

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

Maximiliano Piero NEISSER**

Mario Fernando de GOES***

João Manuel de Almeida ROLLO****

Simonides CONSANI*****

- **RESUMO:** O objetivo do presente trabalho foi determinar o coeficiente de expansão térmica linear (CETL) médio e verdadeiro de compósitos odontológicos antes e após ciclagem térmica e verificar sua dureza de superfície. Os resultados mostraram valores numéricos do CETL médio e verdadeiro com grandes variações dentro da faixa de -15 a 80°C. A ciclagem térmica não alterou significativamente os valores do CETL médio e verdadeiro; entretanto, influenciou, reduzindo os valores da dureza de superfície dos compósitos odontológicos avaliados.

- **PALAVRAS-CHAVE:** Materiais dentários; compósitos poliméricos; expansão em sólidos.

* Resumo da Tese de Doutorado - Área de Materiais Dentários - Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp - 13414-018 - Piracicaba - SP.

** Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese - Faculdade de Odontologia - UNESP - 12245-000 - São José dos Campos - SP.

*** Departamento de Odontologia Restauradora - Faculdade de Odontologia - Unicamp - 13414-018 - Piracicaba - SP.

**** Departamento de Engenharia de Materiais - Escola de Engenharia de São Carlos - USP - 13560-340 - São Carlos - SP.

***** Departamento de Odontologia Restauradora - Faculdade de Odontologia - Unicamp - 13414-018 - Piracicaba - SP.

Introdução

Todos os materiais sofrem variação de suas dimensões em função de mudanças de temperatura. De forma geral, podemos dizer que a matéria se expande com o aumento da temperatura e se contrai com sua diminuição. O responsável por essas alterações dimensionais é o coeficiente de expansão térmica, uma propriedade física característica de cada material. Para Craig & Peyton,⁵ quando apenas uma das dimensões for estudada, ter-se-á o Coeficiente de Expansão Térmica Linear (CETL) simbolizado pela letra grega α . Este poderá ser médio, quando referido a uma faixa de temperaturas, ou verdadeiro (true α), quando referido a um grau de temperatura. Embora Hashinger & Fairhurst¹¹ enfatizem a necessidade da determinação do CETL verdadeiro, não encontramos, na literatura odontológica, nenhum autor que o houvesse determinado.

Em odontologia restauradora existe sempre um material constituindo forma e função comprometidas, ou mesmo, perdidas. Para isso, segundo Nelsen et al.,²⁰ a propriedade essencial de um material restaurador é a de manter o próprio tamanho e forma, uma vez aplicado ao dente. Entretanto, segundo Van Meerbeek,²⁴ todos os materiais restauradores apresentam valores do CETL diferentes dos exibidos pelas estruturas mineralizadas do dente os quais, de acordo com Hengchang et al.,¹² seriam aproximadamente $17 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ para o esmalte e $11 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ para a dentina. Com isto, sob variações de temperatura, a estrutura dental e o material restaurador apresentarão contrações e expansões com taxas diferentes. Como conseqüências clínicas, poderiam ser observadas, segundo Greener & Duke,⁹ Hengchang et al.,¹² Lambrechts et al.,¹⁵ Söderholm²³ e Versluis et al.,²⁵ fendas na interface dente-restauração, fraturas e desgaste da superfície da restauração. Além disso, constantes e sucessivas variações de temperatura entre 4 e 60°C poderiam, segundo Nelsen et al.,²⁰ produzir um fenômeno físico conhecido como fadiga ou estresse, provocando a falência da união na interface matriz orgânica-partícula de carga, ocasionando dessa forma, a redução de propriedades como resistência a tração, compressão, cisalhamento e dureza. Dessa forma, o propósito deste trabalho foi determinar o CETL de recentes e diferentes compósitos odontológicos em virtude de temperaturas clinicamente relevantes, e após repetidas variações térmicas, e associá-lo à dureza de superfície.

Material e método

Foram utilizados, neste estudo, cinco compósitos odontológicos recomendados pelos seus fabricantes para uso em restaurações de dentes anteriores e posteriores, conforme Tabela 1.

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

Os materiais são sistemas polimerizados por ativação física (luz visível), cujas composições básicas, tamanho e volume de partículas estão na Tabela 2.

Tabela 2 – Composição básica dos compósitos odontológicos

Material	Matriz orgânica	Carga	Tamanho médio de partículas (μm)	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/silica	0,01 – 3,5	64,3

* Informações do fabricante (bula).

** Manual da 3M.

Para cada material (Charisma, Herculite XRV, Prisma APH, Tetric e Z-100) foram confeccionados dois corpos-de-prova, distribuídos em dois grupos, dos quais um foi submetido à ciclagem térmica e outro serviu de controle, totalizando dez 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, conforme Figura 1. Os corpos-de-prova foram confeccionados em ambiente controlado, com temperatura de $23 \pm 2^\circ\text{C}$ e 50% de umidade relativa. Pequenas porções da pasta única dos compósitos foram inseridas em cada uma das partes da matriz com auxílio de um condensador plástico para compósito (JON). Um par termoelétrico constituído de fios de cromel e alumel, com diâmetros de 0,10 mm, unidos por soldagem a 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.

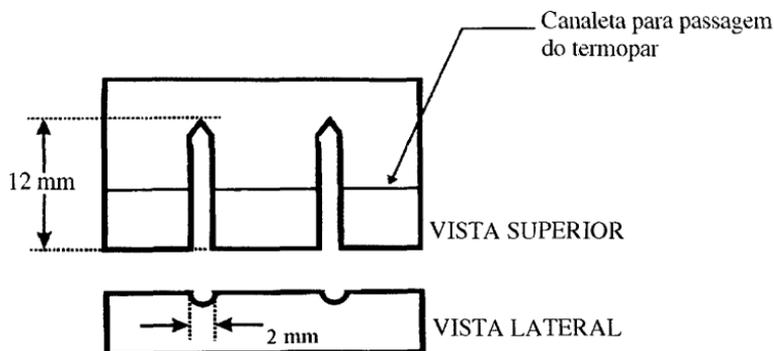


FIGURA 1 - Representação esquemática da matriz utilizada para obtenção dos corpos-de-prova.

Os excessos de material foram removidos com lâmina de bisturi e broca multilaminada com 12 lâminas (R.528/014 Maillefer). A seguir, os corpos-de-prova foram imersos em água destilada e armazenados a 37°C em estufa Heraeus (Alemanha), durante 24 horas.

Foi estabelecido um ciclo de resfriamento e aquecimento, que propiciou uma temperatura mínima de -15°C e uma temperatura máxima de 80°C, dividido em três segmentos conforme Quadro 1. Dentro desta faixa encontravam-se todas as temperaturas pesquisadas por diversos autores^{2, 6, 18, 20, 21}. No primeiro segmento, a temperatura dos corpos-de-prova passou da temperatura ambiente a -15°C a uma taxa de 0,5°C x s⁻¹, por resfriamento com nitrogênio líquido. No segundo segmento, a temperatura foi mantida em -15°C durante 60 segundos. No terceiro segmento, a temperatura foi elevada de -15 a 80°C a uma taxa de 0,5°C x 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} (°C)	T _{final} (°C)	Tempo (seg)	Taxa (°C x s ⁻¹)
1	ambiente	-15	± 100	0,5
2	-15	-15	60	-
3	-15	80	± 200	0,5

Uma vez determinado o ciclo térmico, os corpos-de-prova foram alojados no suporte próprio de um dilatômetro²² Quenching Dilatometer, modelo DT 1000 (Adamel Lhomargy Division d'instruments S.A., France), 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 2, que permite um erro máximo de leitura de ± 1 µm para cada mudança de comprimento da amostra.¹

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.

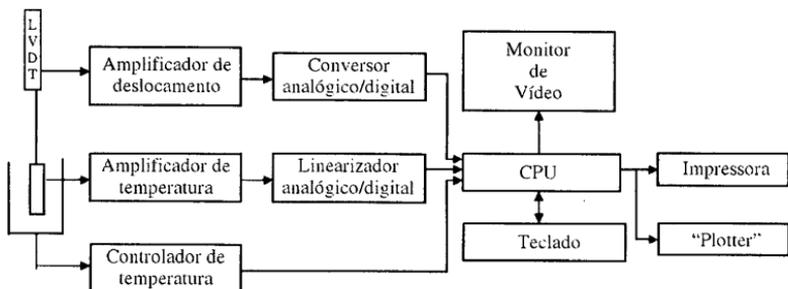


FIGURA 2 - Esquema, por diagrama de blocos, do dilatômetro.

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 náilon, 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 um quarto 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, Asmussen² 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 mil ciclos.¹⁹ Esse 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.,²¹

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.,¹⁸ outros dois, com temperaturas de 37°C. As temperaturas de 60°C ± 0,5°C e 37°C ± 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 a 120°C, aferidos com termômetro a álcool. O banho de 3°C ± 0,5°C foi conseguido colocando-se a cuba dentro de um recipiente de vidro contendo gelo; para garantir a troca térmica, esta 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 segundos,¹² para garantir a difusibilidade térmica em seu interior.^{10,14} 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.

Após o ensaio dilatométrico e removidos os fios de cromel e alumínio, os corpos-de-prova dos dois grupos foram incluídos 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. Com a superfície polida, as amostras foram tingidas em azul com caneta para retroprojektor (Pilot WBM-7), para melhor observação das penetrações. 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 penetração. Dessa forma, foram realizadas, para cada amostra, cinco 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, a 5% de probabilidade.

Resultado e discussão

Os valores originais da dureza Knoop (KHN), registrados na Tabela 3, foram submetidos à análise de variância, conforme Tabela 4.

Tabela 3 – 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 4 – Análise de variância dos valores de dureza Knoop obtidos

Causas da variação	GL	SQ	QM	Valor F	Prob. > F
Tratamento	1	981,4283152	981,4283152	44,4214	0,00001
Material	4	2802,2584935	700,5646234	31,7090	0,00001
Trat.*Mat.	4	422,8963139	105,7240785	4,7853	0,00330
Resíduo	40	883,7431983	22,0935800		
Total	49	5090,3263209			

Média geral = 57,104000.

Coefficiente de variação = 8,231%.

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 é a diferença entre o CETL da resina composta e dos tecidos mineralizados do dente. Essa diferença interfere negativamente na adaptação marginal, favorecendo a infiltração² e reduzindo significativamente

a dureza e a resistência à fratura.¹⁹ Assim, os resultados do efeito da ciclagem térmica na determinação do coeficiente de expansão térmica de compósitos se baseiam no entendimento que a variação do comprimento dos corpos-de-prova (μ), é função da temperatura, calculada pela fórmula $\mu = \Delta L/L_0$, onde ΔL = comprimento final menos comprimento inicial e L_0 = comprimento inicial. Dessa forma, os valores de α verdadeiro e α médio observados nos Quadros de 2 a 6 não seguem qualquer critério de seqüência lógica. Esse 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. Outro fator a ser considerado seria a possibilidade do aparecimento do composto químico ortossilicato de alumínio e lítio (Al Li Si O₄), 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,⁷ partículas de determinadas cerâmicas, incorporadas aos compósitos odontológicos, podem sofrer contração com a elevação da temperatura.

Os valores do CETL médio dos Quadros de 2 a 6 foram calculados a partir da fórmula α médio = $\mu \cdot \Delta T$, onde μ = variação de comprimento da amostra e ΔT = variação de temperatura (°C). Portanto, o valor do CETL médio deve ser calculado para cada faixa de temperaturas utilizada.

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 4), a $4,27 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$, para o material Z-100 do grupo controle (Quadro 6), para temperaturas numa escala de -10 a 70°C, medidos a 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 4), na temperatura de 10°C, é semelhante ao relatado por Craig et al.,⁴ para as resinas sem carga, que varia de 70 a $100 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ 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 4), a 10°C. Dessa forma, mesmo considerando que em condições clínicas a restauração a compósito é banhada pelos fluidos bucais, o valor do CETL do mesmo material, para o grupo controle, chegou a $83,70 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$ (Quadro 4), o que é quase quatro vezes o valor encontrado por Bowen³ para seu compósito experimental. Por outro lado, à temperatura de 50°C, o CETL foi de $5,95 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$, portanto, inferior ao relatado por Lee et al.¹⁶ para os tecidos duros do dente, que é de $11,4 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}^{-1}$.

Quadro 2 – Valores de α verdadeiro e α médio dos grupos inicial, controle e tratado obtidos para os corpos-de-prova do material Charisma, em função da temperatura

Temperatura °C	Grupo inicial		Grupo controle		Grupo tratado	
	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{médio}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{médio}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{médio}}$ ($\times 10^{-6}$)
-10	48,08	45,41	31,78	39,02	22,32	34,04
0	21,37	55,29	15,89	46,67	14,59	40,92
10	32,05	82,26	26,48	70,97	18,34	55,80
20	26,71	–	31,78	–	39,06	–
30	16,03	19,76	27,24	15,89	33,48	2,23
40	26,71	7,74	29,51	7,75	22,32	15,07
50	37,39	19,23	37,08	16,95	33,48	23,44
60	48,08	25,91	49,94	24,50	39,06	29,85
70	58,76	30,24	63,56	31,67	61,38	34,26

Quadro 3 – Valores de α verdadeiro e α médio dos grupos inicial, controle e tratado obtidos para os corpos-de-prova do material Herculite XRV, em função da temperatura

Temperatura °C	Grupo inicial		Grupo controle		Grupo tratado	
	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{médio}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{médio}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{médio}}$ ($\times 10^{-6}$)
-10	27,17	50,18	16,16	22,81	28,15	31,16
0	27,17	64,67	21,55	23,98	22,52	35,19
10	21,74	10,60	16,93	28,02	28,15	47,86
20	38,04	–	26,94	–	28,15	–
30	48,91	51,09	23,86	18,86	16,89	2,81
40	27,17	10,05	26,94	22,90	28,15	16,89
50	27,17	4,89	34,64	26,32	28,15	24,21
60	27,17	13,86	43,10	29,36	50,68	29,98
70	59,78	20,87	65,42	35,10	56,31	34,35

Quadro 4 – Valores de α verdadeiro e α médio dos grupos inicial, controle e tratado obtidos para os corpos-de-prova do material Prisma APH, em função da temperatura

Temperatura °C	Grupo inicial		Grupo controle		Grupo tratado	
	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{médio}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{médio}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{médio}}$ ($\times 10^{-6}$)
-10	16,03	46,30	16,30	42,21	26,94	34,48
0	5,34	59,29	14,87	54,63	17,70	40,68
10	21,37	94,02	38,04	83,70	26,17	58,73
20	26,71	–	17,86	–	26,94	–
30	42,74	43,27	17,86	28,47	16,16	10,24
40	22,89	6,77	21,74	27,17	26,94	8,35
50	29,76	5,95	23,29	12,32	26,94	16,52
60	21,37	13,76	48,91	18,89	37,72	22,90
70	64,10	20,09	56,68	24,00	64,44	26,94

Quadro 5 – Valores de α verdadeiro e α médio dos grupos inicial, controle e tratado obtidos para os corpos-de-prova do material Tetric, em função da temperatura

Temperatura °C	Grupo inicial		Grupo controle		Grupo tratado	
	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{médio}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{médio}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ ($\times 10^{-6}$)	$\alpha_{\text{médio}}$ ($\times 10^{-6}$)
-10	15,89	37,08	26,48	32,13	21,74	19,38
0	23,46	45,90	15,89	39,66	5,43	19,57
10	10,59	67,27	19,67	59,00	21,74	19,02
20	26,48	–	21,19	–	38,04	–
30	21,19	14,83	26,48	11,65	24,07	27,17
40	37,08	9,26	21,19	7,15	27,17	27,72
50	37,08	18,71	21,19	14,83	48,91	30,07
60	26,48	24,50	26,48	20,79	27,17	33,56
70	52,97	28,60	84,75	28,07	42,70	36,59

Quadro 6 – Valores de α verdadeiro e α médio dos grupos inicial, controle e tratado obtidos para os corpos-de-prova do material Z-100, em função da temperatura

Temperatura °C	Grupo inicial		Grupo controle		Grupo tratado	
	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ (x 10 ⁻⁶)	$\alpha_{\text{médio}}$ (x 10 ⁻⁶)	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ (x 10 ⁻⁶)	$\alpha_{\text{médio}}$ (x 10 ⁻⁶)	$\alpha_{\text{verdadeiro}}$ (x 10 ⁻⁶)	$\alpha_{\text{médio}}$ (x 10 ⁻⁶)
-10	16,03	32,76	16,03	27,42	32,89	30,15
0	20,60	40,54	10,68	32,85	27,41	35,64
10	0	61,97	16,03	48,61	16,45	53,18
20	21,37	-	16,03	-	14,10	-
30	21,37	21,90	21,37	11,75	27,41	13,16
40	32,05	26,71	26,71	4,27	16,45	4,93
50	24,42	8,58	16,03	10,33	27,41	11,88
60	27,47	13,32	21,37	14,29	38,38	16,86
70	35,10	17,03	48,08	18,06	38,38	20,39

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 a 50°C, observar-se-ia efeito reduzido do fenômeno, pois o CETL seria aproximadamente metade do valor do CETL dos tecidos duros do dente. Pode-se observar que a maior frequência de valores determinados para o CETL médio encontra-se na faixa entre $10 \times 10^{-6} \times \text{°C}^{-1}$ a $40 \times 10^{-6} \times \text{°C}^{-1}$. Dessa forma, nossos resultados são semelhantes aos determinados por alguns autores^{5,7} e conflitantes aos determinados por outros.^{11,16}

Os valores para o CETL verdadeiro, mostrado nos Quadros de 2 a 6, foram obtidos aplicando-se a fórmula $\alpha_{\text{verdadeiro}} = \mu \times T$; onde, μ = variação de comprimento da amostra e T = temperatura (°C). Embora o dilatômetro utilizado em nosso trabalho pudesse ser programado a fim 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 a este trabalho (-15°C a 80°C).

Para Söderholm,²³ haveria uma relação linear inversa entre o volume da fração de carga e o CETL, o qual diminuiu com a ciclagem térmica. Dessa forma, embora a adição de apenas 50% em volume, de partículas inorgânicas à matriz orgânica, reduza em dois terços o CETL das resinas compostas em relação às resinas convencionais, os valores ainda são muito elevados quando comparados aos tecidos duros do dente, que variam, segundo Bowen,³ de 7,8 a 11,4 x 10⁻⁶ x °C⁻¹. Assim sendo, podemos intuir que a restauração a compósito odontológico, em um dente submetido a 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, a flutuações de temperatura, o material restaurador poderia sofrer fadiga ou estresse, semelhante ao resultante da aplicação de cargas cíclicas, decorrente do feito cumulativo de constantes contrações e expansões. Uma das conseqüências negativas deste fenômeno seria a diminuição dos índices de dureza.

Na Tabela 6 e Figura 3, verificam-se que o maior valor para as médias de dureza do grupo controle foi obtido para o material Z-100, enquanto 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 (0,01 a 3,5 µm), com média de 0,6 µm, permitindo uma maior quantidade de partículas por unidade de volume, que é de 64,3% e, portanto, maior que o das demais resinas compostas cujos volumes são 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-polymerizadas. 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-polymerizadas. Verifica-se também que o maior valor para as médias de dureza do grupo tratado foi obtido para o material Z-100, enquanto 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-polymerizadas, aumentando, desta forma, o volume de carga inorgânica, que é de 41,3%. O mesmo ocorreu entre os materiais Charisma e Herculite XRV, talvez em virtude da presença de partículas pré-polymerizadas, incorporadas à matriz orgânica do Charisma, que aumentam o volume de carga inorgânica, que é de 48,6%. Outrossim, 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.

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 a 5% de probabilidade pelo teste de Tukey.

Nossos resultados estão de acordo com as afirmações de Eakle⁸ e Horsted-Bindslev & Asmussen¹³ ao demonstrarem que a ciclagem térmica reduz a dureza, embora Mair & Vowles¹⁷ 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.

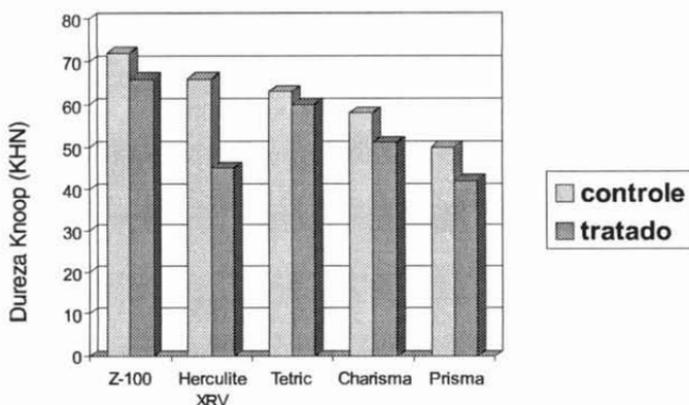


FIGURA 3 – Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Knoop (KHN) para os materiais submetidos à ciclagem térmica (grupo tratado).

Dessa forma, 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, tendo em vista 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.^{4,5,12}

Conclusão

Com base nos resultados obtidos, podemos concluir que:

- 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;

- 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;
- 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 disso, o grupo controle apresentou valores numéricos de dureza Knoop superiores estatisticamente ($p < 0,05$) ao grupo tratado, com exceção do material Tetric.

NEISSER, M. P et al. Effect of thermocycling on determination of coefficient of thermal expansion and Knoop hardness of restorative composites. *Rev. Odontol. UNESP (São Paulo)*, v.26, n.2, p.369-386, 1997.

- **ABSTRACT:** *The objective of this study was determinate the mean and true linnear coefficient of thermal expansion of restorative composites submitted or not to thermocycling and verify its supperficial hardness. Results showed variations in the range between -15 to 80°C. Thermocycling didn't alter significantly the mean and true values of LCTE; therefore, occured a superficial hardness decrease in the restorative composites evaluated.*
- **KEYWORDS:** *Dental materials; composite restoratives; linear coefficient of expansion.*

Referências bibliográficas

- 1 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.
- 2 ASMUSSEN, E. The effect of temperature changes on adaptation of resin fillings. I. *Acta Odontol. Scand.*, v.32, n.3, p.161-71, 1974.

- 3 BOWEN, R. L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J. Am. Dent. Ass.*, v.66, p.57-64, 1963.
- 4 CRAIG, R. G., O'BRIEN, W. J., POWERS, J. M. *Dental materials*. 6.ed. Saint Louis: Mosby, 1996. Cap.1, p.12.
- 5 CRAIG, R. G., PEYTON, F. A. Physical and mechanical properties. In: _____ *Restorative dental materials*. 5.ed. St. Louis: Mosby, 1975. Cap.3, p.48.
- 6 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.*, v.67, p.585-7, 1988.
- 7 DENNISON, J. B., CRAIG, R. G. Physical properties and finished surface texture of composite restorative resins. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.85, p.101-8, 1972.
- 8 EAKLE, W. S. Effect of thermal cycling on fracture strength and microleakage in teeth restored with a bonded composite resin. *Dent. Mater.*, v.2, p.114-7, 1986.
- 9 GREENER, E., DUKE, S. Physical properties of two new crown and bridge veneering resins. *J. Oral Rehabil.*, v.16, p.203-9, 1989.
- 10 HARPER, R. H. et al. In vivo measurements of thermal diffusion through restorations of various materials. *J. Prosthet. Dent.*, v.43, p.180-5, 1980.
- 11 HASHINGER, D. T., FAIRHURST, C. W. Thermal expansion and filler content of composite resins. *J. Prosthet. Dent.*, v.52, p.506-10, 1984.
- 12 HENGCHANG, X., WENYI, L., TONG, W. Measurement of thermal expansion coefficient of human teeth. *Aust. Dent. J.*, v.34, p.530-5, 1989.
- 13 HORSTED-BINDSLEV, P., ASMUSSEN, E. Restaurações estéticas. In: HORSTED-BINDSLEV, P., MJÖR, I. A. *Dentística operatória moderna*. 2.ed. São Paulo: Ed. Santos, 1993. Cap.7, p.175-230.
- 14 JACOBS, H. R., THOMPSON, R. E., BROWN, W. S. Heat transfer in teeth. *J. Dent. Res.*, v.52, p.248-52, 1973.
- 15 LAMBRECHTS, P., AMEYE, C., VANHERLE, G. Conventional and microfilled composite resins. Part II: chip fractures. *J. Prosthet. Dent.*, v.48, p.527-38, 1982.
- 16 LEE JUNIOR, H. L., SWARTZ, M. L., SMITH, F. F. Physical properties of four thermosetting dental restorative resins. *J. Dent. Res.*, v.48, p.526-35, 1969.
- 17 MAIR, L. H., VOWLES, R. The effect of thermal cycling on the fracture toughness of seven composite restorative materials. *Dent. Mater.*, v.5, p.23-6, 1989.

- 18 MOMOI, Y. et al. Gradual increases in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stress. *J. Dent. Res.*, v.69, p.1659-63, 1990.
- 19 MONTES-G, G. M., DRAUGHN, R. A. In vitro surface degradation of composites by water and thermal cycling. *Dent. Mater.*, v.2, p.193-7, 1986.
- 20 NELSEN, R. J., WOLCOTT, R. B., PAFFENBARGER, G. C. Fluid exchange at the margins of dental restorations. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.44, p.288-95, 1952.
- 21 PETERSON, E. A., PHILLIPS, R. W., SWARTZ, M. L. A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J. Am. Dent. Ass.*, v.73, p.1324-36, 1966.
- 22 ROSSITTI, S. M. *Compatibilidade entre cerâmicas e ligas níquel-cromo*. São Carlos, 1994. 91p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Metalúrgica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.
- 23 SÖDERHOLM, K. J. M. Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. *J. Dent. Res.*, v.63, p.1321-6, 1984.
- 24 VAN MEERBEEK, B. et al. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Operative Dent.*, suppl.5, p.111-24, 1992.
- 25 VERSLUIS, A., DOUGLAS, W. H., SAKAGUCHI, R. L. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent. Mater.*, v.12, p.290-4, 1996.