



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM**  
**ENGENHARIA MECÂNICA**

**MEDIÇÃO DAS PROPRIEDADES TERMOFÍSICAS E DA**  
**POROSIDADE ABERTA DA DENTINA HUMANA E DE TRÊS**  
**MATERIAIS DENTÁRIOS RESTAURADORES ESTÉTICOS**

**MANOELITA FIGUEIREDO DE MAGALHÃES**

**Belo Horizonte, 3 de julho de 2008**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**MANOELITA FIGUEIREDO DE MAGALHÃES**

**MEDIÇÃO DAS PROPRIEDADES TERMOFÍSICAS E DA  
POROSIDADE ABERTA DA DENTINA HUMANA E DE TRÊS  
MATERIAIS DENTÁRIOS RESTAURADORES ESTÉTICOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Calor e Fluidos

Orientador: Prof. Dr. Roberto Márcio de Andrade

**Belo Horizonte**  
**Escola de Engenharia da UFMG**  
**2008**

## **DEDICATÓRIA**

**A Deus**

por sentir que Ele sempre me carrega no colo quando é difícil caminhar, dando-me fé, coragem e energia para superar os desafios da vida.

À memória do meu querido pai **Ismail**,  
que tanto se orgulhava da filha e a  
quem eu nunca gostaria de decepcionar, a minha retribuição e minha saudade sem  
tamanho...

À minha mãe **Dolira**, que devido a sua doença já não sabe mais quem eu sou, mas  
eu sei muito bem quem ela foi, é e será: um  
exemplo de fé, amor e bondade para com seus filhos e todos que a rodeiam.

Ao meu marido **Alzemar**,  
pelo apoio, compreensão e pela paciência nas horas difíceis.

Aos meus queridos filhos, **Kelly, Breno e Karen**, pela colaboração e amor  
demonstrado durante toda a realização do estudo, compreendendo todo o meu  
esforço para alcançar mais esta meta.

Aos meus irmãos **Zilda, Maria José, Ismail e  
Terezinha**, amigos e companheiros nas alegrias e nas tristezas, com os quais eu  
sempre posso contar para o que der e vier.

## AGRADECIMENTOS

Ao prezado **Prof. Dr. Roberto Márcio de Andrade**, por ter aceitado o grande desafio de orientar uma dentista na área da Bioengenharia e fazer-me acreditar ser possível transpor tantas barreiras. O meu incomensurável reconhecimento por dar-me a segurança e o apoio necessários para enveredar numa seara diferente da minha.

Ao caro pesquisador **Dr. Ricardo Alberto Neto Ferreira**, pelos valiosos ensinamentos, pelo prazer de transmitir seus conhecimentos com disponibilidade ilimitada e pelo entusiasmo contagiante na constante busca pelo saber. Não tenho palavras para agradecer a sua inestimável ajuda na realização da pesquisa.

Ao **Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa**, por abrir as portas da Engenharia Mecânica para a Bioengenharia, possibilitando não só o meu estudo, mas tantos outros muito úteis e importantes nesta área, e pela colaboração prestada durante todo o trabalho.

Ao **Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear** – CDTN-CNEN pela disponibilização dos Laboratórios de Medição de Propriedades Termofísicas de Combustíveis Nucleares e Materiais, de Análises Térmicas e de Microscopia Eletrônica de Varredura, fator decisivo para a realização deste estudo.

Ao **Dr. Luis Oliveira de Faria** (CDTN) e as estagiárias **Edna Carla da Silva** e **Sirlaine Diniz Ferreira Brandão**, pela medição do calor específico por meio de Calorimetria Diferencial Exploratória (DSC-Differential Scanning Calorimetry).

Ao **Eduardo Antônio de Carvalho** (CDTN),  
pela realização da microscopia eletrônica de varredura.

À **Dra. Tulimar Pereira Machado Cornacchia** pelas sábias sugestões.

À **Dra. Denise das M. Camarano** (CDTN) pela valiosa ajuda.

À **Dra. Ana Maria Matildes Santos** (CDTN) pela grande colaboração.

Ao **Prof. Dr. Odair Miranda** (CDTN) pela solidariedade e torcida.

Ao engenheiro **Pablo Andrade Grossi**,  
colega de doutorado, pela amizade e pelas referências.

Ao **Juliano Alberto da Silva**, pela importante ajuda no preparo das amostras de dentina e ao **Departamento de Engenharia Metalúrgica da UFMG**, pela disponibilização do Laboratório de Metalografia, onde foi realizada esta etapa.

Aos técnicos de prótese dentária **Telmo Santos Rodrigues**, do Laboratório Coterc, pelo preparo das amostras de **Empress<sup>®</sup> Esthetic**, e ao **Maurício Lemos**, pelo preparo das amostras de **Sinfony**.

Ao **IPSEMG – Instituto de Previdência dos Servidores do Estado de Minas Gerais**, pela valiosa colaboração ao ceder os dentes para a confecção das amostras.

Ao **PPGMEC** e a **todos os professores** que contribuíram para que eu crescesse e melhorasse como pessoa.

Aos meus **colegas** pelos bons momentos compartilhados e por contribuírem para ampliar a minha visão para outros prismas dentro da Engenharia e também nas Ciências da Saúde, alguns dos quais, antes inimagináveis para mim.

Às secretárias do PPGMEC, **Sandra Bárbara Pires e Maria das Dores de Almeida Dias**, pela amizade e colaboração constantes.

À **Denise Perdigão**, bibliotecária do CROMG, e à **Maria Luiza de Marilac Duarte Costa**, bibliotecária da UFMG, pelo grande e eficiente empenho na busca de artigos.

Ao meu querido irmão **Ismail de Melo Figueiredo Filho**, pela importante colaboração em sanar minhas dúvidas, sempre com carinho e prontidão. Seu incentivo foi fundamental para a realização do doutorado.

À **Valéria Aparecida Siuves de Andrade**, companheira de longa data, pela importante ajuda para que eu pudesse conciliar o trabalho no consultório e os estudos.

À amiga **Maria Inêz Vieira Machado**, pela dedicação na formatação e revisão desta tese.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste estudo.

*“Se cheguei aonde cheguei,  
foi porque me apoiei em ombros de gigantes”.*

*Isaac Newton*

*“Só sabemos com exatidão quando sabemos  
pouco, à medida que vamos adquirindo  
conhecimentos, instala-se a dúvida”.*

*Johann Goethe*

# SUMÁRIO

	LISTA DE FIGURAS	
	LISTA DE TABELAS	
	LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	
	NOMENCLATURA	
	RESUMO	
1	INTRODUÇÃO.....	18
2	OBJETIVOS.....	22
	2.1 Objetivo geral .....	22
	2.2 Objetivos específicos.....	22
3	REVISÃO DA LITERATURA .....	23
	3.1 Estrutura dental .....	23
	3.2 Materiais restauradores estéticos selecionados .....	26
	3.2.1 Resina composta direta Filtek™ Supreme XT – COR A2E – translúcida.....	27
	3.2.2 Sinfony.....	28
	3.2.3 IPS Empress® Esthetic.....	30
	3.2.4 Porosidade nas resinas compostas .....	32
	3.3 Propriedades termofísicas .....	32
	3.3.1 Massa específica.....	32
	3.3.2 Calor específico.....	33
	3.3.3 Difusividade térmica .....	34
	3.3.4 Condutividade térmica.....	34
	3.4 Métodos de medição de propriedades termofísicas do dente .....	35
4	METODOLOGIA .....	50
	4.1 Caracterização e preparo das amostras de dentina .....	50
	4.2 Preparo das amostras de resinas e cerâmica .....	54
	4.3 Métodos utilizados para a medição da difusividade térmica, massa específica e calor específico.....	57
	4.3.1 Medição da difusividade térmica .....	58
	4.3.2 Medição da massa específica e porosidade aberta.....	63
	4.3.3 Medição do calor específico .....	67
	4.3.4   Microscopia eletrônica de varredura das amostras de dentina .	69

4.3.5	Método estatístico .....	70
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	73
5.1	Medição das propriedades termofísicas das amostras de dentina .....	73
5.2	Resultado da microscopia eletrônica de varredura (MEV) das amostras de dentina cortadas em diferentes posições.....	85
5.3	Medições das propriedades termofísicas dos materiais restauradores estéticos .....	88
6	CONCLUSÕES.....	92
	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS .....	94
	ABSTRACT .....	95
	REFERÊNCIAS .....	96
	ANEXOS .....	102

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 3.1	Desenho esquemático de um molar inferior permanente.....	24
FIGURA 3.2	Principais estruturas da dentina (MEV) .....	25
FIGURA 3.3	Orifícios dos túbulos dentinários na dentina (MEV).....	25
FIGURA 3.4	Composição da resina Sinfony.....	29
FIGURA 3.5	Desenho esquemático de porosidade aberta e fechada de uma estrutura .....	33
FIGURA 3.6	Diagrama esquemático do aparato de Lisanti e Zander (1950) para medir a condutividade térmica da dentina .....	36
FIGURA 3.7	Aparato para aplicação de estímulo de temperatura constante à superfície do dente.....	42
FIGURA 3.8	Princípio do método do flash de laser para medição de propriedades térmicas de materiais (difusividade $\alpha$ e calor específico $c_p$ ) .....	46
FIGURA 4.1	Embutimento das amostras.....	51
FIGURA 4.2	Desgaste e aplainamento da superfície das amostras.....	51
FIGURA 4.3	Esquema dos dois tipos de cortes realizados para a retirada das amostras de dentina .....	52
FIGURA 4.4	Corte transversal.....	52
FIGURA 4.5	Corte longitudinal .....	52
FIGURA 4.6	Trefina utilizada no estudo – vista superior .....	53
FIGURA 4.7	Remoção da amostra com a trefina .....	53
FIGURA 4.8	Remoção da amostra do corte transversal.....	53
FIGURA 4.9	Remoção da amostra do corte longitudinal .....	53
FIGURA 4.10	Trefinas com diâmetro de 8 mm utilizadas no estudo .....	54
FIGURA 4.11	Disco de lixa e pedra abrasiva utilizados para o desgaste da camada de esmalte .....	54
FIGURA 4.12	Desgaste da camada periférica de esmalte com disco de pedra abrasiva.....	54
FIGURA 4.13	Micrômetro utilizado para medição da espessura das amostras	54
FIGURA 4.14	Fotopolimerizador utilizado na polimerização da resina.....	55

FIGURA 4.15	Verificação da intensidade da lâmpada do fotopolimerizador ...	55
FIGURA 4.16	Amostra de Filtek™ Supreme XT .....	55
FIGURA 4.17	Lâmpada d 3M® ESPEVISIO ALFA.....	56
FIGURA 4.18	Fotopolimerizador da resina Sinfony 3M® ESPE VISIO BETA VARIO .....	56
FIGURA 4.19	Obtenção da amostra de Empress® Esthetic .....	57
FIGURA 4.20	Diagrama de blocos do sistema para medição de propriedades termofísicas de materiais por meio do método do flash de laser	59
FIGURA 4.21	Sistema de medição de potência e obturador do feixe do laser	60
FIGURA 4.22	Bancada de medição do Laboratório de Medições de Propriedades Termofísicas do CDTN.....	61
FIGURA 4.23	Detalhe do porta amostra .....	61
FIGURA 4.24	Protocolo típico de uma medição de difusividade térmica de dentina humana por meio do método do flash de laser com o respectivo termograma.....	62
FIGURA 4.25	Secagem das amostras em estufa a 60°C .....	63
FIGURA 4.26	Bandeja para impregnação das amostras com xylol .....	63
FIGURA 4.27	Pesagem das amostras após a secagem .....	64
FIGURA 4.28	Sistema para impregnação das amostras com xylol .....	64
FIGURA 4.29	Inundação com xylol do recipiente contendo as amostras .....	65
FIGURA 4.30	Bandeja dupla utilizada para a medição da massa específica e porosidade aberta das amostras .....	65
FIGURA 4.31	Aparelho usado para a medição do calor específico.....	68
FIGURA 4.32	Cadinhos com amostras já prensadas .....	68
FIGURA 4.33	Detalhe dos aquecedores do aparelho DSC Q10 com os dois cadinhos .....	68
FIGURA 4.34	Colagem das amostras nos <i>stubs</i> .....	70
FIGURA 4.35	Metalizador utilizado.....	70
FIGURA 4.36	Microscópio eletrônico de varredura (MEV) utilizado no estudo	70
FIGURA 5.1	Morfologia dos túbulos dentinários em amostra cortada transversalmente.....	86

FIGURA 5.2	Morfologia dos túbulos dentinários em amostra cortada longitudinalmente .....	86
FIGURA 5.3	Lateral de amostra de dentina clivada para a medição de calor específico e análise por DSC .....	87
FIGURA 5.4	Detalhe de um túbulo dentinário em uma área clivada .....	87

## LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1	Componentes das pastilhas de IPS Empress® Esthetic .....	31
TABELA 3.2	Condutividade térmica ( $k$ ) dos tecidos dentários.....	38
TABELA 3.3	Condutividade térmica ( $k$ ) de dentina e de esmalte obtidos por Craig e Peyton (1961) .....	40
TABELA 3.4	Comparação dos valores de condutividade térmica obtidos por Craig e Peyton com os valores encontrados por outros autores	41
TABELA 3.5	Valores de massa específica, temperatura de trabalho e calor específico de esmalte e de dentina .....	47
TABELA 5.1	Resultados das medições de difusividade térmica de dentina humana .....	73
TABELA 5.2	Dentina humana: resultados das medições de massa específica, porosidade aberta, calor específico e de cálculos da condutividade térmica.....	75
TABELA 5.3	Quadro comparativo entre os resultados de diferentes autores para as propriedades termofísicas da dentina humana.....	80
TABELA 5.4	Resultados das medições de propriedades termofísicas e cálculo da condutividade térmica dos materiais restauradores estéticos .....	88

## LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 3.1	Comparação entre resultados de difusividade térmica dos tecidos duros do dente humano obtidos por Panas et al. e outros autores.....	49
GRÁFICO 5.1	Resultados das medições de difusividade térmica de dentina humana por meio do método do flash de laser .....	74
GRÁFICO 5.2	Difusividade térmica de dentina humana em função da temperatura efetiva.....	74
GRÁFICO 5.3	Massa específica de dentina humana .....	76
GRÁFICO 5.4	Porosidade aberta de dentina humana.....	76
GRÁFICO 5.5	Calor específico de dentina humana .....	77
GRÁFICO 5.6	Condutividade térmica de dentina humana calculada com a equação $k = \alpha \cdot \rho \cdot c_p$ .....	77
GRÁFICO 5.7	Massa específica em função da porosidade aberta da dentina humana .....	78
GRÁFICO 5.8	Difusividade térmica e condutividade térmica de dentina humana em função da sua porosidade aberta.....	79
GRÁFICO 5.9	Comparação entre os valores de difusividade térmica de dentina humana obtidos por diferentes autores.....	81
GRÁFICO 5.10	Comparação entre os valores de massa específica de dentina humana obtidos por diferentes autores.....	82
GRÁFICO 5.11	Comparação entre os valores de calor específico de dentina humana obtidos por diferentes autores.....	82
GRÁFICO 5.12	Comparação entre os valores de condutividade térmica de dentina humana obtidos por diferentes autores.....	83
GRÁFICO 5.13	Difusividade térmica dos materiais restauradores estéticos ..	89

GRÁFICO 5.14	Condutividade térmica dos materiais restauradores estéticos.....	89
GRÁFICO 5.15	Comparação da difusividade térmica dos materiais restauradores estéticos com a da dentina .....	90
GRÁFICO 5.16	Comparação da condutividade térmica dos materiais restauradores estéticos com a da dentina .....	90

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASTM .....	American Society for Testing and Materials
Bis-GMA.....	Bisfenol A glicidil metacrilato
Bis-EMA .....	Bisfenol A polietilenoglicol diéter dimetacrilato
CD.....	Canalículo dentinário
CDTN .....	Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
DI .....	Dentina intertubular
DP .....	Dentina peritubular
DSC.....	<i>Differential scanning calorimetry</i> - calorimetria diferencial exploratória
IC .....	Intervalo de confiança
LMPTM.....	Laboratório de Medição de Propriedades Termofísicas de Materiais
MEV .....	Microscopia eletrônica de varredura
PPGMEC.....	Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica
TD .....	Túbulo dentinário
TEGDMA.....	Trietilenoglicol dimetacrilato
UDMA.....	Diuretano dimetacrilato

## NOMENCLATURA

$\mu\text{m}$ .....	Micrometro
$\rho_{\text{xylol}}$ .....	Massa específica do Xylol
$c_p$ .....	Calor específico a pressão constante
$c_v$ .....	Calor específico a volume constante
$D_{\text{Esf.}}$ .....	Diâmetro da esfera
J .....	Joule
kg .....	Quilograma
K .....	Kelvin
$k$ .....	Condutividade térmica
$k_e$ .....	Componente eletrônica
$k_j$ .....	Componente da rede
$M$ .....	Massa da amostra
$M_E$ .....	Massa da amostra sob empuxo
$M_{\text{Esf.}}$ .....	Massa da esfera
$M_{\text{Esf. Emp.}}$ .....	Massa da esfera sob empuxo
$M_{\text{impr.}}$ .....	Massa da amostra impregnada
$t_{1/2}$ .....	Tempo de meia excursão
$T_{\text{amb.}}$ .....	Temperatura ambiente
$T_{\text{ef.}}$ .....	Temperatura efetiva
$T_i$ .....	Temperatura inicial da amostra
$T_M$ .....	Temperatura final da amostra
$T_{M/2}$ .....	Temperatura média
$V_{\text{amostra}}$ .....	Volume da amostra
$V_{P.\text{aberta}}$ .....	Volume da porosidade aberta da amostra
$V_{P.\text{fechada}}$ .....	Volume da porosidade fechada da amostra
$\alpha$ .....	Difusividade Térmica
$\rho$ .....	Massa específica
$[\%V]$ .....	Porosidade aberta em relação ao volume da amostra

## RESUMO

A remoção do tecido cariado pode ser realizada tanto com instrumentos rotatórios (brocas convencionais) como por meio do laser em alta intensidade na Odontologia. Ambos os processos provocam aquecimento da estrutura dental podendo exercer um efeito altamente nocivo sobre a polpa viva. Torna-se de fundamental importância conhecer o comportamento da variação de temperatura produzida na polpa, durante os processos de tratamento dentário que geram forte calor. Uma revisão da literatura, a respeito de medições das propriedades termofísicas da dentina humana, revelou uma grande dispersão nos valores obtidos pelos diferentes autores, com diferenças de cerca de até dez vezes, ou seja, uma ordem de grandeza. O objetivo deste trabalho foi realizar medições de difusividade térmica, calor específico e massa específica da dentina humana, bem como de três materiais restauradores estéticos de uso comum em Odontologia (cerâmica Empress<sup>®</sup> Esthetic e as resinas Sinfony e Filtek<sup>™</sup> Supreme XT). A difusividade térmica foi medida por meio do método do Flash de Laser, a massa específica por meio do método de penetração e imersão com xylol e o calor específico por meio da técnica DSC (*Differential Scanning Callorimetry*). Com estes dados, calculou-se a condutividade térmica, que é o produto da difusividade térmica, pela massa específica e pelo calor específico. Mediu-se, também, a porosidade aberta da dentina e dos materiais estéticos estudados, por meio do método de penetração e imersão com xylol, porque não foi encontrada qualquer referência a esta medição na literatura. Os resultados encontrados para a dentina situaram-se na mesma faixa da maioria dos autores. Constatou-se que a condutividade térmica e a massa específica da dentina humana decrescem com o aumento da porosidade aberta. Os materiais restauradores estéticos estudados apresentaram propriedades termofísicas semelhantes as da dentina. Para a realização de procedimentos seguros e conservadores em relação à quantidade de calor a ser aplicada na dentina, considera-se prudente utilizar o maior valor de condutividade térmica encontrado na literatura até o presente momento. A porosidade aberta foi zero para a resina Sinfony e para a cerâmica Empress<sup>®</sup> Esthetic.

**Palavras chave:** medição, propriedades termofísicas, porosidade aberta, dentina humana, cerâmica, resina composta.

# 1 INTRODUÇÃO

Os diversos recursos utilizados para o diagnóstico e tratamento dentário interagem com os tecidos biológicos e podem provocar efeitos térmicos altamente nocivos com graves conseqüências. Um importante agente injuriante à polpa é o preparo cavitário, sendo o calor o principal responsável pela injúria mais severa. Fatores representativos desta injúria estão associados à extensão do preparo cavitário e à sua profundidade. Atualmente, com o surgimento dos equipamentos de laser para uso odontológico, além do preparo cavitário dental utilizando-se brocas, pode-se usar também os lasers em alta intensidade para a ablação do tecido dental. Existem vários estudos mostrando a interação dos lasers com a dentina e procurando determinar parâmetros seguros para o uso clínico, devido à preocupação em impedir que o calor provocado durante o processo ablativo danifique a polpa (HIBST e KELLER, 1989; JEFFREY *et al.*, 1990a, b; KELLER e HIBST, 1989; PAGHDIWALA *et al.*, 1993; WHITE *et al.*, 1991; 1994; YU *et al.*, 1995; ZECELL *et al.*, 1996). Paiva (2001) apresentou uma extensa revisão dos efeitos térmicos provocados pela utilização do laser de Er:YAG no preparo cavitário dental.

Zach e Cohen (1965) realizaram um estudo sobre a resposta pulpar à aplicação externa de calor e avaliaram, histologicamente, as respostas pulpares a várias técnicas operatórias a fim de se estabelecerem padrões de segurança. A produção de calor foi a principal responsável pelas alterações pulpares quando os dentes foram preparados. Os resultados deste estudo indicaram que polpas saudáveis não se recuperaram de um aumento de temperatura intrapulpar de 11,1° C em cerca de 60% dos casos. Quinze por cento dos dentes aquecidos em até 5,5° C também não se recuperaram. Aumentos de temperatura, abaixo deste nível crítico, produziram reações severas, relacionadas com o grau de calor, e quase invariavelmente levaram à recuperação da polpa, mas deixaram seqüelas histológicas. Aumentos de temperatura acima de 11,1° C, quase invariavelmente destruíram a polpa. De acordo com este estudo, a variação da temperatura pulpar não deve ultrapassar 5,5° C para não danificar a polpa, órgão responsável pela vitalidade dental.

A interação térmica com o tecido a ser tratado é uma consequência inevitável quando se aplica o LASER ou mesmo os LEDs. Por conseguinte, a temperatura da polpa é um fator muito importante quando se procura avaliar a indicação do laser no tratamento de dente vitalizado (GUTKNECHT e EDUARDO, 2004). Daí a importância em se ter o controle de temperatura durante os procedimentos que provocam calor na realização do tratamento dentário, a fim de se manter a temperatura pulpar abaixo do valor crítico de 5,5°C de acordo com Zach e Cohen (1965).

Devido à crescente demanda pela estética, o clareamento dental tem sido uma exigência freqüente dos pacientes nos consultórios odontológicos. As técnicas mais utilizadas para o clareamento de consultório em dentes vitalizados são: o clareamento exógeno com moldeira individual, em que se utiliza peróxido de carbamida, e a técnica de clareamento exógeno com peróxido de hidrogênio, sendo este ativado por luz halógena ou arco de plasma, LED (*Ligth Emitting Diode*) e laser de argônio. Devido ao aquecimento provocado por estas fontes, deve-se selecionar a que promova o menor aumento de temperatura pulpar com o melhor resultado clínico para a realização de procedimentos seguros. É importante ressaltar que a aplicação de luz externa, seja laser ou LEDs, tem a finalidade de incrementar a ação do material clareador, que é o responsável pelo clareamento.

Revedo a literatura sobre os valores das propriedades termofísicas da dentina humana, constatou-se uma grande dispersão de resultados e verificou-se que existem poucos trabalhos recentes sobre este assunto, gerando a necessidade de um estudo atual para realização de medições das propriedades termofísicas da dentina com valores mais consistentes.

Para explicar esta interação entre os tecidos biológicos e os processos que produzem o aquecimento do dente é necessária uma abordagem multidisciplinar com a integração de áreas distintas como a Engenharia e a Odontologia no conhecimento das propriedades termofísicas do dente (massa específica, calor específico, difusividade e condutividade térmicas), viabilizando o estudo dos mecanismos da transferência de calor para a polpa dental durante os tratamentos

que provocam o aquecimento do dente ou para comparar a compatibilidade térmica de materiais dentários.

Panas *et al.* (2003) salientaram a necessidade de novos estudos fornecerem valores mais precisos para a difusividade térmica dos tecidos duros do dente. Além disso, discutiram também a discrepância entre os resultados medidos por eles e os dados encontrados na literatura.

Fabricantes, como a 3M Espe<sup>®</sup>, a Ivoclar Vivadent<sup>®</sup>, entre outros, têm desenvolvido tecnologias buscando novos conhecimentos para superar o desafio de encontrar um material que melhor reproduza não só a estética, mas também a funcionalidade do dente natural.

Os três diferentes materiais estéticos selecionadas para este estudo, de uso comum em restaurações dentárias, foram: uma resina direta, uma resina indireta e uma cerâmica para se verificar a existência ou não de porosidade aberta e o grau conformidade das propriedades termofísicas com as da dentina. Não se encontrou dados sobre os valores das propriedades termofísicas em nenhum dos perfis técnicos dos três materiais estudados. Observou-se na literatura que as propriedades termofísicas dos materiais estéticos estudados são descritas somente em termos qualitativos.

Estes materiais são trabalhados de forma distinta: a resina executada pelo método direto (resina direta) é colocada na restauração e realizada diretamente no dente do paciente, ou seja, a resina é aplicada no dente onde se polimeriza, seja por ativação química ou física. Já as restaurações estéticas indiretas, como a resina ou a porcelana, são confeccionadas no laboratório e fixadas no dente por meio de procedimentos adesivos

As atuais técnicas de procedimentos adesivos, empregadas na fixação das novas restaurações estéticas, possibilitam a confecção de restaurados totalmente livres de metal, o que proporciona uma satisfação estética muito grande ao paciente, que se sente como tendo de volta os seus dentes naturais, recuperando a sua auto-estima pela alegria de ter um belo sorriso novamente.

Este estudo mediu a porosidade aberta e também as propriedades termofísicas (massa específica, calor específico e difusividade térmica) da dentina humana e de três materiais restauradores estéticos para, posteriormente, calcular a condutividade térmica dos mesmos.

Os resultados encontrados para os três diferentes materiais dentários foram comparados com os valores obtidos para dentina a fim de verificar-se o grau de compatibilidade térmica.

Os dados encontrados poderão ser aplicados em outros estudos de transferência de calor nos dentes, possibilitando o estabelecimento de parâmetros seguros nas diferentes terapias que tenham como consequência o aquecimento dental, a fim de articular as condutas clínicas com as respostas biológicas, baseando-se em evidências científicas e, conseqüentemente, reduzindo o empirismo.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo geral**

### **2.1 Objetivo geral**

Medir as propriedades termofísicas (massa específica, calor específico e difusividade térmica) e a porosidade aberta da dentina humana e de três materiais dentários restauradores estéticos.

### **2.2 Objetivos específicos**

- a. Calcular a condutividade térmica da dentina humana e dos três materiais restauradores estéticos;
- b. comparar os resultados obtidos para as propriedades termofísicas da dentina humana com os de outros autores da literatura;
- c. comparar os resultados da difusividade e condutividade térmica dos três diferentes materiais dentários estéticos com os valores da dentina e verificar a compatibilidade térmica;
- d. analisar a influência da presença de porosidade aberta nas propriedades termofísicas da dentina humana;
- e. analisar a existência ou não de porosidade aberta nos três diferentes materiais estéticos estudados.

### 3 REVISÃO DA LITERATURA

Para se entender a relação do processo de difusão térmica no dente é necessário o conhecimento das propriedades termofísicas (difusividade térmica, calor específico, massa específica e condutividade térmica) numa abordagem interdisciplinar com a integração de áreas distintas como a Engenharia e a Odontologia. Apresenta-se, então, uma ligeira explicação sobre a estrutura dental para esclarecer onde ocorre a interação entre os tecidos biológicos do dente e os recursos físicos utilizados nos tratamentos dentários.

#### 3.1 Estrutura dental

O esmalte dental, estrutura que reveste apenas a parte coronária dos dentes sadios é composto basicamente de hidroxiapatita (FIG. 3.1). O dente humano é constituído em quase a sua totalidade por uma estrutura denominada dentina que tem paredes internas em íntimo contato com a polpa, responsável pela vitalidade do elemento dental. Ao contrário do esmalte dental, que é um tecido inerte, a dentina pode ter sensibilidade a estímulos físicos e/ou químicos.

A dentina é composta por uma matriz de fibras colágenas, que estão dispostas numa rede irregular. Como a dentina calcifica, os cristais de hidroxiapatita mascaram as fibras colágenas individuais.

A mineralização da dentina inicia-se nas vesículas da matriz, que brotam dos odontoblastos, e onde observa-se os primeiros cristais de hidroxiapatita sob a forma de finas agulhas( KATCHBURIAN e ARANA, 2004).

Os túbulos dentinários foram descritos por Ten Cate (1989) como delicados cilindros ocos dentro da dentina (FIG. 3.2, 3.3), preenchidos por líquido tecidual e ocupados, em parte ou na totalidade de seu comprimento, pelo prolongamento dos odontoblastos. Os túbulos dentinários apresentam ramificações laterais por toda a dentina, as quais são chamadas de canalículos (FIG. 3.2). Eles têm

aproximadamente um  $\mu\text{m}$  de diâmetro e se originam mais ou menos em ângulos retos do túbulo principal (BHASKAR, 1978).

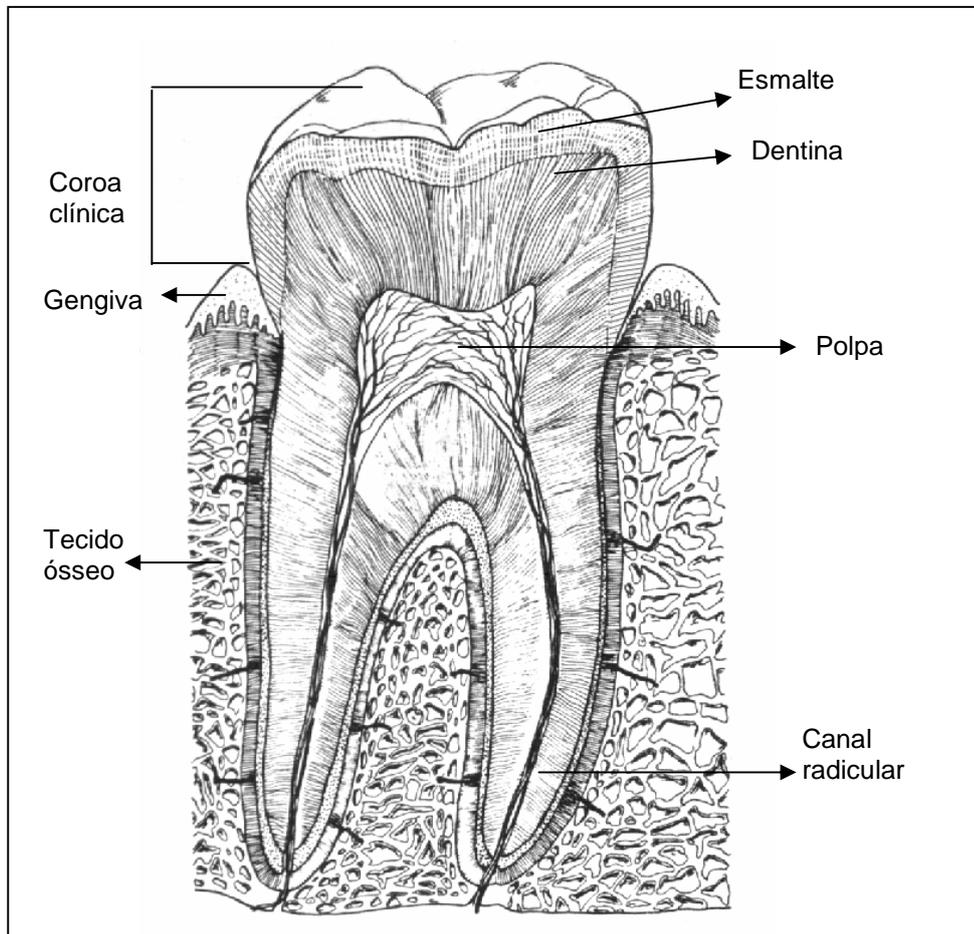
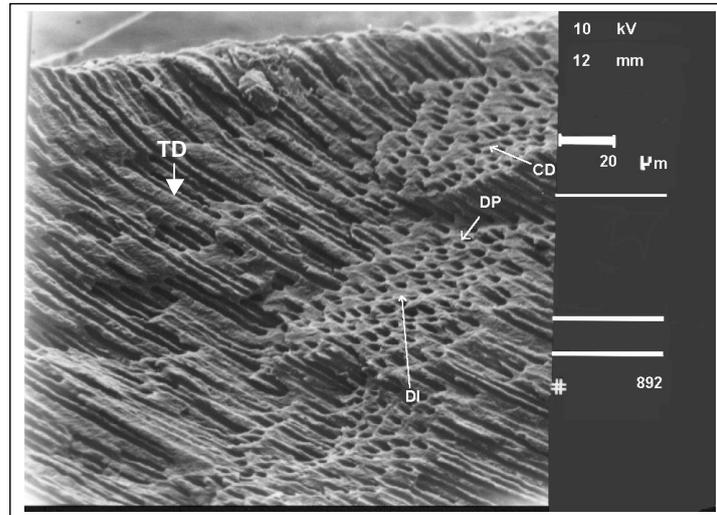


FIGURA 3.1 – Desenho esquemático de um molar inferior permanente

Fonte: De Deus, 1992, p.15



Legenda: TD = Túbulo dentinário - DI = Dentina intertubular - DP = Dentina peritubular  
CD = Canalículo dentinário

FIGURA 3.2 - Principais estruturas da dentina (MEV)

Fonte: Magalhães, 2001, pág. 28

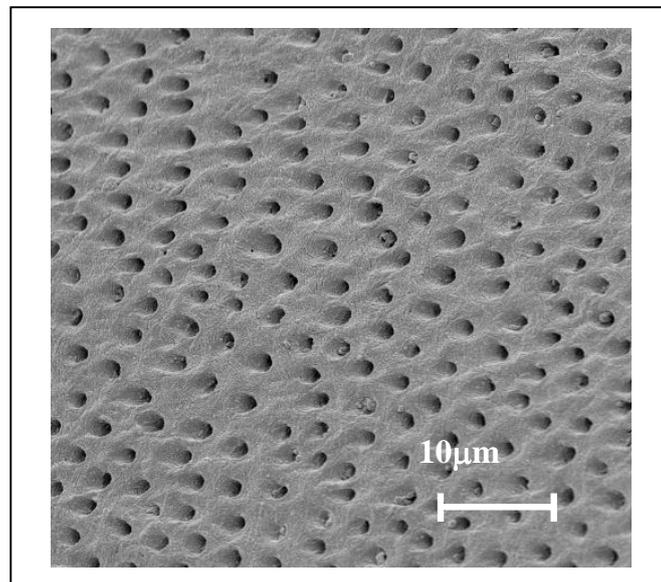


FIGURA 3.3 - Orifícios dos túbulos dentinários na dentina (MEV)

Fonte: Magalhães, 2001, pág. 99

### 3.2 Materiais restauradores estéticos selecionados

Foram selecionadas, para este estudo, a resina composta direta Filtek™ Supreme XT e a resina indireta Sinfony, ambas fabricadas pela 3M ESPE®, e a cerâmica Empress® Esthetic fabricada pela Ivoclar Vivadent®, porque são materiais muito utilizados na clínica e não foram encontrados dados sobre os valores das propriedades termofísicas em nenhum dos perfis técnicos dos três materiais estudados. As duas resinas compostas escolhidas são materiais de uso corriqueiro na Odontologia. Como a cerâmica Empress® Esthetic foi lançada no mercado em 2004, encontrou-se poucos trabalhos com este material, apesar de outros tipos de cerâmicas serem também muito utilizados em restaurações odontológicas.

A resina composta é constituída de quatro componentes principais: matriz de polímero orgânico, carga de partículas inorgânicas, agente de união e sistema iniciador-acelerador. A matriz de polímero orgânico, na maioria dos compósitos, é um oligômero diacrilato uretano ou aromático. Os oligômeros são líquidos viscosos, e sua viscosidade é reduzida para um nível clínico útil por meio da adição de um monômero diluente. As partículas inorgânicas dispersas são constituídas de vários materiais inorgânicos: vidro ou quartzo ou sílica coloidal (POWERS, 2004).

A incorporação de partículas de cargas inertes às resinas acrílicas tradicionais deu origem a uma estrutura composta. O acréscimo de carga (partículas inorgânicas e/ou também orgânicas) tem por objetivo fortalecer a resina composta, reduzir a contração de polimerização e a expansão térmica (RAWLS e ESQUIVEL-UPSSHAW, 2005).

Na técnica indireta, dois materiais básicos estão disponíveis: as porcelanas e as resinas compostas laboratoriais. Os passos operatórios para o uso destes materiais são basicamente os mesmos. As resinas compostas indiretas estão se tornando, a cada dia, mais populares para a execução de restaurações tipo “*inlay / onlay*”, principalmente pelo fato de apresentarem uma maior facilidade de confecção, melhor polimento intrabucal e um menor custo financeiro, quando comparadas às cerâmicas odontológicas (KURDZIOLEK, LEINFELDER, DELAHAYE, 2000).

A vantagem do processo direto é o custo do procedimento, que é relativamente mais baixo do que aquele que envolve parte laboratorial. O número de sessões para execução (sessão única) também mostra ser uma vantagem importante, apesar dessa sessão ser relativamente longa. A principal vantagem da técnica indireta é a fabricação das peças de forma extra-oral, otimizando os resultados estéticos e o detalhamento de características e de acabamento. As propriedades mecânicas são potencializadas, no caso da porcelana, pela própria característica do material e, no caso das resinas, pela polimerização mais efetiva à qual são submetidas (HIRATA e CARNIEL, 1999).

As cerâmicas odontológicas podem ser classificadas de acordo com a sua temperatura de fusão, aplicação, técnica de confecção ou fase cristalina. As cerâmicas têm três aplicações principais em Odontologia: cerâmicas para coroas metálicas e próteses parciais fixas; coroas de cerâmica pura para *inlays*, *onlays* e facetas, onde a estética é prioridade; dentes de cerâmica para próteses. A qualidade de qualquer cerâmica depende da escolha dos elementos constituintes, do correto proporcionamento e do controle do procedimento de fusão. Dois principais tipos de materiais de cerâmica pura estão disponíveis para as técnicas de sinterização: a cerâmica à base de alumina e a cerâmica reforçada por leucita (DENRY, 2004).

### 3.2.1 Resina composta direta Filtek™ Supreme XT – COR A2E - translúcida

O Filtek™ Supreme XT é um restaurador universal composto por uma parte orgânica e uma inorgânica. A parte orgânica é composta pelas seguintes resinas: bis-GMA, UDMA, TEGDMA e bis-EMA.

De acordo com o fabricante, a resina Filtek™ Supreme XT é a única do mercado que apresenta 100% de nanopartículas, bem como nanoaglomerados, tecnologia patenteada pela 3M ESPE®.

As partículas inorgânicas para as cores translúcidas (não radiopacas) são uma combinação de agregados de matriz de sílica com tamanho médio de 0,6 a 1,4 micrometros com tamanho de partícula primário de 75 nanometros e uma

incorporação de sílica de 75 nanômetros não aglomerada / não agregada. A quantidade de partículas inorgânicas é cerca de 72,5% em massa (57,7% em volume) para as cores translúcidas (3M, s.d.).

O fabricante afirma que esta resina apresenta desgaste equivalente ao esmalte, sendo indicada para dentes anteriores e posteriores e que permite um polimento duradouro porque os espaços deixados entre as nanopartículas são muito pequenos não deixando a superfície da restauração rugosa nem susceptível ao manchamento. Ressalta, também, as propriedades ópticas desta resina para mimetizar as propriedades dos dentes naturais como a opalescência (visível 24 horas por dia, em qualquer ambiente) e a fluorescência (detectável sob luz ultra-violeta, restrita a algumas horas do dia e em ambientes específicos).

### 3.2.2 Sinfony

A Sinfony é uma resina indireta microhíbrida fotopolimerizável, desenvolvida para a confecção de restaurações indiretas. As informações seguintes foram obtidas no perfil técnico do fabricante (3M ESPE, 2001).

A Sinfony contém dois tipos de preenchimento: a macropartícula (vidro de borossilicato contendo estrôncio e alumínio) com um diâmetro médio de partícula de 0,5 – 0,7 $\mu$ m; 40% em massa) e a micropartícula (sílica pirogênica; 5% em massa) que ocupa os espaços (*gaps*) entre as macropartículas (FIG. 3.4).

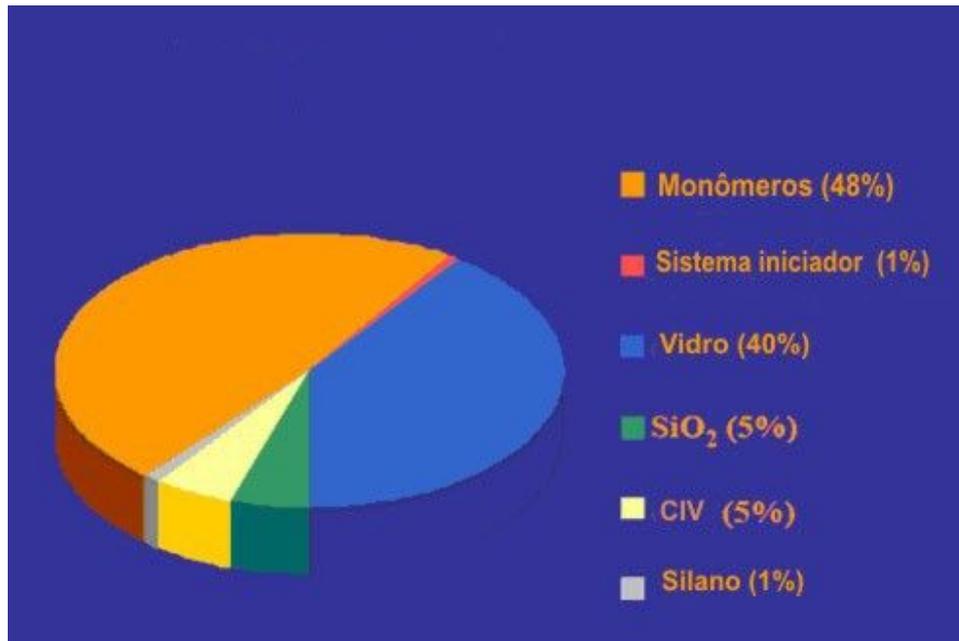


FIGURA 3.4 - Composição da resina Sinfony

Fonte: 3M ESPE, 2001, p.9

O fabricante relata que, em comparação com materiais concorrentes, Sinfony tem um conteúdo de preenchimento mais baixo, aproximadamente 50% (a camada de silano responde por cerca de 1%), razão pela qual uma consistência tixotrópica singular que pode ser alcançada.

O principal componente de preenchimento na Sinfony é um vidro de borosilicato contendo estrôncio e alumínio, especial, ultrafino na faixa de submicron. Além disso, ela contém sílica pirogênica, também conhecida como dióxido de silício (SiO<sub>2</sub>) micro disperso.

Uma característica completamente nova é a adição de um cimento de ionômero de vidro (CIV) especial (5% em massa) que influencia a superfície potencial da resina Sinfony, de tal forma que o acúmulo de placa é minimizado. Ao mesmo tempo, este aditivo não muda as outras propriedades favoráveis do compósito.

O fabricante afirma que componentes desenvolvidos e patenteados pelo Centro de Pesquisa da 3M<sup>®</sup> ESPE foram incorporados tanto aos monômeros quanto ao iniciador.

O sistema de monômeros Sinfony tem baixa viscosidade e reatividade muito elevada. Ambos os parâmetros levam a resina a desenvolver uma afinidade muito alta de “*cross-linking*” (o processo de se juntar quimicamente duas ou mais moléculas por meio de uma ligação covalente).

Uma baixa viscosidade é o pré-requisito para que os monômeros possam espalhar adequadamente até os centros ativos (isto é, radicais) do polímero em crescimento.

Segundo o fabricante, o próprio caráter hidrofóbico dos monômeros usados significa que Sinfony tem uma das mais baixas absorções de água entre todos os produtos concorrentes.

O recém desenvolvido sistema de monômeros Sinfony não contém Bis-GMA ou TEGDMA, mas UDMA que garante a estabilidade de cor e a longevidade estética da restauração.

O especial sistema de monômero, uma mistura de monômero cicloalifático e alifático, permite a obtenção de excepcionais propriedades mecânicas, tais como resistência compressiva, flexural e a abrasão, ao mesmo tempo em que, simultaneamente mantém um nível satisfatório de dureza e, portanto, alta resistência de impacto.

### 3.2.3 IPS Empress<sup>®</sup> Esthetic

Em 2004, a Ivoclar Vivadent<sup>®</sup> lançou uma nova cerâmica odontológica denominada IPS Empress<sup>®</sup> Esthetic, que é uma melhoria do sistema IPS Empress<sup>®</sup> (NASH, 2006).

As pastilhas IPS Empress<sup>®</sup> Esthetic são de cerâmica de vidro de leucita do sistema  $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot SiO_2$ . Os cristais de leucita estão distribuídos de forma homogênea, compacta e com menor granulação do que no sistema IPS Empress<sup>®</sup>, o que, conseqüentemente, propicia melhores propriedades mecânicas, químicas e estéticas. O volume de sua composição é demonstrado na TAB. 3.1.

TABELA 3.1  
Componentes das pastilhas de IPS Empress® Esthetic

Componente	(% em peso)
SiO <sub>2</sub>	56,0 – 63,0
Na <sub>2</sub> O	3,5 – 6,5
K <sub>2</sub> O	10,0 – 14,0
CaO	0,5 -2,5
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	16,0 – 21,0
+ Pigmentos	0,0 – 1,5

Fonte: Ivoclar, 2004

O comportamento térmico do IPS Empress® foi estudado pelo fabricante que afirma aplicar-se também ao IPS Empress® Esthetic. A estabilidade térmica é considerada boa quando não são encontradas fraturas visíveis a uma temperatura acima de 120°C. De acordo com as informações contidas no perfil técnico deste material, os resultados encontrados mostraram boa estabilidade ao choque térmico (IVOCLAR, 2004).

#### Líquido de modelar

Água destilada / Bietilenoglicol > 99,0 % em peso

Cloreto de Zinco < 1,0 % em peso

#### Propriedades físicas

De acordo com: ISO 9693 Metal-ceramic dental restorative systems

ISO 6872 Dental ceramic

#### Propriedades físicas das pastilhas

Resistência à tração (3 pontos): > 120 N.mm<sup>-2</sup>

Solubilidade química: < 100 µg.cm<sup>-3</sup>

Coeficiente de expansão térmica:

100 – 400°C: 16,5 – 17,5 (10<sup>-6</sup>K<sup>-1</sup>)

100 – 500°C: 17,6 – 18,6 (10<sup>-6</sup> K<sup>-1</sup>)

Temperatura de transformação: 625 ± 10°C.

### 3.2.4 Porosidade nas resinas compostas

De acordo com Leinfelder e Lemons (1989), a porosidade é importante em relação à quantidade de desgaste nas resinas compostas posteriores. Isoladamente, é o fator mais importante em relação ao aparecimento do desgaste. Quanto maior a porosidade, maior será o desgaste. O papel exato desempenhado pela porosidade não foi ainda bem definido. É provável que os poros criem grande concentração de tensões, de maneira até certo ponto semelhante aos criados pelas partículas de carga grande. Durante o processo de atrição, a porosidade interna chega à superfície oclusal rompendo o poro e suas bordas serão submetidas a uma alta concentração de tensões, ocorrendo um desgaste de grande magnitude.

Os autores relataram, também, que a porosidade interna pode afetar a magnitude de desgaste de uma outra forma. Como os poros são resultantes de oclusão de ar, as paredes internas destes vazios constituem-se de resina composta parcialmente polimerizada. Esta área da restauração é menos resistente ao desgaste, provocado pelas forças oclusais.

Ainda de acordo com os autores, estudos clínicos mostraram que as resinas mais resistentes ao desgaste eram aquelas que possuíam menos porosidade interna. A causa mais comum da porosidade nas resinas compostas resulta da mistura de dois componentes de uma resina ativada quimicamente. Se esta manipulação não for feita a vácuo, a massa resultante conterá uma quantidade considerável de poros. A porosidade também pode ser produzida no processo de fabricação quando partículas de carga são colocadas na mistura para endurecer. O tamanho de poros formados durante a espatulação varia entre 100 e 500  $\mu\text{m}$ . Utilizando-se vácuo eles são consideravelmente menores.

## 3.3 **Propriedades termofísicas**

### 3.3.1 Massa específica

A massa específica de uma substância, designada pelo símbolo  $\rho$ , é definida como massa por unidade de volume  $V$  (INMETRO, 2007).

$$\rho = \frac{m}{V} \quad (3.1)$$

Unidades:  $\text{kg.m}^{-3}$

Porosidade é definida como estado ou qualidade de poroso, presença de poros ou espaços vazios no interior de uma estrutura (GALVÃO FILHO, 2000). Para a medição da massa específica é necessário medir-se o volume de porosidade aberta do material (FIG. 3.5).

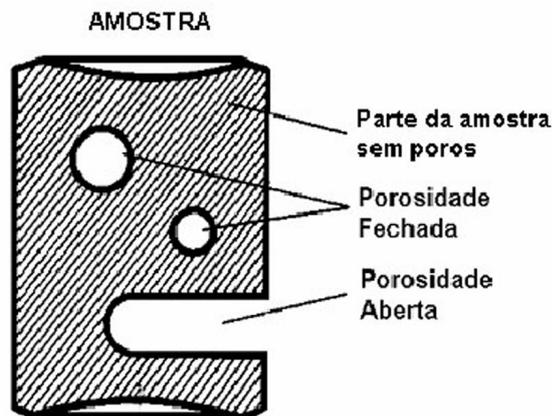


FIGURA 3.5 - Desenho esquemático de porosidade aberta e fechada de uma estrutura

Fonte: Ferreira, 2000

### 3.3.2 Calor específico

Calor específico de uma substância é a quantidade de energia necessária para elevar a temperatura de uma unidade de massa em um grau. O calor específico pode ser considerado em dois casos distintos, segundo o processo de aquecimento: a volume constante  $c_v$ , e a pressão constante  $c_p$  (BEJAN, 1996; INCROPERA e DEWITT, 2008). Para o caso de substâncias sólidas, estes valores coincidem.

Assim:

$$c_p = \left( \frac{\Delta Q}{m \cdot \Delta T} \right)_p \quad (3.2)$$

onde:

$\Delta Q$  = quantidade de energia - J

$m$  = massa da substância - kg.

$\Delta T$  = diferença de temperatura alcançada - K.

$c_p$  = calor específico - J.kg<sup>-1</sup>.K<sup>-1</sup>

### 3.3.3 Difusividade térmica

A razão entre a condutividade térmica  $k$  e a capacidade calorífica  $\rho \cdot c_p$  é uma propriedade importante denominada *difusividade térmica*  $\alpha$  e que tem as dimensões em m<sup>2</sup>.s<sup>-1</sup>:

$$\alpha = \frac{k}{\rho \cdot c_p} \quad (3.3)$$

Esta propriedade mede a relação entre a capacidade de o material conduzir energia térmica e a sua capacidade em acumular energia térmica. Os materiais com  $\alpha$  grande respondem rapidamente às variações do ambiente térmico, enquanto materiais com  $\alpha$  pequeno respondem mais lentamente, e levam mais tempo para atingir novas condições de equilíbrio (INCROPERA e DEWITT, 2008).

### 3.3.4 Condutividade térmica

A condutividade térmica, classificada como propriedade de transporte, fornece uma indicação da taxa na qual a energia é transferida pelo processo de difusão. Depende da estrutura física, atômica e molecular, que está relacionada ao estado da matéria (INCROPERA e DEWITT, 2008).

Para Craig e Peyton (1961) a condutividade térmica representa uma medida do calor transferido e é definida pelo o número de joules que passa por segundo através de uma área em m<sup>2</sup>, na qual a queda de temperatura ao longo do espécime é de 1°C/m.

Para uma geometria predominantemente unidimensional, pela lei de Fourier, a condutividade térmica é definida por:

$$k \equiv \frac{q_x''}{(\partial T / \partial x)} \quad (3.4)$$

Onde:

$q_x''$  = fluxo térmico na direção x;

$\frac{\partial T}{\partial x}$  = gradiente de temperatura na direção x.

Para um gradiente de temperatura definido, o fluxo térmico de condução aumenta com a elevação da condutividade térmica, a qual, em geral, é maior para um sólido que a de um líquido, que por sua vez é maior que a de um gás. O estado sólido é considerado como constituído por elétrons livres e por átomos ligados a uma disposição espacial periódica, denominada rede. Assim, o transporte de energia térmica se deve a dois efeitos: à migração dos elétrons livres e às ondas vibracionais da rede. Estes efeitos são aditivos, de modo que a condutividade térmica  $k$  é a soma da componente eletrônica  $k_e$  e da componente da rede  $k_l$  (INCROPERA e DEWITT, 2008)

### 3.4 Métodos de medição de propriedades termofísicas do dente

Lisanti e Zander (1950) iniciaram os primeiros estudos sobre a condutividade térmica da dentina e afirmaram não terem encontrado, anteriormente a esta data, referências na literatura sobre este assunto. Atribuíram este fato à dificuldade de se conseguir amostras de dente de tamanho adequado para a realização dos experimentos, uma vez que os procedimentos, até então utilizados, necessitavam de amostras muito maiores que o tamanho de um dente humano. Os autores desenvolveram um aparato para determinar a condutividade térmica de pequenos discos de dentina (FIG. 3.6) tendo encontrado o valor médio de  $0,959 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$  e compararam com os valores já existentes de outros materiais.

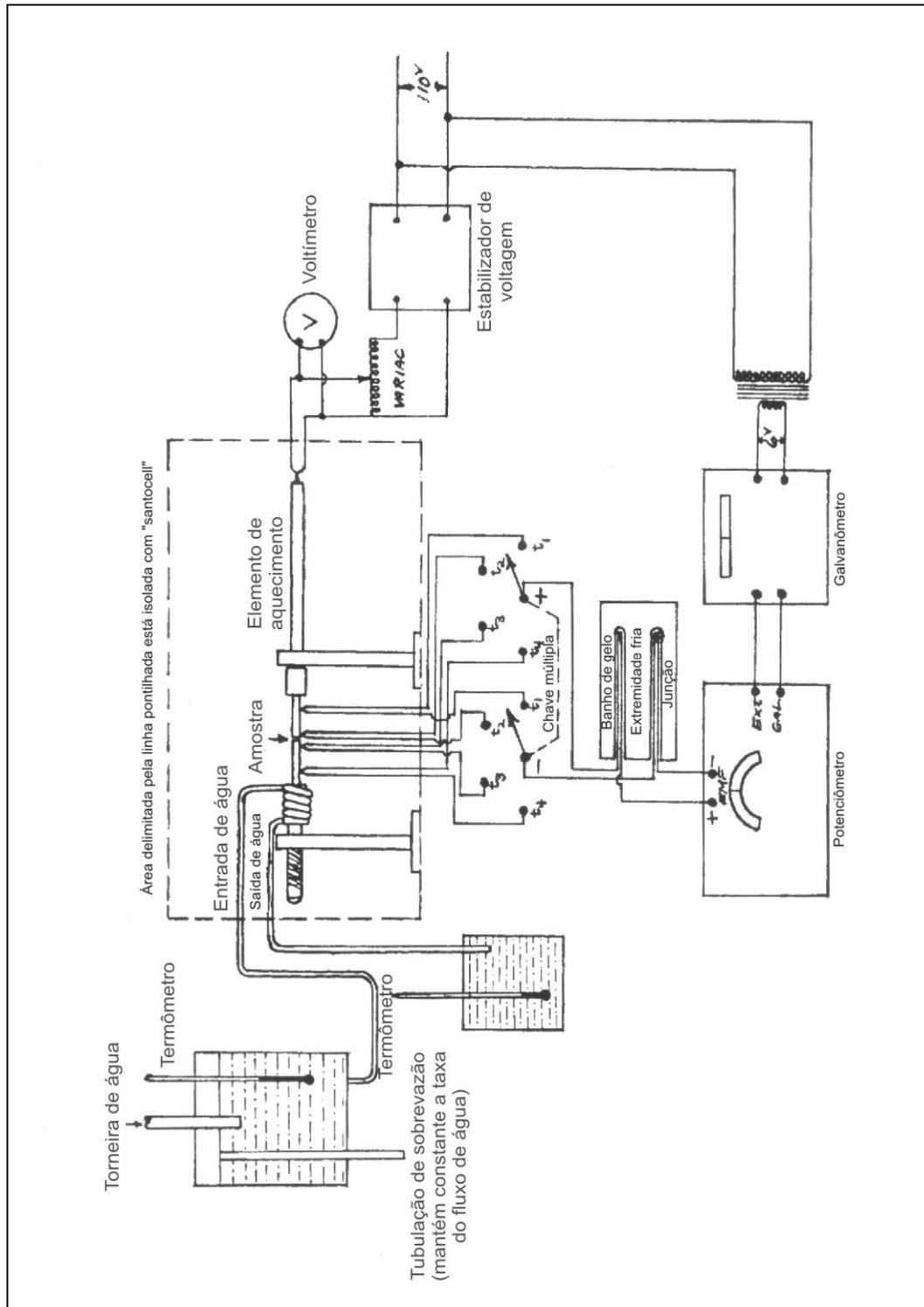


FIGURA 3.6 – Diagrama esquemático do aparato de Lisanti e Zander (1950) para medir a condutividade térmica da dentina

A área delimitada pela linha pontilhada (FIG. 3.6) mostra a posição essencial do aparato. Ele consiste de bastões de cobre puro do mesmo diâmetro da amostra de dentina montados em dois retentores (suportes) com tensão por mola a fim de se propiciar um bom alinhamento e contato com a amostra de dentina. Esses bastões condutores de calor são chamados de “*thermodes*”. Um “*thermode*” serve para introduzir o calor e o outro para remover. Quatro termopares, de ferro-constantan foram colocados em intervalos de 1cm ao longo dos “*thermodes*” e em íntimo contato com cada superfície da amostra. O “*thermode*” de entrada de calor foi aquecido eletricamente e controlado por um variac. A voltagem de linha foi mantida com um estabilizador de tensão GE. O calor fluía através do “*thermode*” de entrada, passava através da amostra, e depois para o “*thermode*” de saída onde era dissipado por um fluxo constante de água por meio de uma serpentina de resfriamento nele soldada. As leituras de temperatura dos quatro termopares permitiram o cálculo da quantidade de calor que fluía através dos “*thermodes*” e da amostra. A parte do aparato delimitada pelo retângulo pontilhado na FIG. 3.6 foi imersa em sílica aerogel que é um excelente material isolante. Permitiu-se que todo o aparato se estabilizasse fazendo-se leituras ocasionais até que as leituras de temperatura fossem constantes por 30 minutos. Isto normalmente exigia um período que variava de 24 a 72 horas. Naquela ocasião foram feitas cinco leituras a cada cinco minutos a fim de se certificar que o equilíbrio foi alcançado.

O aparato foi calibrado com amostras de pirex de condutividade térmica conhecida. Estas tinham o mesmo diâmetro e espessura das amostras de dentina utilizadas. Se um gradiente de temperatura acima de 100°C fosse utilizado, a dentina se descoloria e queimava. Por esta razão, esta investigação limitou o uso de gradientes em 40°, 70° e 90°C.

Em 1958, Soyenkoff e Okun mediram a condutividade térmica dos tecidos dentais com a ajuda de termistores. Os valores encontrados são mostrados na TAB. 3.2 juntamente com valores encontrados por outros autores, incluindo os valores obtidos por Griffiths e Kaye (1923) para o marfim.

TABELA 3.2  
Condutividade térmica (k) dos tecidos dentários

Descrição das amostras	[W.m <sup>-1</sup> .k <sup>-1</sup> ]	Fonte
Marfim (corte em ângulo reto com o eixo)	0,452 – 0,523 a 80°C	Griffiths e Kaye
Marfim (corte paralelo ao eixo)	0,574 - a 80°C	Griffiths e Kaye
Dentina (sete amostras)	0,880 – 1,042	Lisanti e Zander
Dentina (quatro amostras)	0,108 (valor médio)*	Phillips, Johnson, Phillips
Dentina radicular - corte paralelo aos túbulos	0,402 – a 29°C	Soyenkoff e Okun
Dentina coronária - corte aproximadamente paralelo aos túbulos	0,448 a 29°C	Soyenkoff e Okun
Esmalte - corte aproximadamente paralelo aos prismas	0,632 a 29°C	Soyenkoff e Okun
Mesma amostra	0,662 a 26°C	Soyenkoff e Okun
Esmalte, prismas em vários ângulos em relação à superfície da seção	0,628 a 29°C	Soyenkoff e Okun
Mesma amostra	0,678 a 26°C	Soyenkoff e Okun

\* Temperatura não informada.

Fonte: Soyenkoff e Okun (1958)

Para a escolha do método, os autores fizeram uma revisão de literatura e afirmaram que os valores de condutividade térmica de minerais e sólidos isolantes são frequentemente obtidos pelo método da placa. Resumidamente, a amostra em forma de um disco plano, é colocada entre um bloco de cobre quente e outro frio. A condutividade térmica é calculada rapidamente a partir da observação da taxa de fluxo de calor, da dimensão do disco e da diferença de temperatura entre eles, mantendo-se a temperatura constante. Isto geralmente é feito por um aquecedor elétrico e um circulador de água fria dentro do bloco quente e frio respectivamente.

Soyenkoff e Okun (1958) reportaram que métodos usados anteriormente por Griffiths e Kaye (1923) obtiveram uma incerteza de 1 a 2%, usando amostras com

aproximadamente 2 mm de espessura e 45 mm de diâmetro. Foi necessário cerca de meia hora para a amostra atingir a temperatura de equilíbrio e para que a saída da serpentina de aquecimento atingisse o bloco frio com somente 1% de perda. Ainda na revisão de Soyenkoff e Okun (1958), estes descreveram que Lisanti e Zander (1950) e Phillips, Johnson, Phillips (1956) mediram a condutividade térmica da dentina por um método similar ao descrito, mas o aparato foi adaptado para amostras menores e diferia do projeto de Griffiths e Kaye (1923) e de Birch e Clark (1949). As amostras requeriam 12 horas ou mais para o equilíbrio térmico e houve dificuldades em estimar o fluxo de calor através da amostra. Phillips, Johnson, Phillips (1956) acharam o método adequado para a obtenção de valores relativos de condutividade térmica, mas não um método padrão para valores absolutos. Soyenkoff e Okun (1958) afirmaram que alta exatidão pareceu ser pouco vantajosa devido à falta de informação em relação a outras propriedades térmicas dos tecidos dentais. Os autores tiveram como objetivo encontrar um método mais simples e rápido do que os usados anteriormente, por meio do qual a condutividade térmica pudesse ser determinada com uma exatidão de 20% ou melhor. Fizeram duas tentativas desta maneira, descritas no artigo dos mesmos como Método 1 e Método 2. Relataram, ainda, que o uso de termopares, usados nos métodos anteriores, com amostras de pequeno tamanho tinha probabilidade de resultar em perda térmica ou outras complicações por causa do diâmetro relativamente grande e a apreciável capacidade de aquecimento dos fios. Termistores pequenos (resistores sensíveis de temperatura, fornecidos pela *Western Electric Company*) foram usados em substituição aos termopares.

Em 1961, Craig e Peyton determinaram a condutividade térmica com um equipamento que era essencialmente uma modificação do relatado por Lisanti e Zander. Estes autores colocaram a amostra entre dois bastões de cobre puro, e fixaram-na firmemente em posição pela ação de uma mola. Os bastões de cobre utilizados eram do mesmo diâmetro das amostras e cada um tinha 6,5 cm de comprimento. Uma extremidade do bastão foi aplainada com torno de joalheiro e na outra ponta foi feita uma rosca de forma que ele pudesse ser parafusado na unidade de aquecimento e resfriamento. Pequenos orifícios foram perfurados nos bastões a um milímetro da extremidade da amostra e a intervalos de um centímetro. Assim, cada bastão possuía sete orifícios espaçados a intervalos de um centímetro nos

quais foram inseridos termopares cobre-constantan feitos de fios número 28. A extremidade de um dos bastões foi rosqueada dentro do bloco de cobre que seria aquecido eletricamente pela corrente de uma bateria de 6 volts. O outro bastão foi parafusado em outro bloco de cobre que era resfriado por água circulante. A água de resfriamento era retirada de um reservatório termostaticamente controlado, o qual mantinha uma pressão constante. Os valores encontrados para a condutividade térmica do dente são apresentados na TAB. 3.3. Os autores elaboraram um quadro comparativo entre os valores obtidos e os valores encontrados por outros autores (TAB. 3.4). São mostrados também os valores de alguns materiais utilizados em Odontologia.

TABELA 3.3

Condutividade térmica (k) de dentina e de esmalte obtidos por Craig e Peyton (1961)  
[W.m<sup>-1</sup>.K<sup>-1</sup>]\*

Amostra	Dentina		Esmalte
	Paralelo aos túbulos	Perpendicular aos túbulos	Paralelo aos prismas
1	0,599 ± 0,013	0,607 ± 0,016	0,916 ± 0,016
2	0,640 ± 0,008	0,691 ± 0,016	0,921 ± 0,025
3	0,586 ± 0,016	0,469 ± 0,008	0,904 ± 0,025
4	0,548 ± 0,013	0,523 ± 0,013	0,879 ± 0,029
5	0,586 ± 0,016	0,645 ± 0,021	1,068 ± 0,016
6	0,553 ± 0,021	0,578 ± 0,013	0,879 ± 0,013
7	0,523 ± 0,013	0,561 ± 0,016	0,959 ± 0,038
8	0,544 ± 0,016	-	-

\*Determinada a uma temperatura média de 50°C.

TABELA 3.4

Comparação dos valores de condutividade térmica obtidos por Craig e Peyton com os valores encontrados por outros autores

Material	Condutividade térmica (k) [W.m <sup>-1</sup> .K <sup>-1</sup> ]	Temperatura (°C)	Fonte
Dentina	0,959	40-90	Lisanti e Zander
Dentina	0,984	-	Simeral
Dentina	0,108	-	Phillips, Johnson, Phillips
Dentina (raiz    aos túbulos)	0,402	29	Soyenkoff e Okun
Dentina (coroa    aos túbulos)	0,448	29	Soyenkoff e Okun
Dentina    aos túbulos	0,569 (valor médio)	50	Craig e Peyton
Dentina ⊥ aos túbulos	0,582 (valor médio)	50	Craig e Peyton
Esmalte    aos prismas	0,649	26-29	Soyenkoff e Okun
Esmalte ∠ aos prismas	0,653	26-29	Soyenkoff e Okun
Esmalte    aos prismas	0,934 (valor médio)	50	Craig e Peyton
Cimento fosfato de zinco	1,176	-	Simeral
Cimento fosfato de zinco	1,637 – 2,257	-	Phillips, Johnson, Phillips
Cimento fosfato de zinco (seco)	0,130	-	Phillips, Johnson, Phillips
Cimento fosfato de zinco (molhado)	0,146	-	Phillips, Johnson, Phillips
Cimento fosfato de zinco (cimentação)	1,047	55	Craig e Peyton
Cimento fosfato de zinco (forramento)	1,298	55	Craig e Peyton
Cimento de silicato	0,837	-	Simeral
Cimento de silicato	0,193	-	Phillips, Johnson, Phillips
Cimento de silicato	0,745 – 0,779	45	Craig e Peyton
Amálgama dental	2,261	36	Craig e Peyton

Os valores apresentados nas TAB. 3.2, 3.3 e 3.4 foram obtidos por meio da conversão dos valores originais apresentados no sistema c.g.s. (centímetro, grama e segundo) para o sistema MKS (metro, kilograma e segundo).

Craig e Peyton (1961) analisaram os dados para dentina verificaram-se discrepâncias nos estudos de Phillips, Johnson, Phillips (1956), Lisanti e Zander (1950) e de Soyenkoff e Okun (1958).

Braden (1964) realizou um experimento para medir a condução de calor em dentes humanos hígidos. Aplicou um estímulo térmico no dente e analisou a mudança de temperatura no dente, quando o estímulo de temperatura constante era aplicado sobre toda a superfície oclusal. No aparato mostrado na FIG. 3.7 foi utilizada água aquecida por um termostato que circulava através de uma válvula de duas saídas. Ao se alterar a posição da válvula um jato de água a uma temperatura constante era instantaneamente direcionado sobre a superfície do dente. Para assegurar que o jato de água cobrisse adequadamente toda a superfície oclusal do dente, uma camada de cera macia foi pressionada ao redor do dente deixando um pequeno espaço de drenagem (afastado do local do orifício de entrada do termopar). Anteriormente a cada experimento, a água era circulada por alguns minutos para aquecer o bico e o tubo de vidro adjacente; isto evitava a possibilidade de que o jato de água incidente fosse inicialmente resfriado ao se abrir a válvula. A temperatura da água no bico do tubo foi medida com um termopar.

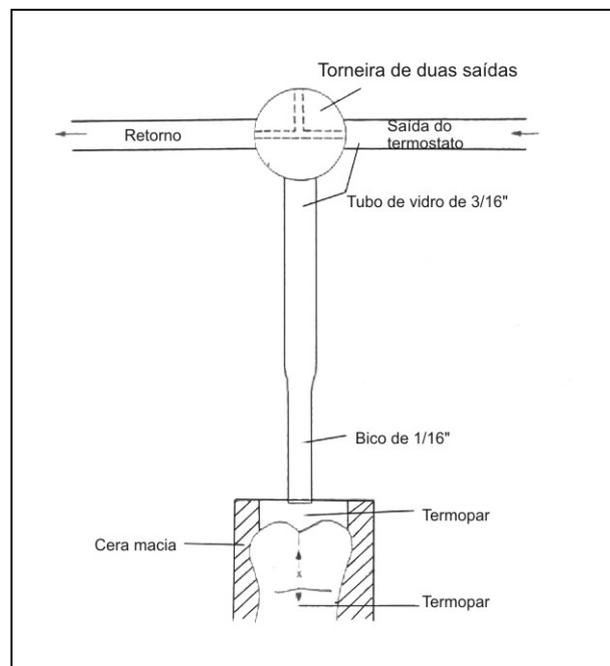


FIGURA 3.7– Aparato para aplicação de estímulo de temperatura constante à superfície do dente

Fonte: Braden, 1964, p.480

O autor utilizou molares recém-extraídos, com um furo de 0,5 mm feito na lateral de cada dente até o centro em um ponto entre a polpa e o esmalte. Um termopar de cobre-constantan foi colocado no furo e fixado no local com uma cunha de cobre. O furo foi então preenchido com óleo para assegurar contato térmico com o dente. Para minimizar as perdas de calor, a cavidade foi fechada com um pequeno pedaço de cera macia. O efeito da cunha de cobre (0,5 mm de diâmetro) no tempo de resposta do termopar é facilmente mostrado ser desprezível. O tempo para a cunha de cobre atingir a temperatura ambiente é determinado pelo tempo necessário para que o termo exponencial ( $\pi kt/d^2$ ) se torne pequeno comparado com a unidade (CARSLAW e JAEGER, 1960, p.185). Substituindo-se os valores apropriados, encontrou-se que para  $t = 10^{-3}$  s o termo acima é 0,006. Os resultados encontrados por Braden (1964) para a difusividade térmica do esmalte e da dentina foram  $0,42 \times 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$  e  $0,26 \times 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ , respectivamente. Estes resultados foram calculados a partir dos valores de condutividade térmica de Craig e Peyton (1961), calor específico de Peyton *et al.* (1960) e massa específica do esmalte e dentina de Manly, Hodge e Ange (1939). Com estes dados apresentou graficamente curvas teóricas e as comparou com os seus resultados experimentais. Como a maioria dos resultados teve boa concordância, concluíram que os valores obtidos de difusividade são razoavelmente representativos para o dente estudado.

Brown, Dewey e Jacobs (1970) revisaram estudos da literatura sobre dados de massa específica (SICHER, 1966), condutividade térmica (CRAIG e PEYTON, 1961), calor específico (PEYTON e SIMERAL, 1954) e difusividade térmica (BRADEN, 1964) de tecidos duros dentários. Afirmaram que os valores relatados não eram consistentes entre eles, mas que os valores de calor específico do esmalte estão em geral de acordo com o valor reportado por Peyton e Simeral (1954). Entretanto, o valor que Peyton e Simeral reportam para a dentina,  $1172 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ , é consideravelmente menor que o valor obtido por eles ( $1591 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ ). Estas diferenças estão refletidas entre as difusividades térmicas reportadas por eles e aquelas reportadas por Braden (1964). Relataram também, que estas diferenças são grandes bastantes para preocuparem os pesquisadores que calculam a distribuição de temperatura no dente. Devido a isto, repetiram os estudos para a medição da massa específica e calor específico, tanto para o esmalte como para a dentina. Foram utilizados como amostras terceiros molares recém-extraídos para manter as

propriedades mais próximas possível dos dentes “*in vivo*”. Os dentes foram armazenados em água destilada para evitar perda de umidade e os testes foram completados dentro das seis horas após a extração. O método utilizado foi o calorimétrico, conforme recomendação da *American Society for Testing and Materials* (ASTM). Os dentes foram colocados em um pequeno saco plástico que foi imerso em água por 10 minutos para levá-los ao equilíbrio térmico. O frasco do calorímetro foi preenchido com tetracloreto de carbono que foi resfriado a 4,4°C e foram permitidos dez minutos ao sistema para atingir o equilíbrio térmico. Durante este período a temperatura do calorímetro foi registrada a cada minuto. Depois de 10 minutos os dentes foram removidos do banho de aquecimento e do saco plástico e colocados no calorímetro. As leituras de temperatura foram realizadas por mais 10 minutos. As leituras da temperatura depois da imersão foram extrapoladas de volta ao momento da imersão para indicar a diferença de temperatura que iria resultar se a transferência de calor dos dentes para o banho ocorresse instantaneamente. A perda de calor do calorímetro foi calibrada usando um espécime de cobre eletrolítico de  $19,11 \times 10^{-3}$  kg com um calor específico de  $389,4 \text{ J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$ . Realizando o teste conforme descrito, a massa equivalente do calorímetro e seu isolamento foi aproximadamente de  $18,3 \times 10^{-3}$  kg de tetracloreto de carbono. O calor específico da amostra  $C_s$  foi então calculado utilizando a Equação 3.5.

$$C_s = \frac{(M_w + E) C_w (T_m - T_c)}{(T_h - T_m) M_s} \quad (3.5)$$

onde  $M_w$  e  $C_w$  representam a massa e o calor específico do fluido do calorímetro,  $M_s$  é a massa da amostra,  $E$  é a massa equivalente do calorímetro,  $T_h$  e  $T_c$  são as temperaturas da amostra e do fluido antes da imersão e  $T_m$  é a temperatura que o fluido alcançaria imediatamente depois da imersão se a transferência de calor fosse instantânea. Como era necessário obter informações tanto da dentina como do esmalte, os dentes foram cortados logo abaixo da coroa. A polpa foi removida e a seção da raiz foi considerada material típico de dentina. As massas específicas da raiz e da coroa foram medidas pela pesagem das amostras dentro e fora de um banho de água. Sicher (1966) relatou que a massa específica do esmalte é de  $2800 \text{ kg.m}^{-3}$ . Conhecidas as massas específicas do esmalte, da dentina e da coroa,

a fração do esmalte na seção da coroa foi determinada. Usando-se os valores de composição e o calor específico do dente inteiro (raiz e seção da coroa conjuntamente) e da dentina medida separadamente, é possível calcular o calor específico do esmalte. A pequena alteração na condutividade térmica paralela e transversa aos túbulos na dentina permite calcular a temperatura no dente considerando um problema de duas regiões, cada uma com propriedades isotrópicas, isto é, pode-se usar a equação diferencial para calcular a distribuição de temperatura em um dente. Os valores obtidos para a difusividade térmica indicam que a condução de calor transiente ocorre muito mais rapidamente no esmalte do que na dentina. Examinando-se somente a variação da condutividade térmica poder-se-ia esperar que os efeitos térmicos não fossem significativamente diferentes entre esmalte e dentina; entretanto, os resultados deste estudo indicaram uma diferença superior a 250% entre a difusividade da dentina e a do esmalte.

Borovsky *et al.* (1983) calcularam os regimes de trabalho com a irradiação do laser de CO<sub>2</sub> na prevenção e tratamento da cárie inicial que não seriam danosos para a vitalidade dentária. Relataam que, para este cálculo, torna-se necessário o conhecimento das propriedades termofísicas básicas do dente. Por isso, mediram a massa específica, o calor específico, a difusividade térmica do esmalte e da dentina, e calcularam a suas condutividades térmicas, conhecimento indispensável para a estimativa das energias e potências permissíveis do pulso laser e a profundidade da zona de fusão do esmalte. A massa específica da dentina e do esmalte foram medidas pelo método tradicional de pesagem de amostras no ar e na água. O calor específico do esmalte e da dentina foi determinado pela mudança de temperatura de certa quantidade de água, após a imersão nela de uma amostra aquecida a temperatura de aproximadamente 50°C. Para a medição difusividade térmica, empregaram o método do flash de laser (PARKER *et al.*, 1961). Concluíram que, na prática clínica, alta densidade de potência (aproximadamente 10<sup>5</sup> W.cm<sup>-2</sup>) poderia ser usada com a densidade de energia do laser moderada (aproximadamente 10 J.cm<sup>-2</sup>).

O método do flash para medir as propriedades térmicas de materiais sólidos foi proposto em 1960 por Parker *et al.* (1961) do *U.S. Navy Radiological Defense Laboratory*. Eles mediram a difusividade térmica de metais usando uma lâmpada de

flash a xenônio. Posteriormente, Deem e Wood (1962) utilizaram um laser a rubi no lugar do flash de xenônio e demonstraram sua adequabilidade como fonte de energia.

Na técnica original um flash intenso e curto de energia radiante é aplicado uniformemente sobre a face de uma amostra homogênea com a forma de um pequeno disco, durante um período de tempo desprezível, e o pulso de calor se difunde unidirecionalmente para a face oposta, obtendo-se um registro do histórico de temperatura resultante nesta face oposta, por meio de um termopar ou de um sensor infravermelho (FIG. 3.8).

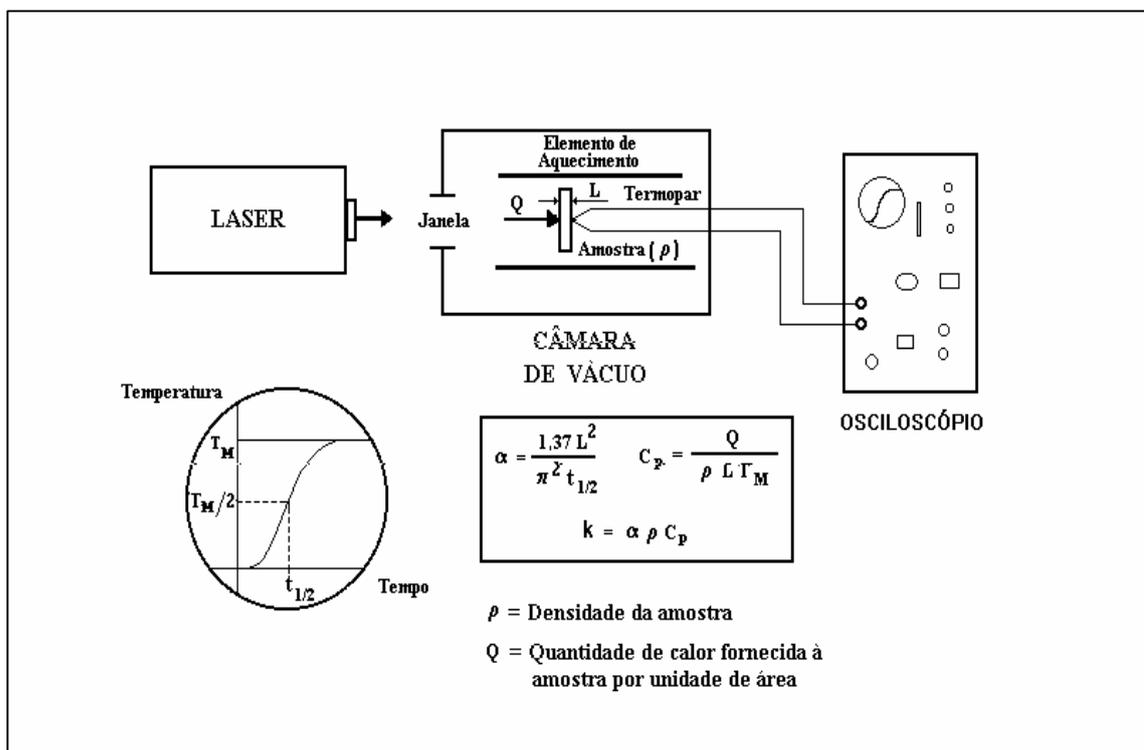


FIGURA 3.8 - Princípio do método do flash de laser para medição de propriedades térmicas de materiais (difusividade  $\alpha$  e calor específico  $c_p$ )

Fonte: Ferreira *et al.*, 2002

A fonte de energia radiante é usualmente um laser ou uma lâmpada de flash de xenônio e os tempos de irradiação são da ordem de um milissegundo ou menos. A difusividade é obtida a partir da espessura da amostra e do tempo requerido para a temperatura da face oposta atingir um dado percentual do seu valor máximo. O calor específico é obtido a partir da temperatura máxima atingida na face oposta, e a

condutividade térmica  $k$  é calculada pelo produto da difusividade pela capacidade térmica e pela massa específica do material da amostra. Um método de adimensionalização do histórico de temperatura resultante na face oposta pode ser aplicado, de modo que a curva experimental de aumento da temperatura possa ser comparada com a curva teórica e assim desvios em relação às condições ideais podem ser facilmente detectados, para introduzir correções nos valores obtidos.

Andreu *et al.* (1991) determinaram algumas propriedades termofísicas do esmalte e da dentina. Para determinar a massa específica usaram o método do Picnômetro em uma balança analítica com temperatura de 29,23 °C para a dentina e 30,0 °C para o esmalte. Estipularam o grau de confiança de 95% para as medições. Para a determinação do calor específico, fragmentos de esmalte e dentina foram reduzidos a pó por esmerilação manual em um gral e pistilo e a medição foi feita por meio do método da análise térmica diferencial utilizando o sistema computadorizado suíço Mettler TA 4000. Foi selecionado um intervalo de temperatura entre 10 °C e 50 °C mediante aquecimento lento de 5 °C por minuto, obedecendo os limites de estímulos térmicos a que estão submetidos os dentes na cavidade oral e com base na curva termométrica de Kantarowitz (ALVAREZ VALLS, 1977). Os valores encontrados foram comparados com os de Borovsky *et al.* (1983) (TAB. 3.5).

TABELA 3.5

Valores de massa específica, temperatura de trabalho e calor específico de esmalte e de dentina

<b>Tecido</b>	<b>Massa específica kg.m<sup>-3</sup></b>	<b>Temperatura de trabalho</b>	<b>Calor específico J.kg<sup>-1</sup>.K<sup>-1</sup></b>
Esmalte	2789,5 ± 29,6	19°C	1750
	* 2950 ± 50	52°C	1710
			* 970 ± 20
Dentina	2046,6 ± 10,4	16°C	1420
	* 2180 ± 50	52°C	2720
			* 1450 ± 40

\* Resultados de Borovsky (modificado)

Explicaram que as diferenças nos resultados podem ser devidas às variações nas condições de trabalho, já que Borovsky usou o método calorimétrico convencional, além de características individuais dos dentes soviéticos e cubanos. Além disso, o estudo em questão foi feito em grupos de diferentes faixas etárias. Afirmaram também que Borovsky não citou as condições de temperatura utilizadas.

Panas *et al.* (2003) mediram a difusividade térmica dos tecidos duros do dente humano utilizando, como Borovsky *et al.* (1983), o método do flash de laser, focando na compreensão das trocas térmicas nas estruturas dentais. Ressaltaram que o conhecimento das propriedades termofísicas é crucial na análise do fenômeno de transferência de calor. Os limites para possíveis erros neste domínio são muito estreitos. A temperatura excedendo 42,5<sup>o</sup> C danifica a polpa dentária. Afirmaram que, embora os resultados obtidos não possam ser aceitos para uma análise quantitativa de nenhum tipo, o mesmo se faz verdade para os dados da literatura. Relataram que este estudo pode ser tratado como um guia para a metodologia da medição da difusividade térmica dos tecidos duros do dente humano. Três métodos independentes foram usados para estudar o comportamento do transporte térmico de tais estruturas. Afirmaram que os valores de medição de difusividade térmica encontrados por eles, apesar de apresentarem discrepâncias, estão dentro dos limites extremos dos dados da literatura e sugeriram novos estudos que fornecessem valores mais precisos para a difusividade térmica. Segundo os autores, este estudo contribui para melhor compreensão dos achados de muitos experimentos *in vivo* e *in vitro* que estão sendo realizados. Em particular, os resultados das medições de difusividade térmica complementam os resultados das investigações da microcalorimetria dos tecidos duros do dente humano e criam a base para estudos sistemáticos futuros dos efeitos da idade e diferenças pessoais na difusividade térmica. Os autores realizaram dois tipos de experimentos, nos quais os efeitos da difusão de calor nos tecidos duros dentais foram investigados. O primeiro foi realizado num incisivo como um todo com o uso de um sistema de banho. O segundo tipo foi feito em espécimes de fatias cortadas de um dente. Um aparato de flash de laser foi utilizado. A resposta da temperatura tempo-dependente foi medida usando-se pequeninos termopares. Os dados experimentais foram

usados para calcular a difusividade térmica efetiva das estruturas do dente inteiro como também do esmalte e da dentina isolados.

Ressaltaram a discrepância entre os resultados calculados por eles e os dados da literatura (GRÁF. 3.1).

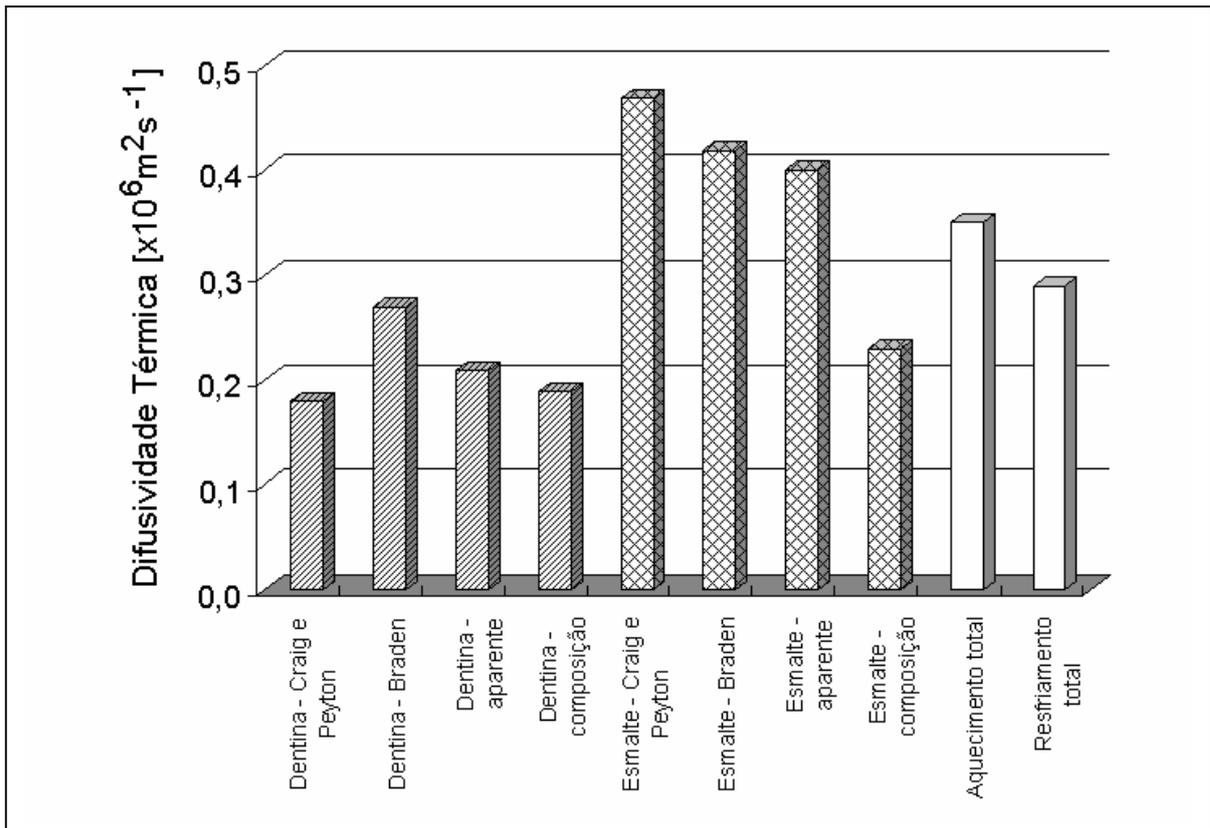


GRÁFICO 3.1 – Comparação entre resultados de difusividade térmica dos tecidos duros do dente humano obtidos por Panas *et al.* e outros autores

Dentina = primeiras quatro barras; esmalte = quatro próximas barras; esmalte e dentina juntos de um modelo paralelo = duas últimas barras.

Fonte: Panas *et al.*, 2003 (adaptado)

## **4 METODOLOGIA**

O presente estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG pelo parecer nº 454/05 (Anexo A).

Foram preparadas amostras em dentina, em Filtek™ Supreme XT cor A2E, em Sinfony e em IPS Empress® Esthetic.

### **4.1 Caracterização e preparo das amostras de dentina**

Foram selecionados 24 terceiros molares hígidos extraídos de pacientes de ambos os gêneros, na faixa etária de 18 a 26 anos, sendo 14 molares inferiores e 10 molares superiores. Estes dentes tiveram extração indicada, devido a impossibilidade de erupção por falta de espaço (dente inclusos) e foram cedidos pelo Instituto de Previdência dos Servidores do Estado de Minas Gerais, conforme Anexo B.

Escolheu-se dentes com menores câmaras pulpares e coroas mais volumosas com o objetivo de confeccionar discos inteiramente em dentina, tendo 8 mm de diâmetro e 2 a 3 mm de espessura.

Estes dentes foram lavados e mantidos em soro fisiológico até a realização do experimento, para não sofrerem desidratação e se aproximar da condição fisiológica onde, na boca, os dentes ficam hidratados pela saliva. O procedimento de preparo das amostras foi realizado no Laboratório de Metalografia do Departamento de Engenharia Metalúrgica da UFMG.

Lubrificou-se com vaselina sólida a parte interna das formas de inclusão e colocou-se os dentes centralizados na base.

Manipulou-se resina acrílica Durofix-2 (Struers®) transparente de cura a frio, de acordo com as instruções do fabricante (15 ml de resina para 3 ml de catalizador) e embutiu-se todos os dentes (FIG. 4.1)



FIGURA 4.1 - Embutimento das amostras

Após o tempo de cura de 24 horas, foram feitas marcas com caneta de retro-projetor nos blocos com os dentes incluídos, no nível do teto da câmara pulpar, para orientar o corte a ser feito e obter uma superfície plana e regular toda em dentina. Em seguida, foram retiradas fatias espessura de aproximadamente 2 mm de espessura utilizando-se a serra Microcut do Laboratório de Metalurgia da Escola de Engenharia da UFMG. Algumas amostras precisaram ser desgastadas até a obtenção da superfície plana porque possuíam a polpa mais volumosa e apresentaram furos na superfície (FIG. 4.2). Devido à grande dificuldade de se conseguir amostras homogêneas totalmente em dentina, cinco dentes foram utilizados no experimento.



**A**



**B**

A = Desgaste do esmalte superficial; B = Aplainamento da amostra

FIGURA 4.2 - Desgaste e aplainamento da superfície das amostras

A seguir foram feitos dois tipos de cortes para retirar as fatias de dentina entre a camada de esmalte e a polpa: um vertical, no sentido longitudinal do dente, e o outro no sentido transversal. Assim, foram analisadas duas direções diferentes dos túbulos dentinários em relação ao fluxo de calor e verificado se a direção dos mesmos influenciaria nos resultados das medições propostas (FIG. 4.3 a 4.5).

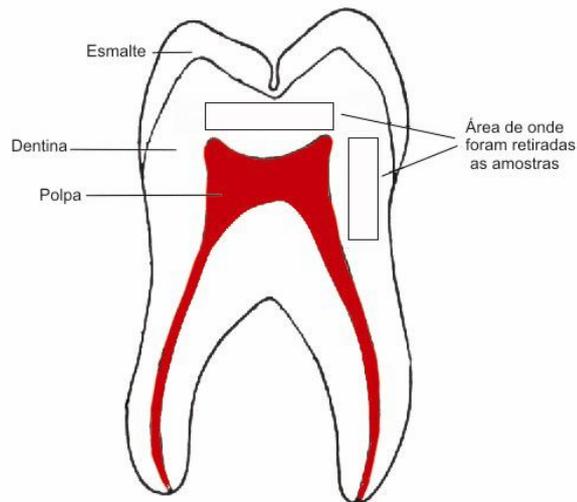


FIGURA 4.3 – Esquema dos dois tipos de cortes realizados para a retirada das amostras de dentina



FIGURA 4.4 – Corte transversal

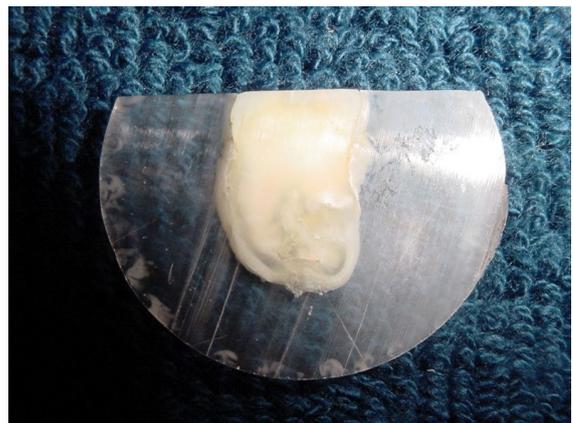


FIGURA 4.5 – Corte longitudinal

Como o diâmetro do feixe de laser de CO<sub>2</sub>, utilizado para irradiar as amostras, é de 8 mm e a forma externa dos discos dentais é irregular, a camada de esmalte periférica

dos discos foi removida para obter este diâmetro. Inicialmente, utilizou-se uma broca do tipo trefina de 8 mm de diâmetro para preparar alguns discos, mas este procedimento foi logo abandonado porque a broca perdia o corte com muita facilidade (FIG.4.6 a 4.9).



FIGURA 4.6 – Trefina utilizada no estudo – vista superior



FIGURA 4.7 - Remoção da amostra com a trefina



FIGURA 4.8 – Remoção da amostra do corte transversal

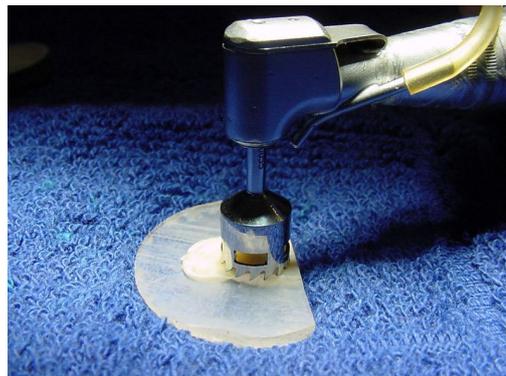


FIGURA 4.9 - Remoção da amostra do corte longitudinal

Optou-se, então, por desgastar o esmalte da periferia da dentina com pedra abrasiva montada em mandril utilizado em peça de mão reta em baixa rotação, de uso odontológico, para dar a forma circular com 8 mm de diâmetro, coincidindo com o diâmetro do feixe laser e obtendo-se discos planos padronizados totalmente em dentina com 2 a 3 mm de espessura. Mediu-se o diâmetro dos discos com um paquímetro com resolução de 0,05 mm e a espessura com um micrômetro com resolução de 0,001mm. É importante que o diâmetro das amostras coincida com o do feixe laser para haver exposição completa das mesmas pelo laser (FIG. 4.10 a 4.13).



FIGURA 4.10 – Trefinas com diâmetro de 8 mm utilizadas no estudo

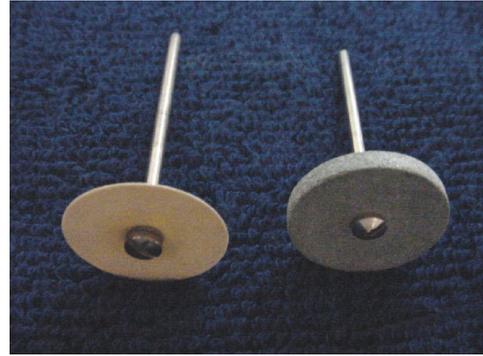


FIGURA 4.11 – Disco de lixa e pedra abrasiva utilizados para o desgaste da camada de esmalte



FIGURA 4.12 – Desgaste da camada periférica de esmalte com disco de pedra abrasiva



FIGURA 4.13 – Micrômetro utilizado para medição da espessura das amostras

As amostras foram colocadas individualmente em frascos numerados, preenchidos com soro fisiológico, e mantidos à temperatura ambiente até a realização do experimento.

## 4.2 Preparo das amostras de resinas e cerâmica

Foi usinado um gabarito em cobre na forma de um disco com 2 mm de espessura e 8 mm de diâmetro, para a confecção de uma forma utilizada no preparo de todas as

amostras dos materiais dentários estéticos estudados, a fim de conseguir-se a maior simetria possível entre as mesmas.

Para a resina Filltek™ Supreme XT, colocou-se uma tira de matriz de poliéster sobre uma placa de vidro onde foi colocado a forma lubrificada internamente com vaselina. Em seguida foi aplicada a primeira camada da resina em forma diagonal, como na técnica incremental, e polimerizada por 60 s utilizando-se o fotopolimerizador da 3M (1200 W.cm<sup>-2</sup>) (FIG. 4.14, 4.15). Após, completou-se o preenchimento da forma com uma segunda camada de resina, coberta por uma nova matriz de poliéster, que foi novamente polimerizada por 60 s e depois removida da forma. Obteve-se, desta forma, duas amostras de resina com 2 mm de espessura e 8 mm de diâmetro (FIG. 4.16).



FIGURA 4.14 – Fotopolimerizador utilizado na polimerização da resina



FIGURA 4.15 – Verificação da intensidade da lâmpada do fotopolimerizador



FIGURA 4.16 – Amostra de Filltek™ Supreme XT

As amostras de Sinfony foram preparadas indiretamente (no laboratório) utilizando-se a mesma forma e de maneira similar à descrita anteriormente, tomando-se o cuidado de padronizar o preparo das amostras. A polimerização da resina Sinfony foi feita por meio de dois fotopolimerizadores desenvolvidos especialmente para esta resina, seguindo-se as recomendações do fabricante. A polimerização inicial foi feita por camadas, durante cinco segundos utilizando-se o 3M<sup>®</sup> ESPE VISIO ALFA, a fim de facilitar a aplicação da resina e diminuir o estresse de contração (FIG. 4.17). A polimerização final foi feita por quinze minutos, utilizando-se o 3M<sup>®</sup> ESPE VISIO BETA VARIO, para assegurar maior conversão dos monômeros em polímeros e eliminar completamente a camada de dispersão (FIG. 4.18). Este procedimento visa aumentar as propriedades físicas desta resina.



FIGURA 4.17 – Lâmpada 3M<sup>®</sup>  
ESPEVISIO ALFA



FIGURA 4.18 - Fotopolimerizador da  
resina Sinfony 3M<sup>®</sup>ESPE VISIO  
BETA VARIO

Para a obtenção das amostras de IPS Empress<sup>®</sup> Esthetic foi utilizado o mesmo disco (gabarito) usado na confecção da forma das amostras de resina utilizada. O gabarito foi duplicado em silicona de adição para a confecção de uma matriz para se obter o padrão de cera. Este padrão de cera foi colocado em um anel e incluído em revestimento Empress, especial para alta fusão, aguardando-se o tempo de presa recomendado pelo fabricante. A seguir, foi feita a eliminação da cera em um forno Ney Vulcan. Este anel foi levado a um forno EP600 COMBI onde uma pastilha de Empress<sup>®</sup> Esthetic na cor A2 foi derretida e injetada no molde. O processo foi realizado durante 25 minutos a uma temperatura de 1075°C e após deixou-se a amostra atingir a temperatura ambiente sobre uma fonte dissipadora. A amostra de

Empress® Esthetic foi desincluída com jato de óxido de alumínio, com 60  $\mu\text{m}$ , a uma pressão inicialmente de 3 bar, reduzida posteriormente para 2 bar, com cuidado para não danificá-la. Depois, cortou-se o canal de alimentação com ponta diamantada e removeu-se os excessos com lâmina de bisturi (FIG. 4.19).



FIGURA 4.19 – Obtenção da amostra de Empress® Esthetic

Não foi dado polimento nas amostras de nenhum dos três materiais estudados para não interferir nos resultados.

#### 4.3 Métodos utilizados para a medição da difusividade térmica, massa específica e calor específico.

A difusividade térmica  $\alpha$  das amostras foi medida por meio do método do flash de laser, utilizando-se a bancada existente no Laboratório de Medição de Propriedades Termofísicas de Materiais (LMPTM) do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN). A massa específica  $\rho$  foi medida por meio do método de penetração e imersão com xylol (FERREIRA, 1980), e o calor específico  $c_p$  foi obtido por meio da técnica da calorimetria diferencial exploratória (DSC - *Differential Scanning Callorimetry*). Com estes dados calculou-se a condutividade térmica  $k$  das amostras por meio da seguinte equação:

$$k = \alpha \cdot \rho \cdot c_p$$

onde:

$k$  - condutividade térmica;

$\alpha$  - difusividade térmica;

$\rho$  - massa específica e

$c_p$  - calor específico.

#### 4.3.1 Medição da difusividade térmica

A difusividade térmica das amostras foi medida utilizando-se o método do flash de laser implementado por Ferreira *et al.* (2002), no LMPT do CDTN, onde foram realizadas todas as medições deste trabalho. A FIG. 4.20 mostra a bancada de medição na forma de diagramas de blocos.

Esta bancada é composta basicamente por um laser a CO<sub>2</sub>, para fornecimento dos pulsos de energia, e de um forno tubular acoplado a uma bomba de vácuo, para isolamento da amostra e seu aquecimento até a temperatura em que se deseja medir as suas propriedades térmicas. A bancada possui um microcomputador para processamento e registro do sinal do sensor infravermelho, contagem de tempo, e aplicação das equações para efetuar os cálculos das propriedades térmicas dos materiais das amostras, bem como para medição da potência do laser. Possui ainda um sistema de aquisição de dados e de aplicação, quando necessário, de modelos existentes na bibliografia para introdução de correções nos resultados para se levar em conta as seguintes causas de erros:

- a. efeito de tempo de pulso finito, ou seja, quando o tempo de duração do flash não é insignificante comparado com a duração do transiente;
- b. perdas ou ganhos de calor;
- c. aquecimento não uniforme.

Deve ser observado que estes três efeitos não são propriamente classificados como erros, mas são meramente desvios em relação a uma situação ideal na qual estes efeitos são assumidos como desprezíveis. É perfeitamente factível propor modelos que incorporem estes efeitos e gerar expressões matemáticas que adequadamente os leve em conta.

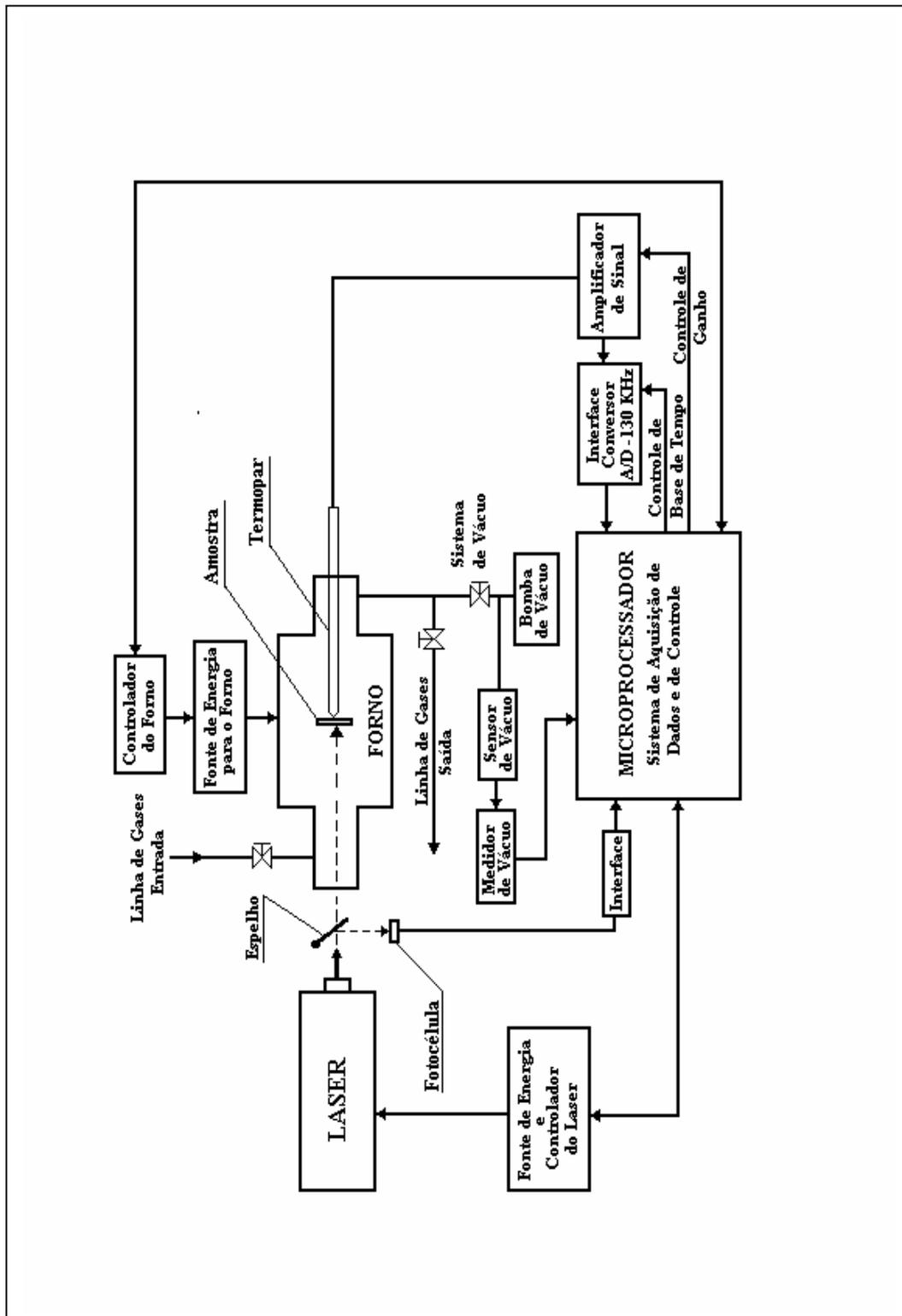


FIGURA 4.20 – Diagrama de blocos do sistema para medição de propriedades termofísicas de materiais por meio do método do flash de laser

Fonte: Ferreira *et al.*, 2002, p.10

A bancada possui um sistema de medição de potência do laser por meio de uma célula “Peltier” e um espelho para desvio do feixe sobre a mesma (FIG. 4.21), espelho este que atua também como obturador temporizado para dosagem programada da duração do flash sobre a amostra. Assim é possível medir a

quantidade de calor  $Q$  cedida à amostra, para possibilitar também medições de calores específicos: a chamada “Flash Laser Calorimetry”.

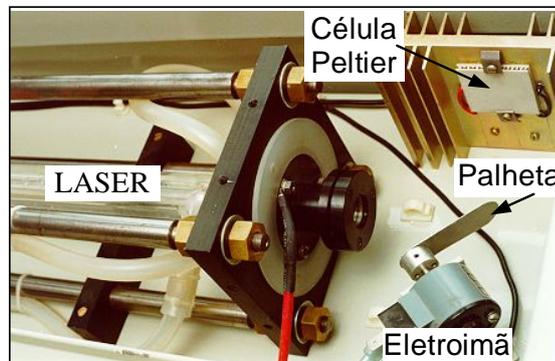


FIGURA 4.21 - Sistema de medição de potência e obturador do feixe do laser

Fonte: Grossi, 2003, p.65

O forno possui uma carcaça em aço inoxidável e tampas do tubo para se ter, ou vácuo, ou atmosfera controlada. Permite operar a temperaturas de até 1.700 °C. Possui três suportes reguláveis para facilitar o alinhamento do feixe do laser com a amostra que está no seu interior (FIG. 4.22).

Na tampa anterior se encontra uma janela de seleneto de zinco transparente ao comprimento de onda do laser de CO<sub>2</sub> (10,6 μm), para penetração do flash até à amostra. A medição da temperatura foi feita por um sensor infravermelho. A amostra é fixada ao porta-amostra por meio de parafusos com ponta cônica para minimizar as perdas de calor por condução conforme mostrado na FIG. 4.23.

As medições de difusividade térmica foram realizadas em cinco amostras cilíndricas com 8 mm de diâmetro e 2 a 3 mm de espessura.

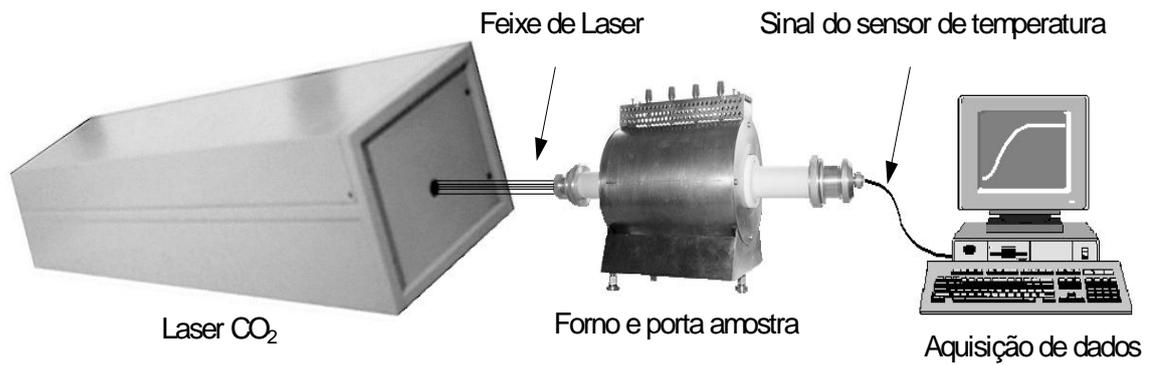


FIGURA 4.22 – Bancada de medição do Laboratório de Medições de Propriedades Termofísicas do CDTN

Fonte: Grossi, 2003, p.62

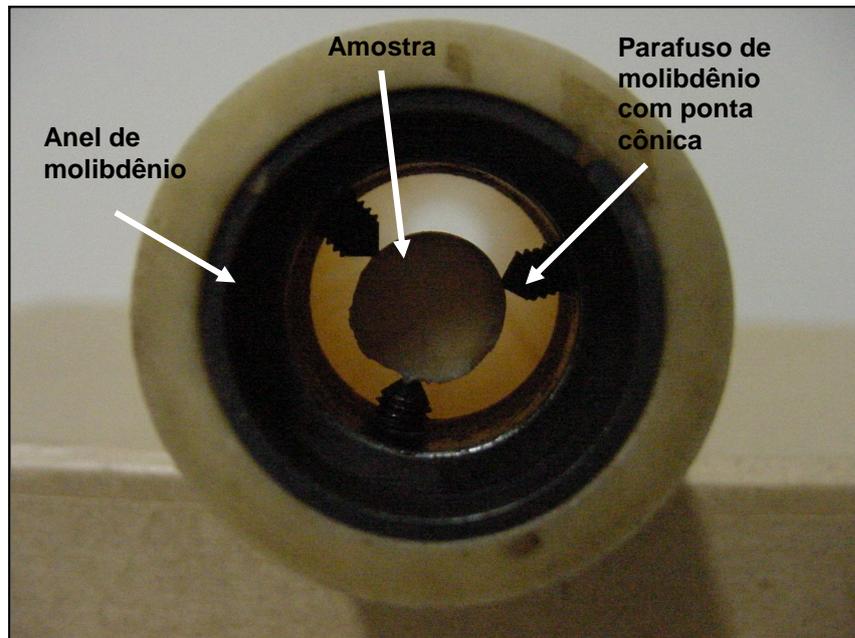


FIGURA 4.23 - Detalhe do porta amostra

Cada ensaio possui um protocolo, conforme exemplificado na FIG. 4.24, que apresenta um resultado típico de medição de difusividade térmica de dentina humana com o respectivo termograma.

<b>PROTOCOLO</b>	
<b>MEDIÇÃO DE PROPRIEDADES TERMOFÍSICAS</b>	
<b>MÉTODO DO FLASH DE LASER</b>	
Número do Ensaio:	AA387
Data:	13/04/2006
<b>Dados da Amostra</b>	
Material: Dentina Amostra nº 2 (Perpendicular)	Massa específica: kg/m <sup>3</sup>
Espessura: 0,001950 m	Diâmetro: 0,008 m
Clientes: Diversos	
Finalidade: Medição de Difusividade Térmica de Dentina Humana.	
<b>Dados do Ensaio</b>	
Temperatura Ambiente ( $T_{amb.}$ ):	23,88°C
Temperatura Inicial da Amostra ( $T_i$ ):	23,86°C
Temperatura Final da Amostra ( $T_M$ ):	27,91°C
Temperatura Média ( $T_M/2$ ):	25,89°C
Temperatura Efetiva ( $T_{ef}$ ):	30,34°C
Tempo de meia excursão ( $t_{1/2}$ ):	2,6050 s
Difusividade Térmica $\alpha$	0,203x10 <sup>-6</sup> m <sup>2</sup> /s

FIGURA 4.24 - Protocolo típico de uma medição de difusividade térmica de dentina humana por meio do método do flash de laser com o respectivo termograma

#### 4.3.2 Medição da massa específica e porosidade aberta

Para se medir a massa específica e a porosidade aberta das amostras de dentina, empregou-se o Método de Penetração e Imersão com Xylol da *Kraftwerk Union* (MAIER, 1976; MAIER, 1978) absorvido e transferido para o CDTN por Ferreira (1980), método este que se baseia no princípio de Arquimedes: todo corpo total ou parcialmente submerso num fluido experimenta um empuxo de baixo para cima (por parte do fluido) igual ao peso do volume de fluido deslocado. Em outras palavras, um corpo submerso num fluido experimenta uma perda de peso aparente igual ao peso do fluido que desloca. A direção do empuxo (força) é considerada vertical com sentido para cima e aplicado no centro de gravidade do volume de fluido deslocado.

Este método foi desenvolvido especialmente para medição da massa específica e da porosidade aberta de pastilhas combustíveis nucleares, podendo, porém ser utilizado também para outros materiais. As amostras foram inicialmente secas em estufa a 60°C por duas horas (FIG. 4.25) em uma bandeja como a mostrada na FIG. 4.26. Após a secagem as suas massas foram então determinadas em balança analítica com resolução de  $10^{-4}$  gramas (FIG. 4.27).



FIGURA 4.25 – Secagem das amostras em estufa a 60°C



FIGURA 4.26 - Bandeja para impregnação das amostras com xylol

A bandeja com as amostras é então colocada em um recipiente no interior de um dessecador onde é estabelecido vácuo de  $10^{-1}$  torr por duas horas para retirar o ar de dentro da porosidade aberta das amostras (FIG. 4.28).

Decorrido este tempo, o recipiente é inundado com Xylol contido em um gotejador acoplado ao dessecador, para que o Xylol penetre na porosidade aberta das amostras (FIG. 4.29). A bandeja com as amostras é retirada do dessecador e aguarda-se uma hora para equalização da temperatura do Xylol com a ambiente e para que o Xylol penetre completamente na porosidade aberta.



FIGURA 4.27 – Pesagem das amostras após a secagem



FIGURA 4.28 - Sistema para impregnação das amostras com xylol



FIGURA 4.29 – Inundação com xylol do recipiente contendo as amostras

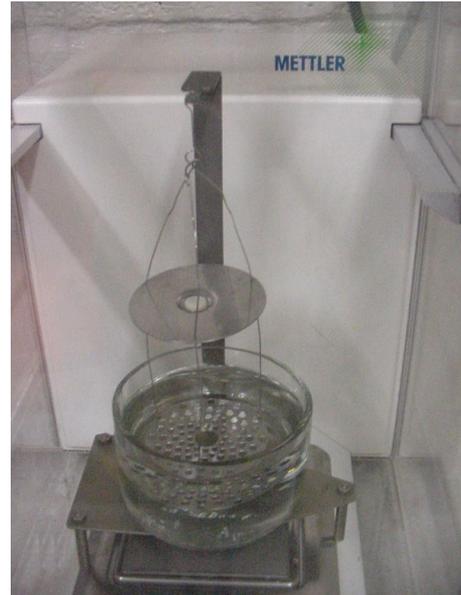


FIGURA 4.30 - Bandeja dupla utilizada para a medição da massa específica e da porosidade aberta das amostras

A medição da amostra na bandeja superior da balança, mostrada na FIG. 4.30, fornece então pela diferença entre esta massa da amostra impregnada ( $M_{impr.}$ ) e a sua massa medida após a secagem ( $M$ ), a massa do xylol contido na porosidade aberta.

Conhecendo-se a massa específica do Xylol ( $\rho_{xylol}$ ), calcula-se, então, o volume de Xylol correspondente a esta massa, que é igual ao volume da porosidade aberta da amostra ( $V_{P.aberta}$ ):

$$V_{P.aberta} = \frac{M_{impr.} - M}{\rho_{xylol}} \quad (3.5)$$

Após esta medição, a amostra é colocada na bandeja inferior imersa no Xylol, obtendo-se assim, pela diferença entre a massa da amostra ( $M$ ) e a massa sob empuxo ( $M_E$ ), a massa do volume de Xylol deslocado (Princípio de Arquimedes), volume este igual a  $V_M + V_{P.fechada}$ , onde  $V_M$  é o volume de material sem poros, ou seja:

$$V_M + V_{P.fechada} = \frac{M - M_E}{\rho_{xylol}} \quad (3.6)$$

O volume da amostra é dado então por:

$$V_{amostra} = V_M + V_{P.fechada} + V_{P.aberta} = \frac{M_{impr.} - M_E}{\rho_{xylol}} \quad (3.7)$$

e a sua massa específica ( $\rho$ ) :

$$\rho = \frac{M}{V_{amostra}} = \frac{M}{M_{impr.} - M_E} \cdot \rho_{xylol} \quad (3.8)$$

A porosidade aberta em termos absolutos, ou seja, em relação ao volume da amostra (%V), é dada por:

$$\%V = \frac{V_{P.aberta}}{V_{amostra}} \times 100\% = \frac{M_{impr.} - M}{M_{impr.} - M_E} \cdot 100\% \quad (3.9)$$

A massa específica do Xylol é determinada medindo-se, antes da medição da primeira amostra, o empuxo em uma esfera de vídia de elevado grau de esfericidade (esfera para rolamentos) cuja massa e diâmetro são conhecidos com precisão a partir de medição de seu diâmetro por meio de um micrômetro com resolução de  $10^{-3}$  mm e a massa por meio de balança analítica com resolução de  $10^{-4}$  gramas. Calcula-se a massa específica do Xylol por meio da seguinte equação:

$$\rho_{xylol} = \frac{M_{Esf.} - M_{Esf.Emp.}}{\frac{\pi \cdot D_{Esf.}^3}{6}} \quad (3.10)$$

onde:

$\rho_{Xylol}$  = massa específica do Xylol [1,8637 g/cm<sup>3</sup>];

$M_{Esf.}$  = massa da esfera de vdia [11,8923 g];

$M_{Esf.Emp.}$  = massa da esfera sob empuxo, imersa no Xylol [10,5740 g];

$D_{Esf.}$  = diâmetro da esfera medido com micrmetro [1,4285 cm].

Terminadas as medições, as amostras são novamente secas para terem as suas massas determinadas para efeito de controle.

A repetitividade deste método atinge  $\pm 0,003 \text{ g.cm}^{-3}$  para a massa específica e  $\pm 0,03\%$  do volume da amostra para porosidade aberta.

#### 4.3.3 Medição do calor específico

A medição do calor específico foi realizada por meio da calorimetria diferencial exploratória (DSC – *differential scanning calorimetry*) utilizando-se o aparelho fabricado por TA Instruments, modelo DSC Q10 (FIG. 4.31).

Retirou-se pequenos fragmentos de dentina das mesmas cinco amostras onde já havia-se medido, anteriormente, a difusividade térmica e a massa específica, utilizando-se um disco diamantado em peça de mão para fazer-se um sulco na periferia da amostra. Depois quebrou-se os fragmentos de dentina de cada amostra com leves pancadas com um martelo cirúrgico com o batedor de polietileno, protegendo-os com um plástico transparente para não correr o risco de perde-los, por ser necessário fragmentos de dentina pesando entre 5 e 15 miligramas, compatíveis com o tamanho do cadinho onde cada amostra foi prensada para aumentar o contato térmico. O calorímetro possui dois aquecedores. Em um deles é colocado um cadinho contendo um fragmento da amostra, enquanto sobre o outro é colocado um cadinho idêntico, mas vazio para servir de referência (FIG. 4.32 e 4.33).



FIGURA 4.31 – Aparelho usado para a medição do calor específico



FIGURA 4.32 - Cadinhos com amostras já prensadas



FIGURA 4.33 – Detalhe dos aquecedores do aparelho DSC Q10 com os dois cadinhos

O controle do sistema é programado para aquecer ambos os aquecedores a uma mesma taxa de aquecimento constante (usualmente 10°C por minuto), e assegura que ambos os aquecedores aqueçam dois os cadinhos exatamente à mesma taxa de temperatura ao longo de todo o experimento. Para que isto ocorra, o aquecedor sob a amostra terá que fornecer mais calor que o outro sob o cadinho de referência vazio, devido à absorção extra de calor pela amostra. O sistema calcula então a diferença do fluxo de calor fornecido por ambos os aquecedores. Esta diferença é justamente o fluxo de calor ( $\Delta q/t$ ) absorvido pela amostra a medida que ela aquece.

Dividindo-se pela taxa de aquecimento utilizada ( $\Delta T/t$ ), obtém-se a capacidade térmica da amostra:

$$\frac{\frac{\Delta q}{t}}{\frac{\Delta T}{t}} = \frac{\Delta q}{\Delta T} \quad (3.11)$$

Dividindo-se pela massa  $m$  da amostra obtém-se o seu calor específico  $c_p$  [ $\text{J.kg}^{-1}.\text{k}^{-1}$ ]:

$$c_p = \frac{\Delta q}{m.\Delta T} \quad (3.12)$$

#### 4.3.4 Microscopia eletrônica de varredura das amostras de dentina

Inicialmente, as amostras foram submetidas a um banho de ultra-som (Dabi Atlante) com soro fisiológico durante 40 minutos (20 minutos de cada lado) para remoção de impurezas. Em seguida foram secadas ao ar e desidratadas em uma seqüência ascendente de álcoois a 70%, 80%, 90% e 100%, por 10 minutos em cada concentração de álcool e novamente secadas ao ar (LABAHN *et al.*, 1992). Depois foram coladas em *stubs* para serem metalizadas em ouro com 99,9% de pureza. A metalização foi feita num metalizador DENTON VACUUM INC. – modelo Desk II, serial nº 21 399, pelo tempo de 100 segundos, resultando numa película de ouro de aproximadamente 25 nanômetros. A metalização e a microscopia eletrônica de varredura (MEV) foram realizadas no CDTN. Foi utilizado o microscópio eletrônico de varredura JEOL, modelo JSM-5310 e foi feito armazenamento das imagens para posterior análise (FIG. 4.34, 4.35, 4.36).



FIGURA 4.34 – Colagem das amostras nos stubs



FIGURA 4.35 – Metalizador utilizado



FIGURA 4.36 – Microscópio eletrônico de varredura (MEV) utilizado no estudo

#### 4.3.5 Método estatístico

A análise estatística foi feita utilizando-se a análise de correlação de Pearson (ARANGO, 2005; LEVIN, 1977; MONTGOMERY, PECK, VINNIG, 2001; SAMPAIO, 2007). Os valores de  $r$  e  $p$  foram obtidos por meio do *software Minitab Statistical* versão 13.

O Coeficiente de Correlação de Pearson mede o grau e o sentido do relacionamento linear entre as variáveis quantitativas estudadas, com o objetivo de conhecer a tendência de resposta. O Coeficiente de Correlação de Pearson amostral  $r$  é dado por:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n x_i y_i - n\bar{x}\bar{y}}{\sqrt{\left(\sum_{i=1}^n x_i^2 - n\bar{x}^2\right)\left(\sum_{i=1}^n y_i^2 - n\bar{y}^2\right)}} \quad (3.13)$$

onde  $x$  é a variável independente,  $y$  a variável dependente e  $n$  o tamanho da amostra.

A correlação pode ser classificada quanto ao sentido em positiva ou negativa. O coeficiente de correlação de Pearson varia de  $-1 \leq r \leq 1$ , sendo que:

- valores próximos de 1 indicam forte correlação positiva;
- valores próximos de -1 indicam forte correlação negativa;
- valores próximos de 0 indicam correlação fraca ou inexistente.

Após obter-se o valor do Coeficiente de Correlação de Pearson, verificou-se a sua significância estatística por meio do teste de hipóteses, onde  $H_0$  é a hipótese nula (é aceita a menos que os dados forneçam evidências suficientemente fortes contra ela) e  $H_1$  é a hipótese alternativa (descreve a alteração ou efeito que se espera ser confirmado pelos dados).

$H_0: r = 0$  (não há correlação linear)

$H_1: r \neq 0$  (há correlação linear)

Sob  $H_0$ , a estatística de teste  $t$  é obtida por:

$$t = \frac{r}{\sqrt{\frac{1-r^2}{n-2}}} \quad (3.14)$$

Esta estatística de teste tem uma distribuição *t de Student*.

Utilizou-se a tabela de valores de probabilidade com distribuição *t de Student* com nível de significância  $\alpha = 0,05$  e  $n-2$  graus de liberdade.

Como este é um teste de hipótese bilateral, a hipótese alternativa  $H_1$  é composta pelo sinal  $\neq$  e sob  $H_0$  a região crítica (RC) será:

$$RC = \{ t \in \mathfrak{R} / t < t_{n-2;\alpha/2} \quad \text{ou} \quad t > t_{n-2;\alpha/2} \}$$

O processo de decisão foi adotado com base na comparação da probabilidade de significância  $p$  calculada, que fornece o *p-valor*. Se o valor absoluto da estatística de teste  $t$  pertence à região crítica, rejeita-se a hipótese  $H_0$ , ou seja, quando  $p < 0,05$  a probabilidade de se obter um resultado extremo é bastante pequena ( $< 0,05 =$  nível de significância  $\alpha$ ) e a correlação é significativa. Quando  $p \geq 0,05$  aceita-se a hipótese  $H_0$  ( $r = 0$ ), ou seja, de que não existe correlação.

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 5.1 Medições das propriedades termofísicas das amostras de dentina

A TAB. 5.1 apresenta os resultados das medições de difusividade térmica realizadas em cinco amostras cilíndricas de dentina humana com 8 mm de diâmetro. Foram feitas dez medições em cada amostra.

TABELA 5.1

Resultados das medições de difusividade térmica de dentina humana

Amostra	Direção*	Espessura da amostra [mm]	Média da difusividade térmica [ $\times 10^6 \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ ]	Desvio padrão n=10
1	//	2,270	0,204	0,005
2	⊥	1,950	0,199	0,006
3	//	2,970	0,256	0,006
4	//	2,421	0,224	0,004
5	//	2,935	0,265	0,005

\*Direção do fluxo de calor em relação aos túbulos dentinários.

A dispersão dos resultados de difusividade térmica ( $0,199 \times 10^{-6} \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$  a  $0,265 \times 10^{-6} \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ ) é explicada principalmente pelo fato das amostras serem de diferentes indivíduos, como publicado no estudo de Magalhães *et al.* (2006), confirmando os resultados da maioria dos autores.

Os resultados demonstraram a alta precisão do método do flash de laser para a medição da difusividade térmica, pois o desvio padrão máximo foi de apenas  $0,006 \times 10^{-6} \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ .

O GRAF. 5.1 apresenta os resultados de medições de difusividade térmica.

O GRÁF. 5.2 apresenta os resultados de difusividade térmica em função da temperatura efetiva.

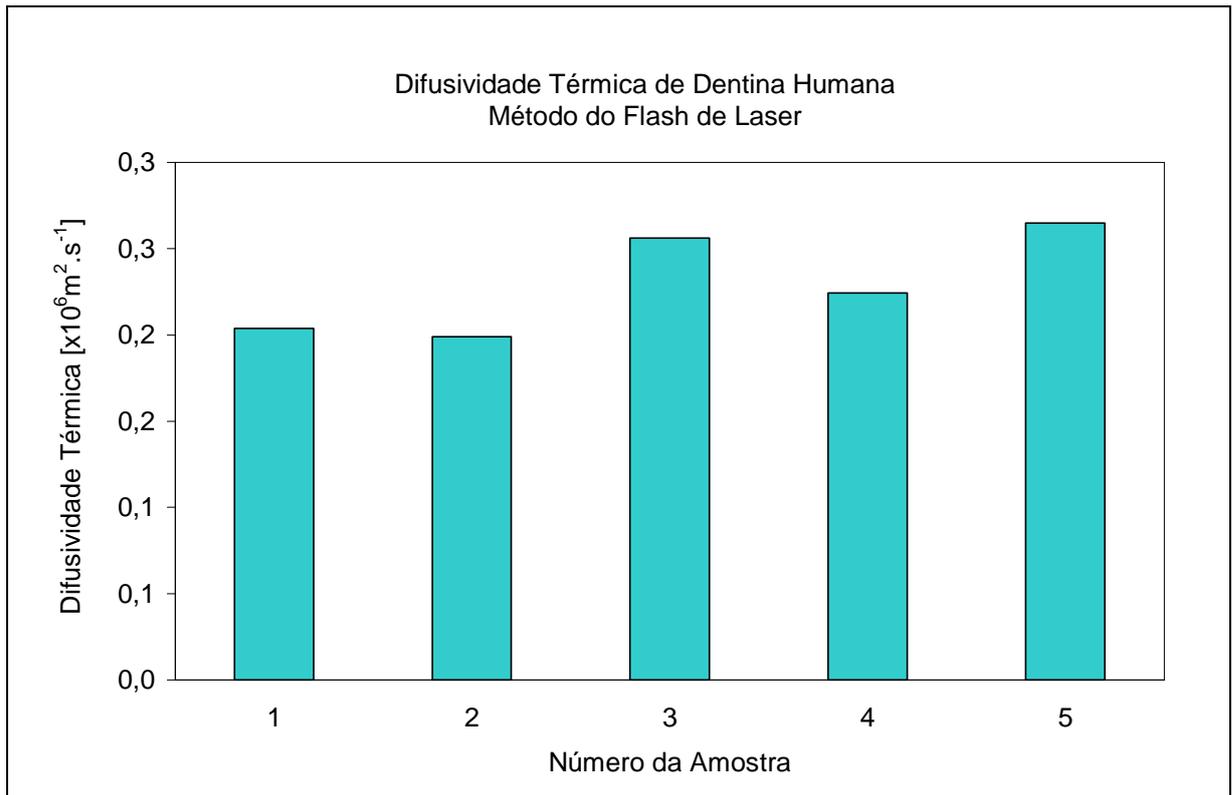


GRÁFICO 5.1 – Resultados das medições de difusividade térmica de dentina humana por meio do método do flash de laser

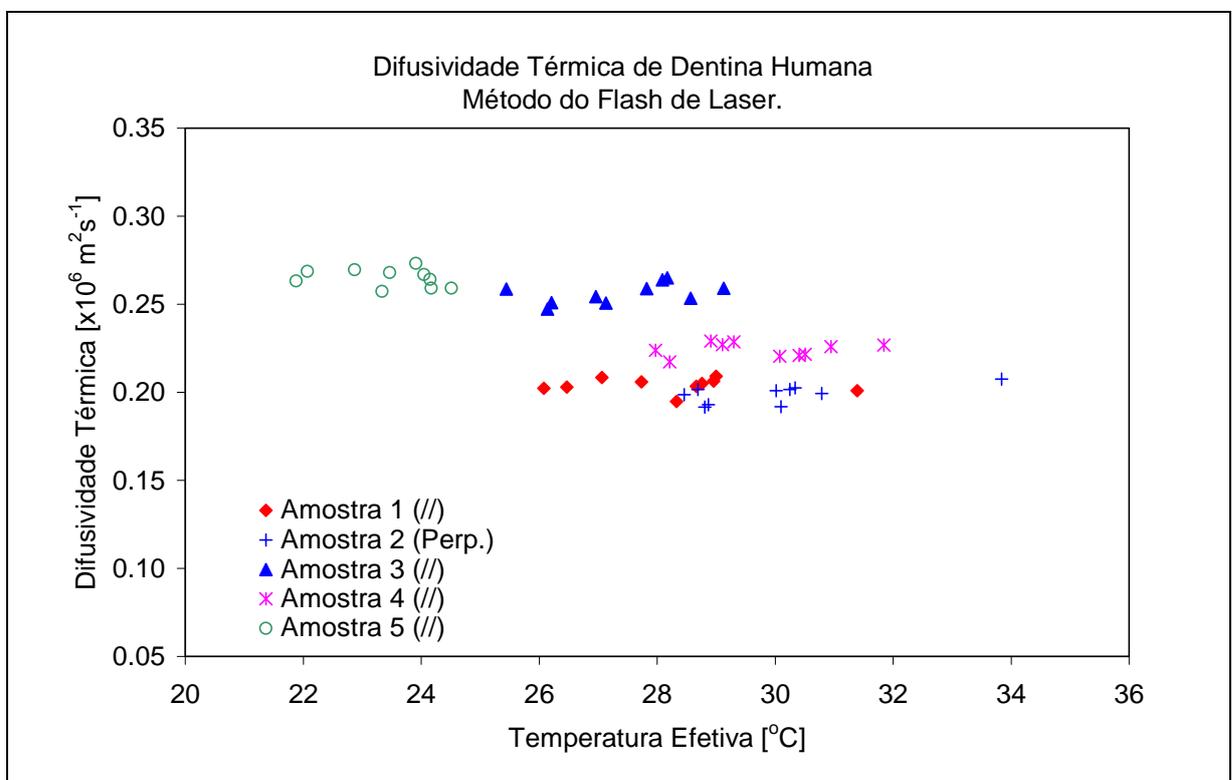


GRÁFICO 5.2 – Difusividade térmica de dentina humana em função da temperatura efetiva

Pode-se notar que, na estreita faixa de temperaturas efetivas obtidas para cada amostra, não há variação da difusividade térmica de cada uma das amostras com a variação da temperatura efetiva.

A TAB. 5.2 apresenta os resultados das medições das propriedades termofísicas realizadas nas cinco amostras cilíndricas de dentina humana, bem como os valores de condutividade térmica obtidos por meio de cálculo com a Equação 3.3. Os valores encontrados na medição da porosidade aberta de cada amostra, por meio do método de penetração e imersão com xylol, variaram entre 1,113% e 3,081% do volume da mostra.

TABELA 5.2

Dentina humana: resultados das medições de massa específica, porosidade aberta, calor específico e de cálculos da condutividade térmica

Amostra	Direção*	Massa específica [kgm <sup>-3</sup> ]	Porosidade aberta [%V]	Calor específico [Jkg <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup> ]	Condutividade térmica [Wm <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup> ]
1	//	2160	2,593	1089,9	0,480
2	⊥	2090	3,081	872,5	0,363
3	//	2260	1,555	1149,7	0,666
4	//	2330	1,113	1181,0	0,617
5	//	2400	1,505	1038,7	0,660

\*Direção do fluxo de calor em relação aos túbulos dentinários.

Os GRAF. 5.3, 5.4, 5.5 e 5.6 mostram os resultados de massa específica, porosidade aberta, calor específico, e condutividade térmica das cinco amostras, respectivamente.

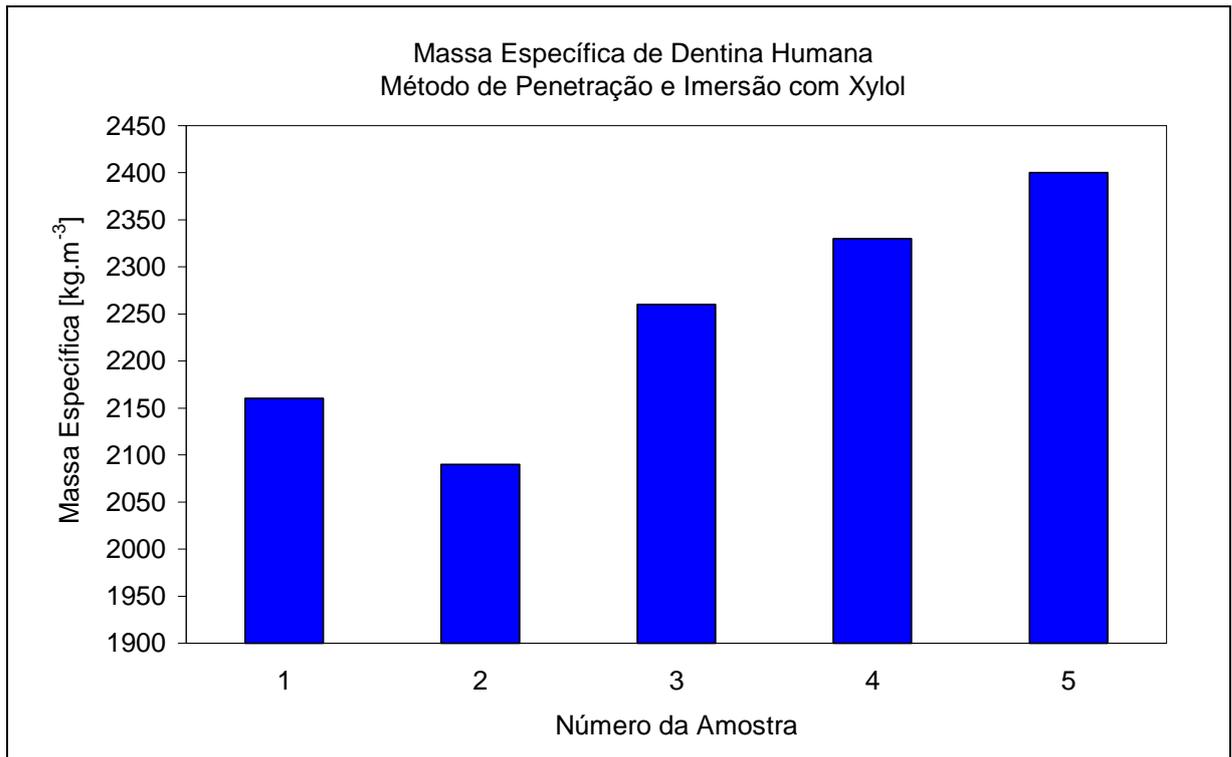


GRÁFICO 5.3 – Massa específica de dentina humana

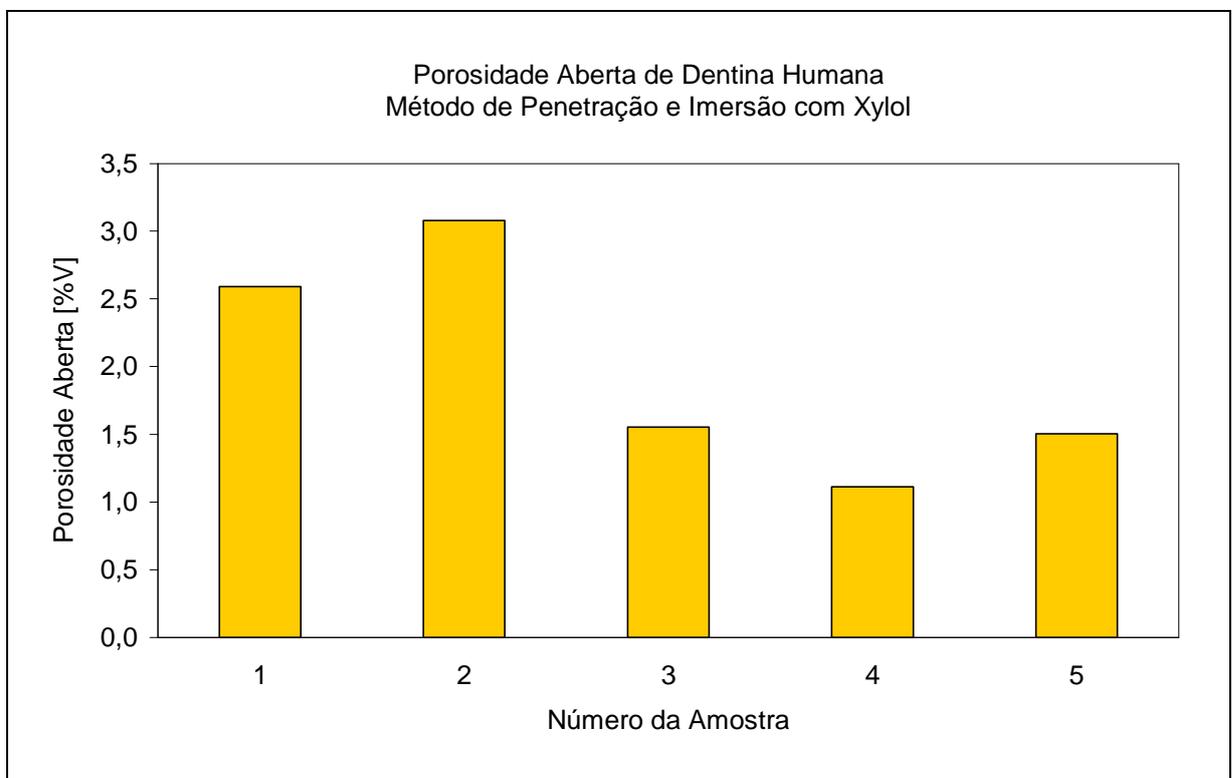


GRÁFICO 5.4 – Porosidade aberta de dentina humana

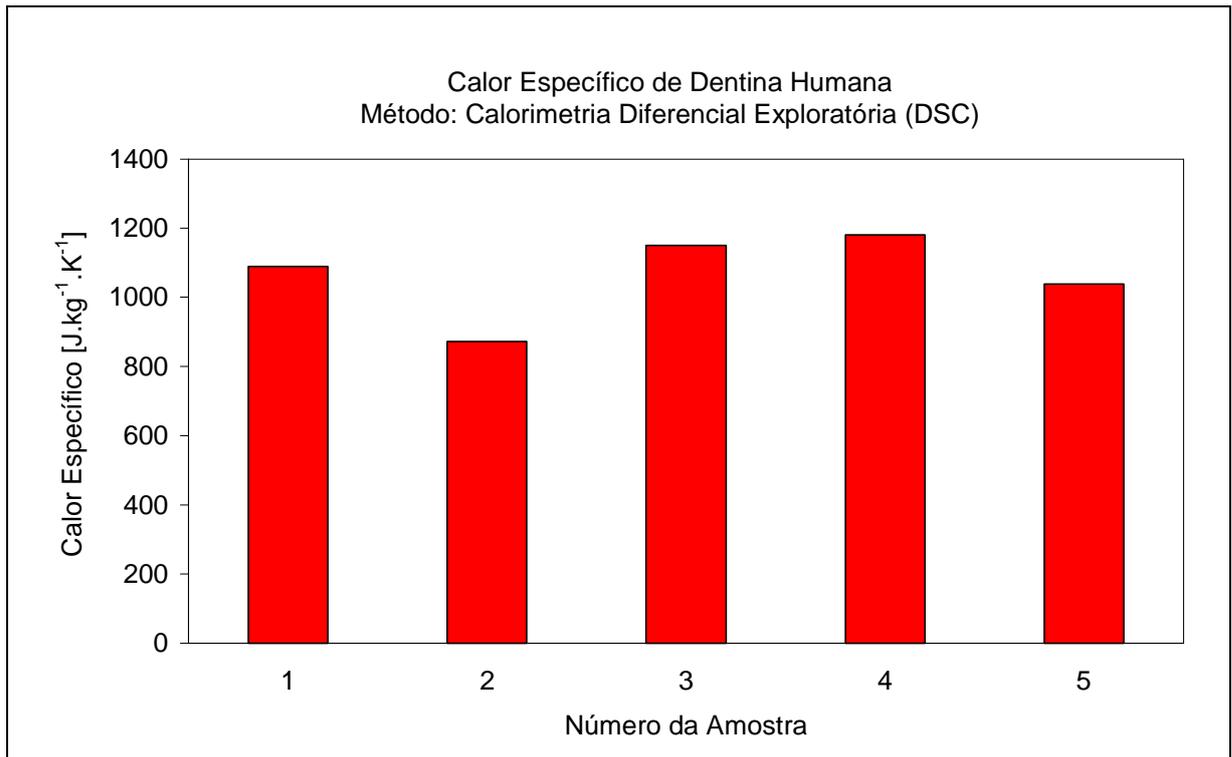
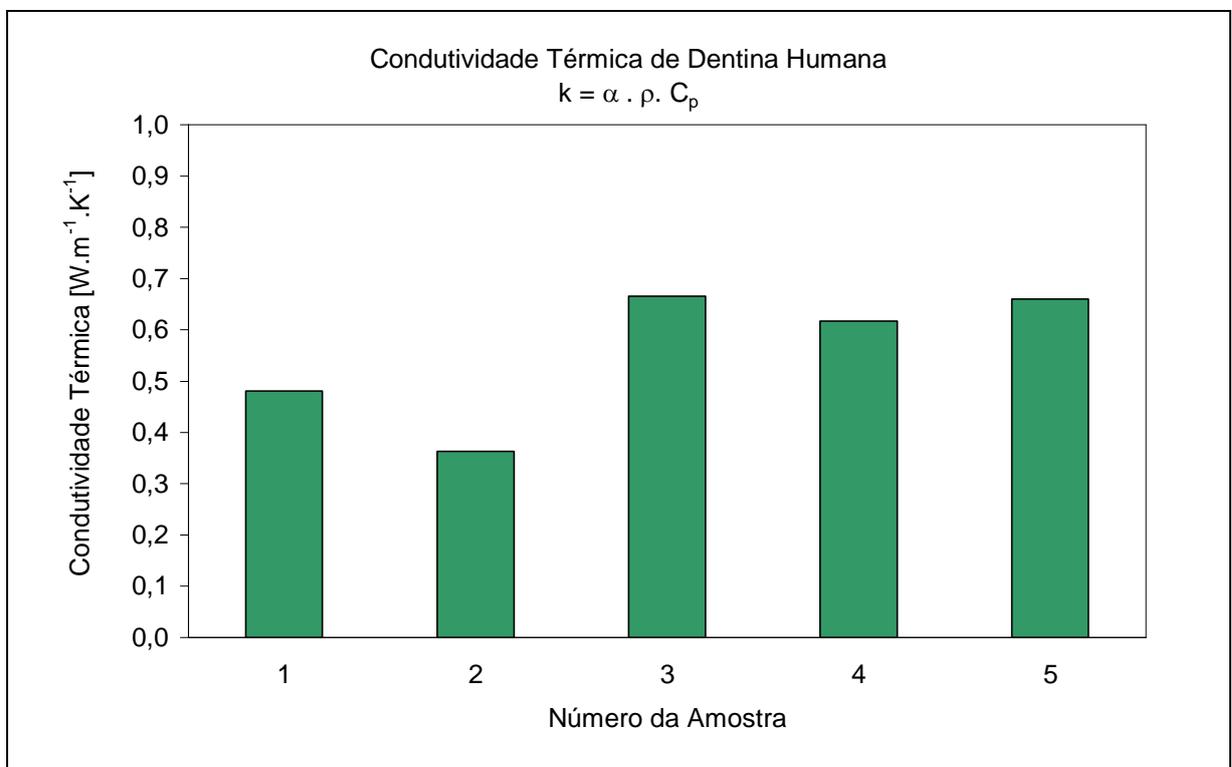


GRÁFICO 5.5 – Calor específico de dentina humana

GRÁFICO 5.6 – Condutividade térmica de dentina humana calculada com a equação  $k = \alpha \cdot \rho \cdot C_p$

O GRAF. 5.7 apresenta os resultados de massa específica em função da porosidade aberta da dentina, que pode ser atribuída aos túbulos dentinários e aos microporos emanando dos túbulos. Para uma análise da correlação entre estas duas variáveis, foi calculado o coeficiente de correlação linear de Pearson, que indicou uma correlação negativa estatisticamente significativa ( $r = -0,91$ ;  $p = 0,034$ ;  $R^2 = 82\%$ ) a um nível de significância de 5% e três graus de liberdade. Os resultados encontrados apresentaram um grau de confiança de 96,6% (acima do valor estipulado de 95%), com uma relação inversa entre a porosidade aberta e a massa específica, sendo que 82% da variação da massa específica pode ser explicada pela porosidade aberta.

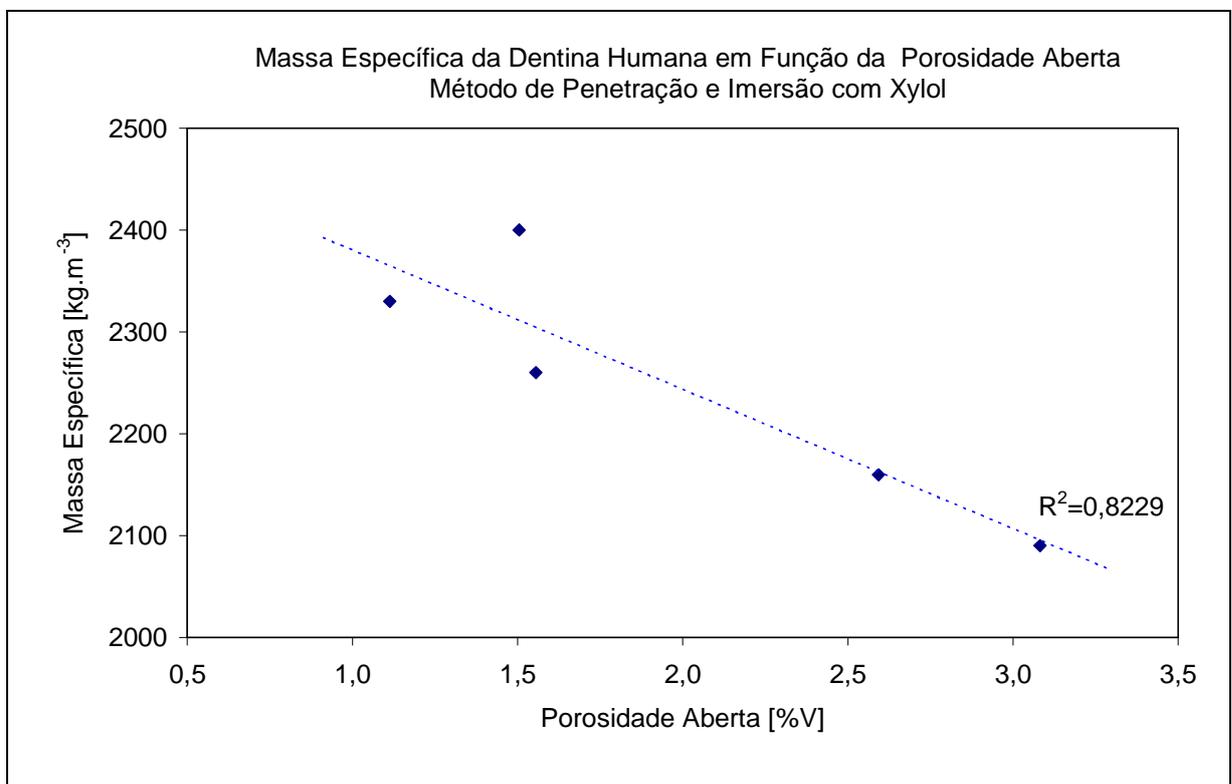


GRÁFICO 5.7 – Massa específica em função da porosidade aberta da dentina humana

O GRAF. 5.8 apresenta os resultados de condutividade e difusividade térmica da dentina em função da porosidade aberta. Os dados de condutividade térmica e porosidade aberta apresentaram uma correlação negativa estatisticamente significativa ( $r = -0,93$ ;  $p < 0,020$ ;  $R^2 = 0,8706$ ) a um nível de significância de 5% e três graus de liberdade.

Os resultados encontrados apresentaram um grau de confiança de 98% (acima do valor estipulado de 95%), com uma relação inversa entre a porosidade aberta e a condutividade térmica.

Quanto à difusividade térmica, apesar de se esperar uma diminuição do seu valor com o aumento da porosidade aberta, não se encontrou evidências estatísticas suficientemente fortes no sentido de permitir a rejeição de  $H_0$  ( $r = -0,74$ ;  $p < 0,16$ ;  $R^2 = 0,5405$ ), a um nível de significância de 5%, porém espera-se que exista correlação. Já entre o calor específico e a porosidade aberta não é esperada nenhuma correlação.

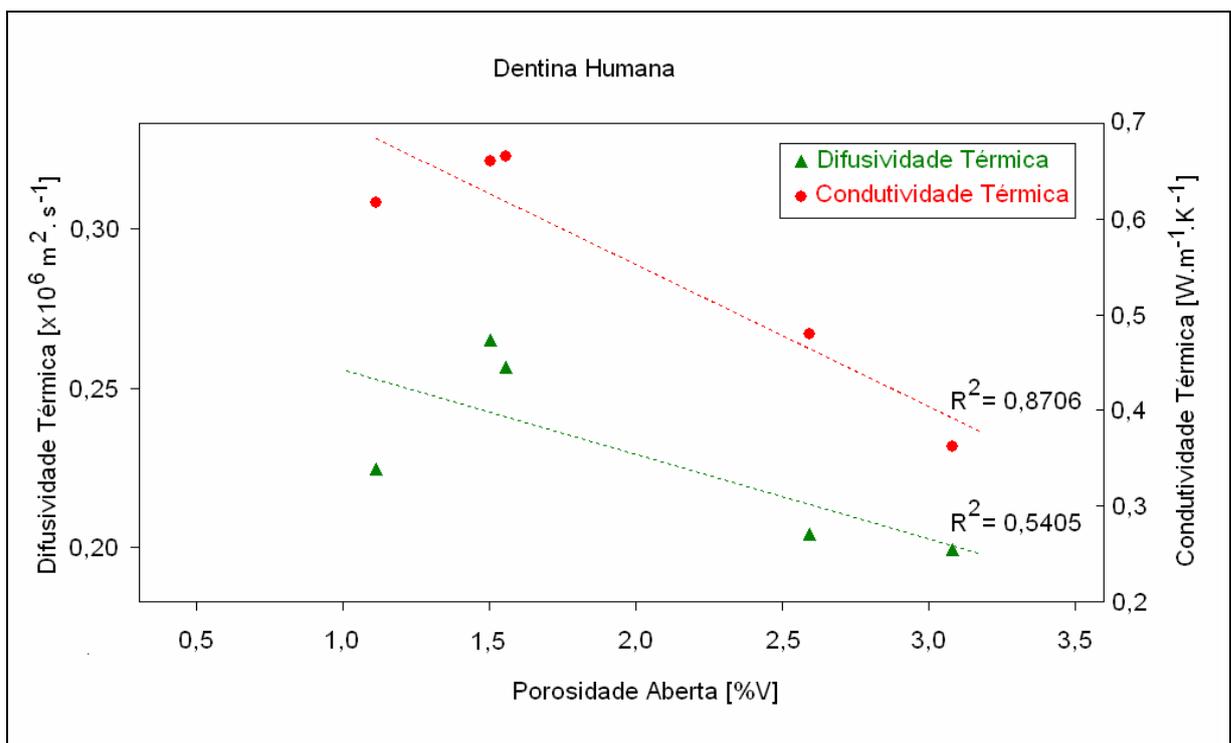


GRÁFICO 5.8 – Difusividade térmica e condutividade térmica de dentina humana em função da sua porosidade aberta

Os resultados obtidos foram confrontados com os de outros autores para verificar a conformidade ou não dos resultados devido a divergências de valores das propriedades termofísicas reportadas na literatura, resultando na TAB. 5.3.

TABELA 5.3

Quadro comparativo entre os resultados de diferentes autores para as propriedades termofísicas da dentina humana

Autores	Difusividade térmica [ $\times 10^6 \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ ]	Massa específica [ $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ ]	Calor específico $\text{J} \cdot \text{Kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$	Condutividade térmica $\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$
Presente estudo-amostra 1 (//)	0,204	2160	1089,9	0,480
Presente estudo-amostra 2 ( $\perp$ )	0,199	2090	872,5	0,363
Presente estudo-amostra 3 (//)	0,256	2260	1149,7	0,666
Presente estudo-amostra 4 (//)	0,224	2330	1181,0	0,617
Presente estudo-amostra 5 (//)	0,265	2400	1038,7	0,660
Manly, Hodge e Ange, 1939		2140		
Lisanti e Zander, 1950				0,959
Simeral, 1951				0,984
Peyton e Simeral, 1954			1172	
Phillips, Johnson e Phillips, 1956				0,108
Soyenkoff e Okun, 1958 (Raiz //)				0,402
Soyenkoff e Okun, 1958 (Coroa//)				0,448
Craig e Peyton, 1961 ( $\perp$ )				0,582
Craig e Peyton, 1961 (//)				0,569
Braden, 1964	0,260			
Brown, Dewey e Jacobs, 1970 ( $\perp$ )	0,187	1960	1591	
Brown, Dewey e Jacobs, 1970 (//)	0,183			
Borovsky <i>et al.</i> , 1983	0,220	2180	1450	0,710
Andreu <i>et al.</i> , 1991 (16° C)		2046,6	1420	
Andreu <i>et al.</i> , 1991 (52° C)			2720	
Panas, 2003 (Composição)	0,192			
Panas, 2003 (Fatia)	0,216			
Cornacchia, 2005				0,340

Nota-se que os valores de difusividade térmica de cinco amostras de dentina humana medidas por meio do método do flash de laser variaram entre  $0,199 \times 10^{-6} \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$  a  $0,265 \times 10^{-6} \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ . Dentro, ou praticamente dentro desta faixa, se situaram os valores calculados por Braden (1964) e Brown, Dewey e Jacobs (1970), usando outras metodologias, e os valores medidos por Borovsky *et al.* (1983) e Panas (2003) usando, ambos, o método do flash de laser.

Os valores obtidos de massa específica também variaram, de 2090 Kg.m<sup>-3</sup> a 2400 Kg.m<sup>-3</sup>, faixa esta dentro da qual se situaram os valores obtidos por Manly, Hodge e Ange (1939) e por Borovsky *et al.* (1983). Os valores obtidos por Brown, Dewey e Jacobs (1970) e Andreu *et al.* (1991), ficaram ligeiramente abaixo.

Os valores obtidos de calor específico variaram de 872,5 J.kg<sup>-1</sup>.K<sup>-1</sup> a 1181,0 J.kg<sup>-1</sup>.K<sup>-1</sup>. Dentro desta faixa se situou o valor obtido por Peyton e Simeral (1954). Os valores obtidos por Brown, Dewey e Jacobs (1970), Borovsky *et al.* (1983) e Andreu *et al.* (1991), situaram-se acima desta faixa.

Os GRAF. 5.9, 5.10, 5.11 e 5.12 apresentam, respectivamente, os valores de difusividade térmica, massa específica, calor específico e condutividade térmica para as propriedades termofísicas de dentina humana obtidos no presente estudo e os valores obtidos por outros autores.

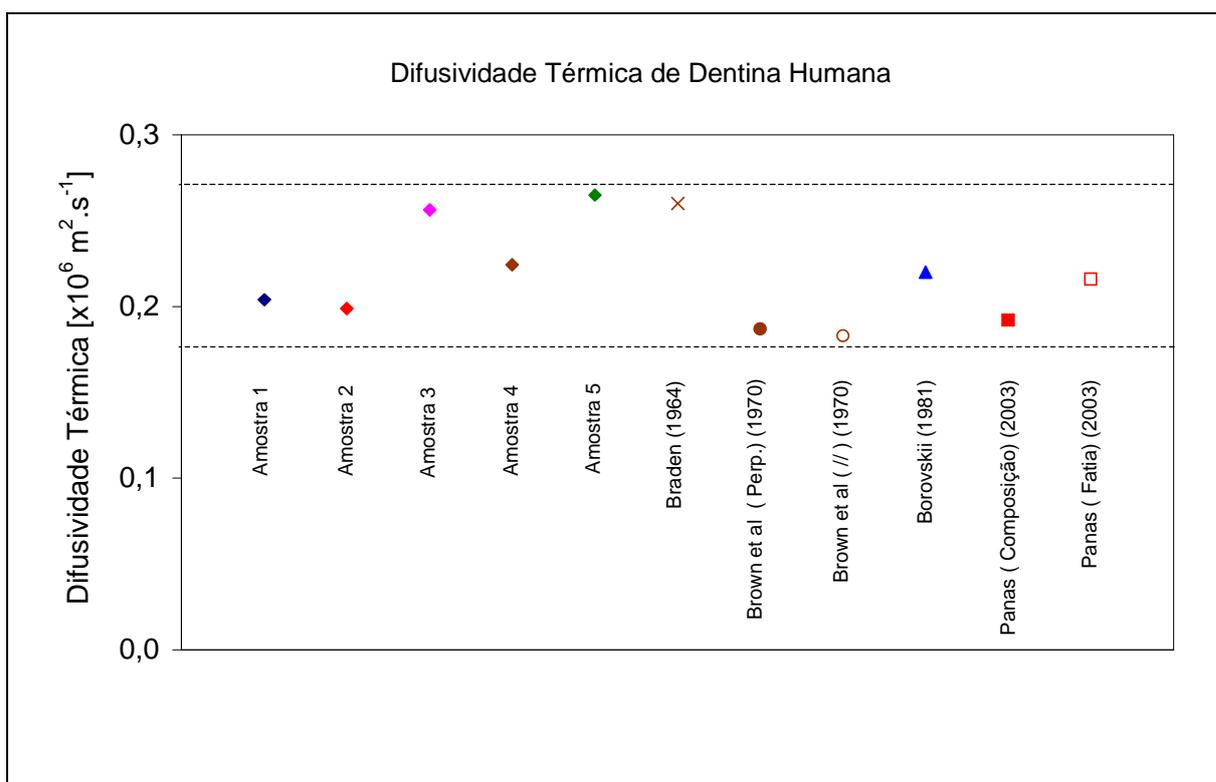


GRÁFICO 5.9 – Comparação entre os valores de difusividade térmica de dentina humana obtidos por diferentes autores

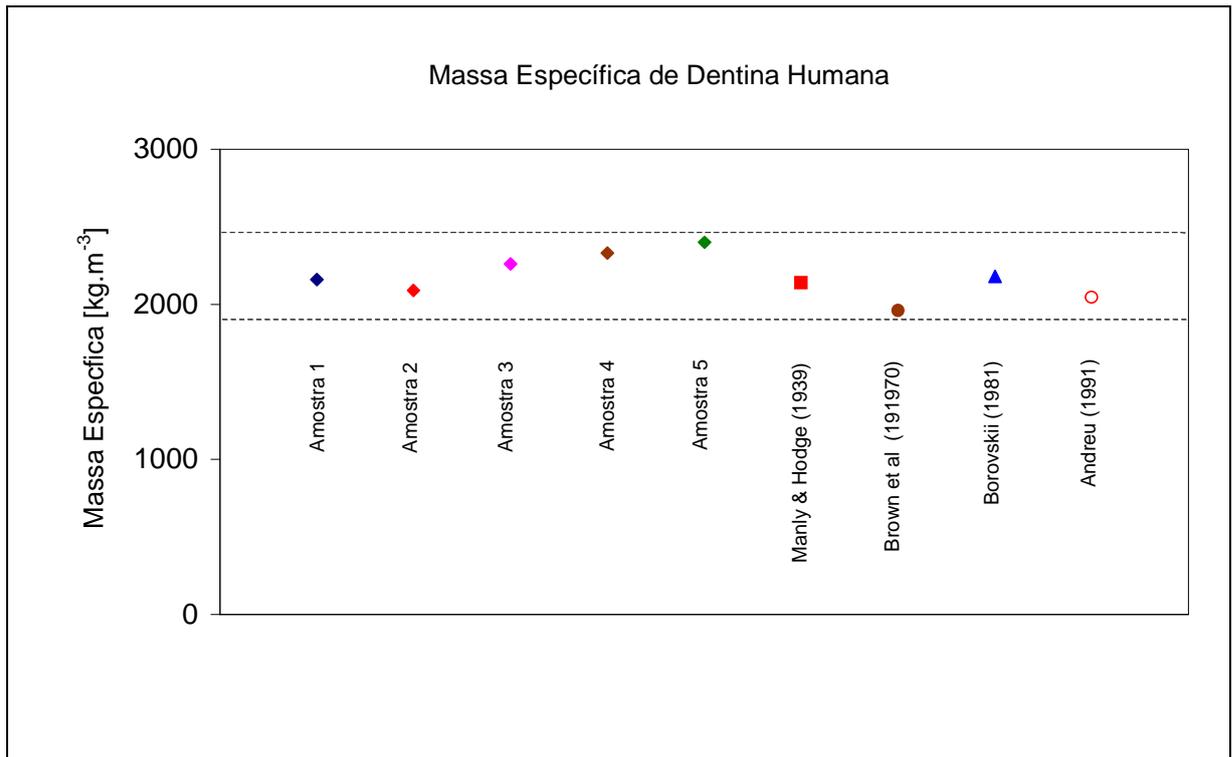


GRÁFICO 5.10 – Comparação entre os valores de massa específica de dentina humana obtidos por diferentes autores

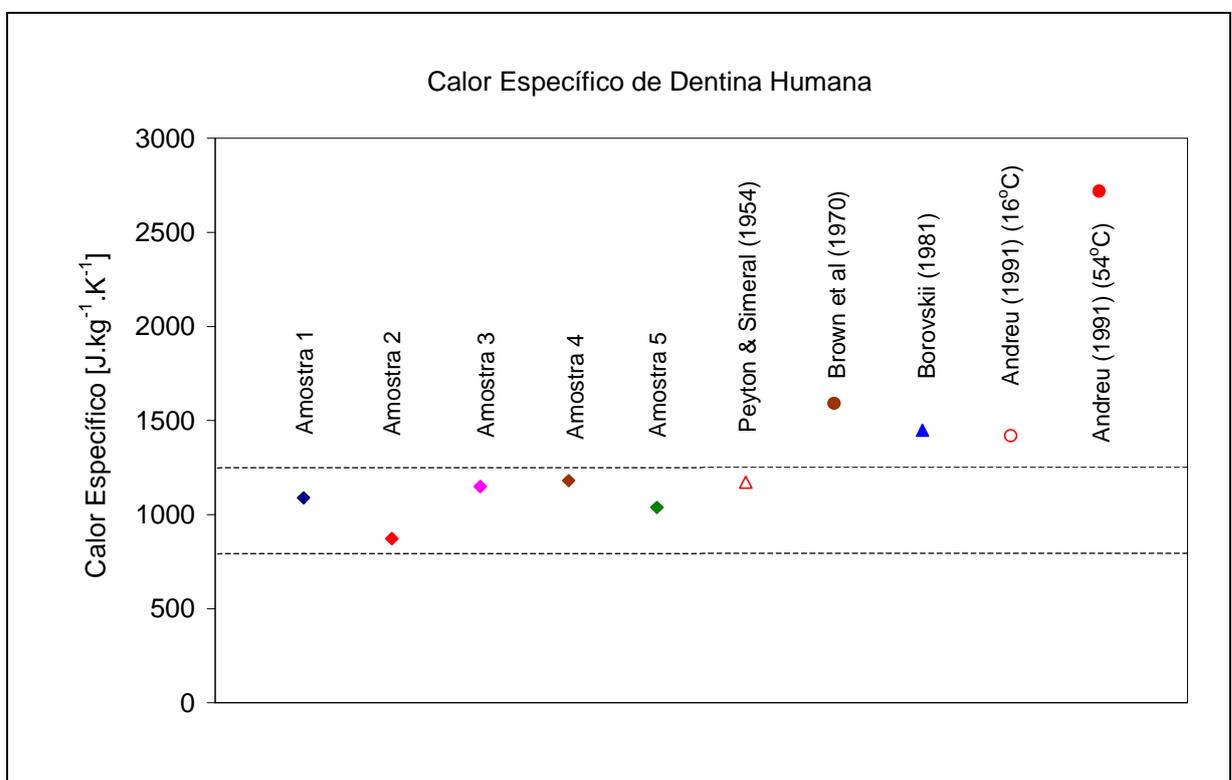


GRÁFICO 5.11 – Comparação entre os valores de calor específico de dentina humana obtidos por diferentes autores

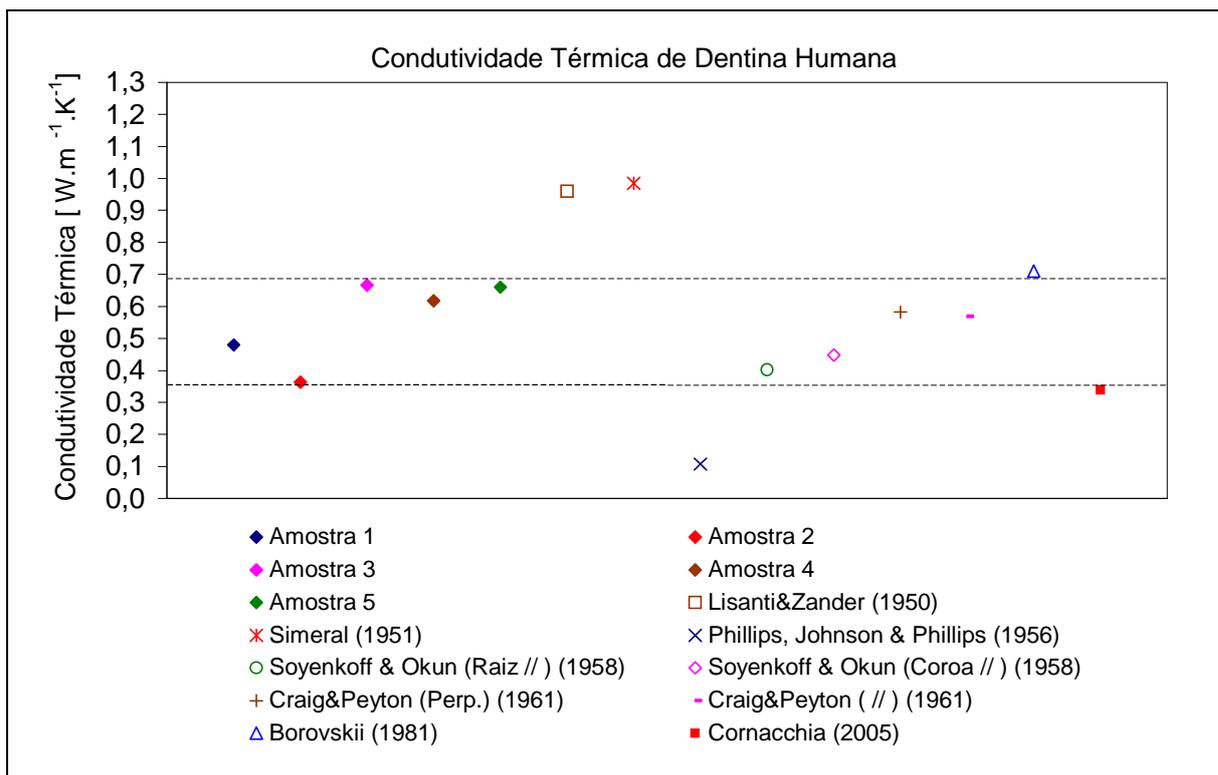


GRÁFICO 5.12 – Comparação entre os valores de condutividade térmica de dentina humana obtidos por diferentes autores

Os valores calculados de condutividade térmica de dentina humana variaram de  $0,363 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$  a  $0,666 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ . Dentro desta faixa situaram-se os valores medidos por Soyenkoff e Okun (1958) e Craig e Peyton (1961). O valor obtido por Cornacchia (2005),  $0,340 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ , situou-se na margem inferior da faixa. O valor calculado por Borovsky *et al.* (1983) situou-se levemente acima desta faixa ( $0,710 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ ).

Verificou-se que, aparentemente, não há influência da direção dos túbulos dentinários na difusividade e condutividade térmica da dentina humana, confirmando-se a conclusão de Craig e Peyton (1961). Seria necessário um número maior de amostras para uma melhor avaliação.

Analisando os poucos trabalhos já realizados sobre propriedades termofísicas de dentina humana, percebeu-se que a metodologia, em alguns trabalhos, foi parcialmente descrita e executada de formas diversas. Observou-se uma grande discrepância entre os resultados encontrados de condutividade térmica (diferenças

de até cerca de dez vezes, ou seja, uma ordem de grandeza). Estas diferenças podem ser atribuídas às dificuldades dos trabalhos mais antigos com instrumentação. O valor de  $0,108 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$  para a condutividade térmica de dentina humana encontrado por Phillips, Johnson e Phillips (1956) é cerca de 10 vezes menor que os valores de  $0,959 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$  e  $0,984 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$  encontrados por Lisanti e Zander (1950) e Simeral (1951), respectivamente. Estas diferenças são grandes bastantes para chamar a atenção dos pesquisadores que calculam a distribuição de temperatura no dente.

Como a condutividade térmica das cinco amostras de dentina situou-se na média da maioria dos autores, pode-se concluir que estes valores apresentam suficiente exatidão e que os valores encontrados por Lisanti e Zander (1950), Simeral (1951), e Phillips, Johnson, Phillips (1956) são, provavelmente, incorretos.

Panas *et al.* (2003) enfatizaram a importância do conhecimento das propriedades termofísicas para se precisar a modelagem e a análise do fenômeno de transferência de calor e salientaram que os limites para possíveis erros neste domínio são muito estreitos, pois temperaturas excedendo  $42,5^{\circ}\text{C}$  ( $37 + 5,5 = 42,5^{\circ}\text{C}$ ) danificam a polpa dentária. Segundo estes autores, os valores de difusividade térmica medidos por eles, apesar de apresentarem discrepâncias, estão dentro dos limites extremos dos dados da literatura. Afirmaram que estudos futuros podem fornecer valores mais precisos para a difusividade térmica.

Esta afirmação de Panas *et al.* (2003) explica a contribuição do presente estudo no enriquecimento dos dados para a metodologia de avaliação da distribuição de calor nos procedimentos odontológicos que levam ao aquecimento do dente. Os resultados de medição das propriedades termofísicas da dentina humana e os efeitos da porosidade aberta nas respectivas medições foram publicados por Magalhães *et al.* (2008). Como descrito anteriormente, a condutividade térmica foi calculada por meio do produto dos valores obtidos de medição da difusividade térmica, massa específica e calor específico. Os resultados das propriedades termofísicas encontrados para a dentina situaram-se na mesma faixa da maioria dos autores. Constataram que a condutividade térmica e a massa específica da dentina humana decrescem com o aumento da porosidade aberta.

Pode-se afirmar que não se devem utilizar valores médios das propriedades termofísicas da dentina humana, pois estes diferentes resultados indicam que os valores podem variar dentro de uma faixa em função do doador, da faixa etária do mesmo e do dente do qual se retirou a amostra. Assim, em relação à segurança, um cálculo mais conservador de quanto calor pode ser aplicado ao dente, em um procedimento odontológico, deve ser feito, em princípio, utilizando-se o maior valor de condutividade térmica encontrado pelos diferentes autores até o presente momento, ou seja,  $0,984 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ , obtido por Simeral (1951).

É importante considerar que as medições das propriedades termofísicas foram feitas no arcabouço da dentina (*in vitro*) e que *in vivo*, como os poros dentinários estão preenchidos com o fluido dentinário, certamente haverá uma maior condução de calor.

## **5.2 Resultado da microscopia eletrônica de varredura (MEV) das amostras de dentina cortadas em diferentes posições**

Como os resultados das medições das propriedades termofísicas das amostras obtidas longitudinalmente e transversalmente não apresentaram diferenças significativas, foi realizada a microscopia eletrônica de varredura para análise das posições dos túbulos dentinários nos diferentes cortes. Na amostra obtida transversalmente observou-se que os orifícios dos túbulos dentinários se apresentaram com forma circular, o que é coerente com o corte realizado. Já nas amostras cortadas longitudinalmente, os túbulos dentinários apresentaram-se de forma diagonal. Isto pode ser explicado porque os túbulos dentinários abrem-se em forma de leque em volta da polpa. Após a medição da difusividade térmica e da massa específica, obteve-se amostras para a medição do calor específico, que foram retiradas na lateral das amostras de dentina. Estas áreas também foram examinadas, onde pode-se observar que os túbulos dentinários são ligeiramente sinuosos e descrevem um suave “S” (FIG. 5.1, 5.2, .5.3 e 5.4).

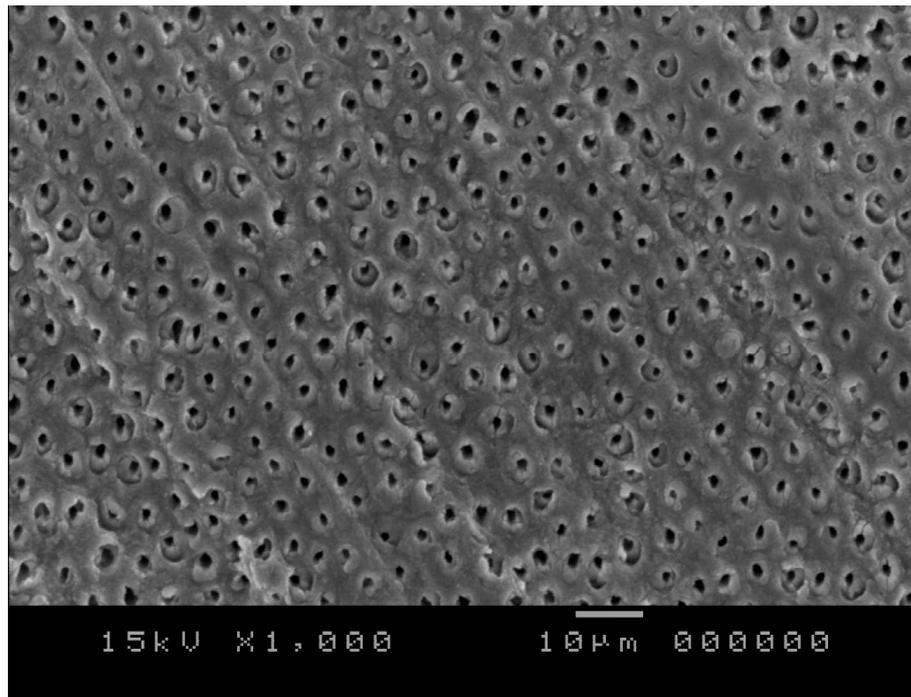


FIGURA 5.1 - Morfologia dos túbulos dentinários em amostra cortada transversalmente

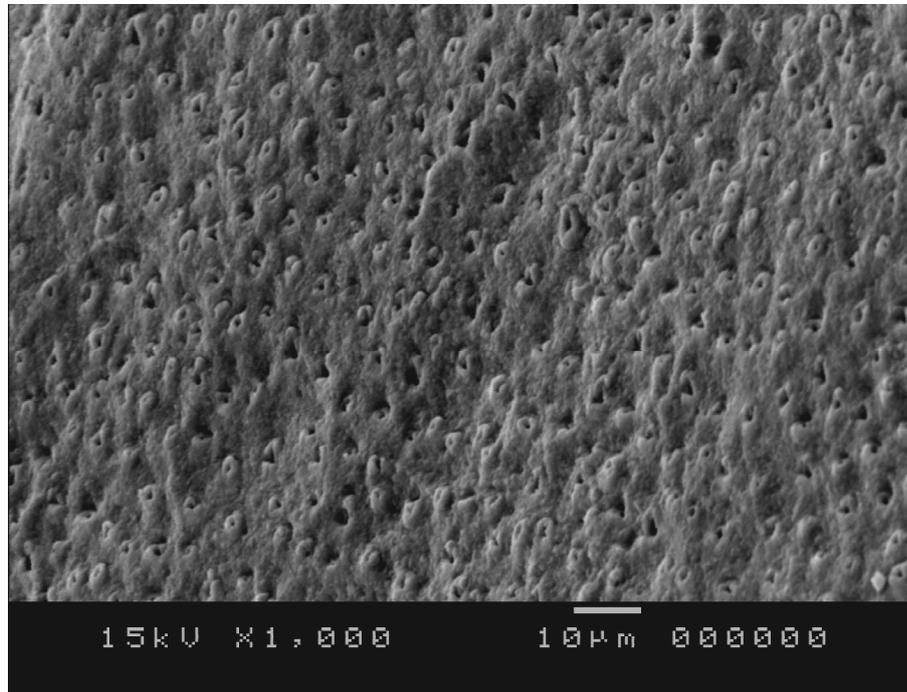


FIGURA 5.2 - Morfologia dos túbulos dentinários em amostra cortada longitudinalmente

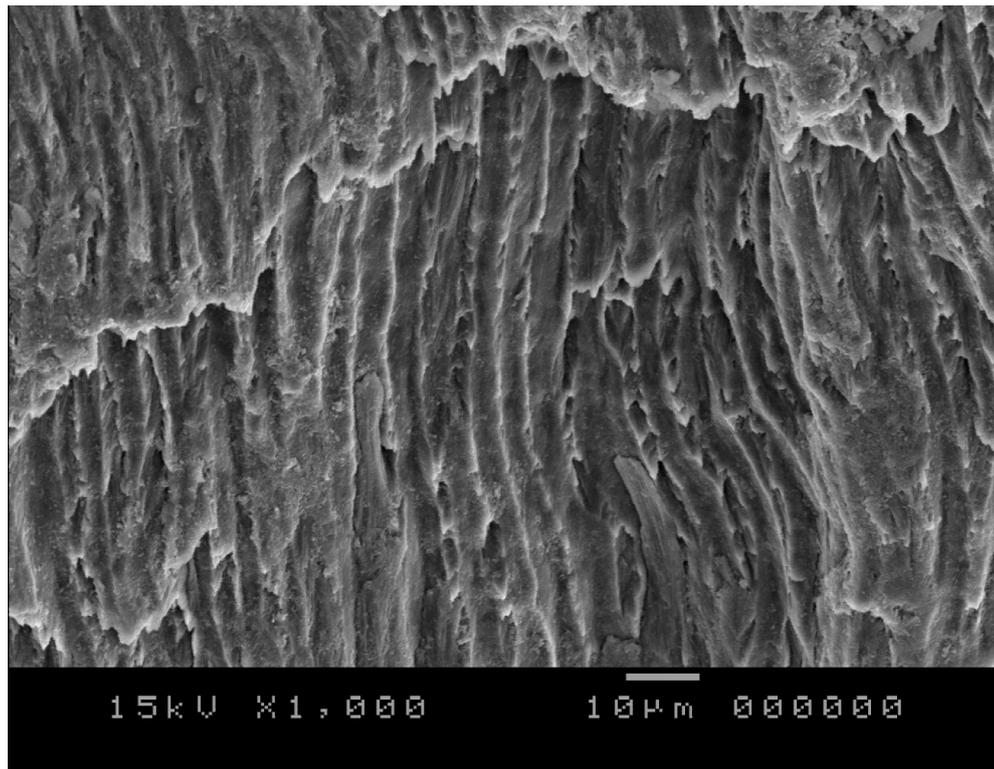


FIGURA 5.3 – Lateral de amostra de dentina clivada para a medição de calor específico e análise por DSC

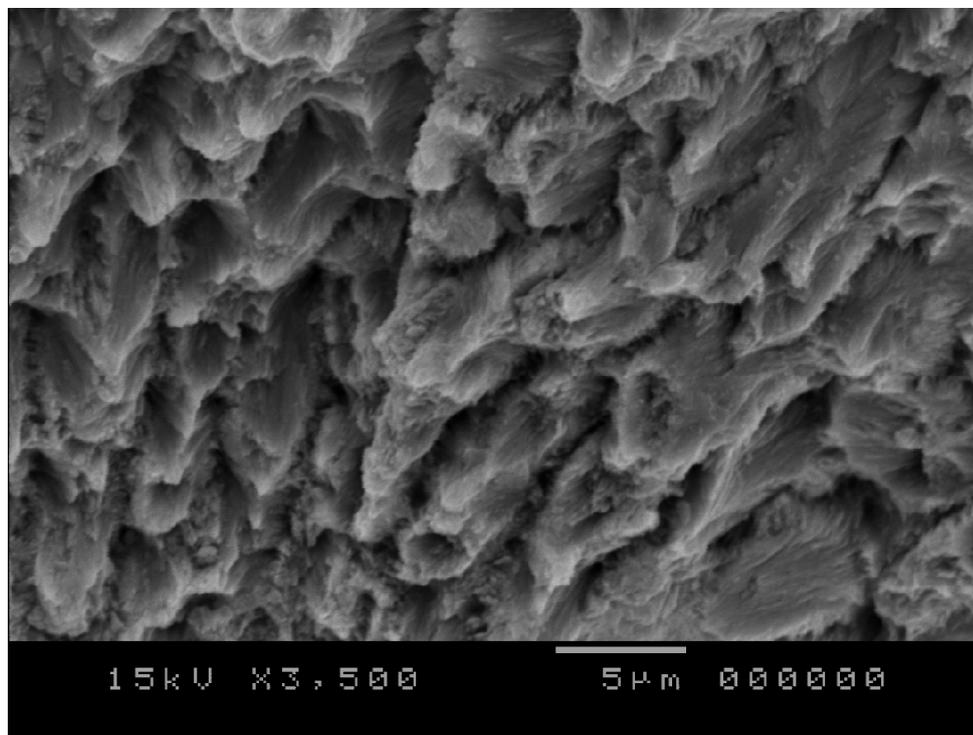


FIGURA 5.4 – Detalhe de um túbulo dentinário em uma área clivada

### 5.3 Medições das propriedades termofísicas dos materiais restauradores estéticos

A TAB. 5.4 apresenta os resultados das medições de propriedades termofísicas e de porosidade aberta dos três diferentes materiais dentários restauradores estéticos, utilizando o mesmo protocolo para as medições das amostras de dentina.

TABELA 5.4

Resultados das medições de propriedades termofísicas e cálculo da condutividade térmica dos materiais restauradores estéticos

Amostra	Difusividade Térmica	Massa específica	Calor Específico	Condutividade Térmica	Porosidade Aberta
	$\times 10^6 \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$	$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$	$\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$	$\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$	[%V]
Sinfony 1	0,1998	1588	895,5	0,284	0,000
Sinfony 2	0,2069	1585	769,7	0,252	0,000
Supreme 1	0,3457	1966	985,8	0,670	0,118
Supreme 2	0,3627	1970	956,7	0,684	0,058
Empress 1	0,5270	2448	412,4	0,532	0,000
Empress 2	0,5275	2450	429,3	0,555	0,000

Foram feitas um total de dez medições de difusividade térmica em cada amostra e calculado o valor médio para cada uma. Os valores de condutividade térmica foram obtidos por meio de cálculo com a equação (3.3).

As difusividades térmicas das amostras de resina Filtek™ Supreme XT e de cerâmica Empress® Esthetic situaram-se acima da faixa de difusividade térmica encontrada para a dentina humana, enquanto as difusividades das amostras de resina Sinfony situaram-se dentro da faixa.

Os valores de condutividade térmica das amostras da cerâmica Empress® Esthetic situaram-se dentro da faixa de variação da condutividade térmica da dentina. Portanto esta cerâmica apresenta o mesmo comportamento térmico de condução de calor que a dentina humana.

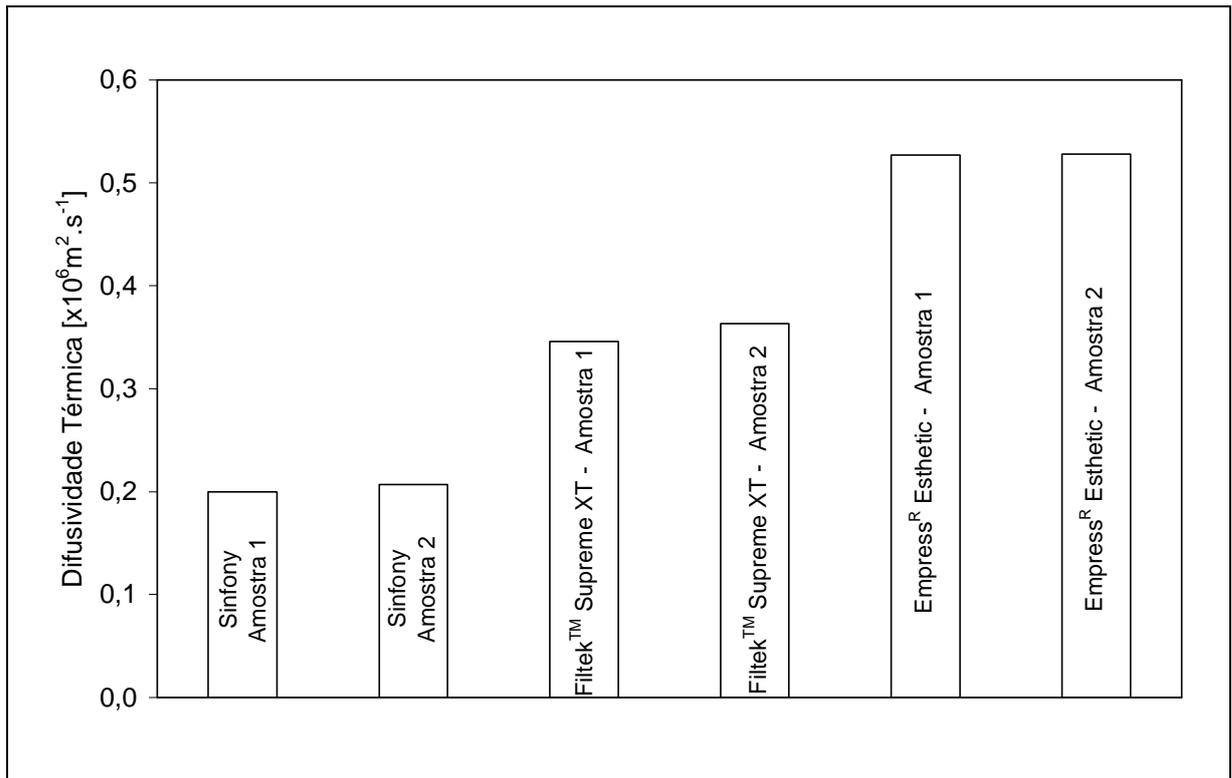


GRÁFICO 5.13 - Difusividade térmica dos materiais restauradores estéticos

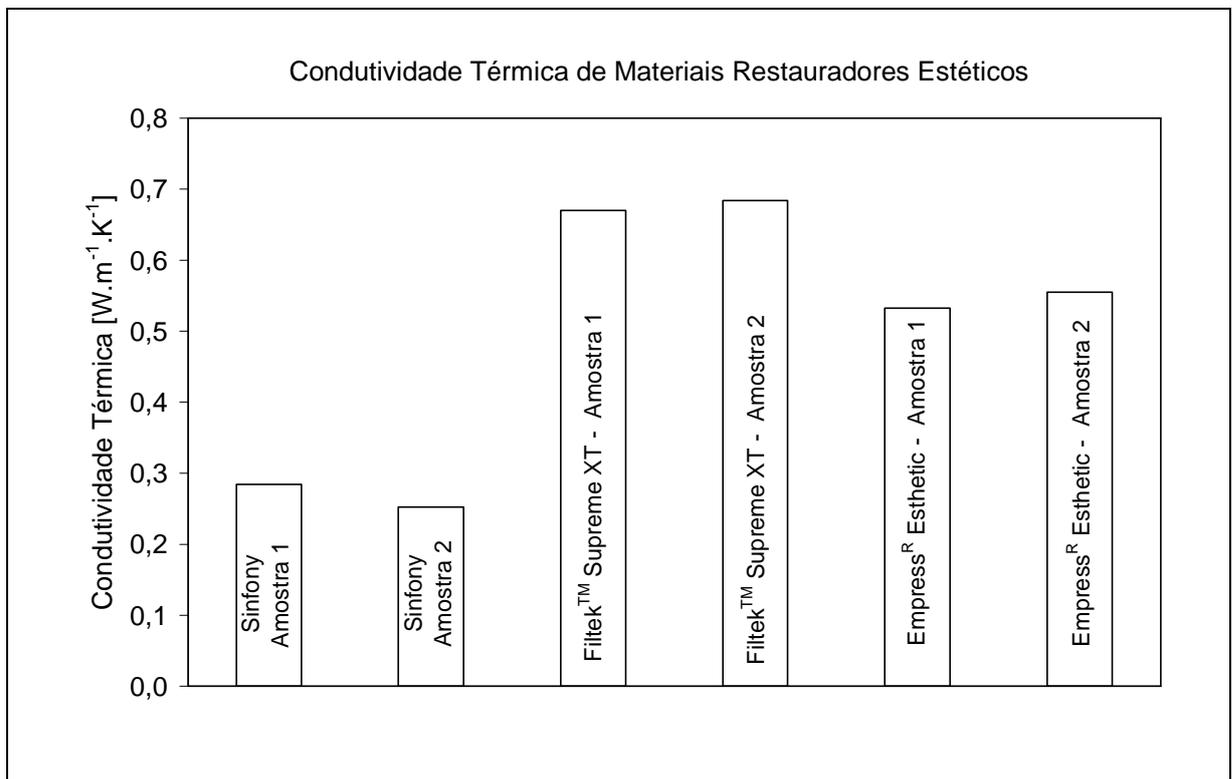


GRÁFICO 5.14 – Condutividade térmica dos materiais restauradores estéticos

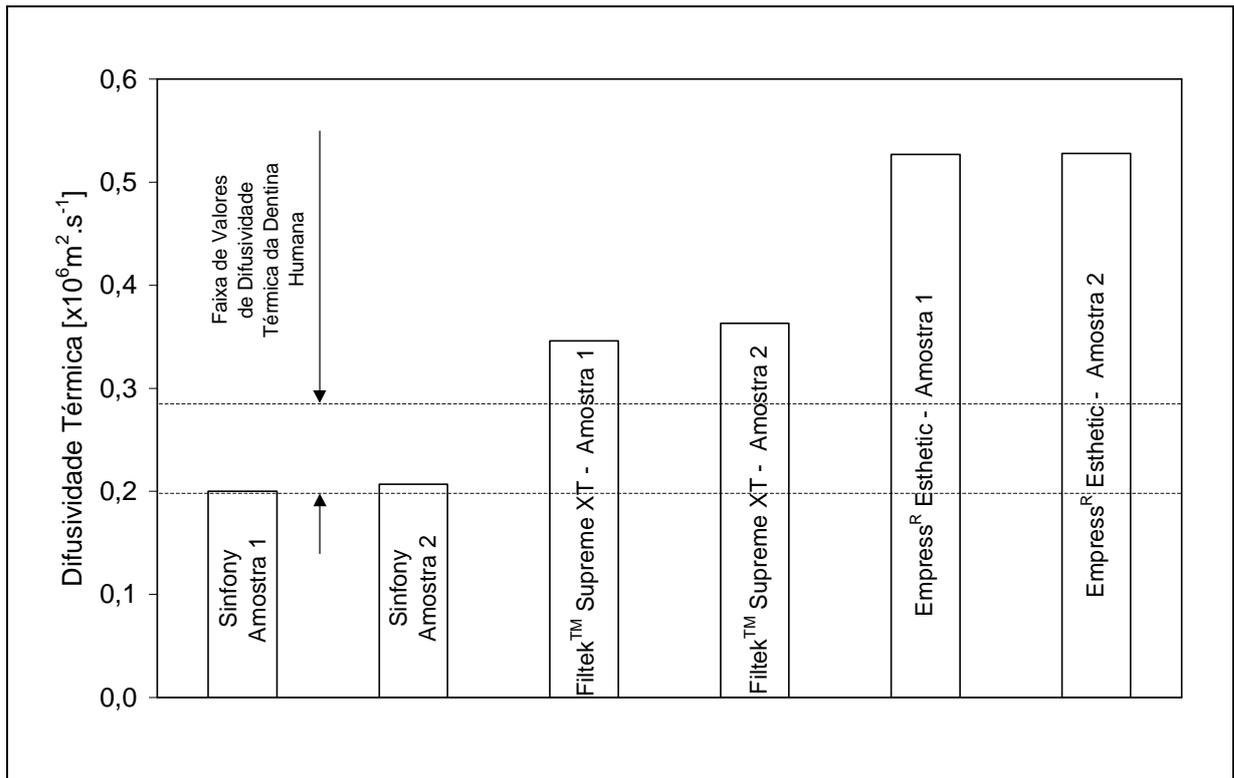


Figura 5.15 – Comparação da difusividade térmica dos materiais restauradores estéticos com a da dentina

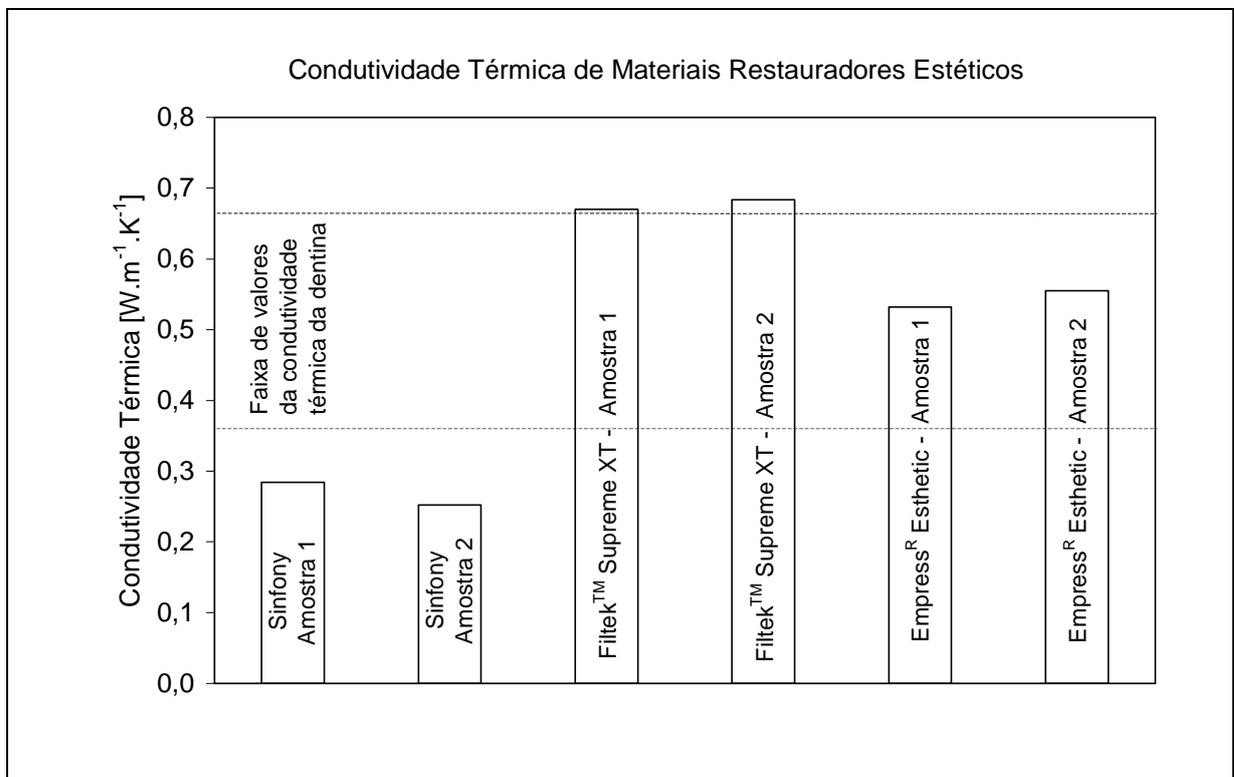


GRÁFICO 5.16 – Comparação da condutividade térmica dos materiais restauradores estéticos com a da dentina

Como os valores de condutividade térmica da resina Sinfony são menores que os valores de condutividade térmica da dentina, da resina Filtek™ Supreme XT e também que os valores da cerâmica Empress® Esthetic, este é o material mais isolante.

Porém, como os resultados encontrados, tanto para a difusividade, quanto para a condutividade térmica dos três materiais estéticos estudados coincidiram ou situaram-se muito próximos à faixa de valores encontrados para a dentina, todos podem ser considerados compatíveis termicamente com a dentina.

A porosidade observada na resina direta Filtek™ Supreme XT pode ser atribuída ao aprisionamento de ar entre as camadas de compactação do material durante a execução, conforme já é esperado, devido ao emprego da técnica direta. Já na resina Sinfony e na cerâmica Empress® Esthetic a porosidade foi zero, por serem confeccionadas por meio de procedimentos laboratoriais (técnica indireta) que possibilitam um maior controle no processo de fabricação.

## 6 CONCLUSÕES

No presente trabalho foram apresentados e discutidos os resultados experimentais de difusividade térmica, calor específico, massa específica e porosidade aberta da dentina humana e de três materiais estéticos dentários. A difusividade foi medida pelo método do flash de laser, o calor específico foi obtido por meio da técnica da calorimetria diferencial exploratória (DSC - *Differential Scanning Calorimetry*) e a massa específica e a porosidade aberta foram medidas por meio do método de penetração e imersão com xylol. A condutividade foi calculada a partir dos resultados experimentais.

Baseado nos estudos realizados pode-se concluir que:

- a. as amostras de dentina humana apresentaram valores de porosidade aberta, obtidos por meio do método de penetração e imersão com xylol, variando entre 1,11% a 3,08% do volume da amostra. Foi encontrada uma forte correlação entre a porosidade aberta da dentina humana e sua condutividade térmica e massa específica. Tanto a condutividade térmica da dentina quanto a sua massa específica, decrescem com o aumento da porosidade aberta, com um grau de confiança de até 98% e 96,6% respectivamente;
- b. os resultados de medição da difusividade térmica das cinco amostras de dentina humana, obtidos pelo método de flash de laser, variaram entre  $0,199 \times 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$  a  $0,265 \times 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ ;
- c. os valores de condutividade térmica, difusividade, massa específica e calor específico da dentina humana, situaram-se próximos à maioria dos valores encontrados na literatura. As discrepâncias observadas podem ser atribuídas a variações das condições de trabalho e a utilização de recursos ultrapassados em comparação com as técnicas atuais;

- d. não houve evidência da influência da direção dos túbulos dentinários nos resultados dos valores de medição da difusividade e condutividade térmica da dentina humana, confirmando outros autores da literatura;
- e. os materiais restauradores estéticos estudados possuem propriedades termofísicas semelhantes às da dentina humana;
- f. a resina Sinfony e a cerâmica Empress® Esthetic não apresentaram porosidade aberta.

## SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Avaliar a incerteza de medição para as propriedades termofísicas dos tecidos duros dentais, visando uma maior confiabilidade metrológica e a possibilidade de comparação de resultados obtidos por diferentes técnicas.

Medir as propriedades termofísicas no dente como um todo, esmalte e dentina, e avaliar a hierarquia dos diferentes tecidos e fluidos existentes na estrutura dental.

Utilizar os resultados encontrados neste trabalho em modelos matemáticos e avaliar, teórica e experimentalmente, *in vivo*, a resposta pulpar aos diferentes estímulos térmicos que provoquem forte aquecimento da estrutura dental.

Realizar preparos cavitários *in vivo* com laser em alta intensidade, em pré-molares com indicação ortodôntica para exodontia, utilizando-se parâmetros baseados nos valores das propriedades termofísicas encontrados na literatura, para verificar clínica e histologicamente (após a exodontia) a resposta pulpar ocorrida.

## ABSTRACT

The removal of caries tissue in dentistry may be carried out both with rotary instruments (conventional burs) and high-intensity laser. Both the processes cause heating of the dental structure, with a highly deleterious effect on the vital pulp. Therefore, it is extremely important to know the behavior of temperature variation within the pulp chamber, during the dental treatment processes that generate great amounts of heat. A literature review, regarding the measurements of the thermophysical properties of human dentin, has shown a great dispersion of the values with different authors, with differences reaching around tenfold, that is, one order of magnitude. The purpose of the present work was to measure thermal diffusivity, specific mass and specific heat of human dentin, as well as those of three esthetic restorative dental materials commonly used in dentistry. Thermal diffusivity was measured by the Laser Flash method, a specific mass was measured using the xylol penetration and immersion method and the specific heat was obtained by means of the DSC (*Differential Scanning Calorimetry*) technique. With these data, the thermal conductivity, which is the product of the thermal diffusivity by specific mass and by specific heat, was calculated. Also, the open porosity of the dentin and the experimental esthetic materials was measured, using the xylol penetration and immersion method, because no reference to this measurement has been found in literature. The results found for the dentin were within the same range of those found by most of the authors. It has been evidenced that the thermal conductivity and the specific mass of human dentin decrease with the increase of open porosity. The esthetic restorative dental materials studied here presented thermophysical properties similar to those of the dentin. For safe and conservative procedures regarding the amount of heat to be applied to the dentin, it is wise to use the highest value of thermal conductivity found in literature up to the present. The open porosity was zero for both the Sinfony resin and the Empress<sup>®</sup> Esthetic ceramic samples.

**Keywords:** measurement, thermophysical properties, open porosity, human dentin, ceramic, composite resin.

## REFERÊNCIAS

1. 3M ESPE. *Sinfony*. Indirect composite. Scientific Product Profile Scientific Affairs Dec. 2001.
2. 3M ESPE. Filtek Supreme XT. Resina composta fotopolimerizável. *Manual de instrução do fabricante*. S.d.
3. ALVAREZ VALLS, L. Endodoncia. Ciudad de La Habana: Editorial Pueblo y Educación, 1977 apud ANDREU, M. I. G.; RODRÍGUEZ, A. M.; ZALDÍVAR, C. V.; AVÉS, E. P. Determinacion de algunas propiedades termofísicas del esmalte y la dentina. *Rev. Cubana Estomatol.*, v.28, n.2, p.77-82, julio-diciembre, 1991.
4. ANDREU, M. I. G.; RODRÍGUEZ, A. M.; ZALDÍVAR, C. V.; AVÉS, E. P. Determinacion de algunas propiedades termofísicas del esmalte y la dentina. *Rev. Cubana Estomatol.*, v.28, n.2, p.77-82, julio-diciembre, 1991.
5. ARANGO, H. G. *Bioestatística: teórica e computacional com bancos de dados reais em disco*. 2ªed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. 423p.
6. BEJAN, A. *Transferência de calor*. São Paulo: Edgard Blücher, 1996. Tradução de Euryale de Jesus Zerbini e Ricardo Santilli Ekman Simões.
7. BHASKAR, S. N. *Histologia e embriologia oral de Orban*. 8.ed. Rio de Janeiro: Artes Médicas, 1978. Cap. 8: Dentina, p.107-141.
8. BIRCH, F.; CLARK, H. Thermal conductivity of rocks. *Am. J. Science*, v.238, p.529, Aug. 1949 apud SOYENKOFF, B. C.; OKUN, J. H. Thermal conductivity measurements of dental tissues with the aid of thermistors. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.57, p.23-30, July 1958.
9. BOROVSKEY, E. V. et al. Propriedades termofísicas de tecidos duros do dente e cálculo dos regimes de fusão do esmalte dental por radiação laser. *Stomatol*, v.61, n.1, p.29-31, 1983.
10. BRADEN, M. Heat conduction in normal human teeth. *Arch. Oral Biol.*, v.9, p.479-486, 1964.
11. BROWN, W. S.; DEWEY, W. A.; JACOBS, H. R. Thermal properties of teeth. *J. Dent. Res.*, v.9, n.4, p.752-755, July-August 1970.
12. CARSLAW, H. S.; JAEGER, J. C. *Conduction of heat in solids*. 2.ed. New York: Oxford University Press, 1960.

13. CORNACHIA, T. P. M. *Análise de tensões em restaurações estéticas indiretas*. 2005. 109f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.
14. CRAIG, R. G.; PEYTON, F. A. Thermal conductivity of tooth structure, dental cements and amalgam. *J. Dent. Res.*, v.40, n.3, p.411-417, 1961.
15. DE DEUS, Q. D. *Endodontia*. 5.ed. Rio de Janeiro: Médica e Científica Ltda., 1992.
16. DEEM, H. W.; WOOD, W. D. Flash thermal-diffusivity measurements using a laser. *Review Science Instruments*, v.33, p.1107, 1962.
17. DENRY, I. L. Cerâmicas. In: CRAIG, R. G. et al. *Materiais dentários*. 11.ed. São Paulo: Santos, 2004. Cap. 18, p.551-574.
18. FERREIRA, R. A. N. *Relatório de Missão do Engenheiro Ricardo Alberto Neto Ferreira na Alemanha*. Relatório de Missão DETS.PD. 02/80. Nuclebrás/CDTN, 1980.
19. FERREIRA, R. A. N.; MIRANDA, O.; DUTRA NETO, A.; GROSSI, P. A.; MARTINS, G. A.; REIS, S. C.; ALENCAR, D. A.; SOARES FILHO, J. G.; LOPES C. C.; PINHO, M. G. *Implantação no CDTN de Laboratório de Medição de Propriedades Termofísicas de Combustíveis Nucleares e Materiais através do Método do flash de laser*. In: INAC – International Nuclear Atlantic Conference 2002, Rio de Janeiro. Anais... Rio de Janeiro: ABEN.
20. GALVÃO FILHO, S. G. *Dicionário odonto-médico*. São Paulo: Santos, 2000.
21. GRIFFITHS, E.; KAYE, G. W. Measurement of thermal conductivity. *Proc. Royal Soc. Ser.*, v.104, p.71, Aug. 1923 apud SOYENKOFF, B. C.; OKUN, J. H. Thermal conductivity measurements of dental tissues with the aid of thermistors. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.57, p.23-30, July 1958.
22. GROSSI, P. A. *Modelagem físico-matemática de sistemas de determinação de propriedades termofísicas com aplicação ao método flash laser*. 2003. 107f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.
23. GUTKNECHT, N.; EDUARDO, C. P. *A odontologia e o laser*. Atuação do laser na especialidade odontológica. São Paulo: Quintessence; 2004.
24. HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substance: I. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg. Med.*, v.9, n.4, p.338-344, 1989.
25. HIRATA, R.; CARNIEL, C. Z. Solucionando alguns problemas clínicos comuns com uso de facetamento direto e indireto: uma visão ampla. *JBC - Jornal Brasileiro de Clínica & Estética em Odontologia*, v.3, n.15-8, p.7-17, 1999.

26. INCROPERA, F. P.; DEWITT, D. P. *Fundamentos de transferência de calor e de massa*. 6.ed. (Tradução de Eduardo Mach Queiróz). Rio de Janeiro: LTC, 2008. 643p.
27. INMETRO – Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial. *SI – Sistema Internacional de Unidades*. 8.ed. revisada. Rio de Janeiro, 2007. 114p.
28. IVOCLAR. Vivadent. *Documentación científica*. Investigación y Desarrollo. Departamento científico, Giugno 2004.
29. JEFFREY, I. W. M.; LAWRENSEN, B.; LONGBOTTOM, C.; SAUNDERS, E. M. CO<sub>2</sub> laser application to the mineralized dental tissues – the possibility of iatrogenic sequelae. *J. Dent.*, v.8, n.1, p.24-36, 1990a
30. JEFFREY, I. W. M.; LAWRENSEN, B.; SAUNDERS, E. M.; LONGBOTTOM, C. Dentinal temperature transients caused by exposure to CO<sub>2</sub> laser irradiation and possible pulpal damage. *J. Dent.* v.18, n.1, p.31-36, 1990b.
31. KATCHBURIAN, E.; ARANA, V. *Histologia e embriologia oral*. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.
32. KELLER, U.; HIBST, R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg. Med.*, v.9, n.4, p.345-351, 1989.
33. KURDZIOLEK, S.; LEINFELDER, K. F.; DELAHAYE, A. Properties and characteristics of an indirect Bis-GMA, barium-glass polymer ceramic restorative system. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, Jamesburg, v.21, n.12, p.1031-7, Dec. 2000.
34. LABAHN, R.; FAHRENBACH, W. H.; CLARK, S. M.; LIE, T.; ADAMS, D. F., Root dentin morphology after different modes of citric acid and tetracycline hydrochloride conditioning. *J. Periodontol.*, v.63, n.4, p.303-309, 1992.
35. LEINFELDER, K. F.; LEMONS, J. E. *Clínica restauradora; materiais e técnicas*. São Paulo: Santos, 1989. Cap. 2: Materiais restauradores estéticos, p.51-95.
36. LEVIN, J. *Estatística aplicada a ciências humanas*. 2.ed. Liberdade: Harper & Row, 1977. 309p.
37. LISANTI, V. F.; ZANDER, H. A. Thermal conductivity of dentin. *J. Dent. Res.*, v.29, n.4, p.493-497, Aug. 1950.

38. MAGALHÃES, M. F. *Estudo "in vitro" do uso do laser de ND:YAG na permeabilidade dentinária cervical*. 2001. 143f. Dissertação (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares / Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
39. MAGALHÃES, M. F.; FERREIRA, R. A. N.; GROSSI, P. A.; ANDRADE, R. M. Medição da difusividade térmica da dentina humana utilizando o método do flash de laser. *Proceedings of the 11th Brazilian Congress of Thermal Sciences and Engineering -- ENCIT 2006 Braz. Soc. of Mechanical Sciences and Engineering -- ABCM, Curitiba, Brazil, Dec. 5-8, 2006*.
40. MAGALHÃES, M. F.; FERREIRA, R. A. N.; GROSSI, P. A.; ANDRADE, R. M. Measurement of thermophysical properties of human dentin: effect of open porosity. *J. Dent.*, v.36, p.588-594, 2008.
41. MAIER, G. *Dichte und Porositätsmessung nach der Penetrations-Imersions Methode: Überprüfung und Möglichkeiten zur Verbesserung*. Erlangen: Kraftwerk Union, Arbeits-Bericht, 1978. 22p.
42. MAIER, G. *Round Robin - Dichtmeß - Programm - Abschließende Ergebnisse*. Erlangen: Kraftwerk Union, 1976. 13p. (Ergebnis-Bericht).
43. MANLY, R. S.; HODGE, H. C.; ANGE, L. E. Density and refractive index studies of dental hard tissues. *J. Dent. Res.*, v.15, p.203-211, 1939.
44. MONTGOMERY, D. C.; PECK, E. A.; VINNIG, G. G. *Introduction to linear regression analysis*. 3.ed New York: Wiley, 2001.
45. NASH, R. W. *Pressed ceramics for anterior full crowns*. Nash Institute for Dental Learning Charlotte, North Carolina. Disponível em: <[http://www.contemporaryestheticsonline.com/issues/articles/2006-05\\_04.asp](http://www.contemporaryestheticsonline.com/issues/articles/2006-05_04.asp)>. Acesso em: 09.01.2008.
46. PAGHDIWALA, A. F.; VAIDYANATHAN, T. K.; PAGHDIWALA, M. F. Evaluation of erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth cuts and structural effects. *Scanning Microsc.*, v.7, n.3, p.989-997, 1993
47. PAIVA, P. F. *Laser diagnóstico e tratamento da cárie dental: uma visão clínica*. 131f. 2001. Dissertação (Mestrado em Lasers em Odontologia) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
48. PANAS, A. J.; ZMUDA, S.; TERPILOWSKI, J.; PREISKORN, M. Investigation of the thermal diffusivity of human tooth hard tissue. *Int. J. Thermoph.* v.4, n.3, p.837-848, 2003.

49. PARKER, W. J.; JENKINS, R. J.; BUTLER, C. P.; ABBOTT, G. L. Flash method of determining thermal diffusivity, heat capacity and thermal conductivity. *J. Appl. Phys.*, v.32, n.9, pp.1679-84.1961.
50. PEYTON, F. A.; ANTHONY, D. H.; ASGAR, K.; CHARBENEAU, G. T.; CRAIG, R. G.; MYERS, G. E. Restorative dental materials. St. Louis: Mosby, 1960 apud BRADEN, M. Heat conduction in normal human teeth. *Arch. Oral Biol.*, v.9, p.479-486, 1964.
51. PEYTON, F. A.; SIMERAL, W. G. Specific heat of tooth structure. *Alumni Bulletin of the University of Michigan Dental School*, v.56, p.33, 1954 apud BROWN, W. S.; DEWEY, W. A.; JACOBS, H. R. Thermal properties of teeth. *J. Dent. Res.*, v.49, n.4, p.752-755, 1970.
52. PHILLIPS, R. W.; JOHNSON, R. J.; PHILLIPS, L. J. Improved method for measuring the coefficient of thermal conductivity of dental cement. *JADA*, v.53, p.577, 1956 apud SOYENKOFF, B. C.; OKUN, J. H. Thermal conductivity measurements of dental tissues with the aid of thermistors. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.57, p.23-30, 1958.
53. POWERS, J. M. Materiais restauradores de compósito. In: CRAIG, R. G. et al. *Materiais dentários*. 11.ed. São Paulo: Santos, 2004. Cap. 9, p.231-257.
54. RAWLS, H. R.; ESQUIVEL-UPSHAW, J. Resinas restauradoras. In: ANUSAVICE, K. *Phillips materiais dentários*. 11.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. Cap. 15, p.375-417.
55. SAMPAIO, I. B. M. *Estatística aplicada à experimentação animal*. 3.ed. Belo Horizonte: Fundação de Estudo e Pesquisa em Medicina Veterinária e Zootecnia, 2007. 264p.
56. SICHER, H. *Orban's oral histology and embryology*. 6.ed. St. Louis: C.V. Mosby, 1966 apud BROWN, W. S.; DEWEY, W. A.; JACOBS, H. R. Thermal properties of teeth. *J. Dent. Res.*, v.9, n.4, p.752-755, July-August 1970.
57. SIMERAL, W. G. Thermal conductivity of dental materials, microfilm of papers presented at the annual IADR. Dental Materials Group Meeting, March, 1951, *J. Dent. Res.*, v.30, p.499, apud CRAIG, R. G. and PEYTON, F. A. Thermal conductivity of tooth structure, dental cements and amalgam. *J. Dent. Res.*, v.40, n.3, p.411-417, 1961.
58. SOYENKOFF, B. C.; OKUN, J. H. Thermal conductivity measurements of dental tissues with the aid of thermistors. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.57, p.23-30, July 1958.
59. TEN CATE, A. R. *Oral histology; development, structure and function*. St. Louis: Mosby, 1989, p.157-196

60. WHITE, J. M.; FAGAN, M. C.; GOODIS, H. E. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. *Journal of Periodontology*, v.65, n.1-3, p.255-259, Oct. 1994.
61. WHITE, J. M.; GOODIS, H. E.; ROSE, C. M.; DANIELS, T. E. Effects of Nd:YAG laser on pulps of extracted human teeth. *J. Dent. Res.*, v.69, p.300, 1991.
62. YU, D.; POWELL, L.; HIGUCHI, W.; FOX, J. L. Pulpal temperature measurement for Nd:YAG laser irradiated human tooth. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, v.13, n.2, p.69-71, 1995
63. ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v.19, n.4, p.515-530, 1965.
64. ZECELL, D. M.; CECCHINI, S. C. M.; PINOTTI, M.; EDUARDO, C. P. *Temperature changes under Ho:YLF irradiation*. In: WIGDOR, H. A.; FEATHERSTONE, J. D. B.; WHITE, J. M.; NEEV, J. *Proceedings of lasers in dentistry II*. San Jose: SPIE, 1996. p. 34-39.

**ANEXO A**  
**CERTIFICADO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

Universidade Federal de Minas Gerais  
*Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP*

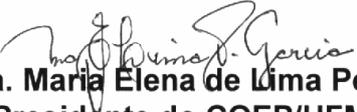
**Parecer nº. ETIC 454/05**

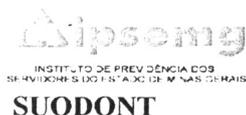
**Interesse: Prof. Roberto Márcio de Andrade**  
**Depto. de Engenharia Mecânica**  
**Escola de Engenharia - UFMG**

**DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP, aprovou no dia 14 de dezembro de 2005, o projeto de pesquisa intitulado « **Medição da difusividade térmica da dentina humana através do método *flash* de laser** » bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do referido projeto.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

  
**Profa. Dra. Maria Elena de Lima Perez Garcia**  
**Presidente do COEP/UFMG**

**ANEXO B****DECLARAÇÃO SOBRE A ORIGEM DOS DENTES UTILIZADOS NO ESTUDO****DECLARAÇÃO**

Declaro, para surtir efeito junto ao Comitê de Ética em Pesquisa, que cedemos terceiros molares, extraídos exclusivamente com indicação clínica, no Bloco Cirúrgico do Instituto de Previdência dos Servidores do Estado de Minas Gerais – IPSEMG – para fins de estudo e pesquisa odontológica da doutoranda Manoelita Figueiredo de Magalhães.

Belo Horizonte, 25 de abril de 2005

*Dr. Antônio Quito Fonseca Soares*  
Coord. de Clínica / Suodont

*Antônio Quito da Fonseca Soares*  
Dr. ANTONIO QUITO DA FONSECA SOARES  
Coordenador da Clínica Cirúrgica

*Em Batista*  
Dra. ELCI MAXIMO BATISTA  
Chefe da Divisão Odontológica  
*Dra. Elci Máximo Batista*  
Chefe da Divisão Odontológica

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)