

ESTUDO FOTOACÚSTICO DE DENTES HUMANOS SUBMETIDOS À RADIOTERAPIA

Photoacoustic study of human teeth submitted to radiotherapy

 Inês Vilain^a

 João Cardoso de Lima^b

RESUMO

Objetivo: Esta pesquisa teve como objetivo a caracterização, pela técnica de Espectroscopia de Absorção Fotoacústica, do efeito da radiação X sobre os tecidos dentais humanos mineralizados, irradiados com doses usada para tratamento de pacientes portadores de câncer de cabeça e pescoço. **Materiais e métodos:** As radiações foram fornecidas por um acelerador linear em dentes humanos seccionados longitudinalmente, onde a porção central foi investigada em três regiões: esmalte, dentina coronária e dentina cervical, antes e após as irradiações. 20 dentes foram analisados, onde um grupo formado por 10 dentes foi irradiado com dose total de 70 Gy fracionada em doses diárias de 2 Gy, enquanto outro grupo também com 10 dentes foi irradiado com uma dose única de 70 Gy. **Resultados:** Após a irradiação, foi observada uma redução significativa na difusividade térmica de 47 e 40% no esmalte, 43 e 37% na dentina coronária e 60 e 48% na dentina cervical, para a radiação em dose fracionada e única, respectivamente. **Discussão:** As medições da difusividade térmica das regiões analisadas, antes de serem irradiadas, mostraram que os valores encontrados estão de acordo com a literatura, enquanto que a forte queda da difusividade mostrou uma degradação da estrutura dentária. Além disso, a aplicação da radiação X gerou danos significativos ao dente que podem propiciar a formação e propagação das cáries de radiação. **Conclusão:** A redução da difusividade térmica observada retarda tanto a dissipação do calor, quanto a velocidade que este atinge as regiões internas do dente, levando a um retardo na sensação da dor, podendo acarretar no uso excessivo de energia durante os procedimentos odontológicos.

Palavras-chave: Esmalte dentário. Difusão térmica. Radioterapia.

ABSTRACT

Aim: This research aimed to characterize, by the technique of Photoacoustic Absorption Spectroscopy, the effect of X-radiation on mineralized human dental tissues, irradiated with doses used for the treatment of patients with head and neck cancer. **Materials and methods:** Radiation was introduced by a linear accelerator in humans teeth longitudinally sectioned, where the central portion was investigated in three regions: enamel, coronary dentin and cervical dentin, before and after irradiation. 20 teeth were analyzed, where a group formed by 10 teeth was irradiated with a total dose of 70 Gy, divided into daily doses of 2 Gy, while another group, also with 10 teeth, was irradiated with a single dose of 70 Gy. **Results:** After irradiation, a significant reduction in thermal diffusivity of 47 and 40% in enamel, 43 and 37% in coronary dentin and 60 and 48% in cervical dentin was observed for radiation in fractional and single doses, respectively. **Discussion:** The measures, obtained before the radiation, of thermal diffusivity on the analyzed regions, showed that the values found in this work are in agreement with the literature, while the strong fall in the thermal diffusivity showed that a degradation in the dental structure happened. In addition, the application of X radiation caused significant damage to the tooth that could promote the formation and propagation of radiation caries. **Conclusion:** The reduction in thermal diffusivity observed slows down both heat dissipation and the speed at which it reaches the internal regions of the tooth, leading to a delay in the sensation of pain, which may result in excessive energy usage during dental procedures.

Keywords: Dental enamel. Thermal diffusion. Radiotherapy.

^aDepartment of Odontology, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, SC, Brazil.

^bDepartment of Physics, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, SC, Brazil.

Autora para correspondência: Inês Vilain – E-mail: ines.vilain@ufsc.br

Data de envio: 20/07/2021 | **Data de aceite:** 23/05/2022

INTRODUÇÃO

Dependendo da posição onde se encontra um câncer de cabeça e pescoço (CCP), é inevitável que, além dos benefícios indiscutíveis anticâncer da radioterapia usada para o tratamento, a ionização causada pela radiação provoca danos aos tecidos saudáveis situados no campo da radiação, como acontece com diversas estruturas dissimilares – glândulas salivares, mucosa oral, ossos maxilares, dentes, etc.¹

Neste tipo de tratamento a maioria dos pacientes com CCP tratados com intenção curativa recebem uma dose total de radiação entre 50 e 70 Gy, pré ou pós-operatória, que é fornecida por unidades de cobalto-60 ou Acelerador Linear. A dose total geralmente é administrada de forma fracionada de 2 Gy, uma vez ao dia, cinco dias por semana, durante um período de cinco a sete semanas¹⁻³.

Como resultado deste tratamento a complicação colateral mais ameaçadora para a dentição é a cárie de radiação^{2,4-8} onde duas explicações tem sido sugeridas: uma é que a radiação altera diretamente a suscetibilidade dos dentes à destruição cariosa pela alteração da sua estrutura⁹, e a outra é que a radiação causa disfunção da glândula salivar que, por sua vez, produz xerostomia, uma circunstância associada com o aumento da atividade cariosa^{8,10}.

Além da cárie de radiação a influência na integração entre os tecidos dentais e materiais restauradores tem sido demonstrado quando da aplicação de variadas doses de radiação^{11,12}.

Assim, uma maior compreensão do comportamento dos tecidos dentais quando submetidos a radioterapia são críticas para a elucidação e quantificação dos danos causados e da capacidade destes tecidos dentais de manterem condições para se conectarem a diferentes biomateriais que são utilizados na reconstrução dental^{9,13}.

A variação de temperatura a que é submetido o dente durante os procedimentos restauradores, que podem chegar a incrementos de até 18°C^{14,15} provocam sensações dolorosas que estão diretamente relacionadas as mudanças do coeficientes de difusividade térmica do dente e/ou material restaurador^{11,16}.

Portanto, o conhecimento de alteração na difusividade térmica dos tecidos dentais submetidos a tratamento radioterápico e possível consequência na variação da sensação dolorosa, pode vir a requerer que protocolos específicos sejam elaborados para quando houver necessidade de um procedimento restaurador destes elementos dentais^{14,17-19}.

Com este estudo pretende-se contribuir para o aumento do conhecimento e esclarecimento das alterações químico-físicas e estruturais que ocorrem no esmalte e na dentina de dentes que estejam no campo de irradiação de pacientes com CCP, após serem submetidos ao tratamento por radioterapia. Isso foi feito pela comparação, in vitro, do valor da difusividade térmica, medida através de Espectroscopia de Absorção Fotoacústica (PAS), antes e depois da irradiação de dentes humanos, em dose única e fracionada.

Propriedades térmicas e espectroscopia de absorção fotoacústica – Configuração célula aberta (OPC)

A difusividade térmica é definida como a razão entre a capacidade de conduzir e a de armazenar calor de um material, pois indica quanto de energia térmica é transferida em função de um transiente de calor. Portanto, essa propriedade termofísica específica indica quão rapidamente um corpo responde às variações de energia térmica as quais é submetido²⁰. Essa propriedade depende de fatores como estrutura molecular e atômica de um material, e pode ser influenciado por diversos fatores, tais como perda de água, mudanças cristalográficas e mudanças morfológicas^{17,21,22}.

O uso da técnica de espectroscopia de absorção fotoacústica (PAS) para medir a difusividade térmica de amostras se baseia na medida da retardação da fase do sinal fotoacústico, em função da frequência de modulação. Esse método tem diversas vantagens, tais como possibilitar o estudo de amostras muito finas, a não necessidade de contato entre a amostra, a fonte de calor e o dissipador, e a eliminação de termopar para monitorar a temperatura como uma função do tempo^{5,17,21,23}.

Em amostras porosas e termicamente espessas, como no caso do esmalte e dentina, existem dois processos que podem contribuir para o sinal PAS:

1º – *Termalização não radioativa no interior da banda de valência*: quando elétrons foto-excitados na banda de valência decaem, geram fônons que são espalhados pelos átomos da estrutura presente. A contribuição desse processo de espalhamento para o sinal PAS diminui de forma exponencial com o aumento da frequência de modulação. Quando esse processo está presente, ele ocorre na faixa de baixas frequências. Segue a expressão abaixo:

$$S = (A/f) \exp(-a\sqrt{f}), \quad (1)$$

Onde $a = l_s (\pi/\alpha_s)^{1/2}$, f é a frequência de modulação, l_s é a espessura da amostra e α_s é a sua difusividade térmica. A fase do sinal PAS apresenta uma dependência com a frequência de modulação do tipo:

$$\Phi_{ph} = \frac{\pi}{2} - af^{1/2}, \quad (2)$$

2º – *Flexão termoelástica*: quando gradientes de temperatura são gerados na amostra, estes dão origem à flexão termoelástica ou flambagem da amostra. Assim, esse mecanismo passa a ser a principal contribuição para o sinal PAS. Essa contribuição mostra uma dependência com a frequência de modulação do tipo $f^{-1.0}$. A fase do sinal PAS mostra uma dependência com a frequência de modulação do tipo:

$$\Phi_{ph} = \phi_0 + \tan^{-1} \left[\frac{1}{a\sqrt{f} - 1} \right], \quad (3)$$

Onde a constante a é a mesma já definida acima. Desta forma a difusividade térmica α_s pode ser determinada ajustando a expressão teórica acima aos dados da fase, medidos experimentalmente.

Na prática, a contribuição de cada processo para a variação da pressão na célula fotoacústica pode ser facilmente encontrada seguindo o seguinte procedimento: (I) fazendo gráficos de $\ln S$ contra $f^{1/2}$ e Φ_{ph} (em radianos) contra $f^{1/2}$. O valor de a é o coeficiente angular da reta ajustando os dados na região de baixas frequências de modulação, sendo que os valores obtidos devem ser iguais no gráfico; (II) fazendo o gráfico $\log S$ contra $\log f$, o valor do coeficiente angular da reta ajustando os dados na região de altas frequências de modulação deve ser “-1”. Esse procedimento pode ser facilmente implementado através do software Origin.

Uma nova metodologia fotoacústica para medir a difusividade térmica dos materiais foi proposta por Balderas-López *et al.*²⁴, que se baseia na identificação das descontinuidades na lag fase fotoacústica, previsto pelo modelo de Rosencwaig. Neste modelo não há a necessidade de ajustar um conjunto de dados experimentais. Segundo esses autores, o sinal fotoacústico completo para uma amostra opticamente opaco é dado pela expressão:

$$S = W \frac{1}{\sqrt{[\cos x \sinh x]^2 + [\sin x + \cosh x]^2}} \exp \left[i \left(-\frac{\pi}{2} - \arctan \left(\frac{\tan x}{\tanh x} \right) \right) \right] \quad (4)$$

$$\text{Onde: } W = \frac{Y\sqrt{\alpha_g\alpha_s}}{2\pi f}, \quad x = \sqrt{f/f_c} \quad \text{e} \quad f_c = \frac{\alpha_s}{\pi l_s^2}.$$

Aqui, α_g e f_c são, respectivamente, a difusividade térmica do gás no interior da câmara fotoacústica e a frequência característica que determina a frequência de modulação, onde há uma transição do regime termicamente fino ($f < f_c$) para o regime termicamente espesso ($f > f_c$).

O lag fase do sinal fotoacústico tem pontos de descontinuidade devido à dependência da $\tan(x)$, que ocorre em frequências dadas pela relação:

$$f = (2n+1)^2 \frac{\pi^2}{4} f_c \quad (5)$$

Onde n é um número inteiro. Essa relação mostra que os pontos de descontinuidade estão intimamente relacionados com a frequência de corte. Por conseguinte, a primeira descontinuidade nos valores da fase lag fotoacústica corresponde a $n = 0$, que, substituído na equação 5, permite obter a correspondente frequência de corte. A partir deste parâmetro, o coeficiente de difusividade térmica pode ser conhecido.

MATERIAIS E MÉTODOS

Seleção e preparo das amostras

Neste estudo foram utilizados 20 terceiros molares humanos obtidos por conveniência na disciplina de Cirurgia 1 da Faculdade Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina. Para reduzir a variabilidade das amostras, foram selecionados apenas dentes inclusos e íntegros, doados por pacientes com idade entre 15 e 28 anos, de ambos os sexos, cirurgicamente extraídos, livres de anomalias de desenvolvimento, confirmados por inspeção visual e radiográfica, e de pacientes doadores que não haviam sido previamente submetidos a qualquer tratamento radioterápico. Foram mantidos imersos em água mineral natural que era renovada em dias intermitentes, e armazenados sob refrigeração a 4°C, até que todas as caracterizações previstas nesta pesquisa estivessem concluídas.

Para garantir que o número amostral era estatisticamente suficiente, os desvios padrões e intervalos de confiança de todos os ensaios foram calculados utilizando a distribuição de t-student com um grau de confiabilidade mínimo de 95%.

A extração dental era parte do tratamento odontológico do paciente e os procedimentos de doação foram conduzidos de acordo com o protocolo de consentimento livre e informado, que foi previamente submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (CEPE). A aprovação do projeto recebeu o certificado do CEPE no dia 12/01/2009, sob o número 372.

Para a secção dos 20 dentes foi utilizado uma cerra de baixa velocidade e discos diamantados de espessura de 0,3 mm e 10,2 cm de diâmetro, sob constante refrigeração, velocidade nível 3 e sem peso. A utilização desses fatores foi em acordo com estudo piloto para obtenção de fatias dentais íntegras e com espessura em torno de 300 µm.

Dois cortes foram feitos na parte central do dente, paralelos entre si e ao longo eixo do dente, no sentido méso-distal. Isso resultou em um espécime central e mais dois espécimes formados pela porção bucal e vestibular do dente. Os espécimes centrais foram medidos com um espessômetro e um micrômetro padrão, e suas espessuras variaram entre 0,22 mm

a 0,81 mm, com média de 0,34 mm. Os espécimes vestibulares e bucais eram indispensáveis para manterem o mais próximo possível as dimensões originais dos dentes, quando as três porções fossem unidas para serem irradiadas.

Os 20 dentes, foram divididos em dois grupos, com cada grupo contendo 10 dentes. Os dentes do primeiro grupo foram irradiados com uma dose total de 70 Gy, mas em doses fracionadas de 2 Gy/dia, e foi identificado como Grupo CDF (dentes Cortados e expostos à Dose Fracionada). Os dentes do segundo grupo foram irradiados com uma única dose de 70 Gy. Esse grupo foi identificado como Grupo CDU (dentes Cortados e expostos à Dose Única). A distribuição dos 20 dentes nos dois grupos está na tabela 1.

Tabela 1: Distribuição dos dentes cortados por grupos – tendo 2 dentes do mesmo doador, para diferenciá-los foi acrescido ao número do doador a letra “a” ou “b”.

GRUPO CDF	02b	07b	09b	11b	13b	15	18b	21	23	25b
GRUPO CDU	03	05	07a	09a	11a	13a	18a	20	25a	27

Regiões dentais para as medidas: Os espécimes centrais e de todas as amostras dos grupos CDF e CDU foram caracterizados pelo PAS em uma região interna do esmalte, localizada na região de uma cúspide, e em duas regiões na porção interna dentinária que correspondiam a uma região localizada abaixo de uma cúspide, entre o limite amelodentinário e o corno pulpar, e a outra região localizada na dentina cervical (não revestida por esmalte) entre seu limite externo e a cavidade pulpar (Figura 1). Todas as amostras foram caracterizadas nas mesmas áreas demarcadas, antes e após as amostras terem sua irradiação finalizada.



Figura 1: Amostra 20 do grupo CDU com suas partes separadas e seus pontos de análises para PAS.

Procedimento de irradiação

Com o objetivo de simular as doses reais expostas pelos dentes in vivo no tratamento do CCP em que se utiliza dose de 70 Gy, foram construídos dois fantasmas idênticos em acrílico (figura 2), em que um foi utilizado para as amostras dentais que foram irradiadas em dose fracionada e o outro para as amostras que foram irradiadas em dose Única. A forma e as medidas desses fantasmas foram determinados pelos físicos em radioterapia, a partir dos dados básicos – curva de rendimento em profundidade e perfis de dose, calculando-se as chamadas isodoses, que descrevem a distribuição de dose no meio irradiado.

Após todas as amostras (CDF e CDU) terem sido caracterizadas pelo PAS nas regiões demarcadas para obtenção das medidas antes da irradiação, as três porções de cada amostra

dental dos dois grupos foram reunidas de forma a se agruparem novamente em 20 dentes inteiros, simulando sua forma original. Foram, então, fixados centralmente na parte removível do fantoma, e devidamente identificados (Figura 2). Os fantasmas foram preenchidos com água, recobrando as amostras em, aproximadamente 2 cm, como calculado para que os dentes recebessem isodoses. Para isso, ainda foram feitas marcações nos fantasmas que se alinhavam ao feixe laser do Gantry. Essas linhas referenciais também permitiam que a posição centralizada das amostras fosse reproduzida em todas as sessões diárias de radioterapia do fantoma, que foi submetido à dose fracionada.



Figura 2: Visão do fantoma com os dentes fixados na placa móvel.

Em seguida todas as amostras dos dois grupos foram irradiadas com o aparelho CLINAC 600 CD (Varian Medical System) pertencente ao Centro de Pesquisas Oncológicas (CEPON), com fótons de radiação de 6 MeV, distância da fonte à espécie de 100 cm e campo de 30cm x 7cm. Todas as irradiações foram feitas em temperatura ambiente.

Nas amostras dentais do grupo CDF a programação utilizada foi equivalente a uma dose total de 70 Gy, aplicados em doses fracionárias diárias de 2 Gy em cinco dias da semana, num total de 35 aplicações. A dose diária usada foi de 98 UM (unidade monitorada) em cada lado do fantoma (isodoses).

O fantoma com as amostras dos grupos CDU foi irradiado em dose única de 70 Gy em que a dose usada foi de 3437 UM.

Caracterização das amostras

Todas as amostras centrais do grupo CDF e CDU foram caracterizadas pelo PAS, antes e depois de irradiadas, utilizando a mesma metodologia e o mesmo equipamento, nos três pontos pré-definidos, conforme está definido na figura 1.

Aquisição das medidas – As medidas de absorção fotoacústica pontuais nas amostras dentais foram realizadas em uma célula fotoacústica aberta (OPC), montada no Laboratório de Síntese e Caracterização de Materiais (LSCM). A montagem consiste em uma fonte de laser semiconductor, com comprimento de onda de 639nm (energia de 1,94 eV) e de 35mW (Coherent, Inc.), alimentada por uma fonte Bentham 605. O feixe de radiação é modulado por um chopper Perkin-Elmer, modelo 197 e focado sobre a amostra.

As amostras foram removidas dos recipientes contendo água, secadas em papel absorvente e fixadas com graxa de vácuo diretamente em frente ao microfone. Eram então irradiadas periodicamente pela luz do *laser*, operando em potência de 20mW na saída, gerando os efeitos fotoacústicos.

Essa operação era repetida para a aquisição das medidas nas três regiões definidas da mesma amostra (Figura 3). Para eliminar vestígios da graxa de vácuo sobre a parte da amostra onde seria tomada a 2ª e a 3ª medida, o que poderia causar interferência nos resultados, ela foi colocada no ultrassom por 1 minuto a 60 °C, após o término da cada medida.

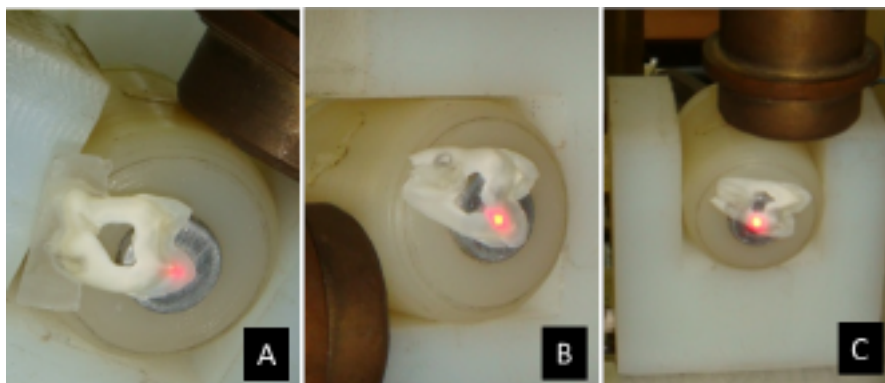


Figura 3: Medidas de absorção fotoacústica sendo realizadas nas três regiões.
A – Esmalte, B – Dentina Coronária e C – Dentina Cervical.

A fim de atingir o regime termicamente espesso, as medidas foram realizadas na faixa de frequência de 10 a 200 Hz, sendo o sinal fotoacústico registrado em função da frequência de modulação. O sinal captado pelo microfone de eletreto da célula PA era enviado ao amplificador síncrono conectado ao microcomputador, onde os dados foram armazenados em arquivos .dat e .txt. Os gráficos resultantes foram gerados através do programa Origin 6.0 (Microcal Software Inc.) (Figura 4).

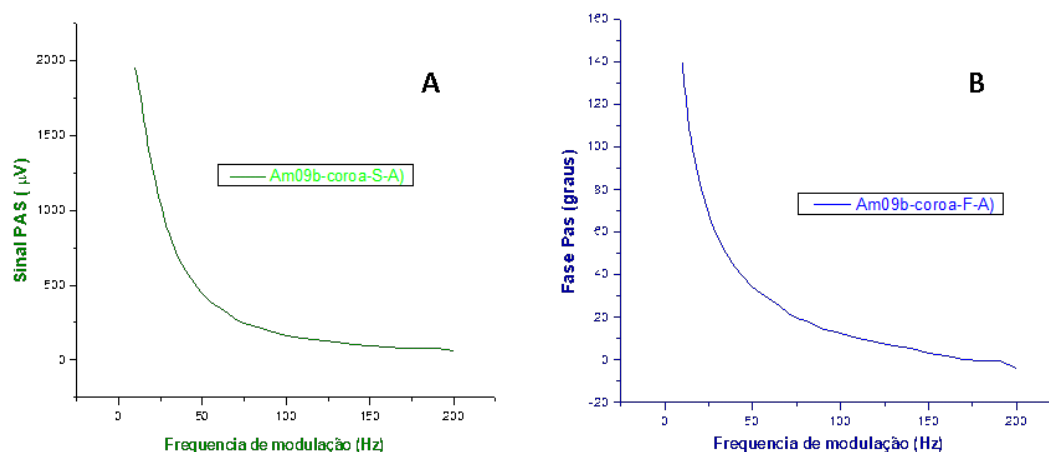


Figura 4: Gráficos gerados pelo Origin, amostra 09b (antes da irradiação), dentina coronária.
A – Gráfico das medidas do sinal. B – Gráfico das medidas da fase do sinal.

As medidas iniciais (anteriores à irradiação) e finais (após a irradiação) das amostras foram coletadas em temperatura ambiente para todas as amostras dos grupos CDF e CDU, no esmalte, dentina coronária e dentina cervical, obtendo-se um total de 120 medidas.

Ajustes dos dados experimentais – Para as amostras dos grupos FDF e FDU, antes e após a irradiação, que apresentavam descontinuidade da fase do sinal, o cálculo da α foi pelo método de Balderas-Lopez *et al*²⁴.

Sabendo que a frequência de corte é dada pela equação:

$$f_c = \frac{\alpha}{\pi \cdot l_s^2} \quad (6)$$

Onde, α é a difusividade e l_s a espessura da amostra, substituindo f_c na equação 2 obtemos:

$$\alpha = \pi \cdot \left(\frac{l_s}{\partial} \right)^2 \quad (7)$$

Sendo que o coeficiente linear (∂) é dado por

$$\partial = \frac{l}{\sqrt{\frac{\alpha}{\pi}}} \quad (8)$$

Obtem-se α pela equação abaixo:

$$\alpha = \frac{4 \cdot f \cdot l^2}{(2n+1)^2 \cdot \pi} \quad (9)$$

Onde n é o índice correspondente a uma descontinuidade específica ($n = 0$ corresponde a 1ª descontinuidade).

Assim, o cálculo da difusividade usado neste trabalho, para as amostras que apresentaram descontinuidade de fase, foi obtido pela equação 9.

Tomemos como exemplo as medidas obtidas no esmalte da amostra 05, antes e após a irradiação, cujos gráficos da lag fase estão na figura 5.

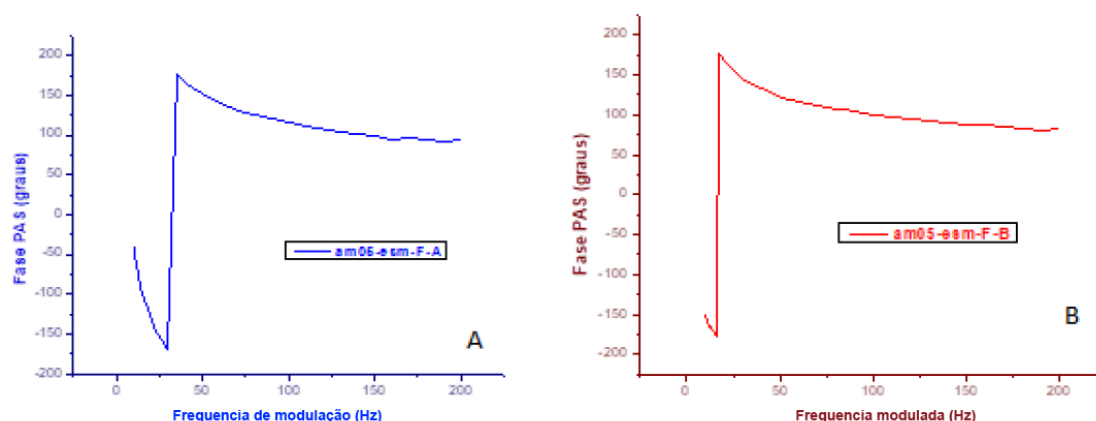


Figura 5: Gráfico da fase do esmalte da amostra 05. A – Antes da irradiação, mostrando a presença da descontinuidade na frequência de 30 Hz. B – Após ser irradiado, mostrando a presença da descontinuidade na frequência de 16 Hz.

Na figura 5-A vemos que as medidas feitas antes da irradiação, a descontinuidade ocorreu na frequência de 30 Hz, sendo n igual a 1, ou seja, a descontinuidade observada correspondia à segunda ocorrência. Usando a equação 9 obtivemos o valor da difusividade do esmalte da amostra 05, antes da irradiação, de $0,005139 \text{ cm}^2/\text{s}$.

Esta mesma amostra, na mesma região do esmalte, após ser irradiada (Figura 5 – B), apresentou descontinuidade da fase na frequência de 16 Hz, com n também sendo igual a 1. Usando a mesma equação 9 obtivemos o valor da difusividade no esmalte da amostra 05 de $0,0027412 \text{ cm}^2/\text{s}$. Uma redução de aproximada de 50% no valor da difusividade após a amostra ter sido irradiada com uma dose única de 70 Gy.

Para as amostras que não apresentavam descontinuidade da fase do sinal, foi criado um programa baseado na média dos valores de difusividade que apresentaram descontinuidade (desconsiderando os valores que estavam fora dos valores da literatura), das espessuras das amostras, e criado uma constante (Y) como fator de escala. Esse programa permitia obter a difusividade pelo melhor ajuste da curva de cada medida com a curva apresentada pelo programa, como mostra a figura 6.

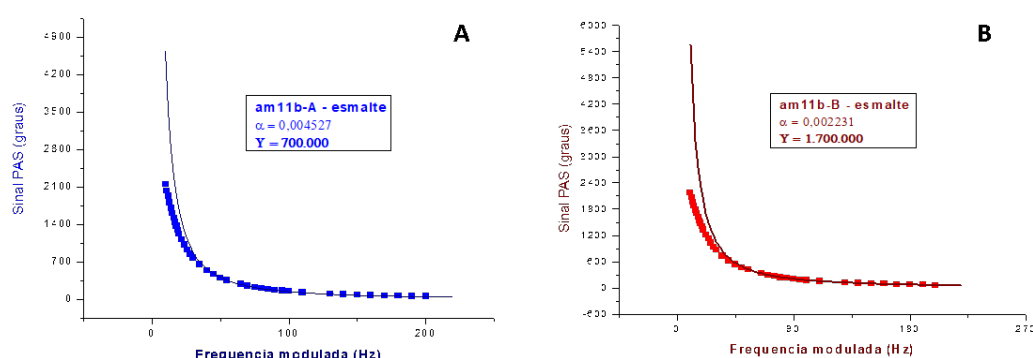


Figura 6: Ajuste de curva obtida no cálculo da difusividade no esmalte – amostra 11b. A – Valor da difusividade obtida antes da amostra ser irradiada. B – Valor difusividade após a amostra ser irradiada.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

As medidas de difusividade térmica foram realizadas por meio da técnica de PA, em uma configuração de transmissão de calor. Após a aquisição das medidas, estas foram tratadas pelos métodos propostos no item – Ajuste dos Dados Experimentais, obtendo-se os resultados da difusividade térmica de todas as 20 amostras, antes e depois de serem irradiadas (Tabela 2 e 3).

Tabela 2: Valores da difusividade térmica do grupo CDF para o esmalte, dentina coronária e dentina cervical, antes e após a irradiação com dose de 70 Gy, fracionada em 2 Gy diários. Nas células em destaque a α foi obtida pelo método de Balderas.

Amostra	Dose fracionada			$10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$		
	Pré – Irradiação			Pós– Irradiação		
	Esmalte	Dent/Coroa	Dent/Cerv	Esmalte	Dent/Coroa	Dent/Cerv
02b	4,5	2,7	3,0	2,3	1,0	1,0
07b	4,2	2,8	2,8	3,0	-	1,1
09b	4,3	2,8	2,9	2,7	1,9	1,2
11b	4,5	2,8	2,6	2,2	2,0	1,0

Amostra	Dose fracionada			$10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$		
	Pré – Irradiação			Pós– Irradiação		
	Esmalte	Dent/Coroa	Dent/Cerv	Esmalte	Dent/Coroa	Dent/Cerv
13b	-	2,6	3,3	2,1	1,5	1,2
15	4,1	2,8	2,9	1,3	1,0	1,2
18b	3,9	2,6	2,8	2,2	2,0	0,8
21	3,9	2,5	2,7	2,1	1,5	1,3
23	4,0	2,9	3,0	2,8	1,8	1,1
25b	-	2,8	3,0	1,3	1,3	1,7
Média	4,2 ± 0,2	2,7 ± 0,1	2,9 ± 0,1	2,2 ± 0,4	1,6 ± 0,3	1,2 ± 0,2

A tabela 2 mostra os valores das difusividades das amostras que foram submetidas à irradiação em doses diárias fracionadas de 2 Gy (grupo CDF), para o esmalte, dentina coronária e dentina cervical, antes e após a irradiação. Os valores das difusividades das amostras que foram irradiadas com dose única de 70 Gy (grupo CDU), antes e após a irradiação no esmalte, dentina coronária e dentina cervical, são apresentados na tabela 3.

Todos os valores da difusividade térmica dos dois grupos, antes de serem irradiados e obtidos pelo OPC, usados neste trabalho, encontram-se dentro dos limites apresentados na literatura. As medidas do esmalte das amostras 11a – 13a – 13b – 25b foram eliminados por apresentarem valores discrepantes ao que é apresentado na literatura^{17,25,26}. Após a irradiação a amostra 07b – dentina coronária, apresentou resultado que não estava dentro dos valores médios apresentados neste experimento, também foi excluída. Estas exclusões se deram por acharmos que os valores destoantes, devem ter ocorrido por erro cometido durante a tomada das medidas.

Tabela 3: Valores da difusividade térmica para as amostras do grupo CDU para o esmalte, dentina coronária e dentina cervical, antes e após a irradiação. Nas células em destaques a a foi obtida pelo método de Balderas.

Amostra	Dose única			$10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$		
	Pré – Irradiação			Pós– Irradiação		
	Esmalte	Den/Coroa	Den/Cerv	Esmalte	Den/Coroa	Den/Cerv
3	3,8	2,7	2,2	2,7	1,4	0,8
5	5,1	2,3	2,5	2,7	1,9	1,3
07a	4,6	2,6	2,5	2,9	1,9	1,8
09a	4,8	2,3	2,4	3,0	1,7	1,1
11a	-	2,9	3,0	2,4	2,0	1,5
13a	-	2,1	2,8	2,6	1,0	1,8
18a	4,1	2,1	2,2	2,6	1,0	1,0
20	3,0	1,9	1,9	1,8	0,9	0,8
25a	4,3	2,6	2,5	2,4	2,0	1,3
27	3,7	2,0	2,3	2,0	1,1	1,3

Amostra	Dose única			$10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$		
	Pré – Irradiação			Pós– Irradiação		
	Esmalte	Den/Coroa	Den/Cerv	Esmalte	Den/Coroa	Den/Cerv
Média	4,2 ± 0,6	2,4 ± 0,2	2,4 ± 0,2	2,5 ± 0,3	1,5 ± 0,3	1,3 ± 0,3

Na comparação dos valores das médias da difusividade térmica para o esmalte, dentina coronária e dentina cervical dos dois grupos – CDF e CDU, antes de serem irradiadas, os valores para o esmalte são os mesmos em ambos os grupos – 4,2, e praticamente iguais para as dentinas coronária e para a cervicais, de 2,7 e 2,9 para CDF e 2,4 para ambas do grupo CDU, como mostra a tabela 2 e 3. As variações nos valores das difusividade térmica para cada amostra é creditada a características dentais individuais como sendo a anatomia dental e a idade do paciente²³.

Isto confirma que, embora as amostras não sejam exatamente iguais, houve uma padronização que tornou irrelevante as pequenas diferenças quando se considera as diferenças nos resultados após a irradiação dos dentes. A presença de pequenas diferenças na morfologia da dentina coronária e cervical, em que o número dos túbulos dentinários na porção cervical é levemente maior por área em relação a coronária, justifica o discreto aumento no valor da difusividade na dentina cervical em relação a dentina coronária como visto no grupo CDF antes de serem irradiados – Tabela 2. Esta relação já foi confirmada em estudos anteriores, onde a difusividade está relacionada a densidade da estrutura, que pode ser atribuída a presença dos túbulos dentinários e aos pequenos poros que emanam dos túbulos onde há relação direta com a densidade da estrutura, ou seja, quanto menor a densidade, maior a quantidade de poros^{22,27}.

A tabela 4 mostra a média dos valores da difusividade obtida antes e após a irradiação para o grupo CDF, que foram irradiados com doses fracionadas e, na tabela 5, encontra-se a média dos valores para o grupo CDU, antes e depois de serem irradiados em dose única.

Tabela 4: Média das medidas de difusividade térmica das amostras dentais do grupo CDF antes e após a irradiação.

CDF	$10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$		
	Esmalte	Dentina Coronal	Dentina Cervical
Antes	4,2	2,7	2,9
Depois	2,2	1,6	1,2
%	47	43	60

Os resultados apresentados nas tabelas 4 e 5 não deixam dúvidas que a irradiação do dente com dose de 70 Gy, fracionada em 2 Gy diários ou em dose única causam mudanças substanciais na difusividade do esmalte e dentina.

Tabela 5: Média das medidas de difusividade térmica das amostras dentais do grupo CDU antes e após a irradiação.

CDU	10 ⁻⁷ m ² /s		
	Esmalte	Dentina Coronal	Dentina Cervical
Antes	4,2	2,4	2,4
Depois	2,5	1,5	1,3
%	40	37	48

No grupo CDF a redução para as três regiões analisadas foi mais acentuada tanto para o esmalte (47%) quanto para a dentina coronária (43%) e dentina cervical (60%) em relação ao grupo CDU, que teve valores de 40, 37 e 48% para esmalte, dentina coronária e dentina cervical respectivamente. Estes valores maiores na alteração da difusividade para as doses fracionadas não eram esperados, já que o objetivo do fracionamento é diluir os danos as estruturas, permitindo sua recuperação. Como esse estudo foi *in vitro*, entende-se que as sequelas as estruturas dentais foram somatórias na irradiação fracionada, e que num estudo *in vivo* os resultados podem ter alguma divergência dos encontrados nesse estudo.

Como foi destacado anteriormente e pode ser visto nas tabelas 4 e 5, a dentina coronária e cervical, dos dois grupos (CDF e CDU), antes de serem irradiadas, tiveram valores de α próximos, com a difusividade da dentina cervical sendo levemente maior do que a coronária no grupo CDF. Entretanto, após a irradiação, os valores se inverteram, passando as dentinas cervicais, de ambos os grupos, a terem valores de difusividade menores do que as coronárias, demonstrando claramente que as alterações na difusividade térmica em ambos os grupos são mais acentuadas na dentina cervical. Um motivo bem plausível para essa acentuada alteração é possivelmente por não ter o esmalte a envolvê-la, recebendo a ação direta dos Raios X.

Também não podemos deixar de considerar que, embora pequeno, temos a presença de um maior conteúdo de material orgânico na dentina cervical em relação a coronária, podendo a radiação ter causado maior número de quebras ou perdas das moléculas orgânicas, liberando mais poros na dentina cervical do que na dentina coronária. Isto confirma o trabalho de Rodrigues *et al.*²², em que medindo a difusividade térmica em hidroxiapatita, osso e biomateriais, relatam que as propriedades térmicas dos materiais porosos dependem, além da sua estrutura, do grau de porosidade. Essa mesma explicação é dada por Magalhães *et al.*²⁷ no estudo em que mediram a difusividade térmica de cinco dentinas humanas pelo método Flash laser e também constataram que existe uma forte correlação entre a porosidade existente na dentina, densidade e condutividade térmica.

Quanto ao esmalte, o aumento na redução da difusividade após a irradiação em dose fracionada (47%) foi mais alta do que em dose única (40%). Era de se esperar que devido à ação direta da radiação sobre sua superfície, a redução da difusividade também ocorresse, porém não de forma tão acentuada. Assim, parece que aqui a explicação não está na perda do material orgânico, mas em alterações na cristalografia e na composição química que influenciam na redução acentuada das suas propriedades nanomecânicas^{9,28,29}.

Nos parece que a alta redução da difusividade em esmalte e dentina, apresentadas neste trabalho, não tem como causa somente a perda da porção orgânica, mas também as quebras moleculares que causam alterações estruturais, como é evidenciado por Gonçalves *et al.*³⁰ quando avaliaram a ação da radioterapia em dentes humanos permanentes.

Contudo, é importante ressaltar que este estudo focou em quantificar o dano causado pela radiação nas estruturas dentais, *in-vitro*, de forma absoluta, não levando em conta a regeneração das estruturas orgânicas dentais que ocorre entre as sessões de radioterapia.

CONCLUSÃO

Os resultados comparativos obtidos através das análises de caracterização – OPC, empregados neste estudo nos permitem concluir que:

- A espectrometria fotoacústica, em configuração de célula aberta, mostrou-se capaz de determinar os valores típicos de difusividade térmica do esmalte e dentina humana nas amostras antes de serem irradiadas, mostrando valores dentro da média relatada pela literatura;

- A redução de 60% na difusividade térmica da dentina cervical mostra que esta foi a região dental que sofreu as maiores alterações estruturais, quando irradiadas com doses fracionadas;

- A redução da difusividade nas dentinas coronária e cervical após irradiação, tem entre as possíveis causas a redução dos constituintes orgânicos, que resulta em aumento na quantidade de vazios, tornando-a mais porosa e menos densa;

- Significantes danos são produzidos no esmalte, dentina coronária e cervical, que podem repercutir diretamente na fragilização destas estruturas à ação dos ataques ácidos presentes no processo de inicialização da cárie, principalmente na região cervical do dente, pela acentuada redução da porção orgânica da dentina, após a irradiação utilizada no tratamento de CCP;

- A rapidez de propagação da cárie de radiação pode estar associada a profundidade com que a radiação X, usada em radioterapia, danifica as estruturas dentais, principalmente a dentina cervical, pois as medidas de α para esmalte e dentinas foram feitas nas porções mais internas das estruturas dentais;

- Os cuidados na aplicação do calor nos procedimentos odontológicos devem ser redobrados quando da reconstrução de dentes de pacientes submetidos à radioterapia, pois a alta redução na difusividade térmica implica na redução da condutividade térmica. Na prática, este aumento do tempo para que o calor aplicado externamente alcance as estruturas internas do dente, onde repercute como dor pelos tecidos nervosos, e é sentido pelo paciente, é retardado em aproximadamente 40%. Isso pode levar ao uso excessivo de calor sobre a estrutura dental, causando-lhe danos, e também a uma ampliação do tempo de dissipação do calor, permanecendo como sensação dolorosa por mais tempo.

CONFLITO DE INTERESSES

Os autores declaram não haver conflito de interesses.

REFERÊNCIAS

- 1 KIELBASSA AM, HINKELBEIN W, HELLWIG E, MEYER-LÜCKEL H. RADIATION-RELATED DAMAGE TO DENTITION. LANCET ONCOL. 2006;7(4):326–35.
- 2 VISSINK A, JANSMA J, BURLAGE FR, COPPES RP, SURGERY M, BIOLOGY SC. ORAL SEQUELAE OF HEAD AND NECK RADIOTHERAPY. CRIT REV ORAL BIOL MED. 2003;14(3):199–212.
- 3 PAOLI S DE, FONSECA A DE S DA, PAOLI F DE, GELLER M, PRESTA GA, SANTOS-FILHO SD, ET AL. A REVIEW OF SCIENTIFIC PAPERS ABOUT HEAD AND NECK CANCERS. BRAZILIAN ARCH BIOL TECHNOL. 2008;51(SPECIALISSUE):63–9.
- 4 WALKER R. DIRECT EFFECT OF RADIATION ON THE SOLUBILITY OF HUMAN TEETH IN VITRO. 1975;54(4):2015.
- 5 PICHARDO MJL, GUTIÉRREZ JC, HUERTA FR, VARGAS LM, CHOLICO P, ALVARADO GJJ. OPEN PHOTOACOUSTIC CELL TECHNIQUE AS A TOOL FOR THERMAL AND THERMO-MECHANICAL CHARACTERIZATION OF TEETH AND THEIR RESTORATIVE MATERIALS. INT J THERMOPHYS. 2005;26(1):243–53.
- 6 SPRINGER IN, NIEHOFF P, WARNKE PH, BÖCKE C, KOVÁCS G, SUHR M, ET AL. RADIATION CARIES-RADIOGENIC DESTRUCTION OF DENTAL COLLAGEN. ORAL ONCOL. 2005;41(7):723–8.

- 7 MOORE C, MCLISTER C, CARDWELL C, NEILL CO, DONNELLY M, MCKENNA G. DENTAL CARIES FOLLOWING RADIOTHERAPY FOR HEAD AND NECK CANCER : A SYSTEMATIC REVIEW. *ORAL ONCOL*. 2020;100(SEPTEMBER 2019):104484.
- 8 TOLENTINO EDS, CENTURION BS, FERREIRA LHC, SOUZA AP DE, DAMANTE JH, RUBIRA-BULLEN IRF. ORAL ADVERSE EFFECTS OF HEAD AND NECK RADIOTHERAPY: LITERATURE REVIEW AND SUGGESTION OF A CLINICAL ORAL CARE GUIDELINE FOR IRRADIATED PATIENTS. *J APPL ORAL SCI*. 2011;19(5):448–54.
- 9 LU H, ZHAO Q, GUO J, ZENG B, YU X, YU D, ET AL. DIRECT RADIATION-INDUCED EFFECTS ON DENTAL HARD TISSUE. *RADIAT ONCOL*. 2019;14(1):1–11.
- 10 IESHOUT HFJ, BOTS CP. THE EFFECT OF RADIOTHERAPY ON DENTAL HARD TISSUE-A SYSTEMATIC REVIEW. *CLIN ORAL INVESTIG*. 2014;18(1):17–24.
- 11 VIEIRO FL. INFLUÊNCIA DA RADIAÇÃO NAS PROPRIEDADES DE COMPÓSITOS ODONTOLÓGICOS [TESE]. CAMPINAS: UNICAMP; 2006.
- 12 MUÑOZ MA, GARÍN-CORREA C, GONZÁLEZ-ARRIAGADA W, QUINTELA DAVILA X, HÄBERLE P, BEDRAN-RUSO A, ET AL. THE ADVERSE EFFECTS OF RADIOTHERAPY ON THE STRUCTURE OF DENTAL HARD TISSUES AND LONGEVITY OF DENTAL RESTORATION. *INT J RADIAT BIOL*. 2020 JUL 2;96(7):910–8.
- 13 PALMIER NR, MADRID TROCONIS CC, NORMANDO AGC, GUERRA ENS, ARAÚJO ALD, ARBOLEDA LPA, ET AL. IMPACT OF HEAD AND NECK RADIOTHERAPY ON THE LONGEVITY OF DENTAL ADHESIVE RESTORATIONS: A SYSTEMATIC REVIEW AND META-ANALYSIS. *J PROSTHET DENT*. 2021;1–11.
- 14 LIN M, XU F, JIAN T, FENG B, ENGINEERING P. A REVIEW OF HEAT TRANSFER IN HUMAN TOOTH — EXPERIMENTAL CHARACTERIZATION AND MATHEMATICAL MODELING. *DENT MATER*. 2010;26(6):501–13.
- 15 GUPTA N, PAL M, RAWAT S, GREWAL M, GARG H, CHAUHAN D, ET AL. RADIATION-INDUCED DENTAL CARIES, PREVENTION AND TREATMENT - A SYSTEMATIC REVIEW. *NATL J MAXILLOFAC SURG*. 2015;6(2):160.
- 16 RODRÍGUEZ GP, CALDERÓN A, HERNÁNDEZ RAM, OREA AC, SINENCIO FS. MICROESTRUCTURA Y ESTUDIO DE LA DIFUSIÓN DE CALOR EN HUESO Y METALES DE USO BIOMÉDICO. *SUPERF Y VACÍO*. 2000;(11):70–3.
- 17 PANAS AJ, ZMUDA S, TERPIŁOWSKI J, PREISKORN M. INVESTIGATION OF THE THERMAL DIFFUSIVITY OF HUMAN TOOTH HARD TISSUE. *INT J THERMOPHYS*. 2003;24(3):837–48.
- 18 ANUSAVICE KJ. PHILIPS-MATERIAIS DENTÁRIOS. 11TH ED. RIO DE JANEIRO: GUANABARA KOOGAN; 2005.
- 19 VELO MM DE AC, FARHA ALH, DA SILVA SANTOS PS, SHIOTA A, SANSAVINO SZ, SOUZA AT, ET AL. RADIOTHERAPY ALTERS THE COMPOSITION, STRUCTURAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF ROOT DENTIN IN VITRO. *CLIN ORAL INVESTIG*. 2018;22(8):2871–8.
- 20 LANCASTER P, BRETTLE D, CARMICHAEL F, CLEREHUGH V. IN-VITRO THERMAL MAPS TO CHARACTERIZE HUMAN DENTAL ENAMEL AND DENTIN. *FRONT PHYSIOL*. 2017;8:1–8.
- 21 EL-BROLOSSY TA, ABDALLA S, HASSANEIN OE, NEGM S, TALAAT H. PHOTOACOUSTIC AND ELECTRON MICROSCOPIC STUDIES OF REMINERALIZED ARTIFICIALLY CARIOUS ENAMEL AND DENTIN. *JOURNAL DE PHYSIQUE*. 2005;125:685–8.
- 22 RODRIGUEZ GP, ARENAS AC, HERNANDEZ RM. MEASUREMENT OF THERMAL DIFFUSIVITY OF BONE, HYDROXYAPATITE AND METALS FOR BIOMEDICAL APPLICATION (PHOTOACOUSTIC AND PHOTOTHERMAL PHENOMENA. *ANAL SCI*. 2001;17:S378–381.
- 23 CARVALHO APN, DIAS DT, BEDESCHI VC, NAKAMURA O, OLIVEIRA MQ. IN VITRO THERMAL DIFFUSIVITY MEASUREMENTS AS AGING PROCESS STUDY IN HUMAN TOOTH HARD TISSUES. *JOURNAL OF APPLIED PHYSICS*. 2013;114.
- 24 BALDERAS-LÓPEZ JA, MORENO-MÁRQUEZ MM, MARTÍNEZ JL. THERMAL CHARACTERIZATION OF SOME DENTAL RESINS USING THE PHOTOACOUSTIC PHASE LAG DISCONTINUITIES. *SUPERF Y VACÍO*. 1999;8:42–5.
- 25 CRAIG RG, PEYTON FA. THERMAL CONDUCTIVITY OF TOOTH STRUCTURE, DENTAL CEMENTS, AND AMALGAM. *J DENT RES*. 1961;40(3):411–8.
- 26 BRADEN M. HEAT CONDUCTION IN TEETH + EFFECT OF LINING MATERIALS. *J DENT RES*. 1964;43(3):315–22.
- 27 MAGALHÃES MF DE, FERREIRA RAN, GROSSI PA, ANDRADE RM DE. MEASUREMENT OF THERMOPHYSICAL PROPERTIES OF HUMAN DENTIN: EFFECT OF OPEN POROSITY. *J DENT*. 2008;36(8):588–94.
- 28 LIANG X, ZHANG JY, CHENG IK, LI JY. EFFECT OF HIGH ENERGY X-RAY IRRADIATION ON THE NANO-MECHANICAL PROPERTIES OF HUMAN ENAMEL AND DENTINE. *BRAZ ORAL RES*. 2016;30(1):1–9.
- 29 QING P, HUANG S, GAO S, QIAN L, YU H. EFFECT OF GAMMA IRRADIATION ON THE WEAR BEHAVIOUR OF HUMAN TOOTH ENAMEL. *SCI REP*. 2015;5:1–9.
- 30 GONÇALVES LMN, PALMA-DIBB RG, PAULA-SILVA FWG, DE OLIVEIRA HF, NELSON-FILHO P, DA SILVA LAB, ET AL. RADIATION THERAPY ALTERS MICROHARDNESS AND MICROSTRUCTURE OF ENAMEL AND DENTIN OF PERMANENT HUMAN TEETH. *J DENT*. 2014;42(8):986–92.