

Mônica Schäffer Lopes

**Coeficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário**

**Universidade Fernando Pessoa**

Faculdade Ciências da Saúde

Porto, 2019



Mônica Schäffer Lopes

**Coeficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário**

**Universidade Fernando Pessoa**

Faculdade Ciências da Saúde

Porto, 2019

Mônica Schäffer Lopes

**Coeficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário**

Trabalho apresentado à Faculdade de Ciências da Saúde  
da Universidade Fernando Pessoa como parte dos requisitos  
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária.

---

Mônica Schäffer Lopes

## **Resumo**

Objetivos: o estudo avaliou o potencial erosivo do ácido cítrico e da Coca-cola em diferentes protocolos através do coeficiente de atenuação óptico ( $\alpha$ ). A hipótese nula foi de que não há diferenças no comportamento do esmalte entre os diferentes protocolos de erosão testados.

Métodos: 28 espécimes de esmalte bovino foram divididos em grupos de acordo com o protocolo erosivo, se com ácido cítrico (0,05 M, pH 2,6) ou Coca-Cola: G1, ácido cítrico (10 dias, 6 x 5 min); G2, ácido cítrico (5 dias, 5 x 3 min); G3, Coca-cola (5 dias, 5 x 3 min); G4, Coca-Cola (5 dias, 4 x 90 s). A perda mineral foi determinada pelo valor do  $\alpha$  obtido de imagens prévias realizadas com Tomografia por Coerência Óptica (OCT) e os dados foram analisados através de testes não paramétricos Kruskal-Wallis e Post Hoc de Dunn.

Resultados: a hipótese nula foi rejeitada evidenciando diferença significativa entre os diferentes protocolos de erosão tanto em relação à perda mineral quanto ao comportamento do valor  $\alpha$ . Conclusões: o potencial erosivo da solução de ácido cítrico mostrou-se mais agressivo do que o da Coca-cola, e ocasionou perdas minerais maiores. Mesmo a Coca-Cola apresentando perdas minerais menores, observou-se que ocasiona maior perda mineral quanto maior for o seu tempo de exposição, com diferença significativa em relação ao estado saudável do esmalte. O valor  $\alpha$  mostrou-se como uma boa ferramenta para identificar perdas minerais iniciais ainda em estágios micrométricos, apresentando valores maiores para tecidos desmineralizados e valores menores para tecidos saudáveis.

**Palavras-chave:** Tomografia de Coerência Óptica; Esmalte dentário; Desmineralização.

## **Abstract**

**Objectives:** The study evaluated the erosive potential of citric acid and Coca-Cola in different protocols using the Optical Attenuation Coefficient ( $\alpha$ ). The null hypothesis was that there are no differences in enamel behavior between the different erosion protocols tested. **Methods:** 28 bovine enamel specimens were divided into groups according to the erosive protocol, whether with citric acid (0.05 M, pH 2.6) or Coca-Cola: G1, citric acid (10 days, 6 x 5 min ); G2, citric acid (5 days, 5 x 3 min); G3, Coke (5 days, 5 x 3 min); G4, Coca-Cola (5 days, 4 x 90 s). The mineral loss was determined by the  $\alpha$ -value obtained from previous scanned images performed using Optical Coherence Tomography (OCT) and the data were statistically analyzed using the Kruskal-Wallis and Dunn's Post Hoc tests. **Results:** the null hypothesis was rejected, evidencing a significant difference between the different erosion protocols both in relation to the mineral loss and the behavior of  $\alpha$ -value. **Conclusions:** the erosive potential of the citric acid solution was more aggressive than that of Coca-Cola and caused greater mineral losses. Even Coca-Cola presenting lower mineral losses, it was observed that it causes greater mineral loss the longer its exposure time, with a significant difference in relation to the healthy state of the enamel. The  $\alpha$ -value proved to be a good tool to identify initial mineral losses still in micrometric range stages, presenting higher values for demineralized tissues and lower values for healthy tissues.

**Keywords:** Optical coherence tomography; Dental enamel; Demineralization.

## Índice Geral

Resumo.....	v
Abstract .....	vi
Índice Geral.....	vii
Índice de Figuras e Tabelas.....	viii
Índice de Abreviaturas e Siglas.....	ix
I. Introdução .....	1
II. Desenvolvimento .....	6
III. Discussão .....	11
IV. Conclusão.....	15
V. Bibliografia .....	16
Anexos.....	18

## Índice de Figuras e Tabelas

**Tabela 1-** Sumário dos protocolos dos grupos experimentais.

**Figura 1** – Imagem da interface do software MATLAB™ evidenciando a imagem em *B-scan* (lado esquerdo), os histogramas das médias do sinal de *A-scan* (lado direito) de uma superfície de esmalte sadio. A janela 1 representa a ROI estabelecida pelas linhas verdes na imagem do *B-scan*. E a janela 2 representa a ROI estabelecida pelas linhas azuis.

**Figura 2** - Gráfico de barras evidenciando que os esmaltes sadios apresentaram maiores valores de  $\alpha$  que os desmineralizados. As linhas acima das barras representam o erro padrão dos grupos.

**Tabela 2-** Tabela com os valores de média ( $\text{mm}^{-1}$ ), mediana ( $\text{mm}^{-1}$ ) e erro padrão dos grupos em relação ao valor do  $\alpha$  do esmalte saudável e erodido de cada grupo.

**Figura 3-** Imagem da interface do software MATLAB™ representando uma imagem *B-scan* da interface entre esmalte sadio e esmalte erodido (seta branca). O lado esquerdo da seta branca corresponde ao esmalte sadio, e o lado direito corresponde ao esmalte submetido ao ciclo erosivo do G1. É possível observar que o histograma da janela 1, linhas verdes (esmalte sadio), apresenta um pico de reflexão esmalte/ dentina (seta preta) mais evidente que o da janela 2, linhas azuis (esmalte erodido).

**Tabela 3-** Tabela com os valores da mediana da perda mineral ( $\mu\text{m}$ ) e erro padrão dos grupos.

**Figura 4-** Gráfico representativo dos comportamentos das profundidades de perda mineral entre os esmaltes saudáveis e erodidos.

**Figura 5-** Imagem *B-scan* representativa do comportamento óptico do esmalte de uma amostra do grupo 3 (Coca-cola 5x3) em estado saudável (a) e desmineralizado (b), evidenciado pelo decaimento esbranquiçado dentro da imagem (linha pontilhada).

## **Índice de Abreviaturas e Siglas**

**UFP** Universidade Fernando Pessoa

**FCS** Faculdade de Ciências da Saúde

**OCT** Optical coherence tomography

$\lambda$  Comprimento de onda

$\alpha$  Coeficiente de atenuação óptico

**nm** nanómetro

**$\mu\text{m}$**  micrómetro

**ROI** Região de interesse

# **Coefficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário**

## **I. Introdução**

A erosão dentária é uma lesão não-cariosa que provoca uma perda química irreversível do esmalte dentário, (Imfeld T, 1996) de aproximadamente 1  $\mu\text{m}$  ao dia, (Sognaes, Wolcott e Xhonga, 1972) e é derivada principalmente da exposição a ácidos não bacterianos. A perda contínua do esmalte causada pela desmineralização da matriz inorgânica do dente pode ocasionar exposição dentinária com consequentes problemas estéticos, hipersesias e necrose pulpar, em casos mais graves. (Catelan, Guedes e Santos, 2010). Os ácidos não bacterianos extrínsecos de causa mais conhecida da erosão estão presentes nas bebidas ácidas, como refrigerantes e sumos de frutas cítricas, (Dugmore e Rock, 2004) que normalmente são acompanhadas de alguma concentração de açúcares.

Quando a erosão dentária acomete dentes restaurados, as restaurações tornam-se salientes, projetando-se acima da superfície dentária (Darling, Huynh e Fried, 2006), e os açúcares associados às bebidas ácidas aumentam o risco de cárie dentária nestas falhas, tornando este um problema que deve ser dada a devida importância clínica. Quanto mais precoce for a detecção das lesões erosivas e/ou cariosas, e o seu grau de comprometimento tecidual, melhor o prognóstico para inibir e/ou reverter o quadro através de aplicações de flúor, (Ganss *et al.*, 2012) terapia antibacteriana, ou mudanças na dieta, sem necessidade de intervenção restauradora. (Darling, Huynh e Fried, 2006)

Contudo, existem actualmente poucos recursos imagiológicos aplicáveis clinicamente que conseguem detetar os estágios mais iniciais das lesões dentárias não-cariosas com dimensões físicas do micrómetro. A Tomografia por Coerência Óptica (OCT) é uma técnica de elevada resolução axial (na ordem do micrómetro), não invasiva e não-ionizante, (Joshi *et al.*, 2016; Fernandes *et al.*, 2017; Dias-moraes *et al.*, 2019) que permite análises ópticas quantitativas e qualitativas do tecido biológico com capacidade de penetração de 1~5 mm dentro dos tecidos biológicos. Além da OCT, a fluorescência por laser (QLF) também é uma opção na avaliação da erosão dentária, apesar de apresentar uma resolução axial mais reduzida. Outras técnicas que são usadas para monitorar a erosão *in-vivo* incluem a transiluminação por fibra ótica (FOTI) usando radiação infra-vermelha próxima e os raios X, porém não apresentam informação de análise longitudinal, (Joshi *et al.*, 2016) nem resolução à escala do micrómetro. A partir das alterações dos sinais ópticos detetados pelo OCT é possível medir alterações no coeficiente de atenuação óptico ( $\alpha$ ) dos tecidos, e com isso, os estágios iniciais de lesões

## **Coefficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário**

erosivas e cáries. (Colston *et al.*, 1998; Freitas *et al.*, 2006; Popescu *et al.*, 2008; Manesh, Darling and Fried, 2009). A medição do valor- $\alpha$  através de OCT é considerado como a técnica recente mais precisa para detecções iniciais de erosão e cárie. (Popescu *et al.*, 2008; Mota *et al.*, 2013)

Apesar disso, pela complexidade do tema e do tecido envolvido, encontrou-se na literatura divergências entre os padrões do valor- $\alpha$ , tendo alguns autores (Cara *et al.*, 2012; Mandurah *et al.*, 2013; Maia *et al.*, 2016; Ueno *et al.*, 2016) encontrado um aumento deste valor em tecidos desmineralizados e, noutros uma diminuição destes mesmos valores. (Popescu *et al.*, 2008; Sowa *et al.*, 2011; Mota *et al.*, 2013; Dias-moraes *et al.*, 2019)

O objetivo deste estudo foi estudar o comportamento do coeficiente de atenuação óptico (valor- $\alpha$ ) na avaliação do potencial erosivo do ácido cítrico e da Coca-cola em diferentes protocolos, a partir de imagens de OCT obtidas no estudo da perda mineral do esmalte. A hipótese nula testada foi de que não há diferenças no comportamento do esmalte entre os diferentes protocolos de erosão testados.

### **1.1. Materiais e métodos**

#### **1.1.1. Preparação dos Blocos de Esmalte**

Após autorização do Comité de Ética em Animais (CEUA/CSTR n° 252/2015) (Anexo I), foram preparados 28 incisivos bovinos frescos, previamente inspecionados quanto a danos físicos, nomeadamente fissuras. Foram limpos e desinfetados com cloramina T, a 0,5%, durante 2 semanas. Em seguida seccionou-se as raízes dos dentes com disco diamantado sob refrigeração, e a partir de cada superfície vestibular das coroas restantes foram confeccionados blocos de esmalte com dimensões de 4 × 4 mm, originando um total de 28 blocos. Estes foram embutidos em blocos de resina acrílica, com a face voltados vestibular para a superfície, que foram alisadas com lixas de granulação sob refrigeração de água (#600 e 1200; Buhler, IL, EUA), em politriz, e polidas com um pano de polimento metalográfico (SUPRA - Arotec, São Paulo-SP, Brasil) humedecidos com 1  $\mu$ m de óleo diamantado de suspensão (Buehler, IL, EUA).

Metade da superfície dos blocos de esmalte foram revestidos com verniz cosmético de cor clara que foi reforçadamente recoberto com uma camada de cera pegajosa, deixando a outra metade (uma área de aproximadamente 8,0 mm<sup>2</sup>) exposta para o desafio erosivo. Desta forma,

## **Coefficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário**

a própria amostra serviu de controle da mesma. Os espécimes passaram por 2 banhos de ultrassons com água destilada (10 min cada) e armazenados individualmente em saliva artificial dentro de tubos falcon.

### **1.1.2. Divisão dos grupos, Produtos de Teste e Protocolos de Ciclo Erosivo**

Os 28 blocos de esmalte foram igualmente divididos em 4 grupos ( $n=7$ ) de acordo com o protocolo erosivo utilizado: **G1**- Grupo padrão, foi imersa 6 vezes durante 5 min em ácido cítrico, repetidamente durante 10 dias; **G2**- Grupo teste com imersão em ácido cítrico 5 vezes durante 3 min, durante 7 dias; **G3**- Grupo teste com imersão em refrigerante coca cola 5 vezes durante 3 min, durante 7 dias; **G4**- Grupo teste com imersão em refrigerante coca cola 4 vezes por 90 seg, durante 5 dias. (Tabela 1)

**Tabela 1** - Sumário dos protocolos dos grupos experimentais.

Grupos	Número de ciclos/dia	Períodos de desmineralização (min)/ ciclo	Período total de desmineralização (min)	Número de dias
Ác. cítrico 0.5%	<b>G1</b>	6	5	30
	<b>G2</b>	5	3	15
Coca-Cola	<b>G3</b>	5	3	15
	<b>G4</b>	4	1.5	6

As amostras passavam pelas soluções erosivas e em seguida eram lavadas com água destilada e armazenadas em saliva artificial até passar novamente pela respetiva solução erosiva. A saliva artificial continha 0,2205g de  $\text{CaCl}_2$ , 3,735g de  $\text{KCl}$ ,  $\text{NaH}_2\text{PO}_4$ , hidroxipropilmetilcelulose 0,4%, sorbitol 6% e nipagina 0,2 (pH 7,4, temperatura 37°C). As duas soluções erosivas testadas foram ácido cítrico mono-hidratado (Merck SA) diluído em água destilada a uma concentração de 0,5% e pH 2,6 (Ganss *et al.*, 2012) e Coca-Cola, uma conhecido refrigerante comercial (Coca-Cola Company, Atlanta, GA, EUA) com um pH conhecido de 2,47. (Levy *et al.*, 2012) Ao fim dos ciclos, foi retirada a cera, e o verniz cosmético foi removido com acetona.

A motivação para a escolha destes protocolos foi testar o padrão erosivo do protocolo mais agressivo encontrado na literatura (G1- Schlueter *et al.*, 2009), do menos agressivo (G4- Levy *et al.*, 2011; Magalhães *et al.*, 2012) e sugerir um protocolo intermediário (G2 e G3).

## **Coefficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário**

### **1.1.3. Tomografia por Coerência Óptica (OCT)**

Utilizou-se um sistema OCT comercial (Spectral Radar SR-OCT, OCP930SR, Thorlabs, NJ, USA) com resolução axial de 6,2  $\mu\text{m}$  (no ar), comprimento de onda central de emissão de 930 nm e largura espectral a meia-altura de 100 nm, para obter imagens da secção transversal da interface de referência/erosão. Todas as superfícies foram analisadas por varredura de 5 linhas de 5 mm a partir da referência da área erodida até a área sadia (área de controle), passando pela interface. Cada perfil foi executado em intervalos de 0,6 mm, resultando em 5 imagens de *B-scan* para cada área (erodida, interface e sadia). Foi considerado um índice de refração para o esmalte de 1,6. (Meng *et al.*, 2009; Cara *et al.*, 2014). A profundidade da perda mineral pode assim ser determinada.

### **1.1.4. Coeficiente de atenuação óptico ( $\alpha$ )**

Um software interativo orientado para o cálculo numérico (MATLAB<sup>TM</sup>, da MathWorks Inc., Massachusetts, EUA) foi utilizado para analisar o decaimento óptico das imagens obtidas pelo OCT. Com a ajuda das linhas cursor foi possível delimitar as regiões de interesse (ROI) numa imagem *B-scan*. Após delimitar a ROI, o programa gera automaticamente um histograma da média de todos os *A-scans* dentro da ROI em relação a profundidade de penetração do sinal óptico de OCT. O sinal foi calculado através da fórmula descrita detalhadamente no estudo de Cara *et al.* (2014). Dentro do histograma observa-se um pico inicial no eixo Y, que representa a interface ar-esmalte, e entre aproximadamente 100 e 200  $\mu\text{m}$  de profundidade (do eixo X), observa-se um outro pico no eixo Y, que representa a interface esmalte-dentina. A região de interesse ficou delimitada pelas janelas entre estes dois picos do histograma (Figura 1).

# Coeficiente de atenuação óptica em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário

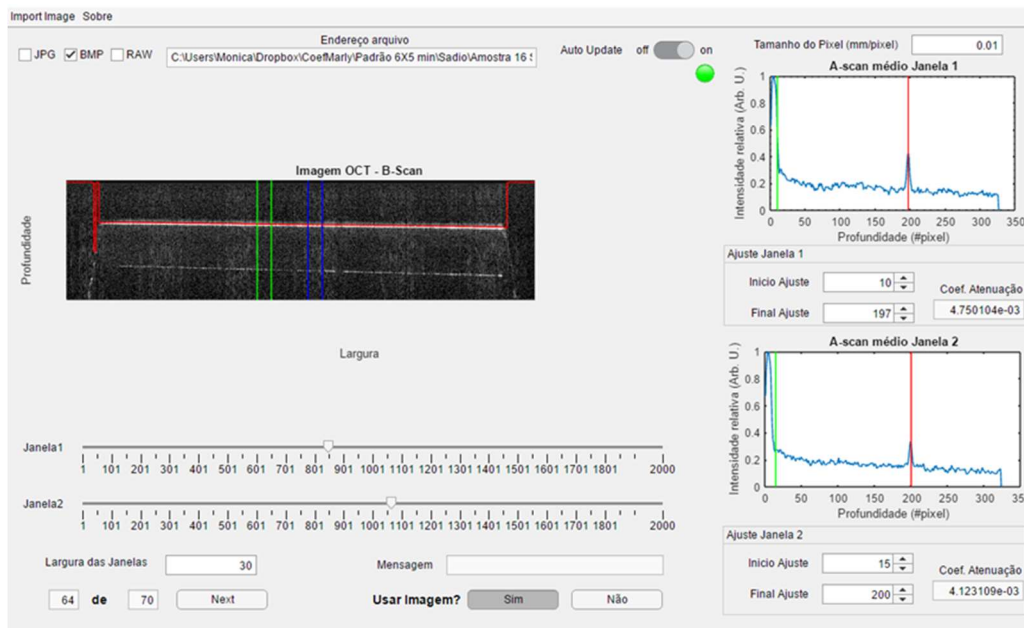


Figura 1 – Imagem da interface do software MATLAB<sup>TM</sup> evidenciando a imagem em *B-scan* (lado esquerdo), os histogramas das médias do sinal de *A-scan* (lado direito) de uma superfície de esmalte sadia. A janela 1 representa a ROI estabelecida pelas linhas verdes na imagem do *B-scan*. E a janela 2 representa a ROI estabelecida pelas linhas azuis.

Foram selecionados em média 4 ROIs por imagem *B-scan* e tanto os valores obtidos para os valores de  $\alpha$ , quanto os valores das profundidades de penetração do sinal óptico calculadas – que representam a profundidade de perda mineral-, foram organizadas em folhas de cálculo, seguindo-se a respetiva análise estatística. A profundidade de perda mineral foi calculada pela média da diferença entre os valores do ajuste final menos os valores do ajuste inicial, observados no campo “ajustes da janela” na figura 1.

## 1.1.5. Análise estatística

Após aplicado o teste de normalidade de Shapiro-Wilk para verificar a normalidade dos dados obtidos com significância de 95% (poder de 90%), foram utilizados testes não-paramétricos de Kruskal-Wallis e o teste post hoc de Dunn para comparação intergrupos do  $\alpha$  e profundidades de perda mineral. Os testes foram realizados no programa PAST (PAleontological Statistics, versão 3.25, University of Oslo).

# **Coefficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário**

## **II. Desenvolvimento**

### **2.1. Tomografia por Coerência Óptica (OCT)**

A OCT foi utilizada na área médica inicialmente em oftalmologia (Adhi e Duker, 2013) para investigação de anormalidades no nervo óptico e da córnea, e mais recentemente expandiu-se para aplicações na área da medicina dentária. É uma técnica imagiológica que permite análise qualitativa e quantitativa através da reflexão e refração do feixe de luz proveniente da fonte óptica (em geral um laser) convertida em imagens para um ecrã de computador, onde é possível avaliar em cortes transversais em 2-D ou 3-D, e as alterações longitudinais nos tecidos dentários. Esta técnica consegue medir mudanças do estado mineral dentro do esmalte.

A OCT usa radiação eletromagnética no espectro do infravermelho próximo, em vez da radiação ionizante usada por exemplo na imagiologia com raios-X. Como a técnica é baseada em interferometria óptica de baixa coerência, lesões precoces de cárie têm sido estudadas com esta técnica, sendo possível determinar a localização e a profundidade das lesões de cárie. (Fried *et al.*, 2002). Portanto, a OCT tem o potencial de ser eficaz para medir a perda mineral devido a desafios erosivos em estudos *in-vitro* e, mostra grande potencial em estudos de erosão clínica em termos de deteção e preservação de lesões dentárias. (Chan *et al.*, 2013)

Quando uma onda de radiação de eletromagnética (luz) passa de um meio para outro, por exemplo do ar para o esmalte e do esmalte para a dentina, a sua velocidade e direcção de propagação muda, devido à mudança de índices de refração dos meios respectivos que compõem os tecidos. Através da OCT mede-se a incidência da luz num único ponto na superfície e sua propagação longitudinal, conhecido como varrimento *A-scan* (axial, ao longo do eixo Z). O conjunto de vários varrimentos do tipo *A-scan* dá origem a imagem *B-scan*, conhecida como varrimento transversal (2D). A OCT também gera imagens noutros planos, porém para o presente trabalho basta uma ideia apenas das imagens de varrimento *A-* e *B-scans* (como referenciados na figura 1). Esta ferramenta também pode ser usada para monitorar quantitativamente o estado mineral da lesão durante um determinado período de tempo, o que parece ser apropriado para a uma medicina dentária cada vez mais conservadora e assertiva. Para tanto, é necessário entender as características do valor- $\alpha$  e conhecer as propriedades ópticas do tecido em estudo.

## **Coeficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário**

### **2.2. Desmineralização do esmalte e a OCT**

Muitas vezes a análise direta do *A-scan*, ou seu histograma de intensidade óptica, fornece uma análise mais completa e de melhor discriminação entre esmalte sadio e desmineralizado. (Sowa *et al.*, 2011). O esmalte dentário é um tecido complexo formado por uma matriz ordenada de cristais inorgânicos com 30 a 40 nm de diâmetro e 10  $\mu$ m de comprimento, circundados por uma matriz de proteína / lipídio / água, agrupados em prismas perpendicularmente à superfície do dente. À medida que a luz do sistema OCT interage com o esmalte, parte dela reflete já na superfície e outra parte penetra o tecido para interagir com a matéria dentro dele.

Quando o tecido está saudável ocorre um decaimento óptico apresentado na imagem do computador como um contraste em escala de tons de cinza dentro do tecido, que são causados pela variação do índice de refração. (Faber *et al.*, 2004). Deste modo, surge no início um sinal de retroespalhamento intenso devido à interface ar/esmalte, e o restante do sinal que é transmitido propaga-se ao longo do tecido decaindo rapidamente com o aumento da espessura da amostra.

Durante as desmineralizações são formados microporos por dissolução parcial dos cristais minerais individuais, que se comportam como centros de dispersão óptica, espalhando uma a 2 vezes mais luz que o tecido sadio. (Darling, Huynh and Fried, 2006). Logo, as propriedades ópticas do tecido desmineralizado são diferentes do saudável. Segundo Darling, Huynh e Fried (2006), quando ocorre a perda mineral no esmalte os cristais diminuem de diâmetro e podem ter um espalhamento (dispersão) com características isotrópicas que podem promover um aumento exponencial do coeficiente de dispersão - fração de luz visível por unidade de distância num meio participante. Segundo Jones *et al.* (2006), após a desmineralização, o coeficiente de dispersão aumenta em quase duas ordens de grandeza, o que proporciona um alto contraste na geração de imagens, tanto na transiluminação quanto na reflexão.

### **2.3. Coeficiente de atenuação óptico ( $\alpha$ )**

Quantitativamente, as imagens de OCT permitem análises de absorção da luz, do seu espalhamento e da sua interação refletiva com as partículas da matéria que constituem o tecido, e que é designado globalmente por Coeficiente de Atenuação Óptico ( $\alpha$ ). O valor do  $\alpha$  abaixo das superfícies dos dentes, pode ser usado como um marcador para detecção de desmineralização precoce, inclusive abaixo de superfícies de esmalte intactas. (Sowa *et al.*,

## Coeficiente de atenuação óptica em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário

2011) Segundo Amaechi *et al.* (2003) a taxa de atenuação do *A-scan* diminui à medida que se avança na profundidade de penetração da radiação no tecido, e um decaimento do sinal com menor profundidade pode representar um maior coeficiente de atenuação. Alguns autores encontraram um menor sinal de OCT para os tecidos desmineralizados (Sowa *et al.*, 2011) enquanto outros autores concluíram que enquanto a desmineralização aumenta, a luz é menos atenuada e penetra mais profundamente na amostra, de modo que o sinal óptico do OCT decai mais lentamente e o coeficiente de atenuação óptico é portanto menor. (Dias-moraes *et al.*, 2019)

A desmineralização ocasiona poros no esmalte com ausência de centros espalhadores dentro, permitindo que a luz viaje sem perturbação através dos poros. Por causa disso menos radiação óptica escapa do tecido desmineralizado do que no tecido saudável. Em seguida, quando a luz interage com interfaces de esmalte/poro desmineralizado, ocorre uma reflexão posterior que envia um sinal de retroespalhamento mais intenso do fundo da matriz dentária. Segundo Popescu *et al.* (2008) a ação conjunta destes dois processos reduz o coeficiente de atenuação óptico do esmalte quando medido em tecido cariado.

### A. Resultados

Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ( $p = 0,0001522$ ) para os valores de  $\alpha$ . Em comparação entre os estados do esmalte (saudável ou erodido) dentro de um mesmo grupo houve diferença para o grupo G1, G2 e G3, conforme apresentado na tabela 2, abaixo.

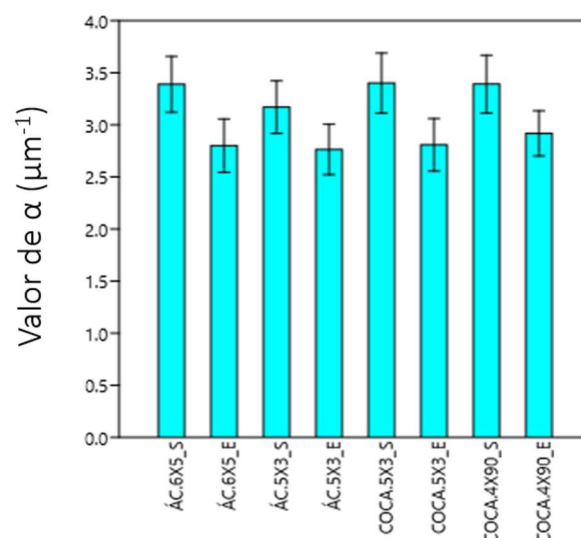


Figura 2 - Gráfico de barras evidenciando que os esmaltes saudáveis apresentaram maiores valores de  $\alpha$  que os desmineralizados. As linhas acima das barras representam o erro padrão dos grupos.

## Coeficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário

Tabela 2- Tabela com os valores de média ( $\mu\text{m}^{-1}$ ), mediana ( $\mu\text{m}^{-1}$ ) e erro padrão dos grupos em relação ao valor do  $\alpha$  do esmalte saudável e erodido de cada grupo.

		Média	Mediana	Erro padrão	Valor de $p$
G1	Ác_6x5S	3,38	2,30	0,14	0,00183*
	Ác_6x5E	2,97	1,91	0,13	
G2	Ác_5x3S	3,16	2,35	0,13	0,01479*
	Ác_5x3E	2,76	2,06	0,12	
G3	Coca_5x3S	3,40	2,17	0,14	0,007971*
	Coca_5x3E	2,81	1,77	0,12	
G4	Coca_40x90S	3,39	2,48	0,14	0,4132
	Coca_40x90E	2,92	2,31	0,11	

Teste Post-Hoc de Dunn. \* Diferença estatisticamente significativa.

Considerando os picos de reflexão encontrados nas imagens dos histogramas *A-scan*, observou-se que os esmaltes sadios apresentavam picos bem definidos, enquanto os esmaltes desmineralizados apresentavam muitos ruídos na imagem – representados por vários picos pequenos - que dificultavam a identificação clara do pico da interface esmalte / dentina. (Figura 3)

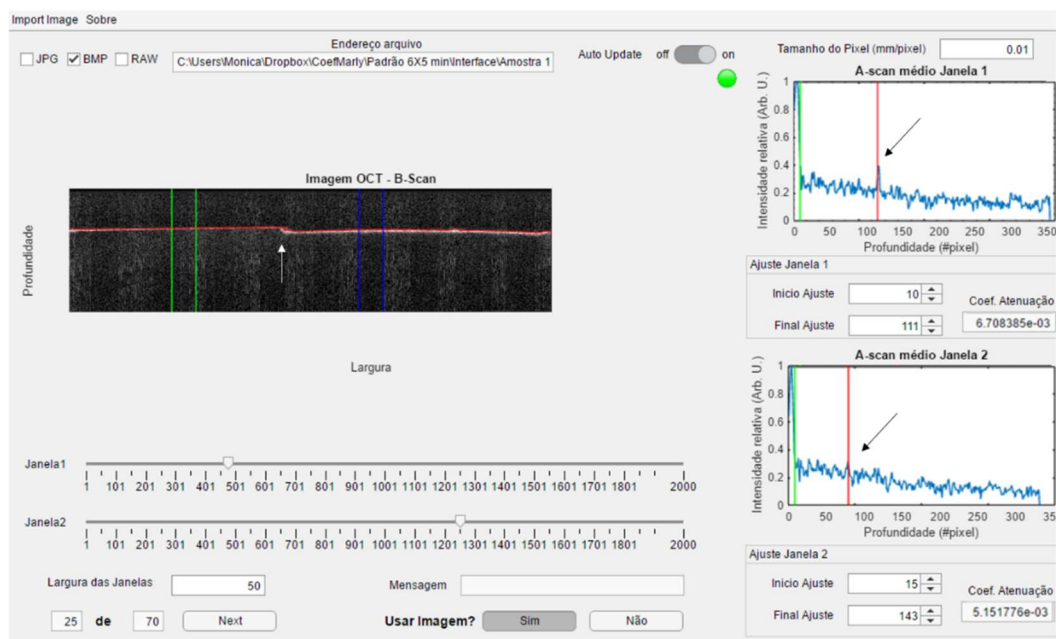


Figura 3- Imagem da interface do software MATLAB<sup>TM</sup> representando uma imagem *B-scan* da interface entre esmalte sadio e esmalte erodido (seta branca). O lado esquerdo da seta branca corresponde ao esmalte sadio, e o lado direito corresponde ao esmalte submetido ao ciclo erosivo do G1. É possível observar que o histograma da janela 1, linhas verdes (esmalte sadio), apresenta um pico de reflexão esmalte/ dentina (seta preta) mais evidente que o da janela 2, linhas azuis (esmalte erodido).

## Coefficiente de atenuação óptica em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário

As profundidades de penetração em que foram percebidos os sinais da interface esmalte/dentina indicam a quantidade de perda mineral de cada protocolo erosivo testado. Houve diferença estatisticamente significativa de perda mineral para os grupos G1, G2 e G3. Os valores estão apresentados na tabela 3 e representados graficamente na figura 4.

Tabela 3- Tabela com os valores da mediana da perda mineral ( $\mu\text{m}$ ) e erro padrão dos grupos.

		Mediana	Erro padrão	Valor de p
G1	Ác 6x5S	135,5	2,37	0,001435*
	Ác 6x5E	124,5	2,02	
G2	Ác 5x3S	120,0	1,72	0,001425*
	Ác 5x3E	107,0	2,40	
G3	Coca 5x3S	116,0	2,23	0,0489*
	Coca 5x3E	111,0	2,23	
G4	Coca 40x90S	136,0	3,23	0,203
	Coca 40x90E	127,0	3,06	

Teste Post-Hoc de Dunn. \* Diferença estatisticamente significativa.

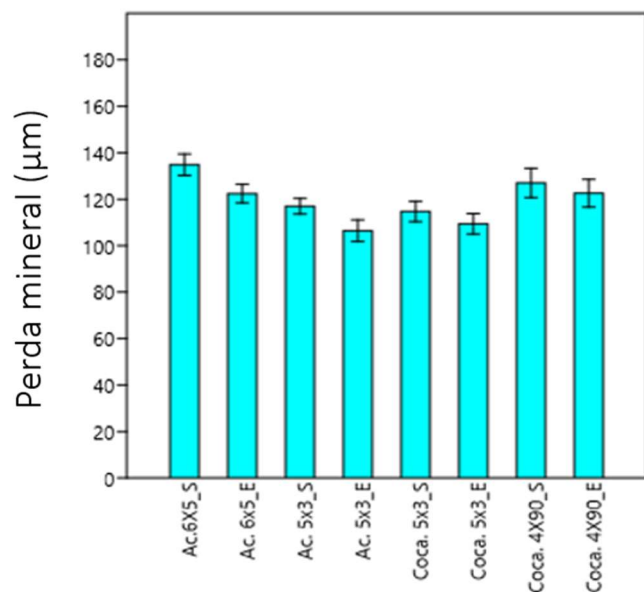


Figura 4- Gráfico representativo dos comportamentos das profundidades de perda mineral entre os esmaltes saudáveis e erodidos.

Na análise das imagens *B-scan*, observa-se uma diferença do decaimento óptico dentro da imagem em relação ao tecido saudável e ao tecido desmineralizado, representado por um aspecto de “véu” branco dentro da imagem (figura 5).

## Coefficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário

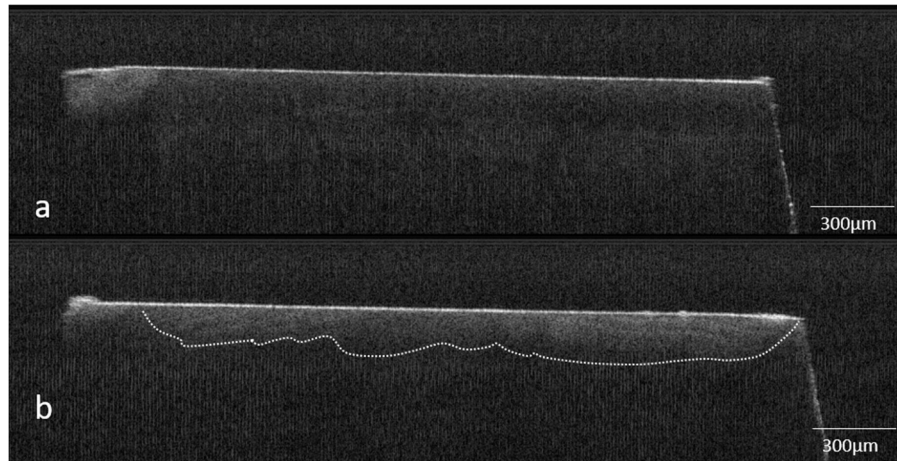


Figura 5- Imagem *B-scan* representativa do comportamento óptico do esmalte de uma amostra do grupo 3 (Coca 5x3) em estado saudável (a) e desmineralizado (b), evidenciado pelo decaimento esbranquiçado dentro da imagem (linha pontilhada).

### III. Discussão

Os resultados encontrados no presente trabalho rejeitam a hipótese nula pois apresentam diferença estatística significativa entre os protocolos de erosão. Apesar do valor de pH ser muito semelhante, o potencial erosivo da solução de ácido cítrico (0,5%; pH 2,5) nos protocolos testados (G1 e G2) apresentou uma maior perda mineral do que os protocolos que envolveram a Coca-Cola (pH 2,4; G3 e G4). Este fato indica que o ácido cítrico é um produto que, em contato com os dentes pelo mesmo período de tempo (G2 e G3), pode trazer maiores perdas minerais do esmalte. Isto também indica que para além do pH outros fatores podem influenciar o potencial erosivo - como por exemplo a viscosidade e o ângulo de contato da solução, como proposto por Jager *et al.* (2012). Soluções mais viscosas tendem a ficar em contato com o esmalte dentário por mais tempo, o que pode agravar o seu potencial erosivo.

Mesmo a Coca-Cola, que apresentou perdas minerais menores, se em contacto com o esmalte dentário durante diferentes tempos de exposição (G3 e G4) pode apresentar efeitos erosivos diferentes na superfície. Este achado concorda com os resultados de outro estudo (Jager *et al.*, 2012) e leva a pensar que em terapias de aconselhamento dietético visando a prevenção erosiva do esmalte deve-se considerar um limite para o consumo de Coca-Cola. E uma atenção especial deve ser dada ao excesso de consumo de bebidas ácidas, ou ainda às bebidas energéticas administradas aos atletas de alto rendimento que contenham elevadas

## **Coefficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário**

concentrações de ácido cítrico, pois se ingeridas com frequência podem levar a perdas minerais maiores.

Para quantificar estas observações de perdas minerais, utilizou-se a análise do sinal óptico da OCT em função da profundidade no esmalte, nomeadamente o valor- $\alpha$ . Através do perfil *A-scan* o presente estudo corrobora com Popescu *et al.* (2008), Sowa *et al.* (2011), Mota *et al.* (2013) e Dias-moraes *et al.* (2019) ao observar que o valor- $\alpha$  é maior para esmaltes saudáveis do que para tecidos desmineralizados. O tecido saudável extingue gradualmente o sinal óptico de OCT, traduzindo-se em ruído de sinal no histograma próximo do zero, o que torna mais evidente o pico do sinal na interface esmalte/dentina. Diferentemente, as regiões desmineralizadas são mais porosas (Robinson *et al.*, 2000) e permitem que o espaço do conteúdo mineral perdido seja preenchido por água, que apresenta comportamento óptico diferente do esmalte.

O feixe de luz emitido pela fonte óptica do sistema OCT, ao interagir com um tecido desmineralizado vai se deparar com partículas de cristais de esmalte em tamanhos diferentes, (Robinson *et al.*, 2000; Ngaotheppitak, Darling e Fried, 2005) poros de esmalte e também com a água que ocupou parte do conteúdo dos poros. Essa luz, ao interagir com cada uma destas matérias vai ter uma velocidade de propagação diferente, bem como uma reflexão e refração diferentes. Ao passar do ar (na interface) para a água (dos poros desmineralizados) vai diminuir a sua velocidade de propagação, que está diretamente relacionada aos índices de refração destes meios (no do ar é 1,00 e na água é de 1,33). Quanto maior for o índice de refração, menor a velocidade de propagação da luz nesse meio. Logo, ao interagir com a matéria do esmalte, que tem índice de refração de 1,6 apresentará também outro comportamento óptico.

Diferente do achado deste estudo, Darling, Huynh and Fried (2006) encontraram picos de reflexão mais evidentes nas interfaces dos tecidos desmineralizados. Contudo, como já citado anteriormente, no presente estudo, esse comportamento foi encontrado no esmalte saudável. Os tecidos desmineralizados apresentaram uma superfície irregular com muitos pequenos picos de reflexão que mascaram o pico de reflexão principal entre a interface esmalte/dentina, trazendo mais dificuldade nas análises do *A-scan* do que os tecidos saudáveis. Considerando que o valor- $\alpha$  diminui à medida que aumenta a profundidade de penetração do feixe óptico destas imagens *A-scan*, (Amaechi *et al.*, 2003) um decaimento do sinal com menor profundidade ocasionará um maior valor- $\alpha$ . Este foi o caso dos tecidos saudáveis, que por

## **Coeficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário**

estarem intactos, não apresentaram grandes penetrações ópticas na matriz dentária, logo mantiveram um maior valor- $\alpha$ .

Foi observado que quanto maior a diferença de perda mineral entre o esmalte sadio e o desmineralizado nos vários grupos em estudo, menor foi a diferença do valor- $\alpha$  entre eles. Por exemplo, o G1 que teve um  $\alpha$  de  $3,38 \text{ mm}^{-1}$  para o esmalte saudável e  $2,97 \text{ mm}^{-1}$  para o esmalte desmineralizado, apresentando uma diferença entre eles de  $0,41 \text{ mm}^{-1}$  e uma perda mineral de  $11 \mu\text{m}$ , enquanto o G4 apresentou uma diferença do valor- $\alpha$  de  $0,47 \text{ mm}^{-1}$  e uma perda mineral de  $9 \mu\text{m}$ . Logo, através da análise das alterações do comportamento do sinal da OCT, o valor- $\alpha$  apresenta-se como uma boa ferramenta para identificar estágios iniciais de erosão quando ainda com dimensões físicas da ordem dos micrómetros, mesmo em protocolos pouco agressivos como o G4, que não poderiam ser percebidos por nenhuma outra técnica, pouco invasiva como é a OCT.

Os valores médios encontrados de  $\alpha$  para os esmaltes saudáveis foi de  $3,33 \text{ mm}^{-1}$  e para o esmalte desmineralizado foi de  $2,87 \text{ mm}^{-1}$ . Tendo em consideração os valores de  $\alpha$  encontrados na literatura, Cara *et al.* (2014) apresentaram valores brutos similares contudo atribuíram os valores mais altos de  $\alpha$  aos tecidos desmineralizados. Noutro estudo (Popescu *et al.*, 2008) foram encontrados valores de  $2,14 \text{ mm}^{-1}$  e  $1,88 \text{ mm}^{-1}$  para os esmalte saudável e desmineralizado, respetivamente. Os autores consideraram que valores de  $\alpha$  próximos a  $1,0 \text{ mm}^{-1}$  seria um limiar para o diagnóstico de cárie dentária. Estas diferenças de valores podem ser explicadas possivelmente pela dependência do comprimento de onda ( $\lambda$ ) da radiação do OCT utilizado em cada um destes estudos, (Mujat *et al.*, 2003) uma vez que as propriedades ópticas do esmalte diferem entre as faixas de  $\lambda$ . (Sowa *et al.*, 2011). Apesar disto, o trabalho de Ueno *et al.* (2016) mostra que há também diferenças nos resultados dependendo da forma como se realiza o processo de varrimento óptico do tecido, se sagital ou horizontal – com diferença estatística apenas nos varrimentos sagitais. O presente trabalho utilizou um sistema OCT com comprimento de onda  $930 \text{ nm}$ , como nos estudos de Mota *et al.* (2013), Cara *et al.* (2014), Maia *et al.* (2016) e Dias-moraes *et al.* (2019), enquanto outros trabalhos utilizaram o comprimento de onda  $850 \text{ nm}$  (Amaechi *et al.*, 2003; Popescu *et al.*, 2008; Sowa *et al.*, 2011), variando até aos  $1300 \text{ nm}$  (Mujat *et al.*, 2003).

O grupo de autores (Cara *et al.*, 2012; Mandurah *et al.*, 2013; Attin e Wegehaupt, 2014; Maia *et al.*, 2016; Ueno *et al.*, 2016) que encontraram esmaltes desmineralizados com maior valor- $\alpha$  do que nos tecidos saudáveis, defendem que as áreas erodidas e desmineralizadas do

## **Coefficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário**

esmalte têm maior porosidade do que o tecido saudável, e isso causa maior dispersão de luz no esmalte erodido com alcance reduzido da profundidade de penetração da luz. Com isso, para estes autores, as áreas desmineralizadas aparecem nas imagens da OCT com intensidade de sinal / refletividade aumentada em comparação com o tecido sadio, uma vez que defendem que existirão mais reflexões ópticas devido à maior interação com as diferentes matérias contidas no mesmo.

Avaliando as imagens de OCT *B-scan*, como mostra a figura 3, regiões com aspeto superficial mais branco indicam grande reflexão, que são encontradas nos tecidos desmineralizados, independente se é uma lesão muito incipiente ou já instalada. (Ueno *et al.*, 2016). Abaixo da linha de superfície de esmalte, representada pela interface ar/esmalte, nota-se um aspeto mais esbranquiçado no tecido desmineralizado do que no tecido sadio, que também caracteriza um decaimento óptico com maior reflexão de luz, pelos motivos já abordados nesta discussão. O que se observa de importante na imagem *B-scan* é que pelo facto de no tecido saudável o sinal de OCT não penetrar tão profundamente, o decaimento óptico característico finda gradualmente, sendo percebido de forma mais sutil do que no tecido desmineralizado - onde ocorre um decaimento óptico abrupto, muito reflectivo, mas que interrompe também abruptamente no ponto em que se encerra a desmineralização dentro do tecido. Neste momento ocorrerá nova interação da luz com a matéria não desmineralizada que promoverá uma nova refração desta luz com maior percepção óptica do sinal. (Popescu *et al.*, 2008)

A OCT é uma ferramenta laboratorial não destrutiva que permite o estudo da erosão em todas as suas etapas através de análises imagiológicas *B-scan* ou *A-scan*. Algumas vezes, a quantidade de perda mineral de tecido pode estar abaixo do limite de resolução axial do sistema ou muito próximo deste limite. (Attin e Wegehaupt, 2014) Ainda assim, a análise do sinal pelo *A-scan* mostra-se como um método mais eficiente para avaliações precoces de desmineralização por apresentar uma maior sensibilidade e especificidade do que nos métodos imagiológicos tradicionais, que são basicamente radiografias e inspeção visual. (Popescu *et al.*, 2008). Além disso o facto de ser capaz de fornecer clinicamente dados quantitativos, bem como informações sobre profundidade, sem os riscos da radiação ionizante, confere ainda mais superioridade a esta técnica permitindo deteção precoce das lesões com redução do tempo gasto no diagnóstico (Amaechi *et al.*, 2003).

Além de aplicações *in-vitro* ou *in-situ*, a OCT também pode ser usada em situações clínicas, como sugerido por Schlueter *et al.* (2011), e observado noutros estudos para diversas

## **Coefficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário**

aplicações dentro da medicina dentária (Mota *et al.*, 2009; Lenton *et al.*, 2012; Austin *et al.*, 2017; Fernandes *et al.*, 2017). O valor clínico da OCT depende da alta velocidade para fornecer imagem *in-vivo* em tempo real, da alta resolução espacial para observar pequenas estruturas de tecido e, de contraste suficiente para diferenciar entre essas estruturas (Faber *et al.*, 2004). Por estes motivos é uma técnica que apesar de bastante promissora, ainda está em constante desenvolvimento no que toca à aplicação para medicina dentária.

Clinicamente, a decisão terapêutica sempre estará associada a profundidade da lesão no dente (Amaechi *et al.*, 2003). Como citado anteriormente, pode-se tratar as desmineralizações com aplicações de flúor, (Ganss *et al.*, 2012) terapia antibacteriana ou mudanças na dieta, sem necessidade de intervenção restauradora (Darling, Huynh e Fried, 2006). É importante identificar a etiologia da lesão e se tiver associação com a dieta, como observado neste estudo, deve-se indicar a (1) diminuição do consumo de comidas e bebidas ácidas, bem como (2) orientar cuidados como a utilização de palhas para ingerir estes produtos, (Imfeld T, 1996) (3) evitar a escovagem dentária logo após o contato dos dentes com os ácidos (Jaeggi and Lussi, 1999) e (4) utilizar escovas com cerdas macias e dentífricos fluoretados não abrasivos. Além disto, para pacientes com reduzido fluxo salivar, pode-se indicar o uso de saliva artificial e aplicações tópicas de flúor para evitar as perdas das estruturas mineralizadas que podem ocasionar danos funcionais. (Catelan, Guedes e Santos, 2010)

### **IV. Conclusão**

O valor- $\alpha$  mostrou-se como uma boa ferramenta para identificar perdas minerais iniciais ainda em estágios micrométricos, apresentando valores maiores para tecidos saudáveis e valores menores para tecidos desmineralizados. A hipótese nula foi rejeitada uma vez que houve diferença estatisticamente significativa entre os diferentes protocolos de erosão testados tanto em relação a perda mineral quanto ao comportamento óptico do coeficiente de atenuação. O potencial erosivo da solução de ácido cítrico mostrou-se mais agressivo do que o da Coca-Cola, e ocasionou maiores perdas minerais. Mesmo a Coca-Cola apresentando perdas minerais menores, observou-se que ocasiona maior perda mineral quanto maior for o seu tempo exposição, com diferença significativa em relação ao estado saudável do esmalte.

# Coeficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário

## V. Bibliografia

- Adhi, M. and Duker, J. S. (2013). Optical coherence tomography-current and future applications. *Current Opinion in Ophthalmology*, 24, pp. 213–221.
- Amaechi, B. T. *et al.* (2003). Correlation of quantitative light-induced fluorescence and optical coherence tomography applied for detection and quantification of early dental caries. *Journal of Biomedical Optics*, 8(4), pp. 642–647.
- Attin, T. s. and Wegehaupt, F. J. (2014). Methods for assessment of dental erosion. in *The histopathology of dental erosion.*, pp. 123–142.
- Austin, R. S. *et al.* (2017). Quantitative swept-source optical coherence tomography of early enamel erosion in vivo. *Caries Research*, 51(4), pp. 410–418.
- Cara, A. C. B. *et al.* (2014). Evaluation of two quantitative analysis methods of optical coherence tomography for detection of enamel demineralization and comparison with microhardness. *Lasers in Surgery and Medicine*, 46(9), pp. 666–671.
- Cara, A. C. B. De *et al.* (2012). Comparative analysis of optical coherence tomography signal and microhardness for demineralization evaluation of human tooth enamel. *Proc. of SPIE*, 8427, pp. 84271H-1–10.
- Catelan, A., Guedes, A. P. A. and Santos, P. H. dos. (2010). Erosão dental e suas implicações sobre a saúde bucal. *RFO*, 15(1), pp. 83–86.
- Chan, K. H. *et al.* (2013). Methods for monitoring erosion using optical coherence tomography. *Proc. of SPIE*, 8566, p. 856606.
- Colston, B. W. *et al.* (1998). Dental OCT. *Optics express*, 3(6), pp. 230–238.
- Darling, C. L., Huynh, G. D. and Fried, D. (2006). Light scattering properties of natural and artificially demineralized dental enamel at 1310 nm, 11(June 2006), pp. 1–11.
- Dias-moraes, M. C. *et al.* (2019). Using Optical Attenuation Coefficient to Monitor the Efficacy of Fluoride and Nd : YAG Laser to Control Dentine Erosion. *Applied Sciences*, 1485(9), pp. 1–7.
- Dugmore, C. R. and Rock, W. P. (2004). A multifactorial analysis of factors associated with dental erosion. *British Dental Journal*, 196(5), pp. 283–286.
- Faber, D. J. *et al.* (2004). Quantitative measurement of attenuation coefficients of weakly scattering media using optical coherence tomography. *Optics express* 4354, 12(19), pp. 590–592.
- Fernandes, L. O. *et al.* (2017). In vivo assessment of periodontal structures and measurement of gingival sulcus with Optical Coherence Tomography: a pilot study. *Journal of Biophotonics*, 10(6), pp. 862–869.
- Freitas, A. Z. *et al.* (2006). Imaging carious human dental tissue with optical coherence tomography. *Journal of Applied Physics*, 99(2).
- Fried, D. *et al.* (2002). Imaging caries lesions and lesion progression with polarization-sensitive optical coherence tomography. *Journal of Biomedical Optics*, 7(4), pp. 618–627.
- Ganss, C. *et al.* (2012). Efficacy of the stannous ion and a biopolymer in toothpastes on enamel erosion/abrasion. *Journal of Dentistry*. Elsevier Ltd, 40(12), pp. 1036–1043.
- Imfeld T. (1996). Dental erosion . Definition , classification and links. *European Journal of Oral Sciences*, 104, pp. 151–155.
- Jaeggi, T. and Lussi, A. (1999). Toothbrush Abrasion of Erosively Altered Enamel after Intraoral Exposure to Saliva: An in situ Study. *Caries Research*, 33, pp. 455–461.
- Jager, D. H. J. *et al.* (2012). Estimated erosive potential depends on exposure time. *Journal of Dentistry*. Elsevier Ltd, 40(12), pp. 1103–1108.
- Jones, R. S. *et al.* (2006). Remineralization of in vitro dental caries assessed with polarization-sensitive optical coherence tomography. *Journal of Biomedical Optics*, 11(1), p. 014016.

## **Coeficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário**

- Joshi, M. *et al.* (2016). Techniques to Evaluate Dental Erosion : A Systematic Review of Literature. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 10(10), pp. ZE01–ZE07.
- Lenton, P. *et al.* (2012). Imaging in vivo secondary caries and ex vivo dental biofilms using cross-polarization optical coherence tomography. *Dental Materials*. The Academy of Dental Materials, 28(7), pp. 792–800.
- Levy, F. M. *et al.* (2012). The erosion and abrasion-inhibiting effect of TiF<sub>4</sub> and NaF varnishes and solutions on enamel in vitro. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 22(1), pp. 11–16.
- Maia, A. M. A. *et al.* (2016). Evaluation of dental enamel caries assessment using Quantitative Light Induced Fluorescence and Optical Coherence Tomography. *Journal of Biophotonics*, 602(6), pp. 596–602.
- Magalhães, A. C., Stancari, F. H., Rios, D., & Buzalaf, M. A. R. (2007). Effect of an experimental 4% titanium tetrafluoride varnish on dental erosion by a soft drink. *Journal of Dentistry*, 35(11), pp. 858–861.
- Mandurah, M. M. *et al.* (2013). Monitoring remineralization of enamel subsurface lesions by optical coherence tomography. *Journal of Biomedical Optics*, 18(4), pp. 046006-1–8.
- Manesh, S. K., Darling, C. L. and Fried, D. (2009). Nondestructive Assessment of Dentin Demineralization Using Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography After Exposure to Fluoride and Laser Irradiation. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials Biomed. Mater. Res.*, 90, pp. 802–812.
- Meng, Z. *et al.* (2009). Measurement of the refractive index of human teeth by optical coherence tomography. *Journal of Biomedical Optics*, 14(3), pp. 034010-1–4.
- Mota, C. C. B. O. *et al.* (2009). Application of optical coherence tomography to detect failures at the enamel dental restoration interface - An in vivo study. *CLEO/Europe - EQEC 2009 - European Conference on Lasers and Electro-Optics and the European Quantum Electronics Conference*, (January 2017).
- Mota, C. C. B. O. *et al.* (2013). Optical Coherence Tomography as an Auxiliary Tool for the Screening of Radiation-Related Caries. *Photomedicine and Laser Surgery*, 31(7), pp. 301–306.
- Mujat, C. *et al.* (2003). Optical path-length spectroscopy of incipient caries lesions in relation to quantitative light-induced fluorescence and lesion characteristics. *Applied Optics*, 42(16), p. 2979.
- Ngaothepitak, P., Darling, C. L. and Fried, D. (2005). Measurement of the severity of natural smooth surface (interproximal) caries lesions with polarization sensitive optical coherence tomography. *Lasers in Surgery and Medicine*, 37, pp. 78–88.
- Popescu, D. P. *et al.* (2008). Assessment of early demineralization in teeth using the signal attenuation in optical coherence tomography images. *J Biomed Opt*, 13(5), pp. 054053-1–17.
- Robinson, C. *et al.* (2000). The Chemistry of Enamel Caries. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 11(4), pp. 481–495.
- Schlueter, N. *et al.* (2011). Methods for the measurement and characterization of erosion in enamel and dentine. *Caries Research*, 45(SUPPL. 1), pp. 13–23.
- Schlueter N., Duran A., Klimek J., Ganss C. (2009). Investigation of the effect of various fluoride compounds and preparations thereof on erosive tissue loss in enamel in vitro. *Caries Res*, 43(1), pp. 10-16.
- Sognaes, R. F., Wolcott, R. B. and Xhonga, F. A. (1972). Dental erosion. I. Erosion-like patterns occurring in association with other dental conditions. *Journal of the American Dental Association*. Elsevier Masson SAS, 84(3), pp. 571–576.
- Sowa, M. G. *et al.* (2011). A comparison of methods using optical coherence tomography to detect demineralized regions in teeth. *Journal of Biophotonics*, 4(11–12), pp. 814–823.
- Ueno, T. *et al.* (2016). Optical analysis of enamel and dentin caries in relation to mineral density using swept-source optical coherence tomography. *Journal of Medical Imaging*, 3(3), pp. 035507-1–10.

## Coeficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário

ANEXOS

ANEXO 1- Autorização de uso das imagens.

**TERMO DE CESSÃO DE DIREITO PARA USO DE IMAGEM**

**CEDENTE:**

Ana Marly Araújo Maia Amorim, brasileira, casada, cirurgiã-dentista, carteira de identidade nº 2667928, expedida por SSP-PB, CPF nº 047312024-00, residente em Rua Ordenez Trovão de Melo, 434, Alto Branco, CEP: 58401-474, Campina Grande, Paraíba, Brasil,

doravante denominada **CEDENTE**,

**CESSIONÁRIO:**

Mônica Schaffer Lopes, brasileira, casada, cirurgiã-dentista, carteira de identidade nº 772011168, expedida por SSP-BA, CPF ° 047851974-55, residente em Rua José Gomes Ferreira, 212, Aldoar, Porto- Porto, 4150-441


doravante denominada **CESSIONÁRIA**,

Através do presente instrumento, o **CEDENTE**, de forma inteiramente gratuita, a título singular, em caráter total e definitivo, irrevogável e irretroatável, autoriza a utilização das imagens dentárias adquiridas por escaneamento da Tomografia por Coerência Óptica e Microscopia eletrônica de varredura durante pesquisa de doutorado pelo **CESSIONÁRIA**, bem como lhe cede todo e qualquer direito autoral patrimonial pela decorrente.

A autorização objeto deste termo alcança apenas o uso da imagem para os seguintes fins:

1. Uso das imagens para as medidas científicas necessárias para realização do trabalho de conclusão de curso da **CESSIONÁRIA** na Universidade Fernando Pessoa;
2. Uso dos dados obtidos das imagens, e de outros dados concebidos na pesquisa da **CEDENTE**, para publicação de trabalhos científicos em parceria com a **CESSIONÁRIA**.

Campina Grande, 25 de abril de 2019.

  
Ana Marly Araújo Maia Amorim

# Coeficiente de atenuação óptico em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário

ANEXO 2- Aprovação do Comitê de Ética em Animais.



Universidade Federal de Campina Grande  
Centro de Saúde e Tecnologia Rural  
Comissão de Ética no Uso de Animais  
Av. Santa Cecília, s/n, Bairro Jatobá, Rodovia  
Patos,  
CEP: 58700-970, Cx postal 64, Tel. (83) 3511-3045



A(o): Dr (ª). Ana Marly Araújo Maia

Protocolo CEUA/CSTR N° 252/2015

## CERTIDÃO

Certificamos para os devidos fins que o projeto intitulado "AVALIAÇÃO LABORATORIAL DA SUSCEPTIBILIDADE À EROSÃO E À PIGMENTAÇÃO DENTÁRIA EM DENTES CLAREADOS.", coordenado pelo (a) pesquisador (a) acima citado (a), obteve parecer consubstanciado pelo regulamento interno deste comitê, sendo **APROVADO**, em caráter de **AD REFEREDUM**, estando a luz das normas e regulamento vigentes no país atendidas as pesquisas para especificações científicas.

Patos, 15 de Setembro de 2017.

Maria de Fátima de Araújo Lucena  
Coordenadora do CEP/CEUA/UFCG/Patos

# Coeficiente de atenuação óptica em diferentes protocolos erosivos para esmalte dentário

ANEXO 3- Configurações do sistema de OCT utilizado no estudo (930nm).

ASOM

Spectral Radar OCT

Swept Source OCT

Video-Rate Laser Scanning Microscope

Swept Source Lasers

OCT Components

Laser Microscopy Optics

Microscopy Tools

## Microscopy and Laser Imaging

### Spectral Radar OCT Systems – Page 1 of 4




OCP930SR

**Spectral Radar OCT System Features**

- Integrated Michelson Interferometer in Probe Minimizes Mode Dispersion
- Telecentric Optics Keep the Beam Perpendicular, Eliminating Image Distortion Over a Broad Scanning
- Compact System Design Ready for OEM Applications
- Real-Time *In-situ* Imaging of Biological and Industrial Samples

The Thorlabs Spectral Radar OCT system was developed in collaboration with Thorlabs (USA) and two German-based organizations: Thorlabs Lübeck AG and the Medical Laser Center Lübeck. This system combines a broadband light source with a high-speed spectrometer to perform Fourier domain detection of the OCT interference fringe signals. The Spectral Radar OCT System is available with two imaging options: the standard handheld probe or an application-specific microscope design (info@thorlabs-hl.de). Both systems have an integrated CCD camera for sample monitoring. The handheld OCT provides high-resolution 2D imaging, while the microscope version is capable of providing 3D images. The system can be fully operational within minutes of being received.

### OCT Images of Human Skin



Palm



Finger Pad



Skin With Callous



Back of Hand

NEW



**Real-Time 2D and 3D OCT Imaging**  
Application-specific versions of the spectral radar OCT systems are available from our design team at Thorlabs HL AG.  
Please contact: info@thorlabs-hl.de.

**Standard SR Model**  
OCP930SR

- General Purpose
- Imaging Depth - 1.6mm
- Axial Resolution 6.2µm

**Enhanced Resolution SR Model**  
OCP900SR

- Ideal for Imaging Small Features Close to the Surface
- Imaging Depth - 1.1mm
- Axial Resolution 4.5µm

**Deep Imaging SR Model**  
OCP840SR

- Ideal for Larger Features and for Deep Imaging
- Imaging Depth - 3.2mm
- Axial Resolution 15µm

**Application of the Handheld Probe for *In Vivo* Human Skin Imaging**



592

www.thorlabs.com

THORLABS

Referência: <https://www.thorlabs.com/catalogpages/595.pdf/>