INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

DETERMINAÇÃO DA DIFUSIVIDADE TÉRMICA DO ESMALTE E DENTINA EM FUNÇÃO DA TEMPERATURA, UTILIZANDO TERMOGRAFIA NO INFRAVERMELHO

THIAGO MARTINI PEREIRA

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Materiais.

Orientadora:
Profa. Dra. Denise Maria Zezell

SÃO PAULO

2009

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

DETERMINAÇÃO DA DIFUSIVIDADE TÉRMICA DO ESMALTE E DENTINA EM FUNÇÃO DA TEMPERATURA, UTILIZANDO TERMOGRAFIA NO INFRAVERMELHO

THIAGO MARTINI PEREIRA

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Materiais.

Orientadora:
Profa. Dra. Denise Maria Zezell

SÃO PAULO

2009

Dedicatória

Aos meus pais, **José Roberto** e **Maristela**, por todo incentivo dado desde o começo da minha jornada acadêmica e por todos os ensinamentos de vida.

Ao meu irmão **Matheus**, pela grande amizade e companheirismo desde os tempos de criança.

Agradecimentos Especiais

À minha orientadora **Prof. Dra. Denise Maria Zezell**, pela oportunidade de realizar este trabalho assim como por seu grandioso companheirismo e compreensão nos momentos difíceis enfrentados durante a realização desta dissertação.

Ao **Prof. Dr. Walter Miyakawa,** pela valiosa contribuição e sugestão para o presente trabalho assim como pelas boas discussões sobre os resultados apresentados no Seminário de Área.

Agradecimentos

À **Universidade de São Paulo**, na pessoa da magnífica Reitora **Profa. Dra. Sueli Vilela** e ao **Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN – CNEN/SP)** na pessoa do ilustríssimo Superintendente, **Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Junior**, meus sinceros agradecimentos.

Aos professores do **Centro de Lasers e Aplicações (CLA)** do IPEN por participarem desta etapa tão significativa de minha vida.

À secretária do CLA **Sra. Sueli Venancio**, pela presteza e tranquilidade com que sempre me atendeu.

Ao técnico do **Laboratório de Biofotônica – CLA/IPEN**, meu amigo **Valdir de Oliveira**, e demais funcionários do Centro de Lasers e Aplicações pela enorme contribuição à pesquisa realizada.

Agradeço especialmente a minhas colegas e grandes amigas **Claudia Zamataro**, **Patrícia da Ana** a grandiosa contribuição ao desenvolvimento da redação, assim como na preparação das amostras deste trabalho.

Aos colegas do Centro de Lasers e Aplicações **Carolina Bennetti**, **Claudia Emílio**, **Claudia Strefezza**, **Eliane Gonçalves Larroza**, **Felipe Albero, Ilka Kato**, **José Quinto**, **Moisés Santos**, **Renato Prates**, **Viviane Goulart**, que sempre terão minha profunda admiração, gratidão e amizade.

À minha querida namorada **Débora Picanço Aureliano**, que me apoiou carinhosamente nos momentos mais difíceis deste trabalho.

Ao **CNPq** pela concessão da bolsa de mestrado (135162/2007-6), pelo projeto Universal (478865/2004-4) e Instituto Nacional de Fotônica (573.916/2008-0) que financiou a infraestrutura de informática e a cortadora de amostras.

À **CAPES** por meio do projeto Procad (0349/05-4), pelo financiamento do material de consumo.

À **FAPESP** por meio do projeto CEPID – Centro de Pesquisa em Óptica e Fotônica (05/51689-2), pelo financiamento da câmera termográfica.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para que este trabalho fosse realizado com sucesso.

RESUMO

Neste trabalho foi desenvolvido um *software* que calcula, de forma automatizada, o valor da difusividade térmica em função da temperatura em materiais. A técnica de Termografia no Infravermelho foi utilizada para a aquisição dos dados de distribuição de temperatura em função do tempo, os quais foram utilizados para ajustar uma função de temperatura encontrada por meio da equação de calor homogênea, aplicando as condições de contorno do problema. Para isso, uma câmera termográfica operando no infravermelho distante (8 μm - 9 μm) foi calibrada para captar temperaturas entre 185º C e 1300º C, e aquisição com frequência de 300 Hz. Foram empregadas como material de avaliação, 10 amostras de esmalte e 10 amostras de dentina, com dimensões de 4 x 4 x 2 mm, obtidas de dentes incisivos inferiores bovinos, as quais foram irradiadas de forma pontual com o *laser* pulsado de Er:Cr;YSGG (λ = 2,78 μm), por 10 segundos. Durante as irradiações, foi efetuado o registro das temperaturas atingidas nas amostras que começou 2 segundos antes da irradiação e continuou por mais 2 segundos após o término daquelas. Após as irradiações, as sequências de imagens térmicas digitalizadas obtidas foram processadas no *software* desenvolvido durante este trabalho, que gerou um arquivo com os dados da difusividade térmica em função da temperatura atingida, assim como forneceu os valores da difusividade térmica para o intervalo de decaimento da temperatura após cada pulso laser. O resultado médio de difusividade térmica obtido para o esmalte dental neste trabalho foi 0,0084±0,001 cm^2/s para a região de temperatura de 220-550ºC. Este valor é aproximadamente constante até a

temperatura de 550 ºC. O valor médio de difusividade térmica obtido para a dentina foi de 0,0015 0,0004 cm^2/s na região de temperatura de 300-360 ºC, porém a difusividade térmica para a dentina aumenta para temperaturas mais altas. De acordo com os resultados obtidos, pode-se concluir que o uso da termografia no infravermelho, associado ao software desenvolvido, apresenta-se como um método eficiente para a determinação dos valores de difusividade térmica em função da temperatura de diferentes materiais.

ABSTRACT

In this work it was developed a software that calculates automatically, the thermal diffusivity value as a function of temperature in materials. The infrared thermography technique was used for data acquisition of temperature distribution as a function of time. These data were used to adjust a temperature function obtained from the homogeneous heat equation with specific boundary conditions. For that, an infrared camera (detecting from 8 μm to 9 μm) was calibrated to detect temperature ranging from 185 ºC up to 1300 ºC at an acquisition rate of 300 Hz. It was used, 10 samples of dental enamel and 10 samples of dentin, with 4 mm x 4 mm x 2 mm, which were obtained from bovine lower incisor teeth. These samples were irradiated with an Er:Cr:YSGG pulsed laser (λ = 2,78 μm). The resulting temperature was recorded 2 s prior, 10 s during irradiation and continuing for 2 more seconds after it. After each irradiation, all obtained thermal images were processed in the software, creating a file with the data of thermal diffusivity as a function of temperature. Another file with the thermal diffusivity values was also calculated after each laser pulse. The mean result of thermal diffusivity obtained for dental enamel was 0,0084 ± 0,001 cm^2/s for the temperature interval of 220-550 ºC. The mean value for thermal diffusivity obtained for dentin was 0,0015 0,0004 cm^2/s in temperatures up to 360 ºC; however, this value increases for higher temperatures. According to these results, it was possible to conclude that the use of infrared thermography, associated with

the software developed in this work, is an efficient method to determine the thermal diffusivity values as a function of temperature in different materials.

SUMÁRIO

1.INTRODUÇÃO 3

OBJETIVOS 5

2. REVISÃO DA LITERATURA 6

2.1 Esmalte 6

2.2 Dentina 7

2.3 Efeitos térmicos nos tecidos dentais duros 8

2.4 Termografia no Infravermelho 9

2.4.1 Histórico 9

2.4.2 Fundamentos de termografia 10

2.4.3 Faixas de detecção das câmeras térmicas[29] 12

2.4.4 Emissividade 12

2.5 Teoria de Planck 13

2.5.1 Calor Específico 16

2.5.2 Condutividade térmica 18

2.5.3 Difusividade térmica 19

2.6 Métodos para determinação da difusividade 20

2.7 Equação de condução de calor 22

3. MATERIAL E MÉTODOS 25

3.1 Modelo teórico. 25

3.2 Preparo e irradiação das amostras com laser de Er:Cr:YSGG 30

3.3 Sistema termográfico 32

3.4 Descrição do software da câmera termográfica 33

3.5 Metodologia de ajustes dos dados experimentais 33

3.6 Processamento dos dados *37*

4. RESULTADOS **45**

5. DISCUSSÃO **54**

6. CONCLUSÕES **61**

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS **62**

1. INTRODUÇÃO

Diversos procedimentos odontológicos geram elevações de temperatura na estrutura dental que podem comprometer a integridade do delicado complexo vásculo-nervoso do tecido pulpar, o qual é extremamente sensível às variações de temperatura. Além dos procedimentos clínicos convencionais, que empregam instrumentos rotatórios, os procedimentos realizados com *laser* com finalidade de prevenção da cárie dental[1], diminuição da hipersensibilidade dentinária[2], desinfecção intracanal[3, 4] e remoção de tecido cariado[5, 6] são alguns exemplos de procedimentos clínicos que podem gerar um grande gradiente térmico, potencial causador de danos pulpares reversíveis ou irreversíveis. Esse gradiente térmico transfere calor para os tecidos da câmara pulpar, sendo proporcional às propriedades térmicas do tecido dental, assim como à quantidade de calor gerada; desta maneira, elevações de temperatura pulpar acima de 5,5 ^{o}C podem causar danos irreversíveis à polpa, podendo levar à necrose[7, 8]. Considerando os tecidos periodontais, essas elevações de temperatura não podem ser superior a 10 ^{o}C [9].

Entre as propriedades termofísicas dos materiais, a que melhor representa a condução da temperatura, o armazenamento térmico e, consequentemente, o módulo do vetor gradiente térmico de um determinado material é a difusividade térmica. Essa propriedade termofísica é parcialmente definida pela Equação 01:

$$\alpha = \frac{k}{\rho c_p} \qquad 01$$

onde: $\boldsymbol{k}$ é a condutividade térmica, $\boldsymbol{c_p}$ é o calor específico a pressão constante e $\boldsymbol{\rho}$ é a massa específica.

Na literatura, são relatados os valores de difusividade térmica do esmalte e da dentina mensurados por métodos diversos, tais como técnica fotoacústica[10, 11], método de Angstron[12] e *laser flash*[13]. Porém, quando foram utilizados esses métodos, os valores de difusividade térmica foram obtidos para temperaturas próximas à temperatura ambiente.

Durante a irradiação *laser*, nota-se uma grande elevação da temperatura[14] na superfície do esmalte e da dentina. Essa variação de temperatura em função do calor gerado pela irradiação na estrutura dentária causa também mudanças físicas e químicas[15] nestes tecidos. Nessas condições, pode haver variação no valor da difusividade térmica em relação ao valor obtido em temperaturas próximas à ambiente, pois a difusividade térmica depende de fatores microscópicos, tais como o parâmetro de rede, a estrutura da célula unitária e a dilatação térmica, os quais são fatores dependentes da própria temperatura.

Existem diversos métodos para se determinar a difusividade térmica, entre eles destaca-se a câmera termográfica[16]. A principal vantagem deste método é a possibilidade de se determinarem propriedades térmicas com resolução temporal assim como espacial, permitindo realizar a medida de forma mais rápida que a dos outros métodos existentes. Este método permite realizar medidas em materiais isotrópicos e anisotrópicos[17].

Dessa maneira justifica-se o estudo sobre as propriedades térmicas do esmalte e da dentina sob irradiação *laser*.

OBJETIVOS

Este trabalho visa a desenvolver um programa para calcular de forma automatizada o valor da difusividade térmica em função da temperatura em materiais. Em particular será determinada a difusividade térmica para o esmalte e a dentina bovinos em função da temperatura.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Esmalte

O esmalte dentário é o tecido mineralizado mais resistente do corpo humano e localiza-se na porção coronária da estrutura dentária, revestindo a dentina que, por sua vez, é menos mineralizada em relação ao esmalte e protege o tecido pulpar. Macroscopicamente, o esmalte é um tecido translúcido e a cor da dentina ou qualquer material que esteja abaixo do esmalte dentário afeta significativamente sua aparência, cor e translucidez. A espessura do esmalte varia ao longo da superfície dentária, sendo normalmente mais espesso nas regiões de cúspides e mais fino na região da junção amelo-cementária (0,1 mm), próxima à região radicular (Figura 1). Aproximadamente 96% do peso do esmalte é composto por minerais (matriz mineral ou inorgânica) e o restante é composto de água e material orgânico (matriz orgânica) [18].

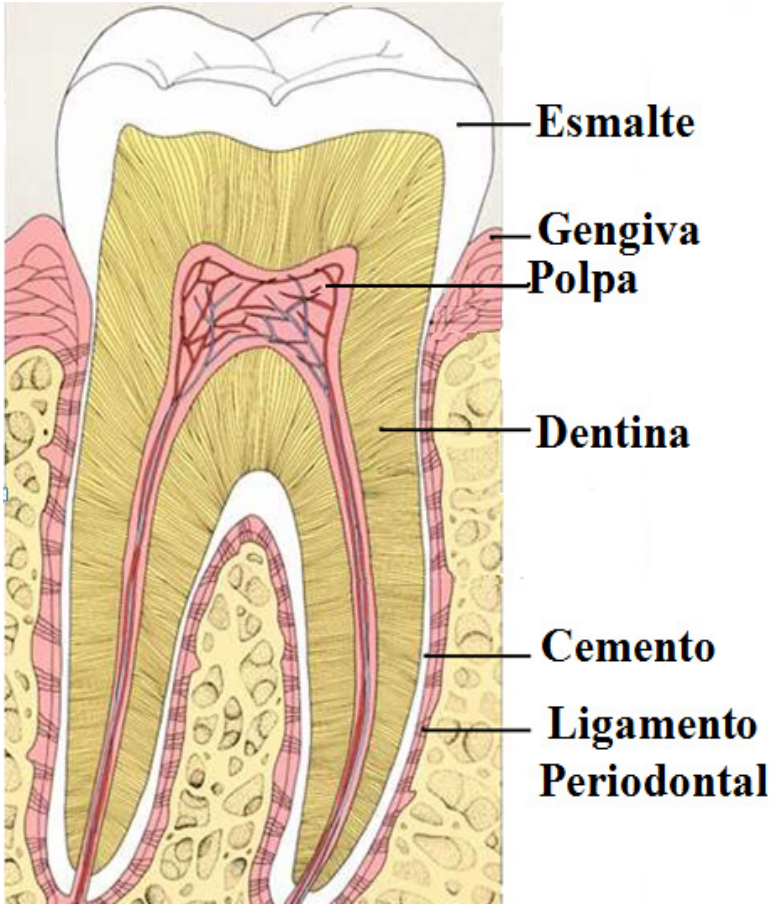

Figura 1: Corte esquemático de um dente molar humano.

A hidroxiapatita $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$, principal mineral da estrutura do esmalte, é formada por fosfato de cálcio cristalino. Esse mineral é muito pouco solúvel em pH acima de 5,5, porém se dissolve em ambiente ácido, pois tanto o PO_4^{-3} quanto o OH^- reagem com H^+, conforme descrito na Equação 02[19]:

$$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2 + 14\ H^+ \text{-->} 10\ Ca_2 + 6\ H_2PO_4^- + 2\ H_2 \qquad 02$$

O esmalte possui bastões com valores médios de comprimento de 130 nm e largura de 30 nm. A razão molar de cálcio e fósforo é em torno de 1,63[20].

A ação térmica devida ao laser e ao aquecimento em forno pode alterar as características cristalográficas da matriz mineral do tecido, tais como os parâmetros de rede cristalina e o tamanho dos cristais[21, 22]. A irradiação *laser* gera um efeito térmico no tecido que pode promover o surgimento de microespaços na superfície do esmalte. Para o caso de irradiação do esmalte na região de 3 μm, ocorre também uma forte interação com o grupo OH^- da estrutura cristalográfica da hidroxiapatita e com a água presente no material[23, 24, 25].

2.2 Dentina

A dentina é um tecido conjuntivo avascular especializado e mineralizado que forma o corpo do dente, suportando e compensando a friabilidade do esmalte[26 14]. A dentina é disposta de maneira tubular e é recoberta pelo esmalte na sua porção coronária e pelo cemento na porção radicular. Sua superfície interna delimita a cavidade pulpar onde se aloja a polpa dentária[14]. Trata-se de um tecido vivo por conter prolongamentos de células especializadas (odontoblastos) e substância intercelular no interior dos túbulos dentinários (Figura 1). Dentina e polpa formam um complexo em íntima relação topográfica, embriológica e funcional, por isso têm características biológicas comuns.

A dentina apresenta cristais com tamanho médio de aproximadamente 20 nm de comprimento e 4 nm de largura. Ocorrem também variações nas concentrações de cálcio, fósforo, carbonato e outros elementos presentes em menor quantidade como

magnésio, sódio, cloro, ferro e zinco[27]. A razão molar de cálcio por fósforo é em torno de 1,61[22].

2.3 Efeitos térmicos nos tecidos dentais duros

Os efeitos térmicos nos tecidos dentais duros são apresentados resumidamente na Figura 2, onde se pode notar que os compostos presentes na estrutura dentária reagem de maneiras diversas à temperatura, sendo que os compostos orgânicos são mais suscetíveis à variação térmica, e o radical fosfato é mais estável.

Estudos por meio de análise termogravimétrica acoplada com espectrometria de massa em amostras de esmalte, hidroxiapatita (HAP) e dentina mostram a sua decomposição em três faixas de temperatura. A primeira perda de massa acontece entre 100 °C e 150 °C na qual há eliminação de hidrogênio, oxigênio e água. A perda em peso é em torno de 0,3% no esmalte[28] e 10,7% na dentina[29]. A segunda perda observada ocorre entre 250 °C e 400 °C. Essa perda se deve à eliminação total do material orgânico já na temperatura inicial (a partir de 250°C), pois os elementos químicos detectados no espectrômetro de massa nesta faixa foram carbono e monóxido de carbono com um máximo de eliminação destes em 350 °C. O carbono e seu monóxido, juntos com a água, são produtos da oxidação do carbonato presente no tecido. A terceira perda ocorre entre 500 °C e 900 °C. Essa perda se deve à oxidação do carbono proveniente da fase inorgânica que pode ser visto no espectrômetro de massa pelo aumento da eliminação do carbono e do monóxido de carbono. A matriz orgânica do esmalte e da dentina é eliminada com temperaturas até 350 °C. O cianato e o dióxido de carbono são produtos decorrentes da degradação dos compostos orgânicos da matriz. Estes são formados com o aquecimento e especificamente a concentração do dióxido de carbono apresenta um máximo de eliminação em torno de 400 °C. A matriz inorgânica é formada por hidroxiapatita, que tem uma estabilidade térmica maior que a matriz orgânica em função de sua configuração cristalina. Estudos com espectroscopia de absorção no infravermelho mostram que não há grandes variações na banda do fosfato (1100 cm^{-1}) até 1280 °C (temperatura de fusão)[22, 30].

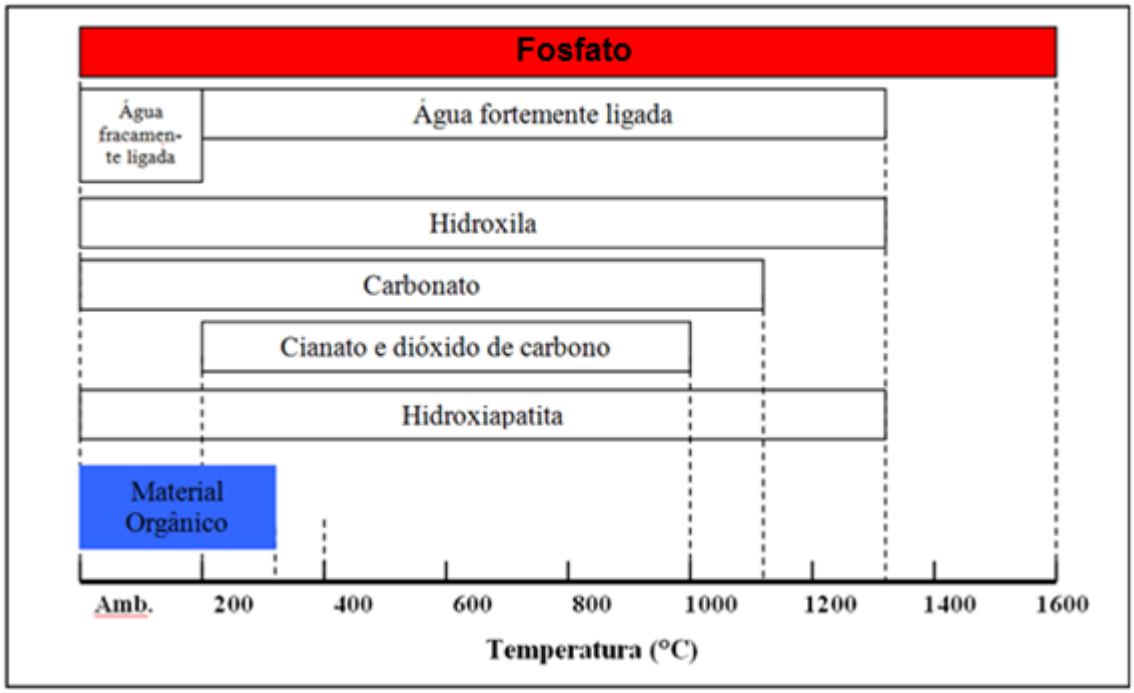

Figura 2: Diagrama representando a estabilidade térmica do esmalte e da dentina aquecidos entre 100°C e 1600°C.

2.4 Termografia no Infravermelho

2.4.1 Histórico

O primeiro sistema de imagens térmicas, desenvolvido na década de 1930, era baseado num detector tipo evapográfico e continha limitações quanto à sensibilidade e ao contraste da imagem. Na década de 1940, foram desenvolvidos dois sistemas: o detector-discreto com varredura mecânica similar ao funcionamento de uma televisão e o infravermelho Vidicon[31].

Até o início dos anos 1950, os sistemas de imagens térmicas apresentavam vários problemas como a dificuldade de captura e a baixa velocidade de varredura, o que impossibilitava aquisições de imagens térmicas em tempo real.

O desenvolvimento de detectores fotônicos ultrafrios, tais como antimoneto de índio (InSb) e de mercúrio dopado com germânio (Ge:Hg), na faixa de 3-5 µm permitiram a construção do primeiro sistema de termografia em tempo real, no fim dos anos 1950.

O primeiro sistema operacional no infravermelho (8-13 μm) da empresa *FLIR System* foi construído em parceria com a Universidade de Chicago em 1956, com suporte financeiro da Força Aérea dos Estados Unidos. Os propósitos deste projeto foram o mapeamento e o reconhecimento aéreo [31].

A segunda geração de detector em tempo real no infravermelho foi desenvolvida pela empresa *Perkin Elmer* na década de 1960, para o Exército americano. O sistema foi denominado "Varredura por Prisma" pois utilizava dois prismas rotativos para reflexão para gerar uma varredura em espiral com um detector único de InSb.

Na década de 1980 foram desenvolvidos detectores do tipo QWIP (*quantum well infrared photodetector*), que é um fotodetector no infravermelho feito a partir de um material semicondutor que contenha um ou mais poços quânticos. Com o uso deste tipo de detector tornou-se possível a realização de medidas com maior precisão com um menor custo de fabricação[32].

2.4.2 Fundamentos de termografia

Um objeto deve possuir uma diferença de temperatura suficientemente significante em relação ao ambiente para ser reconhecido e identificado pela termografia. Todos os objetos que possuem uma temperatura acima de zero absoluto emitem radiação eletromagnética. A emissão de 3 a 14 μm recebe o nome de radiação térmica. Existem duas razões, descritas a seguir, para a escolha deste intervalo:

- A maior parte da energia emitida por um objeto na temperatura terrestre (100-3500 K) é emitida dentro desta região. A energia dos fótons nesta região é próxima dos níveis de energia rotacional e vibracional dos elétrons termicamente excitados.
- Na região 3-14 μm há grandes intervalos de baixa absorção atmosférica permitindo uma maior precisão e sensibilidade na imagem.

Na Figura 3 pode-se ver a transmitância da atmosfera na região do espectro infravermelho até 15 μm.

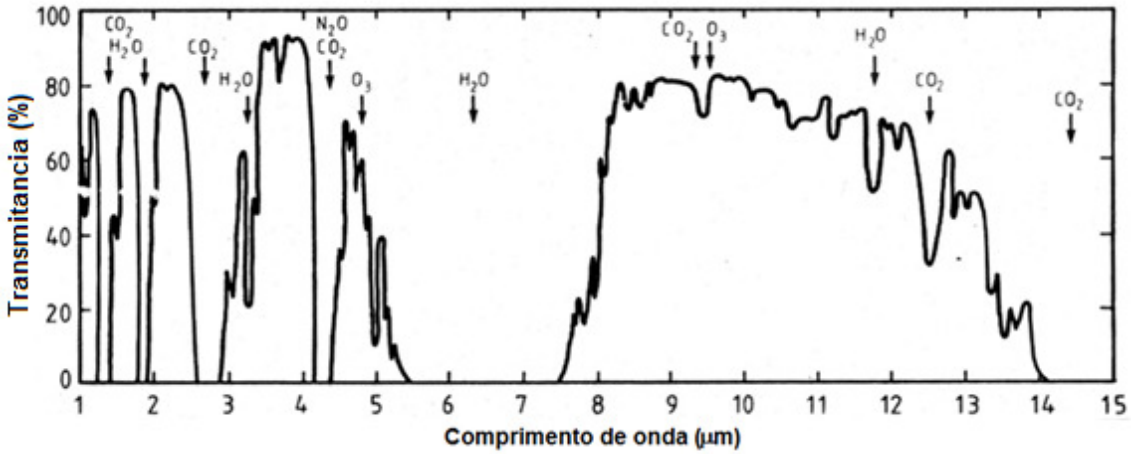

Figura 3: Transmitância atmosférica na região de 1 a 15 μm[32].

A radiação térmica em temperaturas terrestres é principalmente emitida pelo objeto. Essa emissão é devida a modos vibracionais e rotacionais e moléculas. Há também uma pequena parte desta radiação que provém da reflexão de outros objetos. Em muitas aplicações, o único fator importante é a existência de uma diferença de temperatura aparente, como ocorre nas câmeras de visão noturna para vigilância que operam desde a região visível do espectro até 1,5 μm, aproximadamente.

O fundamento teórico para a compreensão da radiação térmica é a teoria de Planck para o corpo negro[33]. A premissa básica dessa teoria é que osciladores atômicos lineares em movimento harmônico simples (MHS) geram essa radiação. A emissão do espectro não é contínua, e sim discreta, e a equação que quantiza essa emissão é apresentada na Equação 03.

$$\Delta E = h\nu \qquad (03)$$

onde: h é constante de Planck e ν é a frequência.

O radiador térmico de corpo negro é considerado uma idealização, ou seja, tudo que é emitido e absorvido segue exatamente o previsto pela teoria de Planck, o que não ocorre na prática. O radiador térmico tipo *greybody* apresenta um valor de emissividade entre 0 e 1 e este valor é independente do comprimento de onda, enquanto o tipo de radiador térmico *selected radiators* tem uma emissividade em função de λ.

2.4.3 Faixas de detecção das câmeras térmicas[32]

Existem duas faixas espectrais de detecção nas quais se pode obter a diferença de temperatura (ΔT) ou a diferença de emissividade (Δε), que são respectivamente 3-5 μm e 8-13 μm, sendo que existem características particulares em cada umas dessas regiões.

A faixa de 3-5 μm é apropriada quando se deseja medir objetos com temperaturas acima de 1000 ºC (a intensidade de radiação térmica na região do infravermelho próximo é suficiente para inferir a temperatura) ou quando se deseja uma imagem com apenas um contraste. Ainda, o diâmetro das lentes pode ser menor sem perda da qualidade da imagem térmica, e alguns detectores nesta faixa podem operar numa temperatura maior do que a região de 8-13 μm.

A faixa do espectro de 8-13 μm tem um grande desempenho para o registro de imagens térmicas em temperatura próxima à ambiente, pois, para temperatura da ordem de algumas centenas de *Kelvins* a emissão da radiação térmica é praticamente no infravermelho longo. Esta faixa de detecção possui uma melhor transmissão do que a faixa de 3-5 μm, também permitindo medidas a temperaturas abaixo de 1000ºC.

2.4.4 Emissividade

A emissividade (ε) de um material é a razão entre a radiação emitida por ele e a radiação emitida por um corpo negro, na mesma temperatura[34]. É dada pela equação:

$$\varepsilon = \frac{R_{Objeto}}{R_{corpo-negro}} \qquad 04$$

onde: $\boldsymbol{R_{Objeto}}$ é a radiação emitida pelo objeto e $\boldsymbol{R_{corpo\text{-}negro}}$ é a radiação emitida pelo corpo negro.

Alguns materiais têm uma emissividade constante para todos os comprimentos de onda; porém, em outros materiais, a emissividade varia com a temperatura. Em objetos opacos, pouca radiação é transmitida ($R_{transmitida}$), logo, pode-se considerar a emissividade como:

$$\frac{R_{total} - R_{refletida}}{R_{corpo-negro}} = \varepsilon \qquad 05$$

onde: R_{total} é a radiação total emitida e $\mathbf{R_{refletida}}$ é a radiação refletida pelo corpo.

Tabela 1: Emissividade de alguns materiais e tecidos para faixa de temperatura 0- 250 ºC[35].

Material	Emissividade
Alumínio polido	0,07
Alumina	0,40
Asfalto	0,95
Cromo oxidado	0,75
Cobre polido	0,10
Vidro boro silicato	0,95
Esmalte dental	0,91
Água	0,91
Osso	0,94
Pele	0,98

2.5 Teoria de Planck

No fim do século XIX, foram explicadas, quantitativamente, as mudanças de intensidade da radiação térmica em função do comprimento de onda I (λ)[32, 34, 36]. A emissão eletromagnética de um corpo a certa temperatura é mostrada na Figura 4, onde se pode notar que o comprimento de onda na qual a intensidade de radiação é máxima é inversamente proporcional à temperatura.

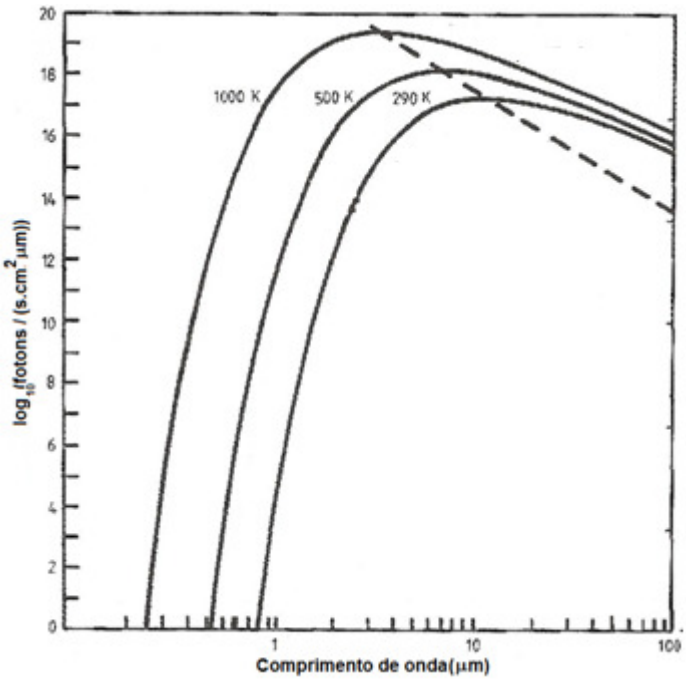

Figura 4: Espectro de emissão de um corpo negro[32].

O problema não era a medição experimental, e sim encontrar um modelo matemático que correspondesse aos dados experimentais. Rayleigh e Jeans chegaram à primeira equação empírica que prevê esse fenômeno[33]:

$$I(\lambda) = \frac{8\pi\delta T}{\lambda^4} \qquad 06$$

onde: $\boldsymbol{I}$ é a irradiância, $\boldsymbol{\delta}$ é a constante de Boltzmann, $\boldsymbol{T}$ é a temperatura e $\boldsymbol{\lambda}$ é o comprimento de onda.

No entanto, a equação é empírica. Quando o comprimento de onda diminui muito, a função I (λ) tende para o infinito, portanto acaba violando a lei da conservação da energia. Este fenômeno foi denominado "catástrofe do ultravioleta" (uma falha da teoria clássica do eletromagnetismo para explicar a emissão eletromagnética de um corpo em equilíbrio térmico com o ambiente, ou um corpo negro).

Josef Stefan e Ludwig Boltzmann, por volta de 1880, encontraram uma relação, também empírica, entre a temperatura e intensidade máxima de um corpo negro ideal que é um corpo com uma cavidade interna com um orifício por onde é emitida radiação

para o exterior em qualquer temperatura. Essa radiação emitida não depende da natureza do material e é dada por:

$$I(\lambda) = \delta T^4 \qquad 07$$

onde: δ é a constante de Boltzmann, ***T*** é a temperatura, ***I*** é a irradiância.

Em 1900, Max Planck observou que bastaria uma modificação na Equação 07 para ajustá-la precisamente aos valores experimentais. A equação de Planck apresentada à Sociedade de Física de Berlim em 19 de outubro de 1900 é mostrada na Equação 08:

$$I(\lambda) = \frac{c_1}{\lambda^5} \cdot \frac{1}{e^{(c_2/\lambda T)} - 1} \qquad 08$$

onde: $\mathbf{c_1}$ e $\mathbf{c_2}$ são constantes e já estão determinadas, $\boldsymbol{\lambda}$ é o comprimento de onda e **T** é a temperatura.

Essa equação, embora de grande interesse e importância, era ainda de natureza empírica, não constituindo uma teoria. Planck buscou uma explicação teórica em termos de um modelo detalhado dos processos atômicos produzidos dentro das paredes da cavidade. Ele supôs que os átomos constituintes dessas paredes se comportassem como pequenos osciladores eletromagnéticos, cada qual com uma frequência característica de oscilação. Tais osciladores emitem e absorvem energia eletromagnética da cavidade a partir das propriedades dos osciladores com os quais essa radiação se encontra em equilíbrio.

Planck foi levado a levantar duas hipóteses sobre os osciladores atômicos. Essas suposições foram formuladas da seguinte maneira:

1– Um oscilador não pode ter uma energia qualquer, mas apenas aquela cujo valor satisfaça a expressão:

$$E = nhv \qquad 09$$

onde: ***v*** é a frequência do oscilador, ***h*** é a constante de Planck ($6{,}62 \times 10^{-34}$ J.s) e **n** deve ser um inteiro e positivo.

A equação assegura que a energia do oscilador é quantizada, ou seja, só existem transições de estados de energia com valores de ΔE múltiplos do valor da constante de Plank.

2 – Os osciladores não irradiam sua energia continuamente, mas apenas por meio de "pulsos" ou "*quanta*". Um oscilador não emite nem absorve energia enquanto permanecer em um de seus estados quantizados (ou estados estacionários, como são denominados). Esses *quanta* de energia são emitidos quando um oscilador passa para outro de seus estados quantizados. Logo, quando *n* varia em uma unidade, de acordo com a Equação 09, é irradiada uma quantidade de energia dada por:

$$\Delta E = \Delta n h v = h v \qquad 10$$

Estudos posteriores vieram a mostrar que a expressão correta para representar um oscilador harmônico é:

$$E = (n + \frac{1}{2}) h v \qquad 11$$

Essa pequena diferença não afeta nenhuma uma das conclusões de Planck.

2.5 Propriedades térmicas de materiais

2.5.1 Calor específico

O calor específico à pressão constante é uma propriedade térmica dos materiais definida como:

$$c_p = Q/m\Delta T \qquad 12$$

onde: $\mathbf{c_p}$ é o calor específico à pressão constante, **ΔT** é a variação da temperatura (ºC, K, F), **m** é a massa (g) e **Q** representa o calor (J).

O calor específico representa fisicamente a quantidade de energia (calor) necessária para aumentar a temperatura de um grama de um dado material em uma unidade (° C, K, ° F).

Nos sólidos, o principal fator que contribui para a mudança do calor específico é o aumento da energia vibracional dos átomos. Os átomos vibram constantemente em frequências muito altas e essas vibrações são propagadas aos átomos adjacentes devido à força de ligação atômica. Essas vibrações acopladas viajam por toda rede cristalina como representado a seguir, na Figura 5.

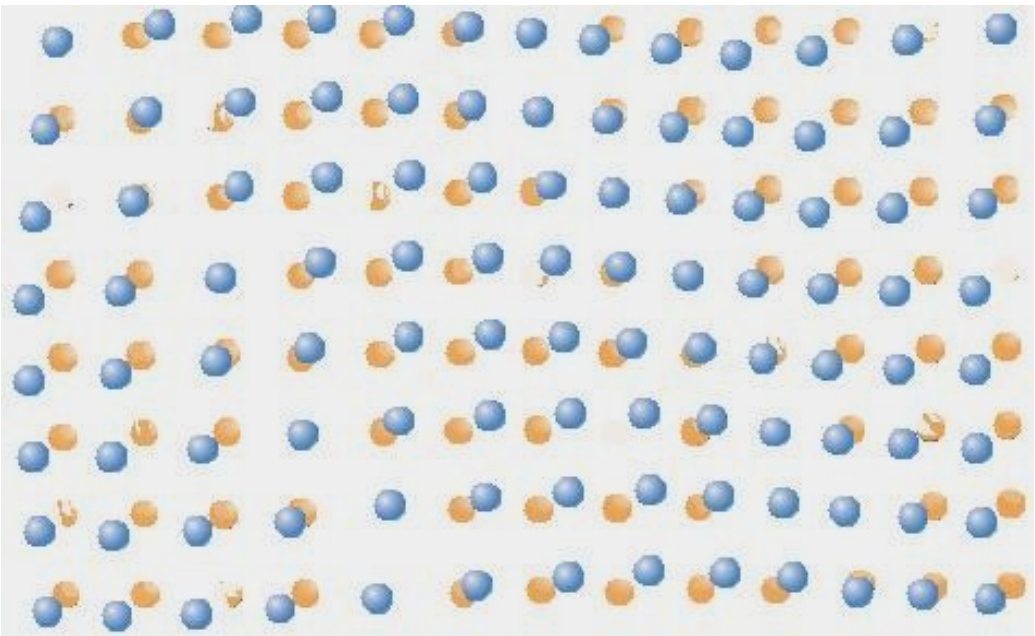

Figura 5: Representação das vibrações que são transmitidas pela rede cristalina[37].

Os materiais que apresentam alto valor de calor específico necessitam de maior energia (calor) para aumentar sua temperatura do que um material com baixo calor específico. Por exemplo, precisa-se de oito vezes mais energia para aumentar a temperatura de um quilo de magnésio ($c_p = 1.03 J.g^{-1}.K^{-1}$) do que de um quilo de chumbo ($c_p = 0.13 J.g^{-1}.K^{-1}$).

A unidade de calor específico no sistema internacional (SI) é *Joule por grama-Kelvin* ($J\ g^{-1}\ K^{-1}$) ou *Joule por mol Kelvin* ($J\ mol^{-1}\ K^{-1}$). Há várias outras unidades que também podem representar calor específico, tais como: cal g^{-1} °C^{-1}, cal mol^{-1} °C^{-1} e J g^{-1}°C^{-1}.

Tabela 2: Calor específico de alguns tecidos dentais e materiais odontológicos[38].

Material	Calor específico (J/gº C)
Esmalte	0,71
Dentina	1,59
Cimento de fosfato de zinco	0,96
Amálgama	0,16

Materiais que são bons condutores térmicos, como ouro, prata e cobre, são utilizados como dissipadores de calor por apresentar baixos valores de calor específico e, portanto, alta difusividade térmica, como visto na Equação 13

$$\alpha \propto \frac{1}{c_p} \qquad 13$$

2.5.2 Condutividade térmica

A condutividade térmica κ é a propriedade que indica a capacidade do material em conduzir calor[37, 39, 40]. Essa propriedade aparece na Lei de Fourier, a qual descreve a condução de calor num meio homogêneo sem mudança de fase, que é definida pela expressão dada na Equação 14:

$$\vec{q} = -\kappa \nabla T \qquad 14$$

onde: $\vec{q}$ é o fluxo de calor e $\boldsymbol{\kappa}$ é a condutividade térmica (W/m.K).

A Figura 6 apresenta o fenômeno de condução de calor entre dois blocos com diferentes temperaturas (T_1, T_2) e mostra o sentido do fluxo de calor ($\vec{q}$) em determinada área:

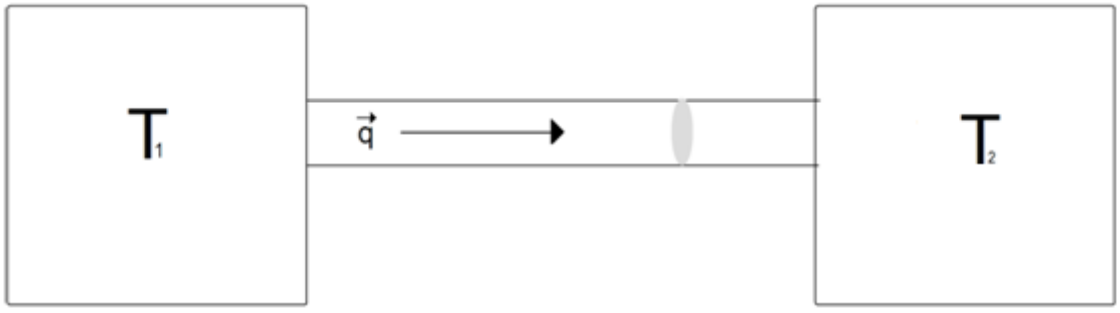

Figura 6: Representação de condução de calor, onde $T_1 > T_2$.

A condução térmica é o fenômeno no qual o calor é transportado das regiões de maior temperatura para regiões de menor temperatura de uma substância. Essa propriedade termofísica é mais bem definida na Equação 14[37]. O fenômeno da condução de calor é dependente somente do gradiente de temperatura, conforme ilustrado na Figura 6.

Fisicamente, a condução de calor é análoga à difusão de um elemento dentro de uma liga metálica, como pode ser verificado pela primeira lei de Fick descrita na Equação 15[40]:

$$J = -D\frac{dC}{dx} \qquad 15$$

onde: **J** é o fluxo de difusão (mol/m^2.s), **D** é o coeficiente de difusão (mol/s), **dC** é a variação de concentração de íons (mol/m^{-3}).

O calor (energia) é transportado em materiais tanto por vibrações na rede cristalina (predominantes em cerâmicas e na hidroxipatita) como também por elétrons livres (predominantes em metais). A condutividade pode ser separada em dois valores, um para cada efeito (k_r devido à vibração da rede e k_e devido a elétrons livres)[40]. Assim, a condutividade total de um material pode ser descrita como soma das duas contribuições (k_r e k_e), conforme descrito na Equação 16.

$$k = k_r + k_e \qquad 16$$

2.5.3 Difusividade térmica

Como visto na introdução, a razão entre a capacidade de conduzir e a de armazenar calor de um material é definida como difusividade térmica (α) como na Equação 01 e reapresentada aqui. Essa propriedade termofísica específica indica quão rapidamente um corpo responde às variações de energia térmica na qual é submetido.

$$\alpha = \frac{k}{\rho c_p} \qquad 01$$

onde: **k** é a condutividade térmica, $\mathbf{c_p}$ é o calor específico e **ρ** é a densidade volumétrica.

Materiais com alto valor de difusividade térmica respondem mais rapidamente às mudanças térmicas, enquanto materiais com pequenos valores de difusividade térmica respondem mais lentamente a essas mudanças, demorando a alcançar um novo estado de equilíbrio térmico. A difusividade térmica é uma importante propriedade de transporte de calor, pois indica quanto de energia térmica é transferido em função de um transiente de calor e quanto é necessário na modelagem e nos cálculos de transferência de calor. O valor da difusividade térmica de um material pode ser influenciado por diversos fatores, tais como perda de água, mudanças cristalográficas e mudanças morfológicas[40, 41].

Tabela 3: Difusividade térmica de alguns tecidos dentais e materiais odontológicos[38.]

Material	**Difusividade (cm^2/s)**
Esmalte	4,69
Dentina	1,86
Cimento de fosfato de zinco	5,08
Amálgama	17

2.6 Métodos para determinação da difusividade térmica

Existem diversos métodos para se determinar a difusividade térmica do tecido dental duro. Entre eles, um dos mais utilizados consiste em inserir dois ou mais termopares (uma junção entre dois metais diferentes, que produz uma diferença de potencial que está relacionada a uma diferença de temperatura) no dente e submeter esta estrutura a banhos térmicos em diferentes temperaturas[42]. Este método determina a difusividade do dente como um todo, podendo ser determinada também a difusividade do esmalte e da dentina separadamente, dependendo das posições dos termopares na amostra.

A técnica fotoacústica, por exemplo, é utilizada para determinação da difusividade, além de outros parâmetros térmicos[11, 43]. Este método permite determinar vários parâmetros simultaneamente, utilizando amostras de pequenas dimensões e também amostras muito delgadas, apresentando a vantagem de não necessitar do uso de termopares. A espectroscopia fotoacústica baseia-se no efeito fotoacústico descoberto por Alexander Graham Bell em 1880. A Figura 7 mostra o esquema de uma típica célula fotoacústica[11].

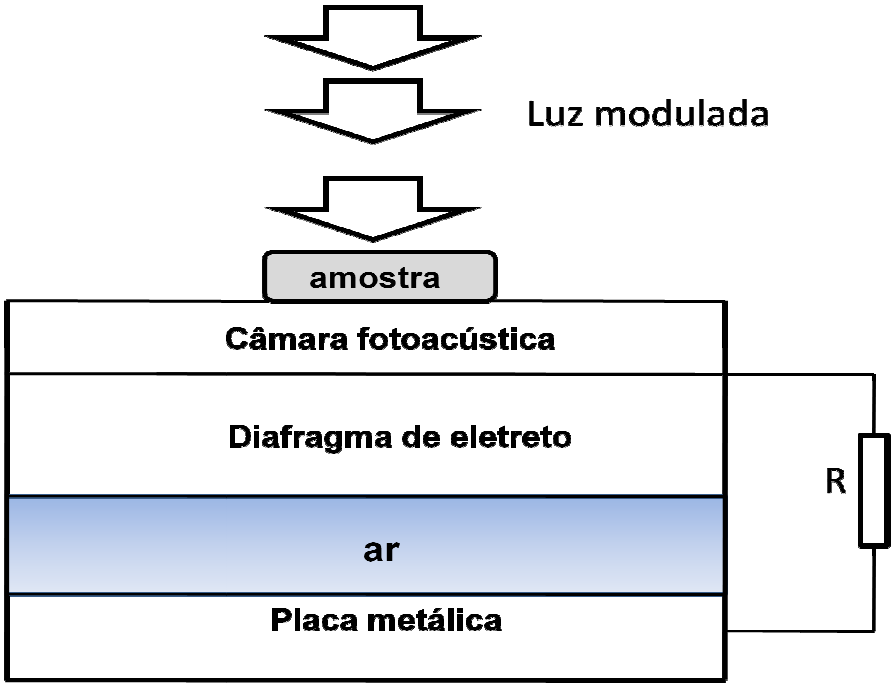

Figura 7: Esquema da uma célula fotoacústica típica para a determinação da difusividade[11].

A luz modulada atinge a amostra e, devido ao um efeito fotoacústico, gera variações de pressão no gás, a qual é detectada por um microfone instalado na câmera de gás. A partir das variações de pressão do gás, podem-se determinar diversas propriedades da amostra, incluindo-se a difusividade térmica.

Outro método que pode ser empregado é a determinação da difusividade térmica pelo método de Angstrom. Este método utiliza a diferença de fase entre a fonte de aquecimento, que pode ser uma resistência ou *laser* que seja altamente absorvido, e a propagação de calor gerado na amostra[12].

O método *laser flash* foi desenvolvido na década de 1960 pela Marinha americana. Um pulso de energia radiante, que geralmente é um *laser* ou uma lâmpada de *xenon*, é aplicado na face de uma pequena amostra circular, sendo registrada a variação de temperatura na face oposta. A difusividade térmica é calculada a partir da espessura da amostra e do tempo que a face oposta da amostra demora a aumentar a temperatura. Os principais problemas encontrados para utilização deste método são: dificuldades em obter um detector suficientemente rápido, e o fato de o transiente de temperatura ser medido atrás do substrato.

Outro método para a determinação da difusividade térmica baseia-se na utilização de câmera termográfica[16]. A principal vantagem deste método é a possibilidade de se determinarem propriedades térmicas com resolução temporal assim como espacial, permitindo realizar a medição de forma mais rápida que a dos outros métodos existentes. Este método permite realizar medidas em materiais isotrópicos e anisotrópicos[17].

2.7 Equação de difusão de calor

A equação de calor é uma importante equação diferencial parcial que descreve a distribuição de calor em determinada região em um determinado tempo, conforme descrito na Equação 17.

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \alpha \nabla^2 T \qquad 17$$

onde: **T** é a temperatura, α é a difusividade, **t** é o tempo e ∇^2 é o operador laplaciano.

As Equações 18, 19 e 20 representam o operador laplaciano em coordenadas cartesianas, cilíndricas e esféricas, respectivamente.

$$\nabla f^2 = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial z^2} \qquad 18$$

$$\nabla f^2 = \frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left(r\frac{\partial f}{\partial r}\right) + \frac{1}{r^2}\frac{\partial^2 f}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial z^2} \qquad 19$$

$$\nabla f^2 = \frac{1}{r^2}\frac{\partial}{\partial r}\left(r^2\frac{\partial f}{\partial r}\right) + \frac{1}{r^2 \operatorname{sen}\theta}\frac{\partial}{\partial \theta}\left(\operatorname{sen}\theta\frac{\partial f}{\partial \theta}\right) + \frac{1}{r^2 \operatorname{sen}\theta^2}\frac{\partial^2 f}{\partial \phi^2} \quad 20$$

A equação de calor é derivada da lei de condução de Fourier e da lei de conservação de energia. Considerando a condução de calor e a variação da energia interna de um elemento de volume, tem-se:

$$q_c = -k\nabla T \quad 21$$

$$\Delta q_i = c_p \rho \Delta T \quad 22$$

onde: $\boldsymbol{\nabla T}$ é o gradiente de temperatura, $\boldsymbol{k}$ é a condutividade térmica, $\boldsymbol{q_c}$ é o calor gerado pela condução e $\boldsymbol{q_i}$ é a energia interna.

Escolhendo o estado de energia igual a zero como sendo a energia da temperatura de zero absoluto, a Equação 22 pode ser descrita como:

$$q_i = c_p \rho T \quad 23$$

Aplicando a lei de conservação de energia para o problema, temos:

$$q_i + q_c = 0 \quad 24$$

Considerando um aumento da energia interna em uma pequena parte do material e em um pequeno intervalo de tempo, teremos:

$$x - \Delta x \leq \varepsilon \leq x + \Delta x \quad 25$$

$$t - \Delta t \leq \tau \leq t + \Delta t \quad 26$$

Quando as Equações 24, 25 e 26 são aplicadas na Equação 23, resulta em:

$$c_p\rho \int_{x-\Delta x}^{x+\Delta x}[T(\varepsilon, t+\Delta t) - T(\varepsilon, t-\Delta t)]d\varepsilon = c_p\rho \int_{t-\Delta t}^{t+\Delta t}\int_{x-\Delta x}^{x+\Delta x}\frac{\partial u}{\partial \tau}d\varepsilon d\tau \qquad 27$$

Aplicando as mesmas condições das Equações 25 e 26 na Equação 22, temos:

$$\kappa \int_{t-\Delta t}^{t+\Delta t}\left[\frac{\partial T}{\partial x}(x+\Delta x, \tau) - \frac{\partial T}{\partial x}(x-\Delta x, \tau)\right]d\tau = \kappa \int_{t-\Delta t}^{t+\Delta t}\int_{x-\Delta x}^{x+\Delta x}\frac{\partial^2 \mathrm{T}}{\partial \varepsilon^2}d\varepsilon d\tau \qquad 28$$

Aplicando-se a lei de conservação de energia nas Equações 27 e 28, resulta em:

$$c_p\rho \int_{t-\Delta t}^{t+\Delta t}\int_{x-\Delta x}^{x+\Delta x}\frac{\partial u}{\partial \tau}d\varepsilon d\tau - \kappa \int_{t-\Delta t}^{t+\Delta t}\int_{x-\Delta x}^{x+\Delta x}\frac{\partial^2 u}{\partial \varepsilon^2}d\varepsilon d\tau = 0 \qquad 29$$

Como a Equação 29 é válida para quaisquer valores de *x* e *t*, podemos afirmar que:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \alpha \nabla^2 T \qquad 17$$

A Equação 17 é válida somente para o caso de condução de calor sem mudança de fase, pois na dedução foi desconsiderado o calor latente (energia necessária para um material mudar de estado ou fase).

3. MATERIAL E MÉTODOS

Neste trabalho foi determinada a difusividade térmica de tecidos dentais duros em função da temperatura. Para isso, foi empregada a termografia no infravermelho para a aquisição dos dados de distribuição de temperatura em função do tempo, que foram usados para ajustar uma função de temperatura encontrada por meio da equação de calor homogênea com as devidas condições de contorno do problema.

3.1 Modelo teórico

A difusividade dos tecidos dentais duros foi determinada após cada pulso de irradiação com o *laser* Er:Cr:YSGG (λ= 2,79 μm). Esse parâmetro térmico não foi obtido durante o pulso *laser* por duas razões.

- A solução não homogênea com uma fonte gaussiana de calor é extremamente difícil de ser ajustada aos dados experimentais, pois se encontra em forma de uma série.
- A duração do pulso *laser* utilizado neste estudo é de 140 μs, e o intervalo de tempo entre pulsos (resfriamento) é de aproximadamente 47 μs medidos com a aquisição de dados feitos a 300 Hz. A variação de tempo entre 2 framess é da ordem de 10 vezes maior que a duração do pulso *laser*, portanto, o sistema não registra um número de frames durante o pulso *laser* suficiente para um bom ajuste à equação não homogênea.
- O tempo entre pulsos do laser determinado neste trabalho foi de 46,6 ms, valor que é menor do que o valor calculado (49,86 ms). Essa diferença se deve à velocidade de aquisição de dados à qual foi configurada a câmera termográfica (300 Hz), ou seja, o erro temporal do experimento é de 1666 μs. A duração do pulso *laser* não pôde ser determinada, pois o intervalo de tempo entre 2 frames consecutivos é 23 vezes maior do que o tempo do pulso *laser* reportado no manual do fabricante (140 μs).

A Figura 8 mostra o comportamento térmico do tecido dental em resposta à irradiação com o *laser* de Er:Cr:YSGG.

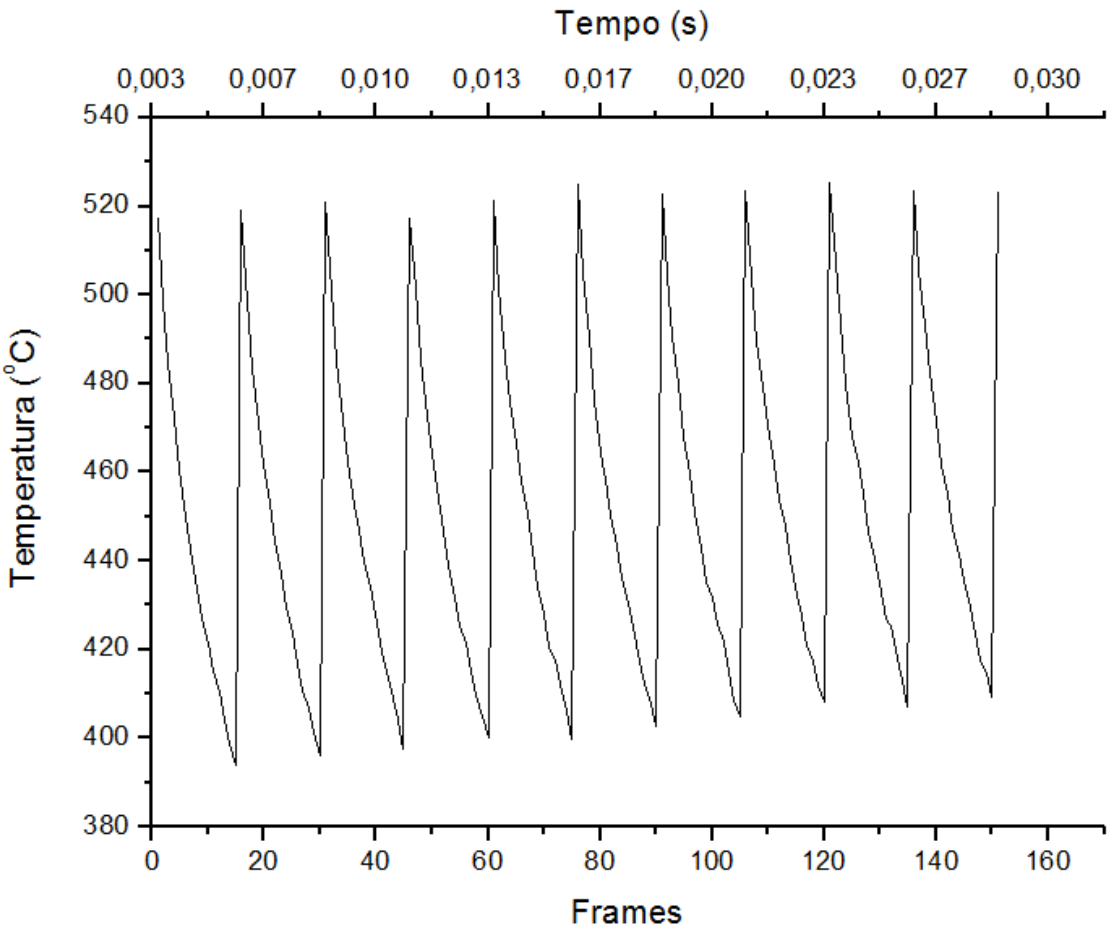

Figura 8: Resposta térmica típica dos tecidos dentais duros devido à irradiação *laser* de Er:Cr:YSGG.

A equação que rege a transferência de calor em um material isotrópico sem fonte de calor é dada por:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \alpha \nabla^2 T \qquad 17$$

onde: **α** é a difusividade térmica, **T** é a temperatura e o **t** é o tempo.

Como a fonte de calor utilizada neste trabalho foi um *laser*, cujo feixe possui uma simetria cilíndrica (θ), o problema pode ser resolvido mais adequadamente em coordenadas cilíndricas. O operador laplaciano escrito em coordenada cilíndrica é:

$$\nabla^2 \mathrm{T} = \frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left(r\frac{\partial T}{\partial r}\right) + \frac{1}{r^2}\frac{\partial^2 \mathrm{T}}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \qquad 30$$

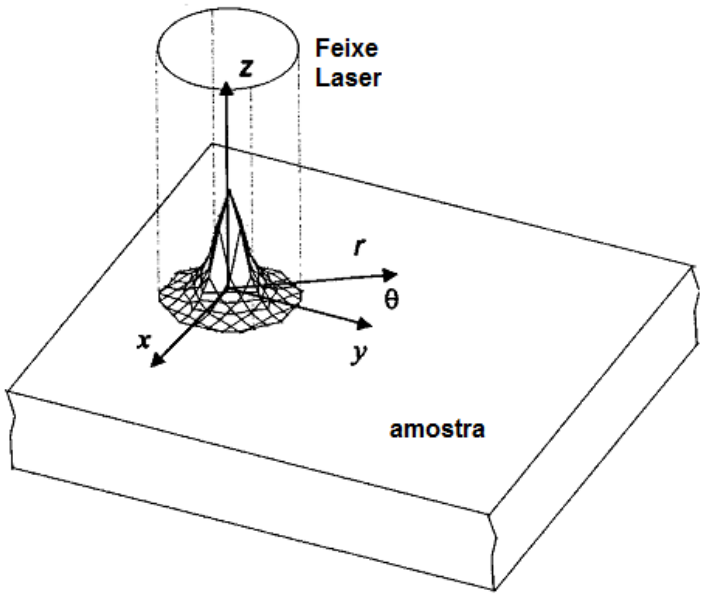

Figura 9: Desenho esquemático do sistema de coordenadas[16].

Como o feixe *laser* possui uma simetria angular, considerando somente a distribuição radial de temperatura, pois foram somente registrados dados de distribuição radial de temperatura , o laplaciano pode ser reescrito como:

$$\nabla^2 = \frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left(r\frac{\partial T}{\partial r}\right) \qquad 31$$

Reescrevendo a equação de calor (Equação 17) para o problema, temos:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \alpha\left(\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left(r\frac{\partial T}{\partial r}\right)\right) \qquad 32$$

A solução da Equação 32 pode ser obtida pelo método de Frobenius, porém esta técnica encontra uma função solução na forma de uma série. A utilização de soluções

em forma de séries torna difícil o ajuste aos dados experimentais, pois há muitos coeficientes para serem ajustados.

O método de solução mais adequado para resolver o problema é, então, o método de integrais de transformação. Este método consiste em fazer uma mudança de espaço (mudança de variável) na equação diferencial de tal forma que o problema possa ser mais facilmente resolvido.

A transformada de Henkel permite esta operação pois, quando aplicada na parte radial do operador laplaciano em coordenada cilíndrica, torna a equação de calor fácil de ser resolvida.

Aplicando uma transformada de Henkel de ordem zero na variável radial (r) da função T(r,t), temos:

$$H[T(r,t)] \equiv T(\sigma,t) = \int_0^\infty rJ_0(\sigma r)T(r,t)dr \qquad 33$$

Aplicando-se a transformada de Hankel na parte radial da Equação 32 e calculando-se a integral da Equação 33[44], tem-se:

$$H\left[\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left(r\frac{\partial T}{\partial r}\right)\right] = -\sigma^2 T(\sigma,t) \qquad 34$$

Reescrevendo a Equação 32 e aplicando-se a Equação 34, teremos:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = -\alpha(\sigma^2 T(\sigma,t)) \qquad 35$$

A solução geral da Equação 35 é [45]:

$$T(\sigma,t) = Ae^{-\alpha\sigma^2 t} + Be^{\alpha\sigma^2 t} \qquad 36$$

O termo *B* da Equação 36 pode ser aproximado para zero, pois a temperatura para t $\rightarrow\infty$ tem que ser menor que no instante inicial (princípio da conservação de energia). Então, a Equação 36 pode ser reescrita como:

$$T(\sigma, t) = Ae^{-\alpha\sigma^2 t} \quad 37$$

A Equação 37 está no espaço σ, não tendo nenhum significado físico. Portanto, é necessária a aplicação da transformada inversa de Henkel nessa equação para retorná-la ao espaço inicial e, com isso, ajustá-la aos dados experimentais. A transformada inversa de Henkel da Equação 37 é descrita como[46]:

$$\int_0^\infty J_0\,(\sigma r) A e^{-\alpha\sigma^2 t} dr = \frac{A}{c+8\alpha t} e^{-\frac{2r}{c+8\alpha t}} \quad 38$$

onde: ***A*** e ***c*** são constantes arbitrárias, $\boldsymbol{\sigma}$ é a variável de transformação, $\boldsymbol{J_0}$ é a função de Bessel de ordem zero, $\boldsymbol{\alpha}$ é a difusividade térmica, ***t*** é o tempo e ***r*** é a variável radial.

A solução particular para a equação do calor deste estudo (Equação 39) passa a ser:

$$T(r, t) = \frac{A}{c+8\alpha t} e^{-\frac{2r}{c+8\alpha t}} \quad 39$$

onde: ***A*** e ***c*** são constantes arbitrárias, $\boldsymbol{\alpha}$ é a difusividade térmica, ***t*** é o tempo e ***r*** é a variável radial.

O *laser* utilizado neste estudo foi o *laser* Er:Cr:YSGG cujo comprimento de onda é altamente absorvido pelo radical hidroxila (OH^-)[47]. Portanto, no instante inicial, o perfil de temperatura em função de r está diretamente relacionado com a distribuição radial (gaussiana) de energia do feixe *laser* (Equações 40 e 41), onde delta (γ) é uma constante.

$$E(r) = E_0 e^{\frac{-2r^2}{R^2}} \quad 40$$

$$T(r, t = 0) = \gamma E(r) \quad 41$$

onde: **R** é o raio quando a energia do feixe laser diminui a 13,57%, é uma constante arbitrária e $\mathbf{E_0}$ é a energia no centro do feixe *laser*.

Utilizando a identidade da Equação 41 é possível determinar os coeficientes A e c:

$$A = \gamma E_o R^2 \qquad c = R^2 \tag{42}$$

onde: γ é uma constante arbitrária, é a energia pico do feixe *laser* e **R** é o raio à meia altura do feixe *laser*.

Portanto, a solução particular da equação de calor para as condições de contorno deste trabalho é:

$$T(r,t) = \frac{\gamma I_o R^2}{R^2 + 8\alpha t} e^{-\frac{2r^2}{R^2 + 8\alpha t}} \tag{43}$$

onde: ***Io*** é a intensidade no centro do feixe *laser*, $\boldsymbol{\alpha}$ é a difusividade térmica, ***t*** é o tempo, ***r*** é a variável radial e ***R*** é o raio quando a energia do feixe laser diminui a 13,57%.

3.2 Preparo e irradiação das amostras com laser de Er:Cr:YSGG

Foram utilizadas, para a parte experimental deste estudo, 10 amostras de dentina e 10 amostras de esmalte de 5 x 5 mm. As amostras foram obtidas de dentes incisivos inferiores bovinos por meio de seccionamento com disco diamantado sob refrigeração com água utilizando-se cortadeira automatizada (Accutom, UK). Após a obtenção das amostras, elas foram desgastadas com lixa de granulação 600 sob refrigeração de água até que fossem obtidas amostras de espessura média de 2 mm para dentina e 1,3 mm para o esmalte.

As amostras assim obtidas foram armazenadas em ambiente úmido sob refrigeração (+5º C) até o início dos experimentos, a fim de que se evitasse a desidratação delas.

Durante os experimentos, as amostras foram irradiadas utilizando-se um *laser* de Er:Cr:YSGG modelo *Waterlase* (Biolase Technology, EUA), o qual emite no

comprimento de onda 2,78 µm e opera no modo pulsado, com duração de pulso entre 140-200 µs e à taxa de repetição fixa de 20 Hz.

As amostras de dentina e esmalte foram irradiadas perpendicularmente à superfície na qual foi feito o filme termográfico conforme mostra a Figura 9:

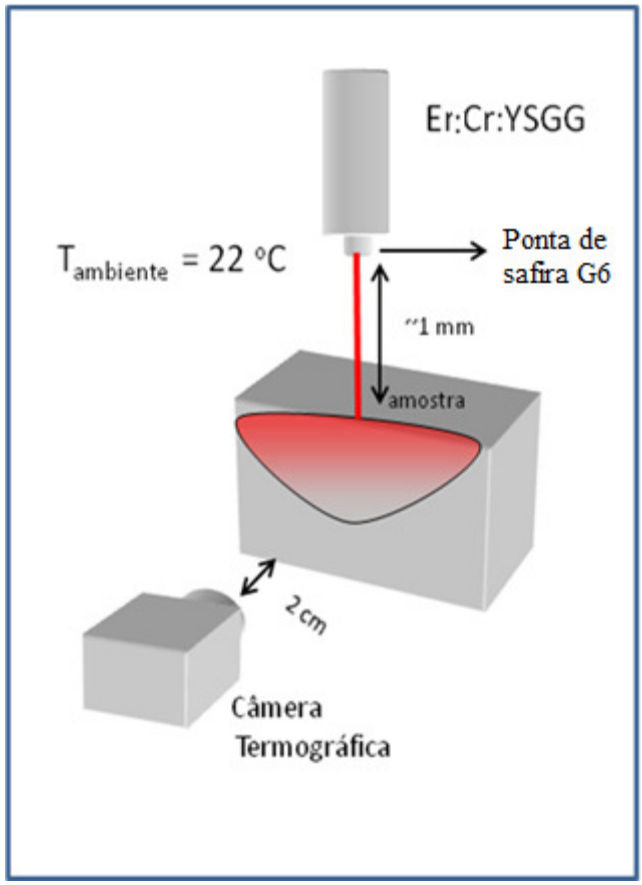

Figura 10: Esquema de irradiação das amostras de esmalte e de dentina.

As irradiações foram feitas empregando-se uma ponta de safira tipo G6 (de 600 µm de diâmetro – Biolase Technology, EUA), posicionada perpendicularmente à secção lateral das amostras (Figura 10), com 1 mm de distância da amostra, conforme recomendação do fabricante. As amostras foram irradiadas de forma padronizada por 10 segundos, de tal forma que fossem garantidos 200 pulsos laser. A energia média por pulso, aferida por um *power/ energymeter* (Fieldmaster, Coherent, EUA), foi de 118 mJ resultando numa densidade de energia de 41,75 J/cm^2, tanto para esmalte quanto para dentina. Todas as irradiações foram realizadas com ausência de refrigeração ar/água.

O tempo de irradiação empregado neste estudo foi determinado considerando-se o tempo necessário para que o calor gerado devido ao 1º pulso laser chegasse até a borda da amostra. Isso foi adotado visando a desconsiderar a condição de contorno existente nos limites da amostra, devido às grandes diferenças no valor das propriedades térmicas entre o ar e a amostra.

3.3 Sistema termográfico

A câmera termográfica Thermacam SC 3000 (FLIR System, EUA), usada neste trabalho, foi desenvolvida para aplicações científicas com uma grande precisão na medida de temperatura sem contato (20mK a 30º C).

As especificações gerais desta câmera são:

Tabela 4: Características da câmera SC 3000.

Sensibilidade térmica	-20º C a 1300º C
Campo de visão distância mínima	20’ X 15’ e 0,3 m
Zoom	Eletrônico 4X
Correção emissividade	Automaticamente, varia de 0,1 a 1 ou seleciona uma lista de materiais predefinida na câmera.
Distância focal	2 cm, 10 cm, 1 m

A câmera foi calibrada considerando a emissividade do esmalte dental e da dentina como sendo 0,91[48] e com o intervalo de temperatura entre 186 ºC até 1300 ºC, pois o presente trabalho tem como objetivo determinar a difusividade térmica nesta faixa de temperatura. A câmera foi ajustada com uma lente de distância focal de 2 cm que permite grande resolução espacial em uma pequena região da amostra. Os filmes termográficos foram feitos em velocidade de 300 frames por segundo (Hz), sendo a resolução espacial do frame de 48 linhas e 320 colunas. A duração total foi de 14 segundos, iniciando 2 segundos antes da irradiação, 10 segundos durante a irradiação e 2 segundos após sua finalização.

Durante os experimentos, a temperatura ambiente foi mantida constante a 22 ºC, sendo a sala climatizada por 2 horas antes da calibração da câmera termográfica.

3.4 Descrição do software da câmera termográfica[49 48]

O *software* utilizado para a obtenção dos dados das imagens térmicas é o *ThermaCAM Researcher* (FLIR System, EUA)[49], o qual se apresenta como um sistema baseado na plataforma *Microsoft Windows* desenvolvido para aplicações científicas, contendo um vasto conjunto de ferramentas que permitem, assim, a análise precisa de imagens térmicas estáticas em tempo real e a aquisição de dados em velocidade de até 900 Hz.

3.5 Metodologia de ajustes dos dados experimentais

A Equação 43 pode ser desmembrada da seguinte forma para o ajuste dos dados experimentais:

$$T(r,t) = \frac{\delta I_O R^2}{\varphi(t)} e^{-\frac{2r^2}{\varphi(t)}} \qquad 44$$

$$\varphi(t) = R^2 + 8\alpha t \qquad 45$$

onde: **Io** é a intensidade no centro do feixe *laser*, **α** é a difusividade térmica, **t** é o tempo, **r** é a variável radial, **R** é o raio à meia altura do feixe *laser* e **γ** é uma constante arbitrária.

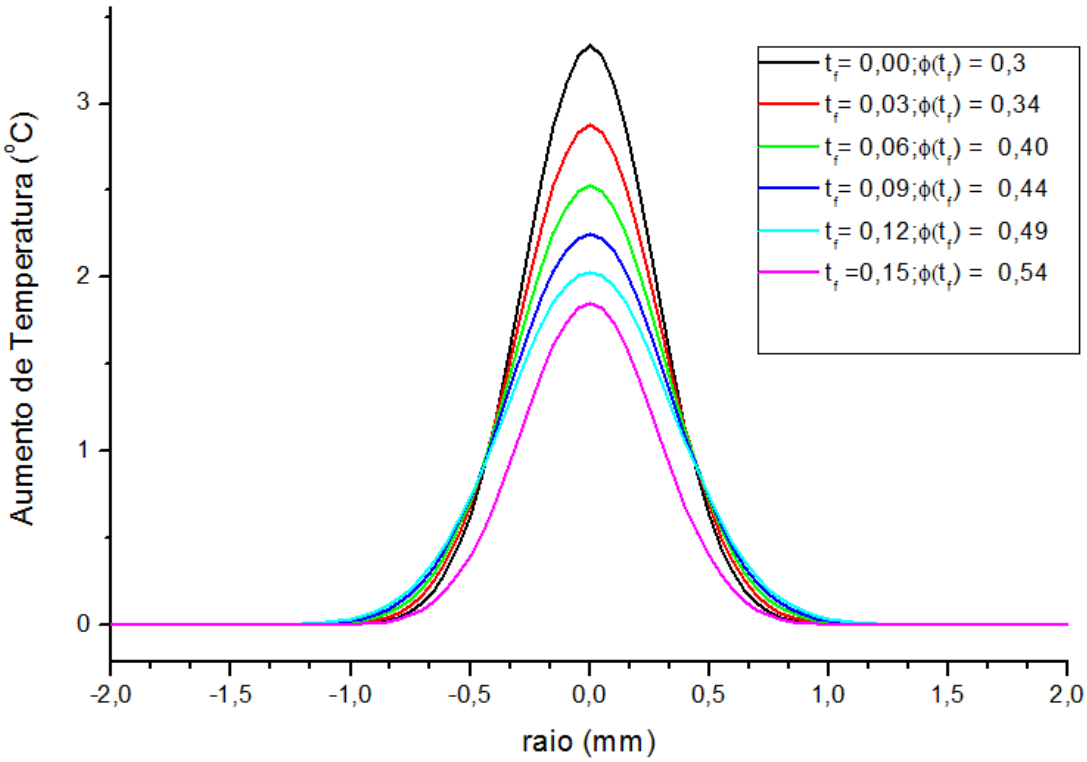

Figura 11: Distribuição típica de temperatura em 5 instantes após o pulso *laser*.

A Figura 11 mostra um gráfico típico de temperatura na amostra irradiada em função da posição radial, em 5 instantes diferentes. Nota-se que, com o aumento do tempo, a gaussiana vai diminuindo de intensidade e a temperatura aumenta na direção radial devido à condução de calor.

A Equação 44 foi ajustada com dados de distribuição de temperatura ao longo de uma linha (distância constante da superfície irradiada) que passa pelo centro do feixe *laser*. Tal ajuste foi realizado nos 8 primeiros frames após cada pulso *laser*, pois, o 8º frame corresponde ao tempo de 5 vezes o valor da relaxação térmica, ou seja, o calor já foi totalmente dissipado da amostra. O ajuste da Equação 45 de cada frame fornece um valor de φ que está relacionado com o tempo do frame (t).

Os filmes termográficos foram obtidos a 300 Hz, ou seja, 300 frames por segundo; logo, o tempo entre um frame e outro é de 0,003 s. O tempo inicial (t = 0) foi considerado o 1º frame após o pulso *laser*. A Tabela 5 mostra a variação do tempo decorrido em 8 frames consecutivos de um filme termográfico gravado a 300 Hz.

Foram somente escolhidos os 8 primeiros frames após cada pulso laser para os ajustes gaussianos, pois 8 frames consecutivos representam temporalmente 0,026 s, ou seja, 5 vezes mais do que o tempo de relaxação térmica (0,0053 s) para o laser de Er:Cr:YSGG, além de permitir um bom ajuste da função ϕ. Isto foi necessário para otimizar o software desenvolvido no trabalho.

Tabela 5: Variação de tempo em 8 frames consecutivos.

Número do frame	**Variação do tempo (Δt) (s)**
01	0
2	0,003
3	0,006
4	0,009
5	0,012
6	0,015
7	0,018
8	0,021

Com os pontos (ϕ (t), t) obtidos por meio de ajustes gaussianos dos 8 primeiros frames após o pulso é possível determinar os parâmetros (R^2, 8α) da Equação 45, fazendo-se uma regressão linear. A derivada da função encontrada no ajuste dividido por 8 fornece a difusividade térmica do material.

A Figura 12 mostra a regressão linear dos φ(t) em função de t das funções apresentadas anteriormente na Figura 11.

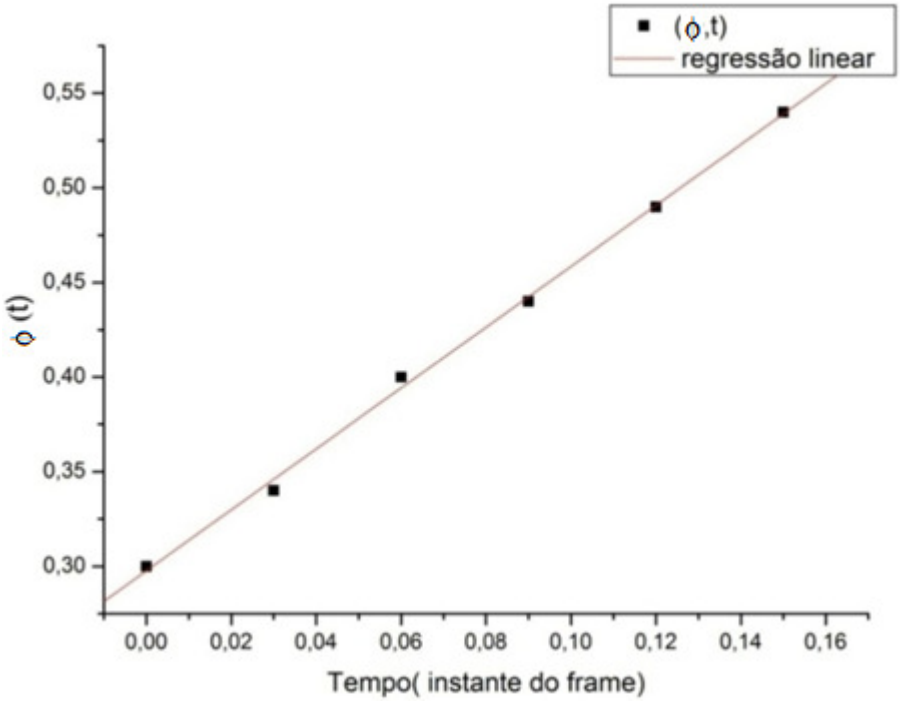

Figura 12: Regressão linear dos pontos (φ,t) das funções mostradas na Figura 8.

O método proposto neste trabalho permite o cálculo da difusividade térmica em função da profundidade. Isso é feito repetindo a metodologia ajuste de dados em diversas linhas consecutivas. A distância entre duas linhas consecutivas é de 18 μm.

A Figura 13 mostra uma ilustração sobre como foi feita a análise.

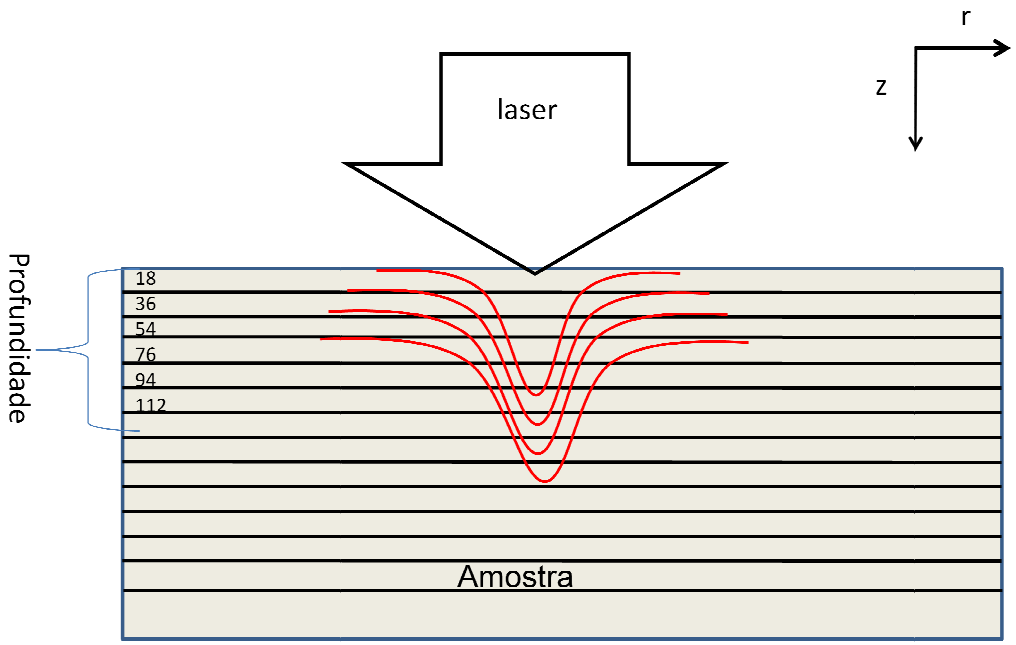

Figura 13: Ilustração do método para a determinação da difusividade em função da profundidade da amostra analisada.

Com o cálculo da difusividade térmica em função da profundidade é possível obter o comportamento desta propriedade em função da temperatura. Isto foi feito agrupando os valores de difusividade térmica obtidos em intervalos de temperatura de 10 graus, para todas as amostras.

As linhas acima de 72 µm de profundidade foram desconsideradas, pois o tecido nesta região foi ablacionado pelo *laser*. Não foi calculada a difusividade nas linhas abaixo de 216 µm de profundidade, pois o número de pixels da linha com temperaturas acima de 186º C é pequeno após esta profundidade.

3.6 Processamento dos dados

Os dados obtidos nos filmes termográficos de cada amostra foram exportados para o formato *Matlab*. Em cada filme, foram obtidos aproximadamente 4200 frames; portanto, o número de dados gerados por cada amostra encontra-se em torno de 1,5 gigabytes. Por este motivo, foi desenvolvido um programa com *GUI (Guide User Interface)* para tornar a análise dos dados mais rápida. A Figura 14, a seguir, mostra um esquema resumido das etapas que o programa desenvolvido executa para análise.

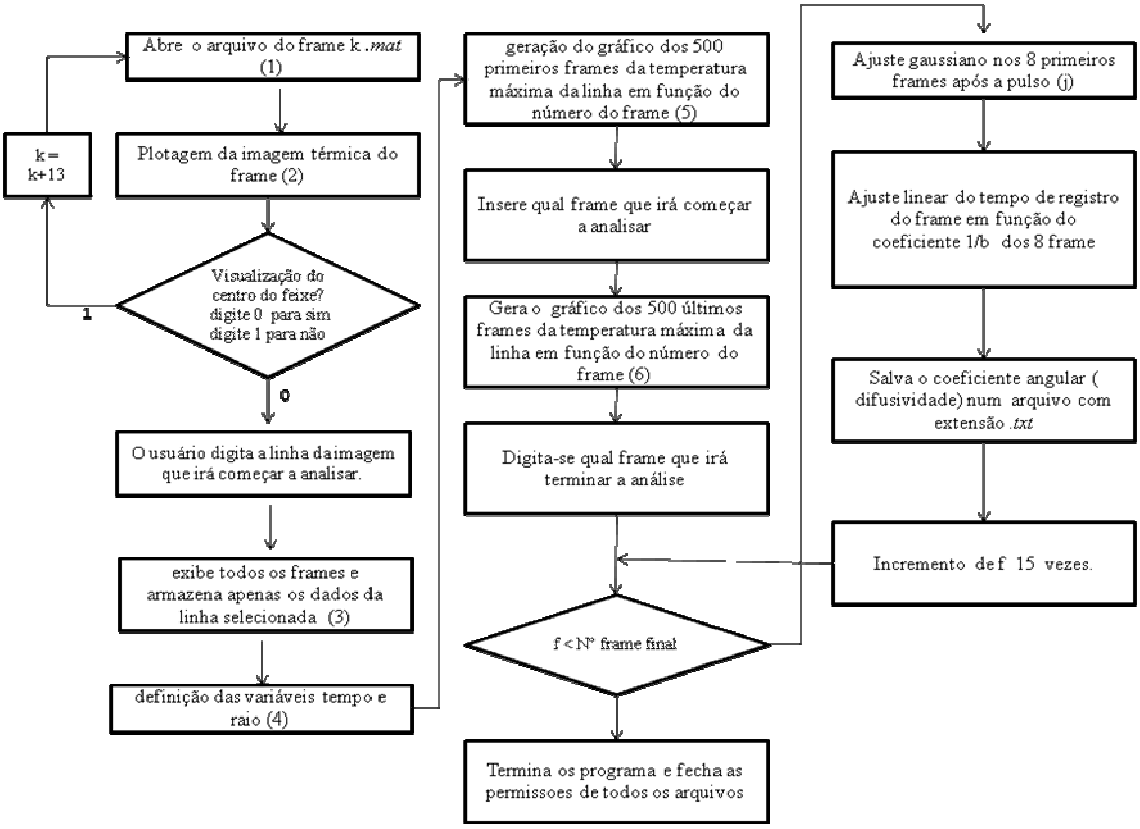

Figura 14: Fluxograma resumido do programa para análise de dados da câmera termográfica.

Na etapa 1, foram lidos os arquivos exportados pelo programa *Thermacam researcher*. Os arquivos possuem uma ordem numérica (ex.: amostra10001.mat, amostra10002.mat, mostra10003.mat), na qual os 4 últimos números de cada arquivo representam o número do frame do filme.

Cada arquivo possui uma matriz de 48 linhas por 320 colunas, representando a temperatura em Kelvin de cada elemento da imagem (pixel) e outras variáveis que contêm informações sobre a medição, tais como emissividade utilizada, temperatura, umidade relativa e o horário da medida, entre outras informações das condições experimentais.

Na etapa 2, o programa mostra na tela do computador uma imagem do frame para que o usuário possa visualizar qual linha da matriz é mais adequada para análise. O programa permite que o usuário mude para outros frames, permitindo obter uma melhor visualização do feixe *laser*. As Figura 15 e Figura 16 mostram uma imagem típica que o usuário visualiza na interface do programa.

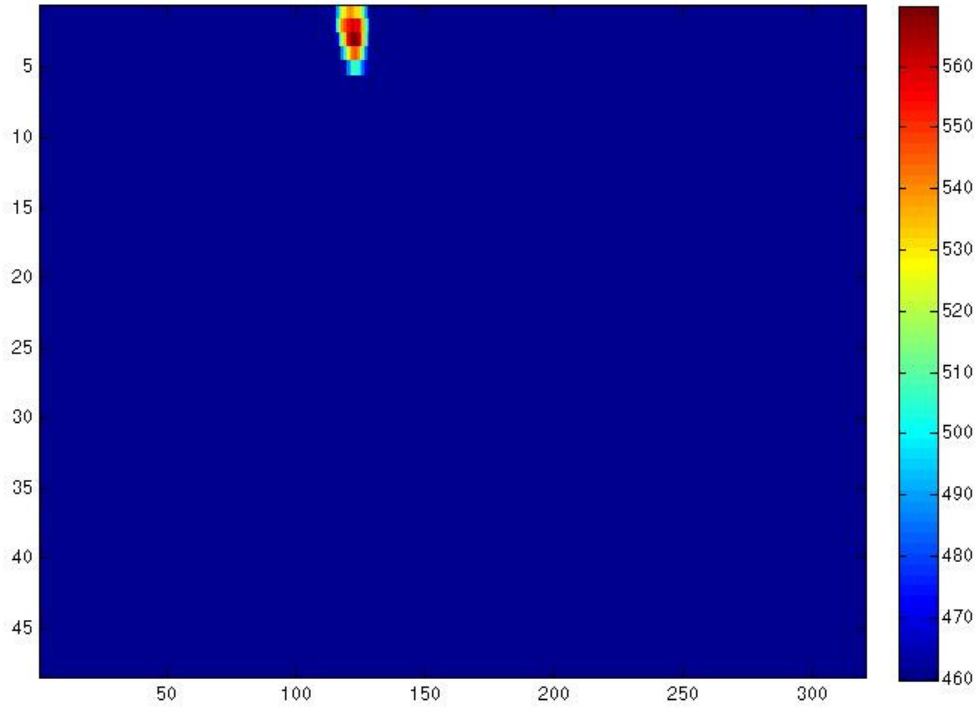

Figura 15: Imagem típica de frame que dificulta ao usuário a escolha da linha de *pixels* com distribuição de temperatura que é analisada para o cálculo da difusividade térmica.

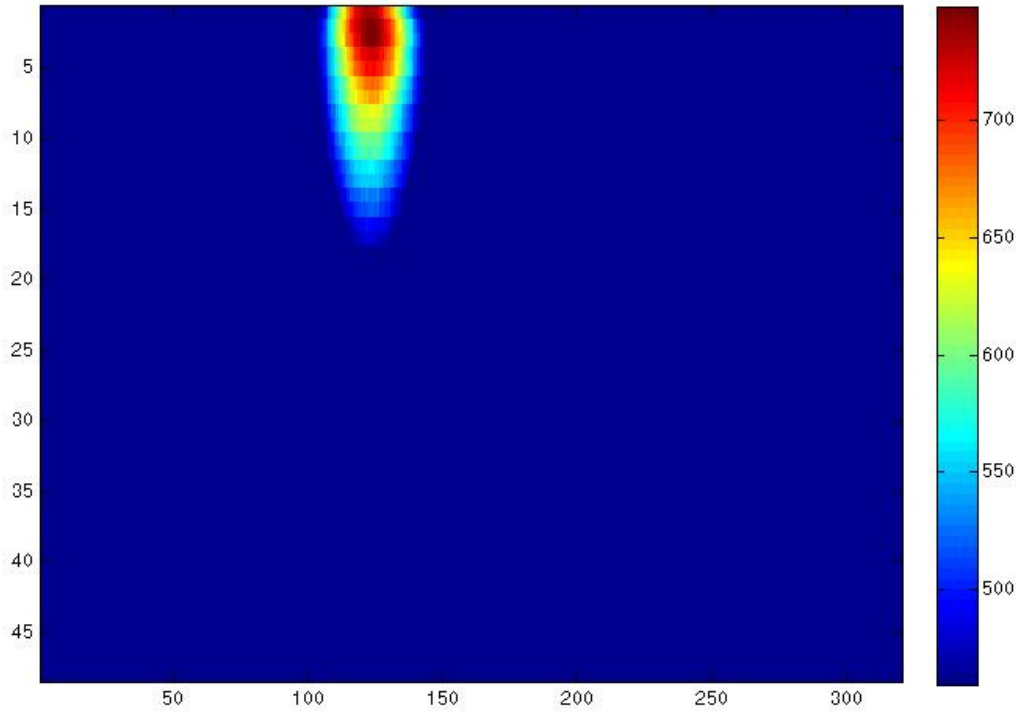

Figura 16: Imagem de frame que possibilita ao usuário a escolha da melhor linha de pixel com distribuição de temperatura que é analisada para o cálculo da difusividade térmica.

Na etapa 3, o programa abre todos os arquivos de uma amostra (ex.: amostra10001. mat, amostra10002.mat, amostra10003.mat, ...) e exclui os dados que não serão usados, para permitir um processamento mais rápido. Isso é feito devido à grande quantidade de frames e para utilização de um menor número de recursos computacionais.

Na etapa 4, o programa define as variáveis tempo e distância radial. Para obter a variável tempo de cada frame, considerou- se a taxa de aquisição da câmera como sendo de 300 Hz, ou seja, o intervalo entre frames consecutivos é de aproximadamente 0,003 s. Considera-se o 1º frame após cada pulso como o tempo inicial.

A variável distância é obtida considerando a razão entre pixel e distância. Essa relação depende somente da distância focal da lente. Neste trabalho, a distância focal da lente utilizada é de 2 cm. Portanto, a razão pixel/distância é de 0,0018 cm.

Na etapa 5, é feito um gráfico da temperatura no centro do feixe *laser*, da linha, escolhida em função dos 1000 primeiros frames. O procedimento se aplica somente aos 1000 frames devido a limitações dos recursos computacionais assim como para uma visualização mais rápida. A Figura 17 mostra o comportamento típico da temperatura nos 1000 primeiros frames.

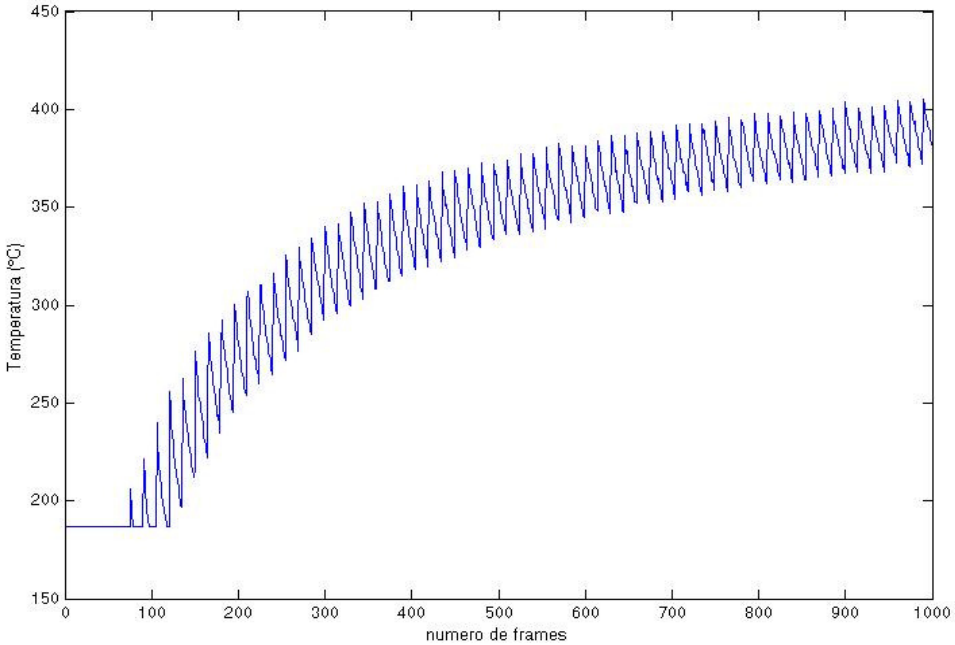

Figura 17: Temperatura típica no centro do feixe *laser* dos 1000 primeiros frames.

Nota-se, na Figura 16, que a temperatura inicial registrada é de 186 °C. Isso ocorre pois o sistema foi configurado para medir temperatura no intervalo de 186 °C a 1300 °C , de forma que temperaturas abaixo desse valor não são registradas.

Na etapa 6 são representados graficamente os últimos 1000 frames. O usuário digita qual será o último frame que irá analisar. A Figura 18 mostra o comportamento típico dos 1000 últimos frames.

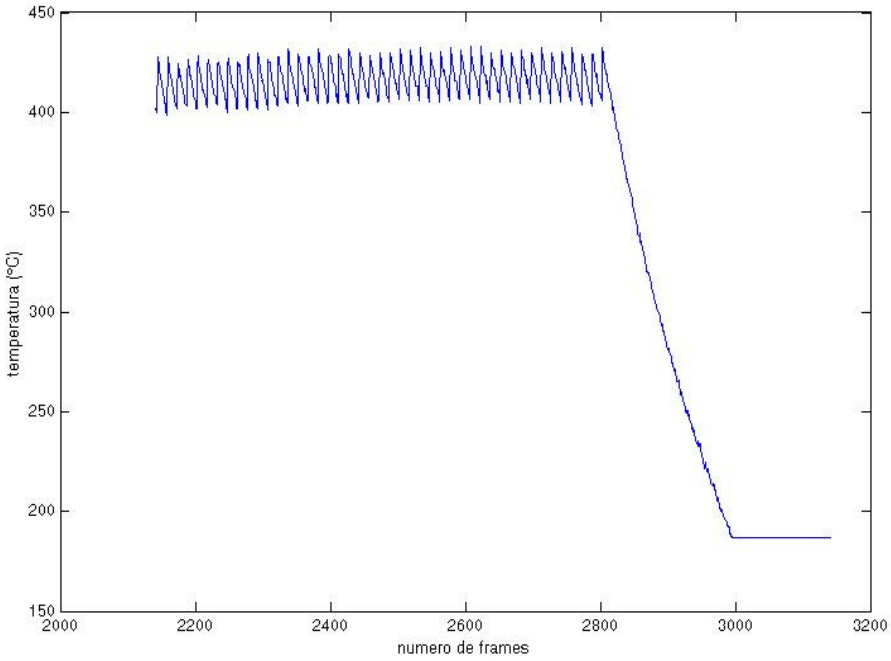

Figura 18: Temperatura no centro do feixe dos 1000 últimos frames.

Nota-se, na Figura 18, que a irradiação é finalizada no frame número 2800. Após, observa-se um resfriamento da amostra. No frame 3000, o registro de temperatura se torna constante na temperatura de 186° C, pois esse valor é a temperatura mínima para a qual foi ajustado o sistema.

Após o usuário fornecer todos os dados ao programa, o programa realiza os cálculos de difusividade térmica após cada pulso. O pulso *laser* possui duração de 140

μs e frequência de 20 Hz; logo, o intervalo entre um pulso e outro é de aproximadamente 0,04 s, o que significa que cada resfriamento é registrado em 14 frames. Assim, o programa utiliza uma progressão aritmética (PA) com razão 14 para encontrar o 1º frame após cada irradiação.

O programa encontra primeiro o ponto com maior temperatura na linha que o usuário escolher. Esse ponto é considerado a posição zero, ou seja, o centro do feixe *laser* e o ponto de origem do sistema (r=0). O *laser* utilizado possui um feixe aproximadamente gaussiano. Portanto, o perfil de temperatura visto ao longo da linha que atravessa o centro do feixe e ortogonal ao sentido da irradiação é o de uma gaussiana.

O ajuste gaussiano de cada frame é feito com os dados no intervalo entre a temperatura máxima e 13% do seu valor inicial ($1/e^2$). A equação abaixo mostra a função gaussiana que o programa ajusta pelo método dos mínimos quadrados.

$$T(r) = \varphi * e^{\frac{-(2r)^2}{2*\varphi^2}} \qquad 46$$

onde: **b**, φ são constantes, **r** é variável radial do sistema e **T** é temperatura.

O ajuste realizado pela Equação 46 fornece dois coeficientes (b,φ). O coeficiente φ está relacionado com a largura da gaussiana: quanto maior o seu valor, mais larga será a meia altura da gaussiana. No problema de determinação da difusividade, esse coeficiente vai diminuindo à medida que o tempo de resfriamento aumenta, conforme demonstrado na literatura[17]. Nas Figura 19 e Figura 20 pode-se notar o ajuste gaussiano típico para o primeiro e oitavo frames após o pulso.

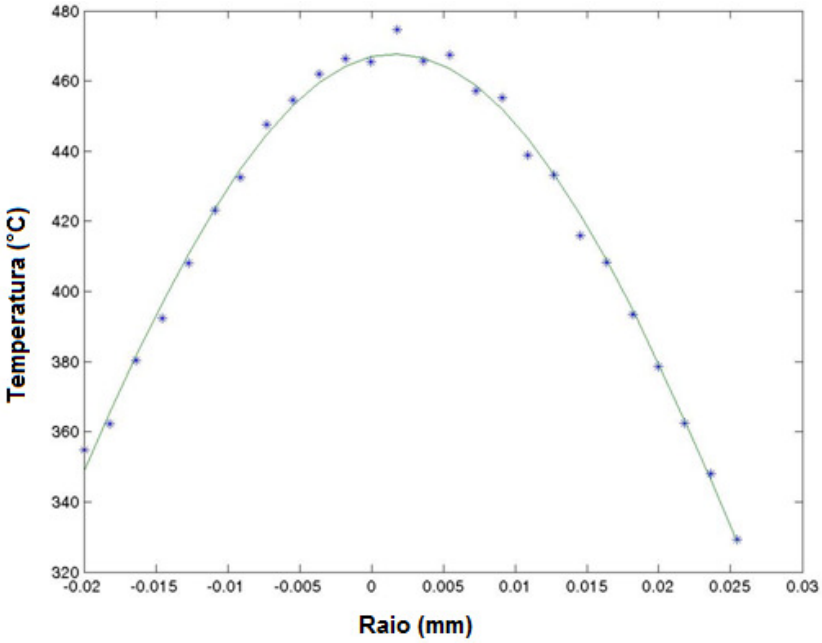

Figura 19: Ajuste gaussiano do 1º frame após o pulso *laser*.

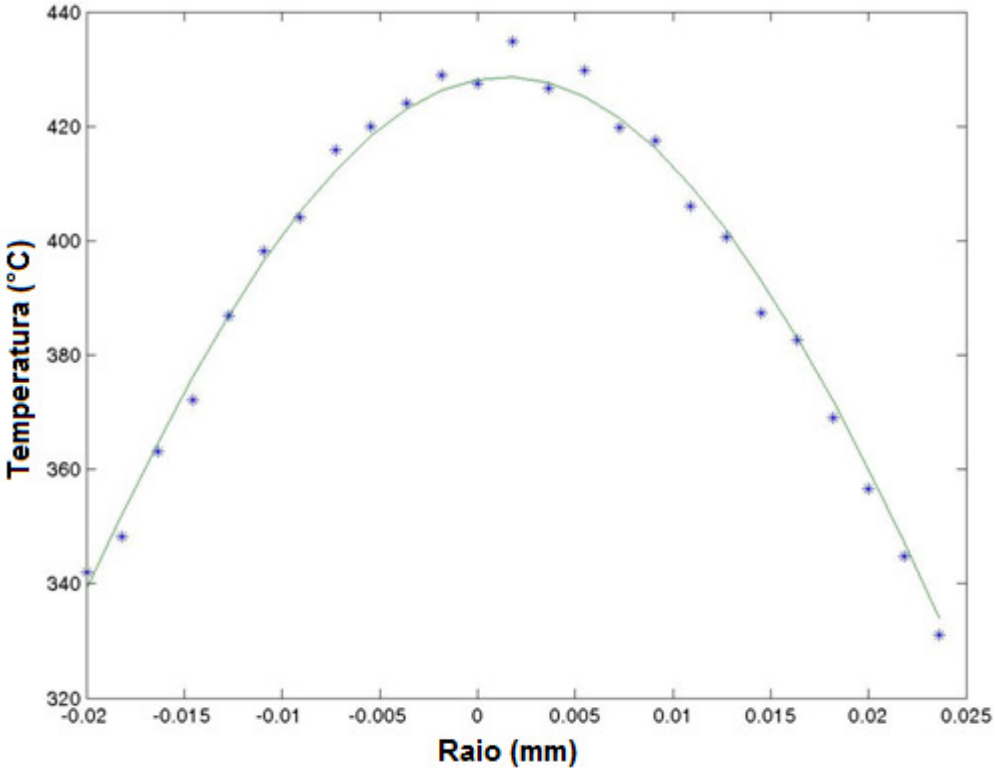

Figura 20: Ajuste gaussiano típico do 8º frame após o pulso *laser*.

Realizando o ajuste gaussiano dos 8 primeiros frames após cada pulso, o programa grava os valores de *phi* (φ). Cada frame é uma fotografia, representando um

instante. Como as imagens foram gravadas em 300 Hz, o intervalo de tempo entre cada frame é de aproximadamente 0,003 s. O programa faz um ajuste linear entre os valores de φ salvos e o tempo de cada frame. O coeficiente angular deste ajuste é a difusividade térmica da amostra após cada pulso. A Figura 21, a seguir, mostra o ajuste linear feito com os dados de delta de 8 ajustes gaussianos típicos após um pulso *laser*.

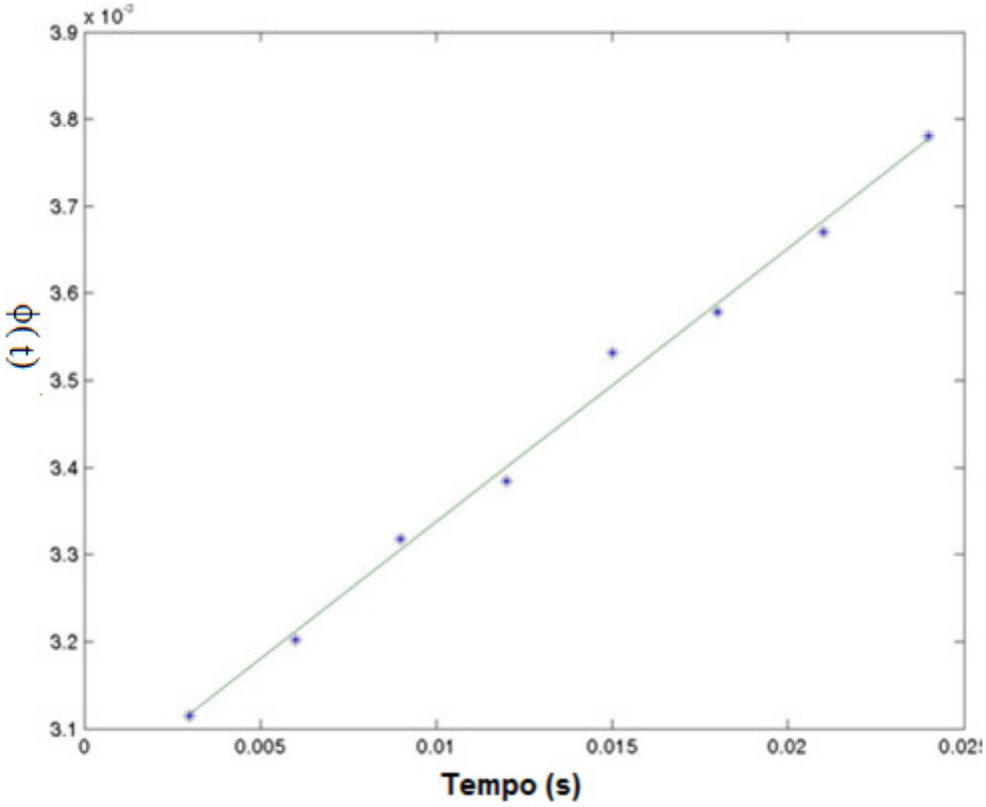

Figura 21: Ajuste linear típico dos valores de *delta* em função do tempo.

Após encontrar o valor da difusividade, o programa registra este valor assim como a temperatura no centro do feixe do 1º e 8º frames, respectivamente, após cada pulso, em um arquivo formato ASCII. Essa configuração simples permite ao usuário utilizar os dados em outros programas de análise comercialmente utilizados como, por exemplo, *Microcal Origin e Microsoft Excel*.

A seguir, este programa passa para a análise do próximo pulso, repetindo então todo o processo descrito anteriormente, até o último frame escolhido pelo usuário.

4. RESULTADOS

A difusividade térmica dos tecidos dentais duros foi obtida em função da temperatura. Para isso, os dados de distribuição de temperatura em função do tempo foram usados para ajustar uma função de temperatura (Equações 45 e 46) encontrada por meio da equação de calor homogênea (Equação 17) utilizando como condição inicial a distribuição radial de energia do laser.

As Figura 22 e Figura 23 mostram a difusividade térmica de uma amostra de esmalte e de dentina respectivamente, em função do número de pulsos.

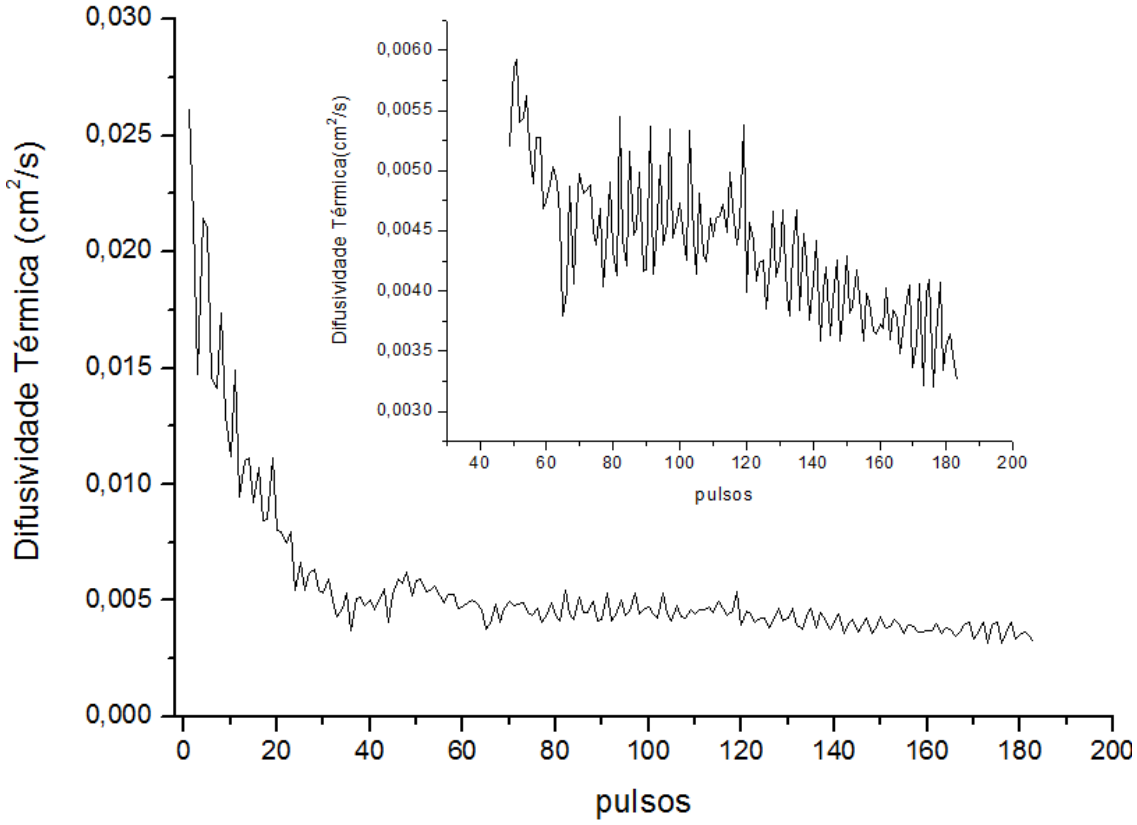

Figura 22: Difusividade térmica em função do número de pulsos laser para uma amostra de esmalte.

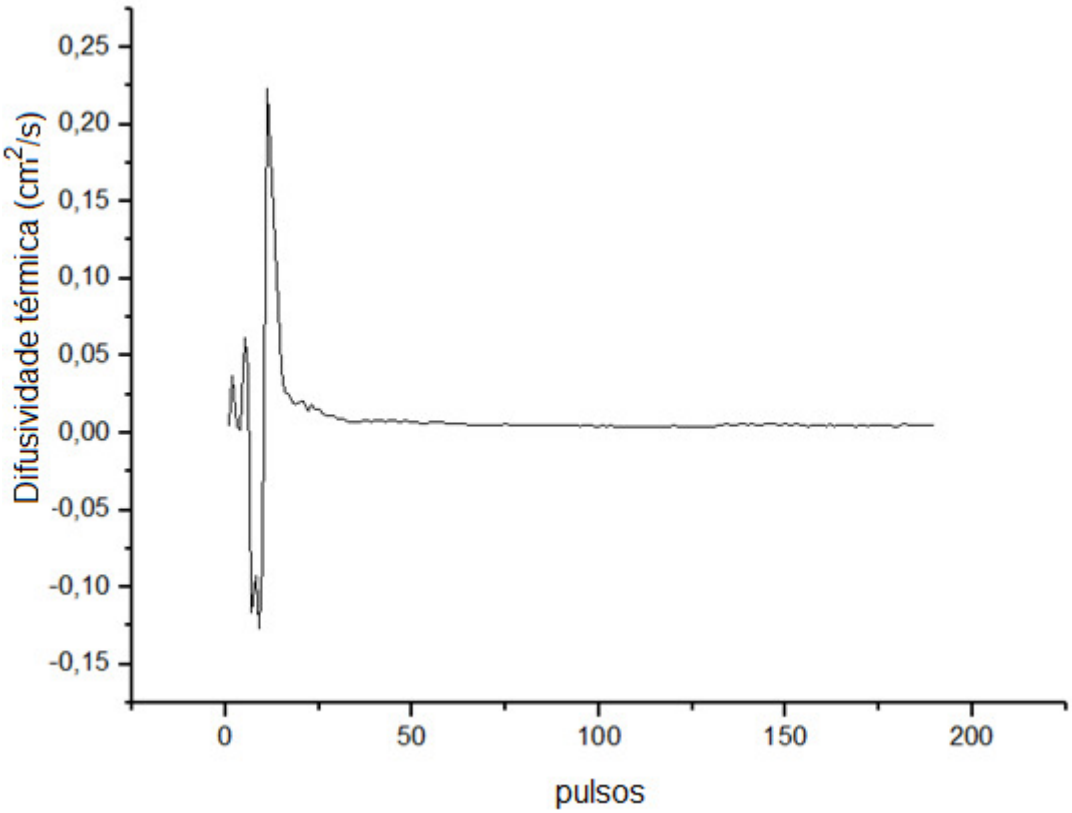

Figura 23: Difusividade térmica em função do número de pulsos laser para uma amostra de dentina.

Como pode ser observado, a difusividade após 40 pulsos se torna aproximadamente constante, isso ocorre porque antes dos 40 primeiros pulsos, o número de pixels da imagem que indica temperatura acima de 186º C (a mínima temperatura que a câmera estava ajustada para detectar) era muito pequeno, portando havia poucos pontos para o ajuste gaussiano (Figura 24) e consequentemente resultou em um ajuste linear ruim (Figura 25). A Figura 26 mostra um bom ajuste gaussiano no 5º frame após o 53º pulso de uma amostra de esmalte.

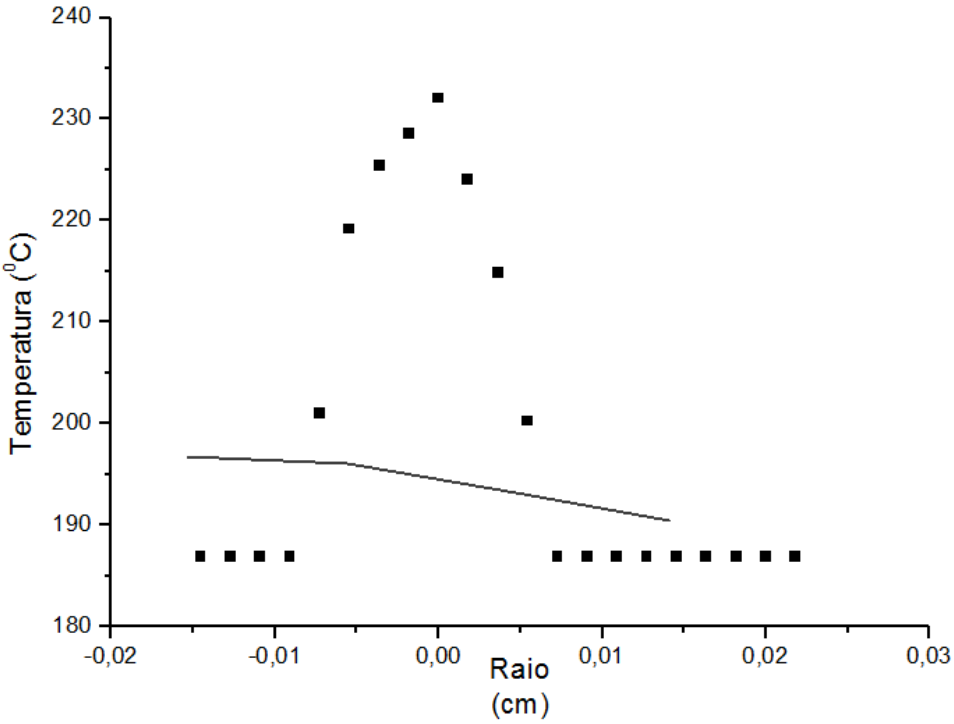

Figura 24: Ajuste gaussiano do 3º frame após o 2º pulso *laser* para uma amostra de esmalte. A linha representa o ajuste gaussiano pelo método dos mínimos quadrados e os pontos representam os dados experimentais de distribuição de temperatura.

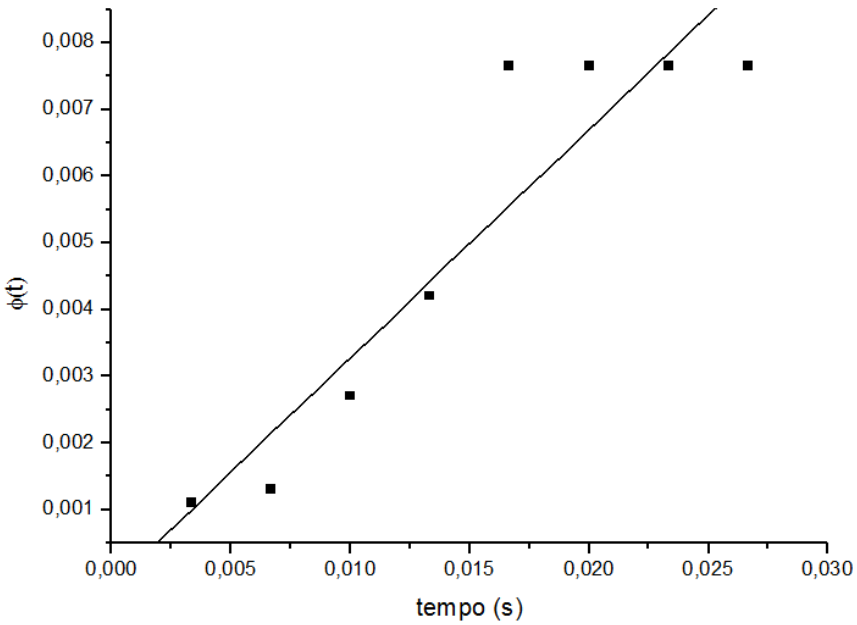

Figura 25: Ajuste linear para determinação dos coeficientes da função **φ (t)** do 2º pulso *laser* para uma amostra de esmalte. A linha cheia representa o ajuste linear, e os pontos representam os valores de **φ** (eq 46) no instante de tempo.

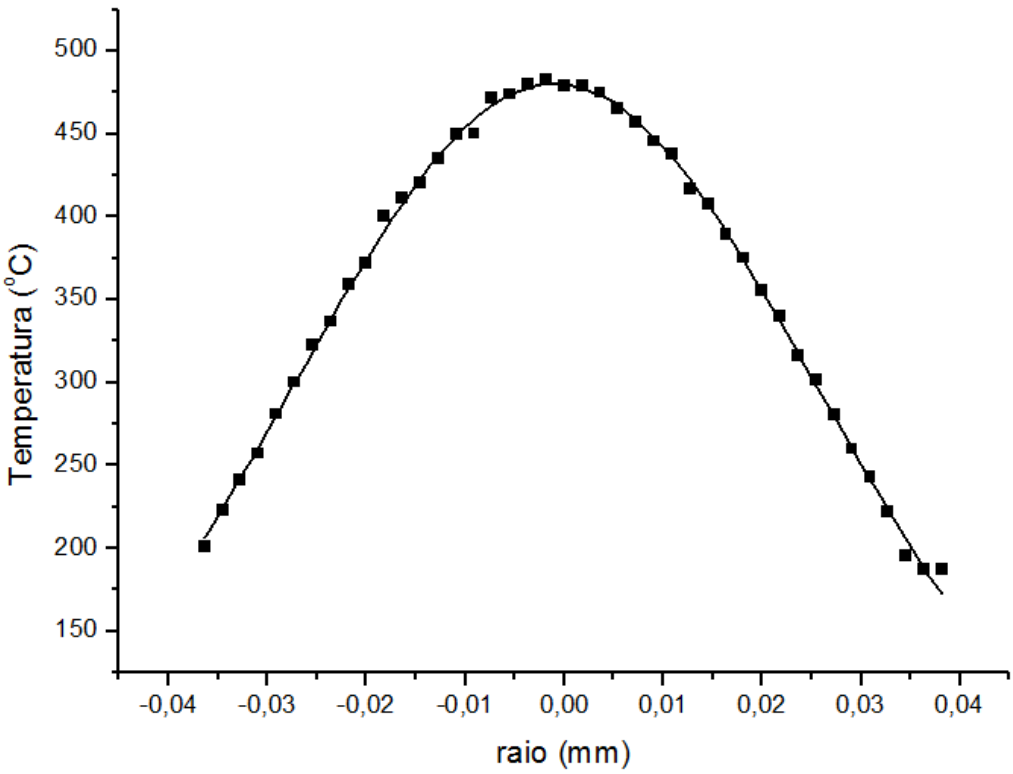

Figura 26: O ajuste gaussiano do 5º frames após o 53º pulso laser de uma amostra de esmalte. A linha cheia representa o ajuste gaussiano pelo método dos mínimos quadrados e os pontos representam os dados experimentais de distribuição de temperatura.

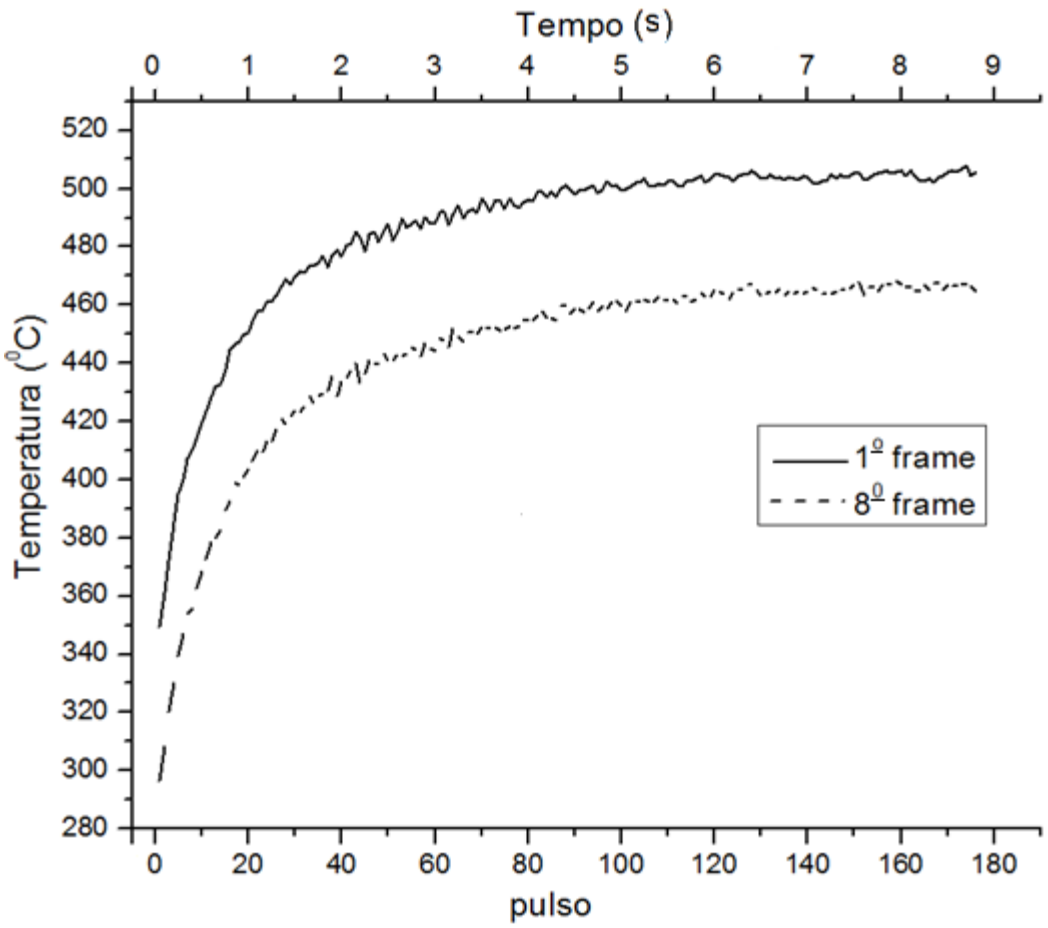

Figura 27: Evolução da temperatura no centro do feixe *laser* nos 1º e nos 8º frames (frames) após cada pulso laser de uma amostra de esmalte.

A Figura 27 mostra a formação de platô de temperatura de uma amostra de dentina. O platô observado para a amostra de dentina é mais alto e ocorre a partir do 30º pulso aproximadamente. Isso ocorre pois a dentina é um tecido que contém mais água em relação ao esmalte, portanto o valor de condutividade térmica (capacidade de conduzir calor) da dentina é menor do que a do esmalte.

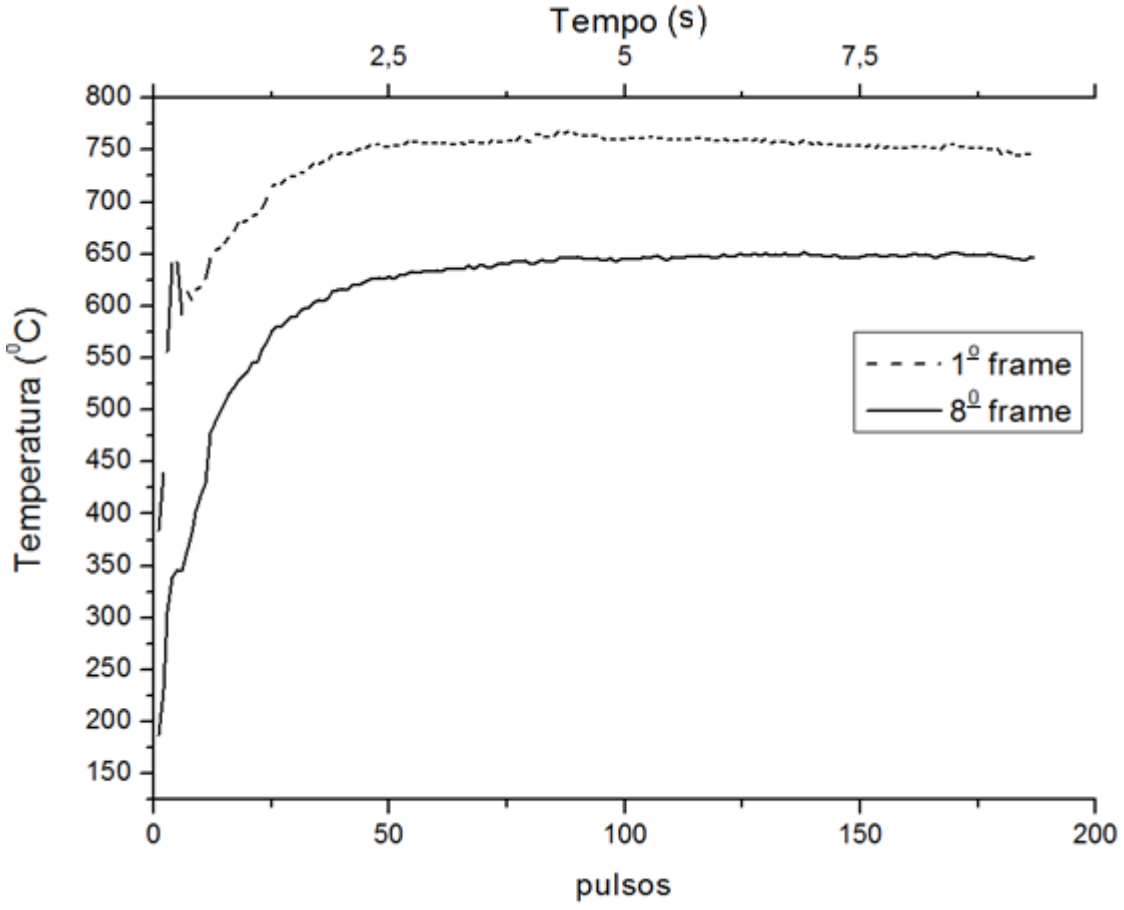

Figura 28: Evolução da temperatura no centro do feixe laser no 1º frame (frame) e no 8º frame (frame) após cada pulso de uma amostra de dentina.

A Figura 29 mostra a difusividade térmica média calculada neste trabalho em função da temperatura, para o esmalte.

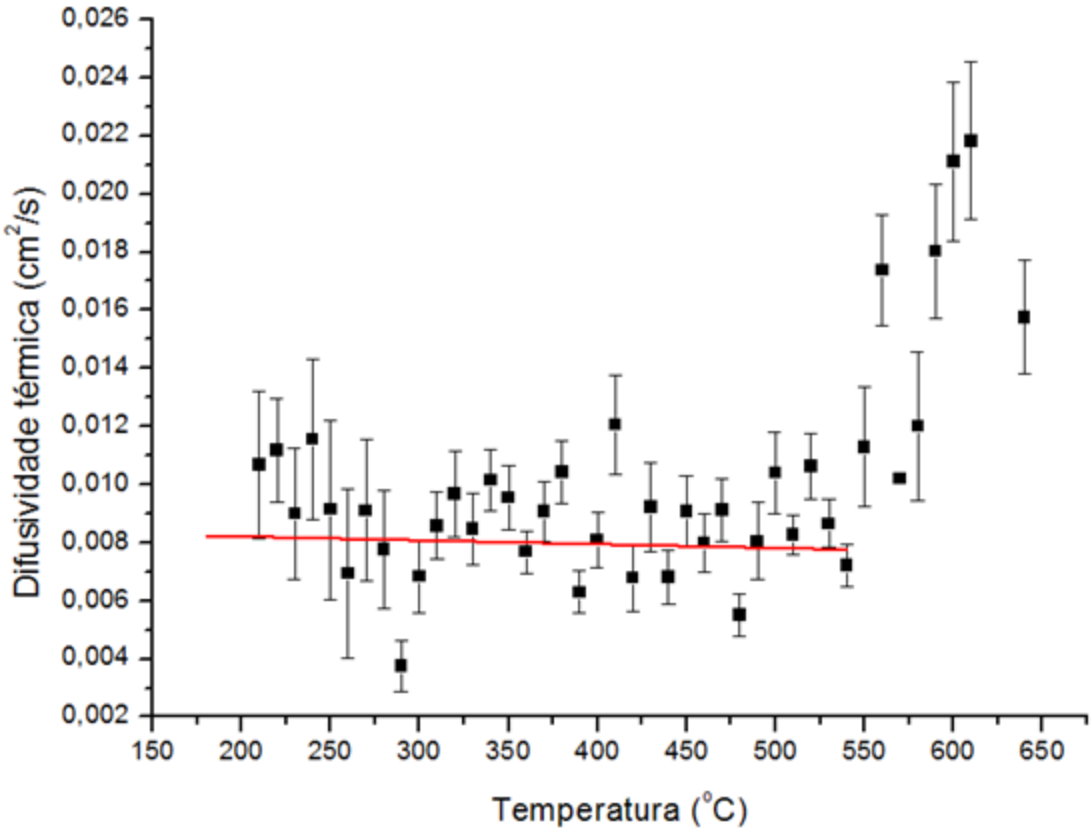

Figura 29: Difusividade térmica média para todas as amostras de esmalte calculadas em função da temperatura.

A Figura 29 mostra que a difusividade térmica do esmalte até 550º C é relativamente constante em torno de 0,0084 (±0,0010) cm^2/s. Após esta temperatura esse parâmetro apresenta grandes variações.

A Figura 30 mostra a difusividade térmica média em função da temperatura para a dentina.

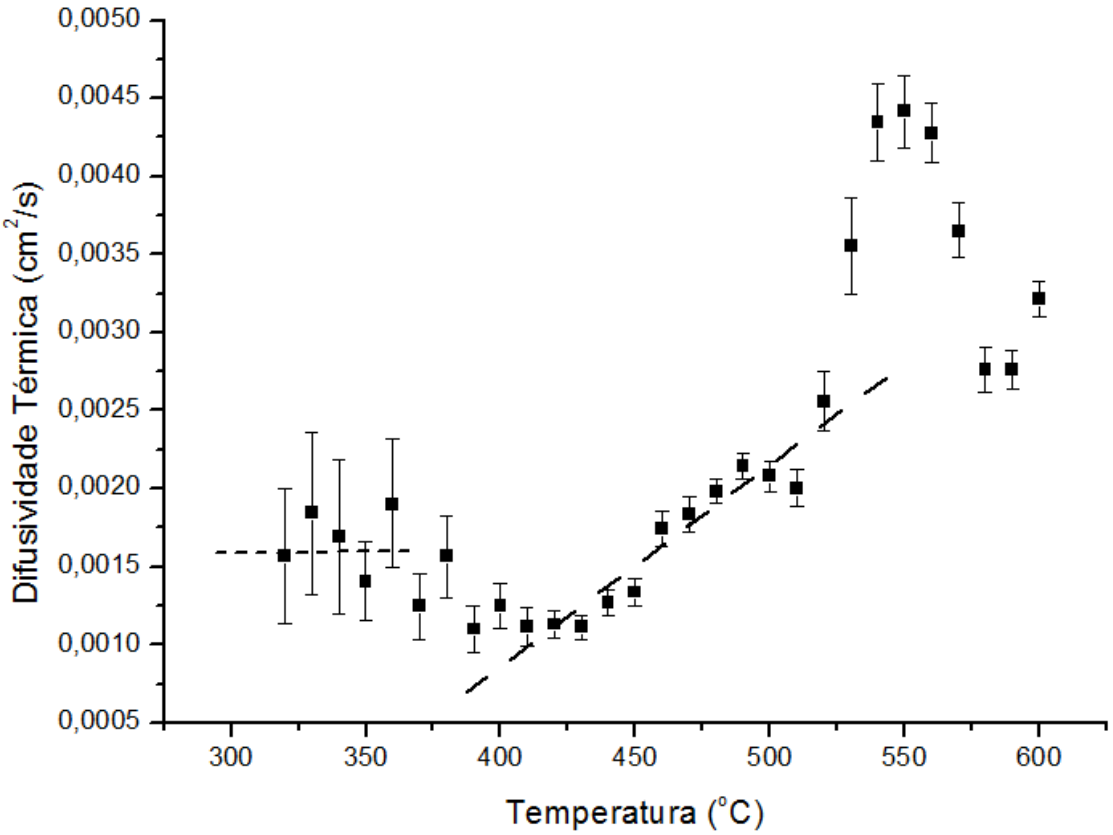

Figura 30: Difusividade térmica média para todas as amostras de dentina e o desvio-padrão da média calculada em função da temperatura.

A Figura 30 mostra a difusividade térmica média e o desvio-padrão da média para a dentina em função da temperatura. Nota-se que a partir de 420 ºC o valor de difusividade térmica aumenta. Isso ocorre, possivelmente, porque nas condições de irradiação laser usadas neste trabalho ocorre uma perda de água (que tem um valor de calor específico da ordem de 2,6 vezes maior que a da dentina) e decomposição de material orgânico em temperaturas até 400 ºC. Ocorre uma variação maior da difusividade térmica da dentina do que do esmalte porque o porcentual em peso de água e material orgânico é muito maior na dentina do que no esmalte.

A Tabela 6 compara a difusividade térmica obtida neste trabalho com os valores encontrados na literatura para temperatura ambiente, para o esmalte.

Tabela 6: Valores de difusividade térmica do esmalte.

Difusividade	**Temp. (^{o} C)**	**Valor (cm^2/s)**
Craig Peyton[50]	~ amb	0,0048
Braden[51]	~ amb	0,0047
Panas[42]	~ amb	0,0041
Este trabalho	220-550^0 C	0,0084±0,0010

O valor de difusividade térmica obtido para temperaturas entre 200 e 550º C foi de 0,0084 (±0,0010) cm^2/s e é maior do que os valores reportados na literatura (Tabela 6). Isso ocorreu porque na temperatura de medição deste trabalho e considerando as condições de irradiação *laser*, o esmalte sofre decomposição de seu conteúdo orgânico assim como perda de água (que possui um valor de calor específico (4,19 J/g.ºC) da ordem de 6 vezes maior que a do esmalte).

Tabela 7: Valores de difusividade térmica da dentina[50, 51, 52]

Difusividade	**Temp. (^{o} C)**	**Valor (cm^2/s)**
Craig Peyton[50]	~ amb	0,0018
Braden[51]	~ amb	0,0024
de Magalhaes[13]	~ amb	0,0023
Panas[42]	~ amb	0,0022
Stolf[11]	~ amb	0,0020
Este trabalho	300-360 ^{o}C	0,0015±0,0004
Este trabalho	500 ^{o}C	0,0020±0,0004

Os valores de difusividade térmica encontrados na literatura para a dentina são compatíveis com os valores de difusividade encontrados neste trabalho para temperatura de 300-360 ºC (Tabela 7). Porém, como observado na Figura 34 o valor de difusividade aumenta em torno de 4 vezes para temperaturas maiores.

5. DISCUSSÃO

O método proposto de aquisição de dados utilizando a termografia no infravermelho permite a aquisição em tempo real de uma grande quantidade de dados de distribuição de temperatura; assim, possibilita uma boa qualidade nos ajustes da função teórica utilizada no presente trabalho.

As Figura 22 e Figura 23 mostram valores de difusividade térmica discrepantes antes do pulso laser de número 50; isso se deve ao fato de que o número de *pixels* que indicavam temperaturas acima de 186° C (a mínima temperatura que a câmera estava ajustada para detectar) era muito pequeno.

Na Figura 26 nota-se que após 53 pulsos (2,65 segundos) a distribuição de temperatura continua sendo gaussiana. Isso se deve ao fato de o perfil radial do feixe *laser* ser gaussiano (Equação 40) e a difusão do calor radialmente (lei de Fourier) também ser gaussiana (Equação 48). As duas gaussianas têm aproximadamente a mesma meia altura, pois $R^2 \gg 8\alpha t$, logo, a subtração das funções das Equações 49 e 50 também será uma gaussiana (Figura 32).

$$q_l(r) = \gamma E_0 e^{\frac{-2r^2}{R^2}} \qquad 47$$

$$q_c = -k \frac{4\gamma \mathrm{E}_o R^2}{(R^2 + 8\alpha t)^2} e^{-\frac{2r^2}{R^2 + 8\alpha t}} \qquad 48$$

onde: $\mathbf{q}_l$ é o calor gerado pelo *laser,* $\boldsymbol{q_c}$ é o calor transferido por condução, $\boldsymbol{\gamma}$ é uma constante arbitrária, $\boldsymbol{\kappa}$ é a condutividade térmica, $\mathbf{E_o}$ é a energia pico do *laser*, $\boldsymbol{\alpha}$ é a difusividade térmica, **r** é a variável radial e **R** é o valor do raio à meia altura do feixe *laser*.

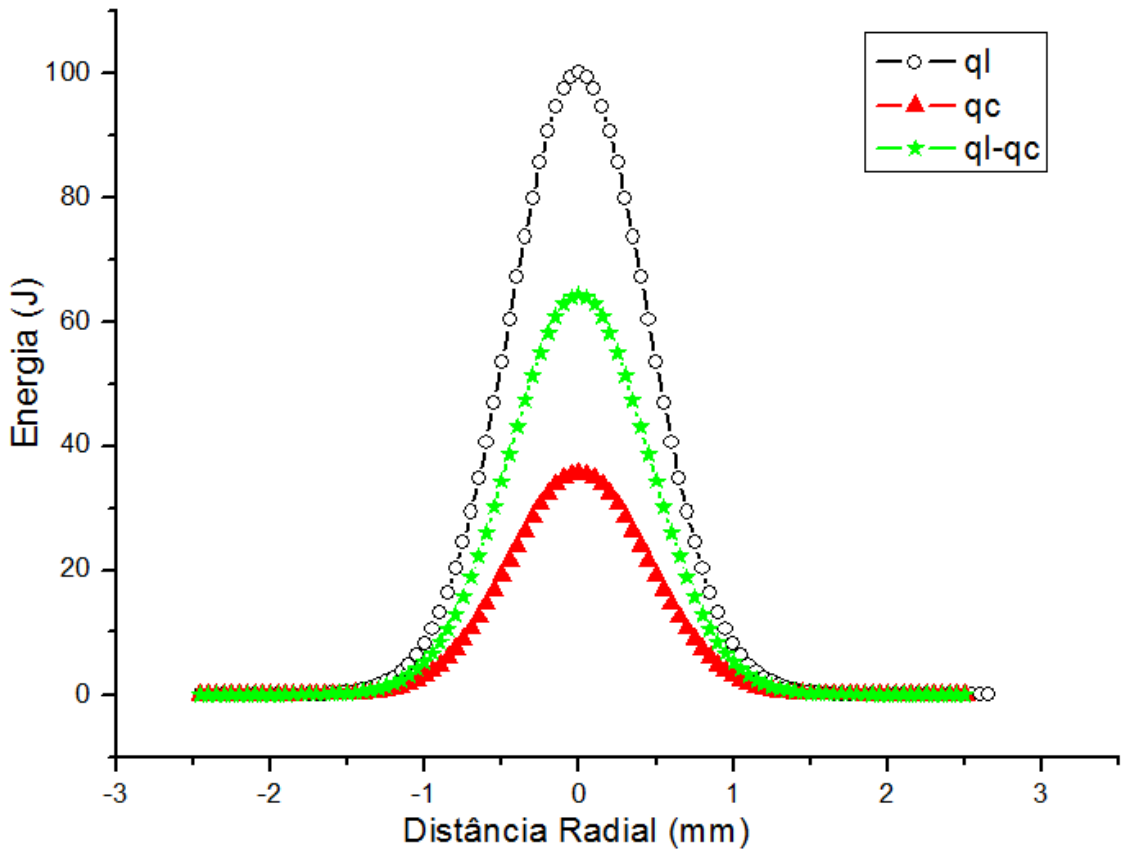

Figura 31: Distribuição radial de calor gerado pelo pulso laser (q_l) e calor difundido (q_c) calculados pelo modelo teórico neste estudo. A diferença entre as q_l e q_c está representada pela linha com símbolo de +.

A condução de calor é um fenômeno que depende somente do gradiente térmico (∇T) como visto na Equação 15. Um *laser* pulsado deposita energia no tecido de forma periódica, portanto há um aumento de temperatura e consequentemente aumento do gradiente térmico. Após certo tempo a energia depositada num pulso laser será dissipada por condução durante intervalos entre pulsos, pois o tempo entre pulsos é da ordem de 7 vezes o valor de relaxação térmica do tecido para estas condições de irradiação *laser*. Portanto, após certo intervalo de tempo não há mais aumento de temperatura e nota-se uma estabilização de temperatura. A Figura 27 mostra a formação deste platô numa amostra de esmalte após 2,5 segundos do pulso 50. A temperatura para a formação deste platô depende da energia emitida pelo *laser* e dos parâmetros térmicos do tecido.

As propriedades termofísicas são divididas em duas categorias distintas: as de transporte e as termodinâmicas[40]. As propriedades termodinâmicas, tais como densidade (ρ) e calor específico (c_p), são relacionadas ao estado de equilíbrio do material, ou seja,

não envolvem gradiente térmico[36]. Já a propriedade de transporte de calor pode citar a condutividade térmica (κ), que indica a razão do calor a ser transferida pelo processo de difusão. Essa propriedade depende de fatores tais como estrutura molecular e atômica[33].

Os sólidos cristalinos podem ser comparados a uma nuvem de elétrons livres e átomos em arranjos periódicos chamados de rede cristalina. O transporte de energia térmica (calor) microscopicamente deve-se a dois fatores: a migração de elétrons livres e ondas vibracionais da rede. A migração de elétrons livres é o principal fator nos metais para a condução térmica. As ondas vibracionais da rede são o fator principal para a condução de energia térmica em cerâmicas e, consequentemente, nos tecidos dentais duros. Essa propagação é feita por *quanta* de vibração de rede chamada fônons. Esse fenômeno é análogo ao efeito de corpo negro.

Na teoria cinética o parâmetro de condutividade térmica é representado pela Equação 49:[40]

$$\kappa = \frac{1}{3} c_p \bar{c} \lambda_{lcm} \qquad 49$$

onde: $\mathbf{c_p}$ é o calor específico, $\bar{\boldsymbol{c}}$ é a velocidade média, $\boldsymbol{\lambda_{lcm}}$ é o livre caminho médio.

Para sólidos não metálicos, pode-se aproximar $\boldsymbol{c_p}$ como sendo calor específico dos fônons , $\bar{\boldsymbol{c}}$ como sendo velocidade média do som no material e $\boldsymbol{\lambda_{lcm}}$ é o caminho médio livre dos fônous.

A elevação de temperatura pode, em uma primeira aproximação, aumentar o valor de condutividade térmica[40], pois a temperatura está diretamente relacionada com o aumento do caminho livre médio dos elétrons em qualquer material. Além disso, os materiais têm mudanças nos parâmetros de rede e podem até alterar a estrutura da célula unitária conforme a temperatura na qual eles sejam submetidos. Portanto, os materiais devem ter variação nos valores de condutividade térmica e, consequentemente, uma alteração no valor da difusividade térmica, pois esta está diretamente relacionada com a condutividade (Equação 1).

A Figura 29 mostra a difusividade térmica do esmalte em função da temperatura. Pode-se notar que o valor não apresenta variação significante até aproximadamente 525 ºC; após este valor a difusividade aumenta consideravelmente. Os valores obtidos para

difusividade térmica com temperaturas acima de 525 °C foram calculados para regiões próximas da superfície e após 100 pulsos *laser*. Portanto, o valor de difusividade térmica obtido acima de 525° C provavelmente esteja próximo a uma região ablacionada[14].

A Figura 31 mostra a difusividade térmica para a dentina. Podemos notar que o valor da difusividade térmica da dentina tem uma variação maior do que para o esmalte. Isso ocorre, pois a dentina tem uma quantidade maior de material orgânico[30, 53], o qual é decomposto até cerca de 500 °C [54, 55]. A perda de água na dentina até a temperatura de 350 °C é relatada na literatura[55]. A água tem um valor de calor específico da ordem de 4 vezes maior do que o dos tecidos dentais duros. Portanto, a perda de água (mais presente na dentina do que no esmalte) diminui o calor específico do material e leva a um aumento do valor da difusividade térmica (Equação 1) para temperaturas maiores que 400 ºC.

Na literatura, existem alguns trabalhos que relatam as mudanças cristalográficas e químicas que ocorrem nos tecidos dentais duros em função da temperatura[20, 53, 56, 57]. Dentre os fatores que podem modificar as propriedades termofísicas, os mais importantes são a estrutura e a composição do material. Os trabalhos existentes que determinam os valores de difusividade térmica do esmalte e dentina utilizam-se de métodos diversos, tais como espectroscopia fotoacústica[10, 11], método de Angstron[12] e *laser flash*[13]; os valores de difusividade térmica obtidos por estes métodos foram realizados para temperaturas próximas à temperatura ambiente. No presente trabalho, observou-se o comportamento da difusividade térmica em função da temperatura para a dentina e o esmalte, o que ainda não foi reportado na literatura.

Há diversos trabalhos na literatura[14, 57, 58, 59, 60, 61] que relatam o uso da irradiação laser na Odontologia. Empregando-se laser de alta intensidade em tecidos duros dentais, para se obter o efeito desejado é necessário que haja grandes elevações de temperatura. Dependendo das condições de irradiação escolhidas, pode-se levar a um aumento da temperatura nos tecidos periodontal e pulpar, os quais são altamente sensíveis a danos térmicos.

Entre os *lasers* utilizados para este propósito podemos citar os *lasers* de Nd:YSGG, Er, Cr:YSGG e CO_2 [59, 60, 62, 63, 64], os quais são altamente absorvidos pelos

tecidos dentais duros, logo a penetração térmica é maior do que a penetração óptica. O conhecimento das propriedades térmicas em função das temperaturas para valores acima da temperatura ambiente se faz necessário para que parâmetros seguros sejam estabelecidos na aplicação clínica.

Nesse sentido, o presente trabalho vem complementar o que a literatura reporta sobre as mudanças estruturais que ocorrem na dentina e no esmalte, além de contribuir para futuras aplicações de modelos de propagação térmica nos tecidos biológicos.

Há diversos trabalhos sobre cálculos de propagação de calor em tecidos biológicos[65, 66, 67, 68]. Porém esses modelos utilizam os parâmetros térmicos dos tecidos como constantes e, para o caso dos tecidos dentais duros, principalmente a dentina, isso não ocorre. Como visto neste trabalho, os valores de difusividade térmica em temperaturas elevadas são 3 vezes maiores do que os valores da literatura utilizados pelos modelos para faixas de temperatura acima de 500 °C.

Lasers pulsados de alta intensidade são amplamente utilizados em diversos procedimentos odontológicos. Esses *lasers* depositam energia (calor) no tecido de forma periódica e consequentemente gerando variações periódicas de temperatura nele. A penetração térmica é definida como sendo a distância da superfície irradiada na qual a amplitude desta variação se reduz a 90%. A penetração térmica é definida pela seguinte expressão.

$$\delta_p = \sqrt{4\alpha t_p}$$

onde: $\boldsymbol{\delta_p}$ é a penetração térmica, α é a difusividade térmica e $\boldsymbol{t_p}$ é o tempo decorrido após o pulso *laser*.

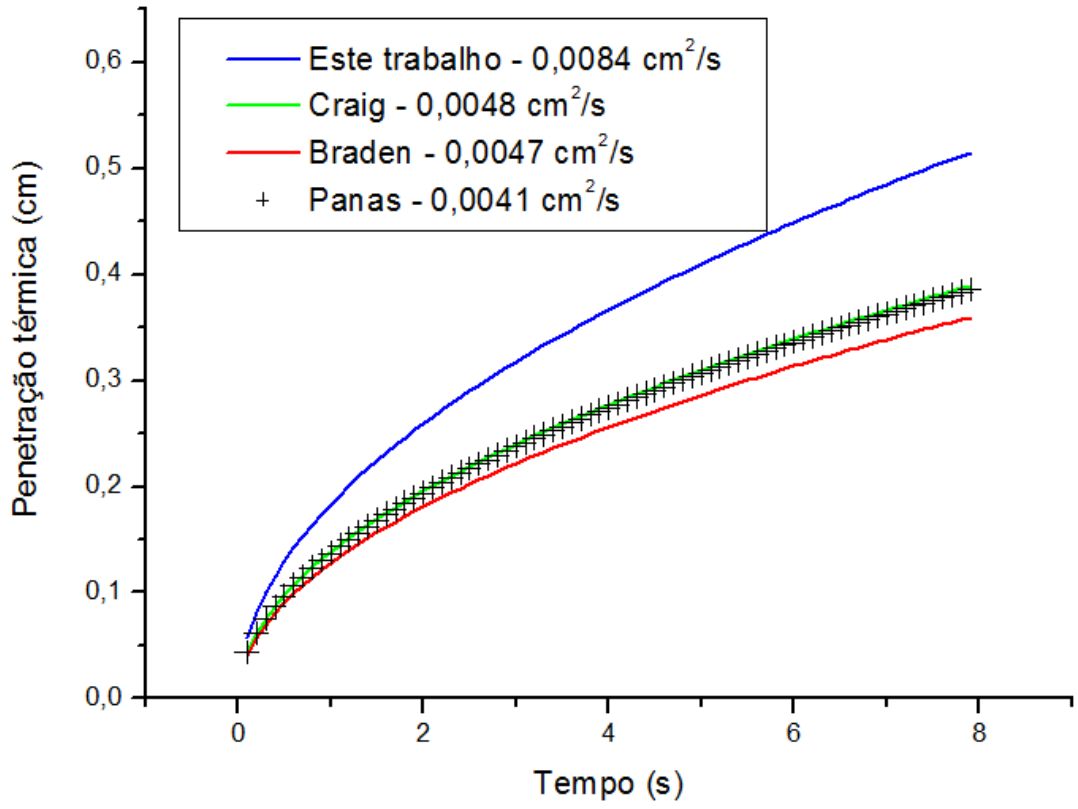

Figura 32: Cálculo da profundidade térmica em função do tempo para o esmalte.

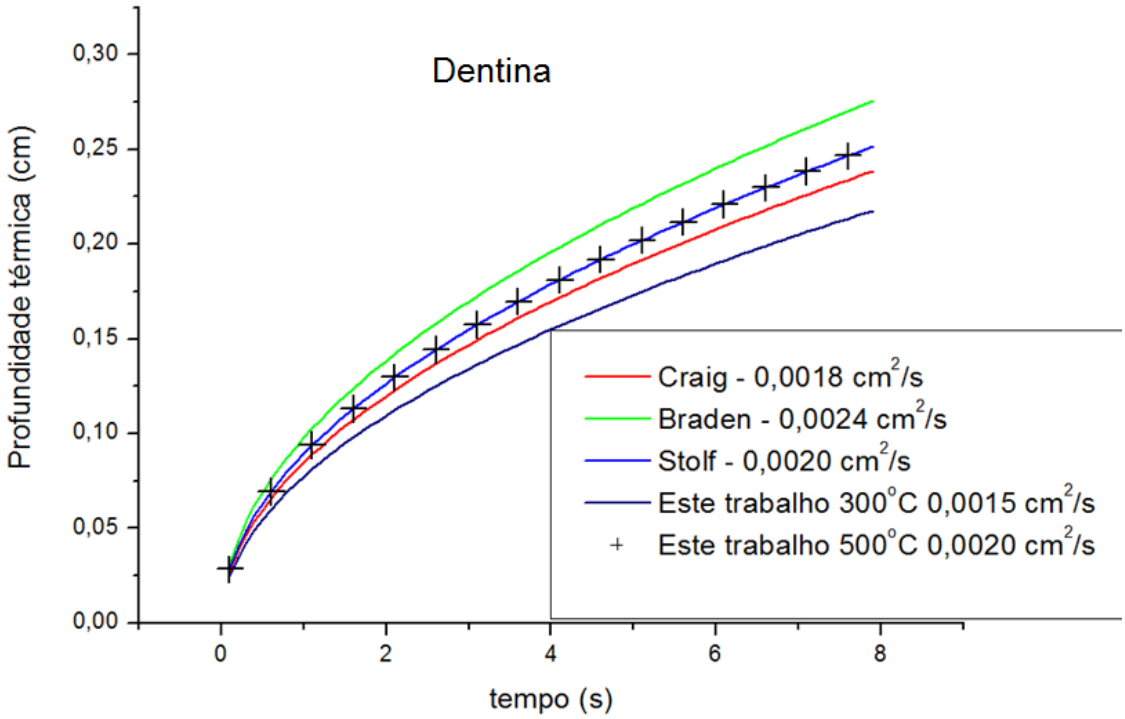

Figura 33: Cálculo da profundidade térmica em função do tempo para a dentina.

As Figuras 32 e 33 mostram quanto o calor se propaga em função do tempo no tecido dental duro. Nota-se que em temperatura na faixa de 220 até 550º C (temperaturas que são atingidas em diversos procedimentos clínicos com laser[65]). Nessas condições o calor se propaga mais rapidamente do que realmente calculado nos modelos teóricos para o esmalte considerando os valores de difusividade térmica reportados na literatura. Apesar de os valores de difusividade térmica para a dentina não apresentarem grandes variações, o gradiente térmico gerado entre a polpa e a junção amelo-dentinária é o dobro. Levando, portanto, ao um aumento de temperatura na polpa (devido à difusão de calor) durante o procedimento clínico equivalente ao dobro do calculado por modelos teóricos existentes.

6. CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos no presente estudo, pode-se concluir que a metodologia experimental empregada, associada à ferramenta digital desenvolvida, é capaz de determinar os valores de difusividade térmica de tecidos duros dentais em função da temperatura, apresentando-se como uma técnica promissora para determinar o comportamento da difusividade em função da temperatura de outros materiais de forma automatizada e eficiente. Os valores de difusividade térmica foram, para o esmalte, 0,0084±0,001 cm^2/s na região de temperatura 200-525° C e para a dentina 0,0015 0,0004 cm^2/s na região de temperatura 300-360 ^{o}C e 0,0020±0,0004 para a temperatura de 500° C.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1 KELLER, U.; HIBST, R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: A clinical pilot study. ***Lasers in Surgery and Medicine***, v. 20, n. 1, p. 32-38, 1997.

2 KIMURA, Y.; WILDER-SMITH, P.; YONAGA, K.; MATSUMOTO, K. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers: a review. ***Journal of Clinical Periodontology***, v. 27, n. 10, p. 715-721, 2000.

3 KIMURA, Y.; WILDER-SMITH, P.; MATSUMOTO, K. Lasers in endodontics: a review. ***International Endodontic Journal***, v. 33, n. 3, p. 173-185, 2000.

4 RIBEIRO, A.C.; NOGUEIRA, G.E.C.; ANTONIAZZI, J.H.; MORITZ, A.; ZEZELL, D.M. Effects of diode laser (810 nm) irradiation on root canal walls: Thermographic and morphological studies. ***Journal of Endodontics***, v. 33, n. 3, p. 252-255, 2007.

5 HIBST, R.; KELLER, U. Experimental Studies of the Application of the Er Yag Laser on Dental Hard Substances .1. Measurement of the Ablation Rate. ***Lasers in Surgery and Medicine***, v. 9, n. 4, p. 338-344, 1989.

6 KELLER, U.; HIBST, R. Experimental Studies of the Application of the Er Yag Laser on Dental Hard Substances .2. Light Microscopic and Sem Investigations. ***Lasers in Surgery and Medicine***, v. 9, n. 4, p. 345-351, 1989.

7 ZACH, L.; COHEN, G. Pulp Response to Externally Applied Heat. ***Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics***, v. 19, n. 4, p. 515-&, 1965.

8 ABT, E.; WIGDOR, H.; WALSH, J.; BROWN, J. The Effect of the Co2, Ndyag and Eryag Lasers on Dentin and Pulp Tissues in Dogs. ***Proceedings of Laser Surgery : Advanced Characterization, Therapeutics, and Systems Iii***, v. 1643, n., p. 464-474, 527, 1992.

9 ERIKSSON, A.; ALBREKTSSON, T.; GRANE, B.; MCQUEEN, D. Thermal-Injury to Bone - a Vital-Microscopic Description of Heat-Effects. ***International Journal of Oral Surgery***, v. 11, n. 2, p. 115-121, 1982.

10 PICHARDO-MOLINA, J.L.; GUTIERREZ-JUAREZ, G.; HUERTA-FRANCO, R.; VARGAS-LUNA, I.; CHOLICO, P.; ALVARADO-GIL, J.J. Open photoacoustic cell technique as a tool for thermal and thermo-mechanical characterization of teeth and their restorative materials. ***International Journal of Thermophysics***, v. 26, n. 1, p. 243-253, 2005.

11 STOLF, S.F. ***Caracterização espectroscópica e térmica de esmalte e dentina bovinos utilizando o efeito fotoacústico.*** 2003. - Tese(doutorado) - Instituto de Pesquisas Energeticas e Nucleares,

12 BODZENTA, J.; BURAK, B.; NOWAK, M.; PYKA, M.; SZALAJKO, M.; TANASIEWICZ, M. Measurement of the thermal diffusivity of dental filling materials using modified Angstrom's method. ***Dent Mater***, v. 22, n. 7, p. 617-621, 2006.

13 DE MAGALHAES, M.F.; FERREIRA, R.A.N.; GROSSI, P.A.; DE ANDRADE, R.M. Measurement of thermophysical properties of human dentin: Effect of open porosity. ***Journal of Dentistry***, v. 36, n. 8, p. 588-594, 2008.

14 ANA, P.A.; WAY, A.; MIYAKAWA, W.; ZEZELL, D.M. Thermal analysis of teeth irradiated with Er,Cr : YSGG at low fluences. ***Laser Phys. Lett.***, v. 4, n. 11, p. 827-834, 2007.

15 ANTUNES, A.; DE ROSSI, W.; ZEZELL, D.M. Spectroscopic alterations on enamel and dentin after nanosecond Nd : YAG laser irradiation. ***Spectrochimica Acta Part a-Molecular and Biomolecular Spectroscopy***, v. 64, n. 5, p. 1142-1146, 2006.

16 CERNUSCHI, F.; RUSSO, A.; LORENZONI, L.; FIGARI, A. In-plane thermal diffusivity evaluation by infrared thermography. ***Review of Scientific Instruments***, v. 72, n. 10, p. 3988-3995, 2001.

17 CERNUSCHI, F.; BISON, P.G.; FIGARI, A.; MARINETTI, S.; GRINZATO, E. Thermal diffusivity measurements by photothermal and thermographic techniques. ***International Journal of Thermophysics***, v. 25, n. 2, p. 439-457, 2004.

18 TEN CATE, A.R.; DALE, A.C. ***Oral histology : development, structure, and function***. St. Louis: Mosby, 1980.

19 ANA, P.A.D. ***Estudo in vitro da resistencia a desmineralização e da retenção de fluor em esmalte dental irradiado com laser de Er,Cr:YSGG***. 2007. (Doutorado) – USP, São Paulo.

20 BACHMANN, L.; ROSA, K.; DA ANA, P.A.; ZEZELL, D.M.; CRAIEVICH, A.F.; KELLERMANN, G. Crystalline structure of human enamel irradiated with Er,Cr:YSGG laser. ***Laser Physics Letters***, v. 6, n. 2, p. 159-162, 2009.

21 BACHMANN, L., ZEZELL, D.M. ***Estrutura e Composição do Esmalte e da Dentina: Tratamento Térmico e Irradiação Laser***. sao paulo, 2005.

22 NETO, J.D.S.R. ***Hidroxiapatita sintética nanoestruturada e esmalte dental aquecidos e irradiados por laser de Er,Cr:YSGG. Caracterização por FTIR e por DRX***. 2009. (mestradlo) – USP, São Paulo.

23 COURROL, L.C., ZEZELL, D.M., SAMAD, R.E., GOMES, L., VIEIRA, N.D., . Spectroscopic characterization of sound and carious ablated dental tissue after Er:YAG laser interaction. ***The Jornal of Applied Research I Clinical Dentistry***, v. 1, n. 1, p., 2004.

24 BACHMANN, L.; BAFFA, O.; GOMES, A.S.L.; ZEZELL, D.M. Chemical origin of the native ESR signals in thermally treated enamel and dentin. ***Physica B-Condensed Matter***, v. 349, n. 1-4, p. 119-123, 2004.

25 BACHMANN, L.; DIEBOLDER, R.; HIBST, R.; ZEZELL, D.M. Infrared spectroscopy of dentin irradiated by erbium laser. ***Lasers in Dentistry, Proceedings***, v. 1248, n., p. 153-156, 489, 2003.

26 TEN CATE, A.R. ***Oral histology : development, structure, and function***. St. Louis: Mosby, 1998.

27 SAMEK, O. Quantities analysis of trace metal accumulation in teeth using laser-induced breakdown spectroscopy. ***Appl. Phys.*** , v. 69, n., p. 179-182, 1999.

28 CORCIA, J.T.; MOODY, W.E. Thermal-Analysis of Human Dental Enamel. ***Journal of Dental Research***, v. 53, n. 3, p. 571-580, 1974.

29 SAKAE, T.; MISHIMA, H.; KOZAWA, Y. Changes in Bovine Dentin Mineral with Sodium-Hypochlorite Treatment. ***Journal of Dental Research***, v. 67, n. 9, p. 1229-1234, 1988.

30 HABERKO, K.; BUCKO, M.M.; BRZEZINSKA-MIECZNIK, J.; HABERKO, M.; MOZGAWA, W.; PANZ, T.; PYDA, A.; ZAREBSKI, J. Natural hydroxyapatite - its behaviour during heat treatment. ***Journal of the European Ceramic Society***, v. 26, n. 4-5, p. 537-542, 2006.

31 LLOYD, J.M. ***Thermal imaging systems***. New York: Plenum Press, 1975.

32 BURNAY, S.G.; WILLIAMS, T.L.; JONES, C.H. ***Applications of thermal imaging***. Bristol ; Philadelphia: Adam Hilger, 1988.

33 THORNTON, S.T.; REX, A.F. ***Modern physics for scientists and engineers***. Forth Worth: Saunder's College Pub., 1993.

34 HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. ***Fundamentals of physics***. New York: Wiley, 2000.

35 OPTOTHERM. acesso 16/06.

36 KITTEL, C.; KROEMER, H. ***Thermal physics***. New York: W.H. Freeman, 2000.

37 CALLISTER, W.D. ***Materials science and engineering : an introduction***. New York: John Wiley & Sons, 2007.

38 BROWN, W.S.; DEWEY, W.A.; JACOBS, H.R. Thermal Properties of Teeth. ***Journal of Dental Research***, v. 49, n. 4, p. 752-&, 1970.

39 CARSLAW, H.S.; JAEGER, J.C. ***Conduction of heat in solids***. Oxford,: Clarendon Press, 1959.

40 INCROPERA, F.P.; DEWITT, D.P. ***Fundamentals of heat and mass transfer***. New York: J. Wiley, 2002.

41 QUEIROZ, G.M. ***Determinação de propriedades termofisicas do pão tipo Frances durante o processo de assamento***. 2001. (mestrado) – USP, São Paulo.

42 PANAS, A.J.; ZMUDA, S.; TERPILOWSKI, J.; PREISKORN, M. Investigation of the thermal diffusivity of human tooth hard tissue. ***International Journal of Thermophysics***, v. 24, n. 3, p. 837-848, 2003.

43 PELA, C.A.; ROCHA, S.; DE PAULA, E.; BAFFA, O. Thermal parameters of dental materials determined by photoacoustic phase lag measurements. ***Review of Scientific Instruments***, v. 69, n. 9, p. 3392-3397, 1998.

44 POL*I*ANIN, A.D.; MANZHIROV, A.V.; CRCNETBASE (ONLINE SERVICE). ***Handbook of integral equations***. Boca Raton, Fla.: CRC Press, 1998.

45 BUTKOV, E. ***Mathematical physics***. Reading, Mass.,: Addison-Wesley Pub. Co., 1968.

46 ARFKEN, G.B. ***Mathematical methods for physicists***. Orlando: Academic Press, 1985.

47 BACHMANN, L.; DIEBOLDER, R.; HIBST, R.; ZEZELL, D.M. Infrared absorption bands of enamel and dentin tissues from human and bovine teeth. ***Applied Spectroscopy Reviews***, v. 38, n. 1, p. 1-14, 2003.

48 KABBACH, W.; ZEZELL, D.M.; PEREIRA, T.M.; ALBERO, F.G.; CLAVIJO, V.R.G.; DE ANDRADE, M.F. A Thermal Investigation of Dental Bleaching In Vitro. ***Photomedicine and Laser Surgery***, v. 26, n. 5, p. 489-493, 2008.

49 thermacam SC3000 Operator Manual v., n., p. 74, 1999.

50 CRAIG, R.G.; PEYTON, F.A. Thermal Conductivity of Tooth Structure, Dental Cements, and Amalgam. ***Journal of Dental Research***, v. 40, n. 3, p. 411-&, 1961.

51 BRADEN, M. Heat Conduction in Teeth + Effect of Lining Materials. ***Journal of Dental Research***, v. 43, n. 3, p. 315-&, 1964.

52 PANAS, A.J.; PREISKORN, M.; DABROWSKI, M.; ZMUDA, S. Validation of hard tooth tissue thermal diffusivity measurements applying an infrared camera. ***Infrared Physics & Technology***, v. 49, n. 3, p. 302-305, 2007.

53 BACHMANN, L.; BAFFA, O.; ZEZELL, D.M. Thermal degradation of dentin collagen evaluated with ESR, infrared and optical spectroscopy. ***Philosophical Magazine***, v. 87, n. 7, p. 1033-1042, 2007.

54 LAFON, J.P.; CHAMPION, E.; BERNACHE-ASSOLLANT, D.; GIBERT, R.; DANNA, A.M. Thermal decomposition of carbonated calcium phosphate apatites. ***Journal of Thermal Analysis and Calorimetry***, v. 72, n. 3, p. 1127-1134, 2003.

55 LIAO, C.J.; LIN, F.H.; CHEN, K.S.; SUN, J.S. Thermal decomposition and reconstitution of hydroxyapatite in air atmosphere. ***Biomaterials***, v. 20, n. 19, p. 1807-1813, 1999.

56 ANA, P.A.; BACHMANN, L.; ZEZELL, D.M. Lasers effects on enamel for caries prevention. ***Laser Physics***, v. 16, n. 5, p. 865-875, 2006.

57 BACHMANN, L.; CRAIEVICH, A.F.; ZEZELL, D.M. Crystalline structure of dental enamel after Ho : YLF laser irradiation. ***Archives of Oral Biology***, v. 49, n. 11, p. 923-929, 2004.

58 COURROL, L.C.; ZEZELL, D.M.; SAMAD, R.E.; GOMES, L. Spectroscopic study of ejected dental tissue after Er : YAG laser ablation. ***Journal of Luminescence***, v. 102, n., p. 96-100, 2003.

59 ESTEVES-OLIVEIRA, M.; APEL, C.; GUTKNECHT, N.; VELLOSO, W.F.; COTRIM, M.E.B.; EDUARDO, C.P.; ZEZELL, D.M. Low-fluence CO2 laser irradiation decreases enamel solubility. ***Laser Physics***, v. 18, n. 4, p. 478-485, 2008.

60 MARRACCINI, T.M.; BACHMANN, L.; WIGDOR, H.A.; WALSH, J.T.; TURBINO, M.L.; STABHOLTZ, A.; ZEZELL, D.M. Enamel and dentin irradiation with 9.6 mu m CO2 and 2.94 mu m Er : YAG lasers: bond strength evaluation. ***Laser Phys. Lett.***, v. 3, n. 2, p. 96-101, 2006.

61 ZEZELL, D.M.; BOARI, H.G.D.; ANA, P.A.; EDUARDO, C.D.; POWELL, G.L. Nd:YAG Laser in Caries Prevention: A Clinical Trial. ***Lasers in Surgery and Medicine***, v. 41, n. 1, p. 31-35, 2009.

62 BOTTA, S.B.; DA ANA, P.A.; ZEZELL, D.M.; POWERS, J.M.; MATOS, A.B. Adhesion after erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser application at three different irradiation conditions. ***Lasers in Medical Science***, v. 24, n. 1, p. 67-73, 2009.

63 ESTEVES-OLIVEIRA, M.; ZEZELL, D.M.; APEL, C.; TURBINO, M.L.; ARANHA, A.C.C.; EDUARDO, C.D.; GUTKNECHT, N. Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er, Cr : YSGG, and Er : YAG lased dental surfaces. ***Photomedicine and Laser Surgery***, v. 25, n. 5, p. 373-380, 2007.

64 ZEZELL, D.M.; ANA, P.A.; ROSA, K.; CRAIEVICH, A.; BACHMANN, L. Changes in crystalline structure in dental enamel irradiated with Er,Cr : YSGG, Ho : YLF and Nd : YAG lasers. ***Lasers in Surgery and Medicine***, v., n., p. 15-15, 2008.

65 ANA, P.A.; VELLOSO, W.F.; ZEZELL, D.M. Three-dimensional finite element thermal analysis of dental tissues irradiated with Er,Cr:YSGG laser. ***Review of Scientific Instruments***, v. 79, n. 9, p. -, 2008.

66 SAGI, A.; AVIDORZEHAVI, A.; SHITZER, A.; GERSTMANN, M.; AKSELROD, S.; KATZIR, A. Heating of Biological Tissue by Laser Irradiation - Temperature

Distribution during Laser Ablation. ***Optical Engineering***, v. 31, n. 7, p. 1425-1431, 1992.

67 SAGI, A.; SHITZER, A.; KATZIR, A.; AKSELROD, S. Heating of Biological Tissue by Laser Irradiation - Theoretical-Model. ***Optical Engineering***, v. 31, n. 7, p. 1417-1424, 1992.

68 AUSIELLO, P.; APICELLA, A.; DAVIDSON, C.L.; RENGO, S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. ***Journal of Biomechanics***, v. 34, n. 10, p. 1269-1277, 2001.