

MEDIÇÃO DA DIFUSIVIDADE TÉRMICA DA DENTINA HUMANA UTILIZANDO O MÉTODO DO FLASH DE LASER

Manoelita Figueiredo de Magalhães

Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais – DEMEC-UFMG
Avenida Antônio Carlos, 6627 - Campus Pampulha
CEP: 31270-901 - Belo Horizonte – MG - Brasil
Fone: (31) 3499-5145 – Fax: (31) 3443- 3783
manoelita@uai.com.br

Ricardo Alberto Neto Ferreira

Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear – CDTN-CNEN
Cidade Universitária, Pampulha
CEP: 30123-970 - Belo Horizonte - Minas Gerais - Brasil
Fone: (31) 3499-3150 – Fax: (31) 3499- 33390
ranf@cdtn.br

Pablo Andrade Grossi

Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear – CDTN-CNEN
Cidade Universitária, Pampulha
CEP: 30123-970 - Belo Horizonte - Minas Gerais - Brasil
Fone: (31) 3499-3248 – Fax: (31) 3499- 3311
pabloag@cdtn.br

Roberto Márcio de Andrade

Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais – DEMEC-UFMG
Avenida Antônio Carlos, 6627 - Campus Pampulha
CEP: 31270-901 - Belo Horizonte – MG - Brasil
Fone: (31) 3499-5145 - Fax: (31) 3443 3783
roberto@demec.ufmg.br

Resumo: Atualmente, a remoção do tecido cariado em Odontologia pode ser realizada tanto com instrumentos rotatórios (brocas convencionais) como por meio do laser em alta intensidade. Ambos os processos provocam aquecimento da estrutura dental podendo exercer um efeito altamente nocivo sobre a polpa viva. É necessário prevenir estes efeitos térmicos quando se prepara ou irradia tecidos duros, evitando danos indesejáveis aos tecidos adjacentes. Torna-se de fundamental importância conhecer o comportamento da variação de temperatura produzida durante os processos de tratamento dentário que produzem calor. Uma revisão na literatura, a respeito de medições das propriedades termofísicas da dentina humana, revelou uma grande dispersão nos valores obtidos pelos diferentes autores. Em nenhum destes trabalhos se fez medição direta de difusividade térmica da dentina humana, mas os valores reportados são valores apenas calculados a partir de dados de medições de condutividade, densidade e calor específico. O objetivo deste trabalho foi realizar no CDTN medições de difusividade térmica na dentina humana através do método do flash de laser. Os valores de difusividade térmica de cinco amostras de dentina humana, medidos através deste método, situaram-se entre

$0,199 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ e $0,265 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$, muito próximos dos valores calculados por Braden (1964) e por Brown, Dewey, Jacobs (1970).

Palavras chaves: dentina humana, difusividade térmica, medição, método flash laser.

1. Introdução

Os diversos recursos utilizados para o tratamento e diagnóstico no tratamento dentário interagem com os tecidos biológicos e podem provocar efeitos térmicos altamente nocivos com graves conseqüências.

Zach e Cohen (1965) realizaram um estudo sobre a resposta pulpar à aplicação externa de calor e avaliaram histologicamente as respostas pulpares a várias técnicas operatórias a fim de se estabelecerem padrões de segurança. A produção de calor foi a principal responsável pelas alterações pulpares quando os dentes foram preparados. Os resultados dos estudos demonstraram que as polpas saudáveis não se recuperaram de um aumento de temperatura acima de 5,5°C. O acúmulo de evidências que indicam que a polpa dental é um tecido mais sensível do que anteriormente se acreditava contribuiu para a expansão, particularmente na década passada, de técnicas operatórias e de instrumentação. Os resultados deste estudo indicaram que polpas saudáveis, no mínimo nas espécies testadas, não se recuperaram de um aumento de temperatura intrapulpar de 20°F (-6,6°C) em cerca de 60% dos casos. Quinze por cento dos dentes aquecidos a 10°F não se recuperaram. Aumentos de temperatura, abaixo deste nível crítico, produziram reações severas relacionadas com o grau de calor - quase invariavelmente levaram à recuperação da polpa, mas deixaram seqüelas histológicas. Aumentos de temperatura acima de 20°F quase invariavelmente destruíram a polpa. De acordo com este

estudo, a temperatura pulpar não deve ultrapassar 5,5°C para não danificar a polpa, órgão responsável pela vitalidade dental, daí a importância em se ter o controle de temperatura durante os procedimentos que provocam calor na realização do tratamento dentário (por exemplo, o uso de brocas de alta rotação ou de laser em alta intensidade para preparo cavitário ou remoção de tecido cariado do dente), a fim de se manter a temperatura pulpar abaixo deste valor crítico citado.

Para explicar esta interação entre os tecidos biológicos e os processos físicos é necessária uma abordagem multidisciplinar com a integração de áreas distintas como a Engenharia e a Odontologia no conhecimento das propriedades termofísicas do dente.

A difusividade térmica é a propriedade que diz quão rápido um material pode transmitir calor. É diretamente proporcional à condutividade térmica, e inversamente proporcional à densidade e ao calor específico do material, conforme a Eq. (1) a seguir:

$$\alpha = \frac{k}{\rho C_p} \quad \text{Eq. (1)}$$

onde:

α = difusividade térmica (m²/s),

k = condutividade térmica (W/m.K),

ρ = densidade (Kg/m³),

c_p = calor específico (J/kg.K).

A difusividade térmica mede a relação entre a capacidade de o material conduzir energia térmica e a sua capacidade em acumular energia térmica. Os materiais com α grande respondem rapidamente às variações do ambiente térmico, enquanto materiais com α pequeno respondem mais lentamente, e levam mais tempo para atingir novas condições de equilíbrio (Incropera e DeWitt, 1992).

Um importante agente injuriante à polpa é o preparo cavitário, que exerce elevada agressão sobre a polpa dentária, sendo o calor o responsável pela injúria mais severa. Fatores representativos desta injúria estão associados à extensão do preparo cavitário e à sua profundidade. Atualmente, com o surgimento dos equipamentos de laser para uso odontológico, além dos preparos de cavidades em dente utilizando-se brocas, pode-se usar também lasers em alta intensidade para ablação do tecido dental. Existem vários estudos mostrando a interação dos lasers com a dentina e procurando determinar parâmetros seguros para uso clínico, devido à preocupação em impedir que o calor provocado durante o processo ablativo danifique a polpa.

A interação térmica com o tecido a ser tratado é uma consequência inevitável quando se aplica o laser. Por conseguinte, a temperatura que se desenvolve na polpa é um fator muito importante quando se procura avaliar a indicação do laser no tratamento de dente vitalizado (Gutknecht e Eduardo, 2004).

Zzell *et al.* (1996) usaram o laser de Ho:YLF para estudar as alterações de temperatura dental “*in vitro*”. Um protótipo de laser Ho:YLF emitindo em 2,065µm; 1,25J; com largura de pulso de 250µs foi desenvolvido para aplicações biomédicas. As alterações de temperatura foram medidas com a energia de 500mJ/pulso, 30pulsos na mesma posição com densidade de energia de 2079J/cm²/ pulso. Dois grupos de dentes foram usados; o grupo I com câmara pulpar vazia e o grupo II com a câmara pulpar preenchida com pasta térmica. Em ambos os casos, não houve aumento de temperatura acima de 3,8°C.

Os autores relataram, ainda, que a incidência da luz laser, com alta densidade de energia, aumenta a temperatura na área do foco e sua vizinhança. É desejável minimizar o fluxo de calor para diminuir as injúrias térmicas, fornecendo energia suficiente em menos tempo que a difusão do calor pelos tecidos por condução (a relaxação térmica é inversamente proporcional ao quadrado do volume irradiado). Os tecidos duros dentais são pobres condutores de calor, isto é, agem como verdadeiros isolantes (Brown, Dewey e Jacobs, 1970; Sagi *et al.*, 1992). O aumento de temperatura na polpa é diretamente proporcional à quantidade de energia aplicada e, conseqüentemente, o tempo de exposição é de fundamental importância. Altas densidades de energia em curtos períodos de tempo causam menos danos à polpa. Jeffrey *et al.* (1990a, b), White *et al.* (1991) e Paghdhiwala, Vaidyanathan e Padhdhiwala (1993) afirmaram que a espessura de dentina deve ser considerada e que dentes com menor remanescente de dentina apresentaram maior elevação de temperatura.

Zzell *et al.* (1996) relataram, também, que o aumento de temperatura esperado “*in vivo*” pode ser menor que nas experiências “*in vitro*”, devido ao tecido mole que contorna o dente e ao fluxo de sangue através do tecido pulpar nos dentes.

Para estimar o dano pulpar, o aumento de temperatura decorrente da radiação laser precisa ser mensurado. Assim, usando termopares e imagem térmica, Hibst e Keller (1990) observaram o efeito térmico de um único pulso do laser de Er:YAG que é pequeno e limitado às vizinhanças do impacto. A energia e o calor são adicionados a cada pulso adicional. A distribuição de temperatura depende não somente da energia radiante, como também do número de pulsos e da taxa de repetição. As condições de irradiação podem provocar danos irreversíveis à polpa direta ou indiretamente. As observações experimentais podem ser explicadas qualitativamente por um simples processo de ablação. As

temperaturas foram maiores para ablacionar esmalte do que para a remoção de dentina e não somente o fundo da cratera se aquece, mas também a área total da parede das crateras. A temperatura aumenta com o aumento da energia radiante e com o aumento da taxa de repetição dos pulsos. A escolha apropriada dos parâmetros laser, como a energia radiante, a taxa de repetição e o perfil do feixe, pode evitar danos mesmo quando focalizado diretamente na polpa.

De acordo com o estudo de Lizarelli (2000) sobre lasers de Nd:YAG nos regimes de nano e picossegundos em esmalte e em dentina, vários experimentos têm demonstrado que pulsos ultracurtos no domínio de subpicossegundos promovem uma combinação de efeitos termomecânicos que superam algumas das objeções ao uso de um laser como instrumento removedor. Usando os parâmetros apropriados de operação, lasers com pulsos ultracurtos podem se comportar melhor do que instrumentos convencionais, incluindo alguns dos lasers pulsados comercialmente já disponíveis na Odontologia. A exploração e otimização nos parâmetros dos lasers disponíveis podem promover a remoção de certas objeções ao amplo uso dos lasers. O uso de lasers de pulsos ultracurtos para ablação de tecido dentário previne o superaquecimento e é uma alternativa para a remoção mecânica de material, além de minimizar o volume deste material removido.

Torna-se de fundamental importância conhecer o comportamento da variação de temperatura produzida durante os processos de tratamento ou de preparo cavitário do dente que produzem calor. A literatura apresenta uma grande dispersão de resultados das propriedades termofísicas da dentina humana entre as diversas técnicas pesquisadas, e a maioria dos trabalhos não é recente, tendo sido realizados anteriormente ao uso clínico do laser em Odontologia, que nos dias atuais é usado em diferentes comprimentos de onda. Também não foram encontrados estudos reportando medições de difusividade térmica em dentina através do método do flash de laser que é o método de referência do INMETRO.

O presente estudo teve por objetivo medir a difusividade térmica de dentina humana através do método do flash de laser e comparar com os resultados obtidos por outros autores através de outros métodos, enriquecendo a escassa literatura existente, e preenchendo uma lacuna, já que não se encontrou na literatura resultados de medições diretas de difusividade térmica de dentina humana, mas apenas valores calculados. Com estes resultados será possível avaliar melhor a coerência entre os procedimentos clínicos que provocam calor e o comportamento biológico, de forma a prevenir resultados danosos ao dente, tornando-os menos empíricos. As medições foram realizadas no Laboratório de Medição de Propriedades Termofísicas de Combustíveis Nucleares e Materiais do CDTN.

2. Revisão da Literatura

Para a análise da transferência de calor é necessário usar muitas propriedades dos materiais denominadas propriedades termofísicas que incluem duas categorias distintas: as propriedades de transporte e as propriedades termodinâmicas. As propriedades de transporte incluem os coeficientes da taxa de difusão, como k , a condutividade térmica (no caso da transferência de calor), e ν , a viscosidade cinemática (no caso da transferência de momento). Por outro lado, as propriedades termodinâmicas referem-se a estados de equilíbrio do sistema. A densidade (ρ) e o calor específico (c_p) são duas destas propriedades que se usam extensamente na análise termodinâmica (Incropera e DeWitt, 1992). A seguir são apresentados alguns dos trabalhos encontrados na literatura sobre medições de propriedades físicas, como densidade (massa específica), e térmicas, como condutividade, calor específico e difusividade térmica de dentes humanos.

Manly, Hodge e Ange (1939) verificaram que há uma variação considerável nos valores reportados na literatura para a densidade dos tecidos dentais duros, e não encontraram nenhum trabalho a respeito da distribuição da densidade nos tecidos. Mediram a densidade de dentina humana encontrando um valor médio de 2 140 Kg/m³.

Lisanti e Zander (1950) iniciaram os primeiros estudos sobre a condutividade térmica da dentina e afirmaram não terem encontrado, anteriormente a esta data, referências na literatura sobre este assunto uma vez que os procedimentos, até então utilizados, necessitavam de amostras muito maiores que o tamanho de um dente humano. O valor médio encontrado por estes autores para a condutividade térmica da dentina humana foi 0,959 W/m.K.

Simeral (1951) mediu a condutividade térmica de dentina humana encontrando um valor de 0,984 W/m.K, bem próximo do valor de 0,959 W/m.K encontrado por Lisanti e Zander (1950).

Phillips, Johnson e Phillips (1956) encontraram para a condutividade térmica da dentina humana um valor de 0,108 W/m.K que é cerca de 10 vezes menor que os valores encontrados por Lisanti e Zander (1950) e Simeral (1951), respectivamente 0,959 W/m.K e 0,984 W/m.K.

Peyton e Simeral (1954) obtiveram um valor de 1172 J/Kg.K para o calor específico da dentina humana.

Soyenkoff e Okun (1958) procuraram desenvolver um método simples e rápido para medir a condutividade térmica de tecidos dentais, similar ao método usado por Lisanti e Zander (1950) e por Phillips, Johnson e Phillips (1956), mas usando pequenos termistores fornecidos pela Western Electric Company ao invés de termopares, evitando as complicações causadas pela apreciável capacidade térmica dos fios e perdas térmicas em amostras de pequeno tamanho devidas ao diâmetro relativamente grande dos termopares. Encontraram 0,402 W/m.K para uma amostra de dentina da raiz e 0,448 W/m.K para uma amostra de dentina da coroa, e além disso com um erro estimado em 20%.

Craig e Peyton (1961) utilizaram um equipamento semelhante ao utilizado por Lisanti e Zander (1950) e obtiveram os seguintes valores médios para a condutividade térmica de dentina humana: 0,582 W/m.K para fluxo de calor na direção perpendicular aos túbulos e 0,569 W/m.K na direção paralela, e afirmaram que estes dados mostram

que a direção dos túbulos não influencia a condutividade térmica da dentina. Estes autores também comentam sobre discrepâncias de até 10 vezes entre os valores reportados na literatura.

Braden (1964) realizou um experimento para medir a condução de calor em dentes humanos hígidos. Aplicou um estímulo térmico no dente e analisou teoricamente a mudança de temperatura nele, quando o estímulo de temperatura constante era aplicado sobre toda a superfície oclusal. Utilizando os valores de condutividade térmica, calor específico e de densidade encontrados na literatura, calculou curvas teóricas e as comparou com os seus resultados experimentais. Como houve uma boa concordância entre os seus resultados experimentais e as curvas teóricas, calculou a difusividade térmica a partir destes valores encontrados na literatura encontrando para a dentina humana uma difusividade térmica de $0,260 \times 10^{-6} \text{m}^2/\text{s}$.

Brown, Dewey e Jacobs (1970) mediram a densidade e o calor específico de dentina humana e, a partir dos valores de condutividade térmica medidos por Craig e Peyton (1961), nas direções perpendicular e paralela aos túbulos dentinários, calcularam os respectivos valores para a difusividade térmica encontrando os seguintes valores: $0,187 \times 10^{-6} \text{m}^2/\text{s}$ (direção perpendicular), e $0,183 \times 10^{-6} \text{m}^2/\text{s}$ (direção paralela). Também comentam sobre a inconsistência entre os dados de densidade, condutividade térmica, calor específico e difusividade térmica encontrados na literatura.

A Tab. 1 sintetiza os resultados encontrados na literatura a respeito de propriedades termofísicas de dentina humana. Os valores originais, apresentados no sistema c.g.s, foram convertidos para o sistema MKS. Em nenhum destes trabalhos encontrados na literatura foi feita uma medida direta da difusividade térmica de dentina humana. Os valores de difusividade apresentados nestes trabalhos são valores calculados a partir de valores medidos de condutividade, densidade e calor específico de dentina humana.

Tabela 1. Propriedades termofísicas da dentina humana.

| Autor(es) | Densidade (Kg/m ³) | Calor específico (J/Kg.K) | Condutividade térmica (W/m.K) | Difusividade térmica (x10 ⁶ m ² /s) |
|-------------------------------------|-----------------------------------|---------------------------------|--------------------------------------|---|
| Manly, Hodge e Ange (1939) | 2 140 | - | - | - |
| Lisanti e Zander (1950) | - | - | 0,959 | - |
| Simeral (1951) | - | - | 0,984 | - |
| Phillips, Johnson e Phillips (1956) | - | - | 0,108 | - |
| Peyton e Simeral (1954) | - | 1 172 | - | - |
| Soyenkoff e Okun (1958) | - | - | 0,402 (raiz //) 0,448 (coroa //) | - |
| Craig e Peyton (1961) | - | - | 0,582 \perp * 0,569 // ** | - |
| Braden (1964) | - | - | - | 0,260 |
| Brown, Dewey e Jacobs (1970) | 1 960 | 1 591 | - | 0,187 \perp * 0,183 // ** |

* fluxo de calor perpendicular aos túbulos dentinários.

** fluxo de calor paralelo aos túbulos dentinários.

3. Metodologia

3.1 Preparo das amostras de dentina

Esta pesquisa foi submetida ao Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG para aprovação, por haver necessidade de se utilizar dentes humanos extraídos, tendo sido aprovado pelo parecer número 454/05.

As amostras foram preparadas em terceiros molares extraídos de pacientes de ambos os gêneros, na faixa etária de 18 a 26 anos. Estes dentes tiveram extração indicada, devido à impossibilidade de erupção por falta de espaço (dentes inclusos) e foram cedidos pelo Instituto de Previdência dos Servidores do Estado de Minas Gerais. Estes dentes foram lavados e mantidos em soro fisiológico até a realização dos ensaios, para não sofrerem desidratação e se aproximar da condição fisiológica, onde, na boca, os dentes ficam hidratados pela saliva. Selecionou-se molares com coroas mais volumosas e com menores câmaras pulpares com o objetivo de confeccionar discos inteiramente em dentina, tendo 8mm de diâmetro e 2 a 3mm de espessura. Desgastou-se as incisais dos dentes até a remoção total da camada de esmalte incisal, para expor toda a dentina e também obter uma superfície plana para posicioná-los adequadamente na base da fôrma de embutimento. Embutiu-se todos os dentes assim preparados utilizando-se a resina acrílica Durofix-2 transparente de cura a frio da firma Struers®. Após o tempo de cura de 24 horas, foram feitas marcas com caneta de retro-projetor nos blocos com os dentes embutidos, no nível do teto da câmara pulpar, para orientar os cortes a serem feitos e obter amostras cilíndricas com superfície plana e regular e toda em dentina. Utilizando-se uma serra de disco adiamantado, foram feitos cortes para se retirar fatias de dentina com 2 a 3mm de espessura. Algumas fatias foram cortadas no sentido axial do dente, para se ter amostras em que o fluxo de calor durante o ensaio ocorra aproximadamente na direção perpendicular à direção dos túbulos dentinários. Outras foram cortadas paralelamente à

superfície plana de dentina já isenta de esmalte, para se ter amostras em que o fluxo de calor ocorra paralelamente à direção dos túbulos. A finalidade destes dois tipos de amostras objetivou verificar se a direção dos túbulos dentinários influencia nos resultados das medições. Este procedimento de preparo das amostras foi realizado no Laboratório de Metalografia do Departamento de Engenharia Metalúrgica da UFMG.

Como a amostra necessita ser cilíndrica e com um diâmetro de 8mm, que é o diâmetro do porta-amostra e do feixe de laser de CO₂ utilizado nas medições, a camada externa das amostras foi removida para obter-se amostras cilíndricas e com este diâmetro. Inicialmente, utilizou-se uma serra copo (trefina) de 8mm de diâmetro, mas este procedimento foi logo abandonado porque a serra copo perdia o corte com muita facilidade. Optou-se, então, por desgastar a camada externa das amostras em baixa rotação com esmeril de uso odontológico de carbeto de silício da firma Carborundum, até obter-se a forma circular com 8mm de diâmetro. O diâmetro dos discos foi medido com um paquímetro com resolução de 0,05mm, e a espessura com um micrômetro com resolução de 0,001mm. As amostras foram colocadas individualmente em frascos numerados, preenchidos com soro fisiológico, para não desidratarem, aproximando-se da situação existente “*in vivo*” até a realização do experimento.

3.2 Método do flash de laser

O método do flash para medir as propriedades térmicas de materiais sólidos foi proposto em 1960 por Parker *et al.* (1961) do U.S. Navy Radiological Defense Laboratory. Eles mediram a difusividade térmica de metais usando uma lâmpada de flash a xenônio. Posteriormente, Deem e Wood (1962) utilizaram um laser a rubi no lugar do flash de xenônio e demonstraram sua adequabilidade como fonte de energia.

Na técnica original, um flash intenso e curto de energia radiante é aplicado uniformemente sobre a face de uma amostra homogênea com a forma de um disco (geralmente do tamanho de uma pequena moeda), durante um período de tempo desprezível, e o pulso de calor difunde unidirecionalmente para a face oposta, obtendo-se um registro do histórico de temperatura resultante nesta face oposta, através de um termopar ou de um sensor infravermelho (Fig. 1).

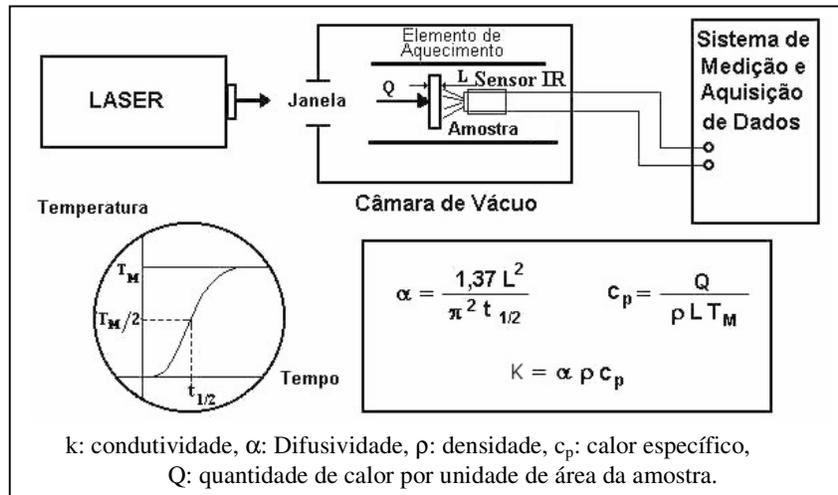


Figura 1 – Princípio do método do flash de laser para medição de propriedades termofísicas de materiais

Fonte: Ferreira, R. A. N. *et al.*, 2002.

A fonte de energia radiante é usualmente um laser ou uma lâmpada de flash de xenônio e os tempos de irradiação são da ordem de um milissegundo ou menos. A difusividade é calculada a partir da espessura L da amostra e do tempo requerido para a temperatura da face oposta atingir um dado percentual do seu valor máximo (usualmente o tempo chamado $t_{1/2}$ correspondente a 50% da excursão). O calor específico c_p é calculado a partir da densidade ρ e da espessura L da amostra, da temperatura máxima T_M atingida na sua face oposta, e da quantidade Q de calor entregue a ela. A condutividade térmica k é então calculada pelo produto da difusividade α pelo calor específico c_p e pela sua densidade ρ ($k = \alpha \cdot \rho \cdot c_p$). Um método de adimensionalização do histórico de temperatura resultante na face oposta pode ser aplicado, de modo que a curva experimental de aumento da temperatura possa ser comparada com a curva teórica e assim desvios em relação às condições ideais podem ser facilmente detectados.

Desde então o método flash laser vem sendo cada vez mais reconhecido como sendo uma poderosa ferramenta para medições de propriedades térmicas dos mais diversos materiais, já que este método apresenta muitas vantagens, tais como:

- curto tempo requerido para as medições;
- efeito relativamente pequeno de perda de calor pela amostra;

- c. requer amostras de pequeno tamanho;
- d. com um único método mede-se tanto a difusividade térmica quanto o calor específico da amostra.

O método tem sido estendido a fluxo bidimensional de calor de modo que amostras grandes podem ser medidas e as difusividades em ambas as direções, axial e radial, em materiais anisotrópicos podem ser obtidas. Tem sido usado para medir materiais cujas difusividades térmicas variam de $0,1 \times 10^{-6}$ a $1\,000 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ (uma faixa de 10^4) e a temperaturas entre de 80 e 3.000 K, utilizando amostras pequenas e facilmente fabricáveis e os resultados podem ser obtidos em segundos (Taylor, 1978). Tem sido empregado para medir a difusividade térmica de materiais e combustíveis nucleares, metais, ligas, cerâmicos, semicondutores, compósitos, metais líquidos, fibras de carbono, materiais reforçados com fibras, camadas individuais ou compósitos em camadas, condutância de contato térmico em interfaces, e compósitos dispersos, além das medições mais rotineiras (Taylor, 1978).

Tem sido demonstrado que, usando-se um sistema de aquisição de dados, e modelos matemáticos adequados a situações em que as condições experimentais reais não correspondam exatamente às condições de contorno idealizadas na teoria do método, pode-se reduzir os erros de medição abaixo de 0,5% (Taylor, 1978).

Ferreira *et al.* (2002) apresentaram de forma detalhada a aplicação da técnica flash laser no Laboratório de Medições de Propriedades Termofísicas (LMPT) do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN), onde foram realizadas as medições deste trabalho. Grossi (2003) realizou uma análise dos principais problemas encontrados durante as medições experimentais. Grossi, Ferreira e Andrade (2005a, b) propuseram uma metodologia de análise das incertezas dinâmicas associadas a este sistema de medição. Uma solução da equação de difusão térmica, utilizando técnicas de formulação em volumes de controle foi apresentada por Grossi *et al.* (2002). Um novo modelo físico-matemático foi proposto por Grossi (2003) e Grossi, Ferreira e Andrade (2004) utilizando algoritmos de otimização por mínimos quadrados com o objetivo de obter a solução inversa do problema de difusão térmica aplicado ao método flash laser. A utilização do modelo físico-matemático permite incorporar todas as fontes de erro o que torna possível a minimização das incertezas do resultado de medição das propriedades termofísicas.

4. Resultados de medições de difusividade térmica de dentina humana através do método do flash de laser

A Tab. 2 apresenta os resultados de medições de difusividade térmica através do método do flash de laser realizadas em cinco amostras cilíndricas com 8mm de diâmetro. Foram feitas um total de dez medições em cada amostra. O cálculo da incerteza expandida das medições de difusividade térmica utilizou um intervalo de confiança (IC) de 95% e um fator de abrangência $k=2,325$. O valor máximo de incerteza nas medições foi de $\pm 1,92\%$.

Tabela 2. Resultados de medições de difusividade térmica de dentina humana através do método do flash de laser.

| Número da amostra | Direção do fluxo de calor em relação aos túbulos dentinários | Espessura da amostra (mm) | Difusividade térmica média ($\times 10^6 \text{ m}^2/\text{s}$) | Desvio padrão ($\times 10^6 \text{ m}^2/\text{s}$) | Incerteza expandida (IC 95%) |
|-------------------|--|---------------------------|---|--|------------------------------|
| 1 | // | 2,270 | 0,204 | 0,005 | 1,50% |
| 2 | ⊥ | 1,950 | 0,199 | 0,006 | 1,92% |
| 3 | // | 2,970 | 0,256 | 0,006 | 1,69% |
| 4 | // | 2,421 | 0,224 | 0,004 | 1,30% |
| 5 | // | 2,935 | 0,265 | 0,005 | 1,45% |

A Fig. 2 apresenta um resultado típico de medição de difusividade térmica de dentina humana, e a Fig. 3 um gráfico dos resultados de difusividade térmica em função da temperatura efetiva.

| PROTOCOLO MEDIÇÃO DE PROPRIEDADES TERMOFÍSICAS MÉTODO DO FLASH DE LASER | | | |
|--|-------------------------------------|------------|---------------------|
| Número do Ensaio: | AA387 | | |
| Data: | 13/04/2006 | | |
| Dados da Amostra | | | |
| Material: | Dentina Amostra nº2 (Perpendicular) | Densidade: | - Kg/m ³ |
| Espessura: | 0,001950 m | Diâmetro: | 0,008 m |
| Clientes: Diversos | | | |
| Finalidade: Medição de Difusividade Térmica de Dentina Humana. | | | |

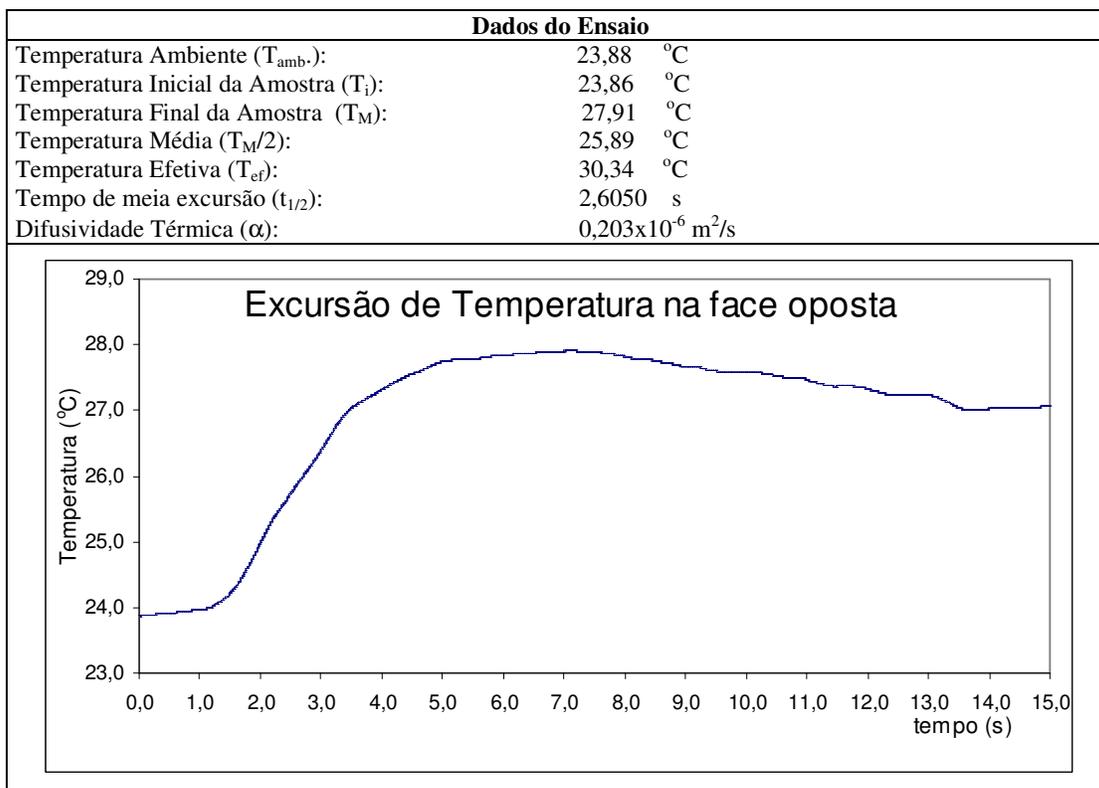


Figura 2. Registro típico de uma medição de difusividade térmica de dentina humana através do método do flash de laser.

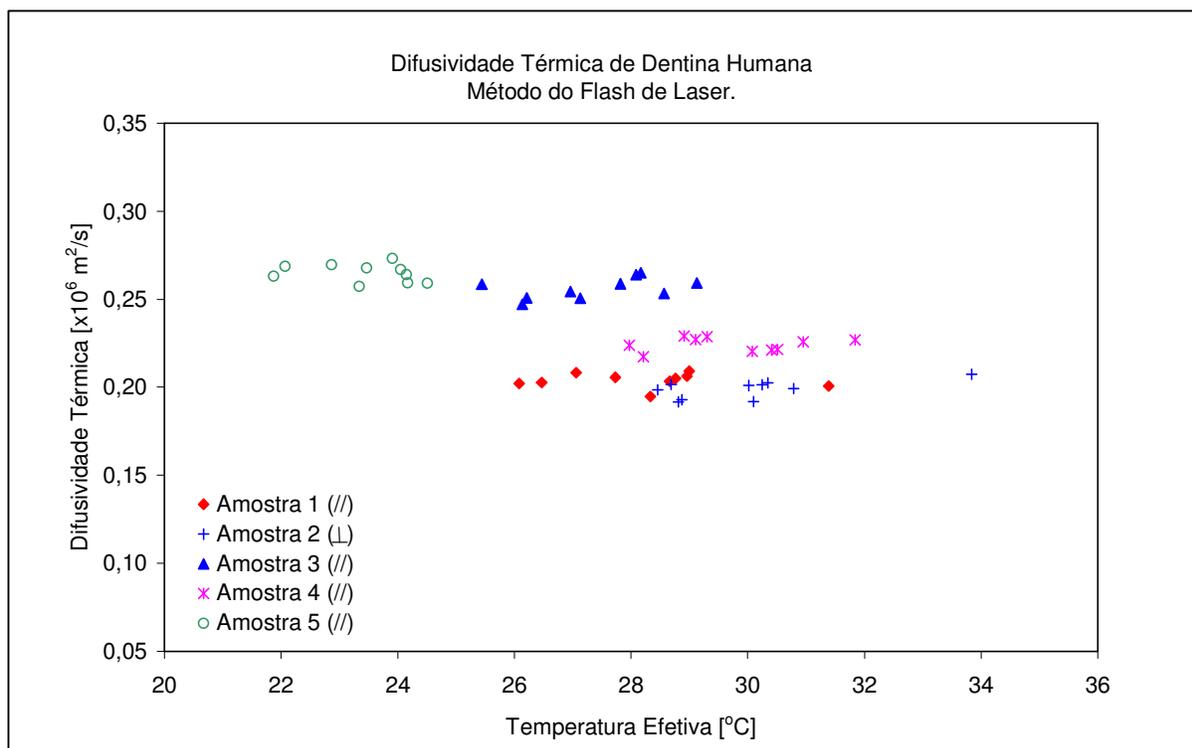


Figura 3. Difusividade térmica de dentina humana em função da temperatura efetiva.

Calculou-se valores para a condutividade térmica empregando-se a equação (1), os valores de difusividade térmica medidos no presente trabalho, e os valores de densidade e calor específico obtidos por Manly, Hodge e Ange (1939) e Peyton e Simeral (1954), respectivamente, obtendo-se os valores abaixo:

Amostra 1 (//): $k = 0,204 \cdot 10^{-6} \text{m}^2/\text{s} \cdot 2140 \text{Kg}/\text{m}^3 \cdot 1172 \text{J}/\text{Kg} \cdot \text{K} = 0,514 \text{W}/\text{m} \cdot \text{K}$

Amostra 2 (⊥): $k = 0,199 \cdot 10^{-6} \text{m}^2/\text{s} \cdot 2140 \text{Kg}/\text{m}^3 \cdot 1172 \text{J}/\text{Kg} \cdot \text{K} = 0,499 \text{W}/\text{m} \cdot \text{K}$

Amostra 3 (//): $k = 0,256 \cdot 10^{-6} \text{m}^2/\text{s} \cdot 2140 \text{Kg}/\text{m}^3 \cdot 1172 \text{J}/\text{Kg} \cdot \text{K} = 0,643 \text{W}/\text{m} \cdot \text{K}$

Amostra 4 (//): $k = 0,224 \cdot 10^{-6} \text{m}^2/\text{s} \cdot 2140 \text{Kg}/\text{m}^3 \cdot 1172 \text{J}/\text{Kg} \cdot \text{K} = 0,562 \text{W}/\text{m} \cdot \text{K}$

Amostra 5 (//): $k = 0,265 \cdot 10^{-6} \text{m}^2/\text{s} \cdot 2140 \text{Kg}/\text{m}^3 \cdot 1172 \text{J}/\text{Kg} \cdot \text{K} = 0,664 \text{W}/\text{m} \cdot \text{K}$

Comparando-se com os valores encontrados na literatura, estes valores situam-se muito próximos dos valores obtidos por Soyenkoff e Okun (1958) e Craig e Peyton (1961).

5. Discussão

Apesar dos primeiros trabalhos sobre as propriedades termofísicas do dente humano situarem-se após o final da década de 30, encontrou-se poucos estudos específicos a respeito deste assunto.

Analisando os poucos trabalhos já realizados, percebeu-se que a metodologia, em alguns trabalhos, foi parcialmente descrita e executada de formas diversas e empregando-se diferentes metodologias pelos pesquisadores. Observou-se uma grande discrepância entre os resultados de condutividade térmica encontrados (diferenças de até cerca de dez vezes, ou seja, uma ordem de grandeza), a qual pode ser atribuída às variações de metodologia e também à falta de padronização das condições de trabalho. O valor de 0,108 W/m.K para a condutividade térmica de dentina humana encontrado por Phillips, Reinking e Phillips (1954) é cerca de 10 vezes menor que o valor de 0,984 W/m.K encontrado por Simeral (1951).

Verificou-se uma boa concordância entre os valores de difusividade térmica medidos no presente trabalho, utilizando-se o método do flash de laser, e os valores encontrados, através de cálculos, por Brown, Dewey e Jacobs (1970) e por Braden (1964). Além disso, verificou-se que a direção dos túbulos dentinários não influencia a difusividade térmica da dentina humana, confirmando conclusão de Craig e Peyton (1961).

6. Conclusão

Baseado nos estudos realizados pode-se concluir que:

- a. os valores medidos de difusividade térmica da dentina humana, obtidos através do método do flash de laser, situaram-se na faixa de $0,199 \times 10^{-6} \text{m}^2/\text{s}$ a $0,265 \times 10^{-6} \text{m}^2/\text{s}$, muito próximos dos valores calculados por Braden (1964) ($0,260 \times 10^{-6} \text{m}^2/\text{s}$) e por Brown, Dewey e Jacobs (1970) (⊥: $0,187 \times 10^{-6}$; //: $0,183 \times 10^{-6} \text{m}^2/\text{s}$);
- b. verificou-se que não há influência da direção dos túbulos dentinários na difusividade e condutividade térmica da dentina humana, confirmando-se a conclusão de Craig e Peyton (1961);
- c. os valores calculados para a condutividade térmica utilizando-se os valores de difusividade térmica obtidos no presente trabalho e de densidade e calor específico obtidos por Manly, Hodge e Ange (1939) e Peyton e Simeral (1954), respectivamente, confirmam os valores de condutividade térmica obtidos por Soyenkoff e Okun (1958) e Craig e Peyton (1961);
- d. a discrepância entre os resultados dos diferentes autores pode ser explicada pelas diferenças nas condições de trabalho;
- e. é necessário padronizar as metodologias para a medição das propriedades termofísicas para que se consigam resultados mais próximos dos reais e eles possam ser usados de forma confiável em procedimentos clínicos que geram calor no dente;
- f. é importante que a metodologia seja bem detalhada para que os procedimentos possam ser seguidos por outros pesquisadores e possam se obter resultados compatíveis.

Agradecimentos

Ao Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear – CDTN-CNEN pela disponibilização do Laboratório de Medição de Propriedades Termofísicas de Combustíveis Nucleares e Materiais.

Referências

- Braden, M., 1964, "Heat conduction in normal human teeth", *Arch Oral Biol.*, vol.9, pp.479-486.
- Brown, W. S.; Dewey, W. A. and Jacobs, H. R., 1970, "Thermal properties of teeth", *J. Dent. Res.*, vol.49, no.4, pp.752-755.
- Craig, R. G. and Peyton, F. A., 1961, "Thermal conductivity of tooth structure, dental cements and amalgam", *J. Dent. Res.*, vol.40, no.3, pp.411-417.
- Deem, H. W. and Wood, W. D., 1962, "Flash thermal-diffusivity measurements using a laser", *Review Science Instruments*, vol.33, pp.1107.
- Ferreira, R. A.N.; Miranda, O.; Dutra Neto, A.; Grossi, P. A.; Martins, G. A.; Reis, S. C.; Alencar, D. A.; Soares Filho, J. G.; Lopes C. C. and Pinho, M. G., 2002, "Implantação no CDTN de Laboratório de Medição de Propriedades Termofísicas de Combustíveis Nucleares e Materiais através do Método flash laser", In: ENFIR.- Encontro Nacional de Física de Reatores, 13, 2002, Rio de Janeiro. Anais... Rio de Janeiro: ABEN.
- Grossi, P. A., 2003, "Modelagem físico-matemática de sistemas de determinação de propriedades termofísicas com aplicação ao método flash laser", 2003. 107p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.
- Grossi, P. A.; Andrade, R. M.; Ferreira, A. N.; Ziviani, M., 2002, "Solução da equação de difusão térmica, utilizando a técnica de volumes finitos, para otimização do método flash laser", In: Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2, 2002, Paraíba. Anais... João Pessoa: CONEM.
- Grossi, P. A.; Ferreira, A. N.; Andrade, R. M., 2004, "Review of the flash laser method", In: Brazilian Congress of Thermal Engineering and Sciences, 10, 2004. Anais... Rio de Janeiro: ENCIT.
- Grossi, P. A.; Ferreira, A. N.; Andrade, R. M., 2005a, "Estimativa da incerteza na medição dinâmica de temperatura através da resposta dinâmica A sinais de teste", In: Congresso Ibero-Americano de Engenharia Mecânica, 2005. Anais... Cidade do México: 7 CIBIM.
- Grossi, P. A.; Ferreira, A. N.; Andrade, R. M., 2005b, "Uncertainty estimate of the temperature dynamic Measurement by system identification", In: 18th International Congress OF Mechanical Engineering 2005. Anais... Ouro Preto: COBEM.
- Gutknecht, N. and Eduardo, C. P., 2004, "A odontologia e o laser", *Atuação do laser na especialidade odontológica*, Ed. Quintessence, São Paulo, 320p.
- Hibst, R. and Keller, U., 1990, "Heat effect of pulsed Er: YAG laser radiation. International Congress on Laser in Dentistry", II. Proceeding of Spie, v.1200. Laser surgery: advanced characterization, therapeutics, and system II. University of Ulm.
- Incropera, F. P. and Dewitt, D. P., 1992, "Fundamentos de transferência de calor e de massa", Ed. LTC, Rio de Janeiro, Tradução de Horacio Macedo.
- Jeffrey, I. W. M.; Lawrensen, B.; Longbottom, C.; Saunders, E. M., 1990a, "CO2 laser application to the mineralized dental tissues – the possibility of iatrogenic sequelae". *J. Dent.*, vol.8, no.1, pp.24-36.
- Jeffrey, I. W. M.; Lawrensen, B.; Saunders, E. M.; Longbottom, C., 1990b, "Dentinal temperature transients caused by exposure to Co2 laser irradiation and possible pulpal damage", *J. Dent.*, vol.18, no.1, pp.31-36.
- Lisanti, V. F. and Zander, H. A., 1950, "Thermal conductivity of dentin", *J. Dent. Res.*, vol.29, no.4, pp.493-497.
- Lizarelli, R. F. Z., 2000, "Lasers de Nd:YAG nos regimes de nano e de picossegundos em esmalte e em dentina: análises morfológica e química", Dissertação (Mestrado em Ciências e Engenharia de Materiais) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- Manly, R. S.; Hodge, H. C. and Ange, L. E., 1939, "Density and refractive index studies of dental hard tissues", *J. Dent. Res.*, vol.15, pp.203-211.
- Paghdiwala, A. F.; Vaidyanathan, T. K. and Paghdiwala, M. F., 1993, "Evaluation of erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth cuts and structural effects", *Scanning Microsc.*, vol.7, no.3, pp.989-997.
- Parker, W. J.; Jenkins, R. J.; Butler, C. P. and Abbott, G. L., 1961, "Flash method of determining thermal diffusivity, heat capacity and thermal conductivity". *J. Appl. Phys.*, vol.32, no.9, pp.1679-84, apud Grossi, P. A., 2003, "Modelagem físico-matemática de sistemas de determinação de propriedades termofísicas com aplicação ao método flash laser", Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.
- Peyton, F. A. and Simeral, W. G., 1954, "Specific heat of tooth structure", *Alumni Bulletin of the University of Michigan Dental School*, vol.56, pp.33 apud Brown, W. S.; Dewey, W. A. and Jacobs, H. R., 1970, "Thermal properties of teeth", *J. Dent. Res.*, vol.49, no.4, pp.752-755.
- Phillips, R. W.; Johnson, R. J. and Philips, L. J., 1956, "Improved method for measuring the coefficient of thermal conductivity of dental cement", *JADA*, vol.53, pp.577 apud Soyenkoff, B. C. and Okun, J. H., 1958, "Thermal conductivity measurements of dental tissues with the aid of thermistors", *J. Am. Dent. Assoc.*, vol.57, pp.23-30.
- Phillips, R. W.; Reinking, R. H. and Philips, L. J., 1954, "Thermal conductivity of dental cement: a method and determinations for three commercial materials", *J. Dent. Res.*, vol.33, no.4, pp.511-518 apud Soyenkoff, B. C. and Okun, J. H., 1958, "Thermal conductivity measurements of dental tissues with the aid of thermistors", *J. Am. Dent. Assoc.*, vol.57, pp.23-30.

- Sagi, A.; Shitzer, A.; Katzir, A. and Akselrod, S., 1992, "Heating of biological tissue by laser irradiation: theoretical model", *Opt. Eng.*, vol.31, no.7, pp.1417-1424.
- Simeral, W. G., 1951, "Thermal conductivity of dental materials, microfilm of papers presented at the annual IADR", Dental Materials Group Meeting, March, 1951, *J. Dent. Res.*, vol.30, pp.499, apud Craig, R. G. and Peyton, F. A., 1961, "Thermal conductivity of tooth structure, dental cements and amalgam", *J. Dent. Res.*, vol.40, no.3, pp.411-417.
- Soyenkoff, B. C. and Okun, J. H., 1958, "Thermal conductivity measurements of dental tissues with the aid of thermistors", *J. Am. Dent. Assoc.*, vol.57, pp.23-30.
- Taylor, R. E., 1978, "Heat pulse thermal diffusivity measurements", School of Mechanical Engineering, Purdue University, West Lafayette, Indiana.
- White, J. M.; Goodis, H. E.; Rose, C. M. and Daniels, T. E., 1991, "Effects of Nd:YAG laser on pulps of extracted human teeth", *J. Dent. Res.*, vol.69, pp.300.
- Zach, L. and Cohen, G., 1965, "Pulp response to externally applied heat", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, vol.19, no.4, pp.515-530.
- ZeZell, D. M.; Cecchini, S. C. M.; Pinotti, M. and Eduardo, C. P., 1996, "Temperature changes under Ho:YLF irradiation". In: Wigdor, H. A.; Featherstone, J. D. B.; White, J. M. and Neev, J. Proceedings of lasers in dentistry II. San Jose: SPIE, p.34-39.

HUMAN DENTIN THERMAL DIFFUSIVITY MEASUREMENT BY THE FLASH LASER METHOD

Manoelita Figueiredo de Magalhães

Mechanical Engineering Department - DEMEC
Federal University of Minas Gerais - UFMG
Antônio Carlos Avenue, 6.627 - University City, Pampulha - Zip Code: 31270-901
Belo Horizonte - MG, Brazil - Phone number (31) 3499 5145 - Fax (31) 3443 3783
manoelita@uai.com.br

Ricardo Alberto Neto Ferreira

Nuclear Technology Development Center - CDTN
Nuclear Energy National Commission - CNEN
University City, Pampulha - Zip Code: 30123-970 - Belo Horizonte - MG, Brazil
Phone number (31) 3499 3150 - Fax (31) 3499 3390
ranf@cdtn.br

Pablo Andrade Grossi

Nuclear Technology Development Center - CDTN
Nuclear Energy National Commission - CNEN
University City, Pampulha, Zip Code: 30123-970 - Belo Horizonte - MG, Brazil
Phone number (31) 3499 3150 - Fax (31) 3499 3311
pabloag@cdtn.br

Roberto Márcio de Andrade

Mechanical Engineering Department - DEMEC
Federal University of Minas Gerais - UFMG
Antônio Carlos Avenue, 6.627 - University City, Pampulha, Zip Code: 31270-901
Belo Horizonte - MG, Brazil - Phone number (31) 3499 5145 - Fax (31) 3443 3783
roberto@demec.ufmg.br

Summary

Nowadays, the cavity removal in dentistry can be performed with rotatory instruments (conventional burs) or high intensity laser. Both techniques can heat the tooth and harm the pulp. Avoiding those thermal effects is important for the preparation and irradiation of the hard tissue, in order to prevent undesirable harm of the adjacent tissue. It is important to study the temperature variation produced during dental treatments that cause heat. The literature review about the measurement of thermal properties conducted in human dentin revealed a great variation of the values obtained by several authors, and most of the studies are outdated. None of these studies have directly measured the thermal diffusivity of human dentin, and the reported values are only calculated values based on measures of conductivity, density and specific heat. The aim of the present study was to measure at CDTN the thermal diffusivity of human dentin using the laser flash technique. The obtained thermal diffusivity values of five human dentin samples measured by this method range from $0,199 \times 10^{-6} \text{m}^2/\text{s}$ to $0,265 \times 10^{-6} \text{m}^2/\text{s}$, very close to the values calculated by Braden (1964) and Brown, Dewey and Jacobs (1970).

Key-words: human dentin, thermal diffusivity, measurement, flash laser method.