

AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO E DESGASTE DE COMPÓSITOS  
ODONTOLÓGICOS PARA RESTAURAÇÃO DIRETA

Karin de Mello Weig

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 CIÊNCIAS EM  
ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Aprovada por:

---

Prof<sup>a</sup> Marysilvia Ferreira, D.Sc.

---

Prof. Célio Albano da Costa Neto, Ph.D.

---

Prof. Sérgio Álvaro de Souza Camargo Junior, D.Sc.

---

Prof. Cresus Vinicius Deps de Gouveia, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL  
JULHO DE 2004

WEIG, KARIN DE MELLO

Avaliação da contração de polimerização  
e desgaste de compósitos odontológicos  
para restauração direta [Rio de Janeiro]  
2004

X, 86, p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc.,  
Engenharia Metalúrgica e de Materiais,  
2004)

Tese - Universidade Federal do Rio de  
Janeiro, COPPE

1. Compósitos odontológicos

I. COPPE/UFRJ II. Título ( série )

## **DEDICATÓRIA:**

Ao meu filho, Thales Weig Magalhães, que apesar de muito pequeno soube compreender a ausência da mãe e me ajudar a concluir esta tese com seu silêncio e comportamento exemplar, nos momentos em que eu precisava de profunda concentração.

À minha mãe, Carmen Lucia de Mello Weig, que além de ter me dado a vida, sempre me ensinou ser possível conseguir tudo que queremos, se trabalharmos com dedicação intensa e fé em Deus. Sua presença sempre carinhosa foi importante em todos os momentos de minha vida

Ao meu marido, Prof. Thales Ribeiro de Magalhães Filho, sempre companheiro e amigo de todas as horas. Esteve presente em todos os momentos deste curso me ajudando nos estudos para cumprir os créditos, na elaboração dos ensaios da tese, na revisão da mesma. Você sabe que sem você a realização desta tese não seria realmente possível.

Aos três meu agradecimento sincero e meu amor eterno.

## **AGRADECIMENTOS:**

À minha orientadora Professora Marysilvia Ferreira que soube honrar o sentido da palavra Mestre compreendendo as minhas limitações e me guiando no caminho do meu aperfeiçoamento, o meu mais sincero e profundo agradecimento.

Ao Prof. Célio Albano que sempre com muita paciência soube me conduzir e me ensinar a arte de elaborar os testes e analisar os seus resultados.

Ao Prof. Sérgio Camargo que além de me ajudar na parte metodológica do teste de desgaste, me ensinou que quando o resultado não é aquilo que esperamos, é a hora em que a pesquisa fica mais interessante, pois nos embrenhamos em uma verdadeira descoberta.

Ao Prof. Luiz Marcelo que soube ter inteligência para de um modo simples nos ensinar os caminhos da estatística.

À Professora Glória Dulce de Almeida Soares que me permitiu iniciar este curso confiando em minha capacidade. Espero não tê-la decepcionado.

Ao Prof. Reynaldo Motta que me iniciou no apaixonante mundo da ciência dos materiais dentários.

Aos companheiros Cláudio V. Rocha, Regina Copello, Silvana Spyrides e Fábio Freitas que sempre estiveram disponíveis para qualquer tipo de ajuda.

A Secretária Claudia que com sua amizade e eficiência nos ajuda a tornar fácil nossa vida burocrática durante o curso.

A todos os funcionários, principalmente da microscopia e preparação de amostra, que sempre estavam dispostos a nos ajudar durante os ensaios.

A Dentsply, Voco e Vigodent pelo envio dos compósitos para realização desta tese.

À Dabi Atlante pelo empréstimo dos aparelhos fotopolimerizadores.

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

ANÁLISE DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO E DESGASTE DE COMPÓSITOS  
ODONTOLÓGICOS PARA RESTAURAÇÃO DIRETA

Karin de Mello Weig

Julho/2004

Orientador: Marysilvia Ferreira

Célio Albano da Costa Neto

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

O presente trabalho teve como objetivo avaliar a contração de polimerização e o desgaste de compósitos utilizados em restaurações odontológicas. Foram utilizados três compósitos: um ormocer (Admira), um compósito híbrido (Concept) e um compactável (Surefil). A contração linear foi avaliada durante o processo de polimerização. Utilizou-se o LVDT (linear variable displacement transducer) que ficava posicionado sobre o compósito e à medida que a polimerização ocorria, a movimentação do LVDT era registrada e relacionada à contração do material. Os materiais foram polimerizados por três aparelhos polimerizadores diferentes: um de luz halógena (Ultralux) e dois LEDs, um com sete diodos pequenos (Ultraled) e um com um único diodo maior (Ultraled xp). Foram realizados ensaios de microdureza Vickers para acompanhar, o grau de polimerização dos compósitos. O desgaste foi avaliado utilizando-se um sistema tri-córporeo que envolvia o material a ser desgastado, uma esfera metálica e uma substância abrasiva que foi pasta de diamante e dispersão de alumina. O Surefil foi o material que apresentou menores valores de contração de polimerização quando comparados ao Concept e Admira que apresentaram contração semelhante entre si. Dos aparelhos polimerizadores o Ultraled xp promoveu nos compósitos maior contração que o Ultraled e o Ultralux. Este fato só não foi registrado no Concept que possuiu valores de contração semelhantes para os três aparelhos. A dureza do Surefil foi maior que a do Concept, por sua vez, maior que a do Admira, indicando que apesar da baixa contração, a polimerização do compósito Surefil ocorreu de forma satisfatória. Os aparelhos Ultralux e Ultraled xp promoveram durezas semelhantes nos três materiais, porém maiores que o Ultraled. Os testes de desgaste foram sensíveis à metodologia empregada e aos diferentes abrasivos. O material que apresentou maior desgaste foi o Surefil.

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

## COMPARATIVE ANÁLISIS OF POLIMERIZATION SHRINKAGE AND WEAR OF DENTAL COMPOSITE FILLING MATERIALS

Karin De Mello Weig

July/2004

Advisor: Marysilvia Ferreira

Célio Albano Da Costa Neto

Department: Metallurgical And Materials Engineering

The polymerization shrinkage and wear resistance of three different polymeric composites used for dental applications were investigated, namely, an ormocer (admira – voco), a bis-gma based packable composite ( surefil – dentsply) and a bis-gma based hibrid composite (concept – vigodent). The materials were polymerized by three different light sources: halogen (ultralux – dabi atlante) and two leds (ultraled and ultraled xp – dabi atlante). Polymerization shrinkage was measured by lvdt (linear variable differential transducer). Additionally, vickers microhardness test was employed to qualitatively correlate shrinkage and degree of polymerization. Wear resistance was tested using a three body abrasion wear machine and two different abrasives (alumina and diamond). Statistic meaning of the results was evaluated using anova and t-student. It was observed that the packable composite surefil showed the lowest polymerization shrinkage, while both concept and admira showed similar behavior. Also, the highest polymerization shrinkage was observed when the photopolymerizer ultraled xp was employed, except for the concept that showed similar polymerization shrinkage for all light sources. The highest microhardness values were found for surefil despite the low shrinkage, indicating that polymerization was successfully achieved. On the other hand surefil showed the lowest wear resistance, and wear rate was found to increase using alumina dispersion as abrasive and to decrease when diamond slurry was employed.

## **SUMÁRIO**

<b>1.Introdução</b>	01
<b>2.Revisão de literatura</b>	04
2.1 Compósito híbrido	04
2.2 Compósitos compactáveis	05
2.3 Ormocer	07
2.4 Contração de polimerização	11
2.5 Desgaste	25
<b>3.Metodologia</b>	32
3.1 Calcinação	33
3.2 Contração de polimerização	34
3.3 Dureza	37
3.4 Desgaste	39
<b>4.Resultados</b>	45
4.1 Calcinação	45
4.2 Contração de polimerização	47
4.3 Dureza	52
4.4 Desgaste	54
<b>5.Discussão</b>	62
5.1 Contração de polimerização	62
5.2 Dureza	67
5.3 Desgaste	69
<b>6. Conclusões</b>	75
<b>7. Referências Bibliográficas</b>	76

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Moléculas de bisgma e uedma utilizadas como matriz e tegdma que atua como plastificante .....	6
Figura 2: Reações de hidrólise e condensação (haas, 1999).....	8
Figura 3: Exemplos dos precursores do tipo i ao tipo iv do ormocer (haas, 1999).....	9
Figura 4: Esquema dos elementos estruturais do ormocer (haas, 1999).....	10
Figura 5: Esquema de polimerização: (a) radical livre e metacrilato, (b) quebra da ligação dupla, (d) metacrilato é transformado em radical livre (anusavice,1998).....	11
Figura 6: Fator c: razão entre as superfícies aderidas e as superfícies lisas (carvalho, 1996).....	16
Figura 7: Esquema de desgaste adesivo (buschan e gupta, 1997).....	26
Figura 8: Esquema de desgaste abrasivo (buschan e gupta, 1997).....	27
Figura 9: Esquema de desgaste por fadiga (buschan e gupta, 1997) .....	28
Figura 10: Esquema de desgaste químico (buschan e gupta, 1997).....	28
Figura 11: Gráfico de desgaste dos materiais restauradores a base de resina (manhart et al, 2000).....	30
Figura 12 : Esquema lvdt:(a)lvdt, (b) corpo de prova, (c) tira de poliéster, (d) anel metálico, (e) lâmina de vidro, (f) ponta do aparelho polimerizador (watts e cash, 1991).....	34
Figura 13: Fotografia mostrando o dispositivo metálico com o lvdt (a), .....	35
Figura 14: Fotografia do durômetro utilizado para determinação da dureza vickers.....	38
Figura 15 : Esquema mostrando o funcionamento da máquina de desgaste (copello,2003) .....	40
Figura 16 : Fotografia da esfera metálica sobre as roldanas na máquina de desgaste. ...	40
Figura 17: Fotografia do corpo de prova fixado na máquina de desgaste, mostrando as crateras formadas. ....	41
Figura 18: Fotografia do teste de desgaste com alumina. (a) agulha gotejando alumina, (b) peso de 100g, (c) mangueira com regulador de fluxo .....	42
Figura 19: Porcentagem em peso de carga e matriz dos compósitos .....	45
Figura 20: Gráficos de valores médios de contração promovidos pelos aparelhos fotopolimerizadores. Azul – admira, rosa - concept, amarelo – surefil. A) ultralux, b) ultraled, c) ultraled xp.....	48
Figura 21: Gráfico dos valores médio de contração. Amarelo – ultraled xp, azul – ultralux e rosa – ultraled. A) admira, b) concept, c) surefil. ....	50

Figura 22: Taxa de contração dos compósitos e aparelhos fotopolimerizadores.....	51
Figura 23: Gráfico de dureza vickers dos compósitos e aparelhos polimerizadores.....	53
Figura 24: Microscopia ótica da superfície dos compósitos a) admira e b) concept após 500 voltas – aumento de 25 x .....	54
Figura 25: Gráfico da taxa de desgaste ( $\text{mm}^3/\text{n.mm}$ ) do admira e concept utilizando como abrasivo a pasta de diamante. ....	55
Figura 26: Gráfico taxa de desgaste $\text{mm}^3/\text{n.mm}$ do admira com ciclo de 500 voltas .....	56
Figura 27: Fotomicrografias das áreas desgastadas dos compósitos. (a) admira e (c) concept ambas aumento de 3000x, as setas indicam carga sem matriz e espaço deixado por cargas arrancadas. (b) admira – a seta indica carga de maior tamanho e (d) concept – cargas mais regulares, aumento de 1000x. ....	57
Figura 28: Gráfico da taxa de desgaste do admira e concept com ciclos de 100, 500 e 1000 voltas e utilizando pasta de diamante.....	58
Figura 29: Microscopia ótica da superfície dos compósitos a) surefil, b) admira e c)concept após 500 voltas – aumento de 25 x. ....	59
Figura 30: Gráfico da taxa de desgaste ( $\text{mm}^3/\text{n.mm}$ ) do admira, concept e surefil nos ciclos de 100, 300, 500, 700 e 1000 voltas com dispersão de alumina. ....	61

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Nome comercial dos compósitos avaliados, e respectivos fabricantes.....	32
Tabela 2: Porcentagem de carga em peso, resultados obtidos nesta tese e dados fornecidos pelo fabricante .....	46
Tabela 3 : Valores de média de porcentagem de contração linear e desvio padrão dos materiais testados aos 20 e 40 segundos .....	47
Tabela 4: Dureza dos materiais resinoso e aparelhos fotopolimerizadores.....	52
Tabela 5 : Média e desvio padrão do diâmetro em mm da cratera do material desgastado .....	60

## INTRODUÇÃO:

A busca por um sorriso natural tem sido uma constante em todos os consultórios odontológicos. Os pacientes não querem mais restaurações metálicas e preferem materiais que imitem a coloração e o acabamento superficial do dente em todos os detalhes.

A pesquisa em torno de materiais que, associados à estética, possuam características adequadas para utilização em restaurações dentárias e que possam substituir com sucesso os materiais metálicos (amálgama e ouro) vem ocorrendo desde o início do século passado. Entretanto, materiais restauradores à base de resina só surgiram na década de 40. Inicialmente, foram utilizadas resinas acrílicas que apresentavam grande contração de polimerização e coeficiente de expansão térmicas dez vezes maior que o do dente.

Em 1963, Bowen tentou associar as vantagens da resina epoxídica como baixa contração de polimerização, com as vantagens da resina acrílica, que são a rápida polimerização e a estética, fazendo uma molécula que possui na sua parte central a resina epoxídica e nas extremidades radicais acrílicos insaturados. Esta molécula é conhecida como BISGMA (éster do bisfenol A com o metacrilato de glicidila) e é, até hoje, a base da maioria das resinas odontológicas para restauração.

As resinas odontológicas são, na verdade, compósitos, pois além da matriz polimérica de BISGMA e da adição de outros monômeros, responsáveis por ajustar propriedades como a viscosidade, possui ainda grande quantidade de carga inorgânica, um silano que liga a carga a matriz, o iniciador, o inibidor e o plastificante (FORTIN, 2001).

Os compósitos de matriz polimérica eram indicados inicialmente, somente para restaurações em dentes anteriores, pois a sua resistência não era suficiente para suportar

o grande esforço mastigatório que acontece nos dentes posteriores, levando a um maior índice de fraturas e desgaste. Além disto, estes materiais apresentavam dificuldade de serem esculpidos nos dentes posteriores, devido a sua baixa viscosidade, principalmente no momento de reconstruir o ponto de contato entre um dente e outro (COBB, 2001).

Para tentar solucionar este problema, modificações vêm sendo feitas na composição dos compósitos dentários pela adição de novos monômeros à matriz, variação de tamanho e aumento na quantidade das cargas, bem como por modificações na estrutura química da matriz. Tais alterações levaram ao aparecimento de duas novas classes de materiais: as resinas compactáveis e o ormocer, ambos objeto de estudo deste trabalho.

Apesar das significativas melhoras em propriedades como a resistência mecânica e adequação da viscosidade, dois problemas, porém, continuam limitando o tempo de vida das restaurações e preocupando na hora de se utilizar estes materiais principalmente para restaurações em dentes posteriores: a contração de polimerização e o desgaste.

A contração de polimerização é um problema inerente ao processo e ocorre devido à diminuição da distância intermolecular no momento da polimerização. Esta contração, se não for bem monitorada, pode trazer sérios problemas clínicos como fraturas, espaços entre o dente e o material restaurador, e microinfiltrações (NOVERO, 2001). O desgaste por sua vez, é provocado pelo contato com o dente antagonista, bolo alimentar e escovação. Este desgaste pode provocar perda da forma, trincas e microinfiltrações.

Além das alterações nos próprios materiais, equipamentos também vêm sendo modernizados e, recentemente, surgiram no mercado novos aparelhos fotopolimerizadores a base de diodos emissores de luz (LED) em substituição aos tradicionais aparelhos de luz halógena.

Como a contração de polimerização e o desgaste são propriedades que podem levar a falha da restauração, este trabalho teve como objetivo, avaliar comparativamente essas duas características no compósito compactável (Surefill- Dentsply), no ormocer (Admira – Voco) e no compósito híbrido ( Concept – Vigodent). Além disso, o efeito da fonte de luz no processo de polimerização também foi estudado. Deve-se enfatizar que não existe uma metodologia normalizada para os ensaios realizados neste trabalho. Entretanto, os resultados comparativos são bastante esclarecedores e contribuem para a compreensão dos mecanismos de contração de polimerização e desgaste.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

Os compósitos têm sido muito utilizados atualmente, em restaurações odontológicas. No caso dos dentes posteriores, onde a força mastigatória é maior, existe a necessidade do material possuir maior resistência, desta forma, os compósitos mais utilizados são as chamadas resinas compactáveis. Recentemente, um novo compósito tem merecido atenção especial devido às suas características: o ormocer.

Neste capítulo faremos uma revisão dos estudos já publicados em literatura para cada material, enfatizando as propriedades de desgaste e contração de polimerização, de interesse no desenvolvimento deste trabalho.

### **2.1 COMPÓSITOS HÍBRIDOS**

Estes compósitos possuem a sua matriz constituída, na grande maioria das vezes de BISGMA (éster do bisfenol A com o metacrilato de glicidila) associado ao TEGDMA (trietileno do éster do glicidil dimetacrilato).

Os compósitos híbridos possuem esta denominação devido ao fato de possuírem dois tipos de partículas inorgânicas: sílica coloidal (tamanho médio de 0,04 $\mu$ m) e partículas de vidro moído contendo metais pesados (tamanho médio variando de 0,6 até 1  $\mu$ m). A quantidade total da carga pode variar de 75 a 80% em peso e as partículas de sílica coloidal constituem 10 a 20% do total da carga (ANUSAVICE, 1998).

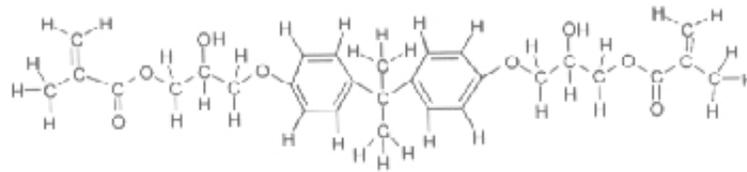
NAGEM FILHO (1999) afirma que estes compósitos apresentam propriedades de resistência e textura compatíveis em um único material. Ele relata que com tamanhos variáveis de carga, elas ficam mais bem distribuídas, com espaço interparticular diminuído, o que melhora as propriedades do compósito.

## 2.2 COMPÓSITOS COMPACTÁVEIS

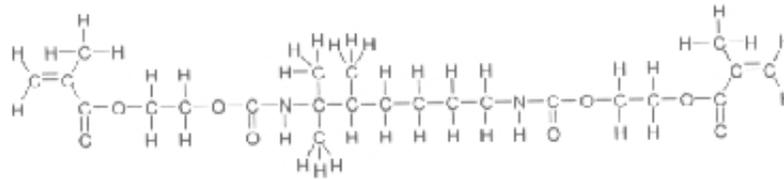
Os compósitos compactáveis foram desenvolvidos com o intuito de melhorar a resistência e a viscosidade e diminuir a contração de polimerização e o desgaste, em relação aos materiais então existentes no mercado. Para isto, uma grande quantidade de diversos tipos de cargas inorgânicas foram adicionadas ao material (FORTIN, 2001).

De início, estes compósitos receberam o nome de resinas condensáveis. Hoje em dia são encontradas no mercado e na literatura com o nome de resinas compactáveis. FREEDMAN (1999) disse não achar correto o termo e sugeriu resinas acomodáveis. CÔRDOVA A. (2000) utilizou o termo resinas de alta densidade. Neste trabalho utilizamos o termo compósitos compactáveis.

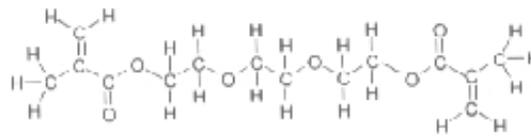
De acordo com SANTOS JUNIOR et al (2000), estes compósitos podem ter mais de 80% em peso de cargas inorgânicas, que podem ser cerâmicas ou vidros modificados por bário, por exemplo. A matriz, que constitui aproximadamente 20% em peso do material, é composta de BISGMA ou UEDMA (etileno-uretano-dimetacrilato) e possuem como plastificante o TEGDMA. Alguns compósitos substituem o BISGMA por um ácido de éster metacrílico multifuncional conhecido como Polyglass (LEINFELDER,1998). Verifica-se a estrutura química desses compostos na Figura 1.



bis GMA



UEDMA



TEGDMA

**Figura 1:** moléculas de BISGMA e UEDMA utilizadas como matriz e TEGDMA que atua como plastificante

As cadeias poliméricas do compósito “compactável”, após polimerizadas, formam uma rede de ligações cruzadas tridimensionais que tornam o polímero termofixo e resistente ao escoamento sob tensão.

Os compósitos compactáveis são materiais fotopolimerizáveis que possuem maior resistência e maior viscosidade quando comparadas aos compósitos híbridos, que são materiais carregados com partículas de carga inorgânica de sílica coloidal e óxidos cerâmicos, com tamanhos que podem variar de 0,06 até 5 $\mu$ m (NAGEM FILHO, 1999). Até o aparecimento dos compósitos compactáveis, os compósitos híbridos eram os que apresentavam melhores propriedades mecânicas.

Os compósitos compactáveis possuem uma profundidade de polimerização maior que os híbridos. Desta forma, de acordo com os fabricantes podem ser inseridos na cavidade em até 5 mm, ao contrário dos 2mm dos híbridos,. Isto pode ser explicado pelo fato destes materiais possuírem cargas maiores o que resulta em menor espalhamento de luz. Materiais microparticulados possuem um maior espalhamento da luz, impedindo a polimerização em grandes profundidades (DeWALD,1987; YEARN e MACCLESFIELD,1985).

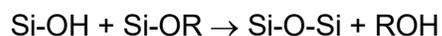
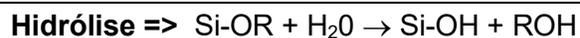
### **2.3 ORMOCER**

Além dos compósitos compactáveis, um outro material surgiu no mercado, prometendo ter menor contração de polimerização, menor desgaste, ótima estética e resistência. Este material chama-se Ormocer (Organic Modified Ceramic) e após 30 anos, foi a primeira grande mudança na composição da matriz dos materiais restauradores a base de resina (MANHART, 2000).

De acordo com o fabricante Voco, responsável pela marca comercial Admira, este material é composto por uma associação de componentes orgânicos e inorgânicos. A estrutura seria semelhante à de um arame farpado, onde a parte central seria de  $\text{SiO}_2$  e as farpas seriam estruturas orgânicas de metacrilatos polimerizáveis. Além dessa estrutura, cargas inorgânicas são adicionadas para conferir maior resistência. O arame farpado seria uma espiral conferindo ao material característica tridimensional.

HAAS *et al.* (1999) relataram que a reação de síntese do Ormocer é baseada no processo sol-gel. Os monômeros utilizados nesta síntese são geralmente bifuncionais e para criação da cadeia inorgânica baseada na união Si-O-Si, alcóxidos de Si organicamente modificados são utilizados. As reações de hidrólise e condensação são

iniciadas e controladas pela adição de água e catalisadas por uma solução alcoólica dos precursores. Forma-se então, a cadeia principal de Si-O-Si.

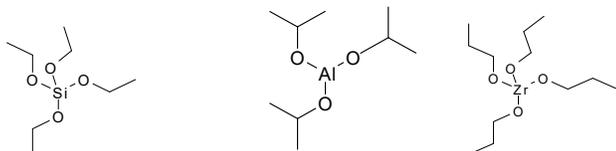


**Figura 2:.** Reações de hidrólise e condensação (HAAS, 1999).

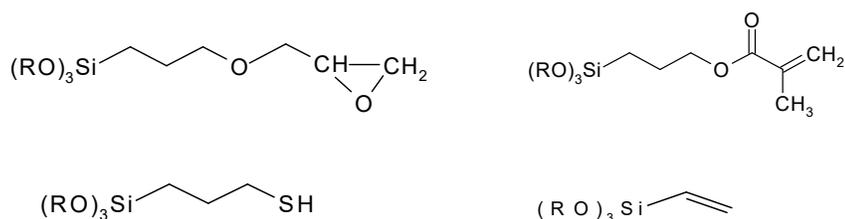
Monômeros reativos (alcóxidos) podem ser ligados à cadeia inorgânica através de ligações covalentes. Dependendo da natureza química dos radicais reativos (vinílico, epoxídico, acrílico, etc), vários tipos de cadeias orgânicas podem ser formados.

Através dos alcóxidos de Si não organicamente modificados (tipo I), alcóxidos heterometálicos (tipo II), alcóxidos de Si organicamente modificados reativos (tipo III) ou alcóxidos de Si organicamente modificados funcionais (tipo IV), mostrados no esquema da Figura 3, os principais constituintes do ormocer são formados (Figura 4). Dependendo do alcóxido utilizado podemos ter propriedades diferentes no Ormocer, como por exemplo, o uso de alcóxidos metálicos não modificados de Si, Ti, Zr, Al, etc. levam ao aumento das ligações cruzadas inorgânicas e conseqüentemente, ao aumento da rigidez do material.

## Alcóxidos de Si não organicamente modificados tipo I e alcóxidos heterometálicos tipo II



## Alcóxidos de Si organicamente modificados reativos (tipo III)



## Alcóxidos de Si organicamente modificados funcionais tipo IV

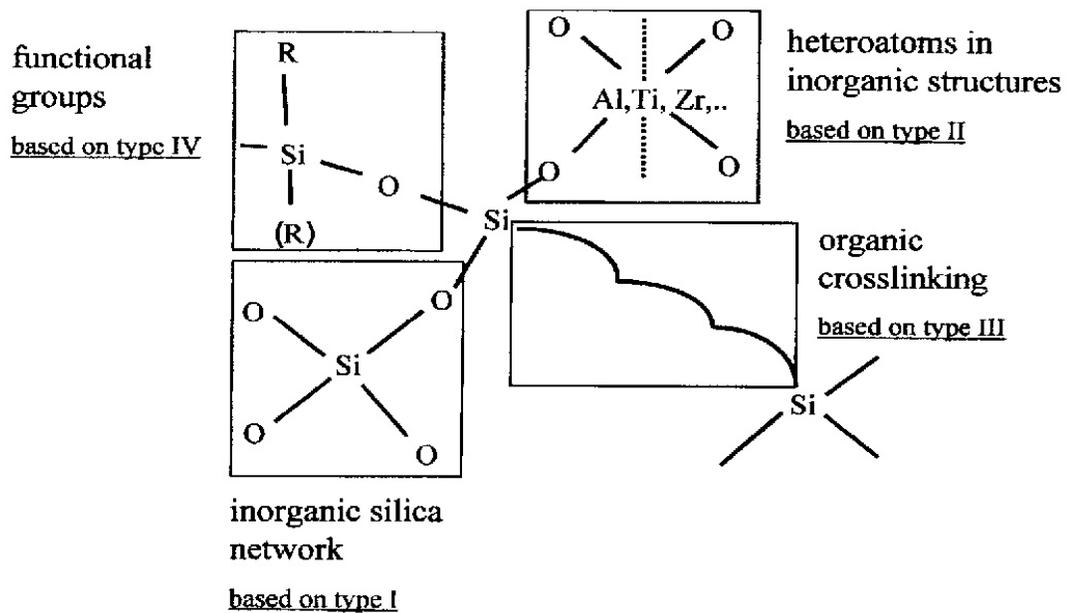


**Figura 3:** Exemplos dos precursores do tipo I ao tipo IV do ORMOCER (HAAS, 1999).

Com todos estes avanços, os materiais restauradores à base de resina apresentaram uma melhora significativa nas suas propriedades mecânicas podendo ser utilizados em restaurações em dentes posteriores. Entretanto, vários problemas ainda são detectados, sendo um dos principais o fato desses materiais não alcançarem a durabilidade do amálgama. MOSZNER *et al.* (2001) relatam que a durabilidade dos compósitos é de cerca de quatro anos, perdendo para o amálgama que é de cerca de vinte anos.

De acordo com MANHART (2000), as principais causas de falhas em restaurações em dentes posteriores estão relacionadas ao desgaste sofrido pelo material e à contração de polimerização. Para NAGEM FILHO (2000), a contração de polimerização ainda é a

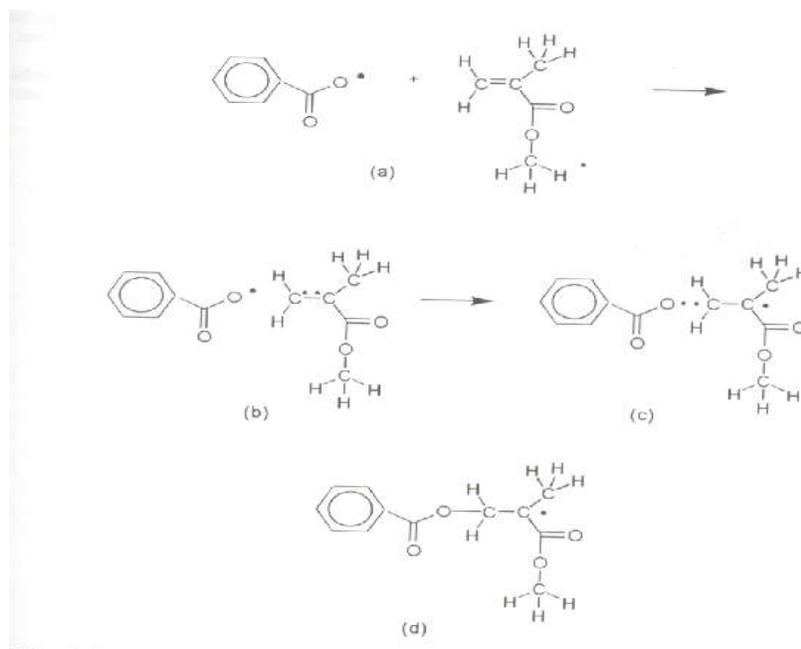
maior barreira para o uso universal das resinas em dentes posteriores. A minimização desses problemas pode levar a um aumento da durabilidade das restaurações bem como a uma melhoria na qualidade das mesmas. Os aspectos referentes a esses parâmetros serão discutidos a seguir.



**Figura 4:** Esquema dos elementos estruturais do ORMOCER (HAAS, 1999)

## 2.4 CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO

Os materiais restauradores a base de resina são adquiridos comercialmente sob a forma de pasta. Esta pasta é inserida na cavidade dentária e esculpida até recuperar a forma original do dente. Após a escultura, o material é então polimerizado para alcançar resistência mecânica adequada. A polimerização ocorre em pontos suscetíveis das cadeias que podem ser ativados através de um sistema ativador-iniciador. O iniciador, ativado quimicamente ou por energia externa (luz) (ANUSAVICE, 1998), dá origem a um radical livre. Quando este radical livre se aproxima do monômero que contém uma ligação dupla, C=C, por exemplo, o elétron livre do radical se liga a um dos elétrons da ligação dupla, formando uma nova ligação covalente e transferindo radical livre para a molécula do monômero (figura 5) (NOVERO, 2001). Devido à instabilidade, o novo radical livre atacará um outro monômero e o processo se repete, propagando a reação denominada poliadição.



**Figura 5:** Esquema de polimerização: (a) radical livre e metacrilato, (b) quebra da ligação dupla, (d) metacrilato é transformado em radical livre (ANUSAVICE, 1998)

O processo de polimerização através de ativação química é denominado autopolimerização ou polimerização a frio. As resinas que normalmente utilizam este método são as convencionais e as híbridas. A polimerização se dá pela presença de um iniciador, o peróxido de benzoila, por exemplo, e um ativador, que é uma amina terciária. A amina reage com o peróxido e catalisa a cisão da molécula formando dois radicais livres e a polimerização por adição é iniciada (YEARN e MACCLESFIELD, 1985).

Nos materiais ditos fotopolimerizáveis utiliza-se um fotoiniciador e uma amina ativadora. O fotoiniciador mais utilizado é a canforoquinona que tem um máximo de absorção em 470 nm, região do azul no espectro de luz visível (NOVERO, 2001). Este fotoiniciador é ativado através de um aparelho emissor de luz (fotopolimerizadores). Existem vários tipos destes aparelhos no mercado, sendo o mais comum o que utiliza luz halógena. Existem adicionalmente os LEDs (*Light Emitting Diodes*), laser argônio e o arco de plasma de xenônio (CHAIN, 2004), equipamentos de desenvolvimento mais recente e portanto, menos utilizados.

A ativação por luz é iniciada pela transferência de energia para a canforoquinona que quando colide com a amina promove a transferência de elétrons formando os radicais livres que, por sua vez, iniciam a polimerização por adição (ANUSAVICE, 1998). Estes radicais livres são moléculas reativas, com elétrons sem par, que buscam ligação com outros monômeros. Quando encontram com os monômeros, ocorre uma quebra da ligação dupla do carbono (C=C), formando um complexo radical-monômero que procura fazer mais ligações com outros monômeros. Os monômeros reativos vão se ligando a outros monômeros e a reação vai se propagando. Este processo é contínuo e quanto maior a quantidade de fótons liberados pelo aparelho polimerizador para ativar a canforoquinona, maior será a formação de radicais livres e mais completa a polimerização (FRANCO e LOPES, 2003).

O compósito compactável e o Ormocer possuem a iniciação de sua polimerização através deste processo. O término da reação pode se dar tanto por ligação direta, onde as moléculas se combinam e trocam energia desativando-se, como pela transferência de um átomo de hidrogênio de uma cadeia para outra.

Um dos problemas com este processo de polimerização é que raramente a polimerização se completa e monômeros residuais podem existir. No caso da odontologia, estes monômeros podem provocar irritação pulpar, reações teciduais que são indesejadas, além de diminuir a resistência e dureza do material (DeWALD,1987).

Durante o processo de polimerização os materiais a base de resina sofrem contração, que é a diminuição de volume gerada pela formação das novas ligações covalentes entre os monômeros. De acordo com PEUTZFELT, (1997) a distância intermolecular passa de algo em torno de 0,3 a 0,4 nm para 0,15nm quando as ligações covalentes entre os carbonos são formadas. NOVERO (2001) em seu artigo afirma que a distância intermolecular se reduziria em até três vezes após a polimerização. Como o compósito para restauração dentária possui carga, a contração volumétrica é da ordem de 1 até 5% dependendo do tipo de resina (DAVIDSON, FEILZER, 1997) . A Voco fabricante do Ormocer chamado de Admira, diz que a contração deste é da ordem de 1,97%.

Independente da estimativa correta do valor observa-se na prática que esta contração leva à geração de estados de tensão que podem trazer como consequência fraturas na estrutura dentária, formação de trincas no material e espaço entre o dente e o material restaurador. Estas, por sua vez, podem levar a microinfiltrações com possível passagem de bactérias, fluidos, moléculas e íons através da interface dente-restauração, resultando em descoloração das margens da restauração, dissolução do material, sensibilidade pós-operatória, reincidência de cárie e injúria pulpar (CANDIDO et al, 1997).

Os efeitos da contração de polimerização têm sido apontados como principais responsáveis pelo surgimento de espaços dente – material restaurador devido ao

enfraquecimento da união dente – restauração, provocado pela tensão da contração de polimerização (ALSTER et al, 1997; LÖSCHE, 1999).

Como não é possível eliminar a contração de polimerização dos materiais a base de resina, algumas alterações na composição e alguns procedimentos vêm sendo testados, para minimizar seus efeitos, como discutido a seguir.

- **USO DO ADESIVO DENTINÁRIO**

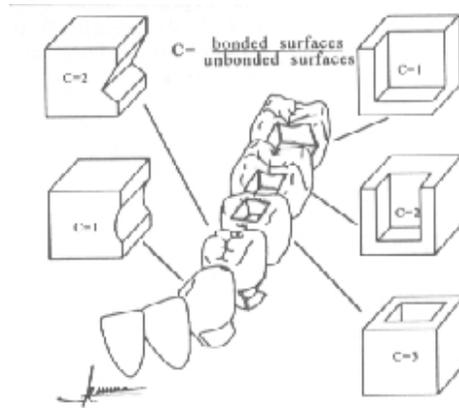
Para minimizar a formação de espaços entre dente e restauração provocado pela contração de polimerização do compósito restaurador são utilizados adesivos dentinários. Estes adesivos são formados por um condicionador ácido, normalmente ácido fosfórico a 37%, que irá limpar a superfície dentinária e descalcificar o esmalte criando micro-retenções; um primer que é composto por um polímero e um solvente como acetona ou álcool, que tem a função de tratar a superfície dentinária e deslocar a água desta superfície; e um agente de união, na sua maioria BISGMA sem carga, que penetra entre as fibras colágenas da dentina e nas micro-retenções do esmalte promovendo a união resina – dente. Esta união tem que ser forte o suficiente para evitar que o material se afaste do dente durante a polimerização.

A principal limitação é que estes adesivos nem sempre conseguem suportar a tensão provocada durante a polimerização do material restaurador. Mesmo com seu uso, o compósito ao contrair pode se afastar da parede do dente gerando o aparecimento de espaço entre o dente – restauração o que levará a ocorrência de microinfiltrações e conseqüentemente, falha da restauração (SANTOS JUNIOR, 2000).

- **TÉCNICA INCREMENTAL – FATOR C**

Um outro procedimento utilizado com o intuito de minimizar os efeitos da tensão da contração de polimerização do compósito em contato com o adesivo dentinário seria colocar o material em pequenas porções na cavidade dentária e ir polimerizando as camadas aos poucos. Esta técnica é chamada de incremental (COBB, 2001).

FEILZER, DE GEE E DAVIDSON (1987), verificaram que quando o material resinoso está em contato com poucas superfícies, ele tem maior possibilidade de libertar as tensões da contração. Eles descreveram então o fator de configuração (fator C) como sendo a razão entre as superfícies aderidas e as superfícies livres (figura 6). Superfícies aderidas são aquelas em que o material resinoso está aderido ao dente através do adesivo dentinário e superfície livre é a superfície do material que não tem contato com o dente. Segundo eles, desprezando-se as falhas coesivas do material e considerando que as paredes dentárias são rígidas, o único meio para libertar a contração de polimerização seria um escoamento do material em direção às superfícies livres. Se o fator C for alto, ou melhor, se o material estiver em contato com um maior número de paredes aderidas, uma alta tensão se formará entre o material restaurador e o adesivo, que pode não suportar esta tensão. No entanto, se o material for colocado em pequenas porções, ele terá um fator C menor, com menor número de superfícies aderidas e mais superfícies livres para liberar a tensão, favorecendo a união resina – adesivo. Eles, afirmam que um bom selamento da restauração só é conseguido se o compósito tiver possibilidade de aliviar as tensões da contração de polimerização.



**Figura 6:** Fator C: razão entre as superfícies aderidas e as superfícies lisas (CARVALHO, 1996).

VERSLUIS (1996) avaliou em seu trabalho, através de análise por elementos finitos, a eficácia de se utilizar à técnica incremental de colocação do material para reduzir a tensão dente-restauração. Verificou que não se pode afirmar que esta técnica diminui esta tensão, devido ao fato de que a colocação do material restaurador em incrementos pode provocar uma deformação gradual da cavidade dentária, com movimentação das suas paredes, levando a redução da quantidade de resina necessária para preenchimento da cavidade e com isto, provavelmente a um aumento desta tensão dente-restauração.

- **COMPOSIÇÃO DO MATERIAL**

A contração do material está relacionada à sua composição como a massa molecular do material e quantidade de carga. De acordo com o monômero utilizado na matriz do compósito poderemos ter maior ou menor contração de polimerização.

O BISGMA, que é o monômero mais utilizado, possui um tamanho grande de molécula e menor contração de polimerização, mas deixa o compósito com pouca viscosidade o que dificulta seu uso (PEUTZFELDT, 1997). Para minimizar esse problema,

recorre-se à adição de plastificantes, sendo o TEGDMA mais utilizado. A viscosidade de um compósito com uma mistura de 75% em peso de BISGMA e 25% de TEGDMA é de 4300 cP e de uma mistura de 50/50 é de 200 cP (ANUSAVICE, 1998). Entretanto, apesar de melhorar a viscosidade do compósito, a maior mobilidade do TEGDMA favorece a ocorrência de ligações cruzadas e conseqüentemente, o aumento da contração (LANG, 2003)

Quanto maior a quantidade de carga, menor a contração de polimerização do compósito (COBB, 2001). A matriz polimérica é que contrai através de suas ligações químicas e, por este motivo, conforme aumentamos a quantidade de carga diminuimos a de matriz e conseqüentemente a contração. Porém, o material fica muito viscoso e necessita também do plastificante que pode, novamente, aumentar esta contração.

LANG et al (2003) testaram a contração de polimerização de 10 materiais diferentes. Relataram que apesar dos materiais possuírem valores de carga em volume parecidos apresentaram diferenças nos valores de contração. Saliu que não só a quantidade de carga é importante na contração do compósito, mas também a composição da matriz, visto que os monômeros utilizados podem possuir diferentes graus de mobilidade, de conversão e número de ligações duplas.

FREEDMAN (1999) relatou que em materiais com partículas de carga maiores e mais ásperas, estas partículas teriam maior dificuldade de se deslizar entre si, promovendo um encadeamento entre elas o que levaria a um menor escoamento e contração do material.

- **UTILIZAÇÃO DE BASES DE BAIXO MÓDULO DE ELASTICIDADE**

Um material com baixo módulo de elasticidade tem sido utilizado associado aos compostos a base de resina que possuem grande quantidade de carga. Este material, denominado “resina *flow*”, nada mais é do que um compósito a base de BISGMA com pouca quantidade de carga inorgânica, o que a torna mais fluida. O objetivo de se utilizar este material é fazer com que ele atue como uma espécie de amortecedor para as tensões de contração formadas no material restaurador. Este material, mais flexível, poderia absorver as tensões da contração sem perder a união com a estrutura dentária, mantendo a sua margem perfeita, sem sofrer infiltração. (DAVIDSON, 1998; VIDAL, 2002).

As resinas *flow* ou fluidas são sempre aplicadas servindo como base para as resinas compactáveis ou ormocer. Elas atuam também preenchendo possíveis espaços deixados pelos materiais mais viscosos, devido ao fato de estes últimos não conseguirem escoar preenchendo todas as reentrâncias e cantos do preparo cavitário.

- **POLIMERIZAÇÃO DO MATERIAL**

A forma como o material é polimerizado influi na sua contração. Os materiais resinosos autopolimerizados geram uma tensão de polimerização menor que os fotopolimerizados. No material autopolimerizado, a reação inicial ocorre mais lentamente e o material tem mais tempo para libertar a tensão da contração, o seu tempo pré-gel é maior, se comparado ao fotopolimerizado onde a polimerização inicial ocorre mais rapidamente, em torno de 40 segundos.(LÖSCHE, 1999).

Os aparelhos mais comumente utilizados na polimerização dos compósitos restauradores são os de luz halógena e, mais recentemente, os LEDs.

Os aparelhos de luz halógena são compostos basicamente de lâmpada (quartzo ou tungstênio), filtro óptico e condutor de luz. (MONTENEGRO et al, 2003). O filamento da lâmpada é submetido a altas temperaturas, gerando uma luz com energia dentro de uma grande faixa de comprimento de onda (300 nm até 800 nm) (FRANCO e LOPES, 2003). A faixa que interessa à polimerização do material está entre 400 nm e 500 nm. Abaixo disto pode ser prejudicial aos olhos e acima gera calor, podendo agredir a polpa dos dentes e tecidos moles. Desta forma, torna-se necessária à utilização dos filtros que apresentam a função de barrar os comprimentos de onda indesejáveis. (CHAIN e REBELATTO, 2004).

O bulbo, o refletor e filtro de luz halógena podem se degradar com o tempo devido à alta temperatura gerada e a grande quantidade de calor produzida durante os ciclos de operação (MILLS et al, 2002). Os bulbos de halogênio, por exemplo, tem uma vida útil de 100 horas (DUNN E BUSH, 2002).

Estes aparelhos necessitam de constante manutenção. A falha nos seus componentes pode reduzir gradativamente a intensidade do aparelho, podendo comprometer a efetividade da polimerização do material (FRANCO e LOPES, 2003) e no caso de falha nos filtros pode gerar problemas nos olhos do operador e nos tecidos moles da cavidade oral do paciente (MONTENEGRO et al, 2003).

Para tentar solucionar estes problemas surgiram os LEDs. Eles convertem a energia elétrica diretamente em luz por eletroluminescência. O LED normalmente empregado é o azul de nitreto de gálio, capaz de emitir luz na região do azul, entre 400 e 500 nm, correspondente ao espectro de absorção do fotoiniciador canforoquinona (MILLS et al, 2002). Não necessitam de filtros. Produzem um mínimo aquecimento e podem durar até mais de 10.000 horas. Quando comparados aos aparelhos de luz halógena são mais

compactos, recarregáveis, têm baixo custo, manutenção facilitada, baixo consumo de energia e boa resistência a impactos (CHAIN e REBELATTO, 2004).

A intensidade de luz gerada pelos aparelhos pode interferir na polimerização dos materiais resinosos. Esta intensidade de luz se define pela quantidade de fótons emitidos, desta forma quanto maior a intensidade, maior o número de fótons e maior a possibilidade de alcançar as moléculas fotoiniciadoras (FRANCO e LOPES, 2003).

Os fotopolimerizadores do tipo LED apresentam intensidade de luz na faixa de 80 a 300 mW/cm<sup>2</sup>, inferior aos aparelhos de luz halógena que possuem valores médios de 450 a 800 mW/cm<sup>2</sup>, desde que submetidos a manutenção regular. (CHAIN, 2004). Para NAGEN FILHO (1999) a intensidade dos aparelhos deve ser de no mínimo 400 mW/cm<sup>2</sup>.

Para aumentar a intensidade destes aparelhos, duas alterações estão sendo testadas: aumentar o número de diodos ou utilizar um diodo maior. A empresa Dabi Atlante lançou recentemente no mercado nacional o aparelho Ultraled xp, com um único LED maior e com intensidade de 350 a 500 mW/cm<sup>2</sup>, segundo o fabricante.

MILLS et al (2002) testaram a dureza que alguns aparelhos polimerizadores promoveram nos compósitos. Os aparelhos testados foram: um LED comercial (LuxOMax - Akeda Dental, Dinamarca) com 7 diodos, um aparelho de luz halógena (Spectrum modelo 201 R – Dentsply DeTrey, Alemanha) e dois protótipos de LED de alta intensidade da Universidade de Bristol, um com 27 LEDs azuis e outro com 54.

Utilizando-se os aparelhos durante 40 segundos todos foram capazes de polimerizar os materiais com espessura de 2mm. O LED com 7 diodos promoveu menor dureza nos compósitos que os outros aparelhos e não foi capaz de polimerizar materiais com espessura superiores a 3mm. Foram encontrados valores de dureza maiores nos compósitos polimerizado com o aparelho de luz halógena e com os aparelhos com 27 e 54 LEDs. O aparelho com 54 diodos apesar de possuir o dobro de diodos do aparelho com 27 diodos promoveu dureza semelhante ao mesmo.

UHL et al (2004) testaram um protótipo de aparelho que utiliza um único LED com 8 mm de diâmetro. Como o diodo de tamanho maior produz bem mais calor que o pequeno este aparelho possui um dispositivo que dissipa rapidamente o calor produzido pelo LED e têm intensidade de 901 mW/cm<sup>2</sup>. Eles realizaram teste para profundidade de polimerização e dureza utilizando este LED e um aparelho de luz halógena (polofil – Voco, Alemanha) com intensidade de 860 mW/cm<sup>2</sup>. Encontram maior profundidades de polimerização para os materiais polimerizados pelo LED e quanto à dureza não acharam diferença estatística entre os aparelhos, mas encontraram entre os materiais.

A intensidade de luz pode afetar diretamente a tensão interna no material, gerada durante a reação de polimerização. Uma intensidade de luz alta promove uma polimerização mais rápida e intensa, melhorando as propriedades mecânicas do material. Por outro lado, promove também uma rápida contração de polimerização, o que leva a um aumento da tensão de contração. Quando o material tem mais tempo para passar de um estado viscoso para um estado rígido, o próprio rearranjo molecular da cadeia polimérica tende a compensar as tensões geradas pela polimerização. Se, entretanto, a polimerização for muito rápida, o material ficará mais rígido rapidamente, não tendo a possibilidade de um arranjo molecular mais favorável e aumentando a concentração das tensões (DAVIDSON e DE GEE, 1984; UNTERBRINK e MUESSNER,1995). Já se o problema da tensão gerada durante a contração de polimerização for minimizado pela utilização de uma intensidade de luz mais baixa, a polimerização do material pode ser insuficiente e como consequência, pode-se gerar outros problemas como manchamento da restauração, infiltração marginal e diminuição das propriedades mecânicas e biológicas, devido a existência de quantidades significativas de monômero residual que é agressivo ao dente (CARREIRA,2002).

Para FRANCO e LOPES (2000) a polimerização gradual do material, promoveria uma polimerização mais completa do material e menor tensão de contração. O que levaria a uma melhor adaptação dente / material restaurador.

Alguns aparelhos fotopolimerizadores apresentam regulagem de tempo e intensidade para uma polimerização mais lenta e menor tensão de contração. Geralmente utiliza-se uma intensidade menor por mais tempo ou uma intensidade menor, seguida de uma intensidade maior, por exemplo: 150 mW/cm<sup>2</sup> por 10 segundos seguida de 700 mW/cm<sup>2</sup> por 30 segundos. Estes procedimentos podem ser adotados para qualquer marca comercial de resina a base de BISGMA, no intuito de minimizar as tensões durante a contração, desde que seja assegurada completa polimerização garantindo assim as boas propriedades mecânicas e biológicas para a restauração.

Quando o aparelho não apresenta esta possibilidade, uma técnica usada para se polimerizar com menor intensidade de luz é afastar a ponta do aparelho do material a ser polimerizado. Se por exemplo, um aparelho possui 600 mW/cm<sup>2</sup> em contato direto com o material, afastando-se 2,5 mm o aparelho passa a medir 400 mW/cm<sup>2</sup>. Para que as mesmas propriedades do material sejam alcançadas deve-se, quando se diminui a intensidade da luz, aumentar-se o tempo de exposição (Vidal, 2002).

YEARN E MACCLESFIELD (1985) verificaram que quanto maior o tempo de exposição e menor à distância da fonte luminosa ao material, maior a profundidade de polimerização.

MENEZES et al (2001) concluíram em seu trabalho que, se pode amenizar os efeitos da contração de polimerização através da inserção do compósito em pequenos incrementos e da polimerização gradual partindo de intensidades de luz mais baixas para mais altas.

## TECNICAS DE AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO

A ADA (American Dental Association), em sua especificação n° 27, que trata dos compósitos restauradores a base de resina, relata que vários métodos são propostos para avaliar a contração de polimerização, ressaltando, porém, que os métodos lineares de avaliação não levam em conta a natureza tridimensional das propriedades.

O teste para medida da contração de polimerização proposto pela ADA utiliza um dilatômetro de vidro. Neste teste a amostra é colocada em um béquer contendo água destilada. Acoplado a este béquer existe um tubo capilar calibrado contendo mercúrio. Qualquer alteração de volume da amostra é medida pela movimentação do mercúrio no capilar. Esta medida é feita por um sensor ligado ao computador que registra a temperatura, a movimentação do mercúrio no capilar e controla a fonte de luz que polimeriza o material. O problema deste teste é que ele é extremamente dependente do controle da temperatura ambiente e da temperatura da água de imersão, como afirma a própria ADA. Esse aspecto do teste também foi observado por DeGEE (1993) que relata que os testes no dilatômetro envolvendo mercúrio e água são trabalhosos, pois requerem a medição da densidade do material e controle extremo da temperatura.

OBERHOLZER et al (2002) utilizaram o dilatômetro para fazer a curva de polimerização dos seguintes materiais resinosos: Amelogen (Ultradent), Z-250 (3M-ESPE), Permaflow (Ultradent) e Filtek Flow (3M-ESPE). Encontraram uma contração variando de 1,2 a 4%. As resinas Filtek Flow e Permaflow apresentaram maior contração de polimerização, respectivamente 4,1% e 2,4%. O compósito compactável Z250 apresentou menor contração: 1,0%. Esta diferença de valores pode ser explicada pelo fato de que as resinas Permaflow e Filtek Flow são resinas fluidas e possuem bem menos carga que as compactáveis.

COOK et al (1999) utilizaram um picnômetro para avaliar a contração de polimerização. De acordo com os autores, este teste seria recomendado para os materiais à base de resina, pois como eles têm propensão à absorção de líquidos, metodologias que envolvem imersão em água, por exemplo, podem levar a resultados distorcidos. Neste ensaio, a amostra antes da polimerização é colocada dentro de um picnômetro com gás hélio onde é feita a primeira medida. A amostra é removida do picnômetro com muito cuidado, polimerizada e depois colocada novamente no picnômetro para nova medida. O problema com este teste está no cuidado que se deve ter para remover a amostra do picnômetro antes de polimerizar, sem distorcê-la ou alterá-la.

CARVALHO JUNIOR (2002) utilizou um teste onde uma matriz metálica foi confeccionada, o material inserido nesta matriz e polimerizado. Utilizou-se o tamanho da matriz como medida inicial do material. Imediatamente após a sua polimerização e 168h (uma semana) depois foram feitas medidas do mesmo, registrando a contração de polimerização inicial e final.

WATTS e CASH (1991) utilizaram um LVDT (*linear variable displacement transducer*) para medir a contração. Para realização do teste foi colocada sobre uma pequena lâmina de vidro, um anel metálico e sobre o anel uma tira de um material flexível. O compósito fica em contato com a lâmina de vidro e a tira, não tocando no anel metálico. Conforme o compósito contrai, movimentada a tira e o computador registra os dados através do LVDT.

Este sistema é similar ao que foi utilizado nesta tese e apresenta algumas limitações como medir a contração linear do material e ser altamente sensível a qualquer alteração de voltagem. Como se podem notar todos os testes possuem as suas vantagens e desvantagens.

## 2.5 DESGASTE

O desgaste ocorre quando duas superfícies estão em contato, deslizando ou rolando uma sobre a outra e ocorre remoção de material destas superfícies. Normalmente este processo é lento, porém muito estável e contínuo.

O desgaste pode ser definido também como resultado de uma atividade tribológica. Tribologia é o ramo da ciência que estuda a fricção e esta por sua vez, é uma atividade mecânica realizada na superfície de um corpo através do contato e movimento de um corpo oposto. Entretanto, desgaste é um fenômeno complexo que envolve vários mecanismos e vários fatores como natureza química e física das superfícies e o ambiente a que estas superfícies estão expostas.

A rugosidade superficial é um fator que também deve ser levado em consideração. Quando duas superfícies são colocadas umas sobre as outras, os primeiros contatos são nos pontos mais alto de sua rugosidade. Uma superfície metálica polida, por exemplo, pode ter uma área real de contato de 10% da sua área total.

O desgaste que ocorre com o material restaurador na cavidade oral não poderia ser diferente e está relacionado a diversos fatores que, de acordo com SALGADO et al (1997) podem ser: características do preparo cavitário, composição do material (como as dimensões, a qualidade e a homogeneidade das partículas de carga, os tipos de matriz orgânica, a proporção carga/matriz, a união carga/matriz) e interação de fatores físicos, químicos, biológicos e mecânicos; dentre estes, a união dente/material restaurador.

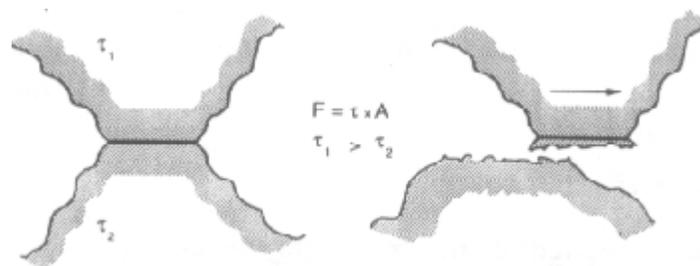
A ADA em 1989, publicou um conjunto de normas onde relata que um material para ser indicado como de uso irrestrito em dentes posteriores deve ter no máximo 100µm de desgaste após quatro anos de uso clínico.

As restaurações em dentes posteriores sofrem desgaste devido à abrasão e atrito das forças mastigatórias e as restaurações classe II, que abrangem a cavidade oclusal e proximal do dente, são as que sofrem maior tensão, promovendo maior desgaste. O desgaste do material restaurador provoca perda da forma anatômica e fratura no corpo e na margem da restauração (MANHART, 2000).

O material restaurador, além de sofrer a ação das forças mastigatórias, sofre a ação das reações químicas que acontecem na cavidade oral e que podem acelerar o processo de desgaste por erosão mecânica. O desgaste também é maior em contato com o dente ou restauração antagonistas do que com o bolo alimentar (BIANCHI, 1999).

BUSCHAN e GUPTA (1997) descrevem quatro principais tipos de desgaste: desgaste por deslizamento ou adesivo, desgaste por abrasão, desgaste por fadiga e desgaste por corrosão. NAGEM FILHO (1999) relacionou estes desgastes com o que acontece na cavidade oral e descreveu também o desgaste erosivo.

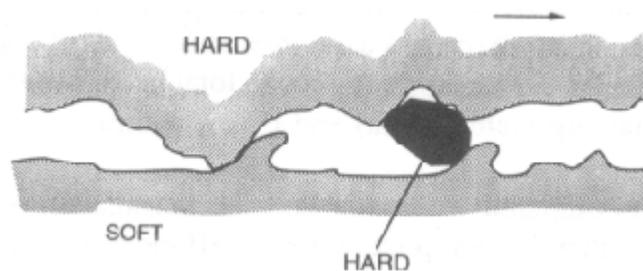
O desgaste por deslizamento ou adesivo ocorre quando existe uma aspereza entre duas superfícies e esta aspereza provoca uma adesão forte entre as mesmas. A movimentação tangencial das superfícies provoca separação no corpo do material mais macio. Isto pode acontecer na cavidade oral, quando o dente antagonista entra em contato com a restauração de amálgama e parte desta é removida.



**Figura 7:** Esquema de desgaste adesivo (BUSCHAN e GUPTA, 1997)

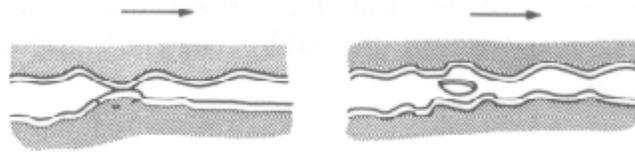
O desgaste por abrasão ocorre quando uma superfície é mais dura que a outra ou quando partículas duras são introduzidas entre as superfícies. Este tipo de desgaste pode ser subdividido em desgaste de dois ou três corpos.

O desgaste de dois corpos ocorre quando duas superfícies com diferença de dureza estão em contato. Na boca, um exemplo, seria a broca diamantada, onde o diamante da broca provoca o desgaste do compósito, ou uma prótese cerâmica ocluindo sobre um dente natural. Já o desgaste de três corpos ocorre quando existe uma pasta de substâncias sólidas entre duas superfícies. Teríamos como exemplo deste tipo de desgaste na cavidade oral, a escovação (resina-pasta-escova) e a presença do bolo alimentar entre dentes antagonistas.



**Figura 8:** Esquema de desgaste abrasivo (BUSCHAN e GUPTA, 1997)

O desgaste por fadiga acontece quando o material sofre forças repetidas abaixo do limite de proporcionalidade. Nos compósitos para restauração, estas forças podem romper a união carga-silano provocando microfraturas e levar ao deslocamento das partículas de carga. Na boca, ele pode acontecer, quando o dente antagonista oclui com uma força excessiva e repetida sobre o compósito.



**Figura 9:** Esquema de desgaste por fadiga (BUSCHAN e GUPTA, 1997)

O desgaste por corrosão ou químico é caracterizado pela ação de substâncias químicas sobre o compósito. Na cavidade, produtos da alimentação, microorganismos e saliva podem reagir com o compósito provocando o desgaste por corrosão. Como exemplo das reações que podem ocorrer temos o álcool que é solvente da matriz do compósito, a água que causa lixiviamento das partículas e enzimas produzidas por microorganismos que podem causar a degradação da matriz. Estas reações associadas ao mecanismo de contato mecânico levam ao desgaste.



**Figura 10:** Esquema de desgaste químico (BUSCHAN e GUPTA, 1997)

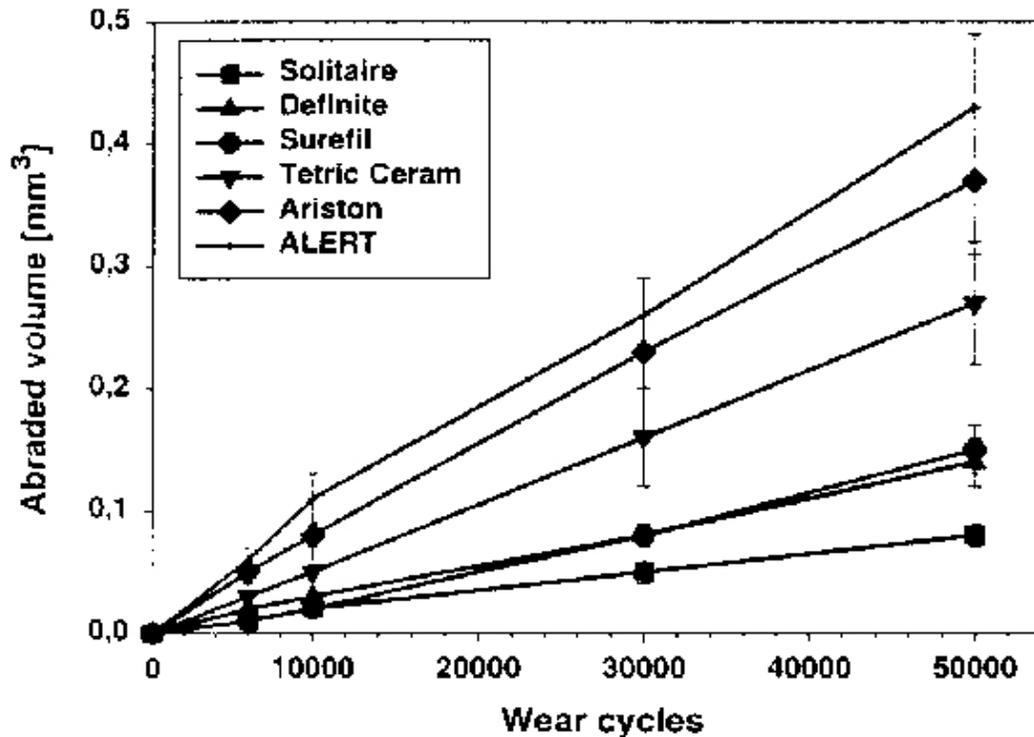
Um outro tipo de desgaste seria através de erosão provocada pela alta velocidade de um líquido e partículas sólidas. Na cavidade oral esta reação ocorre quando é utilizado o ultrassom para remover placa bacteriana ou cálculo periodontal.

O desgaste sofrido pelo material em contato com a cúspide do dente antagonista pode ser explicado pela alta tensão gerada em uma área muito pequena. Já o desgaste que o material sofre pelo alimento pode estar mais relacionado às propriedades do material como porosidade, estabilidade do agente de união silano, grau de conversão do monômero, tipo e tamanho das partículas de carga. Variações entre os pacientes, como as diferenças nos padrões alimentares, níveis de força mastigatória, meio ambiente bucal,

irregularidades da superfície dental como fôssulas, cristas e sulcos também interferem no desgaste do material (ANUSAVICE, 1998).

SANTOS JUNIOR (2000) verificou que as partículas de carga de menor tamanho proporcionam um menor desgaste já que ao sofrerem abrasão e cisalhamento, deixam um espaço vazio menor que as de maior tamanho e conseqüentemente uma maior lisura superficial. Constatou também que as resinas autopolimerizáveis tendem a sofrer maior desgaste que as fotopolimerizáveis, devido a serem inseridas em grandes camadas e poderem sofrer inclusão de bolhas de ar durante a sua polimerização, aumentando a porosidade. Além disso, observou que o compósito compactável possui baixo desgaste se comparada ao amálgama. Durante três anos de observação não verificou perda de material da superfície do compósito, nem deterioração na adaptação marginal da restauração, nem incidência de cáries.

MANHART et al. avaliaram o desgaste de seis marcas diferentes de materiais restauradores a base de resina (Solitaire, Surefil, Tetric Ceram, Ariston e ALERT que são resinas compactáveis e o Definite, um ormocer). Para verificação do desgaste foi utilizado um aparelho simulador de fadiga. Sobre os corpos de prova utilizaram um corpo esférico de  $Al_2O_3$  com carga de 50N, por 6000, 10000, 30000 e 50000 ciclos. Os resultados estão mostrados no gráfico da Figura 11. Os autores observaram que a marca ALERT, apesar de possuir tamanho de carga inferior à marca Solitaire, sofreu maior desgaste, indicando que além do material possuir cargas pequenas, deve ter uma forte interação carga matriz, para evitar o deslocamento da carga. O Solitaire possui cargas porosas de sílica e a matriz penetra nestas porosidades, aumentando a interação carga-matriz. A ALERT possui cargas de vidro em forma de haste e durante o atrito oclusal estas partículas de carga podem ser arrancadas da superfície do material, provocando fissuras e aumentando a taxa de desgaste.



**Figura 11:** Gráfico de desgaste dos materiais restauradores a base de resina (MANHART et al, 2000).

A ADA em sua especificação n° 27, revisada em 1993, não recomenda testes de resistência à abrasão e desgaste para avaliação de materiais odontológicos para restauração por afirmar que a perda dentro da cavidade oral da superfície do material à base de resina é uma combinação complexa de fatores físicos e químicos e que nenhum teste de laboratório reproduz satisfatoriamente essas circunstâncias, tendo pouca correlação com os resultados clínicos. Por outro lado, os testes clínicos envolvem muitas variáveis e normalmente possuem longo período da avaliação, o que dificulta seu uso, devido à rapidez com que novos produtos são lançados no mercado (NARTALLO,1992; LEINFELDER,2000).

De acordo com ANUSAVICE (1998), ainda não existe um teste clínico para medir o desgaste da restauração e os testes laboratoriais nos fornecem valores maiores do que encontrados *in vivo*.

Vários testes *in vitro* já foram descritos (LEINFELDER, 2000; NARTALLO,1992; CARDOSO,1994). Os testes *in vitro* normalmente são divididos como bi-corpóreo e tri-corpóreo. O bi-corpóreo é realizado através do contato de dois materiais, tentando reproduzir o contato do material com o dente ou restauração antagonista, e o tri-corpóreo de dois materiais com alguma substância que imite o bolo alimentar. O desgaste tri-corpóreo reproduz melhor a condição oral (DeGEE, 1986; LEINFELDER, 2000).

COPELLO (2003) avaliou o desgaste de dois compósitos para restaurações indiretas. Para realização do teste utilizou o desgaste tri-corpóreo envolvendo uma esfera metálica, o material a ser testado e uma pasta de diamante. A esfera roda sobre seu próprio eixo a uma velocidade de 50 voltas/min. Realizou ciclos de 30 até 500 voltas e verificou que a taxa de desgaste é alta no início e tem uma tendência a diminuir e estabilizar.

Nesta tese utilizaremos o mesmo sistema de desgaste proposto por COPELLO (2003).

### 3. METODOLOGIA

Os materiais utilizados neste trabalho foram um compósito híbrido, um ormocer e um compósito compactável. Os nomes comerciais, fabricantes e lotes estão especificados na tabela.

**Tabela 1.** Nome comercial dos compósitos avaliados, e respectivos fabricantes.

NOME COMERCIAL	TIPO DE COMPÓSITO	FABRICANTE	LOTE
CONCEPT	Híbrido	VIGODENT, Rio de Janeiro, Brasil	002/03
SUREFIL	Compactável	DENTSPLY, Petrópolis, RJ, Brasil	10712
ADMIRA	Ormocer	VOCO, Cuxhaven, Alemanha	20030

### 3.1 CALCINAÇÃO DO MATERIAL

A calcinação do material foi o método utilizado para determinação da relação carga/matriz em peso de cada material, informação esta, importante para entender o comportamento do material tanto em relação ao desgaste quanto em relação à contração de polimerização.

Um fragmento não polimerizado de 4,5 mm em média de cada material foi pesado em balança de precisão. As amostras foram levadas à estufa a 600°C por três horas, para completa queima da matriz resinosa. Após a queima os corpos de prova foram novamente pesados. Para a obtenção da fração em peso da carga e matriz de cada material foram utilizadas as relações das equações 1 e 2 (KIM et al, 2002).

- Fração de Peso(FP):

$$\text{Carga: } FP_c = \text{Peso final/Peso Inicial} \quad (1)$$

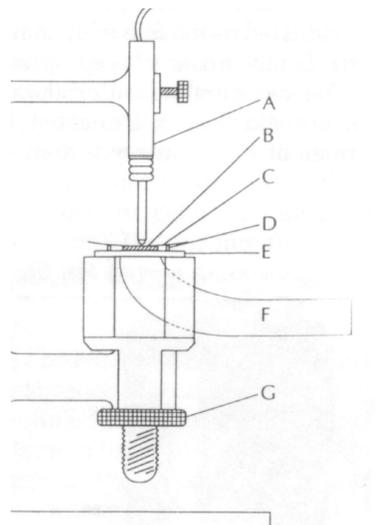
$$\text{Matriz: } FP_m = 1 - FP_c \quad (2)$$

### 3.2 CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO

Para medir a contração de polimerização utilizou-se um LVDT (Linear Variable Differential Transformer). O LVDT é um dispositivo eletromagnético que produz uma tensão elétrica proporcional ao deslocamento de um núcleo magnético móvel. Desta forma, quando o LVDT é apoiado sobre o material resinoso, conforme o material contrai, o núcleo magnético do LVDT se movimenta e uma tensão elétrica é produzida e registrada no computador.

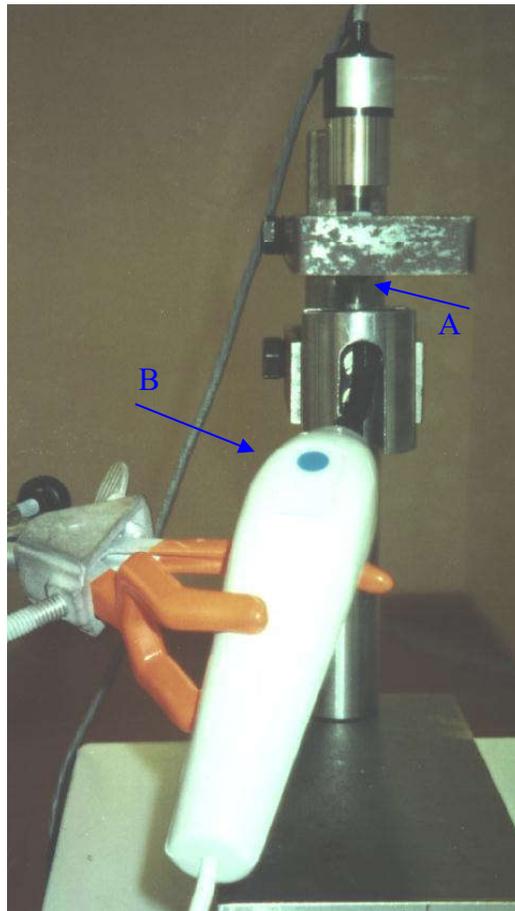
Um multiplicador foi associado ao LVDT para que aumentasse o número de pontos registrados em um pequeno intervalo de tempo. Em cada 0,074 segundos, se obteve um registro da alteração do material.

O sistema experimental foi montado de acordo com o esquema da Figura 12.



**Figura 12** : esquema LVDT: (A) LVDT, (B) corpo de prova, (C) tira de poliéster, (D) anel metálico, (E) lâmina de vidro, (F) ponta do aparelho polimerizador (WATTS e CASH, 1991)

Foi construído um suporte metálico para apoiar LVDT, a amostra e o aparelho polimerizador do material. Este dispositivo possui uma barra superior com um orifício para colocação do LVDT e uma barra na parte média com orifício onde, de um lado é colocada uma lâmina de vidro para apoio do compósito a ser polimerizado e do outro lado o aparelho fotopolimerizador. Este por sua vez, foi fixado por meio de uma garra para evitar qualquer movimentação durante ligamento e desligamento (figura 13).



**Figura 13:** fotografia mostrando o dispositivo metálico com o LVDT (A), o LED (B) e a amostra em posição.

A amostra foi preparada da seguinte forma: um anel metálico de dois mm de altura por sete mm de diâmetro foi posicionado sobre uma placa de vidro de 25mm de

comprimento por 10 mm de altura e 1mm de espessura. Dentro deste anel foi colocado o material a ser polimerizado. Tomou-se cuidado para que a quantidade de material fosse sempre a mesma, não tendo excessos para fora do anel. Antes da colocação do compósito, foi pincelado na parte interna do anel um isolante Al-Cote (Dentsply) para minimizar a adesão. O compósito foi coberto com uma tira de poliéster de 7mm de diâmetro e o LVDT apoiado sobre a tira. Antes do início de cada medição o LVDT era apoiado sobre o material e ajustado para o zero, para que toda medida começasse da mesma forma. Três aparelhos polimerizadores foram utilizados. Dois LEDs: o Ultraled que possui sete diodos pequenos e o Ultraled xp que possui um diodo maior e o aparelho fotopolimerizador a base de luz halógena (Ultralux), todos gentilmente emprestados pela Dabi Atlante Indústrias Médico-odontológicas Ltda, filial Rio de Janeiro.

Após ajuste do LVDT sobre a tira de poliéster, o fotopolimerizador foi ligado para dar início ao processo de polimerização. O Ultraled estava calibrado para funcionamento direto por 50 segundos, desligando automaticamente em seguida. O Ultraled xp para 25 segundos e o equipamento de luz halógena, funcionava por apenas 30 segundos. Desta forma, para ensaios com tempos superiores, o equipamento era novamente acionado até completar o tempo desejado. Foi padronizado um tempo de polimerização de 60 segundos para luz halógena, 70 segundos para o Ultraled e 50 segundos para o Ultraled xp. Foi realizada a conversão do valor em mV obtido do LVDT para mm. Para isto associou-se um micrometro a ponta do LVDT. O micrômetro foi girado para 0,02mm e foi feita a correlação com a voltagem a cada 0,02mm. Foi obtida a equação da reta. A relação foi a seguinte: deslocamento em mm = 0,0265 x o deslocamento em mV. Dessa forma, foram obtidas as curvas de contração de polimerização por tempo.

### 3.3 MICRODUREZA

Ensaio de microdureza Vickers foram realizados para se avaliar o efeito dos três diferentes tipos de fotopolimerizadores sobre a dureza dos compósitos. Os corpos de prova foram preparados através de um molde de silicone. Este molde foi confeccionado a partir de uma matriz acrílica. Três matrizes retangulares na medida de 4 x 8 x 30 mm foram coladas com Super Bonder, na tampa de uma caixa acrílica. Esta caixa foi então preenchida com silicone para duplicação – Stern Tek – Sterngold - Alemanha na proporção de 1/1, segundo a especificação do fabricante. Este preenchimento foi feito sob pressão em câmara de compressão a ar – Norgren – USA, por um período de 20 minutos, à pressão de 60 psi. A caixa acrílica possuía em uma extremidade um orifício para saída do excesso de silicone.

Após a polimerização do silicone as matrizes acrílicas foram removidas e o molde estava pronto para uso.

Os compósitos foram colocados no molde e cobertos com uma tira de poliéster transparente para obtenção de uma superfície o mais lisa possível. A polimerização se deu em três etapas visto que o corpo de prova media 30mm e a ponta do fotopolimerizador só 10mm. Desta, forma a ponta do fotopolimerizador foi colocado na extremidade do corpo de prova durante 60 segundos (Ultralux) e depois se moveu o aparelho para região imediatamente adjacente repetindo-se o procedimento, até se completar toda a polimerização. Após a polimerização desta superfície do corpo de prova, o mesmo foi invertido e todo processo de polimerização foi repetido para polimerização da superfície oposta. Foram confeccionados três corpos de prova para cada material resinoso, sendo um polimerizado com LED de sete diodos (Ultraled), outro com a luz halógena (Ultralux) e outro com o LED de um diodo (Ultraled xp) totalizando nove corpos

de prova. Os materiais polimerizados, através do aparelho de luz halógena utilizaram o tempo de 60 segundos, como descrito acima, os polimerizados com Ultraled o tempo de 70 segundos e os polimerizados com Ultraled xp 65 segundos.

O polimento criterioso foi feito em uma politriz industrial Prazis APL com lixas, 600 e 1200 da marca 3M em seqüência e pasta de diamante com granulação de  $1\mu\text{m}$  produzida pela empresa Struers Metallographic Equipment. O objetivo do polimento foi manter a superfície lisa sem ranhuras e manter o corpo de prova paralelo.

O durômetro utilizado foi da marca E. LEITZ WETZLAR ( figura 14), Alemanha. Foram realizadas cinco identações em cada amostra aplicando-se uma carga de 50 g durante 30 seg., totalizando 10 identações em cada material. As diagonais foram medidas e o valor de microdureza obtido da tabela de dureza Vickers.



**Figura 14:** Fotografia do durômetro utilizado para determinação da dureza Vickers.

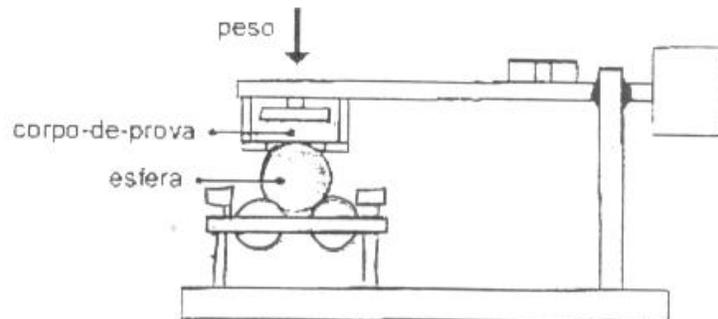
### 3.4 DESGASTE

Para confecção dos corpos de prova para os ensaios de desgaste utilizou-se o mesmo molde e a mesma técnica do teste de dureza descrito anteriormente. Sendo que cada polimerização dos corpos de prova foi realizada durante 40 segundos com o aparelho de luz halógena.

Após a confecção dos corpos de prova, eles foram polidos em uma politriz industrial Prazis APL – 40 utilizando-se lixas 3M com granulação 100, 400, 600, 1200, com o objetivo de se obter uma superfície lisa, sem poros e ranhuras. A polimerização com auxílio da tira de poliéster proporciona superfícies já polidas e observou-se que a utilização de lixas com granulação superior (100 a 400) produzem ranhuras na superfície do corpo de prova e atrapalham o polimento final, passou-se então a se fazer o polimento utilizando lixas 600 e 1200 seguidas de pano de polimento com pasta de diamante (Struers Metallographic Equipment) de granulação  $1\mu\text{m}$  e  $0,25\mu\text{m}$ . Após polimento, os corpos de prova foram imersos em álcool de alta pureza e levados ao ultra-som para limpeza.

Os ensaios de desgaste foram realizados em um equipamento GENTEST que funciona com o sistema de abrasão de três corpos: o corpo de prova, uma esfera metálica e uma substância abrasiva. As substâncias abrasivas utilizadas foram pasta de diamante de granulação  $1/4\mu\text{m}$  da marca Hiprez Five Star – Engris (USA) ou dispersão aquosa de alumina de  $1\mu\text{m}$ , da marca QM.

O equipamento possui um braço móvel, onde em uma ponta é colocado o corpo de prova e na outra existe um contra-peso (figura 15). Antes do início do teste, deve-se nivelar este braço, para que não exista peso excessivo de um lado.



**Figura 15** : esquema mostrando o funcionamento da máquina de desgaste (COPELLO,2003)

O braço é deslocado e a amostra fica posicionada sobre a esfera. Esta esfera está sobre três roldanas que promoverão os seus movimentos. A esfera roda sobre seu próprio eixo a uma velocidade de 50 voltas/min (figura 16). O braço se mantém em posição pela força de um peso de 100 gramas.



**Figura 16** : fotografia da esfera metálica sobre as roldanas na máquina de desgaste.

A substância abrasiva fica entre o material a ser testado e a esfera metálica.

A máquina de desgaste possui um painel digital onde se podem determinar quantas voltas serão realizadas pela esfera. A máquina é acionada, a esfera gira e vai promovendo o desgaste do material e deixando impressões circulares na sua superfície, que posteriormente podem ser medidas para obtenção da taxa de desgaste do mesmo.

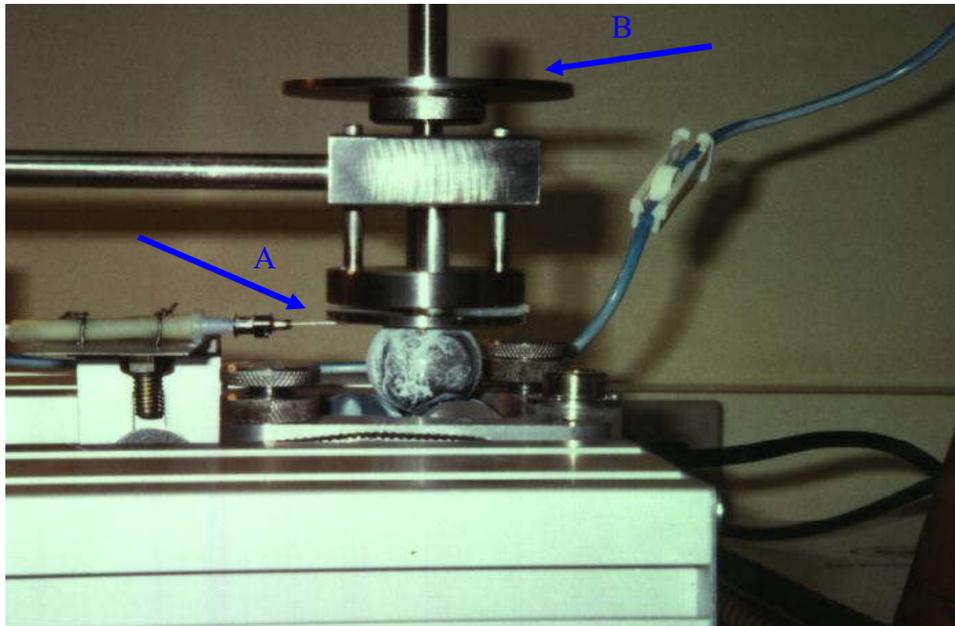
Para realizar os testes com a pasta de diamante, o corpo de prova foi posicionado e uma pequena quantidade de pasta abrasiva colocada sobre a esfera. Foi observado o desgaste para 100, 200, 300, 400, 500 e 1000 ciclos. Foram feitas cinco medidas para cada ciclo. A região desgastada deixa uma cratera na superfície mostrada na figura 17. Estas crateras foram medidas no programa paint em pixel.



**Figura 17:** fotografia do corpo de prova fixado na máquina de desgaste, mostrando as crateras formadas.

Como foi observada uma grande dispersão nos resultados, a metodologia foi alterada avaliando-se o desgaste para 500 e 1000 ciclos, adicionando-se mais abrasivo a cada 100 ciclos. Tomou-se o cuidado de não alterar a posição do corpo de prova e da

esfera. Para realização do teste de desgaste utilizando-se como abrasivo a dispersão de alumina, montou-se um dispositivo que promovesse o gotejamento contínuo da dispersão durante todo processo de desgaste. Este dispositivo foi feito com um béquer com uma saída lateral, onde foi conectada uma mangueira. Esta mangueira possuía um regulador de fluxo e uma agulha na sua extremidade por onde a dispersão era gotejada sobre a esfera metálica (figura 18). Para evitar a rápida decantação da alumina, manteve-se a dispersão sob agitação magnética.



**Figura 18:** fotografia do teste de desgaste com alumina. (A) agulha gotejando alumina e (B) peso de 100g.

Foram obtidos valores de desgaste para 100, 300, 500, 700, 1000 ciclos. Após, cada medida, o corpo de prova e a esfera eram removidos e limpos com lenço de papel macio.

Com o término de todos os ciclos, a amostra era removida e lavada em água corrente e sabão neutro para remover resíduos da pasta.

Como a posição das medidas foi determinada de forma aleatória, após a realização dos ciclos o corpo de prova foi mapeado para identificação das marcações. Os corpos de prova foram levados ao microscópio ótico Olympus modelo BX60M, para obtenção das imagens, adquiridas com aumento de 25 vezes e fotografadas com auxílio de uma máquina fotográfica CCD COMU/Snapy. Foi feita também, a aquisição da imagem de uma régua de 1mm.

As crateras foram medidas no programa Paint em pixels. Para transformar a medida em mm, fez-se a correlação com a régua fotografada: 1mm = 258 pixels. Os diâmetros das crateras foram então avaliados

Com posse do valor do diâmetro da cratera, raio da esfera e numero de voltas, pode-se calcular a profundidade da cratera, o volume do material removido, a distância percorrida em cada ciclo e o valor da taxa de desgaste utilizando-se as equações descritas a seguir:

Profundidade da cratera (3)

$$h = R - \left( R^2 - d/4 \right)^{1/2}$$

h = profundidade da cratera

d = diâmetro da cratera

R = raio da esfera

Volume de material removido (4)

$$V = \frac{h\pi}{6} \left( h^2 + 3d^2/4 \right)$$

V = volume de material removido

h = profundidade da cratera

d = diâmetro da cratera

Distância percorrida em cada ciclo (5)

$$D = 2\pi RN$$

D = distância percorrida em cada ciclo

R = raio da esfera

N = número de voltas em cada ciclo

Taxa de desgaste (6)

$$T = \frac{V}{QD}$$

T = taxa de desgaste

V = volume removido em cada ciclo

Q = carga

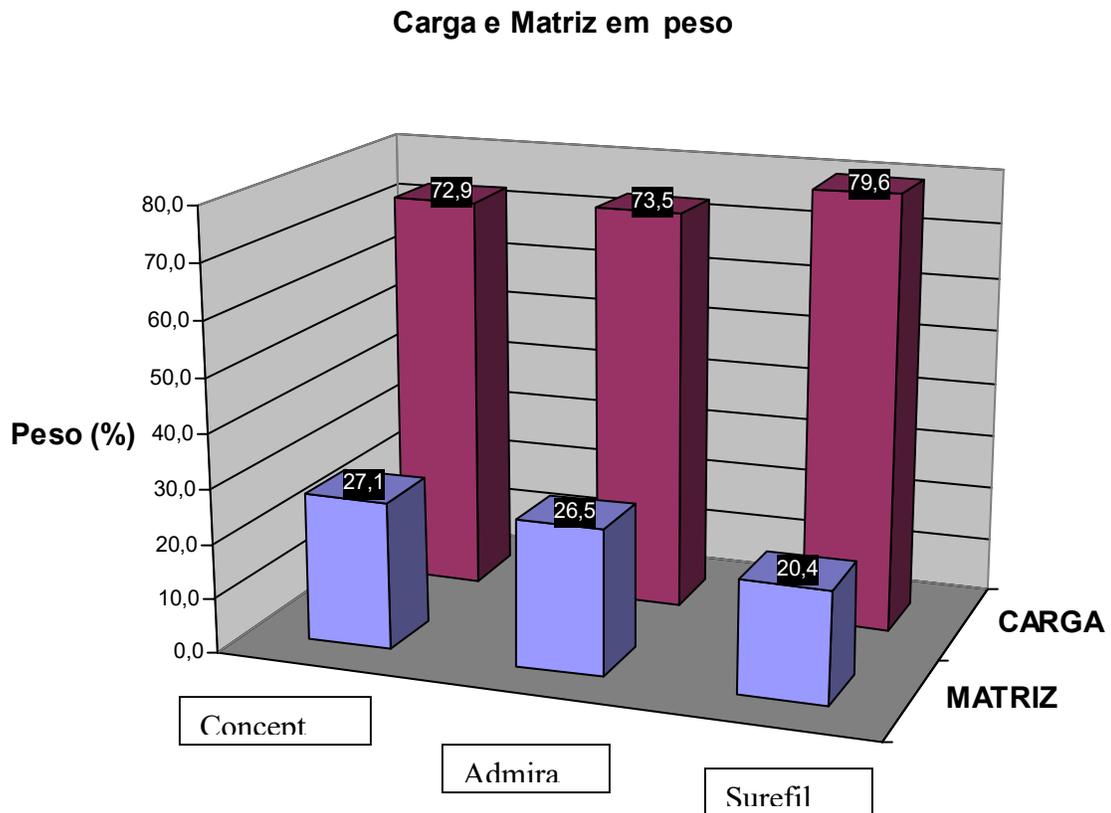
D = distância percorrida em cada ciclo

Para observação da superfície do material desgastado, os corpos de prova foram levados ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) marca ZEISS, modelo DSM940A. Antes os materiais foram metalizados com ouro e colados a uma placa metálica com cola de prata, para estabelecer o contato elétrico e permitir a visualização das superfícies dos CPs.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 CALCINAÇÃO

Para análise da quantidade de carga fez-se a calcinação dos materiais e foram obtidos os valores em peso de acordo com a metodologia descrita no item 3.1 do capítulo 3. Os resultados estão mostrados nos gráficos da figura 19. Verificamos que os materiais possuem maior quantidade de carga que de matriz.



**Figura 19:** Porcentagem em peso de carga e matriz dos compósitos. No topo da coluna valor do peso (%).

Analisando os dados do gráfico da figura 19, verificamos que o material que possui maior quantidade de carga é o compósito compactável (Surefil), sendo seguido do ormocer (Admira) e do compósito híbrido (Concept).

Na tabela 2 são mostrados os valores da porcentagem de carga em peso obtidos nesta tese e os fornecidos pelos fabricantes. Podemos notar que existe pequena variação entre os mesmo, e que a relação entre os materiais e a quantidade de carga continua a mesma.

**Tabela 2:** porcentagem de carga em peso, resultados obtidos nesta tese e dados fornecidos pelo fabricante

COMPÓSITOS	Porcentagem de carga em peso	
	RESULTADOS OBTIDOS	DADOS FORNECIDOS PELO FABRICANTE
COMPÓSITO HÍBRIDO (Concept)	72,9	77
ORMOCER (Admira)	73,5	78
COMPÓSITO COMPACTÁVEL (Surefil)	79,6	81

## 4.2 CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO

Como explicado no item materiais e métodos, após a realização dos ensaios com o LVDT, foram obtidos os valores de contração de polimerização em mm. Os valores médios e o desvio padrão obtido para os três compósitos testados nos diferentes polimerizadores para um tempo de 20 e 40 segundos estão listados na tabela 3.

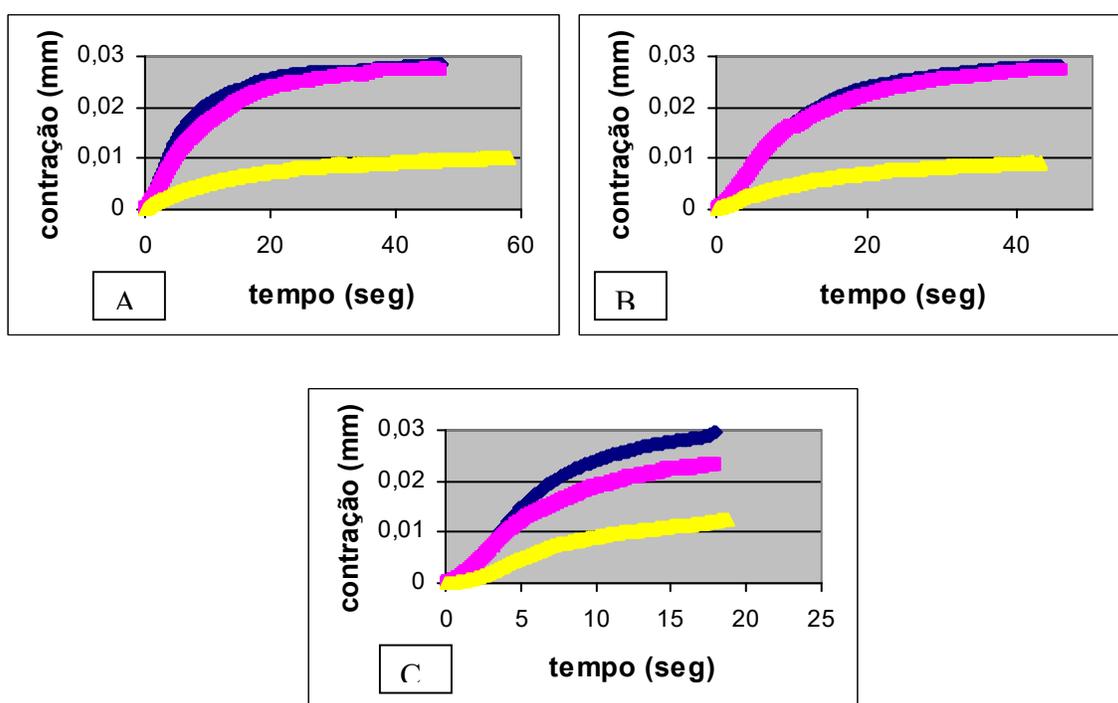
**Tabela 3** : valores de média de porcentagem de contração linear e desvio padrão dos materiais testados aos 20 e 40 segundos

	APARELHO FOTOPOLIMERIZADOR				
MATERIAL	ULTRALUX (luz halógena)		ULTRALED ( LED com sete diodos)		ULTRALED XP (LED com um diodo maior)
	20 seg	40 seg	20 seg	40 seg	20 seg
Compósito híbrido (concept)	1,15±0,19	1,35± 0,18	1,1 ± 0,14	1,35 ± 0,14	1,15 ±0,14
ORMOCER (admira)	1,25 ± 0,1	1,4 ± 0,14	1,2 ± 0,19	1,4 ± 0,19	1,45±0,14
Compósito compactável (surefil)	0,35± ,04	0,45 ± 0,04	0,35 ± 0,09	0,45 ± 0,04	0,5 ± 0,1

Os dados da tabela 3 mostram que o material que apresentou maior desvio padrão foi o Compósito compactável quando polimerizado com o Ultraled xp aos 20 segundos. O material com menor desvio padrão foi o ormocer quando polimerizado pelo aparelho de luz halógena aos 20 segundos. Embora isso não seja mostrado na tabela, observou-se

que até o tempo de três segundos os materiais possuíram desvio padrão de em média 50%. Isso pode estar relacionado a vários fatores, como por exemplo, o fato de ligar o aparelho fotopolimerizador e o LVDT ao mesmo tempo.

Com os dados obtidos durante os testes de contração foram montados gráficos de contração de polimerização em mm por tempo em segundos. Estes gráficos estão representados nas figuras 20 e 21.



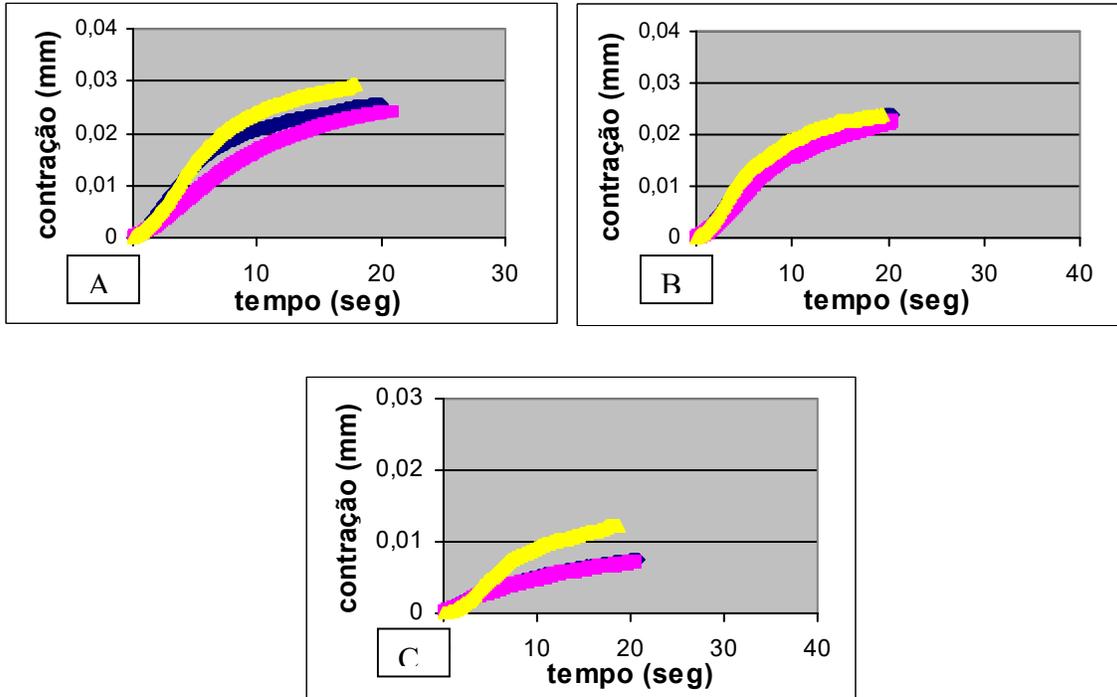
**Figura 20:** Gráficos de valores médios de contração promovidos pelos aparelhos fotopolimerizadores. Azul – Ormocer, rosa - Compósito híbrido, amarelo – Compósito compactável. A) Ultralux, B) Ultraled, C) Ultraled xp

Observa-se que o Compósito híbrido e o Ormocer possuíram valores de contração de polimerização semelhantes, independente do polimerizador utilizado. Somente quando estes materiais foram polimerizados com o aparelho Ultraled xp, uma diferença de valores de contração pode ser notada (Ormocer- 0,029mm e híbrido – 0,023mm). Porém, isto pode estar relacionado ao fato do Compósito híbrido (Concept) não ter a sua contração alterada com o uso do Ultraled xp como aconteceu com os outros materiais.

O compósito compactável apresentou valores menores de contração para os três fotopolimerizadores.

Os aparelhos Ultraled (sete diodos) e Ultralux (luz halógena) tiveram seu registro de tempo até em média 40 segundos. O aparelho Ultraled xp (um diodo maior) devido a um erro experimental só teve o seu tempo registrado até 20 segundos. Podemos perceber nos gráficos do Ultralux e do Ultraled que as curvas tendem a se estabilizar após os 30 segundos, nos fornecendo valores estáveis de contração após este tempo. Na tabela 3 temos os valores de porcentagem de contração linear e desvio padrão aos 40 segundos. Mostrando que os valores de contração aumentam com o tempo, sendo maiores aos 40 segundos.

Gráficos foram montados para ilustrar a ação de cada aparelho fotopolimerizador sobre cada um dos três compósitos estudados. Estes gráficos estão na figura 21, com tempo máximo de polimerização de 20 segundos.



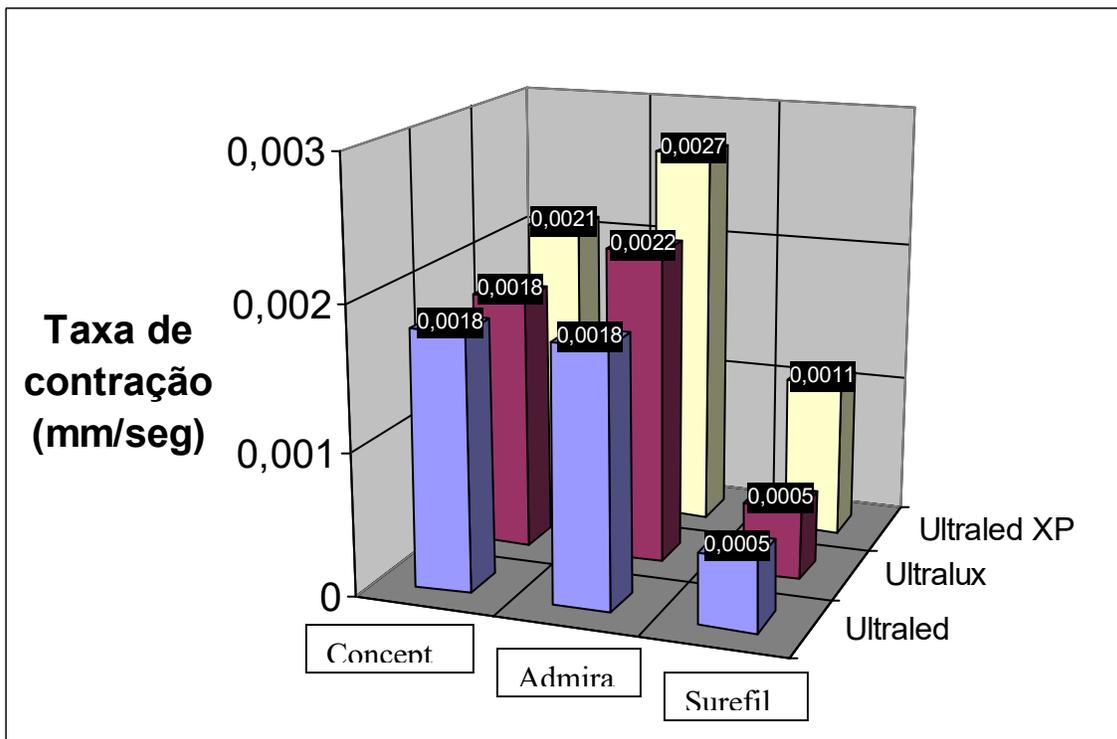
**Figura 21:** gráfico dos valores médio de contração. Amarelo – Ultraled xp, azul – Ultralux e rosa – Ultraled. A) Ormocer, B) Compósito híbrido, C) Compósito compactável.

Observando os gráficos da figura 21 podemos verificar que o aparelho de luz halógena Ultralux e o LED Ultraled promoveram valores semelhantes de contração em todos os materiais testados. O Ultraled xp promoveu maior contração que os outros aparelhos no compósito compactável e Ormocer. O compósito híbrido se mostrou menos sensível ao aumento de contração promovido pelo Ultraled xp nos outros materiais, sendo os valores de contração bem semelhantes para o aparelho de luz halógena e para os dois LEDs.

Foram feitas análises estatísticas dos dados através da tabela ANOVA e do teste T de Student e se verificou não existir diferença estatística em relação aos valores de contração dos aparelhos fotopolimerizadores de luz halógena e do LED de sete diodos. O Ultraled xp não apresentou diferença estatística para os outros aparelhos quando

polimerizou o Compósito híbrido. Porém, quando polimerizou o Ormocer e o compósito compactável essa diferença entre o Ultraled xp, o Ultraled e o Ultralux foi observada.

A taxa inicial de contração foi conseguida através da obtenção do coeficiente angular da porção linear da curva, definida entre zero e dez segundos, do gráfico contração/ tempo. Através da observação do gráfico da figura 22, podemos verificar que o material que possuiu menor taxa de contração foi o Compósito compactável (Surefil) quando polimerizado pelo LED e o que possuiu maior taxa de contração foi o Ormocer (Admira) polimerizado pelo aparelho Ultraled xp.



**Figura 22:** taxa de contração dos compósitos e aparelhos fotopolimerizadores. No topo da coluna, valor da taxa de contração aos 10 segundos.

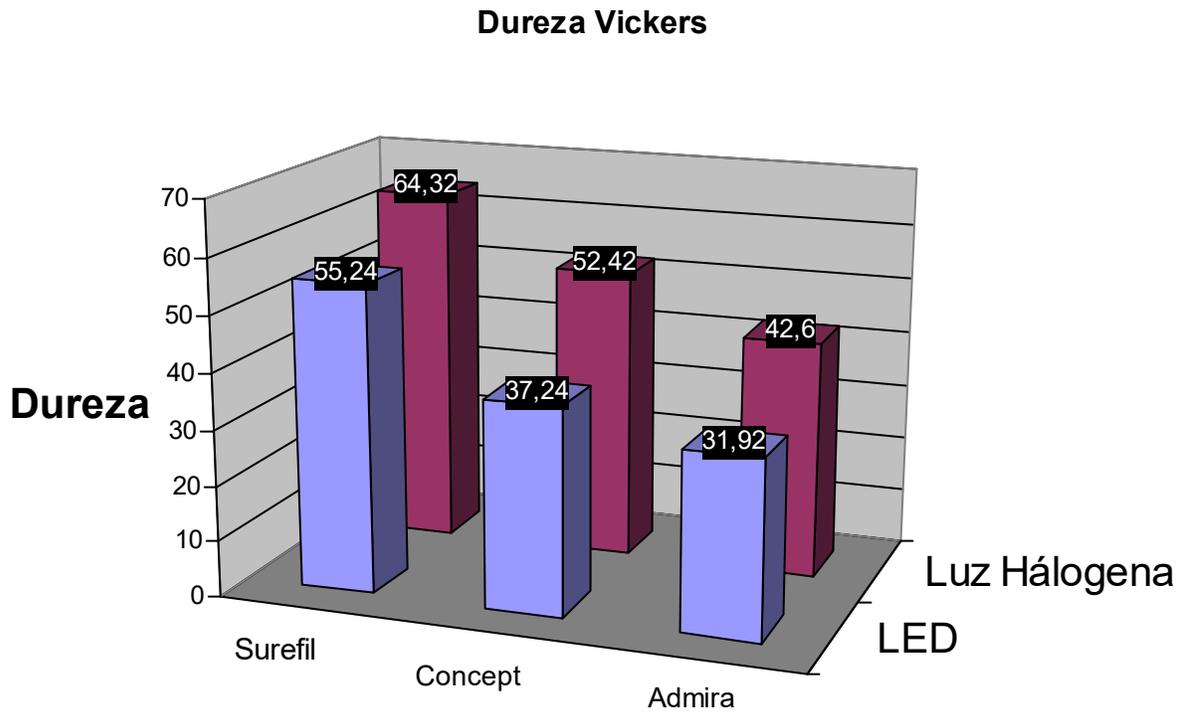
### 4.3 DUREZA

As medidas de microdureza foram feitas observando se as laterais das impressões estavam regulares e retas. Na tabela 5 estão listados os valores médios de dureza dos compósitos avaliados e aparelhos fotopolimerizadores.

**Tabela 4:** Dureza dos materiais resinoso e aparelhos fotopolimerizadores

MATERIAL	Aparelho fotopolimerizador		
	Luz Hálogena (ultralux)	LED (1 diodo) (ultraled xp)	LED (7 diodos) (ultraled)
Compósito compactável (Surefil)	64,32	64,22	55,24
Compósito híbrido (Concept)	51,63	52,22	38,08
Ormocer (Admira)	41,87	41,5	33,63

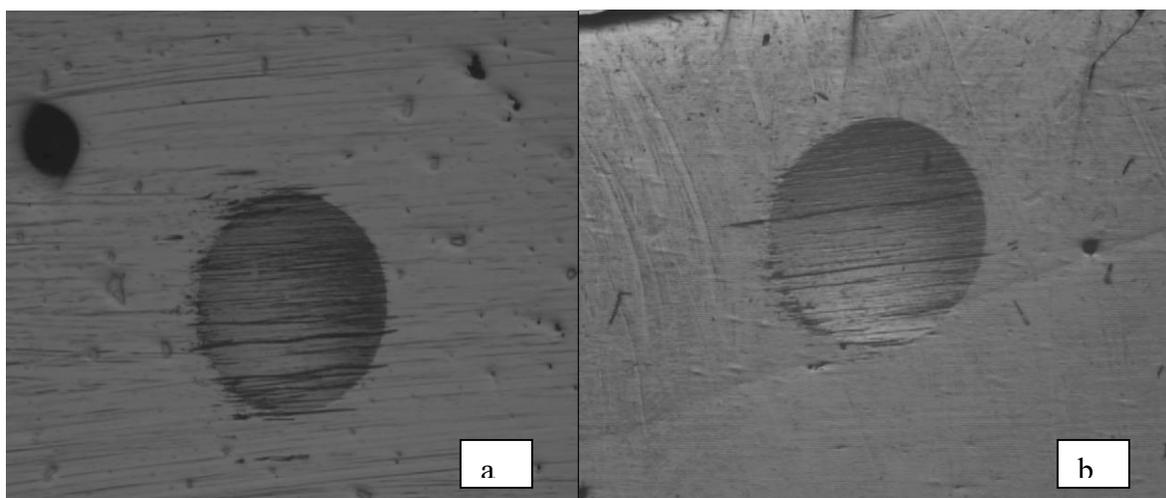
Após análise estatística dos valores de dureza obtidos, verificou-se que existe diferença estatística entre os aparelhos fotopolimerizadores e os materiais. O Ultraled promoveu em todos os materiais valores de dureza inferiores ao aparelho Ultralux e ao Ultraled xp. Não existiu diferença estatística entre o Ultralux e o Ultraled xp. O Compósito compactável apresentou maior dureza que o Compósito híbrido e o Ormocer, sendo este o material de menor dureza (figura 23).



**Figura 23:** gráfico de dureza vickers dos compósitos e aparelhos polimerizadores. No topo da coluna, valor médio de dureza.

#### 4.4 DESGASTE

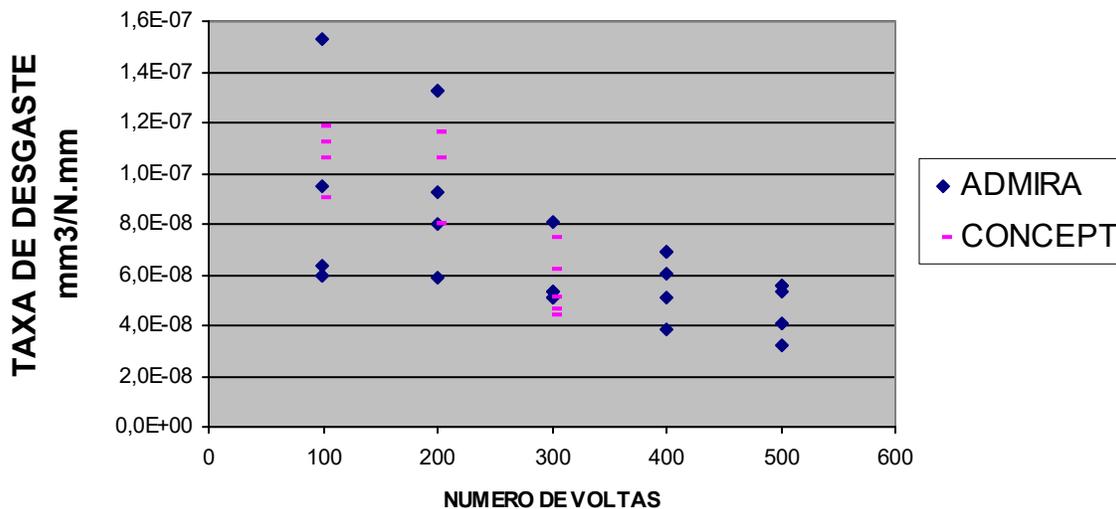
Inicialmente, os ensaios de desgaste foram realizados utilizando-se pasta de diamante (granulação  $1/4\mu\text{m}$  da marca Hiprez Five Star – Engris) como substância abrasiva e foram testados os materiais Concept (compósito híbrido) e Admira (ormocer). Após a realização dos ciclos as regiões desgastadas foram fotografadas em microscópio ótico para observação e medição das calotas formadas. Um exemplo da região desgastada pode ser observado na Figura 24 a e b que mostra a calota formada nos materiais devido ao contato pela esfera após 500 voltas. Além da calota, observa-se na imagem (a) a presença de vários pontos que podem ser associados à exposição das cargas, fato esse não observado para o Compósito híbrido (b).



**Figura 24:** Microscopia ótica da superfície dos compósitos a) Ormocer e b) Compósito híbrido após 500 voltas – aumento de 25 x

Como relatado na metodologia a partir da medida do diâmetro das calotas e conhecendo-se as dimensões da esfera do equipamento, chega-se ao valor da profundidade da calota, ao volume de material removido durante os ciclos e a taxa de desgaste.

Para avaliação da taxa de desgaste, utilizou-se ciclos de 100, 200, 300, 400 e 500 voltas para o Ormocer (Admira) e ciclos de 100, 200 e 300 voltas para o compósito híbrido (Concept). No Compósito híbrido só foram realizados ciclos até 300 voltas, pois percebemos uma grande dispersão dos dados e resolvemos alterar a metodologia para depois continuar os testes. Os resultados são mostrados no gráfico da figura 25.

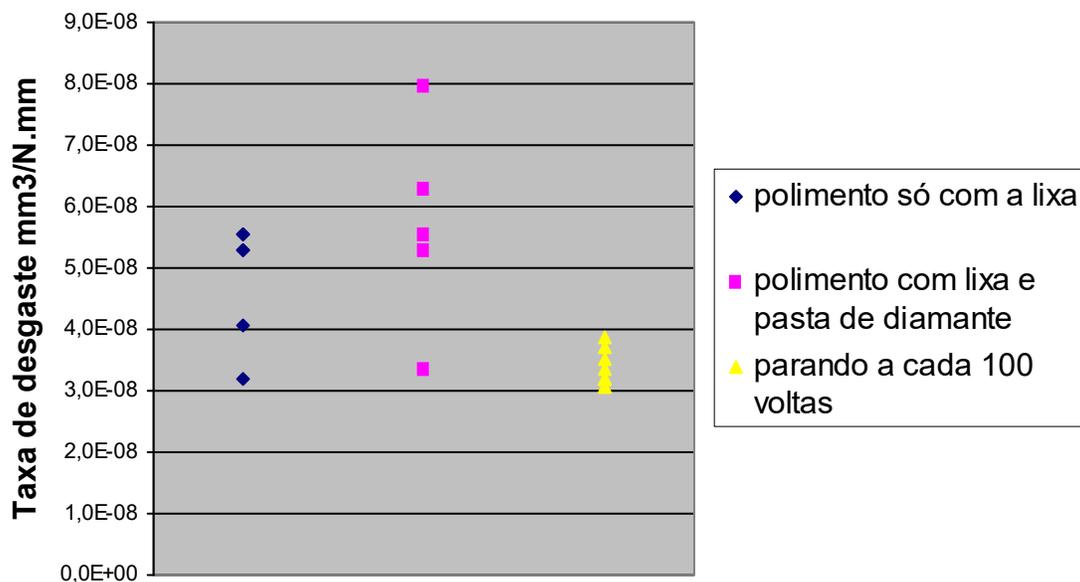


**Figura 25:** gráfico da taxa de desgaste ( $\text{mm}^3/\text{N}\cdot\text{mm}$ ) do Ormocer (Admira) e Compósito híbrido (Concept) utilizando como abrasivo a pasta de diamante.

Observa-se no gráfico da figura 25 uma grande dispersão dos valores de desgaste obtidos para cada número de voltas, além de um decaimento da taxa de desgaste com o

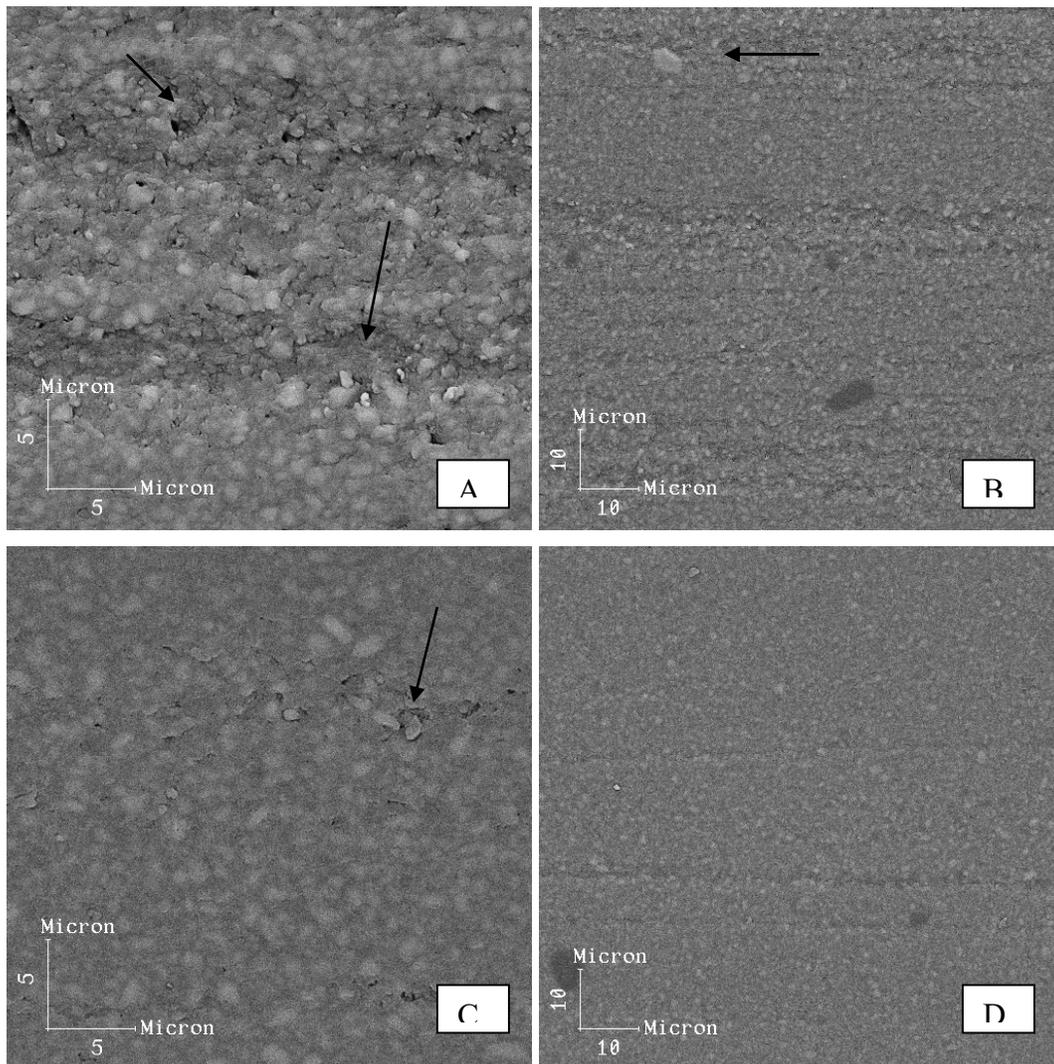
número de voltas, para ambos os materiais. Dois possíveis problemas na metodologia do teste foram detectados. O primeiro relacionado ao polimento que era realizado somente com lixas e o segundo relacionado à colocação da pasta abrasiva. Esta era colocada somente no início do teste, desta forma, corríamos o risco da pasta acabar antes do final do teste. Para tentar minimizar esta dispersão a metodologia de ensaio foi então alterada. Novos corpos de prova foram feitos e o polimento melhorado, utilizando-se, além das lixas descritas acima, pasta de diamante de granulação  $1\mu\text{m}$  e  $1/4\mu\text{m}$ . Além disso, passou-se então, a colocar a pasta abrasiva a cada 100 voltas.

Fizemos o teste com o Ormocer com os dois tipos de polimento sem parar para colocar mais pasta e depois com o Ormocer polido com a lixa associada ao pano de polimento e a pasta de diamante parando a cada 100 ciclos para colocar mais pasta durante 500 ciclos (figura 26).



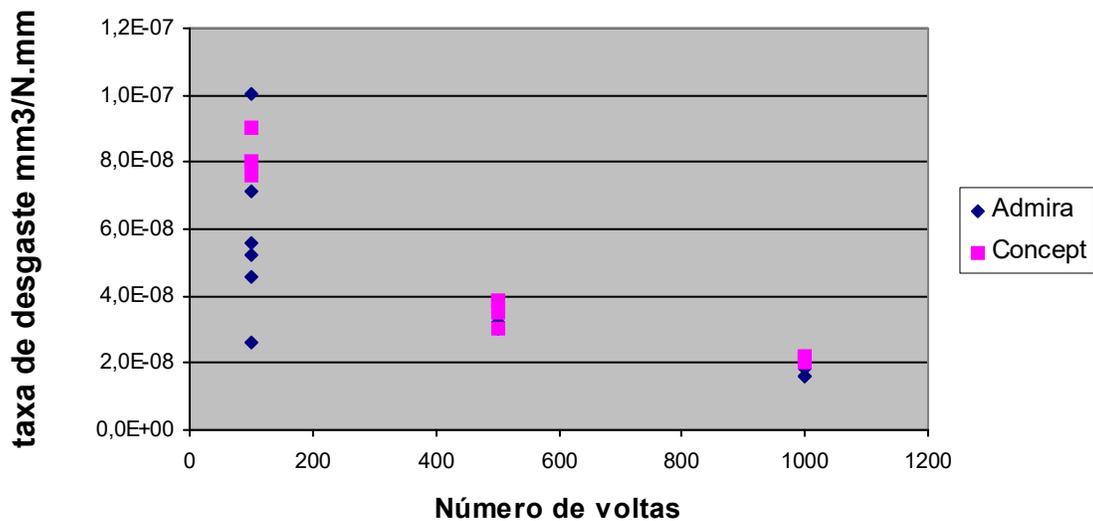
**Figura 26:** gráfico taxa de desgaste mm<sup>3</sup>/N.mm do Ormocer com ciclo de 500 voltas

Observando-se o gráfico da figura 26, pode-se notar que a diferença de polimento não alterou muito a dispersão dos dados. Porém, quando a pasta abrasiva era repostada a cada 100 voltas à dispersão dos valores diminuíram. Dessa forma, adotou-se essa metodologia para a continuação dos ensaios e foram feitas novas medidas com 100, 500 e 1000 ciclos utilizando-se o Ormocer e o Compósito híbrido. Na figura 27 pode-se observar a área desgastada destes compósitos após ciclo de 1000 voltas.



**Figura 27:** Fotomicrografias das áreas desgastadas dos compósitos. (A) Ormocer e (C) Compósito híbrido ambas aumento de 3000x, as setas indicam carga sem matriz e espaço deixado por cargas arrancadas. (B) Ormocer – a seta indica carga de maior tamanho e (D) Compósito híbrido – cargas mais regulares, aumento de 1000x.

Nas fotomicrografias da figura 27, podemos observar fatos que acontecem na área desgastada como pontos relativos à carga arrancada e carga com pouca matriz em volta. Além disto, verificamos pontos de carga maiores no Ormocer que no Compósito híbrido que se mostrou mais regular em todas as fotomicrografias realizadas.



**Figura 28:** gráfico da taxa de desgaste do Ormocer e Compósito híbrido com ciclos de 100, 500 e 1000 voltas e utilizando pasta de diamante.

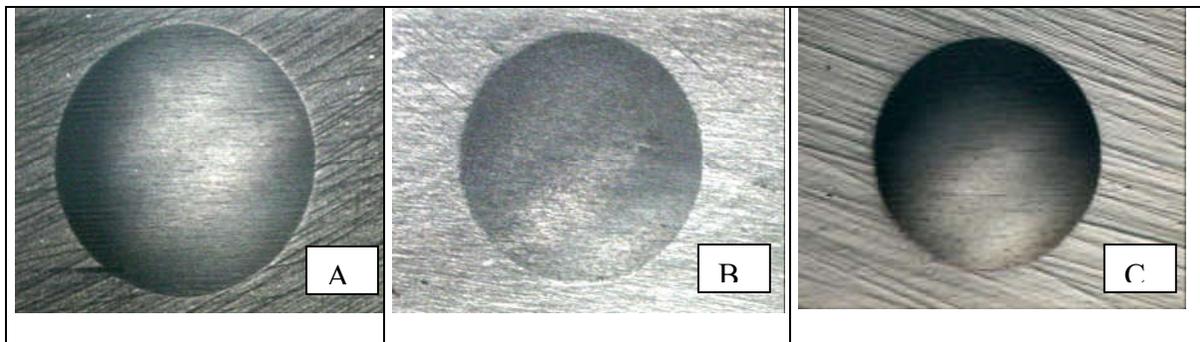
Podemos observar através do gráfico da figura 28 que para os ciclos de 100 voltas ainda tivemos dispersão e que esta diminuiu com o aumento dos ciclos.

A taxa de desgaste também diminuiu com o aumento do número de voltas. Esta diminuição da taxa de desgaste nos chamou a atenção por que pensávamos que quanto maior o esforço mecânico, maior seria o desgaste. Uma possível fonte de erro seria a

utilização da pasta de diamante como substância abrasiva, esta pasta era colocada sobre a esfera e não havia nenhuma limpeza durante todo o processo de desgaste. Para verificar este fato, a metodologia do teste de desgaste foi novamente alterada, como descrito anteriormente no item metodologia, e o desgaste passou a ser realizado utilizando-se dispersão aquosa de alumina.

No teste de desgaste realizado com a dispersão de alumina foram utilizados primeiramente o Ormocer e Compósito híbrido e ciclos com 100, 300, 500, 700 e 1000 voltas. Depois para verificar a influência da quantidade de carga no desgaste o teste foi realizado também com o Compósito compactável (Surefil) nos ciclos de 100, 500 e 1000 voltas.

Fotos foram feitas no microscópio ótico para iniciar o processo de medida do desgaste. Exemplos destas fotos estão na figura 29.



**Figura 29:** Microscopia ótica da superfície dos compósitos A) Surefil, B) Ormocer e C) Compósito híbrido após 500 voltas – aumento de 25 x.

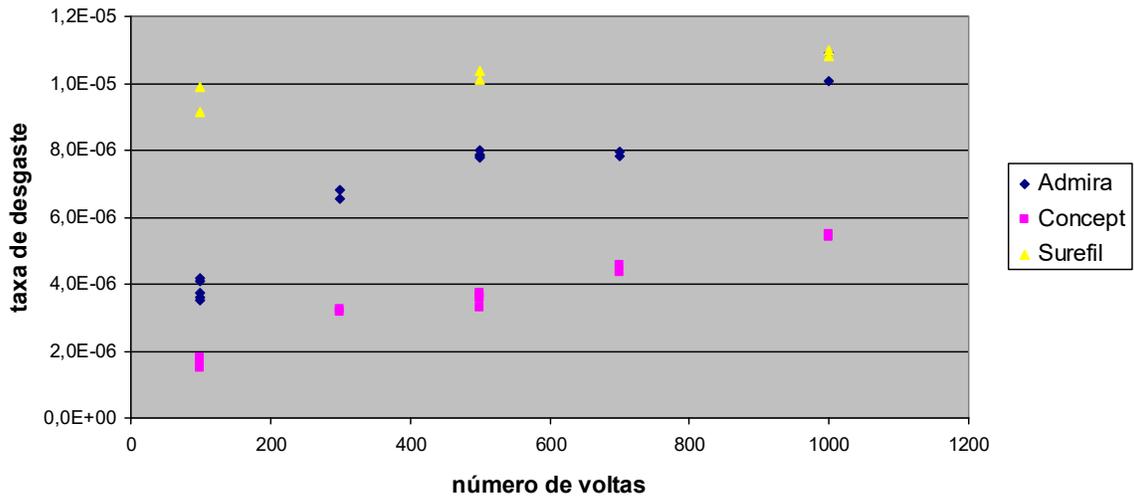
Podemos observar, através das fotografias da figuras 29 que o desgaste com a dispersão de alumina produziu crateras com bordas mais regulares do que as mostradas na figura 24 onde o desgaste foi realizado com a pasta de diamante. GEE et al (2003) verificaram que abrasivos mais granulosos provocam calotas com limites mais irregulares.

De acordo com os valores apresentados na tabela 5, podemos observar que o Compósito compactável apresentou um diâmetro maior na calota de desgaste que o do Ormocer e que o Compósito híbrido foi o que apresentou o menor valor de todos.

**Tabela 5** : Média e desvio padrão do diâmetro em mm da calota do material desgastado

	100 voltas	500 voltas	1000 voltas
Compósito híbrido (Concept)	1,4 (0,02)	2,6 (0,03)	3,51 (0,01)
Ormocer (Admira)	1,81 (0,03)	3,2 (0,01)	4,13 (0,06)
Compósito compactável (Surefil)	2,27 (0,03)	3,46 (0,03)	4,18 (0,01)

No gráfico da figura 30, pode-se perceber que a taxa de desgaste dos corpos de prova desgastados com a dispersão de alumina se mostrou crescente em relação ao aumento do número de voltas, diferente do desgaste feito com pasta de diamante que teve a taxa diminuindo com o aumento do número de voltas.



**Figura 30:** gráfico da taxa de desgaste ( $\text{mm}^3/\text{N}\cdot\text{mm}$ ) do Ormocer (Admira), Compósito híbrido (Concept) e do Compósito compactável (Surefil) nos ciclos de 100, 300, 500, 700 e 1000 voltas com dispersão de alumina.

Quando se obtém a taxa de desgaste, observa-se que, apesar do Compósito compactável apresentar maior diâmetro de calota, sua taxa de desgaste é praticamente constante com o número de voltas, ao contrário do Compósito híbrido e do Ormocer que apresentam um acentuado aumento da taxa durante toda a região ensaiada, como observado no gráfico da figura 30.

## 5 DISCUSSÃO

### 5.1 CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO

A contração de polimerização é um fenômeno comum a qualquer monômero ou pré-polímero, resultado da diminuição da distância intermolecular devido à formação de novas ligações químicas durante a reação de polimerização. Nos compósitos dentários a base de matriz polimérica, esse fenômeno também está presente e pode causar problemas diversos como discutido anteriormente. A composição desses materiais, bem como as características dos aparelhos utilizados para iniciar sua polimerização são importantes na determinação das propriedades dos compósitos, não só com relação à contração de polimerização, mas também desgaste e dureza.

Avaliando-se os materiais testados encontramos uma contração de polimerização maior para o Ormocer e para o Compósito híbrido e menor para o Compósito compactável (tabela 3), independente do tipo de aparelho fotopolimerizador utilizado. A contração semelhante entre o Compósito híbrido e o Ormocer nos chamou a atenção já que, de acordo com o fabricante (Admira, 2001) o ormocer (Admira) apresenta parte da matriz orgânica do material já pré-polimerizada. Desta forma, o material teria um menor número de ligações químicas possíveis o que deveria garantir uma menor contração. GARCIA et al (2002) afirmaram que as partículas pré-polimerizadas atuam como carga orgânica e reduzem a quantidade de monômeros disponíveis para a reação e assim reduzem também a contração. Porém, FREITAS (2004) verificou que o Compósito híbrido e o Ormocer possuem a sua matriz formada principalmente de BISGMA e de TEGDMA em menor quantidade. Observou que o Ormocer possui seis vezes mais TEGDMA na sua matriz que o Compósito híbrido e como este monômero tem maior mobilidade, favorece a formação de ligações cruzadas o que pode levar a uma contração maior. Este fato pode

ser uma explicação para a contração semelhante entre Compósito híbrido e o Ormocer. O fabricante nos informa que o valor de contração volumétrica do Ormocer é de 1,97%, neste trabalho obtivemos o resultado de contração linear de 1,4%.

Outros fatores da composição do material como quantidade e tamanho das cargas, tipo de monômero utilizado, grau de conversão dos monômeros e tipo e quantidade de monômeros diluentes também afetam a contração de polimerização (COBB, 2001; LOVELL et al, 1999; WALLS et al, 1988). Os compósitos utilizados nesta tese possuem a sua matriz a base de BISGMA, ficando a sua maior diferença relacionada à quantidade e tamanho da carga.

Após a calcinação dos compósitos verificamos que o material com maior quantidade de carga foi o compósito compactável (tabela 2) e que esta quantidade de carga teve relação direta com a contração, já que ele obteve também o menor valor de contração. O Compósito híbrido e Ormocer apresentaram valores próximos de quantidade de carga e contração, corroborando os resultados de ANUSAVICE (1998), COBB (2001) e LANG (2003), que afirmaram que a quantidade de carga pode diminuir a contração de polimerização dos materiais, visto que quem contrai é a matriz.

O tipo de aparelho utilizado na polimerização dos materiais também pode afetar suas propriedades. Fatores como o comprimento de onda, a intensidade e o tempo de exposição podem afetar a polimerização do compósito (FRANCO e LOPES, 2003). O comprimento de onda necessita ser da ordem de 450 a 500nm que é a faixa de absorção do fotoiniciador canforoquinona. Se a intensidade não for suficiente, menor o número de fótons emitidos e assim é menor a possibilidade destes fótons encontrarem as moléculas fotoiniciadoras e desencadear a reação de polimerização. Desta forma, quanto menos polimerizado está o material, menos as cadeias vão se aproximar e menor será a contração. Se o tempo de exposição à luz for pequeno, poucas moléculas de canforoquinona serão ativadas e da mesma forma a polimerização será inadequada e os

valores de contração serão inferiores. KURACHI (2000) afirmou que se pode compensar uma baixa intensidade com um aumento do tempo de irradiação. NAGEM FILHO (1999) afirmou que a intensidade mínima que um aparelho deve ter é de 400 mW/cm<sup>2</sup>.

Os aparelhos polimerizadores utilizados neste trabalho foram o de luz halógena: Ultralux com 350 a 500 mw/cm<sup>2</sup> de intensidade e os LEDs: o Ultraled com 80 a 120 mw/cm<sup>2</sup> e o Ultraled xp com 350 a 500 mw/cm<sup>2</sup>. Estes valores de intensidade foram fornecidos pelo fabricante e no caso do Ultralux e Ultraled são os mesmos encontrados na literatura. Já o Ultraled xp como foi lançado há pouco tempo no mercado, não encontramos referência na literatura. O comprimento de onda dos três aparelhos é da ordem de 450 a 500 nm e apesar dos aparelhos terem sido utilizados em tempos diferentes, quando os valores de contração de polimerização foram comparados se determinou o mesmo tempo para os três.

Quando realizamos o teste com o Ultraled xp (aparelho com um diodo maior) este promoveu nos compósitos valores de contração de polimerização maior que o Ultraled (aparelho com sete diodos pequenos) e o Ultralux (luz halógena). Sendo que, os valores de contração entre estes últimos foram semelhantes (tabela 3).

Entre o Ultraled e o Ultraled xp esta diferença de contração promovida nos compósitos pode estar relacionada à diferença de intensidade encontrada entre os aparelhos. Já os aparelhos Ultralux e Ultraled não apresentaram diferença estatística entre os valores de contração de polimerização em nenhum dos três materiais testados, indicando que a diferença de intensidade, encontrada nestes aparelhos não afetou o valor da contração de polimerização.

HOFMANN et al (2002) relataram que como os aparelhos de luz halógena produzem calor durante a polimerização, isto poderia provocar uma expansão térmica no material que compensaria parte da sua contração. Este fato parece nos explicar por que neste trabalho, apesar dos aparelhos possuírem intensidades diferentes, foram

observados valores de contração semelhantes. Se observarmos os valores de contração em tempos diferentes, podemos perceber que em tempos menores, quando o aparelho ainda não esquentou, existe uma pequena diferença entre o Ultralux e o Ultraled.

Como já foi citado o Ultraled xp possui maior contração que o Ultralux, apesar dos dois possuírem a mesma intensidade. Uma hipótese para esta diferença de contração também pode estar relacionada à emissão de calor. Segundo o fabricante o Ultraled xp libera 5° C contra 10 a 15°C do Ultralux. Desta forma, o Ultralux promoveria uma expansão térmica maior no material que o Ultraled xp. Esta diferença de valores de contração de polimerização, não foi observada no Compósito híbrido. Novas pesquisas se fazem necessárias, para se entender, por que o Compósito híbrido possuiu este comportamento durante a polimerização.

Observamos que os valores de contração dos compósitos aumentaram com o tempo em média até 40 segundos, permanecendo estáveis após este tempo. Alguns fabricantes recomendam a polimerização destes materiais durante 20 segundos o que para nós é insuficiente já que a contração continua aumentando até 40 segundos, indicando que a polimerização não foi completa.

Os valores de contração de polimerização neste trabalho foram avaliados durante a emissão de luz do aparelho fotopolimerizador, nos fornecendo valores de contração inicial. Segundo CARVALHO JUNIOR (2002) estes valores podem aumentar nas horas seguintes. Ele analisou a contração de polimerização inicial e após 168 horas de 29 materiais resinosos e verificou haver um aumento entre os valores iniciais e finais. Esta informação nos mostra a necessidade de novas pesquisas avaliando a contração de polimerização dos materiais estudados nesta tese, por mais tempo.

Os valores de contração de polimerização podem ser um indicativo de que um material polimerizou mais do que o outro, já que a contração ocorre através da diminuição da distância intermolecular decorrente da polimerização. Partindo deste raciocínio o

compósito compactável Surefil como possuiu menor valor de contração, poderia ter polimerizado menos que os outros materiais. Porém, como o Surefil apresentou maior valor de dureza nesta tese e melhores propriedades mecânicas que os outros materiais quando testado por MAGALHÃES FILHO (2004), acreditamos que a sua menor contração esteja relacionada a maior quantidade de carga e não polimerização insuficiente.

A taxa de contração é um dado importante, pois quanto maior a taxa de contração, mais rápido o material contrai e quando isto acontece ele passa do estado viscoso para o rígido rapidamente o que gera um aumento das tensões de contração (DAVIDSON e DE GEE, 1984, UNTERBRINK e MUESSNER, 1995). Com tensões de contração altas, o adesivo dentinário utilizado em associação ao compósito, pode falhar e ocorrer um espaço dente – restauração que pode levar a microinfiltração (SANTOS JUNIOR, 2000) ou esta tensão pode forçar a parede do dente promovendo fraturas. Desta forma, o material deveria ter uma pequena taxa de contração. Observamos que o material que possuiu maior taxa de contração foi o Ormocer (Admira) quando polimerizado pelo Ultraled xp e a menor taxa de contração foi o Compósito compactável (Surefil) quando polimerizado pelo Ultraled e pelo Ultralux.

## **5.2 DUREZA**

### **5.2.1 Efeito da Carga**

Os materiais utilizados neste trabalho apresentaram valores de dureza com diferença estatística significativa entre si. O material Surefil (compósito compactável) possuiu maior dureza que os outros materiais, independente do tipo de fotopolimerizador utilizado (tabela 5). Apresentou também maior quantidade de carga. O Concept (compósito híbrido) apresentou maior dureza que o Admira (ormocer), embora ambos possuam semelhante quantidade de carga.

MAGALHÃES FILHO (2004) comparou a dureza do ormocer (Admira), do compósito híbrido (TPH) e do condensável (Surefil) obtendo resultados semelhantes aos desta tese. Relatou que como o híbrido e o ormocer possuem quantidade de carga semelhante, a diferença de dureza pode ser explicada pela diferença de composição da matriz entre os dois materiais. A polimerização da matriz do Ormocer Admira pode ser dificultada por causa da menor mobilidade das cadeias, devido à pré-polimerização e como o material não ficaria completamente polimerizado possuiria menor dureza.

CORDOVA A. et al (2000) relataram que a maior dureza encontrada em materiais com grande quantidade de carga, pode estar relacionado ao fato das cargas ocuparem grande área da superfície e desta forma os testes revelarem mais a dureza da carga que da matriz.

### **5.2.2 Efeito do aparelho fotopolimerizador**

Os aparelhos fotopolimerizadores tipo LED são relativamente novos no mercado. De acordo com CHAIN (2004), o primeiro LED azul foi desenvolvido por NAKAMURA em 1993 e apenas recentemente foram aprimorados para serem utilizados como fotopolimerizadores. Eles vêm substituindo os tradicionais aparelhos de luz halógena devido a sua maior durabilidade. Vários trabalhos vêm sendo realizados no sentido de se verificar a eficiência dos LEDs, dentre os quais, ensaios de dureza têm sido bastante utilizados em virtude da simplicidade do teste (KURACHI, 2000; DUNN, 2002; MILLS et al, 2002; UHL et al, 2004).

A intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores influencia as propriedades mecânicas dos compósitos. MARTINS (2002) e MENEZES e MUENCH (1988) verificaram que quanto maior a intensidade dos aparelhos, maior a dureza produzida nos compósitos.

Avaliamos a dureza dos compósitos polimerizados por três aparelhos fotopolimerizadores. Os maiores valores de dureza aconteceram quando os materiais foram polimerizados pelo Ultralux e pelo Ultraled Xp e os menores valores de dureza pelo Ultraled. Estes valores de dureza tiveram relação direta com a intensidade dos aparelhos, já que os aparelhos Ultralux e Ultraled xp possuem também as maiores intensidades. Resultados similares foram obtidos por DUNN e BUSH (2002) que também testaram um aparelho de luz halógena e um LED de sete diodos e encontraram valores de dureza menor promovida pelo LED.

Como a tecnologia do LED com um único diodo maior é muito recente encontramos na literatura um autor UHL et al (2004) que testou um protótipo deste LED comparando ao de luz halógena e achou resultado semelhante ao desta tese com valores de dureza sem diferença estatística entre os dois aparelhos.

Os resultados de dureza e contração de polimerização podem possuir relação direta. Quanto maior a intensidade, mais o aparelho consegue polimerizar o material, maior será a sua contração e maior também a sua dureza. Quando observamos os valores de contração e dureza obtidos para os aparelhos estudados nesta tese, verificamos que os aparelhos com maior intensidade, o Ultralux e Ultraled xp resultaram em materiais com maiores valores de dureza e contração que o Ultraled. Entre o Ultraled xp e o Ultralux não encontramos diferença estatística nos valores de dureza e sim nos valores de contração, que como foi citado anteriormente, pode estar relacionado à emissão de calor pelos aparelhos.

### **5.3 DESGASTE**

O desgaste é um processo complexo que está relacionado a muitos fatores. Na odontologia este desgaste está relacionado a processos físicos, químicos, biológicos e mecânicos entre a cavidade oral de cada paciente e a composição do material utilizado (DAHL e OILO, 1994).

NAGARAJAN et al (2004) verificaram que a quantidade de carga presente na composição do material pode interferir no desgaste. Acharam maior desgaste para o compósito que possuía maior quantidade de carga.

Nesta tese quando comparamos os materiais desgastados utilizando dispersão de alumina como abrasivo, verificamos que o material que continha maior quantidade de carga, o compósito compactável Surefil, foi o que apresentou maior desgaste. Porém, o Compósito híbrido e Ormocer que possuem quantidades de carga bem parecidas sofreram desgaste diferente, sendo que o Ormocer desgastou mais que o Compósito híbrido ( tabela 6).

ZANTNER et al (2004) verificaram que compósitos com menor tamanho de partícula desgastam menos do que compósitos com partículas maiores. Relata que uma das hipóteses para isto é que o espaço interpartículas poderia influenciar o comportamento do desgaste dos compósitos, por que partículas pequenas são mais envolvidas pela matriz na superfície e como conseqüência elas não serão tão facilmente arrancadas da matriz como as grandes. Com o espaçamento interpartícula menor, a matriz macia é protegida durante o desgaste. Além disto, o número de micro contatos entre as partículas de carga e o antagonista influenciam o mecanismo de desgaste. Quanto menor a partícula, menor será a força em cada partícula individualmente. Dependendo do número de partículas a força é distribuída mais homogeneamente entre as partículas.

Este fato parece explicar a diferença de desgaste existente entre o Ormocer e o Compósito híbrido no teste de desgaste feito com a dispersão de alumina. De acordo com os fabricantes, as partículas do compósito híbrido (Concept) possuem tamanho médio de 0,4 $\mu$ m, menores do que as do ormocer (Admira) com tamanho médio de 0,7 $\mu$ m.

Quando o desgaste foi realizado com a pasta de diamante encontramos uma dispersão muito grande nos valores de taxa de desgaste do material Ormocer no ciclo de 100 voltas. Conforme aumentamos estes ciclos, a dispersão diminuiu e os valores de taxa de desgaste do Compósito híbrido e do Ormocer não tiveram diferença estatística (figura 27). Uma hipótese para se explicar por que o Compósito híbrido e Ormocer tiveram diferença de desgaste no teste com a alumina e não no teste com a pasta de diamante pode ser o fato de que esta diferença só aconteça quando o material já sofreu um determinado valor de desgaste. Os valores de taxa de desgaste encontrados no teste com a dispersão de alumina foram bem maiores que com a pasta de diamante, assim, pode ser que a diferença entre os materiais só apareça acima de um determinado valor.

COPELLO (2003) comparou dois compósitos, fez o teste com ciclos de 30 até 500 voltas e só encontrou diferença entre os materiais no ciclo de 500 voltas. Afirmou que um dos motivos para este fato seria que os materiais só apresentam diferença para ciclos longos.

TAGTEKIN et al (2004) avaliou o desgaste do Ormocer e de um compósito híbrido (Amelogen), com um sistema que envolvia uma esfera de alumina e o compósito testado sem abrasivo. Não encontrou diferença entre o desgaste dos dois materiais.

A maior taxa de desgaste com a dispersão de alumina talvez possa ser explicada pelo fato de que, mesmo tentando se controlar a quantidade de alumina gotejada ao mínimo, utilizamos uma grande quantidade de abrasivo. Apesar da pasta de diamante possuir dureza maior e nos levar a pensar que pudesse provocar maior desgaste, a quantidade da dispersão de alumina utilizada foi muito maior, provocando assim um aumento maior desta taxa.

GEE et al verificaram que dependendo do tamanho, concentração e formato das partículas do abrasivo podemos ter alterações no processo de desgaste. Desta forma, como trabalhamos nesta tese com dois abrasivos bem diferentes, resultados diferentes podem ser esperados.

Quando correlacionamos os resultados de desgaste com os de dureza não achamos relação entre os mesmos. O compósito compactável Surefil que apresentou maior valor de dureza, foi o que obteve também maior desgaste. Porém, o ormocer Admira possuiu menor dureza que o compósito híbrido Concept e maior desgaste.

WILLEMS et al (1992) também não encontraram relação entre o desgaste e a dureza.

Um fator que pode alterar o desgaste sofrido pelos materiais restauradores é o polimento feito imediatamente após a confecção da restauração. Os instrumentos rotatórios utilizados em odontologia para polimento, geram ranhuras que tornam o

material menos resistente ao desgaste. RATANAPRIDAKUL (1989) testaram o desgaste de um material com polimento e outro sem polimento. Acharam valores de desgaste maior para o material que recebeu polimento ( $140\mu\text{m}$ ) do que para o material sem polimento ( $80\mu\text{m}$ ).

Nesta tese foi feito o desgaste com dois tipos de polimento, um utilizando lixas de granulação 100, 400, 600 e 1200 e depois utilizando lixa de granulação 600 e 1200 associada à pasta de diamante e ao disco de feltro. Não observamos diferença entre os dois polimentos como mostrado no gráfico da figura 26.

Neste trabalho, quando o desgaste foi realizado utilizando-se a pasta de diamante, obteve-se uma diminuição da taxa de desgaste quando os ciclos aumentaram de 100 para 1000 voltas tanto no ormocer quanto no compósito híbrido. Comportamento similar foi observado por LEINFELDER (1986), JOHNSON (1992) e BOKSMAN et al (1986) que verificaram em seus testes de desgaste que a taxa de desgaste diminui com o tempo. BOSKMAN et al (1986) avaliaram clinicamente um compósito após três anos de uso. No primeiro ano o desgaste foi de  $57\mu\text{m}$ , no segundo ano de  $47\mu\text{m}$  e no terceiro ano de  $31\mu\text{m}$ .

COPELLO (2003) utilizando a mesma metodologia que a desta tese, avaliou dois compósitos para uso indireto em restaurações dentárias. Verificou que a taxa de desgaste possuiu uma tendência de diminuir e se estabilizar. Informou que este resultado pode ter relação com o fato de que a limpeza dos corpos de prova só acontece no final do processo e que os fragmentos e partículas arrancadas durante o processo de desgaste ficariam na superfície do material, alterando a dinâmica do processo e dando ao sistema mais resistência ao desgaste. Disse ainda haver necessidade de outros testes em que não houvesse acúmulo de resíduos.

Desta forma, fizemos o teste com a dispersão de alumina que era gotejada durante todo o processo sobre a esfera metálica e o material resinoso, não deixando em nenhum momento que a esfera deslizesse sobre o material sem o abrasivo e promovendo uma limpeza contínua da superfície, pela própria dispersão aquosa de alumina. Os resultados encontrados com este sistema nos mostraram um aumento da taxa de desgaste de acordo com os ciclos (figura 29).

CARDOSO (1994) encontrou em seu trabalho um aumento do desgaste conforme o aumento do número de ciclos em todos os materiais testados. Afirmou que à medida que o material vai sendo submetido ao estresse mecânico, o desgaste vai aumentando. NAGARAJAN et al (2004) após o seu teste de desgaste observaram a área desgastada no MEV e por espectroscopia no infravermelho (FTIR) e analisaram a água onde aconteceu o processo de desgaste. Concluíram que o desgaste dos compósitos ocorre por um processo complexo que envolve reações triboquímicas entre as partículas de carga e a água, formando filmes superficiais contendo uma mistura de fragmentos de carga e produtos da reação.

Este fato pode nos indicar um dos motivos pelos quais os resultados do teste com a pasta de diamante e dispersão de alumina tiveram resultados divergentes. Além das reações entre a pasta de diamante e a dispersão de alumina com o material testado serem diferentes, a alumina foi utilizada em uma dispersão aquosa que promovia limpeza constante da amostra.

O mecanismo de desgaste é muito complexo e multifatorial (WILLEMS et al, 1992). Este fato torna muito difícil o seu estudo e a determinação de um teste que sirva como norma, principalmente para os materiais como os desta tese que serão utilizados em um ambiente com tantas alterações, como a cavidade oral.

Segundo LEINFELDER e SUZUKI (2000) os testes clínicos são dispendiosos e demoram muito tempo para serem realizados. Os compósitos mudam rapidamente e os

testes *in vivo* não conseguem acompanhar esta evolução, daí a importância dos testes *in vitro*. Afirmaram que os testes *in vitro* devem ser tri-corpóreos, pois o que acontece na cavidade oral é através deste mecanismo. Afirmou ainda, que o teste *in vitro* feito por ele durante 400.000 ciclos com carga de 75 Newtons e utilizando uma solução aquosa de pérolas de PMMA possuiu os mesmos valores de desgaste do teste *in vivo* realizado por ele durante três anos.

Nesta tese utilizamos o mecanismo tri-corpóreo envolvendo uma esfera metálica, o material a ser testado e uma pasta de diamante ou dispersão de alumina. Como encontramos resultados diferentes entre as duas substâncias abrasivas empregadas, achamos que os resultados dos testes de desgaste não devem ser comparados entre si.

RATLEDGE et (1994) al e MAGNE et al (1999) concordam com esta afirmação, dizendo que como existem muitos testes na literatura com metodologias completamente diferentes fica difícil à comparação entre eles.

Outras pesquisas se tornam necessárias na procura de um teste que reproduza o mecanismo de desgaste para que os testes possam ser normatizados e exista maior fidelidade nas pesquisas.

## 6 CONCLUSÕES

- Após a calcinação verificou-se que o material que possuía maior quantidade de carga foi o Compósito compactável (Surefil) seguido peloOrmocer (Admira) e pelo Compósito híbrido (Concept).
- O Compósito compactável possuiu menor contração de polimerização que o Compósito híbrido e Ormocer, que apresentaram valores semelhantes de contração.
- Dentre os aparelhos fotopolimerizadores o Ultraled xp (um único diodo) promoveu maior contração de polimerização que o Ultralux (luz halógena) e o Ultraled (sete diodos pequenos). Porém, no Compósito híbrido estes três aparelhos produziram valores similares de contração.
- A dureza do Compósito compactável foi maior que o híbrido, que apresentou maior dureza que o Ormocer.
- Os aparelhos Ultralux e Ultraled xp promoveram nos compósitos valores de dureza semelhantes entre si e maiores que o Ultraled.
- Os testes de desgaste com soluções abrasivas diferentes possuíram valores de taxa de desgaste diferente. A taxa de desgaste foi crescente para o teste feito com a dispersão de alumina e decrescente quando feito com a pasta de diamante.
- No teste de desgaste realizado com a dispersão de alumina o Compósito compactável sofreu maior desgaste que o Ormocer que desgastou mais que o Compósito híbrido.

## 7 REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

- ADA COUNCIL ON DENTAL BENEFIT PROGRAMS “Statement on posterior resin-based composites” *J. Amer. Dent. Ass.*, v.129, Nov. 1998.
- ADMIRA A. FILLING SYSTEM BASED ON ORMOCER. Research & Development, VOCO, 2001.
- AMERICAN NATIONAL STANDARD/ AMERICAN DENTAL ASSOCIATION, *ANSI/ADA specification n°27: Resin-based filling materials.*, Chicago, 1993.
- AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. “Council on dental materials, instruments and equipment. Obstacles to the development of a standard for posterior composite resins”. *J. Amer. Dent. Ass.* V.118, n.5, pp.649-651, maio/1989.
- ALSTER, DARJA et al. “ Polymerization contraction stress in thi resin composite layers as a function of layer thickness”. *Dent Mater.* V. 13, pp. 146-150, maio/1997.
- ANUSAVICE, KENNETH J. *Phillips – Materiais Dentários*. Editora Guanabara Koogan, 10 ed., 1998.
- ASMUSSEM,E.,PEUTZFELDT, A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials*,v.14, pp.51-56, 1998.
- BIANCHI, ANA RITA RODRIGUES; et al.”Desenvolvimento de uma metodologia para avaliação do desgaste abrasivo de resinas compostas” *RPG Revista da pós-graduação.* v.6, n.4, pp.338-345, out/dez 1999.
- BOKSMAN, L. et al. “A visible light-cured posterior composite resin: results of 3-year evaluation”. *J. Amer. Dent. Ass.* v.112, n. 5, pp.627-631, maio 1986.

- BOWEN,R.L. “Use of epoxy resins in restorative materials”, *J. Dent.Res*, n.35, pp.360-369, 1956.
- BUSATO, A. L. S. Et al. *Dentística - Restaurações em dentes posteriores*. Editora Artes Médicas, 1996.
- BUSHAN, B.; GUPTA, B.R.”*Handbook of Tribology – Materials, coatings and surface treatments*”. Krieger Publishing Company Malabar, FLA, 1997.
- CANDIDO, MARIA SALETE et al. “Resina composta posterior: análise da adaptação marginal cervical”. *Revista Odont. UNESP*. v. 26, n.1, pp.43-57, jan/jun 1997.
- CARDOSO, PAULO EDUARDO CAPEL.*Avaliação do desgaste, rugosidade e microestrutura de resinas compostas em função de ciclagem mecânica e fonte fotoativadora*.Tese de D.Sc. Faculdade de Odontologia/USP, São Paulo, Brasil, 1994.
- CARREIRA, ARTUR JOSÉ; VIEIRA, DIRCEU.”Profundidade de polimerização e grau de pigmentação de uma resina composta”. *The journal of Dental American Association*. v.5, n.1, pp.58-63, jan/fev 2002.
- CARDOSO, PAULO EDUARDO CAPEL. *Avaliação do desgaste, rugosidade e microestrutura de resinas compostas em função de ciclagem mecânica e fonte ativadora*. Tese de DSC., USP, São Paulo, 1994.
- CARVALHO JUNIOR, OSCAR BARREIROS. *Avaliação in vitro da dureza superficial, da contração de polimerização e da rugosidade de 29 resinas compostas*. Tese de D.sc., USP, São Paulo, 2002.
- CARVALHO, R. M. et al. “A review of polymerization contraction : the influence of Stress development versus stress relief”. *Operative Dentistry*.v. 21, pp.17-24, 1996.

- CHAIN, M. C.; REBELATTO, C. “LEDS em odontologia: Uma nova alternativa”. [www.dentalgaucho.com.br](http://www.dentalgaucho.com.br). Abril, 2004.
- CHRISTENSEN, GORDON J. “Curing restorative resin: a significant controversy”. *The journal of Dental American Association*. V.131, pp. 1067-1069, jul/2000.
- COBB, DEBORAH S. et al. ”As propriedades físicas das resinas compostas posteriores compactáveis e convencionais: uma comparação”. *The journal of Dental American Association*. v.4, n.1, pp. 13-18, jan/fev 2001.
- COELHO SANTOS, M.J. M.; SOUZA JUNIOR, M. H.S.; MONDELLI, R. F. L. “Novos conceitos relacionados a fotopolimerização das resinas compostas”. *Jornal Brasileiro de Dentística*. V.1, n.1, p.14-21, jan/mar. 2002.
- CONDON, J. R.; FERRACANE, J. L. “Reduction of composite contact stress through non-bonded microfiller particles”. *Dent. Mater*. V.14, pp.256-260, jul. 1998.
- COOK, W. D.; FORREST, M.; GOODWIN, A. A. “ A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites”. *Dental Materials*. v.15, pp.447-449, 1999.
- COPELLO, REGINA CÉLIA TRÉS. “Análise comparativa das propriedades mecânicas de dois compósitos para uso indireto em restaurações dentárias”. Tese de MSc. COPPE – UFRJ, Rio de Janeiro, 2003.
- CORDOVA A., CHRISTIAN et al. “Análisis comparativo in vitro entre uma resina compuesta condensable, una convencional y una aleacion para amalgama”. *Ver. Fac. Odon. Univ. de Chile*. v.18, n.1, pp.30-41, 2000.
- DAHL, B. L.; OILO, G. “In vitro wear ranking of some restorative materials”. *Quintessence International*. v.25, n.8, pp. 561-565, 1994.

- DAVIDSON, C. L. "Handling of mechanical stress in composite restorations". *Dent Update*. v. 25, n.7, pp.274-279, set. 1998.
- DAVIDSON, C. L. e DE GEE, A. J. "Relaxation of polymerization contraction stress by flow in dental composites". *J. Dent. Res.* V.63, n.2, pp.146-148, fev/1984.
- DAVIDSON, C. L. e FEILZER, A. "Polymerization and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives". *J. Dent.* v.25, n.6, pp.435-440, 1997.
- DeGEE, A. J.; PALLAV, P.; DAVIDSON, C. L. "Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro". *J. Dent. Res.* v. 65, pp.654-658, 1986.
- DeGEE, A. J.; FEILZER, A. J.; DAVIDSON. "True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer". *Dent Mater.* v.9, pp.11-14, jan. 1993.
- DeWald, J.P.; FERRACANE, J.L. "A comparison of four modes of evaluating Depth of cure of light-activated composites". *J. Dent. Res.* V.66, n.3, pp.727-730, março/1987.
- DUNN, WILLIAM J.; BUSH, ANNEKE C. "Uma comparação da polimerização de resinas compostas através de aparelhos com LEDs ( luz emitida por diodos) e aparelhos com luz halógena". *JADA-Brasil*. v.5, p.142-149, maio/jun. 2002.
- FEILZER, A.; DeGEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. "Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration". *J. Dent. Res.* v.66, n.11, pp. 1636-1639, nov. 1987.
- FORTIN, DANIEL e VARGAS, MARCOS A. "O espectro dos compósitos: novas técnicas e materiais". *The journal of American Dental Association*. V.4, jan/fev 2001.
- FRANCO, BETISTA EDUARDO e LOPES, LAWRENCE GONZAGA. "Contração de polimerização x adaptação marginal de restaurações em resina composta: abordagem atual". *Revista Fac. Odont. Univ. Passo Fundo*. V.5, n.1, pp.37-41, jan/jun 2000.

- FRANCO, E. B.; LOPES, L. G.” Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos”. *Biodonto*.v.1,n.2, mar/abr. 2003.
- FREEDMAN, G. “Resinas condensáveis; o novo paradigma dos alternativos do amálgama”. *BND*. Out./dez. 1999.
- FREITAS, FABIO SILVA .*Avaliação do grau de conversão de compósitos odontológicos para restaurações diretas*. Tese de MSc. COPPE – UFRJ, RJ, 2004
- GARCIA, M. I.; ARAUJO, M. A. J.; CASTRO FILHO, A. A. C. “Avaliação da contração volumétrica de materiais resinosos”. *Rev. Pós Grad*. V.9, n.3, p. 212-218, jul/set. 2002.
- GEE, M. G. et al “Progress towards atandardisation of ball cratering”. *Wear*.v.30,2003.
- HASS, KARL-HEINZ; et al.”Functionalized coatings based on inorganic-organic polymers (ORMOCER) and their combination with vapor deposited inorganic thin films”. *Surface e coating technology*. V.111, pp.72-79,1999.
- HASS, KARL-HEINZ; WOLTER,HERBERT. “Syntesis, properties and applications of inorganic-organic copolymers ( ORMOCER)”. *Solid state and material sciense*. V.4, pp.571-580, 1999.
- HOFMANN, N.; HUGO, B.;KLAIBER, B. “Effectof irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise and hardness”.*Eur. J. Oral Sci*. V.110, n.6, p. 471-479, dez. 2002.
- JANDT, K. D. et al “Depth cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs)”. *Dental materials*. v.16, pp.41-41,2000.
- JOHNSON, G. H. et al. “Clinical performance of posterior composite resin restorations”. *Quintessence International*. v.23. n.10,pp.705-711, out. 1992.

- HOLMBERG, K.; MATTHEWS, A. *Coating tribology*. Elsevier Science. Amsterdam, jul. 1994.
- KIM, KH; ONG, JL; OKUNO,O; “The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites”, *J. prost. Dent* , v.87, n.6, pp. 642-49, 2002.
- KURACHI, C. et al. “Hardness evaluation of a dental composite polymerization with experimental LED – based devices”. *Dent. Mat.* v.17, pp.309-315, 2000.
- LANG, ANGELA RAUPP; CONCEIÇÃO, EWERTON NOCCHI; SPOHR, ANA MARIA. “Mensuração in vitro da fenda de contração de compósitos micro – híbridos”. *Jornal Brasileiro de dentística e estética*. V.2, n.6, p.107-112, abr./jun. 2003.
- LEINFELDER, K. F. et al. “Quantitative wear measurement of posterior composite resins”. *Dent. Mat.* V.2, n.5, pp. 198-201, out. 1986.
- LEINFELDER, KARL F.; PRASAD, A. ”A new condensable composite for the restoration of posterior teeth”. *Dent Today*. V.17, n.2, fev.1998.
- LEINFELDER, KARL F.; SUZUKI,SHIRO.” Dispositivo *in vitro* para determinação do desgaste nas resinas compostas para dentes posteriores”. *The journal of Dental American Association*. v.3, n.1, pp.53-62, jan/fev 2000.
- LEINFELDER, KARL F. “É possível controlar a direção da contração das resinas compostas?” *The Journal of Dental American Association*. v.4, n.4, pp.239-240, jul/ago 2001.
- LOSCHE, GOTZ M. “ Marginal adaption of class II composite fillings: guide polym vs reduced light intensity”. *Journal Adhesive dental*. V.1, n.1, pp. 31-39, 1999.

- LOVELL, L. G.; NEWMAN, S. M.; BOWMAN, C. N. "The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylates dental resins". *J. Dent. Res.* v.78, n. 8, pp.1469-1476, agos. 1999.
- MAGALHÃES FILHO, THALES RIBEIRO. *Avaliação mecânica de resinas compósitas dentárias utilizadas em restauração direta*. Tese de MSc. COPPE – UFRJ, RJ, 2004.
- MAGNE,P.; PINTADO, M.R., DELONG,R. "Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures". *The Journal of Prost. Dent.* v.82, n.6, pp. 669-769, dez. 1999.
- MANHART, J. Et al. "Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins". *Dental Materials.* V.16, pp. 33-40, 2000.
- MANO, ELOISA BIASOTTO; MENDES, LUÍS CLÁUDIO. *Introdução a polímeros*. 2<sup>a</sup> ed., São Paulo, Editora Edgard Blucher Ltda,1999.
- MARTINS, FÁBIO et al. "Microdureza de resinas em função da cor e luz halógena". *Pesq. Odont. Bras.* v.16, n.3, jul/set. 2002.
- MENEZES, FERNANDO CARLOS HUEB DE, et al. "Influência das técnicas de inserção e fotoativação na adaptação marginal de restaurações com resina composta". *Revista dentista on line.* V.2,n.5, dez/2001.
- MENEZES, M. A.; MUENCH, A.; "Dureza knoop de resinas compostas em função do número de radicais livres". *Ver. Odont. Univ. São Paulo.* v.12, n.3, pp. 281-285, jul/set. 1998.
- MILLS, R. W. et al. "High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: barcol hardness, compressive strength and radiometric properties". *Biomaterials.* v.23,p 2955-2963. 2002.

- MONTENEGRO, GIL et al. "Descobrimo seu fotopolimerizador". *Revista da APCD*. V.57, n.1, p. 66-71, jan./fev. 2003.
- MOTTA, REYNALDO GOMES DA. *Aplicações clínicas dos materiais dentários*. Editora de publicações científicas. RJ, 1991.
- MOSZNER, N., SALZ, U., "New developments of polymeric dental composites", *Prog. Polym. Sci.*, v. 26, pp. 535-576, 2001.
- NAGARAJAN, V. S.; JAHANMIR, S.; THOMPSON, V. P. "In vitro contact wear of dental composites". *Dental Materials*.v. 20, pp.63-71, 2004.
- NAGEM FILHO, HALIM. *Resinas compostas*. Bauru, São Paulo,1999.
- NAGEM FILHO, HALIM. *Resinas compostas - Contração volumétrica de polimerização*. Bauru, São Paulo,2000.
- NARTALLO, PATRICIA HELENA e MACHI, RICARDO. "Estudio comparativo in vitro/clínico de resinas compuestas para sector posterior".*Ver. asoc. Odontol. Argentina*. V.8, n.3,187-192,jul/set. 1992.
- NOVERO, LORENZO PABLO." Polimerización de las resinas compuestas". *Revista asoc. Odontol. Argentina*. V. 89, n.2, pp.185-191, mar/abril 2001.
- OBERHOLZER, THEUNIS G. et al. " A modified dilatometer for determining volumetric polymerization shrinkage of dental materials". *Measurement Science and Technology*. V.13, pp.78- 83, 2002.
- PAFFENBARGER, C.C. et al. "Direct and indirect filling resin: A review of some physical and chemical properties". *The Journal of Dental American Association*. n.47, pp. 516, 1953.
- PALLAV, P. et al. "Influence of shearing action of food on contact stress-bearing composite". *J. Dent. Res* .v.72,n.1, jan. 1993.

- PEUTZFELDT, A. "Resin composites in dentistry: the monomer systems". *Eur. J. Oral Sci.*, v.105, pp.97-116, 1997.
- PHILLIPS, R. W., Skinner - *Materiais Dentários*. 9ed., RJ, Ed. Guanabara Koogan, 1993.
- RATANAPRIDAKUL, K.; LEINFELDER, K. F.; THOMAS, J. "Effect of finishing on the in vivo wear of posterior composite resin". *J. Amer. Dent. ass.* v.118, n.3, pp. 333-335, mar. 1989.
- RATLEDGE, D. K.; SMITH, B. G.; WILSON, R. F. "The effect of restorative materials on the wear of human enamel". *The J. of Prost. Dent.* v. 72, n. 2, pp. 194-203, agos. 1994.
- RUYTER, I.E. "Monomer systems and polymerization. In posterior composite resin dental restorative materials", *St Paul: 3M*,1985.
- SALGADO, IVONE DE OLIVEIRA; FREITAS, CÉSAR ANTUNES; BIANCHI, EDUARDO CARLOS. "Aperfeiçoamento do método do disco retificado, já adaptado para odontologia, e seu emprego na avaliação do desgaste abrasivo de três resinas compostas". *Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru*. V.5, n.314, pp.21-29, jul/dez. 1997.
- SANTOS JUNIOR, GILDO COELHO, et al. "A evolução da resina composta". *Revista da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia*. v. 20, pp.29-33, jan/jun 2000.
- STANSBURY, J. W. e DICKENS, S. H. "Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy". *Dent Mater.* v. 17, n.1, pp.71-79, jan. 2001.
- TAGTEKIN, D. A. et al. "Select characteristics of an ormocer and a conventional hybrid resin composite". *Dental Materials*. v.20, n.5, jun. 2004.

- THOMPSON, VAN P.; WILLIAMS, EARL F.; BAILEY, WILLIAM J. “Dental resins with reduced shrinkage during hardening”. *Journal Dental Research*. v.58, n.5, pp.1522-1532, maio 1979.
- TOLIDIS, KOSMAS; NOBECOURT, ALAIN; RANDALL, ROS C. “ Effect of a resin-modified glass ionômero liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites”. *Dent Mater*. V.14, pp. 417-423, nov. 1998.
- UHL, A.; SIGUSCH, B. W.; JANDT, K. D. “Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials”. *Dental Materials*. v.20, pp. 80-87, 2004.
- UNTERBRINK, G. L. e MUESSNEER, R. “ Influence of light intensity on two restorative systems”. *J. Dent*. v.23, pp. 183-189, 1995.
- VERSLUIS, A. et al.” Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J. Dent. Res*. V.75, n.3, pp. 871-878, mar. 1996.
- VIDAL, F. B. B.; LOURO, L. O.; OLIVEIRA, S. P. “Odontologia adesiva: a problemática da contração de polimerização”. [http:// web.ugf.Br/ odonto links/ adesiva.html](http://web.ugf.br/odonto/links/adesiva.html). 2002.
- WATTS, D. C.; CASH, A. J. “Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development”. *Dental Materials*. v.7, pp. 281-287, out. 1991.
- WALLS, A. W. G.; McCABE, J. F.; MURRAY, J. J. “The polymerization contraction of visible-light activated composite resin”. *J. Dent*. V.16, n. 4, p. 177-181, agos. 1988.
- WILDER, S. D. et al. ”Three year clinical study composite in posterior teeth”. *J. Dent. Research*. v.64, pp.335, 1985.
- WILLEMS, G. et al. “ In vitro vibrational wear under small displacements of dental materials opposed to annealed chromium-steel counterbodies”. *Dent. Mat*.v. 8, n.6, pp. 338-344, nov. 1992

- YEARN, J. A. ; MACCLESFIELD, U. K. "Factors affecting cure of visible light activated composites". *International Dental Journal*. V.3, pp. 218-225, 1985.
- YOSHIKAWA, T. et al."Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J. Dent. Res.* v.78, n.4, pp.898-905, abril 1999.
- ZANTNER, CATHARINA et al. "Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers". *Dental Materials*. v . 20, pp. 277-285, 2004.