

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

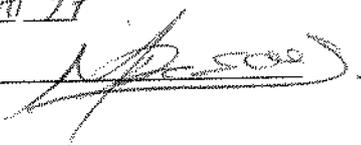
**MAXIMILIANO PIERO NEISSER
CIRURGIÃO-DENTISTA**

**EFEITO DA CICLAGEM TÉRMICA NA DETERMINAÇÃO DO
COEFICIENTE DE EXPANSÃO TÉRMICA E DUREZA
KNOOP DE COMPÓSITOS ODONTOLÓGICOS**

ORIENTADOR: Prof. Dr. MARIO FERNANDO DE GOES

Este exemplar foi devidamente corrigido
conforme resolução C.C.P.G. 036/83

Piracicaba 01/01/97



Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da
Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção do
grau de Doutor em Ciências,
área de concentração Materiais
Dentários.

**Piracicaba
1997**

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	FOP/UNICAMP
	N318e
V. Ex.	
T. Nº DO BC/	31147
PROD.	281/97
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	24/07/97
N.º CPD	

CM-00099422-5

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

N318e

Neisser, Maximiliano Piero.

Efeito da ciclagem térmica na determinação do coeficiente de expansão térmica linear e a dureza Knoop de compósitos odontológicos / Maximiliano Piero Neisser. - Piracicaba : [s.n.], 1997.

123f. : il.

Orientador : Mário Fernando de Goes.

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

1. Compósitos poliméricos. 2. Expansão em sólidos.
3. Microscopia eletrônica de varredura. I. Goes, Mário Fernando de. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

19.CDD - 668.42

- 536.41

- 502.825

Índices para o Catálogo Sistemático

1. Compósitos poliméricos	668.42
2. Expansão em sólidos	536.41
3. Microscopia eletrônica de varredura	502.825



UNICAMP

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de **Doutorado**, em sessão pública realizada em 23/06/96, considerou o candidato aprovado.

1. Mário Fernando de Goes

2. Simonides Consani

3. João Manoel Domingos de Almeida Rolfo

4. Maria Auxiliadora Junho de Araújo

5. Marco Antonio Bottino

Dedico este trabalho a meus pais,

Klaus e Titta Neisser,

à minha esposa,

Vera Lúcia,

e a meus filhos,

Monica e Fernando.

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. MARIO FERNANDO DE GOES,

Professor Livre Docente do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, meu orientador neste trabalho, que me mostrou quão sábio é o provérbio oriental que diz: “não dê um peixe, ensine a pescar”!

Ao Dr. JOÃO MANUEL DE ALMEIDA ROLLO,

Professor Associado da Escola de Engenharia de São Carlos - USP, pela forma amigável de nos receber, possibilitando a utilização dos equipamentos necessários, além de fazer preciosas sugestões que enriqueceram sobremaneira este trabalho.

Ao Dr. SIMONIDES CONSANI,

Professor Titular do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, que se mostrou modelar como ser humano, como pesquisador, como professor, como conselheiro e como amigo. Jamais o esquecerei.

Ao Dr. **FRAB NORBERTO BOSCOLO**,

Professor Titular de Radiologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, um grande amigo que possibilitou meu ingresso no Curso de Pós Graduação, área de Materiais Dentários.

Ao Dr. **MARCO ANTONIO BOTTINO**,

Professor Assistente Doutor do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP, o qual, sem saber, foi o maior responsável por este trabalho e tudo o que ele representa para mim.

Aos Drs. **RUY FONSECA BRUNETTI, JOÃO VIEIRA DE MORAES** e **HENRIQUE CERVEIRA NETTO**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP, responsáveis maiores pela minha formação profissional.

Agradeço também,

À douta congregação da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos-UNESP, por ter permitido meu afastamento para frequentar o Curso de Doutorado em Materiais Dentários na Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

Ao Conselho do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos-UNESP, pela amizade e incentivo à minha capacitação profissional.

Ao engenheiro Marcos Blanco Cangiani, técnico da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pelo valioso auxílio no desenvolvimento do aparelho de ciclagem térmica.

Ao Sr. Pedro Luiz Di Lorenzo, técnico da Escola de Engenharia de São Carlos - USP, pela colaboração na utilização do dilatômetro e inclusão dos corpos de prova.

Ao Professor Mario Alexandre Coelho Sinhoretti, pela colaboração prestada em relação à parte estatística deste trabalho

À Sra. Luzia Fatima Silva, Bibliotecaria da Biblioteca da FOP, pela revisão das referências bibliográficas.

À Sra. Selma Aparecida Barbosa Segalla, secretária da área de Materiais Dentários da FOP, pela atenção e disponibilidade.

Ao colega Nuno Filipe D'Almeida, pela elaboração do summary.

Ao colega Carlos Augusto Pavanelli pelo auxílio na digitalização das fotografias.

Aos colegas Adriana, Ana Paula, Ângelo, Fábio, Francisco, João, Kelle, Marinho, Marcelo e Rossana, do Curso de Pós Graduação, pela amizade e pela troca de experiências.

Ao Programa Institucional de Capacitação Docente e Técnica (PICDT), pelos recursos financeiros concedidos.

SUMÁRIO:

LISTAS	1
1- Lista de figuras	2
2- Lista de quadros	3
3- Lista de tabelas	5
4- Lista de abreviaturas e siglas	7
RESUMO	9
1. INTRODUÇÃO	11
2. REVISÃO DA LITERATURA	16
3. PROPOSIÇÃO	62
4. MATERIAIS E MÉTODO	64
5. RESULTADOS	74
6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	94
7. CONCLUSÃO	103
8. APÊNDICE	106
9. SUMMARY	114
10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	117

LISTAS

LISTA DE FIGURAS

Folha

Figura 1	- Representação esquemática da matriz plástica utilizada para obtenção dos corpos de prova	66
Figura 2	- Ilustração gráfica do ciclo térmico elaborado para o ensaio dilatométrico dos corpos de prova	68
Figura 3	- Dilatômetro	69
Figura 4	- Esquema por diagrama de blocos do dilatômetro	70
Figura 5	- Amostras embutidas em resina à base de poliéster	73
Figura 6	- Dilatograma do material Charisma, para o grupo controle	78
Figura 7	- Dilatogramas obtidos para o material Charisma	80
Figura 8	- Dilatogramas obtidos para o material Herculite XRV	82
Figura 9	- Dilatogramas obtidos para o material Prisma APH	84
Figura 10	- Dilatogramas obtidos para o material Tetric	86
Figura 11	- Dilatogramas obtidos para o material Z-100	88
Figura 12	- Fotomicrografias, por microscopia eletrônica de varredura, dos compósitos odontológicos Charisma, Herculite XRV, Prisma APH, Tetric e Z-100	89
Figura 13	- Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Koop (KHN) para os materiais não submetidos à ciclagem térmica (grupo controle)	90
Figura 14	- Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Koop (KHN) para os materiais submetidos à ciclagem térmica (grupo tratado)	91
Figura 15	- Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Koop (KHN) para os materiais não submetidos e submetidos à ciclagem térmica (grupos controle e tratado)	92
Figura 16	- Frequência do CETL médio para os compósitos odontológicos	93

LISTA DE QUADROS

Folha

Quadro 1- Valores da temperatura inicial ($T_{inicial}$), temperatura final (T_{final}), tempo e taxa, para os tres segmentos propostos para o ciclo térmico	68
Quadro 2- Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo inicial do material Charisma	79
Quadro 3- Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo controle do material Charisma	79
Quadro 4- Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo tratado do material Charisma	79
Quadro 5- Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo inicial do material Herculite XRV	81
Quadro 6- Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo controle do material Herculite XRV	81
Quadro 7- Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo tratado do material Herculite XRV	81
Quadro 8- Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo inicial do material Prisma APH	83
Quadro 9- Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo controle do material Prisma APH	83
Quadro 10- Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo tratado do material Prisma APH	83
Quadro 11- Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo inicial do material Tetric	85
Quadro 12- Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo controle do material Tetric	85
Quadro 13- Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo tratado do material Tetric	85

- Quadro 14-** Valores de $\mu (\Delta L/L_0)$, α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo inicial do material Z-100 87
- Quadro 15-** Valores de $\mu (\Delta L/L_0)$, α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo controle do material Z-100 87
- Quadro 16-** Valores de $\mu (\Delta L/L_0)$, α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo tratado do material Z-100 87

LISTA DE TABELAS

	Folha
Tabela 1 - Compósitos odontológicos e respectivos fabricantes	65
Tabela 2 - Composição básica dos compósitos odontológicos	65
Tabela 3 - Análise de variância	78
Tabela 4 - Médias de dureza Knoop (KHN) na superfície dos materiais não submetidos à ciclagem térmica (grupo controle)	90
Tabela 5 - Médias de dureza Knoop (KHN) na superfície dos materiais submetidos à ciclagem térmica (grupo tratado)	91
Tabela 6 - Médias de dureza Knoop (KHN) na superfície dos materiais não submetidos (grupo controle) e submetidos à ciclagem térmica (grupo controle)	92
Tabela 7 - Valores individuais da dureza Knoop (KHN) para os corpos de prova controle e tratado	106
Tabela 8 - Valores individuais e médias da dureza superficial (KHN) para o material Charisma para os grupos controle e tratado	106
Tabela 9 - Valores individuais e médias da dureza superficial (KHN) para o material Herculite XRV para os grupos controle e tratado	107
Tabela 10 - Valores individuais e médias da dureza superficial (KHN) para o material Prisma APH para os grupos controle e tratado	107
Tabela 11 - Valores individuais e médias da dureza superficial (KHN) para o material Tetric para os grupos controle e tratado	108
Tabela 12 - Valores individuais e médias da dureza superficial (KHN) para o material Z-100 para os grupos controle e tratado	108
Tabela 13 - Média de dureza Knoop (KHN) para o material Charisma	109
Tabela 14 - Média de dureza Knoop (KHN) para o material Herculite XRV	109
Tabela 15 - Média de dureza Knoop (KHN) para o material Prisma APH	109

Tabela 16 - Média de dureza Knoop (KHN) para o material Tetric	110
Tabela 17 - Média de dureza Knoop (KHN) para o material Z-100	110
Tabela 18 - Teste de Tukey para as médias de tratamento dentro de Charisma do fator material	110
Tabela 19 - Teste de Tukey para as médias de tratamento dentro de Herculite XRV do fator material	110
Tabela 20 - Teste de Tukey para as médias de tratamento dentro de Prisma APH do fator material	111
Tabela 21 - Teste de Tukey para as médias de tratamento dentro de Tetric do fator material	111
Tabela 22 - Teste de Tukey para as médias de tratamento dentro de Z-100 do fator material	111
Tabela 23 - Teste de Tukey para médias de material dentro de controle do fator tratamento	112
Tabela 24 - Teste de Tukey para médias de material dentro de tratado do fator tratamento	112

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Abreviaturas e Siglas	Significado
%	- por cento
°	- grau
°C	- grau Celsius
°C x s ⁻¹	- grau Celsius por segundo
>	- maior que
≥	- maior ou igual que
±	- mais ou menos
α	- Coeficiente de expansão térmica linear
α médio	- Coeficiente de expansão térmica linear médio
α verdadeiro	- Coeficiente de expansão térmica linear verdadeiro
ΔL	- variação de comprimento
ΔT	- variação de temperatura
μm	- micrometro
A	- ampére
Å	- Angström
A/D	- analógico/digital
A.S.T.M.	- American Society for Testing and Materials
BIS-GMA	- Bisfenol Glicidil Metacrilato
C.P.U.	- central processing unity
Ca	- Cálcio
⁴⁵ Ca	- isótopo de Cálcio
CETL	- Coeficiente de expansão térmica linear
cm ²	- centímetro ao quadrado
dL/L ₀	- variação de comprimento
D.M.S.	- Diferença Mínima Significativa
D.P.M.	- Desvio Padrão da Média
EDTA	- Ácido Etileno-Diamino-Tetraacético
et al.	- abreviatura de et alli
Fig.	- Figura
HP	- horse power

H ₃ PO ₄	- Ácido Fosfórico
I.S.O.	- International Standard Organization
Jr.	- Júnior
kg x cm ⁻²	- quilograma por centímetro quadrado
kV	- Kilo Volt
L ₀	- comprimento inicial
L _{inicial}	- comprimento inicial
L _{final}	- comprimento final
LVDT	- transdutor diferencial de variável linear
M	- Molar
mCi x ml ⁻¹	- mili Curies por mililitro
M.E.V.	- Microscopia Eletrônica de Varredura
min	- minuto
mm	- milímetro
MO	- mésio-oclusal
MOD	- mésio-ocluso-distal
MPa	- Mega Pascal
mW x cm ⁻²	- mili watt por centímetro ao quadrado
¹⁸¹ Na	- isótopo de Sódio
p>0,05	- probabilidade maior que 5 por cento
PENTA	- Éster Fosfonado Penta-Acrilato
Plotter	- impressora de gráficos
ppm	- partes por milhão
s	- segundo
SI	- International System
T _{inicial}	- temperatura inicial
TEGDMA	- Trietileno Glicol Dimetacrilato
T _{final}	- temperatura final
UDMA	- Uretano Dimetacrilato

RESUMO

RESUMO

O propósito do presente trabalho foi determinar o coeficiente de expansão térmica verdadeiro e médio dos compósitos odontológicos Charisma (Kulzer), Herculite XRV (Kerr), Prisma APH (Caulk-Dentply), Tetric (Vivadent) e Z-100 (3 M), após repetidas variações térmicas e associá-lo à alterações microestruturais e dureza de superfície.

Utilizando uma matriz plástica constituída de duas partes, foram confeccionados 10 corpos de prova cilíndricos, sendo dois para cada material, com 2 mm de diâmetro por 12 mm de comprimento. Um termopar constituído de fios de cromel e alumel foi posicionado de forma que o ponto de solda ficasse situado no meio geométrico do corpo de prova. A polimerização foi realizada com aparelho Visilux (3 M) com exposição de 40 segundos em cada lado da matriz e, após remoção, por mais 40 segundos, após o que os corpos de prova foram imersos em água destilada e armazenados a 37 °C durante 24 horas.

Os dilatogramas de cada corpo de prova (grupo inicial) foram levantados com auxílio de um dilatômetro (DT-1000, Adamel Lhomargy Division d'instruments S.A.), dentro de uma faixa de temperaturas que contivesse aquelas encontradas na cavidade bucal. Este aparelho possui a característica de determinar tanto o coeficiente de expansão térmica linear médio quanto o coeficiente de expansão térmica linear verdadeiro, ou seja, referido à uma dada temperatura. Em seguida um grupo (tratado) foi submetido à ciclagem térmica (10.000 ciclos) enquanto o outro (controle) ficou armazenado em água destilada à temperatura de 37 °C pelo mesmo período de tempo. Concluída a ciclagem, foram obtidos novos dilatogramas para

os dois grupos. Em seguida os termopares foram removidos e os corpos de prova foram fraturados manualmente em duas partes; uma foi examinada sob microscopia eletrônica de varredura (x 1000) e outra foi incluída em resina (Resapol T 208), para ensaio de dureza Knoop.

O material Z-100 apresentou valores do coeficiente de expansão térmica linear médio mais próximos dos encontrados na literatura, tanto para o grupo controle quanto para o grupo tratado. Os valores mais discrepantes foram encontrados para o material Prisma APH. O mesmo ocorreu em relação ao coeficiente de expansão térmica verdadeiro.

A microscopia eletrônica de varredura não revelou alterações microestruturais de relevância entre o grupo tratado e o grupo controle.

Os maiores índices de dureza foram conseguidos pelo material Z-100 e os menores, pelo material Prisma APH, em ambos os grupos.

Houve diminuição da dureza, estatisticamente significativa, para os materiais Z-100, Herculite XRV, Charisma e Prisma APH, em relação ao grupo controle e tratado.

Os resultados obtidos procuram contribuir estabelecendo uma relação entre a ciclagem térmica e a dureza da superfície de compósitos odontológicos.

Palavras chave: Materiais Dentários; Resinas Dentárias, Coeficiente de expansão térmica linear

1. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Estética em Odontologia tem sido, provavelmente, a área de maior evolução nos últimos anos, devido ao forte apelo social e ao grande desenvolvimento tecnológico imprimido aos materiais odontológicos³⁷.

Neste contexto, as resinas compostas têm se popularizado no meio odontológico, desde seu desenvolvimento por **BOWEN**⁶, até nossos dias. Entretanto, apesar desses materiais apresentarem resultados clínicos satisfatórios, existe a necessidade de adequá-los ainda mais às condições de uso, pois a agressão química, os esforços mecânicos e as variações térmicas impostas pelo meio bucal compõem, ainda, um desafio quanto à longevidade das restaurações.

De maneira geral as flutuações térmicas ocorridas no meio oral são de origem alimentar. Estudos de **SPIERINGS et al.**⁵³ e **PALMER et al.**⁴² relataram que as variações extremas de temperatura (0° - 67°C), foram verificadas após a ingestão de bebidas geladas e quentes. Por outro lado, **CRAIG & PEYTON**¹¹ afirmaram que o comprimento dos materiais se modifica em função da variação da temperatura, segundo uma constante (α) denominada **coeficiente de expansão térmica linear (CETL)**.

Na Odontologia restauradora existe sempre um material reconstituindo forma e função comprometidas, ou mesmo, perdidas. Para isso, a propriedade essencial de um material restaurador é a de manter o próprio tamanho e forma uma vez aplicado e adaptado ao dente⁴¹. Entretanto, todos os materiais restauradores apresentam CETL diferente dos exibidos pelas estruturas mineralizadas do dente⁵⁸. Com isto, sob a variações de temperatura, a estrutura dental e o material restaurador terão contrações e expansões com taxas diferentes, podendo assim, surgir soluções de continuidade na interface restauração/dente que, geralmente, estão associadas com a infiltração marginal

em restaurações de compósitos e possivelmente com as cáries secundárias^{13, 38, 45}.

Para as resinas acrílicas usadas para restaurações diretas, o CETL é de $81 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ para temperaturas entre 30 e 40 $^\circ\text{C}$ ³¹. Quando BOWEN⁶ desenvolveu um polímero reforçado por sílica, o CETL diminuiu para cerca de $22 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$, no mesmo intervalo de temperatura. Este valor, embora menor, ainda era diferente do CETL dos tecidos duros do dente, aproximadamente $17 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ para o esmalte e $11,0 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ para a dentina²⁴.

Atualmente, com o advento dos adesivos poliméricos hidrofílicos, grande parte dos problemas decorrentes da infiltração marginal ocorrida nas restaurações com compósitos foram minimizados⁵⁸. Entretanto, outros efeitos induzidos pelas alterações térmicas na união dente-compósito e tecido dental adjacente têm sido observados clinicamente. Dentre as ocorrências clínicas estão as fendas na interface dente/restauração, fraturas e desgaste da superfície da restauração^{18, 24, 29, 52, 59}. Além disso, constantes e sucessivas variações de temperatura entre 60° a 4 $^\circ\text{C}$ ⁴¹, com a conseqüente contração e expansão do conjunto dente/restauração, poderão produzir um fenômeno físico conhecido como fadiga ou estresse, provocando a falência da união na interface matriz orgânica/partícula de carga, ocasionando assim, redução de suas propriedades como resistência à tração, compressão, cisalhamento e dureza.

Assim sendo, o propósito deste trabalho foi determinar o CETL de recentes e diferentes compósitos odontológicos em função de temperaturas relevantes clinicamente e após repetidas variações térmicas e associa-lo à alteração microestrutural e à dureza da superfície.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

NELSEN et al.,⁴¹ em 1952, afirmaram que uma das propriedades físicas das resinas que mais pode prejudicar o trabalho restaurador é seu alto coeficiente de expansão térmica, comparado aos tecidos duros do dente. Enfatizaram a necessidade de um material restaurador manter o próprio tamanho e forma, uma vez aplicado ao dente. Estudaram a influência desta diferença de expansão térmica e o mecanismo de suas manifestações no uso clínico. Para determinar se mudanças térmicas em restaurações de resina acrílica quimicamente ativada poderiam causar uma alteração dimensional perceptível nestas restaurações, um incisivo central superior recém extraído foi restaurado. O dente foi então imerso em água gelada por 30 segundos, removido, seco com toalha e observado sob microscópio binocular, sendo sustentado entre os dedos promovendo, desta forma, seu aquecimento. Invariavelmente pequenas gotículas de fluido exudaram das margens da restauração. Variações na técnica de espatulação e condensação do material e no desenho da cavidade não eliminaram ou pareceram modificar a saída de fluidos. Num esforço para determinar o mecanismo de exudação, realizaram cavidades em corpos-de-prova de vidro transparente. Pensaram que variações da arquitetura interna da cavidade poderiam afetar a capacidade da restauração selar a cavidade. A transparência desta permitiu inspecionar as áreas de contração da restauração que ocorriam na interface da resina e do vidro. Nenhuma das várias técnicas de condensação alterou a quantidade de exudato quando a amostra foi aquecida após ter sido resfriada em água. Para eliminar possibilidades de falha de procedimento ou indução de técnicas, foi

solicitado a vários profissionais que realizassem o experimento da forma como agiam em seus consultórios particulares. Foram obtidos os mesmos resultados. Durante as experiências não ocorreu nenhum padrão específico de exudação, embora cada restauração sempre apresentasse perda de líquido no mesmo ponto ou pontos de sua margem. Para determinar a profundidade de penetração do fluido, prepararam 3 cavidades classe V em dentes recém extraídos. Alguns pequenos cristais de fluoresceína foram colocados na parede pulpar e as cavidades foram restauradas. Os dentes foram imersos em água à temperatura ambiente por algumas horas e a seguir submetidos a 10 ciclos de água gelada e à temperatura corporal. Assim que atingiram esta última temperatura foram rapidamente secos e observados sob luz ultravioleta. O exudato apresentou característica amarelo-esverdeada, indicando ter alcançado a parede pulpar. Quando o teste foi feito com dentes restaurados com amálgama, não houve evidência de exudato. Concluíram que mudanças de temperatura do dente e da restauração, na boca, causam exudato de fluidos na sua interface. Esta percolação marginal é causada, em parte, pela diferença entre coeficientes de expansão térmica do dente e do material restaurador e pela expansão térmica do fluido que ocupa a fenda entre o dente e a restauração, podendo ser uma explicação para a recorrência de cáries nas margens da restauração. Finalizaram observando serem necessários maiores estudos quanto à eficiência das restaurações de resina acrílica como material restaurador permanente.

BOWEN ⁶, em 1963, incorporou pó de sílica tratada com vinil silano à um polímero orgânico, reforçando-o. Este reforço propiciou propriedades mais semelhantes àquelas dos tecidos duros do dente, comparado com a resina dental não reforçada. O pó de sílica teve sua

superfície tratada da seguinte maneira: o pó foi aspergido numa solução aquosa a 1% de tri (2-metoxi-etoxi vinilsilano) à qual foi adicionado hidróxido de sódio suficiente para propiciar um pH de 9,3 a 9,8. Foi utilizado 0,5% de silano por peso da sílica fundida. Esta mistura foi seca a aproximadamente 125 °C com agitação ocasional e resfriada. Como catalizador, foi adicionado peróxido de benzoila a 1,25% por peso do pó tratado. O peróxido foi disperso no pó com uma solução de acetona. Este solvente foi removido por evaporação com auxílio de bomba a vácuo e agitação intermitente. O pó seco foi passado numa peneira nº 100 Mash. O pó de sílica antes do tratamento era hidrófilo; após o tratamento tornou-se organófilo. Para servir como ligação orgânica para a sílica reforçada foi preparada uma solução de co-polímero de ligação cruzada. Este líquido foi primeiramente o produto de reação de adição do bis(hidroxifenil) dimetilmetano e o glicidil metacrilato. A reação de adição entre o bisfenol e o glicidil metacrilato foi catalisada com 0,5% de N,N-dimetil-p-toluidina a 60 °C por aproximadamente 13 horas em atmosfera inerte, sob agitação constante até completar-se a reação. O produto de reação foi lavado com solução aquosa de hidróxido de sódio a 5% e, após, com água para remover o excesso (20%) de bisfenol usado na síntese. O produto foi seco sob vácuo e sua viscosidade reduzida pela adição de 10% de metil metacrilato e 10% de monômero de tetraetilenoglicol dimetilmetacrilato. Esta solução de co-polímero foi estabilizada com 0,01% de hidroquinona. Para um adequado tempo de presa foi adicionado aproximadamente 0,5% de N,N-dimetil-p-toluidina. Por conveniência esta solução co-polimérica foi chamada BIS-GMA. Dentre as propriedades resultantes observou que o valor médio do coeficiente de expansão térmica linear para seis

medições de três corpos-de-prova foi $22 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ entre 30°C e 40°C em espécimes secos. Relatou que os resultados comparáveis reportados na literatura são: cimento de silicato, 7,6; poli(metil metacrilato) seco, 81; tecidos duros dentais, 7,8 a 11,4 e amálgama de prata, 22,1 a 28,0. Concluiu que a adição de 70% de sílica revestida de vinilsilano combinada com solução co-polimérica compatível, diminuiu o coeficiente de expansão térmica aproximando-o mais ao dos tecidos dentais do que a resina sem reforço.

GOING & SAWINSKI ¹⁷, em 1966, avaliaram a adaptação marginal de um compósito, comparando-o com outros materiais restauradores. Para tanto prepararam cavidades classe V em superfícies opostas de 188 dentes humanos recém extraídos. Em uma superfície a cavidade foi restaurada com Addent e na superfície oposta com um material não resinoso (amálgama de prata, ouro coesivo em folhas, cimento de silicato) ou resinoso (Sevriton Simplified, Bonfil, Kadon e Merdon). A utilização de restaurações opostas no mesmo dente propiciou um método conveniente para comparar o padrão de infiltração do material em estudo. Todos os preparos, restaurações e acabamentos foram realizados pelo mesmo operador. Os dentes recém restaurados foram examinados com magnificação de 5 X. Restaurações com discrepâncias marginais grosseiras foram descartadas. Fendas no esmalte e superfícies radiculares foram seladas para prevenir infiltração não controlada. Os dentes foram então imersos numa solução de cloreto de cálcio radioativo para avaliar o selamento inicial conseguido com os vários materiais restauradores. Para testar o efeito da mudança de temperatura no selamento inicial, um segundo grupo réplica foi submetido à ciclagem térmica por imersão em 2 banhos (2°C e 68°C) em 6 ciclos com 5 minutos de permanência em

cada banho. A temperatura aplicada neste estudo representa um método extremo de teste, pois as autoradiografias não permitem suficiente ampliação para detectar mudanças mínimas decorrentes de flutuações de tempo e temperatura menores. Após este tratamento os dentes foram colocados em solução de cálcio para testar o selamento. Para analisar o estado do selamento a longo prazo, os dentes foram imersos em saliva coletada diariamente e mantidos em estufa a 37 °C por 2, 4 e 8 semanas. Ao final de cada período os dentes foram imersos em cálcio. A concentração da solução de cloreto de cálcio radioativo foi de 50µc/ml e o período de imersão do isótopo foi de 24 horas. As coroas dos dentes foram imersas em 2 ml desta solução após o que os dentes foram lavados em água e incluídos horizontalmente em gesso para moldagem de presa rápida. O conjunto foi então seccionado sob água corrente para obter-se dois cortes longitudinais através do centro da restauração obtendo-se uma fina fatia com menos de 1 mm de espessura. Estas foram polidas com discos de papel abrasivo de carvão e silicone e secas. Foram feitas autoradiografias e a avaliação seguiu o seguinte critério: 0 = infiltração limitada ao contorno vestibular da margem cavo-superficial; 1+ = penetração além da profundidade marginal; 2+ = penetração em direção à base da cavidade, mas não incluindo-a; 3+ = penetração circundando totalmente a restauração, mas não na dentina; 4+ = penetração do isótopo na dentina, sob a base da cavidade; 5+ = penetração do isótopo através da dentina até a câmara pulpar. Concluíram que a variação de temperatura influenciou o selamento marginal da maioria das restaurações devido às diferenças entre o coeficiente de expansão térmica dos materiais e das estruturas dentais. Observaram que o Addent, por ter aproximadamente metade

do coeficiente de expansão térmica das resinas acrílicas, apresentou menor quantidade de infiltração do que estas.

PETERSON, PHILLIPS & SWARTZ ⁴³, em 1966, afirmaram que o sucesso de um material restaurador depende, entre outros fatores, de sua capacidade de selamento do preparo cavitário. Esta capacidade pode ser reduzida, no decorrer do tempo, por propriedades como o coeficiente de expansão térmica. Estudaram, entre outras propriedades, a infiltração em restaurações realizadas com 4 resinas (Sevriton, Bonfil, Merdon e Addent). Utilizaram a técnica convencional de preparação por isótopo. Foram realizados preparos padrão de classe V em dentes humanos hígidos e recém extraídos. Os materiais foram condensados segundo indicação dos fabricantes. Quinze minutos após a inserção os dentes foram armazenados em água. O acabamento foi realizado 24 horas após. Os dentes foram armazenados em água à temperatura ambiente até que a infiltração marginal fosse detectada. Oito restaurações de cada série foram avaliadas após 24 horas, 1 mês e 3 meses. A avaliação foi feita pela capacidade do ⁴⁵Ca percolar entre a restauração e as paredes do preparo durante 2 horas de imersão em solução de isótopo e registrada em autoradiografias. Foram utilizados 10, 50 e 100 ciclos em 2 banhos (15 °C e 45 °C), com 30 segundos de permanência em cada banho. Foi também utilizada outra ciclagem em banhos de 0 °C e 60 °C. Para estabelecer as temperaturas desta ciclagem, adaptaram termopares à superfície vestibular de incisivos centrais de dois pacientes que foram solicitados a ingerir café à 60 °C e água gelada à 0 °C ; nestas condições a temperatura medida na superfície dos dentes variou de 15 °C a 45 °C. Para a determinação do tempo de imersão em cada banho, foram colocados termopares no soalho de

cavidades preparadas em dentes extraídos, os quais foram restaurados com resina e imersos em banhos a 0 °C e 60 °C. O tempo necessário para que a temperatura sob a restauração alcançasse a temperatura ambiente foi de 15 segundos. Concluíram que não houve aumento significativo na infiltração entre os corpos-de-prova não submetidos à termociclagem e os corpos-de-prova termociclados com diferencial de 30 °C . Porém, quando este diferencial foi de 60 °C , houve um incremento substancial na infiltração. Concluíram também que a redução relatada no coeficiente de expansão térmica para Addent não foi refletida nos padrões de infiltração, pelo menos para as variações de temperatura e número de ciclos por eles utilizado.

GUZMAN, SWARTZ & PHILLIPS ¹⁹, em 1969, afirmaram que o fenômeno de microinfiltração ou “percolação marginal” deu origem à teoria que o coeficiente de expansão térmica linear dos materiais restauradores deveria se igualar o mais possível ao das estruturas dentais. A diferença na alteração dimensional do material restaurador e do tecido dentário adjacente, induzida pela flutuação de temperatura durante a ingestão de alimentos quentes ou frios, presumivelmente teria um efeito deletério na adaptação marginal do material restaurador. Estudaram o efeito do estresse térmico na microinfiltração de restaurações dentais de várias idades, utilizando radioisótopos. Para isto realizaram cavidades classe V no terço médio da face vestibular de caninos e pré molares humanos recém extraídos. As cavidades foram restauradas com amálgama (Fine Cut), cimento de silicato (New Filling Porcelain), resina acrílica convencional (Sevriton Simplified) e resina epóxica reforçada (Addent). A adaptação marginal foi medida após armazenagem em água por períodos de 1 semana, 1 mês e 3 meses, submetendo os dentes a uma

solução de cloreto de cálcio radioativo. O grau de penetração do isótopo ao longo da interface dente-restauração foi registrado por autoradiografias. Vinte e sete restaurações de cada material foram testadas a cada intervalo de tempo. Nove restaurações não foram submetidas à ciclagem térmica e serviram como controle. Nove foram submetidas a ciclagem térmica em banhos de $15\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ e $45\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ com 30 segundos de imersão em cada banho durante 50 ciclos. As 9 restaurações restantes foram submetidas a 500 ciclos com as mesmas temperaturas e o mesmo tempo. Em vista dos resultados obtidos, discutiram a curta duração do experimento (3 meses), acreditando que com maior tempo talvez houvesse maior deterioração marginal. Sugeriram também a necessidade de um maior número de ciclos térmicos. Concluíram que, dentro das limitações da pesquisa, a adaptação marginal não foi debilitada pela tensão térmica.

MACCHI & CRAIG³³, em 1969, realizaram estudo comparando várias propriedades físicas e químicas de materiais restauradores compósitos (Addent 35, Addent 12 e Dakor) com uma resina acrílica sem carga (Sevriton). O coeficiente de expansão térmica foi determinado em um corpo de prova de 5 centímetros entre $24\text{ }^{\circ}\text{C}$ e $88\text{ }^{\circ}\text{C}$ com um método similar ao descrito na especificação D 696 para plásticos, da A.S.T.M.². O experimento foi repetido 3 vezes para cada material. Os resultados mostraram que o coeficiente de expansão térmica foi reduzido consideravelmente nos compósitos, devido à presença de substâncias inorgânicas, as quais sofreram baixas mudanças térmicas. Exemplificaram que Dakor, que possuía a menor quantidade de carga comparada aos dois outros compósitos, apresentou a mais alta expansão térmica. Concluíram afirmando que um material com alto coeficiente de expansão térmica deveria possuir

uma forte união à estrutura dental para manter-se estável em uso clínico. Finalizaram informando que até aquela data não se obtivera esta forte união desejada, mas que esforços estavam sendo dirigidos no sentido de reduzir a expansão térmica pelo uso, entre outros, de diferentes cargas ou matrizes orgânicas.

LEE, SWARTZ & SMITH³¹, em 1969, avaliaram as propriedades mecânicas e físicas de 4 resinas restauradoras dentais termopolimerizáveis (Addent 12, Addent 35, Dakor e Adaptic). Para avaliar a expansão térmica linear, utilizaram um dilatômetro com câmara de quartzo, conforme a norma D-696 da A.S.T.M. Foi estabelecido que o coeficiente de expansão térmica linear da estrutura dental seria $11,4 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$, do polimetilmetacrilato, $81 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ e do amálgama dental, $28 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$. Os resultados obtidos foram, para Addent 12, $43 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$; para Addent 35, $45 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$; para Dakor, $50 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ e para Adaptic, $22 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$. Concluíram que o clínico, ao fazer sua opção por um determinado material, deveria levar em conta vários fatores tais como: irritação pulpar, facilidade de trabalho, custo operacional, tempo de armazenagem, matiz e, sobretudo, estética.

TANI & BUONOCORE⁵⁴, em 1969, estudaram a infiltração marginal de fucsina básica em materiais restauradores resinosos (Sevriton, Bonfil, Addent 35, Dakor) e cimento de silicato (New Filling Porcelain). Vários fatores que pudessem afetar a infiltração marginal foram isolados e estudados, tais como o tempo de armazenagem da restauração em água, a ciclagem térmica, o desenho e profundidade da cavidade e a retenção por pinos. Foram utilizados dentes bovinos recém extraídos cujas raízes e polpas foram removidas. Executaram preparos cavitários classe V, com a base da

cavidade em dentina, com profundidade igual à do esmalte. Os dentes restaurados foram armazenados em água à temperatura ambiente durante 24 horas, 1 mês e 3 meses. Para avaliar a influência da temperatura na infiltração marginal, 5 dentes de cada período, por material, foram ciclados 25 vezes em dois banhos (4 °C e 60 °C), com tempo de imersão de 1 minuto em cada banho. Após a imersão a câmara pulpar foi selada com cera pegajosa e os dentes foram recobertos com cera utilidade, exceto na restauração e 1 mm de área periférica. Logo após foram imersos em solução aquosa de fucsina básica a 0,5% durante 24 horas. Em seguida foram seccionados através da restauração, no longo eixo da coroa. A secção que mostrou a mais severa infiltração, para cada dente, foi escolhida como representativa do dente. A infiltração foi classificada como: 0 = não penetração; 1 = infiltração na junção amelo/dentinária; 2 = infiltração limitada aos lados da restauração; 3 = infiltração incluindo lados e soalho da cavidade e 4 = infiltração parcial ou completa através da dentina até a polpa. Esta última classificação foi dividida em : 1 = leve, discreta linha de infiltração correndo do canto da base da cavidade à polpa; 2 = severa, linha mais espessa de infiltração correndo do canto da base da cavidade até a polpa e 3 = grande infiltração ao longo da base da cavidade até a polpa. Todos os materiais apresentaram máxima infiltração após a ciclagem térmica entre 4 °C e 60 °C em todos períodos de tempo, exceto o silicato que não apresentou mudanças substanciais no tempo de 24 horas. Concluíram que os achados sugeriram que a espessura de esmalte nas margens da restauração pode ser fator determinante na infiltração mais do que a profundidade do preparo em dentina.

GARONE FILHO ¹⁶, em 1970, analisou várias propriedades das resinas compostas, comparando-as com outros materiais. Entre estas discorreu sobre o coeficiente de expansão térmica linear ressaltando que o alto valor deste, encontrado nas resinas acrílicas convencionais seria, pelo menos teoricamente, o responsável pelo fenómeno de percolação. Afirmou que a menor expansão térmica verificada para as resinas compostas deveu-se à quantidade e tipo de excipiente utilizado. Citou que os menores valores encontrados para as resinas compostas foram da ordem de $26 \text{ a } 27 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$, enquanto que a média das diferentes marcas comerciais situaram-se ao redor de $31 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$; portanto cerca de 3 vezes maior que o da estrutura do dente, mas aproximadamente igual ao dos amálgamas odontológicos. Concluiu que as resinas compostas, por apresentarem bom vedamento marginal entre outras características, deveriam ter sua utilização tentada em cavidades de classe I e II

LEE Jr. & SWARTZ ³⁰, em 1970, utilizaram uma combinação de infiltração por radioisótopos e microscopia eletrônica de varredura para observar a superfície e adaptação de resinas compostas, comparando-as com amálgama, silicato e resina sem carga. Prepararam cavidades classe V em caninos e pré-molares humanos extraídos, sem cáries ou quaisquer restaurações. Os dentes foram restaurados com 4 resinas compostas (Addent 12, Addent 35, Dakor e Adaptic), amálgama (S.S.White), silicato (Crescent Dental) e uma resina sem carga (Amalgamated Dental Trade). Parte dos dentes restaurados foi termociclada (100 e 200 ciclos) em dois banhos (4°C e 50°C) durante 10 segundos, sendo a outra parte mantida em água a 37°C durante 60 dias. O preparo das amostras para a microscopia de varredura foi realizado com a deposição de 100 a 150°A de ouro. A

observação foi feita com voltagem de aceleração de 25kV e corrente de 2×10^{-11} A. As fotomicrografias foram tomadas de áreas representativas com aumentos de 100, 300, 1000 e 3000 X. Concluíram que não podem ser estabelecidos padrões diretos entre a infiltração do isótopo e o grau de adaptação cavitária.

DENNISON & CRAIG ¹⁴, em 1972, estudaram várias propriedades físicas e químicas de 4 resinas compostas (Adaptic, Concise, Blendant e DFR), comparando-as com uma resina sem carga (Sevriton). Concluíram que as resinas compostas foram dimensionalmente mais estáveis, durante a elevação de temperatura, do que as resinas acrílicas sem carga, em função da baixa alteração dimensional térmica das partículas de cerâmica, as quais podem até contrair-se durante o aquecimento, se for utilizada a cerâmica apropriada. Concluíram também que é necessário que qualquer material restaurador tenha alteração dimensional térmica similar àquele das estruturas do dente, a fim de controlar a infiltração marginal ou para manter a união adesiva em presença da tensão térmica bucal normal. Finalizaram afirmando que os compósitos sofrem menor alteração dimensional térmica pelo fato de alcançarem mais lentamente o equilíbrio térmico pois possuem condutividade térmica menor que o das estruturas do dente.

JACOBS, THOMPSON & BROWN ²⁶, em 1973, determinaram a resistência térmica entre alimentos sólidos e líquidos e dentes. Colocaram termopares na superfície de esmalte e no limite amelodentinário de incisivos centrais superiores e pré-molares recém-extraídos, localizando-os do lado oposto ao da aplicação do estímulo térmico. Os dentes foram radiografados para determinar a exata colocação dos termopares. A seguir suas raízes foram incluídas em

resina epóxica para simular o isolamento protetor da gengiva e dos tecidos de suporte. Os dentes foram então submetidos a uma corrente de água quente (65,6 °C) e fria (1,11 °C) e os resultados anotados numa tabela correlacionando temperatura X tempo. Concluíram que a suposta resistência desprezível entre alimentos e dentes superestima grandemente o gradiente de temperatura durante a ingestão de alimentos sólidos ou líquidos, sendo que a ingestão de líquidos resulta num coeficiente de transferência muito mais elevado.

ASMUSSEM ³, em 1974, estudou a relação entre a redução de temperatura e o tamanho da fenda marginal, além de investigar o efeito da elevação da temperatura na formação de fendas em resfriamentos subsequentes. Utilizou 4 resinas compostas (Adaptic, Blendant, Concise e Opotow) e 2 resinas não compostas (Sevriton e Swedon). Foram realizadas restaurações em dentes humanos extraídos e armazenadas em água a 37 °C por tempos que variaram de 1, 8 ou 64 dias para Sevriton e 8 ou 64 dias para os demais materiais, após o que foi feito o polimento. Cinco restaurações foram examinadas para cada material quando o polimento foi realizado após 1 ou 8 dias e dez restaurações de cada material se o polimento foi feito após 64 dias. Imediatamente após o polimento a área marginal foi observada sob microscopia com magnificação nominal da objetiva e ocular de 60X e 12,5X respectivamente, constatando que a fenda entre a restauração e o dente estava fechada em todos os casos. Em seguida as amostras foram sucessivamente colocadas em água a 23 ± 1 °C, 15 ± 1 °C, 10 ± 1 °C e 2 ± 1 °C, durante 2 minutos. Para cada temperatura as possíveis fendas que apareceram foram medidas e as de maior largura foram medidas e expressas em porcentagem do diâmetro da cavidade. A seguir as amostras foram colocadas em água a 50 ± 1 °C e 60 ± 1 °C

por 2 minutos. Após cada aquecimento as fendas marginais foram medidas sob água a 2 °C. Cada medição durou aproximadamente 10 minutos. Durante este tempo não foi registrada variação na dimensão da fenda. Estas medições foram feitas sob microscopia com magnificação nominal de 90 X 12,5 podendo ser medidas fendas de 0,4 µm. A partir dos resultados, concluiu que o aquecimento afetou menos as resinas compostas do que as não compostas pois o menor coeficiente de expansão térmica das resinas compostas resulta em menor compressão contra as paredes cavitárias. Concluiu também que as resinas compostas possuem limites elásticos mais altos. Finalizou lembrando que na boca, a duração dos períodos de aquecimento e resfriamento é normalmente curta; entretanto, os ciclos se repetem com maior freqüência, o que propiciaria discussão em próximos trabalhos.

ASMUSSEM ⁴, em 1974, baseado em trabalho anterior no qual criticava a longa duração dos períodos de aquecimento implicados na avaliação da percolação térmica de restaurações resinosas, propôs-se a investigar o efeito de repetidos aquecimentos sob condições reais de duração na formação de fendas marginais entre a restauração e o dente, durante subsequente resfriamento abaixo do valor mínimo, no processo de ciclagem térmica. Para tanto realizou restaurações com 4 resinas compostas (Adaptic, Blendant, Concise e Opotow) e 2 resinas não compostas (Sevriton e Swedon) em dentes humanos extraídos, que foram armazenados em água a 37 °C por 64 dias antes do polimento. Para cada material, 6 restaurações serviram como controle e não foram cicladas termicamente. As amostras do grupo experimental foram submetidas a 2 banhos mantidos a 37±1 °C e

50±1 °C ou 60±1 °C. O tempo de imersão foi de 2 ou 5 segundos e o número de ciclos foi 1, 10, 100 e 1000. Para cada combinação de: temperatura do banho, tempo de imersão e número de ciclos térmicos, 6 amostras foram investigadas, presas ao equipamento de ciclagem por linha de costura. Após a ciclagem os dentes foram colocados em um banho de água com temperatura abaixo de 37 °C. O aparecimento de fendas começou após aproximadamente 3 minutos. Foi utilizado microscópio com objetiva de imersão em água e a largura máxima da fenda foi expressa em porcentagem do diâmetro da cavidade. A amostra de Swedon foi mensurada num banho a 23±1 °C e as demais a 2±1 °C. Após este procedimento as amostras de Adaptic, Blendant, Concise e Opotow foram colocadas em água a 60±1 °C continuamente durante 83 minutos e as amostras de Sevriton e Swedon, durante 2 minutos. Para estas últimas realizou novas medições após armazenagem em água a 37±1 °C por 1 e 7 dias. Concluiu que deve se ter em mente que os resultados obtidos são estritamente válidos somente para o tipo de cavidade usada nessa pesquisa. Finalizou afirmando que as alterações dimensionais das restaurações sujeitas à variações de temperatura são sem dúvida dependentes do tamanho e forma da cavidade, além da utilização de bases e forramentos. Desta forma o cálculo da temperatura que possa abrir as fendas deve ser apenas considerado como aproximado aos obtidos com as temperaturas "in vivo".

HARRINGTON & Mc. CABE ²¹, em 1974, desenvolveram um dilatômetro capaz de medir o coeficiente cúbico de expansão térmica de materiais restauradores. Tal dispositivo eliminaria a necessidade de se confeccionar amostras de forma definida e com regularidade de

superfície, além de que uma leitura mais sensível permitiria a utilização de amostras menores. Avaliaram os coeficientes de expansão volumétrica de um silicato (Silicap), uma resina sem carga (Sevriton) e 7 compósitos (Adaptic, Concise, Cosmic, Smile, Exact, T.D. 71 e Epoxylite HL-72), além de Polycap, em corpos-de-prova de 4 mm de diâmetro por 12 mm de comprimento, obtidos a partir de uma matriz de politetrafluoretileno (PTFE), divididos em dois grupos: um ensaiado logo após a confecção e outro após armazenagem em água por 2 semanas. Os resultados obtidos mostraram um aumento considerável no coeficiente de expansão térmica dos materiais Sevriton, T.D. 71, Polycap, Cosmic e Exact, enquanto que para Silicap, Adaptic e Smile a alteração foi mínima, quando comparados com a expansão térmica após armazenagem em água. Acreditaram que a variação dos resultados provavelmente se deveu à sorpção de água e sugeriram maiores investigações. Concluíram que é necessário condicionar as amostras antes dos testes, no sentido de obter-se valores que se aproximem daquelas que possam existir no meio oral.

CRAIG & PEYTON¹¹, em 1975, descreveram o coeficiente de expansão térmica linear (α) como a variação em comprimento ($L_{\text{final}} - L_{\text{inicial}}$) por unidade de comprimento (L_{inicial}) de um material, pela variação a cada grau de temperatura, sendo calculado pela equação:

$$\alpha = \frac{L_{\text{final}} - L_{\text{inicial}}}{L_{\text{inicial}} \times (T_{\text{final}} - T_{\text{inicial}})}$$

sendo: L_{final} = comprimento final, L_{inicial} = comprimento inicial, T_{final} = temperatura final (°C) e T_{inicial} = temperatura inicial (°C).

Como os valores são numericamente baixos, objetiva-se expressar de forma exponencial, do tipo $22 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$. Uma prática não trivial é expressar a variação em partes por milhão (ppm) e, a título de ilustração, o valor seria 22 ppm. Tanto o coeficiente de expansão térmica linear quanto o volumétrico podem ser medidos e, para materiais que funcionam como sólidos isotrópicos, o coeficiente volumétrico pode ser considerado três vezes o coeficiente linear. Finalizaram apresentando tabela do coeficiente de expansão térmica linear (entre 20°C e 50°C) de alguns materiais, entre os quais as resinas compostas (23 a $41 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$) e a coroa dental ($11,4 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$).

SIMMONS, BARGHI & MUSCOTT ⁵⁰, em 1976, avaliaram “in vitro” os efeitos da termociclagem em dois selantes de fóssulas e fissuras (Nuva Seal e Epoxylite 9075). Utilizaram 200 molares permanentes extraídos e mantidos em solução salina normal. Após a profilaxia os dentes foram separados, ao acaso, em dois grupos de 100. Para cada grupo foi aplicado um tipo de selante, de acordo com as instruções do fabricante. Para determinar a temperatura de termociclagem, foi colocado um termopar de cromel-alumel num primeiro molar mandibular permanente “in vivo” e o paciente foi solicitado a ingerir café quente e chá gelado. As mudanças de temperatura foram registradas na interface selante-esmalte. A faixa de temperatura registrada situou-se entre 49°C e $4,4^\circ\text{C}$ com média de 45°C . Foi construído um termociclador automático que permitiu que o dente fosse continuamente banhado por água quente (60°C) e fria (11°C) a cada $2 \frac{1}{2}$ minutos. Foram realizados 20.000 ciclos sendo que, a intervalos determinados, todos os dentes eram

examinados sob estereomicroscopia (X10). Concluíram que ambos os selantes apresentaram falhas a 7.000 ciclos sendo que Nuva Seal apresentou melhor comportamento.

DENNISON¹³, em 1978, referiu-se ao alto coeficiente de expansão térmica como uma das características dos materiais resinosos. Exemplificou que o coeficiente de expansão térmica de uma resina sem carga seria de $90 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ e de uma resina com carga, $30 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$. Afirmou que, com a adição de apenas 50% em volume de partículas inorgânicas de carga, formam-se compósitos que apresentam um decréscimo na expansão térmica da ordem de dois terços. Além disto, a grande diferença entre a expansão térmica das resinas e da estrutura do dente acentua o potencial de infiltração e pode também tensionar severamente a união mecânica na interface de sistemas ácido-condicionados.

HEMBREE & ANDREWS²³, em 1978, avaliaram a infiltração marginal de vários materiais restauradores anteriores, colocados em áreas cervicais artificialmente erosionadas de dentes extraídos. Cinco sistemas de resinas compostas com condicionamento ácido (Enamelite, Restodent, Simulate, Concise/Concise Enamel Bond e Cervident) e um cimento de ionômero de vidro (ASPA) foram avaliados. Uma área de abrasão gengival foi produzida mecanicamente em 120 dentes anteriores e pré-molares extraídos. Após os procedimentos recomendados pelo fabricante para o condicionamento ácido e inserção do material, as restaurações foram polidas com diamante super fino e discos de dióxido de silicone, sendo então armazenados em água destilada a 37 °C. Antes do teste, cada amostra foi ciclada termicamente por imersão alternada durante

1 minuto em água a 4 °C e 58 °C por 100 ciclos. Cada grupo de amostras foi testado após 1 dia, 3 meses e 1 ano. A adaptação marginal foi determinada autoradiograficamente pela presença de isótopo na interface dente/restauração. Cada amostra foi imersa durante 2 horas numa solução de isótopo de ^{45}Ca de concentração 0,1 mCi/ml, com pH ajustado para 7,0. Após remoção da solução, as amostras foram seccionadas longitudinalmente através das restaurações e colocadas sobre um filme radiográfico periapical ultrarápido por 17 horas para produzir a autoradiografia. Os filmes foram processados em revelador automático. Os resultados foram classificados em: 0- nenhuma evidência de isótopo na interface restauração/dente; 1- alguma evidência de penetração do isótopo na interface; 2- evidência de penetração do isótopo ao longo da interface até o fundo do preparo e, 3- evidência de penetração além do fundo do preparo. Os resultados do estudo indicaram haver um grau de infiltração significativamente maior na margem gengival do que na margem incisal ou oclusal. Além disto, houve maior infiltração marginal nas restaurações sem forramento ou onde resinas sem carga foram colocadas entre o dente condicionado pelo ácido e a resina composta.

CORADAZZI, MONDELLI & VALERA ⁸, em 1979, com o propósito de verificar a infiltração marginal em restaurações de classe II a amálgama e resina composta, com e sem pinos, submetidas à ciclagem térmica, utilizaram duas substâncias traçadoras, o rádio-isótopo ^{181}Na e a Rodamina-B. Prepararam cavidades MO em 80 dentes molares; deste total a metade (40) foi dividida em grupos de 10 unidades, sendo restaurada com amálgama de prata nas seguintes condições: a- restaurações a amálgama; b- restaurações a amálgama

submetidas à ciclagem térmica; c- restaurações a amálgama retidas com pino e d- restaurações a amálgama retidas com pino e submetidas à ciclagem térmica. Previamente às restaurações a amálgama, a cavidade recebia duas camadas de verniz. Os restantes 40 dentes, divididos em grupos de 10 unidades, foram restaurados com resina composta nas seguintes condições: a- restaurações com resina composta; b- restaurações com resinas compostas submetidas à ciclagem térmica; c- restaurações com resinas compostas associadas com pinos e d- restaurações com resinas compostas associadas com pinos e submetidas à ciclagem térmica. A ciclagem térmica foi realizada automaticamente, submetendo-se os dentes a dois banhos com temperaturas diferentes (15 ± 1 °C e 45 ± 1 °C), com tempo de imersão de 15 segundos, realizando 250 ciclos completos para cada corpo de prova. As amostras permaneceram 24 horas mergulhadas nas substâncias traçadoras. Posteriormente, os dentes foram seccionados e montados em películas radiográficas periapicais, para obtenção das autoradiografias. As mudanças cromáticas produzidas pela Rodamina-B foram examinadas com lupa estereoscópica. Tendo em vista os resultados obtidos chegaram às seguintes conclusões: as restaurações com resinas compostas não mostraram ser eficientes no bloqueio da infiltração, com ou sem a utilização do pino rosqueável e sob a ação ou não da ciclagem térmica; o índice de infiltração observado nas restaurações a amálgama foi menor do que o apresentado pelas resinas compostas.

POWERS, HOSTETLER & DENNISON ⁴⁶, em 1979, determinaram o coeficiente de expansão térmica linear de resinas compostas e selantes de fôssulas e fissuras, entre 0 °C e 60 °C. Foram estudadas 7 resinas compostas (Adaptic, Adaptic-Radiopaque, Concise, Nuva-Fil,

Powderlite, Simulate e Vytol) e 4 selantes (Delton, Kerr Sealant, Nuva-Seal e White Sealant-System). Para cada material foram obtidos 5 corpos-de-prova cilíndricos com 3,7 mm de diâmetro por 7,7 mm de comprimento, os quais foram armazenados a seco por 24 horas. A expansão térmica foi medida com um analisador termomecânico comercial à uma taxa de aquecimento de 5 °C por minuto. Como padrão para aferição do equipamento foi utilizada uma amostra de alumínio com coeficiente de expansão térmica linear de $23,2 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ à temperatura de 27 °C. As curvas de expansão térmica foram obtidas entre 0 °C e 60 °C. Afim de conseguir uma taxa uniforme de aquecimento, as amostras e a câmara de teste foram resfriadas a -25 °C com nitrogênio líquido e em seguida aquecidas, obtendo-se o registro da curva. Imediatamente após o primeiro ensaio as amostras foram resfriadas a -25 °C e novas curvas foram obtidas. O coeficiente de expansão térmica linear foi calculado para 3 séries de temperaturas: 0 °C a 60 °C, 10 °C a 45 °C e 37 °C. Em função dos resultados obtidos puderam concluir: as curvas de expansão térmica obtidas não foram lineares nestas faixas de temperatura; valores obtidos pelo reaquecimento das amostras imediatamente após o resfriamento, diminuíram na ordem de 17%, talvez devido à liberação de tensões residuais incorporadas durante a polimerização do material. A temperatura na qual a aparente liberação de tensões inicia, provavelmente fosse a temperatura de transição vítrea da fase de polímero dos materiais testados. Finalizaram observando que compósitos com carga de vidro obtiveram valores mais baixos do que aqueles com carga de quartzo.

HARPER et al.²⁰, em 1980, estudaram a difusão térmica através de restaurações com vários materiais “in vivo”. Prepararam cavidades de

classe V em incisivos centrais superiores hígidos e indicados para extração por envolvimento periodontal. Incorporaram termopares de cromel-alumel em vários níveis do preparo e os restauraram com e sem forramento, com amálgama (Spheralloy), resina sem carga (Sevriton), resina composta (Concise) e cimento de silicato (M.Q.). Tendo isolado os dentes com dique de borracha, aplicaram jatos de água a 0 °C e 54 °C. Para cada temperatura, a duração do estímulo foi de 10 segundos aguardando, entre uma e outra aplicação, o restabelecimento do equilíbrio térmico. As temperaturas foram registradas por um galvanômetro multicanal. Os resultados mostraram que a maior taxa de difusão térmica se deu nos 3 a 4 primeiros segundos, sendo maior para o amálgama, seguido pela resina composta, cimento de silicato e resina sem carga. Baseados nos resultados obtidos concluíram que a maior variação de temperatura sempre ocorreu com a utilização de estímulo frio; isto porque o diferencial entre a temperatura ambiente e o estímulo frio foi maior do que entre a temperatura ambiente e o estímulo quente.

TJAN et al.⁵⁵, em 1980, observaram o efeito da variação da temperatura no selamento marginal de coroas totais fundidas. Realizaram preparos coronários com término cervical em chanfro na face vestibular e lâmina de faca na lingual e proximais, além de 4 sulcos (2 vestibulares e 2 linguais) de 40 molares recém extraídos com dimensões coronárias semelhantes entre si. Os dentes foram aleatoriamente divididos em dois grupos de 20; um grupo foi cimentado com cimento de fosfato de zinco (Fleck's) e o outro com cimento de policarboxilato de zinco (PCA). Para simular condições clínicas, foram aplicadas duas camadas de verniz (Copalite) nos dentes do grupo do fosfato de zinco. Dez dentes de cada grupo foram

submetidos a ciclagem térmica num aparelho automático, constituído de dois banhos (4 °C e 60 °C) contendo solução de fucsina básica a 0,2%. Foram realizados 2500 ciclos com 30 segundos de duração em cada banho. Os demais dentes não foram termociclados e serviram como controle. Após a ciclagem, todos os dentes foram incluídos em resina acrílica termicamente ativada (Orthocryl), seccionados vestibulo-lingualmente, examinados sob microscopia estereoscópica (40 a 80 X) e os resultados classificados como: 0- nenhuma penetração do corante; 1- penetração do corante \leq que a metade da parede axial; 2- penetração $>$ que a metade da parede axial; 3- penetração além da parede axial, em direção à face oclusal, sem alcançar a fossa central, e 4- penetração até a fossa central. Concluíram que a infiltração foi evidente em todos os grupos, independentemente da ciclagem térmica, sendo menor no grupo tratado com cimento de fosfato de zinco. Finalizaram sugerindo que a micro infiltração tem causas multifatoriais.

PORTE et al.⁴⁵, em 1984, utilizaram microscopia eletrônica de varredura para examinar as margens de restaurações em cavidades com desenhos variados, com e sem condicionamento ácido e com e sem ciclagem térmica. Realizaram preparos cavitários ovóides em 48 dentes anteriores superiores extraídos, com 4 diferentes tipos de acabamento cavo-superficial (experimental, bisel longo, 90° e bisel côncavo. A cavidade experimental, desenvolvida na Suíça com “preparo adesivo”, é extremamente conservadora, tendo mínima redução de esmalte em forma de bisel delgado e longo. As margens de todas as cavidades foram acabadas com discos Sof-Lex e brocas de carboneto de tungstênio. Em seguida foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% por 60 segundos e lavadas durante 30

segundos. As cavidades foram preenchidas pela técnica incremental com resina composta (Silar). Para cada tipo de preparo foram feitas 12 restaurações com e sem aplicação do agente de união recomendado pelo fabricante. Após o acabamento foram preparadas réplicas em resina para exame sob microscopia eletrônica de varredura. A seguir os dentes foram submetidos a 2500 ciclos térmicos entre dois banhos com 40 °C de diferença de temperatura. Cada tempo de imersão foi de 30 segundos e o tempo de transferência entre os banhos foi de 10 segundos. A seguir foram obtidas novas réplicas em resina e procederam a novo exame microscópico. As restaurações foram isoladas e imersas em solução de cloreto de cálcio radioativo para teste de infiltração. Em seguida, os dentes foram seccionados longitudinalmente e colocados sobre películas radiográficas para obtenção de autoradiografias. O exame das réplicas foi realizado com 300X de magnificação e a qualidade da morfologia marginal classificada como: 1- discrepância marginal com abertura marginal restrita, fissura marginal e margem sub-preenchida; 2- margem sobre-preenchida; e, 3- margem excelente. Para o teste autoradiográfico foram seguidos os seguintes valores numéricos de penetração do isótopo: 1- sem penetração; 2- discreta penetração na margem cavo-superficial; 3- penetração até a metade da parede axial; 4- penetração por toda a parede axial; e, 5- penetração na e através da parede axial. Os resultados demonstraram que tanto a morfologia marginal quanto a infiltração foram afetadas pelo desenho da cavidade, utilização ou não de agente de união e ciclagem térmica. Concluíram que a ciclagem térmica influencia negativamente a adaptação marginal, favorecendo a infiltração para todos os casos ensaiados.

HASINGER & FAIRHURST ²², em 1984, mediram o coeficiente de expansão térmica, investigaram a relação carga/matriz orgânica e a sorção de água de resinas compostas armazenadas por períodos superiores a 6 meses. Confeccionaram 6 corpos-de-prova cilíndricos de aproximadamente 3 mm de diâmetro por 25 mm de comprimento para cada uma das 11 resinas compostas estudadas (Adaptic, Finesse, Isopast, Isosit, Miradapt, P-10, Prisma-Fil, Profile, Silar, Visio-Dispers, Visio-Fil e Vytol). Para levantamento das curvas dilatométricas utilizaram um dilatômetro diferencial (Research II) no qual as amostras foram aquecidas da temperatura ambiente até 120 °C numa taxa de 1 °C x min⁻¹. Com o propósito de avaliar o efeito do tratamento térmico sobre o coeficiente de expansão térmica, outras curvas foram levantadas repetindo-se a mesma operação. Os valores dos coeficientes de expansão térmica foram calculados com intervalos de 5 °C e comparados entre si. Todas as resinas compostas apresentaram um aumento no valor do coeficiente de expansão térmica entre 30 °C e 65 °C. A taxa de expansão decresceu rapidamente entre 70 °C e 100 °C. As amostras submetidas a pré-aquecimento não apresentaram comportamento de expansão não-linear. Seus valores, ou aumentaram gradualmente com a elevação da temperatura, ou permaneceram relativamente constantes na faixa de temperaturas estudada. Como no uso clínico as resinas compostas provavelmente não alcancem as altas temperaturas necessárias para produzir o efeito de têmpera utilizado neste estudo, concluíram que os dados de expansão térmica obtidos para amostras não previamente submetidas à temperaturas acima de 37 °C, provavelmente sejam mais próximas das condições in vivo do que os dados obtidos para amostras submetidas à têmpera. Finalizaram recomendando que o

coeficiente de expansão térmica seja calculado em amostras não submetidas à têmpera, com temperaturas variando entre 37 °C e 50 °C, dando preferência a curvas de temperatura e não a valores médios.

SÖDERHOLM ⁵², em 1984, estudou o coeficiente de expansão térmica de partículas tratadas ou não com silano, numa matriz de TEGDMA. Os resultados mostraram existir uma relação linear inversa entre o volume da fração de carga e o coeficiente de expansão térmica, o qual diminuiu, para todos os materiais, com a ciclagem térmica. A redução do coeficiente de expansão, com o aumento da fração de carga indicou que a contração de polimerização da matriz induziu estresse em volta das partículas de carga. A aplicação de um modelo teórico revelou que o estresse induzido foi marcadamente alto o que facilitaria o enfraquecimento e microfraturas na matriz. Concluiu que compósitos com micropartículas parecem apresentar, clinicamente, melhor resistência ao desgaste, quando comparados ao com alta concentração de partículas de carga, pelo menos nos primeiros anos de uso clínico.

ASMUSSEM ⁵, em 1985, relatou que a contração de polimerização, associada a um decréscimo de temperatura da restauração, poderia causar fendas marginais, como conseqüência da diferença entre os coeficientes de expansão do dente e da resina composta, sendo o deste último maior. Conseqüentemente uma restauração de resina composta tenderia a se contrair mais, sob resfriamento, do que as estruturas dentais circunvizinhas, com conseqüente formação de fendas. Entretanto, a tendência da restauração afastar-se das paredes cavitárias seria reduzida por dois fatores principais: a união às paredes cavitárias estabelecida pelo condicionamento ácido do

esmalte ou o uso de um adesivo dentinário e, possivelmente mais importante, pela expansão higroscópica da restauração que a comprimiria contra as paredes cavitária. Desta forma a tendência de formação de fendas seria compensada pela recuperação elástica da carga contra as paredes da cavidade. Afirmou que restaurações feitas com várias resinas compostas e condicionamento ácido, após absorção de água por dois dias, podiam ser resfriadas a menos de 15 °C sem formação de fendas marginais. Isto se aplicaria tanto às resinas de macropartículas quanto às de micropartículas. Finalizou afirmando que isto significa que a percolação térmica pode não ter influência clínica. Por outro lado, o maior coeficiente de expansão térmica dos materiais de micropartículas não implicaria necessariamente numa maior infiltração marginal.

JENSEN & CHAN ²⁷, em 1985, considerando que a contração de polimerização tem influência direta na microinfiltração, afirmaram que a avaliação deste fenomeno em restaurações com resinas compostas deve incluir termociclagem, no sentido de simular as condições intra-orais. Informaram também que o coeficiente de expansão térmica do dente, aproximadamente $11 \times 10^{-6} \text{ x } ^\circ\text{C}^{-1}$, difere grandemente do apresentado pelas resinas compostas, que situa-se entre 26 e $40 \times 10^{-6} \text{ x } ^\circ\text{C}^{-1}$. Se estes valores fossem mais próximos entre si, provavelmente a quantidade de microinfiltração observada seria reduzida, especialmente nas áreas cervicais onde a união ao esmalte pode ser mais fraca ou a margem pode ser unida com agente de união dentinário na superfície radicular. Finalizaram recomendando que as resinas compostas para dentes posteriores devem ser avaliadas associando cargas cíclicas à termociclagem, a fim de simular as forças mastigatórias.

MUNKSGAARD, ITOH & JÖRGENSEN ⁴⁰, em 1985, estudaram o efeito da tensão produzida por ciclagem térmica e aplicação de carga sobre a união compósito-dentina. Prepararam cavidades cilíndricas com 1,5mm de profundidade por 2,5mm de diâmetro na superfície proximal de 40 dentes extraídos há no máximo 24 horas e mantidos em água morna até o momento do preparo. Metade das amostras tiveram as paredes cavitárias cobertas com hidróxido de cálcio (Dycal) com espessura aproximada de 0,3mm. As paredes de esmalte de todas as cavidades foram condicionadas com 37% de H₃PO₄ por 60 segundos, lavadas e secadas após o que a cavidade e o limite amelo-dentinário foram tratados com 0,5 M EDTA por 60 segundos, seguido de aplicação de Gluma e Clearfil Bond. Para preenchimento da cavidade utilizaram um resina composta fotopolimerizável (Silux). A ciclagem térmica foi realizada entre dois banhos (15 °C e 50 °C) com 14 segundos de permanência em cada banho. Para cada grupo de 10 amostras utilizaram um número médio de ciclos variável (431, 504, 431 e 715). Imediatamente após a ciclagem térmica os corpos-de-prova foram imersos em solução aquosa de eritrosina a 9% durante 10 segundos e inspecionados sob microscopia (X1000) e a largura das fendas marginais, quando existentes, foi medida à temperatura de 15 °C. Os resultados obtidos revelaram restaurações sem fendas de contração nas margens de esmalte e dentina. Revelaram também que a união dentina-polímero não foi afetada pela ciclagem térmica. Concluíram que a união entre a resina e a dentina em cavidades preparadas com EDTA, Gluma e Clearfil Bond não somente é bastante eficaz para resistir às tensões induzidas pela contração de polimerização, como também suficientemente eficaz para resistir às

forças induzidas pela variação de temperatura e cargas aplicadas nas condições propostas no trabalho.

EAKLE ¹⁵, em 1986, determinou o efeito da ciclagem térmica sobre a resistência à fratura e microinfiltração em dentes restaurados com resina composta (P-30) e agente de união (Scotchbond). Utilizou 14 pares de pré molares superiores (direitos e esquerdos da mesma boca), extraídos com finalidade ortodôntica. Realizou preparos oclusais, de paredes paralelas, com 1,5mm de largura por 3mm de profundidade. Após os preparos as cavidades foram tratadas com peróxido de hidrogênio a 3% para remoção de resíduos. As cavidades foram lavadas com água por 30 segundos e secadas com jatos de ar. O esmalte circunvizinho foi condicionado com ácido ortofosfórico a 37% durante 60 segundos, lavadas com água durante 45 segundos e secados com ar. O agente de união foi aplicado no esmalte e dentina e fotopolimerizado durante 30 segundos. A resina composta foi colocada em duas camadas de aproximadamente 1,5mm de espessura, sendo cada camada fotopolimerizada durante 60 segundos. Os dentes foram armazenados em 100% de umidade durante 24 horas. De cada par, um dente foi ciclado 480 vezes em dois banhos (5 °C e 55 °C), permanecendo 30 segundos em cada banho. Os dentes não ciclados permaneceram em umidificador à temperatura ambiente e serviram como grupo controle. A seguir todos os dentes tiveram os ápices de suas raízes selados com restaurações retrógradas de amálgama e as raízes foram isoladas com esmalte incolor para unhas. Em seguida os dentes foram imersos em solução de nitrato de prata a 50% em peso durante 4 horas e solução reveladora para radiografias durante 2 horas para evidenciar a microinfiltração sob as restaurações. Os dentes foram então fraturados em máquina de ensaios universal e suas

superfícies foram observadas sob estereomicroscopia e classificados de acordo com o seguinte critério: 0= nenhuma penetração; 1= penetração apenas em esmalte; 2= penetração além do limite amelodentinário, acima de $\frac{1}{4}$ da parede; 3= penetração entre $\frac{1}{4}$ e $\frac{1}{2}$ da parede; 4= penetração entre $\frac{1}{2}$ e $\frac{3}{4}$ da parede e 5= penetração entre $\frac{3}{4}$ e a parede. Os resultados mostraram que os dentes controle requereram força significativamente maior para se fraturarem. A microinfiltração ocorreu tanto no grupo controle quanto no grupo termociclado. Concluiu que a termociclagem reduz significativamente a resistência à fratura. Finalizou sugerindo que a contração da resina durante a polimerização pode desempenhar um papel mais importante no desenvolvimento da microinfiltração do que variações de temperatura.

MONTES & DRAUGHN ³⁹, em 1986, avaliaram a degradação superficial de resinas compostas submetidas a ciclagem térmica e presença de água, por curvas de abrasão por escovação, valores de dissolução e abrasividade superficial. Usaram 4 resinas compostas (Adaptic, Exact, Profile e Silar) e uma resina experimental sem carga (R[7.3]) com composição aproximada à das matrizes das resinas compostas utilizadas. Confeccionaram discos com 20mm de diâmetro e 1,5mm de espessura. Uma das faces foi polida pela técnica metalográfica padrão, terminando com pasta contendo partículas abrasivas diamantadas de 1 μ m. Esta face foi usada para observação microscópica das alterações devidas à imersão em água e ciclagem térmica, que foi realizada em dois banhos (10 °C e 60 °C), 48 ciclos/hora com uma taxa inicial de variação de temperatura de 15 °C - 20 °C/segundo, escolhidas por mais se assemelharem às condições "in vivo". As amostras foram submetidas a 100.000 ciclos, 1000

ciclos /dia, enquanto que o grupo controle permaneceu em água destilada a 37 °C. Para compensar o tempo no qual as amostras termocicladas foram submetidas à alta temperatura, o grupo controle foi colocado em água a 60 °C pela metade do tempo do grupo termociclado (8,7 dias por 2x10.000 ciclos). Concluíram que a água e a termociclagem afetaram diferentemente os materiais, dependendo da propriedades das partículas de carga; os efeitos foram mínimos na resina composta de micropartículas e no material contendo partículas de quartzo relativamente grandes. A termociclagem aumentou significativamente a dissolução da resina composta com partículas de vidro.

SMITH, WRIGHT & BROWN ⁵¹, em 1986, afirmaram que a expansão e contração térmicas são significativas quando diferentes materiais são utilizados juntos. O coeficiente de expansão térmica da maioria dos materiais difere consideravelmente dos apresentados pela dentina e esmalte. Entretanto, quando são ingeridos alimentos muito quentes ou muito frios, o tempo de ingestão é suficiente para que a restauração possa sofrer grandes alterações dimensionais, antes que os alimentos sejam equilibrados à temperatura bucal. Concluíram que a expansão térmica deve ser cuidadosamente considerada quando se tenta criar e manter a união entre metal e porcelana, em próteses parciais fixas e unitárias. Os fabricantes de tais sistemas deveriam controlar criteriosamente os constituintes de tal forma que o coeficiente de expansão térmica da porcelana se assemelhasse o mais possível àquele do metal a fim de que, quando o sistema metal-porcelana resfriasse de 800-1000 °C à temperatura ambiente, não se criassem tensões interfaciais, o que poderia levar a falhas de união metal-porcelana.

SPIERINGS et al.⁵³, em 1987, compararam um modelo dentário teórico com os resultados de uma pesquisa “in vivo”, quando eram ingeridos líquidos com temperaturas de 0 e 60 °C. Concluíram que o modelo se comportou de forma semelhante ao grupo experimental.

VAN DIJKEN & RUYTER⁵⁷, em 1987, estudaram as características superficiais de 8 resinas compostas para posteriores (Estilux Posterior, Ful-Fil, Heliomolar, Isomolar, Occlusin, P-10, P-30 e Profile) e 2 para anteriores (Concise 1979 e Concise 1985), por microscopia eletrônica de varredura e traçados perfilométricos. Prepararam 16 amostras cilíndricas de 4 mm de diâmetro por 2 mm de espessura para cada material, que foram polidas com diferentes técnicas. Para avaliar qualitativamente as mudanças após os diferentes tratamentos, as amostras foram cobertas com uma camada de 500 °A de ouro e observadas sob microscopia eletrônica de varredura com ângulo de incidência de 15° e voltagem de aceleração de 10,4 kV. As fotomicrografias foram obtidas com magnificação de 2000 X. Concluíram que as características superficiais dependem do conteúdo de partículas grandes e intermediárias de carga. Quanto maiores, mais duras e mais numerosas forem as partículas, maior a dificuldade em se conseguir uma superfície lisa.

A AMERICAN SOCIETY for TESTING and MATERIALS², pela norma D 696, em 1988, partiu do princípio que a expansão térmica de um plástico é resultante de um componente reversível ao qual são sobrepostos mudanças em comprimento devidas a variáveis tais como conteúdo de umidade, presa, perda de plastificantes ou solventes, liberação de tensões, mudanças de fase e outros fatores. Com a intenção de determinar o coeficiente de expansão térmica linear, excluindo tanto quanto possível estas variáveis, apresentou um

método de teste utilizando um dilatômetro de tubo de quartzo fundido, munido de um transdutor diferencial de variável linear (LVDT) que permitia um erro máximo de leitura de $\pm 1,0 \mu\text{m}$ para cada mudança de comprimento da amostra. As temperaturas utilizadas variaram de $-32 \text{ }^\circ\text{C}$ a $+32 \text{ }^\circ\text{C}$ ($\pm 0,2 \text{ }^\circ\text{C}$), medidas por termômetro ou termopar com precisão de $\pm 0,1 \text{ }^\circ\text{C}$. O cálculo do coeficiente de expansão térmica linear foi obtido aplicando a fórmula; $\alpha = \Delta L / L_0 \cdot \Delta T$ onde, α = coeficiente de expansão térmica linear por grau Celsius, ΔL = mudança no comprimento da amostra devida ao aquecimento ou resfriamento, L_0 = comprimento da amostra à temperatura ambiente (ΔL e L_0 sendo medidos na mesma unidade), ΔT = diferença de temperatura ($^\circ\text{C}$) na qual a mudança de comprimento foi medida. Concluiu que, sob as temperaturas recomendadas, os materiais plásticos apresentariam escoamento e deformação plástica desprezíveis; caso contrário a exatidão da medição seria significativamente afetada.

BULLARD, LEINFELDER & RUSSEL ⁷, em 1988, propuseram-se relacionar a extensão da microinfiltração com a quantidade de expansão e contração sofridas por materiais submetidos a mudanças de temperatura. Avaliaram seis diferentes materiais (Sevriton, Silux, Fynal, Occlusion, Cluster e Ketac-Fil) com coeficientes de expansão térmica variando desde aqueles próximos ao das estruturas dentárias, até valores muitas vezes mais altos. Foram utilizados 60 molares permanentes extraídos, sem cáries ou fraturas, em cuja superfície vestibular prepararam cavidades de classe V, sem bisel, com dimensão mesio-distal de 5mm, ocluso-gengival de 3mm e profundidade de 2mm. Após os preparos os dentes foram selados com

esmalte para unhas, respeitando 1,5 a 2mm das bordas do preparo. Os dentes restaurados foram termociclados em solução de fucsina básica a 0,5% em dois banhos (5 °C e 55 °C) com 30 segundos de imersão em cada banho. Foram realizados 125 ciclos para todas as amostras. A seguir os dentes foram seccionados, examinados sob microscopia de dissecação (X3) e a microinfiltração foi classificada em: 1- nenhuma microinfiltração detectável; 2- penetração do corante apenas em esmalte; 3- penetração do corante na dentina; 4- envolvimento parcial da parede axial da cavidade; 5- envolvimento total da parede axial; 6- penetração do corante nos túbulos dentinários e 7- penetração do corante na câmara pulpar. Concluíram que, embora vários outros fatores contribuíssem para a microinfiltração, o coeficiente de expansão térmica deve ser considerado com fator primordial.

DARBYSHIRE, MESSER & DOUGLAS¹², em 1988, avaliaram a efetividade de um agente de união à dentina e de um forrador para cimento de ionômero de vidro, na redução da microinfiltração marginal. Utilizaram 80 pré molares extraídos, armazenados em água a 4 °C e distribuídos aleatoriamente em 8 grupos de 10 dentes. Realizaram preparos de classe II (MOD) com margens cervicais a 1mm do limite amelo-cementário. Após condicionamento ácido do esmalte de todos os dentes, os grupos 1 e 2 receberam apenas resina composta; os grupos 3 e 4 receberam agente de união dentinária e resina composta para posteriores; os grupos 5 e 6 receberam cimento de ionômero de vidro forrador e resina composta para posteriores, e os grupos 7 e 8 receberam associação de agentes de união dentinária, cimento de ionômero de vidro forrador e resina composta. Metade das amostras de cada grupo foi submetida a cargas cíclicas axiais. Em

seguida, todos os grupos foram termociclados em dois banhos (5 °C e 55 °C) durante 30 segundos em cada banho, num total de 500 ciclos. As amostras foram tratadas em solução aquosa de nitrato de prata em ambiente escuro, durante 4 horas e em seguida imersas em solução fotoreveladora sob forte luz, durante 8 horas, para detecção e avaliação da microinfiltração. Concluíram que o efeito de cargas cíclicas não foi estatisticamente significante, sendo detectada microinfiltração em todas as restaurações. Entretanto, observaram sensível redução da microinfiltração quando houve associação de agente de união à dentina e forrador de cimento de ionômero de vidro.

GREENER & DUKE ¹⁸, em 1989, estudaram as propriedades físicas de resinas para facetas de coroas e próteses fixas. Utilizaram duas resinas (Dentacolor e Visio-gem). A expansão térmica foi avaliada num dilatômetro Theta, em amostras de 4mm de diâmetro por 20mm de comprimento, num intervalo de temperatura entre 0 e 60 °C. Concluíram que o alto coeficiente de expansão térmica linear destas resinas pode levar à penetração de fluidos bucais na interface resina/metal, sendo que a termociclagem pode por em risco a união da faceta de resina ao substrato metálico.

HENGCHANG, et al.²⁴, em 1989, estudaram o coeficiente de expansão de 60 dentes recém extraídos, numa faixa de temperaturas de 10 a 80 °C, usando um dilatômetro. O valor do coeficiente aumentou rapidamente acima de 50 °C, mas não houve variação significativa em dentes com idade entre 10 e 70 anos. As médias de valores obtidas foi de $16,96 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ para o esmalte, $10,59 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ para a dentina, $11,90 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ para coroas e $9,44 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ para raízes. Concluíram que estes novos valores, associados com

seus desvios padrões, podem ser agora utilizados ao se considerar a expansão térmica da substância do dente humano.

MAIR & VOWLES³⁴, em 1989, avaliaram o efeito da ciclagem térmica sobre a resistência à fratura de resinas compostas. Confeccionaram 36 corpos-de-prova para cada resina composta (Concise, Clearfil Posterior, Heliomolar, Occlusin, P-30, Profile TLC e Silux) divididos em 6 grupos, dos quais 5 foram submetidos a 10^1 , 10^2 , 10^3 e 10^4 ciclos térmicos entre $3\text{ }^{\circ}\text{C}(+2)$ e $60\text{ }^{\circ}\text{C}(+1)$. O tempo de imersão em cada banho foi de $2,25\text{ min} \times \text{ciclo}^{-1}$ com $0,75\text{min}$ de intervalo entre cada mudança de banho, num total de 6min . A duração da termociclagem do grupo submetido a 10^4 ciclos foi de 42 dias. Em seguida, foram submetidos a ensaios de resistência à tração, numa velocidade de $0,5\text{mm} \times \text{min}^{-1}$. Concluíram que os efeitos das variações de temperatura cíclicas, como as encontradas na boca, não são fatores significativos na resistência à fratura de resinas compostas

TWIGGS et al.⁵⁶, em 1989, desenvolveram um dilatômetro com taxas rápidas de aquecimento e resfriamento, para medir a expansão térmica da porcelana dental. O aparelho baseou-se na reflexão de um feixe de laser hélio-neônio sobre um espelho recoberto por ródio, colocado sobre a amostra que era aquecida num forno alimentado por 4 refletores elípticos com lâmpada com filamento de tungstênio em bulbo de quartzo. A variação era analisada por um interferômetro e a temperatura controlada por pirômetro que respondia à radiação na faixa entre $4,8$ e $5,2\text{ }\mu\text{m}$ da região infra-vermelha. Concluíram que a regressão linear de tempo e temperatura produziu um coeficiente de correlação $\geq 0,99$. O erro padrão da taxa de aquecimento ou

resfriamento variou de 0,06 a 75 °C x min⁻¹ até 0,08 a 600 °C x min⁻¹. A análise dos dados de calibração mostrou gradientes térmicos ao longo do comprimento da amostra.

YAMAGUCHI, POWERS & DENNISON⁶⁰, em 1989, mediram o coeficiente de expansão térmica linear de resinas compostas fotopolimerizáveis por luz visível. Prepararam corpos-de-prova de 7 resinas compostas (Quantum, Prismafil, Silux, Quantum PAC, Sinterfil, P-30 e Herculite) com 3,7mm de diâmetro por 7,7mm de comprimento. A expansão térmica linear foi medida com um analisador termomecânico (Modelo 941 E I DuPont de Nemours & Co, Wilmington, DE 19898), entre 0 °C e 60 °C. Para conseguir uma taxa de aquecimento estável de 5 °C x min⁻¹, as amostras foram resfriadas a -25 °C em nitrogênio líquido. O registro do coeficiente de expansão térmica foi feito em três faixas de temperatura (0 °C - 60 °C, 10 °C - 45 °C e 37 °C), tendo sido realizadas duas medições para cada faixa de temperatura. Os valores variaram de 29,0 a 83,5 X 10⁻⁶ x °C⁻¹ a 37 °C. Concluíram que, embora houvesse correlação significativa entre o coeficiente de expansão térmica linear e a fração volumétrica das partículas de carga, outros fatores afetavam potencialmente a expansão térmica, tais como as características térmicas das partículas de carga, a composição da matriz orgânica e seu grau de polimerização.

KOIKE et al.²⁸, em 1990, avaliaram o efeito da sorpção de água e da tensão térmica sobre a adaptação cavitária de resinas compostas. As cavidades foram preparadas em molares humanos recém extraídos, por desgaste do esmalte proximal e preparo cavitário de forma cilíndrica com 3mm de diâmetro por 1,5mm de profundidade. As paredes cavitárias e a dentina circunjacente foram limpas com EDTA

a 0,5M durante 60 seg, lavadas, secadas e restauradas com resina composta fotopolimerizável (Silux), aplicada sobre três primers dentinários experimentais. Os corpos-de-prova foram divididos em 4 grupos e armazenados em água a 10 °C durante uma, duas, quatro e seis horas, após o que foram termociclados por imersão de 30 segundos em dois banhos (10 °C e 45 °C), até completar 60 ciclos. Concluíram que a associação do condicionamento ácido/primer/resina composta foi suficiente para evitar a formação de fendas marginais decorrentes da contração térmica.

LÓSSIO ³², em 1990, descreveu uma classificação das resinas compostas com base no tamanho das partículas de carga. Afirmou que a concentração destas, que pode atingir 86% em peso, aumenta consideravelmente as propriedades de resistência além de fazer com que a pequena quantidade de matriz orgânica (BIS-GMA) tenha pouco efeito sobre as alterações térmicas das restaurações.

Mc. CABE ³⁶, em 1990, afirmou que o coeficiente de expansão térmica linear (α) é definido como um aumento fracionário no comprimento de um corpo para cada grau centesimal de temperatura. Pelo fato de os valores de α serem freqüentemente muito pequenos (tipicamente $25 \text{ a } 6 \times 10^{-6} \times \text{°C}^{-1}$ para resinas compostas), são freqüentemente apresentados como partes por milhão (ppm). Esta propriedade é particularmente importante para materiais restauradores: se o valor de α do material for significativamente maior do que o das estruturas dentárias, surgirá uma pequena fenda através da qual penetrarão fluidos contendo bactérias. Entretanto, na prática, a situação não estaria bem definida; a contração e expansão devidas a estímulos seria função do coeficiente de expansão térmica

linear e da difusibilidade térmica. Concluiu que, para materiais restauradores, a combinação ideal de propriedades deve ser um baixo valor de difusibilidade combinado com um valor de α similar ao das estruturas do dente.

MOMOI et al.³⁸, em 1990, avaliaram o efeito da tensão térmica sobre a infiltração marginal de restaurações com resina composta em dentes bovinos. Utilizaram 9 dentes, em cujas faces vestibulares realizaram 4 preparos com forma cilíndrica, com 2mm de diâmetro por 1,5mm de profundidade, cada um dos quais foi preenchido com uma resina composta diferente (Clearfil Posterior, Clearfil Photo Posterior, P-30 e P-50), num total de 36 restaurações. Imediatamente após as restaurações, todos os dentes foram armazenados em solução fisiológica salina a 37 °C durante uma hora. Oito dentes foram submetidos a ciclos térmicos constituídos de banhos a 37 °C durante um minuto, a 4 °C durante 2 minutos, a 37 °C durante um minuto e a 60 °C durante 2 minutos, num total de 9000 ciclos e duração de 47 dias. em cada um dos quatro banhos. A nona amostra foi mantida em solução fisiológica salina a 37°C durante o mesmo período. Concluíram que a tensão térmica aumentou a infiltração marginal gradualmente, sendo que o mesmo não ocorreu no dente controle.

MANDRAS, RETIEF & RUSSEL³⁵, em 1991, estudaram o efeito da tensão mecânica oclusal e da tensão térmica sobre a microinfiltração do sistema de união à dentina Scotchbond 2. Prepararam cavidades classe V envolvendo esmalte e cemento na superfície vestibular de 54 caninos humanos extraídos e nas superfícies vestibular e lingual de 8 molares humanos extraídos. Os caninos foram divididos em 3 grupos, os quais foram termociclados respectivamente com 250 ciclos entre 8 °C e 55 °C com tempo de

permanência de 15s em cada banho, contendo solução de fucsina básica a 0,5%, 500 ciclos seguidos de imersão, por uma noite, em solução de fucsina básica a 0,5% e reciclagem térmica de 500 ciclos e, 500 ciclos em água destilada seguidos de imersão, por uma noite, em solução de fucsina básica a 0,5% e reciclagem térmica de 500 ciclos seguida de reimersão em solução de fucsina básica a 0,5% durante uma noite. Os molares foram submetidos a 66000 ciclos de cargas oclusais de 8 MPa seguido de ciclagem térmica de 250 ciclos em dois banhos (8 °C e 55 °C) contendo solução de fucsina básica a 0,5% e tempo de imersão de 15s em cada banho. Concluíram não haver diferenças significativas na microinfiltração das restaurações colocadas em caninos. Entretanto, no grupo dos molares submetidos a cargas oclusais a microinfiltração foi significativamente aumentada, provavelmente devida ao aumento de comprimento das restaurações colocadas nestes dentes.

PHILLIPS ⁴⁴, em 1991, definiu coeficiente de expansão térmica linear como a alteração no comprimento por unidade de comprimento de um material, quando a temperatura é elevada ou abaixada em um grau. Como exemplo da importância desta propriedade, citou o caso de uma restauração dentária expandir ou contrair mais que o dente, durante as alterações de temperatura. Se isto ocorresse, a restauração poderia sofrer infiltração pela contração ou soltar-se pela expansão. Pelos valores citados, este comportamento seria aplicado à uma restauração feita com resina composta, cujas alterações de dimensões são três vezes maiores do que as da estrutura dental para cada alteração de grau na temperatura.

PRATI, NUCCI & MONTANARI ⁴⁷, em 1991, estudaram a resistência ao cisalhamento e microinfiltração de vários sistemas de

união à dentina. Para o ensaio de microinfiltração, prepararam 158 cavidades de classe V, que se estendiam até a junção amelocementária, cobertas com sistemas de união à dentina e restauradas com resina composta. Os dentes foram submetidos a 250 ciclos térmicos em 3 banhos (5 °C, 37 ° e 55 °C) com tempos de imersão respectivamente 30s, 20s e 30s. Em seguida os dentes foram imersos durante 48 h em solução de azul de metileno a 37 °C. Concluíram não haver diferenças significativas na microinfiltração dos vários sistemas estudados.

LAMBRECHTS et al.²⁹, em 1992, compararam resinas compostas convencionais e de micropartículas, apresentando uma desvantagem das resinas de micropartículas, que é a fratura em “lascas. Provavelmente devido ao alto coeficiente de expansão térmica, à alta sorção de água, à alta contração de polimerização e à baixa resistência tênsil, fraturas adesivas e coesivas ocorrem três a quatro vezes mais freqüentemente em resinas de micropartículas do que em resinas convencionais.

PALMER et al.⁴², em 1992, estudaram as temperaturas extremas a que é submetida a cavidade bucal, quando da ingestão de alimentos ou bebidas quentes e frios, sugerindo que a termociclagem de materiais se faça numa faixa de temperaturas de 0 a 67 °C.

VAN MEERBEEK et al.⁵⁸, em 1992, afirmaram que, sendo o coeficiente de expansão térmica aproximadamente 4 vezes maior do que o das estruturas dentais, qualquer resina adesiva para restauração está sujeita a formar fendas marginais. Entretanto, com o advento de adesivos poliméricos hidrofílicos, houve sensível redução de problemas decorrentes de infiltração marginal, como penetração de

substâncias estranhas na polpa e melhor selamento de túbulos dentinários.

ABDALLA & DAVIDSON¹, em 1993, avaliaram a integridade marginal de restaurações de resina composta “in vivo” e “in vitro”. Para os ensaios “in vivo” foram realizadas cavidades Classe II em 24 dentes indicados para extração por razões ortodônticas, os quais foram extraídos 4-6 semanas após executadas as restaurações com 4 resinas compostas (Heliomolar, P50, Clearfil e Photoposterior) combinadas com 4 agentes de união (Heliobond, Scotchbond 2, Clearfil e Photobond) e armazenados em água para posterior avaliação. Para os ensaios “in vitro” foram realizadas cavidades semelhantes em 48 dentes recém extraídos e armazenados em água a 37 °C durante 2-3 semanas e termociclados em dois banhos (5 °C e 55 °C), durante 3 minutos em cada banho, num total de 500 ciclos. Posteriormente foram submetidos a carga cíclica com direção axial. Todas as amostras foram imersas em solução corante por 24 horas, seccionadas mesio-distalmente e examinadas, sendo a avaliação feita segundo o critério: 0- nenhuma penetração do corante; 1- penetração ao longo de 1/3 da parede; 2- penetração ao longo de 2/3 da parede; 3- penetração total da parede gengival, e 4- penetração ao longo de toda a parede gengival, subindo pela parede axial. Concluíram que nenhuma das técnicas restauradoras utilizadas proveu um selamento marginal perfeito. Finalizaram afirmando que os experimentos “in vitro” devem ser considerados somente de valor limitado na predição do desempenho clínico de restaurações Classe II com resinas compostas.

HORSTED-BINDSLEV & ASMUSSEN²⁵, em 1993, expressaram o coeficiente de expansão térmica linear em %/ °C e afirmaram que este

é mais alto para as resinas compostas de micropartículas do que para as de macropartículas. Isto implicaria em risco de formação de fendas como resultado do resfriamento da restauração e do dente. Contudo, uma expansão higroscópica de magnitude suficiente, criaria uma compressão elástica da restauração contra as paredes cavitárias, contrapondo-se às fendas provocadas pela contração térmica. Também os agentes de união ao esmalte e à dentina se contraporiam a estas fendas. Concluíram afirmando que as diferenças em tamanho e o coeficiente de expansão térmica, provavelmente não influenciariam o desempenho clínico das resinas restauradoras.

MIRANDA Jr.³⁷, em 1994, enfatizando que a estética, em Odontologia, tem sido, provavelmente, a área de maior evolução nos últimos anos, devido ao forte apelo social e ao grande desenvolvimento tecnológico imprimido aos materiais odontológicos, avaliou a infiltração em pré molares humanos restaurados com diferentes compósitos e adesivos. Após as restaurações os dentes foram imersos em água destilada a 37 °C durante uma semana, sendo que alguns grupos sofreram novo condicionamento ácido com aplicação de uma resina fluida (Fortify) na interface dente/restauração. Em seguida foram submetidos a ciclagem térmica em dois banhos (5 °C e 55 °C) com tempo de imersão de 1 minuto em cada banho e 3 segundos de passagem, durante 700 ciclos. Concluiu que a resina de micropartículas apresentou maior valor de infiltração, em relação à resina de partículas ultrafinas, e que a aplicação de resina fluida pós-restauração reduziu significativamente a infiltração para as duas resinas.

PRATI et al.⁴⁸, em 1994, avaliaram a microinfiltração de restaurações extensas de Classe II (MOD) utilizando diferentes

combinações de agentes de união à dentina e resinas compostas para posteriores, comparando dois métodos de avaliação de infiltração. Utilizaram 36 terceiros molares não erupcionados recém extraídos e armazenados menos de um mês em solução salina isotônica mantida a 4 °C. As cavidades foram preparadas observando as seguintes dimensões: comprimento = $9,7\pm 1\text{mm}$, largura = $3,1\pm 1\text{mm}$, profundidade das caixas proximais = $5,5\pm 0,4\text{mm}$ e profundidade da caixa oclusal = $3,2\pm 0,2\text{mm}$. Foram utilizados 4 agentes de união (Clearfil PhotoBond, Scotchbond 2, Vitrebond e Tripton) e 3 resinas compostas (Clearfil PhotoBond, Occlusin e P50). Os dentes restaurados foram termociclados em dois banhos (4 °C e 55 °C) permanecendo 30 segundos em cada banho, durante 240 ciclos. A permeabilidade foi avaliada submetendo as amostras a um ambiente sob pressão de 0,069 MPa. Após a avaliação as amostras foram novamente termocicladas por 1440 ciclos e reavaliadas. Para detecção da microinfiltração foi utilizada solução de nitrato de prata a 50% durante 2 horas à temperatura ambiente. Concluíram que ambos os métodos podem ser utilizados para detecção e avaliação da microinfiltração.

ROSSITI ⁴⁹, em 1994, estudou a compatibilidade entre cerâmicas e ligas de níquel-cromo. Utilizou um dilatômetro de resfriamento rápido modelo DT 1000 da Adamel Lhomargy. As mudanças de dimensões dos corpos-de-prova foram detectadas por um transdutor diferencial de variável linear (LVDT), através de uma haste de sílica e plotadas automaticamente. Concluiu que o equipamento e a metodologia utilizados foram adequados para obtenção das curvas de expansão térmica dos materiais estudados, possibilitando, tanto a determinação

do CETL para uma determinada faixa de temperaturas (α médio), quanto o CETL para uma dada temperatura (α verdadeiro).

CRAIG, O'BRIEN & POWERS ¹⁰, em 1996, afirmaram que o coeficiente de expansão térmica não é uniforme por toda a faixa de temperaturas, sendo usualmente mais elevado para os líquidos do que para os sólidos. Apresentaram uma tabela onde o coeficiente de expansão térmica do dente varia de 10 a $15 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$, dos compósitos odontológicos, de 25 a $68 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ e das resinas sem carga e selantes, de 70 a $100 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ para uma faixa de temperaturas entre 20 a $50 \text{ }^\circ\text{C}$.

VERSLUIS et al. ⁵⁹, em 1996, desenvolveram um método para avaliar o CETL de restaurações com resinas compostas e estudaram seu comportamento em função da temperatura e repetidas termociclagens. Para tanto aplicaram "strain gauges" à superfície de restaurações, afim de medir instantaneamente a tensão em função da elevação da temperatura, a qual foi monitorada por um termopar incluído na restauração. O valor do CETL foi determinado para a faixa de temperaturas de 26 a $75 \text{ }^\circ\text{C}$ e se mostrou quase linear, decrescendo em função da termociclagem. Concluíram que tensões termicamente induzidas pela diferença entre o CETL do material restaurador e do dente podem ser relacionadas com microinfiltração e desgaste. Concluíram também que o material Z-100 apresentou os valores do CETL mais próximos dos da coroa dental, confirmando estudos demonstrando as vantagens de compósitos contendo altas quantidades de micropartículas de carga.

3. PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

As alterações dimensionais dos materiais poliméricos restauradores induzidas pelas variações térmicas são expressas pelo coeficiente de expansão térmica linear. Assim, apesar de estabelecido o valor de $22 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ para as resinas compostas num intervalo de temperatura entre 30 e 40 $^\circ\text{C}$ ⁶, as informações na literatura odontológica são omissas quanto ao valor do coeficiente de expansão térmica linear verdadeiro, determinado à cada grau Celsius dentro de uma variação térmica entre 0 e 80 $^\circ\text{C}$.

Diante disso, o propósito deste estudo foi determinar o coeficiente de expansão térmica linear verdadeiro e médio de recentes e diferentes compósitos odontológicos, utilizando um dilatômetro de resfriamento rápido em temperaturas de relevância clínica e após repetidas variações térmicas, associando-os à alterações morfológicas e dureza de superfície.

4. MATERIAIS E MÉTODO

4. MATERIAIS E MÉTODO

4.1. Materiais

Foram utilizados, neste estudo, cinco compósitos odontológicos recomendados pelos seus fabricantes para uso em restaurações de dentes anteriores e posteriores, conforme Tabela 1. Os materiais são sistemas polimerizados por ativação física (luz visível). O material Charisma apresenta matriz orgânica constituída por isopropileno-bis hidroxipropilmetacrilato e os demais, BIS-GMA. O material Z-100 apresenta partículas monomodais e os demais partículas híbridas, conforme Tabela 2.

Tabela 1 - Compósitos odontológicos e respectivos fabricantes

MARCA COMERCIAL	FABRICANTE
Charisma	Kulzer Friderichsdorf, Alemanha
Herculite XRV	Kerr Manufacturing Company, USA
Prisma APH	Caulk-Dentsply, USA
Tetric	Vivadent, Alemanha
Z-100	3M Company Dental Division, USA

Tabela 2 - Composição básica dos compósitos odontológicos

Material	Matriz Orgânica	Carga	Tamanho médio de partículas (µm)	de Volume (%)
* Charisma	isopropileno-bis hidroxipropilmetacrilato	vidro de bário	0,12 - 25	48,6
* Herculite XRV	BIS-GMA	silicato de bário e alumínio	0,6	55,2
* Prisma APH	BIS-GMA	vidro de bário e sílica coloidal	0,2 - 20	49,7
* Tetric	BIS-GMA/ UDMA/TEGDMA	vidro de bário / trifluoreto de itérbio	0,04 - 3	41,3
* Z-100	BIS-GMA/TEGDMA	zircônia / sílica	0,01 - 3,5	64,3

* informações do fabricante (bula)

** Manual da 3M

4.2. Método

4.2.1. Confeção dos corpos-de-prova

Para cada material (Charisma, Herculite XRV, Prisma APH, Tetric e Z-100) foram confeccionados 2 corpos-de-prova, distribuídos em 2 grupos, dos quais um foi submetido à ciclagem térmica e outro serviu de controle, totalizando 10 corpos-de-prova.

Foi utilizada uma matriz de plexiglas (Rohn & Haas Co., USA) transparente, constituída de duas secções transversais, com a qual foram obtidos corpos-de-prova cilíndricos, com 12 mm de comprimento por 2 mm de diâmetro (Fig. 1).

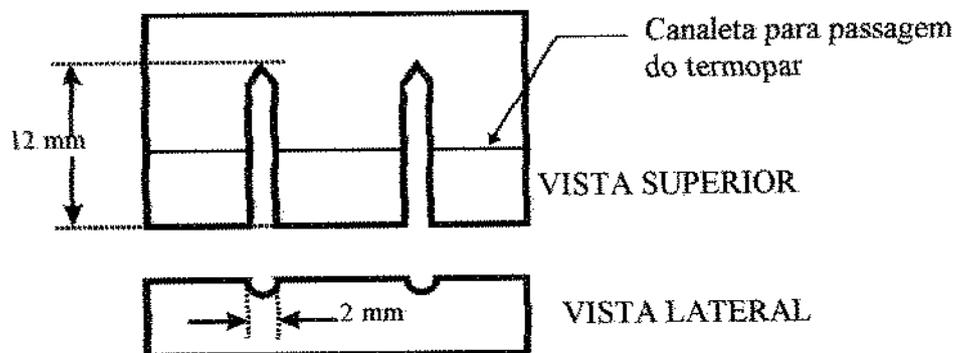


Figura 1 - Representação esquemática da matriz plástica utilizada para obtenção dos corpos-de-prova.

Os corpos-de-prova foram confeccionados em ambiente controlado, com temperatura de 23 ± 2 °C e 50% de umidade relativa. Pequenas porções da pasta única dos compósitos foram inseridos em cada uma das partes da matriz com auxílio de um condensador plástico para compósito (JON). Um par termoeletrico constituído de fios de cromel e alumel, com diâmetros de 0,10 mm, unidos por soldagem à ponto (autógena), foi posicionado de forma que a região do ponto de solda ficasse situada no meio geométrico do corpo de prova.

Com a matriz fechada e comprimida com leve pressão digital, o conjunto foi polimerizado durante 80 segundos, sendo 40 segundos para cada um dos lados maiores da matriz, usando luz visível emitida pelo aparelho Visilux 2 (3M Dental Products Division St. Paul, MN.), com intensidade de luz de $530 \text{ mW} \times \text{cm}^{-2}$, medidos com aparelho Demetron (Demetron Research, Danbury, CT, USA). Depois de removidos da matriz, os corpos-de-prova foram novamente fotopolimerizados durante 40 segundos, sendo 20 segundos para cada lado. Os excessos de material foram removidos com lâmina de bisturi e broca multilaminada com 12 lamina (R.528/014 Maillefer). A seguir, os corpos-de-prova foram imersos em água destilada e armazenados a $37 \text{ }^{\circ}\text{C}$ em estufa Heraeus (Alemanha), durante 24 horas.

4.2.2. Determinação da curva dilatométrica

Foi estabelecido um ciclo de resfriamento e aquecimento, que propiciou uma temperatura mínima de $-15 \text{ }^{\circ}\text{C}$ e uma temperatura máxima de $80 \text{ }^{\circ}\text{C}$, dividido em três segmentos (Quadro 1), cuja expressão gráfica encontra-se na Figura 2. Dentro desta faixa encontravam-se todas as temperaturas pesquisadas por diversos autores^{1, 3, 4, 7, 8, 12, 17, 19, 23, 28, 30, 34, 35, 37, 38, 39, 40, 41, 43, 47, 48, 50, 54, 55}.

No primeiro segmento a temperatura dos corpos-de-prova passou, da temperatura ambiente à $-15 \text{ }^{\circ}\text{C}$, a uma taxa de $0,5 \text{ }^{\circ}\text{C} \times \text{s}^{-1}$, por resfriamento com Nitrogênio líquido.

No segundo segmento a temperatura foi mantida em $-15 \text{ }^{\circ}\text{C}$ durante 60 segundos.

No terceiro segmento a temperatura foi elevada de $-15 \text{ }^{\circ}\text{C}$ a $80 \text{ }^{\circ}\text{C}$ a uma taxa de $0,5 \text{ }^{\circ}\text{C} \times \text{s}^{-1}$.

Quadro 1 - Valores da temperatura inicial (T_{inicial}), temperatura final (T_{final}), tempo e taxa, para os três segmentos propostos para o ciclo térmico.

SEGMENTO	T_{inicial} ($^{\circ}\text{C}$)	T_{final} ($^{\circ}\text{C}$)	Tempo (seg)	Taxa ($^{\circ}\text{C} \times \text{s}^{-1}$)
1	ambiente	-15	± 100	0,5
2	-15	-15	60	-
3	-15	80	± 200	0,5

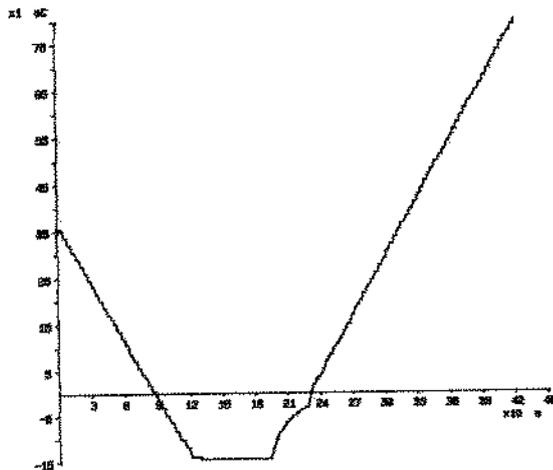


Figura 2 - Ilustração gráfica do ciclo térmico elaborado para o ensaio dilatométrico dos corpos-de-prova.

4.2.3. Obtenção da curva dilatométrica (dilatograma)

Uma vez determinado o ciclo térmico, os corpos-de-prova foram alojados no suporte próprio de um dilatômetro ⁴⁹ Quenching Dilatometer, modelo D.T. 1000 (Adamel Lhomargy Division d'instruments S.A., France), ilustrado na Figura 3, constituído de: forno de radiação direcional incluindo duas lâmpadas de filamento de tungstênio equipadas com refletor elíptico, amplificadores de

deslocamento e temperatura, controlador de temperatura, conversor de corrente A/D e linearizador de corrente A/D, segundo esquema apresentado na Figura 4, que permite um erro máximo de leitura de $\pm 1 \mu\text{m}$ para cada mudança de comprimento da amostra (AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS²)

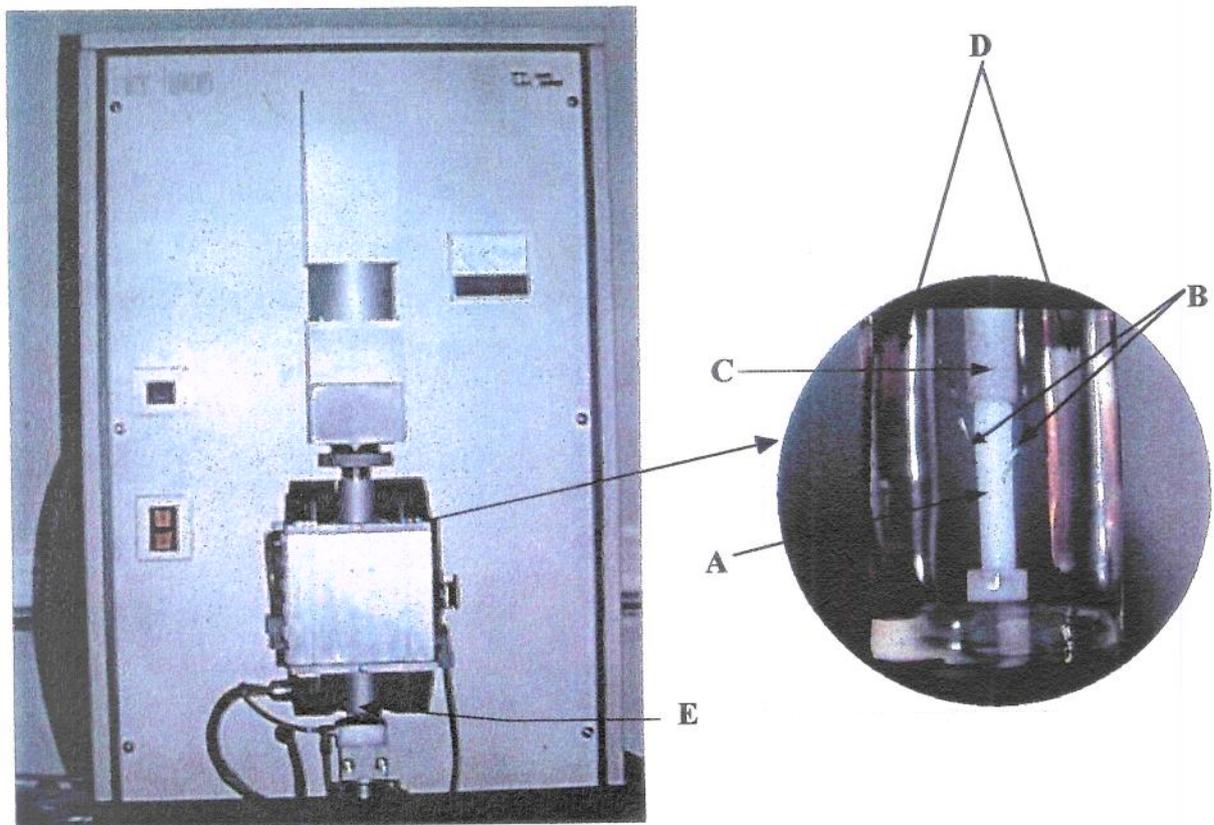


Figura 3 - Dilatômetro, sendo :

- A- Corpo de prova alojado em seu suporte próprio
- B- Termopar constituído de fios de cromel e alumel
- C- Haste em cuja extremidade superior está o LVDT
- D- Lâmpadas responsáveis pelo aquecimento do corpo de prova
- E- Entrada de nitrogênio para resfriamento

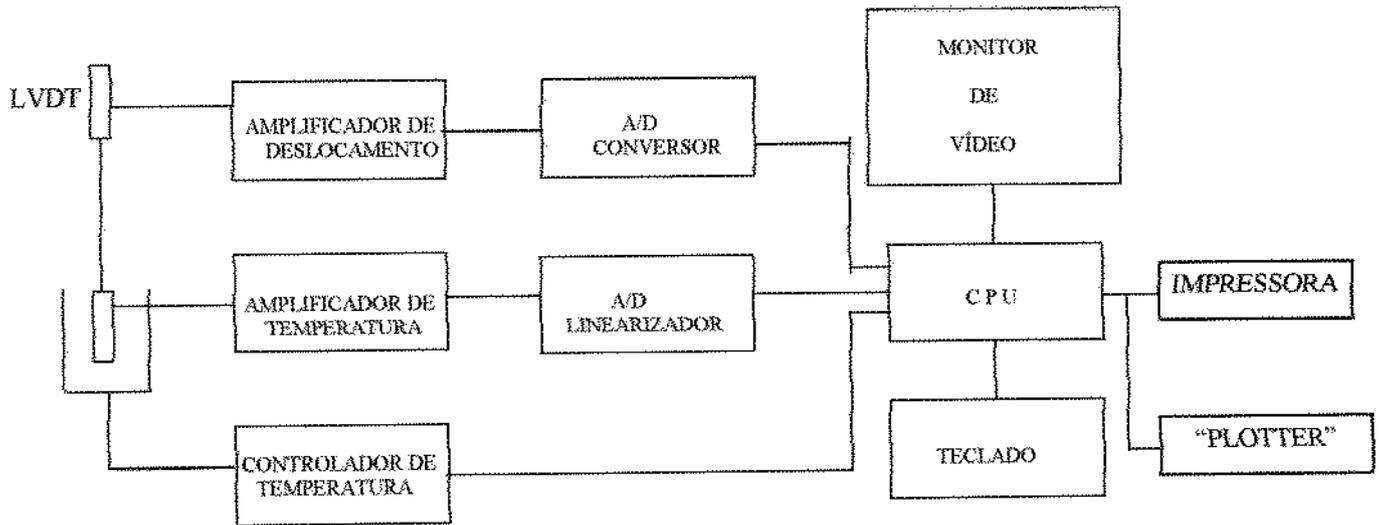


Figura 4 - Esquema por diagrama de blocos do dilatômetro

Iniciado o ciclo, a alteração linear do comprimento dos corpos-de-prova é transmitida a uma haste móvel de dilatação compensada que irá interferir em um campo magnético (LVDT), gerando uma diferença de potencial registrável no computador. Simultaneamente, a variação de temperatura interna sofrida pelos corpos-de-prova também gera uma diferença de potencial registrável no computador. Estes dois valores, depois de processados por um “software” específico, podem ser expressos de formas numérica e gráfica.

4.2.4. Ciclagem térmica

Para realizar a ciclagem térmica dos corpos-de-prova, foi desenvolvido um sistema constituído por um motor elétrico de 1/8 HP que acionava, por meio de um redutor de velocidade, um eixo vertical. Neste eixo fixou-se o centro de uma haste horizontal. Numa das extremidades desta foi colocado um dispositivo que ativava um conta-giros. Na outra foi preso, com fio de nylon, um suporte para acomodação dos corpos-de-prova. No suporte foram realizados vários orifícios para permitir que a água contida nas cubas circulasse em seu interior e banhasse

os corpos-de-prova. Ligado o sistema, os corpos-de-prova do grupo experimental descreviam um giro ou ciclo, em movimento circular uniforme, entrando e saindo de quatro cubas feitas em acrílico transparente, com formato de $\frac{1}{4}$ de círculo, dispostas radialmente.

Embora não existindo na literatura consultada nenhum trabalho experimental, “in vivo” ou “in vitro”, que determine o número médio de vezes que um dente sofre flutuações de temperatura por unidade de tempo, **ASMUSSEN**³ afirmou que na boca a duração dos períodos de aquecimento e resfriamento é normalmente curta, porém, os ciclos se repetem com muita frequência. Desta forma optamos por um ensaio laboratorial de 10.000 ciclos³⁹. Este valor representaria, a nosso ver, o número de vezes que uma restauração estaria sujeita, aproximadamente, às variações de temperatura na cavidade bucal, durante um período de 6 a 8 anos.

Cada ciclo foi constituído por quatro banhos com temperaturas que pudessem simular o que ocorre na cavidade bucal quando ingerimos alimentos quentes ou gelados. Como **PETERSON et al.**⁴³, **TANI & BUONOCORE**⁵⁴ e **TJAN et al.**⁵⁵, selecionamos como valor máximo, a temperatura de 60 °C. A mínima foi obtida com pedras de gelo que mantinham em 3 °C a temperatura do banho. Entre estes dois banhos intercalamos, como **MOMOI et al.**³⁸, outros dois, com temperaturas de 37 °C.

As temperaturas de 60 °C \pm 0,5 °C e 37 °C \pm 0,5 °C foram mantidas por meio de termostatos elétricos (modelo 68783-36, série B10, Robert Shaw Controls Co. USA), com faixa de atuação de 10 °C a 120 °C, aferidos com termômetro a álcool. O banho de 3 °C \pm 0,5 °C foi conseguido colocando-se a cuba dentro de um recipiente de vidro contendo gelo. Para garantir a troca térmica, a cuba recebeu uma série de orifícios para permitir o contato da água com o gelo.

O tempo de permanência dos corpos-de-prova em cada banho foi de 30 segundos¹², para garantir a difusibilidade térmica em seu interior^{26, 20}.

Os corpos-de-prova do grupo controle foram mantidos imersos em água destilada e armazenados a 37 °C pelo mesmo tempo empregado para os corpos-de-prova que foram submetidos à ciclagem térmica.

Concluída a ciclagem térmica os dois grupos foram novamente levados ao dilatômetro, sendo obtidas novas curvas dilatométricas.

4.2.5. Inclusão e polimento das amostras para determinação da dureza

Knoop

Após o ensaio dilatométrico e removidos os fios de cromel e alumel, os corpos-de-prova dos dois grupos foram fraturados manualmente em duas partes, sendo uma delas reservada para a microscopia eletrônica de varredura e a outra incluída em resina à base de poliéster (Resapol T 208). Para isso, os corpos-de-prova foram colocados horizontalmente sobre uma placa de vidro e envolvidos por anéis de metal medindo 16 mm de altura por 27 mm de diâmetro, nos quais foi vertida a resina. Logo após a polimerização, os anéis de latão foram removidos e a resina desgastada num torno de precisão com refrigeração até atingir a região central das amostras incluídas. A seguir, o polimento foi efetuado, inicialmente manual, com lixas 600 e, finalizando, com feltro, numa politriz elétrica (Metalserv - Rotary Pregrinder), sob constante irrigação com solução aquosa de óxido de cromo 0,3 µm e, posteriormente, com alumina 0,05 µm.

4.2.6. Determinação da dureza Knoop

Com a superfície polida, as amostras foram tingidas em azul com caneta para retroprojeter (Pilot WBM-7), para melhor observação das penetrações (Figura 5).

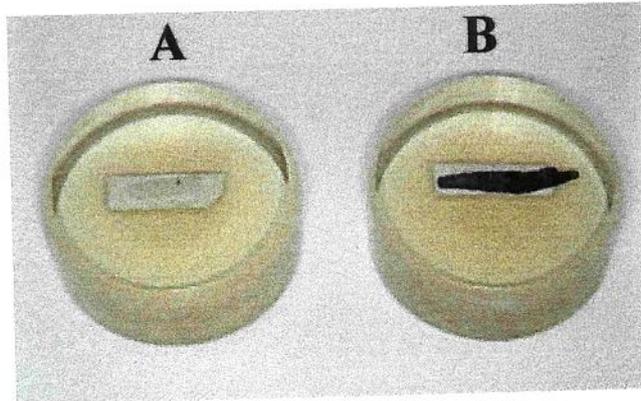


Figura 5 - Amostras embutidas em resina à base de poliéster.
A- após polimento, B- após tingimento

As medidas de dureza Knoop foram efetuadas em um aparelho Durimet (Leitz Wetzlar), usando carga de 50 gramas e tempo de 30 segundos para cada penetração⁹. Dessa forma, foram realizadas, para cada amostra, 5 penetrações alinhadas. As medidas das penetrações foram obtidas em micrometros e transformadas em número de dureza Knoop (KHN) por meio de tabelas de conversão. Os dados obtidos com o durômetro (Durimet - Leitz Wetzlar) foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey, em nível de 5% de probabilidade.

4.2.7. Observação sob Microscopia Eletrônica de Varredura

Os 10 corpos de prova foram fraturados e a área da secção fraturada foi metalizada com ouro/paládio sob alto vácuo (Balzers-SCD 010 sputter coater, Germany), para observação em Microscópio Eletrônico de Varredura⁵⁷ (Zeiss DSM 940A, Germany). As fotomicrografias foram obtidas com filme Neopan SS, 120mm (Fuji), com aumento de 1000 vezes.

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. Valores do CETL verdadeiro e médio obtidos através dos ensaios dilatométricos

Através do dilatômetro de resfriamento rápido, foi possível obter-se dois valores para o coeficiente de expansão térmica linear, denominados verdadeiro e médio. O CETL verdadeiro representa a variação de comprimento do material polimérico, para cada grau de elevação da temperatura, enquanto que o CETL médio representa a variação de comprimento do compósito numa determinada faixa de temperaturas.

Desta forma, dentre os valores de temperatura de relevância clínica analisados, o compósito Charisma apresentou CETL verdadeiro com o maior valor, na temperatura de 70 °C, para os grupos inicial (Quadro 2), controle (Quadro 3) e tratado (Quadro 4). Para o CETL médio, as maiores diferenças ocorreram a 10 °C para os três grupos (Quadros 2, 3 e 4).

Para o compósito Herculite XRV o CETL verdadeiro apresentou valores extremos nas temperaturas de 10 e 70 °C para o grupo inicial (Quadro 5). Para o grupo controle (Quadro 6) estes valores foram encontrados nas temperaturas de -10 e 70 °C e para o grupo tratado (Quadro 7), nas temperaturas de 30 e 70 °C. O CETL médio apresentou valores extremos nas temperaturas de 0 e 50 °C para o grupo inicial (Quadro 5). Para o grupo controle, estes valores foram encontrados nas temperaturas de 30 e 70 °C (Quadro 6) e, no grupo que recebeu tratamento térmico, nas temperaturas de 10 e 30 °C. (Quadro 7).

A resina composta Prisma APH apresentou CETL verdadeiro com as maiores diferenças de valores entre as temperaturas de 0 e 70 °C para o grupo inicial (Quadro 8) e controle (Quadro 9) Para o grupo tratado (Quadro 10), as maiores diferenças ocorreram entre 30 e 70. Para o CETL médio, as maiores diferenças ocorreram entre 10 e 50 °C para o grupo inicial (Quadro 8) e controle

(Quadro 9). Para o grupo que recebeu o tratamento térmico (Quadro 10), a maior diferença apresentada para o CETL médio ocorreu entre 10 e 40 °C.

Para o compósito Tetric o CETL verdadeiro apresentou as maiores diferenças de valores entre as temperaturas de 10 e 70 °C para o grupo inicial (Quadro 11). No grupo controle (Quadro 12) esta diferença ocorreu entre 0 e 70 °C e no grupo tratado (Quadro 13), as maiores diferenças ocorreram entre 0 e 50 °C. O CETL médio teve sua maior diferença entre 10 e 40 °C para os grupo inicial (Quadro 11) e controle (Quadro 12), enquanto que o grupo que recebeu tratamento térmico apresentou as maiores diferenças para o CETL médio entre 10 e 70 °C (Quadro 13).

A resina composta Z-100 apresentou CETL verdadeiro com as maiores diferenças de valores entre as temperaturas de 10 e 70 °C para o grupo inicial (Quadro 14). No grupo controle (Quadro 15) os maiores valores situaram-se na faixa entre 0 e 70 °C e no grupo tratado (Quadro 16), as maiores diferenças ocorreram entre 20 e 70 °C. Para o CETL médio, as maiores diferenças ocorreram entre 10 e 50 °C para o grupo inicial Quadro 14.. Para os grupos que receberam ou não tratamento térmico Quadros 15 e 16, a maior diferença apresentada para o CETL médio ocorreu entre 10 e 40 °C.

Os valores do CETL verdadeiro e médio dos compósitos estudados foram obtidos através da variação do comprimento dos corpos de prova em função da temperatura e faixas de temperatura, onde $\alpha = u \times \Delta T$, conforme exemplo ilustrado na Figura 6 na qual podem ser observadas duas retas (A e B) que interceptam a curva e formam ângulos com o eixo das abcissas. O ângulo formado pela reta A com o eixo das abcissas, corresponde ao CETL médio para a faixa de temperaturas entre 20 e 60. A reta B, que tangencia a curva apenas no ponto correspondente à temperatura de 60 °C, forma um ângulo com o eixo das abcissas, correspondente ao CETL verdadeiro. Desta forma, quanto maior o ângulo formado, maior será o valor do CETL. Em outras palavras, quanto maior a

inclinação do dilatograma, maior será o CETL, cujos valores estão discriminados nos Quadros de 2 a 16 e ilustrados nas Figuras de 7 a 11.

A Figura 16 representa um gráfico de dispersão no qual foram lançados os valores do CETL médio para todos os compósitos estudados, para os grupos inicial, controle e tratado. A maior frequência do CETL médio encontra-se entre as temperaturas de 40 e 10 °C, representada pelas linhas pontilhadas A e B.

5.2. Observação por microscopia eletrônica de varredura

As fotomicrografias obtidas por microscopia eletrônica de varredura (Figura 12) permitem observar microestrutura semelhante para todos os compósitos, tanto no grupo controle quanto no grupo tratado.

5.3. Resultados do ensaio de dureza Knoop

Os valores originais de dureza Knoop estão registrados nas Tabelas de 7 a 17 (Apêndice), e foram submetidos a Análise de Variância (Tabela 3).

Os valores médios de dureza Knoop foram submetidas ao teste de Tukey, em nível de 5% de probabilidade e estão apresentados, individualmente, nas tabelas 18 a 24 (Apêndice), e agrupados nas Tabelas de 4 a 6 e Figuras de 13 a 15.

A Tabela 4 e Figura 13 mostram que, no grupo não submetido à ciclagem térmica (controle), o material Z-100 apresentou os maiores valores numéricos de dureza, embora não tenha apresentado diferença estatisticamente significativa em relação ao Herculite XRV. O compósito Prisma APH apresentou os menores valores numéricos e foi diferente estatisticamente em relação ao Herculite XRV, Tetric e Charisma.

A Tabela 5 e Figura 14 mostram que, no grupo submetido à ciclagem térmica o material Z-100 apresentou os maiores valores numéricos de dureza, embora não apresentado diferença estatisticamente significativa em relação ao Tetric. O Prisma APH apresentou os menores valores numéricos, não

apresentando diferença estatisticamente significativa em relação a Charisma e Herculite XRV, mas todos foram diferentes estatisticamente em relação ao Z-100 e Tetric.

Na Tabela 6 e Figura 15 verifica-se que apenas o compósito Tetric não apresentou diferença estatisticamente significativa entre a dureza do grupo controle e tratado.

Tabela 3 - ANÁLISE DE VARIÂNCIA

Causas da variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
Tratamento	1	981,4283152	981,4283152	44,4214	0,00001
Material	4	2802,2584935	700,5646234	31,7090	0,00001
Tra*Mat	4	422,8963139	105,7240785	4,7853	0,00330
Resíduo	40	883,7431983	22,0935800		
Total	49	5090,3263209			

Média Geral = 57,104000

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO = 8,231%

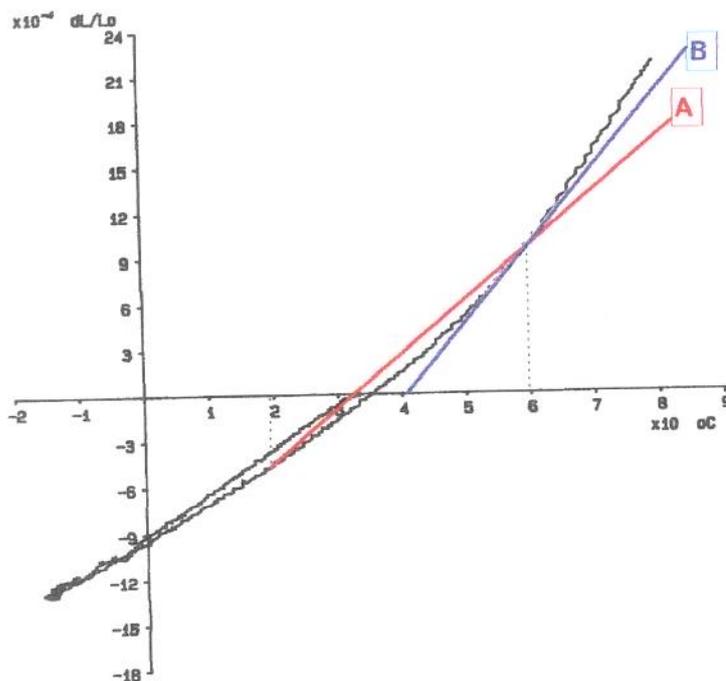


Figura 6 - Dilatograma do material Charisma, para o grupo controle, sendo:
 A- Reta que une as temperaturas entre 20 °C e 60 °C
 B- Reta tangente à temperatura de 60 °C.

Quadro 2 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo inicial do material Charisma, em função da temperatura.

Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0013620	48,08	45,41
0	0,0011060	21,37	55,29
10	0,0008226	32,05	82,26
20	0,0005288	26,71	-
30	0,0001976	16,03	19,76
40	0,0001549	26,71	7,74
50	0,0005769	37,39	19,23
60	0,0010360	48,08	25,91
70	0,0015120	58,76	30,24

Quadro 3 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo controle do material Charisma, em função da temperatura .

Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0011710	31,78	39,02
0	0,0009534	15,89	46,67
10	0,0007097	26,48	70,97
20	0,0004449	31,78	-
30	0,0001589	27,24	15,89
40	0,0001589	29,51	7,75
50	0,0005085	37,08	16,95
60	0,0009799	49,94	24,50
70	0,0016000	63,56	31,67

Quadro 4 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo tratado do material Charisma, em função da temperatura .

Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0010210	22,32	34,04
0	0,0007980	14,59	40,92
10	0,0005580	18,34	55,80
20	0,0003013	39,06	-
30	0,0002232	33,48	2,23
40	0,0003013	22,32	15,07
50	0,0007031	33,48	23,44
60	0,0011940	39,06	29,85
70	0,0017130	61,38	34,26

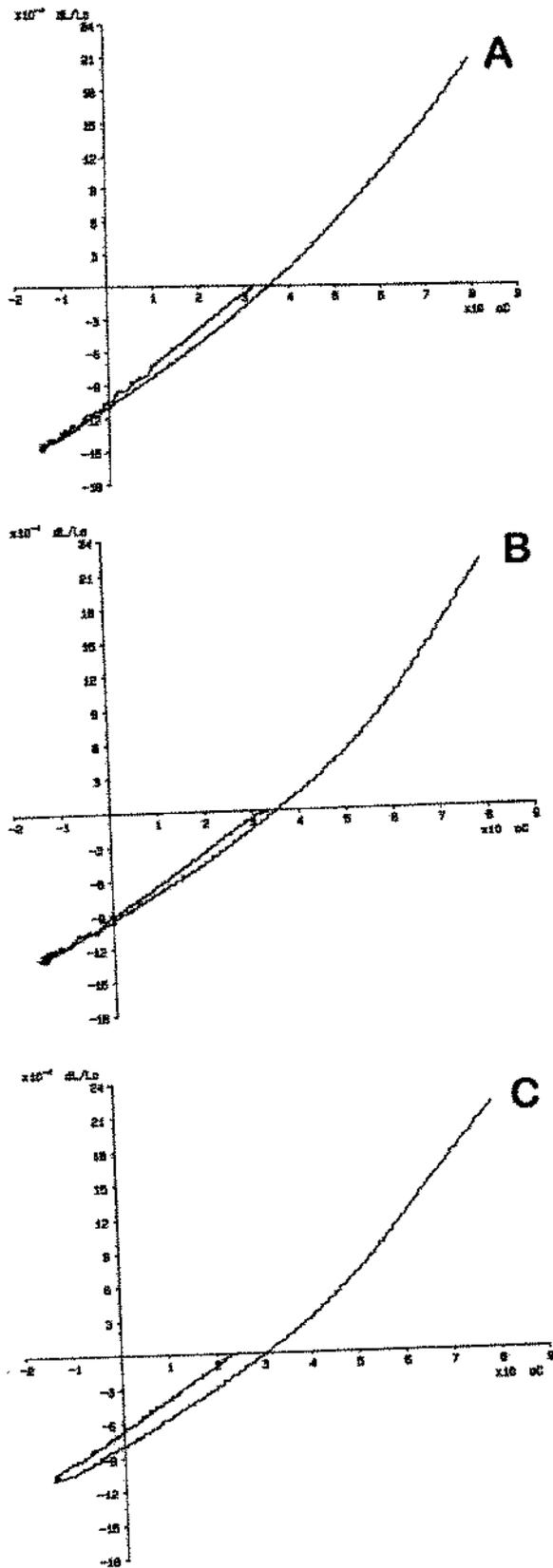


Figura 7 - Dilatogramas obtidos para o material Charisma:

- A- Inicial
- B- Controle
- C- Tratado

Quadro 5 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo inicial do material Herculite XRV, em função da temperatura.

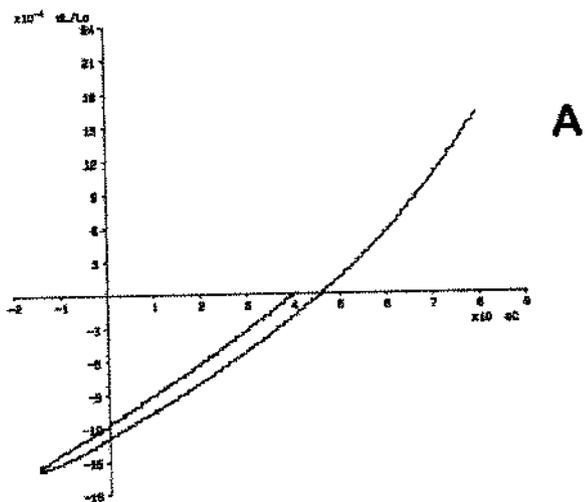
Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0015050	27,17	50,18
0	0,0012930	27,17	64,67
10	0,0010600	21,74	10,60
20	0,0007989	38,04	-
30	0,0005109	48,91	51,09
40	0,0002011	27,17	10,05
50	0,0001467	27,17	4,89
60	0,0005543	27,17	13,86
70	0,0010430	59,78	20,87

Quadro 6 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo controle do material Herculite XRV, em função da temperatura.

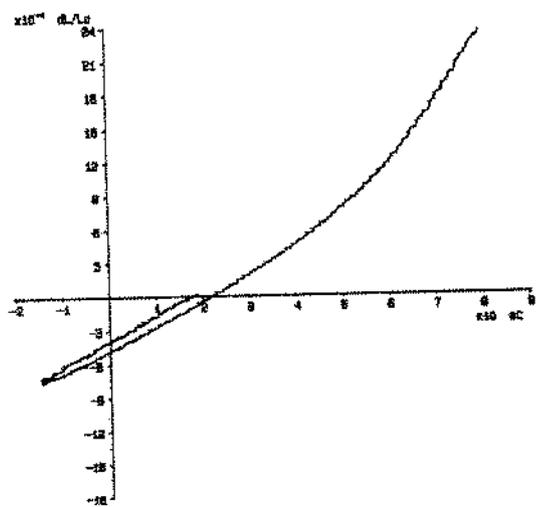
Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0006843	16,16	22,81
0	0,0004795	21,55	23,98
10	0,0002802	16,93	28,02
20	0,0004310	26,94	-
30	0,0001886	23,86	18,86
40	0,0004580	26,94	22,90
50	0,0008028	34,64	26,32
60	0,0011750	43,10	29,36
70	0,0017730	65,42	35,10

Quadro 7 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo tratado do material Herculite XRV, em função da temperatura.

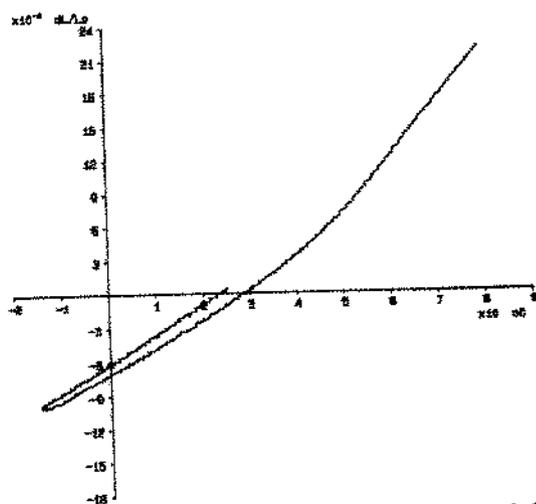
Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0009347	28,15	31,16
0	0,0007038	22,52	35,19
10	0,0004786	28,15	47,86
20	0,0002365	28,15	-
30	0,0002815	16,89	2,81
40	0,0003378	28,15	16,89
50	0,0007264	28,15	24,21
60	0,0011990	50,68	29,98
70	0,0017170	56,31	34,35



A



B



C

Figura 8 - Dilatogramas obtidos para o material Herculite XRV:

A- Inicial

B- Controle

C- Tratado

Quadro 8 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo inicial do material Prisma APH, em função da temperatura.

Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0013890	16,03	46,30
0	0,0011860	5,34	59,29
10	0,0009402	21,37	94,02
20	0,0006891	26,71	-
30	0,0004327	42,74	43,27
40	0,0001389	22,89	6,77
50	0,0001816	29,76	5,95
60	0,0005502	21,37	13,76
70	0,0010040	64,10	20,09

Quadro 9 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo controle do material Prisma APH, em função da temperatura.

Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0012660	16,30	42,21
0	0,0010380	14,87	54,63
10	0,0008370	38,04	83,70
20	0,0005870	17,86	-
30	0,0002989	17,86	28,47
40	0,0005435	21,74	27,17
50	0,0003696	23,29	12,32
60	0,0007554	48,91	18,89
70	0,0012120	56,68	24,00

Quadro 10 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo tratado do material Prisma APH, em função da temperatura.

Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0010340	26,94	34,48
0	0,0008136	17,70	40,68
10	0,0005873	26,17	58,73
20	0,0003610	26,94	-
30	0,0001024	16,16	10,24
40	0,0001670	26,94	8,35
50	0,0004957	26,94	16,52
60	0,0009159	37,72	22,90
70	0,0013470	64,44	26,94

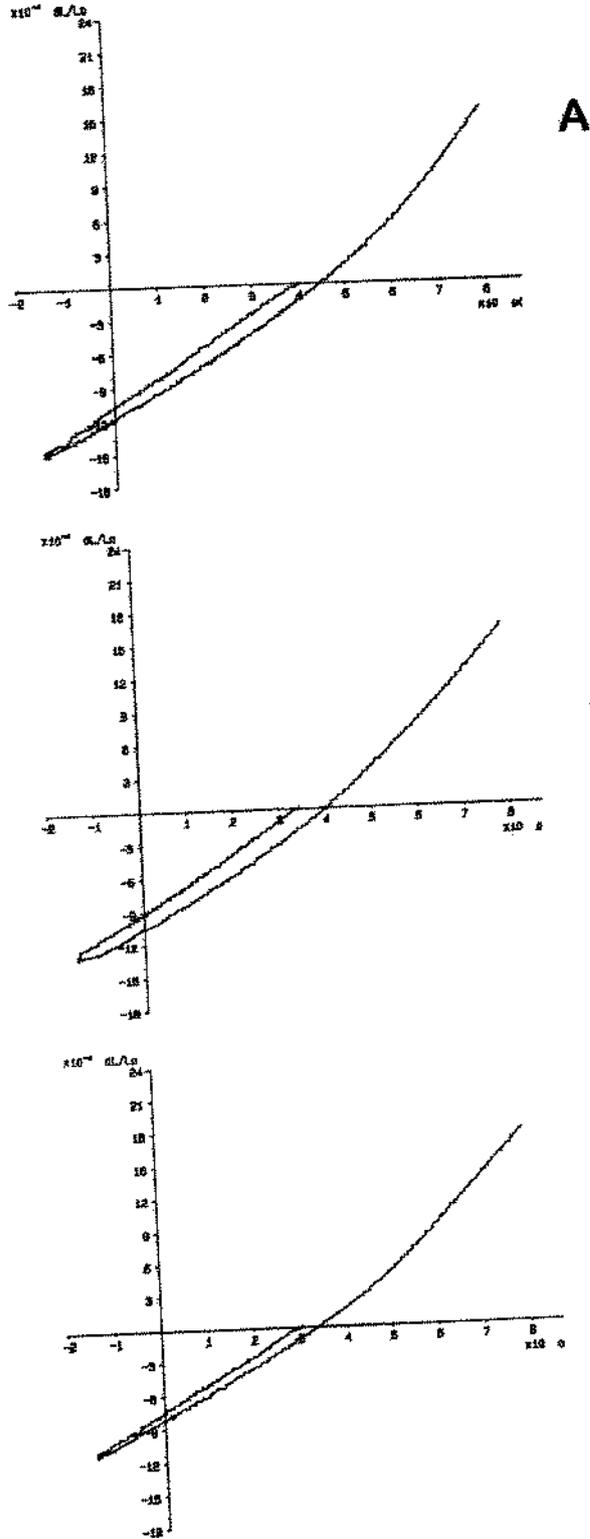


Figura 9 - Dilatogramas obtidos para o material Prisma APH:
 A- Inicial
 B- Controle
 C- Tratado

Quadro 11 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo inicial do material Tetric, em função da temperatura.

Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0011120	15,89	37,08
0	0,0008951	23,46	45,90
10	0,0006727	10,59	67,27
20	0,0004184	26,48	-
30	0,0001483	21,19	14,83
40	0,0001854	37,08	9,26
50	0,0005614	37,08	18,71
60	0,0009799	26,48	24,50
70	0,0014300	52,97	28,60

Quadro 12 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo controle do material Tetric, em função da temperatura.

Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0009640	26,48	32,13
0	0,0007733	15,89	39,66
10	0,0005614	19,67	59,00
20	0,0003390	21,19	-
30	0,0001165	26,48	11,65
40	0,0001430	21,19	7,15
50	0,0004449	21,19	14,83
60	0,0008316	26,48	20,79
70	0,0014040	84,75	28,07

Quadro 13 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo tratado do material Tetric, em função da temperatura

Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0005815	21,74	19,38
0	0,0003913	5,43	19,57
10	0,0001902	21,74	19,02
20	0,0002174	38,04	-
30	0,0002717	24,07	27,17
40	0,0005543	27,17	27,72
50	0,0009022	48,91	30,07
60	0,0013420	27,17	33,56
70	0,0018480	42,70	36,59

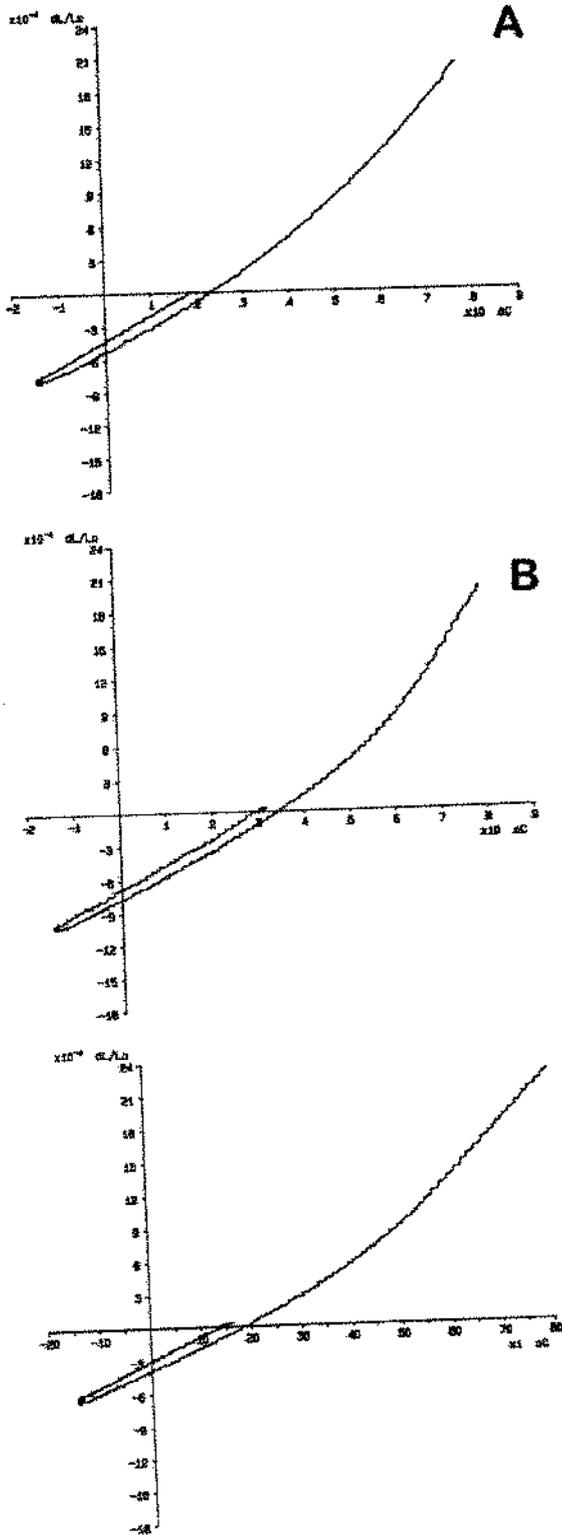


Figura 10 - Dilatogramas obtidos para o material Tetric
 A- Inicial
 B- Controle
 C- Tratado

Quadro 14 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo inicial do material Z-100, em função da temperatura.

Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0009829	16,03	32,76
0	0,0007906	20,60	40,54
10	0,0006197	0	61,97
20	0,0004327	21,37	-
30	0,0002190	21,37	21,90
40	0,0005342	32,05	26,71
50	0,0002618	24,42	8,58
60	0,0005395	27,47	13,32
70	0,0008600	35,10	17,03

Quadro 15 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo controle do material Z-100, em função da temperatura.

Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0008226	16,03	27,42
0	0,0006571	10,68	32,85
10	0,0004861	16,03	48,61
20	0,0002991	16,03	-
30	0,0001175	21,37	11,75
40	0,0008547	26,71	4,27
50	0,0003098	16,03	10,33
60	0,0005716	21,37	14,29
70	0,0009028	48,08	18,06

Quadro 16 - Valores de μ ($\Delta L/L_0$), α verdadeiro e α médio, obtidos para o corpo de prova do grupo tratado do material Z-100, em função da temperatura.

Temperatura (°C)	μ ($\Delta L/L_0$)	α verdadeiro ($\times 10^{-6}$)	α médio ($\times 10^{-6}$)
-10	0,0009046	32,89	30,15
0	0,0007127	27,41	35,64
10	0,0005318	16,45	53,18
20	0,0003344	14,10	-
30	0,0001316	27,41	13,16
40	0,0009868	16,45	4,93
50	0,0003564	27,41	11,88
60	0,0006743	38,38	16,86
70	0,0010200	38,38	20,39

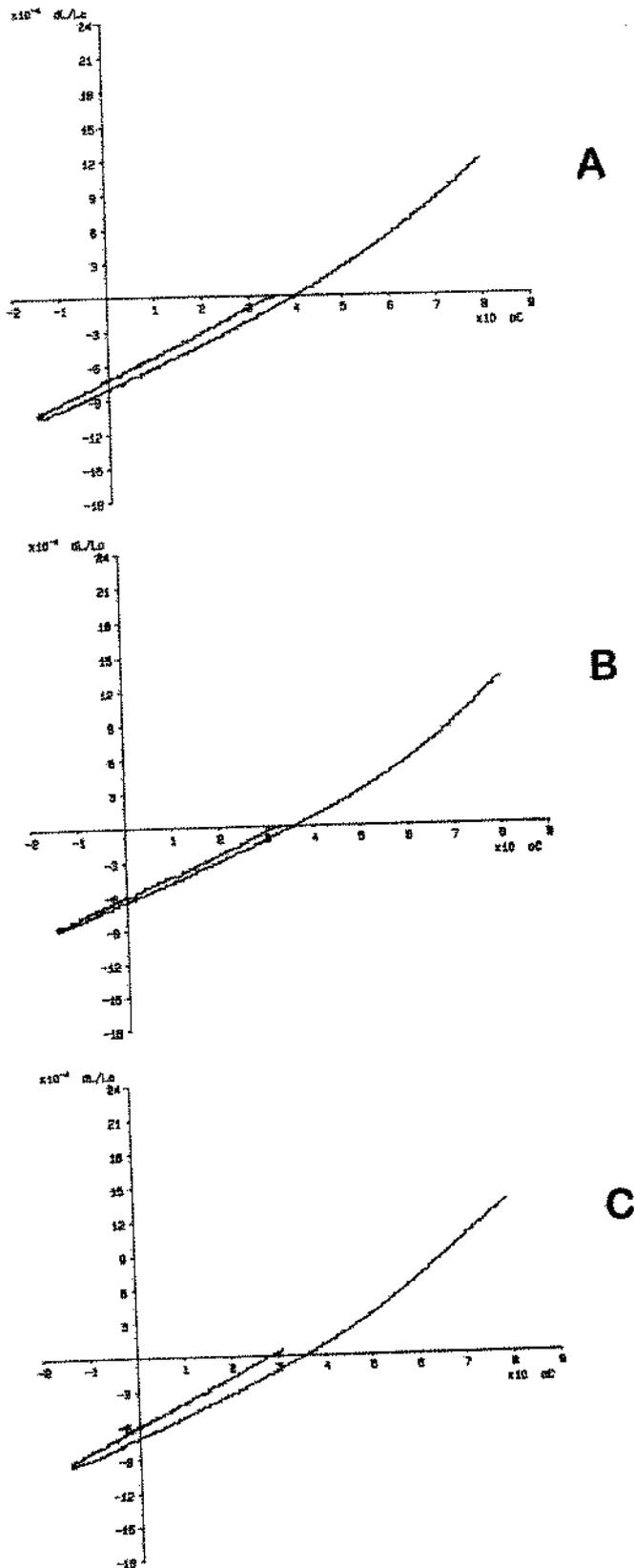


Figura 11 - Dilatogramas obtidos para o material Z-100

- A- Inicial
- B- Controle
- C- Tratado

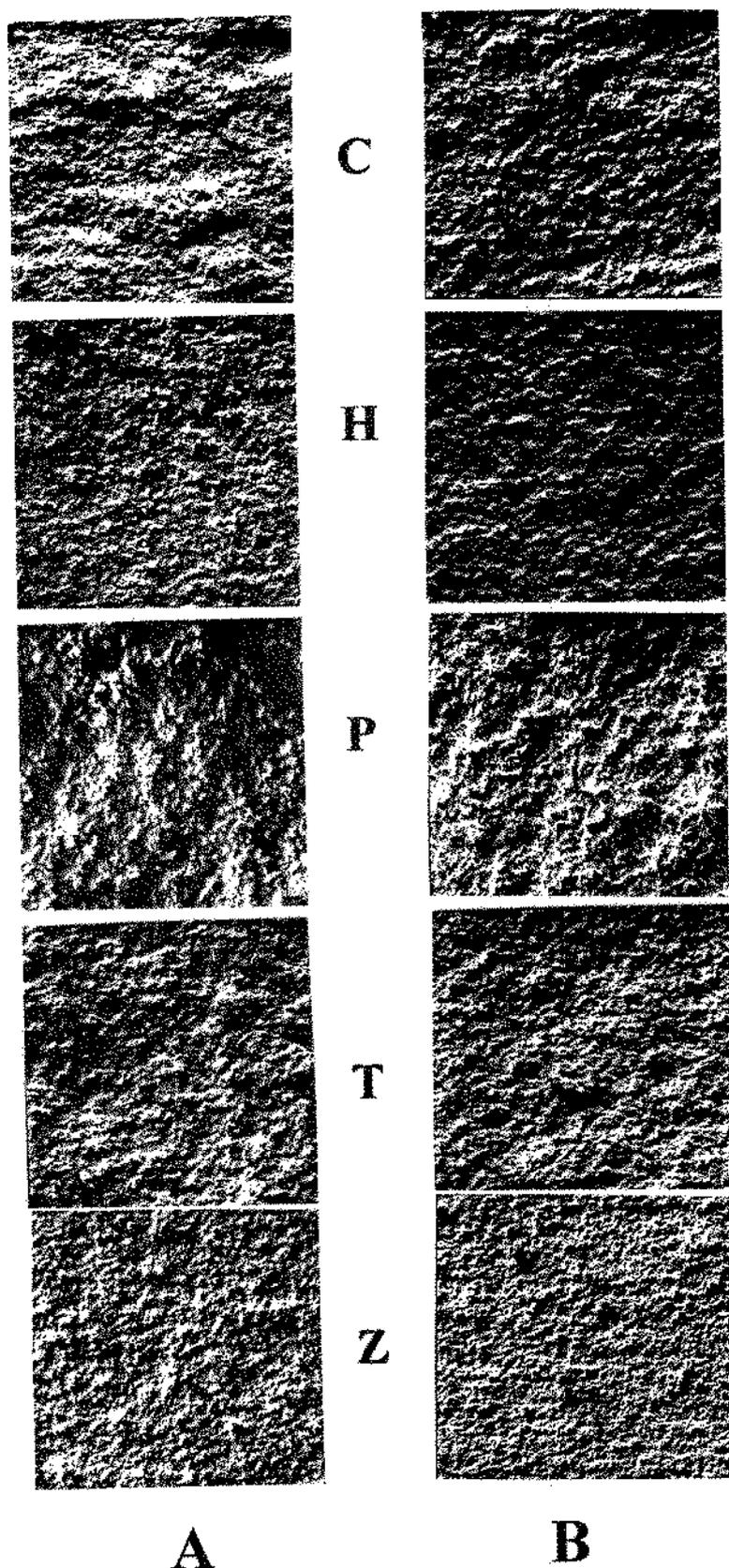


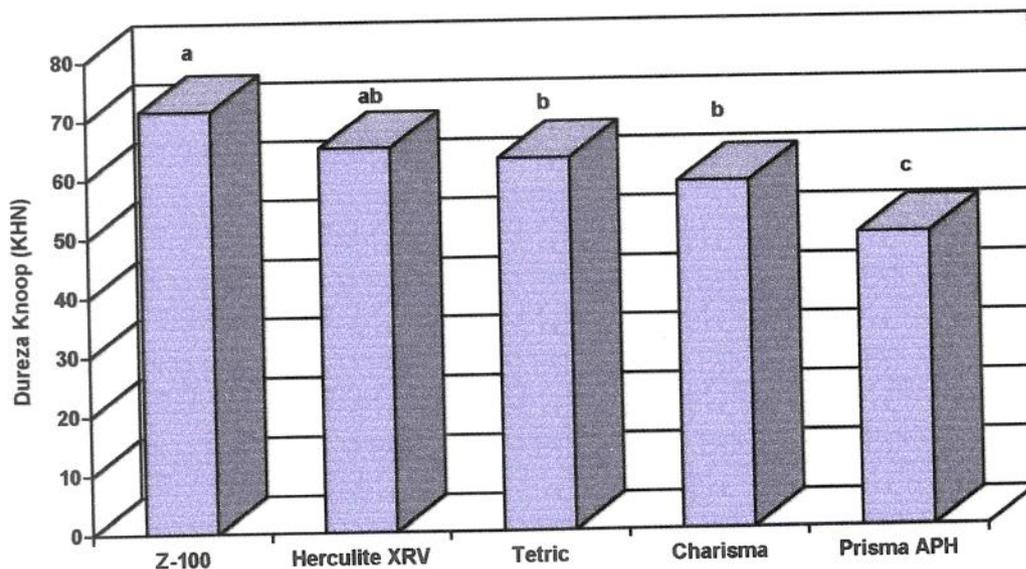
Figura 12 - Fotomicrografias, por microscopia eletrônica de varredura, dos compósitos odontológicos Charisma (C), Herculite XRV (H), Prisma APH (P), Tetric (T) e Z-100 (Z), antes (A) e após (B) ciclagem térmica (x 1000).

Tabela 4 - Médias de dureza Knoop (KHN) na superfície dos materiais não submetidos à ciclagem térmica (grupo controle).

Compósito	Média	D.P.M.*	5%
Z-100	71,50	1,10	a
Herculite XRV	64,95	1,85	a b
Tetric	62,95	3,99	b
Charisma	58,66	1,22	b
Prisma APH	49,60	2,40	c

* Desvio Padrão da Média

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade, pelo Teste de Tukey



Barras seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade, pelo Teste de Tukey

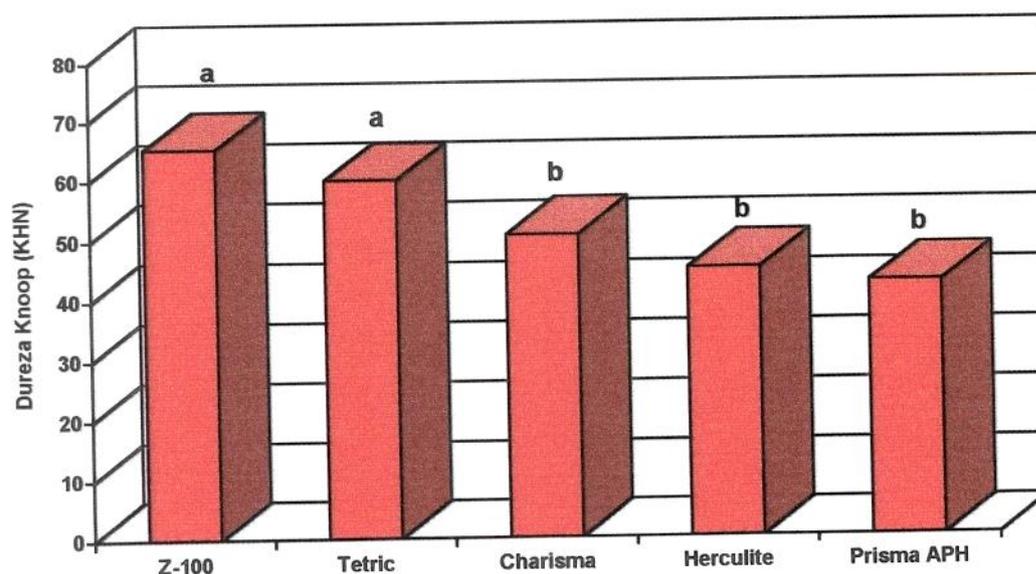
Figura 13 - Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Knoop (KHN) para os materiais não submetidos à ciclagem térmica (grupo controle).

Tabela 5 - Médias de dureza Knoop (KHN) na superfície dos materiais submetidos à ciclagem térmica (grupo tratado).

Compósito	Média	D.P.M.*	5%
Z-100	65,35	1,08	a
Tetric	59,90	2,16	a
Charisma	50,70	2,26	b
Herculite XRV	44,94	1,47	b
Prisma APH	42,45	1,77	b

* Desvio Padrão da Média

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade, pelo Teste de Tukey



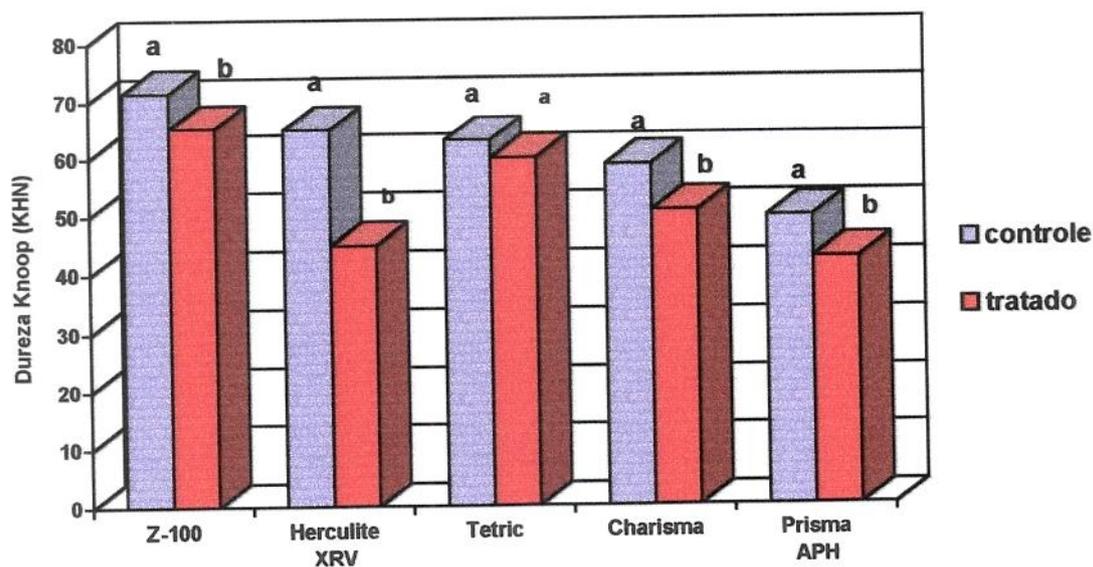
Barras seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade, pelo Teste de Tukey

Figura 14 - Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Knoop (KHN) para os materiais submetidos à ciclagem térmica (grupo tratado).

Tabela 6 - Médias de dureza Knoop (KHN) na superfície dos materiais não submetidos (grupo controle) e submetidos (grupo tratado) à ciclagem térmica.

Material	Controle	Tratado
Z-100	71,50 a	65,35 b
Herculite	64,95 a	44,94 b
Tetric	62,95 a	59,90 a
Charisma	58,66 a	50,70 b
Prisma APH	49,60 a	42,45 b

Médias seguidas por letras distintas, na linha, diferem ao nível de 5% de probabilidade pelo Teste de Tukey.



Barras seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade, pelo Teste de Tukey

Figura 15 - Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Knoop (KHN) para os materiais submetidos à ciclagem térmica (grupo tratado).

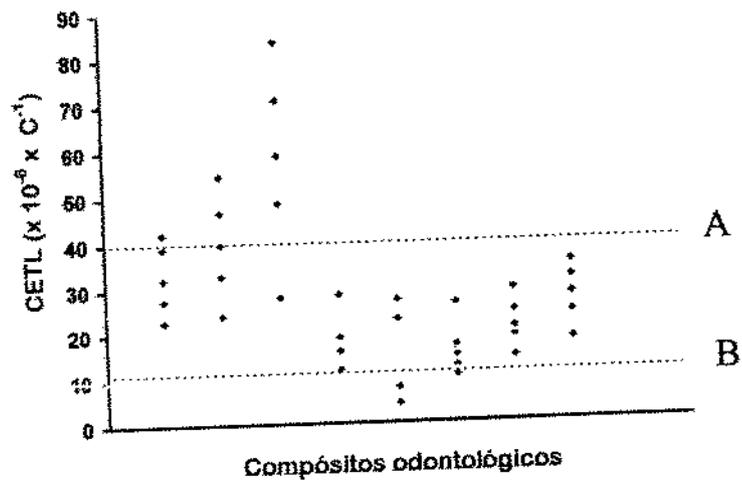


Figura 16 - Frequência do CETL médio para os compostos odontológicos, sendo que as retas A e B definem a região de sua maior concentração

6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Segundo **PHILLIPS** ⁴⁴, o coeficiente de expansão térmica linear (CETL), simbolizado por α , é definido como a alteração no comprimento por unidade de comprimento de um material, quando a temperatura é elevada ou abaixada em um grau. Este valor deveria ser, o mais possível, semelhante ao das estruturas do dente ^{36, 51}.

As restaurações com resinas compostas são particularmente afetadas pelas flutuações de temperatura que ocorrem na cavidade bucal, decorrentes da ingestão de alimentos quentes ou frios. Um dos fatores mais críticos, segundo **DENNISON** ¹³ e **LOSSIO** ³² seria a diferença entre o CETL da resina composta e dos tecidos mineralizados do dente. Esta diferença interfere negativamente na adaptação marginal, favorecendo a infiltração ^{45, 35} e reduzindo significativamente a resistência à fratura ³⁹.

Assim, os resultados do efeito da ciclagem térmica na determinação do coeficiente de expansão térmica de compósitos se baseiam no entendimento no qual a variação do comprimento dos corpos de prova (μ), é função da temperatura, calculado pela fórmula $\mu = \Delta L / L_0$, onde ΔL = comprimento final menos comprimento inicial e L_0 = comprimento inicial. Portanto, na coluna μ ($\Delta L / L_0$) dos Quadros de 2 a 16, verificamos que os resultados se apresentam como valores numéricos, os quais não seguem qualquer critério de sequência lógica. Este fenômeno pode ser explicado quando se considera que as resinas compostas se comportam como materiais anisotrópicos, isto é, não possuem certa periodicidade no empacotamento molecular, como a inerente aos metais e ligas metálicas, os quais apresentam uma grade cristalina definida. Como resultado, o traçado não retilíneo das curvas dilatométricas é evidente, como pode ser observado nas Figuras de 7 a 11. Outra característica deste comportamento

anisotrópico é a não coincidência dos traçados no segmento inferior do eixo das abcissas (temperatura). Desta forma teríamos, para uma mesma temperatura, valores diferentes para o CETL, como pode ser observado nas Figuras de 7 a 11, sendo estes maiores para os materiais Charisma do grupo tratado (Figura 7) e Prisma APH do grupo controle (Figura 9) e menores para o material Z-100 do grupo controle (Figura 11).

Outro fator a ser considerado seria a possibilidade do aparecimento do composto químico ortossilicato de alumínio e lítio (Al Li Si O_4), quando da formulação de um compósito odontológico. Este composto, também denominado beta-eucryptita, apresenta a característica de se contrair com a elevação da temperatura. Para **DENNISON & CRAIG**¹⁴, partículas de determinadas cerâmicas, incorporadas aos compósitos odontológicos, podem sofrer contração com a elevação da temperatura. Estes fatos, associados à inércia térmica da fase orgânica da resina composta⁵⁶, poderiam explicar o fenômeno da recuperação térmica que provocou a desuniformidade do traçado das curvas dilatométricas (aspecto serrilhado) apresentado nas Figuras de 7 a 11.

Os valores do CETL médio dos Quadros de 2 a 16 foram calculados à partir da fórmula $\alpha \text{ médio} = \mu \cdot \Delta T$, onde μ =variação de comprimento da amostra e ΔT =variação de temperatura ($^{\circ}\text{C}$). Portanto, o valor do CETL médio deve ser calculado para cada faixa de temperaturas utilizada. Desta forma, não se pode comparar os resultados deste trabalho com os apresentados por **GARONE FILHO**¹⁶, **DENNISON**¹³, **JENSEN & CHAN**²⁷ e **PHILLIPS**⁴⁴, que citam valores do CETL de compósitos odontológicos, sem quaisquer referências às temperaturas dos corpos de prova durante as medições. Em nosso trabalho, os valores obtidos para o CETL médio variaram de $94,02 \times 10^{-6} \times ^{\circ}\text{C}^{-1}$, para o material Prisma APH do grupo inicial (Quadro 8), a $4,27 \times 10^{-6} \times ^{\circ}\text{C}^{-1}$, para o material Z-100 do grupo controle (Quadro 15), para temperaturas numa escala de

-10 °C a 70 °C, medidos à intervalos de 10 °C e referidos à temperatura de 20 °C.

Importante ressaltar que o valor máximo obtido para o CETL do material Prisma APH do grupo inicial (Quadro 8), é semelhante ao relatado por **CRAIG et al.**¹⁰, para as resinas sem carga, que varia de 70 a 100 x 10⁻⁶ x °C⁻¹ para a faixa entre 20 e 50 °C. O mesmo ocorreu com os resultados obtidos para os valores do CETL para o grupo controle, submetido à imersão em água destilada (Quadro 9), e os obtidos para o grupo tratado, submetido aos banhos para ciclagem térmica (Quadro 10). Desta forma, mesmo considerando-se que em condições clínicas a restauração à compósito é banhada pelos fluidos bucais, o valor do CETL do mesmo material, para o grupo controle, chegou a 83,70 x 10⁻⁶ x °C⁻¹ (Quadro 9), o que é quase quatro vezes o valor encontrado por **BOWEN**⁶ para seu compósito experimental. Por outro lado, à temperatura de 50 °C, o CETL foi de 5,95 x 10⁻⁶ x °C⁻¹, inferior ao relatado por **LEE et al.**³¹ para os tecidos duros do dente, que é de 11,4 x 10⁻⁶ x °C⁻¹.

As implicações clínicas decorrentes destes valores extremos seriam: para o material Prisma APH, quando submetido à temperatura de 10 °C, haveria uma expansão da restauração, gerando forças de compressão contra as paredes do dente e forças de tração na intimidade da resina composta. Com a elevação da temperatura à 50 °C, observar-se-ia efeito reduzido do fenomeno, pois o CETL seria aproximadamente metade do valor do CETL dos tecidos duros do dente.

Pode-se observar, pela Figura 16, que a maior frequência de valores determinados para o CETL médio, encontra-se na faixa de 10 X 10⁻⁶ X °C⁻¹ a 40 X 10⁻⁶ X °C⁻¹. Desta forma, nossos resultados são semelhantes aos determinados por vários autores^{6,11,13,14,27,33} e conflitantes aos determinados por outros^{21,22,31,46,60}.

Os valores para o CETL verdadeiro, mostrado nos Quadros de 2 a 16, foram obtidos aplicando-se a fórmula $\alpha \text{ verdadeiro} = \mu \times T$; onde, μ = variação de comprimento da amostra e T = temperatura ($^{\circ}\text{C}$). Embora o dilatômetro utilizado em nosso trabalho pudesse ser programado no sentido de oferecer valores para cada grau de temperatura, para simplificar a elaboração dos quadros e facilitar as observações, foram considerados os valores encontrados a cada intervalo de 10 graus, da faixa de temperaturas inerentes à este trabalho (-15°C a 80°C).

Tomando-se como exemplo a curva dilatométrica da Figura 6 pode-se traçar uma reta (A) passando pelas temperaturas 20°C e 60°C e outra (B) tangenciando a curva na temperatura de 60°C . Observa-se que ambas formam ângulos com o eixo das abscissas. Quanto maior o ângulo formado, maior será o coeficiente de expansão térmica (α), pois $\alpha = \mu \times \Delta T$, sendo μ a variação de comprimento ($\Delta L/L_0$). Os valores numéricos desta observação encontram-se no Quadro 3. O valor para o CETL médio (α médio) entre 20°C e 60°C é $24,50 \times 10^{-6} \times ^{\circ}\text{C}^{-1}$ e à 60°C é $49,94 \times 10^{-6} \times ^{\circ}\text{C}^{-1}$. Note-se que o valor do CETL verdadeiro (α verdadeiro), encontrado no Quadro 3, para 20°C é $31,78 \times 10^{-6} \times ^{\circ}\text{C}^{-1}$ e para 60°C é $49,94 \times 10^{-6} \times ^{\circ}\text{C}^{-1}$. Estes valores são diferentes dos obtidos para os CETL médios, pois a aparência dos dilatogramas não é retilíneo. Portanto, para cada ponto da curva, podemos obter valores diferentes do CETL verdadeiro.

Para **SÖDERHOLM**⁵², haveria uma relação linear inversa entre o volume da fração de carga e o CETL, o qual diminuiu com a ciclagem térmica. Desta forma, embora a adição de apenas 50% em volume, de partículas inorgânicas à matriz orgânica, reduza em 2/3 o CETL das resinas compostas em relação às resinas convencionais (**DENNISON**¹³), os valores ainda são muito elevados

quando comparados aos tecidos duros do dente, que variam de 7,8 a $11,4 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ (BOWEN ⁶).

Assim, atendo-nos ainda à Figura 6, observamos que a restauração com compósito odontológico em um dente submetido à variações de temperatura decorrentes da ingestão de alimentos quentes e frios, “trabalharia” dentro da cavidade, ora se contraindo, ora se expandindo.

Considerando que uma restauração possa ser submetida, no decorrer de sua existência na cavidade bucal, à flutuações de temperatura, o material restaurador sofreria estresse, semelhante ao resultante da aplicação de cargas cíclicas, decorrente do feito cumulativo de constantes contrações e expansões. Uma das conseqüências negativas deste fenomeno seria a diminuição dos índices de dureza.

Os resultados confirmam as afirmações de POWERS et al. ⁴⁶, que observaram que compósitos com carga de vidro apresentaram valores do CETL mais baixos dos que os com carga de quartzo. YAMAGUCHI et al. ⁶⁰ concluíram que embora houvesse correlação significativa entre o CETL e a fração volumétrica das partículas de carga, outros fatores afetavam potencialmente a expansão térmica, tais como as características térmicas das partículas de carga, a composição da matriz orgânica e seu grau de polimerização.

Na Tabela 4 e Figura 13 verifica-se que o maior valor para as médias de dureza do grupo controle foi obtido para o material Z-100, enquanto que o menor valor foi obtido para o material Prisma APH. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os materiais Z-100 e Herculite XRV. O mesmo ocorreu entre os materiais Herculite XRV, Tetric e Charisma. O material Prisma APH apresentou

os menores valores de dureza, estatisticamente significantes em relação aos demais materiais ensaiados.

Uma possível explicação para as diferenças de dureza encontradas seriam a forma, o tipo e o volume das partículas de carga dos materiais. O compósito Z-100 possui partículas esféricas de zircônia e sílica, distribuídas em ampla faixa de tamanho de partículas (0,01 a 3,5 μm), com tamanho médio de 0,6 μm , permitindo uma maior quantidade de partículas por unidade de volume, que é de 64,3% e, portanto, maior que as demais resinas compostas cujos volumes de partículas inorgânicas é de 41,3% para o material Tetric, 48,6% para o Charisma, 49,7% para o Prisma APH e 55,2% para o Herculite XRV. O compósito Herculite XRV possui partículas pontiagudas de silicato de bário e alumínio com tamanho médio de 0,6 μm , com porcentagem muito baixa de partículas finas e quase nada de partículas com diâmetro menor que 0,1 μm . O compósito Tetric é constituído por partículas irregulares de vidro de bário e trifluoreto de itérbio, variando de 0,04 a 3 μm , além de partículas pré-polimerizadas. O compósito Charisma é constituído por partículas de vidro de bário, variando de 0,12 a 25 μm . O compósito Prisma APH possui partículas irregulares de vidro de bário e sílica coloidal, com tamanhos que variam de 0,2 a 20 μm , além de partículas pré-polimerizadas.

Na Tabela 5 e Figura 14 verifica-se que o maior valor para as médias de dureza do grupo tratado foi obtido para o material Z-100, enquanto que o menor valor foi obtido para o material Prisma APH. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os materiais Z-100 e Tetric, possivelmente por este último possuir partículas pré-

polimerizadas aumentando, desta forma, o volume de carga inorgânica, que é de 41,3%. O mesmo ocorreu entre os materiais Charisma e Herculite XRV, talvez devido à presença de partículas pré-polimerizadas, incorporadas à matriz orgânica do Charisma, que aumentam o volume de carga inorgânica, que é de 48,6%.

Na Tabela 6 e Figura 15 verifica-se que a ciclagem térmica diminuiu o valor numérico das médias de dureza para todos os materiais estudados. Os materiais Z-100, Herculite XRV, Charisma e Prisma APH apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos controle e tratado. Para o material Tetric, não houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo controle e tratado.

Nossos resultados estão de acordo com as afirmações de **EAKLE** ¹⁵ e **HORSTED-BINDSLEV & ASMUSSEM** ²⁵ ao demonstrarem que a ciclagem térmica reduz a dureza, embora **MAIR & VOWLES** ³⁴ afirmem que variações cíclicas de temperatura como as encontradas na boca, não são fatores expressivos na resistência à fratura. Entretanto, estes autores realizaram apenas ensaios de resistência à tração, não estabelecendo qualquer correlação com ensaios de dureza.

Apesar de nosso estudo apresentar diferenças nos resultados de dureza entre o grupo controle e o tratado, que sugerem alteração na matriz orgânica de cada compósito, as quais poderiam ser ocasionadas pelo estresse decorrente de constantes e sucessivas flutuações de temperatura, nossas observações, por microscopia eletrônica de varredura, não mostraram alterações microestruturais da superfície fraturada, conforme ilustrado na Figura 12.

Assim, embora o desgaste da superfície das restaurações a compósitos esteja relacionado ao grau de dureza de superfície, não foi possível demonstrar, neste estudo, uma correlação entre o CETL, a dureza e a morfologia intrínseca dos materiais. Entretanto, a utilização de um instrumento que possibilitou a determinação do α verdadeiro e α médio permite que os compósitos existentes no mercado e os que vierem a ser lançados, possam ser avaliados e comparados com os tecidos duros do dente, no sentido de que um dos critérios para seleção de um compósito odontológico seja em relação ao coeficiente de expansão térmica verdadeiro e não ao médio, restrito a pequenas faixas de temperatura, como as encontradas na literatura ^{10,11,24,46,60}.

7. CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos podemos concluir que:

1. Os compósitos odontológicos Charisma, Herculite XRV, Prisma APH, Tetric e Z-100 apresentaram valores numéricos do CETL verdadeiro e médio com grandes variações dentro da faixa de -15 a 80 °C, onde se encontravam as temperaturas clinicamente relevantes;
2. O valor numérico do CETL verdadeiro e médio não sofreu alterações significativas após a ciclagem térmica para todos os materiais. Entretanto, o material Z-100 apresentou os menores valores numéricos do CETL verdadeiro e médio em relação aos demais;
3. O compósito Z-100 apresentou valores numéricos de dureza Knoop estatisticamente superiores ($p < 0,05$) em relação ao Tetric, Charisma e Prisma APH, mas não foi estatisticamente diferente em relação ao Herculite XRV do grupo controle. Os materiais Tetric, Charisma e Prisma APH não foram estatisticamente diferentes entre si. Após a ciclagem térmica, o Z-100 não foi diferente estatisticamente ao Tetric, mas ambos foram diferentes estatisticamente ($p < 0,05$) ao Charisma, Herculite XRV e Prisma APH. Além disto, o grupo controle apresentou valores numéricos de dureza Knoop superiores estatisticamente ($p < 0,05$) ao grupo tratado, com exceção do material Tetric;

4. As fotomicrografias das superfícies das áreas seccionadas dos corpos de prova não apresentaram diferenças microestruturais na união entre a matriz orgânica e as partículas inorgânicas dos compósitos odontológicos para os grupos controle e tratado.

8. APÊNDICE

8. APÊNDICE

Tabela 7 - Valores individuais da dureza Knoop (KHN) para os corpos de prova controle e tratado.

Material	Número de dureza Knoop (KHN)				
	1ª medida	2ª medida	3ª medida	4ª medida	5ª medida
Char - C	62,14	57,74	58,80	55,74	59,90
Char - T	48,20	54,27	47,41	45,89	57,74
Her - C	67,10	70,44	63,34	64,54	59,35
Her - T	43,76	50,24	43,76	41,46	45,52
Pris. - C	52,41	54,27	53,80	43,42	44,10
Pris. - T	37,36	39,04	45,52	44,45	45,89
Tet. - C	57,24	50,24	67,10	68,44	71,74
Tet. - T	57,24	54,27	59,35	61,57	67,10
Z-100 - C	69,11	74,84	69,78	73,34	70,44
Z-100 - T	66,45	67,10	62,74	62,74	67,77

Tabela 8 - Valores individuais e médias da dureza superficial (KHN) para o material Charisma para os grupos controle e tratado.

Controle	Charisma		Média
	Média	Tratado	
62,14	58,66	48,20	50,70
57,74		54,27	
58,80		47,41	
55,74		45,89	
59,90		57,74	

Tabela 9 - Valores individuais e médias da dureza superficial (KHN) para o material Herculite XRV para os grupos controle e tratado.

Controle	Herculite XRV		Média
	Média	Tratado	
67,10	64,95	43,76	44,94
70,44		50,24	
63,34		43,76	
65,54		41,46	
59,35		45,52	

Tabela 10 - Valores individuais e médias da dureza superficial (KHN) para o material Prisma APH para os grupos controle e tratado.

Controle	Prisma APH		Média
	Média	Tratado	
52,41	49,59	37,36	42,45
54,27		39,04	
53,80		45,52	
43,42		44,45	
4410		45,89	

Tabela 11 - Valores individuais e médias da dureza superficial (KHN) para o material Tetric para os grupos controle e tratado.

Controle	Tetric		Média
	Média	Tratado	
57,24	62,95	57,24	59,90
50,24		54,27	
67,10		59,35	
68,44		61,57	
71,74		67,10	

Tabela 12 - Valores individuais e médias da dureza superficial (KHN) para o material Z-100 para os grupos controle e tratado.

Controle	Z - 100		Média
	Média	Tratado	
69,11	71,50	66,45	65,36
74,84		67,10	
69,78		62,74	
73,34		62,74	
70,44		67,77	

Tabela 13 - Média de dureza Knoop (KHN) para o material Charisma.

Tratamento	Média	D.P.M.*	5%
Controle	58,66	1,22	a
Tratado	50,70	2,26	b

* Desvio Padrão da Média

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade pelo Teste de Tukey

Tabela 14 - Média de dureza Knoop (KHN) para o material Herculite XRV.

Tratamento	Média	D.P.M.*	5%
Controle	64,95	1,85	a
Tratado	44,94	1,47	b

* Desvio Padrão da Média

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade pelo Teste de Tukey

Tabela 15 - Média de dureza Knoop (KHN) para o material Prisma APH.

Tratamento	Média	D.P.M.*	5%
Controle	49,59	2,40	a
Tratado	42,45	1,77	b

* Desvio Padrão da Média

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade pelo Teste de Tukey

Tabela 16 - Média de dureza Knoop (KHN) para o material Tetric.

Tratamento	Média	D.P.M.*	5%
Controle	62,95	3,99	a
Tratado	59,90	2,16	a

* Desvio Padrão da Média

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade pelo Teste de Tukey

Tabela 17 - Média de dureza Knoop (KHN) para o material Z-100.

Tratamento	Média	D.P.M.	5%
Controle	71,50	1,10	a
Tratado	65,36	1,08	b

* Desvio Padrão da Média

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade pelo Teste de Tukey

Tabela 18 - TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO DENTRO DE CHARISMA DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MED.	MED.ORIG.	5%
1	2	controle	5	58,664001	58,664001	a
2	1	tratado	5	50,702002	50,702002	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

Tabela 19 - TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO DENTRO DE HERCULITE DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MED.	MED.ORIG.	5%
1	2	controle	5	64,954004	64,954004	a
2	1	tratado	5	44,948001	44,948001	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

Tabela 20 - TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO DENTRO DE PRISMA APH DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MED.	MED.ORIG.	5%
1	2	controle	5	49,600000	49,600000	a
2	1	tratado	5	42,451999	42,451999	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

Tabela 21 - TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO DENTRO DE TETRIC DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MED.	MED.ORIG.	5%
1	2	controle	5	62,952002	62,952002	a
2	1	tratado	5	59,906000	59,906000	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

Tabela 22 - TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO DENTRO DE Z-100 DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MED.	MED.ORIG.	5%
1	2	controle	5	71,502002	71,502002	a
2	1	tratado	5	65,359998	65,359998	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

**Tabela 23 - TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE CONTROLE DO FATOR TRATAMENTO**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MED.	MED.ORIG.	5%
1	5	Z-100	5	71,502002	71,502002	a
2	2	Herculite	5	64,954004	64,954004	a b
3	4	Tetric	5	62,952002	62,952002	b
4	1	Charisma	5	58,664001	58,664001	b
5	3	Prisma APH	5	49,600000	49,600000	c

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado
D.M.S. 5% = 8,49238

**Tabela 24 - TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE TRATADO DO FATOR TRATAMENTO**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MED.	MED.ORIG.	5%
1	5	Z-100	5	65,359998	65,359998	a
2	4	Tetric	5	59,906000	59,906000	a
3	1	Charisma	5	50,702002	50,702002	b
4	2	Herculite	5	44,948001	44,948001	b
5	3	Prisma APH	5	42,451999	42,451999	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

9. SUMMARY

9. SUMMARY

The purpose of this study was to determine the thermal coefficient of expansion and Knoop hardness of the given commercial restorative composites: Charisma (Kulzer), Herculite XRV (Kerr), Prisma APH (Caulk - Denstply), Tetric (Vivadent) and Z -100 (3M) either submitted or not to thermocycling and its relationship to micro structure and surface hardness alterations.

Ten cilindric specimens were prepared according to a plexiglas matrix consisting of two parts. Two specimens were made for each restorative material tested. Standard dimensions were 2 mm in diameter and 12 mm long. A solder point of a thermopair was positioned at specimens geometrical half. A Visilux (3M) unit was used for composite light-curing during 40 seconds on each side of the matrix, then 40 seconds after matrix removal, and afterwards submitted to imersion in distilled water for 24 hours at 37 °C for the same period of time.

With aid of a dilatometer (DT - 1000, Adamel Lhomargy Division d'instruments S. A.) the initial dilatograms for all specimens were obtained. This dilatometer has a particular feature to determine both mean linear thermal coefficient of expansion and linear thermal coefficient of expansion referred to a specific given temperture (true α). The test group was submitted to thermocycling (10,000 cycles) while the control group was mantained in distilled water at 37 °C. New dilatograms for both groups were obtained after thermocycling. The thermopairs were removed and specimens handsplit in two parts: one was observed under S.E.M. and the other

one was resin-embedded (Resapol T 208) for Knoop hardness measurements.

For both groups the restorative material Z- 100 presented mean values of thermal coefficient of expansion closely similar to literature findings. Highest discrepancies were found for Prisma APH, occurring the same for true α .

Under S.E.M. observation, morphologic alterations were not relevant among control and test groups.

Z -100 showed highest values of Knoop hardness while Prisma APH showed the lowest in both groups.

Considering control and test groups, a statistically significant hardness decrease occurred in Z - 100, Herculite XRV, Charisma and Prisma APH.

Results collaborate to establish a relationship between thermocycling and surface hardness of composite restoratives.

Key words: Dental materials, Composite restoratives, Linear thermal coefficient of expansion.

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS *

1. ABDALLA, A.I., DAVIDSON, C.L. Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro class II composite restorations. *J. Dent.*, Oxford, v.21, n.3, p.158-62, June, 1993.
2. AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. *Standard test method for coefficient of linear thermal expansion of plastics*. ASTM Designation D 696-79 (reapproved 1988) - Philadelphia, 1988.
3. ASMUSSEN, E. The effect of temperature changes on adaptation of resin fillings. I. *Acta odontol. scand.*, Oslo, v.32, n.3, p.161-71, 1974.
4. _____ The effect of temperature changes on adaptation of resin fillings. II. *Acta odontol. scand.*, Oslo, v.32, n.5, p.291-7, 1974.
5. _____ Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins. *Operative Dent.*, Seattle, v.10, p.61-73, 1985.
6. BOWEN, R.L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J. Am. dent. Ass.*, Chicago, v.66, n.1, p.57-64, 1963.
7. BULLARD, R.H., LEINFELDER, K.F., RUSSEL, C.M. Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. *J. Am. dent. Ass.*, Chicago, v.116, n.7, p.871-4, June, 1988.
8. CORADAZZI, J. MONDELLI, J., VALERA, R.C. Microinfiltração marginal em restaurações de classe II a amálgama e resina composta, com e sem pinos, submetidas à ciclagem térmica. *Ars. Curandi Odont.*, Rio de Janeiro, v.5, n.11, p.9-14, fev. 1979.
9. CORRER SOBRINHO, L. *Correlação intensidade de luz - tempo de exposição sobre a polimerização de compósito odontológico*. Ribeirão Preto 1995. 114p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia. Universidade de São Paulo.
10. CRAIG, R.G., O'BRIEN, W.J., POWERS, J.M. *Dental Materials*. 6. ed. Saint Louis, Mosby, 1996, cap.1, p.12.

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

11. CRAIG, R.G., PEYTON, F.A. Physical and mechanical properties. *In: _____*, ed. **Restorative dental materials**. 5. ed. St. Louis: Mosby, 1975, cap.3, p.48.
12. DARBYSHIRE, P.A., MESSER, L.B., DOUGLAS, W.H. Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. **J. dent. Res.**, Washington, v.67, n.3, p. 585-587, Mar. 1988.
13. DENNISON, J.B. Restorative materials for direct application *In: CRAIG, R.G. **Dental Materials: a problem-oriented approach***. St.Louis: Mosby, 1978. cap.1 p.10-13.
14. _____, CRAIG, R.G. Physical properties and finished surface texture of composite restorative resins. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.85, n.1, p.101-8, July 1972.
15. EAKLE, W.S. Effect of thermal cycling on fracture strength and microleakage in teeth restored with a bonded composite resin. **Dent.Mater.**, Washington, v.2, n.3, p.114-7, June 1986.
16. GARONE FILHO, W. Um novo material restaurador: "Resinas Compostas" parte III: vedamento marginal, propriedades relacionadas com a integridade da superfície externa e resistência mecânica. **Revta. Ass. paul. Cirurg. Dent.**, São Paulo, v.24, n.5, p.179-85, set./out. 1970.
17. GOING, R.E., SAWINSKI, V.J. Microleakage of a new restorative material. **J. Am. dent.Ass.**, Chicago, v.73, n.1, p.107-15, July 1966.
18. GREENER, E., DUKE, S. Physical properties of two new crown and bridge veneering resins. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.16, n.2, p.203-9, Mar. 1989.
19. GUZMAN, H.J., SWARTZ, M.L. PHILLIPS, R.W. Marginal leakage of dental restorations subjected to thermal stress. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis v.21,n.2, p.166-75, Feb. 1969.
20. HARPER, R.H. et al. In vivo measurements of thermal diffusion through restorations of various materials. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.43, n.2, p.180-5, Feb. 1980.

21. HARRINGTON, E., Mc CABE, J.F. Coefficient of thermal expansion of some anterior restorative materials by a new dilatometric technique. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.1, n.3, p. 293 - 7, July 1974.
22. HASHINGER, D.T., FAIRHURST, C.W. Thermal expansion and filler content of composite resins. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.52, n.4, p.506-10, Oct. 1984.
23. HEMBREE Jr., J.H., ANDREWS, J.T. Microleakage of several class V anterior restorative materials: a laboratory study. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.97, n.2, p.179-83, Aut. 1978.
24. HENGCHANG, X., WENYI, L., TONG, W., Measurement of thermal expansion coefficiente of human teeth. **Aust. dent. J.**, Oxford, v.34, n.6, p. 530-5, Dec., 1989.
25. HORSTED-BINDSLEV, P., ASMUSSEN, E. Restaurações estéticas. In: _____, MJÖR, I.A. **Dentística Operatória Moderna**. 2. ed. São Paulo: Ed. Santos, 1993. cap. 7, p. 175-230.
26. JACOBS, H.R., THOMPSON, R.E., BROWN, W.S. Heat transfer in teeth. **J. dent. Res.**, Washington, v. 52n.2, p. 248-52, Mar./Apr. 1973.
27. JENSEN, M.E., CHAN, D.C.N. Polymerization shrinkage and microleakage. In: **INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON POSTERIOR COMPOSITE RESIN DENTAL RESTORATIVE MATERIALS**. Netherlands: Peter Szulc Pub., 1985. p.246.
28. KOIKE, Tet al. Effect of water sorption and thermal stress on cavity adaptation of dental composites. **Dent. Mater.**, Washington, v.6 n.3, p.178-80, July 1990.
29. LAMBRECHTS, P., AMEYE, C., VANHERLE, G. Conventional and microfilled composite resins. Part II: chip fractures. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.48, n.5, p.527-38, Nov., 1982
30. LEE Jr., H.L., SWARTZ, M.L. Scanning electron microscope study of composite restorative materials. **J. dent. Res.**, Washington, v.49, n.1, p.149-58, Jan./Feb.1970.

31. LEE Jr., H.L., SWARTZ, M.L., SMITH, F.F. Physical properties of four thermosetting dental restorative resins. **J. dent. Res.**, Washington, v.48, n.4, p. 526-35, July/Aug. 1969.
32. LOSSIO, J.J.D. Resinas Compostas - Uso clínico dos diversos tipos de resinas compostas. **Revta. Ass. paul. Cirurg. Dent.**, São Paulo, v.44, n.5, p.247-9, set./out. 1990.
33. MACCHI, R.L., CRAIG, R.G. Physical and mechanical properties of composite restorative materials. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.78, n. 2, p.328-34, Feb. 1969.
34. MAIR, L.H., VOWLES, R. The effect of thermal cycling on the fracture toughness of seven composite restorative materials. **Dental Mater.**, Washington, v.5, n.1, p.23-6, Jan. 1989.
35. MANDRAS, R.S., RETIEF, D.H, RUSSEL, C.M. The effect of thermal and occlusal stresses on the microleakage of the Scotchbond 2 dentinal bonding system. **Dent. Mater.**, Washington, v.7, n.1, p.63-7, Jan. 1991.
36. Mc. CABE, J.F. **Applied dental materials**. 7. ed. London: Blackwell, 1990 p.21
37. MIRANDA Jr, W. G. *Avaliação da infiltração "in vitro" na parede gengival das caixas proximais de premolares humanos restaurados com diferentes adesivos universais e resinas compostas*. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia. Universidade de São Paulo, 1994. 92p.
38. MOMOI, Y. et al. Gradual increases in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stress. **J. dent. Res.**, Washington, v.69, n.10, p.1659-63, Oct. 1990.
39. MONTES-G, G.M., DRAUGHN, R.A. In vitro surface degradation of composites by water and thermal cycling. **Dental Mater.**, Washington, v.2, n.5, p.193-7, Oct. 1986.
40. MUNKSGAARD, E.C., ITOH, K., JÖRGENSEN, K.D. Dentin-polymer bond in resin fillings tested in vitro by thermo and load-cycling. **J. dent. Res.**, Washington, v.64, n.2, p.144-6, Feb. 1985.

41. NELSEN, R.J., WOLCOTT, R.B., PAFFENBARGER, G.C. Fluid exchange at the margins of dental restorations. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.44, n.3, p.288-95, Mar. 1952.
42. PALMER, D.S., BARCO, M.T., BILLY, E.J. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.67, n.3, p.325-7, Mar., 1992.
43. PETERSON, E.A., PHILLIPS, R.W., SWARTZ, M.L. A comparison of the physical properties of four restorative resins. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.73, n.6, p.1324-36, Dec. 1966.
44. PHILLIPS, R.W. **Skinner's science of dental materials**. 9. ed. Philadelphia W.B.Saunders, 1991, cap.3, p.32
45. PORTE, A. et al. Cavity design for composite resins. **Operative Dent.**, Seattle, v.9, n.2, p.50-6, 1984.
46. POWERS, J.M., HOSTETLER, R.W., DENNISON, J.B. Thermal expansion of composite resins and sealants. **J. dent. Res.**, Washington, v.58, n.2, p.584-7, Feb. 1979
47. PRATI, C., NUCCI, C., MONTANARI, G. Shear bond strenght and microleakage of dentin bonding systems. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.65, n.3, p.401-7, Mar., 1991.
48. _____ et al. Permeability and microleakage of class II resin composite restorations. **J. Dent.**, Oxford, v.22, n.1, p.49-56, Feb.1994.
49. ROSSITTI, S.M., *Compatibilidade entre cerâmicas e ligas níquel-cromo*. Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 1994. 91p..
50. SIMMONS, E.W., BARGHI, N. MUSCOTT, J.R. Thermocycling of pit and fissure sealants. **J. dent. Res.**, Washington, v.55, n.4, p.606-10, July/Aug. 1976.
51. SMITH, B.G.N., WRIGHT, P.S., BROWN, D. **The clinical handling of dental materials**. Bristol: Whight, 1986. cap.1. p.15

52. SÖDERHOLM, K.J.M. Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. **J. dent. Res.**, Washington, v.63, n.11, p.1321-6, Nov., 1984.
53. SPIERINGS, A.M. et al. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by *in vivo* experiments. **J. dent. Res.**, Washington, v.66, n.8, p.1336-9, Aug., 1987.
54. TANI, Y., BUONOCORE, M.G. Marginal leakage and penetration of basic fuchsin dye in anterior restorative materials. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.78, n.3, p. 542-8, Mar. 1969.
55. TJAN, A.H.L. et al. The effect of thermal stress on the marginal seal of cast gold full crowns. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.100, n.1, p. 48-51, Jan. 1980.
56. TWIGGS, S.W. et al. A rapid heating and cooling rate dilatometer for measuring thermal expansion in dental porcelain. **J. dent. Res.**, Washington, v.68, n.9, p.1316-8, Sept. 1989.
57. VAN DIJKEN, J.W.V., RUYTER, I.E. Surface characteristics of posterior composite after polishing and toothbrushing. **Acta odont. scand.**, Oslo, v.45, p.337-46, Oct. 1987.
58. VAN MEERBEEK, et al. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. **Operative Dent.**, Seattle, supp., 5, p.111-24, 1992.
59. VERSLUIS, A., DOUGLAS, W.H., SAKAGUCHI, RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. **Dent. Mater.**, Washington, v.12 n.5-6, p.290-4, Sep./Nov. 1996.
60. YAMAGUCHI, R., POWERS, J.M., DENNISON, J.B. Thermal expansion of visible-light-cured composite resins. **Operative Dent.**, Seattle v.14, n. 2, p.64- 7, Spring 1989.