



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ODONTOLOGIA

EVAIR JOSINO DA SILVA

**DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO DE UM SISTEMA DE IMAGEM
FOTOACÚSTICA PARA DIAGNÓSTICO DE CÁRIE**

Recife
2020

EVAIR JOSINO DA SILVA

**DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO DE UM SISTEMA DE IMAGEM
FOTOACÚSTICA PARA DIAGNÓSTICO DE CÁRIE**

Dissertação apresentada ao Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Clínica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Anderson Stevens Leonidas Gomes

Coorientadora: Profa. Dra. Cláudia Cristina Brainer de Oliveira Mota.

Recife

2020

Catálogo na Fonte
Bibliotecária: Mônica Uchôa, CRB4-1010

S586d Silva, Evair Josino da.
Desenvolvimento e aplicação de um sistema de imagem fotoacústica para diagnóstico de cárie / Evair Josino da Silva. – 2020.
68 f.: il.; 30 cm.

Orientador: Anderson Stevens Leonidas Gomes.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco, CCS. Pós-graduação em Odontologia. Recife, 2020.
Inclui referências e anexos.

1. Técnicas fotoacústicas. 2. Diagnóstico por imagem. 3. Cárie dentária. I. Gomes, Anderson Stevens Leonidas (Orientador). II. Título.

617.6 CDD (20.ed.) UFPE (CCS2020-059)

EVAIR JOSINO DA SILVA

**DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO DE UM SISTEMA DE IMAGEM
FOTOACÚSTICA PARA DIAGNÓSTICO DE CÁRIE**

Dissertação apresentada ao Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Aprovada em: 20 de fevereiro de 2020.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Bruna de Carvalho Farias Vajgel (Examinadora Interna)
Universidade Federal de Pernambuco

Profa. Dra. Andrea dos Anjos Pontual (Examinadora Interna)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Emery Cleiton Cabral Correia Lins (Examinador Externo)
Universidade Federal de Pernambuco

Dedico este trabalho aos meus pais, Mônica Maria da Silva e Edelson Josino da Silva, por sempre priorizar minha educação. Minhas vitórias nada mais são que resultado das renúncias diárias de vocês.

Dedico também ao meu padrinho, Antônio Fabio da Silva, pelo seu apoio incondicional.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Mônica e Edelson Silva, por me oferecem todas as experiências que me fizeram ser quem sou. Obrigado por sempre me apoiarem a buscar novos caminhos, mesmo que isso represente a abdicação das necessidades da nossa família. Nunca será possível expressar o quanto sou grato por tudo.

A minha irmã, Maria das Dores Silva, minha motivação diária para não desistir dos meus sonhos. Tudo isto é para você, Inha. Te amo.

Ao meu padrinho Antônio Fabio da Silva, por todo suporte dado a mim e aos meus pais durante esta fase. Não seria possível estar aqui sem sua ajuda.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Anderson Gomes, por ser um líder nato que inspira e sempre extrai o melhor dos seus alunos. Um verdadeiro exemplo de excelência na pesquisa e humildade. Me sinto um privilegiado de ser seu orientando. Sem seu entusiasmo, incentivo e otimismo esta dissertação dificilmente teria sido concluída.

A minha coorientadora, Profa. Dra. Cláudia Mota, por abrir o caminho da vida acadêmica na minha carreira, ainda durante minha graduação. Expresso minha gratidão pelo apoio contínuo, assistência prestada nesta pesquisa e principalmente por sua paciência comigo durante estes dois anos do mestrado.

Ao Dr. Avishek Das por todas suas valiosas sugestões durante o planejamento e execução desta pesquisa. Sua disposição de dedicar tempo com tanta generosidade foi crucial para os objetivos deste projeto serem alcançado.

Aos membros do Laboratório de Fotônica e Biofotônica (LABFOTON) do Departamento de Física. A convivência com físicos, engenheiros e químicos me trouxe um enorme crescimento como pesquisador. Obrigado por muitas vezes fazerem papel da minha família quando ela estava distante. Em especial agradeço a Vanda Carneiro, Audrey Nunes, Gisele Camboim, Cecília Falcão, Daniella Lopes, Kamylla Yolanda e Pollyana Alencar pela amizade e companheirismo.

Aos técnicos de laboratório do Departamento de Física por toda disponibilidade e suporte.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, seu corpo docente e todos os colaboradores que estiveram presentes nesses anos.

Aos Professores do Curso de Odontologia da UFPE, Cláudio Heliomar, Renata Pedrosa, Daene Costa e Paulo Fonseca por me receberem gentilmente em suas disciplinas durante o estágio docência e me reparassem tão bem o ofício que é ser professor.

Sou eternamente grato todos meus colegas de turma de pós-graduação, que fizeram este percurso ser mais leve e divertido.

Quero expressar minha gratidão a Andressa Alves, primeira amiga que fiz em nessa jornada. Seu apoio, companheirismo e conselhos ao longo do mestrado foram de extrema importância. Sei que vamos levar essa amizade por resto da vida. Obrigado por fazer tanto por mim!

A Caio Belém, por sua amizade, palavras de incentivo e recomendações na execução da pesquisa e toda supervisão na Radiologia. Obrigado por tanta maestria e generosidade em repassar seus conhecimentos e experiência. Você vai longe, meu amigo!

À Universidade Federal de Pernambuco, na pessoa do seu reitor, Prof. Dr. Alfredo Macedo Gomes.

À Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia do Estado de Pernambuco pela bolsa concedida que permitiu dedicação exclusiva ao mestrado, e adicionalmente a FACEPE/CNPq e o MCTIC que financiaram o PRONEX e o INCT-INFO que forneceram os equipamentos necessários nessa pesquisa.

Ao Centro Universitário Tabosa de Almeida (ASCES-UNITA) na pessoa da Pró-Reitora Acadêmica Marileide Oliveira pela disponibilidade do uso das dependências e equipamentos do Laboratório de Biofotônica e Materiais Aplicados à Saúde da instituição e ao Prof. João Manoel Silva Filho, coordenador do Banco de Dentes Humanos.

A todas as pessoas que colaboraram indiretamente na execução desta pesquisa.

RESUMO

O diagnóstico de cárie é realizado tradicionalmente através combinação da exploração visual e exame radiográfico, todavia propiciam baixa sensibilidade para lesões cariosas incipientes. Novos métodos de detecção, como a fotoacústica, estão sendo desenvolvidos para superar esta limitação. A imagem fotoacústica (PAI, sigla em inglês para Photoacoustic Imaging) é uma modalidade de imagem híbrida, baseada nas propriedades ópticas da luz com a alta resolução e penetração do ultrassom. O presente estudo investigou a aplicabilidade de um sistema de PAI com LASER visível e infravermelho próximo no diagnóstico de cárie incipiente de superfícies oclusais. Foram utilizados 15 dentes classificados em três grupos: dentes sadios, cárie incipiente e cárie avançada. Um laser Q-switched Nd:YAG com comprimento de onda seletivo de 532 nm e 1064 nm foi empregado como fonte de irradiação primária, para irradiar perpendicularmente a região de interesse das amostras imersas em um recipiente de água. Um transdutor ultrassônico com frequência de 5 MHz detectou os sinais acústicos gerados. Um motor de passo foi usado para mover as amostras nos eixos X e Y permitindo o escaneamento toda a superfície oclusal do dente. Os dados foram capturados por um osciloscópio e transferidos para o computador para reconstrução da imagem. Nos dois comprimentos de onda, as imagens fotoacústicas reconstruídas revelam uma maior intensidade do sinal fotoacústico nas regiões das lesões de cárie avançada, seguidas pelas lesões incipientes, enquanto as superfícies sadias apresentam um sinal fotoacústico bem menor, quando comparado às regiões com cárie. Os resultados são promissores e confirmam o potencial da aplicação da imagem fotoacústica como uma ferramenta complementar na pesquisa de lesões cariosas incipientes, que representa um dos principais desafios no diagnóstico precoce.

Palavras-chave: Técnicas fotoacústicas. Diagnóstico por imagem. Cárie dentária.

ABSTRACT

Caries diagnostic is traditionally performed through a combination of visual inspection and radiography; however, they provide low sensitivity for incipient carious lesions. New detection technologies, such as photoacoustics, have been developed in a way to overcome this limitation. Photoacoustic Imaging (PAI) is a hybrid imaging modality based on the rich optical contrast of the laser with high ultrasonic resolution. The present study investigated the applicability of a lab-made PAI system operating in the visible and near-infrared regimes for incipient caries diagnostic. 15 extracted teeth were divided into three groups: sound teeth, incipient caries, and advanced caries. A Q-switched Nd:YAG laser with selective wavelength of 532 nm and 1064 nm was employed as a primary irradiation light source, to perpendicularly irradiate the region of interest of the dental sample immersed in a custom build water recipient. An ultrasonic transducer with 5 MHz frequency detected the acoustic signals. A stepper motor was used to move the samples on the X and Y-axes and allowed to scan the entire top surface of tooth. Acoustic data were captured by an oscilloscope and transferred to the computer for image reconstruction. At both wavelengths, PAI is more effective to detect advanced caries. The reconstructed photoacoustic images revealed a greater intensity of the photoacoustic signal could be observed in caries lesion regions, followed by incipient lesions, whilst sound surfaces showed insignificant photoacoustic signal. The results are promising and corroborate the potential of PAI applying as a complementary tool in the investigation of incipient carious lesions, which represents one of the main challenges in early diagnosis.

Keywords: Photoacoustic techniques. Diagnostic imaging. Dental caries.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Aspecto final da amostra: dente com a inclusão da sua porção radicular em resina acrílica. Fonte: Arquivo pessoal.....	20
Figura 2 -	(a) Diagrama esquemático do sistema de PAI. (b) Aquisição dos dados e processamento de imagem no software LabVIEW. Fonte: Arquivo pessoal.....	22

Artigo

Figure 1 -	(a) Schematic diagram of lab-made PAI system. (b) Data acquisition and image reconstruction program in LabVIEW.....	35
Figure 2 -	PAI of sound and carious teeth at 532 nm and 1064 nm with 5 MHz photoacoustic detector. The rows represent the sound tooth (a-c); incipient caries (d-f); and advanced caries (g-i) groups. The two central columns show the corresponding PAI at 532 nm (center-left), whereas the center-right row shows the 1064 nm generated images.....	36
Figure 3 -	Clinical, radiographic, 2D cross-section scan and 3d volumetric OCT images of samples. Clinical appearance of sound tooth (a), incipient (e) and advanced caries (i). Digital radiography can be showed in (b), (f) and (j). The third column shows the volumetric OCT of surfaces of sound tooth (c), incipient (g) and (k) advanced caries. On the side, its present the cross-sectional view of sound (d), incipient (h) and advanced caries (l), respectively. The region of interest in all figures of incipient caries are indicated by a dashed circle.....	37
Figure 4 -	Peak to Peak voltage for the depth in which the PA signal in a tooth with incipient caries with the laser beam directed at the lesion areas (black and red lines) and in a sound area (blue and	

green lines) under the laser wavelength of 532 nm and 1064
nm.....

38

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ANSI	Do inglês, American National Standards Institute (Instituto Nacional Americano de Normas)
ASCES-UNITA	Centro Universitário Tabosa de Almeida
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
CH1	Do inglês, Channel 1 (canal 1)
CH2	Do inglês, Channel 2 (canal 2)
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
DSO	Do inglês, Digital storage oscilloscope (Osciloscópio digital)
FACEPE	Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia do Estado de Pernambuco
i.e.	Do latim, <i>id est</i> (isto é)
ICDAS	Do inglês, International Caries Detection and Assessment System (Sistema Internacional de Detecção e Avaliação de Cárie)
INCT	Institutos Nacionais de Ciência e Tecnologia
INFO	Instituto Nacional de Fotônica
LASER	Do inglês, Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (Amplificação da luz por emissão estimulada de radiação)
LED	Do inglês, Light Emitting Diode (Diodo Emissor de Luz)
MCTIC	Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações
Nd:YAG	Do inglês, Neodymium-doped yttrium aluminium garnet (Neodímio:ítrio alumínio granada)

OCT	Do inglês, Optical Coherence Tomography (Tomografia por Coerência Óptica)
PA	Do inglês, Photoacoustic (Fotoacústica)
PAI	Do inglês Photoacoustic Imaging (Imagem Fotoacústica)
PAT	Do inglês, Photoacoustic Tomography (Tomografia Fotoacústica)
PRONEX	Programa de Apoio aos Núcleos de Excelência
PSP	Do inglês, Photostimulable phosphor plates (Placa de fósforo fotoestimulada)
ROI	Do inglês, Region of interest (Região de interesse)
SD	Do inglês, Spectral Domain (Domínio Espectral)
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco

LISTA DE SÍMBOLOS

~	Aproximadamente
®	Marca registrada
°	Graus
µm	Micrometros
cm	Centímetros
Hz	Hertz
kHz	Quilohertz
kVp	Quilovoltagem pico
mA	Miliamperagem
MHz	Megahertz
mJ	Milijoules
mm	Milímetros
nm mW	Miliwatt

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	OBJETIVOS	18
2.1	Geral.....	18
2.2	Específicos	18
3	METODOLOGIA	19
3.1	Considerações Éticas.....	19
3.2	Seleção e preparo das amostras.....	19
3.3	Radiografia e OCT.....	20
3.4	Sistema Fotoacústico e processamento de imagem	21
4	RESULTADOS.....	24
4.1	Photoacoustic Imaging of incipient caries in the visible and near-infrared regime.....	24
5	CONCLUSÕES	44
	REFERÊNCIAS.....	45
	ANEXO A – PARECER CONSUBSTANCIADO CEP.....	50
	ANEXO B – CARTA DE DOAÇÃO DO BANCO DE DENTES	56
	ANEXO C – NORMAS DE SUBMISSÃO.....	57
	ANEXO D – ANAIS SNNPQO.....	62
	ANEXO E – MENÇÃO HONROSA SNNPQO.....	64
	ANEXO F – ANAIS SBPQO.....	65
	ANEXO G – APRESENTAÇÃO XXXIV ENCONTRO DE FÍSICOS DO NORTE E NORDESTE	67
	ANEXO H – APRESENTAÇÃO XIV SIMPÓSIO DE LASERS E SUAS APLICAÇÕES	68

1 INTRODUÇÃO

A cárie dentária promove a perda mineral progressiva dos tecidos mineralizados, e é dependente da presença de biofilme, dieta, susceptibilidade e tempo. A cárie progride silenciosamente até que as alterações provocadas no esmalte sejam clinicamente visíveis iniciando com uma lesão de mancha branca. Se a doença não for controlada, levará à destruição tecidual (CURY; TENUTA, 2009).

O diagnóstico de lesões cariosas se dá rotineiramente através da combinação dos métodos visual e tátil/explorador associado ao exame radiográfico, este último com baixa sensibilidade para detecções de lesões incipientes (GOMEZ, 2015). A detecção de caries incipientes é desafiadora. Por isso, sua detecção precoce se faz importante à medida em que torna possível a interceptação correta da doença e seus sinais clínicos, adotando procedimentos preventivos e/ou mais conservadores que favorecem o processo de remineralização e evitam a progressão da doença ao estágio de cavitação (AMAECHI, 2009; MELO *et al.*, 2017; PITTS *et al.*, 2017).

Neste contexto que se insere a busca de novas tecnologias de diagnóstico de cárie com maior precisão e menor invasividade, quando comparadas aos métodos convencionais. Nos últimos anos, houve um crescente interesse por métodos baseados em fenômenos ópticos como transiluminação de fibra ótica (ABOGAZALAH; ECKERT; ANDO, 2019; LAITALA *et al.*, 2017), transiluminação com infravermelho próximo (ABDELAZIZ *et al.*, 2018; MELO *et al.*, 2019; TASSOKER; OZCAN; KARABEKIROGLU, 2019), imagem por fluorescência (FELIX GOMEZ; ECKERT; FERREIRA ZANDONA, 2016; JUNG *et al.*, 2018) e reflexão e refração de LED (NEUHAUS *et al.*, 2015). Ainda se destaca a tomografia de coerência óptica (OCT, sigla em inglês para Optical Coherence Tomography) (CARA *et al.*, 2014; DE OLIVEIRA MOTA *et al.*, 2013; FRIED *et al.*, 2013; GOMEZ, 2015) e, mais recentemente, a imagem fotoacústica (PAI) (CHENG *et al.*, 2016; KOYAMA; KAKINO; MATSUURA, 2018).

OCT permite a obtenção de imagens de materiais e/ou tecidos biológicos de forma não invasiva em escala micrométrica. De forma análoga aos “ecos” da imagem de ultrassom, o OCT utiliza ondas na faixa do infravermelho próximo, entre 800 nm e 1300 nm. Sua ação é baseada na interação da energia luminosa aplicada sobre a

amostra, que poderá sofrer espalhamento, reflexão, absorção ou fluorescência, observando-se, ainda, a energia emitida pela amostra em questão (MOTA, 2014). Esse método foi introduzido na década de 90 e tem se tornado popular como técnica de diagnóstico nas últimas duas décadas (FUJIMOTO; SWANSON, 2016). Um dos limites da utilização do OCT é a baixa profundidade de propagação da luz, da ordem de 1-3mm, gerando imagens não tão profundas do objeto de estudo (SHIMADA *et al.*, 2015).

Métodos com maior capacidade de penetração da luz buscam superar essa limitação, a exemplo da PAI, uma tecnologia emergente para formação de imagens de forma não invasiva e não ionizante de estruturas biológicas e biomateriais (ZHOU; YAO; WANG, 2016). Trata-se de uma modalidade híbrida baseada na geração de ondas acústicas estimuladas por uma fonte de luz pulsada. A imagem é formada através da absorção da luz pelas moléculas do tecido irradiado, gerando uma diferença na pressão induzida termicamente que resulta em ondas ultrassônicas, que são lidas por um receptor acústico para formar a imagem (TREEBY; COX, 2010).

A técnica fotoacústica pode ser considerada como uma imagem ultrassonográfica em que o contraste não depende exclusivamente das propriedades mecânicas e elásticas do tecido, mas também de suas propriedades ópticas, especificamente a absorção óptica. Esta imagem pode ser formada em uma ampla gama de escalas de profundidade de penetração, indo de micrometros a centímetros com resolução espacial escalável (BEARD, 2011). Por esta razão, os sistemas de imagem fotoacústica permitem detectar objetos que vão desde organelas a órgãos humanos ou todo o corpo de animais pequenos (WANG; HU, 2012).

Atualmente, a PAI é aplicada em diferentes áreas tais como a Cardiologia, Dermatologia, Oncologia, Oftalmologia, Hematologia e Neurologia (BEARD, 2011; WANG; YAO, 2016; ZHOU; YAO; WANG, 2016). A pesquisa da aplicação de sistemas de imageamento fotoacústico na Odontologia encontra em estágio inicial e está voltado para a Cariologia (RAO *et al.*, 2011), Periodontia (LIN *et al.*, 2018; MOORE *et al.*, 2018), Endodontia (YAMADA; KAKINO; MATSUURA, 2016) e na Implantodontia (LEE; KIM; PARK, 2018).

Diante disto, o objetivo desta pesquisa foi avaliar o diagnóstico de lesões cariosas incipientes oclusais através de um sistema de imagem fotoacústica com dois comprimentos de onda luz visível e infravermelho próximo.

2 OBJETIVOS

2.1 Geral

Avaliar o diagnóstico de lesões cáries oclusais através da imagem fotoacústica, comparando-as com a tomografia por coerência óptica e radiografia digital.

2.2 Específicos

- Montar um sistema de imageamento fotoacústico com fonte de irradiação primária de luz visível (532 nm) e infravermelho próximo (1064 nm) para uso em estudos in vitro;
- Verificar a capacidade da PAI na identificação de lesões cáries incipientes oclusais e seu comportamento no esmalte sadio;
- Comparar os achados das imagens fotoacústicas dos grupos estudados com imagens de tomografia por coerência óptica e radiografia digital.

3 METODOLOGIA

3.1 Considerações Éticas

Este estudo experimental laboratorial foi realizado após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFPE (Número do Parecer: 2.989.712) (ANEXO A).

3.2 Seleção e preparo das amostras

Foram obtidos 15 molares permanentes por meio de um Banco de Dentes (Centro Universitário Tabosa de Almeida - ASCES-UNITA, Caruaru, Pernambuco, Brasil) (ANEXO B), separados em três grupos através do exame visual, de acordo com a categorização do ICDAS (Sistema Internacional de Detecção e Avaliação de Cárie) (EKSTRAND *et al.*, 2018): [1] Dentes sadios, que não apresentam evidência de lesão cariosa; [2] Cárie incipiente, dentes que contem lesões incipientes que representa o início do processo de desmineralização dentária, visto como uma opacidade ou descoloração visível do esmalte não consistente com o aspecto clínico do esmalte sadio; e [3] Cárie avançada, que representa o estágio em que há cavitação da dentina.

Os dentes foram incluídos em resina acrílica incolor quimicamente ativada (Jet Clássico, São Paulo, Brasil) com a superfície oclusal paralela ao solo (Figura 1) pela porção radicular, permanecendo as coroas expostas. todo o experimento, os dentes foram mantidos em água deionizada e refrigerados para evitar rachaduras e fraturas, conforme preconizado por CHENG *et al.*, 2016.

Figura 1 - Aspecto final da amostra: dente com a inclusão da sua porção radicular em resina acrílica.



Fonte: O autor, 2020.

3.3 Radiografia e OCT

Os dentes foram avaliados por radiografia digital, para comparação qualitativa da sensibilidade de detecção de cárie da técnica radiográfica com a PAI. Para tal, foi utilizado o aparelho de raios-x Focus Intraoral (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finlândia), operando a 70 kVp e 7 mA associado a placa de fósforo fotoestimulada (PSP, sigla em inglês para Placa de fósforo fotoestimulada), com uma distância foco-filme padronizada a 30 cm. O tempo de exposição foi 0,3 segundos, definido via estudo piloto prévio. O scanner Digora Optime® (Soredex, Tuusula, Finlândia) fez a leitura da PSP e a imagem final foi apresentada no programa CLINIVIEW (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finlândia).

As amostras também foram escaneadas através de OCT, para determinação da presença ou não das lesões incipientes (CARA *et al.*, 2014; FRIED *et al.*, 2013), uma técnica de imagem baseada nas propriedades de retroespalhamento e reflexão da luz incidente em tecidos biológicos, que fornece informações detalhadas das estruturas em análise (FUJIMOTO, 2003; HUANG *et al.*, 1991).

Neste experimento, dois modelos comerciais de OCT foram empregados, ambos operando em Domínio Espectral (SD-OCT). As imagens transversais 2D foram capturadas no OQ LabScope (Lummedica, Durham, EUA), que utiliza como fonte de irradiação primária uma luz com comprimento de onda central de 840 nm, penetração de 7 µm no ar e 5 µm em tecidos, gerando imagens de 512 x 512 pixels.

Para reconstruções volumétricas 3D foi empregado o OCT Ganymede (Thorlabs Inc., Nova Jersey, EUA), com 930 nm de comprimento de onda central, 100

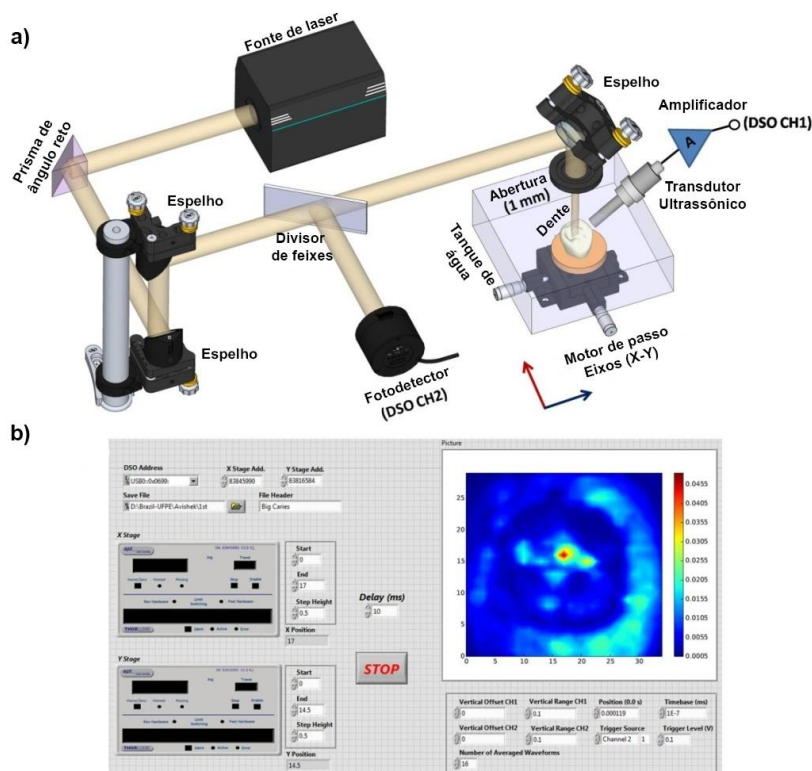
nm de largura de banda espectral, potência máxima de saída de 5 mW e resolução axial de 5 μ m. As imagens 3D foram compostas por 512 A-scans por comprimento e largura de volume (eixos X e Y) e 1024 pixels por altura de volume (eixo Z), o que corresponde a uma varredura volumétrica de 5 mm x 5 mm x 2,8 mm.

Tanto para o escaneamento transversal (2D) quanto volumétrico (3D) as amostras foram posicionadas paralelamente ao feixe de luz. A análise foi realizada ao longo da região de interesse (ROI, sigla em inglês para Region of interest) da superfície oclusal, para identificar a presença (ou não) do processo de desmineralização.

3.4 Sistema Fotoacústico e processamento de imagem

O diagrama esquemático do sistema de imagem fotoacústica desenvolvido no Laboratório de Fotônica e Biofotônica da UFPE é mostrado na Figura 2 (a). A configuração do sistema foi baseado em estudos prévios que aplicaram a PAI em dentes humanos (CHENG *et al.*, 2016; KIM *et al.*, 2006). Como fonte de irradiação incidente foi utilizado um laser pulsado Q-switched Nd:YAG (Continuum Surelite II-10) com comprimento de onda seletivo de 532 nm e 1064 nm, largura de pulso de 4-6 ns e uma taxa de repetição de 10 Hz. O diâmetro medido do feixe de laser foi de aproximadamente 7 mm.

Figura 2 - (a) Diagrama esquemático do sistema de PAI. (b) Aquisição dos dados e processamento de imagem no software LabVIEW.



Fonte: O autor, 2020.

O feixe pulsado foi elevado a uma certa altura através de prisma de ângulo reto e múltiplos conjuntos de espelhos. Uma parte desse feixe foi dividido com um divisor de feixe e alimentado a um fotodetector que foi empregado para acionar o canal 2 (CH2) do osciloscópio de armazenamento digital de 200 MHz (DSO) (TDS 2024B, Tektronix, Beaverton, EUA). O feixe remanescente foi refletido para baixo com um espelho controlado, como mostrado na Figura 2 (a). Para aumentar a resolução da medição do PAI, o diâmetro do feixe foi reduzido para 1 mm. Nesta fase, a densidade máxima efetiva do feixe de trabalho foi mantida em 17 mJ/cm^2 , que é inferior ao limite de segurança de 20 mJ/cm^2 definido pelo American National Standards Institute (ANSI, 2014). A amostra foi montada em um suporte e colocada dentro de um tanque com água destilada. Toda essa montagem foi colocada sobre um motor de passo X-Y (Z625 (B); MTS50-Z8, Thorlabs Inc., Nova Jersey, EUA) controlado por computador.

Os sinais fotoacústicos foram adquiridos empregando um transdutor ultrassônico do tipo imersão (V310-N-SU, Olympus, Waltham, EUA) com frequência central de 5 MHz. O transdutor foi parcialmente imerso na água, apontando para a interface feixe laser-dente em 45° , para um acoplamento acústico ideal à amostra.

Para obter um sinal fotoacústico significativo para geração de imagens, um amplificador de sinal de banda larga fabricado em laboratório foi usado para aprimorar o sinal de saída do transdutor e, finalmente, foi alimentado no canal DSO 1 (CH1).

Para obter uma reconstrução ideal da imagem, os motores de passo e o DSO foram conectados à uma programação customizada no programa LabVIEW, mostrada na figura 2 (b). Os estágios X e Y foram deslocados com passos de 0,5 mm e os dados do sinal fotoacústico da superfície oclusal da amostra foram registrados com CH1. O sinal da tensão fotoacústica no CH1 foi calculada com média de 16 vezes para remover o ruído e a amplitude de sinal pico a pico registrada para cada deslocamento. Em seguida este dado foi inserido numa matriz bidimensional (2D) no programa. Finalmente, este conjunto de dados 2D foi empregado pelo programa para gerar automaticamente o gráfico de contorno do mapa de cores da respectiva amostra, como mostra a figura 2 (b).

4 RESULTADOS

Os resultados obtidos nesta pesquisa estão descritos na forma de artigo intitulado *Photoacoustic Imaging of incipient caries in the visible and near-infrared regime* a ser submetido na Dentomaxillofacial Radiology, na seção 5.1. De forma geral, nos dois comprimentos de onda as imagens fotoacústicas reconstruídas revelam uma maior intensidade do sinal fotoacústico nas regiões das lesões de cárie avançadas, seguidas pelas cáries incipientes, enquanto os dentes sadios apresentam um sinal fotoacústico insignificante.

Ainda são apresentados nesta dissertação os trabalhos desenvolvidos paralelamente, com envolvimento direto do presente autor, durante o mestrado. Os trabalhos apresentados na XX Reunião Anual da Sociedade Nordeste Norte de Pesquisa Odontológica SNNPqO, intitulados: [1] *Análise in vitro da interface dente-restauração com sistemas adesivos autocondicionantes*; [2] *Radiopacidade de resinas bulk fill com diferentes sensores digitais*; e, [3] *Clareamento dental com PC 16% x cor do sorriso: análise da satisfação do paciente*, estão apresentados no ANEXO D. Neste evento, o trabalho *Radiopacidade de resinas bulk fill com diferentes sensores digitais* recebeu menção honrosa (ANEXO E).

Na 36ª Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, foram apresentadas as seguintes pesquisas: [1] *Influência do laser de Nd:YAG e fluoterapia na desmineralização do esmalte e resistência ao cisalhamento de braquetes linguais*; e, [2] *Influência do agente cimentante na adesão de pinos: ensaio push-out e análise em microscopia eletrônica de varredura de baixa* (ANEXO F).

Os resultados preliminares do estudo com PAI foram apresentados no XXXIV Encontro de Físicos do Norte e Nordeste e no XIV Simpósio de Lasers e suas Aplicações, com o título: *Development of a photoacoustic measurement system and its application in dentistry* (ANEXOS G e H).

4.1 Photoacoustic Imaging of incipient caries in the visible and near-infrared regime

Running title:

Photoacoustic imaging of carious lesions

Type of manuscript:

Research article

Photoacoustic Imaging of incipient caries in the visible and near-infrared regime

Objectives: Caries detection can be realized visually or technologically aided. Analog or digital X-ray radiography is the most employed technology, although optical or hybrid methods, such as photoacoustics (PA), are being sought for clinical applications. This study aims to demonstrate the presence of dental caries through the photoacoustic system with visible and near-infrared wavelengths, highlighting the differences between the two spectral regions. It was also verified the depth at which carious tissue could be detected.

Methods: 15 permanent molars were selected and classified as sound, incipient and advanced caries, by visual inspection, radiography, and optical coherence tomography analysis, prior to photoacoustic scanning. A lab-made photoacoustic imaging system operating with nanosecond pulsed laser as the light excitation source at either 532 nm or 1064 nm, and acoustic transducer at 5 MHz was used. En-face and lateral (depth) photoacoustic signals were detected.

Results: The results confirmed the potential of the photoacoustic method to detect incipient ones, more difficult to detect. At both wavelengths, PA is effective to detect incipient and advanced caries. The reconstructed photoacoustic images confirmed that a higher intensity of the photoacoustic signal could be observed in lesioned regions, whilst sound surfaces showed much less photoacoustic signal. PA signal at depth up to 4 mm at both 532 nm and 1064 nm was measured.

Conclusion: The results presented here are promising and corroborate that photoacoustic can be applied as a diagnostic tool in caries research. New studies should be concentrated on developing a clinical model of PAI applications to dentistry, including soft tissues. The use of LEDs instead of LASERS will make the PAI system more flexible and user-friendly, together with detector miniaturization, already technologically available.

Keywords: Diagnostic Imaging; Dental caries; Photoacoustic Techniques.

INTRODUCTION

Dental caries cause irreversible progressive demineralization in the hard tissues of the tooth. It grows silently until changes in enamel are clinically visible. If left unchecked, the tissue destruction will not be avoided.¹ Therefore, its early detection is important, since it makes the correct interception of the disease and its clinical signs easier using preventive and/or more conservative procedures.^{2,3}

Traditionally, caries are diagnosed through visual inspection and dental radiographs are complementarily employed. However, visual inspection is a subjective method in which the professional's experience directly influences the diagnosis; on the other hand, it is necessary a certain level of demineralization for tissue to be visible on the radiograph.^{4,5}

Due to these limitations, the last few years have seen an increased interest in the development of new methods of caries diagnosis with highly accurate and less invasive, as transillumination, fluorescence-based image, optical coherence tomography (OCT), and photoacoustics(PA).⁶⁻¹³

In the early 1980', Alexander Graham Bell,^{14,15} Tyndall,¹⁶ and Röntgen,¹⁷ independently discovered the effect which is nowadays known as PA. Bell found out that materials can emit sound waves when illuminated by modulated light and identified that the intensity of the emitted sound was wavelength-dependent, and therefore attributed to an optical absorption process. Later in 1977, Hordvik and Schlossberg used the PA technique to measure the absorption coefficient in solid samples with high sensitivity.¹⁸

Since then, PA has been exploited in a myriad of applications, leading to PA sensing, PA spectroscopy, PA tomography (PAT) or PA imaging (PAI), as methods to imaging materials and biomaterials in a noninvasive way.^{19–23} As pointed out in Li,²² photoacoustic tomography can cover from to micro to the macroworld, with spatial resolution ranging from 100's of nm to 1mm, and penetration depths from 10 μ m to 10 cm. Furthermore, the same author reported imaging results in bio tissues from cells to human organs.²²

In Dentistry, PA methods have been demonstrated in studies of caries diagnostics,^{13,24–27} periodontology,^{28,29} dental implants,³⁰ and blood detection in dental pulp.³¹ Given the potential of the method as a noninvasive imaging technique, its exploitation in dentistry is still in its initial, with pioneer work dating from 2006.²⁴ This fact led us to develop the work reported here, aiming at further studies of dental caries detection using photoacoustic imaging (PAI).

After developing the PAI system, two different wavelengths were employed, 532 nm and 1064 nm, as the linear absorption differs as the wavelength changes.

The purpose of this study is to examine the presence of incipient and advanced caries through the PAI system with visible and near-infrared wavelengths.

METHODS

This experimental laboratory study was carried out after approval by the Ethics Committee on Humans Research (Process number 2.989.712) of Universidade Federal de Pernambuco, Pernambuco, Brazil, in accordance with the Helsinki Declaration.

Sample preparation

Fifteen permanent molars teeth were obtained from a teeth bank (Centro Universitário Tabosa de Almeida, Caruaru, Pernambuco, Brazil), analyzed by visual inspection, and divided into three groups: five sound teeth; five incipient caries, which represents the beginning of the pathological process, still without cavitation; and advanced caries, representing the stage in which dentin involvement is evident. The

sample characterization criteria employed were following the International Caries Detection and Assessment System categorization.³²

The teeth had their root portion included with colorless self-curing acrylic resin (Jet Clássico, São Paulo, SP, BR) in a matrix with the occlusal surface parallel to the ground, aiming to standardize the sample positioning during PAI and OCT scanning. Then the samples were kept in deionized water under refrigeration to avoid cracks and fractures until the end of the experiment.

Radiography and Optical Coherence Tomography

Teeth were evaluated by digital radiography, taken using Focus Intraoral x-ray (Instrumentarium Dental, Finland), with 70 kV/7mA and a phosphor-plate (PSP) and the focus-film distance of 30 cm. The exposure time was 0.3 seconds, defined by a previous pilot study. The sensor was reading by digital system Digora Optime scanner (Soredex, Finland), and the image was generated for each tooth in PSP using the CLINIVIEW software.

Teeth also scanned by optical coherence tomography, an imaging technique based on the backscattering and reflecting properties of incident light on the samples, which provides depth information of the structures under analysis.^{10,12,33,34}

For this experiment, two commercial OCT system was employed, both operating in the Spectral Domain (SD-OCT). Cross-sectional 2D images were acquired by OQ LabScope (Lumedica, Duhram, USA), using a light source with 840 nm of central wavelength, depth resolution 7µm in air and 5 µm in tissue, generated image with size 512 x 512 pixels.

For volumetric 3D images Ganymede OCT (Thorlabs Inc., New Jersey, USA) was used, by using a super luminescent diode as light source, with 930 nm of central wavelength, 100 nm of spectral bandwidth, maximum output power of 5 mW, and axial resolution 5 µm. The axial resolution determines the spatial resolution of the measured biostructure.

Cross-sectional 2D and volumetric 3D images were obtained from the occlusal surface of teeth, aiming to verify the presence of incipient caries, as seen in the PAI images. For both 2D and 3D scanning, the samples were positioned perpendicular to

the beam light, in both systems. The analysis was performed along the region of interest (ROI) of the occlusal surface, to identify the presence (or not) of demineralization process.

Photoacoustic imaging system and processing

The schematic diagram of lab-made photoacoustic imaging system, based on previous studies, is shown in Figure 1a.^{13,24} For the incident pulsed light beam source, a Q-switched Nd:YAG laser (Continuum Surelite II-10) with selective wavelength of 532 nm and 1064 nm, pulse width of 6 ns, and a repetition rate of 10 Hz was employed for this work. The laser beam diameter was measured to be ~ 7 mm.

This pulsed beam was elevated to a certain height with right-angle prism and multiple mirror assemblies. A part of this beam was divided with a beam splitter and fed to a photodetector which was employed for triggering the 200 MHz digital storage oscilloscope (DSO) (TDS 2024B, Tektronix, Beaverton, USA). The remaining beam was reflected downwards with a controlled mirror as shown in the Figure 1. In order to increase the resolution of the PAI measurement, the beam diameter was decreased to 1 mm with a pinhole arrangement. At this stage, the effective maximum working beam density was maintained at 17 mJ/cm², which is lower than the safety limit of 20 mJ/cm² set by American National Standards Institute (ANSI)³⁵.

The tooth sample was mounted on a holder and was placed inside a distilled water tank. This entire assembly was placed over a computer controlled motorized X-Y (Z625 (B); MTS50-Z8, Thorlabs Inc., New Jersey, USA) translation stage. The photoacoustic signals were acquired by employing an immersion type ultrasonic transducer (V310-N-SU, Olympus, Waltham, USA) with center frequency of 5 MHz. The transducer was partially immersed into the water pointing at the laser beam-tooth interface at 45° for optimum acoustic coupling to the sample. Alternatively, for depth measurements, the photoacoustic detector was placed on the tooth side and moved vertically from top to bottom with computer-controlled Y-axis translation stage. To achieve significant PA signal for imaging, a lab-made broadband signal amplifier was used to enhance the transducer output signal and was finally fed to the DSO channel 1 (CH1).

For the image reconstruction, the translation stages and DSO were interfaced with custom-build LabVIEW programming which is shown in Figure 1b. The X and Y stages were translated with 0.5 mm steps and PA data from the top surface of tooth sample were recorded with CH1. The PA voltage signal in CH1 was averaged 16 times in order to remove the noise and the recorded peak-to-peak signal amplitude for every translation was fed to a 2-dimensional (2D) array of dataset in the program. Finally, such 2D dataset was employed by the program to generate the color map contour plot of the respective sample automatically.

RESULTS

With the automated PAI system, en-face images and depth measurements were obtained at both 532 nm and 1064 nm pulse excitation wavelengths. Figure 2 shows an example of the PAI results for excitation at 532 nm and 1064 nm, for sound tooth, and tooth with incipient and advanced caries. Also, shown in the Figure 3 are the radiographic and OCT results.

The PAI of all teeth were acquired and background noise was filtered out. The solid white outline in all the PAI was manually constructed in order to mimic the respective tooth shape.

The color map contour PAI for all tooth with 532 nm excitation are plotted in Figure 2b, 2e and 2h. To understand the effect of caries density on the PA signal, the PAI data for all the sample was normalized with the maximum PA voltage signal of the carious sample. The PAI contour of sound tooth shows no change of photoacoustic signal throughout the entire tooth surface which indicates the absence of dental caries. However, the incipient caries PAI in Figures 2e showed significant amount of scattered photoacoustic signals, shown as the red color in the false color scale. Likewise, the PAI contour in Figure 2h shows highly dense photoacoustic signal which confirms the presence of huge amount of dental caries in the tooth sample. The maximum amount of normalized PA signal is obtained to be 1 since the maximum value of the PA voltage was 48 mV for this advanced caries sample.

Similarly, the PAI contour plot of all the samples under an excitation wavelength of 1064 nm is shown in Figures 2c, 2f and 2i. The sound tooth in Figure 2c shows

negligible photoacoustic effects and hence the PAI contour is observed to be smooth throughout the surface. However, the PAI contour in Figure 2f and shows two significant photoacoustic signals regime which resembles two incipient caries in the tooth surface. The tooth with advanced caries in Figure 2i showed high amount of PAI intense regime which closely follows the actual photograph of the tooth in Figure 2g. The highest normalized PA intensity for such caries is calculated to be 1 since the maximum photoacoustic signal voltage was measured to be 137 mV.

For completeness and comparison with the PAI, radiographic and OCT images from the same teeth were obtained, as they are well-established clinical (radiographic) and laboratory (OCT) methods for caries diagnostics, as indicated in previous studies.^{11,12,36} The results are shown in Figure 3, which repeats the photograph of the sound (3a), incipient (3e) and advanced caries (3i) samples of Figure 2, and their corresponding radiography (Figures 3b, 3f, 3j), as well as volumetric (Figures 3c, 3g and 3k) and two-dimensional OCT images (Figures 3d, 3h and 3l). As it can be seen, the radiograph does not show any information on incipient caries (3f). On the other hand, by comparing the OCT images, it is possible to observe the difference in the sulcus area of the demineralized sample (hatched area of Figure 3g), also confirmed by 2D OCT image (Figure 3h).

The OCT volumetric reconstruction of OCT images reproduced faithfully the photographed images, clearly identifying the ROI also verified by the PAI system. The unhealthy tissues are indicated in both OCT images, 3D volumetric reconstruction (Figure 3g and 3k) and 2D image (Figure 3h and 3l). OCT has been used here just to confirm the PAI imaging and can be considered the gold standard in this experiment.

The effectiveness of the photoacoustic technique to measure the dental caries was confirmed and the experiment was repeated for five different tooth samples of each type, and the data shown is typical for all other samples.

An important result is shown in Figure 4, for the depth in which the PA signal can be detected. By exciting the samples from the top (as before), the PA detector was placed in the lateral of the tooth, close to the (known) carious region for the tooth with incipient caries and vertically displaced from top to bottom while the data were simultaneously acquired. As it can be seen, for sound tooth a very small signal was detected for both wavelengths (above the noise floor), whereas when the light was

incident on the carious region, PA signal from either 532 nm or 1064 nm were clearly detected, with differ. PA signal intensities 40% above the noise floor were detected for both 532 nm and 1064 nm for 4 mm depth.

DISCUSSION

In this study, a new automated PAI system has been developed which can capture PAI contour of teeth samples with non-ionizing laser excitation under dual-wavelength source and ultrasonic detector for acoustic detection of the generated PA signal. The developed PAI system consists of automated XY scanning of teeth surface and real-time data acquisition of the PA signals.

The amount of photoacoustic signal is directly proportional to the light absorption by the tissue,³⁷ the enhancement of PA signal voltage with the amount of dental caries is evident. Such a result also confirms the efficiency of the PAI system where every tooth showed a consistent rise of PA signal for the different conditions of tooth. One advantage of PA detection is that it only relies on absorption, and light scattering does not affect the result. It is to be noted that the reported PAI system is efficient to detect incipient caries which is very difficult to identify with visual inspection or even radiography.

OCT, another imaging modality, is an alternative, which gives higher spatial resolution but is limited in depth to 1-2 mm in enamel. Moreover, the system is also capable to detect dental caries under infrared light i.e., 1064 nm excitations, which is essential for clinical applications to probe deeper tissues²⁹. In fact, PA can detect the effect of light absorption at any incident wavelength, with the same PA detector, which is also an advantage over all-optical techniques such as OCT, which requires different photodetectors for different spectral regions.

By looking at the tooth face, our results clearly identify the presence of carious tissue at both wavelengths employed, and the images are shown in Figure 2 are automatically obtained. The acquisition rate is limited by the 10Hz repetition rate of our system, leading to several minutes acquisition time which is not recommended for clinical applications. This technical limitation can be overcome using kHz repetition rate sources, including LED-based sources.³⁸

An important result is the detection of PA signal due to caries down to 4 mm depth. It implies that hidden caries in the entire enamel (typically 1-2 mm) can be easily detected. The spatial resolution can be improved by using higher frequencies of acoustic detectors. By transforming our PAI system in a PAT (tomographic) system, a 3D image can be provided. The system can also be used to identify occlusal caries.

These results demonstrate the feasibility of PAI detection in caries lesions in the early stages of dental diseases. Such results are consistent with the results obtained by previous studies that used PAI system to investigate early dental caries.^{13,24,26,39} The PAI system presented in this research is fully automated, and real-life clinical applications with the handheld integrated photoacoustic system, which can go into the oral cavity, can be pursued by following the technological developments reported in other studies.^{40,41}

CONCLUSIONS

The characteristics presented by photoacoustic imaging technique demonstrated here may allow its use as a complementary tool to the clinical examination in the diagnosis of incipient carious lesions in a occlusal surface, which is one of the major challenges in early caries diagnostics. This will result in a more reliable inspection of the disease evolution.

ACKNOWLEDGEMENTS

This study is part of the PRONEX Program (Center of Excellence on Biophotonics and Nanophotonics APQ-0504-1.05/14), supported by FACEPE/CNPq (Foundation for Science and Technology of Pernambuco State and National Council of Technological and Scientific Development) and INCT-INFO (National Institutes of Science and Technology – Institute of Photonics - 465.763/2014-6), sponsored by CNPq/MCTIC (National Council of Technological and Scientific Development and Ministry of Science, Technology, Innovations and Communications).

FIGURE LEGENDS

Figure 1. (a) Schematic diagram of lab-made PAI system. (b) Data acquisition and image reconstruction program in LabVIEW.

Figure 2. PAI of sound and carious teeth at 532 nm and 1064 nm with 5 MHz photoacoustic detector. The rows represent the sound tooth (a-c); incipient caries (d-f); and advanced caries (g-i) groups. The two central columns show the corresponding PAI at 532 nm (center-left), whereas the center-right row shows the 1064 nm generated images.

Figure 3. Clinical, radiographic, 2D cross-section scan and 3d volumetric OCT images of samples. Clinical appearance of sound tooth (a), incipient (e) and advanced caries (i). Digital radiography can be showed in (b), (f) and (j). The third column shows the volumetric OCT of surfaces of sound tooth (c), incipient (g) and (k) advanced caries. On the side, its present the cross-sectional view of sound (d), incipient (h) and advanced caries (l), respectively. The region of interest in all figures of incipient caries are indicated by a dashed circle.

Figure 4. Peak to Peak voltage for the depth in which the PA signal in a tooth with incipient caries with the laser beam directed at the lesion areas (black and red lines) and in a sound area (blue and green lines) under the laser wavelength of 532 nm and 1064 nm.

FIGURE 1

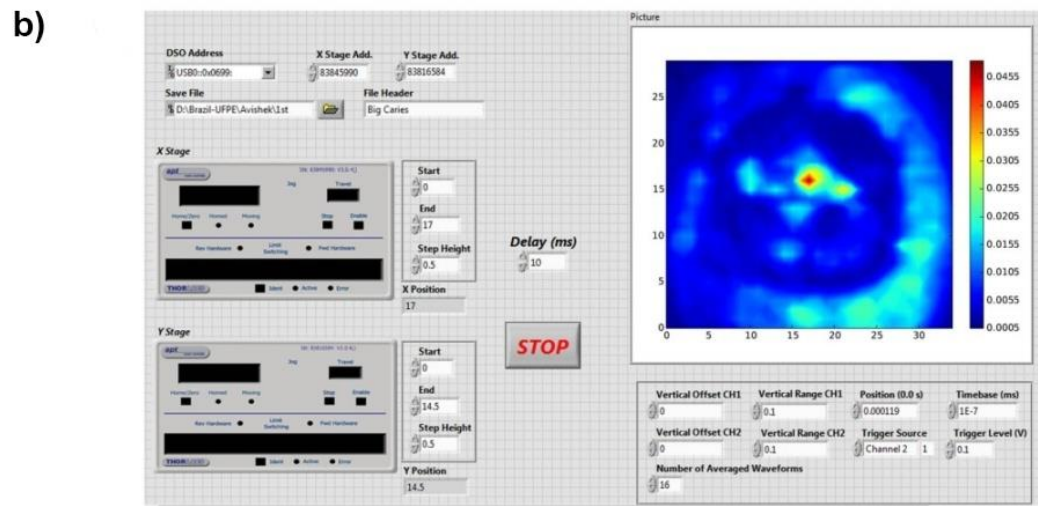
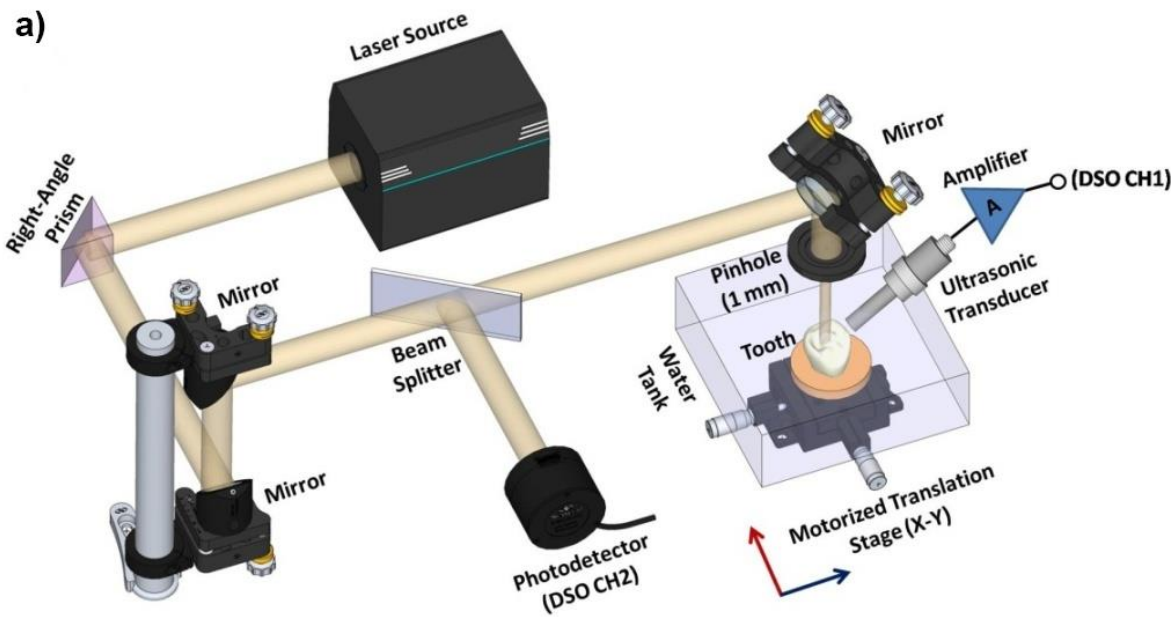


FIGURE 2

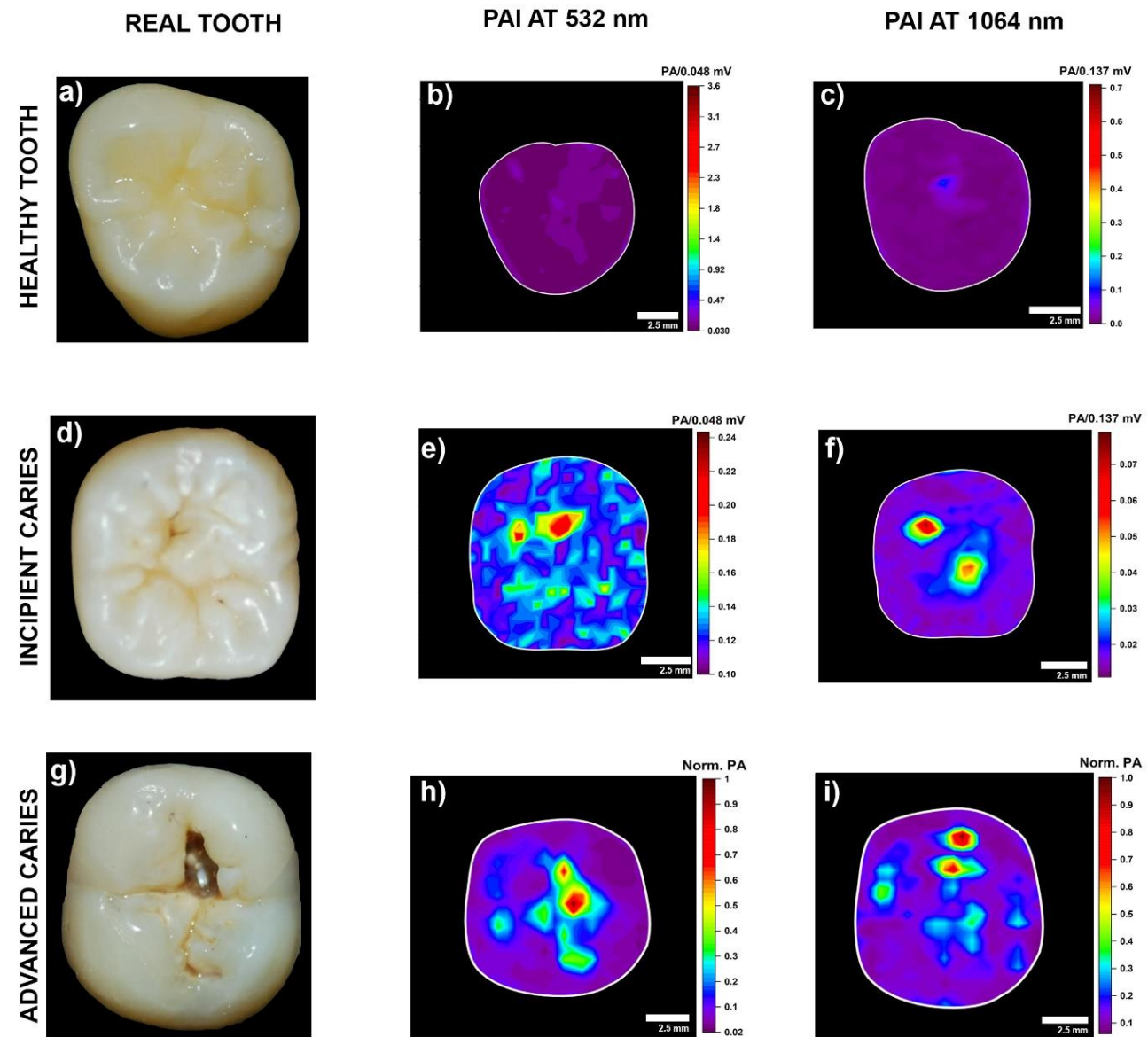


FIGURE 3

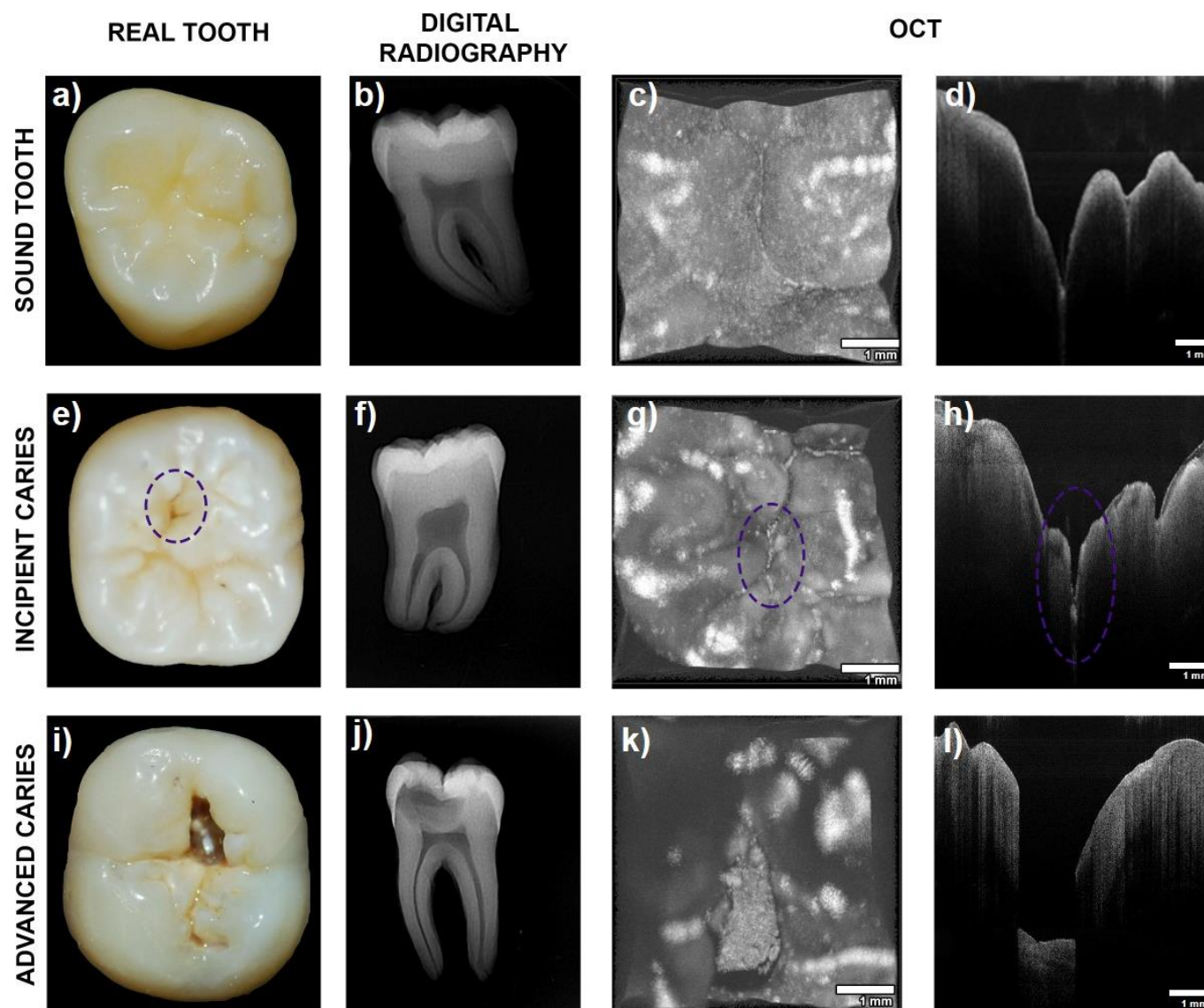
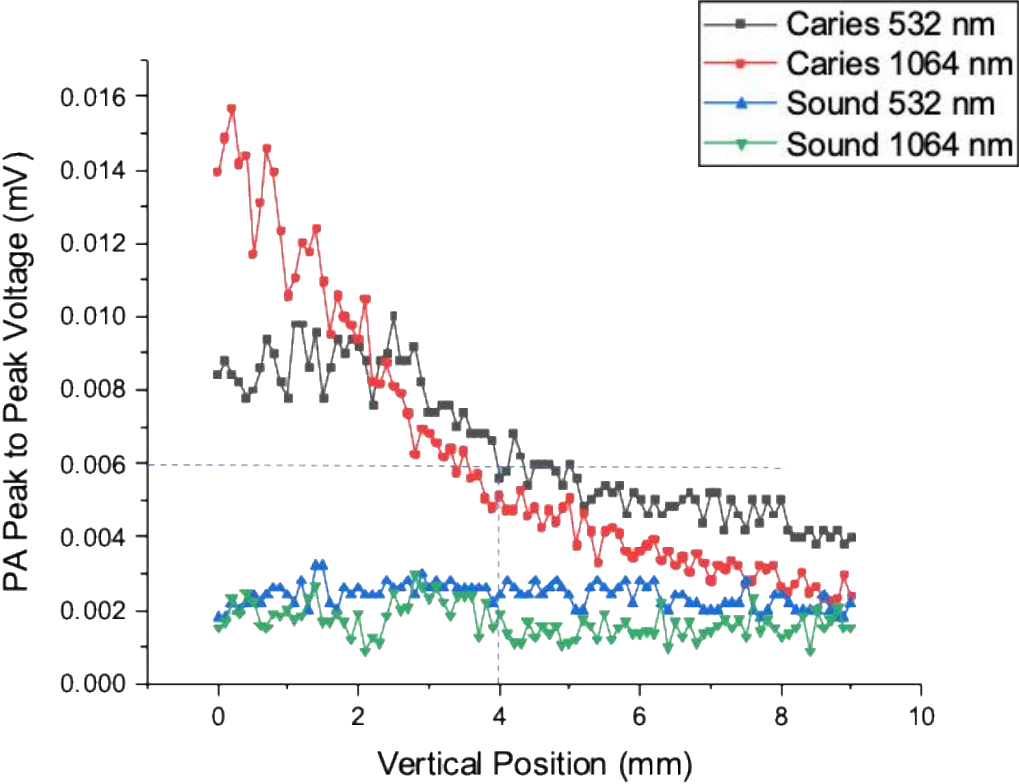


FIGURE 4



REFERENCES

1. Cury JA, Tenuta LMA. Enamel remineralization: controlling the caries disease or treating early caries lesions? *Braz Oral Res* . 2009 Jun;23(suppl 1):23–30. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-83242009000500005&lng=en&tlng=en
2. Amaechi BT. Emerging technologies for diagnosis of dental caries: The road so far. *J Appl Phys* . 2009 May 15;105(10):102047. Available from: <http://aip.scitation.org/doi/10.1063/1.3116632>
3. Melo M, Pascual A, Camps I, del Campo Á, Ata-Ali J. Caries diagnosis using light fluorescence devices in comparison with traditional visual and tactile evaluation: a prospective study in 152 patients. *Odontology* . 2017 Jul 21;105(3):283–90. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s10266-016-0272-3>
4. Silva Neto JM, Santos RL, Sampaio MCC, Sampaio FC, Passos IA. Radiographic diagnosis of incipient proximal caries: an ex-vivo study. *Braz Dent J* . 2008;19(2):97–102. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-64402008000200002&lng=en&tlng=en
5. Pitts NB, Zero DT, Marsh PD, Ekstrand K, Weintraub JA, Ramos-Gomez F, et al. Dental caries. *Nat Rev Dis Prim* . 2017 Dec 25;3(1):17030. Available from: <http://www.nature.com/articles/nrdp201730>
6. Abogazalah N, Eckert GJ, Ando M. In vitro visual and visible light transillumination methods for detection of natural non-cavitated approximal caries. *Clin Oral Investig* . 2019 Mar 10;23(3):1287–94. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00784-018-2546-3>
7. Melo M, Pascual A, Camps I, Ata-Ali F, Ata-Ali J. Combined Near-Infrared Light Transillumination and Direct Digital Radiography Increases Diagnostic In Approximal Caries. *Sci Rep* . 2019 Dec 2;9(1):14224. Available from: <http://www.nature.com/articles/s41598-019-50850-5>
8. Jung E-H, Lee E-S, Jung H-I, Kang S-M, de Josselin de Jong E, Kim B-I. Development of a fluorescence-image scoring system for assessing noncavitated occlusal caries. *Photodiagnosis Photodyn Ther* . 2018 Mar;21:36–42. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1572100017303708>

9. Felix Gomez G, Eckert GJ, Ferreira Zandona A. Orange/Red Fluorescence of Active Caries by Retrospective Quantitative Light-Induced Fluorescence Image Analysis. *Caries Res* . 2016;50(3):295–302. Available from: <https://www.karger.com/Article/FullText/441899>

10. Fried D, Staninec M, Darling CL, Chan KH, Pelzner RB. Clinical monitoring of early caries lesions using cross polarization optical coherence tomography. In: Rechmann P, Fried D, editors. 2013. p. 856604. Available from: <http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.2011014>

11. Freitas AZ, Zezell DM, Vieira ND, Ribeiro AC, Gomes ASL. Imaging carious human dental tissue with optical coherence tomography. *J Appl Phys* . 2006 Jan 15;99(2):024906. Available from: <http://aip.scitation.org/doi/10.1063/1.2160716>

12. Maia AMA, de Freitas AZ, de L. Campello S, Gomes ASL, Karlsson L. Evaluation of dental enamel caries assessment using Quantitative Light Induced Fluorescence and Optical Coherence Tomography. *J Biophotonics* . 2016 Jun;9(6):596–602. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/jbio.201500111>

13. Cheng R, Shao J, Gao X, Tao C, Ge J, Liu X. Noninvasive Assessment of Early Dental Lesion Using a Dual-Contrast Photoacoustic Tomography. *Sci Rep* . 2016;6(February):2–10. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/srep21798>

14. Bell AG. Selenium and the Photophone 1. *Nature* . 1880 Sep;22(569):500–3. Available from: <http://www.nature.com/articles/022500a0>

15. Bell AG. The production of sound by radiant energy. *Science* . 1881 May 28;2(49):242–53. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17741736>

16. Tyndall J. Action of an Intermittent Beam of Radiant Heat Upon Gaseous Matter 1. *Nature* . 1881 Feb;23(590):374–7. Available from: <http://www.nature.com/articles/023374a0>

17. Röntgen WC. On tones produced by the intermittent irradiation of a gas. London, Edinburgh, Dublin Philos Mag J Sci . 1881 Apr 8;11(68):308–11. Available from: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/14786448108627021>

18. Hordvik A, Schlossberg H. Photoacoustic technique for determining optical absorption coefficients in solids. *Appl Opt* . 1977 Jan 1;16(1):101. Available from: <https://www.osapublishing.org/abstract.cfm?URI=ao-16-1-101>

19. Tam AC. Applications of photoacoustic sensing techniques. *Rev Mod Phys* . 1986 Apr 1;58(2):381–431. Available from: <https://link.aps.org/doi/10.1103/RevModPhys.58.381>

20. Montigny E De. Photoacoustic Tomography :Principles and applications. 2011; Available from: https://www.researchgate.net/profile/Etienne_De_Montigny/publication/228517023_Photoacoustic_Tomography_Principles_and_applications/links/0046351c9cfd37bf01000000/Photoacoustic-Tomography-Principles-and-applications.pdf

21. Li T, Dewhurst RJ. Photoacoustic imaging in both soft and hard biological tissue. *J Phys Conf Ser* . 2010 Mar 1;214:012028. Available from: <http://stacks.iop.org/1742-6596/214/i=1/a=012028?key=crossref.a681b1797703ddea06011c60491632e3>

22. Li L, Lin L, V. Wang L. Multiscale Photoacoustic Tomography. *Opt Photonics News* . 2018 Apr 1;29(4):32. Available from: <https://www.osapublishing.org/abstract.cfm?URI=opn-29-4-32>

23. Fu Q, Zhu R, Song J, Yang H, Chen X. Photoacoustic Imaging: Contrast Agents and Their Biomedical Applications. *Adv Mater* . 2019 Feb;31(6):e1805875. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30556205>

24. Kim K, Witte R, Koh I, Ashkenazi S, O'Donnell M. Early detection of dental caries using photoacoustics. *Photons Plus Ultrasound Imaging Sens 2006 Seventh Conf Biomed Thermoacoustics, Optoacoustics, Acousto-optics*. 2006;6086:60860G.

25. Rao B, Cai X, Favazza C, Yao J, Li L, Duong S, et al. Photoacoustic microscopy of human teeth. In: Rechmann P, Fried D, editors. 2011. p. 78840U. Available from: <http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.874070>

26. Koyama T, Kakino S, Matsuura Y. A Feasibility Study of Photoacoustic Detection of Hidden Dental Caries Using a Fiber-Based Imaging System. *Appl Sci* . 2018 Apr 17;8(4):621. Available from: <http://www.mdpi.com/2076-3417/8/4/621>

27. Hughes DA, Sampathkumar A, Longbottom C, Kirk KJ. Imaging and detection of early stage dental caries with an all-optical photoacoustic microscope. *J Phys Conf Ser.* 2015;581(1).
28. Lin CY, Chen F, Hariri A, Chen CJ, Wilder-Smith P, Takesh T, et al. Photoacoustic Imaging for Noninvasive Periodontal Probing Depth Measurements. *J Dent Res* . 2018 Jan 7;97(1):23–30. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0022034517729820>
29. Moore C, Bai Y, Hariri A, Sanchez JB, Lin C-Y, Koka S, et al. Photoacoustic imaging for monitoring periodontal health: A first human study. *Photoacoustics* . 2018 Dec;12:67–74. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2213597918300399>
30. Lee D, Kim C, Park S. Dual-modal photoacoustic and ultrasound imaging of dental implants. In: Oraevsky AA, Wang L V., editors. *Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing 2018* . SPIE; 2018. p. 10. Available from: <https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/10494/2286864/Dual-modal-photoacoustic-and-ultrasound-imaging-of-dental-implants/10.1117/12.2286864.full>
31. Yamada A, Kakino S, Matsuura Y. Detection of Photoacoustic Signals from Blood in Dental Pulp. *Opt Photonics J* . 2016;06(09):229–36. Available from: <http://www.scirp.org/journal/doi.aspx?DOI=10.4236/opj.2016.69024>
32. Ekstrand KR, Gimenez T, Ferreira FR, Mendes FM, Braga MM. The International Caries Detection and Assessment System – ICDAS: A Systematic Review. *Caries Res* . 2018;52(5):406–19. Available from: <https://www.karger.com/Article/FullText/486429>
33. Huang D, Swanson E, Lin C, Schuman J, Stinson W, Chang W, et al. Optical coherence tomography. *Science* (80-) . 1991 Nov 22;254(5035):1178–81. Available from: <http://www.sciencemag.org/cgi/doi/10.1126/science.1957169>
34. Fujimoto JG. Optical coherence tomography for ultrahigh resolution in vivo imaging. *Nat Biotechnol* . 2003 Nov;21(11):1361–7. Available from: <http://www.nature.com/articles/nbt892>
35. Laser Institute of America, in American National Standard for Safe Use of

Lasers, ANSI Z136.1-2000.

36. Hsieh Y-S, Ho Y-C, Lee S-Y, Chuang C-C, Tsai J, Lin K-F, et al. Dental Optical Coherence Tomography. *Sensors* . 2013 Jul 12;13(7):8928–49. Available from: <http://www.mdpi.com/1424-8220/13/7/8928>

37. Beard P. Biomedical photoacoustic imaging. *Interface Focus* . 2011;1(4):602–31. Available from: <http://rsfs.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rsfs.2011.0028>

38. Zhu Y, Xu G, Yuan J, Jo J, Gandikota G, Demirci H, et al. Light Emitting Diodes based Photoacoustic Imaging and Potential Clinical Applications. *Sci Rep* . 2018 Dec 29;8(1):9885. Available from: <http://www.nature.com/articles/s41598-018-28131-4>

39. Hughes DA, Sampathkumar A, Longbottom C, Kirk KJ. Imaging and detection of early stage dental caries with an all-optical photoacoustic microscope. *J Phys Conf Ser* . 2015 Jan 29;581:012002. Available from: <http://stacks.iop.org/1742-6596/581/i=1/a=012002?key=crossref.2bd4f18bb042291f6b410c90ccd7b825>

40. Colchester RJ, Zhang EZ, Mosse CA, Beard PC, Papakonstantinou I, Desjardins AE. Broadband miniature optical ultrasound probe for high resolution vascular tissue imaging. *Biomed Opt Express* . 2015 Apr 1;6(4):1502. Available from: <https://www.osapublishing.org/abstract.cfm?URI=boe-6-4-1502>

41. Cao Y, Jin W, Ho HL, Ma J. Miniature fiber-tip photoacoustic spectrometer for trace gas detection. *Opt Lett* . 2013 Feb 15;38(4):434. Available from: <https://www.osapublishing.org/abstract.cfm?URI=ol-38-4-434>

5 CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo fornecem subsídios para permitir o uso da imagem fotoacústica como ferramenta complementar ao exame clínico no diagnóstico de caries, em especial de lesões incipientes, um dos principais desafios no diagnóstico precoce da cárie, resultando em uma inspeção mais confiável da evolução da doença.

Novos estudos devem se concentrar no desenvolvimento de um modelo clínico de PAI para uso clínico odontológico, incluindo tecidos moles. O uso de LEDs em vez de LASERS tornará o sistema PAI mais flexível e fácil de usar, juntamente com a miniaturização do detector.

REFERÊNCIAS

ABDELAZIZ, M. *et al.* Near infrared transillumination compared with radiography to detect and monitor proximal caries: A clinical retrospective study. **Journal of dentistry**, v. 70, p. 40–45, 2018. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29258850>>

ABOGAZALAH, N.; ECKERT, G. J.; ANDO, M. In vitro visual and visible light transillumination methods for detection of natural non-cavitated approximal caries. **Clinical Oral Investigations**, v. 23, n. 3, p. 1287–1294, 2019. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s00784-018-2546-3>>

AMAECHI, B. T. Emerging technologies for diagnosis of dental caries: The road so far. **Journal of Applied Physics**, v. 105, n. 10, p. 102047, 2009. Disponível em: <<http://aip.scitation.org/doi/10.1063/1.3116632>>

BEARD, P. Biomedical photoacoustic imaging. **Interface Focus**, v. 1, n. 4, p. 602–631, 2011. Disponível em: <<http://rsfs.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rsfs.2011.0028>>

CARA, A. C. B. *et al.* Evaluation of two quantitative analysis methods of optical coherence tomography for detection of enamel demineralization and comparison with microhardness. **Lasers in Surgery and Medicine**, v. 46, n. 9, p. 666–671, 2014. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/lsm.22292>>

CHENG, R. *et al.* Noninvasive Assessment of Early Dental Lesion Using a Dual-Contrast Photoacoustic Tomography. **Scientific Reports**, v. 6, n. February, p. 2–10, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1038/srep21798>>

CURY, J. A.; TENUTA, L. M. A. Enamel remineralization: controlling the caries disease or treating early caries lesions? **Brazilian Oral Research**, v. 23, n. suppl 1, p. 23–30, 2009. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-83242009000500005&lng=en&tling=en>

EKSTRAND, K. R. *et al.* The International Caries Detection and Assessment System – ICDAS: A Systematic Review. **Caries Research**, v. 52, n. 5, p. 406–419, 2018. Disponível em: <<https://www.karger.com/Article/FullText/486429>>

FELIX GOMEZ, G.; ECKERT, G. J.; FERREIRA ZANDONA, A. Orange/Red Fluorescence of Active Caries by Retrospective Quantitative Light-Induced Fluorescence Image Analysis. **Caries Research**, v. 50, n. 3, p. 295–302, 2016. Disponível em: <<https://www.karger.com/Article/FullText/441899>>

FRIED, D. *et al.* Clinical monitoring of early caries lesions using cross polarization optical coherence tomography. In: (P. Rechmann, D. Fried, Eds.) 2013, **Anais...** [s.l.: s.n.] Disponível em: <<http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.2011014>>

FUJIMOTO, J. G. Optical coherence tomography for ultrahigh resolution in vivo imaging. **Nature Biotechnology**, v. 21, n. 11, p. 1361–1367, 2003. Disponível em: <<http://www.nature.com/articles/nbt892>>

FUJIMOTO, J.; SWANSON, E. The Development, Commercialization, and Impact of Optical Coherence Tomography. **Investigative Ophthalmology & Visual Science**, v. 57, n. 9, p. OCT1, 2016. Disponível em: <<http://iovs.arvojournals.org/article.aspx?doi=10.1167/iovs.16-19963>>

GOMEZ, J. Detection and diagnosis of the early caries lesion. **BMC Oral Health**, v. 15, n. S1, p. S3, 2015. Disponível em: <<http://bmcoralhealth.biomedcentral.com/articles/10.1186/1472-6831-15-S1-S3>>

HUANG, D. *et al.* Optical coherence tomography. **Science**, v. 254, n. 5035, p. 1178–1181, 1991. Disponível em: <<http://www.sciencemag.org/cgi/doi/10.1126/science.1957169>>

JUNG, E.-H. *et al.* Development of a fluorescence-image scoring system for assessing noncavitated occlusal caries. **Photodiagnosis and Photodynamic Therapy**, v. 21, p. 36–42, 2018. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1572100017303708>>

KIM, K. *et al.* Early detection of dental caries using photoacoustics. **Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing 2006: The Seventh Conference on Biomedical Thermoacoustics, Optoacoustics, and Acousto-optics**, v. 6086, p. 60860G, 2006.

KOYAMA, T.; KAKINO, S.; MATSUURA, Y. A Feasibility Study of Photoacoustic Detection of Hidden Dental Caries Using a Fiber-Based Imaging System. **Applied Sciences**, v. 8, n. 4, p. 621, 2018. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/2076-3417/8/4/621>>

LAITALA, M.-L. *et al.* Validity of Digital Imaging of Fiber-Optic Transillumination in Caries Detection on Proximal Tooth Surfaces. **International Journal of Dentistry**, v. 2017, p. 1–6, 2017. Disponível em: <<https://www.hindawi.com/journals/ijd/2017/8289636/>>

LASER INSTITUTE OF AMERICA. American National Standard for Safe Use of Lasers: Laser Institute of America, 2014. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=C-mWoAEACAAJ>>

LEE, D.; KIM, C.; PARK, S. Dual-modal photoacoustic and ultrasound imaging of dental implants. In: (A. A. Oraevsky, L. V. Wang, Eds.) **PHOTONS PLUS ULTRASOUND: IMAGING AND SENSING 2018** 2018, **Anais...** : SPIE, 2018. Disponível em: <<https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/10494/2286864/Dual-modal-photoacoustic-and-ultrasound-imaging-of-dental-implants/10.1117/12.2286864.full>>

LIN, C. Y. *et al.* Photoacoustic Imaging for Noninvasive Periodontal Probing Depth Measurements. **Journal of Dental Research**, v. 97, n. 1, p. 23–30, 2018. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0022034517729820>>

MELO, M. *et al.* Caries diagnosis using light fluorescence devices in comparison with traditional visual and tactile evaluation: a prospective study in 152 patients. **Odontology**, v. 105, n. 3, p. 283–290, 2017. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s10266-016-0272-3>>

MELO, M. *et al.* Combined Near-Infrared Light Transillumination and Direct Digital Radiography Increases Diagnostic In Approximal Caries. **Scientific Reports**, v. 9, n. 1, p. 14224, 2019. Disponível em: <<http://www.nature.com/articles/s41598-019-50850-5>>

MOORE, C. *et al.* Photoacoustic imaging for monitoring periodontal health: A first human study. **Photoacoustics**, v. 12, p. 67–74, 2018. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2213597918300399>>

MOTA, C. C. B. O. **Aplicações da tomografia óptica na avaliação de materiais odontológicos, caries de radiação e sondagem periodontal**. 2014. Universidade Federal de Pernambuco, 2014.

MOTA, C. C. B. O. *et al.* Optical Coherence Tomography as an Auxiliary Tool for the

Screening of Radiation-Related Caries. **Photomedicine and Laser Surgery**, v. 31, n. 7, p. 301–306, 2013. Disponível em: <<https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/pho.2012.3415>>

NEUHAUS, K. W. *et al.* Diagnostic performance of a new red light LED device for approximal caries detection. **Lasers in Medical Science**, v. 30, n. 5, p. 1443–1447, 2015. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s10103-014-1607-3>>

PITTS, N. B. *et al.* Dental caries. **Nature Reviews Disease Primers**, v. 3, n. 1, p. 17030, 2017. Disponível em: <<http://www.nature.com/articles/nrdp201730>>

RAO, B. *et al.* Photoacoustic microscopy of human teeth. **Lasers In Dentistry XVII**, v. 7884, p. 78840U-1, 2011. Disponível em: <<http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.874070>>

SHIMADA, Y. *et al.* Application of Optical Coherence Tomography (OCT) for Diagnosis of Caries, Cracks, and Defects of Restorations. **Current Oral Health Reports**, v. 2, n. 2, p. 73–80, 2015. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s40496-015-0045-z>>

TASSOKER, M.; OZCAN, S.; KARABEKIROGLU, S. Occlusal Caries Detection and Diagnosis Using Visual ICDAS Criteria, Laser Fluorescence Measurements and Near-Infrared Light Transillumination Images. **Medical Principles and Practice**, 2019. Disponível em: <<https://www.karger.com/Article/FullText/501257>>

TREEBY, B. E.; COX, B. T. k-Wave: MATLAB toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave fields. **Journal of Biomedical Optics**, v. 15, n. 2, p. 021314, 2010. Disponível em: <<http://biomedicaloptics.spiedigitallibrary.org/article.aspx?doi=10.1117/1.3360308>>

WANG, L.; HU, S. Photoacoustic Tomography: in Vivo Imaging Fro Organelles To Organs. **Science**, v. 335, n. 6075, p. 1458–1462, 2012.

WANG, L. V; YAO, J. A practical guide to photoacoustic tomography in the life sciences. **Nature Methods**, v. 13, n. 8, p. 627–638, 2016. Disponível em: <<http://www.nature.com/articles/nmeth.3925>>

YAMADA, A.; KAKINO, S.; MATSUURA, Y. Detection of Photoacoustic Signals from Blood in Dental Pulp. **Optics and Photonics Journal**, v. 06, n. 09, p. 229–236, 2016. Disponível em:

<<http://www.scirp.org/journal/doi.aspx?DOI=10.4236/opj.2016.69024>>

ZHOU, Y.; YAO, J.; WANG, L. V. Tutorial on photoacoustic tomography. **Journal of Biomedical Optics**, v. 21, n. 6, p. 061007, 2016. Disponível em:
<<http://biomedicaloptics.spiedigitallibrary.org/article.aspx?doi=10.1117/1.JBO.21.6.061007>>

ANEXO A – PARECER CONSUBSTANCIADO CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Caracterização dos tecidos biológicos da cavidade bucal através de Espectroscopia TeraHertz e Tomografia Fotoacústica

Pesquisador: Daniela Siqueira Lopes

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 95310418.0.0000.5208

Instituição Proponente: CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

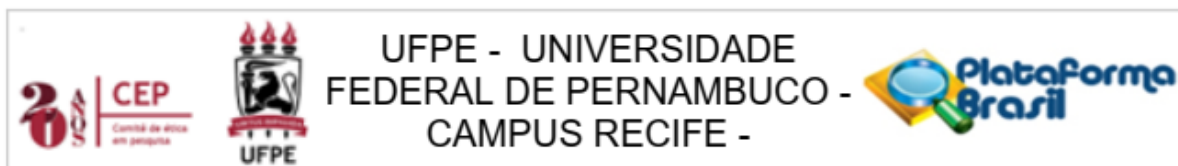
DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.989.712

Apresentação do Projeto:

Em Odontologia, a cárie dentária e a doença periodontal representam as duas condições mais prevalentes apresentadas em levantamentos epidemiológicos. Dessa maneira, o manejo adequado de tais doenças norteará o plano de tratamento e o prognóstico, aumentando a probabilidade de sucesso terapêutico. O diagnóstico de lesões cariosas se dá rotineiramente através da combinação dos métodos visual e tátil/explorador associado ao exame radiográfico, este último com baixa sensibilidade para detecções de lesões oclusais incipientes. Em Periodontia, a sondagem periodontal e o exame radiográfico configuram como os principais métodos empregados para estabelecer a presença e a severidade da doença, bem como o efeito do tratamento periodontal. A Tomografia por Coerência Óptica (OCT) é um metododiagnóstico por imagem baseado na interferometria de baixa coerência que usa uma fonte de luz de banda larga no infravermelho (800nm – 1300nm). Esse dispositivo é capaz de avaliar tecidos duros e moles da cavidade bucal e identificar com precisão suas diferenças estruturais através da formação de imagens. No entanto, possui baixa profundidade de propagação da luz, limitando a obtenção de imagens superficiais do objeto em estudo. A imagem fotoacústica, por sua vez, é uma tecnologia emergente para formação de imagens de forma não invasiva e não ionizante de estruturas biológicas e biomateriais. Trata-se de uma modalidade híbrida baseada na geração de ondas acústicas estimuladas por laser. A imagem é formada através da absorção da luz pelas moléculas do tecido irradiado, gerando uma diferença na pressão induzida termicamente resultando em ondas

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 2.989.712

ultrassônicas, que são lidas por um receptor acústico para formar a imagem. A pesquisa destes sistemas na Odontologia se mostra promissora, entretanto encontra-se incipiente. Desse modo, o objetivo deste trabalho será analisar comparativamente a tomografia fotoacústica e a espectroscopia por radiação TeraHertz na caracterização de estruturas teciduais dentárias e periodontais como recurso diagnóstico.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Analisar, por meio da tecnologia oferecida pela espectroscopia TeraHertz e tomografia fotoacústica, a caracterização de estruturas dentárias e periodontais como recurso diagnóstico

Objetivo Secundário:

- Produzir um sistema de THz e TFA para caracterização dos corpos de prova;
- Verificar a capacidade da THz e TFA na identificação de lesões cáries ocultas e incipientes, comparando-as com o OCT e microscopia óptica;
- Identificar, por meio dos dispositivos THz e TFA, a interface tecido duro/tecido mole, correlacionando-a com a anatomia do periodonto para o monitoramento das doenças periodontais.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

O projeto em questão não apresenta qualquer tipo de risco, uma vez que se trata de um estudo laboratorial ex vivo, utilizando com amostras doadas pelo banco de dentes e previamente desinfetadas, e com mandíbulas suínas frescas coletadas em matadouro local. Entretanto, a fim de prevenir contaminação ou perda das amostras, essas serão armazenadas em tubos Falcon e guardadas no Laboratório de Fotônica e Biofotônica do Departamento de Física da UFPE por no mínimo 5 anos e ficarão sob inteira responsabilidade da Pesquisadora Principal. Ademais, durante todo o processamento das amostras serão utilizados todos os EPIs (gorro, máscara, óculos de proteção, luvas e jaleco) para manipulação de material biológico.

Benefícios:

O presente estudo visa ampliar o uso dos métodos de imagem na odontologia para detecção de lesões cáries e o real curso das doenças periodontais, dessa forma, a validação deste estudo, inicialmente laboratorial, pode ser estendida à clínica num futuro próximo. Será também avaliado o potencial das técnicas de TFA e radiação THz para geração de imagens dos tecidos biológicos da

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 2.989.712

cavidade bucal, uma vez que possibilitam uma análise não invasiva e não ionizante.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de um estudo experimental, laboratorial para elaboração de uma Dissertação de Mestrado do Cirurgião Dentista Evair Josino da Silva, (conforme está declarado na Carta de Anuência do Banco de Dentes da Universitário Tabosa de Almeida ASCES-UNITA) em Caruaru – PE.) cujo Currículo Lattes não informa a data de conclusão do Curso de Odontologia realizado no referido Centro de Caruaru-PE e para tese de Doutorado da também Cirurgiã dentista Daniela Siqueira Lopes, Pesquisadora Principal. A pesquisa será desenvolvida no laboratório de Fotônica e Biofotônica do Departamento de Física da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) e no Curso de Odontologia (Laboratório de Biofotônica e Materiais Aplicados à Saúde) do Centro Universitário Tabosa de Almeida (ASCES-UNITA) em Caruaru – PE. Serão selecionados 100 dentes humanos, obtidos no Banco de Dentes Humanos do Centro Universitário ASCESUNITA/PE

e tecidos periodontais obtidos de 05 mandíbulas suínas, perfazendo um total de 105 espécimes divididos em dois grupos: 1 – dentes humanos e 2 – mandíbulas suínas, o que contraria a informação da Folha de Rosto (100) e a Plataforma Brasil (Grupo Único - 10.)Aparentemente o projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Experimentação Animal do CCB da UFPE (não há comprovação anexada). As 05 mandíbulas suínas frescas, obtidas em um matadouro em Recife – PE, serão dissecadas e seccionadas, visando a preservação da estrutura dentária e seu correspondente periodontal. Posteriormente, as amostras serão armazenadas em solução de formalina a 10% por 24 horas. Os cortes serão realizados no sentido do longo do eixo sagital, em direção mesiodistal e divididos por sextantes de acordo com os seguintes estratos: deposição de cálculo, junção amelocementária, cemento, gengiva livre, gengiva inserida, interface dente-gengiva e osso alveolar. A seleção dos 100 dentes humanos obedecerá aos Critérios de

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 2.989.712

Inclusão e Exclusão declarados.

Os dentes serão submetidos à secção coronorradicular com disco diamantado dupla face sob refrigeração e acondicionados em água deionizada à 37°C até o início da caracterização pelos dispositivos testados. Serão avaliados os seguintes estratos: esmalte, dentina, cemento, contorno da junção esmalte-dentina, bem como a interface dentina-polpa, lesão cariada, e interface cemento e cálculo dentário. Na parte Experimental 1, será utilizado um Laser de femtossegundo com comprimento de onda em torno de 820 nm e frequência de 76 MHz; com antenas fotocondutoras do tipo IPCA-21-05-1000-800-h, tendo como substrato o Arsenieto de Gálio (GaAs) para gerar pulsos THz. Esse fenômeno excita o substrato e gera portadores que serão acelerados em sentido único, emitindo outro pulso de radiação na faixa do THz com duração na ordem de picossegundos (ps). Na parte Experimental 2, Tomografia Fotoacústica, será construído no Departamento de Física da UFPE um tomógrafo fotoacústico que incidirá de maneira perpendicular à área de interesse do elemento dentário imerso em água. Como padrão-ouro da determinação da presença ou não das lesões cariosas incipientes dos elementos dentários e caracterização do tecido periodontal nos tecidos dos espécimes de origem suína. Finalmente será realizada a análise dos dentes por microscopia óptica de luz polarizada acoplado com câmera CCD (BX-31). Após o escaneamento com OCT e TFA, as áreas dos espécimes dentários analisadas e dos espécimes suíno serão seccionadas em fatias com aproximadamente 1mm de espessura. Os dados descritivos serão tabulados em planilha Excel (Microsoft Office 2010) e analisados no programa SPSS na versão 22.0 (Statistical Package for the Social Sciences, Chicago, USA). Serão calculadas as médias e desvio padrão para todos os parâmetros analisados. A normalidade das medidas será avaliada através do teste de KolmogorovSmirnov e nos casos em que a normalidade estava presente utilizar-se-á o teste da ANOVA (comparação entre três ou mais grupos). Todas as avaliações serão consideradas ao nível de significância de 5%.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

As pendências apresentadas foram devidamente acatadas e corrigidas.

Recomendações:

Nenhuma.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado.

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 2.989.712

Considerações Finais a critério do CEP:

As exigências foram atendidas e o protocolo está APROVADO, sendo liberado para o início da coleta de dados. Informamos que a APROVAÇÃO DEFINITIVA do projeto só será dada após o envio do Relatório Final da pesquisa. O pesquisador deverá fazer o download do modelo de Relatório Final para enviá-lo via "Notificação", pela Plataforma Brasil. Siga as instruções do link "Para enviar Relatório Final", disponível no site do CEP/CCS/UFPE. Após apreciação desse relatório, o CEP emitirá novo Parecer Consubstanciado definitivo pelo sistema Plataforma Brasil.

Informamos, ainda, que o (a) pesquisador (a) deve desenvolver a pesquisa conforme delineada neste protocolo aprovado, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao voluntário participante (item V.3., da Resolução CNS/MS Nº 466/12).

Eventuais modificações nesta pesquisa devem ser solicitadas através de EMENDA ao projeto, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

Para projetos com mais de um ano de execução, é obrigatório que o pesquisador responsável pelo Protocolo de Pesquisa apresente a este Comitê de Ética relatórios parciais das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação (item X.1.3.b., da Resolução CNS/MS Nº 466/12). O CEP/CCS/UFPE deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (item V.5., da Resolução CNS/MS Nº 466/12). É papel do/a pesquisador/a assegurar todas as medidas imediatas e adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e ainda, enviar notificação à ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária, junto com seu posicionamento.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1194109.pdf	12/10/2018 17:43:43		Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto.pdf	12/10/2018 17:42:00	Daniela Siqueira Lopes	Aceito
Outros	CARTADERESPOTAPENDENCIAS.docx	10/10/2018 11:02:36	Daniela Siqueira Lopes	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_DETALHADO.docx	08/10/2018 12:32:31	Daniela Siqueira Lopes	Aceito
Outros	Lattes_Evair_Att.pdf	08/10/2018	Daniela Siqueira	Aceito

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
 Bairro: Cidade Universitária CEP: 50.740-600
 UF: PE Município: RECIFE
 Telefone: (81)2126-8588 E-mail: cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 2.989.712

Outros	Lattes_Evair_Att.pdf	11:20:08	Lopes	Aceito
Declaração de Pesquisadores	confidencialidade_daniela.jpg	07/08/2018 12:00:48	Daniela Siqueira Lopes	Aceito
Outros	carta_de_anuencia_df.docx	07/08/2018 10:04:30	Daniela Siqueira Lopes	Aceito
Outros	historico_daniela.pdf	07/08/2018 09:34:29	Daniela Siqueira Lopes	Aceito
Outros	Curriculos_Lattes_Claudia_Cristina_Brair de Oliveira Mota.pdf	04/08/2018 01:00:55	Daniela Siqueira Lopes	Aceito
Outros	Curriculo_Lattes_Anderson_Stevens_Leonidas_Gomes.pdf	04/08/2018 00:59:31	Daniela Siqueira Lopes	Aceito
Outros	Curriculo_Lattes_Daniela_Siqueira_Lopes.pdf	04/08/2018 00:57:42	Daniela Siqueira Lopes	Aceito
Outros	ANUENCIA_ASCES.jpg	04/08/2018 00:55:50	Daniela Siqueira Lopes	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorepositório / Biobanco	declaracao_material_biologico.pdf	04/08/2018 00:54:54	Daniela Siqueira Lopes	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita apreciação da CONEP:

Não

RECIFE, 30 de Outubro de 2018

Assinado por:
LUCIANO TAVARES MONTENEGRO
(Coordenador(a))

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br

ANEXO B – CARTA DE DOAÇÃO DO BANCO DE DENTES

Associação Caruaruense de Ensino Superior e Técnico - ASCES (Mantenedora)
CNPJ: 09.993.940/0001-01
Avenida Portugal, Nº 584. CEP: 55016-901 - Bairro Universitário - Caruaru/PE
+55 (81) 2103.2000 | Fax: (81) 2103.2053 | ascres@ascres.edu.br | www.ascres.edu.br

CENTRO UNIVERSITÁRIO TABOSA DE ALMEIDA**DECLARAÇÃO**

Declaro para fins de pesquisa que o Banco de Dentes desta instituição de Ensino Superior, obedecendo os preceitos da resolução n. 466/2012 do CNS, se responsabiliza pelo fornecimento dos elementos dentários necessários para a pesquisa “Caracterização dos tecidos biológicos da cavidade bucal através de Espectroscopia TeraHertz e Tomografia Fotoacústica”, que está sob a coordenação/orientação do Prof. Anderson Stevens Leônidas Gomes e co-orientação da Profa. Dra. Cláudia Cristina Brainer de Oliveira Mota a ser desenvolvido pela Doutoranda Daniela Siqueira Lopes e Mestrando Evair Josino da Silva, a partir da aprovação deste projeto de pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP).

Caruaru, 22 de agosto de 2018.


Prof. João M. Silva Filho
FAC. ASCES - Caruaru
14/08/18 - 08:28
João Manoel da Silva Filho
Coordenador do Banco de Dentes da ASCES - UNITA

ANEXO C – NORMAS DE SUBMISSÃO

Preparing your submission

For guidelines regarding word count, figure/table count and references for all DMFR article types see [here](#).

Authors' names and affiliations should not appear anywhere on the manuscript pages or the images (to ensure blind peer-review).

Teeth should be designated in the text using the full English terminology. In tables and figures individual teeth can be identified using the FDI two-digit system, i.e. tooth 13 is the first permanent canine in the right maxilla region.

- [Author contribution statement](#)
- [Title page](#)
- [Abstract](#)
- [Main text](#)
- [References](#)
- [Tables](#)
- [Figures](#)
- [Appendices](#)
- [Supplementary material](#)
- [Units, symbols and statistics](#)

Submit now!

Author contribution statement

DMFR requires that an author contribution statement accompany each submission, outlining the contributions of each author towards the work. A template statement can be downloaded [here](#).

DMFR requires that for all submitted papers:

- All the authors have made substantive contributions to the article and assume full responsibility for its content; and
- All those who have made substantive contributions to the article have been named as authors.

The [International Committee of Medical Journal Editors](#) recommends the following definition for an author of a work, which we ask our authors to adhere to:

Authorship be based on the following 4 criteria [1]:

- Substantial contributions to the conception or design of the work; or the acquisition, analysis, or interpretation of data for the work; AND
- Drafting the work or revising it critically for important intellectual content; AND
- Final approval of the version to be published; AND
- Agreement to be accountable for all aspects of the work in ensuring that questions related to the accuracy or integrity of any part of the work are appropriately investigated and resolved.

1 The International Committee of Medical Journal Editors, Roles and Responsibilities of Authors, Contributors, Reviewers, Editors, Publishers, and Owners: Defining the Role of Authors and Contributors, http://www.icmje.org/roles_a.html

Title page

The title page is a separate submission item to the main manuscript and should provide the following information:

- Title of the paper. Abbreviations other than CT or MRI should not be used in the title.
- A shortened version of the title (no more than 70 characters in length, including spaces) should be provided for use as the running head. Abbreviations are permissible.
- Type of Manuscript ([see all types of manuscript](#))
- Author names should appear **in full** (in the format: "first name, initial(s), last name), qualifications and affiliations.
- Statement indicating any source of funding or financial interest where relevant should be included.
- A cover letter or statement can be included into the title page, but please note this is not a compulsory item.

Blind title page

A blind title page should be included with the full manuscript, giving only the title (i.e. without the authors' names and affiliations), for use in the peer-review process.

Abstract

The abstract should be an accurate and succinct summary of the paper, not exceeding **250 words**. For papers containing research: the abstract should be constructed under the following subheadings:

- Objectives;
- Methods;
- Results;
- Conclusions.

These subheadings should appear in the text of the abstract and the abstract should not contain references. The abstract should: indicate the specific objective or purpose of the article; describe the methods used to achieve the objective, stating what was done and how it was done; present the findings of the methods described – key statistics should be included; present the conclusion of the study based solely on the data provided, and highlight the novelty of the work.

Beneath the abstract please select up to 5 keywords from the current **Medical Subject Headings (MeSH)**.

Main text

Please organise your paper in a logical structure with clear subheadings to indicate relevant sections. It is up to the authors to decide the specific nature of any subheadings as they see fit. Research papers typically follow the structure:

- Introductory section;
- Methods and materials/patients;
- Results;
- Discussion;
- Conclusion;
- Acknowledgments (if relevant).

Present results in a clear logical sequence. The conclusions drawn should be supported by the results obtained and the discussion section should comment critically on the findings and conclusions as well as any limitations of the work.

Acknowledgments should be brief and should indicate any potential conflicts of interest and sources of financial support.

An appendix may be used for mathematical formulae or method details of interest to readers with specialist knowledge of the area.

In addition:

- Avoid repetition between sections.
- Avoid repetition of text featured in tables and the main body of the article.
- Abbreviations and acronyms may be used where appropriate, but must always be defined where first used.
- The names and locations (town, country) of manufacturers of all equipment and non-generic drugs must be given.
- Avoid the use of footnotes.
- Use SI units throughout the text (Grays, Sieverts not RADs and REMs).

References

- Authors are responsible for the accuracy of the references. Only papers closely related to the work should be cited; exhaustive lists should be avoided. All references must appear both in the text and the reference list.
- References should follow the Vancouver format.
- In the text, references are cited in numerical order as superscript numbers starting at 1. The superscript numbers are placed AFTER the full point.
- At the end of the paper they should be listed (double-spaced) in numerical order corresponding to the order of citation in the text.
- A reference cited in a table or figure caption counts as being cited where the table or figure is first mentioned in the text.
- Papers in press may be included in the list of references.
- Do not include references to uncompleted work or work that has not yet been accepted for publication. Abstracts and/or papers presented at meetings not in the public domain should not be included as references.
- References to private communications should be given only in the text (i.e. no number allocated). The author and year should be provided.
- If there are 6 or fewer authors, list them all. If there are 7 or more, list the first 6 followed by et al.
- Abbreviations for titles of medical periodicals should conform to those used in the latest edition of Index Medicus.
- The first and last page numbers for each reference should be provided.
- Abstracts and letters must be identified as such.

Examples of references:

Journal article:

Gardner DG, Kessler HP, Morency R, Schaffner DL. The glandular odontogenic cyst: an apparent entity. J Oral Pathol 1988; 17:359–366.

Journal article, in press:

Dufoo S, Maupome G, Diez-de-Bonilla J. Caries experience in a selected patient population in Mexico City. *Community Dent Oral Epidemiol* (in press).

Complete book:

Kramer IRH, Pindborg JJ, Shear M. *Histological typing of odontogenic tumours* (2nd edn). Berlin: Springer Verlag, 1992.

Chapter in book:

DelBalso AM, Ellis GE, Hartman KS, Langlais RP. Diagnostic imaging of the salivary glands and periglandular regions. In: DelBalso AM (ed). *Maxillofacial imaging*. Philadelphia, PA: WB Saunders, 1990, pp 409–510.

Abstract:

Mileman PA, Espelid I. Radiographic treatment decisions - a comparison between Dutch and Norwegian practitioners. *J Dent Res* 1986; 65: 609 (Abstr 32).

Letter to the Editor:

Gomez RS, de Oliveira JR, Castro WH. Spontaneous regression of a paradental cyst. *Dentomaxillofac Radiol* 2001; 30: 296 (letter).

Journal article on the internet:

Aboud S. Quality improvement initiative in nursing homes: the ANA acts in an advisory role. *Am J Nurs* [serial on the Internet]. 2002 Jun [cited 2002 Aug 12];102(6):[about 3 p.]. Available from: <http://www.nursingworld.org/AJN/2002/june/Wawatch.htm>.

Homepage/Web site:

Cancer-Pain.org [homepage on the Internet]. New York: Association of Cancer Online Resources, Inc.; c2000-01 [updated 2002 May 16; cited 2002 Jul 9]. Available from: <http://www.cancer-pain.org/>.

Tables

Tables should be referred to specifically in the text of the paper but provided as separate files.

- Number tables consecutively with Arabic numerals (1, 2, 3, etc.), in the order in which they appear in the text.
- Give each table a short descriptive title.
- Make tables self-explanatory and do not duplicate data given in the text or figures.
- Aim for maximum clarity when arranging data in tables. Where practicable, confine entries in tables to one line (row) in the table, e.g. "value (±sd) (range)" on a single line is preferred to stacking each entry on three separate lines.
- Ensure that all columns and rows are properly aligned.
- Include horizontal rules at the top and bottom of a table and one below the column headings. If a column heading encompasses two or more subheadings, then the main headings and subheadings should be separated by a single short rule. No other rules should be included, neither horizontal nor vertical.
- Appropriate space should be used to separate columns. Rows should be double-spaced.
- A table may have footnotes if necessary. These should be referred to within the table by superscript letters, which will then also be given at the beginning of the relevant footnote. Begin each footnote on a new line. A general footnote referring to the whole table does not require a superscript letter.
- Define abbreviations in tables in the footnotes even if defined in the text or a previous table.
- Submit tables as editable text.

Figures

Figures should be referred to specifically in the text of the paper.

- Number figures consecutively using Arabic numerals (1, 2, 3, etc.) and any figure that has multiple parts should be labelled alphabetically (e.g. 2a, 2b).
- Concise, numbered legend(s) should be listed on a separate sheet. Avoid repeating material from the text.
- Abbreviations used in figures should be defined in the caption.
- Labelling of artwork should be Arial 8 point font.
- Ideally, figure sizes should be 84 mm wide, 175 mm wide or the intermediate width of 130 mm.

Files

- Supply image files in EPS, TIFF, PDF or JPEG format.
- TIFF is preferred for halftones, i.e. medical images such as radiographs, MR scans etc.
- EPS is preferred for drawn artwork (line drawings and graphs).
- For JPEG files, it is essential to save at maximum quality, i.e. "10", to ensure that quality is satisfactory when the files are eventually decompressed.
- Files supplied in Word, PowerPoint or Excel may prove acceptable, but please supply in EPS, TIFF or JPEG if practicable. Other formats will not be usable.
- Do not supply GIF files – GIF is a compressed format that can cause quality problems when printed.
- Upload each figure separately and numbered.

Colour

- Unless essential to the content of the article, all illustrations should be supplied in black and white with no colour (RGB, CMYK or Pantone references) contained within them.
- The cost of reproduction of colour images will be charged to the author at the following rates: £300 for one colour image, £500 for two colour images and £100 for each subsequent additional colour image. All prices are exclusive of UK VAT.
- Images that do need to be reproduced in colour should be saved in CMYK, with no RGB or Pantone references contained within them.

Resolution

- Files should be saved at the appropriate dpi (dots per inch) for the type of graphic (the typical screen value of 72 dpi will not yield satisfactory printed results). Lower resolutions will not be usable.
- Line drawings – save at 800 dpi (or 1200 dpi for fine line work).
- Halftone and colour work – save at 300 dpi.

Composition

- The image should be cropped to show just the relevant area (i.e. no more than is necessary to illustrate the points made by the author whilst retaining sufficient anatomical landmarks). The amount of white space around the illustration should be kept to a minimum.
- Supply illustrations at the size they are to be printed, usually 76 mm wide (single column of text) or for especially large figures 161 mm (two columns of text).
- Annotations, e.g. arrows, should be used to indicate subtle but salient points. All annotations should be included within the images supplied.
- Patient identification must be obscured.

Additional points to note:

- Do not put a box around graphs, diagrams or other artwork.
- Avoid background gridlines unless these are essential (e.g. confidence limits).
- Fonts should be Adobe Type 1 standard – Helvetica or Times are preferred.
- Ensure that lettering is appropriately sized – should correspond to 8 or 9 pt when printed.
- Include all units of measurement on axes.
- All lines (e.g. graph axes) should have a minimum width of ¼ pt (0.1 mm) otherwise they will not print; 1 pt weight is preferable.
- Avoid using tints (solid black and white or variations of crosshatching are preferred), but any tints that are used must be at a minimum 5% level to print (but do not use too high a tint as it may print too dark).
- Do not use three-dimensional histograms when the addition of a third dimension gives no further information.

Appendices

Appendices should be used to include detailed background material that is essential for the understanding of the manuscript e.g. statistical analyses, very detailed preliminary studies, but which is too comprehensive to include as part of the main text.

Where possible, authors are encouraged to include all relevant material in the main body of the text, however, if an appendix is necessary it should be supplied as a separate file. If more than one appendix is included, these should be identified using different letters.

- An appendix may contain references, but these should be listed separately and numbered A1, A2, etc.
- Appendices must be referred to in the main text in the relevant section.

Supplementary material

Supplemental material is intended for material that would add value to your manuscript but is not essential to the understanding of the work. Supplementary material is typically used for including material that can not be accommodated in print form, for example multimedia files such as dynamic images, video/audio files etc.

There are no restrictions on supplementary file formats, though it is recommended that authors choose file types that the majority of readers will be able to open e.g.

- Text/Data: PDF, Word, Excel, Powerpoint, .txt
- Graphics: TIF, PNG, JPEG, GIF
- Video: AVI, MOV, MP4, MPEG, WMV
- Audio: mp3, m4a

Units, symbols and statistics

Authors should use the International System of Units (SI) [1]. Units of radiation should be given in SI, e.g. 1 Sv, 1 Gy, 1 MBq. Exceptions are mmHg for blood pressure and g dl⁻¹ for haemoglobin. For guidance, authors can refer to the publication Units, Symbols and Abbreviations. A guide for medical and scientific authors [2].

- All radiation factors (dose/time/fractionation) must be listed.
- Equations should be numbered (1), (2) etc. to the right of the equation. Do not use punctuation after equations.
- Do not include dots to signify multiplication – parameters should simply be typed closed up, or with a multiplication sign if necessary to avoid ambiguity.

Statistical Guidelines

The aim of the study should be clearly described and a suitable design, incorporating an appropriate number of subjects, should be used to accomplish the aim. It is frequently beneficial to consult a professional statistician before undertaking a study to confirm it has adequate power, and presentation of a power calculation within the paper demonstrates the ability of the study to detect clinically or biologically meaningful effects.

Details should be provided on selection criteria, whether data were collected prospectively or retrospectively, and any exclusions or losses to follow-up that might affect the study population. Information on subject characteristics in groups being compared should be given for any factors that could potentially bias the comparison of the groups; such information is often best presented in a tabular format in which the groups are in adjacent columns. If the study was randomized, details of the randomization procedure should be included.

Measures of variation should be included for all important results. When means are presented, the standard deviation or the standard error of the mean should also be given, and it should be clear which of these two measures is being quoted. When medians are given, measures of variation such as the interquartile range or overall range should also be included. Estimates of differences, e.g. between two means being compared, should be provided with 95% confidence limits to aid the reader and author to interpret the results correctly. Note that estimation of the size of effects, e.g. treatment or prognostic factor effects, is as important as hypothesis testing.

Statistical procedures should be described and referenced for all p-values given, and the values from which they were derived should be included. The validity of statistical procedures should also be confirmed, e.g. the t-test requires normal distribution(s) in the basic data and the chi-squared test is not valid when the expected numbers in cells are less than 5. Data may sometimes be transformed, e.g. using a log or square root transformation, to achieve normality. Non-parametric tests should be used when the conditions for normality are not met. It should be noted, however, that the Wilcoxon signed rank test (the non-parametric equivalent of the paired t-test) is semi-quantitative. If more than two groups are being compared then an analysis of variance should be performed before undertaking comparisons of pairs of groups. You are advised to seek the help of a professional statistician if you are uncertain of the appropriateness or interpretation of statistical methods.

Analysis of repeated measurements on the same subject can give rise to spurious results if comparisons are made at a large number of different time points. It is frequently preferable to represent each subject's outcome by a single summary measure chosen for its appropriateness. Examples of such measures are the area under the curve, the overall mean, the maximum or minimum, and the time to reach a given value. Simple statistics can then be applied to these summary measures.

The results of the evaluation of a test procedure should state clearly the criteria used to define positivity, and the sensitivity, specificity, positive predictive value and negative predictive value should all be quoted together with their 95% confidence limits.

1. Goldman DT, Bell RJ, eds. The International System of Units (SI). 5th edn. London, UK: HMSO; 1987.

2. Baron DN, ed. Units, symbols and abbreviations. A guide for medical and scientific authors. 5th edn. London, UK: Royal Society of Medicine Press; 1994.

ANEXO D – ANAIS SNNPQO

	
MD 01 CODEÍNA/PARACETAMOL FRENTE À SENSIBILIDADE IMEDIATA CAUSADA PELO CLAREAMENTO DENTÁRIO Santos KS*, Oliveira SN, Assunção IV, Borges BCD Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN kaizasousasantos@gmail.com OBJETIVO: Comparar a eficácia dos fármacos ibuprofeno e codeína + paracetamol, no controle da sensibilidade imediata gerada pelo clareamento dentário em consultório com peróxido de hidrogênio a 35% e avaliar a alteração de cor dentária causada pelo gel clareador. MÉTODO: Sessenta voluntários foram selecionados aleatoriamente em 3 grupos, cada qual com 20 participantes: 400mg placebo (PL), 400mg de ibuprofeno (IB) e 30mg de codeína + 500mg de paracetamol (CP). Os voluntários foram submetidos a 2 sessões de clareamento com peróxido de hidrogênio a 35% com 2 aplicações de 20 minutos cada. Em ambas as sessões, as medicações foram administradas aos voluntários 1 hora antes do procedimento. Os valores de sensibilidade foram obtidos através de uma escala visual analógica de dor imediatamente após o clareamento e a cor dentária foi avaliada antes e após o clareamento. A análise estatística foi feita através do ANOVA 1/2 Fatores e pós teste de tukey. RESULTADOS: Houve diferenças estatisticamente significantes na sensibilidade ao clareamento entre os medicamentos ($p < 0,01$). As médias de sensibilidade encontradas CP: 1,0; PL: 4,7; IB: 4,8. Em relação à cor dentária foi significativa, os dentes ficaram mais claros após o clareamento do que antes ($p < 0,01$), embora não houve diferenças estatisticamente significantes entre os medicamentos antes ou depois do clareamento ($p < 0,05$). CONCLUSÃO: O tratamento associado da codeína + paracetamol uma hora antes do clareamento dentário de consultório pode reduzir drasticamente a sensibilidade imediata.	MD 02 EFEITO DO LASER ND:YAG E DIFERENTES BIOVIDROS NA OCLUSÃO DE TÚBULOS DENTINÁRIOS Penha KJS*, Souza JML, Vieira RC, Couto GAS, Casanovas RC, Torres CRG, Bauer JRO, Firoozmand LM Universidade Federal do Maranhão – UFMA karlajanilee@outlook.com OBJETIVO: verificar in vitro a influência do uso do laser Nd:YAG associado à dois biovidros (niobofosfato-NbG e Sílica-45S5) na permeabilidade dentinária. MÉTODO: Foram confeccionados 50 discos de dentina bovina com 6 mm de diâmetro e 1 mm de espessura. A permeabilidade foi medida em quatro momentos: com a presença da smear layer, abertura máxima dos túbulos, após o tratamento e seguido do desafio ácido com o auxílio do aparelho de permeabilidade (ODEME). Os espécimes foram randomicamente distribuídos em 5 grupos experimentais ($n=10$), de acordo com o tratamento realizado: (NbG-60) Laser Nd:YAG (60mJ, 10 Hz, 0,6 W) + NbG, (NbG80) Laser Nd:YAG (80mJ, 10 Hz, 0,8 W) + NbG, (45S5-60) Laser Nd:YAG (60mJ, 10 Hz, 0,6 W) + 45S5, (45S5-80) Laser Nd:YAG (80mJ, 10 Hz, 0,8 W)+45S5 e (C) Controle. O desafio erosivo possuía quatro ciclos executados diariamente durante cinco dias, sendo cada ciclo composto por 2 min em ácido cítrico a 0,3% e 1h em saliva artificial. Foram obtidas as variações percentuais da permeabilidade após os diferentes tratamentos e erosão, por meio do teste Kruskal Wallis com post hoc de Dunn ($p>0,05$). RESULTADOS: Verificou-se que o grupo (45S5-80) apresentou maior diminuição da passagem de fluidos, seguido do (45S5-60), (NbG-80) e (NbG-60). Após desafio ácido todos os tratamentos se mostram resistentes à erosão comparados ao grupo (C). CONCLUSÃO: Todos os tratamentos foram capazes de reduzir a permeabilidade, sendo 45S5-80 a associação mais eficaz de acordo com as condições experimentais do estudo. Financiamento: FAPEMA (Processo 2015/014)
MD 03 RADIOPACIDADE DE RESINAS BULK FILL COM DIFERENTES SENSORES DIGITAIS Silva EJ*, Santos JPCL, Campello SL, Mota CCBO, Faria DLB, Gomes ASL Universidade Federal de Pernambuco - UFPE evairjs@gmail.com OBJETIVO: Avaliar o grau de radiopacidade de resinas compostas de incremento único através de dois sistemas de imagem radiográfica digital. MÉTODO: Foram selecionadas quatro resinas bulk fill: SDR – Smart Dentin Replacement (Dentsply), Filtek Bulk Fill (3M ESPE), Filtek Bulk Fill Flowable Restoration (3M ESPE), e Tetric N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent). Como controle foi usada uma resina convencional, Filtek Z100 (3M ESPE). Foram confeccionados discos ($n=5$) com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, conforme preconizado pela normatização 27 ANSI/ADA. Para as exposições radiográficas foram utilizados um aparelho de raios-x dental (XSpectro70, Dabi Atlante) com 70kVP e 8 mA e dois tipos de sensores digitais, um CMOS (Fona, Schick) e uma placa de fósforo fotoestimulada (EXPRESS, Kavo Kerr). As amostras foram posicionadas nos sensores digitais a 40 cm de distância do foco de raios X. Para análise dos dados um algoritmo foi gerado no software MATLAB (MathWorks) para filtrar todas as imagens, remover o sinal do ruído e obter a média da radiopacidade em pixels. RESULTADOS: As médias de densidade radiográfica variaram entre 0,66278 e 0,77864, sendo os valores mais elevados a Tetric N-Ceram (DP 0,03879), e menor, SDR (DP 0,01789). Quanto ao comparativo dos sensores, o CMOS apresentou sensibilidade inferior na geração de imagens quando comparado ao sistema de placa de fósforo fotoestimulada. CONCLUSÃO: Todas as resinas testadas neste estudo atenderam ao padrão de radiopacidade especificado pela normatização 27 ANSI/ADA. Financiamento: INCT-INFO (Processo: 465.763/2014-6)	MD 04 ANÁLISE IN VITRO DA INTERFACE DENTE-RESTAURAÇÃO COM SISTEMAS ADESIVOS AUTOCONDICIONANTES Silva EJ*, Alves DVL, Santos AMS, Souza AF, Faria DLB, Mota CCBO, Gomes ASL Universidade Federal de Pernambuco - UFPE evairjs@gmail.com OBJETIVO: Avaliar in vitro a interface restauradora com sistemas adesivos autocondicionantes nas margens circundantes e parede pulpar de terceiros molares através da tomografia por coerência óptica (TCO) e da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). MÉTODO: Foram selecionados 15 terceiros molares humanos hígidos (CAAE: 60722516.8.0000.5203) e preparadas cavidades classe I de Black. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em três grupos ($n=5$), conforme o sistema adesivo: Adhese SE (Ivoclar Vivadent), OptiBond All-in-One (Keer), Ambar Universal (FGM). Todos os grupos foram restaurados com resina composta Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent). As imagens de TCFC (Prexion 3D) foram realizadas com o protocolo de aquisição de imagem voxel 0,1 mm em alta resolução. Para análise com TCO utilizou-se um sistema de domínio espectral (Callisto, Thorlabs) para obtenção de imagens da face oclusal das amostras; posteriormente os dentes foram seccionados perpendicularmente, 1 mm além da base das restaurações para escaneamento da parede pulpar. As imagens foram processadas através Image J. RESULTADOS: O sistema adesivo OptiBond apresentou o menor índice de falhas na parede pulpar e nas margens restauradas (18,66% e 20%, respectivamente), seguido pelo Ambar (22,66% e 37,33%) e Adhese (40% e 58,66%). Não houve diferença estatisticamente significativa entre a avaliação do TCO e TCFC (valor-p 0,141). CONCLUSÃO: Os dados obtidos apontam para melhor desempenho dos sistemas adesivos de passo único quando comparados aos de dois passos. Financiamento: INCT-INFO (Processo: 465.763/2014-6)



MD 53	MD 54
EFEITO DE SUPLEMENTOS PROTEICOS SOBRE A LUMINOSIDADE DO ESMALTE BOVINO Borges MHS*, Rodrigues NC, Silva RO, Bezerra IM, Brito ACM, Almeida LFD Universidade Federal da Paraíba – UFPB helosaboorges@gmail.com OBJETIVO: Avaliou-se a alteração da luminosidade em esmalte bovino imersos em suplementos proteicos após clareamento dental e o pH dos suplementos. MÉTODO: A luminosidade inicial dos blocos de esmalte foi determinada por espectrofotometria, seguido do clareamento das superfícies com peróxido de hidrogênio a 35%. Os suplementos proteicos avaliados foram: Whey Protein sabor morango (marca 1), Whey Protein sabor chocolate, Whey Protein sabor baunilha e Whey Protein sabor morango (marca 2). Utilizou-se solução salina (controle positivo) e Coca-Cola® (negativo). Os blocos (n=6/grupo) foram imersos durante 10 min, por 7 dias e após cada exposição, permaneceram em saliva artificial a 37°C. Passados 7 dias, a luminosidade foi determinada. O pH dos suplementos foi analisado utilizando-se pHmetro. Os dados foram analisados pelo teste de Wilcoxon, considerando a luminosidade após o clareamento e final, já o pH foi determinado descritivamente. RESULTADOS: Verificou-se que não houve efeito na luminosidade do esmalte exposto a solução salina, Whey Protein sabor chocolate vegetal e Whey Protein sabor baunilha. Entretanto a luminosidade foi diminuída para os grupos com Coca-Cola®, Whey Protein sabor morango marca 1 e Whey Protein sabor morango marca 2 (p< 0,05). A mensuração do pH determinou maior valor para o Whey Protein sabor chocolate (8.18) e menor para a Coca-Cola® (2.83). CONCLUSÃO: Os suplementos proteicos Whey Protein sabor morango marca 1, Whey Protein sabor morango marca 2 e a Coca-Cola® diminuíram a luminosidade do esmalte. O pH da Coca-Cola foi o menor entre os produtos avaliados.	CLAREAMENTO DENTAL COM LUZ VIOLETA ASSOCIADA OU NÃO AO PH 35%: ESTUDO COMPARATIVO Aguiar JPAS*, Neves WJB, Pontes MVL, Souza JM, Pereira SMMS, Sandres BC, Costa DPTS, Silva CHV Universidade Federal de Pernambuco – UFPE jp.aguiar.alves@gmail.com OBJETIVO: Comparar a efetividade da técnica de clareamento dental com luz violeta associada, ou não, ao emprego de peróxido de hidrogênio 35%. MÉTODO: Foram selecionados 10 pacientes jovens, divididos aleatoriamente em 2 grupos: G1: LED violeta (MMO); G2: LED violeta + Peróxido de Hidrogênio 35% (Whiteness HP/FGM). O protocolo clínico clareador seguiu as orientações dos fabricantes. Os registros de cor foram obtidos com espectrofotômetro digital portátil (EasyShade – VITA), posicionado no terço médio da face vestibular dos dentes, com o auxílio da moldeira guia, nos seguintes momentos: T0: após profilaxia e antes do início do clareamento; T1: após a primeira sessão; T2: após a segunda sessão; T3: após a terceira sessão; T4: 1 semana após o fim do clareamento; e T5: 1 mês após o fim do clareamento. Os valores obtidos com o espectrofotômetro, baseados na escala VITATM Clássica, foram convertidos para uma escala numérica (L*, a* e b*), sendo obtido o ΔE (diferença de cor entre duas medidas espectrofotométricas) a partir da seguinte fórmula: $\Delta E = \sqrt{(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2}$. Os dados foram submetidos à análise estatística. RESULTADOS: T0 x T2 = 0.063; T0 x T3 = 0.011; T0 x T4 = 0.001 (comparação entre os grupos em cada variação de tempo, através do teste Kruskal-Wallis para p>0,05). CONCLUSÃO: A técnica de clareamento dental apenas com luz violeta foi menos efetiva que a técnica com a associação da luz violeta ao Peróxido de hidrogênio 35%.
MD 55	MD 56
CLAREAMENTO DENTAL COM PC 16% X COR DO SORRISO: ANÁLISE DA SATISFAÇÃO DO PACIENTE Neves WJB*, Souza JM, Aguiar JPAS, Pontes MVL, Pereira SMMS, Silva EJ, Costa DPTS, Silva CHV Universidade Federal de Pernambuco – UFPE washgneves@gmail.com OBJETIVO: Analisar o grau de satisfação, com a cor do sorriso, de pacientes submetidos a tratamento dental clareador supervisionado (caseiro), empregando peróxido de carbamida a 16%. MÉTODO: Esta pesquisa foi realizada nas clínicas do Curso de Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), após aprovação do Comitê de Ética em pesquisa em Seres Humanos da UFPE (CAAE 74943717.0.0000.5208). Foram entrevistados sete pacientes, de ambos os sexos, com idade média de 23anos e 06 meses, quanto ao grau de satisfação com a cor do seu sorriso nos tempos: T0 = inicial (base line); T1 = após 07 dias de tratamento clareador; T2 = após 15 dias de tratamento clareador; T3 = final, empregando escala analógica visual de satisfação, categorizada em: 1- Muito satisfeito; 2 – Satisfeito; 3 – Indiferente; 4 – Insatisfeito; 6- Muito insatisfeito. O tratamento clareador foi realizado utilizando a técnica supervisionada (caseira), com uso, por 04hs/dia, de moldeiras personalizadas (acetato 0,2mm), abastecidas com 01 gota de peróxido de carbamida 16% por dente. Os dados obtidos foram tabulados para análise estatística descritiva. RESULTADOS: Para T0 = 85,7% mostraram-se insatisfeitos com a cor do sorriso e 14,3% indiferentes; T1 = 14,3% insatisfeitos, 14,3% indiferentes, 57,1% satisfeitos e 14,3% muito satisfeitos; T2 = 28,6% indiferentes, 42,9% satisfeitos e 28,6% muito satisfeitos; T3 = 14,3% satisfeitos e 85,7% muito satisfeitos. CONCLUSÃO: A realização do tratamento clareador dental com peróxido de carbamida 16% evidenciou aumento no grau de satisfação com a cor do sorriso.	LASERTERAPIA DE BAIXA POTÊNCIA NA SENSIBILIDADE DENTAL INDUZIDA POR CLAREAMENTO DENTÁRIO Silva BD*, Santos KS, Henriques DPP, Silva FA, Barbosa DN Universidade Estadual da Paraíba - UEPB dans.bruna@gmail.com OBJETIVO: Analisar e comparar a eficácia da terapia com laser de baixa potência e um dessensibilizante comercial na redução da intensidade da sensibilidade dental, nos pacientes submetidos ao clareamento dentário em consultório. MÉTODO: Realizou-se um estudo do tipo ensaio clínico, prospectivo, analítico, controlado, aleatorizado e randomizado. Em uma amostra de 60 pacientes foi realizado o clareamento dental em consultório com peróxido de hidrogênio a 35%. Em seguida, os participantes foram divididos aleatoriamente em três grupos. O grupo 1 não recebeu terapêutica com o dessensibilizante e/ou laser. No grupo 2, foi aplicado o agente dessensibilizante (Desensibilize KF2®) durante 10 minutos. Enquanto que, o grupo 3, recebeu irradiação do laser de baixa potência infravermelho (808 nm, 40 mW, 20 s, 20 J / cm², 0,4 J). Os níveis de sensibilidade foram aferidos com a Escala Visual Numérica (EVN), durante seis dias. Aplicou-se os testes estatísticos de Kruskal-Wallis e Friedman com nível de significância de $\alpha < 0,05$. RESULTADOS: Verificou-se nos primeiros dois dias de avaliação o grupo laser apresentou menor nível de sensibilidade (3,10; 0,15) quando comparado ao grupo controle (5,15; 1,85) e o grupo dessensibilizante (3,35; 0,65). Do terceiro ao sexto dia, as médias de sensibilidade foram reduzindo até ficarem nulas. CONCLUSÃO: Tanto o nitrato de potássio a 5% associado ao fluoreto de sódio a 2% como laser de baixa potência infravermelho podem ser recursos importantes para minimizar a sensibilidade do clareamento dental profissional.

ANEXO E – MENÇÃO HONROSA SNNPQO



XX REUNIÃO ANUAL DA SNNPqO

22 A 24 DE NOVEMBRO DE 2018 - RECIFE - PE

A INDISSOCIABILIDADE ENSINO-PESQUISA-EXTENSÃO
NA CONSOLIDAÇÃO DAS CIÊNCIAS ODONTOLÓGICAS

Certificamos que o trabalho **RADIOPACIDADE DE RESINAS BULK FILL COM DIFERENTES SENSORES DIGITAIS** com autoria de **Evair Josino da Silva**, João Paulo Cristovam Leite dos Santos, Sérgio de Lemos Campello, Cláudia Cristina Brainer De Oliveira Mota, Danielle Lago Bruno de Faria, Anderson Stevens Leônidas Gomes recebeu **menção honrosa** na modalidade apresentação de pôster na área de Materiais Dentários/Dentística/Cariologia durante a XX Reunião Anual da Sociedade Nordeste Norte de Pesquisa Odontológica SNNPqO – A Indissociabilidade Ensino-Pesquisa-Extensão na Consolidação das Ciências Odontológicas, realizada de 22 a 24 de novembro de 2018, no Hotel Atlante Plaza, na cidade do Recife, Pernambuco.

Recife, 24 de novembro de 2018.

Prof. Dr. Gustavo Pina Godoy
PRESIDENTE DA XX REUNIÃO ANUAL DA SNNPqO

Prof. Dr. Sérgio d'Ávila Lins Bezerra Cavalcanti
PRESIDENTE DA SNNPqO



ANEXO F – ANAIS SBPQO

PN0427

Influência do laser de Nd:YAG e fluoroterapia na desmineralização do esmalte e resistência ao cisalhamento de braquetes linguais

Silva EJ*, Lopes MS, Pereira DL, Zezell DM, Mota CCBO, Gomes ASL

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO - FACULDADE DE ODONTOLOGIA.

Este trabalho avaliou o efeito do laser de Nd:YAG combinado a fluoroterapia no processo de desmineralização do esmalte ao redor de braquetes linguais e na força de cisalhamento após a colagem direta. 75 incisivos bovinos foram divididos em 5 grupos ($n = 15$) com diferentes métodos de pré-condicionamento de superfície: G1: controle negativo; G2: sem condicionamento ácido (H_3PO_4) + flúor fosfato acidulado (FFA); G3: H_3PO_4 + FFA; G4: laser de Nd:YAG + FFA; G5: laser de Nd:YAG + H_3PO_4 + FFA. Todos os braquetes foram colados com resina Transbond XT (3M ESPE), termociclados e submetidos a desafio cariogênico por 48h. Em seguida as amostras foram escaneadas por tomografia de coerência óptica (OCT) e microscopia eletrônica de varredura (MEV) para análise da profundidade da desmineralização, e submetidas aos testes de cisalhamento e microdureza. Os dados foram submetidos aos testes ANOVA e Tukey ($\alpha=0,05$). As imagens de OCT e MEV evidenciaram o "melting" nos grupos irradiados com laser. O uso do laser de Nd:YAG combinado à fluoroterapia apresentou menores níveis de desmineralização, comparado aos grupos de flúor isolados ($p=0,0006$). G3 e G5 apresentaram valores semelhantes de resistência ao cisalhamento e microdureza do esmalte ($p>0,05$).

Conclui-se que o uso combinado do laser Nd:YAG é uma alternativa eficaz para evitar lesões de desmineralização sem que haja comprometimento da adesão do braquetes ao esmalte. Não houve diferença de microdureza entre os grupos com laser e com condicionamento ácido.

Apoio: CAPES/PROCAD - 88881.068505/2014-01

PN0429

Efeitos da reabsorção radicular apical no suporte dento-alveolar: uma análise geométrica tridimensional

Carvalho GM*, Vitral RWF, Mota Júnior SL, Alvim LP, Fernandes RB, Araújo JLS, Schmitberger CA, Campos MJS

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA.

A reabsorção radicular apical pode ocorrer como um efeito indesejável do tratamento ortodôntico, sendo os incisivos os dentes mais atingidos, podendo ter seu suporte periodontal comprometido. Analisar a área superficial radicular de incisivos superiores e inferiores, após a simulação de diferentes graus de reabsorção radicular apical regular. A amostra foi composta por imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico de 40 indivíduos. Cada indivíduo teve três dentes (incisivo central superior, incisivo lateral superior e incisivo central ou lateral inferior) selecionados de maneira aleatória. Através do software Invesalio 3.0, foi selecionada a raiz do dente de interesse, da linha amelocementária ao ápice radicular, obtendo-se a representação tridimensional da raiz com suas respectivas medidas de área superficial e volume. Em cada dente selecionado, foram simuladas reabsorções radiculares de 0,5mm, 1,0mm, 1,5mm, 2,0mm, 3,0mm, 4,0mm e 5,0mm. A cada simulação foi gerada uma nova representação tridimensional e recalculadas as medidas de área superficial. A comparação entre a área original e as áreas radiculares remanescentes, demonstrou diferença significativa em quase todas as extensões, nos três grupos de dentes, exceto ao se comparar a área original à área radicular com reabsorção apical simulada de 0,5mm, nos incisivos centrais superiores.

A redução do comprimento radicular afetou significativamente a área radicular dos incisivos.

PN0431

Avaliação da disfunção do sistema mastigatório em crianças com paralisia cerebral do tipo espástico

Ferreira ACFM*, Santos MTBR

Odontologia - UNIVERSIDADE CRUZEIRO DO SUL.

O objetivo deste estudo foi avaliar o grau da disfunção do sistema mastigatório (SM) em 34 crianças com paralisia cerebral (PC) do tipo espástico de ambos os sexos, com idade entre 30 meses e 5 anos e 11 meses ($4,2 \pm 2,2$). Foram divididos em 3 grupos segundo o tipo de alimentação: G1 ($n=5$) gastrotomizados; G2 ($n=13$) alimentos não-sólidos e G3 ($n=16$) alimentação sólida. Um examinador calibrado fez a avaliação do índice de Helkimo e também a percepção dolorosa, utilizando o Facial Action Coding System (FACS). A função do SM foi avaliada pelo índice de Helkimo, referente à: i) limitação na amplitude de movimentação mandibular; ii) limitação na função da articulação temporomandibular (ATM); iii) dor muscular; iv) dor na ATM; v) dor na ATM em movimento, sendo atribuída a cada variável pontuação de 0 a 5 e o total representado pela soma da pontuação. O teste Kruskal-Wallis foi utilizado para análise dos resultados, com nível de significância fixado em $\alpha = 5\%$ ($p < 0,05$). O poder da amostra foi calculado (OpenEpi online; www.openepi.com), comparando a média ($\pm DP$) do G1 ($2,40 \pm 0,50$) e média ($\pm DP$) do G3 ($1,63 \pm 0,72$). Obteve-se G^*Power , com intervalo de confiança de 95% foi de 100%. Com relação ao valor do somatório do índice de Helkimo, as crianças do G1 ($2,40 \pm 0,50$) e G2 ($2,23 \pm 0,60$) apresentaram graus de disfunção do SM significativamente maiores quando comparados às crianças do G3 ($1,63 \pm 0,72$).

A ausência da mastigação de alimentos sólidos interfere na eficiência do SM e quanto maior o grau de envolvimento neurológico, maior a disfunção deste sistema.

Apoio: CAPES - 1758589

PN0428

Qualidade de vida de indivíduos em tratamento ortodôntico associado a procedimentos de aceleração do movimento dentário

Cardoso PA*, Houara RG, Pinto LSMC, Figueiredo DSF, Abreu LG, Paiva SM, Soares RV, Oliveira DD

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS.

Avaliar a qualidade de vida relacionada à saúde bucal (QVRSB) de indivíduos em tratamento ortodôntico associado a procedimentos de aceleração do movimento dentário (PAMD). Participaram deste estudo 48 indivíduos que foram submetidos à extração de 2 pré-molares superiores e colagem de aparelho fixo. Três meses depois foram realizados colocação de mini-implantes entre os segundos pré-molares e primeiros molares superiores e PADM. Os indivíduos foram alocados de forma randomizada para receber corticotomias de um lado da maxila ($n=17$), piezocirurgia de um lado da maxila ($n=16$) ou corticotomias de um lado da maxila e piezocirurgia do outro lado ($n=15$). A QVRSB foi avaliada através do Oral Health Impact Profile (OHIP-14) antes do tratamento (T0), 3 meses após a extração dos pré-molares (T1) e 3 meses após os PAMD (T2). O OHIP-14 apresenta 7 domínios: limitação funcional (LF), dor física (DF), desconforto psicológico (DP), incapacidade física (IF), incapacidade psicológica (IP), incapacidade social (IS) e incapacidade (IN). Um maior escore indica um impacto mais negativo na QVRSB. Análise descritiva e o teste t pareado foram realizados. Os escores em T0 foram significativamente menores do que em T1 para DF ($p=0,003$) e DP ($p=0,007$). Para IP, o escore em T2 foi significativamente menor que em T0 ($p=0,001$) e T1 ($p=0,009$). Para IN ($p=0,005$) e para o escore total do OHIP-14 ($p=0,007$), o escore em T2 foi significativamente menor do que em T0.

Houve uma melhora na QVRSB dos indivíduos durante o tratamento ortodôntico associado aos PAMD.

PN0430

Influência da combinação bráquete/fio ortodôntico na força de desativação para correção de apinhamento dentário: estudo *in vitro*

Neves MB*, Souza LT, Silva HDP, Maltagliati LA, Roscoe MG, Matias M, Bordin D, Nahás-Socate ACR

Mestrado - UNIVERSIDADE GUARULHOS.

Avaliar a força de desativação de fios ortodônticos combinados com bráquetes convencionais ou autoligados em modelo de simulação de apinhamento. Foram obtidos 6 grupos de acordo com o tipo de fio: aço inoxidável (Aço), níquel-titânio (Ni-Ti) e Gummatal (GM) na secção de 0,016". Para isso, o modelo de simulação correspondente à bráquetes autoligados (AUTO) ou convencionais (CONV) juntamente com cada fio, foram posicionados em máquina de ensaios universais; um indetador foi deslocado 3mm sobre o bráquete central para simulação de um apinhamento. O teste de tração foi realizado a uma velocidade de 0,5 mm/min e a força de retorno do fio mensurada. Os dados foram analisados pelo teste de Kolmogorov-Smirnov e Análise da variância a dois critérios considerando o material do fio, os intervalos de deslocamento (0,0 à 0,5mm; 0,5 à 1,0mm; 1,0 à 1,5mm e 1,5 à 3,0 mm) para cada secção individual ($p < 0,05$). No intervalo 0 e 0,5mm, não houve diferença entre a combinação fio-bráquete ($p > 0,05$); de 1 a 1,6mm, o Aço associado ao bráquete CONV apresentou retorno superior à associação com bráquete AUTO, respectivamente 2125,31cN e 1844,01cN ($p < 0,05$). Nos intervalos de 1,0 a 1,6 e entre 1,6 e 3mm, o comportamento do GM associado ao AUTO foi superior ao Ni-Ti ($p < 0,05$); para a associação dos fios ao CONV, o inverso foi observado ($p < 0,05$).

A associação entre os fios e bráquetes Gummatal / autoligado e Ni-Ti / convencional apresentaram maior força de desativação independente do intervalo.

PN0432

Comparação do grau de precisão entre ortodontista e técnicos americanos no posicionamento de bráquetes para colagem ortodôntica indireta

Carvalho DFC*, Castro RCFR

Doutorado - FACULDADE DE ODONTOLOGIA SÃO LEOPOLDO MANDIC.

O objetivo deste estudo piloto foi descrever a técnica de colagem indireta por computador e comparar o posicionamento de bráquetes entre técnicos americanos da empresa ARCADLAB e ortodontista brasileira calibrada com o sistema versátil MBT de 7 casos clínicos selecionados para colagem indireta por computador. Sete casos, com dentadura permanente completa de pré a pré-molar superior e inferior e necessidade de tratamento ortodôntico corretivo imediato, foram selecionados para o estudo piloto de colagem indireta por computador. Em seguida, técnicos americanos realizaram o posicionamento de bráquetes via software e enviaram para aferição de uma ortodontista. Com auxílio do software a ortodontista aferiu as posições dos bráquetes no sentido vertical e axial de 139 dentes. Os resultados mostram a existência de diferenças estatisticamente significativas em todos os dentes das mensurações vertical canaleta/cervical ($p < 0,05$). Nas mensurações vertical canaleta/incisal apenas se observaram diferenças significativas no dente canino superior esquerdo ($p = 0,016$). Nas mensurações axial/mesial e axial/distal as diferenças entre o ortodontista e o técnico foram significativas no primeiro pré-molar superior esquerdo, segundo pré-molar superior esquerdo, incisivo central inferior direito e segundo pré-molar inferior esquerdo ($p < 0,05$).

O ortodontista deve sempre aferir o posicionamento de bráquetes determinados por técnicos americanos. A técnica de colagem indireta por computador parece ser um meio simples e seguro de colagem de bráquetes.

PN1831 Influência do agente cimentante na adesão de pinos: ensaio push-out e análise em microscopia eletrônica de varredura de baixa resolução

Silva KYS*, Nadler AMO, Silva EJ, Silva SS, Gomes ASL, Silva CHV, Guimarães RP
Odontologia - UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO - FACULDADE DE ODONTOLOGIA.

O objetivo deste estudo foi avaliar o desempenho de cimentos resinosos adesivos com diferentes estratégias adesivas na resistência de união (RU) de pinos de fibra de vidro a dentina radicular. Cinquenta e cinco pré-molares unirradiculares foram tratados endodonticamente e distribuídos nos grupos experimentais (n=11): 3 cimentos resinosos convencionais RelyX ARC, 3M ESPE - ARC; Relyx Ultimate, 3M ESPE - ULTC; All Cem, FGM - ALL; 1 cimento resinoso autocondicionante, Relyx Ultimate, 3M ESPE - ULTA; e 1 cimento resinoso autoadesivo, RelyX U200, 3M ESPE - U200. As raízes foram seccionadas transversalmente em fatias de 1,0 mm de espessura correspondentes a cada terço radicular e submetidas ao push-out. O tipo de falha foi determinado através da Microscopia Eletrônica de Varredura. Os dados foram analisados estatisticamente pelos testes de ANOVA (ensaio mecânico) e teste exato de Fisher (tipos de falhas) ($p < 0,05$). Na comparação entre os grupos, as maiores médias de RU foram encontradas para os cimentos convencionais ULTC e ALL. Entretanto, nos terços médio e apical, o cimento ALL apresentou resultados estatisticamente semelhante aos cimentos ULTA e U200. No terço cervical e médio o cimento ARC se assemelhou estatisticamente aos cimentos ULTA e U200. O tipo de falha predominante foi a mista.

Concluiu-se que os cimentos resinosos autocondicionante e autoadesivo mostraram resultados similares de resistência de união imediata na cimentação de pinos de fibra de vidro comparados aos cimentos resinosos convencionais.

PN1833 Influência do volume e da espessura na tensão de contração e profundidade de cura de compostos convencionais e bulk-fill

Santini DC*, Vello IMMAC, Camim FS, Honório HM, Mondelli RFL
Dentística, Endodontia e Materiais Odonto - UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - BAURUI.

Este estudo *in vitro* avaliou a influência do volume na tensão de contração e da espessura na profundidade de cura por microdureza Knoop (KHN) de compostos convencionais e bulk-fill. As resinas utilizadas foram: convencional (Z350 3M - Z350, Vittra APS FGM - VAPS), bulk-fill de alta (One Bulk Fill 3M - ONE, Opus Bulk Fill FGM - OBF) e baixa viscosidade (Bulk Fill Flowable 3M - BFF, Opus Bulk Fill Flow FGM - OBFF). Para a análise do estresse de contração, espécimes (n=5) foram confeccionados variando o volume (24 e 48 mm³). As forças de contração (N) foram registradas por 5 min em UTM e a tensão (MPa) calculada. Quanto à microdureza, amostras (n=5) foram preparadas utilizando moldes com 2 e 4 mm de espessura e fototivadas por 30 s (Kavo, 1200 mW/cm²). Após 24 h, leituras de KHN nas superfícies de topo e base das amostras foram obtidas e a razão percentual de KHN base/topo calculada determinando a profundidade de cura. Para análise estatística foi realizado ANOVA a dois critérios, seguido por Tukey ($p < 0,05$). O aumento do volume de resina resultou em maior tensão de contração para Z350, VAPS e ONE ($p < 0,05$). Os compostos Z350, VAPS, BFF e OBF apresentaram diminuição na KHN quando a espessura foi aumentada ($p < 0,05$). Com exceção da OBFF, todos os grupos mostraram adequada polimerização (KHN base/topo > 80%) a 2 mm de profundidade, enquanto que a 4 mm somente a resina ONE.

O volume e a espessura do incremento influenciaram a tensão e a profundidade de cura, respectivamente. O composto bulk-fill ONE mostrou menor tensão mantendo eficiência de cura em comparação aos outros materiais testados.

Apoio: CNPq - 133259/2017-0

PN1835 Resistência de união de restauração metalocerâmica utilizando métodos de fundição diferentes e uma liga metálica não nobre

Alonso AA*, Barchetta NF, Saavedra GSFA, Tango RN
Odontologia Restauradora - UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - SÃO JOSÉ DOS CAMPOS.

A fundição depende de um número complexo de variáveis que incluem o intervalo de fusão, temperatura do molde e a aceleração inicial da máquina de fundição. O objetivo deste estudo foi avaliar possíveis diferenças de técnicas de fundição na superfície/interface metal-cerâmica. Foram confeccionados 24 espécimes com 4x4mm de diâmetro, com uma base de 5x1 mm, em cera para fundição. Após o preparo dos espécimes, estes foram divididos aleatoriamente em dois grupos (n= 12): G1-maçarico de fundição e centrífuga elétrica, G2-equipamento de indução e centrífuga elétricos. A liga utilizada foi CrCo. Após as técnicas de fundição as amostras foram limpas e preparadas para receber cerâmica odontológica. Todos os espécimes foram preparados para o teste de cisalhamento em uma máquina de ensaio universal, com uma célula de carga de 500 kg e velocidade de 0,5 mm / min até a ruptura. As interfaces dos espécimes fraturados de cada técnica de fundição foram examinadas em estereomicroscópio. Resultados: Os resultados foram analisados utilizando análise de variância, com nível de confiança de 95% . As médias e desvio padrão foram para G1 (76,47±15,92) e para G2 (79,45±17,40). Teste t de Student ($p < 0,05$). Foram utilizados para determinar diferenças significativas entre as G1 e G2. Não houve diferenças significativas para as duas técnicas de fundição ($p = 0,66$).

Os resultados obtidos através do teste de cisalhamento mecânico entre os grupos: G1 e G2, não mostraram diferenças estatísticas significativas. O tipo de falha presente observado em estereomicroscópio em todos os casos foi coesiva.

PN1832 Avaliação do efeito de dessensibilizantes de consultório contendo cálcio e fosfato na permeabilidade dentinária e oclusão tubular

Sakae LO*, Machado AC, Rebelo FEM, Maximiano V, Lopes RM, Aranha ACC, Scaramucci T
Dentístico - UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - SÃO PAULO.

O objetivo desse estudo foi avaliar o desempenho de agentes dessensibilizantes com cálcio/ fosfato na permeabilidade dentinária (PD) e oclusão tubular. Espécimes de 1 mm de espessura de dentina foram imersos em EDTA a 17% por 5 min, e distribuídos aleatoriamente em 7 grupos: Clinpro White Varnish (CW); Clinpro XT Varnish (CX); Teethmate Desensitizer; Desensibilize Nano P (NP); Nupro prophylaxis paste (N); Duraphat (D - produto de referência); controle (C - sem tratamento). Depois do tratamento, os espécimes foram submetidos a uma ciclagem erosiva-abrasiva de 5 dias. A PD foi avaliada por condutância hidráulica (n=10) e microscopia eletrônica de varredura (n=8) pós EDTA; pós tratamento (PT) e pós ciclagem (PC). A porcentagem de permeabilidade (%Lp) foi calculada PT e PC. O software ImageJ foi utilizado para a contagem do número de túbulos dentinários abertos (TDA). Os dados obtidos foram estatisticamente analisados ($\alpha = 0,05$). No PT, a %Lp de todos os tratamentos foi significativamente menor que o C, sendo a %Lp do grupo N maior que a do D. Todos os grupos apresentaram significativamente menor %Lp no PT em relação ao PC, exceto o C. No PT, todos os grupos apresentaram menos TDA que o C, exceto o grupo N. Os grupos CW, CX, D e NP apresentaram os melhores resultados. Já no PC, não houve diferença significativa entre os tratamentos. Os grupos CW e D apresentaram menos TDA no PT do que no PC.

Concluiu-se que a maioria dos tratamentos foram eficazes, no PT, na redução da PD e do número de TDA, entretanto, nenhum dos produtos foi capaz de resistir aos desafios erosivos-abrasivos.

Apoio: FAPESP - 17/02341-0

PN1834 Efeito dos polifenóis na resistência a tração da interface dentina/resina

Fragoso LSM*, Moraes IQS, Bispo AR, Porto ICOM, Romão DA
Odontologia Restauradora - UNIVERSIDADE FEDERAL DE ALAGOAS.

O estudo avaliou a ação de polifenóis na resistência à tração da interface resina/dentina nos intervalos de 24 h e 6 meses após a confecção da restauração e o padrão de fratura. Terceiros molares humanos foram obtidos, as raízes seccionadas, o terço oclusal das coroas removido e uma smear layer uniforme criada por abrasão da dentina. Os dentes distribuídos em 2 grupos e subgrupos segundo o pré-tratamento da dentina: querectina e resveratrol nas concentrações de 10µg/mL, 20 µg/mL, 100 µg/mL, 250 µg/mL e 500 µg/mL e clorexidina 2% (CP). O adesivo foi aplicado e a porção correspondente a coroa construída com resina Filtek Z350XT. Os dentes foram armazenados em água destilada a 37°C e 24h após seccionados obtendo-se palitos com aproximadamente 1,0 mm². Metade destes foi imediatamente testado e os remanescentes armazenados em saliva artificial, a 37°C para análise após 6 meses. Para medir a resistência de união, cada palito foi submetido ao teste de resistência à microtração expressa em MPa. Os dados foram submetidos à ANOVA 1 fator e teste de Tukey ($p < 0,05$). Tanto para resveratrol como para querectina as médias da resistência à microtração não aumentaram com o tempo de avaliação. Para o resveratrol a fratura adesiva foi predominante no grupo de 24h e adesiva e em resina no grupo de 6 meses. Para querectina os modos de fratura mista e em resina foram predominantes nos grupos de 24h e após 6 meses observou-se os quatro padrões de fratura.

Os polifenóis Resveratrol e Querectina, nas concentrações analisadas, não foram eficazes no aumento da resistência de união nos períodos de 24h e seis meses.

Apoio: CNPq - 424498/2016-2

PN1836 Acurácia dimensional de modelos físicos gerados por escaneamento intraoral/impressão 3D e por moldagem convencional/modelos de gesso

Arcas LPB*, Amaral M, Vitti RP, Silva-Concilio LR, Baroudi K, Claro CAA
Odontologia - UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ.

Considerando o aumento da utilização de modelos dentários prototipados e que alterações dimensionais podem causar problemas de adaptação de trabalhos protéticos, o objetivo do estudo foi comparar a acurácia dimensional de modelos físicos obtidos por escaneamento intraoral, por dois tipos de escâneres (TRIOS e ITERO), seguido de prototipagem rápida e moldagem em alginato e silicone, seguida de modelo de gesso. Após cálculo amostral, 10 modelos para cada grupo foram obtidos a partir de modelo mestre de aço inoxidável de arcada dentária inferior parcialmente edêntula. Após 48h da construção, os modelos foram mensurados em microscópio de medição, considerando 2 distâncias lineares anteroposteriores (A- direita e C-esquerda) e 2 transversais (B-anterior e D-posterior). Cada medida foi realizada 3 vezes e a média subtraída do modelo mestre; estes dados, em módulo, foram comparados, considerando alfa de 5%. Devido a não normalidade e a heterocedastia dos dados, optou-se pela estatística não paramétrica. Os resultados dos testes de Kruskal Wallis e Dunn não indicaram diferenças entre os grupos nas medidas A e C ($p > 0,05$); apenas na B o modelo obtido pelo Trios (mediana=0,31) apresentou menor acurácia do que o modelo obtido pelo silicone (mediana=0,13); mas na distância D os modelos obtidos a partir do silicone mostraram menor acurácia em relação aos demais ($p < 0,05$).

Não houve diferença entre os escâneres avaliados ($p > 0,05$). Concluiu-se que, em geral, modelos físicos obtidos por prototipagem rápida apresentam boa acurácia dimensional, independente do tipo de escâner.

ANEXO G – APRESENTAÇÃO XXXIV ENCONTRO DE FÍSICOS DO NORTE E NORDESTE



**XXXIV ENCONTRO DE FÍSICOS
DO NORTE E NORDESTE**
3 a 5 de novembro de 2019
Maceió - AL



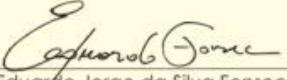
CERTIFICADO

O Comitê Organizador certifica que o trabalho "Development of a photoacoustic measurement system and its application in dentistry" de autoria de Erica Muniz de Miranda, Avishek Das, Anderson Stevens Leônidas Gomes, Evair Josino da Silva foi apresentado na sessão BIOFOTÔNICA no XXXIV Encontro de Físicos do Norte e Nordeste, realizado de 03 a 05 de Novembro de 2019 em Maceió, AL, Brasil.

Maceió, 05 de Novembro de 2019


215-626-1


Carlos Jacinto da Silva
Coordenador de Programa


Eduardo Jorge da Silva Fonseca
Coordenador Geral



ANEXO H – APRESENTAÇÃO XIV SIMPÓSIO DE LASERS E SUAS
APLICAÇÕES

XIV Simpósio de LASERS e suas APLICAÇÕES

CERTIFICADO

A comissão organizadora certifica o trabalho **Development of a photoacoustic measurement system and its application in dentistry** de autoria *Adriano Erica Muniz de Miranda, Evair Josino da Silva, Avishek Das, Anderson Stevens Leônidas Gomes*, foi apresentado por **Erica Muniz de Miranda** na categoria **Comunicação Oral** no **XIV Simpósio de Lasers e suas Aplicações**, ocorrido entre os dias 29 de outubro e 01 de novembro de 2019 no Departamento de Física da UFPE, Recife, Brasil.



Cid Bartolomeu Araújo
COORDENADOR GERAL DO EVENTO



Pollyanna Michelle P. de Alencar
PRESIDENTE DO OSA STUDENT CHAPTER
- RECIFE