

# CARACTERIZAÇÃO ÓPTICA DE CÁRIE QUÍMICA ARTIFICIAL COM USO DE IMAGENS ESPECTRAIS DA TRANSLUMINAÇÃO DENTAL

C. Provasi\*, P. A. da Ana\*, e E. C. Lins\*

\*Centro de Engenharias, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas – Universidade Federal do ABC, Santo André, Brasil

e-mail: emery.lins@ufabc.edu.br

**Resumo:** A cárie é uma patologia originada do processo de desmineralização do esmalte dental que causa alterações nas propriedades estruturais dos tecidos dentais e por consequência nas suas propriedades ópticas. A proposta deste trabalho foi estudar o espalhamento de radiações visíveis e infravermelhas transiluminadas através de amostras de dentes incisivos bovinos para caracterizar lesões de cárie artificial induzidas por um modelo de ciclagem de pH. Para a análise das imagens, uma rotina computacional no ambiente Matlab foi desenvolvida e os gráficos gerados mostraram uma tendência de decaimento exponencial com o aumento do número de ciclos de pH, revelando que a transiluminação dental com radiações visíveis e no infravermelho próximo podem ser exploradas para caracterizar processos químicos de desmineralização dental artificial. **Palavras-chave:** cárie artificial, radiações visíveis, radiações infravermelhas, transiluminação dental.

**Abstract:** *Tooth decay is a disease originating from the demineralization of tooth enamel, causing changes in the structural properties of dental tissues and in their optical properties. This article presents a study about scattering of visible and infrared radiation transmitted through samples of bovine teeth aiming to characterize artificial lesions of caries induced by changing in the pH of samples. A computational routine developed in Matlab processed digital intensity of captured images; graphs resulted from image processing show a general trend in radiation intensity decays exponentially with pH cycling. It shows that dental transillumination with visible and near infrared radiation can characterize chemical processes of artificial tooth demineralization.*

**Keywords:** *artificial caries, visible radiation, infrared radiation, dental transillumination.*

## Introdução

O A cárie dentária é uma patologia multifatorial, progressiva que afeta o esmalte dentário; se inicia em um nível subclínico, podendo levar à destruição da estrutura dental. Assim, a necessidade de aferir a profundidade de lesões cariosas se faz comum; a radiografia dental é o método de diagnóstico mais aceito e utilizado pelos cirurgiões-dentistas, porém este método possui várias limitações que não permitem observar a estrutura dental

interna em vários ângulos e em tempo real. Estes contrapontos limitam a informação sobre a profundidade da lesão, a interpretação do profissional sobre o estado real da lesão, além de possuir baixa acurácia para lesões cariosas em estágio inicial. [1,2].

A cárie é o processo de desmineralização do esmalte dental, este processo causa alterações nas características intrínsecas deste tecido, por consequência alterações nas suas características ópticas [3,4]. Radiações visíveis e infravermelhas vem sendo exploradas com sucesso na caracterização dos elementos dentais ou no diagnóstico de cáries [3-10]. O desenvolvimento de sistemas de imagens que explorem estas alterações ópticas para o diagnóstico em tempo real é possível atualmente, consequência da atual miniaturização dos sensores ópticos e das fontes de luz. Nos últimos anos o nosso grupo vem realizando pesquisa do uso da transiluminação como método de diagnóstico da morfologia dos canais radiculares e câmara pulpar para fins de diagnóstico de patologias da polpa dental [9-10]

O presente projeto de pesquisa tem como objetivo de longo prazo desenvolver a transiluminação dental para revelar com precisão a profundidade de uma lesão cariosa, esteja ela em estágio inicial ou avançado. A proposta deste trabalho se refere ao primeiro passo do projeto de pesquisa, onde foi estudado o espalhamento de radiações visíveis e infravermelhas induzidas por lesões controladas de cárie. Para isso foi desenvolvido um modelo artificial de indução de cárie com ciclagem de pH em dentes incisivos bovinos e foram capturadas imagens espectrais das radiações visíveis e infravermelhas transiluminadas (espalhadas) através da estrutura dental.

## Materiais e métodos

**Preparação das amostras** – Foram selecionados 21 dentes incisivos bovinos clinicamente hígidos e com esmalte íntegro obtidos de um frigorífico especializado. E a partir da superfície vestibular de cada dente foi obtido 1 bloco delgado de esmalte e dentina (9 x 4 x 3 mm) por meio de cortes com cortadeira metalográfica (ISOMET 1000, Buehler, EUA).

Para a delimitação da área onde ocorreria a lesão de cárie, foram confeccionadas máscaras de etiquetas autoadesivas (Pimaco, Brasil) com auxílio de perfuradores de aço de 2 mm de diâmetro. As máscaras foram

posicionadas no centro da superfície das amostras secas com auxílio de pinça clínica e explorador. Em seguida, foram recobertas com duas camadas de esmalte ácido-resistente (esmalte de unhas) transparente e ainda revestidas com papel Contact.

**Simulação da progressão da lesão de cárie in vitro por ciclagem de pH** – As amostras foram submetidas a um modelo de ciclagem de pH conforme modelo proposto por Ten Cate & Duijsters (1982), modificado por Queiroz (2004). Realizam-se ao todo, 30 dias de ciclagem consistindo na submersão dos blocos em uma solução desmineralizadora por um período de 4 horas ( $6,25 \text{ mL/mm}^2$  de amostra), para posterior submersão em uma solução remineralizadora por um período subsequente de 20 horas ( $3,12 \text{ mL/mm}^2$  de amostra).

As amostras foram divididas em 6 grupos com 3 espécimes experimentais, e os grupos passaram pelo procedimento de ciclagem e posterior captura das imagens em dias pré determinados: dia 1, dia 3, dia 5, dia 10, dia 15 e dia 30.

Para a indução da lesão de cárie em esmalte, a solução desmineralizadora era constituída de  $1,28 \text{ mM}$  de cálcio,  $0,74 \text{ mM}$  de fosfato e  $0,03 \mu\text{g F-/mL}$  em tampão acetato  $0,05 \text{ M}$  com pH 5,0, sendo a solução remineralizadora constituída de  $1,5 \text{ mM}$  de cálcio,  $0,9 \text{ mM}$  de fosfato,  $150 \text{ mM}$  de KCl e  $0,05 \mu\text{g F-/mL}$  em  $0,1 \text{ M}$  de tampão Tris em pH 7,0. Toda a ciclagem foi realizada com as amostras mantidas em temperatura controlada de  $37^\circ \text{C}$ , exceto nos intervalos de lavagem e alternância das soluções que ocorream a cada 5 dias.

**Sistema de formação de imagens espectrais** – O sistema de formação de imagens se baseia na utilização de uma câmera científica colorida modelo MVBlueFox 121C (Matrix Vision GmHb, Alemanha) em conjunto com uma lente objetiva com amplificação de até 10x, modelo #54-363 (Edmund Optics, EUA) para ajuste do campo de visão com a melhor resolução possível.

Para a iluminação das amostras utilizamos uma fonte baseada no uso de uma lâmpada halógena e uma de Tungstênio, modelo HL-2000 (Ocean Optics, Inc., EUA). Essa fonte possui emissão banda larga ( $350\text{nm}$  a  $1900\text{nm}$ ) e em alta potência, com  $20\text{W}$  de consumo elétrico (dados do fabricante) e potência óptica de  $3,8\text{W}$  ao longo do espectro (calibração no laboratório). A calibração da emissão da fonte foi realizada com medidor de potência óptica, modelo FieldMaxII-TO (Coherent, Inc., EUA), acoplado a um sensor de silício (LM-2 vis, detecção entre  $400\text{nm}$  e  $1000\text{nm}$ ) e um redutor de intensidade de 1000:1. Apesar do sensor detectar em uma banda menor que a emissão da fonte, utilizamos a curva de emissão da fonte fornecida pelo fabricante (Ocean Optics) e a medida do medidor de potência óptica para estimar a potência óptica total emitida pela fonte.

Uma roda eletromecânica de filtros ópticos, modelo CFW-1-8 (Finger Lakes Instrumentation, EUA), que comporta até oito filtros ópticos de  $\frac{1}{4}$ ", foi posicionada no caminho óptico da câmera, antes da focalização da lente. A roda de filtros permitiu a seletividade espectral da imagem capturada. Com filtros ópticos específicos foi

possível capturar imagens no espectro de  $450\text{nm} \pm 10\text{nm}$ ,  $500\text{nm} \pm 10\text{nm}$ ,  $550\text{nm} \pm 10\text{nm}$ ,  $600\text{nm} \pm 10\text{nm}$ ,  $700\text{nm} \pm 10\text{nm}$ ,  $750\text{nm} \pm 10\text{nm}$  e  $800\text{nm} \pm 10\text{nm}$  (filtros adquiridos na ThorLabs, Inc., EUA). A Figura 2 mostra uma fotografia do sistema de imagens montado e pronto para a captura das imagens.



Figura 2: Fotografia do sistema de captura de imagens pronto para uso.

**Processamento das imagens espectrais** – Para a análise das imagens obtidas, uma rotina computacional no ambiente Matlab foi desenvolvida. Inicialmente cada imagem colorida e no formato .bmp foi carregada no ambiente computacional e convertida em uma imagem em escala de cinzas utilizando a rotina *rgb2gray*; em seguida os valores de cada pixel da imagem em cinzas foram normalizados pelo valor 255 (imagens registradas com 8 bits) para ser possível uma manipulação na imagem, como um processamento matemático. O próximo passo foi selecionar uma região de interesse (*Region of interest, ROI*) com geometria circular utilizando a sub-rotina *imellipse* e convertê-la em uma máscara binária com a rotina *createMask*; a máscara circular tinha tamanho fixo (60 pixels de diâmetro) e foi utilizada para selecionar exclusivamente a região da amostra exposta ao processo de ciclagem de pH. A partir das imagens mascaradas foi calculada a intensidade média e o seu desvio padrão.

## Resultados

Iniciamos esta sessão com a apresentação das imagens espectrais capturadas pelo sistema. A Figura 3 apresenta uma matriz de imagens de uma mesma amostra (mesmo campo de visão) capturadas nas diferentes regiões espectrais propostas no experimento. Cada imagem espectral está relacionada à uma banda espectral de um filtro óptico, de forma que a Figura 3A é referente à transiluminação de radiações em  $450\text{nm} \pm 10\text{nm}$ ; a Figura 3B se refere à região  $500\text{nm} \pm 10\text{nm}$ , a Figura 3C se refere à região  $550\text{nm} \pm 10\text{nm}$ , a Figura 3D se refere à região  $600\text{nm} \pm 10\text{nm}$ , a Figura 3E se refere à região  $700\text{nm} \pm 10\text{nm}$ , a Figura 3F se refere à região  $750\text{nm} \pm 10\text{nm}$ , a Figura 3G se refere à região  $800\text{nm} \pm 10\text{nm}$  e a Figura 3H foi formada e capturadas sem o uso de filtros ópticos.

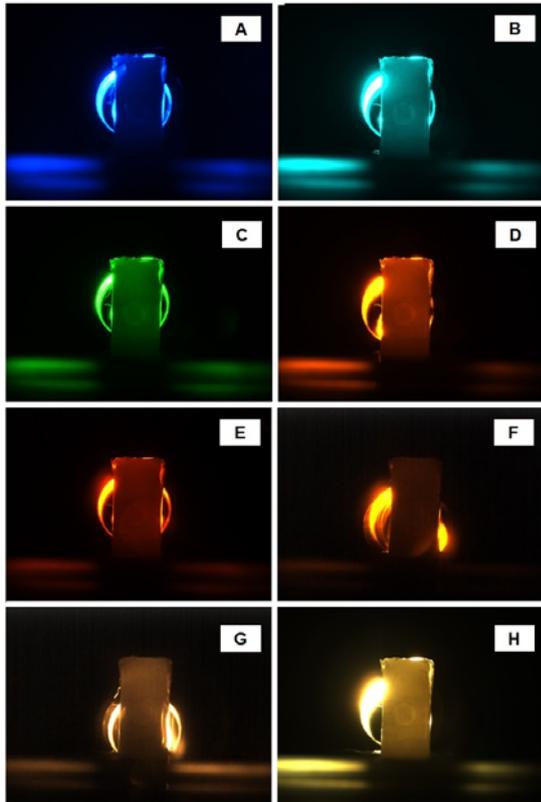


Figura 3: Imagens espectrais da transiluminação das amostras experimentais revelando a região em que foi aplicada a desmineralização por ciclagem de pH. A) espectro em  $450\text{nm} \pm 10\text{nm}$ . B) espectro em  $500\text{nm} \pm 10\text{nm}$ . C) espectro em  $550\text{nm} \pm 10\text{nm}$ . D) espectro em  $600\text{nm} \pm 10\text{nm}$ . E) espectro em  $700\text{nm} \pm 10\text{nm}$ . F) espectro em  $750\text{nm} \pm 10\text{nm}$ . H) imagem espectral sem o uso de filtros ópticos.

Em todas as imagens é possível notar no centro dos espécimes uma região circular; essa região representa a máscara de papel Contact aplicada sobre a amostra para induzir a desmineralização química em uma região preferencial da amostra. Nas imagens também se percebe a presença de trincas, revelando o potencial de diagnóstico morfológico da técnica de transiluminação. Atrás da imagem da amostra é possível notar a presença da fonte devido às reflexões das radiações na face posterior da amostra. Essas radiações entram na imagem como ruído óptico.

A partir das imagens espectrais e com uso da rotina de processamento das imagens foram calculadas as intensidades digitais da transiluminação das lesões artificiais de desmineralização química. A Figura 4 apresenta 3 gráficos de intensidades em função do número de ciclagens de pH. Um gráfico se refere às imagens espectrais na região do verde ( $550\text{nm} \pm 10\text{nm}$ , Figura 4A), outro se refere às imagens espectrais na região do amarelo ( $600\text{nm} \pm 10\text{nm}$ , Figura 4B) e o último gráfico se refere às imagens espectrais na região do infravermelho ( $800\text{nm} \pm 10\text{nm}$ , Figura 4C). Aqui vale destacar que cada barra mostra o valor médio e o desvio

padrão das intensidades das 3 amostras de cada grupo experimental. Todos os gráficos mostram uma tendência de decaimento exponencial com o aumento do número de ciclos de pH, à exceção dos dados do dia 30. A atenuação da intensidade média entre o 1º e o 15º dia de experimento atinge 60% em  $550\text{nm}$ , 52% em  $600\text{nm}$  e 30% em  $800\text{nm}$ . Outra observação feita é na ordem de grandeza do desvio padrão, que atinge valores percentuais entre 3% e 49% da intensidade média, mostrando quão variado é o comportamento da transiluminação através dos espécimes.

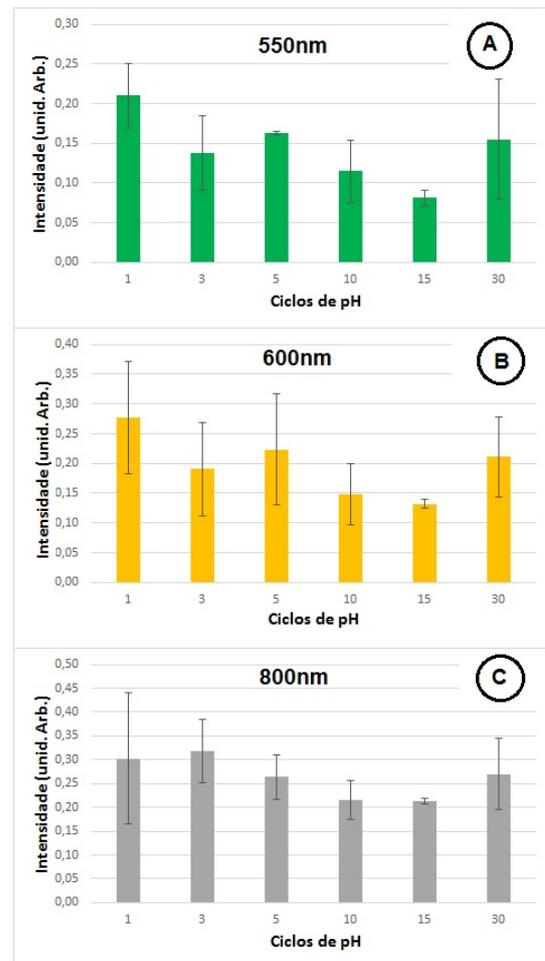


Figura 4: Gráficos de intensidades em função do número de ciclagens de pH. A) Referente às imagens espectrais na região do verde ( $550\text{nm} \pm 10\text{nm}$ ). B) Referente às imagens espectrais na região do amarelo ( $600\text{nm} \pm 10\text{nm}$ ). C) Referente às imagens espectrais na região do infravermelho ( $800\text{nm} \pm 10\text{nm}$ ).

## Discussão

Primeiro verificamos que o comportamento exponencial dos gráficos ocorreu em todas as regiões espectrais, o que revela que a transiluminação dental com radiações visíveis e no infravermelho próximo podem ser exploradas para caracterizar processos químicos de desmineralização dental artificial. Apesar do sucesso, é

preciso destacar que o uso de radiações verdes (550nm  $\pm$  10nm) e amarelas (600nm  $\pm$  10nm) obtiveram melhor desempenho que as radiações infravermelhas (800nm  $\pm$  10nm), apresentando um maior contraste na discriminação das lesões. Esse dado contradiz a literatura científica que destaca um menor espalhamento com o aumento do comprimento de onda, logo as imagens com infravermelho deveriam apresentar um contraste maior. Tal comportamento pode ser explicado pela resposta espectral da câmera CCD, que por possuir um sensor a base de silício tem um baixo poder de detecção no infravermelho quando comparado à detecção no visível. Em geral o pico de detecção do silício ocorre entre 520nm e 650nm, o que ampliou o desempenho do diagnóstico com radiações em 550nm e 600nm. Possíveis alternativas para corrigir o contraste apresentado pelas imagens no infravermelho são baseadas no uso de Leds de intensidade emissores exclusivamente na região do infravermelho, ou em processamento que considerem normalizações baseadas na eficiência quântica do sensor.

Outro destaque é o desvio padrão apresentado nas medidas, o que depende principalmente das diferenças existentes entre os espécimes experimentais. Aqui a crítica fica dirigida à falta de uniformidade nas espessuras do esmalte das amostras. Verificamos diferenças na espessura do esmalte das amostras em até 50%, e como a espessura total das amostras estava padronizada, houve também variação na espessura do esmalte. De fato a padronização da espessura do esmalte e da dentina são necessários para provar a viabilidade do diagnóstico, mas também é fato que os diferentes elementos dentais dos pacientes possuem diferentes espessuras de esmalte e dentina, de forma que para extrapolar a técnica para experimentação in vivo esse problema deverá ser contornado. Uma alternativa é buscar processamentos de imagem que considerem análises nas regiões sadias e patológicas dos elementos dentais.

Outra crítica pertinente é sobre o desempenho da solução de desmineralização, pois era esperado que as amostras apresentassem cavitações na estrutura dental após 30 dias de ciclagem, e essa cavitação não ocorreu. Aqui a proposta é desenvolver um novo experimento com a solução desmineralizadora mais concentrada.

## Conclusão

Os resultados provaram que com a técnica de imagens da transiluminação dental foi possível mapear de forma aproximada o processo de desmineralização dental química e artificial induzida pela realização de um protocolo de ciclagem de pH. Devido às características do sistema de imagens, as melhores imagens foram obtidas com radiações verdes e amarelas. Tal procedimento é o primeiro passo para entender como a técnica de transiluminação pode ser utilizada na detecção da profundidade de lesões cáries. Os próximos passos da investigação envolvem realizar um experimento

similar a este com um modelo de cárie artificial biológica, depois desenvolver um sistema para uso clínico e por fim realizar um experimento clínico.

## Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq pela bolsa de Iniciação Científica na modalidade PIC/PIBIC.

## Referências

- [1] Figún ME, Garino RR. Anatomia Odontológica Funcional e Aplicada. 2ª Ed. São Paulo, Brasil: Medicina Panamericana; 1989.
- [2] Johns HE, Cunningham, JR. The physics of radiology. 4ª ed. Springfield, EUA: Charles C. Thomas – Publisher; 1983.
- [3] Bühler CM, Ngaotheppitak P, Fried D. Imaging of occlusal dental caries (decay) with near-IR light at 1310-nm. Optics Express. Vol. 13, Nº 2, 2005. p. 573-582.
- [4] Jones RS, Huynh GD, Jones GC, Fried D. Near-infrared transillumination at 1310-nm for the imaging of early dental decay. Optics Express, Vol. 11, Nº 18, 2003. p. 2259-2265.
- [5] Vo-dihn, T. Biomedical Photonics Handbook. Boca Raton: CRC Press, 2003.
- [6] Jones RS, Huynh GD, Jones GC, Fried D. Near-infrared transillumination at 1310-nm for the imaging of early dental decay. Optics Express, 2003, Vol. 11, No. 18, p. 2259-2265.
- [7] Karlsson L, Maia AMA, Kyotoku BBC, Tranæus S, Gomes ASL, Margulis W. Near-infrared transillumination of teeth: measurement of a system performance Journal of Biomedical Optics, 2010, Vol. 15, No. 3, p. 036001.
- [8] Fried D, Glena RE, Featherstone JDB, Seka W. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths. Applied Optics, 1995, Vol. 34, No. 7, p. 1278-1285.
- [9] Grandisoli CL, Alves de Souza FD, Ana PA, Zzell DM e Lins EC. Viabilidade de uso da transiluminação dental para visualização de canais intraradiculares em dentes humanos. Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; 2012 out 2-5; Porto de Galinhas, Brasil.
- [10] Grandisoli CL, Alves de Souza FD, Costa MM, Castro L, Ana PA, Zzell DM e Lins EC. Viability of imaging structures inside human dentin using dental transillumination. In: Proceedings of SPIE; 2014 fev 1-6; São Francisco, EUA; Vol. 8929, p. 892905-3.