1150055257
FOP
T/UNICAMP C817a

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

LOURENÇO CORRER SOBRINHO
CIRURGIÃO DENTISTA

FACULDADE - Odontologia de Piracicaba
Área de Prótese Total
PROF. SAIDE SARCKIS DOMITTI
COORDENADOR DA ÁREA
PIRACICABA——/——/ 19——

AVALIAÇÃO DAS RESISTÊNCIAS À FRATURA E À FADIGA DE TRÊS SISTEMAS DE CERÂMICA DENTAL

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do TÍTULO DE LIVRE DOCENTE – Área Materiais Dentários.

PIRACICABA – SP
1998

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

LOURENÇO CORRER SOBRINHO
CIRURGIÃO DENTISTA

AVALIAÇÃO DAS RESISTÊNCIAS À FRATURA E À FADIGA DE TRÊS SISTEMAS DE CERÂMICA DENTAL

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do TÍTULO DE LIVRE DOCENTE – Área Materiais Dentários.

T 1952

PIRACICABA – SP
1998

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA

N.º Classif. T UNICAMP
N.º autor C817a
Tombo bc 55257
bib id
cm

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

Correr Sobrinho, Lourenço.
C818a Avaliação das resistências à fratura e à fadiga de três sistemas de cerâmica dental. / Lourenço Correr Sobrinho. – Piracicaba, SP : [s.n.], 1998.
124f. : il.

Tese (Livre-Docência) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Cerâmica. 2. Fadiga. 3. Cimento. I. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. II. Título.

"Tem gente que sonha com realizações importantes, e há quem vai lá e realiza"

George Bernard Shaw

Dedico este trabalho

A Deus, que me concedeu o dom da vida, sabedoria, inteligência e iluminou-me guiando todos os passos da minha vida.

Aos meus pais, **Mário** e **Josephina**, meu eterno reconhecimento e gratidão, pelo incentivo, educação, conselhos, exemplos, orientação e compreensão durante mais esta jornada.

Aos meus **irmãos**, pela amizade, carinho, coloboração e confiança que sempre proporcionaram a mim.

À minha noiva **Rosa**, por todo carinho, incentivo, amor, compreensão e constante apoio.

Meu especial agradecimento

Ao Prof. Dr. **JONATHAN C. KOWLES**, Doutor do Departamento de Biomateriais do Eastman Dental Institute, da University of London, pela honra de tê-lo como orientador, pelos seus ensinamentos, conselhos, dignidade, disponibilidade e principalmente amizade durante o transcorrer deste trabalho.

Ao Prof. Dr. **Gavin Person**, titular e responsável pelo Departamento de Biomateriais do Eastman Dental Institute, da University of London, pela oportunidade proporcionada a minha pessoa, para que eu pudesse desenvolver o trabalho de pesquisa, além do apoio e sugestões na elaboração deste trabalho.

Agradecimentos Especiais

Ao Prof. Dr. **Simonides Consani**, Professor Titular do Departamento de Odontologia Restauradora – Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos ensinamentos, estímulo, apoio, conselhos e exemplo de dignidade.

Ao Prof. Dr. **Mario Fernando de Goes**, Professor Livre Docente do Departamento de Odontologia Restauradora – Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos ensinamentos e apoio.

Ao Prof. Dr. **Mario Alexandre Coelho Sinhoreti**, Professor Assistente Doutor do Departamento de Odontologia Restauradora – Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela amizade, estímulo e apoio.

AGRADECIMENTOS

Ao Diretor Dr. Crispian Scully do Eastman Dental Institute, University of London.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP, pela concessão da bolsa de estudos, que me permitiu realizar o Curso de Pós-Doutorado em pesquisa, no Eastman Dental Institute, Londres, Inglaterra .

À Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade de Campinas, na pessoa do seu Diretor Prof. Dr. José Ranali e do Diretor Associado Prof. Dr. Oslei Paes de Andrade.

Aos técnicos do Departamento de Biomateriais do Eastman Dental Institute, University of London, Senhores Gran Palmer, Paul Darkins, John Marterfield, Mike Cattell e Senhoras Ruth Glover, Cristina, Emme, pela ajuda em todos os momentos durante o período de estudos.

Aos colegas do Curso de Pós-Doutorado Mike (Inglaterra), Xainatow (Singapura) , Catherina (Alemanha) , Chalina (Inglaterra), pelo convívio.

Aos membros da família que me acolheu durante o meu período de estudos, Paul, Caroline, Maxwell e Julia.

Ao Engenheiro Marcos Blanco Cangiani e à Sra. Selma Aparecida Barbosa Segala, técnicos da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela colaboração.

Ao Sr. Adario Cangiani, técnico aposentado da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelas fotografias.

Aos docentes aposentados da Área de Materiais Dentários da Faculdade de odontologia de Piracicaba – UNICAMP, Dr. LUIZ ANTONIO RUHNKE e Dr. WOLNEY LUIZ STOLF, pela amizade.

À Bibliotecária MARILENE GIRELLO, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela orientação nas referências bibliográficas.

À Profa. WADED ANTONIO, pela correção gramatical.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS

SUMÁRIO

1 – LISTA ---------- 01

2 - RESUMO ---------- 06

3 – INTRODUÇÃO ---------- 09

4 – REVISÃO DA LITERATURA ---------- 13

5 – PROPOSIÇÃO ---------- 55

6 – MATERIAIS E MÉTODO ---------- 57

6.1 – Materiais ---------- 58

6.2 – Método ---------- 58

6.2.1 – Preparação dos corpos-de-prova In Ceram ---------- 58

6.2.2– Preparação dos corpos-de-prova OPC™ Optimal Pressable Ceramic ---------- 62

6.2.3 – Preparação dos corpos-de-prova IPS Empress ---------- 64

6.2.4 – Tratamento superficial dos corpos-de-prova ---------- 66

6.2.5 – Cimentação ---------- 66

6.2.6 – Ensaio de resistência à fratura ---------- 67

6.2.7 – Ensaio de resistência à fadiga ---------- 68

6.2.8 – Análise da fratura em microscopia eletrônica de varredura ---- 68

7 – RESULTADOS ---------- 69

8 – DISCUSSÃO ---------- 76

9 – CONCLUSÃO ---------- 82

10 – SUMMARY ---------- 85

11 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS ---------- 87

12 – APÊNDICE ---------- 98

1 – LISTA

1 - LISTA

1.1 – LISTA DE TABELAS

FOLHA

1 –Descrição dos materias que foram utilizados no estudo. 58

2 –Resultados médios de resistências à fratura e à fadiga+fratura (N) das cerâmicas In Ceram, OPC™ e IPS Empress, fixadas com o cimento de fosfato de zinco (Orthostan). Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses. 71

3 – Resultados médios de resistências à fratura e à fadiga+fratura (N) das cerâmicas In Ceram, OPC™ e IPS Empress, fixadas com o cimento de ionômero de vidro (RGI-Lutrex). Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses. 73

4 – Resultados médios de resistência à Fratura (N) da cerâmica In Ceram, fixada com os cimentos de fosfato de zinco (Orthostan) e ionômero de vidro (RGI-Lutrex). 99

5 – Resultados médios de resistência à fadiga + Fratura (N), a seco e em água destilada, da cerâmica In Ceram, fixadas com os cimentos de fosfato de zinco (Orthostan) e ionômero de vidro (RGI-Lutrex). 100

6 – Resultados médios de resistência à fratura (N) da cerâmica OPC™, fixada com os cimentos de fosfato de zinco (Orthostan) e ionômero de vidro (RGI-Lutrex). 101

7 – Resultados médios de resistência à fadiga + fratura (N), a seco e em água destilada da cerâmica OPC™, fixada com os cimentos de fosfato de zinco (Orthostan) e ionômero de vidro (RGI-Lutrex). 102

8 – Resultados médios de resistência à fratura (N) da cerâmica IPS Empress, fixada com os cimentos de fosfato de zinco (Orthostan) e ionômero de vidro (RGI-Lutrex). 103

9 – Resultados médios de resistência à fadiga + fratura (N), a seco e em água destilada, da cerâmica IPS Empress, fixada com os cimentos de fosfato de zinco (Orthostan) e ionômero de vidro (RGI-Lutrex). 104

1.2 – LISTA DE FIGURAS

FOLHA

1 – Desenho esquemático do troquel. Todos os cantos apresentam raio de 0,5° ; 59

2 – (A) – molde de bronze; (B) – troquel de bronze; (C) – corpo In Ceram; (D) – In Ceram completa; 61

3 - Corpos-de-prova das cerâmicas: (A) – Corpo In Ceram; (B) - In Ceram completa; (C) – IPS Empress; (D) - OPC™ 66

4 – Médias dos valores de resistência à fratura e à fadiga+fratura (N) das cerâmicas In Ceram, OPC™ e IPS Empress, fixadas com o cimento de fosfato de zinco (Orthostan); 71

5 – Médias dos valores de resistência à fratura e à fadiga+fratura (N) das cerâmicas In Ceram, OPC™ e IPS Empress, fixadas com o cimento de ionômero de vidro (RGI – Lutrex); 73

6 – Imagem em M.E.V. da superfície da cerâmica In Ceram após o teste de fadiga + fratura, com aumento de 121 X; (A) – corpo com alta quantidade de alumina; (B) – cerâmica VITA; (C) – linha de fratura; 74

7 – Imagem M.E.V. da superfície da cerâmica In Ceram após o teste de fadiga + fratura, com aumento de 246 X; (A) - corpo com alta quantidade de alumina; (B) – cerâmica VITA; (C) – linha de fratura; 74

8 – Imagem em M.E.V. da superfície da cerâmica In Ceram após teste de fadiga + fratura, com aumento de 982 X; (A) – corpo com alta quantidade de alumina; (B) – cerâmica VITA;

(C) – linha de fratura; 75

9 – Imagem em M.E.V. da superfície da cerâmica OPC™, com aumento de 246X;(A) – linha de fratura; (B) – vestígios de cimento de ionômero de vridro. 75

1.3 - ABREVIATURAS E SIGLAS	SIGNIFICADO
Co.	companhia
TM	marca registrada
USA	Estados Unidos da América
Inc.	incorporadora
mm	milímetro
°	grau
µm	micrometro
MN	Minisota
St.	Santo
ml	mililitro
et al.	et alli (e colaboradores)
° C	grau Celsius
OPC™	cerâmica de ótima pressão
° C/min.	grau Celsius por minuto
bar	pressão
n°	número
A2	referência ao tipo de cor
Kg	quilograma
mm/min.	milímetro por minuto
N	Newton
M.E.V.	microscopia eletrônica de varredura
HZ	Hertz

%	por cento
p<0,05	probabilidade menor que 5 por cento
25 X	vinte e cinco vezes
Al_2O_3	óxido de alumínio
A.D.A.	Associação Dentária Americana
MPa	Mega Pascal
MOR	módulo de ruptura
MPa/segundo	Mega Pascal por segundo
GPa/segundo	Giga Pascal por segundo
° K	grau Kelvin
mol	molaridade
$MgAl_2O_4$	óxido de alumínio e magnésio
Ca	Canton
Ma	Massachussets
ppm/° C	parte por milhão por grau Celsius
CET	coeficiente de expansão térmico
Cal/cm/seg/° K	caloria por centímetro por segundos por grau Kelvin
"	símbolo de polegada
Mg	magnésio
kgf/cm^3	quilograma força por centímetro cúbico

2 – RESUMO

2 - RESUMO

O propósito deste estudo foi investigar a influência das resistências à fratura e à fadiga (a seco e em água destilada) das cerâmicas In Ceram, OPC™ e IPS Empress, fixadas com os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro.

Cinqüenta e dois corpos-de-prova com 8 mm de diâmetro por 8,5 mm de altura foram confeccionados para cada tipo de cerâmica. Após aplicação do glaze, as coroas foram fixadas sobre os troquéis de metal com os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro. Em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada por 24 horas em temperatura ambiente antes dos ensaios. Para cada sistema e cimento (fosfato de zinco ou ionômero de vidro), dez corpos-de-prova foram submetidos ao teste de fratura a uma velocidade de 1,0 mm/min.. O segundo grupo foi submetido ao teste de fadiga por 10.000 ciclos, com carga miníma e máxima de 20 e 300 N, aplicada com força em forma sinosoidal com 1 HZ, seguido pelo de fratura em água destilada (8 corpos-de-prova para cada tipo de cimento e cerâmica) e o terceiro grupo em ambiente seco (8 corpos-de-prova para cada tipo de cimento e cerâmica), usando uma máquina Instron. Os resultados foram estatisticamente analisados pelo teste de Mann-Whitney.

Os resultados indicaram que (1) – a resistência à fratura para a cerâmica In Ceram com os dois tipos de cimentos foi significantemente superior em relação às OPC™ e IPS Empress ($p<0,05$); e nenhuma diferença foi encontrada entre OPC™ e IPS Empress (2) – quando submetida à fadiga em ambiente seco, In Ceram fixada com inômero de vidro foi significantemente superior em relação à OPC™ e IPS Empress ($p<0,05$); e as mesmas diferenças estatísticas foram encontradas quando os corpos-de-prova foram submetidos à fadiga em água destilada; (3) – para os fixados com fosfato de zinco e submetidos à fadiga, In Ceram e OPC™ a seco foram estatisticamente superiores em relação à IPS Empress ($p<0,05$); e nenhuma diferença foi encontrada entre In Ceram e OPC™; (4) – houve uma significante diminuição de resistência para In Ceram e IPS Empress submetidas ao teste de fadiga em água destilada, fixadas com ionômero de vidro, quando comparadas com o teste de fratura; nenhuma diferença foi encontrada quando comparada a seco; e nenhuma diferença foi encontrada para o sistema OPC™; (5) – nos três sistemas

fixados com o cimento de fosfato de zinco houve uma significante diminuição de resistência após o teste de fadiga a seco e em água destilada, quando comparada com o teste de fratura ($p<0,05$); e para os corpos-de-prova submetidos ao teste de fadiga, o ambiente seco apresentou valores superiores em relação às imersas em água destilada, mas nenhuma diferença estatística foi encontrada.

Palavras-Chave: 1 - Cerâmica; 2 – Fadiga; 3 - Cimento

3 – INTRODUÇÃO

3 - INTRODUÇÃO

As cerâmicas são usadas rotineiramente para confecções de dentes, coroas, pontes, *onlays* e *inlays*, devido às suas propriedades mecânicas satisfatórias, como alta resistência à compressão e propriedades estéticas favoráveis. Além disso, a condutibilidade térmica e o coeficiente de expansão térmico similares aos da estrutura dentária propiciam o prognóstico clínico favorável das restaurações em cerâmica. [15,52,63]

Entretanto, esse material apresenta algumas limitações, devido não somente às propriedades intrínsicas do material (diferença na expansão térmica das partículas, baixa resistência à tração, porosidades e impurezas) como também a fatores externos, como por exemplo, o meio bucal no qual exerce o seu desempenho.[8,14,27,40,41,42,52,63] Por isso, as cerâmicas odontológicas podem falhar devido às limitações impostas por suas propriedades e como resultado do esforço complexo a que estão sujeitas no meio bucal.[41,42,45,46]

Embora as cerâmicas possuam excelentes propriedades mecânicas, elas são materiais friáveis que podem apresentar fraturas internas, devido a esforços de tração, compressão ou falhas espontâneas em função de defeitos na superfície.[30,35,37] Tais fatores podem ser clinicamente compensados, quando as coroas são confeccionadas com espessuras adequadas e superfícies livres de defeitos e porosidades, em preparos projetados para não induzir danos à integridade dos dentes. [29,41,51] Além disso, as fraturas podem ocorrer também por causa da forma anatômica da coroa e da complexidade do tipo de preparo. [12,19,22,36,51,62]

Na tentativa de melhorar as propriedades mecânicas, um número considerável de formulações e procedimentos técnicos foi desenvolvido. O primeiro foi a coroa metalocerâmica, que utiliza uma base metálica com alta resistência à fratura, sobre o qual a coroa é confeccionada. [7,31,64] Entretanto, as mais importantes limitações impostas a esse sistema são o fator estético e a oxidação e/ou corrosão, resultantes da queima da liga durante a fundição, reduzindo com isso a sua compatibilidade tecidual.[37] Com a base metálica existe a possibilidade de que as propriedades translucentes da cerâmica sejam

afetadas; conseqüentemente, a margem metálica da coroa metalocerâmica, deixada visível na margem cervical, pode afetar os valores estéticos da prótese.

Com a finalidade de melhorar a qualidade estética das cerâmicas, sem contudo prejudicar suas propriedades mecânicas, novos materiais têm sido introduzidos para substituir as tradicionais restaurações metalocerâmicas, eliminando o metal e conseqüentemente obtendo melhores qualidades estéticas. Assim, Mclean & Hugues[42], em 1965, introduziram a coroa de cerâmica reforçada com alumina. A seguir, Mclean & Sced[40], em 1976, desenvolveram um método de unir a cerâmica aluminizada ao casquete de platina recoberta com uma fina película de estanho. Esse método produziu melhores resultados estéticos, embora, particularmente com o tipo alumina, existam problemas técnicos com a construção do núcleo e consequente desenvolvimento de fraturas.[40,42] Posteriormente, foram lançadas as cerâmicas feldspáticas, as unidas a finos casquetes de ouro (Renaissance), as unidas a lâminas de alumina e magnésio e os vidros cerâmicos, com a finalidade de melhorar a resistência e a estética.[3,20,38,41,52,67] Outros métodos para a confecção de coroas foram propostos nos anos oitenta, como a cerâmica de vidro Dicor, o sistema Optec HSP[25] e o IPS-Empress (com cristais de leucita, com a finalidade de melhorar a resistência e a opacidade). No sistema IPS-Empress, padrões de cera são incluídos em revestimento apropriado e a cerâmica é injetada dentro do molde através de pressão.[18] Também nos anos oitenta foi lançada uma cerâmica alumínica infiltrada com vidro (In Ceram), para coroas anteriores e posteriores, e próteses fixas anteriores com três elementos, com alta resistência flexural.[58] Recentemente, foi desenvolvido um novo sistema, em que a cerâmica é confeccionada utilizando a mesma técnica da IPS-Empress. Esse sistema é conhecido como OPC™ - *Optima Pressable Ceramic*.[50]

Mesmo com o desenvolvimento e o aprimoramento efetuados ao longo dos anos para a confecção das coroas de cerâmicas, elas estão constantemente sujeitas a fadiga e fraturas. O processo de fadiga desenvolve e se instala em fendas microscópicas, promovendo áreas de concentrações de esforços. Com a carga atuando continuamente sobre as fendas microscópicas, fracassos totais podem ocorrer no material com o tempo. Estudos sobre a resistência à fratura e à fadiga das restaurações metalocerâmicas e de outros sistemas têm sido descritos[5,6,9,10,11,21,23,24,26,28,39,46,47,53,54,56,57,58,65,68], e diferentes

fatores têm sido considerados responsáveis pela limitada durabilidade das coroas totais não metalocerâmicas.

Em função disso, o propósito deste estudo foi investigar a resistência à fratura e à fadiga dos Sistemas In Ceram, OPC™ Optima Pressable Ceramic e IPS-Empress.

4 – REVISÃO DA LITERATURA

4 – REVISÃO DA LITERATURA

Da bibliografia colocada ao nosso alcance, fazemos as citações que nos pareceram de maior relevância para a colocação do assunto.

CONOD[12], em 1937, relatou que as formas anatômicas das coroas, nas quais as partes mesial e distal do ombro estavam acima do nível lingual ou labial, induziam as coroas a fraturar-se. Por outro lado, se as coroas fossem confeccionadas com as formas anatômicas adequadas sobre preparos adequados, elas sofreriam pouca tensão, sempre limitada no ponto em que a carga fosse aplicada.

TILMAN[62], em 1954, relatou que as amostras preparadas com formas anatômicas adequadas apresentaram pouca tensão. Além disso, os preparos dos dentes de forma adequada, tanto na largura e inclinação do ombro como na imbricação inciso-gengival, limitavam a tensão da coroa de porcelana no ponto de aplicação da carga.

BRECKER[07], em 1956, foi o primeiro a divulgar o uso da cerâmica sobre ligas de ouro, sendo que o metal proporcionava maior resistência à fratura da cerâmica, evitando a descoloração ocorrida nas coroas plásticas e a insistente cobrança do paciente com relação à estética. A utilização do ouro produzia uma excelente adaptação marginal e a estética promovida pela cerâmica especialmente confeccionada para este propósito, fundia-se entre 1700 a 1800°C. O coeficiente de expansão térmica do ouro era compatível com o da cerâmica e uma camada fina de opaco era necessária. As cores branca, amarela, marrom e cinza eram estáveis e não eram afetadas pelos fluidos do meio bucal.

Segundo **PETTROW**[51], em 1961, a forma do preparo utilizado para as coroas de cerâmica era essencial na manutenção das propriedades mecânicas. Os preparos eram geralmente baseados em quatro faces (labial, lingual, mesial e distal) da superfície do dente e essas faces convergiam axialmente e verticalmente em direção ao ângulo. Os dois tipos de fratura considerados nas coroas de cerâmica eram inicial e funcional. A

fratura inicial ocorria durante um ajuste clínico preliminar ou na cimentação da coroa. Essas fraturas eram diagnosticadas como resultado de pressões internas causadas por discrepâncias na impressão, no modelo ou pela técnica de cimentação. A fratura funcional ocorria após um determinado período de uso. A forma anatômica das coroas também tinham grande influência na fratura das coroas. Fraturas nas coroas ocorriam em função de linhas finas em alguns pontos ao longo da depressão angular. O arredondamento dos ângulos produzia um volume maior na coroa e eliminava linhas específicas de crivagem. Portanto, a tensão era distribuída sobre a espessura maior, conseqüentemente, aumentando a resistência à fratura. Outro fator responsável pela fratura das cerâmicas era a porosidade, a qual podia ser classificada em duas categorias: normal e excessiva. Porosidade normal ocorria durante o processo de condensação e queima da cerâmica. Uma condensação manual inadequada, contaminação e queima eram as principais causas de porosidades excessivas (bolhas). As porosidades afetavam a resistência da cerâmica criando zonas de concentrações de tensões e de baixa resistência à fratura. Porosidade excessiva afetava a resistência da cerâmica mais do que o tipo normal. A borda quebrada ocasionalmente exibia poros em grandes quantidades, os quais presumivelmente eram um fator significante no fracasso da estrutura.

LEHMAN & HAMPSON[36], em 1962, relataram a importância do tipo de preparo dos dentes, a fim de proporcionar maior resistência às coroas de cerâmica. A necessidade de preparar o dente de forma adequada era muito importante para a cerâmica, que tinha boa resistência à compressão e baixa à tração. Informaram também os detalhes que os dentistas ignoravam, quando pouca atenção era dada ao nível do término do ombro. Os autores esperavam que se evitassem os desgastes indiscriminados das estruturas dos dentes, fazendo preparos de forma simples, porém, permitindo uma adequada adaptação da cerâmica.

WEINSTEIN[64], em 1962, patenteou a técnica para a confecção de coroas metalocerâmicas, em que as cerâmicas eram aplicadas sobre as ligas de ouro.

Segundo a **INTERNATIONAL STANDARDS ORGANIZATION**[28], em 1964, as alterações nas propriedades dos materiais podiam ocorrer devido à aplicação de repetidos ciclos de tensões mecânicas (fadiga), embora isto se aplicasse especificamente para aquelas mudanças com relação a fendas e entalhes superficiais.

McLEAN & HUGHES[42], em 1965, desenvolveram uma nova cerâmica dental e técnicas de aplicação, as quais proporcionavam melhoras nas propriedades mecânicas e resistência à fratura, quando comparadas com aquelas de uso corrente. A alumina (Al_2O_3) foi a mais conveniente para esse propósito. Os resultados dos testes mecânicos e clínicos mostraram que as duas fases dos cristais de vidro, usadas como reforço apresentaram o dobro da resistência tranversa das cerâmicas convencionais. Coroas de jaqueta e pônticos construídos com esse tipo de cerâmica alumínica apresentaram aumento considerável nas propriedades mecânicas. Além disso, o uso de uma camada de cerâmica alumínica determinou maior resistência em relação às cerâmicas convencionais. Técnicas têm sido desenvolvidas para a construção de pônticos, nos quais o ouro podia ser fundido diretamente sobre o apoio da alumina. O resultado final apresentará coroas com forma e estética comparáveis com aquelas construídas pelos métodos convencionais. Além disso, apresentava resistência superior em relação às convencionais principalmente em função destas mostrarem baixa resistência à fratura sob carga de tração, podendo falhar devido às limitações impostas por suas propriedades, quando em uso na cavidade oral.

Segundo **NIELSEN**[48], em 1966, a fadiga é um tipo de falha considerada importante para certos tipos de restaurações dentais sujeitas a pequenas alterações de forças durante o processo mastigatório. Embora os fracassos não sejam muito freqüentes, alguns tipos de restaurações falham totalmente como resultado da fadiga, sem qualquer outro tipo de causa.

LEONE & FAIRHURST[35], em 1967, realizaram um estudo para verificar o efeito do agente de união e da atmosfera de queima na resistência de união das cerâmicas, determinando as propriedades de tração e compressão do metal após certos

tratamentos de queima. Para o teste de resistência à compressão e tração foram utilizadas amostras cilíndricas, confeccionadas adaptando-se a cerâmica sobre um fio posicionado dentro de um injetor T.D. 1925A. Uma pressão de 40 kg foi usada para obter uma condensação uniforme das amostras antes da queima. Os testes de compressão e tração foram realizados numa máquina Riehle, com velocidade de 0,05 polegadas/minuto. Os fios metálidos Ceramco n° 1 foram submetidos a vários tratamentos de aquecimento e ao teste de tração. Observaram que a queima em atmosfera com nitrogênio produzia uma superfície de cor marrom sobre o fio. Para determinar se existia qualquer efeito nas propriedades dos fios, diversas amostras foram seccionadas e preparadas para fotomicrografias, determinando o efeito do tratamento de aquecimento sobre a estrutura do grão. Os autores concluíram que as cerâmicas podiam apresentar fraturas internas quando submetidas a esforço de tração e compressão. A resistência de união variava com diferentes combinações da cerâmica e liga, enquanto a resistência de união da cerâmica às ligas de ouro aumentava significantemente na presença de oxigênio. Valores mínimos de resistência à tração foram obtidos nas amostras, aquecidas a 982° C, por 15 minutos e resfriadas. Valores máximos foram obtidos nas amostras aquecidas a 982° C, resfriadas no ar e então reaquecidas por 15 minutos a 538° C e resfriadas novamente. O reaquecimento das restaurações a 538° C por 15 minutos proporcionou propriedades físicas máximas.

MacCULLOCH[38], em 1968, foi o primeiro pesquisador a usar os vidros cerâmicos em Odontologia, baseando-se num processo de modelagem contínua do vidro para confeccionar dentes para dentadura. Além disso, sugeriu que seria possível fabricar coroas e restaurações através da centrifugação do vidro fundido.

SHERRIL & O'BRIEN[59], em 1974, compararam a resistência transversa das cerâmicas de alumina com a feldspática e o efeito da superfície rugosa em meio úmido. Corpos-de-prova retangulares foram submetidos ao teste de resistência transversa de 3 pontos a uma velocidade de 0,05 cm/min. Metade dos corpos-de-prova foram submetidos ao teste em água. A medida da rugosidade superficial foi realizada através do aparelho Analyzer. Os resultados mostraram que não houve diferença entre os dois tipos de

cerâmica alumínica 40,8 μm e Feldspática 44 μm. Com relação à resistência transversa, a cerâmica alumínica foi superior à feldspática. Os dois tipos de porcelana foram afetados quando o teste foi realizado em meio úmido. Corpos-de-prova testados em ambiente seco foram 27% mais resistentes do que aqueles imersos em água destilada.

SOUTHAN & JORGENSEN[61], em 1974, determinaram a fadiga estática de cerâmicas na presença de umidade e identificaram o limite de resistência. Trezentos discos com 2 mm de espessura por 10 mm de diâmetro foram confeccionados com a cerâmica Vita. Os corpos-de-prova foram submetidos a carga estática com 17,5 kgf por uma semana. A superfície da cerâmica também foi tratada quimicamente com nitrato de potássio para verificar se a mesma provocaria um aumento na resistência. O tratamento na superfície da cerâmica promoveu um aumento na resistência da cerâmica de 32,58 kgf em relação à não tratada de 20,98 kgf. Cem por cento dos corpos-de-prova submetidos a uma carga de 17,75 kgf falharam em uma semana. A carga de 12,5 kgf aplicada por uma semana sobre corpos-de-prova foi limite de resistência para o material. A capacidade da cerâmica dental de suportar uma carga estática em água diminuiu com o aumento da aplicação da carga. A fadiga estática sobre a cerâmica dental na presença de umidade, num determinado tempo, pode ser prejudicial para o material.

McLEAN & SCED[40], em 1976, desenvolveram um método através do qual se unia a cerâmica dental aluminizada a um casquete de lâmina de platina, recoberto com uma película fina de estanho. O objetivo desse tipo de restauração foi melhorar a estética, pela substituição do núcleo metálico espesso por uma lâmina de platina fina, permitindo, um espaço maior para a cerâmica aluminizada no casquete de platina. A ligação da cerâmica foi assegurada por um processo eletrolítico, que recobria a lâmina de platina com uma película fina de estanho. Após isso, ela era levada a um forno para oxidação tornando-se, assim, uma película continua de óxido de estanho, necessária para a união com a cerâmica. Essa lâmina tratada reduzia a porosidade subsuperficial e as microfraturas na cerâmica, além de aumentar a resistência da restauração. Segundo os autores, a união da cerâmica com ligas preciosas e ligas que não contêm oxidação podia

ser melhorada pela cobertura do metal com uma camada fina de metal oxidável. O potencial de cobertura pesquisado com o estanho, índio e possivelmente o zinco apresentava-se suficiente para aplicação dental. O estanho estabeleceu profundidade e espessura de cobertura ótima numa média de 0,2 a 2,0 µm. Em função disso, uma boa união foi obtida quando a platina foi coberta com 0,2-2,0 µm de estanho antes da queima da cerâmica.

JONES[29], em 1977, relatou que todas as cerâmicas dentais tendiam a falhar durante uma tensão crítica na ordem de 0,1%, e qualquer aumento na resistência podia somente ser alcançado com o aumento do módulo de elasticidade, ou pela eliminação de defeitos (poros e trincas) da superfície das cerâmicas dentais.

RILEY[55], em 1977, fez descrição do desenho e da espessura das restaurações em cerâmica. Segundo o autor, a estrutura metálica deve ser confeccionada para permitir uma saúde gengival boa e uma adequada espessura da cerâmica permitindo melhor estética e adequada resistência à deformação. A espessura de uma peça torna-se muito importante, pois pequenas variações nas dimensões podem acarretar diminuição na resistência, ou seja, afetar a durabilidade da restauração no meio bucal.

OILO[49], em 1978, avaliou a adaptação de coroas fixadas com diferentes tipos de cimentos para esmalte, dentina e material restaurador. Coroas metálicas foram fixadas nos dentes com cada tipo de cimento (fosfato de zinco, policarboxilato, EBA e resina composta). Após a fixação o conjunto foi armazenado por 24 horas a 100% de umidade relativa. Decorrido esse tempo o conjunto foi cortado no sentido perpendicular e lixado com carbeto de silício (400 e 600) e polido com óxido de alumínio (0,05 µm). Réplicas das superfícies polidas foram confeccionadas usando silcona (Xantopren) e analisadas em um stereo microscópio e posteriormente em MEV. De acordo com os resultados em MEV, fendas ocorreram em todos os corpos-de-prova cemento/interface-dente e cemento/interface-dente-liga ou ambos. O cimento resinoso apresentou fendas somente na interface dente/cimento. O fosfato de zinco e o EBA apresentaram fendas nas duas

interfaces. O cimento de policarboxilato foi o cimento que mostrou boa adaptação ao esmalte e dentina deixando espaço na interface liga/cimento. Além disso, os agentes de cimentação apresentam baixas propriedades de umedecimento e, após a presa, eles podem contrair e ser removidos da restauração e do dente através da interface, dente/restauração, principalmente quando estão imersos em ambiente úmido.

Segundo a **AMERICAN SOCIETY FOR TESTING MATERIALS**[01], em 1979, a fadiga mecânica é um processo progressivo, localizado permanentemente na estrutura da cerâmica e ocorre em materiais sujeitos às condições de tensões flutuantes, em locais que podem resultar em fendas ou fratura completa, após um número suficiente de flutuações (oscilações).

BROWN & SORENSEN[08], em 1979, verificaram a resistência à compressão em corpos-de-prova da cerâmica (Vitadur N) obtidas em modelo de aço com 8 mm de diâmetro por 4 mm de altura. Um grupo foi submetido ao grazeamento a 940°C, por três minutos e o outro grupo foi preparado para o ensaio químico, por imersão durante quatro horas e meia a 550, 600 e 650°C, com nitrato de potássio fundido. Em função das coroas de cerâmica Vitadur apresentarem maior resistência à fratura, decidiu-se que o teste de resistência das coroas e restaurações parciais fixas seria confeccionado sob as seguintes condições: 1 - remoção da folha de platina; 2 – corpos-de-prova com folha de platina; 3 - folha de platina com cobertura de óxido de estanho; 4 - endurecimento pelo calor; 5 - resistência química. Vinte corpos-de-prova foram fixados no troquel de aço e armazenados a 37°C, por uma hora, sendo em seguida, posicionados num ângulo de 70°, sendo aplicada uma carga de compressão numa máquina de ensaio universal (Instron), equipada com uma ponta em forma de V, numa velocidade de 0,5 mm/minuto, até ocorrer a ruptura. Os autores emitiram as seguintes conclusões: havia suficiente evidência que coroas feitas com cerâmica alumínica apresentavam resistência suficiente para suportar forças de oclusão no meio bucal, porém existiam partes frágeis nas restaurações, como o corpo e a porção incisal, porque continham menos material alumínico. As restaurações deveriam ser confeccionadas usando a máxima quantidade de material cerâmico nas

regiões onde a alumina estava em menor quantidade, pois caso contrário, não iriam suportar os esforços no meio bucal, principalmente de tração, pois as cerâmicas apresentam baixa resistência à tração.

JONES[30], em 1983, relatou que as coroas de cerâmica sofriam fadiga estática, devido à tensão dependente da reação entre o vapor de água e o defeito na superfície das coroas de cerâmica. Isso provocava um aumento dos defeitos, seguido por propagação de falhas espontâneas. Por essa razão, as fraturas podiam ocorrer com níveis de carga oclusal baixos. Isto podia explicar porque pacientes reclamavam que suas coroas fraturavam quando somente estavam comendo pão.

MICHALSKE & FREIMAN[44], em 1983, relataram que a degradação da cerâmica em meio aquoso pode ser causada pela tensão de corrosão, envolvendo o crescimento de pequenas falhas já existentes dentro da cerâmica.

DE LONG et al.[16], em 1984, avaliaram a corrosão por fadiga na união entre ligas de Ni-Cr e cerâmica. Foram utilizadas 4 ligas de Ni-Cr e 1 ouro paladio. Um total de 130 corpos-de-prova foram confeccionados para os 5 tipos de ligas. Corpos-de-prova com 10 mm de diâmetro externo foram confeccionados no centro de uma barra com as ligas com 3,2 mm de diâmetro por 45 mm de comprimento. Os corpos-de-prova foram submetidos a 4 diferentes tipos de teste: corrosão- fadiga, corrosão, fadiga e controle. Todos os corpos-de-prova, com exceção do grupo controle, foram imersos em saliva artificial circulante a 37°C. Corpos-de-prova utilizados somente para o teste de fadiga foram imersos em água destilada. A corrosão foi acelerada por uma potência de 500 mV para o teste de corrosão de fadiga. Os corpos-de-prova para o teste de fadiga foram submetidos a uma força variando entre 5 e 45 libras com 200 Hz para 10^6 ciclos. Após os ensaios, os autores emitiram as seguintes conclusões: 1 – nenhuma diferença estatística foi encontrada entre o grupo controle, corrosão, fadiga somente e corrosão-fadiga; 2 - o teste corrosão-fadiga não afetou a união da cerâmica-metal sob as condições presentes

neste estudo; 3 – nenhuma diferença estatística foi encontrada nas cerâmicas submetidas à fadiga (seco) e em (saliva artificial).

PHILP & BRUKL[53], em 1984, compararam a resistência à compressão de coroas de cerâmica alumínica, coroas com folha de platina e coroas Cerestone, fixadas em troquéis de policarboxilato (Drefw Plastic), com a forma de tronco de cone, com diâmetros de 5,1 mm na base menor e 8,1 mm na base maior e uma altura de 7 mm, mantendo uma angulagem de 2,5°. Em seguida, os moldes dos troquéis foram preenchidos com resina epoxi (Coors Biomedical) para a Cerestone e revestimento (Unitek) para as coroas alumínica e folha de platina. Para os modelos Cerestone foi aplicada uma camada de separador Tefron e para as outras coroas foi aplicada uma folha de platina. Uma camada uniforme de material para o coping e a cerâmica foi obtida com um 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 foi utilizada uma lâmina com espessura uniforme para o coping de 0,5 mm e realizava-se a queima num forno. Posteriormente, uma segunda lâmina, a qual proporcionava uma escultura da coroa com espessura de parede axial de 1,0 mm e a queima foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante. Após a confecção, os corpos-de-prova foram fixadas nos troquéis de policarboxilato com cimento de fosfato de zinco (Mizzy) de acordo com a especificação n° 8 da A.D.A..Inicialmente, uma pressão digital foi realizada, e imediatamente uma carga de 5 Kg foi aplicada por 10 minutos. Em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em água à temperatura ambiente por 48 horas. Decorridas 48 horas, os corpos-de-prova foram submetidas ao ensaio de compressão utilizando uma máquina de ensaio universal Instron a uma velocidade de 1 mm/min., equipada com uma ponta esférica de 12,7 mm de diâmetro. Os autores concluíram que as coroas Cerestone apresentaram alta resistência à compressão, mas não eram estatisticamente diferentes das coroas convencionais; as coroas com folha de platina apresentaram menor resistência do que as Cerestone e convencional; e a espessura de parede padronizada neste estudo não afetou significantemente a carga de fratura das coroas de cerâmicas.

JONES[31], em 1985, faz um relato do desenvolvimento das cerâmicas dentais. Algumas das mais importantes datas cronológicas do desenvolvimento das cerâmicas dentais foram mencionadas no trabalho, como o desenvolvimento de dentes artificiais de cerâmicas, coroas metalocerâmicas confeccionadas com ligas de ouro e folha de platina. A cerâmica dental começou a ser utilizada de uma forma mais freqüente entre os anos 50 e 60, devido ao desenvolvimento do preparo do dente usando instrumentos de alta rotação, combinado com a introdução de novos materiais de moldagem. Isso proporcionou um aumento no uso da cerâmica dental como material restaurador. O autor relatou que o desenvolvimento das cerâmicas continuaria nos anos oitenta com a introdução de novas cerâmicas de baixa fusão e de vidro.

MORENA et al.[45], em 1986, determinaram as falhas de três cerâmicas dentais feldspática, alumínica e uma com grãos finos (material de corpo polycristalino) utilizando um teste mecânico. Foram confeccionados corpos-de-prova com 15 mm de diâmetro por 2 mm de espessura, submetidos ao polimento até ficar com as dimensões finais de 12,5 mm de diâmetro por 1 mm de espessura. Uma tensão constante de flexão bi-axial foi aplicada sobre as amostras utilizando uma máquina (Model TT-B, Instron Corp., MA), a qual possuía um pistão cilíndrico com uma ponta esférica de 1,6 mm de diâmetro. As três cerâmicas foram mantidas em água destilada a 37 ± 0,5°C, para simular o meio oral e, além disso, a cerâmica feldspática foi armazenada em saliva artificial. Após os testes, observaram que valores diferentes de resistência foram obtidos para os três tipos de cerâmica armazenadas em água, indicando que esses materiais comportaram-se de maneira diferente, em relação ao meio aquoso, o qual tinha influência no aumento de falhas e na degradação mecânica. Diferentes valores de resistência foram obtidos para as três cerâmicas: feldspática 13 MPa, alumínica 42,1 MPa e grãos finos 95,2 MPa. Nenhuma diferença foi encontrada para a cerâmica feldspática com relação ao meio de armazenagem. Segundo o autor, a vida média em água a 37°C, mostrou que o fracasso por fadiga num período de cinco anos ocorria com os corpos-de-prova da cerâmica feldspática, antevendo o que poderia ocorrer no meio oral, sendo que as falhas podiam ocorrer devido às limitações de suas propriedades, quando submetidas a esforços no meio

bucal. Pouca probabilidade de fracasso foi notada para as cerâmicas de grãos finos. A cerâmica alumínica era intermediária entre os dois materiais, com relação à probabilidade de fracasso.

BRUKL & OCAMPO[09], em 1987, compararam a resistência à compressão de finas lâminas de ouro (20 a 40 µm) Renaissance e da metalocerâmica Will-Ceram (Willians Gold Company). Trinta troquéis simulando pré-molar foram confeccionados com policarbonato (Drew Plastic Milford). Moldes desses troquéis foram feitos com silicona (Mirror - Sybron/Kerr), posteriormente vazados com revestimento (Ranson & Randolph, Ohio). As lâminas Renaissance foram recortadas em forma de guarda-chuva e adaptadas no troquel de revestimento por meio de uma pressão hidráulica, tomando a forma de um casquete metálico. Por sua vez, o casquete metálico foi confeccionado com a liga metálica Will-Ceram (Willians Gold Company) pelo processo da cera perdida. Posteriormente, foi aplicado a cerâmica Will-Ceram (Willians Gold Company), sobre os casquetes. Em seguida, os corpos-de-prova foram fixados no troquel de policarbonato usando cimento de fosfato de zinco (Fleck's) e armazenados em água à temperatura ambiente por 24 horas, quando foram submetidos ao teste de resistência à compressão, numa máquina de ensaio universal Instron (Instron Corp., Mass), equipada com uma ponta esférica com 12,7 mm de diâmetro posicionada no centro do corpo-de-prova, a uma velocidade de 1,0 mm/min.. Os autores emitíram as seguintes conclusões: 1 - a resistência à compressão das coroas metalocerâmicas (1895 N) foi estatisticamente maior do que a das coroas com folha metálica Renaissance (1060 N); 2 - a resistência à compressão das coroas confeccionadas com a folha Renaissance parecia ser adequada para resistir às forças de mastigação na cavidade oral.

HONDRUM[26], em 1988, avaliou a resistência à fratura de coroas confeccionadas com "coping" de óxido de magnésio e óxido de alumínio. Foi utilizado um troquel metálico de aço inoxidável simulando pré-molar superior. Inicialmente, esse troquel foi moldado com silicona de adição (Mirror 3), posteriormente essas impressões foram vazadas com resina epóxica (Epoxy Dent) obtendo-se quarenta troquéis, os quais foram

moldados com polissulfeto (Permlastic) e vazados com revestimento (Silky-Rock) de alta resistência. Uma folha de platina com 0,001" (Willians Gold Refining) foi adaptada em cada um dos quarenta modelos de trabalho. Esses modelos foram divididos em quatro grupos de dez corpos-de-prova: grupo 1 e 2 - coroa com "coping" de óxido de magnésio e grupos 3 e 4, coroa com "coping" de óxido de alumínio. Posteriormente, sobre os "copings" foram confeccionadas as coroas com as cerâmicas (Ceramco Vacuum Porcelain para "copings" de óxido de magnésio e Vitadur para os "copings" de óxido de alumínio). As coroas do grupo 2 e 4 foram glazeadas internamente, enquanto as do grupo 1 e 3 permaneceram com a folha de platina internamente. Após a confecção, todas as coroas foram medidas em quatro diferentes pontos laterais e na oclusal, para verificar se elas apresentavam as mesmas medidas. Posteriormente, as coroas foram fixadas sobre os troquéis de resina epoxi com o cimento de fosfato de zinco (Modern Tenacin, Dentsply) utilizando um pressão de 5 Kg , por 10 minutos. Decorrido esse tempo, a carga foi removida e o corpo-de-prova foi mantido por mais 10 minutos em temperatura ambiente, sendo em seguida colocado em água à temperatura ambiente, por 24 horas. Posteriormente, as coroas foram submetidas a uma carga de compressão na superfície oclusal a 2 mm da parede axial externa, em uma máquina de ensaio universal Instron (Model TT, BM) equipada com uma ponta triangular, a uma velocidade de 1 mm/min. até a ruptura dos corpos-de-prova. O autor concluiu que as coroas com "coping" de óxido de alumínio e magnésio com folha de platina apresentaram resistência à compressão superior em relação as coroas dos grupos que foram submetidos ao glazeamento. Além disso, segundo o autor, a inabilidade de preencher completamente o espaço entre a coroa e o dente se constitui num problema de transferência de tensões. Pode ser que uma fina camada de cimento, característica de melhor adaptação da coroa, possa ser mais relevante para a resistência das coroas de porcelana, do que a própria resistência relativa dos materiais

HONDRUM & O'BRIEN[27], em 1988, verificaram se os dados MOR poderiam ser extrapolados para a resistência das coroas dentais e se o magnésio poderia ser utilizado como corpo das restaurações de cerâmica dental. Corpos-de-prova foram construídos sobre um troquel metálico. As coroas de alumina e magnésio foram

construídos usando técnicas diferentes. Em dois grupos de coroas, a folha de platina foi removida da matriz; em dois grupos a folha permaneceu e em dois grupos a superfície interna do corpo foi glazeada após a remoção da folha. Após a confecção, as medidas dos corpos-de-prova foram verificadas utilizando um micrômetro e, em seguida, submetidas ao teste de fratura diametral utilizando uma máquina de ensaio universal Instron (modelo TT - BM, Mass) a uma velocidade de 1 mm/min. até a fratura dos corpos-de-prova. Os autores emitiram as seguintes conclusões: quando ensaiadas diametralmente, as coroas construídas com óxido de magnésio foram 50% mais resistentes à fratura do que as coroas de cerâmica convencional com corpo de alumina ou magnésio, e 45% mais resistentes à fratura do que as coroas com folha de platina. A maior resistência das coroas de magnésio glazeadas internamente se deve à teoria de que a porosidade da coroa de magnésio permite que ocorra a penetração do glaze. O glaze então reage com o corpo do material para uma adicional cristalização. A diferença entre o corpo de magnésio e alumina parece ser a porosidade do material e a habilidade do magnésio em absorver o glaze artificial, pois caso contrário, a resistência seria pequena.

McINNES-LEDOUX et al.[43] , em 1989, avaliaram a resistência de união de três cimentos de ionômero de vidro e um cimento resinoso para as coroas Dicor tratadas e não tratadas. Quarenta corpos-de-prova em forma de discos da cerâmica foram divididos em três grupos: (1 – 3) - fixados com os três cimentos de ionômero de vidro; grupo (4) – condicionamento ácido, silano e cimento resinoso. Setenta discos em esmalte foram divididos em sete grupos: (1-3) - nenhum condicionamento e fixação com cimento de ionômero de vidro; grupo (4-7) - condicionamento e fixação com cimento de ionômero de vidro e cimento resinoso. Setenta discos de dentina foram divididos em sete grupos; (1-4) - fixação com cimento de ionômero de vidro e cimento resinoso; (5-7) - pré-condicionamento com ácido poliacrílico e fixação com cimento de ionômero de vidro. Todos os corpos-de-prova foram armazenados por 24 horas a 37°C. Decorrido esse tempo, os corpos-de-prova foram submetidos a uma carga de compressão na interface a uma uma velocidade de 0,05 cm/min. As médias de resistência de união promovida pelo cimento resinoso, em MN/m^2 foram de 9,4 para a cerâmica Dicor e de 10,7 para esmalte, significantemente maiores do

que as coroas Dicor fixadas com o cimento de ionômero de vidro (0,8-1,2) e esmalte (0,4-0,9). O pré-condicionamento da dentina aumentou significantemente a resistência de união para os cimentos de ionômero de vidro. A média de resistência de união para o cimento resinoso em dentina não tratada foi de 4,3, sendo significantemente maior do que para o cimento de ionômero de vidro e dentina não tratada (1-1,7) e dentina precondicionada (2,1-3,3).

WOHLWEND et al.[67], em 1989, fizeram uma revisão sobre algumas cerâmicas dentais (metalocerâmicas, Dicor, Cerestone e a Hi-Ceram) com relação a construção, adaptação marginal e estética. Segundo os autores, para se obter um adequado prognóstico é necessário desenvolver um material cerâmico com alta resistência flexural e maior flexibilidade. Além disso, novas técnicas são também necessárias para tornar esses sistemas mais práticos. Muitos esforços têm sido feitos para melhorar o desenvolvimento de técnicas e materiais para o procedimento de fixação das coroas de cerâmica. As coroas metalocerâmicas não serão substituídas num futuro próximo, tornando-se necessário o seu aperfeiçoamento com relação à adaptação marginal e à estética. A seleção correta de cor das metalocerâmicas é ainda um dos procedimentos mais difíceis e muitos esforços têm sido feitos com a finalidade de melhorar a estética do material.

Segundo **ANDERSON et al.**[02], em 1990, aproximadamente 90% de todos os fracassos mecânicos são causados por fadiga. A fadiga é um modo de fratura que ocorre nos materias após serem submetidos a repetidas cargas. As falhas por fadiga são iniciadas por falhas microscópicas que se desenvolvem em áreas onde ocorrerem concentrações de tensões ou ao redor dessa área. Com o passar do tempo essas falhas tomam um tamanho crítico e falhas catastróficas ocorrem no material.

DIETSCHI et al.[17], em 1990, estudaram a resistência à fratura de cerâmicas fixadas em dentes naturais e avaliaram a influência do óxido de alumínio incorporado nas inlays; e a influência de 2 cimentos. Foram confeccionados 10 inlays para cada tipo de

cerâmica (Vitadur N, Vitadur N + óxido de alumínio e Ceramco Veneer) e cada tipo de cimento resinoso (Dicor), ionômero de vidro (Aqua-cem) e grupo controle (dente natural). Após a confecção, os inlays foram fixados nos dentes com os respectivos cimentos e posteriormente armazenados a 37°C por 24 horas com 100% de umidade relativa. Decorrido esse tempo, o conjunto dente-inlay e dente (hígido) foram submetidos ao teste de resistência à fratura em uma máquina de ensaio universal (Instron) a uma velocidade de 1 mm/min. até a completa fratura. A resistência à fratura para as cerâmicas foram 362 kgf para o dente natural; 273,5 kgf Vitadur N com óxido de alumínio fixado com cimento resinoso, 206,1 kgf Vitadur N fixado com cimento resinoso, 169,5 kgf Ceramco II fixado com cimento resinoso; 158,2 kgf Vitadur N fixado com cimento de ionômero de vidro, 145,5 kgf Ceramco II fixado com ionômero de vidro. Os inlays fixados com cimento resinoso parecem resistir melhor à fratura do que aqueles fixados com ionômero de vidro, embora nenhuma diferença estatística fosse encontrada para os inlays fixados com os dois tipos de cimento. Uma diferença estatística foi observada com a Ceramco II fixada com Aqua-Cem e Vitadur N fixada com cimento resinoso. As diferenças na resistência à fratura pode ser atribuída não somente ao material restaurador, mas também à superior característica físico-química do cimento resinoso. Além disso, os resultados confirmaram que a incorporação de óxido de alumínio na cerâmica podia aumentar a resistência da cerâmica.

DOYLE et al.[19], em 1990, compararam o efeito de diferentes formas de preparos na resistência à fratura da cerâmica Dicor. Seis pré-molares foram preparados da seguinte forma: Grupo 7 - ângulo de convergência 15°, com 1,2 mm de chanfro; Grupo 8 - ângulo de convergência 15°, ombro com 1,2 mm reto no ângulo axiogengival; Grupo 9 - ângulo de convergência 15°; com 0,8 mm de chanfro; Grupo 10 - ângulo de convergência 5°, ombro com 1,2 mm reto no ângulo axiogengival; Grupo 11 - ângulo de convergência 5°, com 1,2 mm de chanfro; Grupo 12 - ângulo de convergência 5°, com 1,2 mm de chanfro; metaloceramica com ângulo de convergência de 5°, ombro 1,2 mm e com chanfros proximal e lingual de 0,8 mm; todos os grupos foram submetidos a uma redução oclusal de 2 mm. Os preparos foram realizados em metal. Dez coroas totais Dicor foram preparadas

para cada tipo de preparo e doze coroas totais foram preparadas em metaloceramicas (controle). Cada coroa foi fixada no troquel de metal com cimento de fosfato de zinco e armazenada, por 24 horas a 37° C, em um umidificador. Uma carga oclusal utilizando uma barra com uma esfera de aço com 1/8" de diâmetro foi aplicada sobre as amostras em uma máquina Instron (Instron Model 1123, Mass) a uma velocidade de 0,5 mm/min. até ocorrer à fratura de cada amostra. Os autores emitiram as seguintes conclusões: os grupos 10, 11 e 12 com ângulo de convergência 5° apresentaram respectivamente resultados de 51,96 Kg; 48,43 Kg e 42,76 Kg, significantemente menores do que dos grupos 7, 8 e 9, com ângulo de convergência 15° (54,07 Kg; 53,02 Kg e 56,20 Kg); as coroas metalocerâmicas apresentaram resultados significantemente maiores (247,45 Kg) do que todas as coroas Dicor, sendo que o maior valor de resistência foi de 56,2 Kg para o grupo 9. Os autores relataram que a complexidade do tipo de preparo podia proporcionar diferentes tipos de fraturas nas coroas totais de cerâmica.

FLIENDLANDER et al.[22], em 1990, compararam diferentes tipos de preparos confeccionados em pré-molares superiores e seus efeitos com relação à resistência das coroas totais Dicor e metalocerâmica. Sete pré-molares foram preparados da seguinte forma:grupo I - ângulo de convergência 20°, ombro com 1,2 mm arredondado no ângulo axiogengival; grupo II - ângulo de convergência 20°C, ombro com 1,2 mm reto no ângulo axiogengival; grupo III - semelhante ao grupo I, somente com ângulo de convergência de 10°; grupo IV - semelhante ao grupo II, somente com ângulo de convergência de 10°; grupo V - ângulo de convergência 10°, com chanfro de 0,8 mm; metalocerâmica com ângulo de convergência de 5°, ombro 1,2 mm e com chanfros proximal e lingual de 0,8 mm; todos os grupos foram submetidos a uma redução oclusal de 2 mm. Os preparos foram realizados em metal. Doze coroas totais Dicor foram preparadas para cada tipo de preparo e doze coroas totais foram preparadas em metalocerâmicas. Cada coroa foi fixada no troquel de metal com cimento de fosfato de zinco e armazenada, por 24 horas a 37°C, em um umidificador antes dos testes. Uma carga oclusal utilizando uma barra com uma esfera de aço com 1/8" de diâmetro foi aplicada sobre os corpos-de-prova em uma máquina instron (Instron Model 1123, Mass) a uma velocidade de 0,5 mm/min. até ocorrer

a fratura de cada corpo-de-prova. Os autores emitiram as seguintes conclusões: os dentes preparados com ombro de 1,2 mm reto, e 10° de oclusal total de convergência proporcionaram maior resistência para as coroas Dicor (88,6 Kg). A menor resistência foi encontrada com 0,8 mm de chanfro (66,8 Kg). As restaurações metalocerâmicas foram significantemente mais resistentes (247,45 Kg) do que as coroas Dicor de (88,6 Kg). O grupo I apresentou 79,50 Kg; grupo II - 75,30 Kg; grupo III - 73,50 Kg; grupo IV - 88,60 Kg; grupo V - 70,55 Kg; grupo VI - 66,85 Kg e metalocerâmica 247,45 Kg. Os autores relataram que a complexidade do tipo de preparo podia proporcionar diferentes tipos de fraturas nas coroas totais de cerâmica.

KELLY et al.[33], em 1990, estudaram as falhas clínicas ocorridas em coroas totais (Dicor e Cerestone) através da fratura. Foram avaliadas sete coroas totais que apresentaram fracassos clínicos num período de 1 a 3 anos e cinco que apresentaram falhas durante a prova. Essas coroas foram limpas ultrassonicamente e desionizadas com água e acetona. Em seguida, foram observadas em microscopia eletrônica de varredura (SEM). Após análise das fotomicrografias os autores emitiram as seguintes conclusões. 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, indicando que esta superfície foi colocada sob maior tensão, 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 ou subsuperficial, originadas durante a fundição. Fracassos causados por defeitos na cerâmica Cerestone pareciam ser devido à porosidade introduzida durante a construção das coroas ou defeito microestrutural associado com a alta resistência do corpo do material.

SEGHI et al.[58], em 1990, realizaram um estudo comparando o módulo de ruptura (MOR) de vários tipos de materiais para coroas de cerâmica. Onze grupos de corpos-de-prova foram construídos para cada tipo de cerâmica, a seguir: I - Cerinate; II -

Ceramco II; III - Crystar; IV - VMK 68; V - Vitadur N- corpo; VI - Vitadur - dentina; VII - Mirage; VIII - Optec; IX - Dicor; X - Hi Ceram;e, XI - In Ceram, modificando-se o padrão original ISO para cerâmica. Após a confecção, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste flexural de três pontos em uma máquina para teste Universal. Após os testes, as cargas de fratura foram determinadas e o MOR calculado (MPa) para cada grupo, como sendo: I - 93,6 (12,8); II - 60,8 (5,2); III - 70 (7,6); IV - 65,5 (5,2); V - 24,8 (12,7); VI - 63,1 (9,6); VII - 70,3 (8,7); VIII - 105,3 (11,2); IX - 124,7 (18,7); X - 141,5 (18,7); e, XI - 446,4 (63,9). Os autores concluíram que a cerâmica In Ceram apresentava módulo de ruptura (MOR) significantemente maior que os outros materiais.

Segundo **LUDWIG**[37], em 1991, quando as cerâmicas eram submetidas a forças de tração, compressão e cisalhamento podiam ocorrer fraturas em função de defeitos microscópicos na superfície. A resistência da cerâmica tinha melhorado com o desenvolvimento de metalocerâmicas, porém algumas limitações eram impostas a este sistema. Um dos principais fatores era o estético, e a oxidação ou corrosão, resultantes da queima da liga durante a fundição, reduziam a sua compatibilidade tecidual. Nos últimos anos, um grande número de cerâmicas, como por exemplo Dicor e IPS-Empress, foi introduzido no mercado com bons resultados estéticos e melhoras nas propriedades mecânicas. Cristais de mica (Dicor) e leucita 24% em volume para a cerâmica (IPS-Empress) aumentaram a resistência mecânica dos materiais cerâmicos, bem como a opacidade. Em função disso, o autor desenvolveu um estudo avaliando a resistência à fratura de três tipos de coroas anteriores (coroa de jaqueta, Dicor e IPS Empress). Foi utilizado um troquel de aço inoxidável com a forma de um incisivo central, num dispositivo que permitia a confecção de coroas em cera, com idêntica forma e espessura para as coroas Dicor e IPS Empress, enquanto as coroas de jaqueta foram confeccionadas usando técnica convencional, de acordo com as recomendações do fabricante. A espessura das coroas foi verificada em 5 pontos definidos, usando um paquímetro com 0,01 mm de precisão. Após a confecção, as coroas de jaqueta e Dicor foram fixadas no troquel de aço com cimento de fosfato de zinco e o IPS Empress com Ivoclar Dual Cement. A resistência das coroas à fratura foi avaliada usando o aparelho hidráulico controlado eletronicamente.

Seis corpos-de-prova de cada porcelana foram submetidos a uma carga de compressão com o troquel posicionado verticalmente ao plano horizontal. Os outros seis corpos-de-prova foram submetidos com o troquel inclinado a 30° em relação ao plano. Os resultados mostraram que, para os corpos-de-prova inclinados a 30°, a maior medida foi obtida com o sistema IPS Empress (335 N), seguido pela Dicor (253,7 N) e coroa de jaqueta (179,5 N). Com o troquel posicionado verticalmente ao plano horizontal, o maior valor foi também obtido com o sistema IPS Empress (2180N), seguido pela Dicor (1583N) e coroa de jaqueta (545N). Com base nesses resultados, o autor concluiu que o sistema IPS Empress apresentava alta resistência à fratura para ambos os testes quando comparado com a Dicor e coroa de jaqueta.

McLEAN[41], em 1991, fez um relato sobre a ciência e a arte das cerâmicas dentais. As cerâmicas eram um grupo de materiais que apresentavam resistência à corrosão, abrasão e ácidos fortes, propriedades já observadas no século 18. Hoje, as novas cerâmicas estão sendo indicadas em substituição às restaurações metalocerâmicas. Entretanto, esses materiais ainda têm suas limitações, como precisão, baixa resistência à fratura por tração, dificuldade em se obter uma 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 do que o esmalte dental e podem causar um 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 a longividade 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.

ANUSAVICE & HOJJATIE[04], em 1992, analisaram o efeito da posição da carga, espessura oclusal da cerâmica e falhas, módulo de elasticidade do cimento e vazios na camada do cimento sobre a tensão de stress desenvolvida em coroas confeccionadas

com cerâmicas de vidro quando cargas são aplicadas. Dois tipos de modelos para coroas cerâmicas foram desenvolvidos: modelo I com raio de 0,45 mm para o ângulo da cúspide do dente e modelo II com 0,90 mm. A espessura para as coroas Dicor variou de 0,5 a 1,5 mm, e a camada de cimento foi padronizada em 0,05 mm. Uma força com carga de 600 N foi aplicada diretamente sobre a cúspide ou perpendicularmente à superfície oclusal das coroas fixadas com o cimento resinoso e fosfato de zinco. Para determinar falhas na cerâmica e vazios no cimento durante o stress, um espaço cônico com 0,05 mm de diâmetro por 0,05 mm e um entalhe circular a 1,3 mm da região central foi efetuado no modelo. Um espaço confinado dentro da região oclusal da camada de cimento foi incluído em alguns casos. Para a cerâmica com 0,5 mm de espessura e uma carga vertical aplicada a uma distância de 1,3 mm do vértice axial, a tensão máxima foi de 100 MPa para a coroa com falhas e vazios, 87 MPa para as coroas com nenhuma falha e vazio e 75 MPa para as coroas com falhas e vazios. Para a cerâmica com 1,5 mm de espessura com falhas e vazios a tensão de stress diminuiu para 22 MPa. Quando a carga de 600N se concentrou no centro da região oclusal, a tensão máxima na coroa com falhas e sem vazios foi aumentada para 325 MPa. Para as condições analisadas neste estudo espaços grandes e falhas na região oclusal para as coroas com 0,5 mm de espessura deveriam ser evitadas. Essa espessura de 0,5 mm, a presença de defeitos largos e vazios nos cimentos ao longo da região oclusal na superfície interna da coroa para molares representam mecanismo em potencial para o fracasso. Segundo os autores, o aparente aumento na resistência à fratura de coroas fixadas com cimento resinoso com menor módulo de elasticidade do que o cimento de fosfato de zinco pode resultar em função de 3 fatores: 1 – redução do stress associado ao aumento do ângulo de curvatura das cúspides e falhas nas superfícies das cerâmicas pelo tratamento com o condicionamento ácido; 2 – redução do stress na curvatura das cúspides ou falhas pelo preenchimento dessas falhas com o silano e cimento resinoso; 3 – diminuição na resistência ao longo da superfície interna das coroas em função da química de união entre o cimento, coroa e preparo do dente. Além disso, a tensão concentrava-se na superfície interna dos corpos-de-prova que apresentavam falhas e vazios, enquanto a tensão na área maginal foi relativamente baixa e homogênea.

DONG et al.[18], em 1992, realizaram um estudo para determinar se o tratamento de queima afetava a resistência flexural da cerâmica IPS-Empress (Ivoclar-Vivadent). Foram confeccionadas coroas totais (anteriores e posteriores) e inlays. Após a confecção, os corpos-de-prova foram divididos em cinco grupos e comparados com o lingote da cerâmica enviado pelo fabricante, da seguinte forma: grupo 1 - lingote puro; 2 - lingote com pressão e queima; 3 - lingote com pressão e queima "veneer"; 4 - pressão normal de queima; 5 - simulando uma queima "veneer"; 6 - queima glaze e "veneer"; 7 - queima cor e glaze; 8 - simulando queima "veneer", cor e glaze. Em seguida, foram submetidos ao teste de resistência flexural. O teste de três pontos foi executado numa máquina de ensaio universal RM 50 (Schenck - trebel, Germany) a uma velocidade de 0,5 mm/min., obtendo os seguintes resultados: grupo 1 - 74 MPa; 2 - 91 MPa; 3 - 82 MPa; 4 - 126 MPa; 5 - 182 MPa; 6 - 175 MPa; 7 - 159 MPa; 8 - 171 MPa. Os autores emitiram as seguintes conclusões: a pressão de aquecimento sobre o lingote recebido do fabricante melhorou a resistência do material de 74 para 126 MPa; os tratamentos nas superfícies dos corpos-de-prova simulando queima ("veneer", cor e glaze) aumentaram a resistência de 160 para 182 MPa; e o aquecimento na ausência de pressão não teve nenhum efeito sobre a resistência da cerâmica.

FAIRHURST[20], em 1992, relatou que devido à grande disponibilidade de cerâmicas e técnicas, o atual interesse pelo uso e pesquisas das cerâmicas na Odontologia tem crescido rapidamente nos últimos anos, com a finalidade de avaliar a melhora na resistência e na estética .

KANG et al.[32], em 1992, compararam a resistência à fratura de três tipos de cerâmica dental (In ceram, metalocerâmica e IPS Empress) fixadas com cimento resinoso dual. O corpo das coroas metalocerâmicas foram confeccionados com espessura de 0,5 mm e as In ceram com 1, 0 mm. Dispositivos foram usados para padronizar a confecção dos corpos e das coroas completas, com porcelana. Após fixação e armazenagem as coroas foram submetidas ao ensaio de resistência à compressão numa máquina de ensaio universal (Instron) até ocorrer fratura. Os resultados mostraram que as coroas

metalocerâmicas (2734,8 N) apresentaram resultados estatisticamente superiores em relação as coroas In ceram (1479,9 N) e IPS Empress (761,1 N). As coroas In ceram foram estatisticamente superiores as coroas IPS Empress.

PROBSTER[54], em 1992, estudou a resistência à compressão das cerâmicas In Ceram, IPS- Empress Paint-on e Empress Layring Technique. Um troquel metálico de cobalto-cromo com ombro com 1 mm de largura, simulando um incisivo central superior foi utilizado como padrão. Foram obtidas impressões dos troquéis metálicos usando o Provil (Bayer) e posteriormente esses moldes foram preenchidos com gesso Vel-Mix tipo IV. Para as coroas In Ceram foi aplicada uma camada do espaçador (Vita) sobre o modelo de gesso e obteve-se um molde com silicona por adição (Addisil-Siladent-Technik, Germany), o qual foi preenchido com revestimento In Ceram. O processo de confecção dos corpos-de-prova In Ceram, IPS-Empress Paint-on e Empress Layring Technique foi de acordo com as recomendações dos fabricantes. O sistema IPS-Empress paint-on 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 controlados com um paquímetro digital. Em seguida, os padrões de cera foram incluídos com revestimentos aglutinados por fosfato. A cera foi eliminada num forno a 850°C e a cerâmica foi injetada no molde de revestimento, dentro do forno sob pressão. Após o resfriamento, as coroas foram removidas do revestimento, ajustadas no modelo de gesso e aplicadas duas camadas de opaco e uma camada do glazer. Para a técnica Empress Layring Technique, as coroas foram aquecidas e prensadas como no processo anterior. As coroas foram ajustadas com as dimensões de 0,6 mm na parte labial e 0,7 mm na palatina com auxílio de uma broca cilíndrica de diamante. Os "copings" foram preenchidos com uma camada de cerâmica Empress para criar uma forma final adequada, de maneira similar às coroas In Ceram. As coroas metalocerâmicas de níquel-cromo (Wiron 88, Germany) e Vita VMK 68 (Vita) foram usadas como grupo controle. Após a confecção, os corpos-de-prova foram fixados sobre o troquel metálico de cobalto-cromo usando cimento de fosfato de zindo (Harvard Cement, Germany). Trinta minutos após a cimentação, as coroas de cerâmica foram submetidas ao ensaio de resistência à compressão numa 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 0,5 mm/minuto. O autor concluiu que: a resistência média de fratura da cerâmica In Ceram foi de 964 N; a Empress com a técnica paint-on apresentou uma resistência média de 814 N e a IPS Empress Venner 750 N; as metalocerâmicas tiveram uma fratura média de 1494 N; e as coroas totais de ambos os sistemas apresentaram suficientes valores de resistência para serem usadas clinicamente. Segundo Kolber & Ludwig e Sonnenburg et al., a força máxima de mordida entre os dentes antagonistas pode variar entre 245 a 540 N.

SCHERRER & RYJK[56], em 1992, avaliaram a resistência à fratura de coroas cerâmicas com três diferentes comprimentos (somente a oclusal, metade do comprimento do dente e comprimento total do dente). Todos os preparos simulando um terceiro molar foram realizados em Ivorine (Columbia Dentoform), com motor de alta rotação. Posteriormente, cada preparo foi moldado com silicona por adição (Express, 3M), e sobre os moldes foram confeccionados réplicas dos três tipos de preparo em resina acrílica (Paragon Denture Resin, Ohio). Em seguida, foram aplicadas sobre os preparos duas camadas de espaçador e confeccionados trinta corpos-de-prova para cada tipo de cerâmica (Ceramco, Dicor e In Ceram). Após a confecção, os corpos-de-prova foram fixados sobre os troquéis com cimento dual (Dicor Light - Actived Cement) fotopolimerizado por 100 segundos. Durante o procedimento de polimerização foi aplicada uma pressão digital sobre os corpos-de-prova como recomendado pelo fabricante. Em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em ambiente seco à temperatura ambiente, por 24 horas. Decorridas as 24 horas, as amostras foram submetidas a uma carga de compressão em uma máquina Instron (Modelo 1125, Mass) a uma velocidade de 0,5 m/min., usando uma esfera de aço com 12,7 mm de diâmetro, que contactava a superfície oclusal em três pontos distintos. O padrão de cada fratura foi fotografado usando um microscópio estereoscópico (Nikon SMZ 10, Japan). Os autores emitiram as seguintes conclusões: a resistência à fratura aumentou significantemente com o aumento do comprimento da coroa para todos os materiais; e a resistência à fratura para às coroas In Ceram foi superior em relação as coroas Dicor e Ceramco em todos os comprimentos.

ANUSAVICE[03], em 1993, fez uma revisão sobre o desenvolvimento das cerâmicas, desde a introdução das coroas de jaqueta no início do século (1903) até os sistemas CAD-CAM utilizados atualmente na confecção de inlays e onlays. Relatou que as coroas metalocerâmicas foram inicialmente desenvolvidas em 1962, por Weinstein, utilizando ouro. Em 1965, foi introduzida a cerâmica alumínica. No início dos anos setenta surgiram as cerâmicas de vidro, porém, as mesmas não apresentavam resistência satisfatória. Outro tipo de cerâmica foi lançada (Feldspática) apresentando uma resistência moderada. Um sistema de coroa alumínica infiltrada com vidro foi lançada recentemente apresentando alta resistência flexural. Os sistemas atuais compreendem os dispositivos para a confecção de cerâmicas inlay e onlay (CAD-CAM). Segundo o autor, o sucesso das cerâmicas e restaurações metalocerâmicas dependia do tipo de material e da técnica de confecção. Desde que a primeira jaqueta de cerâmica foi introduzida em 1903, muitos materiais novos têm sido lançados com o objetivo de melhorar a estética e aumentar a resistência.

BUITHIEU & NATHANSON[10], em 1993, avaliaram a resistência à fratura da cerâmica Dicor (Dentsply) usando cimentos de ionômero de vidro convencionais (A - Ketac Cem - ESPE; B - Chelon-Silver - ESPE; C - Fuji II - GC) e ionômeros resinosos (D - Vitrebond - 3M; E - Geristone - Dent. Mat.; F - Variglass - Caulk e G - Fuji II LC - GC). Corpos-de-prova de cerâmica medindo 12 x 5 x 1 mm foram preparados seccionando blocos Dicor MGC. Esses corpos-de-prova eram: 1 - colocados um sobre o outro sem cimento e 2 - colocando cimento entre os dois corpos-de-prova. Todos os corpos-de-prova foram submetidos ao teste flexural de três pontos em uma máquina Instron com uma carga contínua até ocorrer a fratura. Após realizar os testes, os autores obtiveram os seguintes resultados com e sem cimento: A - 3,17 e 2,17; B - 6,49 e 6,51; C - 5,92 e 5,72; D - 9, 33 e 7,69; E - 10,12 e 12,36; F - 10,25 e 10,33;e , G - 13,1 e 11,16 (Kg). Os autores emitiram as seguintes conclusões: a resistência da cerâmica Dicor MGC foi significantemente maior com os cimentos de ionômero de vidro resinosos (Grupos D, E, F e G) do que com os cimentos de ionômero de vidro convencionais (Grupo A, B e C); e o uso da base aumentou a resistência à fratura significantemente nos grupos D e G. Os novos cimentos de

ionômero de vidro resinosos proporcionaram um aumento na resistência da cerâmica Dicor MGC quando comparados com os cimentos de ionômero de vidro convencional.

DELLA BONA[14], em 1993, relatou que as cerâmicas odontológicas geralmente falham devido à evolução dos defeitos microscópicos de superfície, que se formam durante todo o processo de confecção da restauração ou mesmo resultantes do impacto mastigatório. As fraturas dos vidros e das cerâmicas são iniciadas, geralmente, por tensões de tração, que se propagam, preferencialmente, a partir dos defeitos (porosidades) da superfície.

FAIRHURST et al.[21], em 1993, avaliaram os parâmetros de fadiga dinâmica de uma cerâmica experimental, usando modelos de cerâmica confeccionados com 60% de um componente e 40% de outros três componentes, de acordo com a patente de WEINSTEIN (1962). Trezentos corpos-de-prova com 1 mm de espessura foram submetidos ao teste de resistência à flexão biaxial, em água a 37°C, usando seis taxas de tensões:100; 10; 1,0; 0,1; 0,01 e 0,001 MPa/Seg.. Os resultados obtidos nesse estudo em água foram:70,7; 63,8; 52,5; 50,4 e 47,5 MPa/Seg. e a seco 96,9 MPa/Seg.. Os autores concluíram que a resistência à fratura das cerâmicas diminuiu quando ensaiada em água, em relação ao ambiente seco.

GREY, PIDDOCK E WILSON[23], em 1993, avaliaram a resistência à fratura de coroas convencionais e de um novo sistema de cerâmica. Foram utilizados doze troquéis de latão simulando preparo em pré-molar. Um total de trinta e três coroas foram confeccionadas, sendo onze do tipo alumínica (Vitadur N, Vita), onze metalocerâmica (Vita VMK, Vita) e onze In Ceram (Vita). Um espaçador foi utilizado para verificar as dimensões dos "copings". As coroas alumínicas e metalocerâmicas foram fabricadas de acordo com as recomendações dos fabricantes, pelo método convencional. Para as coroas de cerâmica In Ceram, inicialmente os troquéis de latão foram moldados com uma silicona de adição Provil (Bayer AG). Em seguida, os moldes foram preenchidos com revestimento apropriado In Ceram. Foi aplicado o espaçador e construídas as coroas In Ceram (Vita) de

acordo com as recomendações do fabricante. Após a confecção, os corpos-de-prova foram fixados nos troquéis de latão utilizando cimento de fosfato de zinco com uma pressão digital (a espessura do cimento variou de 95 µm para a metalocerâmica; 154 µm para a alumínica e 123 µm para a In Ceram). Após dez minutos, o excesso de cimento foi removido e as coroas foram submetidas a uma carga de fratura (na região central) usando uma máquina de teste Howden (RDP - Howden Ltda, UK) a uma velocidade de 0,5 mm/min.. Realizados os testes, foram obtidos os seguintes resultados: cerâmica alumínica 916 ± 121 (N), com fratura em direção ao centro da cerâmica; metalocerâmica 1557 ± 362 (N), com fratura da cerâmica na interface metal/óxido; e In Ceram 1609 ± 459 (N), seis corpos-de-prova falharam e quatro permaneceram intactos. Os autores emitiram a seguinte conclusão: a média de resistência à fratura da cerâmica alumínica In Ceram foi significantemente maior que a cerâmica alumínica ($p<0,0001$), mas não foi estatisticamente diferente da metalocerâmica.

BERNAL et al.[06], em 1993, realizaram um estudo verificando se diferentes cimentos produziam variações na resistência das restaurações com cerâmicas, e se o uso do cimento resinoso neutralizava o efeito negativo de certos términos de preparos para coroas totais. Cento e cinco primeiros molares superiores foram preparados para coroas totais com cinco diferentes formas de término, e os moldes obtidos preenchidos com gesso (Prima Rock, KY). Sobre os moldes de gesso foram aplicadas duas camadas de espaçador com espessura de 35 a 50 µm. Em seguida, foram aplicadas duas camadas da cerâmica Dicor (D-C3) e obtidas coroas totais de acordo com as recomendações do fabricante. Quinze coroas feitas com término em ombro arredondado (0,3 mm) foram fixadas usando cada um dos três cimentos, a seguir: fosfato de zinco (Fleck's, NJ); ionômero de vidro (Fuji I, AZ); e cimento resinoso ativado por luz (Dicor, Dentsply). Para determinar se o cimento resinoso poderia neutralizar o efeito negativo de certos términos de preparos, as coroas adicionais foram fixadas usando o cimento resinoso sobre o preparo dos dentes com cada tipo de término (A- ombro com 0,5 mm de arredondamento; B - ombro com 0,3 mm de arredondamento; C - ombro reto 90°; D - ângulo vertente com 135°; E - ombro com entalhe axiogengival com 0,4 mm). As coroas fixadas foram

colocadas num umidificador a 37°C, por 7 dias; e então submetidas a 2500 ciclos térmicos entre as temperaturas de 7°C e 43°C, com intervalos de trinta segundos a cada temperatura. Após a ciclagem, os corpos-de-prova foram estocados a 37°C com 100% de umidade relativa por uma semana. Em seguida, as amostras foram colocadas num dispositivo especialmente fabricado para este estudo, onde as coroas foram alinhadas de tal maneira que a esfera de aço com 6 mm de diâmetro da máquina Instron tocasse em três pontos distintos da coroa. As coroas foram submetidas a uma carga de fratura a uma velocidade de 1 mm/min. numa máquina de ensaio universal Instron (Modelo 1123, MA). As restaurações fixadas com cimento resinoso (Dicor) apresentaram uma resistência à fratura de (142,73 Kg), superior àqueles usando o cimento de ionômero de vidro (104,80 Kg) e o fosfato de zinco (93,33 Kg), porém não houve diferença nos valores de resistência para os cinco tipos de preparos usando o cimento resinoso Dicor ativado por luz (A - 129,13 Kg; B - 142,73 Kg; C - 145,20 Kg; D - 148,47 Kg; E - 141 Kg). Os autores emitiram as seguintes conclusões: as coroas Dicor fixadas com o cimento resinoso apresentaram resultados estatisticamente superiores em relação às fixadas com ionômero de vidro e fosfato de zinco; as variações nos tipos de preparos não produziram significantes diferenças na resistência das restaurações quando foi usado o cimento resinoso (Dicor).

MAcCORMICK et al.[39], em 1993, compararam a resistência de coroas totais confeccionadas com cerâmicas Hi-Ceram e Dicor com dentes hígidos e determinaram o efeito que vários cimentos podiam ter sobre os valores de resistência à compressão. Sessenta pré-molares superiores foram incluídos em uma base de resina acrílica (Formatray, Kerr) que permitia um exato posicionamento dos corpos-de-prova para os testes. Foram realizadas moldagens iniciais do conjunto com o polivinil siloxano (Exaflex, Whip-Mix). Após esse procedimento, os dentes foram preparados para coroa total e moldados com silicona por adição (Express, 3M Dental). Em seguida, os moldes foram preenchidos com gesso pedra (Silky Rock). Após a presa do gesso, foi aplicado sobre o preparo da coroa um espaçador (JM Ney), proporcionando um espaço para o cimento de 50 µm. Posteriormente, foram confeccionadas trinta coroas Hi-Ceram e trinta Dicor de acordo com as recomendações do fabricante. Em seguida, as coroas foram fixadas sobre

os preparos usando o cimento de fosfato de zinco (Fleck's, Mizzy), ionômero de vidro (Ketac Cem, ESPE) e o cimento resinoso autopolimerizável (Biomer, Dentsply). Vinte corpos-de-prova (10 Dicor e 10 Hi-Ceram) foram fixados com cada tipo de cimento e mantidos com uma carga estática de 6 libras até a presa dos cimentos. Antes dos testes, os corpos-de-prova foram armazenados, por 24 horas, em umidade relativa de 100%. Posteriormente, o conjunto foi posicionado numa máquina Instron (Modelo 35, Instron Coorp.) com uma esfera de aço com 5/32" de diâmetro posicionada no centro de cada corpo-de-prova e submetido ao teste a uma velocidade de 0,02 polegada/minuto até ocorrer a fratura. Após os testes, foram obtidos os seguintes resultados: com relação à resistência à fratura da coroa e cimento (Hi-Ceram 37,73 ± 31,6 kg; Dicor 74,50 ± 34,2 kg; e dente natural 85,45 ± 80,5 kg). Os resultados médios dos cimentos para a cerâmica Dicor fixada com (fosfato de zinco 69,96 kg; Ketac Cem 70,50 kg; Biomer 83,59 kg) e para a cerâmica Hi-Ceram (31,51; 37,1 e 44,59 kg). As coroas Dicor fixadas com o cimento resinoso Biomer apresentaram valores numéricos superiores às fixadas com o ionômero de vidro e fosfato de zinco.

SCHERRER & RIJK[57], em 1993, avaliaram a resistência à fratura de coroas de cerâmicas em função do comprimento e o módulo de elasticidade do troquel. Os materiais escolhidos para os troquéis foram resina composta, com módulos de elasticidade de 9,4 e 14 GPa e resina polimetilmetacrilato com 3 GPa. Os preparos foram confeccionados em molares de Ivorine (Dentoform, OH), com redução de 1,5 mm na superfície oclusal mantendo um ângulo de 150° entre a superfície oclusal e lingual. Após a redução oclusal, o modelo foi duplicado. Em seguida, um preparo completo foi realizado em um dos modelos, sendo que o ângulo das paredes axiais ficaram com aproximadamente 6°. Esse modelo também foi duplicado para se obter os troquéis com resinas (Paragon, Herculite XR e uma experimental). Posteriormente, os troquéis foram submetidos a uma moldagem e preenchidos com o revestimento à base de fosfato (Polyvest, Whip-Mix). Após a confecção dos modelos de revestimento, foram construidas as coroas de cerâmica utilizando a cerâmica feldspática Ceramco (Ceramco, Johnson & Johnson, NJ). Um total de 10 tipos de coroas foram feitas com cada tipo de troquel e

preparo totalizando 60 amostras. Após a confecção, as coroas foram fixadas sobre os troquéis de resina com o cimento Dicor Light Activated Cementation Kit (Dentsply, PA). As coroas foram mantidas em posição com uma pressão digital, como recomendado pelo fabricante, enquanto cada superfície foi polimerizada por 20 segundos. O conjunto foi mantido em temperatura ambiente , por 24 horas, antes do teste de fratura. Decorridas essas 24 horas, os corpos-de-prova foram submetidos a uma carga de compressão utilizando uma Instron (Modelo 1125, MA) usando uma esfera de aço com 12,7 mm de diâmetro em contato com a superfície oclusal em três pontos bem definidos da coroa, a uma velocidade de 0,5 mm/min.. Os autores emitíram as seguintes conclusões: 1 - a resistência à fratura das coroas totais das cerâmicas dependia do módulo de elasticidade do material de suporte; 2 - a carga de fratura das restaurações de cerâmica não foi significantemente afetada pelo comprimento da coroa quando o material de suporte tinha módulo de elasticidade de 14 GPa, mas foi significantemente afetada quando o material de suporte tinha módulo de elasticidade menor do que 9 GPa.

WHITE[65], em 1993, relatou que as cerâmicas são conhecidas por sofrer fadiga estática química na presença de umidade em temperatura ambiente, entretanto desconhecia-se que as cerâmicas sofriam fadiga mecânica. Recentemente, demonstrou-se a existência de fadiga cíclica induzida mecanicamente na cerâmica feldspática, sob condições ambiente. A taxa de crescimento (dc/dN) foi consistente com o Paris Law, o qual era baixo em função da taxa de tensão aplicada intensivamente (^{o}K) controlando o fenômeno de fadiga mecânica. Um expoente Paris (m) de ordem 4, e constante C de ordem 2×10^{-6} foi calculado. Segundo o autor, a susceptibilidade da cerâmica dental para fadiga mecânica e a possibilidade de interação entre a fadiga estática química e mecânica deviam ser estudadas.

MEYERS et al.[47], em 1994, determinaram as características da tensão de corrosão de fadiga da cerâmica feldspática Optec-hsp (Jeneric - Pentron, CT) usando o teste de fadiga dinâmica. Cento e vinte corpos-de-prova com 12 mm de diâmetro por 1,4 mm de espessura foram confeccionadas, segundo recomendações do fabricante. Vinte

amostras foram submetidas ao teste de resistência inerte a 100 MPa/s, enquanto as demais foram divididas em grupos de vinte para a taxa de tensão de (100; 10; 1,0; 0,1; 0,01 MPa/s), em água. Os testes foram executados num banho com água destilada circulando à temperatura de 37 ± 0,5°C. O teste de resistência inerte foi realizado a 100 MPa/s. Os corpos-de-prova foram aquecidos por 16 horas a 1100 °C e imersos em óleo, o qual tinha sido aquecido previamente a 110°C. Os corpos-de-prova foram estocados nesse óleo antes do teste, utilizando um dessecador. Posteriormente, após um determinado tempo antes do teste, os corpos-de-prova foram imersos em óleo a 37°C. O teste de fadiga dinâmico foi medido usando o teste de resistência flexural biaxial, num banho de água circulante, em uma máquina de ensaio Universal Servomecanica Instron (Instron, Canton, MA). Os corpos-de-prova foram submetidos a uma carga dinâmica multipla e uma taxa de tensão constante. Antes do teste, as dimensões individuais de cada corpo-de-prova foram colocados num programa, o qual se calculava a carga específica, para proporcionar uma taxa de tensão adequada para cada corpo-de-prova. Para obter a curva do tempo de vida da Optec porcelain, os valores médios de resistência em meio úmido foram calculados por meio de uma equação matemática. Após realizar os testes, foram obtidos os seguintes resultados para o meio úmido (100MPa/Seg. - 116,8 MPa; 10 MPa/Seg. - 110 MPa; 1 MPa/Seg. - 96,2 MPa; 0,1 MPa/Seg. - 89,3 MPa; 0,01 MPa/Seg. - 83,6 MPa) e em meio inerte (100 MPa/Seg. - 167,9 MPa). Análise de regressão linear da carga de fratura pelo tempo de falha foi realizada para se obter os parâmetros de fadiga. Observou-se susceptibilidade à tensão de corrosão de fadiga quando ensaiada em água. O valor médio de resistência à fadiga para a cerâmica Optec-hsp foi de 98,3 MPa em meio úmido.

YOSHINARI & DERAND[68], em 1994, avaliaram a resistência de coroas cerâmicas sob condições de pré-carga cíclica sob atmosfera aquosa. Três elementos foram estudados: a influência da pré-carga na resistência da cerâmica alumínica convencional (Vita Dur, Vita); influência do agente cimentante na resistência do mesmo material; e a resistência de outros tipos de cerâmica (Vita In Ceram; Vita Alpha; Dicor e IPS-Empress). A cerâmica In Ceram apresenta em sua composição uma quantidade de aproximadamente 85% de cristais de óxido de alumínio. Troquéis com dimensões do pré-

molar foram confecionados utilizando dentes bovinos. Em seguida, moldagens desses dentes foram feitas com silicona por adição (Provil-Bayer, Germany). Sobre os moldes foram construídos modelos de resina epoxy (Epoxy-Die, Ivoclar) e gesso (Velmix-Kerr). O processo de queima das cerâmicas foi de acordo com as recomendações dos fabricantes para cada tipo de cerâmica. Após a confecção dos corpos-de-prova os mesmos foram fixados nos preparos dos dentes bovinos utilizando (Ketac-Cem - ESPE; Scotchbond MP - 3M; Scotch Prime - 3M e Variolink - Vivadent). Para o cimento de fosfato de zinco (De Trey), metade dos corpos-de-prova foi fixada nos dentes bovinos e a outra metade nos modelos de resina epoxy, pois o modelo de resina epóxica tinha sido pré-determinado no estudo piloto (não ocorreu nenhuma diferença na resistência à fratura entre os dentes bovinos e os de resina epoxy, pois ambos têm aproximadamente o mesmo módulo de elasticidade). Em seguida, todos os corpos-de-prova foram armazenados, por 24 horas, em água destilada antes do teste. Decorridas essas 24 horas, os corpose-de-prova foram submetidos ao teste mecânico da seguinte forma: a - coroa Vita-Dur N foi dividida em dois grupos (um grupo foi submetido a uma carga até que ocorresse a fratura e o outro grupo, juntamente com as demais, foi submetido à aplicação de uma pré-carga cíclica). Essa pré-carga cíclica foi aplicada com os corpos-de-prova inclinados 10° por 10.000 ciclos. Uma carga mínima de 30 N e uma máxima de 300 N foram aplicadas de modo sinozoidal a 1 HZ. Todos os corpos-de-prova foram estocados em água destilada durante a pré-carga por 1 e 7 dias antes do teste mecânico. Os corpos-de-prova montados foram inclinados de 10°. Uma carga foi aplicada na superfície oclusal dos corpos-de-prova, a uma velocidade de 0,225 mm/min., usando uma máquina para teste mecânico (Alwetron F1000, Sweden), com uma ponta esférica de aço com 4,8 mm de diâmetro. A fratura das coroas Vita-Dur N fixadas com vários materiais foram observadas usando um microscópio óptico (Olympus, Tokyo - Japan) e a superfície de fratura das coroas In Ceram foram observadas usando (MEV). Os autores emitiram as seguintes conclusões: a pré-carga cíclica diminuiu significantemente a resistência das coroas Vita-Dur N; a resistência à fratura das coroas Vita-Dur N melhorou quando elas foram fixadas com o Ketac Cem ou o cimento resinoso;a média de resistência à fratura da cerâmica Vita Alpha foi de 1022 N; a média da resistência à fratura das coroas de cerâmica fixadas usando o cimento de fosfato de zinco e após a

pré-carga cíclica em água destilada foi (Vita-Dur N - 770 N; Vita In Ceram - 1060 N; Dicor - 840 N; IPS Empress - 891 N). Os valores de resistência da cerâmica In Ceram foram estatisticamente superiores em relação a IPS Empress , Dicor e Vita Dur N. As coroas cerâmica In Ceram fraturaram de duas maneiras: fraturas completas 1276 (207) N e fratura da cerâmica com o "coping" permanecendo intacto 808 (292) N. Segundo aos autores, falhas podem ocorrer devido a presença de microdefeitos dentro do material ou a degradação em meio aquoso, em função da tensão de corrosão.

MYERS et al.[46], em 1994, determinaram os parâmetros de fadiga para o sistema IPS Empress (Ivoclar). Cento e vinte corpos-de-prova com 12 mm de diâmetro por 1,4 mm de espessura foram confeccionados, segundo recomendações do fabricante. Vinte corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência inerte a 100 MPa/Seg., enquanto os demais foram divididos em grupos de vinte para as taxas de tensão (100; 10; 1,0; 0,1; 0,01 MPa/s) em água. Os testes de fadiga foram executados num banho com água destilada circulando à temperatura de 37 ±5 °C. O teste de resistência inerte foi realizado a 100 MPa/s. Os corpos-de-prova foram aquecidos por 16 horas a 110°C. Os corpos-de-prova permaneceram armazenados em óleo antes do teste utilizando um dessecador; posteriormente, um determinado tempo antes dos testes, os corpos-de-prova foram imersos em óleo a 37°C. Usando as dimensões dos corpos-de-prova, um programa software calculava a carga específica para proporcionar uma taxa de tensão adequada para cada corpo-de-prova. Os testes de fadiga foram realizados usando um teste de flexão biaxial numa máquina de ensaio universal Servomecanica instron (Instron, Canton - MA). A resistência estava diretamente relacionada com o tamanho da fratura após determinado tempo para o crescimento da fratura. Essas fraturas podiam ocorrer devido a esforços complexos a que estavam sujeitas no meio bucal (como intensidade e duração da carga oclusal durante o tempo de vida do material). Após os testes, foram obtidos os seguintes resultados: para o meio úmido (100MPa/Seg. - 95,5 MPa; 10 MPa/Seg. - 92,4 MPa; 1 MPa/Seg. - 85,4 MPa; 0,1 MPa/Seg. - 75 MPa; 0,01 MPa/Seg. - 72,8 MPa) e o meio inerte "seco" (100 MPa/Seg. - 135,7 MPa). A media de resistência à fratura para o teste inerte foi de 135,6 MPa. Análises de regressão linear da carga de fratura pelo tempo de falha foram

realizadas para obter os parâmetros de fadiga. Para o sistema IPS - Empress o valor médio foi de 83,8 MPa (1,3). Segundo os autores, as cerâmicas podiam fracassar devido às limitações impostas por suas propriedades, como resultado do esforço complexo (intensidade e duração da carga oclusal) durante o seu tempo de vida no meio bucal.

BACCETTI et al.[05] em 1994, avaliaram a resistência à fratura de três tipos de coroas totais cerâmicas (Dicor, Hi - Ceram e In Ceram) e compararam com as metalocerâmicas. Sete corpos-de-prova foram confeccionados para cada tipo de material. Para minimizar a variação da forma da coroa (dimensão e espessura), os corpos-de-prova foram confeccionados usando o padrão da Universidade de Michigan que controlava a espessura simétrica de todas os corpos-de-prova. Um troquel de aço inoxidável simulando um pré-molar foi utilizado como padrão. Os corpos-de-prova foram confeccionados com uma subestrutura de 0,5 mm de espessura para cada tipo de material e 1,5 mm de coroa total com a cerâmica Vitadur N. As coroas metalocerâmicas (920 - Vita VMK 68) foram confeccionadas com as mesmas medidas. Após a confecção, os corpos-de-prova foram examinados internamente e externamente com um estereomicroscópio (Model PM - 10M, Olympus Optical, Tokyo, Japan) para verificar possíveis falhas, caso estas ocorresem, os corpos-de-prova seriam descartados. Após a confecção, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência à fratura numa máquina Instron (Canton - MA) a uma velocidade de 1,0 mm/min.. Duas chapas de latão foram usadas, uma em cima e a outra embaixo do corpo-de-prova, para distribuir melhor o contato e tentar evitar a concentração de tensão. A tensão foi medida no momento da fratura. Com base nos resultados, os autores concluíram que todas as coroas metalocerâmicas apresentaram uma resistência à fratura significantemente maior do que a Hi - Ceram ou Dicor, não diferindo da In Ceram. As coroas Dicor, Hi - Ceram e In Ceram apresentaram diversas fraturas, independente dos valores de resistência da carga, enquanto as coroas metalocerâmicas apresentaram fraturas somente na camada da cerâmica. A alta resistência da In Ceram pode ser devido ao corpo da In Ceram, livre de bolhas, apresentar uma estrutura homogênea. Isso ocorre, em função dos vazios ou falhas, serem quase que completamente eliminados durante o processo de infiltração do vidro.

Segundo **VAN NOORT**[63], em 1994, a condutibilidade térmica e o coeficiente de expansão térmica das cerâmicas eram muito similares aos da estrutura dentária, com isso, ocorria o favorecimento do prognóstico clínico das restaurações. A condutibilidade térmica em cal/cm/seg/°K da sílica era de aproximadamente 0,003, enquanto que da dentina e do esmalte de 0,0015 e 0,0022. A prata apresentava 0,98 e a água 0,0014. Com relação ao coeficiente de expansão térmica (CET), a cerâmica apresentava um valor em ppm/°C ou 10^{-6} /°C e a cerâmica à base de Mg 14,5 , enquanto o esmalte apresenta um valor de 12 e a dentina 14. As restaurações de ionômero de vidro 8, resina composta 20-55, selante oclusal 80 e amálgama de prata aproximadamente ± 25. Apesar da alta resistência à compressão (350-550 MPa), as cerâmicas apresentavam baixa resistência às tensões de tração (21-40 MPa) e eram desprovidas de qualquer resistência à fratura.

CLARK et al.[11], em 1995, estudaram o efeito da ventilação, cimentos e resistência à compressão de coroas de cerâmica Dicor. Caninos foram confeccionados sobre modelo Ivorine. Em 30 caninos foram confeccionados canal de ventilação na oclusal e 30 permaneceram intactos. As 60 coroas foram divididas em grupos de 10 da seguinte forma: grupo 1 – Coroas fixadas com cimento resinoso; grupo 2 – Coroas com canal de ventilação fixadas com cimento resinoso; grupo 3 – Coroas fixadas com cimento de ionômero de vidro; grupo 4 – Coroas com ventilação fixadas com cimento de ionômero de vidro; grupo 5 – Coroas fixadas com cimento de fosfato de zinco; grupo 6 – Coroas com ventilação fixadas com cimento de fosfato de zinco. As coroas foram fixadas no preparo e três medidas foram feitas tomando como referência a cúspide do canino. Após as medidas, as coroas foram submetidas a uma carga de compressão numa Instron a uma velocidade de 0,5 mm/min. As medidas foram comparadas pelo teste estatístico de Student's. Nenhuma diferença estatística foi encontrada para o teste de resistência à compressão para coroas que receberam o canal de ventilação e as não ventiladas fixadas com diferentes cimentos sob as condições desse estudo. Algumas variáveis podem afetar a resistência à fratura como composição do modelo, configuração e anatomia da coroa e métodos de cargas. As coroas fixadas com o cimento resinoso exibiram melhor ajuste do que as fixadas com o cimento de ionômero de vidro e fosfato de zinco. O cimento de

fosfato de zinco comprometeu o selamento das coroas. A combinação de fatores como espessura, sulco, lubrificação ou contração pode explicar melhora no selamento com o cimento resinoso. O selamento foi melhor em coroas ventiladas do que as não ventiladas para os três tipos de cimento.

WISKOTT; NICHOLLS; BELSER[66], em 1995, fizeram uma revisão sobre fracassos em próteses provocados por fadiga. Segundo os autores, a fadiga era provocada pelo desenvolvimento de microfalhas em áreas onde ocorriam concentrações de tensões. Com a carga atuando continuamente, as falhas fundiam formando fissuras maiores, as quais provocavam um enfraquecimento do material. Fracassos catastróficos ocorriam quando o ciclo da carga final excedia a capacidade mecânica do material. De acordo com os autores, a formação da curva de tensões (S-n) podia ser descrita de três maneiras. Primeiro - 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; portanto, causando deformação plástica. Como as cerâmicas tinham pouco ou nenhuma capacidade para deformação plástica, testes deste tipo eram de uso limitado para restaurações cerâmicas. Segundo - limitado ciclo de fadiga, a tensão era aplicada além do limite elástico do material para ciclos de fadiga entre (10.000 a 10.000.000). O regime de teste no qual fracassos ocorriam acima de 10.000 ciclos podia 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 podiam ser considerados como úteis. Terceiro – ilimitado, acima de 10.000.000 ciclos era indicado para testes em indústrias, considerado ideal para materiais dentários. Observaram que, se o regime de carga estava sendo empregado sobre materiais dentários em clínicas, fracassos deveriam ocorrer somente mais do que 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. Os autores colocaram que as evidências indicavam que a maioria das fraturas ocorria em estruturas de próteses após um período de muitos anos.

DELLA BONA[15], em 1996, faz uma breve revisão da literatura a respeito de alguns aspectos que envolviam a ciência e a arte das cerâmicas odontológicas, incluindo a evolução histórica, composição, propriedades mecânicas e físicas, novas tecnologias e as últimas técnicas restauradoras que usam cerâmicas. Para o autor, a estabilidade química, alta resistência à compressão, estética excelente e durável, biocompatibilidade com os mais baixos índices de aderência de placa eram algumas das características incomparáveis das cerâmicas odontológicas, além disso, apresentavam condutibilidade térmica e coeficiente de expansão térmica próxima da estrutura do dente.

PHILLIPS[52], em 1996, relatou que as cerâmicas apresentavam propriedades estéticas satisfatórias como baixa condutibilidade térmica (próxima da estrutura do dente), baixa difusibilidade térmica e baixa condutibilidade elétrica. As falhas que ocorriam normalmente nas cerâmicas eram em função das ranhuras presentes nas superfícies do material. Essas falhas comportavam-se como valas profundas, cujas extremidades eram tão estreitas quanto os espaços entre os átomos do material. Um fenômeno conhecido como concentração de tensões, e que ocorria nas extremidades dessas valas provocava o acúmulo localizado de tensões, fazendo com que aquela tensão teórica que o material deveria apresentar fosse atingida quando o material era carregado com valores muito baixos de tensões médias. Quando a resistência teórica do material era superada na extremidade da vala, as uniões entre os átomos naquele ponto eram quebradas. Como as fendas se propagavam através do material, a concentração de tensões era mantida, na extremidade da fenda, até que ela se movia através da totalidade do material. Este fenômeno de concentração de tensões explicava como os materiais podiam falhar quando solicitados por tensões muito abaixo daquelas que correspondiam a sua resistência esperada. O comportamento frágil da cerâmica e sua baixa resistência à tração, comparados com aqueles previstos era devido à união entre os átomos e podiam ser entendidos ao considerar-se a concentração de tensões ao redor da superfície daquelas falhas. Como as cerâmicas tendiam a não apresentar, como os metais, um mecanismo de escoar sem fraturar-se, as frinchas podiam propagar-se no corpo da cerâmica, mesmo que a média de indução de tensões fosse de baixa magnitude. Como resultado, as cerâmicas e

os vidros tinham uma resistência à tração que era muito mais baixa que sua resistência à compressão quando submetidos a esforços no meio bucal. As cerâmicas sofreram uma evolução muito grande durante o tempo e principalmente nos últimos anos como: as coroas metalocerâmicas, "coping" confeccionados com folha de platina, coroa de cerâmica de vidro, cerâmica reforçada com leucite, cerâmica de vidro injetada no molde (confeccionada utilizando a técnica da cera perdida), sistema CAD-CAM, cerâmica veneers, inlays, onlays, dentes de cerâmica e as cerâmicas altamente resistentes não apresentando contração no casquete (a cerâmica alumínica é infiltrada com vidro após a primeira queima), as restaurações metalocerâmicas (Reinaissance - utilizando folhas finas de ouro para confecção da parte metálica). A In Ceram é um exemplo de cerâmica infiltrada com vidro. A cerâmica alumínica era infiltrada com vidro a 1120°C, por 4 horas, para eliminar porosidade e fortalecer a estrutura. O processo de sinterização inicial do corpo da alumina produzia uma diminuição mínima do volume, porque o tempo e a temperatura eram suficientes somente para promover união entre as partículas nas áreas pequenas. A adaptação final era muito boa, porque ocorria pouca contração. A resistência flexural do material era de aproximadamente 450 MPa comparada com a resistência da Dicor, Optec HSP e IPS Empress 100 a 150 MPa. Antes da In Ceram ser introduzida, a cerâmica alumínica não tinha sido usada com sucesso para produzir próteses parciais, por causa da baixa resistência flexural e alta concentração de sinterização. As vantagens do material infiltrado com o vidro eram a alta resistência flexural e o excelente ajuste. As desvantagens incluíam a opacidade do "coping", inadequada para o ataque ácido convencional e necessitava de equipamento especial. Os procedimentos para produzir uma cerâmica In Ceram eram: após o preparo do dente, moldagem, preencher com gesso, aplicar o espaçador, moldar o modelo de gesso e preencher com revestimento (apropriado), aplicar a pasta de óxido de alumínio (Al_2O_3) no troquel de revestimento, levar ao forno adequado e manter, por 6 horas a 120° C para secar o (Al_2O_3) e, em seguida, elevar a temperatura até 1120° C e manter por mais 4 horas. Posteriormente, o vidro era aplicado e novamente levado ao forno, inicialmente a 200° C, por 30 minutos e, após, a 1100° C, por 4 horas, para permitir a infiltração do vidro. Após a queima o excesso do vidro era removido com uma broca de diamante. Após aplicação do óxido de alumínio

35-50 μm, era levado ao forno, por 10 minutos a 900° C. Em seguida, o corpo com dentina e esmalte era construído usando a cerâmica Vitadur Alpha à temperatura de 960°C, por 2 minutos a vácuo. Após ajuste da anatomia e da oclusão, acabamento e polimento, o glaze natural era aplicado e levado ao forno por 1,5 minutos a 940° C. Recentemente, outro tipo de cerâmica (Ceram Spinell - $MgAl_2O_4$) foi introduzido com a finalidade de substituir a In Ceram, proporcionando melhor translucência e estética em situações clínicas, apesar de possuir uma menor resistência flexural.

ZENG et al.[69], em 1996, avaliaram a resistência flexural usando o teste de três pontos, anel-anel, das cerâmicas In Ceram, IPS Empress e Procera All Ceram (alta quantidade de alumina). Vinte corpos-de-prova com 16,32 mm de diametro por 2,1 mm de espessura foram confeccionados para a cerâmica Procera All Ceram para os testes de flexão de 3 pontos e para o teste flexural biaxial do sobre anel-anel. Dez corpos-de-prova com 15,63 mm de diâmetro por 2 mm de espessura e dez com 1,97 mm de espessura foram confeccionados com a In Ceram; dez com 16,18 mm de diâmetro por 2 mm de espessura e dez com 1,6 mm de espessura foram confeccionados para a IPS Empress. Após a confecção, todos os corpos-de-prova foram submetidos ao acabamento com lixas d'água e polidas na politriz com pasta de diamante de 2 μm. Os testes foram efetuados em uma máquina de ensaio universal (Instron) à temperatura ambiente com unidade relativa de 40%. O teste de 3 pontos foi efetuado com uma carga de 0,5 N/Seg. como recomendado pela ISSO (6872, 1984). O teste flexural biaxial com anel-anel foi realizado a uma velocidade de 0,5 mm/min. de acordo com a ISO (ISO/DIS 6872, 1984). Os valores da fratura foram submetidos a equações de Timoshenko e Shetty e calculados em MPa. Os resultados obtidos para o teste de anel-anel disco foram de 699,4 MPa para Procera All Ceram; 450 MPa para In Ceram e 184,8 MPa para IPS Empress. Para o teste de 3 pontos Procera All Ceram 639,5 Mpa; In Ceram 439,2 e IPS Empress 104 MPa. De acordo com os resultados, ficou evidente que, sob as mesmas condições de testes, a cerâmica Procera All Ceram foi mais resistente do que IPS Empress e In Ceram. Segundo os autores, corpos-de-prova com alta quantidade de alumina sinterizada promoviam maior resistência. Corpos com alta resistência ofereciam muitas vantagens, incluindo a reduzida probabilidade de

fracassos por sobrecarga, bem como reduzida probabilidade de danos nas coroas durante a cimentação.

CORRER SOBRINHO et al.[13], em 1997, compararam a resistência à fratura de 3 tipos de cerâmica dental (In Ceram, OPC e IPS Empress) fixadas com cimento resinoso, fosfato de zinco e ionômero de vidro. Vinte coroas com 8 mm de diâmetro por 8,5 mm de altura foram confeccionadas para cada tipo de cerâmica. Dez coroas foram fixadas sobre o troquel de bronze com o cimento de fosfato de zinco, enquanto dez OPC e dez IPS Empress foram fixadas com cimento resinoso. Outros dez corpos-de-prova das cerâmicas (In Ceram, IPS Empress e OPC) foram fixadas com o cimento de ionômero de vidro (Fuji). O conjunto foi armazenado em água à temperatura de 23° C por 24 horas antes dos testes. Decorrido esse tempo, as coroas foram fraturadas numa máquina de ensaio universal (Instron) usando uma esfera de aço com 4 mm de diâmetro, que contactava o centro da superfície oclusal. As médias foram submetidas ao teste estatístico de Mann-Whitney e os resultados mostraram que: 1 - In Ceram fixadas com o cimento de fosfato de zinco foram estatisticamente superiores à IPS Empress fixada com o cimento resinoso ($p<0,05$), mas nenhuma diferença foi observada quando comparada com OPC fixada com cimento resinoso; 2 – Quando as três cerâmicas foram fixadas com o cimento de ionômero de vidro, In Ceram 2183 N foi significantemente mais resistente do que OPC 1814,5 N e IPS Empress 1609 N ($p<0,05$), OPC foi significantemente mais resistente do que IPS Empress ($p<0,05$).

GROTEN & PROBSTER[24], em 1997, avaliaram o efeito de diferentes tipos de cimentos sobre a resistência à fratura de coroas anteriores fixadas em troquéis de aço. Foram confeccionados cento e vinte corpos-de-prova da cerâmica IPS-Empress (Ivoclar, Vivadent) de acordo com as recomendações do fabricante. Essas coroas foram divididas em seis grupos de vinte corpos-de-prova e fixados com os seguintes cimentos: grupos A e B fosfato de zinco (Phosphocap - Ivoclar); grupos C e D ionômero de vidro (Ketac-Cem - ESPE); grupos E e F cimento resinoso (Dual Cement - Ivoclar). Os grupos A e C não receberam nenhum tipo de tratamento antes dos corpos-de-prova serem fixados nos

troquéis. Os grupos B, D, E e F foram submetidos ao condicionamento com ácido hidrofluorídrico por 60 segundos e silano por 40 segundos. A superficie silanizada foi posteriormente coberta com uma camada de agente resinoso, sendo que o excesso foi removido com ar. Em seguida, foi polimerizada com o aparelho Heliomat (Ivoclar) por 60 segundos. Os troquéis de aço do grupo F foram submetidos a um jateamento superficial com partículas de alumína de 110 µm. A superfície do preparo foi então coberta com silano (Rocatec - Sill) e bonding. Os corpos-de-prova foram armazenados à temperatura ambiente em meio seco, por 48 horas. Decorridas essas 48 horas, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência à fratura em uma máquina de ensaio universal ZWICK (1454, Germany) a uma velocidade de 0,5 mm/min.. A carga foi aplicada com o corpo-de-prova inclinado em 45° . Após realização dos testes, os seguintes resultados foram obtidos: grupo A - 294,3 N; grupo B - 282,5 N; grupo C - 217,2 N; grupo D - 255,4 N; grupo E - 382,2 N; e grupo F - 687,5 N. Os autores emitiram as seguintes conclusões: as coroas fixadas com cimento resinoso grupos E e F apresentaram resultados estatisticamente superiores ($P<0,01$) em relação às fixadas com os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro (grupos A, B, C e D); a resistência à fratura dobrou quando foi aplicado o "bonding" sobre a superfície do troquel de aço (grupo F); e o condicionamento da superfície interna das coroas (grupos A, B, C e D) não apresentou aumento na resistência à fratura com os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro.

Segundo **HOLLOWAY et al.**[25], em 1997, a técnica de dupla troca de íons mostrava um aumento na resistência das cerâmicas feldspáticas. Esse método envolvia uma primeira troca de íons sódio e potássio por íons de lítio à temperatura acima do ponto de tensão da cerâmica e a segunda troca era de íons de lítio por sódio à temperatura abaixo do ponto de tensão da cerâmica. O propósito desse trabalho foi avaliar o efeito da dupla troca de íons da cerâmica Optec HSP reforçada com leucita. Foram confeccionados oitenta corpos-de-prova com 16 mm de diâmetro x 1,3 mm de espessura, divididos em 8 grupos de dez corpos-de-prova (A a H). Os grupos A e B não receberam nenhum tratamento; corpos-de-prova do grupo C foram submetidos a um tratamento de 750° C por 30 minutos, resfriados a 450° C e mantidos nesta temperatura por mais 30 minutos;

corpos-de-prova dos grupos D a H foram submetidos ao tratamento químico pela dupla troca de íons. Os corpos-de-prova foram cobertos com uma camada de lítio 10 mol % e sódio 90 mol % em água destilada. Em seguida, foram aquecidos a 750° C por 30 minutos e resfriados a 450° C e mantidos por mais 30 minutos. Os grupos E a H foram submetidos à penetração com carga de (9,8; 29,4; 49,1 e 78,5 N). O grupo D não recebeu nehum tratamento. Um grupo adicional de cerâmica medindo (4 x 6 x 25 mm) foi confeccionado e submetido ao tratamento semelhante aos grupos B, E, F, G e H. Seis penetrações foram feitas previamente para cada barra, proporcionando dois tipos de falhas que foram medidas com microscópio. O teste biaxial foi realizado numa máquina de ensaio universal (Instron Model 4202, Ca, Ma) a uma velocidade de 0,5 mm/min.. Uma esfera de aço foi posicionada na região central do disco. Cinco discos, utilizando a dupla troca de íons, foram submetidos à análise química. Uma média de vinte análises foram feitas para cada corpo-de-prova usando o Stereoscópio Dispersivo. De posse dos resultados, os autores emitíram as seguintes conclusões: a média da resistência flexural dos grupos que receberam trocas de íons (150 MPa) foi significantemente maior do que o grupo controle (90 N), exceto quando a profundidade da média das falhas excedeu 138 µm. A análise de spectrometria dispersiva mostrou que a média da quantidade de potássio na matriz de vidro foi significantemente menor ($p<0,001$) para os corpos-de-prova tratados em relação ao grupo controle. A espessura média da camada após a dupla troca de íons foi de 140 µm.

PANZERA[50], em 1997, fez um relato do grande número de materiais que tem sido pesquisado com o intuito de melhorar a estética das coroas metalocerâmicas, cujo inconveniente é a opacidade do metal. Nos últimos anos, grandes tentativas foram feitas no intuito de utilizar materiais estéticos com alta resistência. Um dos sistemas lançados recentemente é o OPC™ (Optima Pressable Ceramic), que apresenta composição com alta quantidade de leucita, aproximadamente 55% em volume, com a finalidade de melhorar as propriedades mecânicas.

5 – PROPOSIÇÃO

5 - PROPOSIÇÃO

Os trabalhos relacionados na Revisão da Literatura mostram que os procedimentos de fratura e fadiga são rotineiramente usados nos testes com cerâmica dental. Devido à substancial importância desse procedimento, propusemo-nos a:

Investigar as resistências à fratura e à fadiga (a seco e em água destilada) de cerâmicas, da seguinte forma:

1 – Em coroas totais confeccionadas pelos Sistemas In Ceram, OPC™ Optima Pressable Ceramic e IPS Empress, fixadas com cimento de fosfato de zinco e ionômero de vidro.

6 – MATERIAIS E MÉTODO

6 - MATERIAIS E MÉTODO

6.1 - MATERIAIS

Utilizamos neste estudo os seguintes materias, conforme Tabela 1.

Tabela 1 - Descrição dos materias que foram utilizados no estudo.

MATERIAIS	NOME COMERCIAL	FABRICANTE
Cerâmica	In Ceram	VITA Zahnfabrik H.Rauther GmbH & Co. - Germany
Cerâmica	OPC™ Optima Pressable Ceramic	Jeneric Pentron – Wallingford, USA
Cerâmica	IPS-Empress	Ivoclar –VIVADENT Shaan – Liechtenstein
Cimento de fosfato de zinco	Orthostan	Stratford - Cookson Company,England
Cimento de ionômero de vidro	RGI – Lutrex	Henry Schein Inc.- USA

6.2 - MÉTODO

6.2.1 - PREPARAÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA In Ceram

Utilizamos neste estudo vinte troquéis de bronze simulando um pré-molar, de acordo com o utilizado por BACCETTI et al. [5] Os troquéis foram confeccionados num torno de precisão, com o preparo em forma de tronco de cone, medindo: base menor 4,2 mm de diâmetro, base maior 8,0 mm de diâmetro e altura 7 mm, com uma angulagem de 4,0° e expulsividade de 8,0° (Figuras 1 e 2).

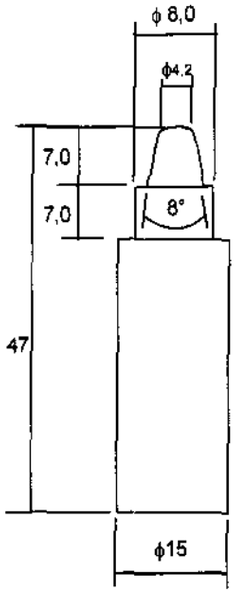


Figura 1 – Desenho esquemático do troquel. Todos os cantos apresentam raio de 0,5°.

Após a confecção dos troquéis, foram aplicadas sobre o preparo três camadas do espaçador VITA (45 µm). Em seguida, foi feita uma moldagem com silicona tipo massa (3M Dental Products St. Paul, MN) utilizando como moldeira um anel de latão, com 25 mm de diâmetro interno por 30 mm de comprimento. Posteriormente, o molde foi reembasado com silicona por adição Express (3M Dental Products St. Paul, MN) e preenchido com revestimento especial Vita In Ceram Alumina (Vita - Zahnfabric H. Rauther GmbH & Co. - Germany), na proporção de 20 gramas de pó para 6 ml de água destilada, espatulado mecanicamente a vácuo por 30 segundos num espatulador Multivac 4 (Degussa Co. - Germany). Sobre os troquéis de revestimento foram confeccionados os corpos-de-prova de cerâmica alumina In Ceram da seguinte forma:

1 - a margem do troquel de revestimento foi delimitado com um lápis especial vermelho (Tikky, 0,5 mm);

2 - uma camada de selador (Vita - Zahnfabric H. Rauther GmbH & Co. - Germany) foi aplicada sobre o troquel;

3 - com pincel (Pure Sabre - England 212205) foi aplicada a cerâmica aluminica In Ceram (Vita - Zahnfabric H. Rauther GmbH & Co. - Germany), preparada da

seguinte maneira: 38 gramas de pó da cerâmica In Ceram (VITA) manipuladas com 5 ml do líquido especial Vita In Ceram Spinell (VITA) e uma gota do aditivo Vita In Ceram Alumina (VITA); o pó foi dividido em três partes: a primeira parte foi manipulada num béquer de vidro com auxílio de uma espátula de vidro e, em seguida colocada no vibrador Vitasonic II (Vita) com água gelada, por 2 minutos. As outras duas partes foram submetidas ao mesmo procedimento, porém, vibradas por 2 e 7 minutos, respectivamente. Após a manipulação, o material foi colocado a vácuo por 40 segundos;

4 - após 10 minutos, a escultura foi realizada de modo que as paredes ficassem com espessura de 0,5 mm, obtidas com auxílio de um dispositivo similar ao utilizado por PHILP & BRUCKL.[53] Após aplicação do estabilizador Vita Inceramat (VITA), os corpos-de-prova foram armazenados por 2 horas em temperatura ambiente antes de serem levados ao forno Vita INCERAMAT (VITA);

5 - decorridas as 2 horas, os corpos-de-prova foram levados ao forno Vita INCERAMAT (VITA) de acordo com os ciclos de queima:

- 6 horas a 120° C

- 4 horas a 1120° C

6 - terminado o procedimento de queima, o corpo-de-prova foi adaptado no troquel de bronze desgastando a superfície interna com uma broca cilíndrica de diamante;

7 - com auxílio de um pincel, o vidro Vita In Ceram (D4 Vollkera mill) misturado com água destilada foi aplicado e o corpo-de-prova era levado ao forno Vita INCERAMAT (VITA) de acordo com os ciclos de queima:

- 30 minutos a 200° C

- 4 horas a 1100° C

8 - após a queima do vidro, o excesso de vidro sobre a superfície do corpo-de-prova foi removido com uma broca cilíndrica de diamante (Figuras 2 e 3);

9 - o óxido de alumínio (35 a 50 µm) foi aplicado sobre a superfície externa dos corpos-de-prova utilizando o aparelho Sand Storm (Vaniman Manufacturing Co., 50112) e os corpos-de-prova foram levados ao forno Multivac MC II (Dentsply, England) por 10 minutos a 960° C, sem vácuo.

10 - com auxílio de um molde de bronze (8 e 16 mm de diâmetro interno x 30

mm de diâmetro externo x 67 mm de altura), seccionado longitudinalmente no centro para facilitar a remoção do corpo-de-prova (Figura 2), foi aplicada a cerâmica Vitadur Alpha dentin A2 (VITA) sobre o corpo da cerâmica alumínica In Ceram, de acordo com as recomendações do fabricante;

11 - após obter os corpos-de-prova com 8 mm de diâmetro x 8,5 mm de altura, os mesmos foram levados ao forno Multivac MC II (Dentsply, England) por 2 minutos a 960° C, com vácuo.

12 - em seguida, os mesmos foram submetidos ao acabamento e polimento segundo recomendações do fabricante;

13 - a confecção dos corpos-de-prova foi finalizada (Figuras 2 e 3) com glaze natural, num forno Multivac MC II (Dentsply, England), por 1,5 minuto a 940° C, sem vácuo.

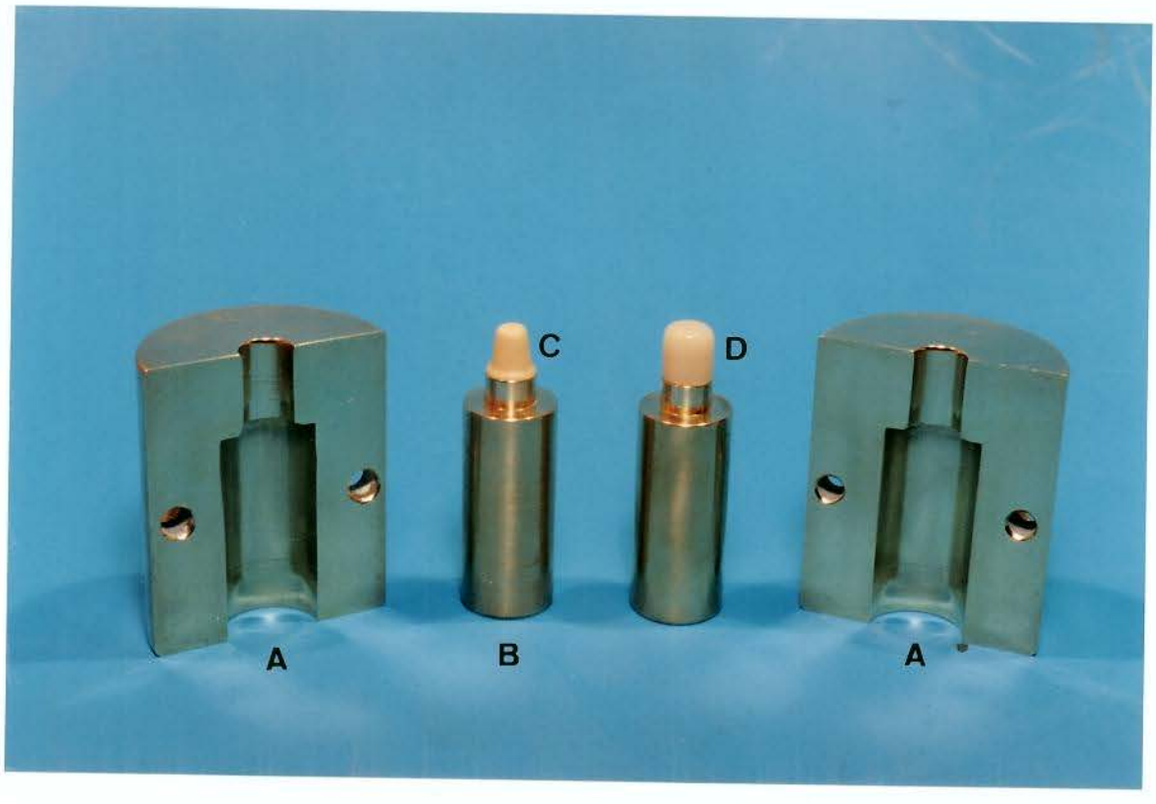


Figura 2 – (A) – Molde de bronze; (B) – Troquel de bronze; (C) – Corpo In Ceram; (D) – In Ceram completa.

6.2.2 - PREPARAÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA OPC™ *Optimal Pressable Ceramic*

Para a confecção dos corpos-de-prova OPC™ - *Optimal Pressable Ceramic* (Jeneric/Pentron, Wallingford, USA) foram usados os mesmos troquéis de bronze utilizados para se obter os corpos-de-prova In Ceram (Figuras 1 e 2).

Inicialmente, foram aplicadas duas camadas do espaçador (Cement Spacer Blue - Belle de ST. Claire® , USA) e o troquel de bronze foi posicionado dentro de um molde de bronze (8 e 16 mm de diâmetro interno x 30 mm de diâmetro externo x 67 m de altura) seccionado longitudinalmente no centro para facilitar a remoção do corpo-de-prova (Figura 2). Em seguida, o isolante Isolite Pumpen Spray (Degussa - Frankfurt, Germany) foi aplicado e vertida a cera tipo II (LCS 850-002 - Modelling transparent, Ireland) liquefeita dentro do Bredent (Tipo 55 - Senden, Germany) no molde, obtendo um corpo-de-prova em cera, com 8 mm de diâmetro externo x 8,5 mm de altura.

Posteriormente, um conduto de alimentação com 3 mm de diâmetro x 8 mm de comprimento foi posicionado no centro do corpo-de-prova. Em seguida, o conduto de cera foi fixado num formador de conduto de plástico com 12,2 mm de diâmetro por 30 mm de comprimento, de modo que dois corpos-de-prova fossem fixados no formador de conduto, com inclinação de 60° em relação ao plano horizontal. Posteriormente, esse formador de conduto foi fixado numa base plástica plana, formadora de cadinho com 50 mm de diâmetro interno x 56 mm de diâmetro externo x 20 mm de altura. Um anel confeccionado com papel especial, para o revestimento OPC™ - Optimal Pressable Ceramic foi posicionado na base formadora do cadinho. Os corpos-de-prova foram incluídos com revestimento à base de fosfato (OPC™ - *Optimal Pressable Ceramic* - Jeneric/Pentron Wallingford, USA), na proporção de 200 gramas de pó para 38 ml de líquido OPC™ - *Optima Pressable Ceramic* e 4 ml de água destilada, espatulado mecanicamente a vácuo, por 60 segundos num espatulador Multivac 4 (Degussa Co., Germany). Uma base plástica plana, medindo 50 mm de diâmetro interno x 56 mm de diâmetro externo x 20 mm de altura, foi posicionada na parte superior do anel para formar uma superfície plana necessária para o preenchimento da cerâmica no forno Cerampress (Ney Co., USA). Após a presa do revestimento, o anel de papel, o conduto plástico e as

bases foram removidos. Em seguida, o bloco de revestimento (50 mm de diâmetro x 56 mm de altura) juntamente com Alox pluger de alumina (12 mm de diâmetro x 37 mm de altura) foram levados ao forno EWL (KAVO - tipo 5635, Germany) e a confecção dos corpos-de-prova foi efetuado da seguinte forma:

1 - a cera foi eliminada do bloco de revestimento num forno EWL(KAVO - tipo 5635, Germany) elevando a temperatura do forno em 3°C/min. até 950°C, mantidos por 90 minutos;

2 - em seguida, o bloco de revestimento foi removido do forno e imediatamente dois lingotes da cerâmica OPC™ - *Optimal Pressable Ceramic* (Jeneric/ Pentron, Wallingford - USA) foram posicionados no conduto juntamente com o Alox pluguer de alumina e levados ao forno Cerampress (Ney Co., USA) por 20 minutos à temperatura de 1170° C. Decorrido esse tempo, foi aplicada uma pressão de 33 kgf/cm^3 por 15 minutos. Os lingotes da cerâmcia OPC™ foram mantidos fora do forno (EWL), antes da colocação no forno Cerampress;

3 - após o bloco de revestimento atingir a temperatura ambiente, o Alox pluguer de alumina foi removido, e, com auxílio de um disco de carboneto de silício, o bloco de revestimento foi cortado ao meio. Em seguida, os corpos-de-prova foram desincluídos utilizando o aparelho Tissil-Abrasives (EUROSAB, Germany) com partículas de vidro (50 µm de diâmetro) usando uma pressão com 13 kgf/cm^3;

4 - posteriormente, o conduto de alimentação foi removido com disco de diamante (006, Bracar) e os corpos-de-prova foram ajustados no troquel de bronze e submetidos ao acabamento e polimento com uma broca cilíndrica de diamante;

5 - em seguida, foi aplicado o "stain" sobre a superfície do corpo-de-prova com um pincel n° 3 (Pure Sable - England 2122205), e o corpo-de-prova foi levado ao forno multivac MC II (Dentsply, England), por 30 segundos a 910° C. Esse procedimento foi executado duas vezes para cada corpo-de-prova;

6 – a confecção dos corpos-de-prova (Figura 3) foi finalizada após aplicar uma camada de glazer OPC™ - *Optimal Pressure Ceramic* (Jeneric/Pentron, Wallingford - USA) sobre a superfície dos mesmos com um pincel n° 3 (Pure Sable - England 212205) e levados ao forno Multivac MC II (Dentsply, England), por 30 segundos a 938° C.

6.2.3 - PREPARAÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA IPS Empress

Para a confecção dos corpos-de-prova IPS-Empress (Ivoclar - Vivadent, Shaan- Liechtenstein) foram usados os mesmos troquéis de bronze utilizados para obter os corpos-de-prova In Ceram e OPC^{TM} - Optimal Pressable Ceramic (Figuras 1 e 2).

Inicialmente, foram aplicadas duas camadas do espaçador (Cement Spacer Blue - Belle de St. Claire^{R}, USA) e o troquel de bronze foi posicionado dentro de um molde de bronze (8 e 16 mm de diâmetro interno x 30 mm de diâmetro externo x 67 mm de altura) seccionado longitudinalmente no centro para facilitar a remoção dos corpos-de-prova (Figura 2). Em seguida, foi aplicado o isolante Isolite Pumpen Spray (Degussa - Frankfurt, Germany) e vertida a cera tipo II (LCS 850-002 - Modelling transparent, Ireland) liquefeita dentro do Bredent (Tipo 55 - Senden, Germany) no molde, obtendo um corpo-de-prova em cera, com 8 mm de diâmetro externo x 8,5 mm de altura.

Posteriormente, um formador do conduto de alimentação, com 3 mm de diâmetro x 8 mm de comprimento foi posicionado no centro do corpo-de-prova. Em seguida, esse conduto de cera foi fixado num conduto plástico com 12,2 mm de diâmetro por 30 mm de altura, de modo que, dois corpos-de-prova fossem posicionados no formador do conduto com uma inclinação de 60° em relação ao plano horizontal. Posteriormente, esse formador de conduto foi fixado numa base plástica plana formadora de cadinho, com 50 mm de diâmetro interno x 56 mm de diâmetro externo x 20 mm de altura. Um anel confeccionado com papel especial para o revestimento IPS Empress foi posicionado na base. Os corpos-de-prova foram incluídos com revestimento à base de fosfato (IPS Empress - Ivoclar, Vivadent, Shaan - Liechtenstein), na proporção de 200 gramas de pó x 30 ml de líquido IPS Empress e 12 ml de água destilada, espatulado mecanicamente a vácuo, por 60 segundos num espatulador Multivac 4 (Degussa Co., Germany). Uma base plástica (50 mm de diâmetro interno x 56 mm de diâmetro externo x 20 mm de altura) foi posicionada na parte superior do anel para formar uma superfície plana necessária para o preenchimento da cerâmica no forno Cerampress (Wey Co., USA). Após a presa do revestimento, o anel de papel, o formador do conduto e as bases foram removidos. Em seguida, o bloco de revestimento juntamente com Alox pluger de alumina (12 mm de

diâmetro x 37 mm de altura) foram levados ao forno EWL (KAVO - tipo 5635, Germany) e a confecção dos corpos-de-prova foi procedida da seguinte forma:

1 - a cera foi eliminada do bloco de revestimento utilizando um forno EWL (KAVO - tipo 5635, Germany) elevando a temperatura do forno em 3°C/min. até 850°C e mantendo por 90 minutos;

2 - em seguida, o bloco de revestimento foi removido do forno e imediatamente dois lingotes da cerâmica IPS Empress (Ivoclar-Vivadent, Shaan-Liechtenstein) foram posicionados no conduto juntamente com o Alox pluguer de alumina e levados ao forno Cerampress (Ney Co., USA), e mantidos por 20 minutos à temperatura de 1170°C. Decorrido esse tempo, foi aplicada uma pressão de 33 kgf/cm^3 por 15 minutos. Os lingotes foram colacados no forno juntamente com o bloco de revestimento;

3 - após o bloco de revestimento atingir a temperatura ambiente, o Alox pluguer de alumina foi removido, e, com auxílio de um disco de carboneto de silício, o bloco de revestimento foi cortado ao meio. Em seguida, os corpos-de-prova foram desincluídos utilizando o aparelho Tissil - Abrasives (EUROSAB, Germany) com partículas de vidro com 50 µm de diâmetro usando uma pressão de 13 kgf/cm^3;

4 - posteriormente, o conduto de alimentação foi removido com disco de diamante (006, Bracar) e os corpos-de-prova foram ajustados no troquel de bronze e submetidos ao acabamento e polimento com uma broca cilíndrica de diamante;

5 - em seguida, após aplicação do "stain" sobre a superfície do corpo-de-prova com um pincel n° 3 (Pure Sable - England 2122205) o mesmo foi levado ao forno multivac MC II (Dentsply, England), por 30 segundos a 910° C. Esse procedimento foi executado três vezes para cada corpo-de-prova;

6 - a confecção dos corpos-de-prova foi finalizado (Figura 3) com aplicação de uma camada de glazer sobre a superfície com um pincel n° 3(Pure Sable - England 212205) e colocação dos mesmos num forno Multivac MC II (Dentsply, England), por 2 minutos a 870° C. Esse procedimento foi executado duas vezes para cada corpo-de-prova.

Figura 3 – Corpos-de-prova das cerâmicas: (A) – Corpo In Ceram; (B) – In Ceram completa; (C) - IPS Empress; e, (D) – OPC™.

6.2.4 - TRATAMENTO SUPERFICIAL DOS CORPOS-DE-PROVA

O tratamento externo dos corpos-de-prova, quando necessário, foi efetuado de acordo com os procedimentos padrões recomendados pelos fabricantes das cerâmicas. Em todas as técnicas, nenhum tratamento foi efetuado na superfície interna dos corpos-de-prova. Somente na técnica In Ceram foi aplicado o óxido de alumínio (35 a 50 µm), quando o corpo-de-prova era levado ao forno Multivac MC II (Dentsply, England) por 10 minutos a 900° C, sendo em seguida aplicada a cerâmica Vitadur Alpha Dentin A2.

6.2.5 - CIMENTAÇÃO

As coroas confeccionadas pela técnica In Ceram, OPC™ e IPS-Empress foram fixadas nos respectivos preparos com cimento de fosfato de zinco Orthostan (Stratford - Cookson Company, England) e cimento de ionômero de vidro RGI Lutrex (Henry Schein Inc., USA). A proporção para o cimento de fosfato de zinco foi de 0,5

gramas de pó para 0,166 gramas de ácido fosfórico, espatulados manualmente por 90 segundos com uma espátula de aço n° 70. O cimento de ionômero de vidro foi espatulado manualmente por 30 segundos, utilizando o mesmo tipo de espátula, na proporção de 0,5 gramas de pó x 0,138 gramas de ácido poliacrílico.

Os cimentos foram aplicados com uma espátula de aço, de modo a cobrir a superfície interna das coroas, a fim de obter uma camada homogênea e delgada. Em seguida, as coroas foram fixadas nos respectivos troquéis com uma firme pressão digital, e o excesso de cimento foi removido. Imediatamente após a remoção do excesso de cimento, cargas estáticas de 5 Kg (cimento de fosfato de zinco) e 2,7 Kg (cimento de ionômero de vidro) foram aplicadas no centro dos corpos-de-prova, por 10 minutos. Decorrido esse tempo, o conjunto coroa de porcelana-troquel foi armazenado em recipientes plásticos com água destilada à temperatura ambiente (23° C), por 24 horas, antes dos testes de fratura e fadiga. Para o teste de fadiga, uma parte dos corpos-de-prova foi submetida ao teste em meio seco e a outra parte imersa em água destilada à temperatura ambiente (23° C). De acordo com os procedimentos, foram confeccionados 10 corpos-de-prova para cada tipo de cimento para o teste de fratura, totalizando 20 para cada tipo de cerâmica. Para o teste de fadiga foram confeccionados 8 corpos-de-prova para cada tipo de cimento, em meio seco e 8 em água destilada, totalizando 32 para cada tipo de cerâmica.

6.2.6 - ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FRATURA

Decorridos os prazos de armazenagem, o conjunto coroa de porcelana-troquel, foi submetido ao ensaio de resistência à fratura utilizando uma máquina de ensaio universal Instron (Modelo 4505-Serie H 2266, England), equipada com uma ponta esférica com 4 mm de diâmetro. Inicialmente, os corpos-de-prova foram submetidos a uma pré-carga de 20N, com uma velocidade de 0,2 mm/min.. Quando a pré-carga de 20N era atingida, a Instron parava automaticamente e o controle do ensaio era passado para o computador, com o ensaio de resistência à fratura numa velocidade de 1 mm/min. até

ocorrer a falha do material. A região fraturada foi analisada em microscopia eletrônica de varredura (M.E.V).

6.2.7 - ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FADIGA

Após o período de armazenagem em temperatura ambiente por 24 horas, o conjunto coroa de porcelana-troquel foi submetido ao ensaio de resistência à fadiga numa máquina Instron (Modelo 4505 - Serie H 2266, England) calibrada para operar com 10.000 ciclos. Uma carga mínima de 20 N e máxima de 300N, exercida sobre uma esfera de aço com diâmetro de 4 mm, foi aplicada no centro do corpo-de-prova, com uma força sinosoidal com 1 HZ, por 10.000 ciclos, a uma velocidade de 1mm/minuto. O ensaio de resistência à fadiga foi efetuado em corpos-de-prova a seco e imersos em água destilada à temperatura ambiente.

Após o ensaio de resistência à fadiga, os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura como descrito anteriormente. A região fraturada foi analisada em microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.).

Após obtenção dos dados, os resultados dos ensaios de resistência à fratura e à fadiga foram submetidos à Análise de Variância e as médias comparadas pelo teste estatístico Mann-Whitney, ao nível de 5%.

6.2.8 - ANÁLISE DA FRATURA EM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Logo após a realização do ensaio de resistência à fratura e à fadiga, a superfície fraturada foi revestida com ligas de ouro-paládio, sob alto vácuo utilizando o equipamento (Polarom Equipament Limited - SEM Coating Unit E 5000), para observação em microscopia eletrônica de varredura usando o equipamento Stereoscam 90 (S90B - Cambridge Instruments). O objetivo foi examinar a morfologia da região fraturada.

7 – RESULTADOS

7 - RESULTADOS

Os valores originais (Apêndice) de resistência à fadiga (em ambiente seco e água destilada) e à fratura das cerâmicas In Ceram, OPC™ e IPS Empress, fixadas com cimento de fosfato de zinco, ionômero de vidro (RGI – Lutrex), foram submetidos ao teste estatístico Mann-Whitney, em nível de 5% de probabilidade e estão representadas nas Tabelas 2 e 3 e Figuras 4 e 5.

A média de resistência à fratura para as coroas (fixadas com o cimento de fosfato de zinco) confeccionadas com o sistema In Ceram foram 1901 N (1369 a 2356 N); OPC™ 1751 N (1314 a 2048); e IPS Empress 1583 N (1390 a 1722 N). A resistência à fratura da cerâmica In Ceram foi significantemente superior à cerâmica IPS Empress ($p<0,05$). Nenhuma diferença estatística foi encontrada quando a cerâmica In Ceram foi comparada com a OPC™, e OPC™ foi comparado com IPS Empress (Tabela 2).

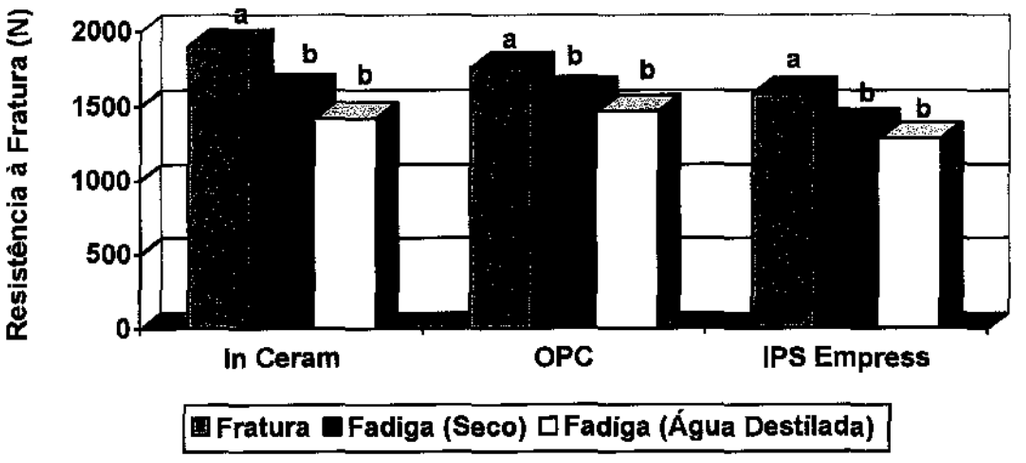
Para os corpos-de-prova submetidos ao teste de fadiga + fratura em ambiente seco, a cerâmica In Ceram apresentou uma média de 1601 N (1315 a 1940 N) e em água destilada 1422N (1217 a 1584N). Para a cerâmica OPC™ em ambiente seco 1586N (1320 a 1725N) e em água destilada 1467N (1230 a 1666N). A cerâmica IPS Empress apresentou valores em ambiente seco de 1374N (1018 a 1626N) e em água destilada 1285N (1090 a 1612N). O sistema In Ceram e OPC™ em ambiente seco apresentaram valores significantemente superiores em relação ao sistema IPS Empress ($p<0,05$). Nenhuma diferença foi encontrada entre o sistema In Ceram e OPC™ , assim como para os três sistemas, quando foram submetidos ao teste de fadiga + fratura em água destilada.

A Figura 4 mostra que no sistema In Ceram há uma significante diferença entre os corpos-de-prova submetidos ao teste de fratura e corpos-de-prova submetidos ao teste de fadiga + fratura em ambiente seco e em água destilada ($p<0,05$). Os corpos-de-prova submetidos ao teste de fadiga em ambiente seco apresentaram valores superiores em relação aos corpos-de-prova em água destilada, mas nenhuma diferença estatística foi encontrada. Os mesmos resultados foram observados para os sistemas OPC™ e IPS Empress.

Tabela 2 – Resultados médios de resistências à fratura e à fadiga + fratura (N) das cerâmicas In Ceram, OPC™ e IPS Empress, fixadas com o cimento de fosfato de zinco (Orthostan). Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses.

MATERIAL	TESTE DE FRATURA	TESTE DE FADIGA + FRATURA	
		SECO	ÁGUA DESTILADA
In Ceram	1901 (303) a	1601 (198) a	1422 (112) a
OPC	1751 (194) a b	1586 (116) a	1467 (162) a
IPS Empress	1583 (115) b	1374 (201) b	1285 (200) a

Médias seguidas pela mesma letra na coluna, indicam que não há diferença estatística no teste Mann-Whitney (p<0,05)



Barras seguidas de mesma letra, dentro de cada tipo de cerâmica, não apresentam diferença estatística no teste Mann-Whitney (p<0,05)

Figura 4 – Médias dos valores de resistência à fratura e à fadiga + fratura (N) das cerâmicas In Ceram, OPC™ e IPS Empress, fixadas com o cimento de fosfato de zinco (Orthostan).

A Tabela 3 mostra que a média de resistência à fratura para a cerâmica fixada com o cimento de ionômero de vidro In Ceram foi de 1256N (1171 a 1457); OPC™ 997N (708 a 1371N); e IPS Empress 817N (714,1 a 1054N). A resistência à fratura para a cerâmica In Ceram foi significantemente superior à cerâmica OPC™ e IPS Empress ($p<0,05$). Nenhuma diferença foi encontrada quando o sistema OPC™ foi comparado com o IPS Empress.

A média de resistência à fadiga + fratura para a cerâmica In Ceram em ambiente seco foi de 1156N (990 a 1264N) e em água destilada 1075N (799,4 a 1280N). Para a cerâmica OPC™ a seco foi de 924N (686,4 a 1145N) e em água destilada 843N (561,3 a 1001N). Para a cerâmica IPS Empress a seco foi de 756N (507,2 a 1054N) e em água destilada 663N (530 a 829,2N). O sistema In ceram submetido ao teste de fadiga + fratura a seco foi significantemente superior ao sistema OPC™ e IPS Empress ($p<0,05$). Nenhuma diferença foi encontrada entre OPC™ e IPS Empress. Os mesmos resultados foram encontrados quando os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de fadiga em água destilada (Tabela 3).

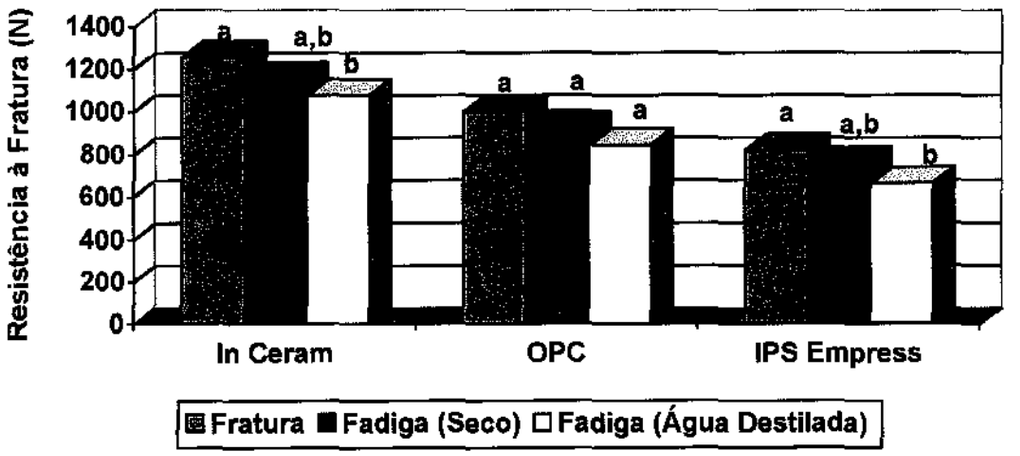
A Figura 5 mostra que para o sistema In Ceram há uma significante diferença entre os corpos-de-prova submetidos ao teste de fratura e corpos-de-prova submetidos ao teste de fadiga + fratura em água destilada ($p<0,05$). Nenhuma diferença foi encontrada entre o teste de fratura e fadiga + fratura em ambiente seco. Além disso, embora os valores para o teste de fadiga em ambiente seco se apresentassem superiores em relação ao teste com corpos-de-prova imersos em água destilada, nenhuma diferença estatística foi observada. Os mesmos resultados foram obtidos para o sistema IPS Empress.

Para o sistema OPC™ nenhuma diferença estatística foi encontrada entre o teste de fratura e fadiga + fratura em ambiente seco e água destilada.

Tabela 3 – Resultados médios de resistências à fratura e à fadiga + fratura (N) das cerâmicas In Ceram, OPC™ e IPS Empress, fixadas com o cimento de ionômero de vidro (RGI-Lutrex). Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses.

MATERIAL	TESTE DE FRATURA	TESTE DE FADIGA + FRATURA	
		SECO	ÁGUA DESTILADA
In Ceram	1256 (84) a	1156 (87) a	1075 (136) a
OPC	997 (200) b	924 (151) b	843 (149) b
IPS Empress	817 (96) b	756 (169) b	663 (114) b

Médias seguidas pela mesma letra na coluna, indicam que não há diferença estatística no teste Mann Whitney (p<0,05)



Barras seguidas de mesma letra, dentro de cada tipo de cerâmica, não apresentam diferença estatística no teste Mann-Whitney (p<0,05)

Figura 5 – Médias dos valores de resistência à fratura e à fadiga + fratura (N) das cerâmicas In Ceram, OPC™ e IPS Empress, fixadas com o cimento de ionômero de vidro (RGI – Lutrex).

As figuras 6, 7 e 8 mostram a imagem (M.E.V.) da superfície da cerâmica In Ceram após o teste de fadiga + fratura. Nessas figuras pode ser observada uma linha de fratura provocada pelo teste de fadiga propagando-se entre o corpo com alta quantidade de alumina e da cerâmica VITA Alpha Dentine.

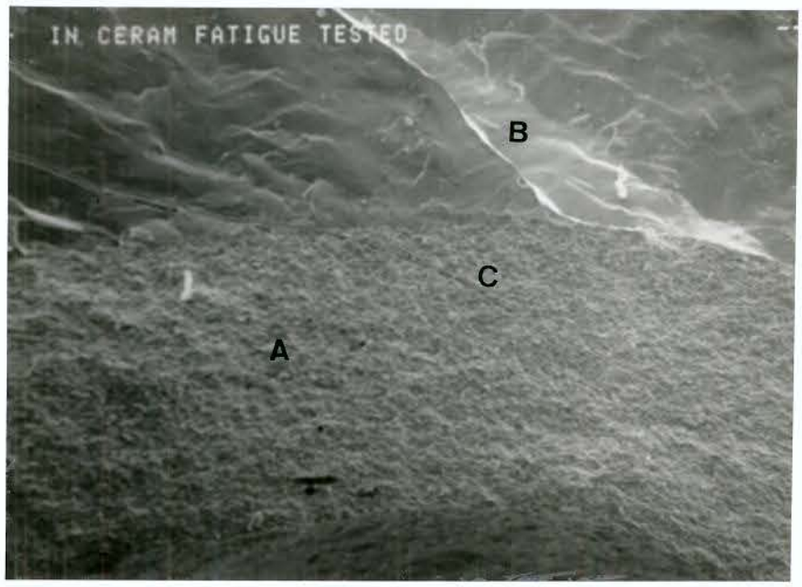


Figura 6 – Imagem em M.E.V. da superfície da cerâmica In ceram após o teste de fadiga + fratura, com aumento de 121 X; (A) – corpo com alta quantidade de alumina; (B) – cerâmica VITA; (C) – linha de fratura.

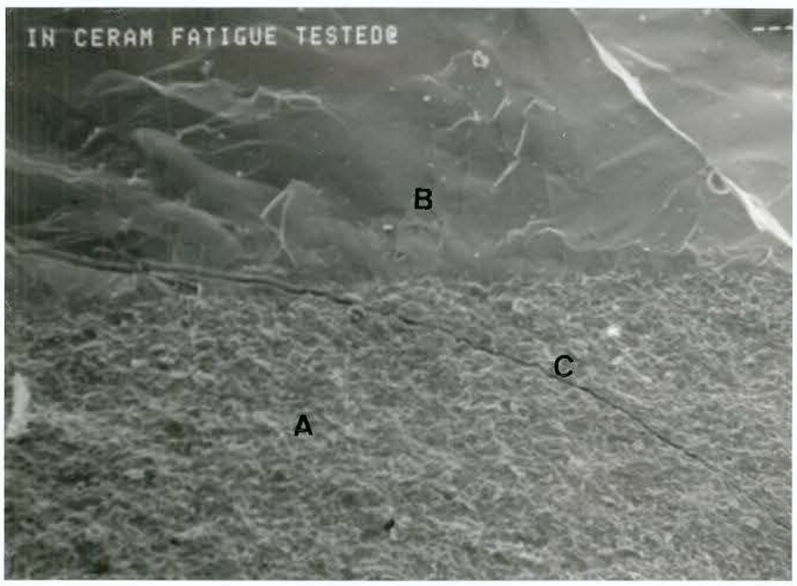


Figura 7 – Imagem em M.E.V. da superfície da cerâmica In Ceram após o teste de fadiga + fratura, com aumento de 246 X; (A) – corpo com alta quantidade de alumina; (B) – cerâmica VITA; (C) - linha de fratura.

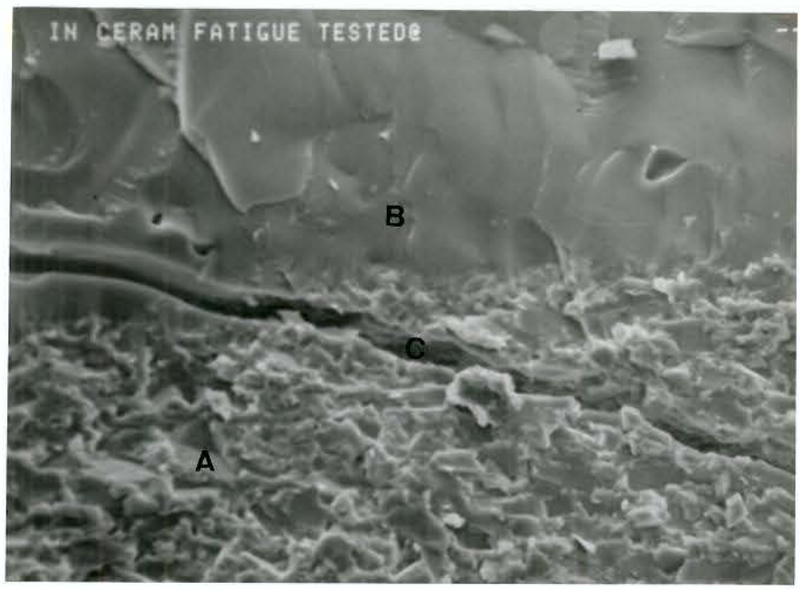


Figura 8 – Imagem em M.E.V. da superfície da cerâmica In Ceram após o teste de fadiga + fratura, com aumento 982 X; (A) – corpo com alta quantidade de alumina; (B) – cerâmica VITA; (C) – linha de fratura.

A figura 9 mostra a imagem em (M.E.V.) da superfície da cerâmica OPC™ (com aumento de 246 X) após o teste de fadiga + fratura. Nessa figura pode ser observado uma linha de fratura provocada pelo teste de fadiga propagando-se na parte lateral e central do corpo-de-prova. Além disso, foram observados vestígios de cimento de ionômero de vidro aderido na superfície interna do corpo de prova.

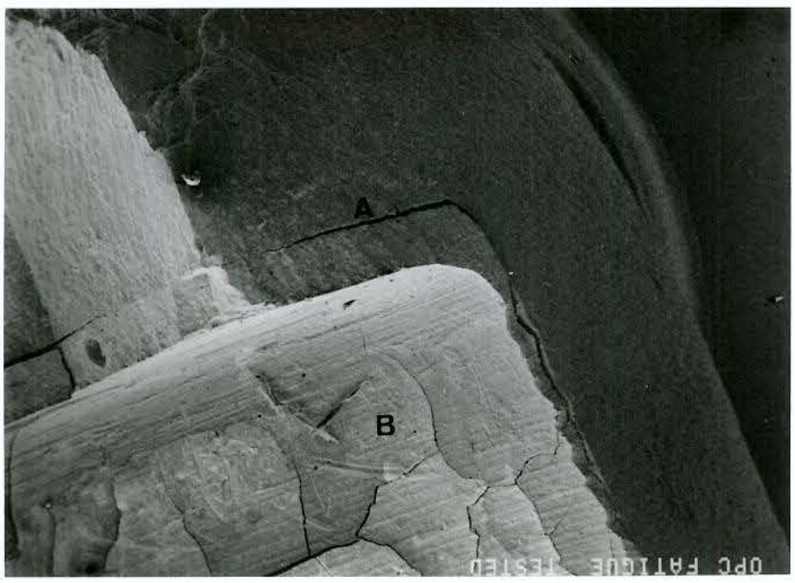


Figura 9 – Imagem em M.E.V. da superfície da cerâmica OPC™, com aumento de 246 X; (A) – linha de fratura; (B) – vestígios de cimento de ionômero de vidro.

8 – DISCUSSÃO

8– DISCUSSÃO

Fadiga é um processo que ocorre através do desenvolvimento de falhas microscópicas em áreas de concentração de tensões. A carga atuando continuamente promove união das falhas, formando longas fissuras que provocarão a fratura das restaurações.[1,66] Fadiga é uma falha considerada importante para certos tipos de restaurações dentais sujeitas a pequenas alternâncias de forças durante a mastigação. Embora os fracassos não sejam freqüentes, algumas restaurações falham totalmente como resultado da fadiga, sem qualquer outro tipo de causa.[48] Segundo Anderson[2], é estimado que 90% de todas as falhas mecânicas são provocados por fadiga.

A resistência de uma coroa clínica é influenciada por outros fatores, tais como: espessura da coroa, porosidade, forma do preparo do dente, cimento, direção da carga aplicada e localização da carga aplicada.

A fim de evitar que esses fatores pudessem influenciar nos ensaios, alguns cuidados foram tomados. Neste estudo foram utilizados vinte troquéis metálicos confeccionados com as mesmas dimensões num torno mecânico de precisão. A espessura da coroa também é muito importante, e pequenas variações podem afetar a resistência da restauração.[55] Para isso, um molde metálico de bronze foi utilizado para confeccionar coroas em cera com as mesmas dimensões para as cerâmicas OPC™ e IPS Empress. Um esculpidor similar ao usado por Philp e Brukl[53] foi empregado para obter o corpo da cerâmica In Ceram, com espessura uniforme de 0,5 mm. Um molde de bronze foi usado para obter coroas completas com a cerâmica Vitadur Alpha dentine.

O ponto de aplicação da força de fratura e fadiga foi no centro do corpo-de-prova, sendo que o teste de fadiga foi realizado com a carga variando de 20 N a 300 N. Segundo Kolber & Ludwig[34] e Sonnenburg et al.[60], a força máxima de mordida entre dentes antagonistas pode variar entre 245 a 540 N.

Além desses fatores, outros podem contribuir para o fracasso das restaurações cerâmicas no meio oral. Alguns estudos têm mostrado que a resistência à fratura das cerâmicas diminui quando ensaiadas em água, em relação ao ambiente seco.[21,59,61] Segundo Michalske & Freiman[44] e Yoshinari & Derand[68], os defeitos nas cerâmicas são atribuídos também à presença de microdefeitos dentro do material e a

degradação do material em meio aquoso, o que ocasiona o crescimento das falhas em função da tensão de corrosão.

Observamos neste estudo que houve uma diminuição da resistência da ceramica In Ceram, OPC™ e IPS Empress, fixadas com cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro, quando as mesmas foram submetidas ao teste de fadiga e depois ao teste de fratura em água destilada e a seco; porém, nenhuma diferença estatística foi observada. De Long et al.[16] observaram que nenhuma diferença estatística foi encontrada nas cerâmicas submetidas à fadiga (seco) e em saliva artificial. Por outro lado, Sherril & O'Brien[59] e Fairhurst et al.[21] constataram que há uma diminuição na resistência à fratura quando as cerâmicas são testadas em água em relação ao ambiente seco. Myers et al.[47] observou que as cerâmicas demonstraram susceptibilidade à tensão de corrosão de fadiga quando ensaiadas em água, e Shouthan & Jorgensen[61] mostraram que a capacidade da cerâmica dental em suportar uma carga estática em água diminui com o aumento da aplicação da carga.

Há determinados fatores que podem afetar a resistência da cerâmica durante o teste de fadiga, principalmente quando ela é observada em água. Para os materiais estudados neste trabalho, o maior fator pode ser atríbuido às falhas provocadas pela tensão de corrosão, a qual é acelerada nos materiais contendo alta quantidade de alumina. Outro fator pode ser a unidade provocada pela microinfiltração, que ocorre na presença de interfaces. Essa umidade pode migrar, deteriorando o cimento e, com isso, resultando num enfraquecimento do suporte da coroa.

Foi observado também que a resistência das coroas In Ceram, OPC™ e IPS Empress, fixadas com fosfato de zinco, quando submetidas ao teste de fratura, foi significamente maior ($p<0,05$) do que quando submetidas ao teste de fadiga, seguido pelo teste de fratura a seco e em água destilada. Para os corpos-de-prova In Ceram e IPS Empress fixados com cimento de ionômero de vidro, os resultados de fratura foram significantemente maiores ($p<0,05$) do que quando submetidos ao teste de fadiga, seguido pelo de fratura em água destilada. Nenhuma diferença foi encontrada em relação ao meio seco. Para as coroas OPC™ nenhuma diferença estatística foi encontrada quando o teste de fratura foi comparado ao teste de fadiga, seguido pelo de fratura em água destilada e a

seco. Yoshinari & Derand[68] submetendo corpos-de-prova ao teste de resistência à fratura e à fadiga encontraram que a resistência da cerâmica Vita Alpha diminuiu significantemente após ser submetida ao teste de fadiga. A média obtida foi de 1022 N para o teste de fratura e 770 N para o teste de fadiga, seguido pelo teste de fratura em corpos-de-prova fixados com cimento de fosfato de zinco.

Quando a média de resistência à fratura foi comparada para as coroas fixadas com cimento de fosfato de zinco, o resultado da In Ceram (1901 N) foi significantemente superior ao da IPS Empress (1583 N) ($p<0,05$). Nenhuma diferença foi encontrada entre os sistemas In Ceram e OPC^{TM} ; e OPC^{TM} e IPS Empress. Com relação aos corpos-de-prova fixados com cimento de ionômero de vidro, In Ceram (1256 N) foi estatisticamente mais resistente do que OPC^{TM} (997 N) e IPS Empress (817 N) ($p<0,05$). Nenhuma diferença estatística foi observada entre OPC^{TM} e IPS Empresss. Probster[54] mostrou que coroas In Ceram anterior (964 N) apresentaram maior resistência à fratura do que IPS Empress (814 N e 750 N) fixadas com cimento de fosfato de zinco. Grey et al.[23] submeteram coroas em forma de pré-molares ao teste de resistência à fratura e obtiveram um valor de 1609 N para In Ceram com 0,7 mm de corpo e 1557 N para metalocerâmica. Correr Sobrinho et al.[13] verificaram que a In Ceram 2183 N apresentava maior resistência à fratura do que OPC^{TM} 1814,5 N e IPS Empress 1609 N ($p<0,05$), quando fixadas com o cimento de ionômero de vidro (Fuji). Já Kang et al.[32] obtiveram valores de 2734,8 N para as coroas metalocerâmicas, 1479,9 N para In Ceram e 761,1 N para IPS Empress.

Neste estudo, quando fadiga + fratura foram comparadas em meio seco, os corpos-de-prova fixados com cimento de fosfato de zinco In Ceram (1601 N) e OPC^{TM} (1586 N) foram significamente superiores à IPS Empress (1374 N) ($p<0,05$). Nenhuma diferença foi encontrada entre In Ceram e OPC^{TM}. Por outro lado, em ambiente úmido, IPS Empress, In Ceram e OPC^{TM} apresentaram aumento numérico de resistência nessa ordem; porém, nenhuma diferença estatística foi encontrada. Já os corpos-de-prova fixados com cimento de ionômero de vidro, In Ceram 1156 N foram significantemente superiores às OPC^{TM} 924 N e IPS Empress 756 N ($p<0,05$). Nenhuma diferença foi encontrada entre OPC^{TM} e IPS Empress. Os mesmos resultados foram observados para os corpos-de-prova submetidos ao teste de fadiga + fratura em meio úmido, In Ceram (1075

N), OPC™ (843 N) e IPS Empress (663 N). Yoshinari & Derand[68], aplicando uma carga inclinada (10°) em pré-molares, para o teste de fadiga em água destilada, obtiveram valores estatisticamente superiores para a cerâmica In Ceram (1060 N) em relação a IPS Empress (891 N), Dicor (840 N) e Vitadur (770 N), fixadas com o cimento de fosfato de zinco.

Após realização dos testes, observamos que uma camada de cimento de fosfato de zinco cobria toda a área do preparo do troquel, enquanto para os corpos-de-prova fixados com cimento de ionômero de vidro somente pequena quantidade de cimento permanecia nessa área. Provavelmente, o cimento de ionômero de vidro pode ter se deteriorado, ou aderido na parte interna da coroa, resultando inclusive numa mudança no suporte da coroa. Talvez isso posssa explicar a diferença dos valores obtidos para os corpos-de-prova fixados com fosfato de zinco e ionômero de vidro, além da resistência dos próprios materiais. Segundo Oilo[49], os agentes de cimentação têm baixas propriedades de umedecimento, e após a presa, eles podem contrair-se e sair da restauração e do dente através da interface, principalmente quando estão imersos em ambiente úmido. Essa inabilidade de preencher completamente o espaço entre a coroa e o dente se constitui num problema de transferência de tensões. Pode ser que uma fina camada de cimento, característica de melhor adaptação da coroa, possa ser mais relevante para a resistência das coroas de cerâmica do que a própria resistência relativa dos materiais.[26]

Neste estudo (Figuras 6, 7 e 8) utilizando M.E.V., pode ser observada uma linha de fratura propagando-se da superfície interna em direção à superfície externa, ou seja, entre o corpo com alta quantidade de alumina e a porcelana Vita Alpha dentine. Na figura 9 pode ser observada uma grande linha de fratura na cerâmica OPC™ atingindo a oclusal e a lateral do corpo-de-prova após o teste de fadiga + fratura. Kelly et al. [33] observaram que a maioria das falhas em coroas era iniciada na superfície interna dos corpos-de-prova, indicando que essa superfície foi colocada sob maior tensão ou provavelmente em locais com grandes falhas ou vazios. Anusavice & Hojjatie[4] encontraram que a tensão concentrava-se na superfície interna dos corpos-de-prova apresentando falhas e vazios, enquanto a tensão na área marginal foi relativamente baixa e homogênea.

Os corpos-de-prova confeccionados com a cerâmica In Ceram apresentaram melhores propriedades mecânicas em função da sua composição, aproximadamente 85% de cristais de óxido de alumina.[68] Além disso, vazios ou falhas, podem ser quase que completamente eliminados durante o processo da infiltração com vidro, formando uma estrutura homogênea, livre de bolhas.[5] Por outro lado, a resistência da cerâmica OPC™ é melhor em relação a IPS Empress, provavelmente, porque OPC™ contém em sua composição alta quantidade de leucita , aproximadamente (55% em volume)[50] , quando comparada à IPS Empress (24 % em volume).[37]

Foi observado também que as coroas In Ceram fixadas com o cimento de fosfato de zinco ou ionômero de vidro têm alta resistência à fratura quando comparadas com OPC™ e IPS Empress. A alta resistência da In Ceram pode ser devido ao corpo da In Ceram, como previamente descrito, e isto provavelmente explana a maior resistência deste material.[5] Corpos com alta resistência oferecem muitas vantagens, incluindo a reduzida probabilidade de fracassos por sobrecarga, bem como reduzida probabilidade de danos nas coroas durante a cimentação.[69]

Embora os troquéis metálicos apresentem diferenças nas propriedade mecânicas quando comparados com dentes naturais, eles promovem uma reprodução adequada como suporte. Os resultados de resistência à fratura e à fadiga + fratura para as cerâmicas OPC™ e IPS Empress, podem ter sido afetados pelo uso dos cimentos de fosfato de zinco ou ionômero de vidro. Alguns estudos têm mostrado aumento na resistência à fratura das cerâmicas quando fixadas com cimento resinoso.[17,39,43] Para confirmação ou não dos dados desta investigação, futuros trabalhos poderiam ser direcionados, utilizando dentes naturais como base e o cimento resinoso para fixar os corpos-de-prova das cerâmica IPS Empress e OPC™.

9 – CONCLUSÃO

9 - CONCLUSÃO

Após realizarmos a análise dos resultados, pudemos emitir as seguintes conclusões:

Para os corpos-de-prova fixados com cimento de fosfato de zinco:

1 – a resistência à fratura das coroas In Ceram foi significantemente maior do que a IPS Empress ($p<0,05$). Nenhuma diferença estatística foi encontrada quando In Ceram foi comparada com OPC™ e OPC™ com IPS Empress;

2 – a resistência das coroas In Ceram diminuiu significantemente após o teste de fadiga + fratura em ambiente seco e em água destilada quando comparado com a resistência à fratura sem fadiga. Além disso, os corpos-de-prova submetidos à fadiga em ambiente seco apresentaram valores numéricos superiores em relação à água destilada, porém sem diferença estatística. Os mesmos resultados foram encontrados para OPC™ e IPS Empress;

3 – para o teste de fadiga + fratura em ambiente seco, In ceram e OPC™ foram significantemente superiores quando comparado com a IPS Empress ($p<0,05$). Nenhuma diferença foi encontrada entre In Ceram e OPC™. Em água destilada nenhuma diferença foi encontrada entre In Ceram, OPC™ e IPS Empress.

Para os corpos-de-prova fixados com o cimento de ionômero de vidro (RGI – Lutrex):

1 – a resistência à fratura dos corpos-de-prova In Ceram foi significantemente maior do que para OPC™ e IPS Empress ($p<0,05$). Nenhuma diferença estatística foi encontrada quando OPC™ foi comparada com IPS Empress;

2 – a resistência das coroas In Ceram diminuiu significantemente após o teste de fadiga + fratura em água destilada, quando comparado com a resistência à fratura sem fadiga. Além disso, os corpos-de-prova submetidos à fadiga + fratura em ambiente seco apresentaram valores superiores em relação à água destilada, porém sem diferença estatística. Nenhuma diferença estatística foi encontrada entre a resistência à fratura e fadiga + fratura em ambiente seco. Os mesmos resultados foram encontrados para o sistema IPS Empress. Nenhuma diferença estatística foi encontrada para o sistema OPC™ quando a resistência à fratura foi comparada à (fratura + fadiga) a seco e em água destilada.

3 – para o teste de fadiga + fratura em ambiente seco, In Ceram foi significantemente superior quando comparado com OPC™ e IPS Empress ($p<0,05$). Nenhuma diferença foi encontrada entre o sistema OPC™ e IPS Empress. Os mesmos resultados foram encontrados para os corpos-de-prova submetidos ao teste de fadiga em água destilada.

10 – SUMMARY

10 - SUMMARY

The aims of this paper was to investigate the influencia of fatigue, on the fracture strength of In ceram, OPC™ and IPS Empress in both wet and dry environments, luted with zinc phosphate and glass ionomer cements

Fifty two crowns shapes with 8mm in diameter and 8.5mm height were fabricated for each ceramic system. After glazing, the crown shapes were cemented onto identical brass dies with zinc phosphate and glass ionomer cements. After, the specimens were then stored in distilled water at room temperature for 24 hours before testing. For each ceramic system luted with zinc phosphate and glass ionomer cement, ten specimens were tested for fracture strength without fatiguing at a crosshead speed of 1.0 mm per minute. The second group was submitted to a fatigue for 10,000 cycles , with minimum and maximum load of 20 and 300 N applied with the force profile in the form of a sine wave at 1 HZ, and fracture test in wet (8 specimens for each kind of ceramics and cement) and third group in a dry (8 specimens for each kind of ceramics and cement) environment; using a an Instron testing machine. The results were statistically analysed using a Mann-Whitney.

The results indicated that (1) – the fracture strength for In ceram using luted zinc phosphate and glass ionomer was significantly stronger than OPC™ and IPS Empress ($p<0.05$); (2) – when fatigued in a dry environment, In ceram crown shapes, luted with glass ionomer, were significantly stronger than OPC™ and IPS Empress ($p<0.05$). The same statistical differences were found when fatigued in a wet environment; (3) - for luted with zinc phosphate, when fatigued in a dry environment, In ceram and OPC™ were significantly stronger than IPS Empress ($p<0.05$); (4) – fatinguing and fracture testing showed a significant decrease in the frature strength for In ceram e IPS Empress in wet environment and no difference was found in dry environment. No difference was found for OPC™; (5) - the strength of the three ceramic systems, luted with zinc phosphate, decreased significantly after fatiguing in both dry and wet environments, compared with non fatigued. No difference was found between fatiguing in dry and wet environments.

Keywords: 1 – Ceramic; 2 – Fatigue; 3 - Cement

11 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

11 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS *

1) AMERICAM SOCIETY FOR TESTING MATERIALS E 206 Standard definitions of terms relating to fatigue testing and the statistical analysis of fatigue data *In:* **Annual Book of ASTM Standards,** Philadelphia (1979). Apud. White, S. N.,op. cit. ref 65.

2) ANDERSON, J.C. *et al.* **Materials science**. 4. ed. London : Chapman and Hall, 1990. 214p.

3) ANUSAVICE, K.J. Recent Developments in Restorative dental ceramics **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.124, n.2, p.72-84, Feb. 1993.

4) _____., HOJJATIE, B. Tensile stress in glass-ceramic crowns: Effects of flaws and cement voids. **Int. J. Prosthodont.,** Carol Stream, v. 5, p. 351-358, July/Aug. 1992.

5) BACCETTI, T., GIOVANNONI, A., BERNARDINI, V. D. Restorative to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns **Int. J. Prosthod.**, Carol Stream, v.7 n.2, p.149-154, Mar/Apr 1994.

6) BERNAL, G. *et al.* Thef effect of finish line form and luting agent on the breaking strength of Dicor crowns **Int. J. Prosthod.**, Carol Stream, v.6. n.3, p.286-290, May/June 1993.

7) BRECKER, S. C. Procelain baked to gold – a new medium in prosthodontics **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.6, n.6, p.801-810, Nov. 1956.

* De acordo com a NBR-6023 de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviaturas de periódicos de conformidade com a "World List of Scientific Periodicals"

8) BROWN, M. H., SORENSEN, S. E. Aluminous porcelain and its role in fixed prosthodontics **J. prosth. Dent.,** St. Louis, v.42, n.5, p.507-514, Nov. 1979.

9) BRUCKEL, C. E., OCAMPO, R. R. Compressive strengths of a new foil and porcelain-fused-to-metal crowns **J. prosth. Dent.,,**St. Louis, v.57, n.4, p.404-410, Apr. 1987.

10) BUITHIEU, H., NATHANSON, D. Effect of ionomer base on ceramic resistance to fracture **J. dent. Res.**, Chicago, v.72, n.1, p.175, Jan. 1993 [Abstract, 572].

11) CLARK, M.T., RICHARDS, M.W., MEIRS, J.C. Seating accuracy and fracture of vented and nonvented ceramic crowns luted with three cements. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74 n.1, p.18-29, july 1995.

12) CONOD, H. **Rev. mens. Suisse d' Odontol.**, v.47, p.485, 1937. *Apud* LEHMAN, M.L., HAMPSON, E.L. *Op. cit.* Ref. 36.

13) CORRER SOBRINHO, L., CATTELL, M.J., KNOWLES, J.C. Fracture strength of all-ceramic crowns. 1997. Biomaterials, [No prelo].

14) DELLA BONA, A. **Bond strength testing and the effectiveness of ceramic repair techniques.** Sheffield. 1993. 81p. Tese (Mestrado) – Universidade de Sheffield, Inglaterra, . Departamento de Odontologia Restauradora.

15) DELLA BONA, A. Ceramicas: desenvolvimento e tecnologia **RFO UPF,** Passo Fundo, v.1, n.1, p.13-23, jan./jun. 1996.

16) DE LONG, R., GOODKIND, R.J., DOUGLAS, W.H. Corrosion fatigue of the bond between nickel-chrome casting alloys and porcelain. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.52 n.3, p. 344-348, Sept. 1984.

17) DIETSCHI, D. *et al.* In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. **Quintessence Int.,** Berlin, v.21 n.10, p. 823-831, Oct. 1990.

18) DONG, J.K. *et al.* Heat-pressed ceramics technology and strength **Int. J. prosthod.**, Carol Stream, v.5, n.1, p.9-16, Jan/Feb 1992.

19) DOYLE, M.G. *et al.* The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Parte 2 **Int. J. prosthod.**, Carol Stream, v.3. n.3, p.241-248, May/June 1990.

20) FAIRHURST, C. W. Dental ceramics: the state of the science **Adv. Dent. Res.**, Washington, v.6, p.78-81, 1992. *Apud* DELLA BONNA, A. *Op. cit.* Ref. 15.

21) _____. *et al.* Fatigue parameters of a model feldspathic porcelain **J. dent. Res.**, Chicago, v.72, n.1, p.175, March. 1993 [Abstract, 573].

22) FRIENDLANDER, L.D. *et al.* The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns Part 1 **Int. J. Prosthod.**, Carol Stream, v.3, n.2, p.159-168, Mar/Apr. 1990.

23) GREY, N.J.A., PIDDOCK, V., WILSON, M.A. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system **J. dent.**, Bristol, v.21, n.1, p.47-51, Feb. 1993.

24) GROTEN, M., PROBSTER, L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns **Int. J. prosthod.**, Carol Stream, v.10, n.2, p.169-177, Mar/Apr 1997.

25) HOLLOWAY, J.A., DENRY, I.L., ROSENSTIEL, S.F. Surface layer characterization after dual ion exchange of a leucite-reinforced dental porcelain **Int. J. prosthod.**, Carol Stream, v.10, n.2, p.136-141, Mar/Apr 1997.

26) HONDRUM, S.O. The strength of cemented alumina core an magnesia core crowns **Int. J. Prosthod.**, Carol Stream, v.1, n.2, p.190-195, Mar/Apr 1988.

27) _____., O'BRIEN, W. J. The strength of alumina and magnesia core crowns **Int. J. Prosthod.**, Carol Stream, v.1, n.1, p.67-72, Jan. 1988.

28) INTERNATIONAL STANDARDS ORGANIZATION General principles for fatigue testing of metals, Geneva, 1964. *Apud*. WHITE, S. N. O*p. cit.* Ref. 65.

29) JONES, D.M. Chemical strengthening of three dental porcelain materials in dental porcelain, the state of the Art-1977 ed. Yamada, H.N. p.342, Los Angeles. University of California. *Apud* MACLEAN, J. W. *Op. cit.* Ref. 43.

30) JONES, D.M. The strength and strengthening mechanisms of dental ceramics in dental ceramics. Procedings of the first international symposium on ceramics. ed. Mclean, J. W. Chicago: **Quintessence** 1983. *Apud.* MCLEAN, J. W., HUGHES, T. H. *Op. cit.* Ref. 43.

31) _____. Development of dental ceramics:an historical perspective **Dent. clin. North Am.**, Cherry Hil, v.29, n.4, p.621-644, Oct. 1985.

32) KANG, S.K., SORENSEN, J.A., AVERA, S.P. Fracture strength of ceramic crown systems. **J. Dent. Res.,** Washington, v.71, p.321, March 1992. [Abstract, 1723].

33) KELLY, J.R. *et al.* Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restoration. **Int. J. Prosthodont.,** Carol Stream, v.3 n.5, p.430-440, Sept./Oct. 1990.

34) KOLBER, K.H., LUDWIG, K. Maximale kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. **Dent. Labor**., Munchen, v.31, p.55-60, 1983. *Apud* PROBSTER, L. O*p. cit.* Ref. 54.

35) LEONE, E. F., FAIRHURST, C. W. Bond strength and mechanical properties of dental porcelain enamels **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.18, n.2, p.155-159, Aug. 1967.

36) LEHMANN, M. L., HAMPSON, E. L. A study of strain patterns in jacket crowns on anterior teeth resulting from different tooth preparations. **Br. dent. J.,** London, v. 113, n. 10, p.337-345, Nov. 1962.

37) LUDWIG, K. Studies on the ultimate strength of all-ceramic crowns **Dent. Labor,** Munchen, n.5, p.647-651, May 1991.

38) MACCULLOCH, W.T. Advances in dental ceramics **Br. dent. J.,** London, v.124, n.8, p.361-365, Apr. 1968.

39) McCORMICK, J. T. et al. Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramics crown. **Quintess. Int.**, Berlin, v.24, n.6, p.405-408, June 1993.

40) MCLEAN, J. W., SCED, I. R. The bonded alumina crown 1. The bonding of platinum to aluminous dental porcelain using tin oxide coatings. **Aust. dent. J.**, Sydney, v.21, n.2, p.119-127, Apr. 1976.

41) _____. The science and art of dental ceramics **Operative Dent.**, Seattle, v.16, n.4, p.149-156, Jul/Aug. 1991.

42) _____. HUGHES, T. H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides **Br. dent. J.**, London, v.119, n.6, p.251-267, Sept. 1965.

43) McINNES-LEDOUX, B.M, LEDOUX W.R., WEINBERG, R. A bond strength study of luted castable ceramic restorations. **J. Dent. Res.**, Washington, v.68 n.5, p.823-825, May 1989.

44) MICHALSKE, T.A., FREIMAN, S.W. A molecular mechanism for stress corrosion in vitreous silica. **J. Am. Ceramics Soc.**, Chicago, v. 66, p.284-288, 1983. Apud. MORENA, R. et al. Op. cit. Ref. 45.

45) MORENA, R. *et al.* Fatigue of dental ceramics in a similated oral enviroment **J. dent. Res.**, Chicago, v.65, n.7, p.993-997, June 1986.

46) MYERS, M. L. *et al.* Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain **Int. J. Prosthod.**, Carol Stream, v.79, n.6, p.549-553, Nov/Dec. 1994.

47) _____. *et al.* Effect of stressing rate and environment on fractura strength of porcelain **J. dent. Res.**, Washington, v.72, n.1, p.175, Mar. 1994. [Abstract, 575].

48) NIELSEN, L.E. Simple theory of stress-strain properties of filled polymeris. **J. Appl. Polym. Sci.,** New York, v.10, p.97-193, 1966.

49) OILO, G. Adaptation of luting cement to enamel, dentin and rstorative material. **Acta Odont. Scand.,** Oslo, v.35 n.2, p.149-156, May/June 1978. Apud HONDRUM, S.O. Op. cit. Ref. 26.

50) PANZERA, C. **OPC™ The new and improved pressable ceramic.** Brochure : Jeneric Pentron, 1997.

51) PETTROW, J. N. Pratical factors in building and firing characteristics of dental porcelain **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.11, n.2, p.334-344, Mar/Apr. 1961.

52) PHILLIPS, R. W. **Skinner's science of dental materials.** 10. ed. Philadelphia : W.B. Saunders, 1996. cap. 26.

53) PHILP, G. K., BRUCKL, C. E. Compressive strengths of conventional, twin foil and all-ceramic crown **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.52, n.2, p.215-220, Aug. 1984.

54) PROBSTER, L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns **Int. J. Prosthod.**, Carol Stream, v.5, n.5, p.409-414, Sept/Oct. 1992.

55) RILEY, E.J. Ceramo-metal restoration. State of the science. **Dent. Clin. North Am.,** Philadelphia, v.21, p.669-682, July 1977.

56) SCHERRER, S.S., RIJK, W.G. The effect of crown length on the fracture resistance of posterior porcelain and glass-ceramic crowns **Int. J. Prosthod.,** Carol Stream, v.5, n.6, p.550-557, Nov/Dec. 1992.

57) _____., _____. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli **Int. J. Prosthod.,** Carol Stream, v.6, n.5, p.462-467, Sept/Oct. 1993.

58) SEGHI, R.R. *et al.* Flexural strength of new ceramic materials **J. dent. Res.**, Chicago, v.69, n.1, p.299, Mar. 1990. [Abstract, 1521]

59) SHERRIL, C.A., O'BRIEN, W.J. Transverse strength of aluminous and feldspatic porcelain. **J. Dent. Res**., Washington, v.53 n.3, p.683-690, May/June 1974.

60) SONNENBURG M. *et al.* Zur Balastung der Zahne desmenchlichen Kiefers. **Zahn Mund und Kieferhellkd,** Berlin, v.66, p.125-132, 1978. *Apud* PROBSTER, L. O*p. cit.* Ref. 54.

61) SOUTHAN, D.E., JORGENSEN, K.D. The endurance limit of dental porcelain. **Aust. Dent. J.,** Saint Leonards, v.19 n.1, p.7-11, Feb. 1974.

62) TYLMAN, S.D. **Theory and practice of crown and bridge prosthesis**. London : H. Kimpton, 1954. *Apud* LEHMAN, M.L., HAMPSON, E.L. *Op. cit.* Ref. 37.

63) VAN NOORT, R. **Introduction to dental materials.** London : Mosby Books, 1994. *Apud.* DELLA BONNA, A. O*p. cit.* Ref. 15.

64) WEINSTEIN, M., KATZ, S., WEINSTEIN, A. B. **Fused porcelain to metal teeth U. S. Pat. 3.052.982 and 3.052.983**, 1962. *Apud* DELLA BONNA, A. *Op. cit.* Ref. 15.

65) WHITE, S. N. Mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain **Dent. Mater.**, Washington, v.9, n.4, p.260-264, Jul. 1993.

66) WISKOTT, A., NICHOLLS, J.I., BELSER, U.C. Stress fatigue basic principles and prosthodontic implications. **Int. J. Prosthodont.**, Carol Stream, v.8 n.2, p.105-116, Mar./Apr. 1995.

67) WOHLWEND, A., STRUB, J.R., SCHARER, P. Metal ceramic all-porcelain restorations: Corrent Considerations **Int. J. prosthod.**, Carol Stream, v.2, n.1, p.13-26, Jan/Fev. 1989.

68) YOSHINARI, M., DERAND, T. Fracture strength of all-ceramic crowns **Int. J. Prosthod.,** Carol Stream, v.7, n.4, p.329-338, Jul/Aug. 1994.

69) ZENG, K., ODEN, A., ROWCLIFFE, D. Flexure tests on dental ceramics. **Int. J . Prosthod.,** Carol Stream, v.9 n.5, p.434-439, Sept./Oct. 1996.

12 – APÊNDICE

12 – APÊNDICE

12 . 1 – RESULTADOS ORIGINAIS

TABELA 4 – Resultados médios de resistência à fratura (N) da cerâmica In Ceram, fixada com os cimentos de fosfato de zinco (Orthostan) e o ionômero de vidro (RGI – Lutrex).

Amostras	Média de resistência à fratura (N)	
	Fosfato de Zinco	Ionômero de Vidro
1	2082	1171
2	2359	1171
3	2104	1244
4	1369	1457
5	2088	1180
6	1586	1263
7	1917	1280
8	1873	1284
9	1498	1190
10	2135	1322
Média	**1901**	**1256**
Desvio padrão	**± 303**	**± 84**

TABELA 5 – Resultados médios de resistência à fadiga + fratura (N) a seco e em água destilada, da cerâmica In Ceram, fixada com os cimentos de fosfato de zinco (Orthostan) e ionômero de vidro (RGI – Lutrex).

Amostras	Resistência à fadiga + fratura			
	Fosfato de Zinco		Ionômero de Vidro	
	Seco	Água Dest.	Seco	Água Dest.
1	1536	1584	1219	1083
2	1495	1315	1141	963,6
3	1315	1458	1223	1280
4	1732	1217	1092	1083
5	1829	1516	1264	1202
6	1522	1424	1095	1096
7	1437	1506	1227	799,4
8	1940	1359	990	1090
Média	**1601**	**1422**	**1156**	**1075**
Desvio padrão	**± 198**	**± 112**	**± 87**	**± 136**

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA

1850

TABELA 6 – Resultados médios de resistência à fratura (N) da cerâmica OPC^{TM} , fixada com os cimentos de fosfato de zinco (Orthostan) e o ionômero de vidro (RGI – Lutrex).

Amostras	**Média de resistência à fratura (N)**	
	Fosfato de Zinco	**Ionômero de Vidro**
1	1980	855
2	1812	841
3	1314	1286
4	1705	1092
5	1771	708
6	1872	801
7	2048	992
8	1620	1371
9	1680	1000
10	1705	1020
Média	**1751**	**997**
Desvio padrão	**194**	**200**

TABELA 7 – Resultados médios de resistência à fadiga + fratura (N) a seco e em água destilada da cerâmica OPC™, fixada com os cimentos de fosfato de zinco (Orthostan) e ionômero de vidro (RGI – Lutrex).

Amostras	Resistência à fadiga + fratura			
	Fosfato de Zinco		Ionômero de Vidro	
	Seco	Água Dest.	Seco	Água Dest.
1	1725	1666	739,2	561,3
2	1320	1650	686,4	960
3	1580	1305	1014,5	900,3
4	1692	1507	1060	1001
5	1642	1230	954,3	713,1
6	1602	1270	1052	945,6
7	1539	1546	840	715,3
8	1590	1561	954,5	950
Média	**1586**	**1467**	**924**	**843**
Desvio padrão	**116**	**162**	**151**	**149**

TABELA 8 – Resultados médios de resistência à fratura (N) da cerâmica IPS Empress, fixada com os cimentos de fosfato de zinco (Orthostan) e o ionômero de vidro (RGI – Lutrex).

Amostras	**Média de resistência à fratura (N)**	
	Fosfato de Zinco	**Ionômero de Vidro**
1	1498	1054
2	1530	841
3	1390	733,7
4	1629	754
5	1716	710,3
6	1635	863,6
7	1564	829,2
8	1719	846,6
9	1722	824
10	1427	714,1
Média	**1583**	**817**
Desvio padrão	**115**	**96**

TABELA 9 – Resultados médios de resistência à fadiga + fratura (N), a seco e em água destilada, da cerâmica IPS Empress, fixada com os cimentos de fosfato de zinco (Orthostan) e ionômero de vidro (RGI – Lutrex).

Amostras	Resistência à fadiga + fratura			
	Fosfato de Zinco		Ionômero de Vidro	
	Seco	Água Dest.	Seco	Água Dest.
1	1415	1090	754,4	614,9
2	1626	996,6	863,6	733,7
3	1115	1356	715,1	530
4	1386	1612	713	829,2
5	1018	1221	507,2	841
6	1564	1490	891	571,2
7	1329	1120	547,2	587,9
8	1539	1397	1054	593,9
Média	**1374**	**1285**	**756**	**663**
Desvio padrão	**201**	**200**	**169**	**114**

12.2 – ANÁLISE ESTATÍSTICA

FATOR : Cerâmica; Cimento (fosfato de zinco); Fratura e Fadiga

IFZ – In ceram, fratura, fosfato de zinco

IFTZD – In ceram, fadiga, fosfato de zinco, seco

IFTZW – In ceram, fadiga, fosfato de zinco, água destilada

OFZ – OPC™, fratura, fosfato de zinco

OFTZD – OPC™, fadiga, fosfato de zinco, seco

OFTZW – OPC™, fadiga, fosfato de zinco, água destilada

EFZ – IPS Empress, fratura, fosfato de zinco

EFTZD – IPS Empress, fadiga, fosfato de zinco, seco

EFTZW – IPS Empress, fadiga, fosfato de zinco, água destilada

1 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C1 C2;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFZ	N = 10	Median =	1999.5
IFTZD	N = 08	Median =	1529.0

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 350.5

Point estimate for ETA1 – ETA2 is (2.9, 602.0)

W = 118.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0456

2 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C1 C3;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFZ	N = 10	Median =	1999.5
IFTZW	N = 08	Median =	1441.0

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 558.0

95.4 pct c.i for ETA1 – ETA2 is (151.9, 744.9)

W = 127.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0051

3 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C2 C3;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFTZD	N = 08	Median =	1529.0
IFTZW	N = 08	Median =	1441.0

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 155.5

95.9 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (- 21.1, 405.1)

W = 84.5

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0929

The test is significant at 0.0927 (adjusted for ties)

Cannot reject at alpha = 0.05

4 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C4 C5;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

OFZ	N = 10	Median =	1738.0
OFTZD	N = 08	Median =	1596.0

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 156.5

95.4 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (18.0, 355.9)

W = 120.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0295

The test is significant at 0.0294 (adjusted for ties)

5 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C4 C6;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

OFZ	N = 10	Median =	1738.5
OFTZW	N = 08	Median =	1526.5

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 308.0

95.4 pct c.i for ETA1 – ETA2 is (84.1, 474.9)

W = 128.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0039

The test is significant at 0.0039 (adjusted for ties)

6 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C5 C6;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

OFTZD	N = 08	Median =	1596.0
OFTZW	N = 08	Median =	1526.5

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 82.0

95.9 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (- 48.1, 332.0)

W = 83.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.1278

Cannot reject at alpha = 0.05

7 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C7 C8;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

EFZ	N = 10	Median =	1596.5
EFTZD	N = 08	Median =	1400.5

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 177.5

95.4 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (9.0, 389.9)

W = 120.5

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0263

The test is significant at 0.0263 (adjusted for ties)

8 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C7 C9;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

EFZ	N = 10	Median =	1596.5
EFTZW	N = 08	Median =	1288.5

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 308.0

95.4 pct c.i for ETA1 – ETA2 is (104.0, 501.5)

W = 127.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0051

9 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C8 C9;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

EFTZD	N = 08	Median =	1400.5
EFTZW	N = 08	Median =	1288.5

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 91.0

95.9 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (- 161.1, 343.2)

W = 76..0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.4309

Cannot reject at alpha = 0.05

10 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C1 C4;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFZ N = 10 Median = 1999.5

OFZ N = 10 Median = 1738.0

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 201.5

95.5 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (-131.0, 402.1)

W = 124.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.1620

The test is significant at 0.1618 (adjusted for ties)

Cannot reject at alpha = 0.05

11 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C1 C7;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFZ N = 10 Median = 1999.5

EFZ N = 10 Median = 1596.5

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 378.5

95.5 pct c.i for ETA1 – ETA2 is (21.9, 574.0)

W = 132.5

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0413

The test is significant at 0.0039 (adjusted for ties)

12 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C4 C7;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

OFZ	N = 10	Median =	1738.0
EFZ	N = 10	Median =	1596.5

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 176.0

95.5 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (- 9.0, 329.1)

W = 131.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0539

The test is significant at 0.0538 (adjusted for ties)

Cannot reject at alpha = 0.05

13 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C2 C5;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFTZD	N = 08	Median =	1529.0
OFTZD	N = 08	Median =	1596.0

Point estimate for ETA1 – ETA2 is -44.0

95.9 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (-196.9, 227.1)

W = 64.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.7132

Cannot reject at alpha = 0.05

14 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C2 C8;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFTZD	N = 08	Median =	1529.0
EFTZD	N = 08	Median =	1400.5

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 196.5

95.9 pct c.i for ETA1 – ETA2 is (-44.0,476.9)

W = 82.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.1563

Cannot reject at alpha = 0.05

15 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C5 C8;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

OFTZD	N = 08	Median =	1596.0
EFTZD	N = 08	Median =	1400.5

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 190.5

95.9 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (15.9,465.1)

W = 88.5

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0357

The test is significant at 0.0356 (adjusted for ties)

16 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C3 C6;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFTZW	N = 08	Median =	1441.0
OFTZW	N = 08	Median =	1526.5

Point estimate for ETA1 – ETA2 is -54.0

95.9 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (-226.0, 153.9)

W = 61.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.4948

Cannot reject at alpha = 0.05

17 - MTB > Mann-Whitney 17 - 95.0 C3 C9;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFTZW	N = 08	Median =	1441.0
EFTZW	N = 08	Median =	1288.5

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 132.5

95.9 pct c.i for ETA1 – ETA2 is (-81.9,363.1)

W = 81.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.1893

Cannot reject at alpha = 0.05

FATOR : Cerâmica; Cimento (Ionômero de vidro); Fratura e Fadiga

IFG – In ceram, fadiga, ionômero de vidro

IFTGD – In ceram, fadiga, , ionômero de vidro ionômero de vidro, seco

IFTGW – In ceram, fadiga, ionômero de vidro, água destilada

OFG – OPC™, fratura, ionômero de vidro

OFTGD – OPC™, fadiga, ionômero de vidro, seco

OFTGW – OPC™, fadiga, ionômero de vidro, água destilada

EFG – IPS Empress, fratura, ionômero de vidro

EFTGD – IPS Empress, fadiga, ionômero de vidro, seco

EFTGW – IPS Empress, fadiga, ionômero de vidro, água destilada

1 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C1 C2;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFG	N = 10	Median =	1253.5
IFTGD	N = 08	Median =	1180.0

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 79.0

95.4 pcp c.i. for ETA1 – ETA2 is (-1.0, 190.0)

W = 117.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0561

The test is significant at 0.0560 (adjusted for ties)

Cannot reject at alpha = 0.05

2 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C1 C3;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFG	N = 10	Median =	1253.5
IFTGW	N = 08	Median =	1086.5

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 175.0

95.4 pct c.i for ETA1 – ETA2 is (78.0,316.5)

W = 124.5

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0100

The test is signifant at 0.0099 (adjusted for ties)

3 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C2 C3;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFTGD	N = 08	Median =	1180.0
IFTGW	N = 08	Median =	1086.5

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 60.0

95.9 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (- 61.0, 181.0)

W = 82.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.1563

The test is significant at 0.1559 (adjusted for ties)

Cannot reject at alpha = 0.05

4 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C4 C5;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

OFG	N = 10	Median =	996.0
OFTGD	N = 08	Median =	954.4

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 43.3

95.4 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (-145.0,280.7)

W = 102.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.5636

Cannot reject at alpha = 0.05

5 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C4 C6;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

OFG	N = 10	Median =	996.0
OFTGW	N = 08	Median =	922.9

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 122.7

95.4 pct c.i for ETA1 – ETA2 is (-90.5,369.9)

W = 111.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.1684

Cannot reject at alpha = 0.05

6 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C5 C6;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

OFTGD	N = 08	Median =	954.4
OFTGW	N = 08	Median =	922.9

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 95.5

95.9 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (- 110.0,244.7)

W = 79.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.2701

Cannot reject at alpha = 0.05

7 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C7 C8;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

EFG	N = 10	Median =	826.6
EFTGD	N = 08	Median =	734.7

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 55.3

95.4 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (-66.9,206.9)

W = 101.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.6251

The test is significant at 0.6247 (adjusted for ties)

Cannot reject at alpha = 0.05

8 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C7 C9;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

EFG	N = 10	Median =	826.6
EFTGW	N = 08	Median =	604.4

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 161.3

95.4 pct c.i for ETA1 – ETA2 is (11.8,258.0)

W = 120.5

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0263

The test is significant at 0.0261 (adjusted for ties)

9 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C8 C9;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

EFTGD	N = 08	Median =	734.7
EFTGW	N = 08	Median =	604.4

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 120.1

95.9 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (- 86.6,276.1)

W = 77..0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.3720

Cannot reject at alpha = 0.05

10 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C1 C4;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFG	N = 10	Median =	1253.5
OFG	N = 10	Median =	996.0

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 282.0

95.5 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (151.0, 439.0)

W = 138.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0140

The test is significant at 0.0140 (adjusted for ties)

11 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C1 C7;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFG	N = 10	Median =	1253.5
EFG	N = 10	Median =	826.6

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 439.0

95.5 pct c.i for ETA1 – ETA2 is (347.0,530.0)

W = 155.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0002

The test is significant at 0.0002 (adjusted for ties)

12 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C4 C7;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

OFG N = 10 Median = 996.0

EFG N = 10 Median = 826.6

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 157.7

95.5 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (- 2.2,309.7)

W = 130.5

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0588

The test is significant at 0.0587 (adjusted for ties)

Cannot reject at alpha = 0.05

13 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C2 C5;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFTGD N = 08 Median = 1180.0

OFTGD N = 08 Median = 954.4

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 208.5

95.9 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (73.9,401.8)

W = 94.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0074

14 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C2 C8;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFTGD	N = 08	Median =	1180.0
EFTGD	N = 08	Median =	734.7

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 384.3

95.9 pct c.i for ETA1 – ETA2 is (228.4,551.1)

W = 99.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0014

15 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C5 C8;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

OFTGD	N = 08	Median =	954.4
EFTGD	N = 08	Median =	734.7

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 189.7

95.9 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (-26.5,390.6)

W = 84.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.1036

Cannot reject at alpha = 0.05

16 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C3 C6;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFTGW	N = 08	Median =	1086.5
OFTGW	N = 08	Median =	922.9

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 198.4

95.9 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (84.0,380.7)

W = 61.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0074

The test is significant at 0.0074 (adjusted for ties)

17 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C3 C9;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

IFTGW	N = 08	Median =	1086.5
EFTGW	N = 08	Median =	604.4

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 459.4

95.9 pct c.i for ETA1 – ETA2 is (249.1,552.9)

W = 81.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0019

The test is significant at 0.0019 (adjusted for ties)

18 - MTB > Mann-Whitney 95.0 C6 C9;

SUBC > Alternative 0.

Mann-Whitney confidence Interval and test

OFTGW	N = 08	Median =	922.9
EFTGW	N = 08	Median =	604.4

Point estimate for ETA1 – ETA2 is 169.1

95.9 pct c.i. for ETA1 – ETA2 is (-10.0,370.1)

W = 87.0

Test of ETA1 = ETA2 vs. ETA1 n.e. ETA2 is significant at 0.0520

Cannot reject at alpha = 0.05