

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA**

MAX VON SCHALCH



**ESTUDO DA FADIGA FLEXURAL DE PORCELANA
FELDSPÁTICA: EFEITO DA CICLAGEM MECÂNICA
E LIMITE DE RESISTÊNCIA PELO MÉTODO DE
ESCADA**

**ARARAQUARA
2006**



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA**

MAX VON SCHALCH

**ESTUDO DA FADIGA FLEXURAL DE PORCELANA
FELDSPÁTICA: EFEITO DA CICLAGEM MECÂNICA
E LIMITE DE RESISTÊNCIA PELO MÉTODO DE
ESCADA**

**Tese apresentada à Faculdade
de Odontologia de Araraquara,
da Universidade Estadual
Paulista “Júlio de Mesquita
Filho”, para obtenção do título
de Doutor em Reabilitação Oral
– área de concentração: Prótese.**

**Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto dos
Santos Cruz**

**ARARAQUARA
2006**

Schalch, Max Von

Estudo da fadiga flexural de porcelana feldspática: efeito da ciclagem mecânica e limite de resistência pelo método de escada / Max Von Schalch. – Araraquara : [s.n.], 2006.

91 f. ; 30 cm.

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

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz

1. Materiais dentários 2. Porcelana dentária 3. Fadiga I.
Título.

MAX VON SCHALCH

**ESTUDO DA FADIGA FLEXURAL DE PORCELANA FELDSPÁTICA:
EFEITO DA CICLAGEM MECÂNICA E LIMITE DE RESISTÊNCIA
PELO MÉTODO DE ESCADA**

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz

2^o examinador: Prof. Dr. Sicknan Soares da Rocha

3^o examinador: Prof. Dr. André Ulisses Dantas Batista

4^o examinador: Profa. Dra. Renata Garcia Fonseca

5^o examinador: Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz

Araraquara, 8 de março de 2006

DADOS CURRICULARES

MAX VON SCHALCH

NASCIMENTO 21/11/1978 – Analândia-SP

FILIAÇÃO Ubiramar Augusto Schalch
Ana Maria Pistarini Schalch

1997-2000 Curso de Graduação
Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

2001-2003 Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral
(Prótese), nível de Mestrado, na Faculdade de
Odontologia de Araraquara – UNESP.

2003-2006 Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral
(Prótese), nível de Doutorado, na Faculdade de
Odontologia de Araraquara – UNESP.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Ubiramar Augusto Schalch** e **Ana Maria Pistarini Schalch**, por acreditarem no meu potencial, pelo apoio financeiro e pelo exemplo de honestidade e caráter que representam. Dedico-lhes, com todo amor, este trabalho;

Ao meu irmão **Erik Von Schalch**, pela amizade e pelo incentivo nesta etapa da minha vida;

À minha querida namorada **Lígia Gobato Tiozzo**. Eu precisaria de muitas páginas para descrever suas virtudes e o quanto me ajudou nesta fase da minha vida. Obrigado por ser minha companheira e por me fazer feliz;

Ao meu grande amigo **Raphael Freitas de Souza** e toda sua família, pela amizade e pela imensa ajuda prestada durante o meu curso de Pós-Graduação.

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP**,
pela oportunidade de realizar minha graduação e pós-graduação;

À **CAPES**, pela concessão da bolsa de Doutorado;

À **FUNDUNESP E FAPESP**, pela concessão de auxílio à
pesquisa, permitindo a realização deste trabalho;

Aos **professores** do Departamento de Materiais
Odontológicos e Prótese, pela participação direta na minha
formação de Mestre e Doutor em Reabilitação Oral;

Ao meu orientador, Professor Doutor **Carlos Alberto dos
Santos Cruz**, pela amizade e pela dedicação prestada à
realização deste trabalho;

Ao Professor Doutor **Gelson Luis Adabo**, responsável
direto pelo meu aprendizado inicial em pesquisa odontológica e
pela amizade;

Aos Professores Doutores **Luis Geraldo Vaz, Renata Garcia Fonseca, Sicknan Soares da Rocha e André Dantas Batista**, por formarem a Banca Examinadora deste trabalho;

Aos colegas de Pós-Graduação, **Alessandro, André, Eduardo, Fabiana, Fabiano, Janaina, Karin, Nara, Pollyana, Raphael, Rosângela, Sabrina, Sicknan, Susana, Túlio, Vanessa e Weber**, pela ajuda e pela amizade durante o curso de Pós-Graduação;

Aos companheiros de trabalho e colegas de Pós-Graduação **Eduardo Andrade de Oliva e João Gustavo Rabelo Ribeiro**, pela amizade e colaboração no desenvolvimento desta tese;

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, especialmente à **Marta**, pela grande amizade e pela ajuda na impressão dos exemplares deste trabalho;

Aos **funcionários da Biblioteca** da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, pela ajuda durante a realização das referências bibliográficas deste trabalho.

À minha “segunda família”, composta por dona **Domingas Ortence de Lemos, Glória Aparecida Gobato, Lígia Gobato Tiozzo e Flávio Augusto Gobato Tiozzo**. Obrigado pela ajuda, pelo carinho e pelo respeito que têm por mim;

Aos meus amigos de graduação **Allysson, Caio, Fabiano, Fábio, Ivens, Raphael e Wagner**, e aos meus amigos de Analândia **Cassiana, Daniel, José Mário, Leonardo, Mauro, Nando e Ricardo**, pelo companheirismo, amizade e momentos de alegria;

Ao amigo protético **Denílson**, pela ajuda na parte experimental deste trabalho;

Aos grandes amigos **Ana Paula da Costa, Célia Assoni e Fabiano Rodrigues**, pela ajuda e pela oportunidade de trabalho em consultório, nas cidades de Analândia e Araraquara.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	9
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	14
2.1 RESISTÊNCIA À FLEXÃO EM TRÊS PONTOS.....	15
2.2 LIMITE DE RESISTÊNCIA À FADIGA.....	19
2.3 LIMITE DE RESISTÊNCIA À FADIGA PELO MÉTODO DE ESCADA	26
2.4 CICLAGEM MECÂNICA.....	33
3 PROPOSIÇÃO.....	43
4 MATERIAL E MÉTODO.....	46
5 RESULTADO E DISCUSSÃO	59
6 CONCLUSÃO	76
7 REFERÊNCIAS	78
RESUMO	86
ABSTRACT.....	89

1 INTRODUÇÃO

As propriedades mecânicas representam importante fator que controla o prognóstico das restaurações dentárias. Normalmente, estresses de tração, compressão e cisalhamento, que são induzidos pelas forças da mastigação, podem ser simulados na maioria dos ensaios laboratoriais. Dentre eles, para se avaliar a resistência limite dos materiais restauradores a estas situações, o teste de resistência à flexão é um dos mais adequados³⁷.

A resistência à flexão de um material pode ser obtida por três tipos de testes: o teste biaxial, o teste em três pontos e o teste em quatro pontos. Embora o teste em três pontos tenha como desvantagem uma área menor do espécime submetida ao esforço, com valores numéricos de resistência e coeficiente de variação maiores em relação aos outros ensaios, provavelmente por sua simplicidade, é preconizado pela ISO²⁰ e largamente utilizado na literatura⁴⁷.

Diversos estudos têm avaliado a resistência à flexão dos materiais odontológicos^{8,9,19,31,32,36,37,47}, entretanto, este teste mostra valores de resistência em situação imediata após a aplicação da carga, sem considerar fatores que simulam as condições dos ciclos mastigatórios no ambiente bucal. Segundo Kelly²², as restaurações podem estar sujeitas a mais de 10 milhões de ciclos acima de 200N, numa área de contato com dentes

antagonistas de 2mm² a 4mm². Por isso, os resultados do teste estático não devem ser usados, isoladamente, para prever o desempenho a longo prazo destes materiais.

Assim, para se avaliar ou estimar a longevidade das restaurações, são necessários, em complemento, estudos clínicos e testes laboratoriais com características dinâmicas.

Um ensaio clínico é um tipo de estudo analítico intervencional, cujos sujeitos são pacientes. O principal objetivo deste teste é avaliar o possível efeito de uma intervenção terapêutica num grupo de pessoas escolhidas de forma aleatória. Apesar de produzir evidência para causa e efeito, são geralmente caros e exigem muito tempo¹⁸.

Nos testes laboratoriais dinâmicos de ciclagem mecânica e de resistência à fadiga, o comportamento destes materiais pode ser avaliado pela fadiga mecânica, fenômeno que origina falhas quando um material é submetido a ciclos de cargas ou tensões em valores inferiores em relação à resistência máxima do mesmo³⁴.

Na ciclagem mecânica, os espécimes são previamente submetidos a ciclos que simulam a mastigação, sem fraturá-los, e posteriormente, é aplicado o teste mecânico desejado. Os principais objetivos deste teste são induzir o envelhecimento mecânico e avaliar a possibilidade de redução da resistência de um material que será submetido a um ensaio com característica estática^{1,10,12,33,39}.

Em alguns trabalhos na literatura ocorre um conflito conceitual entre a ciclagem mecânica e a resistência à fadiga^{10,11,12,40}. Porém, diferentemente da ciclagem mecânica, no ensaio de fadiga os espécimes são ciclados até sua fratura. O valor limite de tensão abaixo do qual o corpo-de-prova suporta um número de ciclos infinito sem falhar é denominado de limite de resistência à fadiga³⁸.

O limite de resistência à fadiga pode ser obtido utilizando-se, principalmente, três métodos distintos: método de determinação dos parâmetros de fadiga, método contínuo e método de escada.

O primeiro teste descrito utiliza as variações observadas na relação entre diferentes velocidades de aplicação de tensão e os valores de resistência obtidos na fratura. Os parâmetros de fadiga (n – constante de propagação de fenda e σ_{f0} – limite de resistência à fadiga) são obtidos por regressão linear, a partir de constantes logarítmicas das relações descritas acima^{17,25,27,28,41}.

No método contínuo, sob diferentes níveis pré-fixados de tensão, progressivamente decrescentes em relação à resistência máxima, obtém-se o número de ciclos que cada espécime suporta até a fratura. Com estes dados, é realizado o cálculo matemático do limite de resistência à fadiga²⁶.

No método de escada, o número de ciclos é previamente fixado e os espécimes recebem inicialmente tensões com magnitude de 60% a 70% da

tensão máxima suportada pelo material no ensaio estático correspondente. Dependendo do comportamento do material quanto à ocorrência ou não de fratura, a tensão é aumentada ou diminuída, empregando-se incremento fixo nas fases seguintes. Após a realização do teste, são utilizadas expressões matemáticas para o cálculo do limite de resistência à fadiga e do desvio padrão^{3,4,13,15,16,29,34,45}.

O método de escada foi utilizado por Dixon e Mood¹⁴, em 1948, para determinar, em animais, a dose letal de medicamentos. A rapidez e a alta confiabilidade deste método permitiu sua utilização em diversas áreas das ciências biológicas. Na Odontologia, este método tem sido empregado, principalmente, na avaliação da fadiga mecânica de materiais restauradores. Entretanto, são escassos os estudos que utilizam este método para determinar o limite de resistência à fadiga flexural de materiais cerâmicos. Também, poucos trabalhos comparam os resultados de resistência após ciclagem mecânica com o limite de resistência à fadiga.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Resistência à flexão em três pontos

Oilo³¹ (1988) avaliou a resistência à flexão, em três pontos, e os defeitos internos (MEV) de sete cerâmicas odontológicas. Foram confeccionados corpos-de-prova (n=5) em forma de barra (20mm x 5mm x 1mm), de acordo com as normas da ISO 6872 - 1984 e as recomendações dos fabricantes. A maior resistência à flexão foi encontrada no Dicor/Dentsply (cerâmica reforçada com cristais de fluormica tetrasílica, 239MPa), seguido pela Hi-Ceram/Vita (cerâmica reforçada com óxido de alumínio, 155MPa), Cerestore/Johnson & Johnson (cerâmica reforçada com óxidos de alumínio e magnésio, 145MPa) e as porcelanas feldspáticas convencionais (Biodent/Dentsply e Ceramco/Dentsply) e reforçadas com óxido de alumínio (NBK 1000/Dentsply e Vitadur N/Vita), com média de 116MPa. Com a análise dos resultados, o autor concluiu que não houve correlação entre resistência à flexão e quantidade de defeitos internos.

Campbell⁸ (1989) comparou a resistência à flexão, em três pontos, da porcelana feldspática Optec/Jeneric Pentron (reforçada com leucita) com outros quatro materiais cerâmicos para infra-estrutura (Vitadur PJC/Vita;

Dicor/Dentsply; Hi-Ceram/Vita; Cerestore/Johnson & Johnson, sendo todos cobertos com a porcelana feldspática indicada para cada sistema) e com três ligas metálicas para infra-estrutura (Jelenko “O”/Jelenko, alto conteúdo de ouro; Olympia/Jelenko, paládio-prata; Rexillum/Jeneric Pentron, não-nobre, sendo todas cobertas com porcelana feldspática VMK 68/Vita). Cento e cinquenta corpos-de-prova foram confeccionados em forma de barra (20mm x 2,5mm x 2,5mm). O material Rexillum (180,95MPa) e o Olympia (161,64MPa) foram significativamente mais resistentes em relação aos demais grupos (Hi-Ceram - 145,21MPa; Optec - 125,07MPa; Cerestore - 108,92MPa; Jelenko “O” - 102,64MPa; Vitadur PJC - 95,35MPa; Dicor - 93,30MPa;). Os autores concluíram que as infra-estruturas cerâmicas apresentaram resistência menor em relação às metálicas Rexillum e Olympia.

Seghi et al.³⁷ (1990) compararam a resistência à flexão, em três pontos, das porcelanas feldspáticas tradicionais Excelco/Excelco International, Ceramco 2/Dentsply, Vitadur D/Vita e VMK 68/Vita com a das porcelanas feldspáticas reforçadas Vitadur N/Vita (reforçada com óxido de alumínio), Mirage/Myron (reforçada com óxido de zircônio), Cerinate/Dent-Mat (reforçada com leucita) e Optec/Jeneric Pentron (reforçada com leucita). Foram confeccionados corpos-de-prova em forma de barra (20mm x 6mm x 1 mm), de acordo com a recomendação dos fabricantes. Os espécimes foram

submetidos ao teste mecânico, sustentados por apoios cilíndricos de aço a uma distância de 13mm entre si, com velocidade de 0,025mm/minuto. Os valores de resistência à flexão foram, em ordem decrescente: Vitadur N (123,49MPa), Optec (103,84MPa), Cerinate (94,80MPa), Mirage (70,25MPa), VMK 68 (65,54MPa), Vitadur D (62,49MPa), Ceramco 2 (61,37MPa) e Excelco (55,18MPa). Para os autores, existem alguns fatores que influenciam na resistência dos materiais cerâmicos, tais como: composição, presença de defeitos internos, espessura do material e método de processamento. Os autores concluíram que os materiais cerâmicos reforçados produziram valores de resistência à flexão significativamente maiores em relação às porcelanas tradicionais.

Seghi e Sorensen³⁶ (1995) estudaram a resistência à flexão, em três pontos, das porcelanas feldspáticas VMK 68/Vita, Mark II/Vita (reforçada com sanidina) e IPS-Empress/Ivoclar (reforçada com leucita), e dos sistemas cerâmicos Dicor MGC/Dentsply (reforçado com fluormica tetrasílica), In-Ceram Alumina/Vita (reforçado com óxido de alumínio), In-Ceram Spinel/Vita (reforçado com óxidos de magnésio e alumínio) e In-Ceram Zirconia/Vita (reforçado com óxido de zircônio). Foram confeccionados corpos-de-prova (n=18) em forma de barra (20mm x 5mm x 1mm), de acordo com as normas da ISO 6872-1984 e as recomendações dos fabricantes. Os valores de resistência foram: In-Ceram Zirconia (603,70MPa), In-Ceram Alumina

(446,42MPa), In-Ceram Spinel (377,92MPa), Dicor MGC (228,88MPa), Mark II (121,67MPa), IPS-Empress (97,04MPa) e a VMK 68 (70,78MPa). Os resultados mostraram diferença significativa entre as cerâmicas. Os autores concluíram que a cerâmica In-Ceram Zirconia apresentou a maior resistência à flexão. Além disso, todas as cerâmicas estudadas apresentaram maior resistência à flexão em relação à porcelana utilizada como controle (VMK 68).

Zeng et al.⁴⁷ (1996) compararam três métodos de determinação da resistência à flexão (1. três pontos, 2. biaxial *ring-on-ring* e 3. biaxial *piston-on-three ball*) para a cerâmica Procera (Nobel Biocare). Para o teste em três pontos, foram confeccionados corpos-de-prova ($n=14$) em forma de barra (26,2mm x 4,84mm x 1,01mm) e *span* de 14,2mm. Nos testes biaxiais foram confeccionados corpos-de-prova, em forma de disco (16,32mm x 2,10mm), com diâmetro de aplicação de carga e de suporte circular de, respectivamente, 1,41mm e 10mm (ISO 6872). A comparação estatística entre todos os métodos considerou a área efetiva do espécime submetida à tensão e foi realizada pelo método estatístico de Weibull. Quanto maior o módulo (m) deste método, melhor é a distribuição dos defeitos internos do material e do estresse mecânico durante o ensaio, e conseqüentemente, mais confiável é a cerâmica. Os resultados obtidos foram: 1. 610,4MPa e $m=10$; 2. 469,0MPa e $m=11$; 3. 639,5MPa e $m=6$. Comparando-se os três

testes mecânicos, os autores afirmaram que o biaxial *ring-on-ring* é o mais indicado, pois mostrou os maiores valores do módulo de Weibull. Além disso, possui a maior área do espécime sujeito ao estresse, e assim, a tensão máxima é sempre menor em relação aos outros métodos. Apesar do teste em 3 pontos ser muito simples e bastante utilizado, possui uma pequena área do corpo-de-prova submetida ao estresse e é dependente das margens e do acabamento de superfície das barras. No teste biaxial *piston-on-three ball*, a carga não é uniformemente distribuída pelo disco, representando um teste pouco útil.

Cattell et al.⁹ (1997) avaliaram a resistência à flexão, em três pontos, das porcelanas feldspáticas IPS-Empress/Ivoclar (reforçada com leucita), Cerinate/Dent-Mat (reforçada com leucita), Corum/Ivoclar (reforçada com leucita) e Vita Alpha/Vita (sem reforço adicional). Foram confeccionados 20 corpos-de-prova para cada material, em forma de barra, com dimensões de 27mm x 7mm x 2mm. As barras foram testadas com célula de carga de 500N e velocidade de 0,05mm/min. A análise estatística indicou igualdade entre as porcelanas IPS-Empress (117,3MPa) e Cerinate (118,2MPa), as quais foram estatisticamente superiores em relação à Corum (92,0MPa) e à Vitadur Alpha (60,9MPa). Entretanto, o maior módulo de Weibull foi observado para a cerâmica Cerinate ($m=14,4$), seguida pela Corum ($m=7,2$), Vita Alpha

($m=5,26$) e IPS-Empress ($m=4,13$). Os autores concluíram que o IPS-Empress não é significativamente mais resistente em relação à Cerinate.

Höland et al.¹⁹ (2000) compararam a resistência à flexão, em três pontos, das porcelanas feldspáticas IPS-Empress/Ivoclar (reforçada com leucita) e IPS-Empress 2/Ivoclar (reforçada com dissilicato de lítio). Foram confeccionados corpos-de-prova, em forma de barra (25mm x 5mm x 2mm), de acordo com a norma ISO 6872-1997 e as recomendações do fabricante. Os resultados mostraram maior resistência à flexão para a cerâmica IPS-Empress 2 (400,0MPa) em relação à cerâmica IPS-Empress (112,0MPa). Os autores concluíram que a cerâmica IPS-Empress 2 pode ser indicada para próteses parciais fixas de três elementos, até a região de pré-molares.

Oliva³² (2003) avaliou a resistência à flexão, em três pontos, das porcelanas feldspáticas tradicionais All-Ceram/Dentsply, Cergogold/Dentsply e Ceramco 2/Dentsply. Foram confeccionados dez corpos-de-prova para cada material, em forma de barra (25mm x 5mm x 2mm, ISO 6872-1997), de acordo com as recomendações do fabricante. Os resultados apontaram igualdade estatística entre os materiais Ceramco 2 (73,75MPa) e Cergogold (68,96MPa), os quais foram estatisticamente superiores em relação à cerâmica All-Ceram (50,51MPa).

2.2 Limite de resistência à fadiga

Reid et al.³³ (1990) definiram a fadiga como o processo de perda de resistência de um material durante seu tempo de uso clínico, sob o emprego de cargas cíclicas. Este processo está relacionado à propagação de fendas internas no material. O crescimento destas fendas possui três etapas: nucleação (tensões de cisalhamento em uma região específica quando são empregadas forças cíclicas), crescimento lento (emprego de tensões de baixa intensidade, bem abaixo do limite de resistência à fadiga do material) e crescimento instável e rápido (emprego de tensões de alta intensidade, bastante próximas ao limite de resistência à fadiga do material). Para as cerâmicas, o crescimento das fendas é atribuído aos fatores mecânico (aplicação de cargas cíclicas) e químico (presença de um agente ativo, como a água).

Fairhurst et al.¹⁷ (1993) avaliaram os parâmetros de fadiga de uma porcelana feldspática experimental reforçada com leucita. Foram confeccionados quatrocentos corpos-de-prova, em forma de disco (12mm x 1mm). Cem espécimes foram testados para resistência à flexão biaxial, em ambiente seco, com velocidade de 100MPa/segundo. Os outros espécimes foram testados para a resistência à flexão biaxial, em água, utilizando-se seis velocidades distintas: 100MPa/segundo; 10MPa/segundo; 1,0MPa/segundo;

0,1MPa/segundo; 0,01MPa/segundo; 0,001MPa/segundo. Os parâmetros de fadiga (n – constante de propagação de fenda e σ_{f0} – limite de resistência à fadiga) foram obtidos pela realização de regressão linear a partir de constantes logarítmicas das relações descritas acima. Os resultados obtidos em água foram de, respectivamente: 72,9MPa; 66,2MPa; 59,8MPa; 54,4MPa; 52,2MPa e 49,3MPa. Assim, foi observado que à medida que diminuiu-se a velocidade das tensões aplicadas, os valores de resistência também diminuíram pois as fendas internas tiveram mais tempo para aumentar e propagar. Em ambiente seco foi observada resistência de 99,5MPa. Os parâmetros de fadiga para a porcelana foram: $n=28$ e $\sigma_{f0}=58,7$ MPa. A redução observada foi de, aproximadamente, 42% em relação ao valor inicial. Os autores também observaram que a água reduziu a resistência do material.

White⁴² (1993) avaliou a relação entre a fadiga mecânica e química e o crescimento de fendas internas da porcelana feldspática VMK 68 (Vita). Foram confeccionados trinta espécimes, em forma de barra (20mm x 5mm x 1mm), de acordo com a recomendação do fabricante. Os espécimes foram divididos em dois grupos: 1. imersos em água por 7 dias e 2. não imersos em água. As fendas foram induzidas em microdurômetro, pelo emprego de diamante Vickers, utilizando-se forças repetidas de 2,94N por quinze segundos. Os espécimes foram marcados com o diamante dez vezes no

mesmo local, sendo realizadas medidas imediatamente após cada marca. Os resultados mostraram que quanto maior o número de ciclos, maior é o comprimento das fendas. Assim, a porcelana é sujeita à fadiga mecânica quando submetida a cargas cíclicas. A imersão em água contribuiu para o aumento das fendas. Entretanto, sem o emprego de tensões, a imersão não influenciou a propagação das mesmas.

Myers et al.²⁸ (1994) avaliaram os parâmetros de fadiga flexural da porcelana IPS-Empress/Ivoclar. Cento e vinte corpos-de-prova foram confeccionados, em forma de disco (12mm x 1,4mm), segundo as recomendações do fabricante. Vinte espécimes foram submetidos ao teste de resistência à flexão biaxial (em ambiente seco), utilizando-se velocidade de 100MPa/seg., enquanto o restante foi dividido em grupos de vinte, recebendo carga com valores de velocidade de 100MPa/seg; 10MPa/seg; 1,0MPa/seg; 0,1MPa/seg e 0,01MPa/seg, em água. Os resultados encontrados mostraram resistência à flexão biaxial de 135,7MPa para os espécimes que não foram armazenados e os seguintes valores para os armazenados em água: 95,5MPa-100MPa/seg.; 92,4MPa-10MPa/seg.; 85,4MPa-1,0MPa/seg.; 75MPa-0,1MPa/seg.; 72,8 MPa-0,01MPa/seg. Os parâmetros de fadiga foram $n=31$ e $\sigma_{70}= 83,3$ MPa. A redução observada foi de, aproximadamente, 39% em relação ao valor inicial. Para os autores, a longevidade das restaurações cerâmicas no meio bucal pode variar e

dependem de alguns fatores como magnitude e duração das cargas oclusais e características geométricas da restauração.

No mesmo ano, Myers et al.²⁷ realizaram o mesmo trabalho com a cerâmica Optec HSP/Jeneric Pentron. Os resultados encontrados mostraram resistência à flexão biaxial de 169,3MPa para os espécimes que não foram armazenados e os seguintes valores para os armazenados em água: 115,1MPa-100MPa/seg.; 112,0MPa-10MPa/seg.; 94,4MPa-1,0MPa/seg.; 89,4MPa-0,1MPa/seg.; 83,5MPa-0,01MPa/seg. Os parâmetros de fadiga foram $n=26$ e $\sigma_{f0}=91,3$ MPa. A redução observada foi de, aproximadamente, 47% em relação ao valor inicial.

Twiggs et al.⁴¹ (1995) compararam os parâmetros de fadiga em relação aos obtidos por Fairhurst et al.¹⁷ (1993). Foram confeccionados cento e trinta corpos de prova de uma porcelana feldspática experimental reforçada com leucita, em forma de disco (12mm x 1mm). Os espécimes foram testados para a resistência à flexão biaxial, em água, utilizando-se frequência de 4Hz e três variações de tensões cíclicas: 4MPa-43MPa ($n=40$); 3MPa-47MPa ($n=40$) e 2,8MPa-51MPa ($n=50$). Os resultados obtidos foram de, respectivamente: 90,8MPa; 86,6MPa e 85,1MPa. Não houve diferenças significantes entre os parâmetros de fadiga ($n=27$ e $\sigma_{f0}=59,0$ MPa) do presente estudo em relação aos obtidos por Fairhurst et al.¹⁷ ($n=28$ e $\sigma_{f0}=$

58,7MPa).

Kelly²² (1999) avaliou a relevância clínica dos ensaios mecânicos laboratoriais estáticos (resistência à flexão e resistência à fratura) para restaurações totalmente cerâmicas. Diferenças significantes foram achadas no comportamento das falhas criadas em condições clínicas em relação às criadas em condições laboratoriais. Testes laboratoriais, tais como resistência à fratura, não criam tensões e falhas apropriadas nos espécimes, características de situações clínicas. Além disso, muitos testes laboratoriais iludem os clínicos pois não tornam reais, durante os ensaios, variáveis como: preparo do dente, espessura da cerâmica, materiais de infra-estrutura e cobertura, agente de cimentação e técnicas adesivas.

Kheradmandan et al.²⁴ (2001) avaliaram a resistência à fadiga de próteses parciais fixas anteriores de três elementos confeccionadas com os sistemas totalmente cerâmicos Celay In-Ceram Alumina/Vita e IPS-Empress 2/Ivoclar, comparadas às dos sistemas metalocerâmicos de ligas nobres Degudent-Degussa/Omega-Vita e Gold-Wieland/Noritake-Noritake. Após a confecção, as próteses foram cimentadas aos preparos com cimento resinoso Panavia 21 (Kuraray). Em seguida, foram submetidas à carga de 25N e frequência de 1,3Hz, com 1,2 milhão de ciclos (equivalentes a cinco anos de uso). Os autores observaram que não houve fratura das próteses

metalocerâmicas (n=8) durante o teste. Entretanto, 25% das próteses de IPS-Empress e 62,5% das próteses Celay In-Ceram Alumina fraturaram durante o ensaio. Os espécimes que não fraturaram durante o ensaio de fadiga foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura. Foi concluído que a resistência à fratura dos sistemas metalocerâmicos (651,72N para Degudent-Omega e 397,71N para Gold-Noritake) e do IPS-Empress 2 (292,2N) são suficientes para o uso clínico, enquanto a encontrada para o sistema Celay In-Ceram Alumina (239,95N), não.

Lohbauer et al.²⁵ (2002) avaliaram os parâmetros de fadiga flexural da porcelana feldspática Mark II/Vita e da cerâmica In-Ceram Alumina/Vita, ambas processadas pelo sistema CAD/CAM Sirona. Foram confeccionados vinte e sete corpos-de-prova para cada material, em forma de barra (45mm x 4mm x 3mm). Inicialmente, foi realizado o ensaio de resistência à flexão, em quatro pontos, utilizando-se velocidades de 100MPa/seg. e 400MPa/seg. O ensaio de fadiga foi iniciado utilizando-se velocidades entre 50MPa/seg. a 0,01MPa/seg. para a porcelana feldspática, e 40MPa/seg e 0,04MPa/seg. para a cerâmica In-Ceram, em ambiente úmido. Com previsibilidade estimada em um ano, os resultados mostraram resistência à flexão de 228MPa e limite de resistência à fadiga de 142MPa (redução de 38%) para o In-Ceram, e resistência à flexão de 98MPa e limite de resistência à fadiga de 35MPa (redução de 64%) para a porcelana feldspática. Para o In-Ceram, a

redução na resistência foi atribuída ao baixo percentual (25%, em massa) de infiltrado vítreo (óxido de lantânio) no material. Para a porcelana feldspática, a redução na resistência foi atribuída à maior propagação de fendas internas.

2.3 Limite de resistência à fadiga pelo método de escada

Dixon¹³ (1965) descreveu uma modificação no ensaio pelo método de escada, visando avaliar sua precisão com a utilização de uma menor quantidade de espécimes ($n \leq 6$). Para isso, utilizou uma tabela contendo diversas combinações de seqüências de eventos em ensaios pelo método de escada, com seus respectivos erros-padrão. Após a realização do teste, verificou a aderência de seus dados (seqüência observada e desvio-padrão) à tabela. Em seguida, com a utilização de uma equação matemática, foi obtido um valor de estimativa de erro para o teste. O autor ressaltou que a estimativa de erro deste novo teste é menor em relação ao desenvolvido por Dixon e Mood¹⁴, em 1948. Foi concluído que o novo teste é preciso, sendo sugerido em diferentes áreas biológicas.

Draughn¹⁵ (1979) avaliou a resistência à fadiga compressiva de seis resinas compostas. Foram confeccionados corpos-de-prova, em forma de cilindro (5,7mm x 3mm), de acordo com as recomendações dos fabricantes.

O teste de resistência à compressão ($n=15$) foi realizado com velocidade de 5cm/minuto. O teste de fadiga ($n\geq 17$), pelo método de escada, foi iniciado com carga de 35N, frequência de 2Hz, 5 mil ciclos e incremento de 6,9MPa. Os resultados mostraram resistência à compressão e resistência à fadiga, respectivamente, de: Adaptic/Johnson & Johnson (207,3MPa/121,1MPa), Concise/3M (213,7MPa/143,9MPa), Exact/S.S. White (228,6MPa/150,0MPa), Prestige/Lee Pharmaceuticals (235,1MPa/145,7MPa), Restodent/Lee Pharmaceuticals (261,8MPa/156,3MPa) e Simulate/Kerr (236,2MPa/156,0MPa). A média de redução observada foi de 36% em relação aos valores iniciais.

Saunders³⁴ (1987) definiu o processo de fadiga como o número de ciclos sob tensão que um material suporta sem falhar. Em situações nas quais as tensões são altas, a falha do material ocorrerá em um número de ciclos menor. O autor avaliou a resistência à fadiga, pelo método de escada, de próteses parciais fixas metalocerâmicas ($n=15$) cimentadas a preparos padronizados de dentes bovinos com cimento resinoso Panavia Ex/Kuraray. Os espécimes foram testados com tensão inicial e incrementos de 18,3MPa, simulando as forças da mastigação, em 5 mil ciclos. O autor não utilizou previamente o teste de resistência à fratura para se determinar a tensão inicial a ser empregada no ensaio de fadiga. O limite de resistência à fadiga destas próteses foi de 38,8MPa.

McCabe et al.²⁶ (1990) afirmaram que existem dois métodos para caracterizar as propriedades de fadiga dos materiais. No primeiro, obtém-se o número de ciclos que o material suporta até a sua falha, sob diferentes níveis de tensão (método contínuo). No segundo, o número de ciclos é pré-fixado, sendo o material também submetido a diferentes níveis de tensão (método de escada). O objetivo do trabalho foi determinar qual dos métodos foi o mais adequado. Foram realizados, pelos dois métodos, diversos ensaios de resistência à fadiga compressiva e flexural de resinas compostas. Os autores concluíram que o método de escada é mais adequado, pois houve menor influência dos defeitos internos do corpo-de-prova.

Braem et al.³ (1994) avaliaram a resistência à fadiga flexural de três resinas compostas. Inicialmente, foram confeccionados cinco corpos-de-prova de cada material, em forma de barra (35mm x 5mm x 1,2mm), sendo posteriormente submetidos ao teste de resistência à flexão em três pontos. O ensaio de fadiga foi realizado pelo método de escada, sendo iniciado com 50% da carga máxima obtida no ensaio de flexão, com 10 mil ciclos e 2Hz de frequência. Foram necessários vinte corpos-de-prova de cada material para este ensaio. A média de redução observada foi de 29% em relação aos valores iniciais.

Braem et al.⁴ (1995) avaliaram a resistência à fadiga flexural, pelo

método de escada, de resinas compostas e cimentos de ionômero de vidro submetidos a diferentes meios de armazenagem. A metodologia foi realizada da mesma maneira àquela descrita no estudo anterior (BRAEM et al.³,1994). As médias de limite de resistência à fadiga e as médias de redução observadas em relação aos valores iniciais foram de 112,4MPa e 33% para as resinas compostas híbridas, 72,5MPa e 19% para resinas compostas microparticuladas, 72,9MPa e 48% para as resinas compostas modificadas por poliácidos, 53,0MPa e 26% para os cimentos de ionômero de vidro convencionais. Todos os materiais testados apresentaram um decréscimo nos valores de resistência à fadiga após um mês de armazenagem em água.

Yamamoto e Takahashi⁴⁵ (1995) avaliaram a resistência à fadiga, por tração, de resinas compostas para dentes posteriores. Após o armazenamento dos corpos-de-prova, em forma de halteres, nos períodos de 24 horas, 1 mês, 3 meses, 6 meses e 12 meses, foi realizado o teste de fadiga pelo método de escada. Este foi iniciado no primeiro espécime com 80% da tensão máxima obtida previamente pelo ensaio de resistência à tração, com frequência de 5Hz, incremento fixo de 5MPa e 100 mil ciclos. Foram necessários vinte espécimes de cada material para o ensaio de fadiga. O armazenamento em água reduziu a resistência à fadiga dos materiais testados. As reduções observadas em relação aos valores iniciais para a resina composta híbrida em períodos curto (24 horas) e longo (12

meses) de armazenamento em água foram de, respectivamente 29% e 37,1%. Para a resina microparticulada, as reduções nestes períodos foram de, respectivamente 47,5% e 44,2%.

Nakazato et al.²⁹ (1999) avaliaram a influência da rugosidade superficial na resistência à fadiga flexural biaxial da cerâmica Mark II/Vita, processada por CAD/CAM. Cento e sessenta corpos-de-prova, em forma de disco (12mm x 1,5mm), foram confeccionados de acordo com a norma ISO 6872 e as recomendações do fabricante. Os corpos-de-prova foram polidos com pasta diamantada com granulações 220, 400, 600 ou 1000. O ensaio de resistência à flexão biaxial *piston-on-three-ball* foi realizado com velocidade de 1,0mm/min. O ensaio de resistência à fadiga flexural, pelo método de escada, foi iniciado com 70% da tensão máxima obtida no ensaio de flexão, 5Hz de frequência e 100 mil ciclos. A resistência à flexão e o limite de resistência à fadiga dos espécimes polidos com granulações 220, 400, 600 e 1000 foram, respectivamente de 75,2MPa/53,0MPa, 76,6MPa/58,1MPa, 82,2MPa/60,0MPa e 83,3MPa/61,5MPa. A redução variou entre 24,2% e 29,6% em relação aos valores iniciais. Os autores concluíram que quanto melhor o polimento de superfície, maior a resistência à flexão e a resistência à fadiga.

Brandão⁵ (2000) avaliou a resistência à fadiga compressiva de resinas compostas para dentes posteriores. Foram confeccionados corpos-de-prova, em forma de cilindro (8mm x 4mm), de acordo com as recomendações dos fabricantes. Inicialmente, verificou-se a resistência à compressão dos materiais utilizados (n=10). O ensaio de fadiga, pelo método de escada (n \geq 15), foi iniciado com 60% da tensão máxima obtida no ensaio de compressão, 5Hz de frequência e 10 mil ciclos. A média de redução observada foi de, aproximadamente, 37% em relação aos valores iniciais.

Drummond et al.¹⁶ (2000) avaliaram a resistência à fadiga flexural das porcelanas feldspáticas Finesse, OPC/Jeneric Pentron, IPS-Empress/Ivoclar e de uma cerâmica experimental à base de dissilicato de lítio. Foram confeccionados dez corpos-de-prova para cada material, em forma de barra (20mm x 5mm x 2,5mm), de acordo com as recomendações dos fabricantes. A resistência à flexão foi obtida com velocidade de 2mm/minuto, em duas situações distintas: 1. espécimes testados imediatamente após confecção e 2. espécimes testados após 3 meses de armazenagem em água. Além disso, um outro grupo de espécimes destes materiais foi submetido ao ensaio de fadiga flexural, pelo método de escada, com cargas cíclicas entre 1,0kgf e 4,0kgf até atingir mil ciclos. Os resultados da pesquisa estão listados no quadro 1.

Quadro1 - Resistência à flexão – R.F (MPa), limite de resistência à fadiga – L.R.F (MPa) e redução percentual, em função da armazenagem em água

Materiais	R.F	L.R.F	Redução (%)
Finesse (sinterização)	79,16	38,84	51
Finesse (sinterização), em água	74,79	37,53	50
Finesse injetada	93,98	70,28	26
Finesse injetada, em água	83,31	62,46	26
IPS-Empress	92,75	69,81	25
IPS-Empress, em água	108,58	70,04	36
OPC	98,76	55,83	44
OPC, em água	89,92	75,67	16
Cerâmica experimental	204,75	153,81	25
Cerâmica experimental, em água	193,42	122,34	37

A cerâmica experimental mostrou maior resistência à flexão em relação às outras cerâmicas e não houve diferenças significantes entre os materiais IPS-Empress, OPC e Finesse injetada, porém estas foram superiores em relação a Finesse processada por sinterização. Os autores concluíram que o aumento na resistência das cerâmicas não depende somente da mudança na composição, mas também, da técnica de processamento destes materiais.

Azer et al.² (2001) avaliaram a resistência à fadiga de coroas da cerâmica OPC/Jeneric Pentron, cimentadas em preparos padronizados de dentes naturais com cimento resinoso dual Bond-1/Jeneric Pentron. Um grupo (n=10) foi submetido ao ensaio de resistência à fratura, imerso em água, com velocidade de 2mm/minuto. O segundo grupo (n=25) foi submetido ao ensaio de resistência à fadiga, pelo método de escada, com cargas iniciais entre 80kgf e 30kgf, até completar mil ciclos, e incremento fixo

para o próximo espécime de 10kgf. Os resultados mostraram resistência à fratura de 22,7MPa e limite de resistência à fadiga de 9,5MPa. A média de redução observada foi de 59% em relação ao valor inicial.

Scherrer et al.³⁵ (2003) avaliaram a resistência à fadiga flexural das resinas compostas indiretas Artglass/Heraeus-Kulzer, Colombus/Cendres & Metaux e Targis/Ivoclar. Foram confeccionados corpos-de-prova, em forma de barra (25mm x 2,5mm x 2,5mm), para os testes de resistência à flexão em três pontos (n=10) e resistência à fadiga flexural, pelo método de escada (n=30). Os autores observaram limite de resistência à fadiga entre 55MPa e 62MPa e uma redução entre 40% a 60%, em relação aos valores iniciais, para os materiais testados. Os autores também relataram que o teste estático de resistência à flexão não mostrou informações relevantes para o desempenho clínico destes materiais.

2.4 Ciclagem mecânica

Yoshinari e Dérand⁴⁶ (1994) avaliaram a influência da ciclagem mecânica na resistência à fratura de coroas cerâmicas Vitadur N/Vita cimentadas em troquéis de dentes bovinos com cimento de fosfato de zinco De Tray/De Tray. Os espécimes foram divididos em dois grupos: 1. coroas testadas sem nenhum tipo de ciclagem mecânica prévia, e 2. coroas

submetidas à 10 mil ciclos, com cargas entre 30N (mínima) e 300N (máxima), e 1Hz de frequência. A resistência à fratura foi reduzida em 25% após a ciclagem mecânica (de 1022N para 770N).

White et al.⁴³ (1995) avaliaram a influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão biaxial da porcelana feldspática VMK 69/Vita. Foram confeccionados sessenta corpos-de-prova, em forma de disco (18mm x 1,8mm), de acordo com as recomendações do fabricante. Antes da realização da ciclagem mecânica, foi determinada, em ensaios de dureza, a tensão necessária para o início da propagação de fendas no material (0,7GPa). Os espécimes foram submetidos à ciclagem mecânica utilizando-se tensões próximas ao valor crítico e frequência de 0,4Hz. Os corpos-de-prova foram divididos em seis grupos (n=10), de acordo com o número de ciclos proposto durante a ciclagem (G1- 1 ciclo; G2- 10 ciclos; G3- 100 ciclos; G4- mil ciclos; G5- 10 mil ciclos; G6- 100 mil ciclos). Após a ciclagem, os espécimes foram submetidos ao teste de resistência à flexão biaxial e os resultados foram comparados ao grupo controle (sem ciclagem mecânica, 78MPa). Os resultados mostraram que as ciclagens mecânicas com tensões menores em relação ao valor crítico (<0,7GPa) não reduziram a resistência à flexão do material. Entretanto, as ciclagens com tensões maiores ao valor crítico reduziram a resistência, proporcionalmente ao número de ciclos empregados (G1- 70MPa; G2- 64MPa; G3- 61MPa; G4- 60MPa; G5- 58MPa;

G6- 55MPa).

White et al.⁴⁴ (1997) avaliaram a influência da ciclagem mecânica e do ambiente de teste na resistência à flexão biaxial da porcelana feldspática VMK 69/Vita. Foram confeccionados duzentos e quarenta corpos-de-prova, em forma de disco (18mm x 1,8mm), de acordo com as recomendações do fabricante. Os espécimes foram submetidos à ciclagem mecânica utilizando-se tensões até 0,95GPa e frequência de 10Hz. Os corpos-de-prova foram divididos em seis grupos (n=10), de acordo com o número de ciclos proposto durante a ciclagem (G1- 1 ciclo; G2- 10 ciclos; G3- 100 ciclos; G4- mil ciclos; G5- 10 mil ciclos; G6- 100 mil ciclos). Após a ciclagem, cada grupo foi submetido ao teste de resistência à flexão, em três tipos de ambiente (1. sem umidade, 2. umidade natural do ambiente do teste e 3. com imersão) e os resultados foram comparados ao grupo controle (sem ciclagem mecânica). Os resultados mostraram que a ciclagem mecânica e o armazenamento em água reduziram significativamente a resistência do material após 100 mil ciclos (de 56MPa para 50MPa, em ambiente sem umidade – redução de 11% da resistência; de 48MPa para 40MPa, em ambiente com umidade natural – redução de 17% da resistência e de 43MPa para 35MPa, em ambiente com imersão – redução de 19% da resistência). Entretanto, não houve interação estatisticamente significativa entre a ciclagem mecânica e o tipo de ambiente para a queda na resistência. Os autores concluíram que os fenômenos

químico e mecânico agem de maneira independente para reduzir a resistência do material.

Correr Sobrinho et al.¹² (1998) investigaram a influência da ciclagem mecânica na resistência à fratura de coroas In-Ceram/Vita, IPS-Empress/Ivoclar e Optimal/Jeneric Pentron, em ambiente seco e úmido. Vinte e seis coroas de pré-molar foram confeccionadas para cada material, de acordo com as recomendações do fabricante, cimentadas em modelos metálicos individuais com o cimento de fosfato de zinco Orthosan/Stratford Cookson e divididas em três grupos: G1. 10 espécimes de cada cerâmica testados sem ciclagem mecânica, com a carga compressiva aplicada no centro da superfície oclusal e velocidade de 1,0mm/minuto; G2. 8 espécimes de cada cerâmica submetidos à 10 mil ciclos, entre 20N e 300N de carga e frequência de 1Hz, sendo posteriormente testado como o grupo anterior, 3. idem ao grupo 2, porém testados em ambiente úmido. Analisando-se o grupo 1, a resistência à fratura das coroas In-Ceram (1901N) foi significativamente maior em relação ao IPS-Empress (1583N), porém não houve diferença estatística em relação à Optimal (1751N). Para o grupo 2, a resistência à fratura e a redução de resistência foram de 1601N e 16% para o In-Ceram, 1586N e 10% para a Optimal, e 1374N e 14% para o IPS-Empress. Para o grupo 3, estes valores foram de 1422N e 26% para o In-Ceram, 1467N e 16% para a Optimal, e 1285N e 17% para o IPS-Empress. Os autores

concluíram que houve uma maior diminuição na resistência à fratura nas coroas dos três materiais testados em ambiente úmido em relação ao seco.

Strub e Beschmidt³⁹ (1998) avaliaram a influência da ciclagem mecânica na resistência à fratura da porcelana feldspática Celay/Mikrona (processada por tecnologia CAD-CAM) e da cerâmica IPS-Empress/Ivoclar (processada por injeção). Foram confeccionadas vinte coroas de cada material, a partir de preparos em incisivos centrais. Após a cimentação das coroas com cimento resinoso Variolink/Ivoclar, um grupo foi testado imediatamente para a resistência à fratura com velocidade de 2mm/minuto e ângulo de aplicação da força compressiva de 30°. O outro grupo recebeu ciclagem mecânica com carga de 49N, frequência de 1,7Hz e 1,2 milhão de ciclos. Os resultados mostraram que a ciclagem mecânica não reduziu a resistência à fratura da cerâmica IPS-Empress (345N/410N). Entretanto, houve diminuição estatisticamente significativa de 17% na resistência após ciclagem mecânica para a porcelana feldspática (de 265N para 220N).

Chen et al.¹⁰ (1999) avaliaram a influência da ciclagem mecânica na resistência à fratura das porcelanas feldspáticas Mark II/Vita e ProCad/Ivoclar, ambas processadas por CAD-CAM e do sistema cerâmico IPS-Empress/Ivoclar. Quarenta coroas foram confeccionadas para cada cerâmica, de acordo com as recomendações dos fabricantes. Em seguida,

foram cimentadas no preparo com o cimento resinoso Variolink II/Ivoclar e divididos em dois grupos: G1. 20 coroas de cada cerâmica submetidas ao teste de resistência à fratura, com velocidade de 0,5mm/minuto, sem ciclagem mecânica prévia; G2. ciclagem mecânica prévia ao ensaio mecânico com carga de 200N, frequência de 1Hz e 50 mil ciclos. A ciclagem mecânica reduziu em 29% a resistência da porcelana Mark II (de 1905N para 1358N), em 24% para a porcelana ProCad (de 2120N para 1613N) e em 35% para a cerâmica IPS-Empress (de 2103N para 1369N) . Os autores concluíram que as coroas Cerec ProCad apresentam resistência à fratura maior em relação às coroas Cerec Vita Mark II e menor probabilidade de fratura, em ciclos de carga que simulam condições bucais, em relação às coroas IPS-Empress.

Ohyama et al.³⁰ (1999) estudaram o efeito da ciclagem mecânica na resistência à flexão biaxial *piston-on-three ball* das cerâmicas In-Ceram Alumina/Vita e IPS-Empress/Ivoclar. Foram confeccionados quarenta corpos-de-prova para cada material, em forma de disco (11,75mm x 1,2mm), de acordo com as recomendações dos fabricantes. Dez corpos-de-prova de cada material foram testados imediatamente para a resistência à flexão biaxial (ISO 6872-1997). O mesmo número amostral foi submetido à ciclagem mecânica previamente ao teste mecânico de flexão, com cargas que variaram de 34,2N a 261,1N, aplicadas em 100 mil ciclos, com

freqüência de 20Hz. Verificou-se que a resistência à flexão não foi alterada pela ciclagem mecânica, tanto para o In-Ceram (460MPa/460MPa) quanto para o IPS-Empress (80MPa/75MPa). Entretanto, uma média de 25% dos espécimes falhou durante a ciclagem mecânica, entre mil e 100 mil ciclos.

Jung et al.²¹ (2000) avaliaram a influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão, em quatro pontos, da porcelana feldspática Vita Mark II/Vita. Foram confeccionados quarenta corpos-de-prova, em forma de barra (25mm x 4mm x 3mm), de acordo com as recomendações do fabricante. A ciclagem mecânica foi realizada com cargas de 200N ou 500N, freqüência de 2Hz, e cem, 10 mil e um milhão de ciclos. Os resultados mostraram que a resistência à flexão foi influenciada pela variação da força e do número de ciclos empregados durante a ciclagem mecânica. A ciclagem mecânica com força de 200N reduziu em 16% a resistência à flexão após 10 mil ciclos (de 125MPa para 105MPa). O mesmo percentual de redução foi obtido com força de 500N, porém após 100 ciclos (de 90MPa para 75MPa).

Chitmongkolsuk et al.¹¹ (2002) avaliaram a influência da ciclagem mecânica na resistência à fratura de próteses parciais fixas de três elementos do sistema cerâmico IPS-Empress 2/Ivoclar. Após a seleção e o preparo padronizado de pré-molares e molares humanos, foram confeccionadas dezesseis próteses fixas, sendo em seguida submetidas ao

ensaio mecânico de acordo com dois grupos (n=8): 1. sem ciclagem mecânica; 2. ciclagem mecânica (carga de 49N, frequência de 1,6Hz e 1,2 milhão de ciclos). A ciclagem mecânica reduziu em 11% a resistência à fratura do material (de 1300N para 1161N).

Attia e Kern¹ (2004) avaliaram a influência da ciclagem mecânica na resistência à fratura de coroas totais dos materiais cerâmicos IPS-Empress 2/Ivoclar e Pro-CAD/Ivoclar, cimentados em pré-molares humanos com os cimentos resinosos Superbond C & B/Sun Medical, Pro Tec/Ivoclar e Panavia F/Kuraray. A ciclagem mecânica foi realizada com cargas até 49N, frequência de 1,2Hz e 600 mil ciclos. A ciclagem mecânica reduziu em, respectivamente, 32% e 21% a resistência à fratura de coroas Pro-CAD cimentadas com os cimentos Pro Tec (de 914,4N para 630,7N) e Superbond C & B (de 987,2N para 786,0N). Entretanto, não houve redução na resistência de coroas Pro-CAD cimentadas com o cimento Panavia F (de 906,0N para 795,4N). Também foi observada redução em 37% na resistência de coroas IPS-Empress 2 cimentadas com o cimento Pro Tec (de 977,3N para 622,9N). Porém, não houve redução na resistência para as coroas IPS-Empress 2 cimentadas com os cimentos Superbond C & B (de 847,2N para 744,0N) e Panavia F (de 988,8N para 834,7N). A resistência à fratura de dentes naturais hígidos foi de 1073,0N (sem ciclagem mecânica) e de 951,1N (com ciclagem mecânica).

Sundh et al.⁴⁰ (2005) avaliaram a influência da ciclagem mecânica na resistência à fratura de próteses parciais fixas de três elementos da cerâmica Y-TZP (óxido de zircônio/Denzir), cimentadas a preparos metálicos com cimento de fosfato de zinco Phospha CEM IC (Ivoclar). A ciclagem mecânica foi realizada com cargas até 50N, frequência de 1,5Hz e 100 mil ciclos. Os autores observaram que a ciclagem mecânica utilizada não reduziu estatisticamente a resistência à fratura do material (de 3480N para 3291N).

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste estudo foram:

1. Determinar a resistência à flexão, em três pontos, da porcelana feldspática Duceragold;
2. Determinar o limite de resistência à fadiga flexural, pelo método de escada, da porcelana feldspática Duceragold;
3. Comparar o valor de resistência à flexão com o limite de resistência à fadiga flexural da porcelana feldspática Duceragold;
4. Avaliar a influência da ciclagem mecânica na resistência flexural da porcelana feldspática Duceragold, sob três condições de carregamento:
 - a. 30% da tensão máxima, sem apoio adicional na base dos espécimes;
 - b. 30% da tensão máxima, com apoio adicional, total, na base dos espécimes;

- c. 60% da tensão máxima, com apoio adicional, total, na base dos espécimes;

5. Comparar os valores de resistência à flexão após ciclagem mecânica com o limite de resistência à fadiga flexural da porcelana feldspática Duceragold;

6. Avaliar, qualitativamente, por meio de fotomicrografias em MEV, a superfície dos espécimes fraturados.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material utilizado

No presente trabalho, foi utilizada a porcelana feldspática Duceragold (Degudent GmbH, Hanau-Wolfgang, Alemanha), processada por sinterização e fornecida em estojo com recipientes de pó (20g cada) e líquido aglutinante (50ml). (Figura 1)



FIGURA 1 - Estojo da cerâmica Duceragold

4.2 Dimensionamento dos corpos-de-prova

Nos ensaios mecânicos propostos neste estudo (1. resistência à fadiga flexural baseada no ensaio de resistência à flexão em três pontos e 2. resistência à flexão em três pontos após ciclagem mecânica) foram confeccionados corpos-de-prova em forma de barra nas dimensões preconizadas pela norma ISO 6872²⁰ – 1997 : 25mm de comprimento, 5mm de largura e 2mm de espessura.

4.3 Obtenção dos corpos-de-prova

Inicialmente, um padrão em resina acrílica Duralay (Reliance Dental Mfg Co., Worth, IL, EUA) foi obtido com dimensões 15% maiores em relação à norma ISO 6872²⁰ – 1997, considerando-se a contração da cerâmica durante a sinterização, calculada no ensaio piloto (Figura 2). Para obtenção deste padrão a partir de matriz metálica bipartida, foram utilizados a técnica do pincel, desgaste com discos de lixa Soflex (3M Dental Products, St. Paul, MN, EUA) e paquímetro digital (Mitutoyo, São Paulo, Brasil). Em seguida, este padrão foi moldado com polivinilsiloxano Panasil (Kettenback GmbH, Eschenburg, Alemanha). Esta matriz elástica (Figura 3) teve a finalidade de evitar fratura durante a retirada dos

espécimes.



FIGURA 2 - Padrão em Duralay

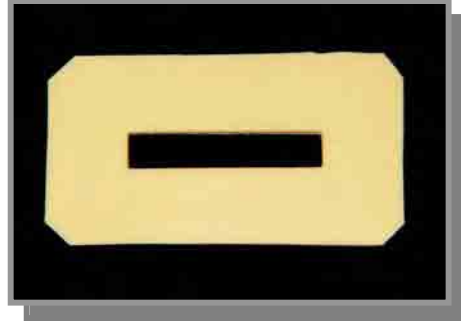


FIGURA 3 - Matriz elástica de Polivinilsiloxano

A massa cerâmica para aplicação no molde e produção dos espécimes foi formada pela mistura, por saturação, do pó com o líquido aglutinante da cerâmica, até conseguir-se consistência homogênea. Pequenas porções desta massa foram aplicadas e condensadas com espátula de teflon nº 1 (Duflex, S. S. White Artigos Dentários Ltda., Juiz de Fora, Brasil) até completar todo o molde. Após a remoção do excesso do líquido com papel absorvente e do alisamento da superfície com espátula nº 36 (Duflex, S. S. White Artigos Dentários Ltda., Juiz de Fora, Brasil), cada espécime foi retirado da matriz elástica e levado para a sinterização no forno Aluminipress (EDG, São Carlos, Brasil) (Figura 4). O ciclo de sinterização foi iniciado em temperatura de 450°C, a qual foi elevada em 55°C por minuto até atingir 800°C, permanecendo nesta por mais 6 segundos, até o final do ciclo.



FIGURA 4 - Forno Aluminipress.

Após o resfriamento por trinta minutos, os corpos-de-prova sinterizados foram armazenados por 48 horas em recipientes secos para, posteriormente, serem submetidos aos ensaios mecânicos.

4.4 Ensaio Mecânicos

4.4.1 Limite de resistência à fadiga flexural

4.4.1.1 Determinação da resistência à flexão

Para o teste de resistência à flexão, em três pontos, foram utilizados dois dispositivos: um composto por uma mesa com dois apoios cilíndricos de 1,6mm de diâmetro, distantes 20mm entre si, e outro para aplicação da força no centro da porção superior do corpo-de-prova, com ponta ativa na forma cilíndrica e diâmetro de 3,2mm (Figura 5).



FIGURA 5 - Dispositivo empregado para o ensaio de resistência à flexão em três pontos.

Os ensaios (n=10) foram realizados em equipamento MTS 810 (Material Test System, Minneapolis, EUA), gerenciado por programa Test Star II (IBM, EUA). Foram inseridos os seguintes parâmetros no sistema para o cálculo da resistência à flexão: 1. força máxima no momento da fratura, em Newtons (N); 2. distância dos apoios de suporte (20mm); 3. dimensões dos corpos-de-prova, os quais foram medidos individualmente, por meio de paquímetro digital (Mitutoyo, São Paulo, Brasil), com precisão de 0,01mm; 4.

velocidade de aplicação da carga (0,5mm/min) e 5. unidade de medida de tensão (MPa). Foi utilizada célula de carga de 10kN, até a ruptura dos corpos-de-prova, sendo a tensão máxima registrada.

Os valores de resistência à flexão foram calculados pelo programa Test Star II, a partir da seguinte expressão:

$$R = \frac{3FD}{2lh^2}$$

onde: R = resistência à flexão em três pontos (MPa), F= força máxima na fratura (N), D= distância dos apoios de suporte (mm), l= largura do espécime (mm), h= espessura do espécime (mm) .

4.4.1.2 Aplicação do método de escada

A resistência à fadiga flexural, em MPa, foi obtida pelo método de escada (n=30) em equipamento MTS 810, com célula de carga de 10kN e velocidade de 0,5mm/min. O ensaio foi iniciado no primeiro corpo-de-prova com parâmetros de tensão inicial (60% da obtida no ensaio de flexão), frequência, ciclos e incremento fixo (5% da tensão inicial empregada no ensaio de fadiga) adotados por Dixon e Mood¹⁴. No presente estudo, os valores utilizados estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1 – Parâmetros adotados na determinação do limite de resistência à fadiga flexural

Tensão inicial (MPa)	Freqüência (Hz)	Número de ciclos	Incremento (MPa)
55,91	2	10 mil	2,79

Como houve fratura do primeiro corpo-de-prova, o segundo foi testado com tensão diminuída em um incremento. Este mesmo procedimento foi repetido, reduzindo-se a tensão em sucessivos incrementos até se conseguir um valor que não rompesse o corpo-de-prova, dentro do número de ciclos proposto. Em seguida, a tensão foi elevada novamente do mesmo incremento até se conseguir um valor que rompesse o corpo-de-prova. Atingido este valor, foi realizado novo decréscimo e assim por diante, até que a variação concentrou-se em um degrau ou incremento (Figura 6).

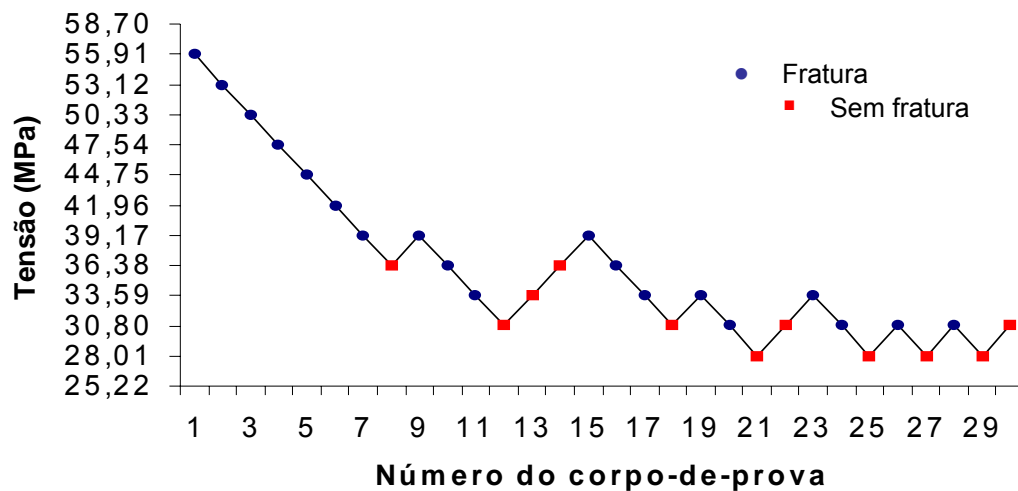


FIGURA 6 - Valores obtidos pelo método de escada

Na Figura 6, verifica-se que 19 corpos-de-prova romperam e 11 não romperam. A Tabela 2 apresenta o número máximo de ciclos suportado pelos corpos-de-prova.

Tabela 2 – Número máximo de ciclos suportado pelos corpos-de-prova

Número do corpo-de-prova	Ocorrência de fratura	Número de ciclos suportado
1	SIM	24
2	SIM	22
3	SIM	24
4	SIM	18
5	SIM	30
6	SIM	27
7	SIM	26
8	NÃO	10 mil
9	SIM	43
10	SIM	25
11	SIM	38
12	NÃO	10 mil
13	NÃO	10 mil
14	NÃO	10 mil
15	SIM	17
16	SIM	31
17	SIM	49
18	NÃO	10 mil
19	SIM	11
20	SIM	24
21	NÃO	10 mil
22	NÃO	10 mil
23	SIM	19
24	SIM	28
25	NÃO	10 mil
26	SIM	44
27	NÃO	10 mil
28	SIM	50
29	NÃO	10 mil
30	NÃO	10 mil

Para se determinar o limite de fadiga médio, deve ser considerado o evento que ocorreu em menor número, com o objetivo de não incluir no cálculo matemático os corpos-de-prova da rampa inicial (neste estudo, descendente). No presente trabalho, foram empregados os corpos-de-prova que não se romperam, construindo-se, a partir deles, uma tabela auxiliar (Tabela 3).

Tabela 3 – Tabela auxiliar com os dados do método de escada do evento não ruptura

Tensão (MPa)	i	n_i	in_i	$i^2 n_i$
28,01	0	4	0	0
30,80	1	4	4	4
33,59	2	1	2	4
36,38	3	2	6	18
-	-	N=11	A=12	B=26

Nesta tabela, estão listados na coluna da esquerda, em ordem crescente, os valores de tensão nos quais ocorreu o evento adotado. A cada valor de tensão foi atribuído um índice de ordenação (i): $i=0$ corresponde a menor tensão; $i=1$ corresponde à tensão seguinte e assim por diante. O número de corpos-de-prova utilizados dentro de cada tensão é expresso por n_i . Os produtos in_i e $i^2 n_i$ equivalem ao índice de ordenação multiplicado pelo número de espécimes em cada tensão. As letras N, A e B representam respectivamente a soma de n_i , in_i e $i^2 n_i$. As expressões 1 e 2, a seguir, foram utilizadas para o cálculo do limite de fadiga (F_d) e do desvio padrão (δ).

Nestas expressões, d é o incremento fixo (2,79MPa) crescente ou decrescente da escada e F_{di} é o valor da tensão para $i=0$ (28,01MPa). Na expressão 1, o sinal (+) é usado quando o evento mais freqüente é o sem fratura; o sinal (-) é usado quando o evento mais freqüente é fratura.

$$1 \quad F_d = F_{di} + d [(A/N) \pm (1/2)]$$

$$2 \quad \delta = 1,62 d \{[(NB - A^2)/N^2] + 0,029\}$$

4.4.2 Ciclagem mecânica

A ciclagem mecânica foi realizada também em equipamento MTS 810, com a mesma célula de carga e velocidade descritas para os testes anteriores. Este processo consistiu em submeter um total de trinta corpos-de-prova a 10 mil ciclos e 2Hz de freqüência, sem fraturá-los, em três situações distintas: 1. 30% da tensão máxima, sem apoio adicional nos espécimes (n=10) (Figura 7), 2. 30% da tensão máxima, com apoio adicional, total, nos espécimes (n=10) (Figura 8) e 3. 60% da tensão máxima, com apoio adicional, total, nos espécimes (n=10) (Figura 8). O objetivo do apoio adicional foi gerar tensões cíclicas, com valor numérico superior ao limite de resistência à fadiga flexural (Grupo 3). O Grupo 2 foi

estabelecido como parâmetro de comparação entre os Grupos 1 e 3. Após a ciclagem, os espécimes foram submetidos ao ensaio de flexão em três pontos.



FIGURA 7 - Ciclagem mecânica sem apoio adicional no espécime.

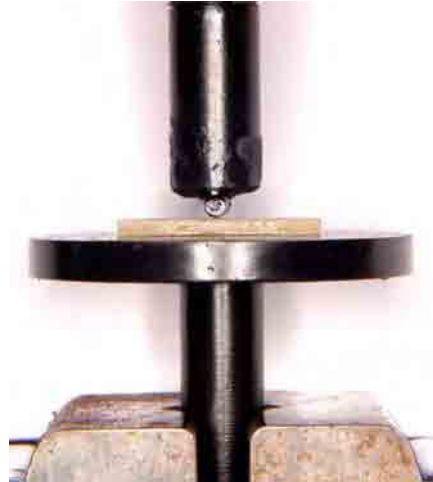


FIGURA 8 - Ciclagem mecânica com apoio adicional, total, no espécime.

4.5 Fractografia

Dez corpos-de-prova, representativos dos grupos experimentais, foram preparados para análise microscópica de suas superfícies fraturadas:

1. resistência à flexão (n=2); 2. método de escada (n=2); 3. resistência à flexão, após ciclagem mecânica com 30% da tensão máxima, sem apoio

adicional (n=2); 4. resistência à flexão, após ciclagem mecânica com 30% da tensão máxima, com apoio adicional, total (n=2); 5. resistência à flexão, após ciclagem mecânica com 60% da tensão máxima, com apoio adicional, total (n=2).

A avaliação em MEV teve o objetivo de verificar a presença de elementos que pudessem caracterizar e ilustrar a fratura por fadiga, de forma qualitativa. Para cada espécime, foram tomadas imagens em 50, 100, 200, 500 e 1500 vezes de aumento, totalizando 50 fotomicrografias.

4.6 Planejamento experimental estatístico

Nos ensaios mecânicos executados, foram realizadas as seguintes comparações: 1. resistência à flexão x limite de resistência à fadiga flexural; 2. resistência à flexão x resistência à flexão após as ciclagens mecânicas e 3. limite de resistência à fadiga flexural x resistência à flexão após ciclagens mecânicas. Na primeira e terceira situações foram avaliados diretamente médias e desvios-padrão. Na segunda situação foi realizada a análise de variância (ANOVA) e aplicado o teste de Tukey.

5 RESULTADO E DISCUSSÃO

5.1 Resistência à flexão

A tabela 4 apresenta as dimensões, os valores de força e de tensão, média, desvio-padrão e coeficiente de variação obtidos para o material em estudo.

Tabela 4 – Resistência à flexão (MPa) da porcelana estudada

Espécime	Força (N)	Largura	Espessura	Tensão (MPa)
1	63	5,34	2,14	77,28
2	71	5,45	2,17	83,00
3	84	5,37	2,22	95,22
4	70	5,29	2,22	80,55
5	78	5,32	2,19	91,71
6	82	5,36	2,19	95,69
7	74	5,33	2,24	83,01
8	98	5,29	2,22	112,77
9	99	5,30	2,24	111,78
10	84	5,30	2,17	100,97
Média	80,30	5,33	2,20	93,19
Desvio- Padrão	-	-	-	12,56
Coeficiente de variação	-	-	-	13,47%

Na literatura pesquisada, foi observada uma grande variação nos valores de resistência à flexão, em três pontos, das porcelanas feldspáticas estudadas (entre 50,51MPa e 116MPa, para as convencionais, e entre 123,49MPa e 400,0MPa, para as reforçadas)^{19,31,32,37}. Esta variação ocorreu, possivelmente, devido aos seguintes fatores: composição química e

proporção entre as fases vítrea e cristalina das porcelanas, técnica de processamento e padronização das dimensões dos corpos-de-prova (relação entre largura, espessura e *span*) e do ensaio mecânico (velocidade do atuador).

Quanto ao primeiro fator descrito, embora os materiais cerâmicos apresentados na literatura possuíssem a mesma composição, à base de feldspato ($\text{SiO}_2, \text{Al}_2\text{O}_3, \text{Na}_2\text{O}$ e K_2O), variações no percentual de cada óxido ou adição de outros pelos fabricantes alteraram a resistência à flexão dos mesmos. O reforço com cristais de óxido de alumínio, óxido de zircônio, fluormica tetrasílica, leucita e dissilicato de lítio melhorou a resistência à flexão das tradicionais porcelanas feldspáticas^{8,9,19,31,32,36,37}.

O método de processamento também pode influenciar a resistência à flexão das porcelanas feldspáticas. Drummond et al.¹⁶ (2000) observaram que a resistência à flexão, em três pontos, da porcelana feldspática Finesse processada pela técnica de injeção (93,98MPa) foi estatisticamente superior em relação à processada pela técnica da sinterização (79,16MPa). Este aumento na resistência à flexão foi possível, pois a técnica de injeção determinou a formação de menor quantidade de defeitos internos em relação à técnica de sinterização, diminuindo a propagação de fendas internas no material, e proporcionou distribuição mais uniforme da fase cristalina³².

Para o cálculo da resistência à flexão, em três pontos, são utilizadas, na expressão matemática, as dimensões (largura e espessura) do espécime

e a distância dos apoios de suporte (*span*). Nos trabalhos avaliados, as dimensões dos corpos-de-prova, o *span* e a velocidade do atuador de força foram diferentes em relação aos empregados neste presente estudo. Esta falta de padronização também colaborou para a variação dos valores de resistência à flexão observados na literatura^{17,27,28,41}.

Neste estudo, o principal objetivo da determinação do valor de resistência à flexão não foi somente compará-lo aos obtidos em outros estudos, mas sim, utilizá-lo como referência no estudo da fadiga mecânica da porcelana feldspática Duceragold, tanto pelo método de escada quanto pela ciclagem mecânica, descritos a seguir.

5.2 Limite de resistência à fadiga flexural

Após a utilização das expressões **1** e **2**, descritas em Material e Método, verificou-se limite de resistência à fadiga flexural de 29,65MPa e desvio-padrão de 5,38MPa para a cerâmica estudada.

Comparando-se a resistência à flexão (93,19MPa) com o limite de resistência à fadiga flexural (29,65MPa), nota-se que, devido à grande diferença entre as médias de tensão obtidas, suportada pelos valores dos desvios-padrão, não houve necessidade de cálculos estatísticos adicionais.

Assim, a análise destes valores indicou que o limite de resistência à fadiga do material cerâmico Duceragold, obtido pelo método de escada, foi 68,19% inferior em relação à resistência à flexão. Este resultado foi diferente do encontrado por Drummond et al.¹⁶, no qual o limite de resistência à fadiga da porcelana feldspática Finesse (38,84MPa), obtido pelo método de escada, foi 51% inferior em relação a resistência à flexão. Entretanto, resultado semelhante ao do presente estudo foi encontrado por Lohbauer et al.²⁵, no qual o limite de resistência à fadiga da porcelana feldspática Mark II (35,0MPa), obtido pelo método de parâmetros de fadiga, foi 64% inferior em relação a resistência à flexão. Para as porcelanas feldspáticas reforçadas, tais como a IPS-Empress e a OPC, os valores percentuais de redução variaram entre 25% e 42%. Dessa forma, o prognóstico de perda de resistência, após o uso prolongado, nas porcelanas feldspáticas com maior reforço cristalino, é menor^{16,17,27,28}.

Os valores obtidos nos ensaios de resistência à fadiga, que refletem o limite de resistência do material, ocorrem devido ao aumento na formação e na velocidade de propagação de fendas internas, causado pelo fator mecânico (aplicação de cargas durante o ensaio de fadiga, ou clinicamente, durante a mastigação)^{33,42}. Para Fairhurst et al.¹⁷, o fator químico, representado pela água, atua de forma sinérgica ao fator mecânico, neste processo. Todavia, White⁴² observou que estes fatores desempenham função independente na redução da resistência do material.

Na literatura pesquisada, o método de escada foi utilizado para avaliar o limite de resistência à fadiga, porém, com diferentes materiais e utilizando diferentes ensaios mecânicos^{2,3,4,5,15,29,35,45}. Este fato tornou difícil maiores comparações do resultado do presente estudo aos obtidos nestes outros trabalhos.

Dos trabalhos avaliados na literatura, somente McCabe et al.²⁶ compararam, no mesmo estudo, os métodos contínuo e de escada para determinação do limite de resistência à fadiga de resinas compostas. Os autores observaram que o método de escada mostrou-se mais adequado em relação ao método contínuo, pois mostrou-se mais rápido e sofreu menor influência dos defeitos internos do corpo-de-prova.

Com relação à determinação dos parâmetros de fadiga, os trabalhos mostraram que este método apresentou resultados confiáveis porém, com necessidade de maior quantidade de espécimes em relação aos métodos anteriores^{17,25,27,28,41}.

5.3 Ciclagem Mecânica

As tabelas 5, 6 e 7 apresentam os valores de resistência à flexão após ciclagem mecânica, médias, desvios-padrão e coeficientes de variação, obtidos para o material em estudo.

Tabela 5 – Resistência à flexão (MPa), após ciclagem mecânica (10 mil ciclos, 2Hz), com 30% da tensão máxima, sem apoio adicional nos espécimes

Espécime	Força (N)	Largura	Espessura	Tensão (MPa)
1	48	5,64	2,18	53,72
2	62	5,49	2,16	72,62
3	91	5,42	2,20	104,07
4	59	5,31	2,18	70,14
5	87	5,64	2,23	93,06
6	87	5,43	2,13	105,95
7	79	5,55	2,20	88,23
8	74	5,47	2,11	91,16
9	81	5,51	2,13	97,21
10	82	5,47	2,13	99,13
Média	75	5,49	2,16	87,53
Desvio-Padrão	-	-	-	16,84
Coeficiente de variação	-	-	-	19,24%

Tabela 6 – Resistência à flexão (MPa), após ciclagem mecânica (10 mil ciclos, 2Hz), com 30% da tensão máxima e apoio adicional, total, nos espécimes

Espécime	Força (N)	Largura	Espessura	Tensão (MPa)
1	94	5,49	2,13	113,22
2	90	5,58	2,16	103,71
3	81	5,51	2,17	93,66
4	75	5,51	2,14	89,17
5	76	5,49	2,21	85,03
6	81	5,44	2,13	98,46
7	98	5,49	2,17	113,72
8	80	5,40	2,16	95,26
9	62	5,46	2,11	76,52
10	72	5,53	2,15	84,50
Média	80,90	5,49	2,15	95,32
Desvio-Padrão	-	-	-	12,28
Coeficiente de variação	-	-	-	12,88%

Tabela 7 – Resistência à flexão (MPa), após ciclagem mecânica (10 mil ciclos, 2Hz), com 60% da tensão máxima e apoio adicional, total, nos espécimes

Espécime	Força (N)	Largura	Espessura	Tensão (MPa)
1	85	5,41	2,15	101,97
2	89	5,42	2,16	103,66
3	89	5,41	2,17	104,81
4	66	5,29	2,11	84,07
5	106	5,40	2,18	123,91
6	74	5,45	2,17	86,50
7	84	5,33	2,19	98,58
8	82	5,46	2,14	98,38
9	61	5,33	2,12	76,39
10	79	5,36	2,16	94,77
Média	74,50	5,38	2,15	97,30
Desvio-Padrão	-	-	-	13,19
Coefficiente de variação	-	-	-	13,55%

Os valores obtidos de resistência à flexão e de resistência à flexão após as ciclagens mecânicas apresentaram distribuição normal e homogênea, sendo então aplicada análise de variância (ANOVA) (Tabela 8) e o teste de Tukey (Tabela 9).

Tabela 8 – Análise de variância para a porcelana estudada

Fonte de variação	Soma de quadrados	GL	Quadrado médio	(F)	Probabilidade Ho
Entre colunas	534,56	3	178,18	0,93	43,78%
Resíduo	6892,90	36	191,46	-	-
Variação total	7427,46	39	-	-	-

A Tabela 8 mostra que não há diferença estatística entre os resultados obtidos nos testes mecânicos. Todavia, para melhorar a visualização, foi construída a Tabela 9, que apresenta os valores médios de resistência à

flexão e de resistência à flexão após ciclagens mecânicas do material estudado, assim como erro padrão e valor crítico, calculados pelo teste de Tukey.

Tabela 9 – Valores médios de resistência à flexão antes e após ciclagens mecânicas (MPa)

Flexão	30% sem apoio	30% com apoio	60% com apoio
93,18(A)	87,52 (A)	95,32 (A)	97,30 (A)
Erro padrão= 4,37			
Valor crítico= 16,68			

Dessa forma, não houve redução na resistência à flexão após as ciclagens mecânicas empregadas, mesmo utilizando-se, no modelo sem apoio, valores próximos ao limite de resistência à fadiga flexural do material. O mesmo ocorreu com a utilização de 60% da tensão máxima (modelo com apoio), valor de referência para o limite de resistência à fadiga compressiva⁵.

Situação semelhante foi observada nos trabalhos de Ohyama et al.³⁰ e de Sundh et al.⁴⁰, utilizando materiais cerâmicos e os testes de resistência à flexão biaxial e resistência à fratura, respectivamente. Entretanto, nos demais trabalhos pesquisados, houve redução entre 11% e 37% na resistência mecânica após ciclagem, também utilizando materiais cerâmicos e o teste de resistência à flexão ou o teste de resistência à fratura^{10,11,12,21,39,44,46}.

White et al.⁴³, em 1995, constataram que a redução ou não da resistência depende da magnitude das tensões, da frequência e do número de ciclos empregados durante a ciclagem mecânica. Parâmetros mais severos tendem a proporcionar maior grau de redução, tendo como valor extremo o limite de resistência à fadiga do material. Attia e Kern¹, em 2004, observaram também que esta redução está relacionada à composição e estrutura de cada material. A ciclagem tem o objetivo de induzir o envelhecimento mecânico do material, simulando em laboratório, condições de uso prolongado.

5.4 Fractografia

A fractografia é o estudo das características da superfície da fratura, obtidas em microscópio eletrônico de varredura (MEV). A importância deste estudo está na avaliação, qualitativa ou quantitativa, dos mecanismos que levam à fratura²³.

Para os materiais, são possíveis dois mecanismos de fratura: dúctil e frágil. O primeiro é observado em materiais que apresentam grande deformação plástica, como alguns metais e polímeros. A fratura frágil ocorre em materiais que apresentam pouca ou nenhuma deformação plástica, particularmente, como as cerâmicas⁷.

O processo de fratura frágil consiste na formação e na propagação de trincas no material em direção perpendicular à tensão de tração, que resulta em superfície de fratura relativamente plana. Em materiais com estrutura cristalina, esta fratura ocorre, geralmente, de forma transgranular e ao longo de planos de elevada densidade atômica (planos de clivagem). Em materiais amorfos, tais como os vidros, a fratura frágil produz uma superfície relativamente lisa e brilhante^{6,7}. As porcelanas feldspáticas, representadas neste estudo pelo material Duceragold, apresentam as duas fases, com 5% a 15% de cristais dispersos em matriz amorfa³².

Os planos de clivagem podem apresentar diversos padrões de distinção, tais como padrões em rio (Figura 9), em escada (Figura 10) e em pluma (Figura 11)²³.

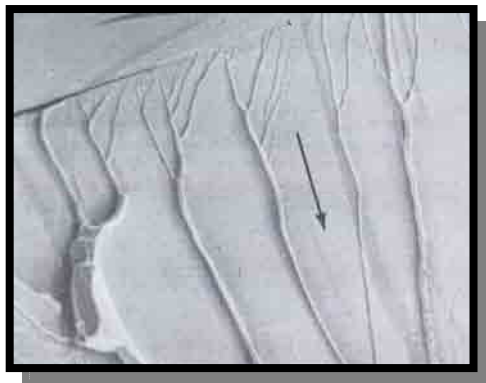


FIGURA 9 - Planos de clivagem (seta), em padrão de rio. Liga metálica Fe-C-Mn-Si. Aumento estimado de 600X. (ASM Handbook – Fractography²³, 1992)



FIGURA 10 - Planos de clivagem, em padrão de escada. Liga metálica Ni-Cr-Mo-Ti-Al-Fe. Aumento estimado de 1000X. (ASM Handbook – Fractography²³, 1992)

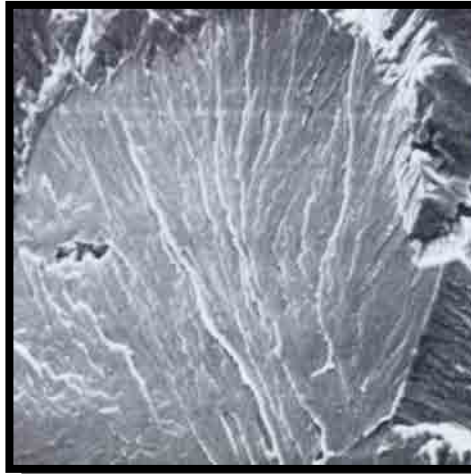


FIGURA 11 - Planos de clivagem, em padrão de pluma. Cristal de Cr.
Aumento estimado de 800X. (ASM Handbook – Fractography²³, 1992)

A fratura por fadiga é de natureza frágil, e resulta da aplicação de cargas cíclicas. A principal característica deste tipo de fratura, além das anteriormente descritas para a fratura frágil, é a presença de estrias ou marcas da propagação de fendas^{6,7} (Figura 12).



FIGURA 12 - Estrias (seta). Liga metálica Ni-C-Cr-Mn-Ti-Al.
Aumento estimado de 3200X (ASM Handbook – Fractography²³, 1992)

Na avaliação qualitativa dos espécimes da porcelana feldspática Duceragold, foram observadas as características dos padrões de clivagem e estrias acima descritos.

A superfície de fratura dos espécimes submetidos ao ensaio de resistência à flexão revelou padrões de clivagem, sem a presença de estrias, uma vez que este teste mecânico possui característica estática, ou seja, não emprega cargas repetidas e, conseqüentemente, não proporciona fratura por fadiga. (Figura 13).

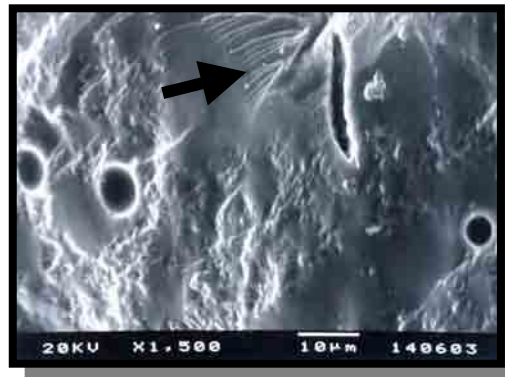


FIGURA 13 - Planos de clivagem, em padrão de rio (seta). Grupo de resistência à flexão. Aumento de 1500X.

Para os espécimes fraturados durante o ensaio de resistência à fadiga pelo método de escada, também foram observados, na superfície de fratura, padrões de clivagem, porém sem a presença de estrias. Estrias seriam esperadas, já que o teste mecânico possui característica dinâmica, ou seja, emprega ciclos de tensões. Entretanto, neste ensaio, como os espécimes

fraturados durante o experimento falharam com reduzido número de ciclos (Tabela 2), os sinais característicos da fratura por fadiga não foram observados, mostrando superfície de fratura semelhante à encontrada no teste estático de resistência à flexão.

Para os corpos-de-prova representativos dos grupos de resistência à flexão após as ciclagens mecânicas, foram também identificados, na superfície de fratura, padrões de clivagem (Figuras 14 e 15). Adicionalmente, observou-se a presença de estrias, características de fratura por fadiga do material (Figuras 16, 17 e 18).



FIGURA 14 - Planos de clivagem, em padrão de escada (seta). Grupo de ciclagem mecânica 30% da tensão máxima, com apoio adicional, Aumento de 500x.

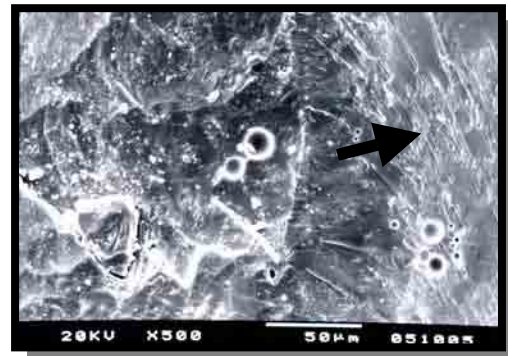


FIGURA 15 - Planos de clivagem, em padrão de pluma (seta). Grupo de ciclagem mecânica 60% da tensão máxima, com apoio adicional, Aumento de 500x.

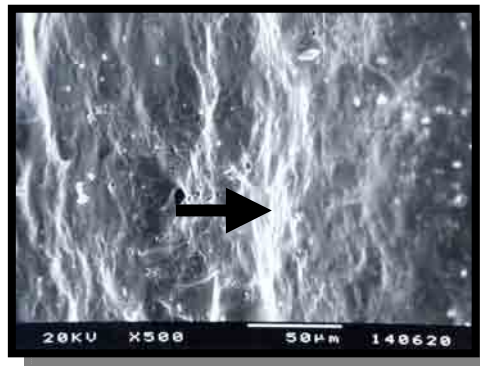


FIGURA 16 - Estrias (seta). Grupo de ciclagem mecânica 30% da tensão máxima, sem apoio adicional. Aumento de 500x

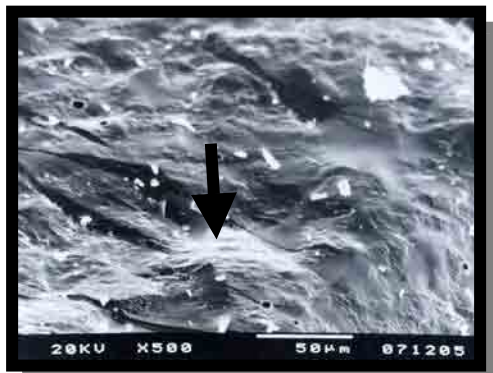


FIGURA 17 - Estrias (seta). Grupo de ciclagem mecânica 30% da tensão máxima, com apoio adicional, total. Aumento de 500x



FIGURA 18 - Estrias (seta). Grupo de ciclagem mecânica 60% da tensão máxima, com apoio adicional, total. Aumento de 500x

Dessa forma, apesar de não resultar na redução da resistência à flexão da porcelana estudada, o emprego de 10 mil ciclos, a 2Hz, com tensões variadas (30% e 60% da carga máxima), com ou sem apoio adicional, foi suficiente para induzir o processo de fadiga na estrutura do material (Figuras 16, 17 e 18). É provável que valores mais altos no número

de ciclos, na frequência ou na carga aplicada possam proporcionar redução mensurável de resistência à flexão.

Nenhum corpo-de-prova remanescente intacto do ensaio de resistência à fadiga, evento menos frequente e por isso selecionado para o cálculo matemático, foi posteriormente fraturado e submetido à análise fractográfica. Contudo, as condições de carregamento deste grupo de espécimes são semelhantes ao grupo de ciclagem mecânica com 30% da tensão máxima, sem apoio adicional.

O limite de resistência à fadiga flexural, obtido no presente estudo, não pode ser utilizado isoladamente para prever o desempenho clínico da porcelana feldspática Duceragold. Contudo, sua relação com a resistência máxima inicial, pode permitir comparações e fundamentar prognósticos ou expectativas quanto à longevidade das restaurações. Além disso, outros fatores devem ser considerados, como as características clínicas individuais e a natureza adesiva das técnicas de fixação.

O mesmo ocorre com valores de resistência à flexão, obtidos após ciclagem mecânica, neste estudo, semelhantes à resistência máxima inicial, porém, com sinais internos característicos de fadiga. Tais valores, além de flutuarem entre a resistência máxima e o limite de resistência à fadiga, não refletem efetivamente as reais condições de uso. Para isso, seria necessária, no ensaio mecânico, a utilização de espécimes, ambiente e parâmetros de força, frequência e número de ciclos idênticos às condições químicas,

mecânicas e funcionais da cavidade bucal^{22,24}. Entretanto, uma vez atendidos todos os requisitos expressos acima, seriam consideravelmente aumentados o número de espécimes e a duração do experimento.

Os ensaios laboratoriais, estáticos e dinâmicos, embora não reflitam prontamente o comportamento clínico de materiais restauradores, permitem avaliações comparativas entre os mesmos e fornecem subsídios para o estudo e o aperfeiçoamento de suas propriedades. Além disso, geram informações imprescindíveis para o estabelecimento de protocolos de avaliação clínica, dos quais, obrigatoriamente, são precursores.

6 CONCLUSÃO

À vista dos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. A porcelana feldspática Duceragold apresentou resistência à flexão, em três pontos, de 93,19MPa e limite de resistência à fadiga de 29,65MPa.
2. A ciclagem mecânica empregada (10 mil ciclos, 2Hz), nas três situações descritas (30% da tensão máxima, sem apoio adicional, 87,53MPa; 30% da tensão máxima, com apoio adicional, total, 95,32MPa; 60% da tensão máxima, com apoio adicional, total, 97,30MPa), não se mostrou capaz de reduzir a resistência à flexão, em três pontos, da porcelana feldspática Duceragold.
3. Embora não tenha havido redução de resistência nos grupos ciclados mecanicamente, a avaliação fractográfica evidenciou a presença de estrias, sinais característicos de fadiga no material.

7 Referências*

1. ATTIA, A.; KERN, M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.92, n.6, p.551-556, Dec. 2004.
2. AZER, S.S. et al. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis v. 86, n. 6, p.624-631, Dec. 2001.
3. BRAEM, M.J.A. et al. In vitro flexural fatigue limits of dental composites. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.28, n.12, p.1397-1402, Dec. 1994.
4. BRAEM, M.J.A. et al. In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.11, n.2, p.137-141, Mar. 1995.
5. BRANDÃO, L. **Estudo da fadiga compressiva em resinas compostas para dentes posteriores.** 2000. 180f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral – Área de Prótese) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2000.

*ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023:** informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro: ABNT, 2002. 24p.

6. CALLISTER JR, W.D. Estruturas e propriedades das cerâmicas. In:____. **Ciência e engenharia de materiais:** uma introdução. 5 ed. Rio de Janeiro: LTC, 2002. p.265-290.
7. CALLISTER JR, W.D. Falha. In:____. **Ciência e engenharia de materiais:** uma introdução. 5 ed. Rio de Janeiro: LTC, 2002. p.129-167.
8. CAMPBELL, S.D. A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: modulus of rupture. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.62, n.4, p.476-479, Oct. 1989.
9. CATTELL, M.J. et al. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics – part I. **J. Dent.**, Guildford, v.25, n.5, p. 399-407, Sept. 1997.
10. CHEN, H.Y. et al. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.82, n.4, p.468-475, Oct. 1999.
11. CHITMONGKOLSUK, S. et al. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. **Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent**, Larkfield, v.10, n.1, p.15-22, Mar. 2002.
12. CORRER SOBRINHO, L. et al. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.11, n.3, p.255-262, May/June 1998.

13. DIXON, W.J. The up-and-down method for small samples. **J. Am. Stat. Assoc.**, Menasha, v.60, p.967-978, Dec. 1965.
14. DIXON, W.J.; MOOD, A.M. A method for obtaining and analyzing sensitivity data. **J. Am. Stat. Assoc.**, v.43, p.109-126, 1948 apud DIXON, W.J. The up-and-down method for small samples. **J. Am. Stat. Assoc.**, Menasha, v.60, p.967-978, Dec. 1965.
15. DRAUGHN, R.A. Compressive fatigue limits of composite restorative materials. **J. Dent. Res.**, Washington, v.58, n.3, p.1093-1096, Mar. 1979.
16. DRUMMOND, J.L. et al. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.16, n.3, p.226-233, May 2000.
17. FAIRHURST, C.W. et al. Dynamic fatigue of feldspathic porcelain. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 9, n.4, p. 269-273, July 1993.
18. FREIRE, M.C.M.; PATTUSSI, M.P. Tipos de estudo. In: ESTRELA, C. **Metodologia científica**. São Paulo: Artes Médicas, 2005. p.187-209
19. HÖLAND, W. et al. A comparison of the microstructure and properties of the IPS-Empress 2 and the IPS-Empress glass-ceramics. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.53, n.4, p.297-303, Mar. 2000.
20. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARTIZATION. **ISO 6872**: dental ceramic. Amendement 1. 2nd ed. Genève: ISO, 1997.

21. JUNG, Y.G. et al. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. **J. Dent. Res.**, Washington, v.79, n.2, p.722-731, Feb. 2000.
22. KELLY, J.R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.81, n.6, p.652-661, June 1999.
23. KERLINS, V.; PHILLIPS, A. Modes of fracture. In: **ASM INTERNATIONAL**. Fractography. 2nd ed. Metals Park: 1992. ASM Handbook, v.12. p.12-71.
24. KHERADMANDAN, S. et al. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.28, n.4, p.361-369, Apr. 2001.
25. LOHBAUER, U.; PETSCHERT, A.; GREIL, P. Lifetime prediction of CAD/CAM dental ceramics. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.63, n.6, p.780-785, 2002.
26. McCABE, J.F. et al. Alternative approaches to evaluating the fatigue characteristics of materials. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.6, n.1, p.24-28, Jan. 1990.
27. MYERS, M.L. et al. Fatigue characteristics of a high-strength porcelain. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.7, n.3, p.253-257, May/June 1994.

28. MYERS, M.L. et al. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.7, n.6, p.549-553, Nov./Dec. 1994.
29. NAKASATO, T. et al. Effect of polishing on cyclic fatigue strength of CAD/CAM ceramics. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 18, n.4, p. 395-402, Dec. 1999.
30. OHYAMA, T. et al. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.12, n.1, p.28-37, Jan./Feb. 1999.
31. OILO, G. Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.46, n.5, p.313-322, Oct. 1988.
32. OLIVA, E.A. **Influência do método de processamento na resistência à flexão, tração diametral e dureza de sistemas cerâmicos.** 2003. 126f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral – Área de Prótese) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2003.
33. REID, C.N.; FISHER, J.; JACOBSEN, P.H. Fatigue and wear of dental materials. **J. Dent.**, Guildford, v.18, n.4, p.209-215, Aug. 1990.
34. SAUNDERS, W.P. The effect of fatigue impact forces upon the retention of various designs of resin-retained bridgework. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.3, n.2, p.85-89, Apr. 1987.

35. SCHERRER, S.S. et al. Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.89, n.6, p.579-588, June 2003.
36. SEGHI, R.R.; SORENSEN, J.A. Relative flexural strength of six new ceramic materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.8, n.3, p.239-246, May/June 1995.
37. SEGHI, R.R. et al. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. **Dent. Mater.**, Copenhagen v.6, n.3, p.181-184, July 1990.
38. SOUZA, S.A. Ensaio de fadiga. In:_____. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos**. São Paulo: Universidade de São Paulo, 1974. p.130-156.
39. STRUB, J.R.; BESCHNIDT, S.M. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown system. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.11, n.6, p.602-609, Nov./Dec. 1998.
40. SUNDH, A.; MOLIN, M.; SJOGREN, G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 21, n.5, p. 476-482, Dec. 2005.
41. TWIGGS, S.W. et al. Cyclic fatigue of a model feldspathic porcelain. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 11, n. 4, p. 273-276, July 1995.
42. WHITE, S.N. Mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 9, n. 4, p. 260-264, July 1993.

-
43. WHITE, S.N. et al. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.8, n.5, p.413-420, Sept./Oct. 1995.
 44. WHITE, S.N. et al. Relationship between static chemical and cyclic mechanical fatigue in a feldspathic porcelain. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.13, n.2, p. 103-110, Mar. 1997.
 45. YAMAMOTO, M.; TAKAHASHI, H. Tensile fatigue strength of light cure composite resins for posterior teeth. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v.14, n.2, p.175-184, Dec. 1995.
 46. YOSHINARI, M.; DÉRAND, T. Fracture strength of all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.7, n.4, p.329-338, July/Aug. 1994.
 47. ZENG, K.; ODEN, A.; ROWCLIFFE, D. Flexure tests on dental ceramics. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.9, n.5, p.434-439, Sept./Oct. 1996.

SCHALCH, M. V. **Estudo da fadiga flexural de porcelana feldspática:** efeito da ciclagem mecânica e limite de resistência pelo método de escada. 2006. 91 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a fadiga flexural da porcelana feldspática Duceragold (Degudent, processada por sinterização), utilizando a ciclagem mecânica e o método de escada. Foram confeccionados setenta corpos-de-prova, em forma de barra (25mm de comprimento, 5mm de largura, 2mm de espessura - ISO 6872, 1997). Inicialmente, foi realizado o teste de flexão, em três pontos (n=10), no equipamento MTS 810 (Material Test System - EUA), com célula de carga de 10kN e velocidade de 0,5mm/minuto, gerenciado por programa Test Star II (IBM, EUA). Em seguida, foi realizado o teste de resistência à fadiga flexural (n=30), pelo método de escada, no mesmo equipamento descrito. Este ensaio foi iniciado com tensão de 60% da obtida no ensaio de flexão, frequência de 2Hz, 10 mil ciclos e incremento fixo de 5% da tensão inicial empregada no ensaio de fadiga. A ciclagem mecânica (n=30) foi realizada também em equipamento MTS 810, utilizando 10 mil ciclos e 2Hz de frequência, sem fraturar os espécimes, em três situações distintas: G1. 30% da tensão máxima, sem apoio adicional nos espécimes

(n=10), G2. 30% da tensão máxima, com apoio adicional, total, nos espécimes (n=10) e G3. 60% da tensão máxima, com apoio adicional, total, dos espécimes (n=10). Após a ciclagem, os espécimes foram submetidos ao ensaio de flexão em três pontos. Os resultados mostraram resistência à flexão de 93,19MPa e limite de resistência à fadiga de 29,65MPa (redução da resistência de 68,19%). Não houve diferença estatística para a resistência à flexão após ciclagem mecânica entre G1 (87,53MPa), G2 (95,32MPa) e G3 (97,30MPa). Nestas três situações, a ciclagem mecânica empregada não foi capaz de reduzir a resistência à flexão da porcelana feldspática. Embora não tenha havido redução de resistência nos grupos ciclados mecanicamente, a avaliação fractográfica evidenciou a presença de estrias, sinais característicos de fadiga.

Palavras-chave: Materiais dentários; porcelana dentária; fadiga.

SCHALCH, M. V. *Flexural fatigue of a feldspathic dental porcelain: cyclic loading and staircase method*. 2006. 91 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the flexural fatigue of a feldspathic dental porcelain Duceragold (Degudent, conventional fusing), using cyclic loading and staircase method. Seventy specimens were made (25mm length; 5mm width; 2mm thick - ISO 6872). Three-point flexural test (n=10) was initially done in a MTS 810 machine (Material Test System - USA), with load cell of 10kN and crosshead-speed of 0.5mm/minute, managed by Test Star II software (IBM, USA). The staircase method (n=30) was done in the similar manner to that described for three-point flexural test, using 2,79MPa stress increment. The initial test was performed with 60% maximum stress of three-point flexural strength, 2Hz and 10000 cycles. Three-point flexural test with prior cyclic loading (n=30, using 2Hz for frequency and 10000 cycles) was done in a MTS 810 machine: G1. 30% of maximum stress without specimen additional support; G2. 30% of maximum stress with total specimen additional support; G3. 60% of maximum stress

with total specimen additional support. The flexural strength without prior cyclic loading was 93,19MPa and the limit fatigue was 29,65MPa (68,19% reduced strength). Analysis of the flexural strength with prior cyclic loading indicated no significant differences among G1 (87,53MPa), G2 (95,32MPa) and G3 (97,30MPa). On these groups, the cyclic loading did not reduce the flexural strength of a feldspathic porcelain. Despite no reduce on strength was observed for cyclic loading groups, the fractography showed fatigue signals (striations).

Keywords: Dental materials; dental porcelain; fatigue.