial incluiu um preparo invasivo com ombro de 1mm de profundidade e um preparo menos invasivo com chanfro de 0,5mm, enquanto a redução oclusal foi de 0,5mm ou 1,3mm cada. Coroas de Artglass que restauraram o contorno dentário original foram cimentadas com três cimentos: cimento de fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro (GIC) ou um cimento resinoso em combinação com um agente de adesão dentinária. Após 10.000 ciclos térmicos entre 5°C e 55°C, coroas artificiais foram carregadas verticalmente até a compressão causar fratura. Diferenças significantes de cargas de fraturas entre os grupos foram avaliadas por testes Mann-Whitney U. Verificaram que a resistência mínima à fratura para todas as combinações excluiu 500N. No entanto, nove de 24 coroas de Artglass cimentadas com ZnP foram perdidas após a termociclagem. A cimentação adesiva resultou em uma resistência à fratura significativamente maior comparada com GIC e ZnP ($P=0,02$). A espessura oclusal aumentada (0,5 até 1,3mm) resultou em maior estabilidade, enquanto um preparo dentário com ombro de 1mm de

profundidade não melhorou a durabilidade comparada com uma linha de término em chanfro de 0,5mm. Ao concluir a pesquisa, verificaram que um preparo dentário minimamente invasivo com chanfro axial de 0,5mm combinado com redução oclusal suficiente e cimentação adesiva registrou a maior estabilidade para coroas posteriores de Artglass sem metal e que a resistência à fratura do polímero Artglass não foi um fator limitante para coroas posteriores. No entanto, o desempenho em longo prazo das coroas de polímero não pode ser previsto apenas pelas cargas de fratura medidas por estudos *in vitro*.

Para CASTELNUEVO *et al.*, em 2000, a fratura seria uma modalidade de falha clínica em coroas cerâmicas que permanecia controverso se o desenho do preparo do dente em facetas laminadas cerâmicas poderia afetar a resistência. Avaliaram quatro tipos de preparos para facetas que foram cimentadas com cimento resinoso em 50 incisivos centrais extraídos e divididos em cinco grupos, sendo um deles com parâmetros idênticos e que eram medidos em dentes intactos para a comparação. O desenho do preparo foi padronizado da seguinte maneira: sem redução incisal, 2mm de redução incisal sem o chanfrado na face palatina, 1mm de redução incisal e chanfrado na face palatina com 1mm e o grupo controle sem preparo. O material utilizado foi a cerâmica IPS Empress cujas coroas foram incluídas em anel de resina epóxica para o teste de resistência mecânica na máquina de teste. Os resultados obtidos foram: grupo 1 - 23,7kgf; grupo 2 - 27,4kgf; grupo 3 - 16,4kgf; grupo 4 - 19,2kgf e o grupo 5 - 31,0 kgf. O teste de análise de variância para comparação múltipla revelou que os grupos 1 e 2 não tiveram fraturas, no grupo 3 houve a fratura de três facetas e seis corpos-de-prova fraturaram no grupo 4. Concluíram que os grupos 1 e 2 (sem redução incisal e com 2mm de redução incisal sem o chanfrado na face palatina) obtiveram melhores resultados quando comparado com o dente natural, não preparado.

MARTIGNONI & SCHONEMBERGER, em 2001, enfatizaram a importância do planejamento da estrutura metálica na determinação da perda de precisão durante a aplicação da porcelana. A espessura mínima da estrutura não podia ser menor que 0,3mm a 0,5mm, para que ocorresse uma estabilidade da estrutura metálica e para que esta não viesse a sofrer distorção. Isto era importante, já que

a fratura da cerâmica freqüentemente ocorria devido às flexões das regiões finas no metal sujeitas à carga. Tais deformações momentâneas podiam ser absorvidas pela estrutura metálica, a qual tinha certo módulo de elasticidade, mas não podia ser tolerada pela cerâmica, que praticamente não possui elasticidade. Ressaltaram a importância da forma anatômica do preparo e do tipo de liga porque mostra diferentes graus de distorção, sob as mesmas circunstâncias e que deveria ser analisado quanto à dureza, módulo de elasticidade e de resistência. Além disso, os pontos de fusão e de solidificação deveriam estar distantes do ponto de fusão da cerâmica (ao menos 150°C). Chamaram a atenção para a forma anatômica do preparo, que deveria ter uma considerável diferença na altura das paredes, fator determinante na perda de precisão e estabilidade devido à distorção que ocorre durante a fundição. Estabeleceu que a situação ideal para controlar o sucesso da fundição em regiões finas era preparar as margens vestibular e lingual com a mesma altura e margens proximais ligeiramente curvas. Quando as margens vestibular e lingual apresentavam a mesma altura, mas com acentuada curvatura nas margens proximais, estavam sujeitas à contração durante os procedimentos de fundição. Consideráveis diferenças na altura das margens vestibular e lingual foram significantes. Quando a margem vestibular era maior, esta estaria sujeita à ação de duas forças, ambas tendendo a agir na mesma direção.

Conforme KU *et al.*, em 2002, seriam desconhecidos os valores de resistência à fratura de vários novos sistemas de cerômeros para a confecção de próteses parciais fixas anteriores que estavam sendo desenvolvidas para eventual substituição da metalocerâmicas e que foram denominadas *metal free*, tendo como finalidade a substituição dos metais e ligas por seus efeitos adversos (alergia e estética). A finalidade do estudo foi comparar a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas num incisivo central maxilar e 3 tipos de coroas de cerômeros (Artglass, Sculpture e Targis), em um preparo simulando dente anterior, que foi realizado com ângulo de convergência de 5 graus, ombro com 1mm e 90 graus, redução incisal de 2mm e com a preocupação de que todos os ângulos (axio-gengival e axio-incisal) ficassem arredondados. Após a moldagem

com polivinil siloxano (Exaflex), dez padrões de cera foram feitos e o metal utilizado foi Ni-Cr (Rexillum III) para a fabricação dos troques metálicos. Confeccionaram-se 10 coroas metalocerâmicas e posteriormente dez coroas para cada sistema de cerômero à partir do mesmo troquel. As coroas foram preparadas, polimerizadas, jateadas e o acabamento realizado de acordo com especificações dos fabricantes. Os 4 sistemas foram cimentados nos troques com cimento de ionômero de vidro híbrido (Protec CEM – Ivoclar Vivadent) com pressão manual constante e embebidos em blocos de resina polimetil-metacrilato (Orthodontic resin – Dentsply) e aplainados. Para o ensaio de resistência à fratura foi utilizada máquina de teste universal (STM-5), com 1mm/min e a carga direcionada na linha de ângulo inciso/lingual, por meio de uma barra com 7mm de diâmetro, a 130 graus do longo eixo do espécime até ocorrer a fratura catastrófica. Esta inclinação foi estabelecida para simular condições clínicas de contato dentário. Foi aplicado o teste de Tukey ($P < 0,05$) para análise dos dados cujas médias foram de: 1317 ± 220 N para coroas metalocerâmicas; 575 ± 95 N para ArtGlass; 621 ± 122 N para Sculpture e 602 ± 101 N para Targis. Concluíram que a resistência à fratura das coroas metalocerâmicas foi significativamente maior ($P < 0,05$) do que os três tipos de coroas com sistemas de cerômeros e que entre eles, não houve diferença estatisticamente significativa. A carga separou parcialmente a cerâmica do metal na superfície vestibular, sendo que nos cerômeros o padrão de fratura se repetiu, mas a separação se estendia desde a superfície proximal até a vestibular e lingual e a carga necessária para fratura nos três sistemas excederam as forças oclusais normais. Os autores sugeriram que os sistemas de cerômeros testados poderiam ser apropriadamente substitutos para coroas metalocerâmicas em pacientes cuidadosamente selecionados.

ULUSOY & TOKSAVUL, em 2002, avaliaram a perda da resistência à fratura associada à redução da infra-estrutura sob ação de carga vertical. Cinco infra-estruturas metálicas com diferentes desenhos na margem vestibular foram avaliadas (sem o colar metálico, redução de 0,5, 1,0 e 1,5mm). Os casquetes tinham espessura uniforme de 0,4mm e espessura total da coroa de 1,5mm. Não houve diferença no tipo de fratura, porém com o aumento na redução houve um

decréscimo na resistência. A carga suportada em todos os grupos foi superior à força oclusal normal. Vinte e cinco coroas artificiais foram fabricadas com diferentes graus de redução vestibular do metal sendo o grupo (1) com o colar metálico; grupo (2 a 5) com 0,0, 0,5, 1,0 e 1,5mm sucessivamente. Todas as coroas foram termocicladas em dois diferentes banhos de 5 e 60°C por 20 segundos e tiveram outra ciclagem a 37°C por 510 ciclos. Foi realizado o ensaio de fratura vertical até a fratura com a máquina de teste Shimadzu com 1mm/minuto e a força de fratura registrada. Os resultados mostraram que nos 5 grupos de amostras avaliadas não foram visíveis diferenças quanto ao tipo de fratura e não existiu diferença estatisticamente significativa na resistência à fratura dos grupos 1 e 2 ou entre os grupos 4 e 5. Porém, houve diferenças significantes entre o grupo 3 e grupo 1, 2, 4 e 5. Os autores concluíram que, com a aumento na redução do metal, havia diminuição da resistência à fratura para os grupos testados.

O propósito do estudo de REGES, em 2003, foi avaliar a resistência à fratura e à fadiga + fratura da cerâmica In Ceram a seco e em água destilada, fixada sobre dentes bovinos com os cimentos resinosos e ionômero de vidro modificado por resina. Sessenta incisivos bovinos foram incluídos em resina acrílica. As porções coronárias foram preparadas em torno mecânico de bancada para receber coroas totais completas, usando pontas diamantadas 4103, com convergência de 8 graus e término cervical em ombro reto. Sessenta corpos-de-prova com 8mm de diâmetro por 8,5mm de altura foram confeccionados com a cerâmica In Ceram. Trinta coroas foram fixadas sobre os preparos com o cimento resinoso e trinta com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina. As coroas foram fixadas com cimento utilizando a prensa pneumática, com carga estática de 9kgf por cinco minutos. Em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas. Para cada cimento (resinoso e ionômero de vidro), dez corpos-de-prova foram submetidos ao teste de fratura à velocidade de 1,0mm/minuto. O segundo grupo foi submetido ao teste de fadiga por 60.000 ciclos, com carga de 70N, aplicada com força sinusoidal de dois Hz, seguido pelo de fratura em água destilada (10 corpos-de-prova para cada tipo

de cimento) e o terceiro grupo em ambiente seco (10 corpos-de-prova para cada tipo de cimento), usando uma máquina Instron. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey, sendo que as coroas In Ceram fixadas com o cimento resinoso quando submetidas ao ensaio de fratura (1527,51N), foram significativamente superiores ao ensaio de fadiga + fratura em ambiente seco (1110,91 N) e em água destilada (842,54 N). As coroas submetidas ao ensaio de fadiga + fratura em ambiente seco apresentaram valores estatisticamente superiores em relação às submetidas em água destilada. Os mesmos resultados também foram observados para as coroas fixadas com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina. E mostraram que a resistência da coroa In Ceram fixada com o cimento resinoso e de ionômero de vidro diminuiu significativamente após o ensaio de fadiga + fratura em ambiente seco e em água destilada quando comparado com a resistência à fratura sem fadiga. Este estudo suportou que as coroas fixadas com o cimento resinoso apresentaram valores de resistência superiores às fixadas com cimento de ionômero de vidro, para os três ensaios.

WEBBER *et al.*, em 2003, chamaram a atenção para os cuidados ao se preparar uma coroa, quando um equilíbrio deve ser atingido entre a quantidade de estrutura dentária conservada e o espaço criado para a restauração. Nas coroas que contêm um núcleo, a porcelana seria aplicada para produzir a estética e contorno desejados. O objetivo desse estudo foi investigar o efeito de diferentes espessuras de porcelana sobre a carga compressiva de fratura das coroas Procera All Ceram. Restaurações do tipo coroa foram usadas na pesquisa, por melhor reproduzirem a situação clínica quando comparadas com discos de porcelana. Sessenta modelos metálicos foram confeccionados com preparo para coroa e margem em chanfro. Sessenta coroas foram confeccionadas com um núcleo de 0,6mm de espessura: coroas Procera com 0,4mm ou 0,9mm de espessura All Ceram e In Ceram (Grupos 1 e 2, respectivamente) e coroas de porcelana In Ceram com uma porcelana Vitadur Alpha de 0,9mm de espessura (Grupo 3). Cada grupo consistiu de 20 coroas. As Coroas In Ceram foram usadas como grupo controle. Todas as coroas foram medidas aleatoriamente em 4

localizações axiais e 1 localização oclusal, antes do auto-glazeamento. Elas receberam abrasão com jato de ar e adesivo em um modelo metálico apropriado, usando Clearfil New bonding Agent, Clearfil Bond Activator e Panavia 21 TC Dental Adhesive como agentes de vedamento. Após armazenagem em água destilada a 37°C durante 24 horas, as amostras foram colocadas em equipamento de teste compressivo dentro da máquina de teste universal Instron e carregadas no centro da superfície oclusal com uma esfera de aço inoxidável de 4mm de diâmetro. Uma carga pré-carga axial de 20 N foi aplicada antes do teste de compressão a uma velocidade de 0,1mm/minuto até a ocorrência de fratura. A análise de variância não revelou nenhuma diferença significativa na carga de fratura entre os 3 grupos ($P=0,003$). Usando uma correção Bonferroni, testes t independentes revelaram não haver diferença significativa na carga de fratura de quaisquer das comparações pareadas entre os três grupos testados ($P<0,05$). Os resultados mostraram que a carga média de fratura para o Grupo 1 foi de 2197,6N; Grupo 2, 2401,4N; e Grupo 3, 2581,0N, Concluíram que a espessura axial da porcelana não teve efeito significativo sobre a carga compressiva de fratura das coroas Procera All Ceram.

CALDAS, em 2003, avaliou a resistência à fratura e à fadiga + fratura da cerâmica In Ceram, IPS Empress 2 e Cergogold a seco e em água destilada, fixadas sobre dentes bovinos com o cimento resinoso e ionômero de vidro modificado por resina. Cento e oitenta incisivos bovinos foram incluídos em resina acrílica. As porções coronárias foram preparadas para receber coroas totais completas, usando pontas diamantadas 4103 com paredes convergentes de 8 graus e término cervical em ombro arredondado. Sessenta casquetes com 8mm de diâmetro por 8,5mm de altura foram confeccionados com cada uma das cerâmicas In Ceram, IPS Empress 2 e Cergogold. Após aplicação do glaze, trinta coroas foram fixadas sobre os dentes bovinos com cimento resinoso e trinta com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, para cada sistema cerâmico. As coroas foram fixadas com auxílio de prensa pneumática, com carga estática de nove kgf, por 1 minuto. Em seguida, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de fratura a uma velocidade de 1,0mm/min. O segundo grupo foi submetido

ao teste de fadiga por 60.000 ciclos, com carga de 75N, aplicada com força em forma sinusoidal com 2 Hz, em água destilada seguido pelo teste de fratura (10 corpos-de-prova para cada tipo de cimento e cerâmica), mais fratura em uma máquina de teste universal. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey e mostraram que a resistência à fratura das coroas In Ceram e IPS Empress 2 fixadas com cimento resinoso e ionômero de vidro foram estatisticamente superiores à do Cergogold. Quando a média de resistência à fratura foi comparada para as coroas fixadas com cimento resinoso, o resultado do In Ceram (1527,56N) e IPS Empress 2 (1412,38N) foi significativamente superior ao da Cergogold (947,21N). Nenhuma diferença foi encontrada entre os sistemas In Ceram e IPS Empress 2. Com relação aos corpos-de-prova fixados com cimento de ionômero de vidro, In Ceram (1182,43N) e IPS Empress 2 (1153,4N) foram estatisticamente mais resistentes do que Cergogold (767,35N). Neste estudo, quando fadiga + fratura foram comparados em meio seco, os corpos-de-prova fixados com cimento resinoso das cerâmicas In Ceram (1110,91N) e IPS Empress 2 (1070,89N) foram significativamente superiores ao Cergogold (697,82N). Nenhuma diferença estatística foi observada entre In Ceram e IPS Empress 2. Os mesmos resultados foram observados para os corpos-de-prova submetidos ao teste de fadiga + fratura em meio úmido com In Ceram (842,55N), IPS Empress (895,09N) e Cergogold (585,47N). Já, os corpos-de-prova fixados com cimento de ionômero de vidro, In Ceram (926,14N) e IPS Empress 2 (867,85N) foram estatisticamente superiores em relação ao Cergogold (568,92N). Os resultados semelhantes foram observados para os corpos-de-prova submetidos ao teste de fadiga + fratura em meio úmido com In Ceram (790,30N), IPS Empress (759,69N) e Cergogold (512,24N). A resistência do In Ceram, IPS Empress 2 e Cergogold fixadas com cimento resinoso e de ionômero de vidro diminuiu significativamente após fadiga em meio seco e úmido em relação a resistência à fratura sem fadiga. Nenhuma diferença estatística foi observada para o cimento de ionômero de vidro. Pelos resultados estatísticos, os autores concluíram que as coroas In Ceram, IPS Empress 2 e Cergogold fixadas com o

cimento resinoso apresentaram valores de resistência superiores às fixadas com cimento de ionômero de vidro modificado por resina, para os três tipos de ensaios.

MIYASHITA et al., em 2003, compararam a influência da cobertura estética sobre a infra-estrutura cerâmica de dissilicato de lítio (IPS Empress 2) e porcelana aluminizada infiltrada por vidro (In Ceram). Quatro grupos de 18 espécimes foram obtidos, sendo o grupo I, somente o casquete de IPS Empress 2; grupo II, casquete de IPS Empress 2/IPS Empress 2 venner (E2C/E2V); grupo III, *casquete* de In Ceram Alumina (ICA) e grupo IV, In Ceram Alumina/Vitadur Alpha (ICA/VA). Para os grupos I e III, as barras de cerâmica mediam 25,0mm x 2,0mm x 1,5mm, enquanto nos grupos 2 e 4 foi aplicada a porcelana de cobertura, mantendo as espessuras padronizadas em 25,0mm x 2,0mm x 1,0mm. Para o teste de resistência à flexão, a força aplicada (4 pontos) foi em máquina de teste Instron (Modelo 4301) na velocidade de 0,5mm/min. Os valores foram analisados pelo teste Kruskal-Wallis: (64,9; Gl=3, p=0,001), sendo o grupo I = 192,9 ± 20,97 MPa; grupo II = 55,4 ± 9,49 MPa; grupo III = 312,54 ± 60,82 MPa e grupo IV = 128,18 ± 31,14 MPa. Os achados demonstraram, segundo os autores, que a aplicação da camada de cerâmica tem influencia nos valores de resistência à flexão nos diferentes sistemas cerâmicos.

CRAIG & POWERS, em 2004, afirmavam que nas restaurações de cerâmica pura sinterizadas à base de alumina, o núcleo era reforçado significativamente pela dispersão da fase cristalina. Na cerâmica feldspática reforçada por leucita, a mesma funcionaria como uma base de reforço, resultando em maior resistência à flexão. Quanto às fraturas por fadiga, os autores afirmaram que elas eram desenvolvidas a partir de pequenas rachaduras e se propagavam através das partículas do material. Alguns parâmetros que influenciariam a fadiga seriam o tamanho e o formato dos grãos, composição, textura, química da superfície e rugosidade, história dos materiais (isto é, fabricação e tratamento térmico) e ambiente. Qualquer agente ambiental que pudesse degradar um material reduziria sua resistência à fadiga. Portanto, altas temperaturas, umidade, meio aquoso, substâncias biológicas e desvios da neutralidade do pH poderiam reduzir as propriedades de resistência à fadiga.

O objetivo do estudo de GUAZZATO *et al.*, em 2004, foi comparar a resistência à flexão uniaxial, tenacidade e micro-estrutura de 9 cerâmicas dentais e que foram denominadas: E1, E2, EC, IA slip, IA coccionada sob pressão, IZ slip, IZ dry-pressed, DZ e uma experimental 3% mol dos óxidos de $Y_2O_3ZrO_2$. O estudo foi dividido em duas partes, quando foram comparadas, na parte I, as cerâmicas prensadas IPS Empress, IPS Empress 2, uma nova cerâmica experimental e In Ceram alumina processada de 2 maneiras: *slip casting* e *dry pressing*. Na parte II, os estudos focaram cerâmicas à base de zircônio. Dez barras com 20 x 4 x 1,2mm foram confeccionadas para cada sistema cerâmico para o teste de resistência à compressão pelo método de 3 pontos (técnica da indentação) medidos em dez espécimens, levados na máquina de testes universal (Shimadzu Ag-50 KNE – Japan) a 0,5mm/min. Após o ensaio as amostras foram analisadas em microscópio óptico. Os dados foram comparados pela análise de variância e teste Sheffé ($p=0,05$ mm). A fração volumétrica de cada fase, dimensões e forma dos grãos, porosidade e padrões de fratura foram analisadas em MEV, para se obter imagens. Os resultados do teste de resistência à fratura ($MPa\ m^{1/2}$) foram: IPS Empress 106(17)¹, 1,2(0,14)¹; IPS Empress 2306(29)², 2,9(0,51)²; Nova cerâmica experimental 303(49)², 3,0(0,65)²; In Ceram Alumina *dry pressed* 440(50)², 3,6(0,26)²; In Ceram Alumina slip 594(52)², 4,4(0,48)³. Os valores com o mesmo número sobrescrito não mostraram diferenças estatisticamente significantes. A microscopia revelou a relação entre a matriz vítrea e a fase cristalina, assim como as características da última foram correlacionadas com mecanismos de resistência e força destas porcelanas. O material E1, possuindo maior quantidade de vidro e menor conteúdo de material para reforço, foi a cerâmica mais fraca do grupo. Concluindo, os autores afirmaram que na primeira parte do estudo um aumento do conteúdo cristalino da cerâmica de vidro é acompanhado do aumento da resistência e tenacidade de fratura. Entretanto, em materiais com conteúdo cristalino, fatores como porosidade, tamanho dos grãos, forma e orientação seriam importantes para determinar as propriedades mecânicas

Segundo TORRADO *et al.*, em 2004, a presença de uma abertura para parafuso na superfície oclusal das coroas metalocerâmicas implanto-suportadas

poderia reduzir a resistência à fratura da porcelana e a longevidade da coroa. A proposta desse estudo foi comparar a resistência à fratura da porcelana entre coroas retidas por parafuso e coroas metalocerâmicas implanto-suportadas retidas por cimento, e avaliar se o estreitamento da mesa oclusal ou o recuo da abertura de acesso do parafuso afetariam a resistência à fratura. Quarenta casquetes de metal para pré-molares superiores padronizados foram confeccionados com liga Pd-Ga (Protocolo), sobre um pilar de implante. Os casquetes foram divididos em 4 grupos (n=10): Grupo 1 - retido por parafuso; superfície oclusal vestibulo-lingual com largura de 5mm, abertura de acesso do parafuso no centro da superfície oclusal; Grupo 2- retido por parafuso; largura da superfície vestibulo-lingual oclusal de 5mm, abertura de acesso do parafuso posicionada a 1mm recuado a partir do centro da superfície oclusal em direção à cúspide vestibular; Grupo 3- retida por cimento, largura vestibulo-lingual da superfície oclusal de 5mm, os casquetes não foram alterados; e Grupo 4- retido por cimento; largura vestibulo-lingual da superfície oclusal de 4mm, casquetes designados para ter uma largura reduzida da superfície oclusal. Todas as fundições foram acabadas com pedras de óxido de alumínio e abrasionadas com jato de ar particulado. Duas camadas de porcelana opaca e para dentina foram aplicadas, respectivamente, em todas as amostras, as quais foram então glazeadas. As amostras de coroa foram posicionadas em dispositivo para teste feito sob medida e carregadas verticalmente no meio da superfície oclusal com uma máquina de teste universal a uma velocidade de 0,5mm/min, até a ocorrência de fratura. Valores médios de carga até a fratura (kgf), foram calculados em cada grupo e comparados com análise de variância e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Os valores médios de cargas requeridas para fratura das coroas foram os seguintes: Grupo 1: 95,01 + 46,6 kgf; Grupo 2: 108,61 + 57,9 kgf; Grupo 3: 390,94 + 151,3 kgf; Grupo 4: 380,04 + 211,8 kgf. Os Grupos 1 e 2 requereram uma força significativamente menor para fratura das coroas comparados com os Grupos 3 e 4 ($P=0,001$). Não foram notadas diferenças significantes comparando Grupo 1 com Grupo 2 ($P=0,09$) e Grupos 3 e 4 ($P=0,06$). Segundo os autores, as coroas metalocerâmicas implanto-suportadas retidas a parafuso apresentaram uma resistência à fratura significativamente

inferior às coroas retidas por cimento. A colocação da abertura de acesso para o parafuso 1mm recuado a partir do centro da superfície oclusal não resultou em uma resistência à fratura menor. Coroas retidas por cimento com largura vestibulo-lingual da superfície oclusal de 4 ou 5mm apresentaram resistência similar à fratura da porcelana.

A proposta do estudo de POTIKET *et al.*, em 2004, foi avaliar e comparar a resistência à fratura de coroas feitas de 3 tipos diferentes de 2 sistemas de coroas de porcelana, coroas com casquete de óxido de alumínio de 0,4mm e 0,6mm e coroas com casquetes de zircônio, e coroas metalocerâmicas, cimentadas em dentes humanos com agente de vedamento resinoso. A hipótese nula foi a de que as restaurações de porcelana teriam a mesma resistência à fratura das restaurações metalocerâmicas, após serem cimentadas ao dente natural. Concluíram que não houve diferença significativa na resistência à fratura dos dentes preparados para coroas de porcelana com casquetes de óxido de alumínio de 0,4 e 0,6mm ou casquetes de zircônio com 0,6mm e dentes preparados para coroas metalocerâmicas. A fratura após a aplicação de carga ocorreu nos dentes, não nas restaurações. A hipótese de que restaurações de porcelana têm a mesma resistência à fratura das restaurações metalocerâmicas, após serem cimentadas ao dente natural, foi aceita.

Para SMALES & ETEMADI, em 2004, *onlays* de porcelana em molares continuam a ter maior ocorrência de falhas a partir do volume do que *onlays* de metal fundido. Compararam as porcentagens e causas de falha em longo prazo para *onlays* de porcelana feldspática silicada (Mirage), colocada com e sem reforço de metal na subestrutura. Dezenove *onlays* com reforço de metal e 78 sem reforço foram cimentadas em 50 adolescentes mais velhos e pacientes adultos, tratados por 2 protesistas, em consultório particular. Todas as *onlays* ocluíam com superfícies dentárias antagonistas. O julgamento clínico determinou o tipo de *onlay* colocada. Fatores observacionais incluíam pacientes, clínicos, sítios das *onlays* e modos de falha. *Splints* superiores de resina acrílica foram geralmente feitos para pacientes com várias *onlays* ou com hábitos parafuncionais. Trinta e seis modelos estavam também disponíveis para comparação da espessura oclusal

e da inclinação das *onlays* em molares intactos e deficientes. O teste qui-quadrado ou teste exato de Fisher, teste t de Student e tabela de longevidade estatística foram usados para avaliar os dados ($\alpha=0,05$). Resultados. Depois de 6 anos ocorreram falhas em 21,1% das *onlays* colocadas com reforço de metal e em 26,9% sem reforço de metal. Estimativas de longevidade cumulativa (erro padrão +), foram de 62,4% + 14,7% e de 60,5% + 6,3%, respectivamente ($P=0,84$). A fratura de volume ocorreu em 16,5% de molares, independente de reforço de metal ($P=1,00$). Além disso, 11,4% de *onlays* em pré-molares e 33,9% em molares falharam. Ocorreu pulpíte irreversível em 6,2% de todos os dentes. A partir dos modelos, não existiram relações claras entre a espessura do material da porcelana oclusal ou as inclinações do preparo interno e falhas das *onlays* de molares, colocadas com e sem reforço de metal. Os autores afirmaram que existe um risco significativo de fratura de volume em *onlays* de porcelana silicada como restaurações para molares. O uso do reforço da subestrutura pode não reduzir esse risco significativamente e que as *onlays* de porcelana silicada colocadas com e sem reforço de metal apresentaram uma incidência similar de fratura de volume em molares. Os preparos para ambos os tipos de *onlays* foram similares.

AL-DOHAN *et al.*, em 2004, afirmaram que a delaminação da porcelana *veneer*, a partir de substratos de porcelana subjacente, foi relatada para restaurações de porcelana. Porém, segundo os autores, ainda não teria sido investigado se esse fenômeno seria decorrente de uma fraqueza inerente da porcelana devido a uma interface frágil entre as porcelanas *veneer* e núcleos, ou somente uma fratura através da própria porcelana *veneer*. A proposta deste estudo foi investigar a resistência da interface subestrutura e porcelana *veneer* em sistemas de porcelana. Os sistemas de porcelana testados com suas respectivas porcelanas *veneer* foram IPS Empress 2 com Eris (IE), Procera All Ceram (PA), Procera All Zircon com CZR (PZ) e DC-Zircon com Vita D (DC). A porcelana *veneer* recomendada pelo fabricante para cada material foi queimada até o núcleo de porcelana. Uma combinação de metal e porcelana (MC) foi testada como grupo controle. Sessenta amostras, 12 para cada sistema e o controle foram feitas a partir de um modelo-mestre. Um cilindro de porcelana *veneer* de 2,4mm de

diâmetro foi aplicado usando um molde separado de alumínio projetado especialmente para o experimento. Após a queima, as amostras foram colocadas em um guia e submetidas à força de cisalhamento em uma máquina de teste universal. A carga foi aplicada a uma velocidade de 0,50mm/min até a ocorrência de falha. As resistências médias ao cisalhamento (MPa), foram analisadas com análise de variância e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). As amostras fraturadas foram examinadas microscopicamente em aumento original de 20x para classificar o modo falho como falha de coesão no núcleo, falha de coesão na *veneer* ou falha de adesão na interface. Verificaram que as resistências médias ao cisalhamento em Mpa foram para controle MC de 30,16 + 5,88; IE aderida a Eris de 30,86 + 6,47; PZ aderida a CZR de 28,03 + 5,03; DC aderida a Vita D de 27,90 + 4,70 e PA aderida a All Ceram de 22,40 + 2,40. IE, PZ e DC não foram significativamente diferentes do controle MC. O exame microscópico mostrou que a falha de adesão, ou delaminação completa, não ocorreu entre o núcleo compatível de porcelana e as *veneers*. A falha ocorreu primariamente próxima à interface com a porcelana *veneer* residual remanescente no núcleo. IE com Eris apresentou falha de coesão no núcleo e na *veneer*. Esse estudo demonstrou que a adesão da porcelana *veneer* a um núcleo de porcelana para os materiais testados é similar ao controle de metalocerâmica. Pode-se esperar que o comportamento clínico seja similar e que as resistências adesivas de três das porcelanas testadas (IE, PZ e DC), não foram significativamente diferentes do grupo controle (MC).

Para KOMINE *et al.*, em 2004, a influência de diferentes tipos de cimentos resinosos sobre o prognóstico em longo prazo de coroas de porcelana de óxido de alumínio não estava clara. A proposta desse estudo foi avaliar a resistência à fratura de uma porcelana de óxido de alumínio sobre coroas posteriores superiores cimentadas com diferentes agentes resinosos, antes e após a aplicação de carga cíclica termomecânica. Quarenta e oito primeiros molares superiores foram preparados e restaurados com coroas de porcelana de óxido de alumínio padronizadas (In Ceram Alumina). As amostras foram divididas aleatoriamente em 3 grupos (n=16). As coroas foram cimentadas com cimento de

resina acrílica (Super-Bond C&B, controle, Grupo SB) e 2 agentes resinosos de cimentação (Panavia F, Grupo PV; e Rely X Unicem, Grupo RX). Metade das amostras foi exposta à fadiga termomecânica em um simulador de mastigação. O teste de soma de grau de Wilcoxon foi usado para comparar a resistência à fratura ($\alpha=0,05$ mm). Os resultados mostraram que todas as amostras sobreviveram à exposição ao simulador. Os valores de resistência foram obtidos sem/com a carga de fadiga termomecânica: Grupo SB, 2726N/2673N; Grupo PV, 2520N/2083N; e Grupo RX, 2036N/2369N. A resistência à fratura no Grupo PV depois da aplicação da carga de fadiga foi significativamente inferior comparada à resistência à fratura no Grupo PV, sem o envelhecimento artificial ($P=0,016$), assim como sendo significativamente inferior comparado com o Grupo SB com envelhecimento artificial ($P=0,003$). Os achados demonstraram, neste estudo *in vitro*, que a seleção do cimento resinoso poderia influenciar na resistência à fratura de coroas posteriores de porcelana de óxido de alumínio e que todos os cimentos testados seriam capazes de vedar com sucesso estas coroas. A resistência à fratura do Grupo PV após o envelhecimento artificial foi comparativamente inferior.

LEHMANN *et al.*, em 2004, fez um relato de que as propriedades mecânicas melhoradas de compósitos contemporâneos resultaram em seu uso extensivo para a restauração de dentes posteriores. No entanto, a influência do reforço de fibra, técnica de cimentação e estresse físico sobre a resistência à fratura de coroas sem metal é desconhecida. Este estudo avaliou o efeito do reforço com fibra, estresse físico e métodos de cimentação sobre a resistência à fratura de coroas Sinfony posteriores sem metal. Noventa e seis terceiros molares humanos extraídos receberam um preparo dentário padronizado: preparo em chanfro de 0,5mm e redução oclusal de 1,3 até 1,5mm. Foram confeccionadas coroas Sinfony (coroas não-reforçadas, n=48) e Sinfony-Vectris (coroas reforçadas, n=48), restaurando o contorno dentário original. Vinte e quatro amostras de cada tipo de coroa foram cimentadas, usando cimento de ionômero de vidro (GIC) ou cimento resinoso. Trinta e duas coroas (um terço) foram armazenadas em umidade durante 48 horas. Outro terço foi exposto a 10, 000 ciclos térmicos (TC) entre 5°C e 55°C. O terço restante foi tratado com ciclagem

térmica e carga mecânica (TCML), consistindo em 1.200.000 de cargas axiais de 50N. As coroas artificiais foram então verticalmente carregadas com uma esfera de aço até a ocorrência de fratura. Diferenças significantes na resistência à fratura (N), entre os grupos experimentais foram avaliadas pelo teste não-paramétrico Mann-Whitney U ($\alpha=0,05$ mm). Metade das coroas Sinfony e Sinfony-Vectris cimentadas com cimento de ionômero de vidro foram perdidas após a ciclagem térmica. A ciclagem térmica resultou em uma redução significativa na resistência média à fratura para coroas Sinfony cimentadas com GIC, de 2037 N para 1282 N ($P=0,004$). A fadiga adicional não produziu mais efeitos. O reforço com fibra aumentou significativamente a resistência à fratura, de 1555 N para 2326 N ($P=0,001$). A resistência mínima à fratura foi acima de 600N para todas as combinações de materiais, cimento e carga. Os achados demonstraram, segundo os autores, que a resistência à fratura de coroas Sinfony sem metal foi significativamente aumentada por reforço com fibra. A cimentação adesiva seria recomendada para evitar a falha de cimentação.

Segundo ATTIA & KERN, em 2004, a qualidade estética excelente seria uma das principais vantagens de restaurações de porcelana. No entanto, a fratura catastrófica de tais restaurações continua a ser uma desvantagem. Os sistemas de adesivos para porcelana usando *primers* para porcelana sem o uso de ácido hidrofúorídrico foram introduzidos, mas os estariam faltando dados sobre a eficiência desses sistemas. Os autores Investigaram a influência de dois procedimentos adesivos sobre a resistência à fratura de porcelanas de baixa fusão, auxiliado por um modelo de computador de coroas de porcelana (CAD-CERAM). Quarenta e duas coroas de porcelana foram confeccionadas sobre pré-molares superiores humanos. Sete pré-molares não-preparados foram usados como controles, Três sistemas de coroas e porcelana foram usados: 1 porcelana de baixa fusão (Duceram) e 2 porcelanas sinterizadas (Vita Mark II e ProCAD), usando o sistema Cerec 3 CAD-CAM. As superfícies preparadas das coroas confeccionadas (n=7), foram submetidas a duas técnicas diferentes de condicionamento: condicionamento usando ácido hidrofúorídrico a 4,9% seguido da aplicação de silano Mirage ABC ou limpeza usando ácido fosfórico a 65% e

aplicação de primer (Porcelain Liner-M). As coroas foram cimentadas usando o agente de cimentação Superbond C&B. Após 24 horas de armazenamento em água, as amostras foram carregadas em máquina de teste universal com carga compressiva aplicada no sentido do longo eixo da amostra a uma velocidade de 1mm/min., até a ocorrência de fratura. As cargas de fratura (N) foram registradas. A análise de variância e o teste Tukey HSD foram usados para análise estatística dos dados. Os resultados mostraram que a carga média de fratura das amostras controles ($738,3 \pm 195,3\text{N}$) não foi significativamente diferente daquela das coroas CAD-CAM ($667,7 \pm 72,3\text{N}$ e $715,9 \pm 105,2\text{N}$). No entanto, a carga de fratura de dentes naturais e das 2 coroas CAD-CAM foi significativamente maior do que a carga de fratura das coroas de porcelana de baixa fusão tratadas com ácido HF e silano ($465,5 + 101,1\text{ N}$) e, quando limpas, usando ácido fosfórico e uma aplicação de *primer* ($447,5 \pm 63,4\text{N}$), ($P < 0,05\text{mm}$). Não houve diferença significativa na carga média de fratura de cada porcelana ao usar os dois procedimentos adesivos diferentes, tratados com ácido HF e silano ou limpas usando ácido fosfórico e aplicação de primer ($P > 0,05\text{mm}$). Os resultados indicaram que a aplicação de um *primer* (Porcelain Liner-M), foi um método efetivo para tratar a superfície preparada de coroas de porcelana antes da cimentação.

No mesmo ano, ATTIA & KERN investigaram a influência de diferentes agentes de cimentação e de carga cíclica, sob condições de umidade, na carga de fratura de coroas CAD-CAM e coroas de porcelana prensadas. Noventa e seis pré-molares foram preparados para coroas de porcelana com os seguintes critérios de preparo: inclinação axial de 6 graus, 1,5mm para linha terminal em ombro colocada a 0,5mm da junção cimento-esmalte (CEJ), redução oclusal de 2mm e altura ocluso-gengival de 5mm. Dezesesseis pré-molares não-preparados serviram como controles. Quarenta e oito coroas foram confeccionadas, em laboratório, em porcelana de dissilicato de lítio (IPS Empress 2), enquanto outras 48 coroas CAD-CAM foram diretamente confeccionadas usando porcelana reforçada com leucita (ProCAD) e o sistema CAD-CAM Cerec 3. Três agentes de cimentação (Panavia F, Superbond C&B e ProTec CEM), foram usados para a cimentação ($n=16$). Após uma semana de armazenagem em água, metade das

amostras de cada sub-grupo (n=80), foram carregadas ciclicamente e submetidas à ciclagem térmica sob condições de umidade para 600.000 ciclos mastigatórios e 3500 ciclos térmicos (58°C/4°C); tempo de pausa de 60 segundos em um simulador de mastigação. Todas as amostras foram carregadas em máquina de teste universal com a carga compressiva (N), aplicada no longo eixo da amostra a uma velocidade de 1mm/minuto até a fratura. A carga de fratura foi registrada para cada amostra. O teste de Kruskal-Wallis foi usado primeiramente para detectar a significância, seguido pelos testes de Mann-Whitney para identificar quais pares de grupos tinham diferenças significantes (P=0,05). Como resultados, afirmaram que a carga cíclica decresceu significativamente a carga de fratura média das coroas ProCAD vedadas usando Superbond, de 987,2 para 786,0 N (P=0,014) e aquelas vedadas usando ProTec CEM, de 914,4 para 630,7 N (P=0,007). Também, a carga média de fratura das coroas IPS Empress 2, vedadas usando ProTec CEM decresceu significativamente de 977,3 para 622,9 N (P=0,013). No entanto, a carga cíclica não reduziu a carga média de fratura das coroas vedadas usando Panavia F, Empress 2 (P=0,431) e ProCAD (P=0,128). Com as mesmas condições de carga e agentes de vedamento, não existiram diferenças significantes entre as cargas de fratura das coroas ProCAD e IPS Empress 2 (P>0,05). Concluíram que o uso do agente de adesão dentinária e cimentos resinosos podem melhorar a longevidade das coroas de porcelana. Coroas CAD-CAM cimentadas adesivamente (ProCAD), podem melhorar o desempenho clínico similar àquele das coroas prensáveis (IPS Empress 2), com a vantagem do menor tempo de confecção. A carga cíclica reduziu a carga de fratura das coroas ProCad com Superbond C&B e ProTec CEM e das coroas IPS Empress 2 vedadas com ProTec CEM.

DIAS *et al.*, em 2005, avaliaram a resistência, características químicas e micro-estruturais da interface ceramocerâmica através da espectrometria dispersiva de raios X (EDX) e microscopia eletrônica de varredura (MEV) de dois grupos: IPS Empress 2/ IPS Empress 2 cerâmico e In Ceram Alumina/Vitadur Alfa. Foram confeccionadas dez amostras de cada grupo composta de infra-estrutura que apresenta uma extremidade maior de dimensões de 0,5mm de diâmetro x

5,0mm de comprimento, um estreitamento de 1,0mm formando uma extremidade menor que 4,0mm de diâmetro x 3,0mm de comprimento. Os grupos A e B, foram submetidos ao teste de cisalhamento em máquina Instron (modelo 4301), a uma velocidade de 0,5mm/min, até a fratura. Os resultados foram avaliados utilizando o teste de análise de variância. A resistência ao cisalhamento do grupo A (82,04MPa), foi estatisticamente superior em relação ao grupo B (40,43MPa), $p < 0,05$. Microestruturalmente, foi observada no grupo B uma predominância de deslocamento total do recobrimento em relação a infra-estrutura, enquanto no grupo A observou-se um deslocamento parcial. Concluíram que o grupo A apresentou uma maior adesividade ceramocerâmica, quando avaliados mecânica e micro-estruturalmente.

ZARONE *et al.*, em 2005, apontaram por meio do fornecimento de instrumentos mecânicos 3D-FEA, a compreensão da influência do modelo de preparo dentário sobre a distribuição da tensão e localização dos sítios críticos nos incisivos centrais superiores restaurados com facetas de alumina, sob carga funcional. Um modelo 3D-FEM de um incisivo central superior foi apresentado. Uma força estática de mastigação arbitrária de 10 N foi aplicada com angulação de 60 graus para o eixo longitudinal do dente, na superfície palatina da coroa. O modelo foi considerado por ser restaurado por meio de *veneers* de porcelana alumina com diferentes modelos de preparo dentário. As diferenças na carga oclusal quanto à habilidade de transferência dos dois sistemas restauradores foram discutidas. Encontraram como resultados que os valores de tensão equivalente Von Mises foram observados no sistema restaurador em janela para ambas as angulações de cargas 125 e 608. Quando o preparo com chanfrado e sobreposição palatina foi simulado, a tensão foi distribuída uniformemente na camada de cimento, enquanto no preparo em janela a tensão ocorreu principalmente na área incisal da camada de cimento. Estabeleceram a significância clínica da pesquisa, ao afirmarem que ao restaurar um dente por meio de facetas, o preparo com chanfrado e sobreposição palatina restauraria melhor a distribuição natural da tensão sob carga do que a técnica da janela.

REKOW *et al.*, em 2006, avaliaram a contribuição relativa da variável no sistema coroa-cimento-dente que poderia influenciar na magnitude da tensão principal em coroas de porcelana. Análise fatorial foi feita para calcular os coeficientes de efeitos principais e interativos de sete variáveis sobre a distribuição da tensão máxima em uma série de modelos de elemento finito de um sistema de porcelana coroa-cimento-dente estilizado assimétrico. Variáveis investigadas em dois níveis foram selecionadas por sua relevância clínica e incluíram aquelas relacionadas ao material da coroa e à geometria (espessura e inclinação de cúspide), módulo e espessura do cimento, núcleo de suporte do dente e a posição na qual a carga oclusal foi aplicada. Encontraram que a tensão média principal para todas as combinações de todas as variáveis foi de 135,1 MPa, mas a magnitude da tensão variou de 73,7 até 214,0 MPa. O material da coroa e a espessura seriam de importância primordial na magnitude da tensão, mas outras variáveis (módulo do cimento, posição da carga e núcleo dentário de suporte), também contribuem para a magnitude da tensão. Interações entre essas variáveis podem ter uma influência importante, particularmente desde que a tensão na coroa não é necessariamente sensível aos mesmos fatores para todos os sistemas de materiais para coroa. Como significância clínica, afirmaram que a avaliação abrangente da tensão em uma coroa de um sistema coroa-cimento-dente deve integrar a influência de variáveis individuais e suas interações. A busca por coroas dentárias com estética e bom desempenho, procurando imitar o dente natural tem uma longa história. Mais recentemente, atenção tem sido direcionada para porcelanas como os materiais de escolha. Ainda a despeito de grandes variações na resistência inicial à fratura, porcentagens anuais de falha clínica para a maioria das coroas posteriores de porcelana permanecem marcantemente consistentes em cerca de 3%, sugerindo que a resistência do material por si não é suficiente para prever o desempenho em longo prazo. Uma quantidade de fatores é conhecida por contribuir para o desempenho da coroa, incluindo aqueles que podem ser manipulados pelo clínico e aqueles que são dependentes do paciente. Fatores sob o controle do clínico incluem (1) seleção de materiais para coroa e para cimentação, (2) redução dentária com as implicações associadas na

espessura da coroa, (3) espaço do cimento e (4) estrutura de suporte dentário em situações onde a construção da restauração é colocada abaixo e/ou no dente tratado endodonticamente. Fatores dependentes do paciente incluem (1) posição dentária (anterior ou posterior), (2) extensão da estrutura dental remanescente, (3) geometria oclusal e, (4) magnitude e direção das cargas oclusais. Enquanto todos esses fatores poderiam contribuir para o desempenho da coroa, o desafio seria entender a influência relativa de cada um sobre o sucesso clínico a longo prazo. Os autores questionavam se seria possível atingir melhora substancial no sucesso clínico desafiando apenas poucas variáveis. E quais seriam as mais importantes, quais poderiam ser consideradas individualmente ou se existiriam interações substanciais entre variáveis.

Esse estudo *in vitro* de ROSENTRITT *et al.*, em 2006, testaram a influência de diversos parâmetros de simulação de tensão sobre a resistência à fratura de próteses parciais fixas de três elementos em porcelana (FPDs). FPDs de porcelana feitas de IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, FL) foram expostas a ciclagem térmica e carga mecânica (TCML), com parâmetros de carga variáveis, tais como força de mastigação (quantidade, frequência), carga térmica, movimento mandibular lateral, material do pilar, periodonto artificial ou prótese antagonista. Para investigar a influência do material do pilar, dentes humanos, pilares de polímero e pilares de liga foram usados. Dois dispositivos TCML diferentes com carga pneumática ou de peso foram comparados. FPDs sem envelhecimento foram usadas como controles. Os resultados mostraram que as cargas térmicas e mecânicas combinadas reduziam significativamente a resistência à fratura da FPD, de 1832N para 410N. A duplicação da frequência de mastigação, fase de aumento de carga ou movimento lateral adicional não afetavam os resultados. Aumentando a força de mastigação, periodonto artificial e o antagonista ou pilar reduziu-se a resistência à fratura das FPDs testadas. Dispositivos diferentes com carga de peso ou pneumáticos não tiveram influência significativa sobre a capacidade de carga das FPDs. O envelhecimento artificial deveria ser feito combinando a ciclagem térmica com a carga mecânica. A simulação do periodonto artificial, antagonistas humanos e pilares deveriam ser incluídos para atingir um

envelhecimento significativo. Estudos *in vitro* ajudam a desenvolver materiais dentários, mas apenas a experiência do cientista dental permite a avaliação dos resultados para estimar a aplicabilidade principal do material sob condições clínicas. De fato, apenas um ensaio clínico implicaria na garantia final de um novo material. Todavia, testes *in vitro*, que estimulam as condições clínicas permitem uma primeira estimativa eficiente do material na forma de uma restauração dentária. Na verdade, seria necessário correlacionar o teste *in vitro* com a experiência clínica, mas ensaios clínicos bem feitos seriam raros. Dispositivos e sua resistência a cargas oclusais antes e depois do envelhecimento foram determinados. Os resultados foram comparados a dados clínicos disponíveis.

KELLY, em 2006, chamava a atenção para o fato de que, embora ligações potenciais entre dados sobre materiais e comportamento clínico sejam freqüentes, o padrão sistema é com freqüência obscuro. Este artigo fornece aos clínicos um contexto dentro do qual podem ver a informação a respeito dos materiais como evidência para indicações clínicas e ampliar a apreciação dos leitores para o assunto. Hierarquias de ambos os dados clínicos e não-clínicos são apresentadas e discutidas a partir do ponto de vista de seu potencial preditivo a respeito do desempenho clínico. Excelentes fontes de informação são identificadas para o clínico fazer decisões de tratamentos e perspectivas são oferecidas sobre o valor de outros dados publicados. Estabeleceu que revisões sistemáticas de estudos clínicos estão se tornando incrivelmente disponíveis e mais agradáveis ao usuário. Tais análises com freqüência fornecem excelentes evidências a respeito do uso e escolha dos materiais, restaurações e próteses. Essas revisões são as melhores fontes disponíveis para clínicos interessados em informação bem fundamentada e não-tendenciosa. Dois novos jornais, especializados em resumos concisos de revisões sistemáticas e estudos clínicos principais em um formato agradável ao usuário são uma fonte excelente para o dentista em exercício. Opiniões consensuais de especialistas ou autoridades representam o nível mais alto de evidências materiais que começam a considerar alguns dados *in vitro* juntamente com estudos clínicos. Tanto NIDCR, quanto a ADA periodicamente organizam *workshops* e conferências de avaliação de tecnologia sobre assuntos atuais e

controversos e publicam suas descobertas consensuais. A ADA CSA publica um guia sobre assuntos clínicos específicos e agrupa a agenda de pesquisa da ADA, com freqüência envolvendo artigos sobre materiais dentários. Dados *in vitro* envolvendo medidas de propriedades físicas ou tentativas de simular a função intrabucal são raramente validados na previsão do comportamento clínico. Testes *in vitro* deveriam ser desenvolvidos para classificar materiais ou prever a longevidade destes, estando de acordo com descobertas clínicas, ou para imitar o acúmulo de lesão ou mecanismos de falha das amostras clínicas. Padrões odontológicos tipicamente se apóiam em combinações de várias propriedades físicas e determinações materiais, para assegurar a segurança, manipulação e controle de qualidade, mas raramente a eficácia. Por várias razões, a ADA moveu-se além somente da confiança nos testes de laboratório tradicionais e está desenvolvendo um novo programa de avaliação de produtos para profissionais que irão resultar em uma avaliação clínica mais pesada e em testes de laboratório validados como sendo clinicamente preditivos. Respostas para questões sérias deveriam continuar a ser encontrada em estudos clínicos. Certamente, ensaios clínicos deveriam investigar intervenções que envolvem risco para os pacientes, materiais restauradores novos e a extensão radical de indicações clínicas para os materiais existentes. O guia para tais questões está se tornando crescentemente disponível na literatura odontológica.

Para DILMENER *et al.*, em 2006, a despeito de suas propriedades estéticas, a resistência à fratura de sistemas estéticos de pilar/núcleo recentemente introduzidos não foi estudada, restringindo-se ao uso clínico. A proposta desse estudo foi determinar e comparar as resistências à fratura de 3 sistemas estéticos de pilar/núcleo recentemente introduzidos com um pilar e núcleo de metal fundido, usando um método de teste relacionado clinicamente. Concluíram que as fundações de pilar/núcleo fundido e de pilar de zircônio/núcleo de porcelana foram mais resistentes à fratura do que as fundações de pilar de zircônio/núcleo de resina composta e pilar de aço inoxidável/núcleo de resina composta. A combinação de pilar de zircônio/núcleo de porcelana demonstrou alta resistência à fratura.

TASKONAK & SERTGÖZ, em 2006, avaliaram aspectos clínicos de coroas e próteses parciais fixas confeccionadas com o sistema IPS Empress 2 durante 2 anos. As 20 coroas unitárias foram anteriores e posteriores, sendo também 20 pontes fixas com 3 elementos confeccionadas para 15 pacientes. A avaliação das restaurações foi realizada anualmente, baseada nos critérios do *U.S. Public Health Service* para analisar a adaptação marginal, cor, cáries secundárias e fraturas visíveis na restauração. Os resultados mostraram que não aconteceram fraturas nas coroas isoladas. Entretanto, dez (50%) pontes fixas sofreram fratura catastrófica. Um total de 5 falhas (25%) ocorreram clinicamente no período de 1 ano e as outras no segundo ano. Para um número grande de trincas pré-existentes na cerâmica de diferentes tamanhos associadas à baixa resistência à fratura, limita a resistência à fratura e causa grande variabilidade na força. Estas trincas poderiam propagar se o contato é forte e causar a fratura. Esta propagação em sistemas de 2 camadas continuaria até o casquete cerâmico de IPS Empress 2. Portanto, a resistência maior do casquete comparado com a porcelana de cobertura não afetaria a iniciação da trinca ou sua propagação. Concluíram que coroas unitárias de IPS Empress 2 exibiram performance clínica satisfatória num período de 2 anos. Entretanto, o alto índice de fratura em pontes fixas limitaria a utilização do sistema para esta finalidade.

BINDL *et al.*, em 2006, avaliaram a resistência e o padrão de fratura de coroas CAD/CAM posteriores monolíticas hipotetizando que coroas de dissilicato de lítio cimentadas com fosfato de zinco poderiam apresentar a mesma resistência à fratura de coroas cimentadas adesivamente. Dois grupos de coroas posteriores monolíticas, cada um com espessura uniforme de 1,5mm da oclusal e parede lateral, foram confeccionados a partir de três tipos de blocos de porcelana (1) dissilicato de lítio, (2) leucita e (3) porcelana feldspática usando CEREC 3 CAD/CAM. Coroas de porcelana (nZ15), (1), (2) e (3) foram (A) cimentadas com fosfato de zinco, (B) cimentado adesivamente com cimento resinoso e carregadas até a ocorrência de fratura. Os dados sobre carga foram analisados usando os testes de análise de variância e de Scheffe. O padrão de fratura foi avaliado com três amostras cruzadas adicionais para cada grupo no início da fratura. Como

resultados, encontraram que rachaduras radiais originadas precocemente nas interfaces de cimentação e rachaduras cônicas foram observadas finalmente nos sítios de carga. Valores médios de carga (DV) das coroas-A no início/final da fratura foram: (1) 807 (91)N/2082 (192)N; (2) 915 (193)N/1130 (166)N; (3) 985 (199)N/1270 (301)N. Foram todos significativamente inferiores ($P < 0,001$) quando comparados a suas análogas da coroa-B foram (1) 1456 (205)N/2389 (84)N; (2) 1684 (395)N/2469 (171)N; (3) 1548 (304)N/(2392 975)N, rejeitando a hipótese dos autores. As coroas A-1 tiveram carga de fratura significativamente maior ($P < 0,001$) do que as coroas A-2 e A-3. Os dados sobre a carga de fratura da coroa A-1, mesmo sendo significativamente inferiores ($P < 0,001$), aproximaram-se dos valores de B-1. A cimentação adesiva equilibrou a resistência de porcelanas frágeis com a da porcelana mais resistente e foi recomendada para coroas com leucita e porcelana feldspática. Os autores concluíram que cimentação com fosfato de zinco pareceu viável para as coroas de dissilicato de lítio.

CLELLAND *et al.*, em 2006, tiveram como objetivo em sua pesquisa avaliar a influência da rugosidade superficial e do condicionamento ácido sobre a falha de interface submetida à carga e o sítio de iniciação de fratura para restaurações de porcelana fixadas com cimento resinoso. Discos laminados foram confeccionados usando óxido de carbonato de sódio vítreo para simular a porcelana e fibra de vidro para representar a dentina. Esses materiais foram selecionados devido a seu módulo elástico aproximado à porcelana ou dentina. Além disso, o óxido de carbonato de sódio vítreo permitiu a visualização do início da fratura. Lâminas de vidro para microscópio (1,2mm de espessura) foram selecionadas com amostras de 1mm. As porções congeladas dos cortes foram usadas como grupo rugoso ou jateado e as áreas limpas foram usadas como grupo liso ou polido. Todas as superfícies foram limpas e condicionadas. As superfícies preparadas foram divididas em oito grupos e fixadas no substrato usando Optibond Solo Plus (SDS Kerr, Orange, CA) e cimento resinoso Nexus (SDS Kerr). Os suportes para o substrato foram feitos com discos de fibra de vidro de 5mm (1/2 de diâmetro). Cargas verticais foram aplicadas aos discos laminados com um entalhamento esférico de 20mm, a uma velocidade de 0,05mm/minuto. Observações foram

feitas usando um vídeo com aumento de 10 vezes. As magnitudes das cargas foram registradas no momento do início da fratura. A análise de longevidade paramétrica Weibull e o teste de efeito da razão de probabilidade foram feitos com os dados de carga para o início da fratura para determinar diferenças significantes no nível 0,05mm. A carga de iniciação média de fratura variou de 273,6 a 341,9N para as amostras enrugadas e de 1056,5 a 2980,2N para as amostras lisas. De acordo com a análise de longevidade paramétrica Weibull e o teste de efeito da razão de probabilidade, a rugosidade de superfície e seu condicionamento influenciaram as cargas de início de fratura. Superfícies lisas suportaram muito mais carga antes do início da fratura. Concluíram que o desempenho clínico das restaurações de porcelana pode ser melhorado com superfícies internas mais lisas. O condicionamento aumentou significativamente a longevidade para restaurações com superfícies internas polidas.

A proposta do estudo de HSUEH *et al.*, em 2006, foi formular explicitamente a equação para relacionar a força biaxial de porcelanas multilaminadas à carga de fratura para discos multilaminados submetidos a testes de flexão biaxial. O modelo analítico mostrou que as soluções para os discos multilaminados submetidos a testes de flexão biaxial poderiam ser obtidas a partir das soluções existentes para os sistemas de monocamadas por substituição da posição de superfície neutra e a resistências à flexão das monocamadas por aquelas das multilaminadas. As análises de elemento finito foram feitas sobre discos com bi-camada de porcelana/zircônio para os testes de êmbolo-sobre-anel e anel-sobre-anel para verificar os resultados analíticos. Como resultados, boa concordância foi obtida entre (I) os resultados analíticos apresentados e as fórmulas de Roark para desgaste das superfícies apical e de fundo de discos bimetálicos submetidos a dobramento, e (II) resultados de elemento analítico e finito para discos bilaminados de porcelana/zircônio submetidos aos testes de êmbolo-sobre-anel e anel-sobre-anel. Afirmaram que as soluções padronizadas forneceram uma base para a avaliação da força biaxial de porcelanas odontológicas multilaminadas. Dependendo da resistência de cada camada e da distribuição do estresse através

da espessura da multicamada durante os testes, a fratura pode iniciar-se a partir de qualquer camada sob tensão.

O objetivo da pesquisa de ABOUSHELIB *et al.*, em 2006, foi avaliar a resistência à fratura e ao impacto de dois núcleos veneerizados de sistemas de porcelana e revelar se a velocidade de carga afetava o mecanismo de fratura. A energia absorvida pelas coroas IPS Empress-Eris e Cercon-Ceram S durante a resistência à fratura foi comparada à energia absorvida durante o teste de resistência ao impacto. Os princípios de fractografia foram usados para identificar a origem e as dimensões da fratura e calcular o desgaste durante a fratura, sendo que a análise de elemento finito (FEA) foi usada para racionalizar os resultados. Nas coroas IPS Empress 2 - Eris, houve diferença significativa na energia absorvida para o teste de fratura e para o teste de impacto, sendo que para a Cercon-Ceram S não houve diferença significativa. Apesar da alta resistência dos casquetes de zircônio não houve diferença significativa na energia absorvida entre os dois sistemas no teste de resistência ao impacto. A forma de cone seria dominante de fratura das restaurações de porcelana sob a carga oclusal. Concluíram que para explorar a alta resistência dos casquetes de zircônio nas coroas de porcelana dever-se-ia melhorar a delaminação e a formação de fraturas em cone, como formas mais esperadas de fratura.

KUIJS *et al.*, em 2006, investigaram a resistência à fadiga e falha comportamental das relações de substituição de cúspides em pré-molares usando diferentes tipos de materiais restauradores adesivos. Uma cavidade classe 2 foi preparada e a cúspide vestibular foi removida em um pré-molar superior humano hígido extraído. A partir do uso de uma máquina de preparo de cópias esse preparo foi copiado para 60 pré-molares superiores humanos. Em grupos de 20 pré-molares cada, restaurações de resina composta direta, restaurações de resina composta indireta e restaurações de porcelana foram feitas. Todas as restaurações de substituição de cúspides foram feitas de forma padronizada e com técnicas adesivas. Uma carga cíclica (5Hz) foi aplicada começando por 200N (10.000 ciclos) seguida por estágios de 400, 600, 800 e 1000N a no máximo

50.000 ciclos cada. As amostras foram carregadas até a ocorrência de fratura ou de 210.000 ciclos no máximo. No caso de fratura, o modo de fratura foi registrado. Os resultados mostraram que nenhuma diferença foi vista na resistência à fratura entre os três grupos (Wilcoxon PZ0.16). Não foram observadas diferenças a respeito do modo de falha, acima ou abaixo das junções cimento-esmalte. As restaurações de resina composta indireta e de porcelana apresentaram significativamente mais fraturas coesivas e adesivas combinadas do que as restaurações de resina composta direta, as quais apresentaram fraturas adesivas. Os resultados desse estudo sugerem que as restaurações de porcelana, resina composta indireta e resina composta direta apresentaram resistência à fadiga comparável e modo de fratura comparava em caso de fratura, embora as restaurações indiretas tendam a fraturar mais coesivamente do que as restaurações diretas.

A pesquisa de STUDART *et al.*, em 2007, foi com a finalidade de avaliar o comportamento da fadiga cíclica do zircônio (3YTZP) em água e guias derivadas para o modelo de pontes dentárias com base de zircônio com longevidade estendida. Os parâmetros de crescimento crítico de fratura sob condições de carga cíclica em água foram determinados a partir das distribuições Weibull da força mecânica inicial e do tempo de vida das amostras TZP. Os dados sobre resistência e longevidade foram obtidos usando uma máquina de flexão designada especialmente para condições simples e oscilatórias, respectivamente. Os resultados mostraram que os componentes TZP submetidos a uma carga cíclica em água apresentaram uma propagação de fratura subcrítica em níveis de desgaste significativamente menores (50%) do que o fator de intensidade de desgaste crítico ($K_{IC}=5,6\text{Mp}$). Apesar dessa susceptibilidade ao crescimento subcrítico da fratura, cálculos baseados nos parâmetros de fadiga e de estresse aplicados sobre as próteses indicaram que pontes posteriores com estruturas de zircônio poderiam apresentar longevidade maior do que 20 anos se o diâmetro do conector da ponte é apropriadamente projetado. Concluíram que o estudo *in vitro* indicou que o zircônio parcialmente estabilizado (3Y-TZP) podia resistir a cargas cíclicas e condições de umidade severas tipicamente aplicadas na região de molar

da boca e seria desta forma um material apropriado para a confecção de pontes posteriores multi-unitárias de porcelana.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito deste trabalho foi investigar a resistência à fratura de coroas totais cerâmicas depois de submetidas ao ensaio de resistência à fadiga por ciclagem dinâmica, em função de diferentes sistemas cerâmicos.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 - Dentes utilizados

Para esta pesquisa foram utilizados dentes bovinos (Figura 1-a, b), selecionados aleatoriamente após extração recente, sendo que a idade do animal não foi levada em consideração. Os dentes foram limpos e armazenados em solução fisiológica de cloreto de sódio a 0,9% à temperatura de 5°C, até o momento da utilização, não ultrapassando três meses de armazenagem.

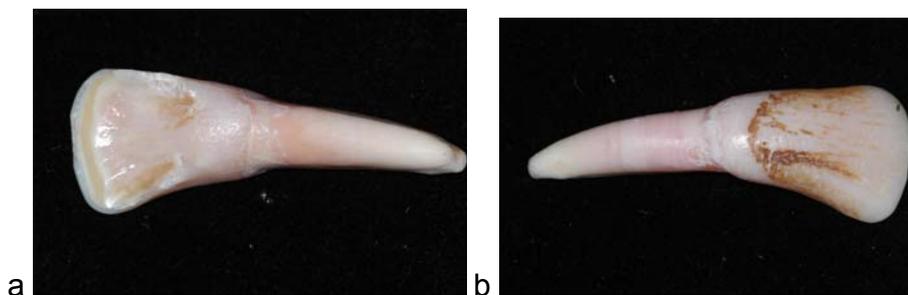


Figura 1 – Dente bovino: a) face palatina e b) vestibular

4.2 - Fixação dos dentes em resina acrílica ativada quimicamente

Retenções mecânicas foram feitas nas raízes dos dentes, com disco de carboneto de silício (Dentorium Export Ltd - USA), montado em mandril e peça de mão para baixa rotação. A inclusão dos dentes em cilindros de PVC (Tigre NBR 5648 – Brasil), medindo 20mm de diâmetro interno por 25mm de comprimento (Figura 2), foi feita com resina acrílica ativada quimicamente Jet Set (Produtos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo), na cor rosa, proporcionada na relação pó/líquido de 3/1 e vertida no tubo plástico na fase arenosa. As raízes dos dentes foram introduzidas na resina até atingir a junção cimento-esmalte e centralizadas perpendicularmente no cilindro, previamente isolado internamente com vaselina em pasta (Rioquímica Ind. Ltda, Brasil).



Figura 2- Dente bovino incluído no cilindro

4.3 Preparo da coroa total

Sessenta preparos para coroa total foram confeccionados em torno mecânico (Nardini 300 III, Brasil), com ferramenta de aço-carbono, sob refrigeração à água e acabadas com pedra montada (Figura 3). O preparo coronário tronco-cônico foi feito em dentina, nas seguintes dimensões: base menor com 4,2mm de diâmetro, base maior com 8,0mm de diâmetro e altura de 7,0mm, com ângulo lateral de 4 graus e convergência oclusal de 8 graus (Figura 4). As medidas foram conferidas com paquímetro (SIC Niigata SEIKI, Japan) com precisão de 1/10mm, objetivando padronizar os preparos. Na linha marginal do preparo foi confeccionado um entalhe chanfrado, para posicionar os casquetes sobre o término marginal sempre na mesma posição, preparado sobre o ombro arredondado de 0,8mm de largura, com ponta diamantada cilíndrica de extremidade arredondada, número 92 (KG Sorensen – Brasil).

Para a identificação das amostras, cada conjunto dente-cilindro foi separado aleatoriamente e numerados de 1 a 15, com fita adesiva e gravação com broca no tubo de PVC. Os conjuntos dente-cilindro foram armazenados em solução de soro fisiológico à temperatura de 37°C, tomando o cuidado de mantê-

los nessa condição nos intervalos dos procedimentos laboratoriais, até o momento do ensaio de resistência à fratura.



Figura 3 - Confeção da coroa no torno mecânico

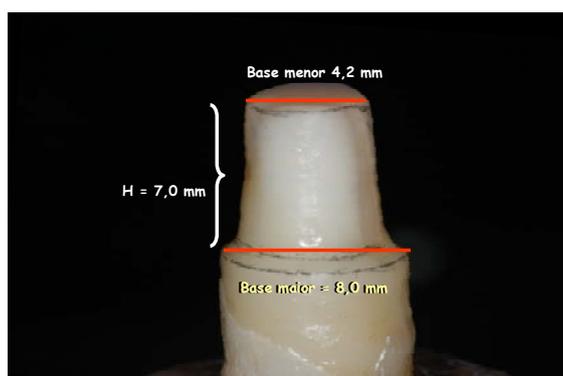


Figura 4 – Dimensões do preparo.

4.4 Moldagem dos preparos

Foram feitas 60 moldagens, uma para cada preparo. O alívio do preparo foi feito com uma camada de cera verde para ajuste oclusal (Oclusal Indicator, Kerr – USA) com espessura de 1,0mm, posicionada sobre o preparo até o limite da borda da resina acrílica (Figura 5 a). Como moldeira individual foi utilizado um dedal de plástico para costura, com 16mm de diâmetro por 20mm de comprimento (Figura

5- b, c). A moldeira foi preenchida com silicone por adição denso (President Plus Jet, Coltène/Whaledent - USA), manipulado de acordo com as especificações do fabricante, em ambiente com temperatura e umidade relativa controladas de $23\pm 2^{\circ}\text{C}$ e $50\pm 10\%$ respectivamente (Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment, 1985), com tempo de espera de 8 minutos. Após remoção do molde, o alívio do preparo foi retirado e a moldagem realizada com silicone fluido, com auxílio de seringa para proporcionar e injetar o material. A moldeira foi encaixada no cilindro de PVC para facilitar o vazamento do gesso, ficando apoiado na superfície interna do cilindro (Figura 5 - a, b). A remoção do molde foi após 5 minutos, com espera de uma hora para vazar o gesso de alta resistência GC Fuji Rock EP (GC Europe NV, Bélgica), para permitir a liberação de hidrogênio e a recuperação elástica do material para moldagem.

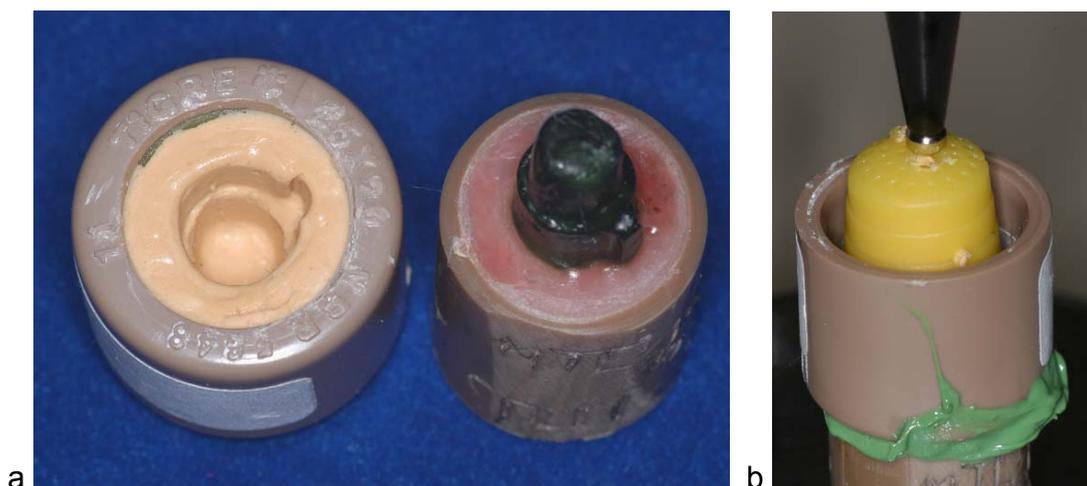


Figura 5 – a) Molde de silicone pesado, no tubo de PVC e alívio com cera. b) PVC + moldagem com silicone leve.

4.5 Vazamento do gesso

Agente surfactante (Waxit Degussa – Brasil) foi aplicado nos moldes e deixado secar por 5 minutos. Gesso tipo IV GC Fuji Rock EP (GC Europe NV, Belgium) foi proporcionado na relação de 20mL de água para 100g de pó de acordo com as recomendações do fabricante e manipulado mecanicamente a vácuo num espatulador elétrico Vacu-u-Mixer (Whip Mix - USA), por 35 segundos. Um anel de PVC (Tigre), com 17mm de diâmetro por 20mm de altura foi acoplado à moldeira para formar a base do troquel. Após o vazamento sob vibração, o gesso foi deixado em bancada por um período de 60 minutos, fim do qual, molde e modelo foram separados (Figura 6- a, b). A numeração do cilindro de PVC foi feita como descrito anteriormente e os procedimentos laboratoriais para confecção dos casquetes realizados após 24 horas.

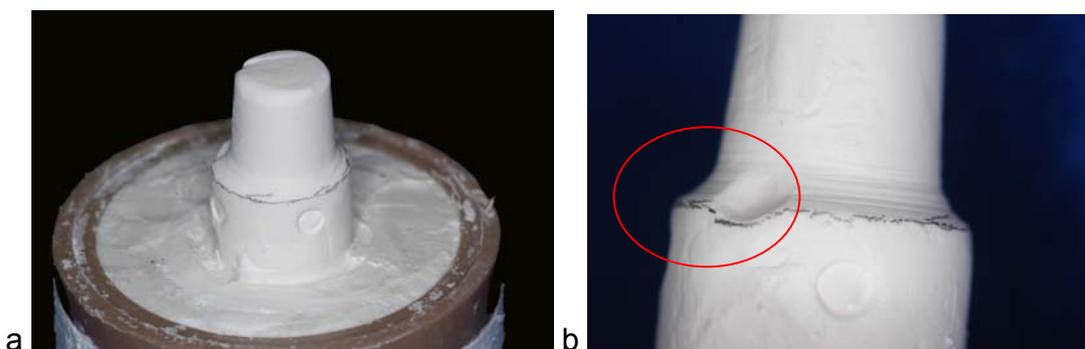


Figura 6 – a) modelo de gesso; b) detalhe do entalhe para posicionamento da coroa

4.6 Confecção dos casquetes

4.6.1 Alumina In Ceram

Foram utilizados 15 troquéis de gesso separados aleatoriamente para a confecção dos casquetes de In Ceram. Duas camadas do espaçador Interspace Varnish (Vita Zahnfabrik, Germany) foram aplicadas e mantidas de 0,5 a 1,0mm aquém da linha do preparo. Silicone por adição (Figura 7- a) foi empregado para a

duplicação do preparo, realizada com a técnica de dupla moldagem (pesado/leve), utilizando moldeira feita com tubo de PVC (Tigre Brasil), com 17mm de diâmetro interno por 20mm de comprimento. O espaço fornecido para o material de consistência leve foi de 4mm, observando-se as recomendações do fabricante. Uma canaleta foi confeccionada no material pesado para facilitar o escape do material leve, evitando compressão excessiva e possível indução de distorções. Depois de 60 minutos, o molde foi preenchido com revestimento refratário (Figura 7- b, c) Vita In Ceram Alumina (Vita), manipulado na proporção 20g de pó para 6mL de água destilada por 30 segundos, num espatulador a vácuo Multivac 4 (Degussa Co. Germany). Os troquéis de revestimento foram avaliados cuidadosamente quanto à reprodução de detalhes e presença de bolhas, descartados aqueles com essas imperfeições.

A linha do término foi delimitada com lápis especial de cera, com ponta de 0,5mm (Tikky). O selante fornecido pelo fabricante foi aplicado sobre o troquel, inclusive nas margens. O pó foi pesado em balança digital de precisão, sendo 38 gramas de pó de alumina, uma ampola de Alumina Power Liquid e uma gota do aditivo Alumina (Vita). A manipulação do material foi feita da seguinte maneira: a) divisão do pó em 4 partes iguais; b) manipulação de 3 partes num recipiente de vidro fornecido pelo sistema, utilizando espátula também de vidro. O recipiente contendo a mistura foi colocado no vibrador Vitasonic II (Vita Vident, Germany), com água gelada a 5 graus, por 2 minutos; c) a quarta parte foi submetida ao mesmo procedimento; porém, com 7 minutos de vibração, até obter consistência cremosa.

Após 10 minutos, a mistura de Alumina (Vita) foi aplicada com pincel de pêlo sintético Purê 212205 (Sabre, England) ao redor do o troquel, em camadas sucessivas até atingir a espessura de 0,5 a 0,7mm, formando a estrutura cerâmica desejada. Em seguida, foram levados ao forno In Ceramat (Vita) para os ciclos de queima (Figura 7- d), de acordo com as especificações do fabricante. Após a queima, a usinagem para adaptação do casquete ao troquel original de gesso foi feita com broca cilíndrica diamantada (KG Sorensen) de vários tamanhos, para remover possíveis excessos de material na superfície interna.

A aplicação da infiltração de vidro no casquete foi feita com pincel após a mistura do pó de vidro com água destilada, na cor D4 (Voldera Mill, Vita), selecionada para todos os corpos-de-prova. Novamente o troquel foi levado ao forno (Vita In Ceramat – Vita) e observado o ciclo de queima de 30 minutos a 200° C e duas horas a 1120°C. Após a queima, o excesso sobre a superfície do corpo-de-prova foi removido com ponta cilíndrica diamantada, roda diamantada e jato de óxido de alumínio. Após o jateamento, os casquetes foram levados ao forno Dekema (Degussa-Hulls) por 10 minutos a 960°C, sem vácuo, para verificar a presença de excesso de vidro (Figura 7- c). Em seguida, o acabamento final foi feito jateando-se a superfície dos casquetes com óxido de alumínio.



Figura 7 – a) material de moldagem; b, c) materiais utilizados; d) forno Vita In Ceramat.

4.6.2 IPS Empress 2

Como no procedimento do sistema In Ceram, sobre o troquel de gesso foi aplicadas duas camadas de espaçador (Cement Spacer Blue – Belle de St. Claire, USA), preservando 1mm de distância da borda marginal. O aparelho Finodip Digital (Fino – Germany) foi utilizado para padronizar a espessura do padrão em 0,8mm, utilizando o sistema de imersão em cera. A cera Picodip (Renfert GmbH – Hilzingen, Germany) foi liquefeita a 87°C e o tempo de imersão foi de 3 segundos. Instrumentos cortantes foram utilizados para remoção dos excessos marginais e a adaptação foi realizada da maneira convencional, avaliada com microscópio (Figura 8- a) óptico Adpta (Caltini - Brasil).

4.6.2.1 Procedimentos de inclusão e fundição (IPS Empress 2)

Na lateral do padrão de cera foi posicionado um formador do conduto de alimentação, com 3mm de diâmetro por 6mm de comprimento, de acordo com as recomendações do fabricante (Figura 8- b). Num anel de plástico, com 12,2mm de diâmetro por 30mm de altura, foi posicionado o padrão de cera, fixado no formador do conduto de alimentação e posicionado numa inclinação de 90° em relação ao plano horizontal. O formador do conduto foi fixado numa base plástica plana formadora do cadinho, com 50mm de diâmetro interno por 56mm de diâmetro externo e 20mm de altura (Figura 8- c, d).

Um cilindro de silicone confeccionado com papel especial para o revestimento IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent) foi posicionado na base. O padrão em cera foi incluído com revestimento à base de fosfato IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent), na proporção de 100 gramas de pó para 18mL de líquido (Ivoclar) e 9mL de água destilada, espatulado mecanicamente a vácuo, por 60 segundos num espatulador Multivac Compact (Degussa Huls, Germany).

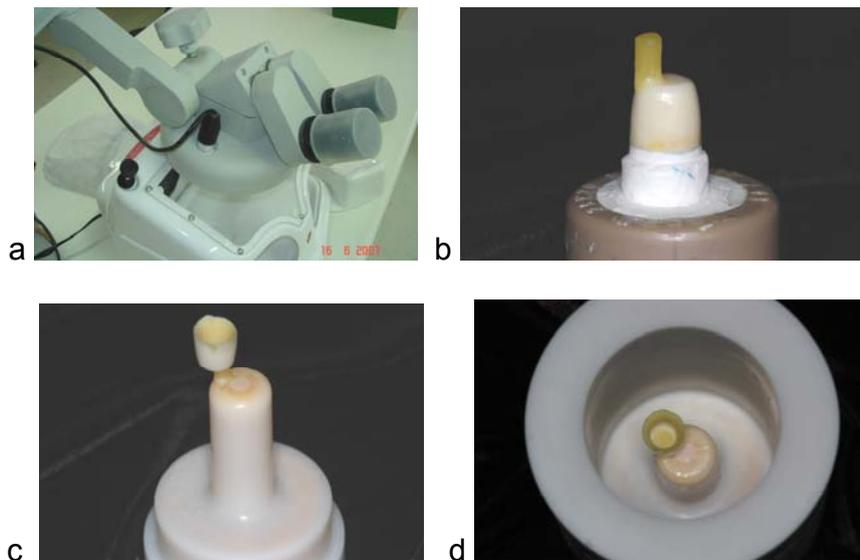


Figura 8 – a) microscópio óptico; b) padrão em cera; c) padrão fixado no formador do conduto de alimentação; d) vazamento do revestimento

Uma base plástica (50mm de diâmetro interno por 56mm de diâmetro externo e 20mm de altura) foi posicionada na parte superior do anel para formar uma superfície plana. Depois da presa do revestimento, o cilindro de silicone, o formador do conduto e as bases de plástico foram removidos. O bloco de revestimento juntamente com o êmbolo de óxido de alumínio (12mm de diâmetro por 37mm de altura) foi levado ao forno (Figura 9) elétrico (Ivoclar – USA) e a confecção dos casquetes foi realizada da seguinte forma:



Figura 9 – Fornos elétricos EP 600 COMBI para IPS Empress

a) A cera foi eliminada do bloco de revestimento, aquecido a uma taxa de 3°C por minuto, mantido por 90 minutos.

b) O bloco de revestimento foi removido do forno, duas pastilhas da cerâmica IPS Empress 2 (Ivoclar) foram posicionadas no conduto juntamente com o êmbolo de óxido de alumínio, aquecidos por 20 minutos à temperatura de 920°C. Após este tempo foi aplicada pressão de 5 bar, por 15 minutos;

c) Depois de atingir a temperatura ambiente, o êmbolo de óxido de alumínio foi removido e o bloco de revestimento cortado ao meio com auxílio de um disco de carboneto de silício (Figura 10- a).

d) Os casquetes foram retirados utilizando o aparelho Professional Jet (EDG, Brasil), com partículas de vidro com 50µm de diâmetro e pressão de 4 bar para remoção grosseira do revestimento e de 2 bar para remoção do revestimento aderido ao casquete. Após jateamento, conduto de alimentação foi removido com disco diamantado (Bracar - Brasil) e os casquetes imersos em solução de ácido fluorídrico Invex (Ivoclar Vivadent USA), a 0,01%, em ultrassom (Ney – USA) por 25 minutos, para a remoção de vestígios de revestimento ainda aderido ao casquete (Figura 10- b).

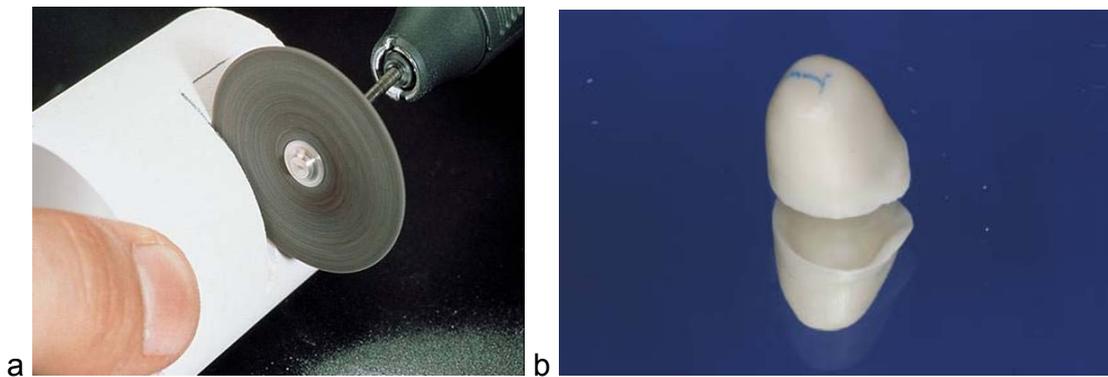


Figura 10 – a) corte do bloco de revestimento; b) casquete

4.6.3 Metalocerâmica

Cada padrão de cera (Figura 11) foi incluído, posicionado numa base formadora de cadinho e fixado pelo conduto de alimentação pré-fabricado, com 3mm de diâmetro (Speedy Sprew System – Phoenix Technologies Inc., USA), num anel de PVC (Tigre). Para a inclusão dos padrões foi utilizado o revestimento fosfatado isento de carbono Micro Fine (Talladium do Brasil - Brasil), na proporção indicada pelo fabricante de 16mL de líquido para 90g de pó. O pó foi acrescentado ao líquido e espatulado por 15 segundos. Em seguida, foi realizada a espatulação mecânica a vácuo (Vacu-u-Mixer, Whip Mix - USA) por 60 segundos, mantido sob vácuo sem espatular por mais 15 segundos e vertido no anel sobre vibração mecânica.

Após a presa do revestimento, a base formadora de cadinho e o anel de PVC foram removidos e o cilindro de revestimento levado ao forno elétrico automático FA-IV (EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil) até atingir a temperatura de 300°C, por 40 minutos. A temperatura foi aumentada até 900°C e o anel mantido nessa temperatura por 30 minutos. A liga foi liquefeita num cadinho de cerâmica, usando maçarico de gás-oxigênio (Harris 16S - USA) e o procedimento de fundição foi realizado em centrífuga (J. Safrany, São Paulo, SP, Brasil). As características da liga utilizada estão descritas no Quadro I. O bloco de revestimento foi esfriado em temperatura ambiente e a desinclusão realizada com cortes laterais no bloco de revestimento e as porções segmentadas removidas com alicate (Figura 12- a; b).

Os resíduos sobre o casquete foram removidos com jatos de óxido de alumínio (Trijato; Odonto Larcon, Maringá, PR, Brasil), com partículas de 50µm e pressão de 4,2 bar. A superfície interna do casquete foi avaliada com o auxílio de lupa com aumento de 4 vezes (Bio Art Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, SP, Brasil), objetivando verificar a presença de bolhas que pudessem interferir na adaptação. Quando existentes eram removidas com broca esférica em alta rotação 1557 (KG Sorensen). Com o auxílio de uma pinça, o casquete foi

colocado num recipiente com álcool isopropílico, no interior de um aparelho ultrassônico (Thorton Inpec Eletr Ltda), por 5 minutos.



Figura 11 – Enceramento do casquete para metalocerâmica

Quadro I – características da liga.					
Liga	Conteúdo	Tipo	Cor	Temp. fundição	Pré-aquecimento
Wiron 99	Ni, Cr, Mo, Nb, Si, Fe, Ce	Extra dura	Prateada	1420° C	900/950° C



a



b

Figura 12- a) desinclusão do casquete; b) Casquete de metal

4.7 Aplicação da cerâmica de estratificação

A confecção dos casquetes de In Ceram, IPS Empress 2 e metalocerâmica foi realizada em laboratórios credenciados pelos respectivos sistemas.

Após obtenção dos casquetes para cada sistema IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent), In Ceram (Vita), metalocerâmica (Wiron 99, Degussa) e Porcelana Pura, foi aplicada a cerâmica de estratificação recomendada, conforme o Quadro II.

Quadro II - Descrição dos sistemas e materiais cerâmicos que foram utilizados no estudo.		
METALOCERÂMICA (quinze)	Cerâmica feldspática reforçada por leucita, de estratificação (VMK 95)	Vita Zahnfabrik (Germany)
PORCELANA PURA (quinze)	Cerâmica feldspática reforçada por leucita, de estratificação Omega 900	Vita Zahnfabrik (Germany)
IPS EMPRESS 2 (quinze)	Cerâmica reforçada por di-silicato de lítio com 60% de carga + Eris E2 para estratificação	Ivoclar Vivadent (USA)
IN CERAM (quinze)	Cerâmica Aluminizada infiltrada por vidro (In Ceram alumina) com 85% de carga + Cerâmica feldspática de estratificação Vitadur Alpha	Vita Zahnfabrik (Germany)

4.7.1 Confecção do dispositivo para padronizar a espessura da porcelana

A aplicação da porcelana em todos os sistemas foi de acordo com as recomendações dos fabricantes e um único técnico foi responsável por essa etapa. Para a estratificação, o forno utilizado foi o Mark III (Ney – USA), da seguinte maneira:

a) Previamente aos procedimentos subseqüentes, os casquetes foram jateados e lavados com álcool isopropílico para a remoção de possíveis impurezas, adquiridas na manipulação durante a análise de adaptação marginal.

b) Foi confeccionado um dispositivo especialmente projetado, com o objetivo de padronizar a quantidade de porcelana aplicada sobre os casquetes, bem como a anatomia das coroas e a altura dos dentes preparados, em relação à matriz de silicone. Inicialmente foi confeccionada uma matriz de resina acrílica Duralay (Duralay Inlay Resin Reliance, GC, Japão), com as características morfológicas dos dentes naturais, compreendendo de incisivo lateral a segundo molar superior. Na matriz foi feita uma perfuração para a passagem do tubo de PVC contendo o dente preparado. Um dispositivo com ajustes por meio de três parafusos (Figura 13- a, b, c, d, e, f) foi projetado para que o dente preparado se situasse sempre na mesma posição em relação aos dentes vizinhos e apoiado à matriz de silicone, relacionada com a oclusal dos dentes. A matriz de resina foi fixada no dispositivo com adesivo instantâneo (Super Bond), sendo a superfície oclusal do dente ajustada na ponta do parafuso. O equipamento foi posteriormente desmontado para aplicação da porcelana sobre o casquete.

c) Para aplicação da cerâmica estratificada foi usada uma matriz pré-fabricada de silicone por adição, construída sobre uma coroa esculpida em cera representando um pré-molar preparado, estabelecendo o ponto de contato proximal e as características oclusais do dente (Figura 14- a, b, c, d, e). O silicone foi aplicado com seringa, cobrindo toda a superfície oclusal, mesial e distal dos dentes de resina acrílica. A matriz de silicone foi seccionada com bisturi no sentido ântero-posterior, na linha mediana da oclusal.

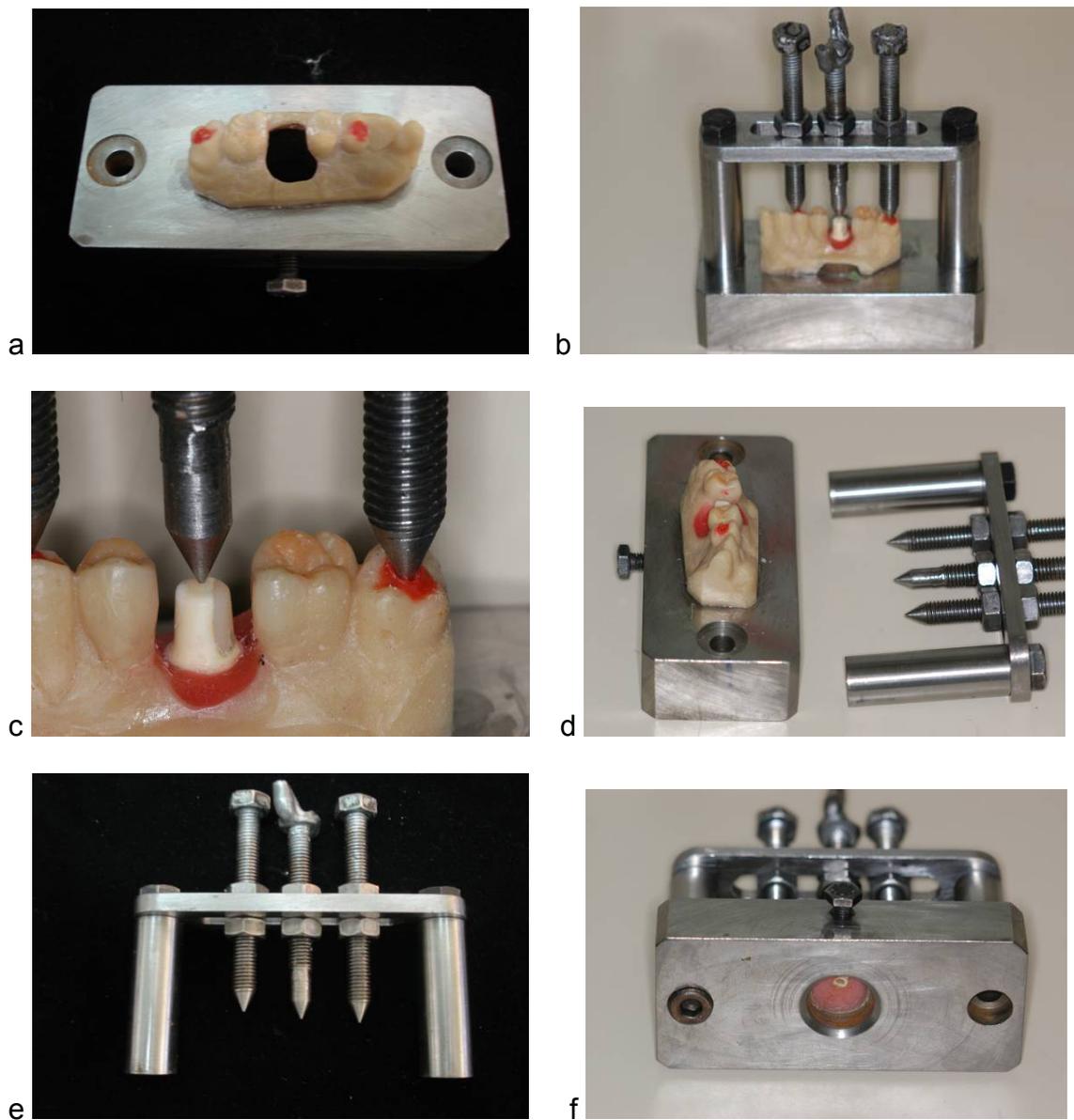


Fig. 13 – a) parte inferior do dispositivo de aço; b) dispositivo de aço acoplado a oclusal do dente; c) vista lateral do apoio oclusal; d, e) dispositivo de aço desmontado; f) vista inferior onde se observa o orifício para acoplar a amostra.

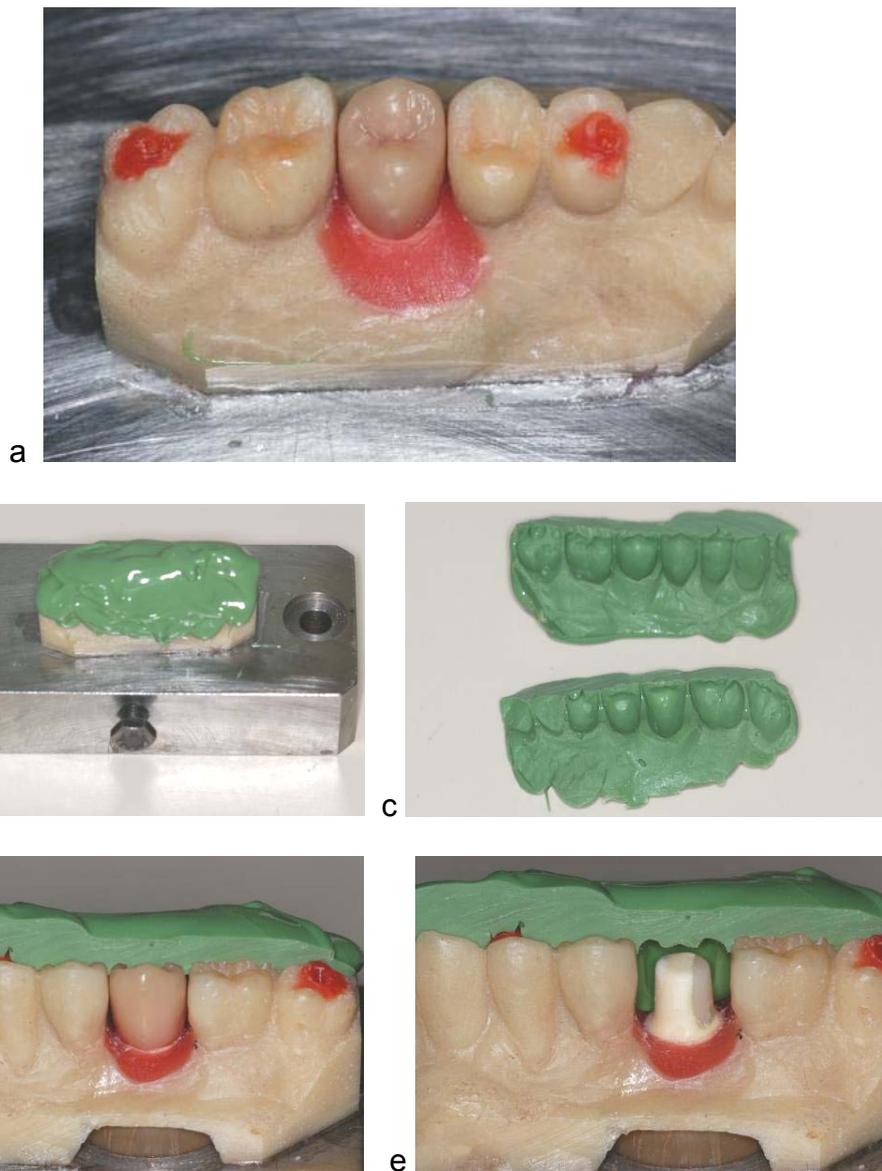


Figura 14– a) escultura do dente em cera na matriz de resina acrílica, reproduzindo forma e anatomia oclusal de dentes posteriores; b) matriz de silicone na superfície oclusal; c) matriz seccionada; e) vista vestibular, com a cera; d) vista vestibular, com o dente preparado.

4.7.2 Aplicação da cerâmica

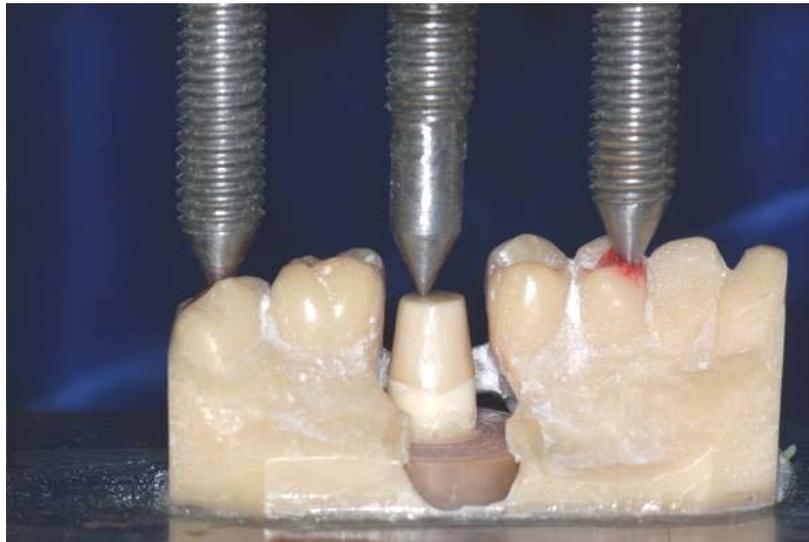
4.7.2.1 Aplicação da cerâmica (In Ceram e IPS Empress 2)

O casquete foi posicionado no dente preparado e foram realizados os procedimentos com a utilização do dispositivo conforme descrito anteriormente (Figura 15- a, b). Sobre a placa de vidro foram dispensados os pós da cerâmica para dentina (cor B4) e para esmalte. A mistura foi realizada com o líquido fornecido pelo fabricante, até obter consistência viscosa. A cerâmica para dentina foi aplicada ao casquete com pincel, tomando o cuidado de condensá-la levemente. A cerâmica foi aplicada até 1/3 da incisal e um bisel (chanfrado) foi estabelecido para reduzir até 1/3 da gengival. A cerâmica para esmalte foi aplicada sobre o terço incisal e oclusal, sobre dimensionado em 10%, após condensação.

Ao retirar o casquete do preparo foi feita avaliação cuidadosa dos contatos, contorno e adaptação da cerâmica nas margens do preparo. Uma nova condensação foi realizada. A seguir, o conjunto foi levado para queima no forno (Mark III – Ney USA), seguindo a técnica indicada pelo fabricante. (Figura 16– a, b, c, d, e, f). Após a queima e retirada do forno, foi observado se o aspecto da cerâmica era brilhante com textura ligeiramente áspera. Em seguida, foram submetidos ao acabamento e polimento com ponta cilíndrica diamantada de granulação fina e/ou brocas de carboneto de tungstênio para definir a anatomia, limpos em ultrassom, lavados em água corrente e secos com jato de ar. Os corpos-de-prova em porcelana passaram pelo processo de vitrificação, aquecidos em frente do forno aberto, por 3 minutos, seguido de aquecimento no forno com temperatura inicial de 575°C, subindo 55°C por minuto, até atingir a temperatura recomendada pelo fabricante, com pressão atmosférica de 29 pol/Hg, sem vácuo. Após a vitrificação foi feito jateamento com óxido de alumínio com partículas de 50µm e lavagem ultra-sônica com água destilada, por 5 minutos. Em seguida, os corpos-de-prova foram submetidos à nova avaliação do ajuste cervical ao microscópio, conforme descrito nas avaliações anteriores (Figura 17- a, b, c, d) .



a



b

Figura 15– a e b) casquete acoplado ao dispositivo

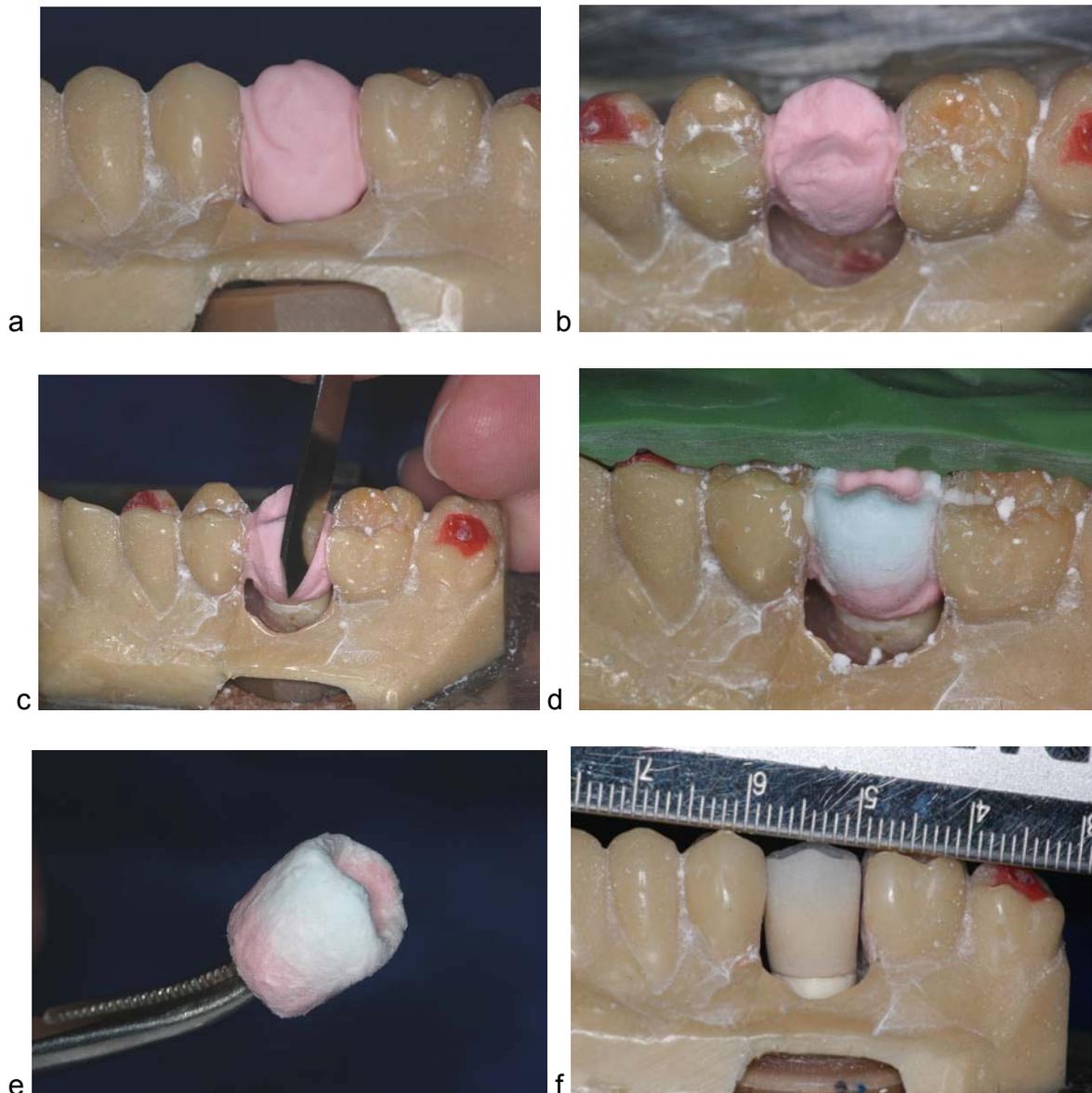


Figura 16– a) b) fase inicial da aplicação da dentina; c) desgaste para aplicação do esmalte; d) posicionamento da matriz de silicone na superfície oclusal; e) cerâmica esculpida e pronta para a primeira queima; f) avaliação do espaço após a primeira queima.



Fig. 17– a) vista vestibular da porcelana; b) vista oclusal; c) vista cervical, onde se observa adaptação marginal; d) vista oclusal aproximada.

4.7.2.2 Aplicação da cerâmica no casquete de metalocerâmica

Para a aplicação do opaco, os casquetes foram jateados e lavados em vapor para a remoção de impurezas. Em seguida, com intenção de promover oxidação, os casquetes foram aquecidos até 980°C, sem vácuo, durante 10 minutos. Após a oxidação foram jateados, lavados com vapor e submetidos ao ultrassom em água destilada, durante 5 minutos. Os casquetes metálicos foram apoiados com pinça porta-agulha para aplicação da primeira camada de opaco em pó (Wash Opaque Vita). O conjunto foi posicionado sobre uma bandeja especial (Vita-porcelain Tray G) e levado ao forno (Mark II – Ney, USA), programado para 575°C e manutenção nessa temperatura por 1 minuto, a vácuo.

Completado o ciclo, o forno foi desligado automaticamente para esfriamento até a temperatura ambiente e uma segunda camada de opaco foi aplicada, de forma semelhante à primeira, porém com espessura maior, para mascarar o metal. Para esse passo, foi utilizada a cerâmica feldspática de estratificação reforçada por leucita, VMK 95 (Vita Zahnfabrik, Germany), aplicada com ajuda da matriz pré-fabricada. A primeira camada, correspondente ao corpo da porcelana, foi aplicada com auxílio de uma matriz bi-partida, construída com silicone por adição (President – Coltene Whaledent) sobre a coroa de um segundo pré-molar esculpido em cera. O excesso de umidade foi removido com papel absorvente e o conjunto foi levado ao forno aberto para secar, por 3 minutos.

A cocção da porcelana foi efetuada, inicialmente à temperatura a 575°C, subindo 55°C por minuto, até atingir a temperatura de 910°C, a vácuo, mantido por um minuto. Nesta temperatura, o sistema de vácuo foi desligado, permanecendo nessa condição por mais um minuto. Devido à contração da porcelana, o espaço existente entre matriz e coroa foi preenchido com porcelana de corpo. Os procedimentos para a cocção dessa camada foram de acordo com as recomendações do fabricante.

4.7.2.3 Aplicação da cerâmica para a técnica de porcelana pura

Os procedimentos de padronização para a estratificação da porcelana pura OMEGA 900 (Vita), mostrado nas Figuras 13, 14, 15, 16 e 17, foram realizados da mesma maneira dos procedimentos anteriores, porém, sobre o revestimento refratário e não sobre o dente preparado. Para a confecção do modelo refratário foi utilizado silicone de condensação Speedex (Vigodent – Brasil) para reproduzir os moldes. Os materiais foram misturados em um copo de plástico e vertidos sob vibração numa moldeira previamente adaptada ao troquel de gesso. Tomou-se o cuidado de proporcionar ao material duplicador uma espessura mínima de 3,0mm e uma extensão de 3,0mm além das bordas marginais, para oferecer suporte adequado ao material refratário.

O refratário à base de fosfato Begoform (Bego – Germany), foi usado na proporção de 30g de pó/5,4mL de líquido contendo 50% de Begoform + 50% de água destilada (2,7mL de líquido + 2,7mL de água destilada). Água destilada foi aplicada para umedecer o refratário, por 3 minutos. Em seguida foi colocado o líquido Begoform, espatulado a vácuo durante 1 minuto. O refratário já misturado foi colocado no molde e deixado tomar presa por 2 horas, antes de ser retirado.

Antes da aplicação da porcelana, o troquel refratário foi colocado no forno (EDG Brasil) à temperatura 650°C para eliminação de cera, da amônia e dos gases de enxofre que poderiam contaminar a porcelana e a mufla do forno. No vácuo, o troquel refratário foi aquecido a 1000°C e mantido nessa temperatura por 10 minutos. Depois da queima foi feita avaliação para verificar a uniformidade de coloração e a ausência de traços cinzentos ou escuros. Após esfriamento, foram feitos os traçados dos limites do preparo com lápis de cera (Bego) para contornos. Antes da aplicação da cerâmica feldspática de estratificação Omega 900 (Vita) reforçada por leucita, o troquel refratário foi umedecido com água para eliminação das bolhas e o excesso de umidade removido com papel absorvente. Para isolar o troquel e evitar que o material refratário absorvesse água da massa foi aplicada

uma camada fina da mistura líquido de modelar-porcelana transparente como camada seladora (Figura 18- a, b).

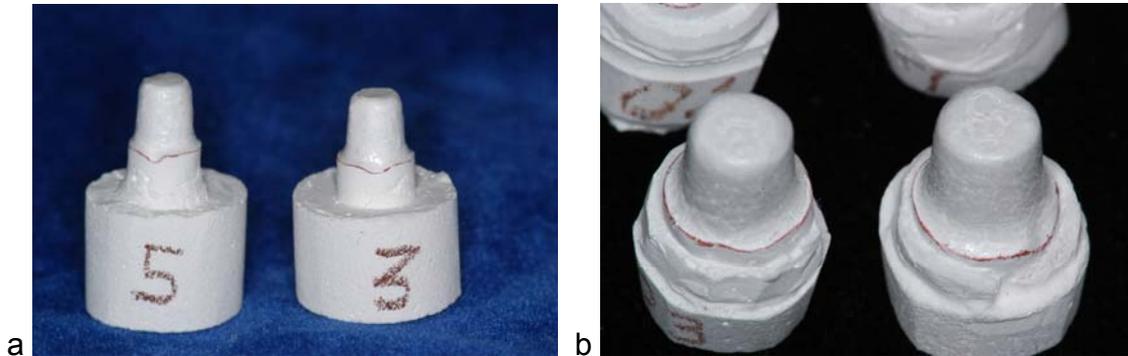


Fig. 18– a, b) revestimento refratário preparado para a aplicação da cerâmica, após a aplicação da camada seladora.

A ausência do casquete na porcelana pura gerou a necessidade de fixar o corpo-de-prova no tubo de PVC com silicone, com o objetivo de facilitar a inserção no dispositivo metálico durante a aplicação da cerâmica (Figura 19- a).

A queima da cerâmica para dentina e para incisal foi feita em seguida dando a forma do dente e a aplicação foi da maneira descrita anteriormente (Figura 19- b). A remoção do revestimento depois da queima final da coroa de porcelana foi com jatos de areia, com partículas de 50 μ m e pressão de 2 bar

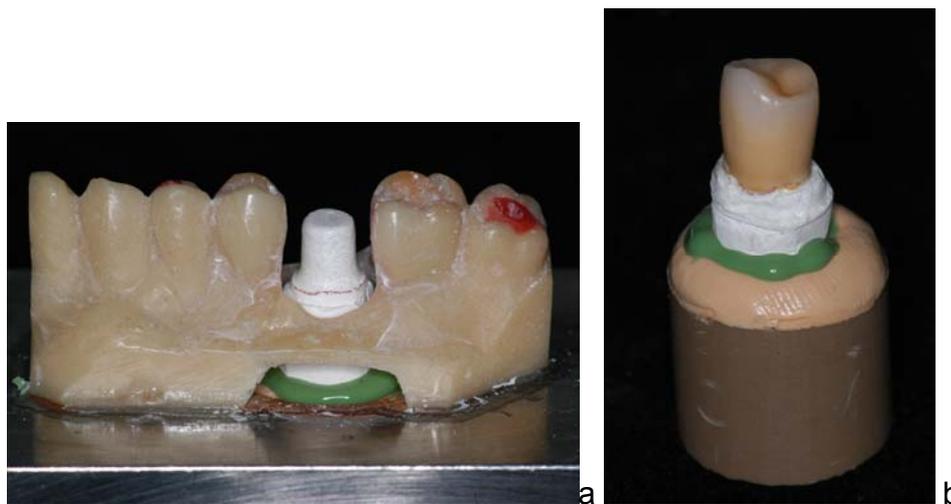


Figura 19- a) posicionamento do troquel na matriz e b) cerâmica pura aplicada.

4.8 Cimentação

Diferentes tratamentos de superfície recomendados pelos fabricantes foram usados devido às variações do conteúdo de alumina na composição das cerâmicas ensaiadas, assim como na fixação foi usado o cimento indicado pelo fabricante de cada sistema. As coroas e respectivos preparos foram limpos com escova tipo Robinson e pasta de pedra pomes e água. A superfície interna dos corpos-de-prova foi limpa com água destilada, por 10 minutos, em aparelho de ultrassom (Thorton) e seca com jatos de ar. A manipulação dos materiais fixadores e procedimento de cimentação foram feitos de acordo com as recomendações dos fabricantes (Quadro III).

As coroas de porcelana pura e IPS Empress 2 foram condicionadas com ácido fluorídrico a 10%, por 20 segundos, lavadas com água por 60 segundos, secas com jatos de ar por 30 segundos e o silano deixado secar por 2 minutos; para porcelana pura a aplicação do ácido foi durante 3 minutos. Por meio de sorteio foi estabelecida a seqüência para a cimentação de cada grupo. Para facilitar o escoamento através da margem cervical da coroa, o cimento foi colocado com pincel somente nas paredes internas da restauração. A coroa foi adaptada ao dente e, em seguida, fixada com pressão digital, aplicada sobre a superfície oclusal da coroa, durante 1 minuto. Durante a presa do cimento, o conjunto foi mantido durante 30 minutos em ambiente com temperatura de $23\pm 2^{\circ}\text{C}$ e umidade relativa de $50\pm 5\%$, condições obtidas por meio de condicionador (Springer Export Line) e desumidificador de ar (Oásis – mod OD 300 – 1 – EBCD Manufacturing Co – USA), quando se procedeu à remoção dos excessos (Figura 20), com espátula afiada.

Quadro III - Procedimentos para fixação			
Sistema	Tratamento de superfície I	Tratamento de superfície II	Fixadores
In Ceram	Abrasão da superfície interna com AL ₂ O ₃ , 50 µm a 80 psi (Microetcher II Danville Engineering USA) por 5''		Rely X Luting 3M Espe
IPS Empress 2	Abrasão da superfície interna com óxido de alumínio 50 µm a 80 psi (Microetcher II Danville Engineering USA) por 5 segundos	Condicionamento das superfícies internas com HFI 10% por 20'' Aplicação do silano Monobond-S + Excite DSC	Variolink II Ivoclar Vivadent
Porcelana Pura	Abrasão da superfície interna com óxido de alumínio 50 µm a 80 psi (Microetcher II Danville Engineering USA) por 5 segundos	Condicionamento das superfícies internas com HFI 10% por 2 minutos. Aplicação do silano Monobond-S + Excite DSC	Variolink II Ivoclar Vivadent
Metal Cerâmica	Abrasão da superfície interna com óxido de alumínio 50 µm a 80 psi (Microetcher II Danville Engineering USA) por 5 segundos		Rely X Luting 3M Espe

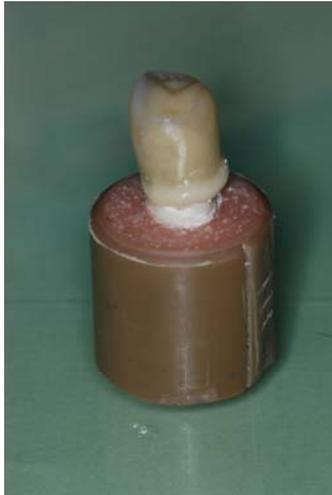


Figura 20 – Excesso de cimento na linha marginal

4.9 Ensaio de resistência à fadiga (ciclagem dinâmica)

Os corpos-de-prova foram armazenados em estufa (Fannen, São Paulo) a 37°C, imersos em água destilada, durante 24 horas. Foi usada a máquina de ensaio de resistência à fadiga (MCM – Equipamentos Ltda São Carlos, Brasil), com capacidade para 5 corpos-de-prova. Porém, com a finalidade de eliminar possíveis variáveis foram utilizados recursos descritos a seguir, após a cimentação:

a) O paralelômetro (Surveyor Parallelometer, Ney, USA) foi estabilizado em bancada (Figura 21- a) com nível utilizado em construção civil (Stanley – USA). Uma haste com 15mm de diâmetro por 6cm de comprimento foi posicionada na barra móvel superior do paralelômetro. Na superfície inferior plana da barra foi feita uma rosca de 1/8 polegadas com profundidade de passo de 20mm.

b) Após cimentação, os corpos-de-prova foram posicionados na mesa do paralelômetro (Figura 21- b).

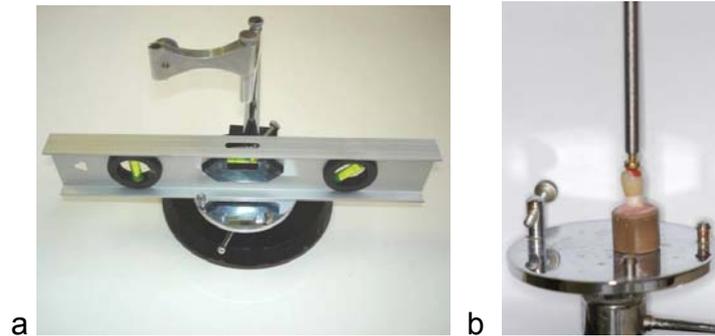


Figura 21 – a, b) Estabilização da mesa do paralelômetro

c) Um parafuso de aço (Figura 22- a, b), acoplado na rosca da haste do dispositivo, foi utilizado como suporte da escultura em resina Duralay (Inlay Resin Reliance – GC, Japan) da anatomia oclusal dos corpos-de-prova de cerâmica, confeccionada pela técnica do pincel. O fundo das fossas foi preenchido com cera para facilitar o contato oclusal e simular adequadamente os contatos oclusais (Figura 23- a, b, c, d, e, f, g). O conjunto parafuso-escultura (Figura 24- a, b, c) foi incluído e fundido de acordo com normas do fabricante da liga de cobre alumínio Goldent (AJE Goldent Comercial Ltda. - Brasil).

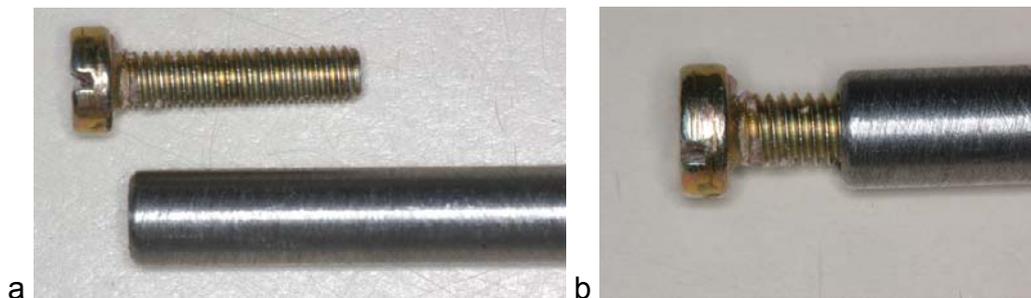


Figura 22- a, b) parafuso e haste metálica.

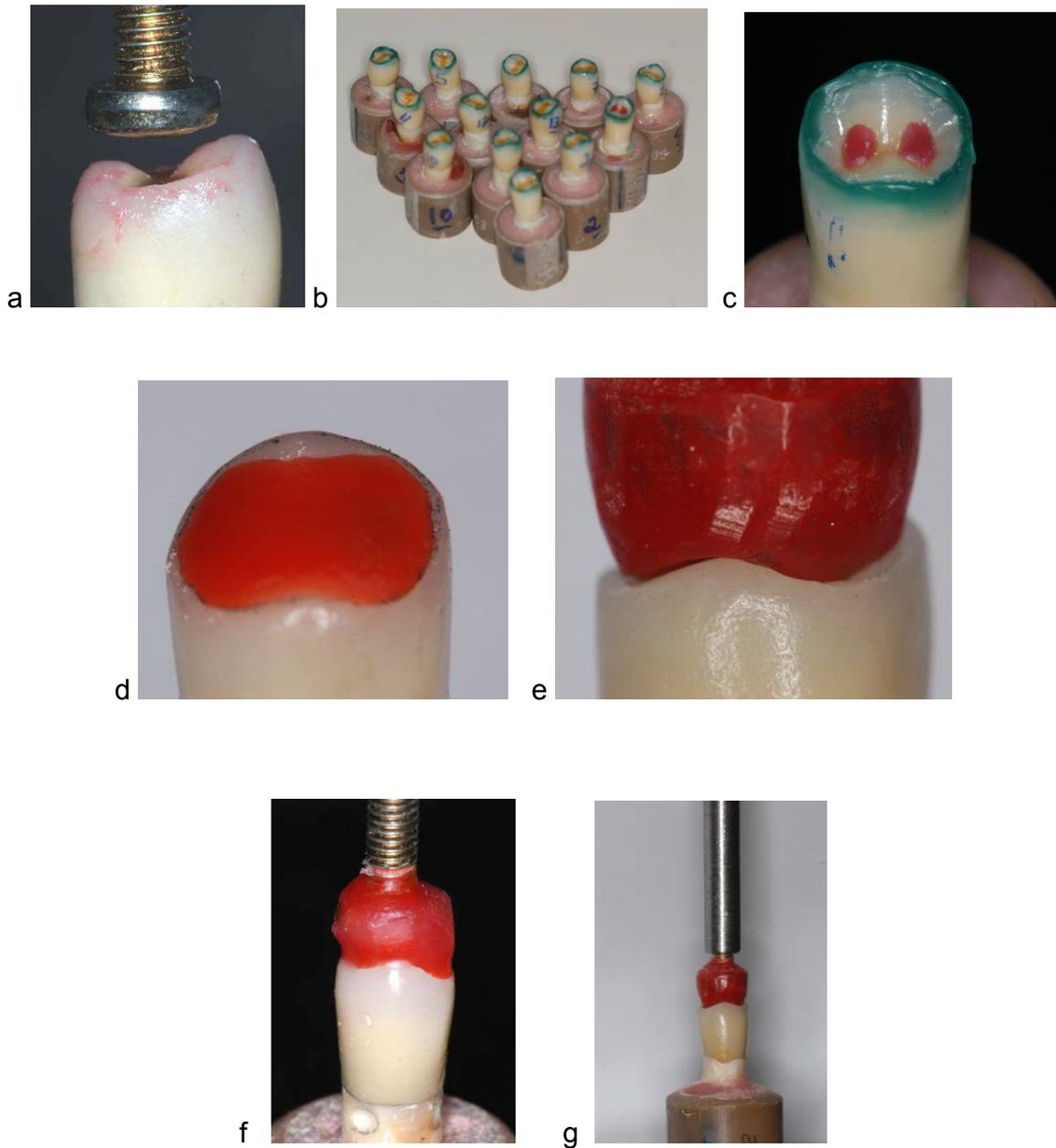


Figura 23- a) Posicionamento da haste metálica; b) corpos-de-prova; c) cera vermelha na região das fossas mesial e distal; d) definição com cera da mesa oclusal; e, f) escultura em Duralay; g) posicionamento no paralelômetro.



Figura 24- a) Corpo-de-prova e ponta ativa na haste metálica, após fundição; b) vista aproximada da ponta ativa acoplada na haste por meio do parafuso e c) contato oclusal da fundição metálica.

d) O acoplamento do conjunto corpo-de-prova e haste de aço, especialmente torneada para o ensaio de fadiga, foi estabelecido por meio de uma rosca adaptadora. Após avaliação da adaptação marginal na superfície oclusal, o conjunto haste-parafuso foi posicionado na máquina MCM para a ciclagem dinâmica. Os procedimentos para a confecção estão ilustrados na Figura 23- a, b, c, d, e, f, g.

e) A máquina de ensaio (MCM Equipamentos Ltda. – Brasil) foi calibrada para operar com 2HZ, 60.000 ciclos e carga cíclica de 30N, aplicada na superfície oclusal dos corpos-de-prova imersos em água destilada (Figura 25 - a, b).

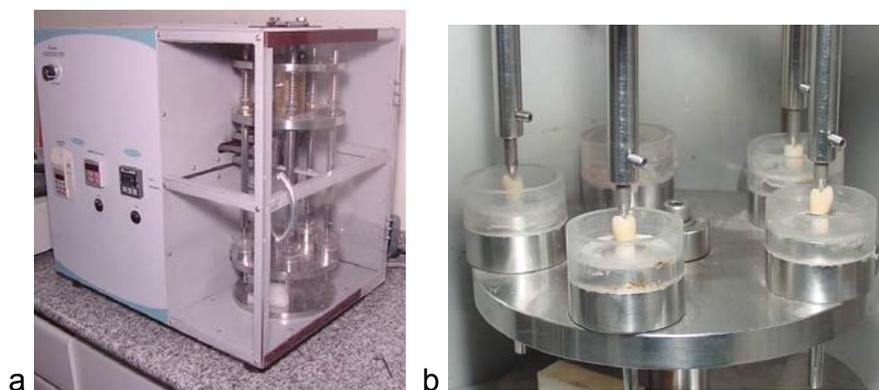


Figura 25- a) máquina de ensaio; b) calibração da máquina e posição dos corpos-de-prova.

4.10 Ensaio de resistência à fratura por compressão

Completado o ciclo de fadiga mecânica, todas as amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura por compressão. A mesma haste de aço utilizada no ensaio de fadiga mecânica foi usada para o ensaio de fratura, numa máquina de ensaio Instron (Modelo 4511, série H 4188 - England), com velocidade de 0,5 mm/min (Figura 26- a, b) até que ocorresse fratura da coroa, do dente ou do dente e da coroa (Figura 27 – a, b, c, d, e, f, g, h, i), sendo a força registrada em kgf. Os valores obtidos foram submetidos à análise de variância e as médias comparadas pelo teste de Tukey, em nível de 5% de probabilidade.

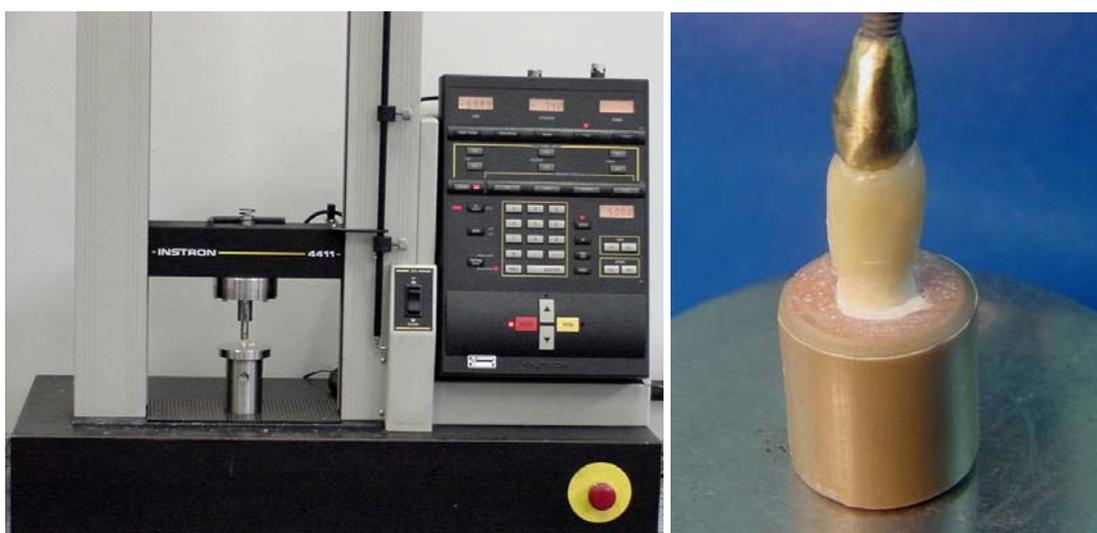


Figura 26- a, b) Posicionamento do corpo-de-prova na máquina de ensaio Instron .

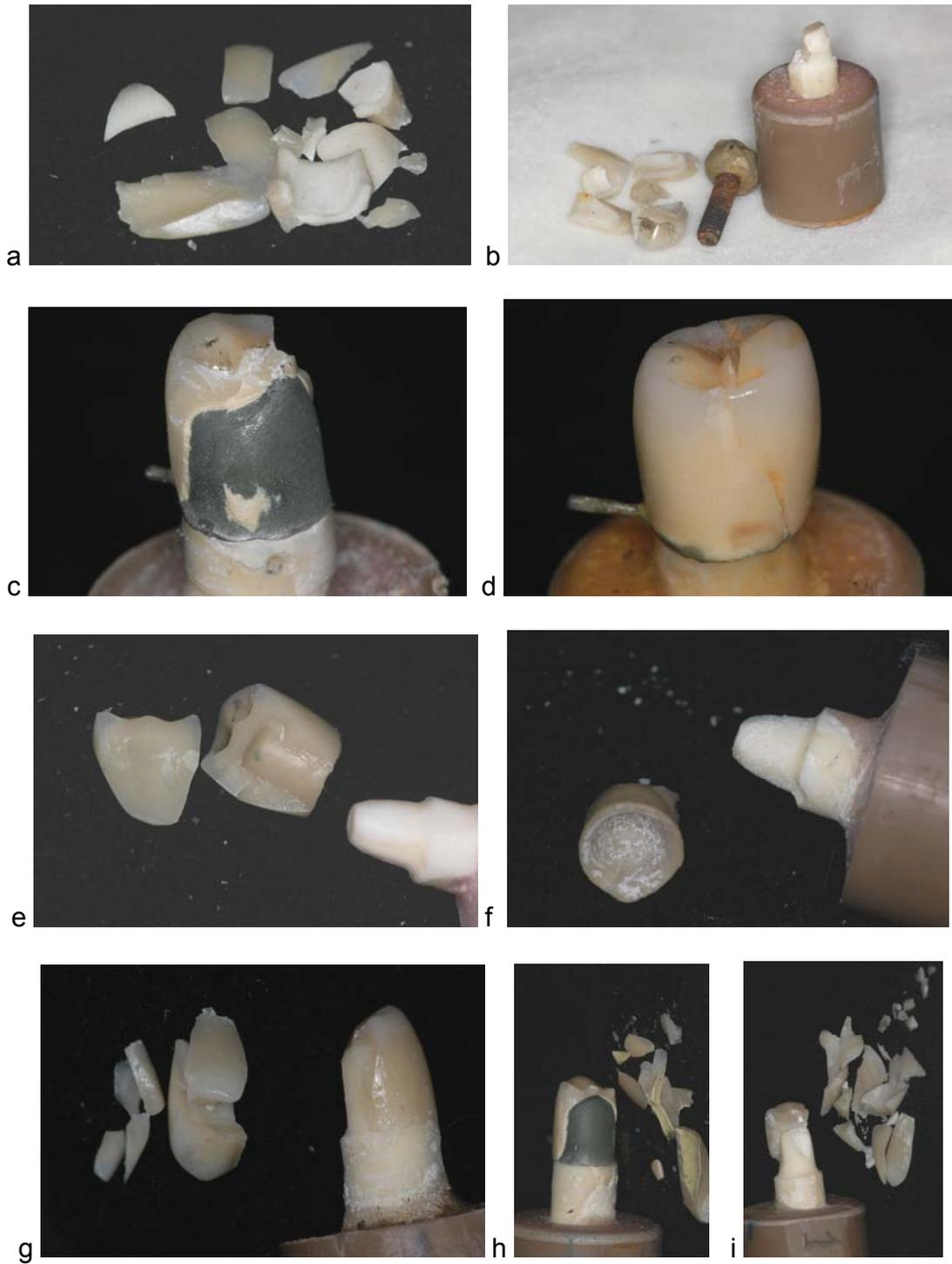


Figura 28- a, b, c, d, e, f, g, h, i) corpos-de-prova fraturados.

4.11 Observação em MEV

A superfície oclusal de quatro espécimes de cada grupo foi moldada com silicone por adição (President Plus Jet, Coltène/Whaledent-USA), antes e depois da ciclagem mecânica, para avaliar a possibilidade de trincas na superfície antes do ensaio de resistência à fratura. O molde foi preenchido com resina epóxi Coating Resin (Alec Tiranti Ltd, Londres, Inglaterra) e a réplica revestida com liga de ouro sob alto vácuo (Balzers – SCD 050m Germany), com o objetivo de examinar a morfologia da região no SEM (Microscópio Eletrônico de Varredura LEO 435 VP, Inglaterra), com aumentos de 25 a 50 vezes (Figura 29- a, b, c, d).

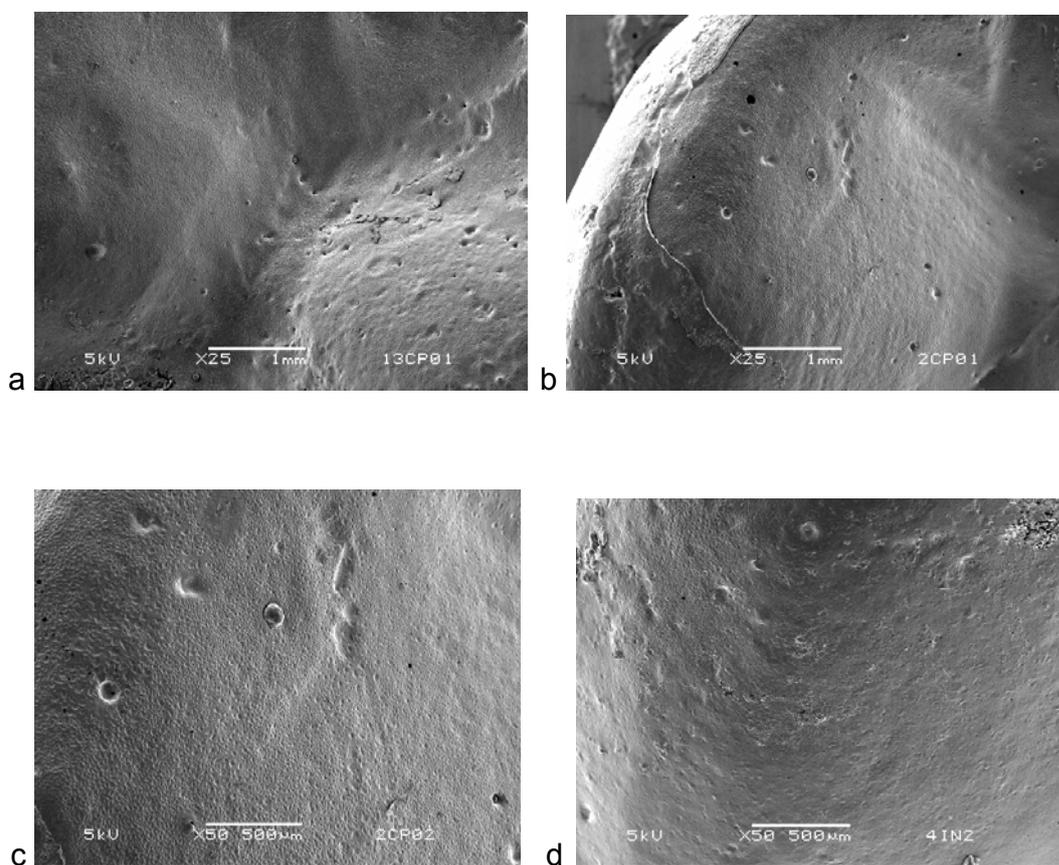


Figura 29 – Fotomicrografia em MEV: a,b) 25x; c,d) 50x.

5 RESULTADOS

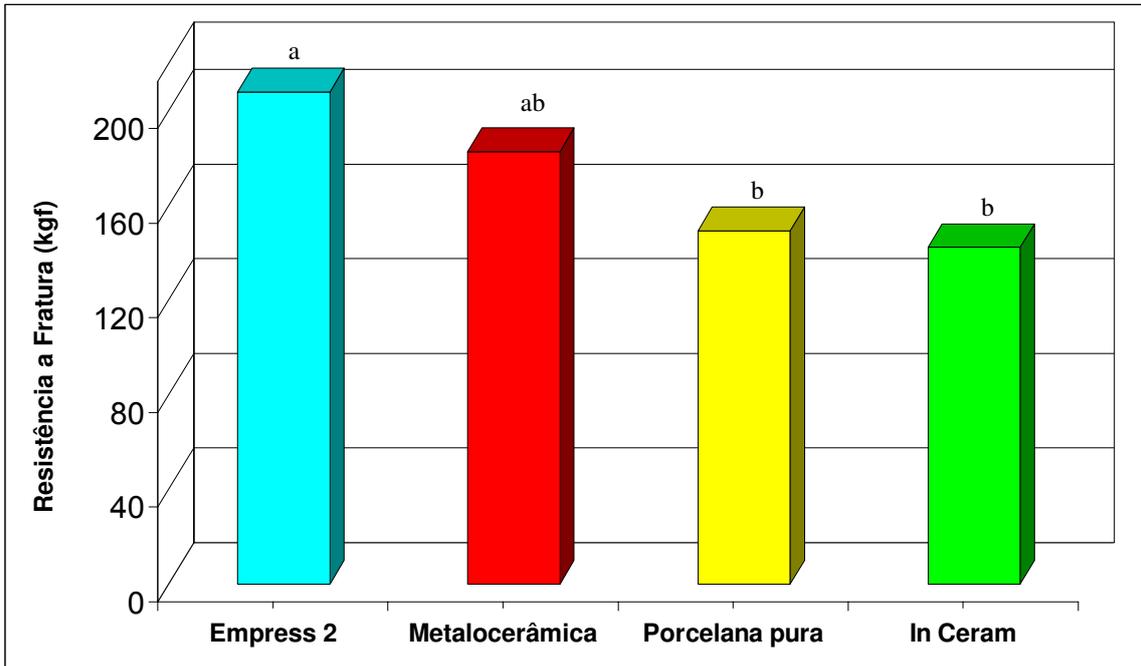
O trabalho avaliou a resistência à fratura de diferentes sistemas cerâmicos, depois de submetidos ao ensaio de fadiga por esforço mecânico.

O Quadro IV e a Figura 30 mostram que o resultado médio da resistência à fratura do sistema IPS Empress 2 foi com diferença estatisticamente significativa quando comparada com os sistemas In Ceram e Metalocerâmica, sendo que entre estes não houve diferença estatisticamente significativa. O sistema Metalocerâmica mostrou média sem diferença estatística significativa quando comparado aos sistemas IPS Empress 2, Porcelana pura e In Ceram.

Com base nos resultados obtidos, os sistemas em estudo foram classificados em dois grupos, o primeiro composto pelos sistemas Porcelana pura e In Ceram e o segundo composto pelos sistemas Metalocerâmica e Empress 2.

Quadro IV – Médias da resistência à fratura (kgf) de sistemas cerâmicos submetidos ao ensaio de fadiga mecânica.	
Sistemas	Resistência a Fratura (kgf)
IPS Empress 2	208,12 ± 46,74 a
Metalocerâmica	182,83 ± 53,63 ab
Porcelana pura	149,32 ± 40,37 b
In Ceram	142,25 ± 55,36 b

Médias seguidas por letras minúsculas diferentes, diferem estatisticamente pelo teste de Tukey em nível de 5% de significância.



Médias seguidas por letras minúsculas diferentes, diferem estatisticamente pelo teste de Tukey em nível de 5% de significância.

Figura 30 – Ilustração gráfica das médias da resistência à fratura (kgf) dos sistemas cerâmicos submetidos ao ensaio de fadiga mecânica.

6 DISCUSSÃO

A hipótese do trabalho que a resistência à fratura de coroas totais cerâmicas submetidas ao ensaio de resistência à fadiga seria influenciada pelos diferentes sistemas cerâmicos foi confirmada em parte.

As cerâmicas odontológicas possuem melhores propriedades mecânicas quando submetidas à carga de compressão do que de tração (CRAIG & POWERS, 2004). Essa condição motivou os pesquisadores a modificar a composição da cerâmica, com o propósito de desenvolver um material considerado ideal. Dentre elas, a adição de cristais de alumina à cerâmica feldspática (Mc LEAN & HUGHES, 1965), o fortalecimento das cerâmicas puras com casquetes à base de alumina infiltrados por vidro e a cerâmica reforçada por leucita (CRAIG & POWERS, 2004). Essas modificações, incluindo os sistemas computadorizados (CHEN *et al.*, 1999), têm a intenção de substituir os trabalhos em metalocerâmica (Mc LEAN, 1991).

Entretanto, a avaliação da cerâmica dental requer investigações sobre os diferentes aspectos que determinam o êxito da restauração, envolvendo os fatores resistência ao desgaste, biocompatibilidade, durabilidade, estética e adaptação, abordando os sistemas cerâmicos como In Ceram (SOBRINHO^a *et al.*, 1998; CALDAS, 2003; WEBBER *et al.*, 2003; REGES, 2003); IPS Empress 2 (STRUB & BESCHNIDT, 1998; ATTIA^{a,b} & KERN, 2004); cerâmica pura (LEONE & FAIRHURST, 1967; KELLY *et al.*, 1990; GABBAR, 1993) e metalocerâmica (PRÖBSTER, 1992; CASTELLANI *et al.*, 1994).

O recobrimento estético cerâmico com diversos materiais de infra-estrutura e com cerâmica pura sem infra-estrutura tem sido objetivo de várias pesquisas (NALLY *et al.*, 1971; PHILP & BRUCKL, 1984; PRÖBSTER, 1992; SCHERRER & de RIJK, 1993; GABBAR, 1993; LEEVAILOJ *et al.*, 1998; MIYASHITA *et al.*, 2003; WEBBER *et al.*, 2003; ABOUSHELIB *et al.*, 2006; STUDART *et al.*, 2007), na tentativa de avaliar o comportamento mecânico da interface adesiva.

Embora existam poucos estudos clínicos com variáveis bem controladas com a intenção de avaliar o comportamento das coroas ceramocerâmicas e

metalocerâmicas, muitos cirurgiões-dentistas consideram as fraturas em coroas ceramocerâmicas um problema clínico maior do que a fratura em sistemas do tipo metalocerâmica (KERN *et al.*, 1992; DIAS *et al.*, 2005). Esta preocupação foi também de KELLY, (1999); KELLY (2006) e ROSENTRITT *et al.* (2006), quando ressaltaram que os testes de laboratório deveriam causar um tipo similar ao dano observado em clínica e que muitos deles criam danos não-característicos de situações clínicas e fornecem resultado irreal.

O tipo de material e a espessura da coroa são primordiais na magnitude da resistência sob tensão (PRÖBSTER, 1992; STRUB & BESCHNIDT, 1998; CHAI *et al.*, 2000; REKOW *et al.*, 2006). Entretanto, outras variáveis poderiam ter influenciado os resultados deste trabalho, a exemplo do módulo de elasticidade dos cimentos. De acordo com (MITCHELL *et al.*, 1999), mesmo que a retenção mecânica da coroa seja comprometida por condições deficientes do preparo, as propriedades mecânicas dos cimentos são importantes para prevenir falha coesiva sob carga mastigatória normal.

Conforme observado no Quadro IV e na Figura 30, não houve diferença estatisticamente significativa nos valores de resistência à fratura após fadiga entre os sistemas cerâmicos IPS Empress 2 e metalocerâmica, assim como entre In Ceram, cerâmica pura e metalocerâmica.

Melhor resultado com IPS Empress 2 também foi verificado por DRUMMOND *et al.*, em 2000. Eles observaram que a cerâmica contendo dissilicato de lítio tinha maior resistência à flexão e à fratura, quando comparada com as reforçadas com leucita e as feldspática de baixa fusão (IPS Empress, Finesse, OPC claro e escuro). Esses autores também alegaram que a melhora das propriedades mecânicas da cerâmica com dissilicato de lítio era atribuída ao tamanho das partículas e distribuição e não necessariamente à mudança na composição. Além disso, observaram que os tipos de substrato e as ligações químicas e/ou mecânicas existentes na interface eram responsáveis pela resistência da união. Maior resistência nesse tipo de cerâmica também foi observada por CHAI *et al.*, 2000; CALDAS, 2003; ATTIA^b & KERN, 2004;

RAMMELSBERT *et al.*, 2004), quando comparada com os demais sistemas cerâmicos.

DIAS *et al.*, em 2005, afirmaram que o sistema IPS Empress 2 apresentava maior adesão química e mecânica, em decorrência da concentração, em peso, dos elementos químicos Si, K e O, enquanto no In Ceram foi observado menor percentagem, em peso, dos elementos químicos Si, Al e O. Esses autores explicaram que os melhores resultados mostrados pelo sistema IPS Empress 2 deviam-se à composição química do recobrimento cerâmico estético, semelhante ao da fase vítrea da cerâmica de infra-estrutura. Isso permitiria adequada dissolução dos dois materiais na interface. Observaram também que os valores de resistência dos sistemas totalmente cerâmicos eram superiores ao do desejável clinicamente. PRÖBSTER *et al.* (1996) e HASSELTON *et al.* (2000) afirmaram que a resistência à fratura dos sistemas totalmente cerâmicos excedia os ocorridos na clínica. Porém STRUB & BESCHNIDT (1998) afirmaram que investigações *in vivo* para os sistemas cerâmicos livres de metal deveriam ser mais bem analisadas antes de utilizar como rotina clínica.

Os resultados do presente estudo não são coerentes aos mostrados por NEIVA *et al.*, (1998) e CHAI *et al.*, (2000), quando verificaram não haver diferença nos valores de resistência entre as cerâmicas In Ceram e IPS Empress ao utilizarem cimento resinoso para fixação de coroas. O resultado do estudo de NEIVA *et al.*, (1998) seria devido à formação de uma unidade única entre coroa e casquete, fortemente unida ao preparo pelo cimento adesivo, situação particularmente real para o IPS Empress. A ausência de alumina na composição do IPS Empress torna-o mecanicamente mais fraco que os Procera All Ceram e o In Ceram. Entretanto, o IPS Empress pode atingir média de resistência à fratura similar a esses materiais, quando ensaiadas após cimentação com cimento resinoso.

De acordo com LI & WHITE (1999), a cimentação é um dos mais importantes passos para que a restauração de cerâmica alcance sucesso a longo prazo, mesmo que os agentes de cimentação não sejam similares quanto às propriedades mecânicas. Segundo GORODOVSKY & ZIDAN (1992), o aumento

na retenção de coroas metálicas devido ao cimento resinoso foi atribuído às melhores propriedades mecânicas do material, que aumenta a retenção mecânica e união físico-química, quando comparado ao cimento de ionômero de vidro modificado por resina.

Por outro lado, PRÖBSTER (1992) e LEEVAILOJ *et al.* (1998) observaram em situações clínicas que as fraturas de coroas totais cerâmicas estavam associadas ao uso do cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Porém, BINDL *et al.* (2006) verificaram que coroas de dissilicato de lítio cimentadas com fosfato de zinco poderiam apresentar resistência à fratura similar aos de coroas cimentadas com adesivo. Segundo esses autores, a cimentação com adesivo seria recomendada para cimentação de coroas com leucita e porcelana feldspática, menos resistentes mecanicamente.

Na presente pesquisa, o sistema In Ceram cimentado com ionômero de vidro apresentou resultado com diferença estatística significativa (142,25kgf), quando comparado com o IPS Empress 2 (208,12kgf) fixado com cimento resinoso.

Para CALDAS (2003), as coroas In Ceram, IPS Empress 2 e Cergogold fixadas com cimento resinoso apresentaram valores de resistência superiores aos das fixadas com o cimento de ionômero de vidro. Resultados similares foram encontrados por REGES (2003), ao pesquisar o In Ceram com cimento resinoso ou ionômero de vidro em testes de resistência à fratura de coroas. O cimento resinoso apresentou também valor de resistência superior aos das coroas fixadas com cimento ionômero de vidro. BURKE (1999) chamava a atenção para a combinação de sistemas cerâmicos com adesivos, afirmando que a resistência à fratura dos dentes restaurados com cimento resinoso podia ser aumentada, entretanto, podia promover fratura catastrófica do dente.

O sistema IPS Empress 2, ao receber tratamento de superfície com o ácido hidrofúorídrico, permitiu que o dente hibridizado fosse fixado adesivamente à coroa pelo cimento resinoso, mostrando melhor resultado que o In Ceram, fixado com o cimento de ionômero de vidro. Esta afirmação encontra respaldo na

pesquisa realizada por REGES (2003), quando observou maior resistência à fratura de coroas confeccionadas com cerâmica In Ceram fixada com cimento resinoso e estatisticamente significativa quando comparada às fixadas com cimento de ionômero de vidro.

Por outro lado, o trabalho de LEEVAILOJ *et al.*, em 1998, mostrou que coroas In Ceram fixadas com cimento resinoso não apresentaram diferença estatisticamente significativa quando comparadas com as coroas fixadas com cimento de ionômero de vidro, embora fossem numericamente superiores. Os autores alegaram que a expansão hídrica do cimento de ionômero de vidro durante teria enfraquecido a resistência da união. Neste trabalho, não houve diferença estatística significativa entre os resultados dos sistemas fixados pelo ionômero de vidro (Quadro IV e Figura 30), talvez pela mesma razão exposta por aqueles autores, apesar do tempo de armazenagem ser menor.

Resultado semelhante foi obtido por CHAI *et al.* (2000) ao fixar coroas In Ceram com cimento resinoso, quando comparada ao cimento de ionômero de vidro. SOBRINHO *et al.* (1998^a, 1998^b e 1999) mostraram a fragilidade do cimento de ionômero de vidro mesmo quando comparado com o cimento de fosfato de zinco na fixação de coroas confeccionadas com cerâmica In Ceram, em condições de resistência à fratura e à fadiga + fratura em ambientes seco ou úmido.

Neste trabalho, as coroas de cerâmica pura (Omega 900), foram confeccionadas diretamente sobre o troquel refratário, o que não ocorreu nas coroas metalocerâmicas e In Ceram, com reforço de casquete metálico e de alumina, respectivamente. Portanto, seria lícito supor que a ausência do casquete nas coroas de cerâmica pura foi compensada pela cimentação adesiva, com resultados sem diferença estatística significativa. Quando houve associação de casquete com cimentação adesiva (IPS Empress 2), os valores de resistência à fratura foram com diferença estatística significativa quando comparado com esses sistemas.

Por outro lado, nas coroas metalocerâmicas, ou seja, com casquete metálico, os resultados foram estatisticamente similares aos das coroas confeccionadas com IPS Empress 2. A similaridade estatística entre casquetes

metálico e cerâmico em coroas cerâmicas parece ter amenizado o efeito do tipo de material de cimentação nos níveis de resistência à fratura. A hipótese para esse fato seria que o casquete, independentemente do tipo de material que foi confeccionado, protegeria o cimento contra aquelas cargas de tensão que poderiam ao longo do tempo fragilizar a união entre coroa e dente. Essa proteção manteria a resistência mecânica do cimento em condições de assimilar melhor as tensões induzidas e de liberá-las sem causar danos à integridade do cimento (degradação física, mecânica ou química), melhorando conseqüentemente a resistência à infiltração e à solubilidade do material.

CAMPBELL (1989) alegava que a resistência à tensão do material cerâmico estava relacionada com a rigidez do casquete. O fato de o cimento imbricar nas irregularidades da superfície do casquete pode melhorar a resistência de união a ponto de ser comparada à resistência promovida pela união adesiva, o que parece comprovar os resultados deste estudo. Embora esse autor alegue que a rigidez e a configuração da infra-estrutura sejam fatores críticos na resistência à fratura das coroas, esse fato parece não ter sido o responsável pela igualdade estatística entre os valores obtidos com metalocerâmica e IPS Empress 2.

Os resultados deste estudo mostraram que o valor de resistência da coroa IPS Empress2 (208,12kgf) foi estatisticamente similar à da coroa metalocerâmica (182,83kgf). Esse resultado confirma os dados mostrados por CASTELLANI *et al.* (1994), quando verificaram não existir diferença estatística significativa nos valores de resistência à fratura entre In Ceram e metalocerâmica. Segundo esses autores, a infiltração de vidro no In Ceram fornecia casquetes mais homogêneos, livres de bolhas e com finas partículas numa matriz de vidro, o que justificaria a resistência do material próxima ao da metalocerâmica e ainda melhor quando comparada aos outros sistemas. Para GREY *et al.* (1993) e CASTELLANI *et al.* (1994), as coroas cerâmicas sofriam fraturas onde as trincas eram visíveis macroscopicamente e se separavam em dois ou três pedaços, o que eles chamaram de fratura catastrófica. No estudo de HSUEH *et al.* (2006), dependendo da resistência de cada camada e da distribuição da tensão através da espessura durante os testes, a fratura podia iniciar-se em qualquer camada submetida à tensão.

Para HOBBO & SHILLINBURG (1973), a união da cerâmica ao metal seria adesiva por natureza e a fratura ocorre na cerâmica em vez de na interface metalocerâmica. Trincas superficiais que afetavam somente a camada da cerâmica que continuava aderida ao metal provocando fraturas múltiplas (CASTELLANI *et al.*, 1994) ou somente adesivas com exposição da estrutura metálica (PRÖBSTER 1992; GREY *et al.*, 1993) também foram notadas.

Na presente pesquisa, com exceção dos corpos-de-prova em metalocerâmica, todos exibiram fratura catastrófica da cerâmica, quando a carga ultrapassava a capacidade mecânica do material, confirmando os trabalhos mostrados por diversos outros autores (KIMONDOLLO, 1986; PRÖBSTER 1992; CASTELLANI *et al.*, 1994; WISKOTT *et al.*, 1995; CHEN *et al.*, 1999; KU *et al.*, 2002; ATTIA & KERN, 2004). De acordo com a literatura, na metalocerâmica a falha não ocorria no casquete (AL-DOHAN *et al.*, 2004), porém a cerâmica sofria fratura expondo a estrutura metálica. Na cerâmica In Ceram o casquete permanecia intacto e somente a coroa se fraturava, na IPS Empress 2 a coroa e o casquete se fraturavam e a metalocerâmica expunha parcialmente a estrutura metálica (PRÖBSTER 1992).

Dez coroas metalocerâmicas (66,66% do total) revelaram fraturas na interface metal-cerâmica (falha adesiva) e cinco (33,33%) aderidas ao metal, com fratura na interface cerâmica-cerâmica (falha coesiva), sem presença de opaco aderido ao metal. Isto indica que a união adesiva ao metal foi maior que a coesiva da cerâmica, o que aconteceu também nos resultados descritos por SCWEITZER *et al.*, (2005). Um estudo comparando In Ceram, IPS Empress e IPS Empress 2 mostrou fratura catastrófica no casquete e na cerâmica (PRÖBSTER 1992).

Neste trabalho, no sistema In Ceram ocorreu o deslocamento do casquete sem fratura em dois corpos-de-prova (13,33%) no momento do teste de compressão. Em sete outros corpos-de-prova (46,66%) houve fratura da cerâmica sem deslocamento da coroa e em cinco (33,33%), a fratura foi catastrófica (casquete + cerâmica), diferentemente dos trabalhos de CASTELLANI *et al.* (1994) e DIAS *et al.* (2005), que relataram somente fratura da cerâmica de recobrimento, permanecendo íntegra a infra-estrutura.

Coroas ceramocerâmicas submetidas ao teste de flexão de três pontos permitiram SEGHI *et al.* (1990) concluírem que a cerâmica In Ceram apresentava módulo de ruptura significativamente maior que outros tipos de cerâmica. Melhores resultados para o In Ceram foram também observados por MIYASHITA *et al.* (2003). Eles verificaram que a camada de cerâmica de cobertura seria responsável pelo aumento da resistência à flexão (312 MPa), quando comparada ao sistema IPS Empress 2 (192 MPa), o que não comprova os resultados deste trabalho.

Por outro lado, STRUB & BESCHNIDT (1998) verificaram piores resultados com o In Ceram. Eles alegaram que a técnica do pincel teria causado porosidade no material, sendo origem e causa dos microdefeitos, fato que não ocorria com as cerâmicas prensadas. Entretanto, outros estudos não mostraram nenhuma diferença significativa nos valores de fratura entre coroas In Ceram e IPS Empress (PRÖBSTER *et al.*, 1992; STRUB & BESHINIDT, 1998), assim como SOBRINHO^a *et al.* (1998), ao submeter esses dois sistemas à fadiga associada ao ambiente úmido.

Verificou-se que no sistema cerâmica pura, 14 corpos-de-prova (93,33%) mostraram fratura na cerâmica e um (6,66%) apresentou fratura também do dente. No sistema In Ceram, a alta resistência promovida pela infiltração de vidro foi responsável pelos resultados, onde em apenas cinco amostras (33,33%) ocorreu fratura catastrófica. A fratura somente da cerâmica (permanecendo intacto o casquete) ocorreu em sete (46,66%) corpos-de-prova, sendo que dois (13,33%) casquetes se deslocaram da cerâmica fraturada. No sistema IPS Empress 2, a fratura catastrófica (casquete + cerâmica) ocorreu em oito (53,33%) elementos. Diferentemente dos demais sistemas, quatro fraturas (26,66%) foram observadas no dente suporte + casquete + cerâmica e a fratura somente da cerâmica ocorreu em três (20%) corpos-de-prova.

WAGNER & CHU (1996) compararam a resistência à flexão e à fratura de casquetes cerâmicos confeccionados com três diferentes sistemas cerâmicos (Empress, In Ceram e Procera All Ceram). Os resultados mostraram que a resistência à fratura do All Ceram (687 MPa), In Ceram (352 MPa) e IPS Empress

(134 MPa) foram diferentes estatisticamente. Segundo os autores, apesar de o In Ceram apresentar menor resistência à flexão, a resistência à fratura foi similar ao do casquete do All Ceram. A alta resistência do casquete de In Ceram pode ser consequência da segunda fase reforçada. A alta resistência à fratura ocorre freqüentemente mais no material de duas fases do que naqueles de uma fase. A alumina da segunda fase do In Ceram provavelmente dificulta a propagação da fenda e contribui para a alta resistência do material. No casquete do IPS Empress nenhuma característica diferente foi observada e não houve padrão na propagação da fenda.

Para DIAS *et al.* (2005), o fato de o In Ceram Alumina ser majoritariamente composto por alumina não proporcionou maior resistência mecânica e micro-dureza superficial que o IPS Empress 2, devido ao fato de o $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ ser mais resistente mecanicamente que o $\text{Si}_2\text{O}_2\cdot\text{Li}_2\text{O}$. Entretanto, devido a menor quantidade da fase vítrea, o IPS Empress 2 apresentava maior número de poros na microestrutura e, conseqüentemente, na superfície. Pode-se inferir que essa condição microestrutural seja uma das razões pela qual, neste trabalho, a diferença entre os valores de resistência encontrados para o sistema In Ceram fosse menor que a verificada no sistema IPS Empress 2 e similar aos dos sistemas metalocerâmica e cerâmica pura.

Entretanto, LEEVAILOJ *et al.* (1998) mostraram que as coroas de cerâmica pura, fixadas com cimento de ionômero de vidro, se deslocavam em menor período de tempo e mais freqüentemente, quando armazenadas em solução de cloreto de sódio, que as de In Ceram, o que não ocorria quando fixadas com cimento resinoso. Quando as coroas não se deslocavam durante a armazenagem, elas eram submetidas ao ensaio de resistência à fratura, sendo a carga compressiva maior para o In Ceram que para a cerâmica pura.

Na comparação entre sistemas ceramocerâmica e metalocerâmica, GABBAR, (1993) verificaram que a resistência à fratura do sistema metalocerâmica era maior do que a ceramocerâmica, porém, sem diferença estatística entre os 2 sistemas de porcelana pura (refratário e platina). Em estudo

similar, CASTELLANI *et al.* (1994) encontraram resultados mostrando que a resistência à fratura da metalocerâmica era significativamente mais alta que a cerâmica pura Hi-Ceram e Dicor, mas sem diferença significativa com o sistema In Ceram. Os resultados apresentados por esses autores foram diferentes dos encontrados nesta pesquisa, na qual, o sistema metalocerâmico mostrou resistência à fratura sem diferença estatística significativa quando comparado com os demais sistemas.

Outro fato importante a ser considerado foi que as médias de resistência à fratura após fadiga, obtidas com IPS Empress 2, metalocerâmica, cerâmica pura e In Ceram, foram superiores aos apresentados por STRUB & BESCHNIDT (1998); CHAI *et al.* (2000) e CALDAS (2003).

Pode-se inferir que a forma anatômica da ponta ativa do dispositivo metálico usado no carregamento axial foi a responsável pelo aumento dos valores de resistência à fratura após fadiga neste estudo. A anatomia da superfície do dispositivo se adaptava corretamente sobre a oclusal da coroa, conferindo maior área de contato. O que significa melhor condição da coroa para absorver energia antes da fratura, situação que normalmente ocorre em condições clínicas. Assim, a força aplicada durante o carregamento axial seria distribuída por toda a área do contato oclusal, o que não ocorre nos ensaios com pontas ativas tradicionais, que estabelecem apenas dois ou três pontos de compressão na coroa. Portanto, neste caso, o contato oclusal não ocorreu somente em três pontos, como acontece com a esfera metálica usada comumente por outros autores (SHERRILL & O'BRIEN, 1974; SCHERRER & de RIJK, 1993 e CHEN *et al.*, 1999). Nessa mesma linha de raciocínio, NALLY *et al.* (1971) afirmaram que o tipo de incidência da carga sobre a superfície oclusal podia favorecer a distribuição de tensões sobre o dente.

Mc LEAN (1983) mostrou que as forças incididas na oclusal poderiam ser muito altas e numa direção que poderia produzir tensões indesejadas na cerâmica. CRAIG & POWERS (2004) também chamavam a atenção para os vários métodos de teste disponíveis para avaliar as propriedades mecânicas das cerâmicas. Estudos sobre a influência dos métodos de teste para verificar falha por tensões de materiais dentários friáveis têm mostrado alguns parâmetros

importantes, tais como espessura da amostra, zona de punção durante a carga, velocidade da carga, homogeneidade e porosidade do material. Geralmente os dispositivos que tentam simular a morfologia dental envolvem variáveis experimentais que podem tornar-se muito complexas para reproduzir esse tipo de teste.

Desta forma, mesmo que a resistência coesiva da cerâmica seja similar nos diferentes testes de resistência à fratura, as condições de absorção e liberação de tensões estariam sob significativo efeito da área de pressão a que a coroa está sendo induzida. Assim, considerando que a tensão é inversamente proporcional à área de pressão submetida ao carregamento ($\text{tensão} = \text{força}/\text{área de contato}$), quanto maior for a área, maior será a força necessária para obter tensão similar. Por essa razão, a carga empregada para fraturar o corpo-de-prova foi superior quando comparada à força obtida com a punção por esfera (PRÖBSTER 1992; SHERRER & de RIJK, 1993; STRUB & BESCHNIDT, 1998; CATTEL *et al.*, 1999; CHAI *et al.*, 2000; CHEN *et al.*, 1999; ATTIA & KERN, 2004; WEBBER *et al.*, 2003; CALDAS, 2003).

Além disso, outro fator importante que interferiu nos valores de resistência à fratura da cerâmica, de modo a gerar resultados superiores aos existentes na literatura, foi a anatomia oclusal do dente reproduzido nos corpos-de-prova. Segundo (WEBBER *et al.*, 2003), quanto melhor a simulação da condição clínica do dente, mais próxima do real seriam os resultados, o que não ocorre com o uso do disco de cerâmica nos ensaios de laboratório.

WARPEHA & GOOKING (1976), investigando o efeito de diferentes espessuras de coroas cerâmicas sobre a carga compressiva de fratura, verificaram que a reprodução da cúspide vestibular superior de pré-molares tinha significativa relação com o aumento da resistência à fratura de coroas metalocerâmicas. VIEIRA *et al.* (1989) estudando a decomposição de forças mostraram que quanto mais plano for o ângulo de incidência da carga, maior seria o esforço para ocorrer fratura. Esse fato provavelmente ocorreu no presente estudo, quando o carregamento axial de compressão simulava a anatomia da face oclusal de um dente pré-molar. KIKUCHI *et al.* (1997) descreveram os padrões de

contato oclusal na dentição natural, chamando a atenção para utilizar dispositivos para carregamento oclusal com mais de um ponto ou mesmo uma área. Nessa pesquisa, a recomendação era que os contatos se dessem em pontos distintos na cúspide de suporte e as medições deveriam ser nas forças perpendiculares com o longo eixo do plano oclusal.

Estudando a importância da forma do preparo de cavidade, CASTELNUEVO *et al.* (2000), verificaram que o bisel incisal das facetas laminadas de cerâmica IPS Empress aumentava a resistência à fratura. Da mesma forma, o casquete metálico melhorava a distribuição da tensão residual e aumentava a resistência à fratura da cerâmica em coroas metalocerâmicas (DEHOFF & ANUSAVICE, 1984; WEINBERG (1967); NALLY *et al.* (1971) e MILLER (1977) recomendavam que a cerâmica deveria possuir espessura uniforme e não ser muito espessa na oclusal em coroas metalocerâmicas. Porém, a literatura mostra poucos estudos avaliando o dimensionamento uniforme dos casquetes confeccionados com cerâmica pura, após o advento dos sistemas livres de metal. Dentre eles, ZARONE *et al.* (2005) verificaram por meio da análise de elementos finito que a distribuição das tensões sobre a coroa era influenciada pelo desenho do preparo, enquanto MYERS^b *et al.* (1994) afirmavam que a espessura da cerâmica poderia influenciar a resistência à fadiga e à fratura, após armazenagem em ambiente seco ou molhado. Segundo VIEIRA *et al.* (1989), a resistência à fratura da cerâmica estava condicionada a correta forma do casquete metálico, preocupação corroborada por outros autores (PRÖBSTER 1992; O'BOYLE *et al.*, 1997).

A rigidez da infra-estrutura seria um fator importante na resistência à fratura da cobertura de cerâmica, devido ao diferente módulo de elasticidade dos materiais (LEHNER *et al.*, 1995), razão pela qual a união com o metal é sempre adesiva por contração da cerâmica (HOBBO & SHILLINBURG, 1973), o que resultaria em fratura coesiva em vez de adesiva na interface metalcerâmica. Para CAMPBELL (1989), a resistência à tensão do material cerâmico estaria relacionada à rigidez do casquete metálico e ao fato da cerâmica manter a adesão, mesmo quando fraturada.

CASTELLANI *et al.* (1994) compararam coroas de metalocerâmica, Dicor, Hi-Ceram e In Ceram constatando significantes diferenças entre os sistemas, com exceção da comparação entre as coroas de metalocerâmica e de In Ceram, onde a propagação das trincas seria diferente. Nas coroas ceramocerâmicas, a trinca se iniciava na camada mais porosa, extendendo-se para toda a superfície devido à fragilidade do material cerâmico. A cerâmica tendia a aderir ao substrato metálico, mesmo quando completamente fraturada, sugerindo que a disparidade dos resultados seria devido às propriedades da subestrutura (módulo de Young, espessura, porosidade e geometria).

Assim, a resistência à fratura da coroa cerâmica dependia do módulo de elasticidade do material do casquete, quando a carga incide perpendicularmente ao longo eixo (SCHERRER & de RIJK, 1993). Do ponto de vista clínico, o estudo desses autores sugere que o módulo de elasticidade do casquete pode ter efeito significativo na longevidade das coroas cerâmicas puras, fato que deve ser considerado quando da escolha do material para casquete. O módulo de elasticidade aumenta a resistência à flexão e juntamente com a espessura da infra-estrutura tem influência sobre a rigidez (CAMPBELL, 1989). A rigidez ou dureza do casquete tem papel importante na força relativa e no suporte das coroas de cerâmica. O módulo de elasticidade dos materiais e o desenho do casquete (espessura e forma) devem ser considerados para maximizar a rigidez. A espessura é particularmente importante porque afeta a deformação do casquete numa relação da força incidente multiplicada por três (RILEY, 1977).

Neste estudo, a maioria dos dentes resistiu à carga de compressão. A exceção ficou com um único dente do grupo metalocerâmica (6,66%), e com quatro dentes (26,66%) no sistema IPS Empress 2, todos fraturados junto com a cerâmica.

Nesta pesquisa, a observação em microscopia eletrônica de varredura da superfície oclusal das coroas antes e depois da ciclagem mecânica (60.000 ciclos) não mostrou linhas sugerindo trincas (Figuras 29 e 30). Entretanto, outros autores afirmaram que a ciclagem, especialmente sob condições úmidas, promovia a propagação de trincas pequenas originadas no processo de confecção das coroas

cerâmicas. As trincas se fundiam para formar fissuras em desenvolvimento e enfraqueciam a resistência mecânica das coroas, diminuindo a resistência à fratura (SOBRINHO^a *et al.*, 1998; KELLY, 1999). Outro fato que diminuía os valores de resistência à fratura seria a fadiga estática, tensão dependente da reação química entre a água e a superfície das falhas, aumentando o crescimento delas para um nível crítico e promovendo propagação espontânea da trinca (SOUTHAN & JORGENSEN, 1974; KELLY, 1999). No entender de ATTIA^a & KERN (2004), a combinação de ciclagem mecânica e do meio úmido proporcionava fratura das coroas sob cargas compressivas relativamente baixas; embora WHITE (1993) tenha mostrado que a umidade por si só não produzia trincas, mesmo por longos períodos de armazenagem.

As coroas cerâmicas falham após um período de muitos anos de uso, com valores de resistência de união bem inferiores aos de situações clínicas normais, devido à fadiga que ocorre no ambiente bucal. A fadiga é descrita como um fenômeno em que as características do material mudam com o tempo, sob condições constantes. A maioria das fraturas de trabalhos protéticos ocorria após um período de muitos anos e não se relacionavam a um único episódio de sobrecarga aguda, mas tais fracassos eram geralmente relacionados à fadiga (OHYAMA *et al.*, 1999).

Diversas teorias para explicar as falhas, a origem física, os métodos de análise, as implicações protéticas, assim como várias sugestões para os estudos desta natureza foram analisadas (WISKOTT *et al.*, 1995). Segundo esses autores, a fadiga era provocada pelo desenvolvimento de falhas microscópicas em áreas de concentração de tensões na superfície ou próximas dela. Com sucessivas cargas, havia a fusão dessas falhas, formando fissuras maiores que enfraqueciam a restauração. Ao final da ciclagem mecânica, ocorreriam falhas catastróficas, quando a ciclagem excedia a capacidade mecânica do material.

Embora esses autores tenham relatado falha após a ciclagem mecânica, este trabalho não mostrou a presença delas (Figuras 29 e 30). Provavelmente o resultado estaria na dependência da área da coroa envolvida no carregamento. A ponta ativa do dispositivo de punção abrangia maior área que a verificada no

método utilizando esfera metálica (3 ou 4 pontos), o que já foi discutido anteriormente. Nessas condições, as trincas poderiam ser evidenciadas sob a ação de maior número de ciclagem mecânica, sugerindo trabalhos futuros.

7 CONCLUSÃO

Considerando a limitação deste estudo e com base nos resultados analisados e discutidos, foi possível concluir que:

1. Os sistemas IPS Empress 2 e Metalocerâmica promoveram maiores médias de resistência à fratura de coroas submetidas à fadiga mecânica, com diferença estatística significativa quando comparado com os sistemas Porcelana pura e In Ceram.
2. Os sistemas Porcelana pura e In Ceram mostraram menores médias de resistência à fratura de coroas, com valores sem diferença estatisticamente significativa.
3. Com valor intermediário de resistência à fratura, o sistema Metalocerâmica mostrou média sem diferença estatística quando comparado aos sistemas IPS Empress 2, Porcelana pura e In Ceram.

REFERÊNCIAS *

Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered All Ceramic restorative systems. *Dental Mat.* 2006; Sep 18; [In press]

Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(4): 349-55.

Anusavice KJ, Hojjatie B, Dehoff PH. Influence of metal thickness on stress distribution in metal ceramic crowns. *J Dent Res.* 1986; 65(9): 1173-8.

Attia^a A, Kern M. Fracture strength of All Ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent.* 2004a; 91(3): 247-52.

Attia^b A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two All Ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2004b; 92(6): 551-6.

Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD-CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater.* 2006; 22(1): 29-36.

Burke FJ. Maximizing the fracture resistance of dentine-bonded All Ceramic crowns. *J Dent.* 1999; 27(3): 169-73.

Caldas DBM. Avaliação da resistência à fratura e à fadiga a seco e em água destilada de sistemas cerâmicos fixados com cimentos [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura de periódicos em conformidade com o Medline.

Campbell SD. A comparative strength study of metal ceramic and All Ceramic esthetic materials: modulus of rupture. *J Prosthet Dent.* 1989; 62(4): 476-9 .

Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and All Ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1994; 7(2): 149-54.

Castelnuevo J, Tjan AH, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(2): 171-80.

Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager EP. Probability of fracture of All Ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2000; 13(5): 420-24.

Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic Crowns. *J Prosthet Dent.* 1999; 82(4): 468-75.

Clelland NL, Warchol N, Kerby RE, Katsube N, Seghi RR. Influence of interface surface conditions on indentation failure of simulated bonded ceramic onlays. *Dental Mat.* 2006; 22(2): 99-106.

Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Recent developments in materials and processes for ceramic crowns. *J Am Dent Assoc.* 1985; 110(4): 548-9.

Craig RG, Powers JM. Mechanical properties. In: Craig RG, Powers JM, editores. *Restorative dental materials.* 11. ed. Saint Louis: Mosby; 2002. p. 551-92.

DeHoff PH, Anusavice KJ. Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *J Dent Research.* 1984; 63(11): 1327-31.

Dias AHM, Myashita E, Nono MCA, Bottino MA. Avaliação mecânica e micro-estrutural da interface ceramo-cerâmica. *Cienc Odontol Bras.* 2005; 8(2): 31-8.

Dilmener FT, Sipahi C, Dalkiz M. Resistance of three new esthetic post-and-core systems to compressive loading. *J Prosthet Dent.* 2006; 95(2): 130-36.

Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater.* 2000; 16(3): 226-33.

Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of DICOR crowns: Part I. *Int J Prosthodont.* 1990; 3(2): 159-68.

Gabbar FA. Resistance to fracture of high-strength porcelain crowns versus metal ceramic crowns under different conditions. *Egypt Dent J.* 1993; 39(4): 569-572.

Gorodovsky S, Zidan O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *J Prosthet Dent.* 1992; 68(2): 269-74.

Grey NJ, Piddock V, Wilson MA. In vitro comparison of conventional crowns and a new All Ceramic system. *J Dent.* 1993; 21(1): 47-51.

Guazzato M., Albakry M, Ringer PS, Swain M. Strength fracture toughness and microstructure of a selection of All Ceramic materials. Part I. pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004; 20: 441-448.

Hasselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength All Ceramic crowns. *J. Prosthet Dent.* 2000; 83(4): 396-401.

Hobo S, Shillingburg HT Jr. Porcelain fused to metal: tooth preparation and casquete design. *J Prosthet Dent.* 1973; 30(1): 29-35.

Hsueh CH, Luttrell CR, Becher PF. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests *Dental Materials.* 2006; 22: 460–469

Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restoration. *Int J Prosthodont.* 1990; 3(5): 430-40.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of All Ceramic restorations: *J Prosthet Dent.* 1999; 81(6): 652-61.

Kelly JR. Evidence-based decision making: guide to reading the dental materials literature. *J Prothet Dent.* 2006; 95(2): 152-60.

Kern M, Schwarzbach W, Strub JR. Stability of all-porcelain resin-bonded fixed restorations with different designs: an in vitro study. *Int J Prothodont.* 1992; 5(2): 108-13.

Kikuchi M, Koriouth TW, Hannam AG. The Association among occlusal contacts, clenching effort and bite force distribution in man. *J Dent Res.* 1997; 76(6): 1316-25.

Kimondollo PM. Factors affecting the design of the porcelain-fused-to-metal substructure. *Quint Dent Technol.* 1986; 10(8): 505-9.

Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(4): 359-64.

Kostka CM. A review of ceramo-metal substructure design principles. Quint Dent Technol. 1985; 109-11.

Ku W, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. J Prosthet Dent. 2002; 88(2): 170-5.

Kuijs RH, Fennisb WMM, Kreulenb CM, Roetersa FJM, Verdonshotc N, reugersb NHJ. A comparison of fatigue resistance of three materials for cusp-replacing adhesive restorations. Journal of Dentistry. 2006; 34: 19–25

Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. 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. 1998; 80(6): 669-707.

Lehmann F, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Fracture resistance of metal-free composite crowns-effects of fiber reinforcement, thermal cycling, and cementation technique. J Prosthet Dent. 2004; 92(3): 258-64.

Lehner CR, Mannchen R, Scharer P. Variable reduced metal support for *collarless* metal ceramic crowns: A new model for strength evaluation. Int J Prothodont. 1995; 8(4): 337-45.

Leone EF, Fairhurst CW. Bond strength and mechanical properties of dental porcelain enamels. J Prosthet Dent. 1967; 18(2): 155-9.

Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. J Prosthet Dent. 1999; 81(5): 597-609.

Martignoni M, Schonemberger A. Aplicação de porcelana veneer. In: Precisão em prótese fixa: Aspectos clínicos e laboratoriais. 2.ed. São Paulo: Santos; 2001. p.383-422.

Mc Lean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Brit Dent J* 1965; 119(6): 251-267.

Mc Lean JW. The future of dental porcelain. In: *Dental ceramics: proceedings of the first International Symposium on Ceramics*. Chicago: Quintessence Publishing; 1983. p.13-40.

Mc Lean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent*. 1991; 16(4): 149-156.

Miller LL. Framework design in ceramo-metal restorations. *Dent Clin North Am*. 1977; 21(4): 699-716.

Mitchell CA, Douglas WH, Cheng YS. Fracture toughness of conventional, resin-modified glass-ionomer and composite luting cements. *Dent Mater*. 1999; 15(1): 7-13.

Miyashita E, Araújo MAJ, Dias AHDM, Bottino MA, Hilgert E, Almeida EE. Flexural strength of two All Ceramic systems for fixed Prosthodontics [874]. *J Dent Res* 2003; 82: 122.

Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue characteristics of a high-strength porcelain. *Int J Prosthodont*. 1994; 79(3): 253-7.

Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. *Int J Prosthodont*. 1994; 79(6): 549-53.

Nally JN, Farah JW, Craig RG. Experimental stress analysis of dental restorations. Part IX. Two dimensional photoelastic stress analysis of porcelain bonded to gold crowns. *J Prosthet Dent*. 1971; 23(3): 307-16.

Neiva G, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Resistance to fracture of three All Ceramic systems. *J Esthet Dent.* 1998; 10(2): 60-6.

O'Boyle KH, Norling BK, Cagna DR, Phoenix RD. An investigation of new metal framework design for metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1997; 78(3): 295-301.

Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of All Ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 1999; 12(1): 28-37.

Philp GK, Brukl CE. Compressive strengths of conventional, twin foil and All Ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 1984; 52(2): 215-220.

Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different All Ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(5): 491-5.

Probster L. Compressive strength of two modern All Ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1992; 5(5): 409-14.

Probster L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J Oral Rehabil.* 1996; 23(3): 147-51.

Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(3): 303-308.

Reges RV. Avaliação da resistência à fratura e à fadiga, a seco e em água, da cerâmica In Ceram fixadas com agentes de cimentação [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in All Ceramic crowns. *Dent Mater.* 2006; 22(2): 125-32.

Riley EJ. Ceramo-metal restoration. State of the science. *Dent Clin North Am.* 1977; 21(4): 669-82.

Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of All Ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater.* 2006; 22(2): 176-82.

Seghi RR, Sorensen JA, Engelman MJ, Roumanas E, Torres TJ. Flexural strength of new ceramic materials [abstract 1521]. *J Dent Res.* 1990; 69: 299.

Scherrer SS, de RIJK WG. The fracture resistance of All Ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont.* 1993; 6(5): 462-67.

Sherrill AC, O'Brien JW. Transverse strength of aluminous and feldspathic porcelain. *J Dent Res.* 1974; 53(3): 683/90.

Smales RJ, Etemadi S. Survival of ceramic onlays placed with and without metal reinforcement. *J Prothet Dent.* 2004; 91(6): 548-53.

Sobrinho^a LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three All Ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 1998; 11(3): 255-62.

Sobrinho^b LC, Glover RH, Knowles JC, Cattell MJ. Comparison of the wet and dry fatigue properties of all ceramic crowns. *J Mater Sci Mater Med*. 1998; 9(9): 517-21.

Sobrinho LC, Consani S, Knowles JC. Effect of convergence angle and luting agent on the fracture strength of In Ceram crowns. *J Mater Sci Mater Med*. 1999; 10(8): 493-96.

Southan DE, Jorgensen KD. The endurance limit of dental porcelain. *Aust Dent J*. 1974; 19(1): 7-11.

Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different All Ceramic crown systems. *Int J Prosthodont*. 1998; 11(6): 602-09.

Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dental Mater*. 2007; 23:106–114

Taskonak B, Sertgoz A. Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based All Ceramic crowns and fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2006; 22(11): 1008-13.

Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2004; 91(6): 532-37.

Ulusoy M, Toksavul S. Fracture resistance of five different metal framework designs for metal-ceramic restorations. *Int J Prosthodont*. 2002; 15(6): 571-74.

Vieira GF, Fichman DM, Santos Junior J. Desenho dos copings nas metalocerâmicas. Rev Paul Odontol. 1989; 11(5): 2-7.

Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three dental core ceramics. J Prosthet Dent. 1996; 76(2): 140-4.

Warpeha WS Jr, Goodkind RJ. Design and technique variables affecting fracture resistance of metal-ceramic restorations. J Prosthet Dent. 1976; 35(3): 291-97.

Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera All Ceram crowns with varying thickness of veneer porcelain. J Prosthet Dent. 2003; 89(2): 154-60.

Weinberg LA. A new design for porcelain-fused-to-metal prostheses. J Prosthet Dent. 1967; 17(2): 178-94.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue basic principles and prosthodontic implications. Int J Prosthodont, 1995; 8(2): 105-116.

Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers. Dent Mater, 2005; 21: 1178-1186.

ANEXOS

Anexo 1

1. Análise estatística

Os resultados apresentam os dados obtidos para o ensaio de fratura após teste de fadiga, de coroas feitas a partir de diferentes sistemas cerâmicos, com o objetivo de avaliar e determinar as possíveis causas que influenciaram na fratura das amostras.

A Tabela 1 mostra os resultados obtidos para o teste de fratura após fadiga, das amostras de cada um dos quatro sistemas cerâmicos.

Tabela 1 – Valores de fratura após fadiga, das amostras de cada um dos quatro sistemas cerâmicos.

Identificação da Amostra	Fratura após Fadiga (kgf)			
	Empress	In Ceram	Metalocerâmica	Ceramocerâmica
1	197,5	101	121,9	169,9
2	257,9	222,4	137,9	213,9
3	193,9	136,8	201,6	213,6
4	136,2	121,3	186,8	116,4
5	234,8	80,89	116,8	93,21
6	212,8	151,8	132,2	175,5
7	194,7	217	191,9	126,8
8	215,6	107	101,7	129,9
9	118,5	80,89	218	172,5
10	186	132,8	169,3	93,74
11	271,7	119,1	178,6	141,7
12	169,1	109,3	257,2	105,8
13	273,7	254,2	208,3	135,3
14	263,8	97,18	282,4	199,4
15	195,6	202,1	238	152,2

Estes resultados foram obtidos por meio da realização de experimentos completamente aleatórios, onde foram considerados quatro sistemas cerâmicos e quinze amostras de cada um dos níveis.

Como o objetivo de determinar qual processo tem melhores resultados de fadiga, foi gerado o um gráfico utilizando os dados presentes da Tabela 1, conforme ilustra a Figura 1. Este gráfico mostra todos os valores ligados por uma

linha, das quinze amostras dos sistemas cerâmicos.

O sistema In ceram apresenta valores de resistência à fratura menor, sendo que o sistema Empress apresenta valores superiores aos demais. Entre os sistemas Metalocerâmica e porcelana pura em relação aos demais não foi possível determinar pelo gráfico qual processo apresentava melhores resultados de fratura após fadiga.

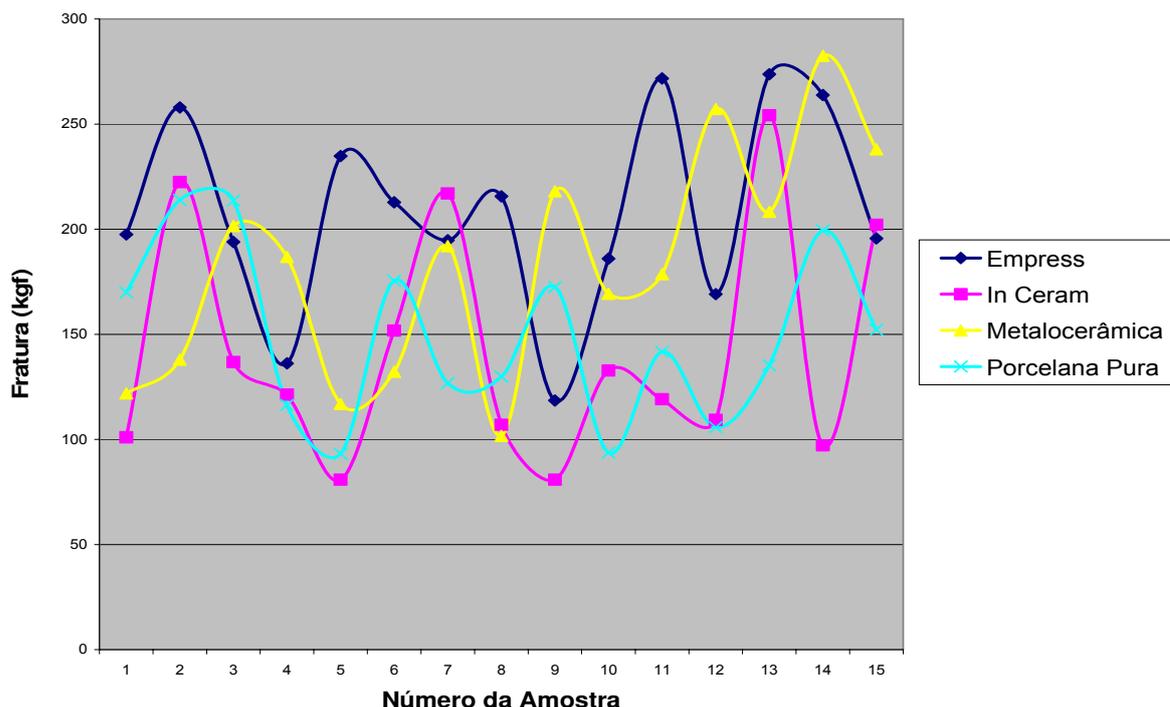


Figura 1 - Valores de fratura após fadiga das quinze amostras de cada um dos quatro sistemas cerâmicos.

Utilizando-se os dados da Tabela 1 foram realizados cálculos estatísticos com o objetivo de determinar as causas que influenciaram na fratura das coroas após o teste de fadiga.

A Figura 2 mostra a visualização gráfica dos cálculos estatísticos realizados, por meio do gráfico tipo Box Plot. A linha de tendência mostrada no gráfico se refere à conexão dos valores da mediana, mostrada na Tabela 3.

Tabela 3- Valores da mediana das fratura após fadiga das amostras de cada um dos quatro sistemas cerâmicos.

Sistemas Cerâmicos	Empress	In Ceram	Metalocerâmica	Ceramocerâmica
Médiana das Fraturas	197,50 (a)	121,30 (b)	186,80 (c)	141,70 (d)

O gráfico box plot é utilizado, dentre outras coisas, para visualização de variações do processo que esta sendo estatisticamente tratado.

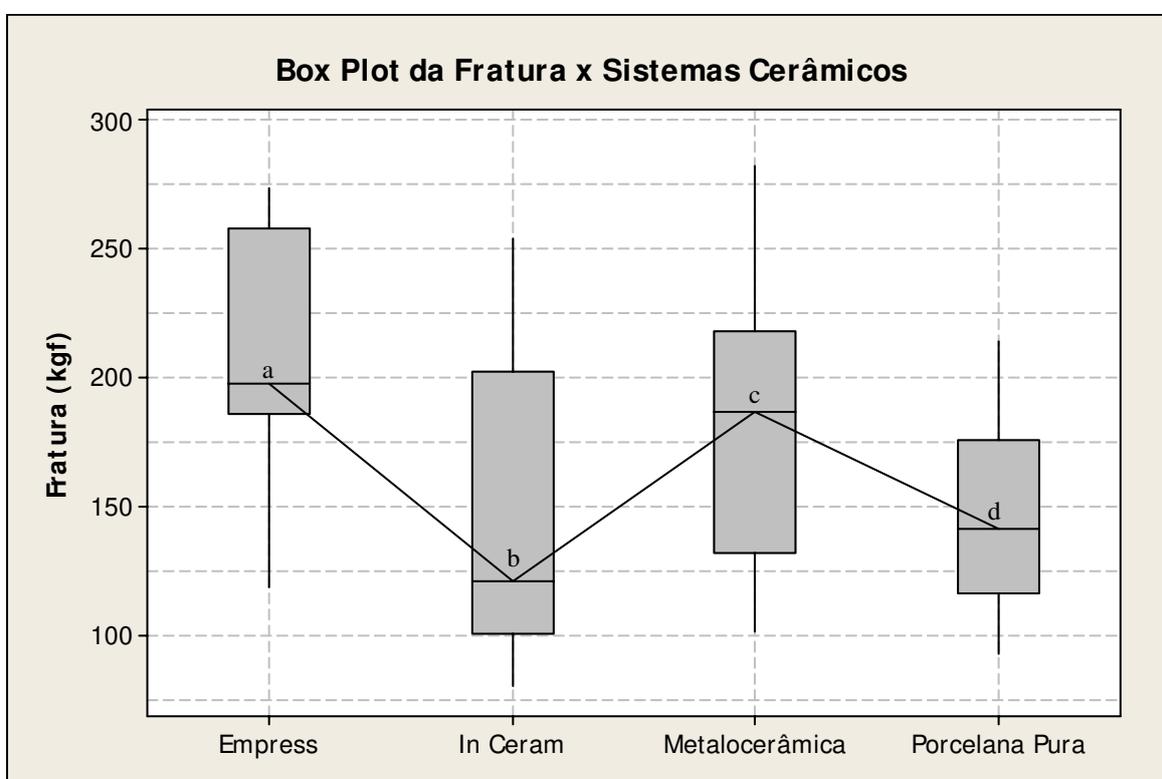


Figura 2- Box Plot dos resultados estatísticos realizados nos dados de fratura após fadiga das amostras de cada um dos quatro sistema cerâmicos.

Conforme ilustrado na Figura 3, o box plot mostra os valores mínimos e máximos da amostra em análise, que é chamado de amplitude, além do primeiro (Q1) e do terceiro quartis (Q3) e da mediana (Md). Caso seja conveniente, pode mostrar também o valor da média.

Estes resultados representam medidas de variabilidade ou dispersão amostral dos dados, uma vez que para esta análise foi destacado o grau de homogeneidade ou heterogeneidade que existe entre os valores que compõem o conjunto de dados.

Entende-se como variabilidade, a maior ou menor diversificação dos valores de uma variável em torno de um valor de tendência central, tomado como referência.

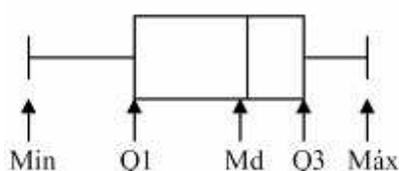


Figura 3- Representação das informações presente no Box Plot.

As medidas de dispersão indicaram se os valores estão relativamente próximos uns dos outros, ou separados.

A mediana (Md) é o número que se encontra no centro de uma série de números ordenados. A metade terá valores inferiores à mediana e a outra metade terá valores superiores à mediana. Ressalta-se que a mediana em inferência estatística é menos confiável que a média.

Os quartis são os valores de uma série ordenada de dados que a dividem em quatro partes “aproximadamente” iguais, conforme mostra a Figura 4.

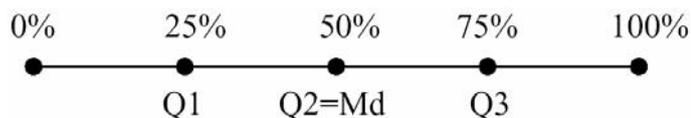


Figura 4- Representação das informações presente na distribuição dos quartis.

O primeiro quartil (Q1) é o valor situado de tal modo na série, que uma quarta parte (25%) dos dados é menor que ele e as três quartas partes restantes (75%) são maiores. O segundo quartil (Q2) é o valor situado de tal modo na série, que a primeira metade (50%) dos dados é menor que ele e a outra metade restante (50%) é maior. Este quartil coincide com a mediana. O terceiro quartil (Q3) é o valor situado na série de modo que as três quartas partes (75%) dos dados são menores que ele e uma quarta parte restante (25%) maior.

De modo a representar graficamente os resultados, foram geradas as Figuras 5, 6, 7 e 8, que mostram um resumo para cada um dos sistemas estatisticamente tratados, onde foi utilizado nível de confiabilidade de 95%.

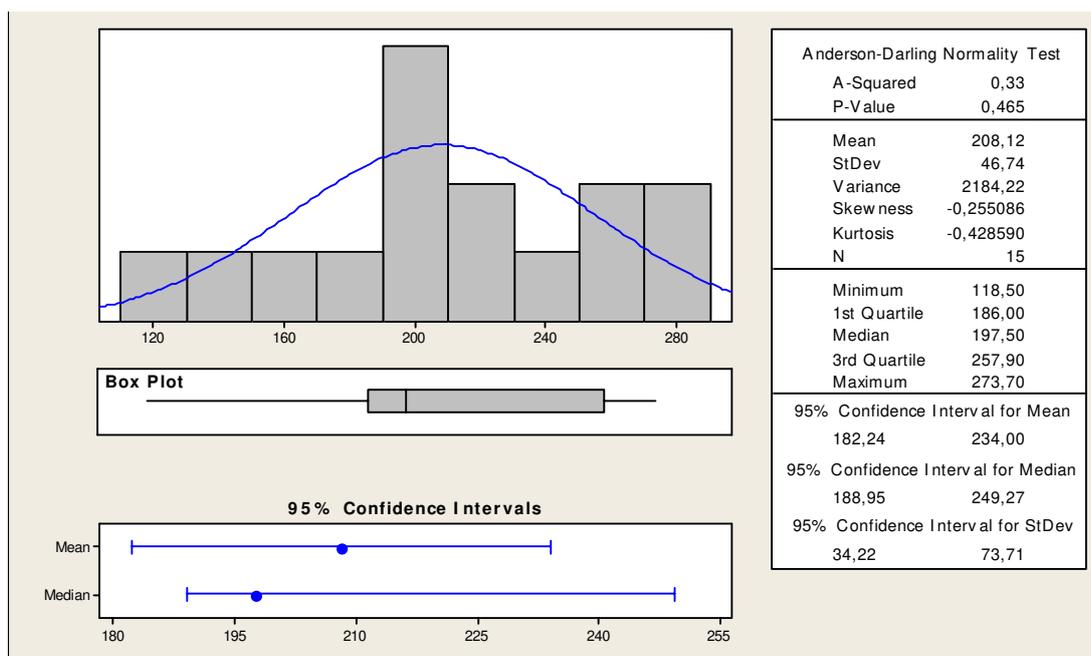


Figura 5- Resumo dos resultados para o sistema Empress.

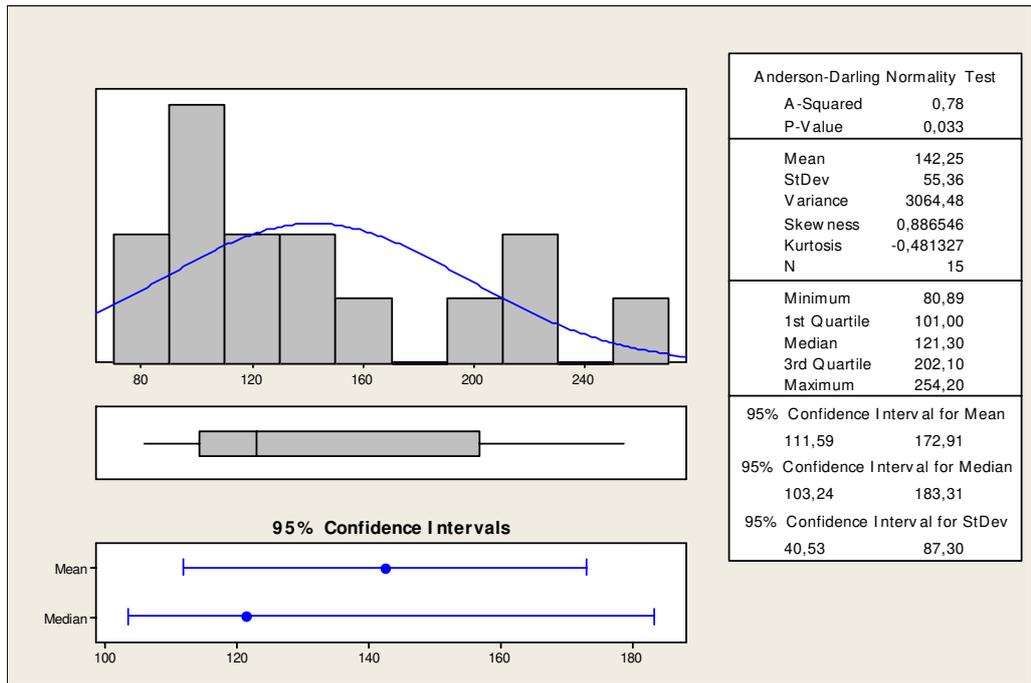


Figura 6- Resumo dos resultados para o sistema In Ceram.

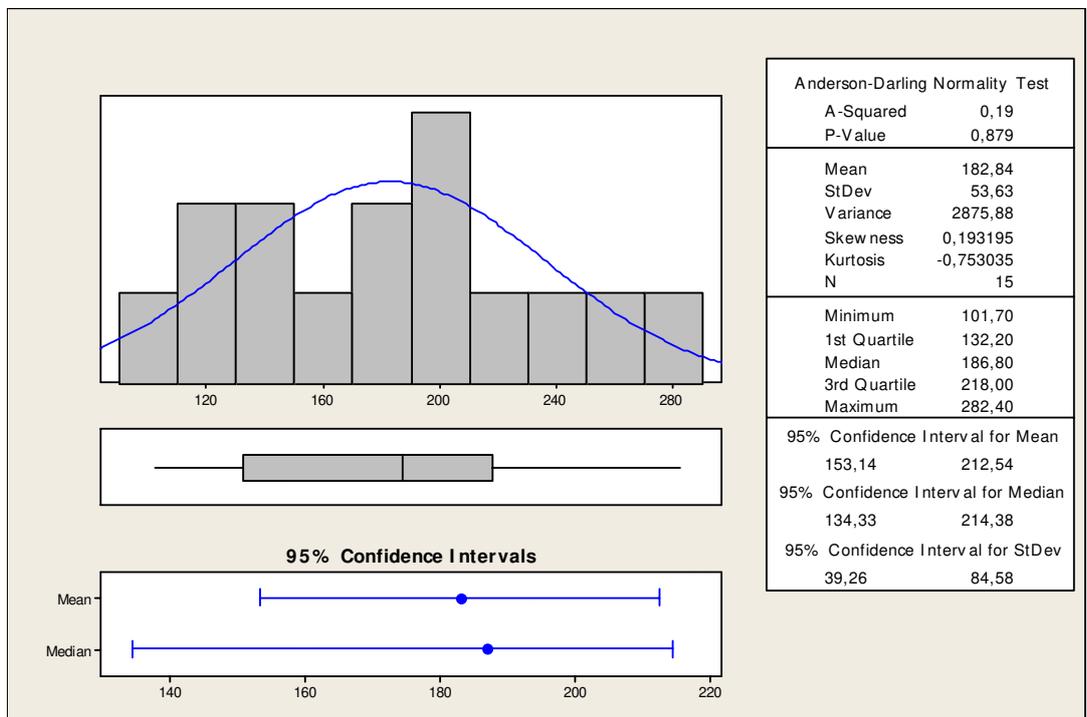


Figura 7- Resumo dos resultados para o sistema Metalocerâmica.

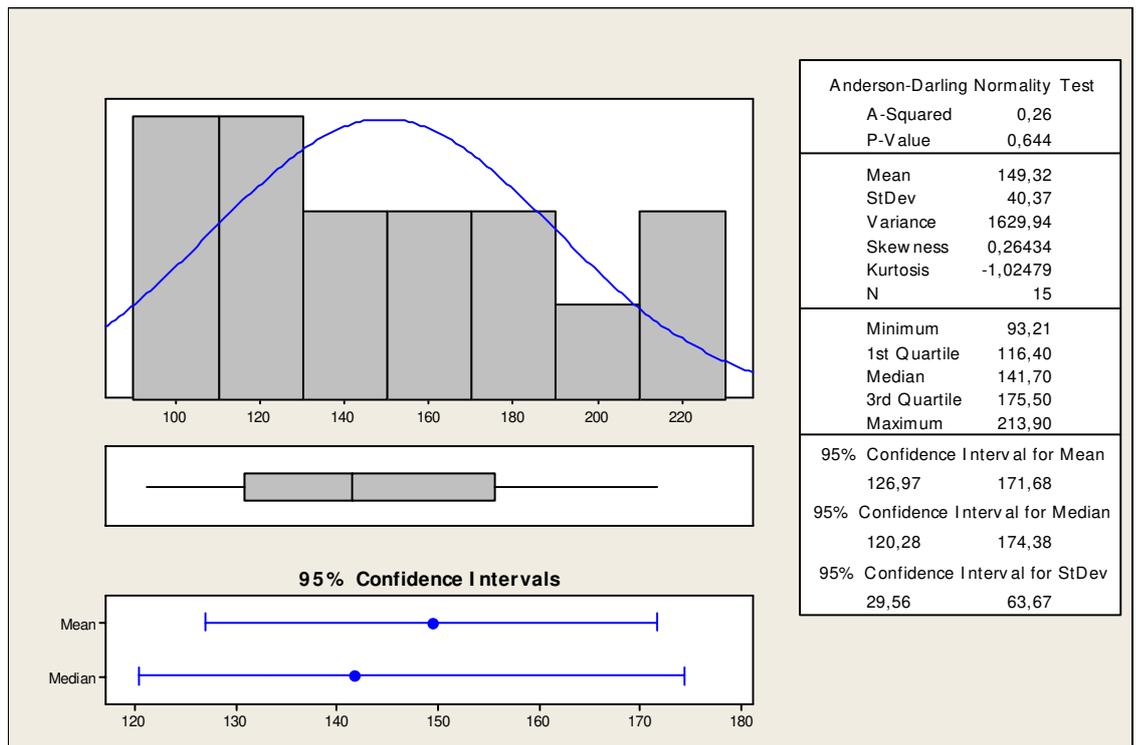


Figura 8- Resumo dos resultados para o sistema porcelana pura.

Com o objetivo de facilitar a análise da variabilidade dos resultados foi calculado o desvio padrão dos dados de cada um dos sistemas cerâmicos, conforme mostra a Tabela 4.

Tabela 4- Valores do desvio padrão das fratura após fadiga das amostras de cada um dos quatro sistemas cerâmicos.

Sistemas Cerâmicos	Empress	In Ceram	Metalocerâmica	Ceramocerâmica
Desvio Padrão	46,74 (a)	55,36 (b)	53,63 (c)	40,37 (d)

A Figura 9 mostra o desvio padrão para cada um dos sistemas cerâmicos.

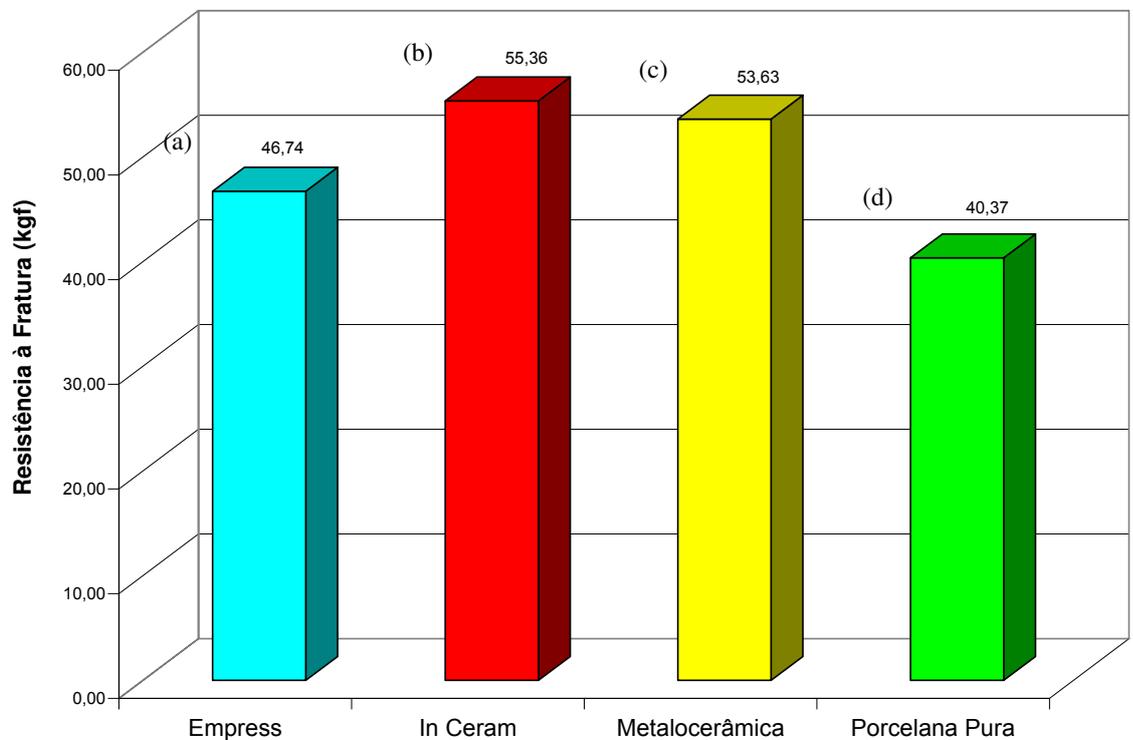


Figura 9- Desvio padrão para cada um dos sistemas cerâmicos.

Os sistemas In Ceram e Metalocerâmica apresentam maior valor de desvio padrão, ou seja, uma variabilidade ou dispersão dos dados de fratura após fadiga.

Os gráficos das Figuras 6, 7, 8, 9 e 10 mostram que existem diferenças significativas entre os valores das médias, medianas, variância e desvio padrões referentes aos dados da fratura em relação ao sistema cerâmico. O “teste F” de Snedekor foi aplicado para verificar se o efeito dos sistemas cerâmicos realmente é significativo no modelo estatístico.

A Tabela 5 mostra o valor de “F” calculado em função dos quatro graus de liberdade referentes aos quatro sistemas cerâmicos.

Tabela 5- Resultados do teste F para os dados de fratura em relação aos sistemas cerâmicos.

Fontes de Variação	Graus de Liberdade (GL)	Soma dos Quadrados (SQ)	Erro Médio Quadrático (EMQ= SQ/GL)	Valor de “F” (F= EMQ sistemas/ EMQ erro)	Valor de “p” (%)
Sistemas Cerâmicos	3	52864	17621	4,31	0,8
Erro Aleatório	56	229171	4092		
Total	59	282035	-----		

Conforme pode ser observado na Tabela 5, o efeito dos sistemas cerâmicos para variabilidade dos dados é significativo, ou seja, que o tipo de sistema cerâmico utilizado afeta a fratura da coroa, uma vez que o valor de “p” calculado de 0,8%, foi bem menor que 5%, para um valor “F” calculado de 4,31, utilizando 3 graus de liberdade do sistema cerâmico e 56 graus de liberdade do erro aleatório.

Como o objetivo de determinar a interferência estatística, de modo a auxiliar na análise e tomada de decisões acerca do trabalho realizado, foi utilizado o teste de hipótese.

A afirmação é chamada de hipótese e o procedimento de tomada de decisão sobre a hipótese é chamado de teste de hipótese, e pode ser considerado como um estágio da análise dos dados de um experimento comparativo. O procedimento apropriado para testar a igualdade de várias médias é a análise de variância.

Estatisticamente é interessante descrever as observações de uma experiência com um modelo matemático adequado. Um dos modelos existentes é descrito na equação E1 a seguir:

$$Y_{ij} = \mu + \sigma_i + \varepsilon_{ij} \quad (\text{eq. E1})$$

Onde:

$i = 1, 4$ $j = 1, 15$ Y_j = representa o valor de fratura (kgf)
 μ = representa a média global σ_i = representa o efeito do tratamento
sendo σ_1 = Empress σ_2 = In Ceram
 σ_3 = Metalocerâmica σ_4 = Ceramocerâmica
 ε_j = representa o erro aleatório.

Para realização deste trabalho foram consideradas as seguintes hipóteses, em relação às médias e as coeficientes relativos ao tratamento:

Hipótese₍₀₎: $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu_4$ ou Hipótese₍₀₎: $\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma_3 = \sigma_4$

Hipótese₍₁₎: $\mu_1 \neq \mu_2 \neq \mu_3 \neq \mu_4$ ou Hipótese₍₁₎: $\sigma_1 \neq \sigma_2 \neq \sigma_3 \neq \sigma_4$

Conforme mostrado na Figura 2 existem diferenças entre as médias da fratura após fadiga, que foram consideradas significativas através do teste “F”.

Como o objetivo de verificar as hipóteses estabelecidas e identificar a natureza exata da diferença entre as médias de fratura após fadiga foi realizado o teste de Tukey, que possibilita as comparações múltiplas de variáveis em análise, conforme mostra a Tabela 6.

Tabela 6- Resultados do teste de Tukey,

Teste de Tukey				Representação Gráfica	
Empress subtracted from:					
	Lower	Center	Upper		
In Ceram	-113,56	-65,87	-18,18		
Metalocerâmica	-72,97	-25,28	22,41		
Porcelana Pura	-106,48	-58,80	-11,11		
In Ceram subtracted from:					
	Lower	Center	Upper		
Metalocerâmica	-7,10	40,59	88,28		
Porcelana Pura	-40,61	7,07	54,76		
Metalocerâmica subtracted from:					
	Lower	Center	Upper		
Porcelana Pura	-81,20	-33,52	14,17		

Teste de "F"				Representação Gráfica	
Empress subtracted from:					
	Lower	Center	Upper		
In Ceram	-113,56	-65,87	-18,18		
Metalocerâmica	-72,97	-25,28	22,41		
Porcelana Pura	-106,48	-58,80	-11,11		
In Ceram subtracted from:					
	Lower	Center	Upper		
Metalocerâmica	-7,10	40,59	88,28		
Porcelana Pura	-40,61	7,07	54,76		
Metalocerâmica subtracted from:					
	Lower	Center	Upper		
Porcelana Pura	-81,20	-33,52	14,17		

Os valores em vermelho indicam que as diferenças entre as médias foram significativas, em relação ao sistema cerâmico, representado graficamente em amarelo.

Anexo 2

Detalhamento do processo de fabricação do equipamento para fixação dos casquetes:

Com o objetivo de padronizar a quantidade de porcelana aplicada sobre os casquetes, bem como a anatomia final das coroas e a altura dos dentes preparados em relação à matriz de silicone, um dispositivo mecânico foi especialmente projetado e posteriormente confeccionado. Para a realização do projeto do dispositivo, algumas exigências foram atendidas:

a) O dispositivo deveria ser fabricado em um material rígido e de boa resistência, de modo que a precisão dimensional dos casquetes não fosse comprometida;

b) A altura dos dentes preparados em relação a matriz de silicone deveria ser regulável, sendo que posteriormente um mecanismo de travamento deveria manter fixo o suporte dos dentes preparados;

c) O dispositivo deveria possuir um mecanismo simples de utilização e de desmontagem.

Sendo assim, inicialmente foi projetado um dispositivo que dispunha de um carro de movimentação onde seria fixado o suporte do dente. Este carro seria movimentado através de engrenagens e roscas sem fim, de modo que o dente pudesse ser posicionado adequadamente em qualquer posição relativa a matriz de silicone. A figura 1 a seguir mostra as partes do dispositivo inicial desenvolvido.

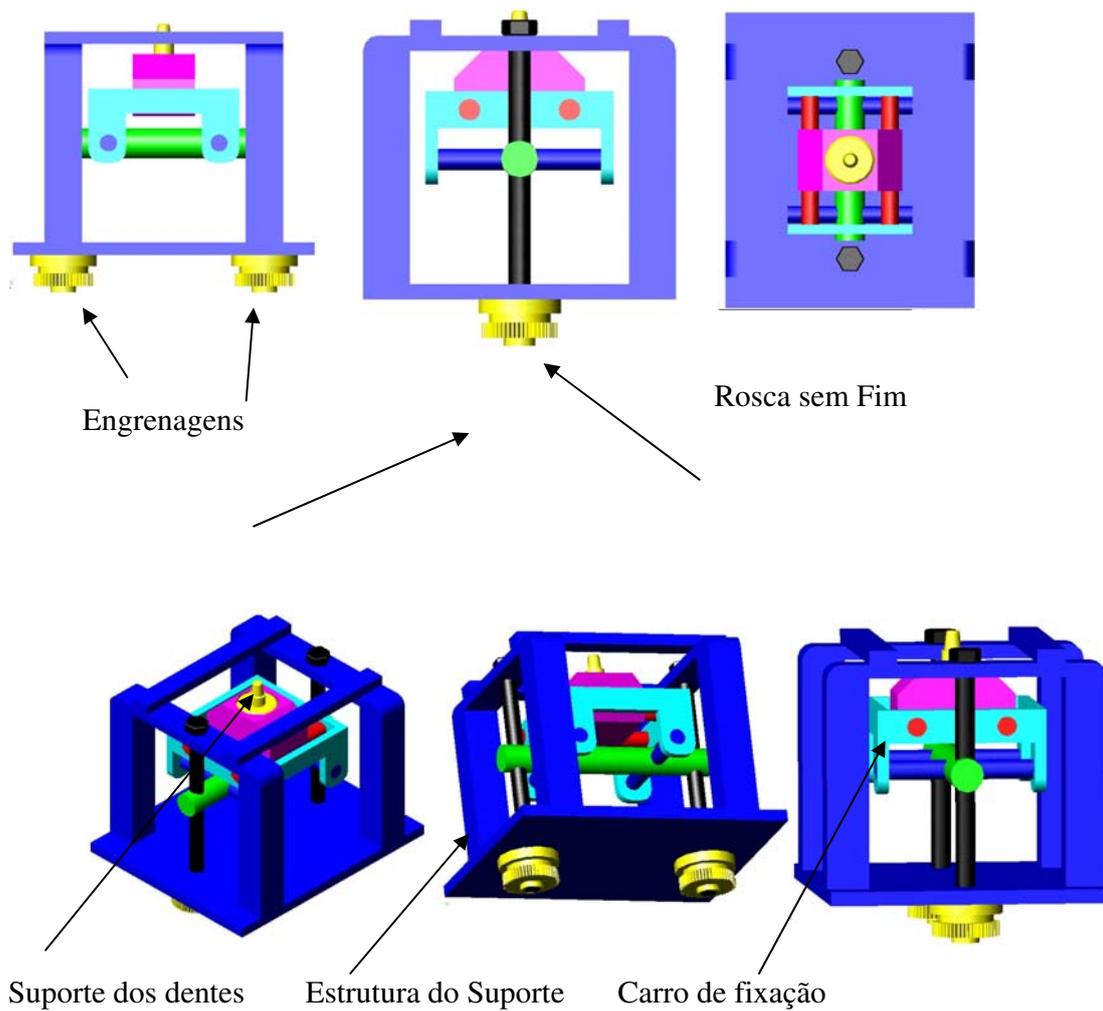


Figura 1 – Dispositivo mecânico para fixação dos casquetes – Primeiro Modelo

Este primeiro dispositivo projetado foi testado e apresentou deficiências quanto ao primeiro requisito que era a precisão dimensional da espessura dos casquetes. Sendo assim, este dispositivo foi descartado e um novo dispositivo foi projetado e construído, conforme mostra a figura 2.

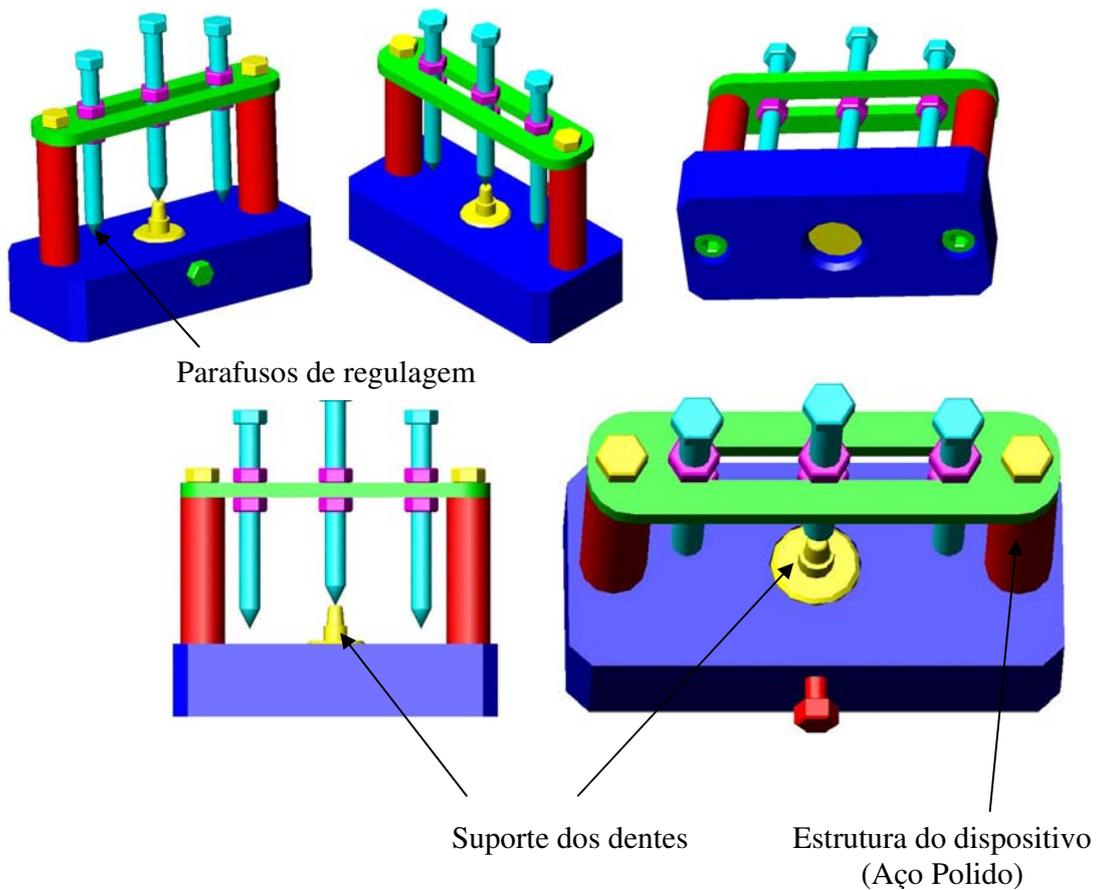


Figura 2 - Projeto dos aparelhos para padronizar a aplicação de porcelana – segundo modelo.

No segundo modelo de dispositivo, os ajustes das distâncias pode ser controlado meio de três parafusos, projetados para que o dente preparado se situasse sempre na mesma posição em relação aos dentes vizinhos e apoiado à matriz de silicone, relacionada com a oclusal dos dentes.

A matriz de resina foi então posteriormente fixada no dispositivo com adesivo instantâneo (SuperBond) em toda a superfície interna, sendo a superfície oclusal do dente ajustada na ponta do parafuso.

Anexo 3

Localização das fraturas, de acordo com o sistema cerâmico:

PORCELANA PURA

- SÓ CERÂMICA 14
- DENTE + CERÂMICA 01

IPS EMPRESS 2

- CASQUETE + CERÂMICA 08
- SÓ CERÂMICA 02
- DENTE + CASQ. + CERÂMICA 04

METALOCERÂMICA

- VESTIBULAR 10
- LINGUAL 05

IN CERAM

- SÓ CERÂMICA FRATUROU 06
- CASQUETE + CERÂMICA 07
- SAIU CASQUETE INTEIRO + FRATURA 02