



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

EVAIR JOSINO DA SILVA

**USO DE UM SISTEMA DE IMAGEM FOTOACÚSTICA PARA
INVESTIGAÇÃO DE CÁRIE INTERPROXIMAL EM DENTES POSTERIORES:
comparação com métodos radiográficos e tomográficos segundo o critério
ICDAS/ICCMS**

Recife
2024

EVAIR JOSINO DA SILVA

**USO DE UM SISTEMA DE IMAGEM FOTOACÚSTICA PARA
INVESTIGAÇÃO DE CÁRIE INTERPROXIMAL EM DENTES POSTERIORES:
comparação com métodos radiográficos e tomográficos segundo o critério
ICDAS/ICCMS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Odontologia. Área de concentração: Clínica Integrada.

Orientador(a): Prof. Dr. Anderson Stevens Leonidas Gomes.

Recife

2024

.Catalogação de Publicação na Fonte. UFPE - Biblioteca Central

Silva, Evair Josino da.

Uso de um sistema de imagem fotoacústica para investigação de cárie interproximal em dentes posteriores: comparação com métodos radiográficos e tomográficos segundo o critério ICDAS/ICCMS / Evair Josino da Silva. - Recife, 2024. 183f.: il.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, 2025.

Orientação: Anderson Stevens Leonidas Gomes.
Inclui referências e anexos.

Universidade Federal de Pernambuco

Reitor

Prof. Dr. Alfredo Macedo Gomes

Vice-Reitor

Prof. Dr. Moacyr Cunha de Araújo Filho

Pró-Reitoria de Pós-Graduação

Profa. Dra. Carol Virgínia Góis Leandro

Diretora do Centro de Ciências da Saúde

Prof. Dr. Daniela Feitosa

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Prof. Dr. Danyel Elias da Cruz Perez

Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Membros do Corpo Permanente

Profa. Dra. Alessandra de Albuquerque Tavares de Carvalho

Prof. Dr. Anderson Stevens Leonidas Gomes

Profa. Dra. Andrea dos Anjos Pontual

Profa. Dra. Angela Luzia Branco Pinto Duarte

Prof. Dr. Arnaldo de França Caldas Júnior

Profa. Dra. Bruna de Carvalho Farias Vajgel

Prof. Dr. Carlos Menezes Aguiar

Prof. Dr. Danyel Elias da Cruz Perez

Profa. Dra. Elaine Judite de Amorim Carvalho

Profa. Dra. Flavia Maria de Moraes Ramos Perez

Prof. Dr. Gustavo Pina Godoy

Prof. Dr. Hilton Justino da Silva

Prof. Dr. Jair Carneiro Leão

Profa. Dra. Juliana Raposo Souto Maior

Profa. Dra. Jurema Freire Lisboa De Castro

Prof. Dr. Luiz Alcino Monteiro Gueiros

Profa. Dra. Maria Luiza dos Anjos Pontual

Profa. Dra. Renata Cimões Jovino Silveira



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO

Ata da defesa/apresentação do Trabalho de Conclusão de Curso de Doutorado do Programa de Pós-graduação em Odontologia - CCS da Universidade Federal de Pernambuco, no dia 01 de abril de 2025.

ATA Nº 139

Ata da 139ª Defesa de Tese do Curso de Doutorado em Odontologia com Área de Concentração em Clínica Integrada do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, realizada no dia 16 de agosto de 2024.

Ao dezesesseis dias do mês de agosto de dois mil e vinte e quatro às nove horas, por meio de videoconferência do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, em sessão pública, teve início a Defesa da Tese de EVAIR JOSINO DA SILVA, candidato ao grau de DOUTOR em Odontologia com área de concentração em Clínica Integrada, intitulada "USO DE UM SISTEMA DE IMAGEM FOTOACÚSTICA PARA INVESTIGAÇÃO DE CÁRIE INTERPROXIMAL EM DENTES POSTERIORES: COMPARAÇÃO COM MÉTODOS RADIOGRÁFICOS E TOMOGRÁFICOS SEGUNDO O CRITÉRIO ICDAS/ICCMS", sob a orientação do Prof. Dr. ANDERSON STEVENS LEÔNIDAS GOMES. A comissão examinadora convocada para avaliar a tese foi indicada pelo Colegiado do programa de pós-graduação em Odontologia, e homologada pelo respectivo Colegiado, por meio da plataforma SIGAA, sendo composta pelos

Professores: Prof. Dr. Anderson Stevens Leônidas Gomes, da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), atuando como presidente, Profa. Dra. Denise Valente dos Santos, da Universidade de Pernambuco (UPE), Profa. Dra. Denise Maria Zzell, da Universidade de São Paulo (USP), Profa. Dra. Cláudia Cristina Brainer de Oliveira Mota, da Universidade de Pernambuco (UPE) e Prof. Dr. Luiz Alcino Monteiro Gueiros, da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE). Como suplentes, atuaram a profa Dra. Andréa dos Anjos Pontual de Andrade Lima, da UFPE, e o prof. Dr. José Adelson Alves do Nascimento Júnior. Após cumpridas as formalidades, o candidato foi convidado a discorrer sobre o conteúdo da tese, ao que foi concedido o tempo de 30 minutos. Concluída a explanação, o candidato foi arguido pela Comissão Examinadora que, em seguida, reuniu-se em secreto para deliberar e conceder ao mesmo a menção aprovado da referida tese, devendo o mesmo acatar as recomendações feitas, nesta sessão, pela comissão examinadora, e cumprir os demais requisitos regimentais e depositar versão final da tese na Biblioteca Central, observando os prazos e procedimentos vigentes nas normas internas desta universidade. Face a Aprovação, fica o candidato apto a obtenção do grau de Doutor em Odontologia, cabendo a Universidade Federal de Pernambuco através de sua Pró-Reitoria de Pós-Graduação, tomar as providências cabíveis. Nada mais havendo a tratar, o presidente da Comissão Examinadora encerrou a sessão e, para constar, lavrou-se a presente Ata que vai assinada por Danyel Elias da Cruz Perez, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UFPE, pelos membros da Comissão Examinadora e pelo doutorando



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO

Ata da defesa/apresentação do Trabalho de Conclusão de Curso de Doutorado do Programa de Pós-graduação em Odontologia - CCS da Universidade Federal de Pernambuco, no dia 01 de abril de 2025.

Evair Josino da Silva.

Recife, 16 de agosto de 2024.

Dra. CLÁUDIA CRISTINA BRAINER DE OLIVEIRA MOTA

Examinadora Externa à Instituição

Dra. DENISE MARIA ZECELL, IPEN

Examinadora Externa à Instituição

Dra. DENISE VALENTE DOS SANTOS

Examinadora Externa à Instituição

Dr. LUIZ ALCINO MONTEIRO GUEIROS, UFPE

Examinador Interno

Dr. ANDERSON STEVENS LEONIDAS GOMES, UFPE

Presidente

EVAIR JOSINO DA SILVA

Doutorando(a)

Aos meus pais, Mônica Maria Silva e Edelson Josino Silva

Esta tese é dedicada a vocês, cujos sacrifícios incontáveis tornaram este sonho possível. Desde os primeiros dias de escola até o culminar deste doutorado, vocês estiveram ao meu lado, oferecendo apoio incondicional e amor sem limites.

Agradeço profundamente por todo o apoio, sacrifício e amor. Sem vocês, este momento não seria possível. Esta vitória é nossa.

AGRADECIMENTOS

Estar escrevendo esta parte da tese faz-me sentir nostálgico. Cada palavra escrita me relembra as experiências acadêmicas e pessoais incríveis que este doutorado permitiu, as pessoas maravilhosas que trilharam essa caminhada comigo e, as dores da construção do saber no seu maior grau.

Este doutorado, que se iniciou no mesmo tempo que a pandemia, exigiu adaptações inimagináveis. Lidar com aulas online, restrições aos laboratórios, isolamento e incertezas, certamente abalaram a construção desta tese. Porém, foram finalmente vencidas.

Grande parte do motivo dessa vitória se dá ao meu orientador (Meu Chefe), o Prof. Dr. Anderson Gomes, o qual faço questão de iniciar meus agradecimentos. A sua forma como lida com a ciência é inspiradora, possui um olhar crítico e expertise louváveis. Gerencia todos os seus orientandos como se fosse uma grande família, fazendo com que todos se ajudem naquilo que são melhores. De uma forma peculiar, sua forma de falar sempre nos proporcionam a força necessária para continuar. Não sabe o quanto é incrível acompanhar todas as suas honrarias, méritos, homenagens ao mesmo tempo conhecendo o seu lado humano, convivendo, e, ver que aquele “cara” está me formando. Agradeço por acreditar em mim e no meu desenvolvimento mesmo com todas as dificuldades apresentadas. Saiba que sua influência vai muito além desta tese e permanece comigo ao longo da minha carreira enquanto professor, pesquisador, estudante e principalmente humano.

À minha querida mãe, Mônica Silva, agradeço por sua fé incondicional em meu potencial. Foi esta fé que me salvou de várias crises, inseguranças e ansiedades e possibilitou eu chegar até aqui. Não posso deixar de agradecer por suas abdições de necessidades básicas, lá atrás, para nossa casa e família em prol dos meus estudos. A senhora sempre foi julgada por investir tanto na minha educação e esta tese é uma resposta que valeu a pena.

Ao meu Pai, Edelson Silva, agradeço por cada sacrifício feito e por suas palavras de encorajamento. Mesmo sem entender a vida acadêmica, nunca questionou minhas escolhas. Nos momentos mais difíceis, seu apoio foi crucial. Obrigado por tanto, meu pai.

A minha irmã, Maria das Dores Silva, por ser quem é do jeito que é. As suas deficiências podem mascarar alguns sentimentos, mas seu olhar entrega o seu infinito amor por nós, o qual é o elo da nossa família.

Aos meus familiares, Vó Lenira e Padrinho Fábio, obrigado por acreditar em mim mais do que eu mesmo.

A Daniel Silva, pelo apoio constante e compreensão durante esta intensa jornada de doutorado. Sua presença ao meu lado foi um conforto inestimável e uma fonte de força extremamente necessária.

À minha amiga Jeynife Rafaela, sou imensamente grato pelo seu apoio constante, pelas palavras de incentivo, pelos momentos de alegria que compartilhamos, como as inesquecíveis viagens ao Laboratório ou a rotina na Faculdade; sua amizade tornou-se uma fonte inestimável de força para concluir esta etapa da minha vida.

A todos meus amigos que torceram e estiveram juntos nos momentos críticos, em especial a Fagner Moura, Carla Letícia Camelo e Natalia Lins. Minha eterna gratidão.

Aos meus colegas de turma, agradeço profundamente pelo apoio mútuo, pelos momentos de felicidade que tornaram esta jornada mais leve e gratificante; juntos, enfrentamos desafios e celebramos conquistas, e cada um de vocês foi essencial para o meu crescimento pessoal e acadêmico. Em especial agradeço a minha colega Andressa Alves por sua irmandade e acolhida.

A Família Labfoton, minha gratidão pelo espírito de equipe que fez toda a diferença nesta jornada. Desde o mestrado até aqui o Labfoton foi um local de acolhida, de respeito e de alegria. A vida foi muito boa comigo ao me colocar neste lugar. A todos que fizeram parte dessa turma durante minha participação minha eterna gratidão. O pesquisador que sou hoje tem um pouco do melhor de todos vocês.

Gostaria de agradecer a Arthur Césare pelo apoio técnico excepcional e pela colaboração fundamental para o sucesso deste estudo, além de sua amizade. Suas habilidades e dedicação foram essenciais para superar desafios deste projeto e alcançar resultados significativos.

À Professora Dra. Cláudia Mota, sua paixão pela ciência acendeu em mim, lá na graduação de uma faculdade privada do interior, uma chama de curiosidade e desejo de conhecimento que me fez chegar nesse doutorado. Sua dedicação e entusiasmo foram a inspiração que me guiou a seguir este caminho, e por isso, serei eternamente grato.

Aos meus alunos, agradeço a oportunidade de compartilhar conhecimentos com vocês ao longo desta jornada. Vocês são uma fonte constante de inspiração e motivação para mim. Me movem e mudam constantemente. Sou muito honrado de ser Professor.

Ao Departamento de Física da UFPE, por ser durante o mestrado e doutorado minha segunda casa. Gratidão aos técnicos de laboratório do DF por toda disponibilidade e suporte.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, na figura do coordenador Prof. Dr. Danyel Elias da Cruz Perez, seu corpo docente e todos os colaboradores que estiveram presentes durante meu doutorado.

As Professoras do Curso de Odontologia da UFPE, Profa. Dra. Maria Luiza Pontual e Profa. Dra. Andrea Pontual por me acolherem em sua disciplina durante o estágio docência, seu apoio, orientação e pelo exemplo inspirador para minha prática como docente.

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, MCTIC que financiaram o PRONEX e o INCT-INFO que forneceram os equipamentos necessários nessa pesquisa.

Gostaria de expressar minha sincera gratidão à CAPES pelo suporte financeiro crucial que tornou possível a realização deste doutorado.

À Universidade Federal de Pernambuco que me acolheu nesta jornada de mestrado e doutorado. Meu agradecimento pelas oportunidades de aprendizado que foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho de pesquisa. Tenho orgulho de ter a UFPE como parte principal da minha formação.

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

“Neste mundo, a perfeição é uma ilusão. Independentemente de todos aqueles que dizem o contrário, esta é a realidade. Obviamente, os tolos medíocres sempre desejarão a perfeição e a buscarão. Contudo, que significado há na perfeição? Nenhum. Nem um pouco. ...Depois da perfeição não existe nada superior. Nem mesmo espaço para criação, o que significa que também não há espaço para sabedoria ou talento. Entende? Para cientistas como nós, a perfeição é desespero.” (Kubo, 2011)

RESUMO

O diagnóstico de cáries interproximais é desafiador. A inspeção visual é limitada nestas regiões das superfícies dentárias de dentes posteriores e o exame radiográfico pode ser empregado como método complementar de diagnóstico. Cerca de 25% a 40% de perda do conteúdo mineral dentário é necessário para a cárie ser visualizada em radiografias. Sabendo disso, novas técnicas de imagem não invasivas, não ionizantes e com maior capacidade de detecção estão sendo estudadas. Destaca-se, recentemente, o uso de uma nova modalidade de imagem dual, a fotoacústica. O objetivo desta pesquisa foi avaliar a viabilidade do uso da imagem fotoacústica na investigação de lesões de cáries na superfície proximal de dentes posteriores comparando com a classificação de métodos radiográficos ICDAS/ICCMS. Vinte e quatro dentes foram selecionados, fotografados, radiografados e escaneados por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico e classificados no critério ICDAS/ICCMS. Posteriormente foram escaneados em um protótipo de um sistema de imagem fotoacústica operando em 1064 nm. Foram geradas imagens e dados quantitativos dos sinais fotoacústicos, que foram analisados visualmente e por estatística descritiva e inferencial. Foi possível detectar as lesões de cárie na superfície proximal através do sistema fotoacústico. Foi observado que à medida que o nível de classificação ICDAS/ICCMS aumenta, a média do sinal fotoacústico diminui. Ainda, foi possível observar que as médias fotoacústicas de cada classificação são estatisticamente diferentes ($p < 0,0001$). Confirma-se o potencial de aplicação da fotoacústica no diagnóstico das lesões de cáries interproximais. Esta pesquisa estimula o desenvolvimento de novos ensaios de aplicação e adaptação da imagem fotoacústica para uso odontológico.

Palavras-chave: Diagnóstico por imagem; Técnicas Fotoacústicas; Cárie Dentária.

ABSTRACT

The diagnosis of interproximal caries is challenging. Visual inspection is limited in these regions of the surfaces of posterior teeth, and clinicians can use radiographic examination as a complementary diagnostic method. Researchers know that mineral loss of approximately 25% to 40% must occur to visualize caries on radiographs. Therefore, investigators are studying new non-invasive, non-ionizing imaging techniques with greater detection capacity. Recently, a new dual imaging modality, photoacoustic imaging, has been highlighted. This research aimed to evaluate the feasibility of using photoacoustic imaging to investigate carious lesions on the proximal surfaces of posterior teeth, comparing it with the classification of radiographic methods ICDAS/ICCMS. Twenty-four teeth were selected, photographed, radiographed, and scanned using cone-beam computed tomography and classified according to the ICDAS/ICCMS criteria. Afterward, they scanned the teeth using a prototype photoacoustic imaging system operating at 1064 nm. The system generated images and quantitative data of the photoacoustic signals, which were analyzed visually and through descriptive and inferential statistics. It was possible to detect carious lesions on the proximal surface through the photoacoustic system. The mean photoacoustic signal also increases as the ICDAS/ICCMS classification level increases. Furthermore, we observed that the photoacoustic means of each classification are statistically different ($p < 0.0001$). The potential application of photoacoustic imaging in interproximal carious lesions is confirmed. This research encourages the development of new application trials and the adaptation of photoacoustic imaging for dental use.

Keywords: Diagnostic Imaging; Photoacoustic Techniques; Dental caries.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

TESE

- Figura 1 - Processo de des-remineralização dos tecidos dentários no processo da lesão cariosa. Para que inicie o processo de lesão cariosa, uma maior quantidade de desmineralização deve ocorrer que a remineralização. Isso ocorre principalmente pela acidificação do biofilme da superfície dentária..... 28
- Figura 2 - Esquema representando as características histopatológicas de uma cárie em esmalte. Notar as 4 zonas distintas formadas. E representa o esmalte; D, dentina, CP: Câmara pulpar; JAD: Junção amelodentinária..... 30
- Figura 3 - Esquema representando as características histopatológicas de uma cárie em dentina. Observe a localização mais superficial da zona necrótica e contaminada, em seguida a região de dentina desmineralizada e a zona translúcida que representa a formação de dentina terciária. E representa o esmalte; D, dentina; JAD: Junção amelodentinária; P: tecido pulpar; os * representam a inflamação das células periféricas da polpa; e o + indica a área de esmalte cavitado. 31
- Figura 4 - Fatores determinantes do processo de cárie proposto por Ferjeskov e Manji (1990). Em amarelo, observa-se os determinantes biológicos, ou proximais, que agem diretamente na superfície dentária. No círculo azul, são descritos fatores distais da cárie que podem influir no curso da lesão a nível individual ou populacional..... 32
- Figura 5 - Classificação das lesões de cárie de acordo com sua localização anatômica. 35
- Figura 6 - Inspeção visual e tátil da superfície oclusal de um molar inferior..... 38
- Figura 7 - Inspeção visual e tátil das superfícies proximais. Devido a área de contato entre os dentes a avaliação minuciosa de critérios como textura superficial, brilho e, coloração são impossibilitadas. Ademais, nesta região há um maior desenvolvimento de lesões de cárie logo abaixo do ponto de contato, que na presença de dentes adjacentes não pode ser analisada clinicamente..... 39

Figura 8 - Radiografia interproximal da região de pré-molares. Destaca-se uma discreta imagem radiolúcida em esmalte na região mesial do dente 35 (seta amarela). Ademais, na distal do dente 34 observa-se imagem radiolúcida com um formato semelhante a um triângulo no esmalte e na dentina (seta azul). Ambas as lesões compatíveis com a cárie dentária.....	44
Figura 9- Radiografia periapical da região do canino superior do lado direito. Notar nos dentes 23 e 24 amplas imagens radiolúcidas no esmalte e na dentina compatíveis com lesão cariosa (setas amarelas) com sinais de envolvimento com a câmara pulpar e espessamento do espaço periodontal apical e ausência de lâmina dura (setas vermelhas), sugerindo quadro de necrose pulpar. Observa-se a presença de cárie secundária da distal do dente 22 (seta azul).....	45
Figura 10 - Radiografia panorâmica(a) e seu recorte na região de molares inferiores(b). Notar, na oclusal do dente 38 uma imagem radiolúcida circular no esmalte e dentina (setas amarelas) compatível com lesão de cárie. O diagnóstico foi confirmado clinicamente.....	45
Figura 11 - Formação da imagem radiográfica de um dente cariado.	48
Figura 12 - Esquematização dos critérios de imagens radiográficas estabelecidos pelo ICDAS/ICCMS.....	50
Figura 13 - Processo de formação da imagem fotoacústica. Após incidir um feixe de laser em uma amostra tecidual biológica, a energia óptica é absorvida e transformada em calor de forma parcial ou total. O calor induz um aumento de pressão interna que é propagando como ondas de ultrassom. A onda ultrassônica é detectada por um transdutor ultrassônico que mapeia a disposição de energia óptica original dentro do tecido (Wang; Yao, 2016).....	56
Figura 14 - Exame radiográfico dos dentes avaliados.	64
Figura 15 – a) Sistema de processamento de imagem digital Vista Scan. b) Imagem radiográfica final de um pré-molar.....	65

Figura 16 - Escaneamento dos espécimes por meio do tomógrafo Veraview X800 – Morita. a) Vista frontal do escaneamento. b) Detalhamento do bloco de cera e dentes, posicionados sobre a mentoneira. 66

Figura 17 - Setup do tomógrafo fotoacústico utilizado nessa pesquisa. 67

Figura 18 - Sistema de imagem fotoacústica. Em a) observa-se a amostra imersa em um recipiente com água destilada, um condensador de feixe e o transdutor ultrassônico. Em b) observamos a captação dos sinais fotoacústicos em tempo real. 68

ARTIGO – Using photoacoustic imaging to investigate interproximal caries in posterior teeth: a comparison with radiographic and tomographic methods according to ICDAS/ICCMS

FIGURE 1. [Image of the photoacoustic imaging system. On the left, we see the sample immersed in a container of distilled water, a beam condenser, and the ultrasonic transducer. On the right, we can see the photoacoustic signals captured in real time.] 93

FIGURE 2. [Photoacoustic reconstructions of the proximal faces of posterior]..... 94

FIGURE 3. [Photography of the interproximal face, digital radiography, tomographic sections and photoacoustic images of teeth in different ICDAS/ICCMS classifications.] 95

FIGURE 4. [Photoacoustic image of two teeth reproducing the anatomy found in the oral cavity. On the right, a molar can be observed, and on the left, a premolar.].... 100

FIGURE 5. [Graphical abstract]] 101

LISTA DE TABELAS

TESE

Tabela 1 - Códigos e critérios de classificação do ICDAS.	40
Tabela 2 - Códigos e critérios de classificação do ICCMS.	42
Tabela 3 - Sistema ICDAS/ICCMS de registro radiográfico	49
Tabela 4 – Sistema ICDAS/ICCMS de pontuação radiográfica	Erro! Indicador não definido.

ARTIGO – Using photoacoustic imaging to investigate interproximal caries in posterior teeth: a comparison with radiographic and tomographic methods according to ICDAS/ICCMS

TABLE 1. [ICDAS/ICCMS ^[44] radiographic recording system].....	92
TABLE 2. [Mean photoacoustic signal and descriptive data].....	96
TABLE 3. [Mean photoacoustic signal by group and ANOVA test]	97
TABLE 4. [Tukey's posthoc test].....	98
TABLE 5. [Spearman's rank correlation test].....	99

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ADA	<i>American Dental Association</i>
ALADAIP	<i>As Low As Diagnostically Acceptable being Indication-oriented and Patient-specific</i>
ANOVA	Análise de variância
AR-PAM	<i>Acoustic-resolution photoacoustic microscopy</i>
CBCT	Cone beam computed tomography
CCD	<i>Charge-coupled device</i>
CCI	<i>Caries Care International</i>
CCS	Centro de Ciências da Saúde
Ceo-d	Dentes decíduos cariados, extraídos e obturados.
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
Cm	Centímetro
CMOS	<i>Complementary metal-oxide-semiconductor</i>
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
CT	<i>Computed tomography</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DIFOTI	<i>Digital fiber-optic transillumination</i>
et. al.	Do latim, e outros
F	Valor F
FACEPE	Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia do Estado de Pernambuco
FOTI	<i>Fiber-optic transillumination</i>
FOV	<i>Field of View</i>
Hz	Hertz
IADR	<i>International Association for Dental Research</i>
ICCMS	<i>International Caries Classification and Management System</i>
ICDAS	<i>International Caries Detection and Assessment System</i>
IDH	Índice de Desenvolvimento Humano
INCT	Institutos Nacionais de Ciência e Tecnologia
INFO	Instituto Nacional de Fotônica

kV	Quilovoltagem
kVp	Quilovoltagem de pico
LASER	<i>Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
M	Milhões
mA	Miliamperagem
MCTI	Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
mGycm ²	Miligray por centímetro quadrado
MHz	Megahertz
mJ/cm ²	Millijoules por centímetro quadrado
mm	Milímetros
Nd:YAG	<i>Neodymium-doped yttrium aluminium garnet</i>
ns	Nanossegundos
OCT	<i>Optical Coherence Tomography</i>
OMS	Organização Mundial da Saúde
OR-PAM	<i>Optical-resolution photoacoustic microscopy</i>
ORCA	<i>European Organization for Caries Research</i>
PA	<i>Photoacoustic</i>
PAT	<i>Photoacoustic Tomography</i>
PO43-	Fosfato
PRONEX	Programa de Apoio aos Núcleos de Excelência
PSP	<i>Photostimulable phosphors</i>
QFL	<i>Quantitative light-induced fluorescence</i>
SS-OCT	<i>Swept-source Optical Coherence Tomography</i>
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
THz	Terahertz
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco
vs.	Contra
µm	Micrômetro

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
°	Grau
®	Marca registrada
±	Mais ou menos
<	Menor que
=	Igual
>	Maior que
~	Proporcional
™	TradeMark

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	22
2	OBJETIVOS	25
2.1	<i>Objetivo Geral.....</i>	25
2.2	<i>Objetivos específicos.....</i>	25
3	REFERENCIAL TEÓRICO.....	26
3.1	<i>Cárie dentária</i>	26
3.1.1	<i>Classificação da cárie.....</i>	35
3.2	<i>Métodos de diagnóstico da cárie e seu manejo</i>	36
3.2.1	<i>Inspeção visual e exploração tátil.....</i>	37
3.2.2	<i>Exame radiográfico.....</i>	43
3.2.3	<i>Novos métodos de diagnóstico de lesões de cárie</i>	50
3.3	<i>A imagem fotoacústica</i>	55
3.3.1	<i>Modalidades de imagem fotoacústica</i>	57
3.3.2	<i>Aplicações da imagem fotoacústica nas ciências da saúde.....</i>	58
3.3.3	<i>A imagem fotoacústica na odontologia: estado atual e potencialidades</i>	60
4	METODOLOGIA	63
4.1	<i>Considerações éticas</i>	63
4.2	<i>Seleção e preparo das amostras.....</i>	63
4.3	<i>Métodos radiográficos e tomográficos.....</i>	63
4.3.1	<i>Radiografia</i>	64
4.3.2	<i>Tomografia computadorizada de feixe cônico.....</i>	65
4.3.3	<i>Classificação radiográfica e tomográfica de acordo com os critérios ICDAS/ICCMS.....</i>	66
4.4	<i>Sistema fotoacústico</i>	67
4.5	<i>Procedimentos estatísticos.....</i>	69

5	RESULTADOS	70
6	CONCLUSÃO	72
7	ARTIGO CIENTÍFICO: USING PHOTOACOUSTIC IMAGING TO INVESTIGATE INTERPROXIMAL CARIES IN POSTERIOR TEETH: A COMPARISON WITH RADIOGRAPHIC AND TOMOGRAPHIC METHODS ACCORDING TO ICDAS/ICCMS	73
	REFERÊNCIAS.....	102
	ANEXO A – Parecer Consubstanciado CEP	115
	ANEXO B – Normas de Submissão	121
	ANEXO C – Artigo: Influence of different adhesion strategies on glass fiber post retention	137
	ANEXO D – Artigo: Exploiting Nanomaterials for Optical Coherence Tomography and Photoacoustic Imaging in Nanodentistry	146
	ANEXO E – Anais do 57º Encontro do Grupo Brasileiro de Materiais Dentários (GBMD)	168
	ANEXO F – Anais da XXIII Reunião anual da SNNPQO	172
	ANEXO G – MENÇÕES HONRONSAS XXIII SNNPQO	177
	ANEXO H – ANAIS DA 40ª Reunião Anual da SBPqO	179

1 INTRODUÇÃO

O diagnóstico de lesões de cáries ainda é um desafio na prática odontológica. A combinação da inspeção visual e a exploração tátil são os métodos rotineiramente empregado para sua detecção (Pitts *et al.*, 2017). Entretanto, esta técnica apresenta importantes limitações como a identificação de lesões em estágio inicial, a experiência do profissional, determinação da extensão e atividade da cárie, em especial, nas superfícies proximais dos dentes (Janjic Rankovic *et al.*, 2021).

Pesquisas revelam que até 40% das cáries interproximais podem não ser diagnosticadas pela inspeção visual, devido estarem geralmente situadas abaixo do ponto de contato entre os dentes e consequentemente fora do campo visual do examinador (Abogazalah; Ando, 2017; Baltacioglu; Orhan, 2017).

Adicionalmente, a radiografia interproximal pode ser utilizada como método complementar neste processo. Todavia, apresentam sensibilidade baixa para cáries incipientes devido as possíveis sobreposições de imagem, variabilidade na experiencia do avaliador que podem subestimar a profundidade da cavidade (Foros *et al.*, 2021; Gomez, 2015).

Tais limitações impulsionaram a pesquisa e o desenvolvimento de novas tecnologias de diagnóstico visando uma maior reprodutibilidade, sensibilidade, especificidade e eliminação da radiação ionizante tais como a transiluminação por fibra óptica (Macey *et al.*, 2021b), transiluminação com luz de infravermelho próximo (Baltacioglu; Orhan, 2017; Wang *et al.*, 2022), fluorescência induzida a laser (El-Sharkawy; Elbasuney, 2022; Jablonski-Momeni *et al.*, 2019), condutância elétrica (Macey *et al.*, 2021a), tomografia de coerência óptica (Das *et al.*, 2022; Shimada *et al.*, 2020; Yavuz; Kargul, 2021), terahertz (Cai *et al.*, 2022; Kamburoğlu *et al.*, 2019) espectroscopia Raman (Buchwald; Buchwald, 2019; Miyamoto *et al.*, 2020), e a imagem fotoacústica (Silva *et al.*, 2021; Tasmara *et al.*, 2023).

Vem se observando um crescente número de estudos de aplicação com a imagem fotoacústica na área das ciências da saúde (Steinberg *et al.*, 2019). Esta emergente modalidade de imagem híbrida, não invasiva, não destrutiva e não ionizante combina técnicas ópticas e acústicas para gerar imagens com excelente contraste e alta resolução espacial em tempo real (Neprokin *et al.*, 2022).

Isto é possível devido a fotoacústica utilizar como fonte de irradiação laser pulsado ou LED, que ao atingir as amostras biológicas seus fótons são absorvidos pelas moléculas e convertidos em energia térmica. Esse aumento de temperatura produz uma expansão termoelástica no local gerando ondas acústicas que são captadas por transdutores ultrassônicos, e, a seguir um processamento dos sinais acústicos é realizado, sinais estes que são diferenciados de acordo com as moléculas atingidas, para a imagem ser finalmente formada (Attia *et al.*, 2019; Wang; Hu, 2012a; Zhou; Yao; Wang, 2016).

Estudos recentes demonstram o emprego bem-sucedido da imagem fotoacústica na neurologia (Bodea; Westmeyer, 2021; Ovsepián *et al.*, 2017), oncologia (Gargiulo; Albanese; Mancini, 2019; Jo *et al.*, 2023), na imagem de vasos sanguíneos e linfáticos (Kajita *et al.*, 2020; Kempski *et al.*, 2019) e outras áreas médicas (Steinberg *et al.*, 2019).

Contudo, é evidente na literatura a falta da exploração dessa técnica multimodal na odontologia. Suas vantagens já apresentadas anteriormente, poderiam beneficiar de forma complementar os diagnósticos das doenças orais em tecidos moles e duros do complexo oro-maxilo-facial. A resolução escalonável da fotoacústica (Zhou; Yao; Wang, 2016) poderia permitir o exame minucioso das estruturas microscópicas dos dentes e mucosa até lesões de grandes dimensões. Sua capacidade de diferenciar moléculas através dos comprimentos de ondas emitidos pela expansão termoelásticas forneceria dados a cerca da anatomia, processos metabólicos e moleculares (Wang; Hu, 2012a) dos cânceres orais.

Um dos campos no qual a fotoacústica pode ser bem empregada é a cariologia. O processo de desmineralização e cavitação do esmalte e da dentina causam alterações na quantidade de energia absorvida na fonte de luz da fotoacústica gerando alterações na intensidade do sinal quando comparada aos tecidos normais (Alifkalaila; Mitrayana; Widyaningrum, 2021).

Os estudos anteriores publicados sobre o diagnóstico de cárie através da imagem fotoacústica são em sua maioria com cáries na superfície oclusal do dente (Arabpou *et al.*, 2019; El-Sharkawy; El Sherif, 2012; Koyama; Kakino; Matsuura, 2018; Silva *et al.*, 2021; Tasmara *et al.*, 2023). Entretanto, o grande desafio do diagnóstico está nas lesões interproximais. Os dados sobre a caracterização do sinal fotoacústico

nessa região são limitados, não se sabe quais são as relações da imagem fotoacústica gerada comparadas com as técnicas de imagens tradicionais e quais fatores irá modular o sucesso do diagnóstico.

Portanto, esta tese tem como objetivo avaliar a viabilidade do uso da imagem fotoacústica na investigação lesões de cáries na superfície proximal de dentes posteriores comparando com a inspeção visual, radiografia interproximal, e tomografia computadorizada de feixe cônico (TFCF) baseado nos critérios diagnósticos radiográficos ICDAS/ICMMS.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Avaliar a viabilidade do diagnóstico de cáries dentárias localizadas nas superfícies proximais de dentes posteriores através de um sistema de imagem fotoacústica laboratorial.

2.2 Objetivos específicos

- Classificar as lesões de cárie interproximal por meio do sistema de registro ICDAS/ICCMS radiográfico;
- Gerar imagens fotoacústicas de lesões de cáries proximais em pré-molares e molares;
- Identificar as diferenças dos sinais fotoacústicos em lesões proximais restrita ao esmalte e em esmalte e dentina, quali-quantitativamente;
- Comparar os sinais fotoacústicos das áreas com lesão de cárie e em tecido sadio.
- Relacionar quantitativamente a extensão da lesão de cárie mensurado com por TCFC com a média do sinal fotoacústico.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

3.1 Cárie dentária

O dente é formado pelo esmalte, dentina, cemento e polpa, este último é o único tecido não mineralizado deste órgão. O esmalte é o tecido que forma a porção externa das coroas dentárias e é o material mais duro do corpo humano. Desenvolvido durante a vida intrauterina é formado pela diferenciação do epitélio interno do esmalte em ameloblastos que secretam uma matriz extracelular onde proteínas e proteases únicas do esmalte - como a amelogenina, ameloblastina, e enamelinina, que regulam a forma, o arranjo e a mineralização dos cristais de fosfato de cálcio. Este processo é orquestrado em diferentes fases: pré-secretora, secretoras, fase de transição e maturação (Gil-Bona; Bidlack, 2020; Pandya; Diekwisch, 2021). O resultado é a formação de 96% de cristais de hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) que representa a parte inorgânica e o restante é composto por biomoléculas que interligam as hidroxiapatitas (Zhao *et al.*, 2022).

Os cristais de hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) são os principais componente mineralizado dos tecidos dentários. O tamanho, forma, e a organização dos cristais de hidroxiapatita irão influenciar diretamente as propriedades físicas dos tecidos. Estudo com microscopia eletrônica de varredura (MEV) caracteriza a hidroxiapatita do esmalte com espessura de 25 nm, largura que varia de 40 a 120 nm de acordo com a região da coroa e 160 a 1000 nm de comprimento (Maté Sánchez de Val *et al.*, 2016). Os cristais de hidroxiapatita são altamente organizados formando bastonetes que vão desde a junção amelodentinária até a superfície externa do dente (Abou Neel *et al.*, 2016). Entre cada bastonete existe a substância interbastão que tem mineralização menor que o bastonete (Roberts; Mangum; Schneider, 2022).

A dentina é o tecido que forma o arcabouço primário do dente dando a estrutura interna da coroa e raiz. É formada inicialmente pelos odontoblastos na vida intrauterina, porém sua deposição segue ininterrupta pela vida. A parte inorgânica da dentina é também formada por hidroxiapatita e corresponde a 70% de sua composição; sua parte orgânica é composta por 10% de água e 20% de uma matriz de colágeno do tipo I, III, V e fosfoproteína dentinária (Abou Neel *et al.*, 2016). Na dentina, os cristais são semelhantes a placas com 50 nm de comprimento, 20 nm de

largura e 2 a 5 nm de espessura (Abou Neel *et al.*, 2016). O colágeno tem um papel fundamental na organização da estrutura mineralizada da dentina (Moradian-Oldak; George, 2021).

O cimento é o tecido dentário que envolve a porção radicular externa, tem como principal função a fixação do dente ao osso através das fibras do ligamento periodontal. Possui cerca de 45% de material inorgânico em peso por possuir em sua matriz fibras extrínsecas de Sharpey que são apenas parcialmente mineralizadas (Hughes, 2015).

A polpa é o tecido mole presente no interior do dente tanto na coroa, na câmara pulpar, como na raiz ocupando os condutos radiculares. Ela é composta por vasos sanguíneos, nervosos, vasos linfáticos e vários tipos celulares: como os odontoblastos, fibroblastos, células tronco e de defesa além de uma matriz extracelular (Shabbir *et al.*, 2021). A polpa e dentina estão relacionadas intimamente pela projeção dos prolongamentos citoplasmáticos dos odontoblastos dentro dos túbulos dentinários, considerados como o complexo dentinho-pulpar (Abou Neel *et al.*, 2016).

A cárie dentária é uma doença complexa, multifatorial, crônica, que causa a destruição progressiva dos tecidos mineralizados dentários pelas mudanças metabólicas no biofilme dental, representadas por ciclos de desmineralização e remineralização (Pitts *et al.*, 2017).

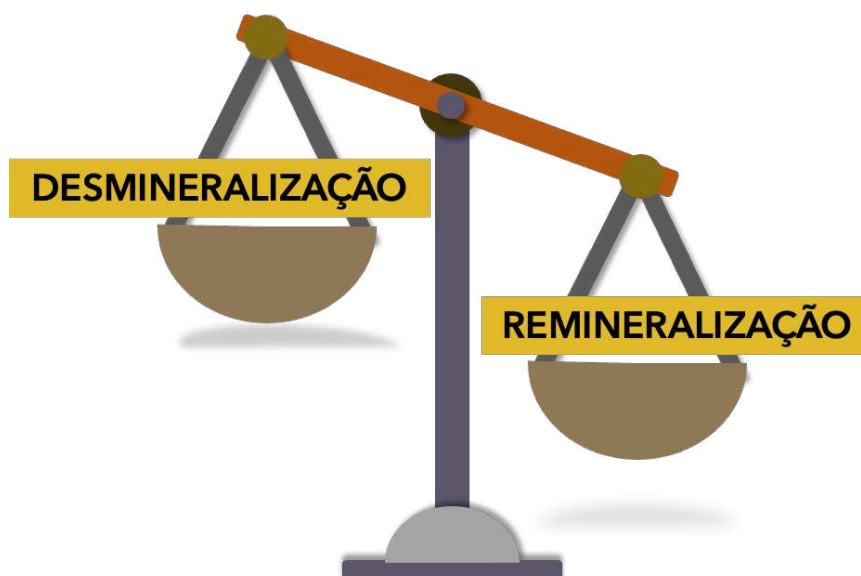
Em termos gerais, o biofilme pode ser definido como comunidades microbianas incorporadas numa matriz extracelular, formando uma estrutura altamente organizada (Bowen *et al.*, 2018). O biofilme oral apresenta bactérias, fungos, protozoários e vírus que em condições normais apresentam uma relação de comensalismo com o hospedeiro. Na presença de alguma desregulação uma relação parasitária pode dominar o comensalismo e o aumento de microrganismos cariogênicos resulta em cárie dentária (Mosaddad *et al.*, 2019).

A relação do biofilme e da dieta no processo de cárie é explicado por diversos estudos (Lamont; Koo; Hajishengallis, 2018). De um modo geral a alta ingestão de carboidratos provenientes da dieta do hospedeiro com sua consequente metabolização pelos microrganismos do biofilme presente no esmalte dentário causa mudanças deletérias na comunidade microbiana local.

Nesse contexto, Lamont; Koo e Hajishengallis (2018) citam fatores chaves no processo de modificação do biofilme oral: (1) Ocorre uma acidificação no biofilme resultante do aumento de microrganismos acidogênicos e acidúricos como os *Streptococcus mutans* e não-*mutans*, *Actinomyces*, *Lactobacillus* e entre outros; (2) Redução da diversidade de bactérias benéficas que crescem em ambientes com pH neutro; (3) Cooperação de microrganismos e sua relação com a matriz extracelular do biofilme para formação de metabólitos, ácidos, fatores de proteção e estimuladores e fatores de proteção crescimento da colônia cariogênica (Lamont; Koo; Hajishengallis, 2018). Estas mudanças provocam uma diminuição no nível de pH abaixo de 5,5 que resulta na desmineralização dos cristais de hidroxiapatita de quebra proteolítica das estruturas dentárias (Struzycka, 2014).

Takahashi e Nyvad (2011) confirmam que estes processos de adaptação e seleção induzidos pelos ácidos microbianos podem, ao longo do tempo, alterar o equilíbrio de desmineralização/remineralização em direção à perda líquida de minerais, levando ao início e a progressão da cárie dentária (Figura 1).

Figura 1 - Processo de des-remineralização dos tecidos dentários no processo da lesão cáriosa. Para que inicie o processo de lesão cáriosa, uma maior quantidade de desmineralização deve ocorrer que a remineralização. Isso ocorre principalmente pela acidificação do biofilme da superfície dentária.



Fonte: O autor (2024).

Conforme discutido anteriormente, a dissolução dos tecidos duros dentários é o resultado da alteração do pH do biofilme oral. Portanto, o entendimento da

composição dos tecidos dentários se torna essencial para compreender a fisiopatologia da cárie.

A desmineralização em esmalte proveniente da cárie ocorre quando há exposição excessiva a ácidos que reduz o pH para valores críticos ($<5,5$) onde há a perda inicial de íons minerais dos prismas do esmalte, gerando uma porosidade superficial subclínica. Sequencialmente, o ácido penetra nas porosidades e dissolve a região da substância interprismática (Devadiga; Shetty; Hegde, 2022).

As regiões interprismáticas são menos susceptíveis a desmineralização inicial devido a sua estrutura se transformar naturalmente em fluorapatita quando há íons de fluoreto presente na cavidade oral. Esta forma de cristal é mais resistente a solubilização ao pH crítico. Entretanto, a concentração de fluorapatita diminui de acordo com a profundidade (Roberts; Mangum; Schneider, 2022).

As variações entre as regiões de prismas e substância interprismática geram rugosidade tecidual, e quando essa rugosidade atinge cerca de 400 nm de profundidade existe mudanças na refração óptica, e, nesse estágio a desmineralização é vista clinicamente como a macha branca de cárie. Progressivamente, a desmineralização amplia a região interprismática e destrói os prismas de forma difusa e generalizada até causar o colapso tecidual, rompendo sua superfície dando origem a lesão cavitada que permite a invasão bacteriana nas regiões mais profundas do esmalte (Devadiga; Shetty; Hegde, 2022; Roberts; Mangum; Schneider, 2022).

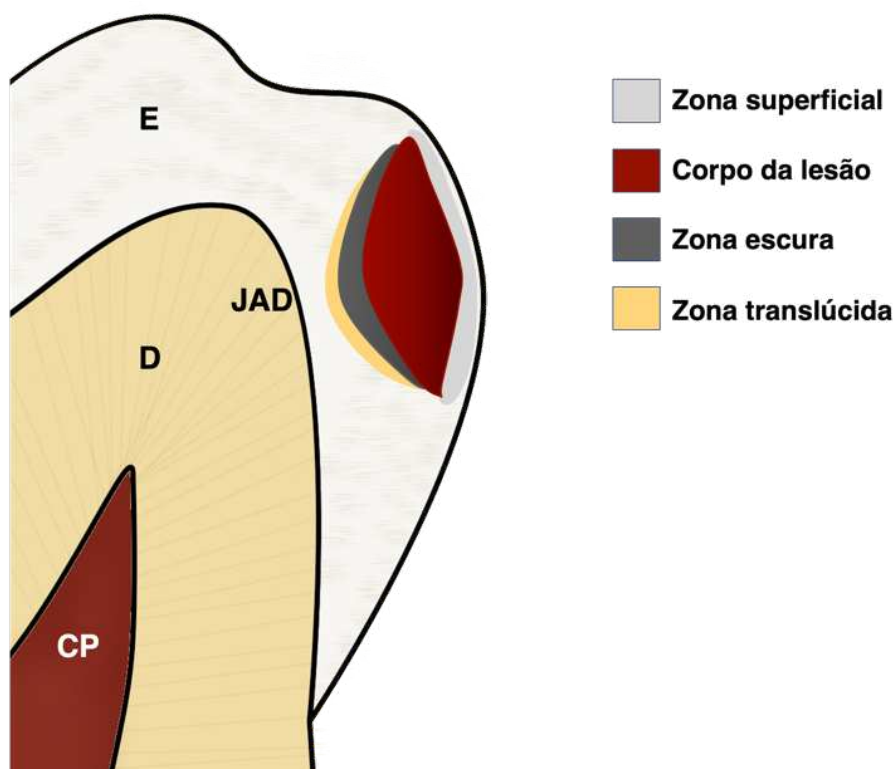
Na dentina, a desmineralização se inicia logo abaixo da junção amelodentinária que solubiliza sua hidroxiapatita. Em seguida há invasão dos microrganismos cariogênicos para este tecido, que gera uma desmineralização progressiva dos túbulos dentinários, ocasionando o alargamento do lúmen e ruptura dos túbulos, em permeio a resíduos necróticos e áreas proteolíticas. Quando há a exposição da matriz proteica, representada principalmente pelos colágenos, se estabelece um processo de desnaturação mediada por metaloproteinases da matriz do próprio hospedeiro ou por proteases bacterianas (Devadiga; Shetty; Hegde, 2022; Roberts; Mangum; Schneider, 2022).

Quando os microrganismos cariogênicos invadem a dentina e há proliferação e atividade metabólica, seus resíduos são liberados pelos túbulos dentinários até chegar

à polpa periférica e uma série de eventos são iniciados para defesa do componente pulpar: Inicia-se uma cascata imunoinflamatória para eliminação da infecção bacteriana através da neoformação dentinária com a formação de dentina reacionária ou reparadora. A invasão bacteriana não controlada pode resultar em inflamação pulpar irreversível, necrose pulpar, infecção dos sistemas de canais radiculares e doenças periapicais (Farges *et al.*, 2015).

Já está bem determinado pela literatura o aspecto histopatológico das lesões de cárie em microscopia de luz polarizada. Nas lesões restritas ao esmalte, é notado um defeito de forma ligeiramente triangular onde são vistas quatro zonas distintas: (1) zona superficial: área que se apresenta aparentemente intacta na superfície do dente; (2) corpo da lesão: a área principal da lesão, onde são encontrados os poros de desmineralização; (3) zona escura: uma área que apresenta poros com diferentes tamanhos resultado do processo contínuo de desmineralização; e (4) zona translúcida: a área mais interna da lesão onde há um nível menor de perda mineral (Devadiga; Shetty; Hegde, 2022). Conforme observado na figura 2:

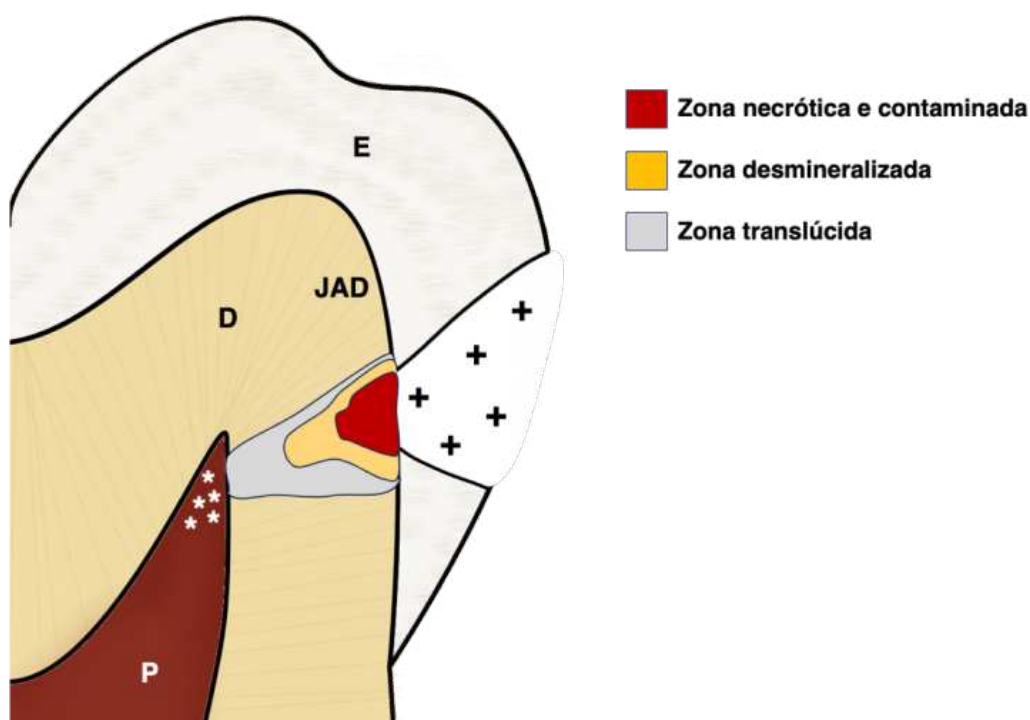
Figura 2 - Esquema representando as características histopatológicas de uma cárie em esmalte. Notar as 4 zonas distintas formadas. E representa o esmalte; D, dentina, CP: Câmara pulpar; JAD: Junção amelodentinária.



Fonte: O autor (2024).

Na dentina, o padrão histológico da cárie é relatado nas seguintes camadas: (1) Zona necrótica e contaminada: onde há a presença do biofilme cariogênico, seus subprodutos e necrose; (2) zona desmineralizada: área com menor número de microrganismos na região, poucos nutrientes e atmosfera estritamente anaeróbica; (3): zona translúcida: área com ausência de microrganismos onde a desmineralização é gerada apenas pelos ácidos. Neste local ocorrem as reações de esclerose pulpar (Farges *et al.*, 2015). Uma esquematização do padrão histológico de cárie dentinária é mostra na figura 3:

Figura 3 - Esquema representando as características histopatológicas de uma cárie em dentina. Observe a localização mais superficial da zona necrótica e contaminada, em seguida a região de dentina desmineralizada e a zona translúcida que representa a formação de dentina terciária. E representa o esmalte; D, dentina; JAD: Junção amelodentinária; P: tecido pulpar; os * representam a inflamação das células periféricas da polpa; e o + indica a área de esmalte cavitado.



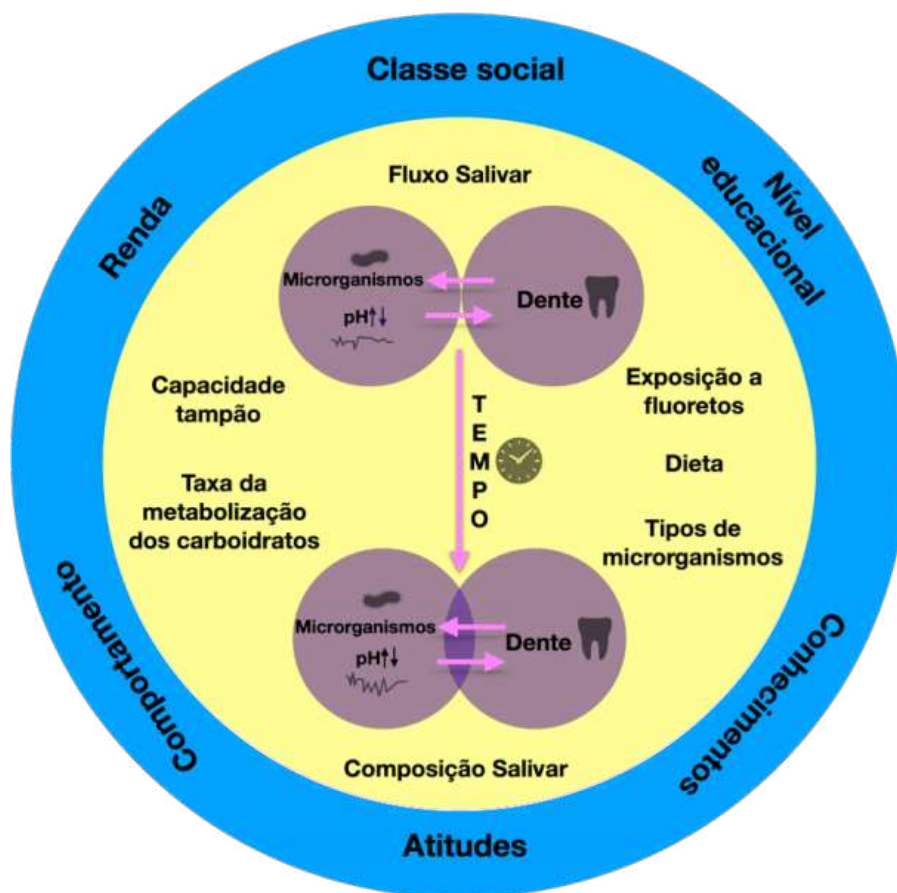
Fonte: O autor (2024)

Embora até o presente momento tenham sido enfatizadas as questões patogênicas da lesão de cárie, deve-se levar em consideração sua multifatorialidade,

observando genética, fisiologia, fatores ambientais e comportamentais na qual o doente está inserido (Pitts *et al.*, 2021b).

Um dos modelos clássicos para explicação dos fatores determinantes no processo de cárie é o de Ferjeskov e Manji (1990) (Figura 4). Os autores classificam os fatores em determinantes biológicos (representados no círculo interno), que atuam diretamente na superfície do dente; e determinantes distais agem a nível individual ou de populações. Na figura 4, observamos este modelo:

Figura 4 - Fatores determinantes do processo de cárie proposto por Ferjeskov e Manji (1990). Em amarelo, observa-se os determinantes biológicos, ou proximais, que agem diretamente na superfície dentária. No círculo azul, são descritos fatores distais da cárie que podem influir no curso da lesão a nível individual ou populacional.



Fonte: Adaptado de Ferjeskov e Manji (1990).

Astasov-Frauenhoffer e Kulik (2021) listam fatores que desempenham importante papel no desenvolvimento da cárie em diferentes níveis: (1) no individual:

o aspecto morfológico do dente, composição da saliva e do microbioma oral; (2) comportamentais: perfil da dieta e higiene oral; (3) socioeconômico e genético; e por fim, (4) os modificadores, como o uso do flúor

Levando em consideração os determinantes sociais da saúde como moduladores do processo de cárie Martingnon e colaboradores (2021) apresentam como um modelo de fatores de risco para o desenvolvimento de cárie levando em consideração: (1) fatores socioeconômicos: classe social, ocupação, renda e escolaridade; (2) dados demográficos: idade, sexo e etnia; (2) fatores comportamentais: não uso de dentifrício fluoretado, consumo de açúcar, má higiene oral e ausência consultas odontológicas preventivas; e, (3) fatores biológicos: experiência recente e lesões ativas de cárie, fatores retentores de biofilme, anomalias de desenvolvimento do esmalte, alteração quantitativa e qualitativa da saliva e biofilme cariogênico

Pitts e colaboradores (2021) discutiram a importância de entender a cárie como uma doença cônica não transmissível que pode ser evitada. Por partilhar fatores de risco semelhantes a doenças crônicas, se deve aplicar um modelo de gestão centrada em prevenção e promoção de saúde através de ações sobre os determinantes sociais de saúde que imperam sobre ela. Obtendo-se então uma redução na experiência individual e coletiva de cárie, melhorando a qualidade de vida de um modo geral.

Outro aspecto significativo da cárie é a sua alta prevalência. Peres et al. (2019) relatam que a cárie dentária é a doença mais comum do mundo, com prevalência crescente em países de média e baixa renda. Esse dado reflete a polarização da doença quando correlacionada aos determinantes sociais da saúde examinados nos parágrafos anteriores.

Em um estudo que analisou a prevalência global de cárie através dos dados do *Global Burden of Disease Study* 2019, foi estimado cerca de 64,6 M de cáries em dentes permanentes e 62,9 M em dentes decíduos no mundo todo. Ao avaliarem o perfil sociodemográfico, os autores encontraram uma menor prevalência de cárie em dentes permanentes em países mais desenvolvidos e uma tendência inversa foi encontrada na dentição decídua (Wen *et al.*, 2022).

Em revisão sistemática que avalia a prevalência de cárie na primeira infância globalmente utilizando os critérios da OMS foi observado uma predomínio de cárie

combinada de 48%. Os autores ressaltam que essa prevalência pode variar tanto dentro quanto entre os países avaliados. Entretanto, os dados careciam de informações essenciais como idade, local de habitação, etnia (Uribe; Innes; Maldupa, 2021).

Avaliando a prevalência global de cárie dentária e edentulismo em pessoas de meia idade e idosas através de levantamentos de saúde oral de diferentes países, Borg-Bartolo e colaboradores (2022) observaram uma variância de 4,9% - 98% de cárie nos diferentes países. Mais uma vez, uma das limitações do estudo foi a qualidade dos estudos primários e ausência de informações essenciais (Chan *et al.*, 2021).

Outra revisão sistemática, que valia a prevalência de cárie em idosos com 60 ou mais anos de idade em nível mundial demonstrou uma grande variância entre a prevalência de cárie coronária de acordo com o país, variando entre 25% (na Austrália) a 99% (África do Sul) da população. Quando avaliado cáries radiculares, foi observado uma variância de 8% (na Finlândia) e 74% (no Brasil) (Chan *et al.*, 2021).

Um estudo que compara as mudanças na prevalência de cárie não tratada em dentes permanentes entre 1990 e 2017 no Brasil, demonstrou que houve uma redução percentual de -0,71 pontos nestes 27 anos, sendo a prevalência de 2017 correspondente a 37,46%. Entretanto o Brasil apresentou uma prevalência maior quando comparado a países de renda média-alta. Ainda foi observado que os países que melhoraram seu Índice de Desenvolvimento Humano obtiveram as maiores reduções na prevalência de cárie (Crescente; Gehrke; Santos, 2022).

Um ensaio de coorte, que avaliou a cárie dentária na dentição decídua de infantes do nordeste brasileiro, atendidos na atenção primária a saúde, nos anos de 2006 e 2010, encontrou um aumento de cárie com prevalência de 28,6% na primeira avaliação e 68,9% no último ano e ceod (dentes decíduos cariados, perdidos e obturados) de 1,01 e 3,46, respectivamente. Neste estudo foi possível identificar que quanto maior a escolaridade e participação no mercado de trabalho da mãe, menor o ceod do infante (de Melo; de Souza; de Goes, 2019).

Todos os estudos presentes enfatizam que a alta prevalência da cárie dentária representa um grande desafio de saúde pública mundial. Este desafio, aumenta nos

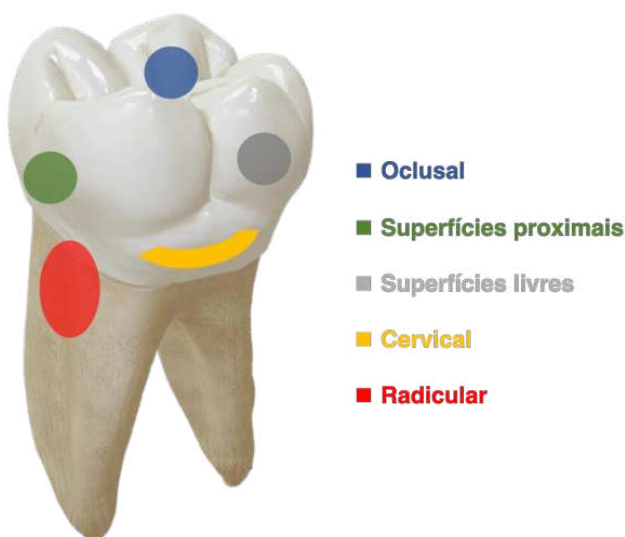
países em desenvolvimento e subdesenvolvidos, uma vez que sua incidência está ligada diretamente aos determinantes sociais de saúde.

3.1.1 Classificação da cárie

Diversos sistemas de classificação da cárie foram descritos aos longos dos anos. Nessa seção, iremos apresentar as formas mais usuais de classificação da lesão de cárie encontradas na literatura.

As cáries podem ser classificadas de acordo com sua localização no dente. A figura 5 demonstra as localizações mais comum e sua nomenclatura:

Figura 5 - Classificação das lesões de cárie de acordo com sua localização anatômica.



Fonte: O autor (2024)

Também podem ser classificadas de acordo com o tecido dentário acometido:

- Cárie de esmalte;
- Cárie de dentina;
- Cárie de cimento.

Outra forma de classificação é de acordo com a presença ou não de cavidade:

- Lesão de cárie não cavitada: refere-se a forma inicial de cárie onde não há formação de um orifício físico no dente.
- Lesão de cárie cavitada: há destruição dos tecidos dentários.

Todos os termos a seguir serão definidos de acordo com a “*Terminology of Dental Caries and Dental Caries Management: Consensus Report of a Workshop Organized by ORCA and Cariology Research Group of IADR (2020)*”, originado de um workshop organizado pelas duas organizações a fim de padronizar uma terminologia comum aos clínicos e pesquisadores (Machiulskiene *et al.*, 2020):

- Cárie primária: se refere a uma lesão de cárie em uma superfície dentária previamente hígida.
- Cárie secundária ou recorrente: lesão que ocorre adjacente a um material odontológico restaurador ou protético.
- Cárie residual: tecido cariado desmineralizado não removido durante o procedimento operatório restaurador.
- Cárie oculta: lesão cariosa em dentina não visualizada no exame clínico, porém confirmada através de exames complementares como a radiografia.
- Cárie rampante: descreve múltiplas lesões de cárie no mesmo paciente, associado geralmente a cárie na primeira infância ou cárie de radiação.

A atividade de cárie pode ser definida como um termo que reflete o equilíbrio mineral das superfícies dentárias em termos de perda ou ganho mineral ao longo do tempo. Cáries ativas implicam iniciação ou progressão da lesão, as inativas implicam parada ou regressão da lesão. Clinicamente são diferenciadas pelas características clínicas da superfície como textura, translucidez e cor. Os critérios de avaliação do status da atividade de cárie vão variar de acordo com o sistema de diagnósticos utilizado (Machiulskiene *et al.*, 2020).

3.2 Métodos de diagnóstico da cárie e seu manejo

As novas abordagens de tratamento da cárie visam a máxima preservação dos tecidos dentários, e no contexto de uma odontologia minimamente invasiva, devem

ser implementadas medidas preventivas em níveis individuais e coletivas, avaliação do risco de desenvolvimento da doença, sua detecção precoce e remineralização da lesão não cavitada (Warreth, 2023).

Sendo a sua prevenção e diagnóstico precoce das lesões de cáries junto a seu correto manejo podem resultar na estabilização do processo patológico ou até na remineralização da superfície dentária, evitando a sua progressão para níveis mais profundos dos tecidos dentários (Pitts *et al.*, 2017).

O diagnóstico de cárie tradicionalmente é realizado nas consultas odontológicas de rotina através do exame visual e tátil em conjunto com exame radiográfico intraoral complementar. Entretanto, lesões iniciais com aproximadamente 400 µm de profundidade não são diagnosticadas clinicamente e novos métodos de diagnósticos estão sendo estudados para superar tal limitação. A seguir serão apresentados os principais métodos de diagnóstico e suas particularidades.

3.2.1 *Inspeção visual e exploração tátil*

O exame visual-tátil é a metodologia mais empregada e aceita pela literatura para determinação de lesões de cárie (Pitts *et al.*, 2017).

O exame visual requer boa iluminação, superfície dentária limpa e seca. A avaliação tátil requer um instrumento manual odontológico de ponta inativa para verificar a integridade superficial e textura do dente, de forma atraumática (Figura 6). O uso de exploradores e sondas clínicas de pontas afiadas podem causar danos físicos irreversíveis aos tecidos dentários bem como a disseminação de patógenos cariogênicos a áreas mais profundas da lesão (Warreth, 2023).

Figura 6 - Inspeção visual e tátil da superfície oclusal de um molar inferior.



Fonte: Acervo do autor (2024).

Neste método, o profissional consegue identificar parâmetros essenciais como a localização da lesão, avaliação profundidade da desmineralização e determinação da atividade da doença (Macey *et al.*, 2021c).

Com relação a atividade da doença, Maltz e colaboradores (2016) destacam alguns parâmetros de diagnósticos que são essenciais no diagnóstico clínico:

- Textura: o dente hígido apresenta uma superfície lisa no esmalte e sua dentina possui consistência dura; na presença de lesão ativa, o esmalte exibe uma superfície rugosa e a dentina está amolecida, coriácea e úmida; e, na lesão inativa, o esmalte se apresenta liso e a dentina com consistência dura e seca.
- Brilho: Na lesão ativa, o esmalte e a dentina se apresentam opacos; e na inativa os tecidos se apresentam brilhantes.

Outro parâmetro a ser observado é a cor dos tecidos, mas os autores advertem que este é apenas um indicador, não podendo ser considerado um fator determinístico para definir a atividade de cárie. Nos tecidos dentários hígidos, o esmalte é translúcido e a dentina amarelada. O esmalte branco ou amarelado pode indicar presença de lesão ativa, ou ainda branco, amarelado, marrom ou preto na presença de lesões

inativas. A dentina na presença de lesões ativas geralmente se apresenta amarelo escuro ou marrom claro e nas lesões inativas, marrom escurecido ou preto (Maltz *et al.*, 2016).

Uma maior atenção deve ser dada ao exame tátil-visual na investigação de cárie nas superfícies interproximais. Embora a superfície oclusal dos dentes seja o local de maior prevalência de cárie devido as suas características anatômicas (áreas de cicatrículas e fissuras), sua fácil visualização durante o exame clínico facilita a detecção das lesões. Entretanto, nas áreas interproximais o contato entre as superfícies dentárias adjacentes dificulta a visualização e inspeção de forma direta (Figura 7), necessitando de exames complementares para um diagnóstico mais preciso (Abogazalah; Ando, 2017).

Figura 7 - Inspeção visual e tátil das superfícies proximais. Devido a área de contato entre os dentes a avaliação minuciosa de critérios como textura superficial, brilho e, coloração são impossibilitadas. Ademais, nesta região há um maior desenvolvimento de lesões de cárie logo abaixo do ponto de contato, que na presença de dentes adjacentes não pode ser analisada clinicamente.



Fonte: Acervo do autor (2024).

Embora a inspeção visual e tátil seja método mais utilizado na prática clínica ele é dependente da experiência do avaliador na avaliação dos critérios apresentados, tornando-o subjetivo (Machiulskiene *et al.*, 2020; Warreth, 2023).

Devido a isto, vários sistemas foram criados para determinar critérios de diagnósticos, melhorando a objetividade dos avaliadores, facilitando a comunicação profissional e comparação entre estudos. Atualmente, os sistemas mais utilizados em pesquisas clínicas são o *International Caries Detection and Assessment System* (ICDAS); e suas evoluções: *International Caries Classification and Management System* (ICCMS) e o *Caries Care International* (CCI).

O ICDAS, foi criado em 2002 por um grupo de pesquisadores em cariologia, epidemiologia e cirurgiões-dentistas, que analisaram os sistemas de classificações de cárie disponível na época e com base no estudo de Ekstrand, Ricketts e Kidd denominado “*Reproducibility and accuracy of three methods for assessment of demineralization depth of the occlusal surface: an in vitro examination*”, desenvolveram um novo método que classifica a cárie de acordo com sua severidade, variando do 0 com o dente hígido até o código 6 com perda de metade da estrutura e envolvimento pulpar (Ismail *et al.*, 2007). A tabela 1 detalha os códigos e critérios estabelecidos no ICDAS:

Tabela 1 - Códigos e critérios de classificação do ICDAS.

Códigos	Descrição
0	Esmalte sadio. Nenhuma ou sutil alteração na translucidez do esmalte após secagem prolongada.
1	Alteração inicial. Mancha branca opaca visível após secagem prolongada, sem perda de tecido superficial, ou pigmentação restrita a regiões de cicatrículas e fissuras.
2	Alteração superficial. Mancha branca opaca visível em superfície úmida, sem perda de tecido superficial, ou pigmentação amarronzada maior que área a área de cicatrículas e fissuras.
3	Cavidade em esmalte opaco ou amarronzado sem sinais visuais de envolvimento dentinário.
4	Área sombreada em dentina.
5	Cavidade em esmalte opaco ou pigmentado com exposição de dentina. Envolve até metade da superfície dentária analisada.
6	Extensa cavidade com dentina visível, envolvendo mais da metade da superfície dentária analisada. Podendo ocorrer envolvimento da polpa.

Fonte: Ismail e colaboradores (2007).

Vários estudos começaram a verificar a eficácia do ICDAS. O estudo de (Ismail e colaboradores (2007), através de uma coorte, utilizou o ICDAS para classificar visualmente lesões de cáries em superfícies oclusais. Posteriormente, os dados foram correlacionados com achados histopatológicos dos dentes analisados. Foi encontrada uma maior desmineralização à medida que aumenta a gravidade do código. A confiabilidade entre os examinadores foi considerada entre boa e excelente.

Estudo *in-vitro* correlacionado o desempenho do exame visual através do ICDAS com radiografias interproximais e cortes histológicos em cáries oclusais, onde quatro dentistas com mais de cinco anos de experiência que analisaram 104 dentes de hígidos a cariados, demonstrou que o exame visual apresentou melhor sensibilidade que o exame radiográfico (83% vs. 44%, $p < 0,0001$). Ainda, constata-se uma correlação moderada entre os métodos avaliados e os métodos histológicos e boa reprodutibilidade dos métodos (Diniz *et al.*, 2011).

Honkala e colaboradores (2011) investigaram a aplicação do ICDAS em 485 crianças dentição mista por quatro examinadores docentes de odontologias e previamente calibrados. Como resultado, encontraram alta reprodutibilidade intra e interexaminadores, com valores de kappa ponderado > 0.9 .

Numa revisão sistemática com meta-análise, que utilizou 54 referências primárias, sendo ensaios *in-vitro* o maior tipo de estudo incluído, determinou-se que o ICDAS tem alta reprodutibilidade e acurácia para diagnóstico de cáries coronais, entretanto, para avaliação da progressão da lesão a acurácia e a precisão foi considerada moderada (Chen, 2019).

Outra recente pesquisa de revisão sistemática com meta-análise, na qual os autores avaliam diferentes métodos de detecção e diagnóstico de cárie do esmalte, os dados sobre o ICDAS, obtidos de 38 estudos primários, revelam uma sensibilidade média num intervalo de confiança de 0,88 (0,81 a 0,92) e especificidade de 0,76 (0,67 a 0,83) (Macey *et al.*, 2021c).

O ICCMS é considerado uma evolução do ICDAS. Foi desenvolvido entre 2010-2017 com aperfeiçoamento até 2021. Neste sistema foram incluídos além da classificação, fundamentos de promoção e prevenção dentária, gestão da lesão em níveis de pessoa/paciente, grupos populacionais e ao nível do dente. Também objetiva unificação das definições e convenções utilizadas para a detecção, avaliação

e gestão clínica da cárie na investigação, educação, saúde pública e prática clínica (Pitts *et al.*, 2021a). Possui 4 elementos chaves como norteadores do processo de diagnóstico e manejo da cárie: a classificação, o manejo, a história do paciente e tomada de decisão. Apresenta como vantagem a simplificação dos escores clínicos do ICDAS (Tabela 2), bem como a valorização dos fatores individuais e atividade cáries, além de apresentar norteadores para tomada de decisão do tratamento (Ismail; Pitts; Tellez, 2015).

Tabela 2 - Códigos e critérios de classificação do ICCMS.

Categorias		Descrição
Superfície		Escore ICDAS correspondente: 0
hígida		Superfície dentária hígida sem evidência de cárie quando se observa a superfície limpa e seca por 5 segundos.
Estágio inicial de cárie		Escore ICDAS correspondente: 1 e 2 Primeira alteração visível ou alteração detectável no esmalte vista como uma opacidade cariosa ou descoloração visível (lesão manchada branca e/ou marrom) não consistente com a aparência clínica do esmalte saudável e ausência de evidência de ruptura superficial ou subjacente sombra na dentina.
Estágio moderado de cárie	de	Escore ICDAS correspondente: 3 e 4 Lesão de mancha branca ou marrom com ruptura localizada do esmalte, sem dentina exposta visível ou com a presença sombra de dentina subjacente na superfície avaliada.
Estágio severo de cárie		Escore ICDAS correspondente: 5 e 6 Cavidade detectável em esmalte opaco ou descolorido com dentina visível.

Fonte: Ismail e colaboradores, 2015.

Atualmente, o ICCMS também foi reestruturado e atualizado no CCI, o *Caries Care International* (Pitts *et al.*, 2021a). Um sistema baseado em um processo de quatro etapas, denominado 4D: 1° D: Determinação do risco de cárie; 2° D: Detecção das lesões, classificação da gravidade e avaliação da atividade; 3° D: Decisão do tratamento específico adequado para o paciente no momento; 4° D: Realizar os tratamentos preventivos e intervencionais (Beltrán *et al.*, 2019).

As evidências revisadas nesta seção enfatizam a importância da utilização dos índices tendo em consideração a subjetividade inerente à inspeção visual. Uma maior

acurácia diagnóstica, comparação de estudos e consequente formação de evidências mais robustas para o diagnóstico e tratamento de cárie podem ser atingidas quando empregados os diversos índices disponíveis na literatura.

3.2.2 Exame radiográfico

Conforme discutido anteriormente, a inspeção visual é limitada nas regiões interproximais das superfícies dentárias de dentes posteriores (Abogazalah; Ando, 2017). As lesões de cáries nestes locais só são evidentes clinicamente na presença de destruição da superfície mesial e distal. Caso a lesão esteja em estágio inicial, podem não ser detectadas. Na presença de sombras marrons ou opacidades na região da crista marginal, juntamente com sintomas como dor ou sensibilidade relatados pelo paciente, o exame radiográfico pode ser empregado como método complementar de diagnóstico (Rodrigues *et al.*, 2021) .

O uso das imagens oriundas de radiação X como método de diagnóstico complementar na odontologia é longínquo e rotineiro. Destacam-se, na prática clínica o uso de radiografias dentárias intraorais analógicas e digitais (radiografias periapicais e interproximais), a radiografia panorâmica e o uso da TCFC, um método de imagem tridimensional (MacDonald; Reitzik, 2022).

Dentre as incidências radiográficas intraorais disponíveis, a radiografia interproximal, também conhecida como *bite-wing* (figura 8), é a mais recomendada na pesquisa de lesões cariosas devido sua técnica possibilitar que o feixe de raios X incida perpendicularmente sobre os pontos de contatos dentários gerando uma imagem com nenhuma ou pouca sobreposição das superfícies dentárias interproximais permitindo uma melhor visualização desta região (Whaites; Drage, 2021).

Figura 8 - Radiografia interproximal da região de pré-molares. Destaca-se uma discreta imagem radiolúcida em esmalte na região mesial do dente 35 (seta amarela). Ademais, na distal do dente 34 observa-se imagem radiolúcida com um formato semelhante a um triângulo no esmalte e na dentina (seta azul). Ambas as lesões compatíveis com a cárie dentária.

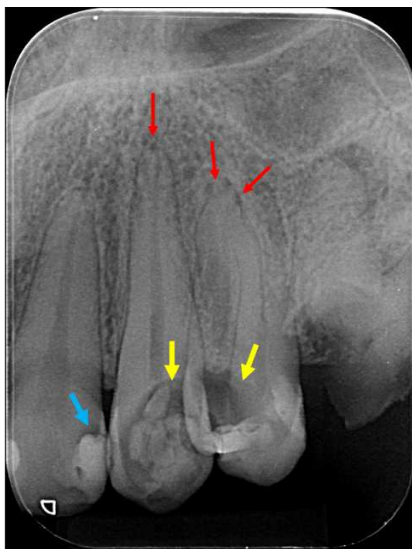


Fonte: Acervo do autor (2024).

Ademais, esta técnica proporciona a visualização de vários dentes, superiores inferiores em um único filme, utilizando usualmente o tamanho 2, diminuindo a quantidade de incidências radiográficas (Whaites; Drage, 2021).

A radiografia periapical (Figura 9), é recomendada quando há suspeitas de lesões ósseas periapicais associadas as lesões de cárie (Turgeon, 2019). Nestes casos é importante correlacionar os achados radiográficos com o exame clínico e a realização de testes de sensibilidade pulpar.

Figura 9- Radiografia periapical da região do canino superior do lado direito. Notar nos dentes 23 e 24 amplas imagens radiolúcidas no esmalte e na dentina compatíveis com lesão cáriosa (setas amarelas) com sinais de envolvimento com a câmara pulpar e espessamento do espaço periodontal apical e ausência de lâmina dura (setas vermelhas), sugerindo quadro de necrose pulpar. Observa-se a presença de cárie secundária da distal do dente 22 (seta azul).



Fonte: Acervo do autor (2024).

Na radiografia panorâmica (Figura 10), uma técnica extraoral, na qual é formada uma projeção radiográfica completa da maxila e mandíbula, pode-se visualizar lesões de cárie. Entretanto, possuem validade diagnóstica razoável (Wenzel, 2021). Sendo apenas indicadas para este fim quando pacientes apresentam limitação de abertura de boca e alto reflexo de vômito (MacDonald; Reitzik, 2022).

Figura 10 - Radiografia panorâmica(a) e seu recorte na região de molares inferiores(b). Notar, na oclusal do dente 38 uma imagem radiolúcida circular no esmalte e dentina (setas amarelas) compatível com lesão de cárie. O diagnóstico foi confirmado clinicamente.



Fonte: Acervo do autor (2024)

Em uma revisão sistemática elaborada por Schwendicke; Tzschoppe e Paris (2015), foi observado que a detecção de cárie por meio de radiografias possui alta acurácia para lesões cavitadas na superfície proximal e lesões que já atingiram a dentina independente da região. Entretanto, para investigação de lesões iniciais são necessários métodos alternativos de maior sensibilidade.

Com relação ao tipo de radiografia odontológica mais adequada Wenzel (2021) indica a incidência interproximal, devido sua precisão e reprodutibilidade para detecção de desmineralizações em superfícies proximais e lesões na dentina na oclusal. Porém, é enfatizado que este método não é capaz de distinguir se as lesões são cavitadas ou não, sendo necessária a inspeção clínica.

A literatura relata que para que uma lesão de cárie seja visível em uma radiografia é necessário que cerca de 25% a 40% do conteúdo mineral dentário seja perdido (Warreth, 2023; Whaites; Drage, 2021). Este fato explica a baixa capacidade de detecção deste método nas lesões iniciais.

Deve-se sempre lembrar que as radiografias são imagens bidimensionais de estruturas tridimensionais, e sobreprojeções de estruturas saudáveis podem interferir na interpretação da localização e extensão da cárie. Vários estudos relatam que as imagens radiográficas podem subestimar a extensão da lesão cáries, tendendo a ser mais profunda clinicamente que na imagem radiográfica (Alammar; Sadaf, 2020; Warreth, 2023).

Para realização das técnicas intraorais, podem ser utilizados receptores de imagem analógicos ou digitais. Os receptores analógicos de imagem são constituídos de um filme de poliéster coberto por uma emulsão gelatinosa de cristais de brometo de prata. Estes cristais de prata refletem a sensibilidade do filme, e atualmente são utilizados na prática clínica os tipos “E” e “F” que apresentam alta resolução e menor quantidade de radiação para sensibilização. Os receptores digitais são a placa de fósforo fotoestimulada – PSP (do inglês, *photostimulable storage phosphor*), dispositivo de carga acoplada - CCD (do inglês, *charge-coupled device*), semicondutor de óxido metálico complementar - CMOS (do inglês, *complementary metal oxide semiconductor*) (Dayo *et al.*, 2021; Turgeon, 2019).

A literatura recomenda o uso de filmes analógicos ou placas de fósforo fotoestimulada como receptores de imagem no diagnóstico radiográfico de cárie. O

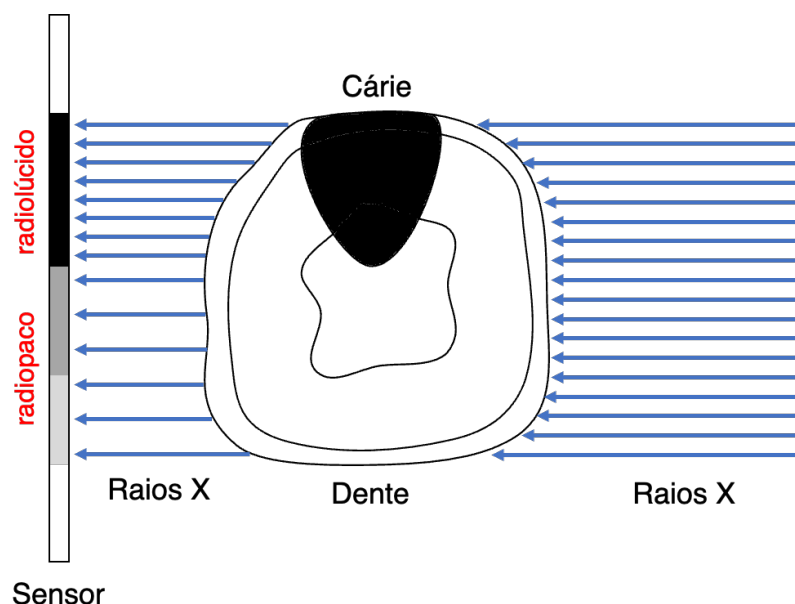
uso de sensores rígidos intraorais que utilizam as tecnologias CCD e CMOS são apresentam as seguintes desvantagens: (1) sua menor área ativa quando comparada a um filme tamanho 2, mostrando uma quantidade menor de superfícies dentárias; (2) sua maior espessura que causa maior desconforto e ânsia de vômito em pacientes com a cavidade oral pequena; e, (3) sua rigidez que impede um melhor posicionamento no arco dentário, em especial na região de pré-molares inferiores (Wenzel, 2021; Whaites; Drage, 2021).

Na comparação entre os receptores digitais ou analógicos, diversos estudos demonstram que ambos os métodos apresentam precisão diagnóstica semelhante (Dehghani *et al.*, 2017; Pontual *et al.*, 2010; Soares Vieira *et al.*, 2015). Entretanto, a migração para sistemas digitais é encorajada devido a menor necessidade de radiação X, ausência de processamento químico, agilidade no fluxo de trabalho clínico, armazenamento seguro, comunicação interprofissional e capacidade de manipulação da imagem final. O custo da implantação dos sistemas digitais segue sendo a maior limitação (MacDonald; Reitzik, 2022; Wenzel, 2021).

A exposição a radiação ionizante durante o exame radiográfico para investigação de cárie é outro tema importante. A radiação ionizante pode ser mutagênica e carcinogênica. Embora o risco seja baixo em exposições diagnósticas de baixo nível, como nas radiografias periapicais, ainda é maior que zero, e, como se sabe, não há limite absoluto de segurança para a dose. Seu uso clínico deve ser ancorado seguindo os princípios básicos de radioproteção: a justificação, a limitação de dose e otimização. Ainda deve-se seguir os princípios do ALADAIP (do inglês, *As Low as Diagnostically Achievable being Indication-oriented and Patient-specific*), que preconiza a utilização de uma dose de radiação baixa ao ponto de obter uma imagem radiográfica diagnosticamente aceitável, sendo orientada pela indicação e a especificidade do paciente (Oenning; Jacobs; Salmon, 2021; Warreth, 2023).

A imagem radiográfica da lesão de cárie, de uma maneira geral se apresenta como uma imagem radiolúcida nos tecidos duros do dente, que varia de formato de acordo com a região dentária na qual está presente. Na área do tecido dentário que possui a cárie, caracterizada por desmineralização ou cavitação, haverá menor atenuação dos feixes de raios X, atravessando mais fótons para o filme, gerando uma imagem mais radiolúcida que nas áreas sadias dos dentes (Whaites; Drage, 2021). Este processo, para melhor entendimento, está esquematizado na figura 11.

Figura 11 - Formação da imagem radiográfica de um dente cariado.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Na superfície oclusal, quando a lesão está limitada ao esmalte, não são detectadas no exame radiográfico devido a sobreposição das cúspides. Na dentina, podem ser observadas como uma imagem radiolúcida com formato triangular, com o seu ápice para superfície e base para junção amelocementária, ou um ponto circular difuso ou uma faixa perpendicular radiolúcida (Turgeon, 2019; Whaites; Drage, 2021).

Nas lesões de superfície proximal, a cárie no esmalte é vista como uma imagem radiolúcida triangular com sua base voltada para a superfície e o ápice para a junção amelocementária. Nesta região, o ponto de contato dentário ou a área abaixo dele são críticas para desenvolvimento de cárie, e devem ser analisadas com uma cautela maior. Quando a cárie atinge a dentina, pode-se observar a formação de uma imagem radiolúcida com formato triangular com sua base voltada para a junção amelocementária. Na prática clínica, variações desse formato clássico triangular podem ser encontrados como faixas ou áreas circulares radiolúcidas (Turgeon, 2019; Whaites; Drage, 2021).

Existem várias formas de categorização da imagem radiográfica das lesões de cárie, tais como a: *American Dental Association Caries Classification System* (Young *et al.*, 2015); o critério de baseado na penetração da lesão nos tecidos dentários (Dayo *et al.*, 2021); e o Sistema ICDAS/ICCMS de registro radiográfico (Diniz *et al.*, 2011;

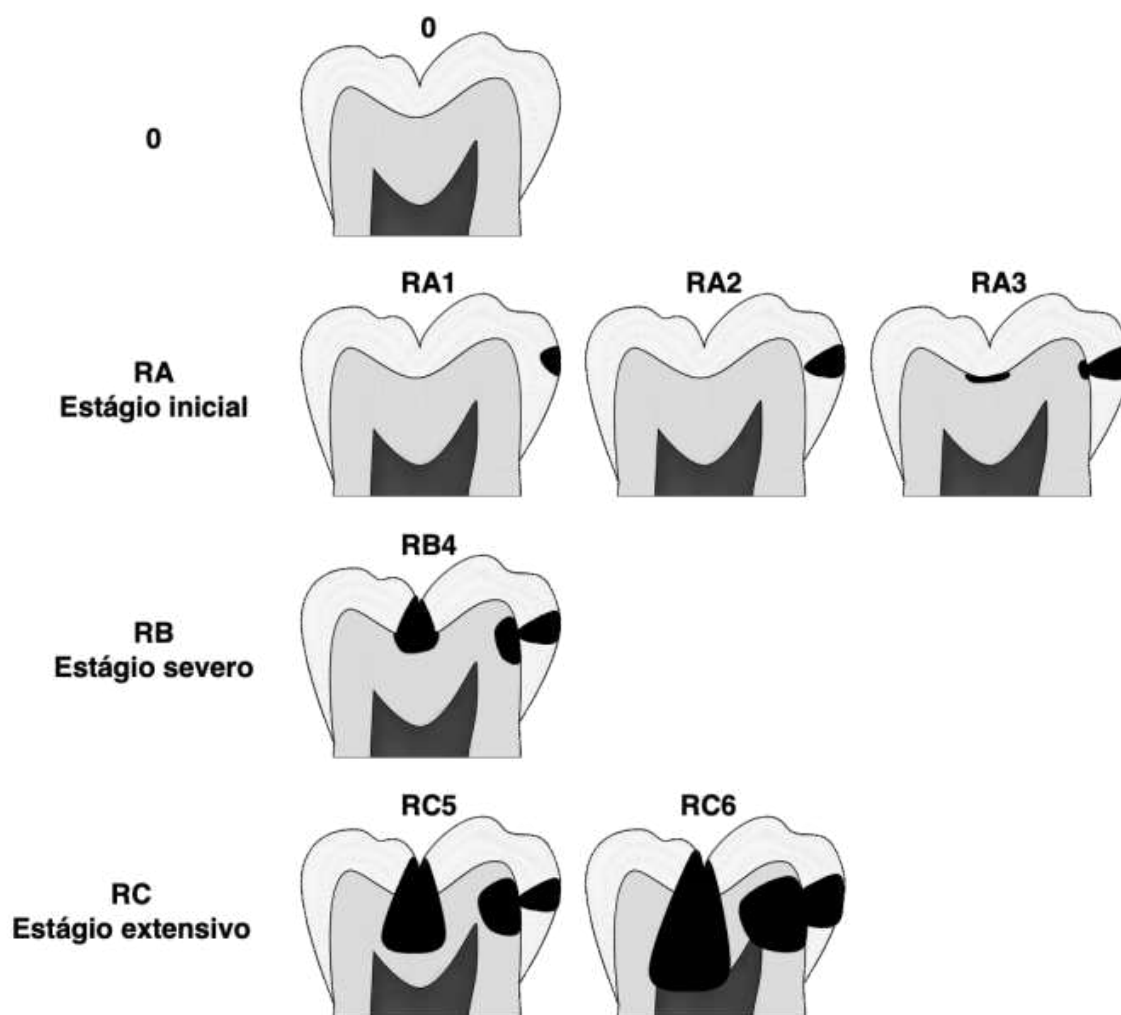
Ismail *et al.*, 2007; Ismail; Pitts; Tellez, 2015). Na tabela 3 é apresentado o critério da ICDAS/ICCMS e em seguida, na figura 12, sua esquematização.

Tabela 3 - Sistema ICDAS/ICCMS de registro radiográfico

Categorias		Descrição
0	0	Ausência de radiolucidez
RA Estágios iniciais	RA 1	Radiolucidez na metade externa do esmalte.
	RA 2	Radiolucidez na metade interna do esmalte aproximadamente na região da união amelo-dentinária
	RA 3	Radiolucidez limitada a 1/3 da superfície externa da dentina
RB Estágio moderado	RB 4	Radiolucidez que atinge até 1/3 da região média da dentina
RC Estágio severo	RC 5	Radiolucidez que atinge até 1/3 da região interna da dentina, clinicamente cavitada
	RC 6	Radiolucidez que atinge a polpa, clinicamente cavitada.

Fonte: Ismail e colaboradores, 2015.

Figura 12 - Esquematisação dos critérios de imagens radiográficas estabelecidos pelo ICDAS/ICCMS.



Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

3.2.3 Novos métodos de diagnóstico de lesões de cárie

Conforme apontado na seção anterior, o exame radiográfico possui diversas limitações, tais como o uso da radiação ionizante, desmineralização tecidual acima de 40% para detecção, interpretação variável de acordo com a região e o profissional. Isto impulsionou a pesquisa e desenvolvimento de novas tecnologias para o diagnóstico de lesões de cárie em seu estágio inicial ou incipiente, além de buscar métodos com maior reprodutibilidade, sensibilidade, especificidade no diagnóstico.

A transiluminação por fibra óptica (FOTI, do inglês *fiber-optic transillumination*) é um método no qual uma sonda emite uma luz branca de alta intensidade que deve

ser direcionada perpendicular a superfície do dente. Esta luz aprimorará o contraste óptico dos tecidos dentários. Na presença da lesão cariosa, a luz sofre mais dispersão nos poros formados pelo processo de desmineralização quando comparado ao tecido sadio, sendo evidenciada como uma sombra escura. Quando esta sonda vem acompanhada com um sensor CCD, que permite a captura da imagem para posteriores análises, este dispositivo é denominado de DIFOTI (do inglês, *digital fiber-optic transillumination*) (Hogan; Pretty; Ellwood, 2019).

De uma forma geral, a FOTI/DIFOTI são métodos simples e de fácil aprendizado. Entretanto, em uma revisão sistemática que analisou o conjunto de 8 estudos, representando 14.858 superfícies dentárias, com prevalência de 10% de cárie, a FOTI/DIFOTI obteve baixa sensibilidade 0,47 (0,35 a 0,59) e alta 0,92 (0,86 a 0,96), sendo este o motivo de sua baixa adesão na prática clínica mesmo estando disponíveis há vários anos no mercado (Macey *et al.*, 2021b).

Outra tecnologia conhecida é a transiluminação com luz de infravermelho próximo, o NIR (do inglês, *Near-Infrared Transillumination*). Trata-se de uma técnica baseada nas diferenças de dispersão e absorção da luz infravermelha próxima, utilizando comprimento de onda de aproximadamente 780 nm na superfície dentária. Devido a estrutura tecidual desmineralizada ter maior poros e quantidade de água entre os prismas do esmalte há um aumento na dispersão e absorção do infravermelho, resultando numa imagem com menor transparência quando comparada a imagem do esmalte sadio (Kühnisch, 2019).

No estudo de Wang e colaboradores, foi utilizado um aparelho comercial de transiluminação com infravermelho próximo, o DIAGNOcam para diagnóstico de cáries interproximais de dentes permanentes extraídos, comparando com o diagnóstico visual pelos critérios ICDAS, radiografias interproximais e exame histológico. Os resultados obtidos mostraram que o DIAGNOcam obteve especificidade tão alta quando o ICDAS e a bitewing. A sensibilidade DIAGNOcam foi maior nas lesões iniciais do esmalte (0,68), além de mostrar maior força de associação com o exame histológico (ρ de Spearman = 0,80) (Wang *et al.*, 2022).

Uma revisão sistemática que analisou 6 artigos, totalizando 673 superfícies dentárias com uma prevalência de 56% de cárie, demonstra uma menor sensibilidade

0,58 (0,46 a 0,68) e uma boa 0,86 (0,80 a 0,91) para o uso de transiluminação com infravermelho próximo (Macey *et al.*, 2021b).

O dente tem como propriedade óptica natural a fluorescência, mas na presença de cárie esta propriedade é perdida. Com base disso foram desenvolvidos métodos que analisam qualitativamente (a partir de uma imagem) e quantitativamente (valores numéricos) esta perda, as técnicas de fluorescência induzida a laser, o QFL (do inglês, *Quantitative light-induced fluorescence*). Outra possibilidade com esta tecnologia é a informação de atividade bacteriana através da fluorescência no vermelho (Kim, 2019).

Estudo recente avaliou a capacidade de cárie dentária dois sistemas comerciais de QFL, Qraypen C®(QC) e Qraycam Pro®(QP), em um total de 61 pacientes, representando cerca de 178 dentes. A acurácia para superfícies oclusais foi de 0,83 a 0,96 e 0,81 a 0,82, e nas superfícies proximais 0,52 a 0,62 e 0,52 a 0,71 nos sistemas Qraypen C e Qraycam Pro, respectivamente. Confirmando que independente das marcas comerciais a fluorescência induzida a laser tem alta acurácia para diagnóstico de cárie em superfícies oclusais (Oh; Choi; Kim, 2022).

Outro estudo, comparou a QFL com o exame visual combinado a radiografias interproximais em 153 pacientes, totalizando 297 dentes. Demonstrou que a QFL apresentou maior sensibilidade e especificidade para superfície oclusal e as radiografias interproximais demonstram maior taxa de detecção de cáries proximais.

Métodos baseados em condutividade elétrica também foram aplicados para o diagnóstico de cárie. O esmalte dentário sadio e maduro possui uma alta resistência a corrente elétrica, as lesões cariosas devido suas porosidades preenchidas por água e saliva possuem menor resistência a corrente elétrica (Rodrigues *et al.*, 2021). Comercialmente estão disponíveis o ECM® (do inglês, Electronic Caries Monitor), Vanguard Electronic Caries Detector®, CarieScan Pro.

Revisão sistemática analisou sete estudos de precisão diagnóstica de comparação de condutividade elétrica com padrão ouro histológico ou exame visual aprimorado. Foi levantada a escassez de estudos *in vivo* com esta técnica, importante variabilidade dos resultados primários dos estudos, com sensibilidade variando entre 0,55 a 0,98 e especificidade de 0 até 100. Os autores recomendaram que novos estudos clínicos devem ser elaborados com maior rigor científico e com maior proximidade com a realidade da cavidade oral (Macey *et al.*, 2021a).

A tomografia de coerência óptica (OCT, do *inglês Optical Coherence Tomography*) é uma técnica de imagem não invasiva, em tempo real, que não utiliza radiação ionizante que gera imagens bidimensionais e tridimensionais de alta resolução dos tecidos humanos com base nas diferenças nas propriedades ópticas, por meio da medida do atraso e da intensidade da luz infravermelho próximo espalhada ou refletida nos tecidos biológicos, resultando em imagens tomográficas de sua estrutura interna (Katkar *et al.*, 2018; Machoy *et al.*, 2017).

Com relação ao funcionamento do OCT, um feixe de laser infravermelho próximo é emitido e dividido no feixe principal e o de referência. O feixe principal atinge a amostra, retroespalha e volta para um sensor onde é recombinado com o feixe referência para criar um interferograma ao longo do tempo. As diferenças de sinais são detectadas, convertidas em sinal elétrico e digitalizadas por um conversor analógico digital, criando imagens 2D ou 3D da região escaneada com resolução a nível microscópica (Ali *et al.*, 2021).

Em uma revisão de literatura acerca do estado da arte no uso da tomografia de coerência óptica na odontologia foram encontrados majoritariamente publicações na área de cariologia e dentística. Destaca-se também as publicações em endodontia, periodontia, prótese, implantodontia, ortodontia e diagnóstico oral (Machoy *et al.*, 2017). Fica evidente a ampla aplicabilidade desse método de diagnóstico por imagem nas ciências odontológicas.

Os OCTs mais utilizados na pesquisa em cariologia são os SS-OCT (do inglês, *Swept-source Optical Coherence Tomography*). Neste método, a cárie é vista como uma região mais brilhante quando comparada ao esmalte e dentina sadios devido à formação de numerosas microporosidades onde a retrodifusão do sinal OCT é aumentada (Ali *et al.*, 2021; Katkar *et al.*, 2018).

Uma revisão sistemática que analisou 10 estudos com OCT, totalizando 1.171 superfícies dentárias, e com prevalência de 52% de lesão cariosa, registrou uma sensibilidade de 0,94 (0,88 a 0,97) e especificidade de 0,83 (0,68 a 0,91). Neste estudo, o OCT ainda é comparado com o transiluminação por fibra óptica e a transiluminação com luz de infravermelho, onde o primeiro se apresentou mais sensível (menor quantidade de falso-negativos) que os demais. Os autores ainda chamam atenção

para a necessidade de mais pesquisas de aplicação e desenvolvimento, pois o OCT ainda não está disponível para a atividade clínica (Macey *et al.*, 2021b).

Para maiores informações sobre o uso de OCT na odontologia e cariologia, sugere-se a leitura do artigo “*Exploiting Nanomaterials for Optical Coherence Tomography and Photoacoustic Imaging in Nanodentistry*” presente no ANEXO D desta tese.

A imagem terahertz (THz) é um método não invasivo e não ionizante, que utiliza fótons de radiação terahertz que estão situadas no espectro eletromagnético entre as micro-ondas e o infravermelho para gerar imagens do organismo (Kamburoğlu; Yetimoğlu; Altan, 2014). Embora seja uma técnica de imagem em fase de desenvolvimento e com pouco uso na odontologia, alguns estudos foram realizados para provar sua aplicabilidade na detecção de cárie (Cai *et al.*, 2022; Kamburoğlu; Yetimoğlu; Altan, 2014; Kamburoğlu *et al.*, 2019).

No estudo laboratorial de Cai e colaboradores (2022), na qual foi utilizado um sistema de espectroscopia THz para analisar os tecidos dentários hígidos e cariados, pode-se observar que na presença de lesão existe uma maior atenuação das ondas THz quando comparadas às áreas sadias. Os autores refletem que este resultado abre margem para exploração deste método na pesquisa de cárie, sendo capaz no futuro de fornecer dados de localização, tamanho e gravidade da lesão auxiliando no diagnóstico precoce.

Outro estudo compara a imagem THz de cáries oclusais e proximais de dentes *ex vivo*, com radiografias intraorais digitais com PSP e a tomografia computadorizada de feixe cônico. Obtiveram os seguintes valores de sensibilidade e especificidade, respectivamente: Imagem THz estática: 0,799 e 0,777; THz em vídeo 0,749 e 0,759; PSP: 0,881 e 0,893; TCFC: 0,891 e 0,899 (Kamburoğlu *et al.*, 2019).

A espectroscopia de Raman é um método baseado nos conceitos do espalhamento de Raman, que tem a propriedade de detectar vibrações moleculares que refletem as estruturas e condições químicas das moléculas de uma amostra (Dodo; Fujita; Sodeoka, 2022). Deste modo, na presença de lesão de cárie, este método é comumente utilizado para detectar e caracterizar as vibrações do PO_4^{3-} na fase mineral da hidroxiapatita e identificar as alterações em suas quantidades, o que pode identificar a presença de lesão cariosa em estágio inicial (Yakubu *et al.*, 2018).

Vários estudos confirmam o potencial de detecção de cáries pela espectroscopia Raman (Buchwald; Buchwald, 2019; Marin *et al.*, 2020; Miyamoto *et al.*, 2020; Yakubu *et al.*, 2018), entretanto, todos são de natureza laboratorial. Sendo necessárias mais pesquisas para desenvolvimento de um sistema clínico com esta tecnologia afim de determinar sua verdadeira aplicabilidade.

Nesta seção foram descritos os principais métodos alternativos de diagnóstico das lesões de cárie da atualidade, bem como seus funcionamentos, dados de sensibilidade e especificidade e algumas limitações. De um modo geral, a literatura ainda considera o exame radiográfico interproximal como o exame complementar mais eficaz e com melhor custo-benefício. Entretanto métodos alternativos podem ser utilizados como coadjuvantes nesse processo diagnóstico.

A próxima parte desta revisão apresenta uma nova modalidade de imagem que vem sendo empregada na Odontologia, a imagem fotoacústica. Serão apresentados seus conceitos, tipos e aplicações na área de saúde e, em especial, nas ciências odontológicas.

3.3 A imagem fotoacústica

A fotoacústica é uma técnica de imagem híbrida, que combina técnicas ópticas através do laser e acústicas do ultrassom. Essa combinação permite formar imagens com a alta resolução espacial da imagem ultrassonográfica e alto contraste da imagem óptica (Beard, 2011; Chan *et al.*, 2019).

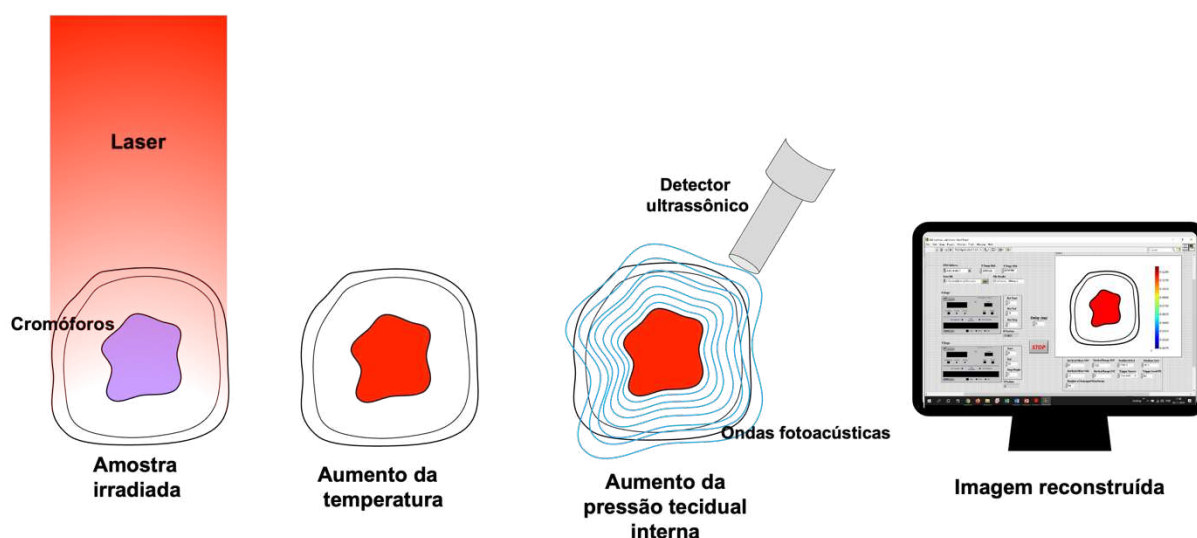
O efeito fotoacústico foi descoberto em 1880, por Alexander Graham Bell, quando observou a geração de ondas sonoras devido a absorção de luz (Beard, 2011; Manohar; Razansky, 2016). As aplicações biomédicas da fotoacústica foram iniciadas a partir da década de 1990. E apenas em 2003, a primeira imagem não invasiva *in vivo* de cérebros de ratos foi apresentada por Wang e colaboradores (Wang *et al.*, 2003; Xia; Kim; Lovell, 2015).

Devido ao espalhamento óptico, os métodos de imageamento ópticos puros não possuem capacidade de formar imagens de alta resolução em tecidos biológicos mais profundos. Quando combinado a alta resolução ultrassônica é possível obter

imagens com contraste óptico de alta resolução de organelas até órgãos inteiros (Attia *et al.*, 2019; Wang; Hu, 2012b).

Na imagem fotoacústica, um laser de pulso curto, geralmente no espectro eletromagnético do visível ao infravermelho próximo incide no tecido e penetra até certa profundidade. Parte da luz é dispersa e outra é absorvida. Logo, o tecido que absorveu a luz, devido a moléculas cromóforas, se aquece e expande, fenômeno denominado expansão termoelástica. Durante este fenômeno ocorre aumento da pressão interna tecidual que gera ondas ultrassônicas que finalmente são captadas por um detector. Este detector transforma a onda ultrassônica em um sinal elétrico que é amplificado, convertido em sinal digital e transferido para um computador, onde ocorre a reconstrução final da imagem, conforme observado na figura 13 (Attia *et al.*, 2019; Beard, 2011; Wang; Hu, 2012b).

Figura 13 - Processo de formação da imagem fotoacústica. Após incidir um feixe de laser em uma amostra tecidual biológica, a energia óptica é absorvida e transformada em calor de forma parcial ou total. O calor induz um aumento de pressão interna que é propagando como ondas de ultrassom. A onda ultrassônica é detectada por um transdutor ultrassônico que mapeia a disposição de energia óptica original dentro do tecido (Wang; Yao, 2016).



Elaborado pelo autor (2024).

Steinberg e colaboradores (Steinberg *et al.*, 2019) listam os pontos fortes do uso da imagem fotoacústica: seu potencial para alta resolução espacial e temporal, a

profundidade de imagem, capacidade de gerar imagens de cromóforos endógenos e exógenos e a ausência de radiação ionizante.

Atualmente, devido suas diversas vantagens e potencial de aplicabilidade, uma gama de estudos a níveis pré-clínicos e clínicos vem sendo elaborados nas ciências da saúde.

3.3.1 Modalidades de imagem fotoacústica

Os principais componentes de um sistema fotoacústico são: um laser de pulso curto, um transdutor ultrassônico, um sistema de aquisição de dados e um computador (Wang; Yao, 2016).

Os sistemas de imagem fotoacústica podem ser classificados em: tomografia fotoacústica (sigla em inglês, PAT); mesoscopia e microscopia.

A Tomografia computadorizada utiliza uma fonte de luz de amplo espectro, e detecta as ondas por: (1) detector único, que gera imagens estáticas e captura a amostra de forma mais lenta, inviabilizando seu uso em métodos *in vivo*; ou por (2) um conjunto de detectores, que permitem detectar as ondas em vários ângulos, com maior velocidade de escaneamento e permite a reconstrução bidimensional (2D) ou tridimensional (3D).

A microscopia fotoacústica é uma técnica de alta resolução. Ela pode ser categorizada em microscopia fotoacústica de resolução acústica (sigla em inglês AR-PAM) e microscopia fotoacústica de resolução óptica (sigla em inglês OR-PAM).

Noss sistemas AR-PAM o foco acústico é mais estreito que o feixe óptico e a resolução axial é normalmente mais fina que a resolução lateral (Wang; Yao, 2016). Isso implica na possibilidade de gerar imagens de tecidos profundos em alta resolução ($\sim 20\text{-}50\text{ }\mu\text{m}$) (Attia *et al.*, 2019).

Já os sistemas OR-PAM, se caracterizam pelo foco óptico ser mais estreito que o foco acústico. A resolução lateral determinada opticamente é normalmente muito mais fina que a resolução axial (Wang; Yao, 2016). Permite imagens de organelas e nível celular, alcançando centenas de nanômetros a vários micrômetros (Attia *et al.*, 2019).

A mesoscopia fotoacústica está relacionada a uma modificação de AR-PAM por meio de um transdutor de banda larga personalizado e um feixe de luz de dois braços. Através desta técnica pode-se atingir profundidade de 2 mm, localização de vasos sanguíneos e estudo da pele humana (Attia *et al.*, 2019).

3.3.2 Aplicações da imagem fotoacústica nas ciências da saúde

Devido às diversas vantagens e potencial de aplicabilidade vários estudos começaram a examinar a aplicabilidade dos métodos fotoacústicos nas ciências da saúde. A maioria dos estudos se concentram na oncologia, neurologia, dermatologia, urologia, ginecologia, imagem do sistema linfático, além da utilização da técnica de forma intraoperatória e detecção de células e substâncias circulantes (Ahn *et al.*, 2021; Attia *et al.*, 2019; Beard, 2011; Kajita *et al.*, 2020; Manohar; Razansky, 2016; Neprokin *et al.*, 2022; Steinberg *et al.*, 2019; Zhou; Yao; Wang, 2016).

Estudos pré-clínicos foram desenvolvidos para obtenção de imagens anatômicas de vários órgãos pequenos animais, alterações hemodinâmicas como vasoconstrição e vasodilatação e estudo da anatomia e função vascular em modelos de lesões cerebrais. Outra aplicação importante é o estudo da fisiopatologia de diversos tumores, visto que a imagem fotoacústica permite mapear a lesão de forma não invasiva, dar dados de oxigenação e representar o fluxo da vasculatura tumoral (Beard, 2011; Brecht *et al.*, 2009; Ku *et al.*, 2005; Li *et al.*, 2010; Stein; Maslov; Wang, 2009; Yao; Maslov; Wang, 2011).

Estudo de Burton e colaboradores (2013). utilizaram a tomografia optoacústica multiespectral para caracterização de cérebros e de glioblastomas em camundongos. Os autores verificaram que a técnica oferece imagens anatômicas em alta resolução e informações fisiológicas, como alterações hemodinâmicas e moleculares. Foi possível caracterizar áreas isquêmicas e regiões com lesões

No artigo de Xia; Kim e Lovell (2015) é demonstrado como a fotoacústica pode ser utilizado para monitorar a distribuição de medicamentos e agentes de contrastes absorvedores de luz por meio de mecanismos como resposta vascular, hemodinâmica, conectividade de neurônios e temperatura local. Ainda apresentado

que o uso de sondas de imagem molecular expande ainda mais a capacidade de monitoramento pela fotoacústica.

No estudo de Ahn e colaboradores (2021), os autores utilizaram um modelo comercial de microscopia fotoacústica de alta resolução como recurso de monitoramento da dinâmica vascular em dedos humanos. Foi comprovada a eficácia do método para exame vascular periférico, como pulsação arterial, saturação de oxigênio e perfusão sanguínea na ponta dos dedos.

Um estudo clínico utilizou a imagem fotoacústica para avaliação de cânceres de tireoide em humanos *in vivo*. Foram realizadas imagens fotoacústicas multiespectrais *in vivo* em nódulos de tireoide de 52 pacientes, compreendendo 23 cânceres papilíferos de tireoide e 29 casos benignos. A partir dos dados multiespectrais da PA, foi calculado o nível de saturação de oxigênio da hemoglobina na área do nódulo e, em seguida, uma análise multiparamétrica dos nódulos benignos e câncer de tireoide. Os autores concluíram que a malignidade dos nódulos pode ser diagnosticada com sensibilidade de 83% e especificidade de 93% (Kim *et al.*, 2021).

Em outro estudo clínico, cerca de 30 pacientes com lesões oncológicas mamárias primárias foram escaneadas com microscopia fotoacústica nos comprimentos de onda de 795 nm e 755 nm. Foram observadas características morfolologicamente anormais dos vasos sanguíneos peritumorais, incluindo sinais fotoacústicos centrípetos e ruptura ou estreitamento dos sinais dos vasos (Toi *et al.*, 2017).

Um estudo piloto utilizou a imagem fotoacústica multiespectral de campo amplo para determinação de profundidade de melanomas para excisão cirúrgica. Foi observado, em seis pacientes, que a utilização da imagem fotoacústica traz informações precisas de profundidades e limites quando comparadas aos cortes histológicos, além de detalhar a vascularização ao redor de cada tumor (Park *et al.*, 2021).

As evidências revisadas aqui demonstram a variedade de aplicações da imagem fotoacústica nas ciências da saúde. Embora a maioria dos estudos ainda estejam em fase laboratorial, é crescente o número de estudos em humanos nas diversas subáreas. É importante evidenciar também sua usabilidade desde o diagnóstico, o tratamento e preservação.

3.3.3 A imagem fotoacústica na odontologia: estado atual e potencialidades

Na literatura, a grande maioria dos estudos de aplicações da PAI em odontologia estão em um estágio incipiente. A sua grande maioria são ensaios pré-clínicos e poucos são *in vivo*. Durante a última década, a maioria das pesquisas em fotoacústica na odontologia enfatizou seu uso na cariologia (Arabpou *et al.*, 2019; Cheng *et al.*, 2016; Das *et al.*, 2022; Koyama; Kakino; Matsuura, 2018; Periyasamy; Rangaraj; Pramanik, 2018; Sampathkumar *et al.*, 2014; Silva *et al.*, 2021; Tasmara *et al.*, 2023).

Cheng e colaboradores (2016) utilizaram tomografia fotoacústica de duplo contraste aplicada para detectar as lesões dentárias precoces. Utilizaram um contraste denominado modo B, relacionado a absorção óptica características morfológicas e macroestruturais dos dentes e outro denominado modo S, associado às propriedades microestruturais e mecânicas do tecido duro. Os autores concluíram que nos dois modos avaliados a fotoacústica é sensível na detecção das alterações nas propriedades dos tecidos causadas pelas lesões de cárie em estágio inicial.

No estudo de Periyasamy, Rangaraj e Pramanik (2018), foi utilizado um sistema de imagem de tomografia fotoacústica e microscopia fotoacústica para tentar detectar lesões de cáries e fissuras dentárias. Foi utilizados dentes humanos *ex vivo*. Foi encontrado que a cárie demonstrou alteração *in situ* na distribuição mineral além de um aumento do sinal fotoacústico em comparação a dentes normais.

No ensaio laboratorial de Koyama, Kakino e Matsuura (2018), foi utilizado um laser de 532 nm junto um transdutor de ultrassom para detectar lesões de cárie incipientes através de modelo de cárie confeccionado utilizado um corante com absorbância semelhante a uma cárie verdadeira *ex vivo*. Os autores constataram que na frequência de 0,5 a 1,5 MHz, as intensidades dos sinais fotoacústicos são maiores nas regiões dentárias pigmentadas.

Estudo anterior demonstrou que dentes com soluções de hemoglobina na cavidade pulpar emitem vibrações ultrassônicas de alta frequência, devido ao grande coeficiente de transferência de calor e coeficiente de absorção de hemoglobina. Isto resulta no potencial de aplicação do estudo da vitalidade pulpar através da fotoacústica (Yamada; Kakino; Matsuura, 2016).

Em estudos anteriores sobre a aplicação da fotoacústica em periodontal, constata-se sua possibilidade de uso como substituto a sondagem tradicional. Em um ensaio clínico, foi utilizado o ultrassom fotoacústico para gerar imagens de alta resolução espacial das profundidades de bolsas periodontais. 39 dentes suínos foram preparados com agente de contraste, e as profundidades de sondagem foram medidas com imagens fotoacústicas e uma sonda periodontal Williams. A imagem fotoacústica ofereceu precisão de 0,01 mm e pôde varrer toda a bolsa. A análise de Bland-Altman revelou que todos os valores de viés foram $<\pm 0,25$ mm e os coeficientes de variação para 5 réplicas foram $<11\%$ (Lin *et al.*, 2018).

Moore e colaboradores (2018) realizaram o primeiro estudo de sondagem periodontal em humanos através da imagem fotoacústica. Utilizando uma frequência de ultrassom de 40 MHz escanearam parte do dente, gengiva, margem gengival e espessura gengival. Obtiveram como resultado que as medidas ultrassonográficas fotoacústicas foram mais precisas (0,01 mm) do que aquelas realizadas com sondas físicas por um higienista dental. Além disso, a geometria completa dos bolsões pôde ser visualizada com desvios padrão relativos de 10% ($n = 5$).

O estudo de Fu e colaboradores (2022), caracterizou um transdutor que gera imagens dos dentes posteriores, incluindo avaliação de bolsas periodontais por meio de uma combinação de imagens fotoacústicas e ultrassonográficas. Foram realizadas imagens de dentes suínos *ex vivo* e imagens periodontais de pacientes *in vivo*. Os resultados demonstraram que o transdutor pode gerar imagens da bolsa periodontal em molares *in vivo*.

Dias e colaboradores (2018), utilizaram a espectroscopia fotoacústica para analisar placas de biofilme em esmalte humano. Foi observado que a placa pode ser detectada pelo método fotoacústico, que a deposição do biofilme proporciona absorção óptica da banda Soret em 410 nm e aumento da banda de absorção de hidroxila e a espessura do biofilme pelo método fotoacústico com resolução de fase está de acordo com medições *in situ* da literatura. Os autores concluíram que esses novos conhecimentos podem ajudar no aumento da praticidade e segurança de equipamentos capazes de identificar e quantificar o biofilme dental.

A fotoacústica tem potencial para ser aplicada nos estudos de implantes dentários. No estudo de Lee e colaboradores os autores demonstraram a formação de

imagem fotoacústica de um implante dentário embutido em uma mandíbula suína *ex vivo*. Foi possível observar imagens de até 10 mm de profundidade, informações anatômicas do osso maxilar, a localização do implante e a espessura do tecido mole acima do osso maxilar (Lee *et al.*, 2017) .

Os estudos apresentados até agora fornecem evidências de que a fotoacústica tem potencial de aplicação nas subáreas das ciências odontológicas. Esta leitura abre margem para ampliarmos o número de pesquisas que já vem sendo realizadas, aumentar os campos de aplicação e principalmente aumentar os ensaios *in vivo* com fotoacústica.

4 METODOLOGIA

4.1 Considerações éticas

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

4.2 Seleção e preparo das amostras

Foram obtidos 24 dentes posteriores humanos, molares e pré-molares, por meio do Banco de Dentes Humanos (ASCES-UNITA, Caruaru, Pernambuco). Os critérios de inclusão foram: dentes hígidos ou que apresentassem cárie natural nas faces proximais em esmalte e/ou dentina. Foram excluídos dentes com ampla destruição coronária envolvendo três faces dentárias; dentes com presença de material restaurador, lesões de hipoplasia de esmalte, fluorose, trincas e fraturas na região interproximal.

Posteriormente, os dentes foram higienizados em solução detergente neutra, armazenada em água destilada e refrigerados durante todo o procedimento para manutenção da estrutura dentária.

Estes foram separados em três grupos através do exame visual, baseado nas coordenadas do Sistema Internacional de Detecção e Avaliação de Cárie (ICDAS/ICCMS):

- Dentes hígidos;
- Dentes com lesão de cárie natural em esmalte na região proximal;
- Dentes com lesão de cárie natural em esmalte e dentina na região proximal.

4.3 Métodos radiográficos e tomográficos

Uma série de imagens foram realizadas para caracterização da lesão cariosa e comparação com a técnica fotoacústica. Inicialmente, foi realizado uma fotografia de todos os espécimes com a área alvo em foco. Em seguida, foram realizadas radiografias intraorais que serão descritas nos próximos subtópicos.

4.3.1 Radiografia

Um aparelho de raios X KaVo, Focus™, (Dexis, Tuusula, Finlândia) foi utilizado, operando em 70 kVp e 7 mA, ponto focal de 0.7 mm, com filtro de alumínio de 2 mm de espessura.

Foi utilizado um artifício para padronizar as distâncias foco-receptor de imagem em 20 cm e o feixe de raios X foi direcionado de forma perpendicular ao plano horizontal dos receptores de imagens (Figura 15). Os tempos de exposição foram determinados em estudo piloto, em: pré-molares 0,18s (16,4 mGycm²) e molares de 0,25s (22,8 mGycm²).

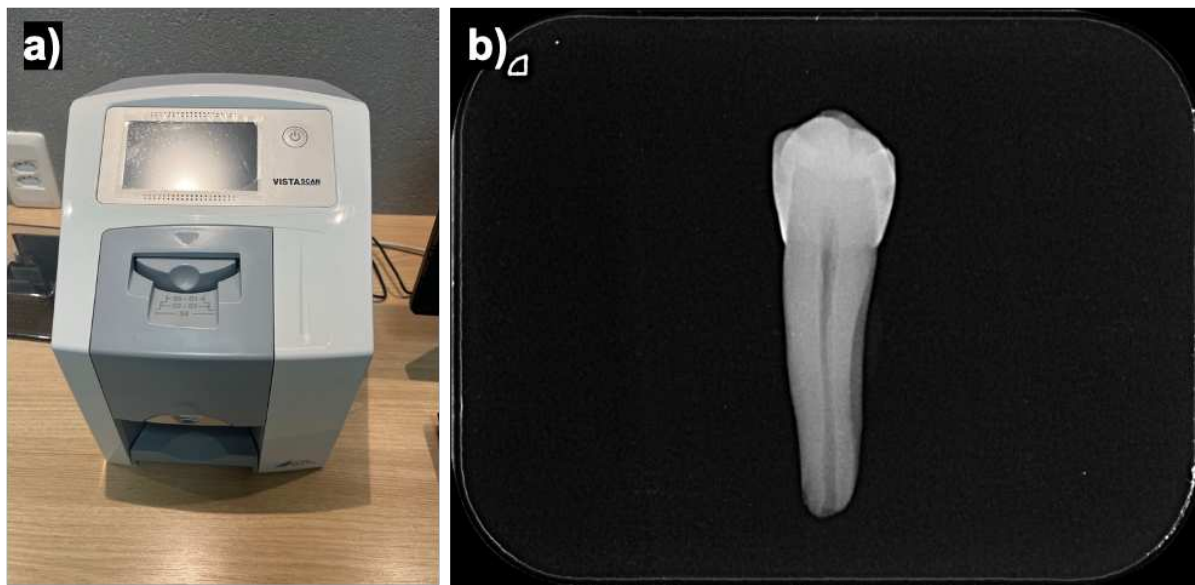
Figura 14 - Exame radiográfico dos dentes avaliados.



Fonte: o autor (2024).

O sistema VistaScan Mini View (Dürr Dental SE, Bietigheim-Bissingen, Alemanha) e seus receptores de imagem número 2 foram utilizados neste ensaio. O receptor empregado apresenta dimensões externas de 31 x 41 mm. Os dentes, individualmente, foram posicionados no receptor simulando suas disposições na cavidade oral e imediatamente a exposição foi realizado o processamento (Figura 16). A imagem final gerada foi avaliada quanto o posicionamento, presença de artefatos e qualidade final de imagem.

Figura 15 – a) Sistema de processamento de imagem digital Vista Scan. b) Imagem radiográfica final de um pré-molar.

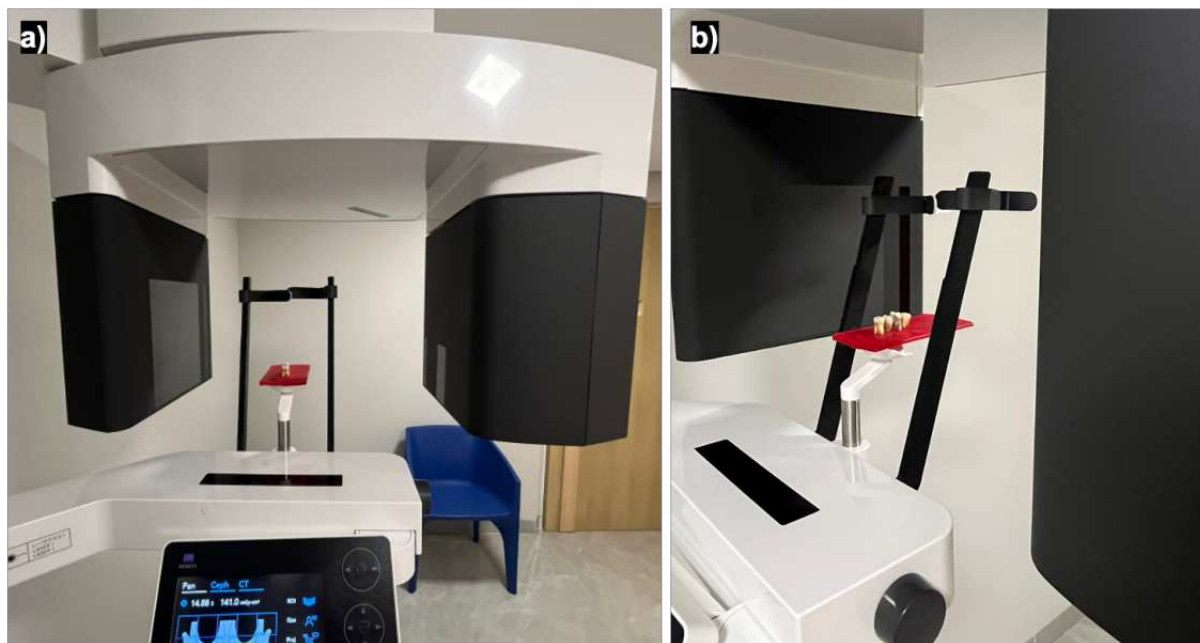


Fonte: o autor (2024).

4.3.2 Tomografia computadorizada de feixe cônico

Outro método de imagem utilizado foi a TCFC. Para obtenção das imagens tomográficas foi utilizado o tomógrafo Veraview X800 (J. Morita MFG. Corp., Kyoto, Japão). Os espécimes foram dispostos paralelamente em um bloco de cera que permitiu fixação de forma não invasiva. O bloco de cera era acoplado ao tomógrafo para o escaneamento (Figura16).

Figura 16 - Escaneamento dos espécimes por meio do tomógrafo Veraview X800 – Morita.
a) Vista frontal do escaneamento. b) Detalhamento do bloco de cera e dentes, posicionados sobre a mentoneira.



Fonte: o autor (2024).

Os parâmetros utilizados no escaneamento foram: tamanho do voxel 0,08 x 0,08 x 0,08, FOV de 40 x 40 x 40, tempo de exposição de 18 s, voltagem do tubo de 101,0 kV e corrente do tubo de 5,1 mA.

Os arquivos DICOM produzidos foram importados para o software OnDemand 3D (Cybermed, Daejeon, Korea), para análise das imagens pelas reformatações multiplanares e reconstrução 3D. Além disso, através deste software foi possível calcular a área da lesão cariosa em cada espécime analisado.

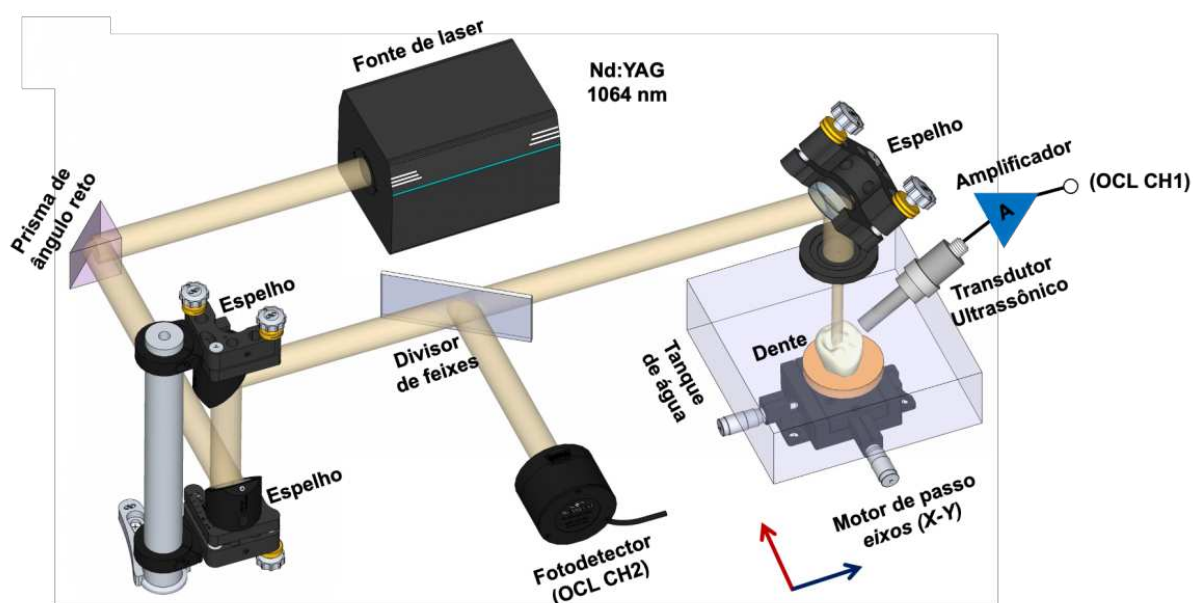
4.3.3 Classificação radiográfica e tomográfica de acordo com os critérios ICDAS/ICCMS

Tanto a radiografia quanto a imagem tomográfica de cada dente foram analisadas, classificadas e tabuladas de acordo com os parâmetros radiográficos estabelecidos pelo sistema de critérios de imagens do ICDAS/ICCMS localizado na tabela 3.

4.4 Sistema fotoacústico

Em seguida, os dentes foram escaneados em um sistema fotoacústico desenvolvido pelo Laboratório de Fotônica e Biofotônica, do Departamento de Física da Universidade Federal de Pernambuco. Este sistema já foi utilizado em pesquisa anterior de aplicação da fotoacústica na odontologia (Silva *et al.*, 2021) (Figura 17).

Figura 17 - Setup do tomógrafo fotoacústico utilizado nessa pesquisa.



Fonte: Reproduzido com autorização de Silva *et al.*, (2021).

Para efeito de irradiação primária foi utilizado um laser pulsado Q-switched Nd:YAG (Continuum Surelite II-10) com comprimento de onda de 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.

O feixe pulsado foi direcionado à amostra por meio de um conjunto de prismas e espelhos. Ademais, parte do feixe foi direcionado a um fotodetector e um osciloscópio de armazenamento digital.

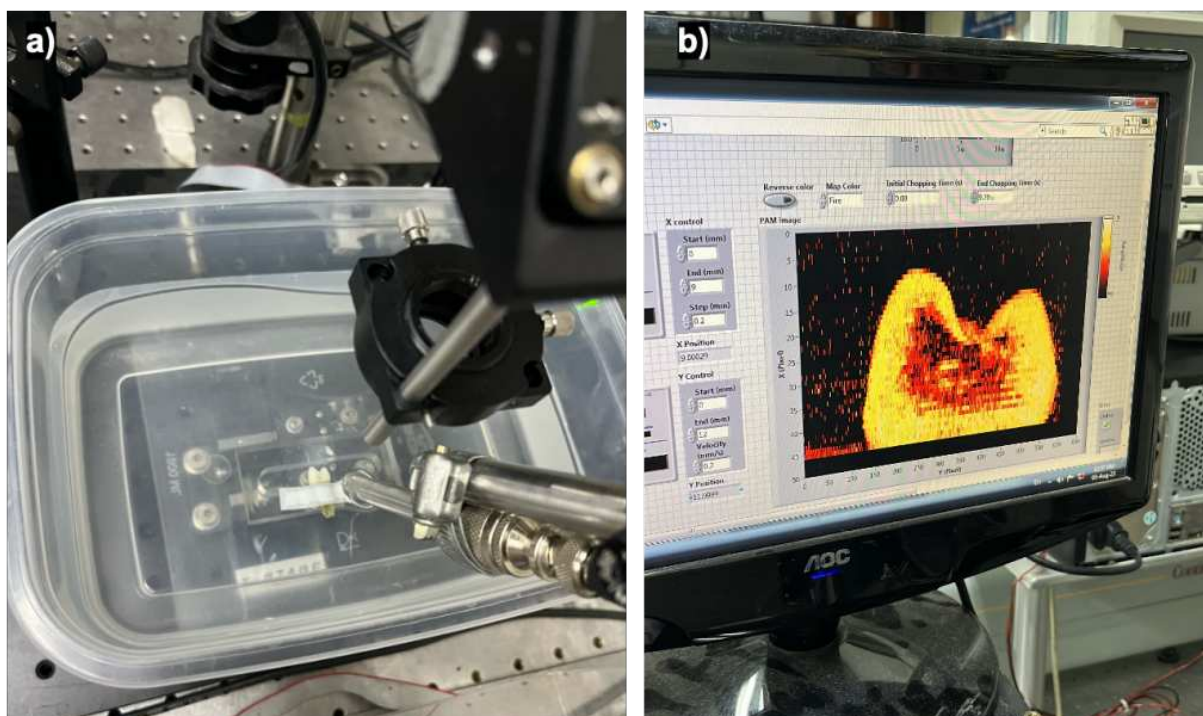
A amostra foi montada em um suporte de policloreto de vinila e colocada dentro de um tanque com água destilada. Para movimentação da amostra foi montado inferiormente ao conjunto tanque-suporte um motor de passo X-Y (Z625 (B); MTS50-Z8, Thorlabs Inc., Nova Jersey, EUA) de modo a fazer a varredura completa nos eixos citados da interface interproximal do dente.

Os sinais fotoacústicos foram captados por meio de um transdutor ultrassônico de imersão de 5 MHz (V310-N-SU, Olympus, Waltham, EUA). O transdutor foi posicionado parcialmente na água, em um ângulo de 45° relacionado a interface feixe de laser-dente. Os sinais captados pelo transdutor foram amplificados por um amplificador de sinal de banda larga. O conjunto transdutor-amplificador também foi acoplado ao osciloscópio de armazenamento digital.

Em todo escaneamento, a densidade máxima efetiva do deixo foi mantida inferior ao limite de segurança de 20 mJ/cm² definido pelo American National Standards Institute (ANSI, 2014).

A reconstrução da imagem foi realizada em tempo real. Os sinais do osciloscópio oriundos do laser e transdutor acústico foram sincronizados com os dados do motor de passo, nos programas LabVIEW (National Instruments, Redmond, Estados Unidos da América) e Origin Pro (OriginLab, Northampton, Estados Unidos da América). A amplitude do sinal pico a pico foi captado a cada momento e esse dado foi inserido em uma matriz bidimensional formando a imagem fotoacústica final. Imagens do sistema construído são apresentadas na figura 18.

Figura 18 - Sistema de imagem fotoacústica. Em a) observa-se a amostra imersa em um recipiente com água destilada, um condensador de feixe e o transdutor ultrassônico. Em b) observamos a captação dos sinais fotoacústicos em tempo real.



Fonte: Acervo do autor (2024).

A imagem gerada pelo sistema fotoacústico, além de permitir realizar uma análise qualitativa por meio da inspeção visual, também possibilitou realizar a quantificação dos sinais fotoacústicos através do software OriginPro (OriginLab, Northhampton, Estados Unidos da América). Foram escolhidos três locais aleatórios da região de interesse das áreas com lesões de cárie, que foram devidamente coletadas e performada uma análise estatística.

4.5 Procedimentos estatísticos

Foram calculados os dados descritivos como média, desvio padrão, mediana, valor máximo e mínimo de todos os sinais fotoacústicos dos dentes selecionados. A Análise de Variância com o Post-hoc de Tukey foram realizados para identificação das diferenças estatísticas entre os grupos determinados pela Classificação ICDAS/ICCMS. Foi performado a Correlação de Spearman para identificar a relação entre as médias dos sinais fotoacústicos e a extensão da lesão de cárie. Os dados foram tabulados e os testes estatísticos foram calculados utilizando o software Prism (GraphPad, Boston, Estados Unidos da América). Em todos os testes, um valor de $p < 0,05$ foi considerado significativo.

5 RESULTADOS

Os resultados desta pesquisa são apresentados no artigo intitulado *Using photoacoustic imaging to investigate interproximal caries in posterior teeth: a comparison with radiographic and tomographic methods according to ICDAS/ICCMS* a ser submetido na *Journal of Biophotonics*, presente na seção 6 desta tese.

Os resultados demonstram a viabilidade de diagnosticar cárie na face interproximal em dentes posteriores através da imagem fotoacústica. Os dados gerados pelo sistema fotoacústico utilizado apresentam a imagem diagnóstica graficamente e quantitativamente. Nas imagens fotoacústicas, fica evidente a diferenciação de um tecido hígido a um cariado. É interessante notar que à medida que o nível de classificação ICDAS/ICCMS aumenta, a média do sinal fotoacústico diminui. Este resultado reforçou a hipótese de que a intensidade do sinal fotoacústico é dependente da extensão da cárie que está localizada na região proximal do dente.

Também são apresentados nesta tese os trabalhos desenvolvidos paralelamente ao ensaio principal, com a participação direta do autor, durante o doutorado. No artigo intitulado *Influence of different adhesion strategies on glass fiber post retention* (ANEXO C) foi investigado o desempenho de diferentes cimentos resinosos, incluindo convencional, autocondicionante e autoadesivo, na resistência de união dos pinos de fibra de vidro ao longo da dentina radicular, por meio do teste de resistência de união por *push-out* mecânico e microscopia eletrônica de varredura. Foi encontrado que os cimentos autocondicionantes e autoadesivos resinosos apresentaram resultados de força de união imediata na cimentação de pinos de fibra de vidro semelhantes aos cimentos resinosos convencionais.

Outro artigo, *Exploiting Nanomaterials for Optical Coherence Tomography and Photoacoustic Imaging in Nanodentistry* (ANEXO D), explora um conjunto de aspectos de duas técnicas de imagem, o OCT e a Tomografia fotoacústica, aplicadas à nanodontologia, com uma revisão de literatura e resultados laboratoriais próprios. Indica-se fortemente aos leitores desta tese a complementação do saber sobre fotoacústica com o artigo supracitado.

Como resumos publicados em anais de congresso do evento 57º Encontro do Grupo Brasileiro de Materiais Dentários foram produzidos: o “Uso de nanoestruturas de ouro como agentes de compensação óptica na avaliação de cáries incipientes por meio da tomografia de coerência óptica” e “Avaliação do efeito remineralizante do biosilicato em cárie radicular através da tomografia de coerência óptica” na Revista da Faculdade de Odontologia de Porto Alegre (ANEXO E).

Na XXIII Reunião Anual da SNNPqO, foram apresentados os anais “Incidência de trincas dentinárias em dentes humanos unirradiculares após instrumentação com diferentes sistemas reciprocantes e rotatórios”; “Avaliação da qualidade, confiabilidade e leitura de conteúdo on-line sobre tratamento endodôntico”; “Avaliação da remineralização em cáries radiculares artificiais tratadas com vitrocerâmica bioativa por meio da tomografia de coerência óptica”; “Aplicabilidade de um sistema fotoacústico para detecção de cáries incipientes”, publicados no Jornal Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada. Estes trabalhos renderam duas menções honrosas na categoria fórum científico com os trabalhos “Aplicabilidade de um sistema fotoacústico para detecção de cáries incipientes” e “Incidência de trincas dentinárias em dentes humanos unirradiculares após instrumentação com diferentes sistemas reciprocantes e rotatórios” (ANEXOS F e G).

Na 40ª Reunião Anual da SBPqO foram publicados os anais “Avaliação da remineralização de cáries radiculares com vitrocerâmica bioativa: uma análise com OCT e microdureza de Vickers”; “Avaliação do preparo biomecânico com diferentes sistemas mecanizados por meio da microtomografia computadorizada”; e “Tomografia por Coerência Óptica como metodologia alternativa para avaliar a estrutura dos polidores dentais” na revista Brazilian Oral Research (ANEXO H).

6 CONCLUSÃO

A fotoacústica apresenta um potencial significativo como ferramenta diagnóstica para cáries interproximais. Constatamos que houve um decréscimo na média do sinal fotoacústico à medida que o nível de classificação radiográfica da ICDAS/ICCMS aumenta. O uso futuro dessa tecnologia multi-dual no diagnóstico de cárie representa uma abordagem inovadora que pode melhorar a precisão diagnóstica e permitir intervenções mais precoces e conservadoras.

7 ARTIGO CIENTÍFICO: USING PHOTOACOUSTIC IMAGING TO INVESTIGATE INTERPROXIMAL CARIES IN POSTERIOR TEETH: A COMPARISON WITH RADIOGRAPHIC AND TOMOGRAPHIC METHODS ACCORDING TO ICDAS/ICCMS

Article type: Research Article

Using photoacoustic imaging to investigate interproximal caries in posterior teeth: a comparison with radiographic and tomographic methods according to ICDAS/ICCMS

Evair Silva¹, Arthur Césare², Anderson Gomes^{2*}

¹ Graduate Program in Dentistry, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 50670-901, Pernambuco, Brazil

² Department of Physics, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 50670-901, Pernambuco, Brazil.

*Correspondence

Anderson Stevens Leonidas Gomes

Department of Physics, Universidade Federal de Pernambuco

Av. Professor Luiz Freire s/n, Cidade Universitária, Recife – PE, Brazil.

Zip-code: 50670-901

e-mail: anderson@df.ufpe.br

Phone: +55 81 2126-7636

Abstract

To evaluate the feasibility of using photoacoustic imaging to investigate caries lesions on the proximal surface of posterior teeth, comparing it with the ICDAS/ICCMS radiographic classification. 24 teeth were selected, photographed, radiographed, and scanned using cone beam computed tomography and classified according to the ICCMS/ICDAS criteria. A prototype photoacoustic imaging system operating at 1064 nm scanned them afterward. Images and quantitative data of the photoacoustic signals were generated and analyzed visually and using descriptive and inferential statistics. It is possible to detect caries lesions on the proximal surface using the photoacoustic system. The mean photoacoustic signal increased as the ICCMS/ICDAS classification level increased. It was also possible to observe that the photoacoustic averages for each classification were statistically different ($p < 0.0001$). Photoacoustic imaging has confirmed its potential for detecting interproximal caries lesions. This research encourages the development of new tests for applying and adapting photoacoustic imaging for dental use.

Keywords: dental caries; diagnostic imaging; photoacoustic techniques

1 INTRODUCTION

Dental caries is a complex, multifactorial, chronic disease that causes the progressive destruction of mineralized dental tissues by metabolic changes in the dental biofilm, represented by cycles of demineralization and remineralization ^[1].

The diagnosis of caries lesions is still a challenge in dental practice. The combination of visual inspection and tactile exploration are the methods routinely used to detect them ^[1]. However, this technique has significant limitations, such as identifying lesions at an early stage, the experience of the professional, and determining the extent and activity of caries, especially on the proximal surfaces of the teeth ^[2].

Clinical and laboratory studies show that up to 40% of interproximal caries may not be diagnosed by visual inspection because they are usually located below the point of contact between the teeth and outside the examiner's field of vision ^[3,4].

In addition, interproximal radiography can complement this process. However, it has low sensitivity for incipient caries due to possible image overlaps and variability in the evaluator's experience, and it may underestimate the depth of the cavity ^[5,6].

These limitations have driven research and the development of new diagnostic technologies aimed at more excellent reproducibility, sensitivity, specificity, and the elimination of ionizing radiation, such as fiber optic transillumination ^[7], near-infrared light transillumination ^[4,8], laser-induced fluorescence ^[9,10], electrical conductance ^[11], optical coherence tomography ^[12–14], terahertz ^[15,16], Raman spectroscopy ^[17,18], and the photoacoustic image ^[19,20].

There has been a growing number of application studies using photoacoustic imaging in health sciences ^[21]. The photoacoustic effect was discovered in 1880 by Alexander Graham Bell, who observed the generation of sound waves due to the absorption of light ^[22,23]. Biomedical applications of photoacoustics began in the 1990s. Wang et al. presented the first non-invasive in vivo image of rat brains only in 2003 ^[24,25].

This emerging hybrid, non-invasive, non-destructive, and non-ionizing imaging modality combines optical and acoustic techniques to generate images with excellent contrast and high spatial resolution in real time ^[26]. Due to optical scattering, pure optical imaging methods cannot form high-resolution images of deeper biological tissues. When combined with high-resolution ultrasound, it is possible to obtain high-resolution optical contrast images from organelles to entire organs ^[27,28].

Recent studies demonstrate the successful use of photoacoustic imaging in neurology ^[29,30], oncology ^[31,32], osteology, blood vessel and lymphatic imaging ^[33–34] and other medical fields ^[21].

However, the literature clearly shows that researchers have not explored this multimodal technique in dentistry. Its advantages could complement the diagnosis of oral diseases in the soft and hard tissues of the oro-maxillofacial complex. The scalable resolution of photoacoustics ^[35] could allow detailed examination of the microscopic structures of teeth and mucosa up to large lesions. Its ability to differentiate molecules through the wavelengths emitted by thermoelastic expansion would provide data on oral cancers' anatomy metabolic, and molecular processes ^[36].

Photoacoustics can be used to good use in the field of cariology.[resultados promissores] The demineralization and cavitation of enamel and dentin causes changes in the amount of energy absorbed by the photoacoustic light source, generating changes in the intensity of the photoacoustic signal compared to normal tissues ^[37].

Previously published studies on caries diagnosis using photoacoustic imaging are mostly on caries on the occlusal surface of the tooth ^[19,20,38–40]. However, the primary diagnostic challenge lies in interproximal lesions. Data on the characterization

of the photoacoustic signal in this region is limited. It is unknown how the photoacoustic image generated compares to traditional imaging techniques and which factors will modulate the success of the diagnosis.

Therefore, this article aims to evaluate the feasibility of using photoacoustic imaging to investigate caries lesions on the proximal surface of posterior teeth, comparing it with visual inspection, interproximal radiography, and cone beam computed tomography (CBCT).

2 EXPERIMENTAL SECTION

2.1 Ethical considerations

This study was carried out after approval by the UFPE Human Research Ethics Committee (Protocol Number: 2.989.712).

2.2 Selection and Preparation of Samples

We obtained twenty-four human posterior teeth, including molars and premolars, from the Tooth Bank. We excluded teeth with extensive coronal destruction affecting three tooth surfaces and cracks and fractures in the interproximal region. These were separated into three groups by visual examination based on the coordinates of the International Caries Detection and Evaluation System:

- Healthy teeth;
- Teeth with natural enamel caries lesions in the proximal region;

- Teeth with natural caries lesions in enamel and dentin in the proximal region.

Afterward, the teeth were cleaned in a neutral detergent solution stored in distilled water and refrigerated throughout the procedure to maintain the tooth structure.

2.2 Radiographic and tomographic methods

We used imaging methods to characterize and compare the carious lesion with the photoacoustic technique. Initially, we photographed all specimens with the target area in focus and took intraoral radiographs. We will describe each process in the subsequent subtopics:

2.2.1 Radiograph

A KaVo X-ray machine, Focus™ (Dexis, Tuusula, Finland), was used, operating at 70 kVp and 7 mA, focal point 0.7 mm, with a 2 mm thick aluminum filter.

An artifice was used to standardize the image focus-receiver distances at 20 cm, and the X-ray beam was directed perpendicular to the horizontal plane of the image receivers. Pilot studies determined exposure times for premolars 0.18 s (16.4 mGycm²) and molars 0.25 s (22.8 mGycm²).

The VistaScan Mini View system (Dürr Dental SE, Bietigheim-Bissingen, Germany), together with its number 2 image receivers, were used in this test. The receiver used has external dimensions of 31 x 41 mm. The individual teeth were positioned in the receiver, simulating their arrangement in the oral cavity, and processing was carried out immediately after exposure. We evaluated the final generated image for positioning, presence of artifacts, and overall image quality.

2.2.2 Cone Beam Computed Tomography

Another imaging method used was cone beam computed tomography. A Veraview X800 CT scanner (J. Morita MFG. Corp., Kyoto, Japan) was used to obtain the tomographic images. We arranged the specimens in rows on a wax block to facilitate non-invasive fixation. The wax block was attached to the scanner, and scanning began.

The parameters used in the cone beam computed tomography scans were as follows: voxel size 0.08 x 0.08 x 0.08, FOV 40 x 40 x 40, position time 18 s, tube voltage 101.0 kV, and tube current 5.1 mA.

The software OnDemand 3D (Cybermed, Daejeon, Korea) imported the DICOM files produced by the CTCB, where the images could be analyzed using multiplanar reformatting and 3D reconstruction. This software was also used to calculate the area of the carious lesion in each specimen analyzed.

2.2.3 Radiographic and tomographic analysis

Each tooth's radiograph and tomographic image were analyzed, classified, and tabulated according to the radiographic parameters established by the ICDAS/ICCMS image criteria system ^[41] (**Table 1**).

2.3 Photoacoustic system

The teeth were then scanned using a photoacoustic system developed by the Photonics and Biophotonics Laboratory of the Physics Department at the Federal

University of Pernambuco. Researchers have previously used this system in dentistry research involving photoacoustics ^[19].

For primary irradiation, a Q-switched pulsed Nd:YAG laser (Continuum Surelite II-10) was used with a wavelength of 1064 nm, a pulse width of 4-6 ns, and a repetition rate of 10 Hz. The measured diameter of the laser beam was approximately 7 mm.

The pulsed beam was directed at the sample using a set of prisms and mirrors. In addition, they directed part of the beam at a photodetector and a digital storage oscilloscope.

For sample movement, an X-Y stepper motor (Z625 (B); MTS50-Z8, Thorlabs Inc., New Jersey, USA) was assembled beneath the tank-support assembly to perform complete scanning along the mentioned axes of the tooth's interproximal interface.

A 5 MHz immersion ultrasonic transducer (V310-N-SU, Olympus, Waltham, USA) captured the photoacoustic signals. The transducer was positioned partially in the water at an angle of 45° to the laser beam-tooth interface. A broadband signal amplifier amplifies the signals captured by the transducer. They also coupled the transducer-amplifier set to the digital storage oscilloscope.

In every scan, they kept the maximum effective density below the safety limit of 20 mJ/cm² set by the American National Standards Institute.

Image reconstruction occurred in real-time. The laser and acoustic transducer oscilloscope signals were synchronized with the stepper motor data in the LabVIEW software (National Instruments, Redmond, USA). The amplitude of the peak-to-peak signal was captured at each moment, and this data was inserted into a two-dimensional matrix to form the final photoacoustic image. A image of the system in operation can be seen below (**Figure 1**).

The image generated by the photoacoustic system made it possible to conduct a qualitative analysis by visual inspection and quantify the photoacoustic signals using OriginPro (OriginLab, Northhampton, USA). Three random locations were chosen from the region of interest of the areas with caries lesions, which were duly collected, and a statistical analysis was performed.

Initially, we calculated descriptive data such as the mean, standard deviation, median, maximum, and minimum values of all the photoacoustic signals from the selected teeth. Subsequently, an ANOVA was conducted with Tukey's post-hoc test to identify statistical differences between the groups determined by the ICDAS/ICCMS classification. All the data was tabulated, and the statistical tests were calculated using Prism software (GraphPad, Boston, USA). A p-value <0.05 was considered significant.

3 RESULTS AND DISCUSSION

After the ICDAS/ICCMS system classification through analysis of the radiographs and CT scans, the samples were distributed as follows: 0 with 9 specimens, RA1 with 3, RA3 with 3, RB4 with 5, and RC5 with RC6 with 5 specimens, respectively.

Initially, we will report the qualitative data regarding the images produced by our laboratory-created photoacoustic imaging system.

Figure 2 shows the result of the image reconstruction obtained by our photoacoustic tomography system. In 2a, we can see the reconstruction of a healthy tooth, with homogeneous signal intensities throughout the corresponding area of the tooth. In 2b, at height 5 on the x-axis and 1.5 on the y-axis, there is a small, well-defined area with lower photoacoustic signal intensity. This image corresponds to

caries restricted to the enamel. Finally, in 2c, there is a large image with no photoacoustic signal, representing enamel and dentin caries.

Figure 3 illustrates the visual inspection of the tooth using a photograph, followed by the intraoral radiograph, taken to mimic the tooth's actual position in the oral cavity, the tomographic images with sagittal, axial, and coronal sections, as well as the photoacoustic reconstruction.

The first line shows a healthy tooth (3a). Note that we do not see any signs of radiolucency on the X-ray (3b) and CT scan (3c), indicating that the tooth is healthy. The PAT image also shows high photoacoustic signals and signal homogeneity, visible on the lateral scale.

The second row shows a tooth with a white spot on its proximal surface (3e). The radiograph (3f) shows a discreet radiolucent image, which may indicate demineralization. The CT scan (3g) confirms this at the enamel level in all sections. The PAT image (3h) shows an inhomogeneous image with a slight signal loss at the carious lesion's site.

The last row of **Figure 3** shows a tooth with an extensive carious lesion in the interproximal region (3m). The radiograph (3n) shows a large radiolucency on both interproximal surfaces. The CT scan (3o) shows the extent of this carious lesion, which is close to the pulp chamber. The PAT image (3p) determines the lesion reasonably, but due to the extensive loss, it generates an inhomogeneous image in the dental tissues that underlie the surface and are affected by caries.

Moving on to the qualitative experimental evidence, **Table 2** provides an overview of the mean photoacoustic signals of all the teeth analyzed, their radiographic

classification according to the ICDAS/ICCMS criteria, the area of the carious lesion calculated on the CT scan, and descriptive statistics.

Table 2 also shows that our samples were not classified as RA2 according to the criteria determined by ICDAS/ICCMS. The next step was to analyze variance to determine whether there are statistical differences between the photoacoustic averages of these different groups, for which we will look at **Table 3**.

Interestingly, as the ICDAS/ICCMS classification level increases, the average photoacoustic signal decrease significantly $F(68.75)$, ($P = <0.0001$). This result reinforced the hypothesis that the intensity of the photoacoustic signal is dependent on the type of caries that is in the interproximal region of the tooth. We conducted a further analysis using Tukey's posthoc test (**Table 4**).

Tukey's posthoc test shows that group 0, represented by healthy teeth, shows statistically significant differences for all groups (0 vs. RA1: $p = 0.0024$; 0 vs. RA3: $p = 0.0008$; 0 vs. RB4: $p = <0.0001$; 0 vs. RB5: $p = 0.0006$; 0 vs. RB6: $p = 0.0005$). Confirming the potential of photoacoustic imaging to distinguish decayed tissue from healthy tissue in the earliest stages of caries to the most advanced stages. The other groups did not demonstrate statistical differences between them.

The Spearman correlation (**Table 5**) showed that there is a negative and moderate relationship between the area of the carious lesion and the average photoacoustic signal ($r = -0.784$, $CI = -0.9045$ to -0.5482 , $p = <0.0001$). That is, the larger the area of carious tissue, the lower the photoacoustic signal, with the inverse being true.

The diagnosis of interproximal caries lesions represents a challenge for routine clinical dentistry. A possible explanation is that they are located below the point of

contact between the teeth, and characteristics such as surface integrity and tooth texture are not identified in the examiner's field of vision. Because of this, various complementary diagnostic methods have been used, including interproximal radiography, transillumination, fluorescence, and electrical conductance [11,42,43]. However, the above methods have distinct disadvantages. This took us to investigate using a hybrid imaging method that combines LASER light and acoustic waves, photoacoustics.

Previously published studies on caries diagnosis using photoacoustic imaging are mostly on caries on the occlusal surface of the tooth [19, 20, 38–40]. Our results indicate, for the first time, the feasibility of photoacoustics in determining the presence of caries lesions on interproximal tooth surfaces.

In photoacoustic imaging, a short-pulse laser, usually in the visible to near-infrared electromagnetic spectrum, is applied to the tissue and penetrates a certain depth. Some of the light is scattered, and some is absorbed. As a result, the tissue that absorbed the light, due to chromophore molecules, heats up and expands, a phenomenon called thermoelastic expansion. During this phenomenon, internal tissue pressure increases, generating ultrasonic waves that a detector finally picks up. This detector transforms the ultrasonic wave into an electrical signal, amplified, converted into a digital signal, and transferred to a computer, where the final image reconstruction occurs [22,27,28].

When compared to clinical examination combined with complementary interproximal radiography, photoacoustics provides a non-invasive diagnosis without exposure to ionizing radiation, which offers a significant advantage for pediatric patients and clinical cases that require constant monitoring.

The photoacoustic method for caries diagnosis presented here provides the final image of the scanned tooth, which is a great advantage for professionals in clinical environments, speeding up diagnosis by interpreting the visual scale and quantitative data, which clinicians and researchers can use.

We must point out some challenges: the limited sample size and the robustness of the current photoacoustic equipment. In this research, we tried to find teeth with naturally created cavities, which made it difficult to increase the number of specimens used. The size of the equipment used is an essential issue for future research. The current state allows researchers to conduct only laboratory studies. Interdisciplinary collaboration between physics, engineering, and dentistry researchers is essential for refining this technology and adapting its applications to clinical needs.

This study assessed the interproximal surface affected or unaffected by caries, with the central beam incident directly at 90°, which does not occur in the oral cavity due to the presence of the other teeth. An evolution of this study, which is already underway, is capturing photoacoustic images simulating the actual state of the human body. **Figure 4** shows a preliminary view of how the image will look.

One of the exciting things to note in our results is that the average photoacoustic signal increases as the ICDAS/ICCMS radiographic classification level increases. A possible explanation for this may be related to the size of the caries lesion, which, due to tissue destruction, intensifies the signal level in the affected area.

4 CONCLUSION

Photoacoustics has significant potential as a diagnostic tool for interproximal caries. We found a decrease in the mean photoacoustic signal as the ICCMS/ICDAS

radiographic classification level increased. The future use of this multi-dual technology in caries diagnosis represents an innovative approach that could improve diagnostic accuracy and allow for earlier and more conservative interventions.

ACKNOWLEDGMENTS

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).

AUTHOR CONTRIBUTIONS

Evair Silva contributed to the study conception and design, data collection, analysis and interpretation of results, and draft manuscript preparation. Arthur Césaire supported data collection, analysis and interpretation of results. Anderson Gomes was responsible for the management and coordination responsibility for the research activity planning and execution. All authors discussed the results and contributed to the final manuscript.

CONFLICT OF INTEREST

The authors declare no financial or commercial conflict of interest.

DATA AVAILABILITY STATEMENT

Research data are not shared.

REFERENCES

- [1] N. B. Pitts, D. T. Zero, P. D. Marsh, K. Ekstrand, J. A. Weintraub, F. Ramos-Gomez, J. Tagami, S. Twetman, G. Tsakos, A. Ismail, *Nature Reviews Disease Primers* **2017** 3:1 2017, 3, 1–16.
- [2] M. Janjic Rankovic, S. Kapor, Y. Khazaei, A. Crispin, I. Schüller, F. Krause, K. Ekstrand, S. Michou, F. Eggmann, A. Lussi, M. C. Huysmans, K. Neuhaus, J. Kühnisch, *Clin Oral Investig* **2021**, 25, 6069.
- [3] N. Abogazalah, M. Ando, *J Oral Sci* **2017**, 59, 315–322.
- [4] I. H. Baltacioglu, K. Orhan, *BMC Oral Health* **2017**, 17, DOI 10.1186/S12903-017-0421-2.
- [5] P. Foros, E. Oikonomou, D. Koletsi, C. Rahiotis, C. Rahiotis, *Caries Res* **2021**, 55, 247–259.
- [6] J. Gomez, *BMC Oral Health* **2015**, 15, S3.
- [7] R. Macey, T. Walsh, P. Riley, R. Hogan, A. M. Glenny, H. V. Worthington, J. E. Clarkson, D. Ricketts, *Cochrane Database Syst Rev* **2021**, 2021, DOI 10.1002/14651858.CD013855.
- [8] F. Wang, C. Su, C. Yang, J. W. von den Hoff, Z. Bian, L. Meng, *Aust Dent J* **2022**, 67, 46–54.
- [9] Y. H. El-Sharkawy, S. Elbasuney, *Photodiagnosis Photodyn Ther* **2022**, 40, 103186.

- [10] A. Jablonski-Momeni, M. Rüter, J. Röttker, H. Korbmacher-Steiner, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie* **2019**, 80, 327–335.
- [11] R. Macey, T. Walsh, P. Riley, A.-M. Glenney, H. V Worthington, J. E. Clarkson, D. Ricketts, *Cochrane Database of Systematic Reviews* **2021**, 2021, DOI 10.1002/14651858.CD014547.
- [12] A. Das, G. C. C. Raposo, D. S. Lopes, E. J. da Silva, V. S. M. Carneiro, C. C. B. de O. Mota, M. M. Amaral, D. M. Zezell, R. Barbosa-Silva, A. S. L. Gomes, *Nanomaterials* **2022**, 12, 506.
- [13] B. Sen Yavuz, B. Kargul, *Dent Mater J* **2021**, 40, 1115–1121.
- [14] Y. Shimada, M. Yoshiyama, J. Tagami, Y. Sumi, *Jpn Dent Sci Rev* **2020**, 56, 109–118.
- [15] K. Kamburoğlu, B. Karagöz, H. Altan, D. Özen, *Dentomaxillofacial Radiology* **2019**, 48, 20180250.
- [16] J. Cai, M. Guang, J. Zhou, Y. Qu, H. Xu, Y. Sun, H. Xiong, S. Liu, X. Chen, J. Jin, X. Wu, *Opt Express* **2022**, 30, 13134–13147.
- [17] N. Miyamoto, T. Adachi, F. Boschetto, M. Zanocco, T. Yamamoto, E. Marin, S. Somekawa, R. Ashida, W. Zhu, N. Kanamura, I. Nishimura, G. Pezzotti, *Materials* **2020**, 13, 4900.
- [18] T. Buchwald, Z. Buchwald, *Analyst* **2019**, 144, 1409–1419.
- [19] E. J. da Silva, E. M. de Miranda, C. C. B. de O. Mota, A. Das, A. S. L. Gomes, *Imaging Sci Dent* **2021**, 51, 107.

- [20] F. A. Tasmara, R. Widyaningrum, A. Setiawan, M. Mitrayana, *J Appl Clin Med Phys* **2023**, 24, DOI 10.1002/acm2.13935.
- [21] I. Steinberg, D. M. Huland, O. Vermesh, H. E. Frostig, W. S. Tummers, S. S. Gambhir, *Photoacoustics* **2019**, 14, 77–98.
- [22] P. Beard, *Interface Focus* **2011**, 1, 602–631.
- [23] S. Manohar, D. Razansky, *Adv Opt Photonics* **2016**, 8, 586.
- [24] J. Xia, C. Kim, J. Lovell, *Curr Drug Targets* **2015**, 16, 571–581.
- [25] X. Wang, Y. Pang, G. Ku, X. Xie, G. Stoica, L. V Wang, *Nat Biotechnol* **2003**, 21, 803–806.
- [26] A. Neprokin, C. Broadway, T. Myllylä, A. Bykov, I. Meglinski, *Life (Basel)* **2022**, 12, DOI 10.3390/LIFE12040588.
- [27] L. V. Wang, S. Hu, *Science (1979)* **2012**, 335, 1458–1462.
- [28] A. B. E. Attia, G. Balasundaram, M. Moothanchery, U. S. Dinish, R. Bi, V. Ntziachristos, M. Olivo, *Photoacoustics* **2019**, 16, DOI 10.1016/J.PACS.2019.100144.
- [29] S.-V. Bodea, G. G. Westmeyer, *Front Neurosci* **2021**, 15, DOI 10.3389/fnins.2021.655247.
- [30] S. V. Ovsepian, I. Olefir, G. Westmeyer, D. Razansky, V. Ntziachristos, *Neuron* **2017**, 96, 966–988.
- [31] J. Jo, J. Folz, M. E. Gonzalez, A. Paoli, A. Eido, E. Salfi, S. Tekula, S. Andò, R. Caruso, C. G. Kleer, X. Wang, R. Kopelman, *ACS Nano* **2023**, 17, 4396–4403.

- [32] S. Gargiulo, S. Albanese, M. Mancini, *Contrast Media Mol Imaging* 2019, **2019**, 1–24.
- [33] K. M. Kempinski, A. Wiacek, M. Graham, E. González, B. Goodson, D. Allman, J. Palmer, H. Hou, S. Beck, J. He, M. A. L. Bell, *J Biomed Opt* **2019**, 24, 1.
- [34] H. Kajita, Y. Suzuki, H. Sakuma, N. Imanishi, T. Tsuji, M. Jinzaki, S. Aiso, K. Kishi, *Keio J Med* **2020**, 70, 2020-0010-OA.
- [35] Y. Zhou, J. Yao, L. V. Wang, <https://doi.org/10.1117/1.JBO.21.6.061007> **2016**, 21, 061007.
- [36] L. V. Wang, S. Hu, *Science* **2012**, 335, 1458.
- [37] A. Alifkalaila, - Mitrayana, R. Widyaningrum, *Int J Adv Sci Eng Inf Technol* **2021**, 11, 2363.
- [38] T. Koyama, S. Kakino, Y. Matsuura, *Applied Sciences* **2018**, 8, 621.
- [39] Y. H. El-Sharkawy, A. F. El Sherif, *Opt Laser Technol* **2012**, 44, 1501–1506.
- [40] S. Arabpou, E. Najafzadeh, P. Farnia, A. Ahmadian, H. Ghadiri, M. S. Ahmad Akhoundi, *Frontiers in Biomedical Technologies* **2019**, DOI 10.18502/fbt.v6i1.1101.
- [41] A. I. Ismail, N. B. Pitts, M. Tellez, *BMC Oral Health* **2015**, 15, S9.
- [42] J. A. Rodrigues, F. Q. Ionta, C. M. F. Rubira, M. B. Diniz, D. Rios, in *Cariologia: Da Base à Clínica* (Eds.: A.C. Magalhães, D. Rios, L. Wang, M.A.R. Buzalaf), Manole, Barueri, **2021**, pp. 56–75.
- [43] R. Hogan, I. A. Pretty, R. P. Ellwood, in *Detection and Assessment of Dental Caries*, Springer International Publishing, Cham, **2019**, pp. 139–150.

FIGURES AND TABLES

TABLE 1. [ICDAS/ICCMS radiographic recording system]

Categories		Description
Sound	0	No radiolucency
RA	RA 1	Radiolucency in the outer half of the enamel.
Initial stages	RA 2	Radiolucency in the inner half of the enamel approximately in the region of the amelodentinal junction
	RA 3	Radiolucency limited to 1/3 of the external dentin surface
RB	RB 4	Radiolucency reaching up to 1/3 of the middle dentin region
Moderate stage		
RC	RC 5	Radiolucency reaching up to 1/3 of the inner region of dentin, clinically cavitated
Severe stage		
	RC 6	Radiolucency reaching the pulp, clinically cavitated.

FIGURE 1. [Image of the photoacoustic imaging system. On the left, we see the sample immersed in a container of distilled water, a beam condenser, and the ultrasonic transducer. On the right, we can see the photoacoustic signals captured in real time.]

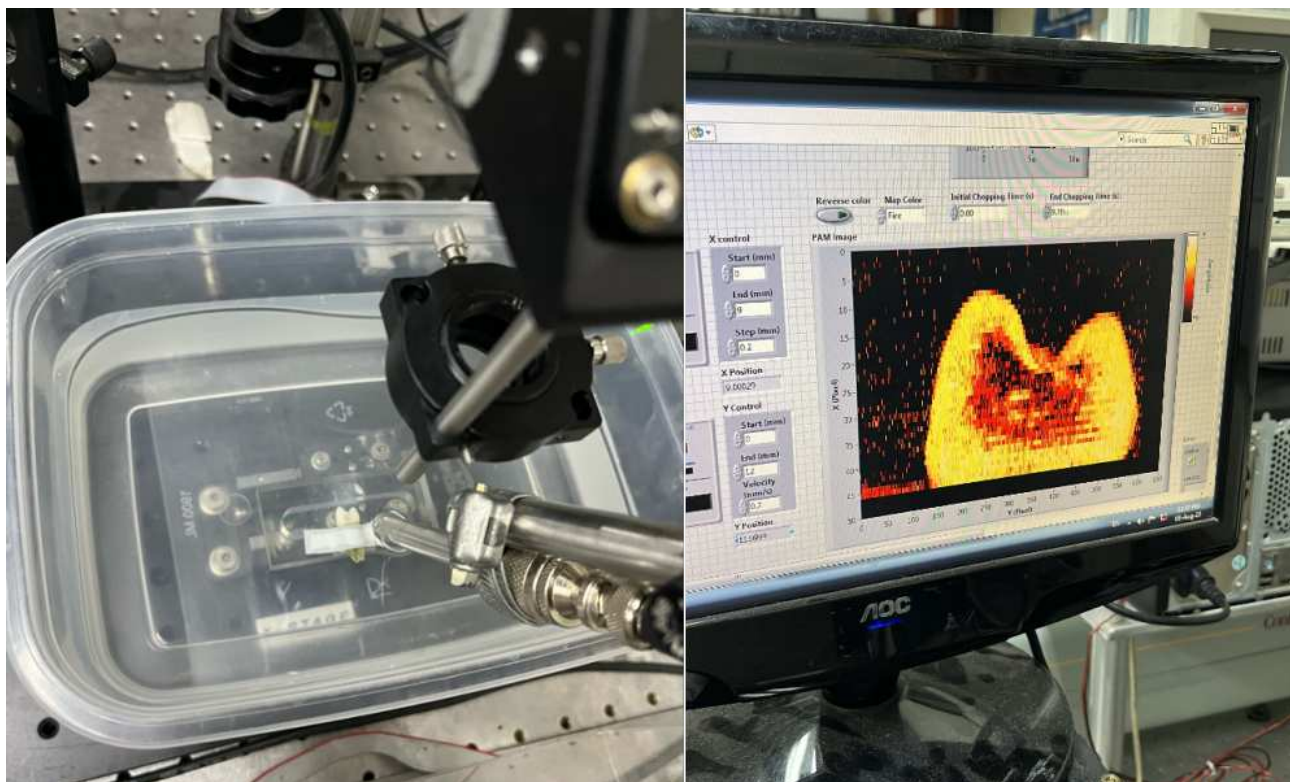


FIGURE 2. [Photoacoustic reconstructions of the proximal faces of posterior teeth]

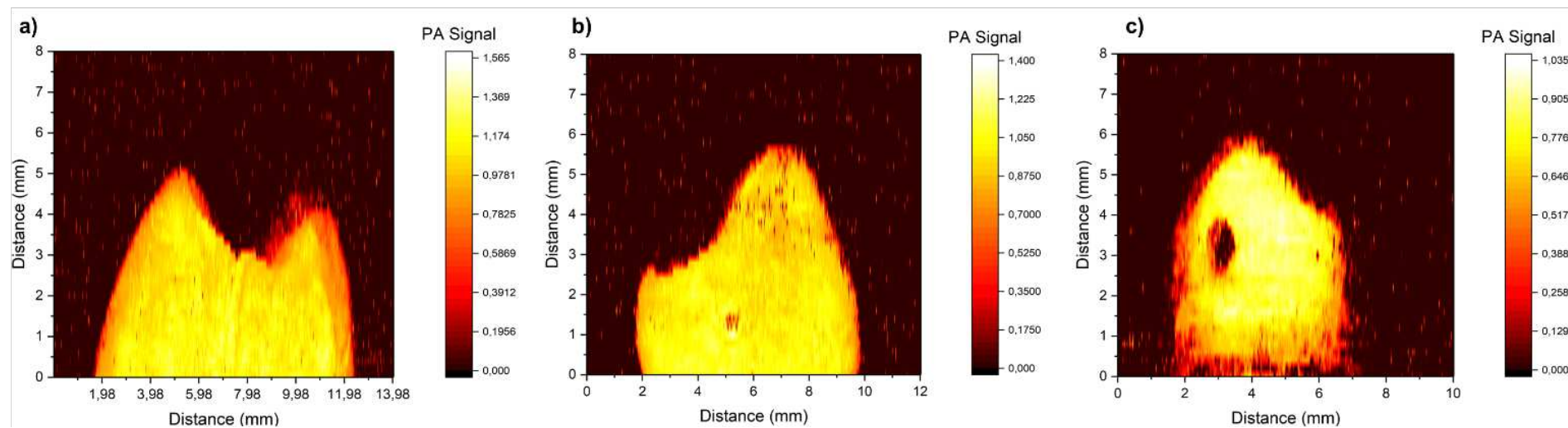


FIGURE 3. [Photography of the interproximal face, digital radiography, tomographic sections and photoacoustic images of teeth in different ICDAS/ICCMS classifications.]

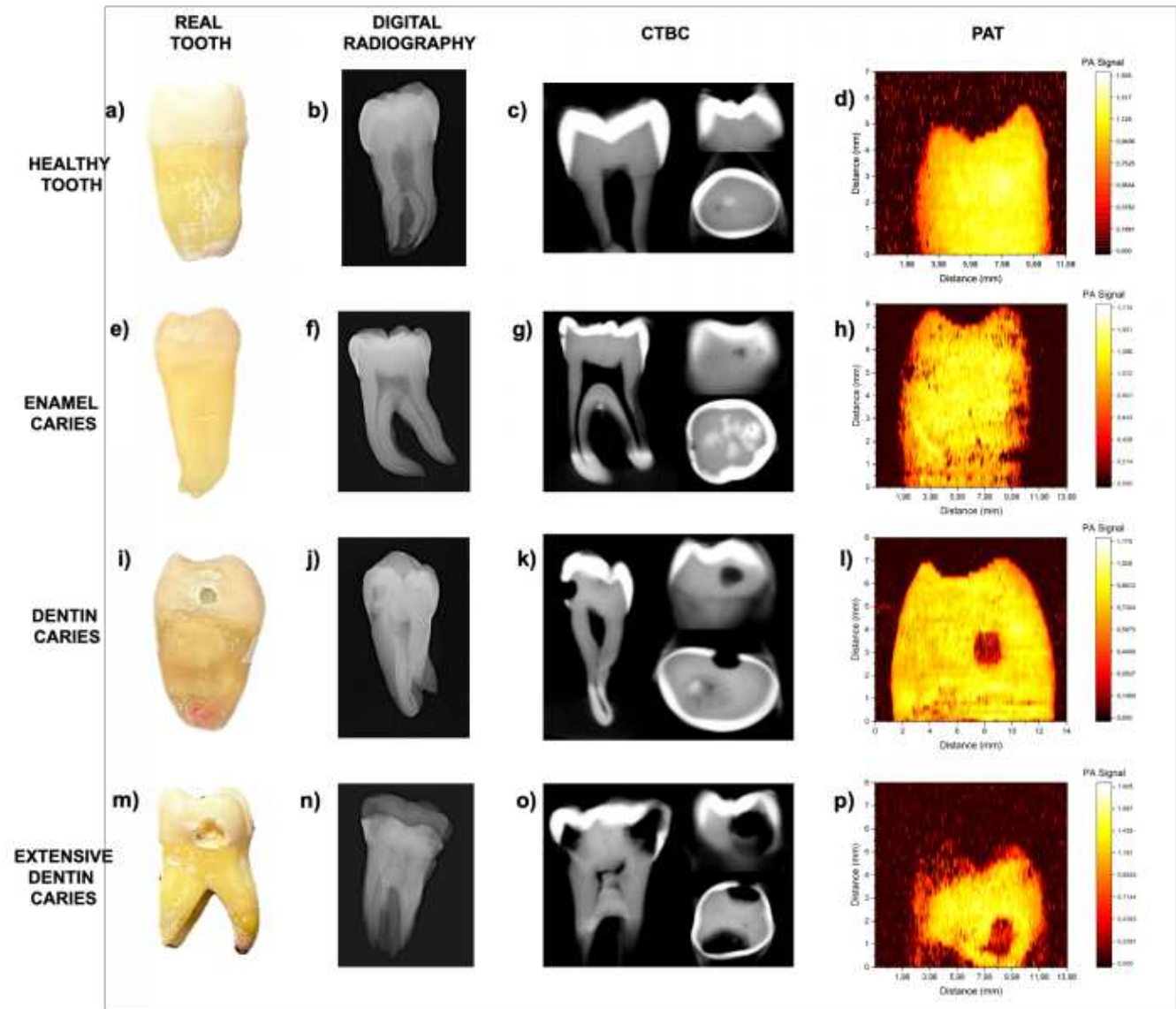


TABLE 2. [Mean photoacoustic signal and descriptive data]

ID	Tooth	ICDAS/ICCMS classification	Caries area (mm ²)	Mean photoacoustic signal	Standard deviation	Median	Minimum value	Maximum value
1	PM	0	0	1,334	0,06488	1,304	1,290	1,409
2	PM	0	0	1,341	0,02685	1,328	1,323	1,372
3	PM	0	0	1,490	0,02913	1,488	1,462	1,520
4	PM	0	0	2,370	0,5741	2,370	1,845	2,983
5	PM	0	0	1,168	0,04037	1,160	1,132	0,07957
6	M	0	0	2,438	0,1478	2,504	2,268	2,540
7	M	0	0	2,266	0,1182	2,328	2,130	2,341
8	M	0	0	1,570	0,02018	1,568	1,551	1,591
9	M	0	0	1,791	0,01654	1,786	1,778	1,810
10	PM	RA1	0,172	0,2740	0,3302	0,172	0,006	0,6432
11	PM	RA1	0,142	0,0016	0,0001	0,0016	0,0015	0,0018
12	M	RA1	0,479	1,138	0,0542	1,117	1,098	1,200
13	PM	RA3	0,34	0,9223	0,01953	0,9196	0,9043	0,9431
14	PM	RA3	1,013	0,0231	0,0157	0,0180	0,0106	0,0408
15	M	RA3	0,636	0,0024	0,0017	0,0032	0,0017	0,0032
16	PM	RB4	2,436	0,0069	0,0003	0,0071	0,0065	0,0072
17	PM	RB4	3,345	0,0503	0,0330	0,0489	0,0180	0,0840
18	PM	RB4	0,957	0,1619	0,2738	0,0046	0,0029	0,4781
19	PM	RB4	1,625	0,0109	0,0156	0,0020	0,0018	0,0289
20	M	RB4	2,308	0,0054	0,0026	0,0053	0,0029	0,0081
21	PM	RC5	4,204	0,0197	0,0073	0,0189	0,0127	0,0274
22	M	RC5	2,972	0,002	0,0001	0,0029	0,0028	0,0031
23	M	RC6	9,826	0,0055	0,0015	0,0060	0,0038	0,0069
24	M	RC6	11,85	0,0088	0,0008	0,0093	0,0078	0,0094

TABLE 3. [Mean photoacoustic signal by group and ANOVA test]

Group	n	Mean photoacoustic signal	Standard deviation	Median	Minimum value	Maximum value	ANOVA
0	9	1,804	0,4940	1,681	1,168	2,438	<0,0001
RA1	3	0,4712	0,5933	0,274	0,0016	1,138	
RA3	3	0,3159	0,5252	0,0231	0,0024	0,9223	
RB4	5	0,04708	0,06681	0,0109	0,0054	0,1619	
RC5	3	0,01135	0,01182	0,01135	0,00299	0,0197	
RC6	2	0,007150	0,002333	0,00715	0,0055	0,0088	

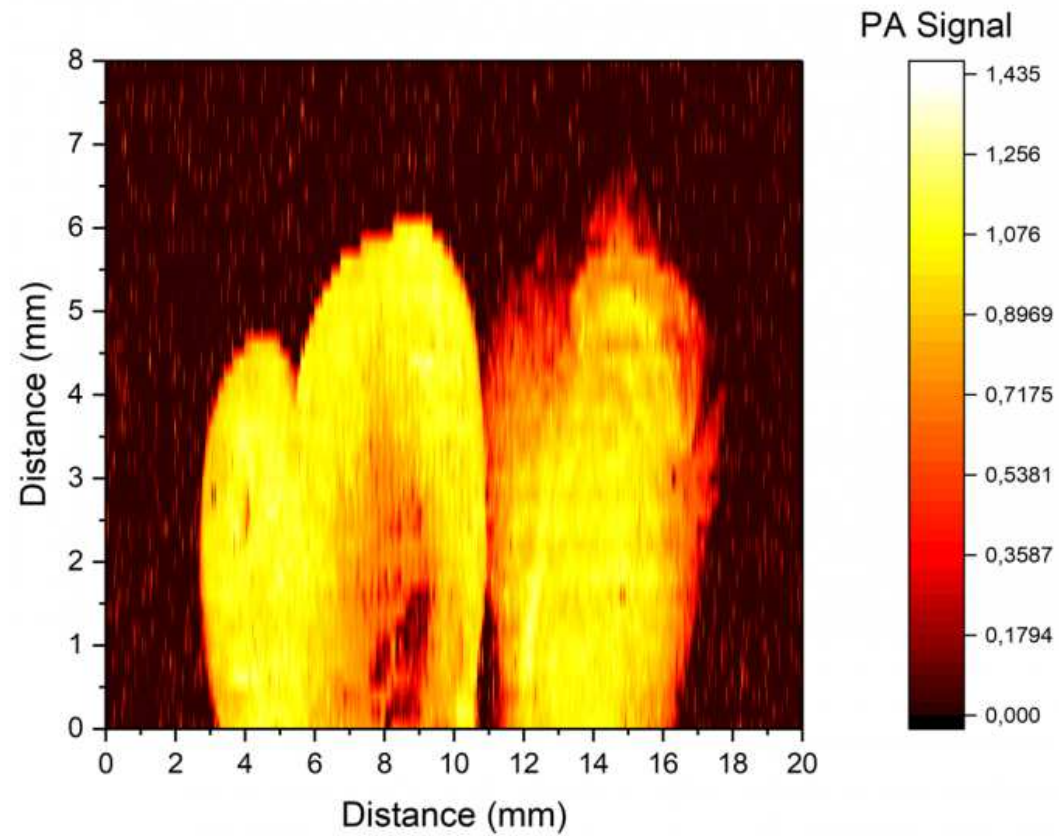
TABLE 4. [Tukey's posthoc test]

Groups		Mean Difference	Standard error of difference	Adjusted P Value	95% Confidence interval of difference	
					Lower bound	Upper bound
0	RA1	1,333	0,2835	0,0024*	0.4261	2.240
	RA3	1,488	0,2835	0,0008*	0,5814	2,395
	RB4	1,757	0,2388	<0,0001*	0,9934	2,521
	RC5	1,793	0,3311	0,0006*	0,7338	2,852
	RC6	1,797	0,3311	0,0005*	0,7380	2,856
RA1	RA3	0,1553	0,3420	0,9971	-0,9386	1,249
	RB4	0,4241	0,3059	0,7341	-0,5542	1,402
	RC5	0,4599	0,3823	0,8296	-0,7631	1,683
	RC6	0,4641	0,3823	0,8244	-0,7589	1,687
RA3	RB4	0,2689	0,3059	0,9465	-0,7095	1,247
	RC5	0,3046	0,3823	0,9643	-0,9184	1,528
	RC6	0,3088	0,3823	0,9622	-0,9142	1,532
RA4	RC5	0,03574	0,3504	>0,9999	-1,085	1,157
	RC6	0,03993	0,3504	>0,9999	-1,081	1,161
RC5	RC6	0,004195	0,4188	>0,9999	-1,335	1,344

TABLE 5. [Spearman's rank correlation test]

Spearman r	Area	Mean photoacoustic signal
Area	1	-0.7842* (p = 0.0001) [-0,9045 to – 0.5482] n= 24
Mean photoacoustic signal	-0.7842* (p = 0.0001) [-0,9045 to – 0.5482] n= 24	1

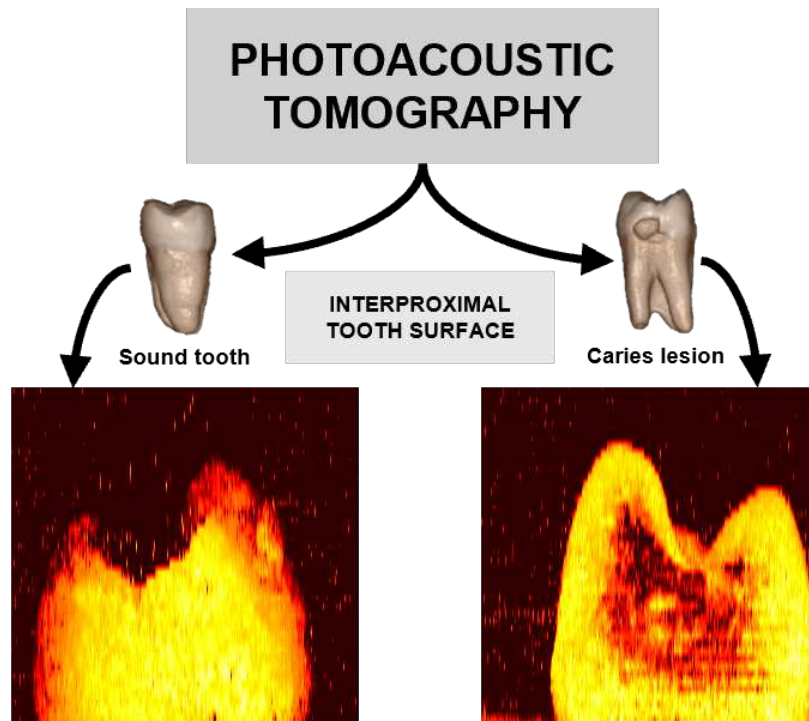
FIGURE 4. [Photoacoustic image of two teeth reproducing the anatomy found in the oral cavity. On the right, a molar can be observed, and on the left, a premolar.]



Graphical Abstract

The interproximal surface of posterior teeth was analyzed using photoacoustic tomography to determine the ability to detect caries lesions along with the behavior of the signal in the different caries extensions presented. The potential of photoacoustic tomography as a complementary method for caries diagnosis was confirmed.

FIGURE 5. [Graphical abstract]



REFERÊNCIAS

ABOGAZALAH, Naif; ANDO, Masatoshi. Alternative methods to visual and radiographic examinations for approximal caries detection. **Journal of Oral Science**, [s. l.], v. 59, n. 3, p. 315–322, 2017. Disponível em: Acesso em: 1 out. 2023.

ABOU NEEL, Ensanya *et al.* Demineralization–remineralization dynamics in teeth and bone. **International Journal of Nanomedicine**, [s. l.], v. Volume 11, p. 4743–4763, 2016.

AHN, Joongho *et al.* High-resolution functional photoacoustic monitoring of vascular dynamics in human fingers. **Photoacoustics**, [s. l.], v. 23, p. 100282, 2021.

ALAMMAR, Raghad; SADAF, Durre. Accurate Detection of Non-Cavitated Proximal Caries in Posterior Permanent Teeth: An in vivo Study. **Risk Management and Healthcare Policy**, [s. l.], v. Volume 13, p. 1431–1436, 2020.

ALI, Saqib *et al.* Optical coherence tomography's current clinical medical and dental applications: a review. **F1000Research**, [s. l.], v. 10, p. 310, 2021.

ALIFKALAILA, Astrid; MITRAYANA, -; WIDYANINGRUM, Rini. Photoacoustic Imaging System based on Diode Laser and Condenser Microphone for Characterization of Dental Anatomy. **International Journal on Advanced Science, Engineering and Information Technology**, [s. l.], v. 11, n. 6, p. 2363, 2021.

ARABPOU, Samira *et al.* Detection of Early Stages Dental Caries Using Photoacoustic Signals: The Simulation Study. **Frontiers in Biomedical Technologies**, [s. l.], 2019.

ASTASOV-FRAUENHOFFER, Monika; KULIK, Eva M. Cariogenic Biofilms and Caries from Birth to Old Age. *In*: [S. l.: s. n.], 2021. p. 53–64.

ATTIA, Amalina Binte Ebrahim *et al.* A review of clinical photoacoustic imaging: Current and future trends. **Photoacoustics**, [s. l.], v. 16, 2019. Disponível em: /pmc/articles/PMC6911900/. Acesso em: 1 out. 2023.

BALTACIOGLU, Ismail Hakki; ORHAN, Kaan. Comparison of diagnostic methods for early interproximal caries detection with near-infrared light

transillumination: an in vivo study. **BMC Oral Health**, [s. l.], v. 17, n. 1, 2017. Disponível em: /pmc/articles/PMC5689175/. Acesso em: 1 out. 2023.

BEARD, Paul. Biomedical photoacoustic imaging. **Interface Focus**, [s. l.], v. 1, n. 4, p. 602–631, 2011.

BELTRÁN, Edgar O. *et al.* Caries classification and management in the context of the CariesCare International (CCI™) consensus: a clinical case study. **British Dental Journal**, [s. l.], v. 227, n. 5, p. 363–366, 2019.

BODEA, Silviu-Vasile; WESTMEYER, Gil Gregor. Photoacoustic Neuroimaging - Perspectives on a Maturing Imaging Technique and its Applications in Neuroscience. **Frontiers in Neuroscience**, [s. l.], v. 15, 2021.

BORG-BARTOLO, R. *et al.* Global prevalence of edentulism and dental caries in middle-aged and elderly persons: A systematic review and meta-analysis. **Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 127, p. 104335, 2022.

BOWEN, William H. *et al.* Oral Biofilms: Pathogens, Matrix, and Polymicrobial Interactions in Microenvironments. **Trends in Microbiology**, [s. l.], v. 26, n. 3, p. 229–242, 2018.

BRECHT, Hans-Peter F. *et al.* Whole-body three-dimensional optoacoustic tomography system for small animals. **Journal of Biomedical Optics**, [s. l.], v. 14, n. 06, p. 1, 2009.

BUCHWALD, Tomasz; BUCHWALD, Zuzanna. Assessment of the Raman spectroscopy effectiveness in determining the early changes in human enamel caused by artificial caries. **The Analyst**, [s. l.], v. 144, n. 4, p. 1409–1419, 2019.

BURTON, Neal C. *et al.* Multispectral Opto-acoustic Tomography (MSOT) of the Brain and Glioblastoma Characterization. **NeuroImage**, [s. l.], v. 65, p. 522–528, 2013.

CAI, Jiahua *et al.* Dental caries diagnosis using terahertz spectroscopy and birefringence. **Optics express**, [s. l.], v. 30, n. 8, p. 13134–13147, 2022.

CHAN, Alice Kit Ying *et al.* A Systematic Review on Caries Status of Older Adults. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, [s. l.], v. 18, n. 20, p. 10662, 2021.

CHAN, Jasmine *et al.* Photoacoustic Imaging with Capacitive Micromachined Ultrasound Transducers: Principles and Developments. **Sensors**, [s. l.], v. 19, n. 16, p. 3617, 2019.

CHEN, Rebecca. The International Caries Detection and Assessment System Is a Visual Diagnostic System That Is Highly Reproducible and Accurate for Coronal Carious Lesions Detection but Only Moderately Reproducible and Accurate for Assessing Lesion Progression. **Journal of Evidence Based Dental Practice**, [s. l.], v. 19, n. 1, p. 91–94, 2019.

CHENG, Renxiang *et al.* Noninvasive Assessment of Early Dental Lesion Using a Dual-Contrast Photoacoustic Tomography. **Scientific Reports**, [s. l.], v. 6, n. 1, p. 21798, 2016.

CRESCENTE, Luiza Gasparotto; GEHRKE, Gabriela Hammes; SANTOS, Camila Mello dos. Mudanças da prevalência de dentes permanentes cariados no Brasil e em países de renda média-alta nos anos 1990 e 2017. **Ciência & Saúde Coletiva**, [s. l.], v. 27, n. 3, p. 1181–1190, 2022.

DAS, Avishek *et al.* Exploiting Nanomaterials for Optical Coherence Tomography and Photoacoustic Imaging in Nanodentistry. **Nanomaterials**, [s. l.], v. 12, n. 3, p. 506, 2022.

DAYO, Adeyinka F. *et al.* Radiology of Dental Caries. **Dental Clinics of North America**, [s. l.], v. 65, n. 3, p. 427–445, 2021.

DE MELO, Márcia Maria Dantas Cabral; DE SOUZA, Wayner Vieira; DE GOES, Paulo Sávio Angeiras. Increase in dental caries and change in the socioeconomic profile of families in a child cohort of the primary health care in Northeast Brazil. **BMC Oral Health**, [s. l.], v. 19, n. 1, p. 183, 2019.

DEHGHANI, Mahdiah *et al.* Diagnostic Value of Conventional and Digital Radiography for Detection of Cavitated and Non-Cavitated Proximal Caries. **Journal of dentistry (Tehran, Iran)**, [s. l.], v. 14, n. 1, p. 21–30, 2017.

DEVADIGA, Darshana; SHETTY, Pushparaj; HEGDE, MithraN. Characterization of dynamic process of carious and erosive demineralization – an overview. **Journal of Conservative Dentistry**, [s. l.], v. 25, n. 5, p. 454, 2022. Disponível em: <http://www.jcd.org.in/text.asp?2022/25/5/454/349907>.

DIAS, D. T. *et al.* Phase-resolved photoacoustic spectroscopy to monitor dental plaque on tooth enamel. **Spectroscopy Letters**, [s. l.], v. 51, n. 2, p. 96–103, 2018.

DINIZ, MB *et al.* In Vitro Evaluation of ICDAS and Radiographic Examination of Occlusal Surfaces and Their Association With Treatment Decisions. **Operative Dentistry**, [s. l.], v. 36, n. 2, p. 133–142, 2011.

DODO, Kosuke; FUJITA, Katsumasa; SODEOKA, Mikiko. Raman Spectroscopy for Chemical Biology Research. **Journal of the American Chemical Society**, [s. l.], v. 144, n. 43, p. 19651–19667, 2022.

EL-SHARKAWY, Yasser H.; EL SHERIF, Ashraf F. Photoacoustic diagnosis of human teeth using interferometric detection scheme. **Optics & Laser Technology**, [s. l.], v. 44, n. 5, p. 1501–1506, 2012.

EL-SHARKAWY, Yasser H.; ELBASUNEY, Sherif. Non-invasive caries detection and delineation via novel laser-induced fluorescence with hyperspectral imaging. **Photodiagnosis and Photodynamic Therapy**, [s. l.], v. 40, p. 103186, 2022.

FARGES, Jean-Christophe *et al.* Dental Pulp Defence and Repair Mechanisms in Dental Caries. **Mediators of Inflammation**, [s. l.], v. 2015, p. 1–16, 2015.

FEJERSKOV, O; MANJI, F. Risk assessment in dental caries. **Risk Assessment in Dentistry. Chapel Hill, University of North Carolina Dental Ecology**, [s. l.], p. 215–217, 1990.

FOROS, Petros *et al.* Detection Methods for Early Caries Diagnosis: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Caries Research**, [s. l.], v. 55, n. 4, p. 247–259, 2021. Disponível em: <https://dx.doi.org/10.1159/000516084>. Acesso em: 30 set. 2023.

FU, Lei *et al.* Posterior photoacoustic/ultrasound imaging of the periodontal pocket with a compact intraoral transducer. **Photoacoustics**, [s. l.], v. 28, p. 100408, 2022.

GARGIULO, Sara; ALBANESE, Sandra; MANCINI, Marcello. State-of-the-Art Preclinical Photoacoustic Imaging in Oncology: Recent Advances in Cancer Theranostics. **Contrast Media & Molecular Imaging**, [s. l.], v. 2019, p. 1–24, 2019.

GIL-BONA, Ana; BIDLACK, Felicitas B. Tooth Enamel and Its Dynamic Protein Matrix. **International Journal of Molecular Sciences**, [s. l.], v. 21, n. 12, p. 4458, 2020.

GOMEZ, J. Detection and diagnosis of the early caries lesion. **BMC Oral Health**, [s. l.], v. 15, n. S1, p. S3, 2015.

HOGAN, Richard; PRETTY, Iain A.; ELLWOOD, Roger P. Fibre-Optic Transillumination: FOTI. *In*: DETECTION AND ASSESSMENT OF DENTAL CARIES. Cham: Springer International Publishing, 2019. p. 139–150.

HONKALA, Eino *et al.* Measuring Dental Caries in the Mixed Dentition by ICDAS. **International Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 2011, p. 1–6, 2011.

HUGHES, Francis J. Periodontium and Periodontal Disease. *In*: STEM CELL BIOLOGY AND TISSUE ENGINEERING IN DENTAL SCIENCES. [S. l.]: Elsevier, 2015. p. 433–444.

INSTITUTE, American National Standards; AMERICA, Laser Institute of. **American National Standard for Safe Use of Lasers**. [S. l.]: Laser Institute of America, 2014. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=C-mWoAEACAAJ>.

ISMAIL, A. I. *et al.* The International Caries Detection and Assessment System (ICDAS): an integrated system for measuring dental caries. **Community Dentistry and Oral Epidemiology**, [s. l.], v. 35, n. 3, p. 170–178, 2007.

ISMAIL, Amid I; PITTS, Nigel B; TELLEZ, Marisol. The International Caries Classification and Management System (ICCMS™) An Example of a Caries Management Pathway. **BMC Oral Health**, [s. l.], v. 15, n. S1, p. S9, 2015.

JABLONSKI-MOMENI, Anahita *et al.* Use of a laser fluorescence device for the in vitro activity assessment of incipient caries lesions. **Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie**, [s. l.], v. 80, n. 6, p. 327–335, 2019.

JANJIC RANKOVIC, Mila *et al.* Systematic review and meta-analysis of diagnostic studies of proximal surface caries. **Clinical Oral Investigations**, [s. l.], v. 25, n. 11, p. 6069, 2021. Disponível em: [/pmc/articles/PMC8531083/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34811111/). Acesso em: 30 set. 2023.

JO, Janggun *et al.* Personalized Oncology by In Vivo Chemical Imaging: Photoacoustic Mapping of Tumor Oxygen Predicts Radiotherapy Efficacy. **ACS Nano**, [s. l.], v. 17, n. 5, p. 4396–4403, 2023.

KAJITA, Hiroki *et al.* Visualization of Lymphatic Vessels Using Photoacoustic Imaging. **The Keio Journal of Medicine**, [s. l.], v. 70, n. 4, p. 2020-0010-OA, 2020.

KAMBUROĞLU, Kıvanç *et al.* An ex vivo comparative study of occlusal and proximal caries using terahertz and X-ray imaging. **Dentomaxillofacial Radiology**, [s. l.], v. 48, n. 2, p. 20180250, 2019.

KAMBUROĞLU, K; YETIMOĞLU, N Ö; ALTAN, H. Characterization of primary and permanent teeth using terahertz spectroscopy. **Dentomaxillofacial Radiology**, [s. l.], v. 43, n. 6, p. 20130404, 2014.

KATKAR, Rujuta A. *et al.* Optical Coherence Tomography. **Dental Clinics of North America**, [s. l.], v. 62, n. 3, p. 421–434, 2018.

KEMPSKI, Kelley M. *et al.* In vivo photoacoustic imaging of major blood vessels in the pancreas and liver during surgery. **Journal of Biomedical Optics**, [s. l.], v. 24, n. 12, p. 1, 2019.

KIM, Jeesu *et al.* Multiparametric Photoacoustic Analysis of Human Thyroid Cancers In Vivo. **Cancer Research**, [s. l.], v. 81, n. 18, p. 4849–4860, 2021.

KIM, Baek-II. Quantitative Light-Induced Fluorescence. *In: DETECTION AND ASSESSMENT OF DENTAL CARIES*. Cham: Springer International Publishing, 2019. p. 159–170.

KOYAMA, Takuya; KAKINO, Satoko; MATSUURA, Yuji. A Feasibility Study of Photoacoustic Detection of Hidden Dental Caries Using a Fiber-Based Imaging System. **Applied Sciences**, [s. l.], v. 8, n. 4, p. 621, 2018.

KU, Geng *et al.* Imaging of tumor angiogenesis in rat brains in vivo by photoacoustic tomography. **Applied Optics**, [s. l.], v. 44, n. 5, p. 770, 2005.

KUBO, Tite. **BLEACH - Higher than the moon**. San Francisco: VIZ Media, 2011. v. 35

KÜHNISCH, Jan. Near-Infrared Light Transillumination. *In: DETECTION AND ASSESSMENT OF DENTAL CARIES*. Cham: Springer International Publishing, 2019. p. 151–158.

LAMONT, Richard J.; KOO, Hyun; HAJISHENGALLIS, George. The oral microbiota: dynamic communities and host interactions. **Nature Reviews Microbiology**, [s. l.], v. 16, n. 12, p. 745–759, 2018.

LEE, Donghyun *et al.* Photoacoustic imaging of dental implants in a porcine jawbone ex vivo. **Optics Letters**, [s. l.], v. 42, n. 9, p. 1760, 2017.

LI, Changhui *et al.* Real-time photoacoustic tomography of cortical hemodynamics in small animals. **Journal of Biomedical Optics**, [s. l.], v. 15, n. 1, p. 010509, 2010.

LIN, C.Y. *et al.* Photoacoustic Imaging for Noninvasive Periodontal Probing Depth Measurements. **Journal of Dental Research**, [s. l.], v. 97, n. 1, p. 23–30, 2018.

MACDONALD, David; REITZIK, Sabina. “New Normal” Radiology. **International Dental Journal**, [s. l.], v. 72, n. 4, p. 448–455, 2022.

MACEY, Richard *et al.* Electrical conductance for the detection of dental caries. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, [s. l.], v. 2021, n. 12, 2021a. Disponível em: <http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD014547>.

MACEY, Richard *et al.* Transillumination and optical coherence tomography for the detection and diagnosis of enamel caries. **The Cochrane Database of Systematic Reviews**, [s. l.], v. 2021, n. 1, 2021b. Disponível em: [/pmc/articles/PMC8487162/](http://pmc/articles/PMC8487162/). Acesso em: 30 set. 2023.

MACEY, Richard *et al.* Visual or visual-tactile examination to detect and inform the diagnosis of enamel caries. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, [s. l.], v. 2021, n. 12, 2021c. Disponível em: <http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD014546>.

MACHIULSKIENE, Vita *et al.* Terminology of Dental Caries and Dental Caries Management: Consensus Report of a Workshop Organized by ORCA and Cariology Research Group of IADR. **Caries Research**, [s. l.], v. 54, n. 1, p. 7–14, 2020.

MACHOY, Monika *et al.* The Use of Optical Coherence Tomography in Dental Diagnostics: A State-of-the-Art Review. **Journal of Healthcare Engineering**, [s. l.], v. 2017, p. 1–31, 2017.

MALTZ, Marisa *et al.* **Cariologia: Conceitos Básicos, Diagnóstico e Tratamento Não Restaurador**. São Paulo: Artes Medicas, 2016.

MANOHAR, Srirang; RAZANSKY, Daniel. Photoacoustics: a historical review. **Advances in Optics and Photonics**, [s. l.], v. 8, n. 4, p. 586, 2016.

MARIN, Elia *et al.* Raman spectroscopy for early detection and monitoring of dentin demineralization. **Dental Materials**, [s. l.], v. 36, n. 12, p. 1635–1644, 2020.

MARTIGNON, Stefania *et al.* Risk factors for dental caries in Latin American and Caribbean countries. **Brazilian Oral Research**, [s. l.], v. 35, n. suppl 1, 2021.

MATÉ SÁNCHEZ DE VAL, José E. *et al.* Influence of hydroxyapatite granule size, porosity, and crystallinity on tissue reaction *in vivo* . Part A: synthesis, characterization of the materials, and <sc>SEM</sc> analysis. **Clinical Oral Implants Research**, [s. l.], v. 27, n. 11, p. 1331–1338, 2016.

MIYAMOTO, Nao *et al.* Molecular Fingerprint Imaging to Identify Dental Caries Using Raman Spectroscopy. **Materials**, [s. l.], v. 13, n. 21, p. 4900, 2020.

MOORE, Colman *et al.* Photoacoustic imaging for monitoring periodontal health: A first human study. **Photoacoustics**, [s. l.], v. 12, p. 67–74, 2018.

MORADIAN-OLDAK, J.; GEORGE, A. Biomineralization of Enamel and Dentin Mediated by Matrix Proteins. **Journal of Dental Research**, [s. l.], v. 100, n. 10, p. 1020–1029, 2021.

MOSADDAD, Seyed Ali *et al.* Oral microbial biofilms: an update. **European Journal of Clinical Microbiology & Infectious Diseases**, [s. l.], v. 38, n. 11, p. 2005–2019, 2019.

NEPROKIN, Alexey *et al.* Photoacoustic Imaging in Biomedicine and Life Sciences. **Life (Basel, Switzerland)**, [s. l.], v. 12, n. 4, 2022. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35455079/>. Acesso em: 1 out. 2023.

OENNING, Anne Caroline; JACOBS, Reinhilde; SALMON, Benjamin. ALADAIP, beyond ALARA and towards personalized optimization for paediatric cone-beam CT. **International Journal of Paediatric Dentistry**, [s. l.], v. 31, n. 5, p. 676–678, 2021.

OH, Song Hee; CHOI, Jin-Young; KIM, Seong-Hun. Evaluation of dental caries detection with quantitative light-induced fluorescence in comparison to different field of view devices. **Scientific Reports**, [s. l.], v. 12, n. 1, p. 6139, 2022.

OVSEPIAN, Saak V. *et al.* Pushing the Boundaries of Neuroimaging with Optoacoustics. **Neuron**, [s. l.], v. 96, n. 5, p. 966–988, 2017.

PANDYA, Mirali; DIEKWISCH, Thomas G.H. Amelogenesis: Transformation of a protein-mineral matrix into tooth enamel. **Journal of Structural Biology**, [s. l.], v. 213, n. 4, p. 107809, 2021.

PARK, B. *et al.* 3D wide-field multispectral photoacoustic imaging of human melanomas *in vivo*: a pilot study. **Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology**, [s. l.], v. 35, n. 3, p. 669–676, 2021.

PERES, Marco A *et al.* Oral diseases: a global public health challenge. **The Lancet**, [s. l.], v. 394, n. 10194, p. 249–260, 2019.

PERIYASAMY, Vijitha; RANGARAJ, Mani; PRAMANIK, Manojit. Photoacoustic imaging of teeth for dentine imaging and enamel characterization. *In: , 2018. (Peter Rechmann & Daniel Fried, Org.)Lasers in Dentistry XXIV*. [S. l.]: SPIE, 2018. p. 8.

PITTS, Nigel B. *et al.* Dental caries. **Nature Reviews Disease Primers** 2017 **3:1**, [s. l.], v. 3, n. 1, p. 1–16, 2017. Disponível em: <https://www.nature.com/articles/nrdp201730>. Acesso em: 30 set. 2023.

PITTS, Nigel B. *et al.* From “ICDAS” to “CariesCare International”: the 20-year journey building international consensus to take caries evidence into clinical practice. **British Dental Journal**, [s. l.], v. 231, n. 12, p. 769–774, 2021a.

PITTS, Nigel B. *et al.* Understanding dental caries as a non-communicable disease. **British Dental Journal**, [s. l.], v. 231, n. 12, p. 749–753, 2021b.

PONTUAL, A A *et al.* Comparison of digital systems and conventional dental film for the detection of approximal enamel caries. **Dentomaxillofacial Radiology**, [s. l.], v. 39, n. 7, p. 431–436, 2010.

ROBERTS, W. Eugene; MANGUM, Jonathan E.; SCHNEIDER, Paul M. Pathophysiology of Demineralization, Part II: Enamel White Spots, Cavitated Caries, and Bone Infection. **Current Osteoporosis Reports**, [s. l.], v. 20, n. 1, p. 106–119, 2022.

RODRIGUES, Jonas Almeida *et al.* Uso de radiografia e outros métodos complementares para a detecção de lesões cariosas. *In*: MAGALHÃES, Ana Carolina *et al.* (org.). **Cariologia: Da base à clínica**. 1. ed. Barueri: Manole, 2021. p. 56–75.

SAMPATHKUMAR, Ashwin *et al.* All-optical photoacoustic imaging and detection of early-stage dental caries. *In*: , 2014. **2014 IEEE International Ultrasonics Symposium**. [S. l.]: IEEE, 2014. p. 1269–1272.

SCHWENDICKE, Falk; TZSCHOPPE, Markus; PARIS, Sebastian. Radiographic caries detection: A systematic review and meta-analysis. **Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 43, n. 8, p. 924–933, 2015.

SHABBIR, Juzer *et al.* Dental Pulp. *In*: AN ILLUSTRATED GUIDE TO ORAL HISTOLOGY. [S. l.]: Wiley, 2021. p. 69–79.

SHIMADA, Yasushi *et al.* Evaluation of dental caries, tooth crack, and age-related changes in tooth structure using optical coherence tomography. **The Japanese dental science review**, [s. l.], v. 56, n. 1, p. 109–118, 2020.

SILVA, Evair Josino da *et al.* Photoacoustic imaging of occlusal incipient caries in the visible and near-infrared range. **Imaging Science in Dentistry**, [s. l.], v. 51, n. 2, p. 107, 2021.

SOARES VIEIRA, Mayana *et al.* In Vitro Evaluation of Proximal Carious Lesions Using Digital Radiographic Systems. **The Scientific World Journal**, [s. l.], v. 2015, p. 1–5, 2015.

STEIN, Erich W.; MASLOV, Konstantin; WANG, Lihong V. Noninvasive, in vivo imaging of blood-oxygenation dynamics within the mouse brain using photoacoustic microscopy. **Journal of Biomedical Optics**, [s. l.], v. 14, n. 2, p. 020502, 2009.

STEINBERG, Idan *et al.* Photoacoustic clinical imaging. **Photoacoustics**, [s. l.], v. 14, p. 77–98, 2019.

STRUZYCKA, Izabela. The oral microbiome in dental caries. **Polish journal of microbiology**, [s. l.], v. 63, n. 2, p. 127–35, 2014.

TAKAHASHI, N.; NYVAD, B. The Role of Bacteria in the Caries Process. **Journal of Dental Research**, [s. l.], v. 90, n. 3, p. 294–303, 2011.

TASMARA, Fikhri Astina *et al.* Photoacoustic imaging of hidden dental caries using visible–light diode laser. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, [s. l.], v. 24, n. 5, 2023.

TOI, M. *et al.* Visualization of tumor-related blood vessels in human breast by photoacoustic imaging system with a hemispherical detector array. **Scientific Reports**, [s. l.], v. 7, n. 1, p. 41970, 2017.

TURGEON, Daniel. Dental Caries. *In*: MALLYA, Sanjay; LAM, Ernest (org.). **White and Pharoah's Oral Radiology**. 8. ed. St. Louis: Elsevier, 2019. p. 721–754.

URIBE, Sergio E.; INNES, Nicola; MALDUPA, Ilze. The global prevalence of early childhood caries: A systematic review with meta-analysis using the WHO diagnostic criteria. **International Journal of Paediatric Dentistry**, [s. l.], v. 31, n. 6, p. 817–830, 2021.

WANG, Xueding *et al.* Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain. **Nature Biotechnology**, [s. l.], v. 21, n. 7, p. 803–806, 2003.

WANG, F. *et al.* Validity of near-infrared light transillumination for the assessment of proximal caries in permanent teeth. **Australian dental journal**, [s. l.], v. 67, n. 1, p. 46–54, 2022. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34689336/>. Acesso em: 30 set. 2023.

WANG, Lihong V.; HU, Song. Photoacoustic Tomography: In Vivo Imaging from Organelles to Organs. **Science (New York, N.y.)**, [s. l.], v. 335, n. 6075, p. 1458, 2012a. Disponível em: [/pmc/articles/PMC3322413/](https://pmc/articles/PMC3322413/). Acesso em: 1 out. 2023.

WANG, Lihong V.; HU, Song. Photoacoustic Tomography: In Vivo Imaging from Organelles to Organs. **Science**, [s. l.], v. 335, n. 6075, p. 1458–1462, 2012b.

WANG, Lihong V; YAO, Junjie. A practical guide to photoacoustic tomography in the life sciences. **Nature Methods**, [s. l.], v. 13, n. 8, p. 627–638, 2016.

WARRETH, Abdulhadi. Dental Caries and Its Management. **International Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 2023, p. 1–15, 2023.

WEN, P.Y.F. *et al.* Global Burden and Inequality of Dental Caries, 1990 to 2019. **Journal of Dental Research**, [s. l.], v. 101, n. 4, p. 392–399, 2022.

WENZEL, Ann. Radiographic modalities for diagnosis of caries in a historical perspective: from film to machine-intelligence supported systems. **Dentomaxillofacial Radiology**, [s. l.], v. 50, n. 5, p. 20210010, 2021.

WHAITES, Eric; DRAGE, Nicholas. Dental Caries and the Assessment of Restorations. *In*: WHAITES, Eric; DRAGE, Nicholas (org.). **Essentials of Dental Radiography and Radiology**. 6. ed. [S. l.]: Elsevier, 2021. p. 574–612.

XIA, Jun; KIM, Chulhong; LOVELL, Jonathan. Opportunities for Photoacoustic-Guided Drug Delivery. **Current Drug Targets**, [s. l.], v. 16, n. 6, p. 571–581, 2015.

YAKUBU, Emmanuel *et al.* Full-scale Raman imaging for dental caries detection. **Biomedical Optics Express**, [s. l.], v. 9, n. 12, p. 6009, 2018.

YAMADA, Azusa; KAKINO, Satoko; MATSUURA, Yuji. Detection of Photoacoustic Signals from Blood in Dental Pulp. **Optics and Photonics Journal**, [s. l.], v. 06, n. 09, p. 229–236, 2016.

YAO, Junjie; MASLOV, Konstantin I.; WANG, Lihong V. Noninvasive quantification of metabolic rate of oxygen (MRO₂) by photoacoustic microscopy. *In*: , 2011. (Alexander A. Oraevsky & Lihong V. Wang, Org.) **Anais [...]**. [S. l.: s. n.], 2011. p. 78990N.

YAVUZ, Betul Sen; KARGUL, Betul. Comparative evaluation of the spectral-domain optical coherence tomography and microhardness for remineralization of enamel caries lesions. **Dental materials journal**, [s. l.], v. 40, n. 5, p. 1115–1121, 2021.

YOUNG, Douglas A. *et al.* The American Dental Association Caries Classification System for Clinical Practice. **The Journal of the American Dental Association**, [s. l.], v. 146, n. 2, p. 79–86, 2015.

ZHAO, Hewei *et al.* Multiscale engineered artificial tooth enamel. **Science**, [s. l.], v. 375, n. 6580, p. 551–556, 2022.

ZHOU, Yong; YAO, Junjie; WANG, Lihong V. Tutorial on photoacoustic tomography. **<https://doi.org/10.1117/1.JBO.21.6.061007>**, [s. l.], v. 21, n. 6, p. 061007, 2016. Disponível em: <https://www.spiedigitallibrary.org/journals/journal-of-biomedical-optics/volume-21/issue-6/061007/Tutorial-on-photoacoustic-tomography/10.1117/1.JBO.21.6.061007.full>. Acesso em: 1 out. 2023.

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 cáries 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, cimento, 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 coronoradicular 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, cimento, contorno da junção esmalte-dentina, bem como a interface dentina-polpa, lesão cariosa, e interface cimento 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.

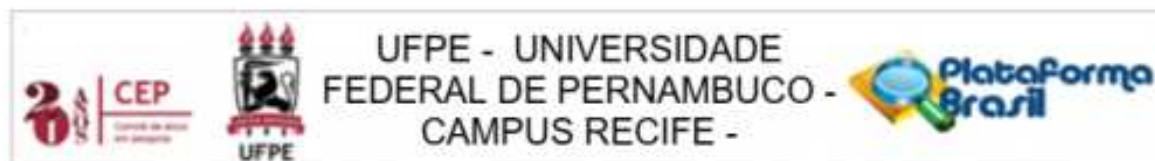
Recomendações:

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	CARTADERESPONSTAPENDENCIAS.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_Brauner 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 – Normas de Submissão

Advertisement



Author Resources

1. Submission Requirements
2. Article Types
3. Preparing the Submission
4. Editorial Policies and Ethical Considerations
5. After Acceptance
6. Cover Images
7. Appendix
8. Post Publication
9. Editorial Office Contact Details
10. Guides and Templates

1. SUBMISSION REQUIREMENTS

Only manuscripts in English are accepted. Contributors should bear in mind the interdisciplinary nature of the readership.

New submissions should be made via the new Research Exchange (ReX) submission portal:
<https://submission.wiley.com/journal/JBIO>

Authors simply drag and drop their article files into **ReX**. The system then plugs into ScholarOne for Reviewing and decision making.

Should your manuscript proceed to the revision stage, you will be directed to make your revisions via the same submission portal. You may check the status of your submission at any time by logging on to www.submission.wiley.com and clicking the "My Submissions" button.

This journal does not charge submission fees.

Details on manuscript preparation and file upload are provided in **Section 2**.

Login to ReX

You cannot use your ScholarOne login on the Wiley Authors Submission platform.

If you have previously been published in a Wiley journal, you can use the same credentials you use to access **Wiley Author Services** for license signing. If you haven't been published in a Wiley journal before,

you'll probably need to create a new account (visit [how to login](#)).

Registration is quick and easy. You can use the login for submissions to all Wiley journals on ReX.

For submissions started **prior to January 26, 2023**, please visit the [ScholarOne Manuscript Submission](#) site to manage or complete your submission.

For technical help with the submission system, please review our [FAQs](#) or contact submissionhelp@wiley.com.

Article Preparation Support

Wiley Editing Services offers expert help with English Language Editing, as well as translation, manuscript formatting, figure illustration, figure formatting, and graphical abstract design – so you can submit your manuscript with confidence.

Also, check out our resources for [Preparing Your Article](#) for general guidance about writing and preparing your manuscript.

Preprint your Manuscript on Authorea

You can now opt to seamlessly preprint your manuscript at submission, through Wiley's [Under Review service](#), powered by [Authorea](#). Make your work citable and discoverable, before it is accepted or published.

Free Format Submission

Journal of Biophotonics offers [Free Format submission](#) for a simplified and streamlined submission process.

Before you submit, you will need:

- Your manuscript: this should be an editable file including text, figures, and tables, or separate files – whichever you prefer. All required sections should be contained in your manuscript, including abstract, introduction, methods, results, and conclusions. Figures and tables should have legends. Figures should be uploaded in the highest resolution possible. References may be submitted in any style or format, as long as it is consistent throughout the manuscript. Supporting information should be submitted in separate files. If the manuscript, figures or tables are difficult for you to read, they will also be difficult for the editors and reviewers, and the editorial office will send it back to you for revision. Your manuscript may also be sent back to you for revision if the quality of English language is poor.
- An ORCID ID, freely available at <https://orcid.org>. *(Why is this important? Your article, if accepted and published, will be attached to your ORCID profile. Institutions and funders are increasingly requiring authors to have ORCID IDs.)*
- The title page of the manuscript, including:
 - Your co-author details, including affiliation and email address. *(Why is this important? We need to keep all co-authors informed of the outcome of the peer review process.)*
 - Statements relating to our ethics and integrity policies, which may include any of the following *(Why are these important? We need to uphold rigorous ethical standards for the research we consider for publication):*
 - data availability statement
 - funding statement
 - conflict of interest disclosure

- ethics approval statement
- patient consent statement
- permission to reproduce material from other sources
- clinical trial registration

Open Access

This journal is a subscription journal that offers an open access option. You'll have the option to choose to make your article open access after acceptance, which will be subject to an Article Publication Charge (APC).

Some organizations pay APCs for their authors via a [Wiley Open Access Account](#).

You can [read more about APCs](#) and whether you may be eligible for waivers or discounts, through your institution, funder, or a [country waiver](#).

Preprint Policy

This journal accepts articles previously published on preprint servers.

Journal of Biophotonics will consider for review articles previously available as preprints. You may also post the submitted version of a manuscript to a preprint server at any time. You are requested to update any pre-publication versions with a link to the final published article.

Please find the [Wiley preprint policy here](#).

Data Sharing and Data Availability

This journal **expects** that data supporting the results in the paper will be archived in an appropriate public repository. Authors are required to provide a Data Availability Statement (DAS) to describe the availability or the absence of shared data. When data have been shared, authors are required to include in their Data Availability Statement a link to the repository they have used, and to cite the data they have shared. Whenever possible the scripts and other artefacts used to generate the analyses presented in the paper should also be publicly archived. If sharing data compromises ethical standards or legal requirements then authors are not expected to share it.

Review [Wiley's Data Sharing policy](#) where you will be able to see and select the data availability statement that is right for your submission.

Data Citation

Please review [Wiley's Data Citation policy](#).

Data Protection

By submitting a manuscript to or reviewing for this publication, your name, email address, and affiliation, and other contact details the publication might require, will be used for the regular operations of the publication.

Please review Wiley's [Data Protection Policy](#) to learn more.

Funding

You should list all funding sources in the Acknowledgments section. You are responsible for the accuracy of their funder designation. If in doubt, please check the [Open Funder Registry](#) for the correct nomenclature.

Authorship

All listed authors should have contributed to the manuscript substantially and have agreed to the final submitted version. Review [editorial standards](#) and scroll down for a description of authorship criteria.

Author Pronouns

Authors may now include their personal pronouns in the author bylines of their published articles and on Wiley Online Library. Authors will never be required to include their pronouns; it will always be optional for the author. Authors can include their pronouns in their manuscript upon submission and can add, edit, or remove their pronouns at any stage upon request. Submitting/corresponding authors should never add, edit, or remove a coauthor's pronouns without that coauthor's consent. Where post-publication changes to pronouns are required, these can be made without a correction notice to the paper, following Wiley's Name Change Policy to protect the author's privacy. Terms which fall outside of the scope of personal pronouns (e.g. proper or improper nouns), are currently not supported.

ORCID

This journal requires ORCID. Please refer to [Wiley's resources on ORCID](#).

Reproduction of Copyright Material

If excerpts from copyrighted works owned by third parties are included, credit must be shown in the contribution. It is the author's responsibility to also obtain written permission for reproduction from the copyright owners.

The corresponding author is responsible for obtaining written permission to reproduce the material "in print and other media" from the publisher of the original source, and for supplying Wiley with that permission upon submission. You can contact the respective journal directly but many publishers use RightsLink. The access to RightsLink usually can be found on the article page under "Request Permission" or similar links.

Permissions should be uploaded as "Supporting Information Not for Review". For more information visit [Wiley's Copyright Terms & Conditions FAQ](#).

[\(Back to Top\)](#)

2. ARTICLE TYPES

Research Articles: Reports of original research that make a significant contribution to knowledge, with methods, findings and conclusions. A length of about 4,000 words excl. references is recommended.

Reviews: Overview of developments in fields or the current lines of thought. Will usually be written at the invitation of the Editors. Unsolicited reviews will be highly welcome but authors wishing to submit a review are requested to consult the Editors prior to commencement.

The size of a Review may differ, a length of about 7,000 words excl. references is recommended. A short CV and a photo of each author should be submitted.

Letters: Brief observations and research reports that do not warrant a full-length paper. Must be complete, self-contained papers, and not preliminary reports. A length of about 2,300 words plus 1-3 figures is recommended.

(Back to Top)

3. PREPARING THE SUBMISSION

Authors may use the [Word](#) or [LaTeX templates](#) to format their manuscripts. Alternatively, manuscripts can be submitted in [Free Format](#).

File Upload

Microsoft Word manuscripts (.doc or .docx) can be uploaded either as a single document (containing the main text, tables and figures), or with figures and tables provided as separate files.

Should your manuscript reach revision stage, **figures and tables must be provided as separate files.**

LaTeX manuscripts: select the file designation "Main Document – LaTeX .tex File" on upload. You must submit:

- **a PDF version of the manuscript** for Peer Review. Upload this file as "Main Document - LaTeX PDF."
- **the LaTeX source code files** (text, figure captions, and tables, preferably in a single file), BibTeX files (if used), any associated packages/files along with all other files needed for compiling without any errors. Upload as "Main Document – LaTeX". The zip file must not contain the manuscript PDF.
- **electronic graphics files for the illustrations** in Encapsulated PostScript (EPS), PDF or TIFF format. Authors are requested not to create figures using LaTeX codes.

Any supporting files that are referred to in the Latex Main Document should be uploaded as a "LaTeX Supplementary File."

Revision: When submitting your LaTeX revision you must still upload a single PDF that you have generated from your now revised source files. You must use the File Designation "Main Document - LaTeX PDF". In addition you must **upload a compressed file with all TeX source files, including figures.** Upload as "Main Document – LaTeX".

Cover Letters and Conflict of Interest statements may be provided as separate files, included in the manuscript, or provided as free text in the submission system. **A statement of funding** (including grant numbers, if applicable) should be included in the "Acknowledgements" section of your manuscript.

Author and co-authors affiliations: At submission, the author will be prompted to provide the email addresses for all contributing authors.

For a seamless manuscript transformation, the manuscript should already contain full names (First, Middle, and Last) for all authors and the complete affiliation addresses. At minimum, authors should include the institution name and country, but a complete affiliation also includes department name and institution city. The institution postal code is optional.

For help with submissions, please contact jbp@wiley.com.

Main Text File

The text file should be in Word or LaTeX and include the following elements:

- i. A brief informative title (up to 150 characters) containing the major key words. The title should not contain abbreviations (see [Wiley's best practice SEO tips](#));
- ii. Full names of the authors with institutional affiliations where the work was conducted, with a footnote for the author's present address if different from where the work was conducted;
- iii. Abstract (up to 150 words) containing the major keywords;
- iv. Abstract figure;
- v. Keywords: (at least four, up to eight keywords) should be taken from those recommended by the US National Library of Medicine's Medical Subject Headings (MeSH) browser list;
- vi. Main body: formatted as introduction, materials & methods, results, discussion, conclusion;
- vii. Acknowledgments;
- viii. References (numbered in the order of appearance in the text);
- ix. Tables (each table complete with title and footnotes);
- x. Figures: Figure legends must be added beneath each individual image during upload AND as a complete list in the text
- xi. Appendices (if relevant).

Separate high-resolution figure files: TIFF, EPS or JPG, with a resolution of at least 300 dpi.

The name(s) of any **sponsor(s)** of the research contained in the paper, along with **grant number(s)** should be included in the Acknowledgements section at the end of the main text.

Acknowledgments

Contributions from anyone who does not meet the criteria for authorship should be listed, with permission from the contributor, in an Acknowledgments section. Financial and material support should also be mentioned. Thanks to anonymous reviewers are not appropriate.

Conflict of Interest Statement

Authors will be asked to provide a conflict of interest statement during the submission process. For details on what to include in this section, see the 'Conflict of Interest' information in Section 4. Submitting authors should ensure they liaise with all co-authors to confirm agreement with the final statement.

Experimental Section

The Experimental Part should contain only descriptions of experiments. It must be sufficiently clear to enable a repetition of the work. The source and purity of all relevant starting compounds should be mentioned. Methods used for sample characterization should also be described (apparatus, conditions, etc.). The relevant literature should be cited for known methods and for the description of known compounds; only modifications should be described.

Materials and Methods

If a method or tool is introduced in the study, including software, questionnaires, and scales, the author should state the license this is available under and any requirement for permission for use. If an existing

method or tool is used in the research, the authors are responsible for checking the license and obtaining the permission. If permission was required, a statement confirming permission should be included in the Materials and Methods section.

Reference Style

This journal uses **Wiley Chemistry-Material Science reference style**. As the journal offers Free Format submission, however, this is for information only and you do not need to format the references in your article. This will instead be taken care of by the typesetter.

References should be numbered consecutively in order of appearance and should be as complete as possible. The numbers of references should appear in the text in brackets e.g. [1, 21] or [1–4]. Journal titles are abbreviated; abbreviations may be found in the following: **Web of Science Journal Title Abbreviations**.

Please do not format the references section with the Numbering function of your word-processing program. We recommend the use of a tool such as EndNote (e.g. the **ChemPhysChem endnote style**, which is similar to the journal style) or Reference Manager (www.refman.com) for reference management and formatting.

Please give the names of all authors (no "et al.")!

Footnotes

Footnotes can be placed at the foot of each page. They should be referred to in the text with consecutive, superscript Arabic numerals. Keep footnotes brief; they should contain only short comments tangential to the main argument of the paper and should not include references.

Tables

Tables should be self-contained and complement, not duplicate, information contained in the text. They should be supplied as editable files, not pasted as images. Legends should be concise but comprehensive - the table, legend, and footnotes must be understandable without reference to the text.

All abbreviations must be defined in footnotes. Footnote symbols: †, ‡, §, ¶ should be used (in that order) and *, **, *** should be reserved for P-values. Statistical measures such as SD or SEM should be identified in the headings.

Figures and Supporting Information

Figures, supporting information, and appendices should be supplied as separate files.

You should review the **basic figure requirements** for manuscripts for peer review, as well as the more detailed post-acceptance figure requirements.

Supporting information is information that is not essential to the article but provides greater depth and background. It is hosted online and appears without editing or typesetting. It may include tables, figures, videos, datasets, etc. Note: if data, scripts, or other artefacts used to generate the analyses presented in the paper are available via a publicly available data repository, authors should include a reference to the location of the material within their paper. View **Wiley's FAQs** on supporting information.

Graphical Table of Contents

The journal's table of contents will be presented in graphical form with a brief abstract.

The table of contents entry must include the article title, the authors' names (with the corresponding author indicated by an asterisk), no more than 80 words or 3 sentences of text summarizing the key findings presented in the paper and a figure that best represents the scope of the paper.

Table of contents entries should be submitted in one of the generic file formats and uploaded during the initial manuscript submission process.

The image supplied should fit within the dimensions of 50mm x 50mm and be fully legible at this size. It can be one from your article or may be specifically designed for the purpose.

Table of contents entries can be added on a separate page at the end of the article or uploaded separately as "Graphical Abstract".

You must hold the copyright of the figure and it should not be reproduced from an external source without permission.

General Stylepoints

The following points provide general advice on formatting and style.

- **Abbreviations:** In general, terms should not be abbreviated unless they are used repeatedly, and the abbreviation is helpful to the reader. Initially, use the word in full, followed by the abbreviation in parentheses. Thereafter use the abbreviation only.
- **Units of measurement:** Measurements should be given in SI or SI-derived units. Visit the Bureau International des Poids et Mesures (BIPM) website for more information about SI units.
- **Numbers:** numbers under 10 are spelt out, except for: measurements with a unit (8mmol/l); age (6 weeks old), or lists with other numbers (11 dogs, 9 cats, 4 gerbils).
- **Trade Names:** Chemical substances should be referred to by the generic name only. Trade names should not be used. Drugs should be referred to by their generic names. If proprietary drugs have been used in the study, refer to these by their generic name, mentioning the proprietary name and the name and location of the manufacturer in parentheses.
- **Equations:** Equations should be numbered sequentially. Except for small in-line equations, they should appear on separate lines. Please provide equations in an editable format, like Mathtype. Do not embed equations as graphics. In the text, equations may be referred to by writing "... in Eq. (1)". At the beginning of a sentence, use the full form "Equation (1) shows ...".

[\(Back to Top\)](#)

4. EDITORIAL POLICIES AND ETHICAL CONSIDERATIONS

Peer Review

This journal operates under a single-blind [peer review model](#). Papers will only be sent to review if the Editor-in-Chief determines that the paper meets the appropriate quality and relevance requirements.

All contributions will be evaluated according to the standard procedures of peer review, usually by two referees. To facilitate the refereeing process, please **provide the names and email addresses of at least three referees** capable of reviewing your manuscript. Please make sure that the suggested referees are not too closely related to your own publications.

Please note that not more than two revisions are allowed for reviewing. A third round of revision will not be considered. View [Wiley's policy on the confidentiality of the review process](#).

Appeals and Complaints

Authors may appeal an editorial decision if they feel that the decision to reject was based on either a significant misunderstanding of a core aspect of the manuscript, a failure to understand how the manuscript advances the literature or concerns regarding the manuscript-handling process. Differences in opinion regarding the novelty or significance of the reported findings are not considered as grounds for appeal. To raise an appeal, please contact the journal by email, quoting your manuscript ID number and explaining your rationale for the appeal. The editor's decision following an appeal consideration is final.

To raise a complaint regarding editorial staff, policy or process please contact the journal in the first instance. If you believe further support outside the journal's management is necessary, please refer to [Wiley's Best Practice Guidelines on Research Integrity and Publishing Ethics](#).

Refer and Transfer Program

Wiley believes that no valuable research should go unshared. This journal participates in Wiley's [Refer & Transfer program](#). If your manuscript is not accepted, you may receive a recommendation to transfer your manuscript to another suitable Wiley journal, either through a referral from the journal's editor or through [Wiley's Transfer Desk Assistant](#).

Publishing and Research Ethics

Please visit Wiley's [Research DE&I Statement and Publishing Policies](#).

The journal requires that you include in the manuscript details IRB approvals, ethical treatment of human and animal research participants, and gathering of informed consent, as appropriate. **You will be expected to declare all conflicts of interest, or none, on submission.**

Please review Wiley's policies surrounding [human studies](#), [animal studies](#), [clinical trial registration](#), [biosecurity](#), and [research reporting guidelines](#).

The journal follows the core practices of the [Committee on Publication Ethics \(COPE\)](#) and handles cases of research and publication misconduct accordingly (<https://publicationethics.org/core-practices>).

This journal uses iThenticate's CrossCheck software to detect instances of overlapping and similar text in submitted manuscripts. Read also [Wiley's Top 10 Publishing Ethics Tips for Authors](#) and [Wiley's Publication Ethics Guidelines](#).

Conflict of Interest

The journal requires that all authors disclose any potential sources of conflict of interest. Any interest or relationship, financial or otherwise that might be perceived as influencing an author's objectivity is considered a potential source of conflict of interest. These must be disclosed when directly relevant or directly related to the work that the authors describe in their manuscript.

Potential sources of conflict of interest include, but are not limited to: patent or stock ownership, membership of a company board of directors, membership of an advisory board or committee for a company, membership of the editorial board of the journal, and consultancy for or receipt of speaker's fees from a company.

Please read the following statements, adding those sections which are relevant at the end of your submitted manuscript under a heading 'Statement of Interests'.

1. Authors' declaration of personal interests:

- i. [Name of individual] has served as a speaker, a consultant, an advisory board member for [names of organisations], and has received research funding from [names of organisation].
- ii. [Name of individual] is an employee of [name of organisation].
- iii. [Name of individual] owns stocks and shares in [name of organisation].
- iv. [Name of individual] owns patent [patent identification and brief description].

The existence of a conflict of interest does not preclude publication. If the authors have no conflict of interest to declare, they must also state this at submission, including the following or similar statement: "The authors have stated explicitly that there are no conflicts of interest in connection with this article". It is the responsibility of the corresponding author to review this policy with all authors and collectively to disclose with the submission ALL pertinent commercial and other relationships.

2. Declaration of funding interests:

- i. This study was funded [in part or in full] by [insert name of funding organisation], grant number [insert grant or other identification number].
- ii. The [writing or preparation] of this paper was funded in part by [insert name of funding organisation].
- iii. Initial data analyses were undertaken by [name of individuals if not listed as authors] who are employees of [name company] and received funding from [insert name of funding organisation].

Authors should list all funding sources in the Declarations section. Authors are responsible for the accuracy of their funder designation. If in doubt, please check the Open Funder Registry for the correct nomenclature: <https://www.crossref.org/services/funder-registry/>.

Publications by the Editors or Editorial Board

The Editor and Editorial Board members are never involved in editorial decisions about their own work. The Editor, Editorial Board members and other editorial staff (including peer reviewers) will withdraw from discussions about submissions where any circumstances might prevent him/her offering unbiased editorial decisions. In particular, when editorial decisions are required about peer reviewed articles where the Editor or Editorial Board member is an author or is acknowledged as a contributor, the affected Editor or Editorial Board member will exclude themselves and are not involved in the publication decision. When the Editor is presented with papers where their own interests may impair their ability to make an unbiased editorial decision, decisions about the paper are deputised to a suitably qualified individual.

Authorship

The journal follows the **ICMJE definition of authorship**, which indicates that authorship be based on the following 4 criteria:

1. Have made substantial contributions to conception and design, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data; and
2. Been involved in drafting the manuscript or revising it critically for important intellectual content; and

3. Given final approval of the version to be published. Each author should have participated sufficiently in the work to take public responsibility for appropriate portions of the content; and
4. Agreed 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.

In addition to being accountable for the parts of the work he or she has done, an author should be able to identify which co-authors are responsible for specific other parts of the work. In addition, authors should have confidence in the integrity of the contributions of their co-authors.

All those designated as authors should meet all four criteria for authorship, and all who meet the four criteria should be identified as authors. Those who do not meet all four criteria should be acknowledged. These authorship criteria are intended to reserve the status of authorship for those who deserve credit and can take responsibility for the work. The criteria are not intended for use as a means to disqualify colleagues from authorship who otherwise meet authorship criteria by denying them the opportunity to meet criterion #s 2 or 3. Therefore, all individuals who meet the first criterion should have the opportunity to participate in the review, drafting, and final approval of the manuscript.

Additional Authorship Options: Joint first or senior authorship: In the case of joint first authorship, a footnote should be added to the author listing, e.g. 'X and Y should be considered joint first author' or 'X and Y should be considered joint senior author.'

Acknowledgements

Please acknowledge anyone who contributed towards the article who does not meet the criteria for authorship including anyone who provided professional writing services or materials. Authors should obtain permission to acknowledge from all those mentioned in the Acknowledgements section.

Group authorship (for manuscripts involving a collaboration group): if you would like the names of the individual members of a collaboration Group to be searchable through their individual PubMed records, please ensure that the title of the collaboration Group is included on the title page and in the submission system and also include collaborating author names as the last paragraph of the "Acknowledgements" section. Please add authors in the format First Name, Middle initial(s) (optional), Last Name. You can add institution or country information for each author if you wish, but this should be consistent across all authors.

[\(Back to Top\)](#)

5. AFTER ACCEPTANCE

After your paper is accepted, your files will be assessed by the editorial office to ensure they are ready for production. You may be contacted if any updates or final files are required. Otherwise, your paper will be sent to the production team.

Wiley Author Services

When an accepted article is received by Wiley's production team, the corresponding author will receive an email asking them to login or register with [Wiley Author Services](#). The author will be asked to sign a publication license at this point.

Copyright and Licensing

Authors may choose to publish under the terms of the journal's standard copyright agreement, or **Open Access** under the terms of a Creative Commons License. Standard **re-use and licensing rights** vary by journal. Note that certain funders mandate a particular type of CC license be used. This journal uses the CC-BY/CC-BY-NC/CC-BY-NC-ND **Creative Commons License**. Please click [here](#) for more information on Wiley's compliance with specific Funder Open Access Policies.

Open Access fees: If you choose to publish with open access you will be charged a fee. A list of Article Publication Charges for Wiley journals is available [here](#).

Self-Archiving definitions and policies: Note that the journal's standard copyright agreement allows for self-archiving of different versions of the article under specific conditions. Visit Wiley's **self-archiving definitions and policies** for more detailed information.

Proofs

Authors will receive an e-mail notification with a link and instructions for accessing HTML page proofs online. Authors should also make sure that any renumbered tables, figures, or references match text citations and that figure legends correspond with text citations and actual figures. Proofs must be returned within 48 hours of receipt of the email.

Early View

Upon publication, articles are available as full text HTML or PDF in Early View prior to inclusion in an issue and can be cited as references using their Digital Object Identifier (DOI) number.

Article Promotion Support

Wiley Editing Services offers professional video, design, and writing services to create shareable video abstracts, infographics, conference posters, lay summaries, and research news stories for your research – so you can help your research get the attention it deserves.

Author Name Change Policy

In cases where authors wish to change their name following publication, Wiley will update and republish the paper and redeliver the updated metadata to indexing services. Our editorial and production teams will use discretion in recognizing that name changes may be of a sensitive and private nature for various reasons including (but not limited to) alignment with gender identity, or as a result of marriage, divorce, or religious conversion. Accordingly, to protect the author's privacy, we will not publish a correction notice to the paper, and we will not notify co-authors of the change. Authors should contact the journal's Editorial Office with their name change request.

Correction to Authorship

In accordance with Wiley's **Best Practice Guidelines on Research Integrity and Publishing Ethics** and the **Committee on Publication Ethics'** guidance, the journal will allow authors to correct authorship on a submitted, accepted, or published article if a valid reason exists to do so. All authors – including those to be added or removed – must agree to any proposed change. To request a change to the author list, please complete the **Request for Changes to a Journal Article Author List Form** and contact either the journal's editorial or production office, depending on the status of the article. Authorship changes will not

be considered without a fully completed Author Change form. [Correcting the authorship is different from changing an author's name; the relevant policy for that can be found in [Wiley's Best Practice Guidelines](#) under "Author name changes after publication."]

[\(Back to Top\)](#)

6. COVER IMAGES

Journal of Biophotonics encourages you to have your article featured on the journal's cover page with an illustrative and eye-catching figure which graphically represents the essence of your paper. Your artwork will be featured in the Table of Contents. You will receive a high-resolution PDF file of the cover page for your personal use.

1. Images that contain text and line art (graphs, charts, maps, etc.) will reproduce best if saved as EPS or PDF. Please remember to embed fonts. This ensures that any text reproduces exactly as you intend.
2. Images that contain photographic information are best saved as TIFF or PNG, as this ensures that all data are included in the file. JPEG should be avoided if possible, as information is lost during compression; however, it is acceptable for purely photographic subjects if the image was generated as a JPEG from the outset.
3. Microsoft Office: If you have generated your images in Microsoft Office software (Word, Excel, PowerPoint), or similar software, it is best to send us the files in their native file formats.
4. Please ensure all images are a minimum of 600 dpi.
5. Please also submit a short description of the image or the work it represents.
6. As this is a publishing service for authors we do ask authors to contribute to the publication costs. For more information please contact the publisher at jbp@wiley.com.
7. You must hold the Copyright of the Cover image and it should not be reproduced from an external source without permission:

Information on cover artwork can be found here: [Guide for Cover Artwork Submission](#) (PDF).

[\(Back to Top\)](#)

7. APPENDIX

Publication Charges

Color figures are published online free of charge.

Page Charges: The journal does not charge for publication.

Resource Identification Initiative

The journal supports the [Resource Identification Initiative](#), which aims to promote research resource identification, discovery, and reuse. This initiative, led by the [Neuroscience Information Framework](#) and the [Oregon Health & Science University Library](#), provides unique identifiers for antibodies, model organisms, cell lines, and tools including software and databases. These IDs, called Research Resource Identifiers (RRIDs), are machine-readable and can be used to search for all papers where a particular resource was used and to increase access to critical data to help researchers identify suitable reagents and tools.

You will be asked to use RRIDs to cite the resources used in your research where applicable in the text, similar to a regular citation or Genbank Accession number. For antibodies, you should include in the

citation the vendor, catalogue number, and RRID both in the text upon first mention in the Methods section. For software tools and databases, please provide the name of the resource followed by the resource website, if available, and the RRID. For model organisms, the RRID alone is sufficient.

Additionally, you must include the RRIDs in the list of keywords associated with the manuscript.

To Obtain Research Resource Identifiers (RRIDs):

- Use the [Resource Identification Portal](#), created by the Resource Identification Initiative Working Group.
- Search for the research resource (please see the section titled “Search Features and Tips” for more information).
- Click on the “Cite This” button to obtain the citation and insert the citation into the manuscript text.

If there is a resource that is not found within the [Resource Identification Portal](#), you are asked to register the resource with the appropriate resource authority. Information on how to do this is provided in the “Resource Citation Guidelines” section of the Portal.

If any difficulties in obtaining identifiers arise, please contact rii-help@scicrunch.org for assistance.

Example Citations:

- Antibodies: “Wnt3 was localized using a rabbit polyclonal antibody C64F2 against Wnt3 (Cell Signaling Technology, Cat# 2721S, RRID: AB_2215411)”
- Model Organisms: “Experiments were conducted in *c. elegans* strain SP304 (RRID:CGC_SP304)”
- Cell lines: “Experiments were conducted in PC12 CL5 cells (CLS Cat# 500311/p701_PC-12, RRID:CVCL_0481)”
- Tools, Software, and Databases: “Image analysis was conducted with CellProfiler Image Analysis Software, V2.0 (<http://www.cellprofiler.org>, RRID:nif-0000-00280)”

Species Names

Upon its first use in the title, abstract, and text, the common name of a species should be followed by the scientific name (genus, species, and authority) in parentheses. For well-known species, however, scientific names may be omitted from article titles. If no common name exists in English, only the scientific name should be used.

Genetic Nomenclature

Sequence variants should be described in the text and tables using both DNA and protein designations whenever appropriate. Sequence variant nomenclature must follow the current HGVS guidelines; see varnomen.hgvs.org, where examples of acceptable nomenclature are provided.

Sequence Data

Nucleotide sequence data can be submitted in electronic form to any of the three major collaborative databases: DDBJ, EMBL, or GenBank. It is only necessary to submit to one database as data are exchanged between DDBJ, EMBL, and GenBank on a daily basis. The suggested wording for referring to accession-number information is: ‘These sequence data have been submitted to the DDBJ/EMBL/GenBank databases under accession number U12345’. Addresses are as follows:

- DNA Data Bank of Japan (DDBJ): www.ddbj.nig.ac.jp

- EMBL Nucleotide Archive: ebi.ac.uk/ena
- GenBank: www.ncbi.nlm.nih.gov/genbank

Proteins sequence data should be submitted to either of the following repositories:

- Protein Information Resource (PIR): pir.georgetown.edu
- SWISS-PROT: expasy.ch/sprot/sprot-top

Structural Data

For papers describing structural data, atomic coordinates and the associated experimental data should be deposited in the appropriate databank (see below). **Please note that the data in databanks must be released, at the latest, upon publication of the article.** We trust in the cooperation of our authors to ensure that atomic coordinates and experimental data are released on time.

- Organic and organometallic compounds: Crystallographic data should not be sent as Supporting Information, but should be deposited with the *Cambridge Crystallographic Data Centre* (CCDC) at ccdc.cam.ac.uk/services/structure%5Fdeposit.
- Inorganic compounds: *Fachinformationszentrum Karlsruhe* (FIZ; fiz-karlsruhe.de).
- Proteins and nucleic acids: *Protein Data Bank* (rcsb.org).
- NMR spectroscopy data: *BioMagResBank* (bmrb.wisc.edu).

(Back to Top)

8. POST PUBLICATION, PROMOTION

When the article is published online,

- The author receives an email alert (if requested).
- The link to the published article can be shared through social media.
- The author will have free access to the paper (after accepting the Terms & Conditions of use, they can view the article).
- The corresponding author and co-authors can nominate up to ten colleagues to receive a publication alert and free online access to the article.

Make your article discoverable online! Consult our [Search Engine Optimization \(SEO\) Tips](#) in order to maximize online discoverability for your published research. Included are tips for making your title and abstract SEO-friendly, choosing appropriate keywords, and promoting your research through social media. Read more about SEO and how to promote your work here: [Promotional Toolkit](#).

Video summaries: A video summary can be a quick way to make the message of your research accessible to a much larger audience. Wiley and its partner Research Square offer a service of professionally produced video summaries, available to authors of articles accepted in this journal. You can learn more about it at [Video Summaries](#). If you have any questions, please direct them to videoabstracts@wiley.com.

Measuring the Impact of an Article: Wiley also helps authors measure the impact of their research through specialist partnerships with [Kudos](#) and [Altmetric](#).

(Back to Top)

9. EDITORIAL OFFICE CONTACT DETAILS

Editorial Office JBIO

Phone: +49-3641-948367

Fax: +49-3641-948302
E-mail: jbp@uni-jena.de

For other queries about the publication process please contact the publisher at jbp@wiley.com

10. GUIDES AND TEMPLATES

- Instructions to Authors (PDF)
- Templates and stylefiles (zip file): Authors may use the Word template or LaTeX stylefiles to prepare their manuscripts. Word files and source LaTeX files will be converted to XML during typesetting to generate the final layout.
- **EndNote** Template for Endnote reference management (use *ChemPhysChem* style)
- Manuscript Preparation Checklist
- Copyright and Licensing
- Permissions Guide
- Guide for Cover Artwork Submission (PDF): Maximize the impact of your work with a **Cover Feature** and share your work around the world!
- Cover Cost Confirmation (PDF)
- Order Form for Reprints & Posters (PDF)
- Open Access: Information on Terms and Conditions (PDF)
- Wiley's Best Practise Guidelines on Publication Ethics
- How to Request Permissions
- Abbreviations of Journal Titles: PubMed, CAS
- Presubmission English Language Editing: Let Wiley Editing Services provide you with expert help to ensure your manuscript is ready for submission.
- Check your references with CrossRef.

[\(Back to Top\)](#)

(Author Guidelines Updated January 2023)



Sign up for email alerts

Enter your email to receive alerts when new articles and issues are published.

Email address*

[Continue](#)

Submit an article

As of January 26, 2023, all new *Journal of Biophotonics* manuscripts are submitted through the [Research Exchange](#) platform.

[Start your submission](#)

ANEXO C – Artigo: Influence of different adhesion strategies on glass fiber post retention

J Clin Exp Dent. 2023;15(8):e649-57.

Different adhesion strategies on glass fiber post retention

Journal section: Operative Dentistry

doi:10.4317/jced.60452

Publication Types: Research

<https://doi.org/10.4317/jced.60452>

Influence of different adhesion strategies on glass fiber post retention

Ana-Michelle-Oliveira Nadler ¹, Evair-Josino da Silva ¹, Paulo-Cardoso Lins-Filho ¹, Marlon-Ferreira Dias ², Renata-Pedrosa Guimarães ³, Claudio-Heliomar-Vicente da Silva ³, Sérgio-dos Santos Silva ⁴, Anderson-Stevens-Leonidas Gomes ^{5,6}

¹ PhD Student of the Dentistry Post-Graduate Program, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brazil

² PhD Student of the Post-Graduate Program in Oral Rehabilitation, Universidade Estadual de São Paulo – UNESP, Araraquara, Brazil

³ Professor of the Dentistry Department, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brazil

⁴ Head of the Laboratory technicians of the Department of Physics, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brazil

⁵ Professor of the Dentistry Post-Graduate Program, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brazil

⁶ Professor of the Department of Physics, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Pernambuco, Brazil

Correspondence:

Dr. Prof. Moraes Rego, 1235
Cidade Universitária
Recife - PE, 50670-901
anderson@ufpe.br

Received: 04/03/2023

Accepted: 22/04/2023

Nadler AMO, da Silva EJ, Lins-Filho PC, Dias MF, Guimarães RP, da Silva CHV, Silva SS, Gomes ASL. Influence of different adhesion strategies on glass fiber post retention. J Clin Exp Dent. 2023;15(8):e649-57.

Article Number: 60452 <http://www.medicinaoral.com/doi/full/10.4317/jced.60452>
© Medicina Oral S. L. C.I.F. B 96659116 - eISSN: 1988-5488
eMail: jced@med.es
Indexed in:
Pubmed
Pubmed Central® (PMC)
Scopus
DOI® System

Abstract

Background: Failures in glass fiber post (GFP) retention may be associated with low adhesion achieved in root dentin.

Material and Methods: 55 single-rooted premolars were endodontically treated and distributed according to different adhesion strategies (n=11): G1: RelyX ARC (3M ESPE; etch-rinse strategy); G2: Relyx Ultimate (3M ESPE; etch-rinse strategy); G3: AllCem (FGM; etch-rinse strategy); G4: Relyx Ultimate (3M ESPE; self-etching strategy); G5: RelyX U200 (3M ESPE; self-adhesive strategy). For Bonding Strength (BS) analysis, the roots were sectioned in slices (1.0mm thickness) corresponding to each root third and submitted to push-out test. The type of failure was assessed by scanning electron microscopy (SEM).

Results: The highest BS averages were found in G2 and G3. However, in the middle and apical root thirds, G3 showed statistically similar results to G4 and G5. In the cervical and middle third, G1 was statistically similar to G4 and G5. The mixed type of failure was the most common in all groups.

Conclusions: Self-etching (G4) and self-adhesive resin (G5) cements, showed similar BS results of immediate bonding in the cementation of GFP compared to conventional resin cements (G1, G2, G3).

Key words: Dental Cements, Dentin-Bonding Agents, Post and Core Technique, Dental Bonding.

Introduction

The increased demand for aesthetic adhesive rehabilitation treatments has driven the development of materials that meet aesthetic and functional requirements to ensure the longevity of direct and indirect restorations (1). The rehabilitation of endodontically treated teeth follows this trend. Intraradicular retainers that present mechanical characteristics similar to the dental structure have the ability to reduce stresses transmitted to the dental remnant, minimising the risk of fractures and reducing treatment costs compared to molten metal cores (2). Intraradicular retainer's failures may be associated with low adhesion achieved in root dentin, this may occur due to inadequate biomechanical preparation, permanence of filling material in the root canal, type of cement used, incorrect cement handling, peculiar morphological characteristics of the dentinal tissue, or the complexity and sensitivity of the adhesive and cementation technique (3,4). To avoid failure in rehabilitation treatments, the choice of the ideal luting material by the professional must be based on three fundamental aspects: simplicity of the technique, cost-benefit ratio and available scientific evidence (5). However, this decision is impaired by the great variability of protocols and materials available on market, combined with the scarcity of studies that include, in equal numbers, the vast majority of these.

The most suitable materials for luting glass fiber posts (GFP) into the root canal are resin cements, which can be classified into three types according to their polymerization method: photoactivated, chemically activated, and dual (6). In addition, cements can adhere and interact with the radicular dentin surface in different ways. According to the bonding mechanism, they can be classified as conventional, self-etching, and self-adhesive (7).

Self-adhesive cements were designed with the purpose of overcoming some of the limitations of both conventional and self-etch resin cements (8). Self-adhesive cements do not require any pretreatment of the tooth substrate: Once the cement is mixed, the application is performed in a single clinical step (9,10). These cements have an adhesion mechanism through micromechanical retention and chemical bonding to the dental structure (7). A systematic review of *in vitro* studies has shown that self-adhesive resin cements are effective in retaining GFP into root canals (1).

To study the influence of different adhesion strategies on GFP retention, it is required a thorough analysis due to the complexity of the root dentin and post interface, since it involves not only the interaction between cement and dentin but also between cement and the post itself (8). This way, in addition to evaluate the bond strength (BS) values through mechanical tests, it is necessary to observe which type of failure may occurred on the interface, those failures may be adhesive between dentin

and cement or between cement and post, or cohesive, represented by fractures in dentin, cement and post. Under masticatory forces, it is also common for more than one type of failure to occur simultaneously, and these are called mixed failures (12). Both analyses, between the type of failure and mechanical assay, will produce results in an experimental study with more clinical significance.

This study aimed to evaluate the performance of different resin cements, including conventional, self-etching, and self-adhesive, in the bond strength of GFP along the root dentin, through the mechanical push-out bond strength test. In addition, the integrity of the hybrid layer and the types of failures that occurred at the adhesive interface after the mechanical test were evaluated through scanning electron microscopy (SEM). The null hypothesis admits that the type of cement and depth of the roots influence the bond strength of GFP to dentin.

Material and Methods

This study was submitted and approved by the local Research Ethics Committee (protocol n. 740.915) and is in accordance with the Declaration of Helsinki.

Fifty-five single-rooted extracted human premolars with a length of >15mm were selected. The eligible tooth had to have a single root canal, no apical curvature, no caries lesion or root crack, and no previous endodontic treatment. The teeth were cleaned and stored for seven days in 0.5% chloramine T solution under refrigeration for disinfection. The samples were then kept in sterile saline at 37°C, replaced every seven days.

-Root Canal Preparation

The crowns were then sectioned with a double-sided diamond disc and discarded to standardize the root length by 15 mm. All root canals were instrumented by the same operator. Canal patency was established with a 35-K size file (Dentsply Maillefer). Endodontic instrumentation was performed with a Gates Glidden drill no. 1 to 4 (Dentsply-Maillefer, Tulsa, USA) and irrigation with 2.5% sodium hypochlorite. Roots were dried with paper points (Dentsply Maillefer) and then filled with gutta percha #35 and FF points (Dentsply-Maillefer, Tulsa, USA), cemented with eugenol-free cement (Sealer 26 / Dentsply Caulk, Millford, USA). The apex and coronary portion were protected from direct contact with moisture with wax and the samples were stored in sterile saline at 37°C for one week.

-Post Space Preparation and Experimental Groups

The root canals were prepared with low-speed Largo drill n° 2 to 4 (Dentsply Maillefer, Tulsa, USA), with a cursor positioned at 10.0 mm and finished with the drill corresponding to the White post DC pin n°0.5 (FGM, Joinville, Santa Catarina, Brazil). Then the root canals were irrigated with saline. The drills were replaced every 10 preparations. After removing the filling material, it was obtained a post space 10.0 mm long and 5.0 mm short of the root apex.

After post space preparation, roots were randomly assigned to one of the five groups (n=11) according to the resin cement used (Table 1), the GFP (White posts DC

no. 0.5 - FGM, Joinville, Santa Catarina, Brazil) were placed in the root canals according to manufacturer's recommendations (Table 2).

Table 1: Composition of the used materials according to manufacturers.

Product (Manufacturer/Lot #)	Composition
Resin Cements	
RelyX U200 (3M-ESPE*/1518200193)	Base paste: Silane-treated glass powder, 2-propenoic acid, 2-methyl, 1,1'-(1-(hydroxymethyl)-1,2-ethanediyl) ester, triethylene dimethacrylate glycol (TEG-DMA), silane treated with silane, glass fiber, sodium and t-butyl per-3,5,5-trimethylhexanoate. Catalyst paste: Silane-treated glass powder, dimethacrylate substitute, silane treated silica, sodium p-toluenesulfonate, 1 benzyl5-phenyl-baric acid, calcium salts, 1,12-dodecane dimethacrylate, calcium hydroxide and titanium dioxide.
RelyX ARC (3M-ESPE*/1505700641)	BIS-GMA, TEGDMA, pigments, tertiary amine, benzoyl peroxide. Contain inorganic zirconia/silica particles with 67.5% by weight and average particle size of 1.5µm.
RelyX Ultimate (3M-ESPE*/1531600712)	Base paste: Silane-treated, 2-propenoic, 2-methyl, 1,1'-(1 (hydroxymethyl) -1,2-ethanodiyl) ester, products of the reaction with 2-hydroxyl,3-propanoddylodimethacrylate and phosphorus oxide, dimethacrylate triethylene glycol (TEG-DMA), silane treated with silane, glass fiber, sodium persulfate and t-butyl per-3,5,5-trimethylhexanoate. Catalyst paste: Silane-treated glass powder, dimethacrylate substitute, silane treated with silane, sodium p-toluenesulfonate, 1 benzyl5-phenyl barbituric acid, calcium salt, 1,12-dodecane dimethacrylate, calcium hydroxide, 2-propionic acid, 2-methyl - ((3-methoxypropyl) imine) di,1 ethanediyl ester and titanium dioxide.
All Cem (FGM**/110416)	Methacrylic monomers (such as TEGDMA, BisEMA, and BisGMA), camphorquinone, co-initiators, barium aluminum silicate glass microparticles, silicon dioxide nanoparticles, pigments inorganic and preservatives.
Bond Systems	
Adper Single Bond 2 (3M-ESPE*/1512300191)	Bis-GMA, HEMA, diurethane dimethacrylate, acid copolymers polyalkenoic, camphorquinone, water and ethanol, glycerol 1, 3 dimethacrylate, 10% by weight of colloidal silica (filler).
Single Bond Universal (3M-ESPE*/1531600712)	Bis-GMA, 2-hydroxyethyl methacrylate, silane treated with silane, alcohol ethyl, decamethylene dimethacrylate, water, 1,10-decanediol phosphate methacrylate, acrylic copolymer and itaconic acid, camphorquinone, N,N-dimethylbenzocaine, 2-dimethylaminoethyl methacrylate, methyl ethyl ketone.
Ambar (FGM**/010416)	Active Ingredients: MDP (10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) Methacrylic Monomers, Photoinitiators, Co-initiators, and stabilizer. Inactive Ingredients: Inert Charge (silica nanoparticles) and Vehicle (ethanol).

*3M – ESPE, Seefeld, Germany

** FGM, Santa Catarina, Brazil

Table 2: Applying procedures for the evaluated materials.

Group	Etching System	Bonding System	Light Curing
G1	Phosphoric acid 37%: apply for 15s, wash with water for 15s, tip dry of paper.	Single Bond Adper 2 (3M-ESPE) - Apply two layers for 15s, dry with mild air jet and absorbent paper and light cure for 10s	Light cure for 40s
G2		Universal Single Bond (3M ESPE) - Apply actively for 20s, mild air jet for 5s, and light cure for 10s	Light cure for 40s
G3		Ambar (FGM) - Apply for 15s, mild air jet air and light curing.	Light cure for 40s
G4	-	Universal Single Bond (3M ESPE) - Apply for 20s, mild air jet for 5s, and light cure for 10s.	Light cure for 20s
G5	-	-	Light cure for 40s

For all roots a Centrix syringe (needle-like tip) was used to insert the cement into the root canal following the manufacturers' recommendations. Before cementation, each GFP was cleaned with 70% alcohol, dried, and a silane agent (Angelus, Paraná, Brazil) was applied according to the manufacturer's instructions. In all groups, except for G5, the adhesives were applied with an applicator brush (Microaplicador KG Brush - KG SORESEN, Brazil), to ensure that the bonding agent penetrated the entire root canal.

The photoactivation procedures were performed with a LED (Light Emitting Diode) device (Radii Cal - SDI, Victoria, Australia) with a light intensity of 1200mW/cm², measured by a radiometer device (Hilux Ledmax, serial M4063022 - Benlioglu Dental Inc., Ankara, Turkey), and standardized at all stages. During photopolymerization, the cervical portion of the roots received a layer of aluminum foil, leaving exposed only the diameter of the tooth root to simulate photoactivation as it occurs in the oral cavity. The roots were then stored in sterile saline at 37°C for one week.

Roots were sectioned perpendicularly to their long axis in slices of 1.0 mm ($\pm$ 0.2 mm) with a precision cutter (Elsaw - São Carlos, So Paulo, Brazil) in the cervical (C), middle (M) and apical thirds (A), to acquire samples for the BS test push-out test and SEM analysis. The sample calculation, estimated at 32 specimens for each resin cement, was carried out with the G*Power program version 3.1.9.2 considering an interval of confidence of 95% and 5% error.

-Pre-test Structural Analysis

Two specimens (cervical and apical) of one tooth from each group were used for analysis in the high resolution Tecscan Mira 3 SEM (TECSCAN, Pennsylvania, USA, nominal resolution 50nm). To remove the dentinal sludge generated by friction of the diamond discs in the roots section procedure, the fragment destined for the evaluation of the hybrid layer was subjected to etching with 37% phosphoric acid for 30 seconds, washing, drying, and deproteinization of the dentin with 2.5% sodium hypochlorite for 2 minutes. This procedure was followed by ultrasonic cleaning for 10 minutes to remove possible debris from the surface of the samples.

The samples were dehydrated by immersion in ascending degrees of acetone: 30% (10 min.); 50% (10 min.); 70% (20 min.); 90% (20 min.) and 100% (30 min.). After dehydration, the specimens were subjected to a drying process to evaporate all the solvent in a hothouse for 24 hours and kept in a silica gel desiccator with blue indicator.

After drying, the specimens were mounted on a metallic stub, a silver paint was applied to the side of the samples to improve electron beam conduction, and then the specimens were sputter coated with gold (Desk II - Denton Vacuum, Moorestown, Nova Jersey) with a current of 40

mA and a coverage time of 90 seconds for observation in the high-resolution SEM through the capture of secondary electrons.

For qualitative assessment of the adhesive interface and the hybrid layer through SEM, the following aspects were observed: a) uniformity of the hybrid layer along the entire length of the adhesive interface in the root thirds and absence of cracks and bubbles; b) presence of cracks in the interface: between the post and the cement; inside the cement layer; between the cement and the adhesive layer; inside the adhesive layer; and between the adhesive layer and dentin.

-Push-out Bonding Strength Test

The central slices of each third were considered for the test. Measurements, in millimetres, of the height (h) of the root canal of each segment, and measurements of the cervical diameter (R x 2) and the apical diameter (r x 2) were obtained with the aid of a digital caliper (LEE TOOLS, Ottawa, Canada). With these measurements, the bonding surface area (A) was calculated using the formula of a conical frustum, (Fig. 1): (12).

$$A = \pi(R + r)\sqrt{(R + r)^2 + h^2}$$

Fig. 1: Formula.

In the formula "π" it represents the constant 3.1416; 'R' is the largest radius in the cervical portion of the sample; 'r' the smallest radius of the root canal in the apical portion; 'h' is the thickness of the sample.

The specimens were submitted to the push-out extrusion compression test in a universal EMIC testing machine (São José dos Pinhais, Paraná, Brazil). A compressive load (2.000kg) was applied using a cylindrical diameter plunger (1 mm) at a constant speed of 0.5 mm/min in an apical coronal direction until the post was dislodged. The plunger was placed at the centre of each sample, directly in contact with the post fiber. Push-out bond strengths (MPa) were calculated for each specimen from the maximum force required to dislodge the post from the bonding surface area (A).

-Characterization of the type of failure through SEM

All samples were evaluated with a low resolution scanning electron microscope (TM 1000 HITACHI, São Paulo, Brazil). Representative areas were photographed at 80X and 120X magnification (nominal resolution 300nm). The images were evaluated by an experienced operator, which was blinded to the experimental groups. To evaluate the type of failure, the following classification was adopted: 1. Adhesive failure in the dentin-cement interface; 2. Adhesive failure in the cement-post interface; 3. Cohesive failure in cement; 4. Cohesive post failure; 5. Cohesive failure in dentin; 6. Mixed failure (when co-existing in the same specimen, adhesive and cohesive failure of any type).

-Statistical Analysis

Data were submitted to statistical analysis, all tests were applied considering an error of 5% and the confidence interval of 95%, and the analyzes were carried out using Statistical Package for the Social Sciences -SPSS / IBM software version 23.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, USA). For the bond strength data, the means and standard deviations were calculated. The normality of the data was verified using the Shapiro-Wilk test. The groups were compared using the ANOVA test with Tamhane post hoc for comparison between cements and Bonferroni for comparison between root thirds. To determine the statistical significance of the types of adhesive failures, Fisher's exact test was performed.

Results

The megapascal averages (MPa) of the BS of each experimental group per third are shown in Table 3. In the

comparison between the groups, the highest BS averages were found in G2 and G3. However, in the middle and apical thirds, G3 showed results statistically similar to G4 and G5. In the cervical and middle thirds, G1 was statistically similar to G4 and G5. In the comparison between the root thirds, higher values of adhesion were observed in the apical third for the groups G2 (13.79 MPa), G1 (13.49 MPa) and G3 (10.72 MPa). According to the Bonferroni multiple comparison test in the comparison between the thirds of the roots, within each cement group, significant differences were observed between the apical third and the other two thirds of the roots in the G1 and G4 groups, and between the thirds of the cervical and apical roots in G3.

The SEM findings showed that three of the six types of failure adopted for this study were recorded: adhesive failure at the dentin-cement interface, cohesive failure in dentin and mixed failure (Fig. 2). However, due to the

Table 3: Mean (MPa) and standard deviation (SD) of the bond strength through push-out test according to the type of cement and root third.

Group	Cervical Third	Middle Third	Apical Third	p-value ¹
G1	3.88 (1.80) ^{aa}	4.47 (1.70) ^{aa}	13.49 (4.90) ^{ba}	<i>p</i> = 0.001*
G2	9.91 (4.27) ^b	9.05 (3.88) ^b	13.79 (5.85) ^b	<i>p</i> = 0.071
G3	7.87 (3.77) ^{aa}	5.31 (2.31) ^{abba}	10.72 (3.82) ^{ba}	<i>p</i> = 0.001*
G4	3.40 (1.39) ^{aa}	3.81 (1.63) ^{aa}	7.38 (2.81) ^{ba}	<i>p</i> = 0.003*
G5	2.87 (1.16) ^a	4.72 (2.09) ^{ba}	4.46 (2.21) ^{ba}	<i>p</i> = 0.074
p-value ²	<i>p</i> < 0.001*	<i>p</i> < 0.001*	<i>p</i> < 0.001*	

1. ANOVA test for repeated measures with Bonferroni comparisons. All superscript capital letters are distinct if there are significant differences between the corresponding groups.

2. ANOVA test with Tamhane comparisons. All superscript lowercase letters are distinct if there are significant differences between the corresponding groups.

3. Significant difference at the level of 5.0%.

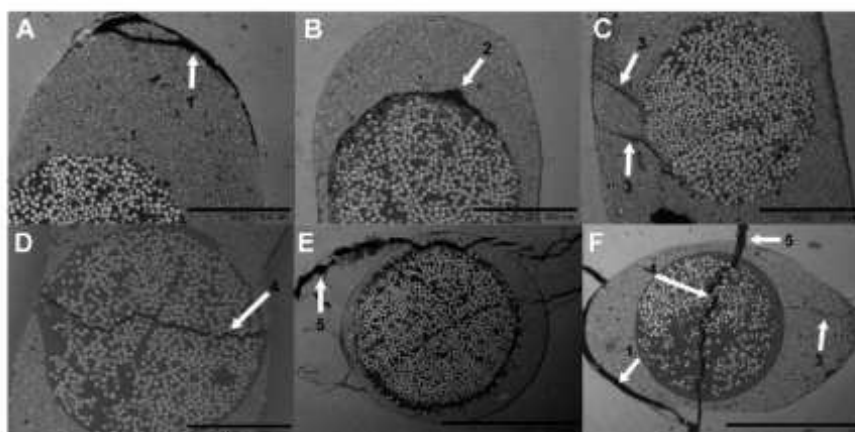


Fig. 2: Photomicrographs obtained by low-resolution SEM technique, characterizing the types of failure: (A) Adhesive failure in the dentin-cement interface - arrow 1; (B) Adhesive failure in the cement-post interface - arrow 2; (C) Cohesive failure in resin cement - arrow 3; (D) Cohesive post failure - arrow 4; (E) Cohesive failure in dentin - arrow 5; (F) Mixed failure - combination in the same specimen, adhesive and cohesive failure of any type.

occurrence of only five cases of cohesive failure in dentin among the samples, it was excluded from the statistical analyses. Table 4 shows the frequencies and analysis of the types of failure by group for each root third. Mixed failure was more frequent than dentin-cement adhesive failure in all the root thirds, with percentages ranging from 66% (cervical) to 81.2% (apical), however, without significant differences ($p > 0.05$) between groups for each root third.

The photomicrographs representative of the morphological patterns of the dentin-cement-post interface of the groups studied are shown in figure 3. In images A and B, corresponding to G1, it is possible to observe the most regular cement-dentin interface in the cervical third. Images C and D (G2) showed cement-dentin interfaces with a clear hybrid layer, with the presence of resinous tags in the two thirds analysed. In the E (G3) image, there is also a clear hybrid layer with the formation of resinous extensions; however, in the apical third, there is a gap between

adhesive and dentin (F). In the other groups, G4 and G5, although there is a good interaction between cement and dentin, there is an absence of resinous tags.

Discussion

According to the results obtained, the null hypothesis was rejected since there was influence of the type of cement and the root depth on the bond strength of glass fiber post to dentin.

GFP technology extended the benefits of adhesive techniques to the rehabilitation of endodontically treated teeth, which favoured a significant reduction in root fractures, allowed better use of the dental remnant and restored tooth function with good aesthetic results (13). However, establishing an effective adhesion within the root canal is still a clinical challenge, since it is directly related to the quality of the interaction between the luting agent and dentin (14). Some factors such as dentin morphology, characteristics of the adhesive system, resin

Table 4: Frequencies of failure type according to root third and cement.

	Group	Type of Failure			
Root Third		Adhesive Dentin-Cement	Mixed	Total	p-value
		n (%)	n (%)	n (%)	
Cervical					
	G1	3 (30.0)	7 (70.0)	10* (100)	p= 0.285
	G2	5 (45.5)	6 (54.5)	11 (100)	
	G3	5 (50.0)	5 (50.0)	10* (100)	
	G4	4 (36.4)	7 (63.6)	11 (100)	
	G5	1 (9.1)	10 (90.9)	11 (100)	
Final sample of Cervical third		18 (34.0)	35 (66.0)	53 (100)	
Middle					
	G1	5 (45.5)	6 (54.5)	11 (100)	p=0.697
	G2	2 (20.0)	8 (80.0)	10* (100)	
	G3	3 (30.0)	7 (70.0)	10* (100)	
	G4	2 (18.2)	9 (81.8)	11 (100)	
	G5	3 (30.0)	7 (70.0)	10* (100)	
Final sample of the middle third		15 (28.8)	37 (71.2)	52 (100)	
Apical					
	G1	1 (12.5)	7 (87.5)	8* (100)	p=0.637
	G2	1 (9.1)	10 (90.9)	11 (100)	
	G3	1 (11.1)	8 (88.9)	9* (100)	
	G4	3 (30.0)	7 (70.0)	10* (100)	
	G5	3 (30.0)	7 (70.0)	10* (100)	
Final sample of apical third		9 (18.8)	39 (81.2)	48 (100)	

1. Fisher's exact test.

*n <11 due to loss of specimen after mechanical test

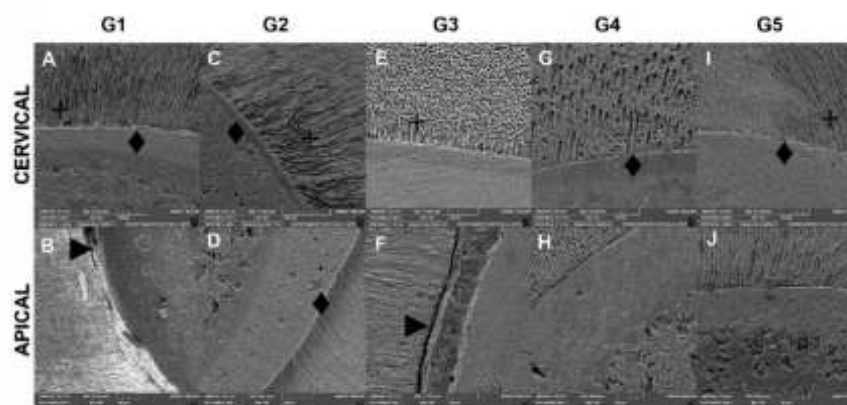


Fig. 3: Characterization of the cement/dentin interface in SEM. The first line shows images of the tooth/cement interface at the cervical third of the root. The second line represents the image in the apical third. Each column represents the different types of cements tested. The symbols indicate: (●) hybrid layer; (+) resin tags and (▶) gaps, respectively.

cement and its cure inside the root canal, can interfere in this interaction along the root canal walls, affecting post retention and causing its early displacement (14,15).

The highest values of BS were observed in the apical third of the root canals in accordance with a previous finding (7). These results may be associated with the lower degree of polymeric conversion or the slower polymerization of dual cements in the apical third, which can lead to less contraction stress and reduced effects of C factors (16). The type of post used is also an important factor, while once the intraradicular preparation is finished with a drill corresponding to the diameter of the post, the thickness of the cementation line decreases in the third apical, therefore the resistance to friction to post displacement increases (12). The role of the thickness of the cementation line on the BS of GFP is quite relevant and due to this fact, some studies suggested the use of anatomical posts or the association of multiple GFP to improve the BS in the cervical third where the cementation line tends to be thicker (17).

It was observed a good performance of conventional dual resin cements (G1, G2 and G3) that obtained high values of BS, which is probably related to the dentin demineralization pattern produced by phosphoric acid and, simultaneously, better bond infiltration on dentin (18). Photomicrographs obtained by low-resolution SEM (Fig. 2) reinforce this hypothesis, as, for these cements, especially the RelyX Ultimate Conventional, a more uniform hybrid layer and more regular dentin - cement - post interfaces were observed.

The RelyX Ultimate resin cement showed a different behaviour when used in different protocols. Although the manufacturer indicates its use under conventional or self-etching techniques, the result of the Single Bond

Universal adhesive system (self-etch) when used without the use of phosphoric acid, in this work, revealed the lowest retention values. The SEM images revealed absence of resinous tags at the dentin-adhesive interface of this system, in accordance with previous literature finding (19). These findings may be associated with the ultramild acidity of the adhesive system (pH=2,7), which can affect its interaction with the thick smear layer and does not result in an authentic hybrid layer (20). Furthermore, the high viscosity of the self-etching cement can also affect the flow and wettability of the root dentin substrate (18,21). However, RelyX Ultimate (G4) showed BS values similar to ARC (G1) in all root thirds. The solvents found in adhesives also play an important role in monomer impregnation, as they can reduce the viscosity of the material and increase the rate of replacement of water within the demineralized collagen fibrils (22-24). Although the adhesives tested have ethanol as solvent (Adper Sinlge Bond 2/Relyx ARC; Single Bond Universal/ RelyX Ultimate Conventional and Ambar/All Cem) different behaviours were observed. The presence of esters derived from methacrylic acid in the composition of the Single Bond 2 and Single Bond Universal adhesives could explain the better performance of these materials. These esters, due to their acidity, would act as substrate surface reconditioners, improving the performance of adhesives (22). Each system contains a specific functional monomer that determines, among other properties, its retention power. The presence of the 10-MDP functional monomer (10-methacryloyloxydecyl hydrogen phosphate) in the adhesives Single Bond Universal and Ambar, may explain its good performance, because, due to its mild conditioning potential, it would also preserve

the hydroxyapatite, serving as a receptor for additional chemical adhesion thus making the bond more stable even in aqueous medium (20).

The results obtained for G2 and G3 may have been influenced by the composition of the respective adhesive systems. In addition to the incorporation of 10-MDP, as already described, G2 presents a silane agent that also contributes to the high values of BS. Silane is a chemical bonding agent, its characteristics being the ability to copolymerize with monomers present in resin cement (25). Furthermore, the cement contains in its formulation a late curing activator for the single bond universal adhesive, which shows better performance when used together, as recommended by the manufacturer.

The similarity between the BS means between the self-adhesive cements and the others reveals that the acidic characteristics of this cement after mixing were sufficient to satisfactorily demineralize the dentin. Although studies report that self-adhesive cement interacts only superficially with dental structures, (19,26), as found in the SEM images of the present study, this interaction was shown to be adequate for satisfactory adherence, highlighting the clinical significance of the technical simplification represented by this material (3,11,24).

Regarding the type of failure, there was no statistically significant differences between cement groups and thirds. The most frequent failures after extrusion tests were mixed failures represented by the association of adhesive and cohesive failure, according to a previous finding in the literature. (27) The failure pattern observed in this study is consistent with the results of the mechanical test, the greater the resistance of the specimen to post-dislocation, the greater the possibility of crack generation, mainly in dentin and cement. In disagreement with previous reports that identified the adhesive failure in the cement-dentin interface as the main failure type (28).

The use of low-resolution SEM was quite adequate for the study of failures, as the resolution (300nm) is sufficient, and sample preparation in this case is not necessary, that is, there is no need for metallization. In addition, due to the low vacuum used in the equipment (compared to the high-resolution SEM), whose system can be opened and closed in 5 minutes, the image is obtained much faster, usually 5-10 min for every 3 samples. Therefore, the images are selected and saved immediately.

To obtain a proper adhesion between dentin and resinous material, a thorough execution of the GFP cementation is necessary. Not only is the luting agent important, but all therapeutic care, since planning, can interfere with the success of rehabilitation with intraradicular retention.

Conclusions

The self-etching (G4) and self-adhesive (G5) resin cements compared to conventional resin cements (G1, G2

and G3) showed similar results of immediate BS for cementing GFP. Conventional resin cements presented a more uniform hybrid layer with a greater number of resin tags compared to self-etching and self-adhesive resin cements. There was predominance of mixed type failure after push-out tests for all tested materials. Achieving the highest BS values between cement and GFP depends on the selection of materials and their interaction.

References

1. Scotti N, Cavalli G, Gagliani M, Breschi L. New adhesives and bonding techniques. Why and when? *International Journal of Esthetic Dentistry*. 2017;12:524-535.
2. Oliveira LV, Maia TS, Zancopé K, Menezes MS, Soares CJ, Moura CCG. Can intra-radicular cleaning protocols increase the retention of fiberglass posts? A systematic review. *Brazilian Oral Research*. 2018;32:e16.
3. Conde DM, Rodrigues VP, Carvalho Souza Sde F, Bauer JR, Bramante Fda S, Linares Lima SN, et al. Influence of Relining Post on the Bond Strength of Resin Cements. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2015;16:559-564.
4. Maroulakos G, He J, Nagy WW. The Post-endodontic Adhesive Interface: Theoretical Perspectives and Potential Flaws. *Journal of Endodontics*. 2018;44:363-371.
5. Skupien JA, Sarkis-Onofre R, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. *Brazilian Oral Research*. 2015;29:S1806-83242015000100401.
6. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2002;29:257-62.
7. Kahanmooei MA, Mohammadi N, Navimipour EJ, Shakerifar M. Push-out bond strength of quartz fibre posts to root canal dentin using total-etch and self-adhesive resin cements. *Medicina Oral, Patologia Oral, Cirugia Bucal*. 2012;17:e337-44.
8. Monticelli F, Ferrari M, Toledano M. Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Medicina Oral, Patologia Oral, Cirugia Bucal*. 2008;13:E214-21.
9. Jnumeri RT, Bittencourt BF, Reis A, Gomes JC, Gomes GM. Effect of Root Canal Irrigants on Fiber Post Bonding Using Self-adhesive Composite Cements. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2019;21:537-544.
10. Bergoli CD, Amaral M, Bouro LC, Braga RR, Valandro LF. Fiber post cementation strategies: effect of mechanical cycling on push-out bond strength and cement polymerization stress. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2012;14:471-8.
11. Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Operative Dentistry*. 2014;39:E31-44.
12. Bitter K, Gläser C, Neumann K, Blunck U, Frankenberger R. Analysis of resin-dentin interface morphology and bond strength evaluation of core materials for one stage post-endodontic restorations. *PLoS One*. 2014;9:e86294.
13. Abou-Id LR, Morgan LF, Silva GA, Poletto LT, Lanza LD, Albuquerque Rde C. Ultrastructural evaluation of the hybrid layer after cementation of fiber posts using adhesive systems with different curing modes. *Brazilian Dental Journal*. 2012;23:116-21.
14. Rodrigues RV, Sampaio CS, Pacheco RR, Pascon FM, Puppin-Rontani RM, Giannini M. Influence of adhesive cementation systems on the bond strength of relined fiber posts to root dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;118:493-499.
15. Farina AP, Cecchin D, Garcia Lda F, Naves LZ, Sobrinho LC, Pires-de-Souza Fde C. Bond strength of fiber posts in different root thirds using resin cement. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2011;13:179-86.
16. Bakaus TE, Gruber YL, Reis A, Gomes JC, Gomes GM. Bonding properties of universal adhesives to root canals prepared with different rotary instruments. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;121:298-305.

17. Haralur SB, Al Ahmari MA, AlQarni SA, Althobati MK. The Effect of Intraradicular Multiple Fiber and Cast Posts on the Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth with Wide Root Canals. *BioMed Research International*. 2018;2018:1671498.
18. Parlar Oz O, Secilmis A, Aydin C. Effect of Laser Etching on Glass Fiber Posts Cemented with Different Adhesive Systems. *Photomedicine Laser Surgery*. 2018;36:51-57.
19. Ubaldini ALM, Benetti AR, Sato F, Pascotto RC, Medina Neto A, Baesso ML, et al. Challenges in luting fibre posts: Adhesion to the post and to the dentine. *Dental Materials*. 2018;34:1054-1062.
20. Trevor Burke FJ, Lawson A, Green DJB, Mackenzie L. What's New in Dentine Bonding?: Universal Adhesives. *Dental Update*. 2017;44:328-30, 332, 335-8, 340.
21. Silva AC, Melo P, Ferreira JC, Oliveira T, Gutknecht N. Adhesion in Dentin Prepared with Er,Cr:YSGG Laser: Systematic Review. *Contemporary Clinical Dentistry*. 2019;10:129-134.
22. Barbosa de Souza F, Silva CH, Guenka Palma Dibb R, Sincler Delfino C, Carneiro de Souza Beatrice L. Bonding performance of different adhesive systems to deproteinized dentin: microtensile bond strength and scanning electron microscopy. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2005;75:158-67.
23. Barbosa De Souza F, Sincler Delfino C, Lacalle Turbino M, Braz R. Deproteinized dentin: a favorable substrate to self-bonding resin cements? *Journal of Biomedical Materials Research*. 2011;98:387-94.
24. Borges MG, Faria-e-Silva AL, Santos-Filho PC, Silva FP, Martins LR, Menezes Mde S. Does the moment of fiber post cutting influence on the retention to root dentin? *Brazilian Dental Journal*. 2015;26:141-5.
25. Leite AA, Pinho AL, de Gonçalves L, Correa-Sobrinho L, Sinhorini MA. Effects of silane application on luting fiber posts using self-adhesive resin cement. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2013;15:269-74.
26. Calixto LR, Bandéa MC, Clavijo V, Andrade MF, Vaz LG, Campos EA. Effect of resin cement system and root region on the push-out bond strength of a translucent fiber post. *Operative Dentistry*. 2012;37:80-6.
27. Boing TF, Gomes GM, Gomes JC, Reis A, Gomes OM. Is the bonding of self-adhesive cement sensitive to root region and curing mode? *Journal of Applied Oral Science*. 2017;25:2-9.
28. Da Silva NR, Aguiar GC, Rodrigues Mde P, Bicalho AA, Soares PB, Verissimo C, et al. Effect of Resin Cement Porosity on Retention of Glass-Fiber Posts to Root Dentin: An Experimental and Finite Element Analysis. *Brazilian Dental Journal*. 2015;26:630-6.

Author contribution

A.M. Nadler, A.S.L. Gomes, C.H. Silva, and R.P. Guimarães were responsible for study conceptualization and designing; A.M. Nadler, E.J. da Silva, and S.S. Silva collected the data; A.M. Nadler, P.C. Lins-Filho, and M.F. Dias were responsible for data interpretation and manuscript writing; E.J. da Silva and S.S. Silva prepared figures. All authors reviewed the manuscript.

Conflict of interest

The authors report no conflict of interest related to this work.

ANEXO D – Artigo: Exploiting Nanomaterials for Optical Coherence Tomography and Photoacoustic Imaging in Nanodentistry



nanomaterials



Review

Exploiting Nanomaterials for Optical Coherence Tomography and Photoacoustic Imaging in Nanodentistry

Avishek Das ^{1,*}, Gisele Cruz Camboim Raposo ², Daniela Siqueira Lopes ³, Evair Josino da Silva ², Vanda Sanderana Macêdo Carneiro ⁴, Cláudia Cristina Brainer de Oliveira Mota ⁵, Marcello Magri Amaral ⁶, Denise Maria Zetzell ⁷, Renato Barbosa-Silva ¹ and Anderson Stevens Leonidas Gomes ^{1,2}

¹ Physics Department, Universidade Federal de Pernambuco, Recife 50670-901, PE, Brazil; renato.barbosa@ufpe.br (R.B.-S.); anderson.lgomes@ufpe.br (A.S.L.G.)

² Graduate Program in Dentistry, Universidade Federal de Pernambuco, Recife 50670-901, PE, Brazil; gisele.camboim@ufpe.br (G.C.C.R.); evair.josino@ufpe.br (E.J.d.S.)

³ Faculty of Dentistry, Campus Arcoverde, Universidade de Pernambuco, Arcoverde 56503-146, PE, Brazil; daniela.siqueira@ufpe.br

⁴ Faculty of Dentistry, Campus Camaragibe, Universidade de Pernambuco, Camaragibe 54756-220, PE, Brazil; vanda.carneiro@ufpe.br

⁵ Faculty of Dentistry, Centro Universitário Tabosa de Almeida, Caruaru 55016-901, PE, Brazil; claudiamota@asces.edu.br

⁶ Scientific and Technological Institute, Universidade Brasil, Fernandópolis 15600-000, SP, Brazil; marcello.magri@universidadebrasil.edu.br

⁷ Center for Lasers and Applications, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares IPEN—CNEN, São Paulo 05411-000, SP, Brazil; zetzell@usp.br

* Correspondence: avishek55das@gmail.com



Citation: Das, A.; Raposo, G.C.C.; Lopes, D.S.; da Silva, E.J.; Carneiro, V.S.M.; Mota, C.C.B.d.O.; Amaral, M.M.; Zetzell, D.M.; Barbosa-Silva, R.; Gomes, A.S.L. Exploiting Nanomaterials for Optical Coherence Tomography and Photoacoustic Imaging in Nanodentistry. *Nanomaterials* **2022**, *12*, 506. <https://doi.org/10.3390/nano12030506>

Academic Editor: Pablo del Pino

Received: 29 November 2021

Accepted: 21 January 2022

Published: 1 February 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: There is already a societal awareness of the growing impact of nanoscience and nanotechnology, with nanomaterials (with at least one dimension less than 100 nm) now incorporated in items as diverse as mobile phones, clothes or dentifrices. In the healthcare area, nanoparticles of biocompatible materials have already been used for cancer treatment or bioimaging enhancement. Nanotechnology in dentistry, or nanodentistry, has already found some developments in dental nanomaterials for caries management, restorative dentistry and orthodontic adhesives. In this review, we present state-of-the-art scientific development in nanodentistry with an emphasis on two imaging techniques exploiting nanomaterials: optical coherence tomography (OCT) and photoacoustic imaging (PAI). Examples will be given using OCT with nanomaterials to enhance the acquired imaging, acting as optical clearing agents for OCT. A novel application of gold nanoparticles and nanorods for imaging enhancement of incipient occlusal caries using OCT will be described. Additionally, we will highlight how the OCT technique can be properly managed to provide imaging with spatial resolution down to 10's–100's nm resolution. For PAI, we will describe how new nanoparticles, namely TiN, prepared by femtosecond laser ablation, can be used in nanodentistry and will show photoacoustic microscopy and tomography images for such exogenous agents.

Keywords: nanomaterial; nanodentistry; optical coherence tomography; photoacoustic imaging

1. Introduction

Nanoscience and nanotechnology, which deals with science and technology at the nanoscale, have developed in such a way that it has already been used in several areas of knowledge, with social applications and economic impact [1]. From the Internet of Nano Things [2] to health benefits [3], exploiting the nanoworld has made a big impact. This is no different in dentistry, although still in its infancy with respect to other areas of healthcare [4]. The authors of ref. [5] provided a good and updated account of nanomaterials in a diversity of dentistry applications. Among those, dental materials have received increasing attention [6], dental nanomaterials for caries management [7], restorative dentistry [8] and

orthodontic adhesives [9]. Additionally, another importance to nanodentistry is silver nanoparticles, due to their antibactericidal properties [10]. Nanomaterials can be prepared, grown or synthesized using bottom-up or top down techniques, and refs. [5,11] brings an updated review highlighting recent developments regarding therapeutic applications of nanomaterials in dentistry, including chemistry, synthesis, properties and benefits of therapeutic nanomaterials over conventional materials.

From the point of view of imaging techniques, nanomaterials of different materials and shapes have already played an important role, as reviewed in [12]. Within the scope of this review, we will describe how nanomaterials have been exploited with optical coherence tomography (OCT) and photoacoustic imaging (PAI), in two modalities: photoacoustic microscopy (PAM) and photoacoustic tomography (PAT). We anticipate that both OCT and PAI are well-known and established imaging methods, as will be described in more detail in Section 3. As a common feature to both, a light source is used to illuminate (or excite) the sample, whereas the detection in the OCT is also in the optical regime, and the PAI detection is in the acoustic regime. Two important features are penetration depth and spatial resolution. For OCT, the penetration depth is limited by the absorption and scattering to a few millimeters, whereas for PAI it can achieve a centimeter range, thanks to acoustic wave propagation. Furthermore, spatial resolution, which means how small can one resolve the spatial features in the sample, can be measured in submicrometers in both methods. For OCT, this spatial resolution is determined in the axial direction by the optical source bandwidth, and the lateral resolution by the optics employed. In PAI, this is given by a combination of the incident optical geometry and acoustic detector bandwidth. Therefore, to overcome some of these issues, a combination of OCT+PAI operating in a multimodal fashion has been reported, which overcomes the penetration depth-resolution duality. Noticeable is that because the PAI detection is in the acoustic regime, a single detector can be used at any optically excited range, and this is a great advantage. This paper highlights to the readers the combination of the two imaging techniques, their application in nanodentistry which is related to the dental application in the nanoscale regime, and is organized as follows: In Section 2, we briefly give a background account on the field of nanodentistry, highlighting nanofabrication methods. In Section 3 and its subsections, we start with a general view on imaging techniques, and then describe imaging by OCT, from the basics to applications in nanodentistry. Further, we describe imaging by photoacoustics, with basic insights and imaging by PAM and PAT with TiN nanoparticles. In Section 4, we draw some conclusions and provide an outlook.

As a disclaimer, we point out that this is not a broad and deep literature review, but rather a review of some aspects of two imaging techniques (OCT and PAI) applied to nanodentistry, with literature and our own laboratory results.

2. Nanodentistry

Nanodentistry deals mainly with nanobiomaterials applied to dentistry and is a growing field of research with high potential for clinical translation [4,5,13–19]. It is a term also employed when characterization techniques in the nanoscale regime are employed for dental materials and tissues. The so-called dental nanobiomaterials are fabricated by well-developed nanofabrication processes (see more details in ref. [15]). Naturally occurring nanostructures, particularly nanobiostructures present in biotissues, are subject to intense attention from researchers worldwide, not only for imaging but also for seeing those nanostructures in situ and working is out of the scope of this article.

Nanofabrication processes are generally classified by two approaches: the top-down and the bottom-up. As the terms indicate, the former means that, by starting from bulk materials, nanosized structures are formed. Conversely, starting with atoms or molecules, nanostructures can be formed. Figure 1 shows examples of top-down and bottom-up routes, indicating some of the techniques that have been used to achieve nanostructures. From an economic point of view, the bottom-up approach is cheaper than the top-down.

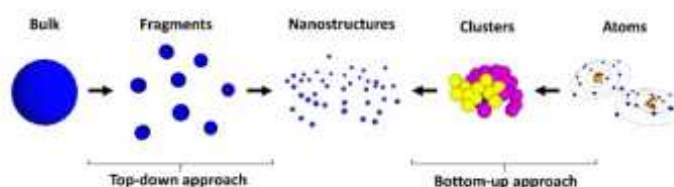


Figure 1. Top-down and bottom-up approaches used in nanofabrication.

As a result of the growth and development of the nanofabrication processes, it is possible nowadays to have access to organic or inorganic nanostructures, which can be dielectric, such as TiO_2 or rare-earth-doped materials, semiconducting, as ZnO , or metallic nanoparticles, as Au or Ag, and of different structures and shapes, such as nanoparticles, nanoshells or nanorods, dimensions, and so on. These make the physical properties of these nanomaterials very morphology dependent.

Figure 2 shows examples of organic and inorganic nanomaterials, with typical shapes widely exploited in nanoscience and nanotechnology.

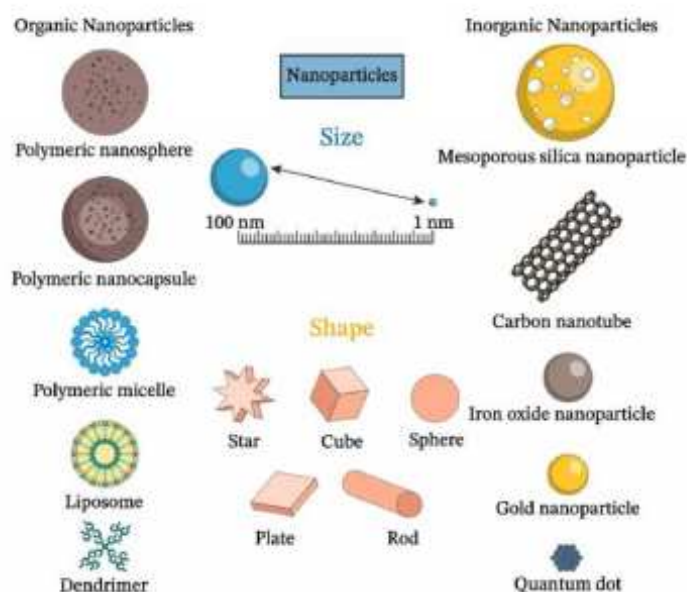


Figure 2. Types and shapes of nanoparticles. (Downloaded from <https://www.nagwa.com/en/explainers/640142370207/>, accessed on 7 November 2021).

3. OCT and PAI Imaging Techniques

Diagnostics by medical imaging is one of the most prominent diagnosing techniques for pathologies due to some of their unique advantages: noninvasiveness, the amplitude of penetration depth and spatial resolution (depending upon the technique employed), real-time assessment and, nowadays, using artificial intelligence methods [20]. Besides exploiting the internet-of-things associated with 5G or the arriving 6G, this technology promotes online access for specialists anytime, anywhere [21]. Among the myriad of methods, this review focuses on two complementary and already well-known bioimaging techniques:

optical coherence tomography (OCT) [22] and photoacoustic imaging (PAI) [23], focusing on nanodentistry. As already mentioned, in common, these two methods use optical excitation sources, and differ in the detection method, with OCT keeping an all-optical setup, whereas PAI uses acoustic detection. In Figure 3, a comparison of three key factors—spatial resolution, penetration depth, and imaging speed—which are characteristics of imaging techniques, were compiled by Zhu and co-workers in the context of neuroimaging [24] but applies well to other medical imaging applications. In the X-axis, the penetration depth for each technique indicated is shown, which for OCT depends upon the absorption and scattering coefficients (which, when combined, gives the tissue extinction coefficient). Note the typical 1–3 mm penetration depth for OCT, and 1 mm to several cms for PAI, with an overlap region in the mm spatial regime. The Y-axis gives the spatial resolution (see Section 3.1), mainly given by the axial resolution. For OCT, it is the inverse of the source bandwidth which determines the axial resolution, such as those arising femtosecond laser sources or superluminescent diodes, or even from a swept-source with a narrow line laser. For OCT, as seen in the Y-axis of the figure, sub-micron spatial resolution can be achieved. The transverse resolution (see Section 3.1) is given by the optics employed—normally microscope objectives. On the other hand, the spatial (axial) resolution for PAI is lower than for OCT, although nowadays it can also go into the submicrometer regime (see Section 3.4 for details and references). The image speed on the right-hand side includes the computational process. For OCT, its order of magnitude varies if one considers an A, B or C-scan. For PAI, the overall image procedure is displayed on the screen for analysis. This illustrative Figure 3 shows (a) how fast OCT response is compared to PAI; (b) the penetration depth for both methods; and (c) the higher spatial resolution of OCT compared to PAI, at the expense of penetration depth. By combining both techniques for a given sample and region of interest, it may be very feasible to extend the spatial resolution range by about a factor of 1000 and penetration depth by a factor of 100. All the above features are valid for biological tissues, but can also be employed for nonbiological tissues, as long as there is absorption in the region of interest of the sample.

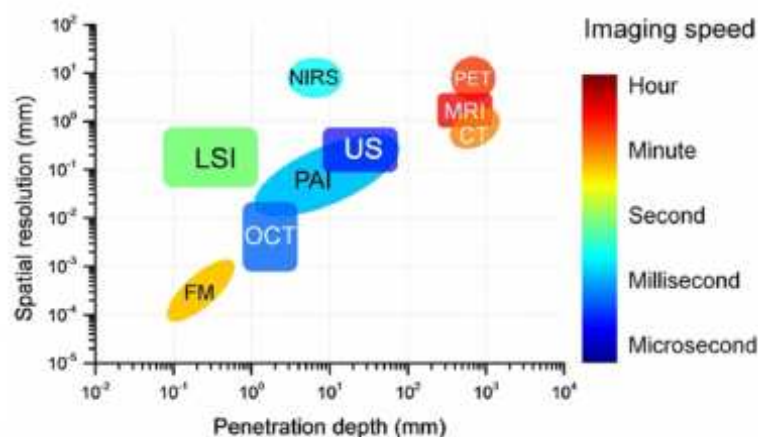


Figure 3. Comparisons of the penetration depth, spatial resolution and image speed among various techniques for neuroimaging, including magnetic resonance imaging (MRI), computed tomography (CT), positron emission tomography (PET), ultrasound imaging (US), optical coherence tomography (OCT), photoacoustic imaging (PAI), fluorescence microscopy (FM), near-infrared spectral imaging (NIRS), and laser speckle imaging (LSI). Reprinted with permission from ref. [24].

3.1. OCT: From Basics to Applications in Nanodentistry

OCT exploits the broad spectral width of a low coherence optical source, in combination with a Michelson-type interferometer, to retrieve high resolution (submicrometer) images with low penetration depth (few mm), relying on the interference between the backscattered light from tissue and the reflected beam from the reference arm. The OCT technique was pioneered in 1991 when Huang and co-workers first described a tomographic image of the eye retina [25]. Since then, scientific and technological developments in the OCT technique evolved exponentially, and the reader is referred to the authoritative book by Fujimoto and Drexler [26]. Instead of giving an extensive list of references in OCT and its diversity of applications in medical and non-medical areas, the reader is also referred to the public webpage www.octnews.org, a trusted and always updated webpage for OCT developments.

Conceptually, OCT is a very simple method (see Figure 4A): a spectrally broadband optical beam, which can be generated by coherent or incoherent sources and travels through a Michelson-interferometer, with the beam being split to the reference arm and the other arm which has the sample under study. When ultrashort Fourier transformed limited pulses are employed, they are not chirped. Otherwise, the optical sources employed are chirped. The reflected light from the surface and inner parts (including scattered light) of the biological samples thus interferes with the light returned from the reference arm, providing an interference pattern that carries the image information. The spatial resolution, Figure 4B, is provided in two directions: the axial resolution of the system is determined by the optical source and is inversely proportional to its bandwidth. The lateral resolution depends on the employed focusing optics, either lenses or microscope objectives. A very important point is the role of absorption and scattering. For this reason, an OCT system performs better in the 800 nm–1300 nm spectral window, also known as the NIR-I or NIR-II window [27]. Below 800 nm (towards the visible) absorption may hinder light penetration, and therefore working in the NIR-I and NIR-II allows deeper penetration. Furthermore, tissue scattering is also reduced as the light wavelength increases from the visible to the NIR, which is another advantage. The pioneer OCT systems operated in the so-called temporal or time-domain OCT (TD-OCT), but the technological development led to the exploitation of Fourier-domain methods, which can be spectral-domain OCT (SD-OCT) and swept-source OCT (SS-OCT). Figure 4, adapted from ref. [22], depicts the different experimental schemes for those systems, indicating the detection systems (photodetector or CCD array), axial and lateral image resolution and depth of field (which depends upon source bandwidth and optics). In the SD-OCT, because the spectrum of the beam after interference is obtained by the spectrometer, rather than by a single detector as in the SS-OCT, the nomenclature is slightly different in Figure 4A, although both are optical detectors.

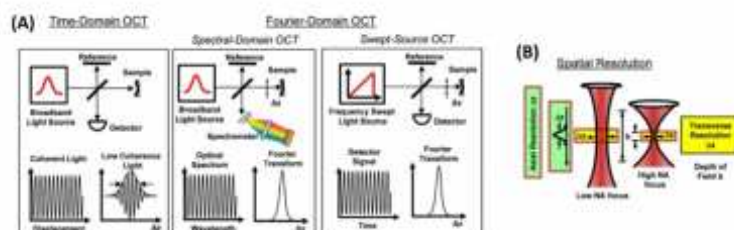


Figure 4. (A) Key concepts of OCT, including TD-OCT, SD-OCT, and SS-OCT detection; (B) Axial and lateral image resolution and depth of field; Adapted with permission from ref. [22].

The results obtained by OCT can be displayed by the so-called A-scan, whereby a single depth profile is shown (without lateral displacement of the beam); B-scan, whereby the beam is laterally displaced and the collected data is composed of a set of 2D frames and finally, the C-scan, which provides a 3D image by acquiring a volume dataset of B-scans. Figure 5 shows diagrammatically each scheme, applied to OCT in the eye as an example. For further details and alternative schemes for OCT, the reader should consult ref. [26].

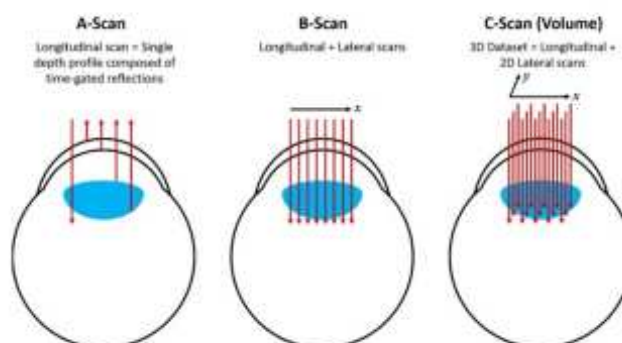


Figure 5. Diagram showing the A-scan, B-scan and C-scan obtained from the OCT method.

3.2. OCT in Nanodentistry: Image Enhancement with Gold Nanoparticles

The applications of OCT in dentistry have been reviewed on a number of occasions [28–30]. Our group in Brazil has employed OCT for dental applications in the areas of cariology, endodontics, periodontology, aesthetics and dental materials, as exemplified by refs. [31–41]. OCT in nanodentistry can be seen from two perspectives: (a) the OCT technique operates such as to improve the sensitivity or detect in the nanometer regime or (b) the OCT technique can be employed to study nanostructures in dental materials or dental tissues (hard or soft).

From the first perspective, we call the reader's attention to the work of Martin Leahy's group [42–44] and the work of J. Yi and co-workers [45]. In [42–44], a technique called nanosensitive OCT (nsOCT) was developed and demonstrated, which exploits proper manipulation of the micrometer resolution data from Fourier-domain OCT to resolve the images in the nanoscale (10's nm) regime and was recently applied to assess wound healing within the cornea [44]. Further, J. Yi and co-workers developed a so-called inverse spectroscopic OCT (ISOCT), which, upon quantification of the wavelength-dependent backscattering coefficient $\mu_b(\lambda)$ and the scattering coefficient $\mu_s(\lambda)$, quantify the mass-density correlation function to achieve detectable structural changes ranging from ~30 to ~450 nm. The authors validated their findings by numerical simulations, tissue phantom studies, and ex-vivo colon tissue measurements, which were cross-validated by scanning electron microscopy. For further details of both methods, the readers should assess the given references.

From the second perspective, OCT can be employed to assess nanostructures within the sample. We give some examples from our own group, whereby a commercially available OCT system was employed. In reference [46], within an international collaborative work, a pioneer application of OCT in nanodentistry was reported, whereby gold nanoparticles (AuNP) were formed in situ and immediately used as a contrast agent for dental OCT. This development was essential to imaging the desired region. Figure 6a shows an artistic view of a tooth structure, highlighting the dentinal tubules.

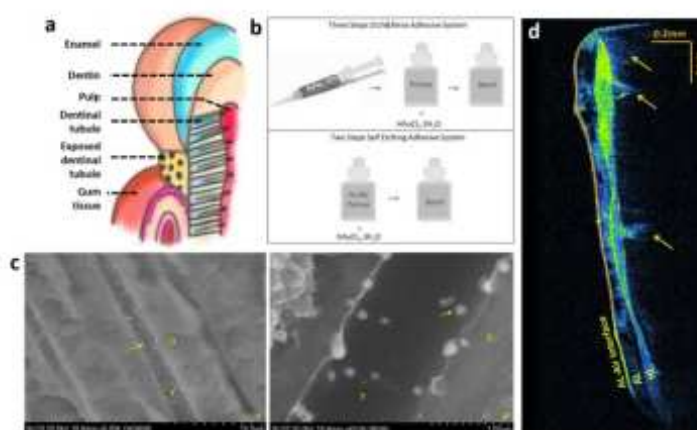


Figure 6. (a) Artistic rendering of dental tubules and its connection to the pulp; (b) Steps for the in situ gold nanoparticle preparation; (c) SEM images of dental tubules, showing the gold NP; (d) OCT image of the dental tubules, only possible due to the presence of gold NPs. Figures (b–d) reprinted with permission from [46].

To perform the work, an innovative in situ photothermal reduction procedure was developed and implemented, which allowed the production of spherical AuNP inside dentinal layers and tubules. A three-step procedure was performed: First, gold ions were dispersed in the primer of a commercially available dental bonding system. Secondly, the modified adhesive system was applied to the dentin, and the dental bonding materials were photopolymerized using a commercially available photopolymerizer, simultaneously with the formation of AuNP, as shown in Figure 6b. The presence of AuNP was confirmed by scanning electron microscopy in the hybrid layer and dentinal tubules, as seen in Figure 6c. The diameter of the AuNP was determined to be in the range of 40 to 120 nm, while it is known that the dentin tubule's diameters ranged from 500–4000 nm. Figure 6d shows the OCT images of the samples with and without AuNP. The ultra-intense regions of OCT images show highly scattering portions and high levels of direct light backscatter, due to the presence of AuNP within the imaged volume. This information is displayed in false colors in Figure 6d: warm colors for higher and cool colors for lower scattering intensities, respectively. Without AuNP, the image is not shown since it cannot be resolved. In comparison, as indicated by the arrows in Figure 6d, the tubules become detectable and easily visible with the presence of the AuNP, acting as contrast agents to enhance the OCT image. Further details can be appreciated in ref. [46].

3.3. OCT in Nanodentistry: Association of AuNP and AuNR as Contrast Agents for Imaging Enhancement

As another nanodentistry application, our group has exploited silver and gold nanostructures as optical clearing agents (OCA), or contrast agents, as enhancers to improve caries diagnostic by optical coherence tomography. Silver nanoparticles are well-known as biocompatible and antibactericidal agents, already employed in nanodentistry [47–50]. Nonetheless, the role of optical clearing agents in biotissue imaging is a very active subject, which found its way after Tuchin and co-workers [51], as recently reviewed in ref. [52]. A handbook on the subject covers a highly updated account of this field [53]. The final action of optical clearing agents is to provide deeper penetration depth for imaging and other healthcare purposes. As pointed out in [47–52], the physical process of optical clearing consists of the immersion/permeabilization of biocompatible chemical substances in bio-

logical tissues. Due to a series of effects of these substances on the biosample, such as the compatibility of refractive indices, cell dehydration and the increase of collagen solubility arising from osmotic properties of the OCA, the optical clearing effect occurs. OCA using biocompatible chemical substances have been used in skin, bone, cartilage, luminal organs and other connective tissues (see [52,53] and refs therein). There is a vast literature on OCAs associated with OCT applied to the skin [54], molecular diffusion in tissue [55], the role of glucose concentration [56] and articular cartilage in subchondral bone [57]. With similar aiming of enhancing imaging in OCT systems, nanomaterials—particularly gold nanoparticles, nanoprisms and nanorods, besides TiO_2 nanoparticles—have been exploited as contrast agents in cardiovascular OCT imaging [58], angiography [59], breast carcinoma [60], as well as phantoms [61]. OCA also plays an important role in dentistry. When analyzing a tooth surface with the OCT device, the presence of caries lesions typically promotes a large increase in light scattering due to demineralization, therefore limiting the light penetration, and reducing the OCT signal before it even reaches the dentin-enamel junction [62]. In this way, OCA may provide deeper penetration and improve OCT image quality in situ, whereas an agent that modifies the diffusion properties of a sample may improve the image contrast. The use of nanoparticles as contrast agents in dentistry was already mentioned in this review [46]. More recently, silver nanoparticles (AgNP) in aqueous solution and diluted in glycerol have been exploited as OCA for a diagnostic of occlusal incipient caries lesions through OCT imaging, based on the changes in enamel birefringence and highlighting demineralized areas [47]. As a conclusion of ref. [47], OCA with AgNP evidenced the enamel birefringence and demarcated initial demineralization areas, presenting images with defined margins, a higher contrast between sound and demineralized regions, with higher OCT signal intensity in such areas. As a follow up of that work, and in order to give some more technical details, we added to this review further results using gold nanoparticles and nanorods, a biocompatible noble metal, as OCA in dentistry, whose complete account can be found elsewhere (Gisele C Cruz, MSc Thesis, “Use of gold nanostructures as optical compensation agents for incipient caries analysis with optical coherence tomography” available in Portuguese at <https://repositorio.ufpe.br/handle/123456789/33796>, accessed on 9 January 2022).

The experiments were carried out with ten extracted permanent molars with incipient caries lesions that were obtained from a teeth bank (Centro Universitário Tabosa de Almeida (ASCES-UNITA), Caruaru, Pernambuco, Brazil) which, after being divided into groups, were investigated for contrast enhancement by the alterations of the light extinction coefficient with OCT. Group (G1) was the control, whereas other groups were observed using the following components: glycerol (G2), AuNP (G3), AuNP diluted on glycerol (G4), AuNR (G5), and AuNR diluted on glycerol (G6). It is important to note that occlusal caries lesions are routinely detected using visual, tactile and exploratory methods in combination with radiographic exams [63], which have low sensitivity for occlusal lesions. The spherical gold nanoparticles (AuNP) were produced in the Department of Physics and Chemistry in the Universidade Federal de Pernambuco, Brazil by treating hydrogen tetrachloroaurate (HAuCl_4) with polyvinylpyrrolidone (PVP-MW $\cong$ 55,000) in boiling water, where the PVP acts as a stabilizing agent. The resulting colloidal gold nanoparticles are spherical and have 2.0 ± 1.0 nm dispersed in an aqueous solution, and were characterized by the peak plasmon resonance at 550 nm [64]. The nanorods (AuNR), however, were purchased from Nanopartz™ (Nanopartz Inc., Denver, CO, USA), with 50 nm diameters and 160 nm length, and were also dispersed in aqueous solution, with two plasmon resonance peaks at 520 nm and 825 nm, corresponding to the transverse and longitudinal plasmon resonances, respectively.

The studied teeth contained white or brownish spots accompanying anatomical accidents of the occlusal surfaces, but they did not have evident cavitation when analyzed by visual examination in accordance with the ICDAS code (1) first visual change in dry enamel and (2) distinct visual change in moist enamel. Teeth were excluded when caries cavities were observed by visual examination or restorations. The teeth selected for this study had

their root portions included in a colorless chemically activated acrylic resin matrix with the occlusal surface parallel to the ground. Afterwards, they were placed on a PVC platform so they could be repositioned to receive the OCAs for OCT scanning. Each sample was analyzed a total of six times. The first one was the negative control (G1), which did not undergo any treatment, and then they were analyzed with five different combinations of optical clearing agents (OCA) and contrast agents (CA). Pure glycerol was a positive control (G2). The other OCA/CA combinations were: (G3) gold spherical nanoparticles (AuNP) dispersed in water; (G4) AuNP dispersed in water and diluted to 50% by weight of glycerol; (G5) nanorods (AuNR) dispersed in water; (G6) AuNR dispersed in water and diluted to 50% by weight of glycerol. After applying the OCA/CA, the specimens were scanned by OCT, and then the samples were washed with neutral detergent (Ypê, Amparo, São Paulo, Brazil) with Robinson's brush, followed by an ultrasonic bath in deionized water for 15 min between each OCA/CA application. In this way, all samples could be scanned by OCT in the presence of each OCA/CA combination.

The OCT system employed was a commercially available model (Callisto, Thorlabs Inc., Newton, NJ, USA), operating in the spectral-domain (SD-OCT), with 930 nm of central wavelength, 100 nm of bandwidth, a maximum output power of 5 mW, resolution of 5.3/7 μm in air and water, respectively, and a lateral resolution of 8 μm and depth of light penetration of 1.7 mm. The analysis was performed along the occlusal surface, capturing two-dimensional images with an 8 mm transverse scan of the specimens. To standardize the scanning, the samples were positioned on a two-axis linear translation stage with a rotating platform and solid top plate, and images were acquired every 250 μm along the mesiodistal dimension. The two-dimensional images constitute a numerical matrix of 2000 columns at the X-axis, corresponding to maximum 8 mm scanning, and 512 rows at the Y-axis, with 1.7 mm maximum depth (in air, refractive index 1). The acquired OCT images were analyzed using in-house developed software to measure the optical attenuation coefficient (μ). The μ coefficient is a quantitative value that characterizes the decay of OCT signals when light propagates through the tissue analyzed. Thus, by measuring the μ it is possible to use the OCT signal to quantitatively discriminate between different types of tissues and their state of health [62,65]. For the μ coefficient analysis, the software operator uploaded the images of each studied group. In each image, the operator selected the width and position of two windows with the region of interest (ROI). For standardization, the window width was maintained constant (10 A-scan) during all the analyzes. As each biological sample presents distinct morphological characteristics, the position of the windows was adjusted for each image, always positioning one window in a region of healthy tissue and the other one in a region of abnormal tissue.

Using the B-scan mode, the software identifies the surface of the tissue (air-tissue interface) and uses it as a reference to perform an average of the normalized A-scan inside each ROI window. The A-scan was normalized by the maximum value to avoid erroneous values due to possible reflection on the first surface. The average A-scan of each ROI window was used to fit an exponential decay, based on the Beer-Lambert law, $I(z) = I_0 \exp(-\mu z)$, where $I(z)$ is the intensity as a function of depth, z and μ is the optical attenuation coefficient. The obtained μ value was recorded for posterior analysis. This procedure was repeated for each image. Statistical analysis was performed using GraphPad Prism 7 software (GraphPad Software, Inc., San Diego, CA, USA). A mean and standard deviation of each group were calculated. Normal distribution was not performed by the Kolmogorov-Smirnov test. To analyze differences between the groups, the Kruskal-Wallis test was used. In all groups, Student's *t*-test was performed. To verify if there was a difference between groups, the "repeated measures of variance RM-ANOVA" test was used. The statistical significance of all tests should be considered as $p < 0.05$.

In order to quantify the OCT signal intensity in the dentin-enamel junction (DEJ) area, the μ coefficient of each group was obtained in sound and affected areas (Table 1). Figure 7 shows the B-scan (2D pictures) and the A-scan graphics (on the right-hand side) of the window corresponding to the pit area in G1 (control), G3 (AuNP), and G6 (AuNR +

glycerol). Both G3 and G6 evidenced the greatest difference in the attenuation coefficient compared with the control group. The images were obtained with a horizontal sweep of 6mm, and the bar scale is the same for all pictures. The central yellow line shows where the A-scan was measured.

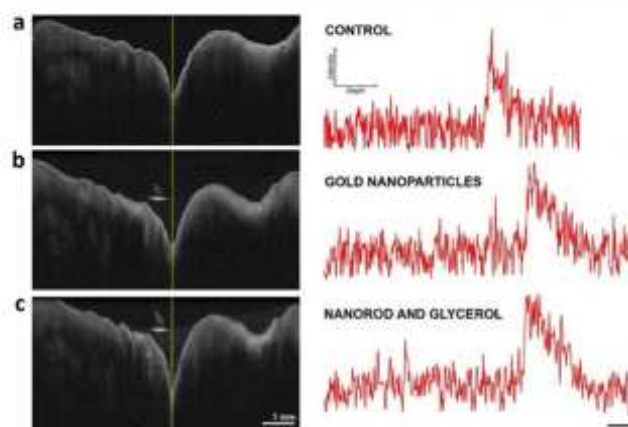


Figure 7. OCT B-scan images across occlusal surface of a molar, followed at right by the corresponding light intensity decay obtained from an A-scan of the region of interest (ROI) in the central pit area, according to OCAs used on the surface: (a) G1—Control; (b) G3—AuNPs; and (c) G6—AuNRs in glycerol.

Table 1. Mean $\pm$ S.D. of the μ coefficient (mm^{-1}) values, taken from OCT images of sound and carious areas of teeth analyzed with optical clearing agents and contrast agents (OCA/CA). The RM-ANOVA analysis indicates that the values are not statistically different in the groups for sound and caries surfaces ($p > 0.05$).

Surface	Group (G)	N	Mean (mm^{-1})	SD	Minimum	Maximum	p-Value ¹
Sound area	Control (G1)	10	0.161	0.04	0.093	0.251	<0.0001
	Glycerol (G2)	10	0.169	0.06	0.087	0.257	<0.0001
	Gold Nanoparticles (G3)	10	0.133	0.06	0.036	0.25	0.0001
	Gold Nanoparticles and Glycerol (G4)	10	0.143	0.05	0.063	0.242	<0.0001
	Nanorod (G5)	10	0.135	0.07	0.007	0.233	0.0002
	Nanorod and glycerol (G6)	10	0.168	0.04	0.086	0.248	<0.0001
Carious area	Control (G1)	10	0.184	0.05	0.136	0.292	<0.0001
	Glycerol (G2)	10	0.198	0.07	0.069	0.307	<0.0001
	Gold Nanoparticles (G3)	10	0.224	0.03	0.145	0.276	<0.0001
	Gold Nanoparticles and Glycerol (G4)	10	0.191	0.03	0.116	0.259	<0.0001
	Nanorod (G5)	10	0.214	0.04	0.158	0.269	<0.0001
	Nanorod and glycerol (G6)	10	0.224	0.05	0.109	0.291	<0.0001

¹ One sample t-test.

An inspection of Table 1 shows an increase in the light attenuation in all carious tested groups when compared with G1 (0.184). It can be observed that groups three and six obtained a higher μ (0.224) on the carious surface. However, at the sound areas, gold nanorods diluted in glycerol (G6 = 0.168) showed an attenuation coefficient similar to that obtained from the isolated samples in the presence of glycerol isolated G2 (0.169).

As already discussed in this review, OCAs may enhance the OCT depth penetration, whereas a contrast agent that modifies the diffusion properties of a sample may improve the image contrast. The results of this section, exploiting gold nanoparticles and gold nanorods, confirmed that the use of contrast agents increased the optical attenuation coefficient of subsurface lesions located under enamel on the occlusal surface. Furthermore, the difference between the optical attenuation coefficients of sound teeth and carious lesions increased, making the gold NP and NR a potential tool to improve the identification of lesions. Glycerol is one of the most used and tested OCAs, both in soft and hard tissue, as already indicated by several references. It has a high viscosity, 1.42 pa at room temperature, and refractive index $n = 1.47$. This is well suited for use in dental imaging due to its biocompatibility, constituting an important advantage for OCT imaging, and therefore justifying the use of glycerol in some groups (G2, G4 and G6) of the present study. Within the spectral range of interest in this study, the attenuation coefficient remained similar in all groups which had a glycerol addition, even with gold nanoparticles.

In order to improve the NP OCAs properties, such as viscosity, the dispersion of the NP in glycerol was tested (to compare with them in water, the vehicle used to NPs which is less viscous than glycerol). However, the results, in this case, did not show a statistically significant difference. Finally, we note that, in contrast with the literature, the glycerol increased the optical attenuation coefficient, which means that the light penetrated less than in the control group, and thus opposed literature findings, as this agent promoted an increase in light penetration [55,66]. One possible explanation is that in the mentioned refs. [55,66], the OCA is used in soft tissues, not hard tissue as here; however, this claim needs to be further verified.

3.4. PAI: From Basics to Nanodentistry Applications

As pointed out in the introduction of this section, PAI relies on the acoustic response of a biotissue upon excitation with light, which is absorbed by the medium. The absorbed photons lead to local heating, followed by the expansion/contraction and generation of acoustic waves. PAI can be understood as a hybrid modality that relies on the interplay between absorption of light with subsequent ultrasound emission. It is a well-known imaging modality [23,67,68] and well-developed technologically.

Figure 8 shows the basic principles of the photoacoustic effect [69]. A pulsed optical source, generally a laser due to its high intensity, is used to excite the medium under study. Once the light is absorbed by endogenous or exogenous substances, the target is heated, which in turn generates acoustic waves. This created photoacoustic signal is directly proportional to the light absorption and excitation fluence, (fluences of $\sim \text{mJ}/\text{cm}^2$, below tissue damage threshold, are used, and no damage was verified to the tissue), and is not affected by light scattering, since the acoustic scattering signal of tissues is approximately three orders of magnitude less than optical scattering. That fact leads to one of the main advantages of PAI in relation to all-optical imaging methods, which is its ability for deeper imaging (several cms) while a spatial resolution of $\sim 100 \mu\text{m}$ is kept [67].

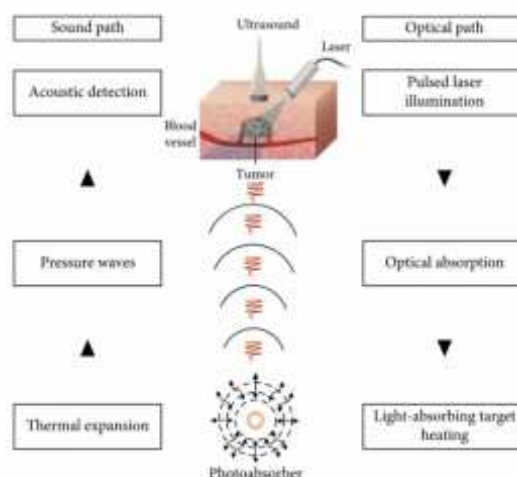


Figure 8. Physical principles of PAI. Figure reprinted with permission from [69].

PAI has emerged in different modalities, as shown in Table 2, from ref. [70]. The different methods for PAI can be implemented with proper modifications from the basic experimental setup. As seen in Table 2, clinical applications of PAI are already being employed. PAI has already been demonstrated for imaging at a molecular or cellular level, as seen in Figure 9, which shows its multiscale capability, particularly photoacoustic computed tomography (PACT), which can be exploited from a single cell or organelles to whole-body small animal dimensions.

Table 2. Different modalities of PAI. Table reprinted with permission from [70].

Modality	Application	Advantage	Status
PACT	Peripheral joints, brain, whole-body study	Real-time and tomographic imaging	Preclinical and clinical
PAM	Molecular or cellular imaging	Microcirculation imaging without exogenous contrast	Preclinical
PAE	Gastrointestinal or cardiovascular imaging	Gastrointestinal tract imaging	Partially clinical
PAFC	Circulating tumor cells detection	Quantitative flow cytometry imaging	Preclinical
mmPAI	Circulating tumor cells detection	Specific contrast enhancement availability	Preclinical

Abbreviations: PAI, photoacoustic imaging; PACT, photoacoustic computed tomography; PAM, photoacoustic microscopy; PAE, photoacoustic endoscopy; PAFC, photoacoustic flow cytometry; mmPAI, magnetomotive PAI.

Whereas endogenous substances are widely used for light absorption, exogenous contrast agents for PAI also play an important role in the image generation from a targeted biological site. Although PAI already provides deeper penetration depth in tissue, wavelengths in NIR-II and the NIR-III biological window will gain further benefits.

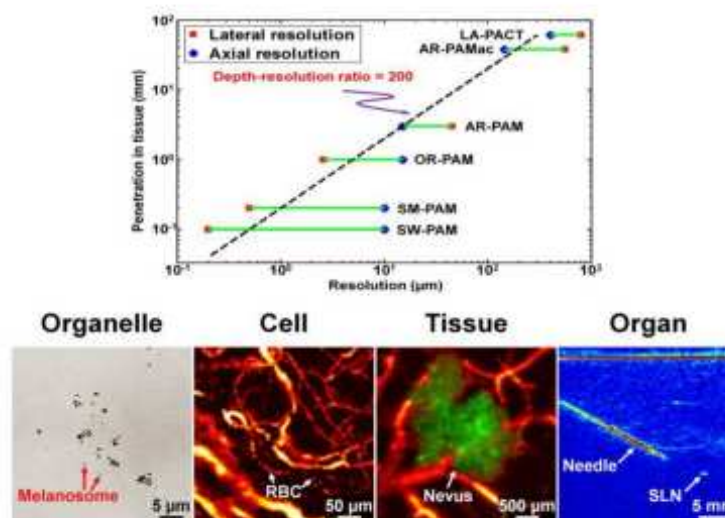


Figure 9. The multiscale capability of PAI. Figure reprinted with permission from [71].

The scope of PAI can be significantly expanded, for instance, to several cms if deeper tissue-penetrating light in the NIR-II window could be used to excite an exogenous PA contrast agent. In this sense, a recent development is nonlinear PAI using multiphoton absorption (two or more photons) of a NIR light which can be used as a mechanism to overcome or mitigate this challenge [72]. In ref. [73], the photoacoustic Z-scan was employed to estimate the efficiency of photothermal relaxation, therefore characterizing the metrics for a photoacoustic contrast agent to be used for nonlinear photoacoustic imaging. Besides employing endogenous substances or biocompatible exogenous as contrast agents for PAI, nanoparticles as gold–silica nanoshells [74] or conjugated polymer [75] nanoparticles have also been used as a contrast agent for photoacoustic tomography. The applications of PAI in dentistry started in 2006 [76] and have since been used in studies of caries diagnostics, periodontology, dental implants and blood detection in dental pulp [77–82]. Due to the already described difficulties for imaging approaches to detect occlusal caries, besides OCT with the aid of OCA described before, we employed PAI, and more specifically PAM, to image occlusal caries [83]. The results of ref. [83] are shown in Figure 10. Part A shows the experimental setup, which employed a Q-switched Nd:YAG laser with selective wavelengths of 532 nm and 1064 nm, a pulse width of 6 ns, and a repetition rate of 10 Hz. The laser beam diameter was measured to be approximately 7 mm. The sample (extracted human tooth) was placed on a holder inside a distilled water tank. The entire assembly was supported on a computer-controlled motorized X-Y translation stage. The PA signals were acquired by employing an immersion-type ultrasonic transducer V310-N-SU (Olympus, Waltham, MA, USA) with a center frequency of 5 MHz. Part B of the figure shows the PA imaging results for excitation at 532 nm and 1064 nm for a sound tooth, as well as teeth with incipient and advanced caries. The transducer was partially immersed into the water pointing at the laser beam-tooth interface at 45° for optimal acoustic coupling with the sample. For the depth measurements shown in part C, the PA detector was placed on the tooth side and moved vertically from top to bottom with a computer-controlled Y-axis translation stage. For the measurements, the light fluence was kept at $17 \text{ mJ}/\text{cm}^2$, and therefore below the ANSI established threshold. Besides clearly seeing occlusal caries, it is worth noting that, at either wavelength, images with a penetration depth of 4 mm could be detected—well above the noise floor shown in part C of Figure 10. Further development

of the setup to perform PAT shall provide further insight into the tooth structure, thus enabling diagnostics of other features.

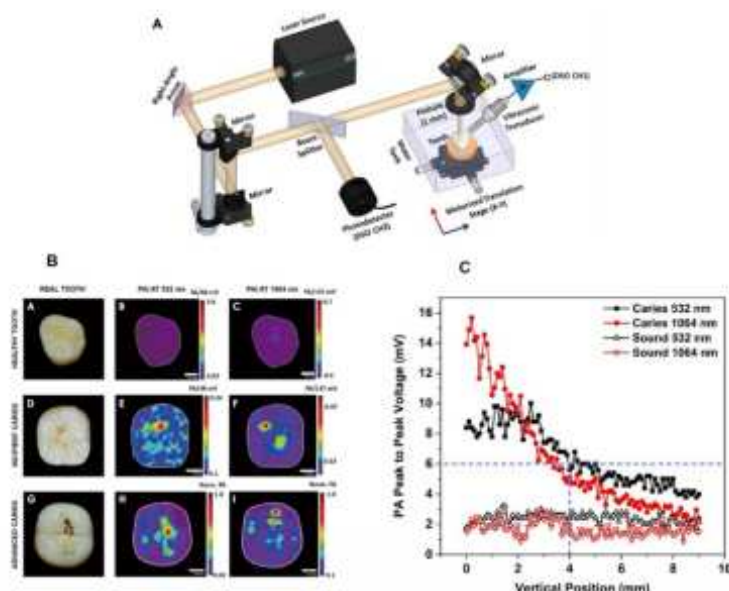


Figure 10. (A) Schematic diagram of the lab-made photoacoustic imaging system. (B) Photoacoustic (PA) images of sound and carious teeth at 532 nm and 1064 nm with a 5 MHz photoacoustic detector. The rows represent the sound tooth (A–C); incipient caries (D–F); and advanced caries (G–I) groups. From the left to the right, the first column shows the photographic image of the representative samples, and the second and third columns show the corresponding PA images at 532 nm and 1064 nm, respectively. PAI: photoacoustic imaging. (C) Peak to peak voltage for the depth of the photoacoustic signal in a tooth with incipient caries. The scale bar is 2.5 mm long. From ref. [83] with permission.

PAI exploits different types of nanomaterials, and in ref. [70] the readers can find a very good account of PAI being applied to nanomedicine. Among the photoacoustic agents based on nanoparticles, we point out a somewhat unexploited metallic nanoparticle, Titanium Nitride (TiN), which is a promising nanomaterial for biomedical applications, including PAI [84]. TiN is an alternative plasmonic material to other noble metals, such as gold or silver, presenting a redshifted plasmonic extinction band (600–800 nm), well within the first biological window. As we already highlighted, one possible way to improve further depth penetration of light in biotissues is to use wavelengths in the NIR, and benefit from multiphoton absorption. We have recently characterized the nonlinear photoacoustic response of TiN NP using a photoacoustic Z-scan [85]. The TiN NPs in solution was synthesized by femtosecond laser ablation, starting from a solid target, as detailed in ref. [84]. Figures 11 and 12 show the details of the experimental setup, morphological characterization and nonlinear absorption measurements for TiN NP.

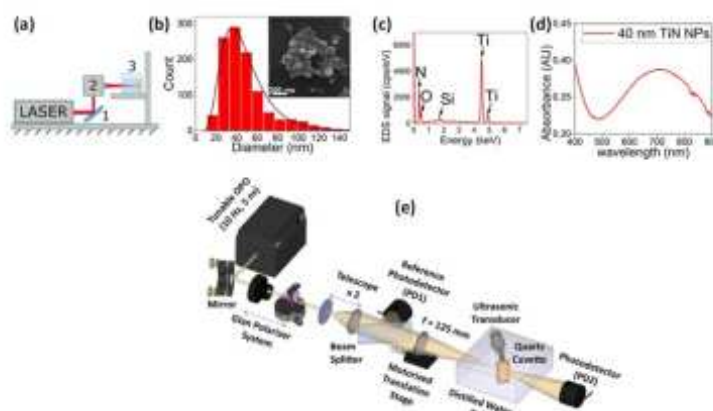


Figure 11. (a) Schematic of the fs laser ablation method; (b) Size distribution of TiN NP prepared by laser ablation; (c) EDS of the NP, identifying the NP contents; (d) Absorbance spectra of 40 nm TiN NP in acetone; (e) Experimental scheme for photoacoustic Z-scan. Reprinted with permission from ref. [85]. Copyright Optica Publishing Group, 2020.

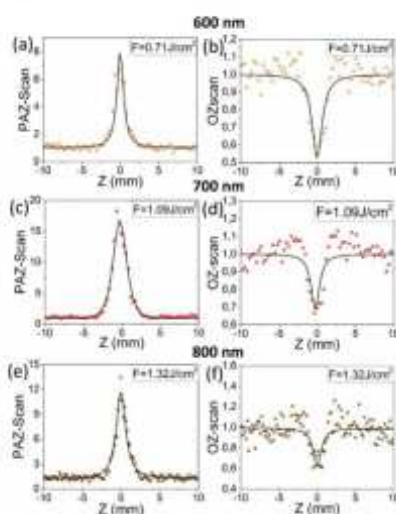


Figure 12. Experimental results (dots) and theoretical fits (lines) of the nonlinear absorption from TiN NP with the OPAZ setup. Left column (a–c), PAZ-scan measurements; right column (d–f), optical Z-scan with open aperture, simultaneously measured. Reprinted with permission from ref. [85]. Copyright Optica Publishing Group, 2020.

As the results from the measurements and theoretical fits (see ref. [85]), the values of nonlinear absorption coefficients from PAZ-scan (and optical Z-scan, between parenthesis) are obtained to be $3.27 \pm 0.17 \times 10^{-8}$ (2.40×10^{-8}), $6.41 \pm 0.32 \times 10^{-8}$ (1.04×10^{-8}), and $3.22 \pm 0.16 \times 10^{-8}$ (1.23×10^{-8}) cm/W for an excitation wavelength of 600 nm, 700 nm, and 800 nm, respectively.

The studies of ref. [85] corroborated the importance of TiN NP for applications where linear and nonlinear absorption plays an important role. Although NP has been used as agents for PAI in a diversity of applications, to the best of our knowledge, applications in nanodentistry have not been reported. TiN may be an important NP for this application, and we present for the first time bidimensional PAM in TiN NP solution in acetone, placed inside an Eppendorf tube. The experimental scheme and setup were similar to Figure 10A, and Figures 13 and 14 show the obtained images. In Figure 13, the proof of concept for the PAM is shown.

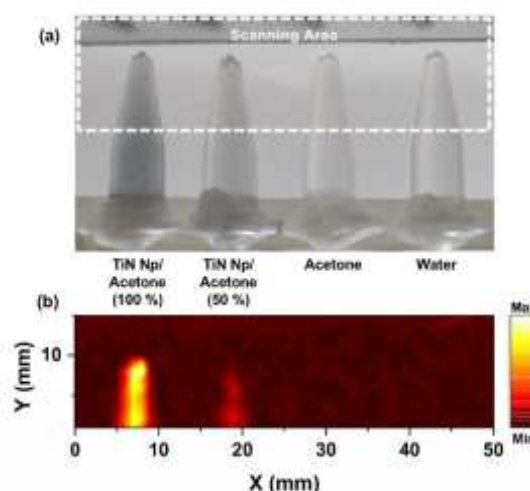


Figure 13. (a) Image of TiN NP/ acetone samples with 100% and 50% concentration, acetone and D.I. water, (b) PAI of the samples excited with $6 \text{ mJ}/\text{cm}^2$, 532 nm, 10 Hz, -5 ns pulsed laser source. The PAI is obtained with a single element 5 MHz ultrasonic transducer, (V310-N-SU (Olympus, Waltham, MA, USA)).

The lateral resolution in the PAM system is determined by the diffraction-limited optical spot size [86,87], which is usually limited by the beam size of $1000 \mu\text{m}$. The axial resolution of the PAM (AR_{PAM}) is related to the velocity of sound in the coupling medium and bandwidth of the ultrasonic transducer as [86,87]:

$$AR_{\text{PAM}} = 0.88 \frac{v}{\Delta f_c} \quad (1)$$

where v is the speed of sound in the medium and Δf_c is the bandwidth of the PA signal which is approximately equal to the ultrasonic transducer bandwidth. Considering, the speed of sound of 1160.96 m/s in acetone media (since TiN NPs are suspended in acetone) [88] and a -6 dB detection bandwidth of 83.84% , the axial resolution is calculated to be $244 \mu\text{m}$. Such lateral and axial resolution can further be enhanced to subwavelength by employing high numerical aperture objective optics and high bandwidth transducers [86,89]. The total time for a full X-Y PAM scan is observed to be around 20–25 min. In Figure 14, we show a very promising result of three-dimensional (3D) PAT imaging of TiN NP in both bare and beneath tissue form.

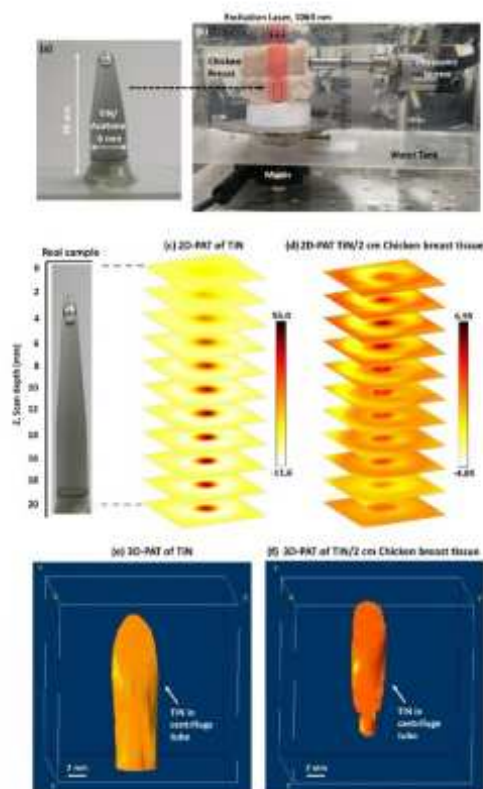


Figure 14. (a) Real picture of TiN/acetone sample filled inside a centrifuge tube (length = 20 mm, OD = 6 mm), (b) 3D-PAT setup containing TiN sample covered with 2 cm of chicken breast tissue. The PAT is performed for both bare TiN and TiN with chicken under 5 ns, 10 Hz, 1064 nm excitation where the peak energy density on the sample surface is maintained to be 40 mJ/cm²; depth-resolved 2D-PAT reconstructed image slices for (c) TiN and (d) TiN covered with 2 cm thick chicken breast tissue, obtained from a different scan depth. Every slice dimension is 20 mm × 20 mm; 3D-PAT reconstructed image for (e) TiN and (f) TiN covered with 2 cm thick chicken breast tissue, obtained after rendering 2D slices (from (c,d)) in Image J software. The axes are scaled to 20 mm × 20 mm × 20 mm.

The Eppendorf tube with the TiN NP was placed underneath 2 cm thick chicken breast tissue, and 2D-PAT imaging was clearly obtained for each vertical position (see Figure 14d). To obtain a 3D-PAT image, the 2D-PAT slices obtained in Figure 14c,d are rendered by Image J software, as shown in Figure 14e,f.

Although we employed only two wavelengths in our demonstration studies—532 nm and 1064 nm—a tunable source, such as an optical parametric oscillator can be used from the visible to the NIR in PAI systems. If there is enough endogenous absorption in specific wavelengths, or, if exogenous absorbers are to be used, they can be tailored to absorb in required regions. This is one of the material's scientists' important tasks, and nanomaterials are particularly important to be tailored for specific absorption regions.

4. Discussion and Conclusions

Nanodentistry is a young and growing area of research, with an open road ahead, both from the scientific as well as from the technological and clinical viewpoint. This review highlighted several aspects of nanodentistry, with literature examples and some novel results using two different imaging methods, OCT and PAI. With OCT, applications in nanodentistry have already been reported, and several examples were given. Additionally, original results on the use of gold nanostructures—nanoparticles and nanorods—to improve OCT contrast with OCA. The presented results demonstrated the potential of gold nanostructures to improve imaging by OCT, and further studies and applications can be envisaged. We also highlighted and referenced an important method, called nanosensitive OCT, which is a potentially applicable method to nanodentistry. One aspect related to the use of nanomaterials in biotissues, particularly *in vivo*, is related to nanotoxicity. This is still debatable and there is a vast literature on the subject, as can be seen from ref. [6]. One important point is the concentration of nanoparticles, besides, of course, its material, which should be within a range already accepted and demonstrated not to be harmful [6]. Regarding PAI, two modalities, PAM and PAT, were described, and again these methods are widely known and exploited, even with nanomaterials as exogenous agents. Applications in biotissues, including soft and hard tissue from the oral cavity, have been reported. One important issue to be addressed is the use of PAI with heterogeneous materials. The literature on this subject is still scarce [90,91] and it certainly deserves further studies, particularly when applied to dentistry and nanodentistry. However, PAI applied to nanodentistry, to the best of our knowledge, has yet to be reported. We described a nanomaterial, TiN, which has several advantages for PAI, such as easy fabrication when using femtosecond lasers, biocompatibility and plasmonic enhancement. We have shown its nonlinear optical characterization using a photoacoustic nonlinear method, and also two examples of PAM and PAT images, with a 3D image in the latter case.

Looking ahead, further studies and research in nanodentistry can find important applications in detecting biofilm formation in natural or artificial teeth, which is the starting point for caries or other oral diseases in the case of artificial teeth, particularly in complete or partial dentures. Another way where nanomaterials are important in nanodentistry is in dental materials. This requires new developments, which include rare-earth-doped nanomaterials, which can be simultaneously used for imaging, temperature measurements and curing, using, for instance, photodynamic therapy [92]. Antibacterial nanotherapy is also an interesting field of research. Periodontal diseases can also benefit from nanodentistry, exploiting the so-called nanorobots. An extensive list of different aspects of novel approaches in nanodentistry can be found in ref. [93].

Author Contributions: A.D. and E.J.d.S. contributed to all work related to PAI; G.C.C.R., D.S.L., E.J.d.S., V.S.M.C., C.C.B.d.O.M., M.M.A. and R.B.-S. contributed to the gold nanoparticle OCA and OCT work; D.M.Z. contributed to conceptualization and methodology; M.M.A. contributed to data analysis; D.M.Z. and A.S.L.G. contributed to writing—review; A.D. contributed to editing and review; all the work was supervised by A.S.L.G., who was also responsible for funding acquisition. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This study was carried out under the INCT-INFO (National Institutes of Science and Technology, Institute of Photonics-465.763/2014-6), supported by CNPq/MCTI (Brazilian National Council for Scientific and Technological Development and Ministry of Science, Technology and Innovations) and the PRONEX program (Center of Excellence on Biophotonics and Nanophotonics-APQ-0504-1.05/14); and was sponsored by FACEPE/CNPq (Foundation for Science and Technology of Pernambuco State and Brazilian National Council for Scientific and Technological Development). The authors report no conflict of interest related to this work.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki, and approved by the Ethics Committee on Humans Research of Universidade Federal de Pernambuco (Process number 2.989.712) PAI and (Process number 2.001.287) OCA and OCT.

Informed Consent Statement: Patient consent was waived, since the present study only used extracted teeth, obtained from the teeth bank of Centro Universitário Tabosa de Almeida (ASCES-UNITA), after the Ethics Committee approval.

Data Availability Statement: Data from the authors publications reviewed here are available upon request to the corresponding author.

Acknowledgments: The authors thank the Labforton team in the Physics Department of UFPE for help in different stages of the research reviewed in this manuscript. We also thank continuous support from CAPES, Brazilian Agency.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

- Yadav, S.K.; Khan, Z.A.; Mishra, B. Impact of Nanotechnology on Socio-Economic Aspects: An Overview. *Rev. Nanosci. Nanotechnol.* **2013**, *2*, 127–142. [\[CrossRef\]](#)
- Miraz, M.H.; Ali, M.; Excell, P.S.; Picking, R. A Review on Internet of Things (IoT), Internet of Everything (IoE) and Internet of Nano Things (IoNT). In Proceedings of the 2015 Internet Technologies and Applications (ITA), Wrexham, UK, 8–11 September 2015; pp. 219–224.
- Salamanca-Buentello, F.; Daar, A.S. Nanotechnology, Equity and Global Health. *Nat. Nanotechnol.* **2021**, *16*, 358–361. [\[CrossRef\]](#)
- Desai, K.; Somasundaram, J. Nanodentistry—An Overview. *Eur. J. Mol. Clin. Med.* **2020**, *7*, 2879–2887.
- Foong, L.K.; Foroughi, M.M.; Mirhosseini, A.F.; Safaei, M.; Jahani, S.; Mostafavi, M.; Ebrahimipour, N.; Sharifi, M.; Varma, R.S.; Khatami, M. Applications of Nano-Materials in Diverse Dentistry Regimes. *RSC Adv.* **2020**, *10*, 15430–15460. [\[CrossRef\]](#)
- Padovani, G.C.; Feitosa, V.P.; Sauro, S.; Tay, F.R.; Durán, G.; Paula, A.J.; Durán, N. Advances in Dental Materials through Nanotechnology: Facts, Perspectives and Toxicological Aspects. *Trends Biotechnol.* **2015**, *33*, 621–636. [\[CrossRef\]](#)
- Melo, M.A.S.; Guedes, S.F.F.; Xu, H.H.K.; Rodrigues, L.K.A. Nanotechnology-Based Restorative Materials for Dental Caries Management. *Trends Biotechnol.* **2013**, *31*, 459–467. [\[CrossRef\]](#)
- Khurshid, Z.; Zafar, M.; Qasim, S.; Shahab, S.; Naseem, M.; Abu Reqaiba, A. Advances in Nanotechnology for Restorative Dentistry. *Materials* **2015**, *8*, 717–731. [\[CrossRef\]](#)
- Yamagata, S.; Hamba, Y.; Nakanishi, K.; Abe, S.; Akasaka, T.; Ushijima, N.; Uo, M.; Iida, J.; Watari, F. Introduction of Rare-Earth-Element-Containing ZnO Nanoparticles into Orthodontic Adhesives. *Nano Biomed.* **2012**, *4*, 11–17.
- Yin, I.X.; Zhang, J.; Zhao, I.S.; Mei, M.L.; Li, Q.; Chu, C.H. The Antibacterial Mechanism of Silver Nanoparticles and Its Application in Dentistry. *Int. J. Nanomed.* **2020**, *15*, 2555–2562. [\[CrossRef\]](#)
- Grumezescu, A. *Nanobiomaterials in Dentistry: Applications of Nanobiomaterials*; William Andrew: Norwich, NY, USA, 2016.
- Smith, B.R.; Gambhir, S.S. Nanomaterials for In Vivo Imaging. *Chem. Rev.* **2017**, *117*, 901–986. [\[CrossRef\]](#)
- Hannig, M.; Hannig, C. Nanomaterials in Preventive Dentistry. *Nat. Nanotechnol.* **2010**, *5*, 565–569. [\[PubMed\]](#)
- Ellis, P.J. Nanodentistry: The Benefits of Nanotechnology in Dentistry and Its Impact on Oral Health. *J. Student Sci. Technol.* **2017**, *10*, 45–50. [\[CrossRef\]](#)
- Sinha, N.; Kulshreshtha, N.M.; Dixit, M.; Jadhav, I.; Shrivastava, D.; Bisen, P.S. Nanodentistry: Novel Approaches. In *Nanostructures for Oral Medicine*; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 2017; pp. 751–776.
- Adeola, H.A.; Sablu, S.; Adekiya, T.A.; Aruleba, R.T.; Aruwa, C.E.; Oyinloye, B.E. Prospects of Nanodentistry for the Diagnosis and Treatment of Maxillofacial Pathologies and Cancers. *Heliyon* **2020**, *6*, e04890. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Raura, N.; Garg, A.; Arora, A.; Roma, M. Nanoparticle Technology and Its Implications in Endodontics: A Review. *Biomater. Res.* **2020**, *24*, 21. [\[CrossRef\]](#)
- Seth, N.I.; Khan, K.H. Dentistry at the Nano Level: The Advent of Nanodentistry. *Int. Health. Res. J.* **2017**, *1*, 3–9. [\[CrossRef\]](#)
- Brun, A.; Moignot, N.; Colombier, M.-L.; Dursun, E. Emerging Nanotechnology in Non-Surgical Periodontal Therapy in Animal Models: A Systematic Review. *Nanomaterials* **2020**, *10*, 1414. [\[CrossRef\]](#)
- Aggarwal, R.; Sounderajah, V.; Martin, G.; Ting, D.S.W.; Karthikesalingam, A.; King, D.; Ashrafian, H.; Darzi, A. Diagnostic Accuracy of Deep Learning in Medical Imaging: A Systematic Review and Meta-Analysis. *NPJ Digit. Med.* **2021**, *4*, 65. [\[CrossRef\]](#)
- Nayak, S.; Patgiri, R. 6G Communication Technology: A Vision on Intelligent Healthcare. In *Health Informatics: A Computational Perspective in Healthcare*; Springer: Berlin/Heidelberg, Germany, 2021; pp. 1–18.
- Swanson, E.A.; Fujimoto, J.G. The Ecosystem That Powered the Translation of OCT from Fundamental Research to Clinical and Commercial Impact [Invited]. *Biomed. Opt. Express* **2017**, *8*, 1638. [\[CrossRef\]](#)
- Wang, L.V.; Yao, J. A Practical Guide to Photoacoustic Tomography in the Life Sciences. *Nat. Methods* **2016**, *13*, 627–638.
- Zhu, J.; He, X.; Chen, Z. Perspective: Current Challenges and Solutions of Doppler Optical Coherence Tomography and Angiography for Neuroimaging. *APL Photonics* **2018**, *3*, 120902. [\[CrossRef\]](#)
- Huang, D.; Swanson, E.A.; Lin, C.P.; Schuman, J.S.; Stinson, W.G.; Chang, W.; Hee, M.R.; Flotte, T.; Gregory, K.; Puliafito, C.A.; et al. Optical Coherence Tomography. *Science* **1991**, *254*, 1178–1181. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Fujimoto, J.G.; Drexler, W. Introduction to OCT. In *Optical Coherence Tomography*; Springer International Publishing: Cham, Germany, 2015; pp. 3–64.

27. Hemmer, E.; Benayas, A.; L  gar  , F.; Vetrone, F. Exploiting the Biological Windows: Current Perspectives on Fluorescent Bioprobes Emitting above 1000 Nm. *Nanoscale Horiz.* **2016**, *1*, 168–184. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
28. Sahyoun, C.C.; Subhash, H.M.; Peru, D.; Ellwood, R.P.; Pierce, M.C. An Experimental Review of Optical Coherence Tomography Systems for Noninvasive Assessment of Hard Dental Tissues. *Caries Res.* **2020**, *54*, 43–54. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
29. Shimada, Y.; Sadr, A.; Sumi, Y.; Tagami, J. Application of Optical Coherence Tomography (OCT) for Diagnosis of Caries, Cracks, and Defects of Restorations. *Curr. Oral Heal. Rep.* **2015**, *2*, 73–80. [\[CrossRef\]](#)
30. Machoy, M.; Seeliger, J.; Szyszka-Sommerfeld, L.; Koprowski, R.; Gedrange, T.; Wo  niak, K. The Use of Optical Coherence Tomography in Dental Diagnostics: A State-of-the-Art Review. *J. Healthc. Eng.* **2017**, *2017*, 1–31. [\[CrossRef\]](#)
31. Gra  a, N.D.; Silva, A.R.; Fernandes, L.O.; da Silva Pedrosa, M.; Guimarães, R.P.; Dos Santos, S.C.; Gomes, A.S.; da Silva, C.H. In Vivo Optical Coherence Tomographic Imaging to Monitor Gingival Recovery and the Adhesive Interface in Aesthetic Oral Rehabilitation: A Case Report. *Imaging Sci. Dent.* **2019**, *49*, 171. [\[CrossRef\]](#)
32. Fernandes, L.O.; Mota, C.C.; Oliveira, H.O.; Neves, J.K.; Santiago, L.M.; Gomes, A.S. Optical Coherence Tomography Follow-up of Patients Treated from Periodontal Disease. *J. Biophotonics* **2019**, *12*, e201800209. [\[CrossRef\]](#)
33. de Melo, L.S.A.; de Araujo, R.E.; Freitas, A.Z.; Zetzell, D.; Vieira, N.D.; Girkin, J.; Hall, A.; Carvalho, M.T.; Gomes, A.S.L. Evaluation of Enamel Dental Restoration Interface by Optical Coherence Tomography. *J. Biomed. Opt.* **2005**, *10*, 064027. [\[CrossRef\]](#)
34. Suassuna, F.C.M.; Maia, A.M.A.; Melo, D.P.; Antonino, A.C.D.; Gomes, A.S.L.; Bento, P.M. Comparison of Microtomography and Optical Coherence Tomography on Apical Endodontic Filling Analysis. *Dentomaxillofac. Radiol.* **2018**, *47*, 20170174. [\[CrossRef\]](#)
35. de Oliveira, B.P.; C  mara, A.C.; Duarte, D.A.; Gomes, A.S.L.; Heck, R.J.; Antonino, A.C.D.; Aguiar, C.M. Detection of Apical Root Cracks Using Spectral Domain and Swept-Source Optical Coherence Tomography. *J. Endod.* **2017**, *43*, 1148–1151. [\[CrossRef\]](#)
36. Fernandes, L.O.; Mota, C.C.B.O.; de Melo, L.S.A.; da Costa Soares, M.U.S.; da Silva Feitosa, D.; Gomes, A.S.L. In Vivo Assessment of Periodontal Structures and Measurement of Gingival Sulcus with Optical Coherence Tomography: A Pilot Study. *J. Biophotonics* **2017**, *10*, 862–869. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
37. de Melo Monteiro, G.Q.; Montes, M.A.J.R.; Rolim, T.V.; de Oliveira Mota, C.C.B.; Kyotoku, B.D.B.C.; Gomes, A.S.L.; de Freitas, A.Z. Alternative Methods for Determining Shrinkage in Restorative Resin Composites. *Dent. Mater.* **2011**, *27*, e176–e185. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
38. Maia, A.M.A.; Karlsson, L.; Margulis, W.; Gomes, A.S.L. Evaluation of Two Imaging Techniques: Near-Infrared Transillumination and Dental Radiographs for the Detection of Early Approximal Enamel Caries. *Dentomaxillofac. Radiol.* **2011**, *40*, 429–433. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
39. Maia, A.M.A.; F  ns  ca, D.D.D.; Kyotoku, B.B.C.; Gomes, A.S.L. Characterization of Enamel in Primary Teeth by Optical Coherence Tomography for Assessment of Dental Caries. *Int. J. Paediatr. Dent.* **2010**, *20*, 158–164. [\[CrossRef\]](#)
40. Braz, A.K.; Kyotoku, B.B.; Braz, R.; Gomes, A.S. Evaluation of Crack Propagation in Dental Composites by Optical Coherence Tomography. *Dent. Mater.* **2009**, *25*, 74–79. [\[CrossRef\]](#)
41. F  ns  ca, D.D.D.; Kyotoku, B.B.C.; Maia, A.M.A.; Gomes, A.S.L. In Vitro Imaging of Remaining Dentin and Pulp Chamber by Optical Coherence Tomography: Comparison between 850 and 1280 Nm. *J. Biomed. Opt.* **2009**, *14*, 024009. [\[CrossRef\]](#)
42. Alexandrov, S.; Subhash, H.; Leahy, M. Nanosensitive Optical Coherence Tomography for the Study of Changes in Static and Dynamic Structures. *Quantum Electron.* **2014**, *44*, 657–663. [\[CrossRef\]](#)
43. Alexandrov, S.A.; Subhash, H.M.; Zam, A.; Leahy, M. Nano-Sensitive Optical Coherence Tomography. *Nanoscale* **2014**, *6*, 3545–3549. [\[CrossRef\]](#)
44. Lal, C.; Alexandrov, S.; Rani, S.; Zhou, Y.; Ritter, T.; Leahy, M. Nanosensitive Optical Coherence Tomography to Assess Wound Healing within the Cornea. *Biomed. Opt. Express* **2020**, *11*, 3407. [\[CrossRef\]](#)
45. Yi, J.; Radosevich, A.J.; Rogers, J.D.; Norris, S.C.P.;   apo  lu, I.R.; Taflove, A.; Backman, V. Can OCT Be Sensitive to Nanoscale Structural Alterations in Biological Tissue? *Opt. Express* **2013**, *21*, 9043–9059. [\[CrossRef\]](#)
46. Braz, A.; de Araujo, R.; Ohulchanskyy, T.; Shukla, S.; Bergey, E.; Gomes, A.; Prasad, P. In Situ Gold Nanoparticles Formation: Contrast Agent for Dental Optical Coherence Tomography. *J. Biomed. Opt.* **2012**, *17*, 066003. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
47. Carneiro, V.S.M.; Mota, C.C.B.O.; Souza, A.F.; Silva, E.J.; Silva, A.F.; Gerbi, M.E.M.M.; Gomes, A.S.L. Silver Nanoparticles as Optical Clearing Agent Enhancers to Improve Caries Diagnostic by Optical Coherence Tomography. In Proceedings of the Colloidal Nanoparticles for Biomedical Applications XIII, San Francisco, CA, USA, 23 February 2018; Liang, X.-J., Parak, W.J., Osi  nski, M., Eds.; SPIE: Bellingham, WA, USA, 2018; p. 44.
48. Noronha, V.T.; Paula, A.J.; Durán, G.; Galembeck, A.; Cogo-M  ller, K.; Franz-Montan, M.; Durán, N. Silver Nanoparticles in Dentistry. *Dent. Mater.* **2017**, *33*, 1110–1126. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
49. Corr  a, J.M.; Mori, M.; Sanches, H.L.; Cruz, A.D.; Poiate, E.; Poiate, I.A. Silver Nanoparticles in Dental Biomaterials. *Int. J. Biomater.* **2015**, *2015*, 485275. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
50. Teixeira, J.A.; e Silva, A.V.C.; dos Santos Júnior, V.E.; de Melo Júnior, P.C.; Arnaud, M.; Lima, M.G.; Flores, M.A.P.; Stamford, T.C.M.; Dias Pereira, J.R.; Ribeiro Targino, A.G.; et al. Effects of a New Nano-Silver Fluoride-Containing Dentifrice on Demineralization of Enamel and Streptococcus Mutans Adhesion and Acidogenicity. *Int. J. Dent.* **2018**, *2018*, 1–9. [\[CrossRef\]](#)
51. Tuchin, V.V.; Maksimova, I.L.; Zimnyakov, D.A.; Kon, I.L.; Mavlyutov, A.H.; Mishin, A.A. Light Propagation in Tissues with Controlled Optical Properties. *J. Biomed. Opt.* **1997**, *2*, 401. [\[CrossRef\]](#)
52. Costantini, I.; Cicchi, R.; Silvestri, L.; Vanzi, F.; Pavone, F.S. In-Vivo and Ex-Vivo Optical Clearing Methods for Biological Tissues: Review. *Biomed. Opt. Express* **2019**, *10*, 5251. [\[CrossRef\]](#)

53. Tuchin, V.V.; Zhu, D.; Genina, E.A. *Handbook of Tissue Optical Clearing: New Prospects in Optical Imaging*; CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 2022.
54. Wen, X.; Jacques, S.L.; Tuchin, V.V.; Zhu, D. Enhanced Optical Clearing of Skin in Vivo and Optical Coherence Tomography In-Depth Imaging. *J. Biomed. Opt.* **2012**, *17*, 066022. [\[CrossRef\]](#)
55. Larin, K.V.; Ghosn, M.G.; Bashkatov, A.N.; Genina, E.A.; Trunina, N.A.; Tuchin, V.V. Optical Clearing for OCT Image Enhancement and In-Depth Monitoring of Molecular Diffusion. *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* **2012**, *18*, 1244–1259. [\[CrossRef\]](#)
56. Sudheendran, N.; Mohamed, M.; Ghosn, M.G.; Tuchin, V.V.; Larin, K.V. Assessment of Tissue Optical Clearing as a Function of Glucose Concentration Using Optical Coherence Tomography. *J. Innov. Opt. Health Sci.* **2010**, *3*, 169–176. [\[CrossRef\]](#)
57. Bykov, A.; Hautala, T.; Kinnunen, M.; Popov, A.; Karhula, S.; Saarakkala, S.; Nieminen, M.T.; Tuchin, V.; Meglinski, I. Imaging of Subchondral Bone by Optical Coherence Tomography upon Optical Clearing of Articular Cartilage. *J. Biophotonics* **2016**, *9*, 270–275. [\[CrossRef\]](#)
58. Hu, J.; Romero Abujetas, D.; Tsoutsis, D.; Leggio, L.; Rivero, F.; Martin Rodriguez, E.; Aguilar Torres, R.; Sánchez-Gil, J.A.; Loro Ramirez, H.; Gallego, D.; et al. Invited Article: Experimental Evaluation of Gold Nanoparticles as Infrared Scatterers for Advanced Cardiovascular Optical Imaging. *APL Photonics* **2018**, *3*, 080803. [\[CrossRef\]](#)
59. Si, P.; Yuan, E.; Liba, O.; Winetraub, Y.; Yousefi, S.; SoRelle, E.D.; Yecies, D.W.; Dutta, R.; de la Zerda, A. Gold Nanoprisms as Optical Coherence Tomography Contrast Agents in the Second Near-Infrared Window for Enhanced Angiography in Live Animals. *ACS Nano* **2018**, *12*, 11986–11994. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
60. Oldenburg, A.L.; Hansen, M.N.; Ralston, T.S.; Wei, A.; Boppart, S.A. Imaging Gold Nanorods in Excised Human Breast Carcinoma by Spectroscopic Optical Coherence Tomography. *J. Mater. Chem.* **2009**, *19*, 6407. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
61. Zagaynova, E.V.; Shirmanova, M.V.; Kirillin, M.Y.; Khlebtsov, B.N.; Orlova, A.G.; Balalaeva, I.V.; Sirotkina, M.A.; Bugrova, M.L.; Agrba, P.D.; Kamensky, V.A. Contrasting Properties of Gold Nanoparticles for Optical Coherence Tomography: Phantom, in Vivo Studies and Monte Carlo Simulation. *Phys. Med. Biol.* **2008**, *53*, 4995–5009. [\[CrossRef\]](#)
62. Maia, A.M.A.; de Freitas, A.Z.; de Campello, S.; Gomes, A.S.L.; Karlsson, L. Evaluation of Dental Enamel Caries Assessment Using Quantitative Light Induced Fluorescence and Optical Coherence Tomography. *J. Biophotonics* **2016**, *9*, 596–602. [\[CrossRef\]](#)
63. Melo, M.; Pascual, A.; Camps, I.; del Campo, Á.; Ata-Alli, J. Caries Diagnosis Using Light Fluorescence Devices in Comparison with Traditional Visual and Tactile Evaluation: A Prospective Study in 152 Patients. *Odontology* **2017**, *105*, 283–290. [\[CrossRef\]](#)
64. Brito-Silva, A.M.; Sobral-Filho, R.G.; Barbosa-Silva, R.; de Araújo, C.B.; Galembeck, A.; Brolo, A.G. Improved Synthesis of Gold and Silver Nanoshells. *Langmuir* **2013**, *29*, 4366–4372. [\[CrossRef\]](#)
65. Popescu, D.P.; Sowa, M.G.; Hewko, M.D.; Choo-Smith, L.-P. Assessment of Early Demineralization in Teeth Using the Signal Attenuation in Optical Coherence Tomography Images. *J. Biomed. Opt.* **2008**, *13*, 054053. [\[CrossRef\]](#)
66. Liang, Y.; Yuan, W.; Mavadia-Shukla, J.; Li, X. Optical Clearing for Luminal Organ Imaging with Ultrahigh-Resolution Optical Coherence Tomography. *J. Biomed. Opt.* **2016**, *21*, 081211. [\[CrossRef\]](#)
67. Xu, M.; Wang, L.V. Photoacoustic Imaging in Biomedicine. *Rev. Sci. Instrum.* **2006**, *77*, 041101. [\[CrossRef\]](#)
68. Erfanzadeh, M.; Zhu, Q. Photoacoustic Imaging with Low-Cost Sources: A Review. *Photoacoustics* **2019**, *14*, 1–11. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
69. Gargiulo, S.; Albanese, S.; Mancini, M. State-of-the-Art Preclinical Photoacoustic Imaging in Oncology: Recent Advances in Cancer Theranostics. *Contrast Media Mol. Imaging* **2019**, *2019*, 1–24. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
70. Zou, C.; Wu, B.; Dong, Y.; Song, Z.; Zhao, Y.; Ni, X.; Yang, Y.; Liu, Z. Biomedical Photoacoustics: Fundamentals, Instrumentation and Perspectives on Nanomedicine. *Int. J. Nanomed.* **2016**, *12*, 179–195. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
71. Aldrich, M.B.; Marshall, M.V.; Sevcik-Muraca, E.M.; Lanza, G.; Kotyk, J.; Culver, J.; Wang, L.V.; Uddin, J.; Crews, B.C.; Marnett, L.J.; et al. Seeing It through: Translational Validation of New Medical Imaging Modalities. *Biomed. Opt. Express* **2012**, *3*, 764. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
72. Wang, D.; Wei, W.; Singh, A.; He, G.S.; Kannan, R.; Tan, L.-S.; Chen, G.; Prasad, P.N.; Xia, J. Nonlinear Photoacoustic Imaging by In Situ Multiphoton Upconversion and Energy Transfer. *ACS Photonics* **2017**, *4*, 2699–2705. [\[CrossRef\]](#)
73. Maldonado, M.E.; Das, A.; Jawaid, A.M.; Ritter, A.J.; Vaia, R.A.; Nagaoka, D.A.; Vianna, P.G.; Seixas, L.; de Matos, C.J.S.; Baev, A.; et al. Nonlinear Optical Interactions and Relaxation in 2D Layered Transition Metal Dichalcogenides Probed by Optical and Photoacoustic Z-Scan Methods. *ACS Photonics* **2020**, *7*, 3440–3447. [\[CrossRef\]](#)
74. Wang, Y.; Xie, X.; Wang, X.; Ku, G.; Gill, K.L.; O'Neal, D.P.; Stoica, G.; Wang, L.V. Photoacoustic Tomography of a Nanoshell Contrast Agent in the in Vivo Rat Brain. *Nano Lett.* **2004**, *4*, 1689–1692. [\[CrossRef\]](#)
75. Guo, B.; Sheng, Z.; Kenry, K.; Hu, D.; Lin, X.; Xu, S.; Liu, C.; Zheng, H.; Liu, B. Biocompatible Conjugated Polymer Nanoparticles for Highly Efficient Photoacoustic Imaging of Orthotopic Brain Tumors in the Second Near-Infrared Window. *Mater. Horiz.* **2017**, *4*, 1151–1156. [\[CrossRef\]](#)
76. Kim, K.; Witte, R.; Koh, I.; Ashkenazi, S.; O'Donnell, M. Early Detection of Dental Caries Using Photoacoustics; Oraevsky, A.A., Wang, L.V., Eds.; SPIE: Bellingham, WA, USA, 2006; p. 60860G.
77. 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*, 21798. [\[CrossRef\]](#)
78. 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**, *8*, 621. [\[CrossRef\]](#)

79. Hughes, D.A.; Sampathkumar, A.; Longbottom, C.; Kirk, K.J. Imaging and Detection of Early Stage Dental Caries with an All-Optical Photoacoustic Microscope. In Proceedings of the 13th Anglo-French Physical Acoustics Conference (AFPAC2014), Selsdon Park Hotel, Croydon, UK, 15–17 January 2014; p. 12002.
80. Lin, C.Y.; Chen, F.; Hariri, A.; Chen, C.J.; Wilder-Smith, P.; Takesh, T.; Jokerst, J.V. Photoacoustic Imaging for Noninvasive Periodontal Probing Depth Measurements. *J. Dent. Res.* **2018**, *97*, 23–30. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
81. Lee, D.; Kim, C.; Park, S. Dual-Modal Photoacoustic and Ultrasound Imaging of Dental Implants. In Proceedings of the Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing, San Francisco, CA, USA, 19 February 2018; Oraevsky, A.A., Wang, L.V., Eds.; SPIE: Bellingham, WA, USA, 2018; p. 10.
82. Yamada, A.; Kakino, S.; Matsuura, Y. Detection of Photoacoustic Signals from Blood in Dental Pulp. *Opt. Photonics J.* **2016**, *6*, 229–236. [\[CrossRef\]](#)
83. Da Silva, E.J.; de Miranda, E.M.; de Oliveira Mota, C.C.B.; Das, A.; Gomes, A.S.L. Photoacoustic Imaging of Occlusal Incipient Caries in the Visible and Near-Infrared Range. *Imaging Sci. Dent.* **2021**, *51*, 107. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
84. Popov, A.A.; Tselikov, G.; Dumas, N.; Berard, C.; Metwally, K.; Jones, N.; Al-Kattan, A.; Larrat, B.; Braguer, D.; Mensah, S.; et al. Laser-Synthesized TiN Nanoparticles as Promising Plasmonic Alternative for Biomedical Applications. *Sci. Rep.* **2019**, *9*, 1194. [\[CrossRef\]](#)
85. Maldonado, M.E.; Das, A.; Gomes, A.S.L.; Popov, A.A.; Klimentov, S.M.; Kabashin, A.V. Nonlinear Photoacoustic Response of Suspensions of Laser-Synthesized Plasmonic Titanium Nitride Nanoparticles. *Opt. Lett.* **2020**, *45*, 6695. [\[CrossRef\]](#)
86. Yao, J.; Wang, L.V. Photoacoustic Microscopy. *Laser Photon. Rev.* **2013**, *7*, 758–778. [\[CrossRef\]](#)
87. Jeon, S.; Kim, J.; Lee, D.; Baik, J.W.; Kim, C. Review on Practical Photoacoustic Microscopy. *Photoacoustics* **2019**, *15*, 100141. [\[CrossRef\]](#)
88. Touriño, A.; Casás, L.M.; Marino, G.; Iglesias, M.; Orge, B.; Tojo, J. Liquid Phase Behaviour and Thermodynamics of Acetone+methanol+n-Alkane (C₉–C₁₂) Mixtures. *Fluid Phase Equilib.* **2003**, *206*, 61–85. [\[CrossRef\]](#)
89. Zhang, C.; Maslov, K.; Wang, L.V. Subwavelength-Resolution Label-Free Photoacoustic Microscopy of Optical Absorption in Vivo. *Opt. Lett.* **2010**, *35*, 3195. [\[CrossRef\]](#)
90. Zheng, S.; Yixuan, J. An Image Reconstruction Method for Endoscopic Photoacoustic Tomography in Tissues with Heterogeneous Sound Speed. *Comput. Biol. Med.* **2019**, *110*, 15–28. [\[CrossRef\]](#)
91. Schoonover, R.W.; Anastasio, M.A. Image Reconstruction in Photoacoustic Tomography Involving Layered Acoustic Media. *J. Opt. Soc. Am. A* **2011**, *28*, 1114. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
92. Yakovlev, A.; Ohulchanskyy, T.Y.; Ziniuk, R.; Dias, T.; Wang, X.; Xu, H.; Chen, G.; Qu, J.; Gomes, A.S.L. Noninvasive Temperature Measurement in Dental Materials Using Nd³⁺, Yb³⁺ Doped Nanoparticles Emitting in the Near Infrared Region. *Part. Part. Syst. Charact.* **2020**, *37*, 1900445. [\[CrossRef\]](#)
93. Andronescu, E.; Grumezescu, A.M. *Nanostructures in Therapeutic Medicine Series: Nanostructures for Oral Medicine*; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 2017; Chapter 24.

**ANEXO E – Anais do 57º Encontro do Grupo Brasileiro de Materiais Dentários
(GBMD)**

ISSN 2177-0018



Revista | Faculdade de
Odontologia
de Porto Alegre



ANAIS 57º GBMD
ENCONTRO DO GRUPO BRASILEIRO DE MATERIAIS DENTÁRIOS

Porto Alegre, 29 a 31 de julho de 2021
Evento Online

V. 62, N. 2 (SUPL.), JUL./DEZ. 2021

1701 – AVALIAÇÃO DO EFEITO REMINERALIZANTE DO BIOSILICATO EM CÁRIE RADICULAR ATRAVÉS DA TOMOGRAFIA DE COERÊNCIA ÓPTICA

Cecília Vilela Vasconcelos Barros de Almeida*, Evalir Josino da Silva, Cláudia Cristina Brainer de Oliveira Mota, Camila Tirapelli, Anderson Stevens Leônidas Gomes

Universidade Federal de Pernambuco

Objetivo: Avaliar o biosilicato como agente remineralizante em cárie radicular através da tomografia de coerência óptica (TCO). **Materiais e Métodos:** Este é um estudo experimental *in vitro* com dentes humanos hígidos (N=10), sem a presença de cáries, trincas ou fraturas. Após aprovação do comitê de ética (CAAE: 37321820.7.0000.5208), as amostras foram seccionadas com disco flex diamantado, obtendo-se as dimensões: 5mm de comprimento (2mm de coroa, 3mm de raiz), 4mm de largura e 2mm de espessura. Depois foram polidas com lixa d'água expondo a dentina radicular. Três períodos de leitura na TCO foram determinados: T0 (antes da desmineralização); T1 (após desmineralização) e T2 (após remineralização). A desmineralização consistiu na inclusão dos dentes em solução ácida por 7 dias a 37°C. E na remineralização, uma suspensão do biosilicato a 10% foi aplicada por 5 minutos. As imagens obtidas foram analisadas através do software MatLab para obtenção do coeficiente de atenuação óptica (CAO). A análise estatística foi realizada através de técnicas descritivas, e inferenciais através do Teste de Friedman e post-hoc de Dunn. **Resultados:** A média do CAO foi maior no grupo T2 (5,876E-02 a.u.), seguido do T0 (5,14E-02 a.u.) e menor no grupo T1 (4,509E-02 a.u.). O teste de Friedman revelou que o CAO foi significativamente afetado pela presença do biosilicato (<0,0001). A análise de comparação múltipla de Dunn mostrou que houve diferença significativa entre T0 e T1 (p=0,0417), e entre T1 e T2 (p<0,0001). **Conclusão:** A técnica de TCO comprovou a eficácia do biosilicato na remineralização de superfícies em cáries radiculares.

1702 – SIMULAÇÃO IN-LAB DA USINAGEM EM CAD/CAM DE ESPÉCIMES DA CERÂMICA DE DISSILICATO DE LÍTIO CIMENTADOS ADESIVAMENTE: EFEITO NO COMPORTAMENTO À FADIGA

Rafaela Oliveira Pilecco*, Fernanda Dalla-Nora, Luís Felipe Guilardi, Gabriel Kalil Rocha Pereira, Guilherme Schmitt de Andrade, Renata Marques de Melo, Luiz Felipe Valandro, Marília Pivetta Rippe

Universidade Federal de Santa Maria, Universidade Estadual Paulista João Mesquita Filho

Objetivo: Avaliar diferentes métodos de simulação da topografia da usinagem em CAD/CAM na confecção de espécimes de uma cerâmica de dissilicato de lítio cimentada adesivamente em análogo à dentina no comportamento à fadiga e nas alterações topográficas. **Materiais e Métodos:** Discos de dissilicato de lítio (Ø= 13,5 mm; espessura= 1,5 mm) foram usinados em CAD/CAM (grupo CAD/CAM); ou confeccionados em laboratório, os quais foram aleatoriamente distribuídos em um grupo polido (grupo POL) e quatro protocolos de simulação: lixa d'água de granulação 60 (grupo SiC); lixa de madeira de granulação 60 (grupo WS); ponta diamantada de granulação fina (grupo DB); e broca do sistema CAD/CAM adaptada à um mandril (grupo MANDREL). Os discos foram cimentados adesivamente à discos de resina epóxica (Ø= 12 mm; espessura= 2,0 mm) e o teste de fadiga (n= 19 discos) foi realizado pela metodologia step-stress. Análises complementares de rugosidade, ângulo de contato e de microscopia eletrônica de varredura foram realizadas. **Resultados:** Os métodos de fabricação afetaram o comportamento à fadiga do material (p< 0,001) (CAD/CAM 1250 N < SiC 1355 N = WS 1357 N < DB 1476 N = MANDREL 1526 N < POL 1752 N). Os grupos SiC, WS e MANDREL apre-

de cálcio-fosfato (20% p/p) constituídas pela mistura de monohidratado de fosfato mono-cálcio (9% p/p), fosfato beta-tricálcico (10,5% p/p) e Ca(OH)_2 (0,5% p/p). Adper Scotchbond Multipurpose (SB) foi utilizado como controle comercial. A caracterização dos sistemas adesivos baseou-se na avaliação do grau de conversão, sorção e solubilidade. A estabilidade adesiva foi avaliada através da resistência de união (microtração) após 24h e 12 meses, em DH e DC. A análise estatística utilizou testes Shapiro-Wilk e Levene; análise de variância de múltiplos fatores e o teste de Tukey HSD. Todas as análises consideraram nível de significância de $\alpha = 0,05$. Resultados: Não foi observada diferença no grau de conversão entre os adesivos. EXP-AB apresentou maior valor de solubilidade ($48,92 \pm 0,1\%$) quando comparado aos outros grupos. Os valores de sorção foram semelhantes entre EXP-AB ($152,5 \pm 0,0\%$) e SB ($146,4 \pm 1,5\%$), mas maiores que sistema adesivo controle (EXP-CT) ($131,2 \pm 0,0\%$). Observou-se aumento significativo da resistência de união do EXP-AB ($28,41 \pm 4,27\text{MPa}$) em DC após 12 meses comparado com EXP-CT ($20,29 \pm 1,47\text{MPa}$) e SB ($20,11 \pm 2,96\text{MPa}$). Conclusão: A incorporação de análogos biomiméticos de proteínas não colagenosas ao sistema adesivo não interferiu no grau de conversão, aumentou a sorção e solubilidade. Adicionalmente, após 12 meses, a força de adesão foi aumentada em DC.

1760 – USO DE NANOESTRUTURAS DE OURO COMO AGENTES DE COMPENSAÇÃO ÓPTICA NA AVALIAÇÃO DE CÁRIES INCIPIENTES POR MEIO DA TOMOGRAFIA DE COERÊNCIA ÓPTICA

Esair Jostino da Silva*, Gisele Cruz Camboim Raposo, Vanda Sanderana Macêdo Carneiro, Renato Barbosa Silva, Anderson Stevens Leonidas Gomes

Universidade Federal de Pernambuco

Objetivo: Avaliar nanoestruturas de ouro como agentes de compensação óptica (ACO) em imagens de tomografia de coerência óptica (OCT) em molares com lesões de cárie incipientes. Materiais e Métodos: Após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CAAE: 63824216.8.0000.5207), dez dentes molares extraídos com lesões de cárie incipientes foram escaneados através do OCT Callisto (Thorlabs Inc). O grupo (G1) consistiu em uma amostra sem adição de ACO, enquanto outros grupos tiveram a adição dos seguintes componentes: glicerol (G2), nanopartículas esféricas de ouro (AuNP) (G3), AuNP diluído em glicerol (G4), nanobastões de ouro (AuNR), e, AuNR diluído em glicerol (G6). Totalizando um total de seis leituras intervaladas em cada amostra. As imagens obtidas foram analisadas por meio do software MATLAB de modo a obter o coeficiente de atenuação da luz devido as alterações de contraste. Resultados: Um aumento na atenuação de luz ocorreu em todos os grupos testados quando comparado ao G1 ($0,184\text{ mm}^{-1}$). Os grupos G3 e G6 apresentaram maior coeficiente de atenuação ($0,224\text{ mm}^{-1}$). Conclusão: A diferença do coeficiente de atenuação entre a região afetada e a não afetada permitiu a localização das áreas de cárie. As nanopartículas de ouro no formato de esferas e bastões são promissoras para o monitoramento de lesões de cárie em esmalte baseada na atenuação do sinal de OCT.

ANEXO F – Anais da XXIII Reunião anual da SNNPQO

ISSN - 1519-0501

**Pesquisa Brasileira em
Odontopediatria e Clínica Integrada****Volume 22****Suplemento 1**

Aplicabilidade de um sistema fotoacústico para detecção de cáries incipientes

Evair Josino da Silva, Cláudia Cristina Brainer de Oliveira Mota, Avishek Das, Anderson Stevens Leonidas Gomes

Objetivo: Verificar a aplicabilidade de um sistema de PAI com LASER visível e infravermelho próximo no diagnóstico de cáries incipientes. **Metodologia:** Foram utilizados 10 dentes classificados em dois grupos: dentes sadios e cárie incipiente. 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. **Resultados:** Nos dois comprimentos de onda utilizados, e em todas as amostras, as imagens fotoacústicas reconstruídas revelam uma maior intensidade do sinal fotoacústico nas regiões de cárie incipiente, quando comparada as regiões dentárias sadias. Tal efeito é explicado devido a quantidade do sinal fotoacústico ser diretamente proporcional à taxa absorção de luz nos tecidos aplicados. **Conclusão:** Confirma-se o potencial da imagem fotoacústica como uma ferramenta complementar na pesquisa de lesões cáries incipientes.

Palavras-chave: Cárie Dentária, Diagnóstico por Imagem, Técnicas Fotoacústicas

Avaliação dos modos de falha de pinos de fibra de vidro convencionais, individualizados com resina composta e fresados em CAD/CAM após ensaio *push out*

Vanessa Gabrielly da Silva, Ruana Maria da Rocha Brandão, Juliana Raposo Souto Maior Costa, Bruna de Carvalho Farias Vajgel

Objetivo: Comparar os modos de falha de dentes restaurados com três tipos de pinos de fibra de vidro, após teste *push-out*. **Metodologia:** A amostra constou de 33 pré-molares unirradiculares, que foram endodonticamente tratados e preparados para receber os pinos. Foram separados em três grupos: PPF (pinos pré-fabricados); PPF+RC (individualizados com resina composta) e PCAD (fresados em CAD/CAM). O cimento resinoso autoadesivo (RelyX U200 3M/ESPE) foi utilizado para a cimentação dos pinos. Após isso, as raízes foram separadas e preparadas para o teste *push-out*. Posteriormente, as amostras foram avaliadas em lupa estereomicroscópica. Foi feita a análise das linhas de cimentação de uma amostra de cada grupo através de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). Para obter a avaliação estatística foram utilizados os testes Kappa e qui-quadrado de Pearson. **Resultados:** Foi observada predominância de falha do tipo adesiva cimento/dentina para todos os grupos, com prevalência no grupo PPF. Quanto ao grupo PPF+RC, mesmo não apresentando diferença significativa, houve elevado percentual de falha adesiva resina composta/pino e coesiva de resina composta. No grupo CAD/CAM observou-se 60% de falhas tanto adesiva cimento/pino, quanto coesiva do cimento, mostrando diferença significativa. Na análise no MEV, verificou-se no grupo PPF considerável quantidade de bolhas e espessa camada de cimento, diferentemente dos grupos PPF+RC e PCAD que mostraram a espessura de cimento reduzida. **Conclusão:** Os três grupos de pinos apresentaram padrões de falhas elevados. Sendo assim, são necessários mais estudos, afim de analisar a longo prazo o comportamento de cada tipo de pino.

Palavras-chave: Materiais Dentários, Pinos de Fibra de Vidro, Testes Mecânicos.

Análise da rugosidade superficial de pinos de fibra de vidro convencionais e CAD-CAM através de microscopia eletrônica de varredura

Vanessa Gabrielly da Silva, Nairomberg Cavalcanti Portela Junior, Ruana Maria da Rocha Brandão, Juliana Raposo Souto Maior Costa, Luiz Carlos Alves, Fábio Brayner

Objetivo: Analisar a rugosidade superficial entre pinos de fibra de vidro pré-fabricados e pinos CAD/CAM e suas diferenças, através da microscopia eletrônica de varredura. **Metodologia:** A amostra consistiu de quatro dentes unirradulares tratados endodonticamente para a moldagem em resina acrílica dos condutos. Os moldes em acrílico foram digitalizados em laboratório e os pinos foram fresados em discos de fibra de vidro através de CAD/CAM. Os pinos fresados e os pré-fabricados foram metalizados com uma camada de ouro e analisados por meio de microscopia eletrônica de varredura. **Resultados:** Foi visto que a superfície dos pinos pré-fabricados apresenta fibras mais uniformes, com pouca exposição e unidirecionais. Além disso, a região apical pode desfavorecer a adaptação com o material obturador restante, caso ele não seja aplicado corretamente, devido a presença de ângulos mais vivos nas laterais. Já nos pinos fresados em CAD/CAM há uma maior exposição, melhor delimitação das fibras de vidro e apresenta um aspecto mais rugoso de sua superfície, assim como um término apical que sugere uma melhor adaptação e escoamento do material cimentante, além de boa retenção no conduto radicular. **Conclusão:** Os pinos de fibra de vidro fresados em CAD/CAM, por apresentarem a sua morfologia estrutural mais individualizada, favorece a sua adaptação no canal radicular, diminuindo o índice de falhas na linha de cimentação.

Palavras-chave: Retentores Intrarradulares, Pinos Fibra e Vidro, Pinos CAD/CAM, Rugosidade Superficial, Microscopia Eletrônica de Varredura.

Avaliação da remineralização em cáries radiculares artificiais tratadas com vitrocerâmica bioativa por meio da tomografia de coerência óptica

Evair Josino da Silva, Cecilia Vilela Vasconcelos Barros de Almeida, Cláudia Cristina Brainer de Oliveira Mota, Camila Tirapelli, Denise Valente, Anderson Stevens Leonidas Gomes

Objetivo: Avaliar a remineralização de cáries radiculares artificiais por meio de uma vitrocerâmica bioativa comercial (Biosilicato) e o diaminofluoreto de prata através da Tomografia de Coerência Óptica (OCT). **Metodologia:** Foram obtidos 20 dentes multirradulares separados aleatoriamente em dois grupos (n=10): BIOS, na qual foi utilizado o Biosilicato como agente remineralizador; e, SDF remineralizados com diaminofluoreto de prata como controle. Os dentes foram seccionados em blocos de 5mm de comprimento, preservando parte da dentina coronária e o terço cervical radicular. As amostras foram escaneadas no OCT Callisto ThorLabs em três tempos: estágio inicial, sem intervenção (T0); após a desmineralização (T1); e depois da remineralização (T2). Para a desmineralização, os espécimes foram imersos individualmente em solução ácida tamponada por 7 dias em estufa a 37°C. Os agentes remineralizadores foram aplicados na superfície dentária seguindo as recomendações dos fabricantes. Em todas as etapas, as imagens de OCT foram analisadas no software MATLAB para obtenção do coeficiente de atenuação óptica (CAO), permitindo a quantificação da mineralização dentária. **Resultados:** As médias e o desvio padrão do CAO no grupo controle foram: 0.059±0.006, 0.046±0.008, 0.064±0.005 e, no grupo BIOS: 0.051±0.003; 0.045±0.004; 0.058±0.005, nos tempos T0, T1 e T2 respectivamente. Houve diferença significativa nos valores médios entre T0, T1 e T2 de BIOS (p<0,0001) e SDF (p<0,0001). Na comparação entre o BIOS e SDF foi encontrada significância estatística antes (T0, p=0,0029) e após o tratamento de remineralização (T2, p= 0,043). **Conclusão:** BIOS e SDF mostraram potencial remineralizante no tratamento de cárie radicular artificial quando avaliados por OCT.

Palavras-chave: Biosilicato, Tomografia de Coerência Óptica, Dentina, Cárie Radicular.

Autopercepção de edêntulos totais não adaptados a prótese total convencional submetidos à cirurgia para instalação de sobredentadura mandibular com implante único

Daniel Mariano Sousa e Silva, Aretha Heitor Veríssimo, Anne Kaline Claudino Ribeiro, Euler Maciel Dantas, Adriana da Fonte Porto Carreiro

Objetivo: Avaliar a autopercepção de edêntulos totais não adaptados a prótese total mandibular (PTCM) quanto ao procedimento cirúrgico para instalação de implante único e posterior reabilitação com sobredentadura mandibular. **Metodologia:** Vinte e dois pacientes (PTA – adaptados a PTCM (n=10); PTN – não adaptados a PTCM (n=12) foram reabilitados com PTCM e submetidos após 3 meses à cirurgia (protocolo tardio) para instalação de um implante em sínfise mandibular. Os pacientes foram questionados sobre aspectos relacionados a cirurgia para instalação do implante e à reabilitação com sobredentadura. A análise estatística foi baseada no teste Exato de Fisher com nível de significância de 5%. **Resultados:** A amostra do estudo foi predominantemente do sexo feminino (idade média 65,68±6,38 anos). Foram instalados implantes nas dimensões 8,5, 10,0 ou 11,5mm (SIN implantes). Não houve associação significativa entre os grupos quanto aos aspectos protéticos e cirúrgicos (p>0,05). Mais de 60% dos pacientes desejavam implante para melhorar a mastigação. A maioria dos pacientes do grupo PTN afirmaram que o maior desconforto pós-cirúrgico foi dor após efeito anestésico (n=41,7%). A autopercepção quanto às relações sociais, familiares e profissionais melhorou consideravelmente após reabilitação com sobredentadura. Todos os pacientes se adaptaram a PTCM após a reabilitação com a prótese implantossuportada, com nível de satisfação acima de 80% na maioria da amostra. **Conclusão:** Apesar dos relatos de dor e desconforto pós-cirúrgico, a maioria se submeteria novamente ao tratamento. A reabilitação com implante único atendeu às expectativas do paciente, melhorando a autopercepção quanto a mastigação e retenção.

Palavras-chave: Implantação Dentária, Overdenture, Prótese Total, Qualidade de Vida, Satisfação do Paciente.

Avaliação da qualidade, confiabilidade e leituraabilidade do conteúdo on-line sobre tratamento endodôntico

Paulo Cardoso Lins-Filho, Elizabeth Louisy Marques Soares da Silva, Djalma Saturno Barboza-Júnior, Evalir Josino da Silva, Millena Mirella Silva de Araújo, Thuanny Silva de Macêdo, Maria Cecília Freire de Melo, Arnaldo de França Caldas Júnior

Objetivo: Avaliar a qualidade, confiabilidade e leituraabilidade das informações sobre tratamento endodôntico disponíveis nos buscadores mais acessados pelos usuários de ferramentas de busca on-line no Brasil. **Metodologia:** Foram selecionados cento e oito sites por meio do Google, Bing e Yahoo. A qualidade e confiabilidade do conteúdo dos sites foram avaliadas por dois examinadores independentes, ambos especialistas em endodontia, usando o questionário DISCERN e os critérios de "benchmark" do Journal of American Medical Association (JAMA), também foi registrada a presença da certificação Health on Net (HON). A leituraabilidade dos sites foi avaliada pelo Flesch Reading Ease adaptado para o português do Brasil (FRE-BP). Além disso, os sites foram categorizados de acordo com a afiliação. A análise estatística foi realizada por meio do coeficiente de correlação de Spearman e teste Mann-Whitney U, pois a hipótese de distribuição normal dos dados não foi confirmada pelo teste de Shapiro-Wilk. **Resultados:** Os conteúdos disponíveis on-line foram considerados de baixa qualidade pelos escores DISCERN e JAMA, apresentando em sua maioria níveis de leitura muito difíceis. Apenas 1,9% da amostra apresentou certificação HON. A correlação entre medidas distintas foi encontrada entre os escores médios do JAMA e DISCERN e entre os escores médios do JAMA e FRE-BP. As medidas de qualidade e legibilidade não se correlacionaram com o tipo de autoria das páginas da web. **Conclusão:** Os conteúdos relacionados ao tratamento endodôntico disponíveis em sites brasileiros foram considerados de baixa qualidade e não acessíveis, independentemente do tipo de autoria.

Palavras-chave: Endodontia, Informação de Saúde ao Consumidor, Internet.

Incidência de trincas dentinárias em dentes humanos unirradiculares após instrumentação com diferentes sistemas reciprocantes e rotatórios

Thayana Karla Guerra Lira dos Santos, **Eynir José da Silva**, Cláudia Cristina Brainer de Oliveira, Daniel Amancio Duarte, Antônio Celso Dantas Antonino, Anderson Stevens Leônidas Gomes

Objetivo: Avaliar a presença de trincas dentinárias em dentes humanos após instrumentação com sistemas endodônticos mecanizados, por meio de microtomografia computadorizada (μ CT). **Metodologia:** O estudo *in vitro* foi realizado com 80 dentes incisivos inferiores humanos. As coroas foram seccionadas e as raízes avaliadas em microscópio operatório (16 x). A amostra foi dividida em quatro grupos (n=20): G1, Wave One Gold25.07 / Dentsply (WOG); G2, Reciproc Blue 25.08/VDW (RB); G3, Protaper Next X1 e X2/Dentsply (PTN); G4, Protaper Gold SX, S1, S2, F1 e F2 / Dentsply (PTG). Os escaneamentos das amostras por meio da μ CT foram realizados em dois momentos, antes e após a instrumentação mecânica dos canais radiculares. As imagens obtidas foram reconstruídas com software específico e analisadas pelo ImageJ. O teste de Wilcoxon foi utilizado para verificar as diferenças entre as imagens obtidas previamente e após a instrumentação; enquanto o teste de Kruskal-Wallis verificou as diferenças entre os grupos e o teste de Mann Whitney para avaliar os diferentes movimentos da instrumentação. **Resultados:** Em todos os sistemas utilizados, foram encontradas diferenças significativas entre o número de trincas antes e após a instrumentação ($p < 0,05$). No entanto, não houve diferenças estatísticas no número de trincas entre os sistemas ($p = 0,182$), nem quando comparados os sistemas com movimentos alternativos e rotatórios ($p = 0,1048$). **Conclusão:** A maioria dos defeitos dentinários estava presente nas imagens pré-operatórias, no entanto, houve um aumento no número de imagens comprometidas com trincas, independentemente dos sistemas endodônticos utilizados, sugerindo que a instrumentação mecânica poderia aumentar a propagação das trincas dentinárias.

Palavras-chave: Tratamento do Canal Radicular, Preparo de Canal Radicular, Microtomografia por Raio-X.

Utilização do laser nas pesquisas odontológicas: análise bibliométrica dos anais da SBPqO

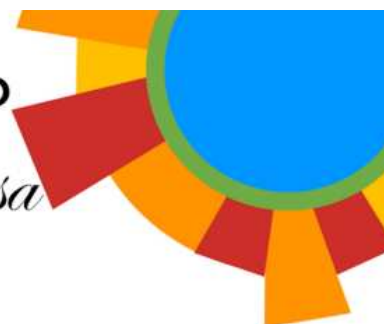
Amanda de Carvalho Taveira, Walker Pereira Guimaraes, Sandy Targino Albuquerque Da Silva, Ana Maria Gondim Valença, José Maria Chagas Viana Filho

Objetivo: Reunir as diferentes aplicações do laser em pesquisas as quais foram apresentadas nas últimas 38 reuniões anuais da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica (SBPqO). **Metodologia:** Trata-se de uma análise bibliométrica. Foram analisados 59.414 resumos catalogados em todos os anais disponíveis no site do SBPqO e a busca foi realizada utilizando-se os termos "laser" e "laserterapia", sendo excluídos os estudos em que o laser foi utilizado para captura de imagem, soldagem e resumos com informações incompletas. Os dados relacionados ao local da pesquisa, tipo de instituição, desenho do estudo, apoio financeiro e potência do laser, configuraram as variáveis independentes. **Resultados:** Foram selecionados 1.570 (2,64%) resumos, dos quais 1.143 (72,80%) foram produzidos no Estado de São Paulo e 1.193 (75,98%) pertencentes a instituições públicas. Os estudos laboratoriais prevaleceram (n=1.224; 77,96%), bem como os estudos que não contaram com apoio financeiro (n=953; 60,70%). A maioria das pesquisas utilizou o laser de baixa potência (n= 836; 53,24%) e área de dentística foi a que mais apresentou trabalhos (n=182; 11,59%). **Conclusão:** Observou-se um expressivo interesse pela realização de pesquisas com o laser, predominantemente produzidas por grupos paulistas, em instituições públicas e sem apoio financeiro. A maioria foram pesquisas laboratoriais, com laser de baixa potência, na área da dentística.

Palavras-chave: Terapia com Luz de Baixa Intensidade, Pesquisa em Odontologia, Resumo de Reuniões.

ANEXO G – MENÇÕES HONROSAS XXIII SNNPQO

CERTIFICADO *Menção Honrosa*



Certificamos que o trabalho **APLICABILIDADE DE UM SISTEMA FOTOACÚSTICO PARA DETECÇÃO DE CÁRIES INCIPIENTES**, de autoria de *Evair Josino da Silva, Cláudia Cristina Brainer de Oliveira Mota, Avishek Das, Anderson Stevens Leonidas Gomes*, recebeu menção honrosa da categoria Fórum Científico, durante a XXIII Reunião Anual da Sociedade Nordeste e Norte de Pesquisa Odontológica, entre os dias 16 e 18 de novembro de 2023, em João Pessoa-PB.

Hélder Domiciano Martins
Presidente IV RENDO



Yuri Wanderley Cavalcanti
Presidente XXIII Reunião Anual da SNNPqO

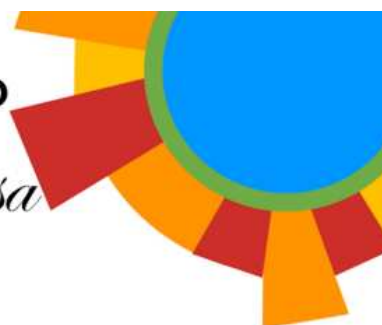


Rilary Feitosa
Presidente XL MICO



CERTIFICADO

Menção Honrosa



Certificamos que o trabalho **INCIDÊNCIA DE TRINCAS DENTINÁRIAS EM DENTES HUMANOS UNIRRADICULARES APÓS INSTRUMENTAÇÃO COM DIFERENTES SISTEMAS RECÍPROCANTES E ROTATÓRIOS**, de autoria de *Thayana Karla Guerra Lira dos Santos, Evair Josino da Silva, Cláudia Cristina Brainer de Oliveira, Daniel Amancio Duarte, Antonio Celso Dantas Antonino, Anderson Stevens Leônidas Gomes*, recebeu menção honrosa da categoria Fórum Científico, durante a XXIII Reunião Anual da Sociedade Nordeste e Norte de Pesquisa Odontológica, entre os dias 16 e 18 de novembro de 2023, em João Pessoa-PB.

Hélder Domiciano Martins
Presidente IV RENDO

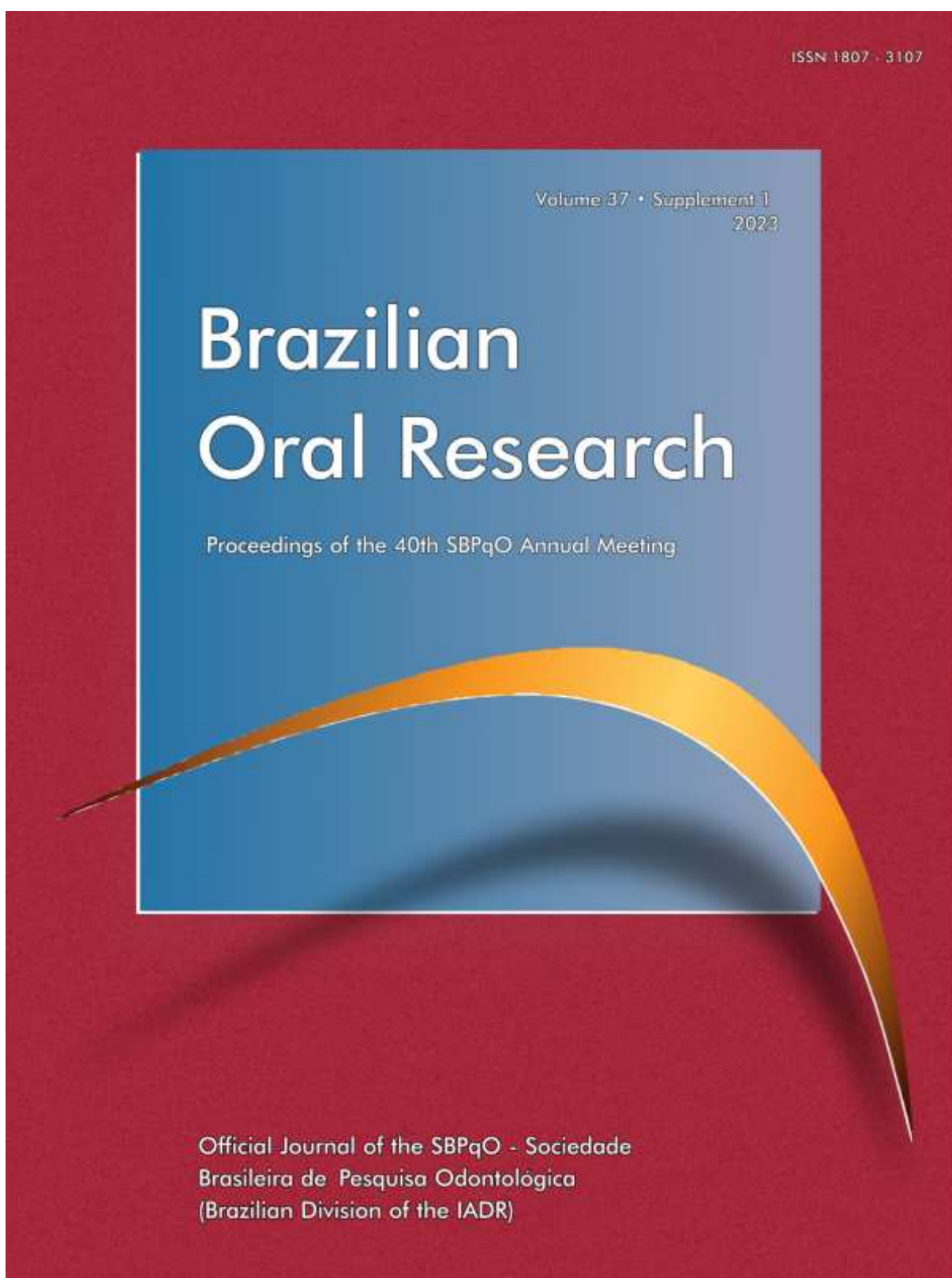


Yuri Wanderley Cavalcanti
Presidente XXIII Reunião Anual da SNNPqO



Rilary Feitosa
Presidente XL MICO



ANEXO H – ANAIS DA 40ª Reunião Anual da SBPqO

Painel Aspirante e Efetivo

PN0769 Comparação do efeito anestésico da bufracaína e da articaína em endodôntia de terceiros molares

Oliveira RC*, Bonatto MS, Santos SS, Mendes PGJ, Pereira DA, Zanatta Barbosa D, Oliveira GLJR
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA.

Não há conflito de interesse

Este estudo, do tipo estudo duplo-cego, controlado e randomizado em um modelo de boca dividida compara a eficácia anestésica da bufracaína e da articaína em cirurgia de exodontia de terceiros molares. Foram incluídos 30 pacientes que foram submetidos a exodontia de quatro terceiros molares. Para a remoção dos terceiros molares, os pacientes foram anestesiados com dois tipos diferentes de anestésicos locais, sendo que em todo foi anestesiado com Clonitoxil de bufracaína associado a epinefrina (0,00,005), enquanto o outro lado foi anestesiado com Articaína a 4 % associado a epinefrina (0,00,005). A avaliação foi realizada com 3 tubetes anestésicos por hemi-arcaia para os terceiros molares superiores e inferiores. Posteriormente, foram anotados a quantidade de tubetes utilizados para a anestesia anestésica, o tempo decorrido e final da anestesia bem como relatos de dor durante e após a cirurgia para cada WL. Foi verificado que os lados anestesiados com articaína apresentaram tempo de início da anestesia menor que os lados anestesiados com bufracaína ($p < 0,05$) e para o final da anestesia ($p < 0,05$). Os pacientes relataram maiores desconfortos dolorosos nos lados que foram anestesiados com bufracaína ($p < 0,05$).

A articaína oferece o efeito anestésico de forma mais rápida que a bufracaína, bem como apresenta melhor controle da dor durante o procedimento cirúrgico. Entretanto, a Bufracaína mantém o efeito anestésico por mais tempo após o procedimento cirúrgico.

[Após: CNPq Nº 420954/2020-1]

PN0770 Avaliação do preparo biomecânico com diferentes sistemas mecantizados por meio da microtomografia computadorizada

Oliveira JB*, Gomes ASL
Odontologia-ODONTOLOGIA-UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO.

Não há conflito de interesse

O objetivo desse estudo foi comparar a penetração e o transporte dos canais radiculares curvos instrumentados pelos sistemas K3 Blue Next, Xp-Endo Shaper Plus e TransFormer por meio da Microtomografia Computadorizada. Foram selecionados 48 molares inferiores humanos que foram mecanizados utilizando Microtomografia Computadorizada com formato de canal de 3,5mm antes e após o instrumentação. Os dentes foram distribuídos aleatoriamente em 3 grupos ($n=16$): o grupo 1 foram instrumentados pelo Sistema K3 Blue Next, o grupo 2 pelo sistema Xp-Endo Shaper Plus e o grupo 3 pelo sistema TransFormer todos foram utilizados seguindo as normas do fabricante. Após o preparo dos canais radiculares de imagens transversais geradas pelo CT foram obtidas para avaliação da penetração dos canais. Resultado: Dos 48 dentes instrumentados apenas 2 dentes obtiveram canalização perfeita tanto no sentido mesio-distal quanto vestibulo-lingual (2 e 0%), sendo 1 do grupo 2 (canal MV) e o outro 1 do grupo 3 (canal MV). Destaca-se também o grupo 2 por apresentar canalização perfeita em pelo menos um dos sentidos em 55,55% de seus canais radiculares, seguido por 50% no grupo 3 e por último apenas 22,22% do grupo 1. Portanto, diferenças estatísticas significativas entre os grupos em nenhuma das análises.

Em relação ao sistema Xp-Endo Shaper Plus e TransFormer foram demonstrado em melhor desempenho com uma maior proporção de canais canalizados em relação ao sistema K3 Blue Next, não houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos.

PN0771 Análise microbiológica de dentes indicados ao retratamento endodôntico por motivos protéticos ou devido a presença de periodontite apical

Fagundes RN*, Bonczatto JD, Lopes EM, Godoi JH, EP, Francisco PA, Passini MRZ, Lopes ABS, Gomes BFA
Endodontia- ENDODONTIA- FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PRACICABA.

Não há conflito de interesse

A periodontite apical crônica (PAC) pode ser causada por falhas nas diversas etapas do tratamento endodôntico, mas principalmente pela deficiência (RE) do cone radiante. O objetivo desta pesquisa foi identificar em quais estruturas com insucesso do tratamento endodôntico pelo método PCR a presença de C. albicans, C. glabrata, C. tropicalis, C. parapsilosis, C. lusitana, C. dubliniensis, E. faecalis e S. mutans. Amostras microbiológicas foram coletadas de 16 canais radiculares com PAC, e 16 canais radiculares com necessidade de retratamento por motivos protéticos (MP), com cone de papel abscissante, e tiveram seu DNA extraído. Primers específicos foram utilizados para a detecção das espécies acima por PCR. Os dados foram tabulados no Excel e analisados. C. albicans foi a espécie fúngica detectada em maior frequência (90%) em casos de PAC e C. dubliniensis em 70% dos casos de MP, com densidade de OD 30 dias de medição (OD30) maior (PAC). Diferenças estatísticas foram encontradas entre os dados de OD30 de PAC e MP em relação ao PAC e MP em relação ao MP, com densidade de OD30 maior (PAC) e menor (MP) em relação ao PAC e MP.

Conclui-se que a comunidade microbiana associada a dentifícios com PAC e MP apresenta diversidade de espécies e fungos. Embora os perfis microbiológicos de ambas as condições sejam semelhantes, visto-se porém o número das espécies detectadas por cone sendo maior em dentes com PAC. O PAC foi capaz de detectar C. albicans e fungos específicos em endodôntia.

[Após: CAPES Nº 101 | CNPq Nº 302652/2019-4, 420954/2020-1, FAPESP Nº 2020/2049-4, 2020/0464-1, 2020/2049-4, 2020/4448-4, 2020/10671-6, 2020/4370-6]

PN0772 Validação de um instrumento de autorrelato para rastreamento de periodontite apical: adaptação transcultural nas cinco regiões do Brasil

Agostini LP*, Franciscatto GJ, Scarpato RK, Gomes MJ
Clínico-CLÍNICO- PONTIFÍCA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL.

Não há conflito de interesse

Este estudo teve o objetivo de avaliar a adaptação transcultural de um instrumento de Autorrelato para rastreamento de Periodontite Apical (ARA), avaliando sua equivalência para o contexto cultural de cada uma das cinco regiões do Brasil e sua validade em todo o território nacional. Dois especialistas em endodontia de cada uma das cinco regiões do país (PH-1) foram convidados a responder um questionário para avaliar a equivalência transcultural do item do ARA, utilizando a plataforma Qualtrics. O instrumento é composto por um questionário com 8 itens, distribuídos em 3 domínios: autorrelato de saúde bucal, histórico de tratamento endodôntico, e histórico de trauma dento-alveolar. As respostas a cada item foram estruturadas em escala tipo Likert, variando de "Não equivalente" até "Muito equivalente". A equivalência foi avaliada pelo Índice de Validade de Construção (IVC). Também foram solicitadas sugestões para modificação dos termos considerados não equivalentes e, se necessário, essas modificações foram aplicadas até que um IVC > 0,70 fosse alcançado. Os resultados preliminares, com 70% dos dados avaliados, revelaram um IVC = 0,78, apresentando equivalência total de todos os itens do ARA nas cinco regiões do país, sem necessidade de alteração e revalidação.

Os achados preliminares sugerem que o instrumento ARA possui validade no território nacional e pode contribuir para o rastreamento populacional de PA.

[Após: CNPq Nº 143778/2020-3]

PN0773 Análise push-out de pino de fibra de vidro cimentados com cimentos resinosos em canais com diferentes protocolos de limpeza após desobstrução

Pereira JS*, Junior ACR, Antunes TBM, Gomes BFA, Almeida JFA, Soares AJ, Ferraz CCR, Marciano MA
Pós-graduação- PÓS-GRADUAÇÃO- FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PRACICABA.

Não há conflito de interesse

Este estudo avaliou a necessidade da união de pino de fibra de vidro a dentina restaurada por meio de diferentes protocolos de limpeza após a desobstrução de canais cimentados com o cimento AH Plus, à base de resina epoxi e o fluido de limpeza HFlow, à base de solvente de cálcio. Foram utilizados 40 dentes humanos artificiais, previamente desobstruídos com HFlow, com a união com AH Plus ($n=20$) e HFlow ($n=20$). Após 30 dias, os dentes foram desobstruídos e divididos em 4 grupos de limpeza: sem agitação ($n=10$), com bico de irrigação biológico (0,5% e 5mL de água destilada com K2-vendo Fisher) ($n=10$) e com o método B-Cleaner e B-Flow ($n=10$). Nestes dois últimos grupos, 1mL de NaOCl 5,25% foi agitado por 30 segundos, seguido de 1mL de EDTA 17% a 30 segundos e por último 1mL de NaOCl 5,25% a 30 segundos. Após a limpeza, os canais foram preenchidos com pino de fibra de vidro Bondar F e o cimento Ray-Bond com aditivo ultrassônico (Apex-Sonotrochord Multi-Purpose). Após 5 dias, foram feitas 3 seções, do Utrero, nas raízes, correspondentes aos tipos cervical, médio e apical. As seções foram submetidas ao teste push-out para avaliar a resistência de união em MPs. O teste estatístico utilizado foi ANOVA de medidas repetidas e o teste de Bonferroni, com nível de significância de 0,05. Não houve diferença estatística entre os subtipos de limpeza dentro de cada grupo de limpeza.

Conclui-se que os protocolos de limpeza não interferem nas resistências de união de pino de fibra de vidro cimentados com cimentos resinosos.

[Após: CAPES Nº 001]

PN0774 Propriedades físico-químicas de cimentos bio-cerâmicos experimentais pó-liquido e pronto para uso

Pereira LB*, Pradell JB, Rosin RLB, Tincomaru-Filho M, Guarnieri-Tincomaru JM
Odontologia- ODONTOLOGIA- UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA- ARARAQUARA.

Não há conflito de interesse

Cimentos bio-cerâmicos experimentais são propostas devido ao seu potencial biológico. O objetivo desta pesquisa foi avaliar as propriedades físico-químicas de dois cimentos bio-cerâmicos. O cimento experimental pronto para uso (EPPU) composto por OX, sendo de produção (ZrO₂) e polimerizável foi desenvolvido com ZrO₂ (CZ/20%) e OX (ZC/20%). O cimento experimental pó-liquido (EPL) foi desenvolvido composto por silicato fosfórico, silicato cálcico, fluorato de cálcio monobásico, hidróxido de cálcio, tungstato de cálcio, ZrO₂ e polietileno glicol. Este estudo avaliou: EPPU (ZC/20% e CZ/20%), EPL (ZC/20% e CZ/20%), B-Cleaner (B-Cleaner, Brasil) e AH Plus (AH Plus, Dentsply, Suécia). Tubos de polietileno ($n=10$) preenchidos pelos cimentos foram utilizados para a medição do pH após 1, 7 e 14 dias. O crescimento ($n=10$) foi avaliado com base na norma ISO 6406/2002. Testes ANOVA e Tukey foram utilizados ($p < 0,05$). BCS promoveu maior polimerização e hidratação em todos os pontos de amostragem. EPPU e CZ/20% em 7 e 14 dias ($p < 0,05$). EPL apresentou menor pH em todos os pontos ($p < 0,05$). BCS apresentou maior crescimento quando comparado aos demais ($p < 0,05$). Os materiais testados foram classificados para BCS e EPPU (ZC/20%) ($p < 0,05$). AH Plus e EPPU (ZC/20%) apresentaram crescimento similares ($p > 0,05$).

Conclui-se que os cimentos bio-cerâmicos experimentais produzidos para uso e pó-liquido apresentam pH ácido e apresentam crescimento semelhante às amostras BCS e AH Plus. Dentes com propriedades físico-químicas e biológicas devem ser avaliadas para o material.

[Após: FAPs- Fapep Nº 2021/14300-6]

