

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA EM FLEXÃO DE COMPÓSITOS DENTÁRIOS SOB A  
INFLUÊNCIA DE DIFERENTES MEIOS DE ARMAZENAMENTO

Leonardo Trindade de Souza

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS PROGRAMAS DE  
PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE  
JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO  
GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Aprovada por:

---

Prof. Célio Albano da Costa Neto, PhD.

---

Prof. José Antônio da Cunha Ponciano, D.Sc.

---

Prof. George Miguel Spyrides, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL  
MARÇO DE 2005

SOUZA, LEONARDO TRINDADE.

Avaliação da resistência residual de compósitos dentários sob a influência de diferentes meios[Rio de Janeiro]2005

X, 62 p. 29,7cm (COPPE, UFRJ, M.Sc, Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2005)

Tese, Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE)

1. Resistência à flexão 2. Microdureza Vickers 3. Compósitos Dentais

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

## **Agradecimentos**

A Deus, sempre ao meu lado nos momentos mais difíceis,

À minha esposa Adriana e meu filho João Pedro pelo carinho e compreensão no decorrer desta árdua jornada,

Aos meus pais e a minha Irmã, pessoas fundamentais à minha formação,

Aos professores Célio e Marysilvia pela paciência que tiveram comigo durante todo este período,

Às Equipes de Dentística, especialmente ao amigo Fábio Freitas e de Clínica Integrada I da UNESA,

À colega Maria Isabel Castro, pela ajuda na conclusão deste trabalho.

Aos colegas do SESC-DN pelo apoio e incentivo,

Aos técnicos da COPPE, Roberto, Róbson, Júlio e Néilson, pessoas importantes para a realização deste trabalho.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M. Sc.)

## AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA EM FLEXÃO DE COMPÓSITOS DENTÁRIOS SOB A INFLUÊNCIA DE DIFERENTES MEIOS DE ARMAZENAMENTO

Leonardo Trindade de Souza

Março / 2005

Orientadores: Célio Albano da Costa Neto

Marysilvia Ferreira

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

O presente estudo teve por objetivo a avaliação da resistência em flexão de dois compósitos dentais utilizados para a restauração de dentes posteriores. Foram empregados neste trabalho dois compósitos de matriz resinosa à base de Bis-GMA (TPH spectrum, Dentsply e Fill Magic Condensável, Vigodent). Os corpos-de-prova foram preparados nas dimensões de 25 x 2 x 2mm e submetidos à influência de carregamento e dois meios de armazenamento (ar e saliva artificial). Testes mecânicos de resistência à flexão foram realizados com a finalidade de caracterização dos materiais frente aos meios de teste.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirement for the degree of Master of Science (M. Sc.)

EVALUATION OF FLEXURAL STRENGTH OF DENTAL COMPOSITES UNDER THE  
INFLUENCE OF DIFFERENT STORAGES

Leonardo Trindade de Souza

March / 2005

Advisors: Célio Albano da Costa Neto

Marysilvia Ferreira

Department: Engineering Metalurgic Materials

The objective of this study was to evaluate the flexural strength of two dental resin-based composites for posterior restorations. The composites were polymer matrix based on Bis-GMA, namely TPH spectrum (Dentsply) and Fill Magic Condensável (Vigodent). The samples were prepared with dimension of 25 mm x 2 mm x 2 mm, which were submitted to a constant load in two storage media (air and artificial saliva). Flexural strength were carried out with the purpose of evaluating the material behaviour.

## Índice

Resumo

Abstract

Índice de figuras

Índice de tabelas

Lista de siglas e Abreviações

1- INTRODUÇÃO.....	01
2- REVISÃO DE LITERATURA.....	03
2.1- RESISTÊNCIA À FLEXÃO DOS COMPÓSITOS DENTAIS.....	10
2.2- DUREZA SUPERFICIAL VICKERS.....	13
3- MATERIAIS E MÉTODOS.....	17
3.1- COMPÓSITOS.....	18
3.2- CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA.....	19
3.3- CARREGAMENTO DOS CORPOS-DE-PROVA.....	22
3.4- ENSAIO DE FLEXÃO.....	25
4- RESULTADOS.....	29
4.1- RESISTÊNCIA À FLEXÃO.....	29
4.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	34
5- DISCUSSÃO .....	38
6- CONCLUSÕES.....	43
7- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	44
8- ANEXOS.....	51

## Índice de Figuras

Figura 1 - Representação da estrutura da molécula de Bis-GMA (proposta por Bowen).....	04
Figura 2(a) - Esquema de aplicação da carga em um ensaio de flexão em três pontos.....	11
Figura 2(b) - Esquema do momento da fratura em um ensaio de flexão em três pontos. ....	11
Figura 3 - Esquema do penetrador e da impressão obtida na microdureza Vickers (Adaptado de Callister, Jr.).....	14
Figura 4 - Dimensões do corpo de prova proposto segundo a especificação n°. 27 da ADA.....	20
Figura 5 - Matriz de silicone utilizada para a confecção dos corpos de prova.....	20
Figura 6 - Esquema utilizado para a foto polimerização das amostras.....	21
Figura 7(a) – Corpos-de-prova: TPH spectrum.....	22
Figura 7(b) – Corpos-de-prova: Fill Magic Condensável.....	22
Figura 8(a) - Equipamento de flexão em três pontos desenvolvido para o trabalho: vista parcial.....	23
Figura 8(b) - Equipamento de flexão em três pontos desenvolvido para o trabalho: vista parcial: vista geral.....	23
Figura 9 - Esquema de um ensaio de flexão em três pontos.....	26
Figura 10 - Máquina para ensaios mecânicos EMIC DL 10000.....	27
Figura 11(a) - Realização do ensaio de flexão: vista geral.....	27
Figura 11(b) - Realização do ensaio de flexão: vista detalhada.....	27

Figura 12 – Valores médios da resistência à flexão (grupo controle).....	29
Figura 13 - TPH Spectrum: Gráfico da resistência à flexão. Influência de carregamento e meios de armazenamento para os diferentes intervalos de tempo.....	30
Figura 14 - Fill Magic Condensável: Gráfico da resistência à flexão. Influência de carregamento e meios de armazenamento para os diferentes intervalos de tempo.....	31
Figura 15 - Influência de carregamento / tempo para os compósitos TPH spectrum e Fill Magic Condensável.....	33
Figura 16 - Influência de saliva artificial / tempo para os compósitos TPH spectrum e Fill Magic Condensável.....	34
Figura 17 - Valores das médias e dos desvios padrões dos compósitos testados.....	36
Figura 18 - Influência de carregamento e armazenamento em saliva artificial por 24 horas para o compósito TPH Spectrum.....	41

## Índice de Tabelas

Tabela 1. Distribuição dos corpos-de-prova por condição, a que os materiais foram submetidos.....	17
Tabela 2. Especificações do compósito TPH spectrum segundo as informações do fabricante.....	18
Tabela 3. Especificações do compósito Fill Magic Condensável segundo as informações do fabricante.....	19
Tabela 4. Formula manipulada da saliva artificial (Adaptada de Bokrasse).....	25
Tabela 5. Valores médios da carga máxima (N) e da resistência à flexão (MPa) obtidos para os grupos de amostras dos compósitos TPH spectrum e Fill Magic Condensável.....	32
Tabela 6. Resultados obtidos a partir da análise de variância (ANOVA).....	35
Tabela 7. Resultados obtidos a partir dos testes de Tukey.....	37

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES

Bis-GMA	bisfenol A/ etilenoglicol/ dimetacrilato de glicidila
Bis-EMA	bisfenol A/ dimetacrilato de Glicidil
TEGDMA	trietilenoglicol/ dimetacrilato
UEDMA	uretano/ dimetacrilato
nm	nanmetro
mm	milímetro
$\mu\text{m}$	micrmetro
Ormocer	cerâmica organicamente modificada
SiO <sub>2</sub>	dióxido de silício
kgf	quilograma força
g	grama
	grau
 C	grau Celcius
pH	potencial hidrogênionico
mW	mili watts
cm <sup>2</sup>	centímetro quadrado
HV	dureza vickers
MPa	mega pascal
h	horas
mg	mili gramas
ml	mili litro
min.	minutos
N	Newton

## 1. INTRODUÇÃO

A ciência dos materiais investiga a correlação entre as estruturas e as propriedades dos materiais e, para tal, se baseia em quatro princípios básicos: processamento, estrutura, propriedades e desempenho. A partir desta correlação, muitos materiais são desenvolvidos e planejados a fim de atender aos anseios e expectativas de uma sociedade cada vez mais exigente.

O desenvolvimento de muitas tecnologias que tornam nossa existência tão confortável tem estado intimamente associado com a acessibilidade a materiais adequados (CALLISTER, 2002). É, exatamente neste contexto de incessante busca pelo desenvolvimento de novos materiais, cada vez mais especializados e sofisticados que se enquadram os materiais compósitos.

Dentro da profissão odontológica, desde o século passado, vários materiais foram introduzidos na tentativa de devolver a função e principalmente a estética de elementos dentais debilitados, porém grande parte destes materiais desapareceu ou foi aperfeiçoado como resultado da evolução das pesquisas básicas em materiais dentários complementados por estudos clínicos. Os compósitos dentais para uso em regiões de grande esforço mastigatório têm sido ao longo das últimas décadas um dos materiais dentários mais pesquisados. Este fato se deve a diversos fatores, tais como a solicitação cada vez maior dos pacientes por uma restauração mais agradável do ponto de vista estético, a constante busca por procedimentos restauradores menos invasivos e a controvérsia relacionada ao uso do amálgama (LEINFELDER, 1997).

Apesar de muitos progressos e conquistas no desenvolvimento de novos materiais, ainda existem muitos desafios tecnológicos a serem alcançados no que se refere ao aprimoramento e na melhora das propriedades desses materiais.

Este trabalho tem por finalidade avaliar comparativamente a resistência em flexão de dois compósitos dentários utilizados para a restauração de dentes posteriores, ambos de matriz orgânica a base de BIS-GMA, a partir da exposição das amostras a determinada condição de carregamento e a diferentes meios de armazenamento (ar e saliva artificial).

Como relevância clínica destaca-se a imensa popularidade dos compósitos odontológicos com aplicação em dentes posteriores, principalmente devido à estética e o fato de que, através do conhecimento das propriedades desses materiais, poderemos contribuir na melhora das perspectivas da profissão odontológica, permitindo que os profissionais tenham condições de selecionar adequadamente um material restaurador direto para determinada situação clínica.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

O principal objetivo da odontologia é manter ou melhorar a qualidade de vida do paciente e esse objetivo em muitas das vezes requer a reposição ou a modificação da estrutura dentária existente. É nesse contexto que há séculos, os principais desafios da odontologia têm sido o desenvolvimento e a seleção de materiais restauradores biocompatíveis e capazes de suportar as condições adversas do meio bucal.

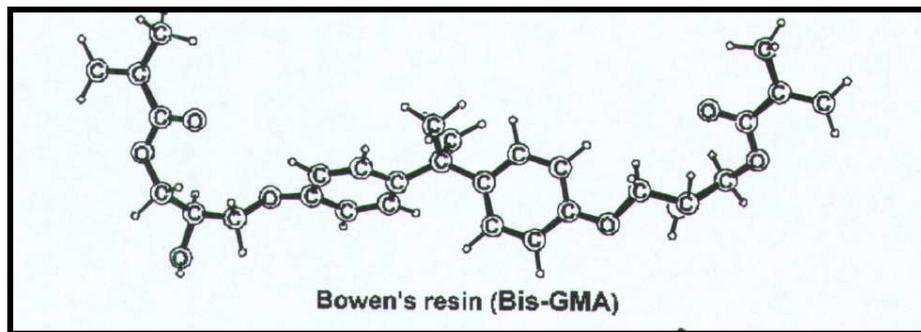
O material restaurador direto mais antigo ainda em uso é o amálgama de prata. Foi introduzido na Odontologia em 1826 e sua estrutura final resulta da mistura do mercúrio líquido com uma liga de prata em um processo denominado trituração ou amalgamação. O amálgama de prata foi durante muitos anos o material mais empregado na odontologia (CHRISTENSEN, 1990). Dentre as vantagens do amálgama de prata pode-se destacar a fácil manipulação, a alta resistência ao desgaste e a longevidade clínica (TAVARES, 2003).

Os efeitos adversos à saúde e as crescentes preocupações ambientais com a liberação do mercúrio aliados aos novos conceitos de adesão à estrutura dental e ao crescente desenvolvimento e interesse em odontologia estética, tornaram necessárias as buscas por alternativas restauradoras ao amálgama de prata (KUGEL, 2001). É neste contexto que aparecem os materiais restauradores compostos como os compósitos resinosos para uso em odontologia.

Ao comparar as propriedades mecânicas dos compósitos dentários às do amálgama de prata, chega-se a conclusão que apesar do grande desenvolvimento em termos de materiais e técnicas, a resina composta não pode ser considerada como substituta do amálgama, contudo oferece ao clínico uma oportunidade de tratar os pacientes de uma forma jamais vista, devido à sua grande habilidade em combinar cores (LEINFELDER, 1988).

Do mesmo modo, (GALANTE, 1991) comparando as propriedades dos compósitos dentários em relação ao amálgama de prata, indica os compósitos somente em casos selecionados, onde a estética é primordial.

O aparecimento dos materiais restauradores compostos teve início entre os anos 50 e 60, quando Bowen realizou diversas pesquisas com resinas epoxídicas reforçadas com carga. Surge nesta época, a partir da combinação de resinas epoxídicas e acrílicas, a molécula de BIS-GMA (Bisfenol Glicidil Metacrilato) (figura 1), importante componente das resinas compostas atuais (ANUSAVICE, 1998).



**Figura 1: Representação da estrutura da molécula de Bis-GMA proposta por Bowen.**

Compósito é a combinação de dois materiais quimicamente diferentes, com uma interface distinta separando-os e possuindo propriedades tais que um desses materiais sozinho não poderia ter (BOWEN, 1972).

Os compósitos dentais são materiais poliméricos repletos de ligações cruzadas, reforçados por uma dispersão de vidro, cristais ou partículas de carga inorgânica de resina e/ou pequenas fibras unidas à matriz por agentes de união silanos (ANUSAVICE, 2005).

Os compósitos dentários foram introduzidos comercialmente para restaurações de dentes anteriores por volta de 1960. Desde então, muitos avanços foram realizados tendo como finalidade o desenvolvimento do material e em consequência a ampliação de sua utilização para a restauração de dentes posteriores, bem como a melhora na longevidade das restaurações confeccionadas com esses materiais.

Os compósitos dentais modernos possuem inúmeros componentes. Os principais componentes são a matriz de resina e a carga de partículas inorgânicas. Além desses componentes, várias outras substâncias são adicionadas para melhorar o desempenho clínico do material. Para promover a união entre a carga inorgânica e a matriz resinosa, por exemplo, é utilizado um agente compatibilizante (Silano). Esse agente é bastante importante na melhora das propriedades mecânicas do material, uma vez que auxilia na transferência das tensões impostas à matriz resinosa para as partículas inorgânicas que são mais resistentes à deformação. Além disso, previne a penetração de água na interface matriz-carga, promovendo estabilidade hidrolítica (PEUTZFELDT, 1997). Com a finalidade de polimerizar a resina faz-se necessário acrescentar entre os componentes do material um ativador/inibidor. Nos compósitos resinosos foto polimerizáveis é empregado um iniciador tipo canforoquinona ou di-acetona. O foto iniciador é excitado por ação de uma luz visível com comprimento de onda entre 420 e 450 nm (CHAIN, 2001). Outras substâncias como os pigmentos, que aproximam a cor final da restauração à da estrutura dental e pequenas quantidades de outros aditivos que melhoram a estabilidade do material, integram a composição final da resina composta.

A maioria das matrizes orgânicas dos compósitos dentais usa uma mistura de monômeros dimetacrilatos aromáticos e/ou alifáticos, como o BIS-GMA, o TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato de metila) e o UEDMA (uretano dimetacrilato de metila). Esses ingredientes são amplamente utilizados na confecção da matriz resinosa, que formam a estrutura da matriz

polimérica com grande número de ligações cruzadas nos compósitos dentais (ANUSAVICE, 2005). Esses monômeros, principalmente o BIS-GMA, possuem um alto peso molecular o que faz com que apresentem uma alta viscosidade, então a necessidade da utilização de um diluente é fundamental para conter uma grande quantidade de carga e produzir uma consistência que possa ser empregado clinicamente (ANUSAVICE, 1998). Normalmente, utiliza-se como diluente monômeros de dimetacrilato, como o TEGDMA (ASMUSSEN, 1975). A adição desses monômeros aumenta a contração de polimerização, o que é indesejado clinicamente, mas permite um aumento significativo na quantidade de carga incorporada na mistura, o que irá contribuir para a melhora de várias propriedades do material polimerizado, como a redução na contração de polimerização, a diminuição do coeficiente de expansão térmica e o aumento da resistência mecânica (NAGEM FILHO, 2000).

Os resultados de estudos *in vitro*, nos quais os outros componentes, que não os constituintes do sistema monomérico são mantidos constantes, sugerem que os compósitos dentais baseados em UEDMA, têm melhoradas as suas propriedades mecânicas se comparado aos compósitos baseados em Bis-GMA (PEUTZFELDT, 1997).

Um dos maiores avanços relacionados aos compósitos resinosos é resultado do aumento da quantidade de partículas de carga, variando em relação à distribuição, tamanho, forma e composição (KUGEL, 2001). O tamanho e a forma têm influência direta na lisura de superfície (BOWEN, 1964), afetam a viscosidade e as propriedades de resistência à fratura, fadiga e desgaste (SÖDERHOLM, 1998). As cargas nos compósitos resinosos são adicionadas para controlar as características de manuseio, reduzir a contração, aumentar a resistência e diminuir os desgastes por abrasão. As partículas utilizadas como cargas normalmente incluem: sílica amorfa, quartzo, vidros radiopacos, bário ou estrôncio e fluoretos contendo silicato de flúor e tri-fluoreto de ítrio.

Os compósitos dentais já foram classificados de diversas maneiras quanto à forma e tamanho das partículas inorgânicas. Uma dessas classificações seleciona as resinas compostas em três categorias baseadas no tamanho e no volume de suas partículas presentes na matriz. Foram definidas como resinas de partículas finas ou pequenas, as que apresentavam diâmetro de 1 a 3  $\mu\text{m}$  e volume de média densidade; micro partículas as que tinham diâmetros de 0,04  $\mu\text{m}$  e baixa densidade volumétrica e as resinas híbridas que correspondem à mistura das partículas citadas e apresentam alta porcentagem em volume (CRAIG, 1997). Uma classificação bem aceita atualmente propõe que os compósitos dentais modernos são classificados em quatro tipos essenciais quanto ao tamanho de partículas inorgânicas: compósitos de macro partículas (partículas de tamanho entre 15 e 100  $\mu\text{m}$ ), compósitos de micro partículas (partículas com tamanho médio de 0,04  $\mu\text{m}$ , compósitos híbridos (compostos por macro e micro partículas com tamanho médio entre 1 e 5  $\mu\text{m}$ ) e compósitos micro híbridos (apresentam uma combinação entre micro partículas de 0,04  $\mu\text{m}$  e partículas maiores de no máximo 2  $\mu\text{m}$ ) (CONCEIÇÃO, 2000).

Os compósitos híbridos se caracterizam por possuírem uma maior quantidade de carga, sendo pelo menos uma delas a sílica coloidal, chegando a uma concentração de 70 a 90% em peso. Comportam-se mecanicamente com mais eficiência, sendo indicadas para regiões de carga oclusal, mas pecam no quesito de manutenção do polimento superficial (HIRATA, 2001).

Atualmente, as resinas compostas híbridas com grande quantidade de partículas de carga e com tamanho médio de partículas entre 0,4 e 3 $\mu\text{m}$  são consideradas ótimas alternativas para uso direto em dentes posteriores. Tais resinas são também denominadas micro-híbridas, uma vez que grande parte de suas partículas é menor que 1 $\mu\text{m}$  (BARATIERI, 2001).

Os problemas dos compósitos híbridos enquanto material restaurador direto para dentes posteriores inclui resistência a desgaste, dificuldade de obter um correto contato interproximal, sensibilidade pós-operatória e a contração de polimerização (HONDRUN, 2000).

É neste contexto, que os compósitos compactáveis são introduzidos no mercado na expectativa de resolver os problemas associados aos compósitos híbridos convencionais. É caracterizado por alta quantidade de partículas de carga e uma distribuição, que confere a este material uma consistência diferente. Pesquisas sugerem, que as propriedades físicas e mecânicas dos compósitos compactáveis, são similares às dos compósitos híbridos e uma adequada polimerização pode ser efetiva com incrementos do material maiores que 2 mm (HILTON, 2001).

Dentre os diversos compósitos compactáveis disponíveis comercialmente, o tipo de partículas, a fração volumétrica de partículas e o espaço entre as partículas influenciam diretamente nas propriedades físicas e no comportamento de desgaste dos materiais compósitos odontológicos (MANHART, 2000).

Os compósitos compactáveis apresentam as seguintes vantagens: (1) facilidade de reprodução do contorno e contatos proximais, (2) menor contração de polimerização, oscilando entre 2,2 e 2,5 % (contração volumétrica linear) e (3) facilidade de escultura, conferindo menor tempo para execução da restauração (BARATIERI, 2001).

Desde 1963, quando Bowen introduziu o Bis-GMA na composição das resinas compostas, nenhuma mudança significativa ocorreu na matriz orgânica da resina. A grande parte da evolução das resinas compostas convencionais ocorre nas partículas de carga (PEUTZFELDT, 1997). Baseado nisto, em 1998, mudanças no sistema monomérico dos compósitos foram propostas e foi introduzido no mercado o primeiro material restaurador baseado em uma tecnologia ormocer (cerâmica modificada organicamente), o Definite (Degussa, Alemanha) (MANHART, 2001).

Esta classe de material se caracteriza pela combinação de materiais orgânicos e inorgânicos (cerâmicas). Sua estrutura consiste em uma cadeia principal baseada em SiO<sub>2</sub> unida a

unidades orgânicas polimerizáveis. Isto irá produzir um compósito tridimensional. O ormocer é obtido através de um processo de fabricação sol-gel, a partir de uretanos multifuncionais e grupamentos alcóxidos de silício que são utilizados como precursores da rede inorgânica SiO<sub>2</sub>, através de hidrólise e reações de poli condensação (MANHART, 2000).

As partículas de carga apresentam tamanho médio entre 1,0 e 1,5 µm e o material apresenta em torno de 77% em peso e 61% em volume de carga. Após a incorporação das partículas de carga na matriz, o ormocer pode ser manipulado como um compósito híbrido convencional (MANHART, 2000).

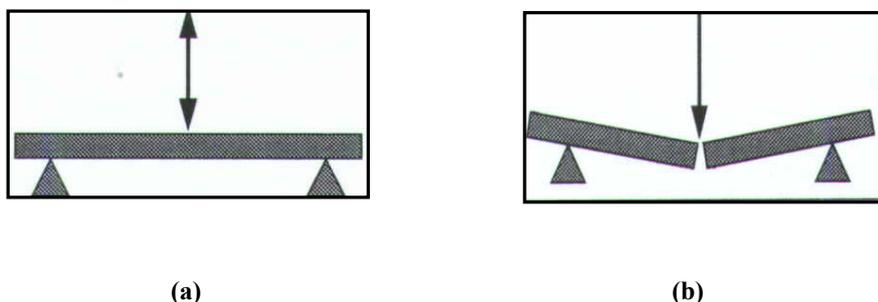
Segundo o fabricante do material, a fase resinosa do compósito Definite é composta de ormocer, que possui a capacidade de dobrar o grau de conversão de monômeros, melhorando as propriedades físicas do material. Segundo a empresa (VOCO, 2002), fabricante do ormocer Admira, sua unidade orgânica é responsável pela formação das ligações cruzadas, polaridade, dureza e comportamento óptico do Ormocer. A unidade inorgânica é responsável pela expansão térmica tão bem quanto à estabilidade química e térmica. A unidade inorgânica-orgânica fica responsável pela elasticidade, propriedades interfaciais e de processamento. Este material apresenta uma redução na contração de polimerização em torno de 1,97% em volume. Este fato é de grande relevância clínica uma vez que contribui para um aumento da integridade das margens da restauração e em consequência a prevenção da ocorrência de lesões cariosas secundárias. Outro aspecto relevante é o fato de, segundo o fabricante, não liberar monômeros residuais após a polimerização o que o torna um material biocompatível.

## 2.1 RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE COMPÓSITOS DENTAIS

Na literatura atual, diversos estudos são propostos a fim de avaliar propriedades distintas dos materiais dentários (ANUSAVICE, 1993, CARVALHO, 1994, GARCIA, 2002 e VIEIRA, 1991). Uma vez que na cavidade oral uma situação dinâmica está estabelecida, são esperadas condições adversas para os materiais ali empregados (CRAIG, 1997, VIEIRA, 1991 e WILSON, 1990).

Diversos testes *in vitro* são propostos e planejados com a finalidade de avaliar propriedades específicas dos materiais. Em virtude das dificuldades em se conseguir reproduzir em laboratório essa situação dinâmica a que os materiais se deparam quando em serviço, empregam-se testes de resistência à flexão com a finalidade de caracterização dos materiais.

A resistência à flexão de um material dentário é uma importante propriedade, uma vez que nas margens das restaurações o material restaurador se apresenta em finas camadas e às vezes não possui espessura suficiente para resistir às forças da mastigação (Compêndio Científico do QUIXFIL, 2003). A resistência à flexão é essencialmente o teste de resistência de uma barra (corpo de prova de seção reta retangular) apoiada em ambas as suas extremidades e mede a habilidade que um determinado material possui em resistir à fratura sob uma carga monotônica. (figuras 2(a) e (b)) (CALLISTER, 2002).



**Figura 2: (a) Esquema de aplicação da carga e (b) o momento da fratura.**

Uma alta resistência à flexão é desejada uma vez que esses materiais se encontram sob a ação das forças mastigatórias que podem induzir uma deformação permanente (WANG, 2003).

As fraturas nas margens e no corpo das restaurações têm sido apontadas como as principais falhas em compósitos empregados nas restaurações de dentes posteriores (ROULET, 1988). As propriedades dos materiais relacionadas à fratura, como resistência à fratura, elasticidade e degradação marginal sob tensões impostas são avaliadas a partir da determinação de parâmetros do material como tenacidade à fratura, resistência à flexão e módulo de elasticidade (CRAIG, 1997).

A avaliação da resistência à flexão dos compósitos disponíveis no mercado foi previamente investigada por diversos autores (ASMUSSEN, 1998, KELSEY, 2000, MANHART, 2000 e FERRACANE, 1998).

Segundo HARA (1986) e BRAEM (1989), muitas propriedades se modificam progressivamente à medida que o conteúdo de partículas inorgânicas aumenta. IKEJIMA (2003), comparando a resistência à flexão de compósitos híbridos concluiu que o conteúdo de partículas inorgânicas se correlaciona à resistência à flexão para uma quantidade de partículas inorgânicas

acima de 60 % em volume. No mesmo estudo, a resistência à flexão é afetada significativamente pela adição de partículas não silanizadas.

Comparando a resistência e o módulo de flexão de compósitos compactáveis e convencionais, MOZSNER (2001) afirma que esses valores são um pouco superiores para os compósitos compactáveis.

ADABO (2003), comparando a resistência à flexão de uma série de compósitos indicados para dentes posteriores, incluindo materiais de matriz baseada em ormocer, concluiu que o maior valor de resistência à flexão foi obtido pelo compósito micro híbrido Filtek P60, seguido pelo compósito micro híbrido Z 100. No mesmo trabalho, não foi estabelecida qualquer relação entre a resistência à flexão dos materiais e o conteúdo de partículas inorgânicas presentes nos mesmos. Um outro fator que pode explicar esses resultados é a composição da fase orgânica dos compósitos avaliados. A matriz orgânica do compósito Z 100 é baseada em uma combinação de BIS-GMA e TEGDMA, enquanto o compósito P 60 apresenta parte do monômero TEGDMA substituído por UEDMA e BIS-GMA. A substituição de BIS-GMA ou TEGDMA resulta em um aumento da resistência à flexão, o que é provavelmente explicado pelo aumento do grau de conversão da matriz polimérica. Já a substituição do BIS-GMA por TEGDMA resulta em uma redução da resistência à flexão (ASMUSSEN e PEUTZFELDT, 1998).

Além do sistema de partículas, as estruturas monoméricas das matrizes resinosas também possuem influência na resistência à flexão dos compósitos dentais (KAWAGUCHI, 1989; PEUTZFELDT, 1997). Ainda em relação ao trabalho de ADABO (2003), nenhuma diferença significativa na resistência à flexão dos compósitos a base de Bis-GMA e de matriz baseada em ormocer foi estabelecida, o que sugere que o percentual de carga inorgânica e as interações entre carga e matriz parecem ter maior influência nos parâmetros de fratura dos compósitos dentais do que a estrutura da matriz orgânica.

## 2.2 DUREZA SUPERFICIAL VICKERS

Os testes de dureza estão incluídos em várias especificações da Associação Dental Americana (ADA) para materiais odontológicos. Dureza é uma propriedade relacionada com a capacidade de o material resistir a uma deformação localizada (TABOR, 1970). Uma outra definição de dureza situa os materiais quanto a sua capacidade de possuir facilidade de acabamento e resistir a arranhões quando em serviço (CRAIG, 1997).

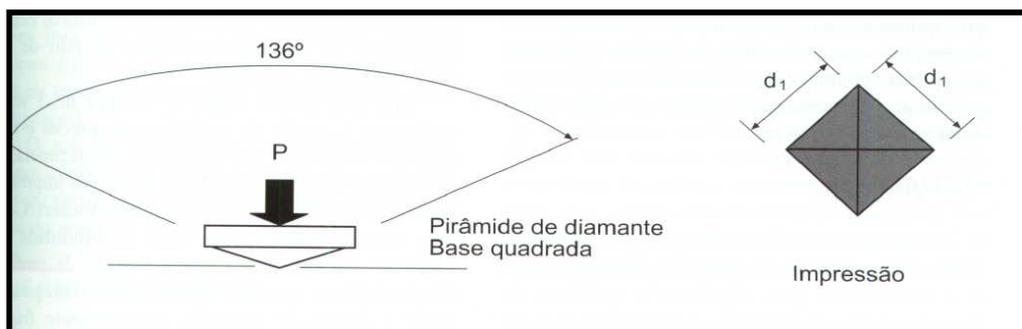
Uma das propriedades físicas mais importantes dos materiais dentários restauradores é a dureza superficial, a qual pode ser correlacionada com a resistência à compressão e com a resistência a desgaste (OKADA, 2001).

A dureza superficial é um parâmetro freqüentemente utilizado para avaliar a resistência da superfície do material a uma deformação plástica por penetração (ANUSAVICE, 1983 & CRAIG, 1997). O método mais usual para se medir a dureza é através da medida da profundidade da área demarcada por um indentador com uma forma específica, após a aplicação de uma força por um tempo determinado.

Testes de micro dureza (Vickers) empregam cargas menores do que 1kgf. As cargas mais comumente utilizadas estão entre 100 e 500g (ASM Handbook, 2000). Em geral, o teste de dureza Knoop pode ser empregado para a avaliação de materiais poliméricos, como os compósitos dentais, uma vez que ele minimiza os efeitos da recuperação elástica que é freqüentemente observada nesses materiais (SOUZA, 1982). Entretanto, FERRACANE (1987), PEUTZFELDT (1994) e CRAIG (1989), recomendam o emprego dos testes de micro dureza Vickers, o qual pode ser também considerado um indicador do grau de polimerização dos materiais compósitos. SILVA (2004), concluiu que os valores de micro dureza dos compósitos

dentais estudados (CONCEPT, Vigodent e ADMIRA, VOCO) são inversamente proporcionais a profundidade de polimerização.

Para os testes de dureza Vickers, uma ponta de diamante com forma piramidal é utilizada, sendo obtida uma impressão de base quadrangular com um ângulo de  $136^\circ$  entre as faces opostas (Figura 3). As duas diagonais da indentação feitas na superfície do material são medidas e calculadas com auxílio de um microscópio (WANG, 2003). Tanto para materiais poliméricos como os compósitos dentais, quanto para os demais materiais, após a remoção da carga um fenômeno de recuperação elástica poderá ocorrer, o que irá afetar as diagonais da impressão Vickers e dessa maneira mascarar os resultados (SOUZA, 1982).



**Figura 3: Esquema do penetrador e da impressão obtida na micro dureza Vickers (Adaptado de Callister, Jr.).**

CARDOSO, (2003) avaliando a influência das técnicas de inserção dos compósitos dentais em cavidades tipo classe II (cavidades preparadas nas faces proximais dos dentes posteriores), com testes de dureza Knoop e Vickers, concluiu que ambas as medidas de dureza se mostram estatisticamente similares e apresentam boa correlação, embora os valores de dureza Vickers sejam um pouco maiores.

TAGTEKIN, (2003) estudando a influência de técnicas de inserção e polimerização de um compósito híbrido convencional (Amelogen) e um Ormocer (Admira) nos

valores de dureza superficial, concluiu que os mais expressivos valores de dureza foram obtidos para o compósito Admira.

Em termos gerais, as propriedades mecânicas mostram uma significativa correlação com o conteúdo de partículas inorgânicas (SWARTZ, 1985). Certa correlação tem sido estabelecida entre dureza e o conteúdo de partículas inorgânicas de materiais compósitos de uso odontológico (BOYERS, 1982). Com o aumento do conteúdo de carga inorgânica, há uma tendência no sentido do aumento dos valores de dureza (CHUNG, 1990).

Em trabalho proposto por MANHART e colaboradores (2001), avaliando compósitos compactáveis para restaurações em dentes posteriores, afirmam que os compósitos com maior conteúdo de carga (Alert e Surefil) são os materiais que apresentam os maiores valores de dureza.

OKADA (2001), estudando a influência do meio em materiais restauradores de base polimérica, relata que a dureza superficial tanto do compósito híbrido (Z100) quanto do compósito modificado por poliácido (Dyract), mostraram um pequeno aumento quando armazenados em saliva por um dia. Já o trabalho de UHL em 2003 avaliando a influência de armazenamento e carregamento na dureza superficial de três compósitos híbridos (Z100, Solitaire2 e TPH Spectrum) e um Ormocer (Definite), mostrou um aumento significativo nas medidas de dureza Knoop, para todos os compósitos testados, após cinco dias de armazenamento em meio seco e escuro à 37° C, independentemente da unidade fotopolimerizadora. Compósitos submetidos a armazenamento em meio aquoso se tornam frequentemente mais macios e exibem os menores valores de dureza se comparados a amostras secas (WATTS, 1986 e MILLEDING, 1998).

KOPPARI (2001) avaliou o efeito do armazenamento em diferentes pHs (3.0, 5.6 e 7.0), na dureza superficial de um compósito híbrido convencional (Z100) e observou que

nenhuma diferença significativa pode ser detectada nos testes realizados, respeitando um pH específico ou entre intervalos de tempo diferentes.

KOLDERUP (2001) analisou a influência na micro-dureza de diversos compósitos dentais expostos a bebidas de baixo pH (suco de laranja, pH 3,8 e Coca-Cola, pH 2,5). Os resultados mostraram que a micro-dureza de todos os materiais avaliados foi significativamente reduzida após a exposição à coca-cola.

KONDO (1989), avaliando a resistência de compósitos dentais armazenados em diferentes meios aquosos (água deionizada, suco de laranja, coca-cola e solução alcalina de KOH) e diferentes temperaturas (37, 50 e 70 °C), mostrou um aumento da resistência dos compósitos armazenados nas soluções sem a solução alcalina de hidróxido de potássio (KOH), devido a uma continuidade da cura do material em temperaturas elevadas.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

No presente estudo foram testados dois tipos de compósitos dentais indicados para a restauração de dentes posteriores, um compósito híbrido convencional comercialmente denominado de TPH SPECTRUM (Dentsply) e um compósito descrito como compactável, de nome comercial FILL MAGIC CONDENSÁVEL (Vigodent). Os corpos-de-prova dos compósitos apresentados foram submetidos à influência de carregamento, dois meios de armazenamento (ar e saliva artificial) em três intervalos de tempo distintos (24, 48 e 96 horas). Para a realização dos ensaios mecânicos foi proposta a confecção de seis corpos-de-prova para cada condição apresentada, conforme a tabela 1, tendo sido então confeccionados um total de 84 corpos-de-prova.

Tabela 1: Distribuição dos corpos-de-prova por condição, a que os materiais foram submetidos.

NÚMERO DE CORPOS-DE-PROVA							
COMPÓSITOS DENTAIS	GRUPO CONTROLE	MEIOS DE ARMAZENAMENTO					
		AR			SALIVA ARTIFICIAL		
		TEMPOS DE ARMAZENAMENTO					
		24H	48H	96H	24H	48H	96H
TPH SPECTRUM	06	06	06	06	06	06	06
FILL MAGIC CONDENSÁVEL	06	06	06	06	06	06	06

### 3.1 COMPÓSITOS

As especificações dos compósitos dentais TPH spectrum e Fill Magic Condensável utilizados neste trabalho, encontram-se detalhadas nas tabelas que seguem:

**Tabela 2: Especificações do Compósito TPH SPECTRUM segundo informações do fabricante.**

<b>Nome Comercial</b>	<b>TPH SPECTRUM (TPH)</b>		
<b>Fabricante</b>	<b>DENTSPLY</b>		
<b>Validade</b>	<b>08/2005</b>		
<b>Cor / Lote</b>	<b>A 3,5 / 96821</b>		
<b>Composição</b>	<b>Parte Orgânica</b>	<b>Bis-GMA Uretano Modificado</b>	
	<b>Parte Inorgânica</b>	<b>Tipo de Carga</b>	<b>Boro Silicato de Ba e Al Silanizados e Silica Piroclítica Silanizada.</b>
		<b>Tamanho de Partículas</b>	<b>0,04 – 5 µm</b>
		<b>Tamanho Médio</b>	<b>0,8 µm</b>
		<b>(%) em peso</b>	<b>77 %</b>

**Tabela 3: Especificações do Compósito FILL MAGIC CONDENSÁVEL segundo as informações do fabricante.**

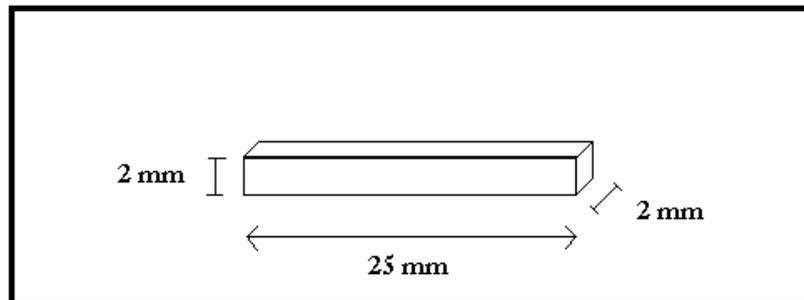
<b>Nome Comercial</b>	<b>FILL MAGIC CONDENSÁVEL (FMC)</b>		
<b>Fabricante</b>	<b>VIGODENT</b>		
<b>Validade</b>	<b>07/2006</b>		
<b>Cor / Lote</b>	<b>B2 / 001/05</b>		
<b>Composição</b>	<b>Parte Orgânica</b>	<b>Bis-GMA, Bis-EMA e TEGDMA (baixa %).</b>	
	<b>Parte Inorgânica</b>	<b>Tipo de Carga</b>	<b>Boro Silicato de F e Ba e Silica Coloidal.</b>
		<b>Tamanho Médio de Partículas</b>	<b>1,0 µm</b>
		<b>(%) em peso</b>	<b>81 %</b>

Em relação à cor dos compósitos apresentados, não foi encontrada na literatura qualquer informação que a mesma pudesse influenciar de maneira significativa as propriedades mecânicas dos materiais.

### **3.2 CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA**

Os corpos-de-prova dos compósitos dentais polimerizados foram confeccionados a partir de um modelo de resina acrílica com 25 mm de comprimento, 2 mm de altura e 2 mm de largura, dimensões estas que são exigidas pela especificação número 27 da Associação Dental

Americana (ADA), para a medição da resistência à flexão de materiais dentários restauradores à base de resina (Figura 4).



**Figura 4: Dimensões do corpo-de-prova proposto segundo a especificação nº. 27 da ADA.**

Para a moldagem do modelo de resina acrílica foi utilizado um silicone de uso odontológico (Elite HD, VIGODENT) e uma pequena caixa de resina com tampa como moldeira. Os modelos de resina acrílica foram colados na face interna da tampa e esta adaptada à caixa a qual continha o silicone. Ao remover a tampa junto com os modelos de resina acrílica, a matriz estava pronta como é mostrado na figura 5.

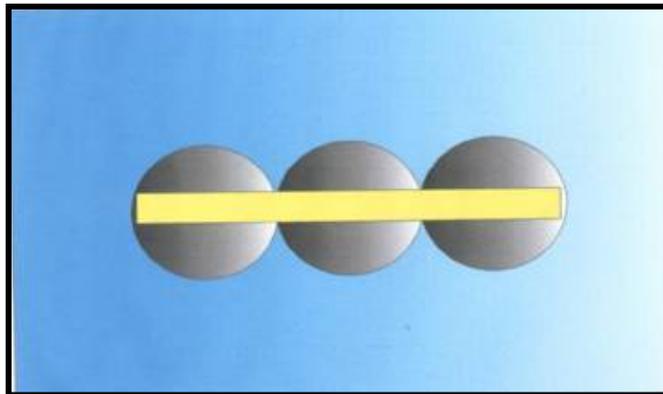


**Figura 5: Matriz de silicone utilizada para a confecção dos corpos-de-prova.**

O material compósito foi incluído na matriz até o completo preenchimento. Sobre ele foi colocada uma tira de poliéster transparente para permitir a fotopolimerização e formação de uma superfície o mais lisa possível, e sobre esta tira uma placa de vidro, para permitir que o material sofresse uma pressão uniforme para remoção do excesso e planificação da superfície.

A fotopolimerização foi realizada em três etapas visto que o comprimento do corpo de prova é de 25 mm e o diâmetro da ponta fotopolimerizadora em torno de 10 mm não sendo possível então, a exposição de toda a extensão da superfície do material de uma única vez. Para tal foi utilizada uma unidade fotopolimerizadora de luz halógena, Optilux VCL 401 – Demetron, nos tempos recomendados pelos fabricantes. A intensidade de luz utilizada para a fotopolimerização dos compósitos foi de  $700 \text{ mW/cm}^2$ , verificada antes da polimerização através de um radiômetro.

O esquema realizado para a foto polimerização é mostrado na figura que segue:



**Figura 6: Esquema utilizado para a foto polimerização dos corpos-de-prova.**

Após a polimerização, os corpos-de-prova foram removidos da matriz de silicone e foi realizado um acabamento da superfície dos corpos de prova com lixas de granulação 600. Os corpos-de-prova prontos para serem ensaiados podem ser visualizados nas figuras 7 (a) e (b).



(a)

**TPH SPECTRUM**



(b)

**FILL MAGIC CONDENSÁVEL**

**Figuras 7 (a) e (b): Corpos-de-prova dos compósitos dentais.**

### **3.3 CARREGAMENTO DOS CORPOS-DE-PROVA.**

Após a confecção dos corpos-de-prova, estes foram submetidas à influência de carregamento (Ensaio de flexão em três pontos) e aos meios de armazenamento através da utilização de dispositivo de flexão previamente planejado e construído, especificamente para este trabalho, o qual pode ser visualizado nas figuras 8 (a) e (b).

O dispositivo consiste basicamente em um caixa retangular de 50 cm x 8 cm x 8 cm, confeccionada em resina acrílica com uma tampa também de resina acrílica a qual é

aparafusada na caixa. A caixa é toda vedada em seu interior através da utilização de uma borracha de silicone. A tampa possui sete perfurações cilíndricas, sendo seis utilizadas para o posicionamento de hastes confeccionadas em alumínio que são empregadas como suporte para os pesos utilizados no carregamento das amostras. A outra perfuração, confeccionada na região central da tampa é utilizada para a colocação do líquido a que os materiais são submetidos. No eixo maior da base da caixa foram inseridos dois roletes de alumínio com 2 mm de raio e a distância entre os centros de 20 mm, conforme a especificação número 27 da ADA, para o suporte dos corpos-de-prova. A extremidade inferior das hastes com os pesos que serão apoiados sobre os corpos-de-prova para submetê-los ao carregamento também foram usinados a fim de conseguirmos 2 mm de raio. A base da caixa possui ainda uma válvula, onde é realizada a drenagem do meio líquido, sempre em que é realizada a troca dos corpos-de-prova.



(a)



(b)

**Figuras 8 (a) e (b): Equipamento de Flexão em três pontos desenvolvido para o trabalho**

Durante o carregamento das amostras, a tensão imposta sobre cada amostra foi de 15MPa o que correspondia a uma carga constante de aproximadamente 410g durante todo o intervalo de tempo em que a amostra era submetida ao meio de armazenamento. O valor de

15MPa pode ser explicado pelo fato de estarmos diante de materiais de comportamento frágil e não sabíamos como se comportariam durante o ensaio. Outro aspecto importante em relação à utilização de uma pré-carga neste estudo se refere ao fato que esses materiais podem apresentar defeitos em sua geometria, como depressões, bolhas, que podem funcionar como concentradores de tensão e permitir que o limiar de estresse seja excedido de maneira localizada. Na presença desses defeitos, a existência de uma pré-carga pode ocasionar o crescimento dos mesmos em baixos níveis de tensão.

Os materiais restauradores utilizados em odontologia requerem um bom comportamento a longo prazo na cavidade oral e essa é definida como um meio bastante complexo, onde os materiais estão em contato com saliva, um fluido que contém uma enorme quantidade de componentes orgânicos e inorgânicos juntos a uma variada flora bacteriana.

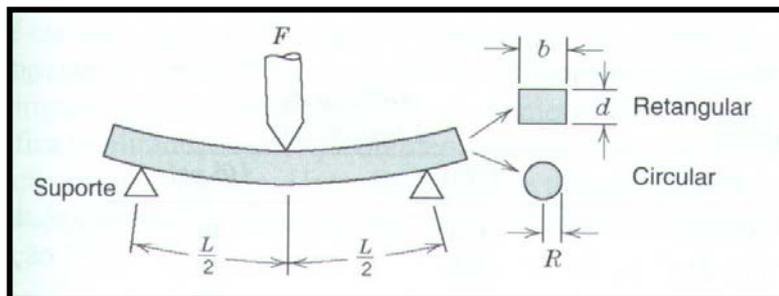
A saliva artificial utilizada neste estudo foi manipulada de acordo com a seguinte fórmula (tabela 4), para o preparo de um litro de solução:

**Tabela 4: Fórmula manipulada da saliva artificial (Adaptada de Bokrasse)**

<b>Componentes</b>	<b>Quantidade</b>
<b>Carboximetilcelulose</b>	<b>0,4%</b>
<b>Sorbitol líquido</b>	<b>6%</b>
<b>Cloreto de potássio</b>	<b>1g</b>
<b>Cloreto de Sódio</b>	<b>1g</b>
<b>Fluoreto de Sódio</b>	<b>2mg</b>
<b>Cloreto de Magnésio</b>	<b>50mg</b>
<b>Cloreto de Cálcio</b>	<b>150mg</b>
<b>Fosfato de Potássio di-básico anidro</b>	<b>400mg</b>
<b>Nipagin (conservante)</b>	<b>0,2%</b>
<b>Água Destilada</b>	<b>Qsp. 1000ml</b>

### **3.4 ENSAIO DE FLEXÃO**

A resistência à flexão é essencialmente o teste de resistência de uma barra (corpo-de-prova de seção reta retangular ou circular) apoiada em ambas as suas extremidades, sob uma carga monotônica. Neste estudo, o corpo-de-prova de seção retangular foi flexionado até a sua fratura utilizando uma técnica de carregamento em três pontos (Figura 9) conforme a especificação n° 27 da ADA. A tensão é calculada a partir da espessura do corpo-de-prova, do momento fletor e do momento de inércia da seção reta do corpo-de-prova.



**Figura 9: Esquema de um ensaio de flexão em três pontos para corpos de prova de seções retangular ou circular**

A tensão no momento da fratura no ensaio de flexão é denominada resistência à flexão ou resistência transversa e consiste em um importante parâmetro mecânico. Esse ensaio combina forças iguais de compressão e tração, que variam linearmente ao longo da espessura para seções simétricas.

Após as amostras terem sido submetidas às condições de carregamento e armazenamento já descritas, foi realizado o ensaio de flexão propriamente dito com a finalidade de caracterizarmos os materiais alvos deste estudo.

Para a realização do ensaio de flexão foi utilizada uma máquina de ensaio EMIC DL 10000 (figura 10) com célula de carga (Trd 21) de 50 kgf. O ensaio foi conduzido a uma velocidade de 1,0 mm/min., com dispositivos apropriados (figuras 11 (a) e (b)). Segundo a norma número 27 da ADA, a carga aplicada deve ser de  $50 \pm 16$  N / min ou a uma taxa de  $0,75 \pm 0,25$  mm / min. até a amostra fraturar. Uma vez a amostra fraturada, a carga máxima exercida sobre a amostra deve ser registrada para que seja efetuado o cálculo da tensão máxima suportada pela amostra durante o ensaio.



**Figura 10: EMIC DL10000**



**(a)**



**(b)**

**Figuras 11 (a) e (b): Ensaio de flexão sendo conduzido no EMIC DL 10000**

Para um corpo de prova de seção retangular, a resistência flexural ( $\sigma_{rf}$ ), em MPa, é calculada através da equação abaixo a:

$$\sigma_{rf} = 3FL / 2bd^2$$

Onde:

- F é a carga máxima exercida sobre a amostra no momento da fratura (N)
- L é a distância entre os pontos de suporte (mm)
- b é a largura da amostra (mm)
- d é a altura da amostra (mm).

## 4. RESULTADOS

Esta seção destina-se a apresentação dos resultados obtidos após os grupos de amostras terem sido submetidos às condições propostas neste estudo, assim como os resultados dos testes mecânicos de resistência à flexão.

### 4.1 RESISTÊNCIA À FLEXÃO

A análise das amostras dos compósitos dentais Fill Magic Condensável e TPH spectrum como preparadas (grupo controle), mostrou que a média dos resultados obtidos para os compósitos estudados não apresentaram diferenças estatisticamente significativas, sendo obtido para o compósito Fill Magic Condensável um valor médio de resistência à flexão de 73,46 MPa e para o compósito TPH spectrum, 76,14 MPa, o que pode ser observado na figura 12.

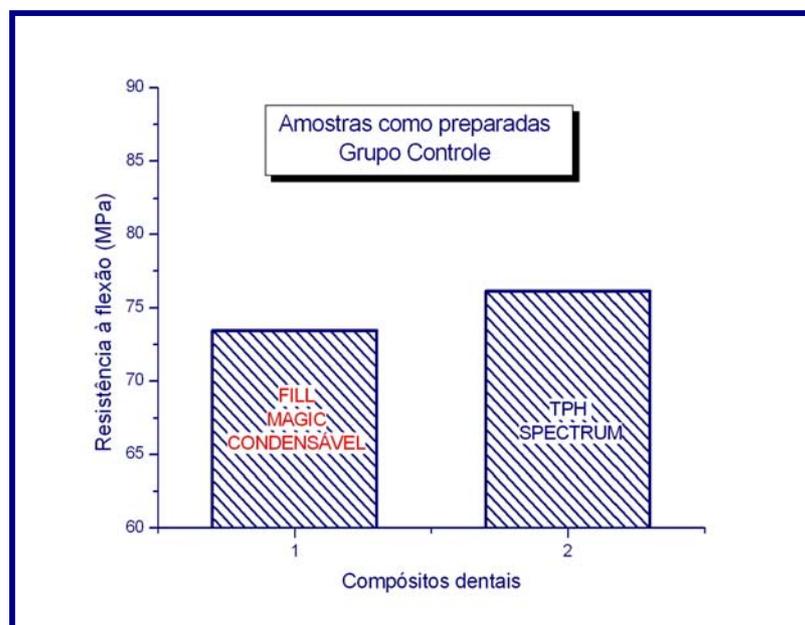
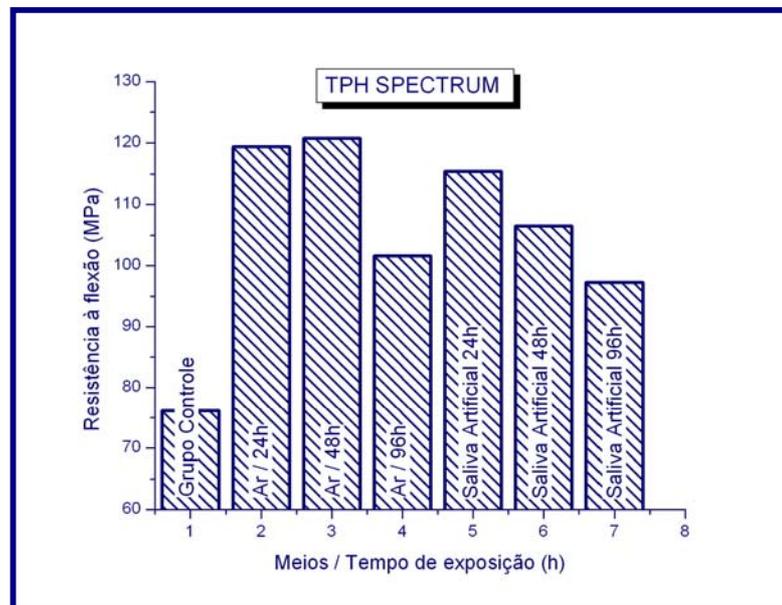


Figura 12: Valores médios da resistência à flexão (grupo controle)

Avaliando individualmente a influência do carregamento e da exposição dos compósitos dentais ao meio de armazenagem (saliva artificial), podemos notar que o compósito TPH spectrum apresenta uma tendência de aumento da sua resistência à flexão quando submetido somente à pré-carga para os intervalos de 24 e 48 horas, seguida de uma queda da mesma, para os demais intervalos de tempo. Uma tendência bastante parecida pode ser observada quando este mesmo material é armazenado em saliva artificial por 24 horas. Os valores médios da resistência à flexão para os intervalos mencionados foram considerados pelo teste de Tukey como estatisticamente significativos.

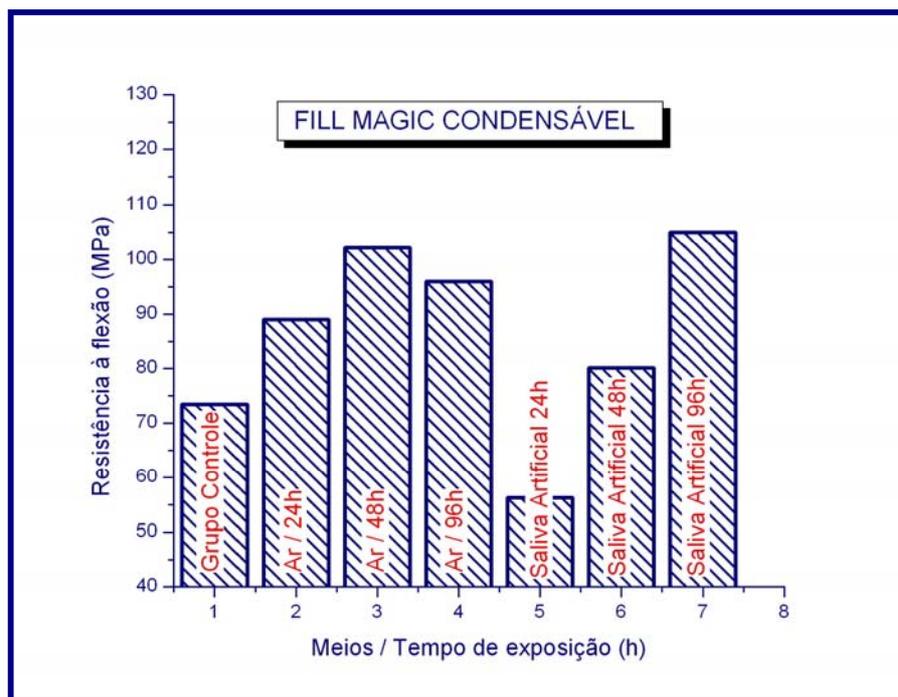
O gráfico dos valores médios da resistência à flexão, obtidos para o compósito TPH spectrum pode ser observado na figura que segue.



**Figura 13: TPH Spectrum: Gráfico da resistência à flexão. Influência de carregamento e meios de armazenamento para os diferentes intervalos de tempo.**

O compósito Fill Magic Condensável, segundo o teste de Tukey, não apresentou diferenças estatisticamente significantes quando submetido à influência de carregamento ou submetido ao meio de armazenamento (saliva artificial). Sob a influência de saliva artificial esse material apresenta um comportamento de queda seguida de aumento da resistência, que pode ser observada em alguns tipos de resina, principalmente as resinas tipo epóxi. Esse comportamento se caracteriza por uma plastificação do material com posterior processo de degradação por reticulação.

O gráfico dos valores médios da resistência à flexão obtidos para o compósito Fill Magic Condensável pode ser observado na figura 14.



**Figura 14: Fill Magic Condensável: Gráfico da resistência à flexão. Influência de carregamento e meios de armazenamento para os diferentes intervalos de tempo.**

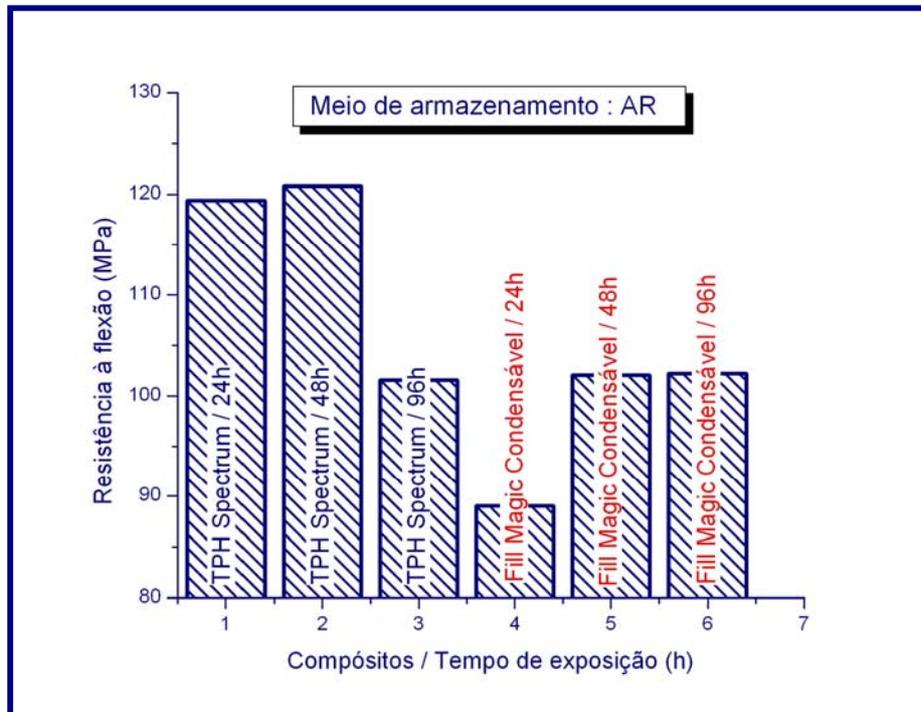
Os valores médios da resistência à flexão obtidos para os compósitos TPH spectrum e Fill Magic Condensável após a realização dos testes mecânicos estão apresentados na tabela 5.

**Tabela 5: Valores médios da carga máxima (N) e da resistência à flexão (MPa) obtidos para os grupos de amostras dos compósitos TPH spectrum e Fill Magic Condensável.**

<b>ENSAIO DE FLEXÃO</b>				
<b>MEIO/TEMPO DE ARMAZENAMENTO</b>	<b>TPH SPECTRUM</b>		<b>FILL MAGIC CONDENSÁVEL</b>	
	<b>CARGA MÁXIMA (N)</b>	<b>RESISTÊNCIA À FLEXÃO (MPa)</b>	<b>CARGA MÁXIMA (N)</b>	<b>RESISTÊNCIA À FLEXÃO (MPa)</b>
<b>GRUPOCONTROLE</b>	20,30 N	76,14 ±15,32MPa	19,59 N	73,46 ±35,64MPa
<b>AR / 24h</b>	31,83 N	119,4 ±17,19MPa	23,73 N	89,02 ±28,26MPa
<b>AR / 48h</b>	32,22 N	120,8 ± 16,3 MPa	27,22 N	102,1 ± 24,59MPa
<b>AR / 96h</b>	27,09 N	101,6 ± 18,67MPa	25,60 N	95,99 ± 12,33MPa
<b>SALIVA / 24h</b>	30,78 N	115,4 ± 16,9 MPa	15,00 N	56,26 ± 8,23 MPa
<b>SALIVA / 48h</b>	28,40 N	106,5 ± 13,2 MPa	21,36 N	80,11 ±22,51MPa
<b>SALIVA / 96h</b>	25,94 N	97,28 ± 3,85 MPa	28,01 N	105,0 ±15,99MPa

A análise comparativa sobre a influência de carregamento para os compósitos TPH spectrum e Fill Magic Condensável não exibiu diferenças com significância estatística

segundo o teste de Tukey. Os resultados obtidos a partir desta comparação podem ser observados na figura 15.



**Figura 15: Influência de carregamento /Tempo para os compósitos TPH spectrum e Fill Magic Condensável.**

A avaliação da influência do meio de armazenamento (saliva artificial) sobre os compósitos TPH spectrum e Fill Magic Condensável, foi considerada estatisticamente significativa pelo teste de Tukey, quando comparados os valores médios das amostras para o intervalo de 24 horas. O gráfico dessa comparação obtido a partir dos ensaios mecânicos pode ser observado na figura 16.

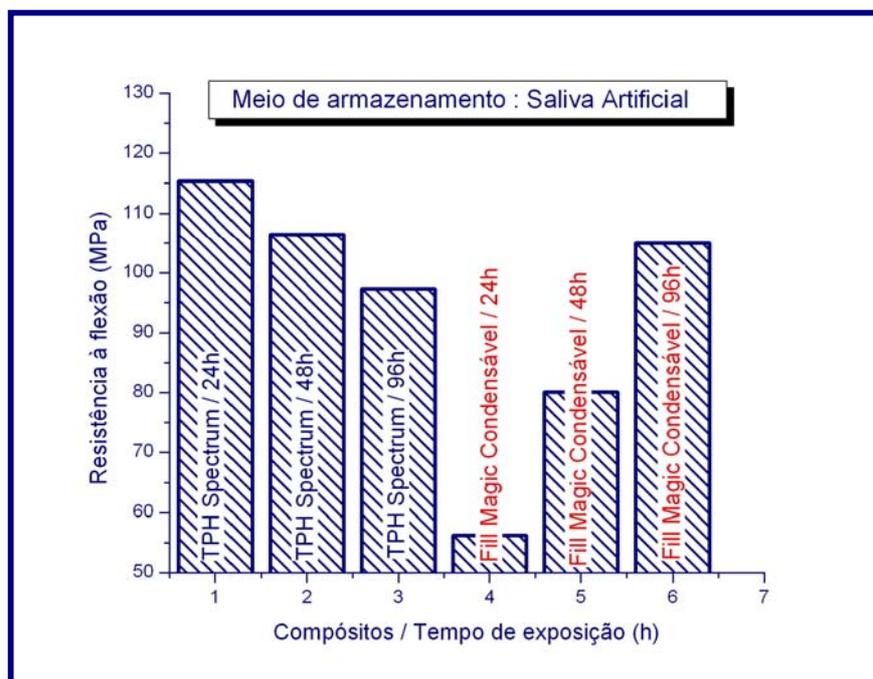


Figura 16: Influência de saliva artificial /Tempo para os compósitos TPH spectrum e Fill Magic Condensável.

## 4.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O teste estatístico de análise de variância (ANOVA) revelou a existência de diferenças estatisticamente significativas ( $F = 5,562$ ) ao nível de 1% ( $p < 0,01$ ). A análise das médias das amostras através do teste de Tukey ( $p < 0,05$ ), com 95% de confiança, mostrou diferenças estatisticamente significativas entre os compósitos TPH spectrum e Fill Magic Condensável quando submetidos à influência de saliva artificial por um período de 24 horas. Outras diferenças estatísticas que merecem nossa consideração foram observadas para o compósito TPH spectrum, se comparadas às amostras como preparadas (grupo controle) com as amostras submetidas a carregamento por 24 e 48 horas e submetidas à influência de saliva

artificial apenas durante 24 horas. Os resultados obtidos a partir da análise de variância (ANOVA) podem ser analisados na tabela 6 e na figura 17.

**Tabela 6: Resultados obtidos a partir da análise de variância (ANOVA).**

<b>ANÁLISE DE VARIÂNCIA (ANOVA)</b>					
<b>GRUPOS</b>		<b>Nº DE AMOSTRAS</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DESVIO PADRÃO</b>	<b>ERRO PADRÃO DA MÉDIA</b>
<b>G1</b>	GRUPO CONTROLE TPH	06	76,14	15,32	6,254
<b>G2</b>	GRUPO CONTROLE FMC	06	73,46	35,64	14,55
<b>G3</b>	FMC AR 24H	06	89,02	28,26	11,54
<b>G4</b>	FMC AR 48H	06	102,1	24,59	10,04
<b>G5</b>	FMC AR 96H	06	95,99	12,33	5,034
<b>G6</b>	FMC SALIVA 24H	06	56,26	8,235	3,362
<b>G7</b>	FMC SALIVA 48H	06	80,11	22,51	9,188
<b>G8</b>	FMC SALIVA 96H	06	105,0	15,99	6,529
<b>G9</b>	TPH AR 24H	06	119,4	17,19	7,017
<b>G10</b>	TPH AR 48H	06	120,8	16,3	6,654
<b>G11</b>	TPH AR 96H	06	101,6	18,67	7,621
<b>G12</b>	TPH SALIVA 24H	06	115,4	16,9	6,9
<b>G13</b>	TPH SALIVA 48H	06	106,5	13,2	5,389
<b>G14</b>	TPH SALIVA 96H	06	97,28	3,859	1,575

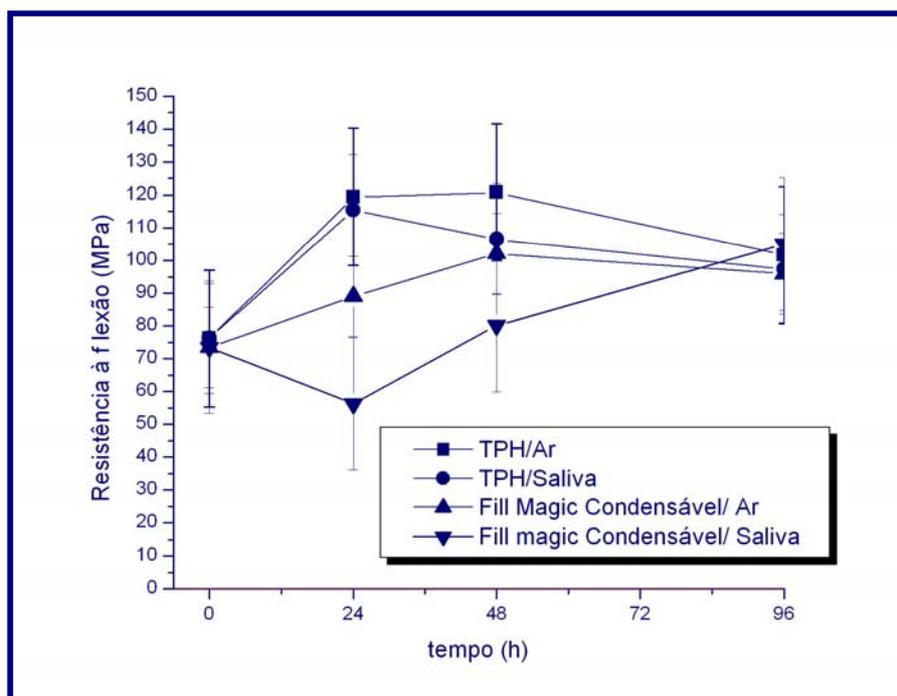


Figura 17: valores das médias e dos desvios padrões dos compósitos testados

Os resultados das comparações múltiplas entre os grupos de interesse (Teste de TUKEY) estão apresentados na tabela 7.

Tabela 7: Resultados obtidos a partir dos testes de Tukey.

COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS – TESTE DE TUKEY					
COMPARAÇÕES	DIFERENÇA DAS MÉDIAS	ERRO PADRÃO (SE)	P	Q	P<0,05
G1 versus G2	2,674	-----	NÃO SIGNIFICANTE		
G1 versus G9	43,25	7,961	14	5,432	SIM
G1 versus G10	44,69	7,961	14	5,613	SIM
G1 versus G11	25,49	-----	NÃO SIGNIFICANTE		
G1 versus G12	39,28	7,961	14	4,933	SIM
G1 versus G13	30,37	-----	NÃO SIGNIFICANTE		
G1 versus G14	21,15	-----	NÃO SIGNIFICANTE		
G2 versus G3	15,56	-----	NÃO SIGNIFICANTE		
G2 versus G4	28,64	7,961	NÃO SIGNIFICANTE		
G2 versus G5	22,53	-----	NÃO SIGNIFICANTE		
G2 versus G6	17,2	7,961	NÃO SIGNIFICANTE		
G2 versus G7	6,649	-----	NÃO SIGNIFICANTE		
G2 versus G8	31,56	-----	NÃO SIGNIFICANTE		
G3 versus G9	30,37	-----	NÃO SIGNIFICANTE		
G4 versus G10	18,72	-----	NÃO SIGNIFICANTE		
G5 versus G11	5,628	-----	NÃO SIGNIFICANTE		
G6 versus G12	59,15	7,961	14	7,430	SIM
G7 versus G13	26,39	-----	NÃO SIGNIFICANTE		
G8 versus G14	7,735	-----	NÃO SIGNIFICANTE		

## 5. DISCUSSÃO

As características mecânicas dos polímeros, em sua maioria, são muito sensíveis à taxa de deformação, à temperatura e à natureza química do ambiente (presença de água, oxigênio e solventes orgânicos).

Na cavidade oral, as restaurações dentais estão sujeitas às tensões impostas pelas forças da mastigação. Dependendo da intensidade das cargas que são aplicadas, diferentes reações podem ocorrer nos materiais testados (CRAIG, 1997 & VIEIRA, 1965).

As propriedades dos compósitos dependem de diversos fatores correlacionados com a matriz polimérica, as partículas de carga e a união entre carga e matriz (ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1998). A incorporação de partículas de carga em uma matriz resinosa melhora imensamente as propriedades do material, desde que as partículas de carga estejam bem unidas à matriz (ANUSAVICE, 2005). A interface entre a carga e a matriz pode atuar como sítio de iniciação e propagação de trincas como resultado da atuação de tensões impostas (BOWEN, 1963). O conteúdo, tamanho e a distribuição das partículas inorgânicas são determinantes das propriedades físicas e mecânicas dos compósitos dentais (SWARTZ, 1985).

Em termos gerais, as propriedades mecânicas mostram uma correlação significativa com o conteúdo de partículas inorgânicas (SWARTZ, 1985). Uma correlação positiva também tem sido estabelecida entre a dureza superficial e o conteúdo de partículas inorgânicas. Os mecanismos de falha em cada teste mostram um crescente aumento de tensão nas regiões da superfície ou próximo à superfície dos defeitos ou imperfeições, levando ao crescimento da trinca e conseqüentemente à fratura (FUJII, 1989 & MC CABE, 1987).

No trabalho proposto por MANHART (2000), testando a resistência à flexão de diversos compósitos para dentes posteriores o compósito compactável Surefil (82% em peso de

partículas inorgânicas), exibiu o mais alto valor de resistência à flexão (132Mpa), o que segundo o autor parece estar relacionado ao mais alto percentual de partículas inorgânicas presentes nesse material. Neste estudo, as amostras eram submetidas a armazenamento em cloreto de sódio por 24 horas previamente à realização dos ensaios. No presente estudo, apesar dos compósitos TPH spectrum (77% em peso) e Fill Magic Condensável (81% em peso) apresentarem pequenas diferenças em seus percentuais de carga inorgânica se comparados ao Surefil, uma correlação válida só foi observada para o compósito TPH spectrum que, quando submetido à influência de saliva artificial por 24 horas, exibiu valores médios de resistência á flexão entre  $115,4 \pm 16,9$  MPa, o que foi mostrado na tabela 5.

Em relação ao compósito Fill Magic Condensável, um aspecto importante observado neste estudo é o fato de ter experimentado uma tendência de queda da resistência à flexão nas primeiras 24 horas, quando foi submetido ao carregamento proposto (pré-carga) e à influência do meio líquido de armazenagem. MARGHALANI & AL-JABAB EM 2004, demonstraram que um compósito compactável com características similares ao Fill Magic Condensável possui em sua estrutura partículas irregulares que são desenhadas e formuladas de maneira a se encaixarem quando o material é submetido a grandes carregamentos, diminuindo o espaço entre elas e, conseqüentemente, reduzindo a entrada de líquidos, fato este que poderia levar à fragilização do material. Provavelmente a tensão imposta durante o carregamento das amostras, nas primeiras 24 horas, não foi capaz de promover esta diminuição de espaços entre as partículas de carga e conseqüentemente evitar a entrada de líquido entre as mesmas, explicando o comportamento de queda da resistência à flexão.

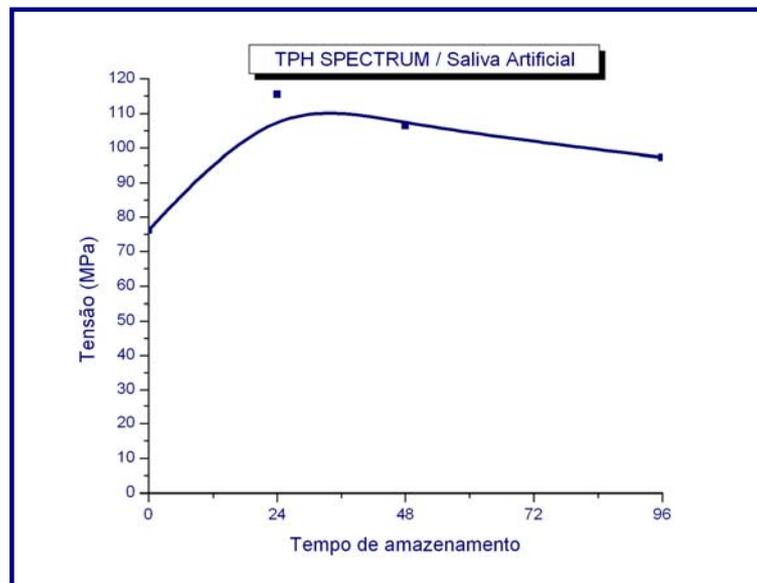
Além do sistema de partículas, a estrutura monomérica da matriz orgânica dos compósitos dentais também tem influência na resistência à flexão desses materiais. De acordo com SÖDERHOLM em 1993, a matriz resinosa do Surefil é composta por uma resina de Bis-

GMA Uretano modificada a qual é hidroliticamente estável em meio aquoso devido à formação de ligações do tipo hidrogênio fortes e explica o fato de resistir fortemente a desgastes por abrasão. Este fato pode ser correlacionado ao compósito TPH spectrum, o qual possui a mesma formulação em sua matriz polimérica. A umidade exerce um efeito bastante importante nas propriedades mecânicas dos materiais poliméricos. A água pode atuar como plastificante, isto é, os monômeros ao invés de se unirem mutuamente formando a cadeia polimérica, se unem às moléculas da água e em conseqüência tem-se uma queda na resistência do material.

A queda da resistência à flexão, quando os materiais estudados foram submetidos a meios líquidos só foi observada para o compósito Fill Magic Condensável, quando submetido à saliva artificial por 24 horas e pode ser explicada pelo fato de que a absorção de água pela matriz polimérica pode ocasionar um descolamento do sistema carga-matriz ou até mesmo a degradação hidrolítica da matriz orgânica (PAPADOGIANIS & SÖDERHOLM, 1984). Tal correlação não foi observada para o compósito TPH spectrum. Em relação a esse compósito, podemos relacionar a influência dos meios de armazenagem com o estudo realizado por ÖRTENGREN em 2001 que atribui ao compósito TPH os mais baixos valores de sorção de água, devido provavelmente à característica hidrofóbica da matriz que contém Bis-GMA e Bis-EMA sem os grupos de ligação hidrogênio.

ASMUSSEN & PEUTZFELDT em 1998 avaliando a relação entre a resistência à flexão dos compósitos dentais e a composição da matriz orgânica, sugere que a substituição do Bis-GMA ou do TEGDMA pelo UEDMA resulta em um aumento considerável na resistência desses materiais. Este fato também pode contribuir para explicar o desempenho do compósito TPH spectrum neste estudo, uma vez que a matriz orgânica deste material é modificada pela adição de uretanos. As vantagens do UEDMA têm sido descritas como a baixa viscosidade e a grande flexibilidade o que contribui para o aumento da tenacidade (PEUTZFELDT, 1997).

O aumento da resistência à flexão do compósito TPH spectrum frente ao armazenamento em saliva artificial esta de acordo com os resultados obtidos por OKADA em 2001 e podem ser observados na figura 18. Neste trabalho, testando dentre outros materiais, um compósito dental híbrido de características similares ao TPH, este material mostrou um aumento em sua dureza superficial após um dia de armazenamento em saliva artificial. Com o passar dos dias o material exibiu uma certa constância em seu comportamento, com ligeira tendência de queda, o que segundo o autor denota que as reações de polimerização dos compósitos dentais estão completadas um dia após serem foto-polimerizados.



**Figura 18: Influência de carregamento e armazenamento em saliva artificial por 24 horas para o compósito TPH Spectrum.**

O TPH spectrum possui partículas de vidro de bário o que provavelmente afeta o seu comportamento de solubilidade (aumenta a solubilidade) em função do tempo (SÖDERHOLM & ZIGAN, 1984). Apesar do gráfico apresentado na figura 18 mostrar essa tendência, tal fato não pode ser correlacionado com o presente estudo, uma vez que os materiais só permaneceram sob as condições de armazenamento por no máximo 96 horas (quatro dias).

A degradação nas propriedades mecânicas dos compósitos dentais parece progredir na mesma proporção em água, saliva artificial e meio com pH ligeiramente baixos como o da cavidade oral (SODERHOLM, 1996). No presente estudo esta correlação não pode ser observada para os compósitos TPH Spectrum e Fill Magic Condensável, sobretudo para o intervalo de 24 horas, onde o teste de Tukey demonstrou diferenças estatisticamente significativas.

## 6. CONCLUSÕES

- Nas amostras do grupo controle não existem diferenças estatisticamente significativas para os compósitos TPH Spectrum e Fill Magic Condensável.
- Em termos comparativos o compósito Fill Magic Condensável apresenta menor resistência à flexão quando influenciado pelas condições de carregamento em função do tempo, porém essas diferenças não são estatisticamente significativas.
- A influência de saliva artificial no compósito Fill Magic Condensável para o intervalo de 24 horas é estatisticamente significante se comparado ao TPH Spectrum.
- O compósito TPH Spectrum foi menos influenciado pelas condições de carregamento para os intervalos de 24 e 48 horas, mas não pelos meios ar e saliva artificial se comparado ao Fill Magic Condensável.

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADABO, G.L., e cols. The volumetric fraction of inorganic particles and the flexural strength of composites for posterior teeth. **Journal of Dentistry**, vol.31, pp. 353-359, 2003.

ANUSAVICE, K. J. Recent developments in restorative dental ceramics, **Journal of American Dental Association**, 24: 73-84, 1993.

ANUSAVICE, K. J. **Materiais dentários**. 10. Ed. RJ: Ed. Guanabara Koogan S.A , 1998.

ANUSAVICE, K. J. **Materiais dentários**. 11. Ed. Elsevier Editora, 2005.

ASM Handbook, **Mechanical Testing and Evaluation**, vol. 8, ASM International, 2000.

ASMUSSEN, E., NMR-analysis of monomers in restorative resins. , **Acta Odontol. Scand.**, 33: 129-134, 1975.

ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A., Influence of UEDMA, Bis-GMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites, **Dental Materials**, 14: 51-56, 1998.

BARATIERI, L. N., **Odontologia Restauradora**, Fundamentos e possibilidades, Livraria Santos Editora, 1ª Ed., 2001.

BOWEN, R. L., Properties of a silica-reinforced polymer for dental restoration, **J. Am. Dent. Assoc**, 1963.

BOWEN, R. L., Effects of particle shape and size distribution in a reinforced polymer. **Journal of American Dentistry Association**, v.69. p. 481-495, October, 1964.

BOWEN, R. L, BARTON, J.A. Jr., MULLINEAUX, A.L., Composites restorative materials. **Dental Materials Research**, National Bureau of Standards, 1972.

BOYER, D.B., CHAN, K.C., Correlation between strength of bonding to enamel and mechanical properties of dental composites, **J. Biomed. Mater. Res**, 1982.

BRAEM, M., FINGER, W., Mechanical properties and filler fraction of dental composites, **Dental Materials**, 1989.

CALLISTER, JR; W.D. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução**, 5. ed. RJ: Livros Técnicos e Científicos Editora S.A, 2002.

CARDOSO, C., PLACIDO, E., Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of classe II composite resin restorations. **Dental Materials** 20: 726-732 2004.

CARVALHO, R.M., SANO, H., CIUCHCHI, B., YOSHIAMA, M., Determinação da resistência adesiva através de um dispositivo de micro-tração. **Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru**, 22: 77-82, 1994.

CHAIN, M., Materiais restauradores estéticos poliméricos e cerâmicos do novo século. , **Odontologia Integrada: Atualização multidisciplinar para o clínico e o especialista**, 1ª ed., Capítulo 17, 2001.

CHRISTENSEN, G. **Clinical Research Association News**; 14 (12): 1-3, 1990.

CHUNG, K.H., The relationship between composition and properties of posterior resin composites, **Journal of Dental Research**, 1990.

CONCEIÇÃO, E.N., **Dentística Saúde e Estética**, 1 ed., Artes Médicas Sul, 2000

CRAIG, R.G., **Restorative Dental Materials**, 8th ed. St. Louis pp. 255-292, 1989.

CRAIG, R.G., **Restorative Dental Material** 10, Mosby publishing, St. Louis, 1997.

FERRACANE, J.L., MATSUMOTO, H., Variables affecting the fracture toughness of dental composites, **Journal of Dental Research** 66: 1140-1145, 1987.

FERRACANE, J.L., **Journal of Biomedical Research** 42: 465-472 1998.

FUJII, K., Fatigue properties of acrylic denture base resins, **Dental Materials** 8, 1989.

GALANTE, M. Seminário sobre resinas compostas em dentes posteriores. **RGO**, vol. 36, n 3, pp. 207-209, Maio/Junho, 1991.

GARCIA, F.C.P., TERADA, R.S.S., CARVALHO, R.M., Testes mecânicos para a avaliação laboratorial da união resina-dentina, **Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru**, 2002.

HARA, K., NEMOTO, K., Studies on dental restorative composite resin – Influence of shape and ratio of filler on the physical properties, **Journal of Dental Materials** 5: 1-16, 1986.

HILTON, T. J., Packable composites, **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, 13: 69-75, 2001.

HIRATA, R.; AMPESSAN, R.L.; LIU, J., JBC – Reconstrução de Dentes Anteriores com Resinas Compostas: Uma Seqüência de Escolha e Aplicação de Resinas. **Jornal Brasileiro de Clínica e Estética em Odontologia**, vol. 5, n 25, Jan./Fev., 2001.

HONDRUM, S. O., The longevity of resin-based composite restorations in posterior teeth. , **General Dentistry**, 48: 398-404, 2000.

IKEJIMA, I; NOMOTO, R., Shear Punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. **Dental Materials**, vol. 19, 2003.

International Organization for Standardization, ISO 4049, **Resin-based filling materials**, 1988.

INTERNET: **Compêndio Científico do QUIXFIL**, 2003.

KAWAGUCHI, M., FUKUSHIMA, T., Effect of monomer structure on the mechanical properties of light-cured composite resins, **Dental Materials**, 1989.

KELSEY, W.P., LATTA, M.A., BARKMEIER, W.W., Physical properties of high density composite restorative materials, **Journal of Dental Research**, 1999.

KOLDERUP, A.L.R., Micro-hardness of dental filling materials before and after exposure to low pH beverages, **Department of Odontology**, University of Bergen, Norway, 2001.

KONDO, S., HANAWA, T., OTA, M., Enviromental durability of composite resins in acidic and alkaline solutions, **Journal of Dental Research**, 1989.

KOPPARI, S., PERSSON, M., The effect of storage in different pH on the micro hardness of a resin-modified glass ionomer cement and a resin composite, **Department of Dental Biomaterials Science**, Sweden, 2001.

KUGEL, G., GARCIA-GODOY, F., **Direct and Indirect Adhesive Restorative Materials: A Review**, 2001.

LEINFELDER, K.F., Posterior composite resins, **JADA** (special issue), pp. 21-25, September, 1988.

LEINFELDER, K.F., New developments in resin restorative systems. **JADA**, v. 128, n. 5, p. 573-581, 1997.

MANHART, J. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. **Dental Materials**, vol. 16, pp. 33-40, 2000.

MANHART, J. The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. **JADA**, vol. 132, May, 2001.

MARGHALANI, H.Y., AL-JABAB, A.S., Compressive creep and recovery of light-cured packable composite resins, **Dental Materials** 20: 600-610, 2004.

McCABE, J.F., OGDEN, A.R., The relationship between porosity, compressive fatigue limit and wear in composite resin restorative materials, **Dental Materials** 3: 9-12, 1987.

MILLEDING, P., KARLSSON, S., Micro hardness and surface topography of a composite resin cement after water storage, **Int. J. Prosthodont**, 1: 21-26, 1998.

MOZSNER, N., New developments of polymeric dental composites, **Progress in Polymer Science** 26: 535-576 2001.

NAGEM, H. F., Classificação das resinas compostas. **Salusvita Bauru**, vol. 19, n. 1, pp. 113-122, 2000.

OKADA, K., Surface hardness change of restorative filling materials stores in saliva. **Dental Materials**, vol.17, pp. 34-39, 2001.

ÖRTENGREN, U., KARLSSON, S., Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials, **Journal of Dentistry** 29: 35-41, 2001.

PAPADOGIANIS, Y., BOYER, D.B., Creep of conventional and micro filled dental composites, **Journal of Biomedical Materials Research** 18: 15-24, 1984.

PEUTZFELDT, A., Resin composites in dentistry: the monomer systems. **European Journal Oral Science**, v. 105, pp. 97-116, 1997.

PEUTZFELDT, A., Correlations between recordings obtained with a light-intensity tester and degree of conversion of a light curing resin, **Scand. J. Dent. Res.**, v. 102, pp. 73-5, 1994.

ROULET, J.F., The problems associated with substituting composite resin for amalgam: a status report on posterior composites, **J. Dent.** 1988.

SILVA. F.F., **Avaliação do grau de conversão de compósitos dentários utilizados em restauração direta.** COPPE, UFRJ, 2004.

SÖDERHOLM, K.J., Hydrolytic degradation of dental composites and effects of silane-treatment and filler fraction on compressive strength and thermal expansion of composites, **Umea University Odontological Dissertations**, 1984.

SÖDERHOLM, K.J.M., ZIGAN, M., Hydrolytic degradation of dental composites, **Journal of Dental Research**, 63: 1248-1254, 1984.

SÖDERHOLM, K.J.M., SHANG, S.W., Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica, **Journal of Dental Research** 72: 1050-1054, 1993.

SÖDERHOLM, K.J.M., LONGMATE, R., Filler Leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva, **Journal of Dental Research**, 75: 1692-1699, 1996.

SÖDERHOLM, K.J.M., RICHARDS, N.D., Wear resistance of composites: A solved problem. **Gen. Dent.** , v.46, n.3, p. 256-263, May/June, 1998.

SOUZA, S.A., **Ensaio mecânicos de materiais metálicos**, fundamentos teóricos e práticos, 5th ed. São Paulo, 1982.

SWARTZ, M.L., LI, Y., Effect of filler content and size on properties of composites, **Journal of Dental Research**, 1985.

TABOR, D., The hardness of solids, **Rev. Physical Technologies** 1, 1970.

TAGTEKIN, D.A., Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite, **Dental Materials**, 2003.

TAVARES, A U., Avaliação qualitativa e quantitativa do desgaste de materiais restauradores diretos, **Cienc. Odontol. Brás.** , 2003 abr. / jun.

WANG, L., LOPES, L.G., PEREIRA, J.C., Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests, **J. Appl. Oral Sci.** 11, 2003.

WATTS, D.C., GRANT, A.A., The development of surface hardness in visible light-cured posterior composites, **J. Dent.** 14: 169-174, 1986.

WILSON, N.H.F., The evaluation of materials: the relationships between laboratory investigations and clinical studies. , **Operative Dentistry**, 1990.

VIEIRA, D.F., **Propriedades dos materiais odontológicos**, São Paulo, p. 31-89, 1965.

VIEIRA, L.C.C., POLETO, L.T.A., Reparos em porcelana, **Revista Odontológica da Universidade de São Paulo**, 1991.

VOCO, **ADMIRA: A filling system based on Ormocer**. Research & Development,, 2002.

## **8. ANEXOS**

## RESULTADOS OBTIDOS A PARTIR DOS ENSAIOS DE FLEXÃO

### GRUPO CONTROLE / TPH

Média = 76,14 MPa

DP = 15,32

	$\sigma$	F	L	b	d
CP1	92,595	24,692	20	2	2
CP2	50,104	13,361	20	2	2
CP3	70,819	18,885	20	2	2
CP4	72,608	19,362	20	2	2
CP5	82,665	22,044	20	2	2
CP6	88,028	23,474	20	2	2

### GRUPO CONTROLE / FMC

Média = 73,46MPa

DP = 35,64

	$\sigma$	F	L	b	d
CP1	44,610	11,896	20	2	2
CP2	114,701	30,587	20	2	2
CP3	103,384	27,569	20	2	2
CP4	35,408	9,442	20	2	2
CP5	44,280	11,808	20	2	2
CP6	98,385	26,236	20	2	2

### TPH / AR / 24 HORAS

Média = 119,4 MPa

DP = 17,19

	$\sigma$	F	L	b	d
CP1	137,734	36,729	20	2	2
CP2	126,746	33,799	20	2	2
CP3	114,105	30,428	20	2	2
CP4	137,138	36,570	20	2	2
CP5	97,624	26,033	20	2	2
CP6	102,964	27,457	20	2	2

### FMC / AR / 24 HORAS

Média = 89,02 MPa

DP = 28,26

	$\sigma$	F	L	b	d
CP1	46,463	12,390	20	2	2
CP2	89,483	23,862	20	2	2
CP3	96,634	25,769	20	2	2
CP4	95,243	25,398	20	2	2
CP5	132,173	35,246	20	2	2
CP6	74,115	19,764	20	2	2

### TPH / AR / 48 HORAS

Média = 120,8 MPa

DP = 16,3

	$\sigma$	F	L	b	d
CP1	106,095	28,292	20	2	2
CP2	124,365	33,164	20	2	2
CP3	115,361	30,763	20	2	2
CP4	138,529	36,941	20	2	2
CP5	139,721	37,259	20	2	2
CP6	100,868	26,898	20	2	2

### FMC / AR / 48 HORAS

Média = 102,1 MPa

DP = 24,59

	$\sigma$	F	L	b	d
CP1	114,701	30,587	20	2	2
CP2	140,978	37,594	20	2	2
CP3	105,105	28,028	20	2	2
CP4	95,903	25,574	20	2	2
CP5	86,374	23,033	20	2	2
CP6	69,540	18,544	20	2	2

**TPH / AR / 96 HORAS**  
**Média = 101,6 MPa**  
**DP = 18,67**

	$\sigma$	F	L	b	d
<b>CP1</b>	127,144	33,905	20	2	2
<b>CP2</b>	110,929	29,581	20	2	2
<b>CP3</b>	104,640	27,904	20	2	2
<b>CP4</b>	79,226	21,127	20	2	2
<b>CP5</b>	80,216	21,391	20	2	2
<b>CP6</b>	107,576	28,687	20	2	2

**FMC / AR / 96 HORAS**  
**Média = 95,99 MPa**  
**DP = 12,33**

	$\sigma$	F	L	b	d
<b>CP1</b>	108,413	28,910	20	2	2
<b>CP2</b>	106,826	28,487	20	2	2
<b>CP3</b>	102,589	27,357	20	2	2
<b>CP4</b>	89,483	23,862	20	2	2
<b>CP5</b>	92,396	24,639	20	2	2
<b>CP6</b>	76,253	20,334	20	2	2

**TPH / SALIVA / 24 HORAS**  
**Média = 115,4 MPa**  
**DP = 16,9**

	$\sigma$	F	L	b	d
<b>CP1</b>	125,621	33,499	20	2	2
<b>CP2</b>	127,474	33,993	20	2	2
<b>CP3</b>	109,076	29,087	20	2	2
<b>CP4</b>	133,961	35,723	20	2	2
<b>CP5</b>	88,294	23,545	20	2	2
<b>CP6</b>	108,173	28,846	20	2	2

**FMC / SALIVA / 24 HORAS**  
**Média = 56,26 MPa**  
**DP = 8,23**

	$\sigma$	F	L	b	d
<b>CP1</b>	53,546	14,279	20	2	2
<b>CP2</b>	66,251	17,667	20	2	2
<b>CP3</b>	56,325	15,020	20	2	2
<b>CP4</b>	41,895	11,172	20	2	2
<b>CP5</b>	60,428	16,114	20	2	2
<b>CP6</b>	59,115	15,764	20	2	2

**TPH / SALIVA / 48 HORAS**  
**Média = 106,5 MPa**  
**DP = 13,2**

	$\sigma$	F	L	b	d
<b>CP1</b>	82,271	21,939	20	2	2
<b>CP2</b>	109,673	29,246	20	2	2
<b>CP3</b>	110,861	29,563	20	2	2
<b>CP4</b>	122,445	32,652	20	2	2
<b>CP5</b>	107,419	28,645	20	2	2
<b>CP6</b>	106,339	28,357	20	2	2

**FMC / SALIVA / 48 HORAS**  
**Média = 80,11 MPa**  
**DP = 22,51**

	$\sigma$	F	L	b	d
<b>CP1</b>	39,116	10,431	20	2	2
<b>CP2</b>	94,118	25,098	20	2	2
<b>CP3</b>	95,573	25,486	20	2	2
<b>CP4</b>	77,636	20,703	20	2	2
<b>CP5</b>	99,611	26,563	20	2	2
<b>CP6</b>	74,610	19,896	20	2	2

**TPH / SALIVA / 96 HORAS****Média = 97,28 MPa****DP = 3,85**

	$\sigma$	F	L	b	d
<b>CP1</b>	95,509	25,469	20	2	2
<b>CP2</b>	93,851	25,027	20	2	2
<b>CP3</b>	100,009	26,669	20	2	2
<b>CP4</b>	92,993	24,798	20	2	2
<b>CP5</b>	102,986	27,463	20	2	2
<b>CP6</b>	98,359	26,229	20	2	2

**FMC / SALIVA / 96 HORAS****Média = 105,0 MPa****DP = 15,99**

	$\sigma$	F	L	b	d
<b>CP1</b>	112,714	30,057	20	2	2
<b>CP2</b>	80,749	21,533	20	2	2
<b>CP3</b>	117,218	31,258	20	2	2
<b>CP4</b>	99,874	26,633	20	2	2
<b>CP5</b>	124,099	33,093	20	2	2
<b>CP6</b>	95,464	25,457	20	2	2