



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE PRÓTESE E CIRURGIA BUCO-FACIAL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
DOUTORADO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM CLÍNICA INTEGRADA

IZABELLA CHRISTINA XAVIER LINS

**TRANSILUMINAÇÃO E RETROESPALHAMENTO COM LASERS ALEATÓRIOS
PARA DIAGNÓSTICO PRECOCE DE CÁRIES EM DENTES PERMANENTES**

RECIFE

2022

IZABELLA CHRISTINA XAVIER LINS

**TRANSILUMINAÇÃO E RETROESPALHAMENTO COM LASERS ALEATÓRIOS
PARA DIAGNÓSTICO PRECOCE DE CÁRIES EM DENTES PERMANENTES**

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

Área de Concentração: Clínica Integrada

Orientador: Prof. Dr. Anderson Stevens Leônidas Gomes

Coorientadora: Prof.^a Dr^a. Daniela Siqueira Lopes

RECIFE

2022

Catalogação na Fonte
Bibliotecário: Rodrigo Leopoldino Cavalcanti I, CRB4-1855

L759t

Lins, Izabella Christina Xavier.

Transiluminação e retroespalhamento com lasers aleatórios para diagnóstico precoce de cáries em dentes permanentes / Izabella Christina Xavier Lins. – 2022. 51 f. : il. ; 30 cm.

Orientador : Anderson Stevens Leônidas Gomes.

Coorientadora : Daniela Siqueira Lopes.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Recife, 2022.

Inclui referências, apêndices e anexo.

1. Transiluminação. 2. Diagnóstico por Imagem. 3. Cárie Dentária. 4. Lasers. I. Gomes, Anderson Stevens Leônidas (Orientador). II. Lopes, Daniela Siqueira (Coorientadora). III. Título.

617.6

CDD (23.ed.)

UFPE (CCS2022-082)

IZABELLA CHRISTINA XAVIER LINS

**TRANSILUMINAÇÃO E RETROESPALHAMENTO COM LASERS ALEATÓRIOS
PARA DIAGNÓSTICO PRECOCE DE CÁRIES EM DENTES PERMANENTES**

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

Aprovada em 10 de fevereiro de 2022

BANCA EXAMINADORA

- 1º _____
Prof.º Dr. Gustavo Pina Godoy (examinador interno)
Universidade Federal de Pernambuco - UFPE
- 2º _____
Prof.ª Dr.ª Denise Maria Zezell (examinadora externa)
Universidade de São Paulo - USP
- 3º _____
Prof.º Dr. Renato Evangelista de Araújo (examinador externo)
Universidade Federal de Pernambuco - UFPE
- 4º _____
Prof.ª Dr.ª Daniela Siqueira Lopes (examinadora externa)
Universidade de Pernambuco - UPE
- 5º _____
Prof.ª Dr.ª Márcia Maria Fonseca da Silveira (examinadora externa)
Universidade de Pernambuco - UPE
- 6º _____
Prof.º Dr. Anderson Stevens Leônidas Gomes (examinador suplente interno)
Universidade Federal de Pernambuco - UFPE
- 7º _____
Prof.ª Dr.ª Suzana Silva Lira (examinadora suplente externa)
Centro Universitário Brasileiro - Unibra

A Deus, por ser minha bússola inseparável e por me fazer sentir que tudo vai dar certo;

À minha mãe, Goretti, por ser minha força e mola propulsora de toda minha vida. Por me guiar em todos os caminhos que tenho que percorrer, sem deixar que nada me faça desistir;

Ao meu pai, Rogério, que durante todo tempo foi meu apoio e grande incentivador. Sempre torcendo em todas as etapas da minha vida;

Ao meu irmão, por sempre me escutar nos momentos de aflições e me ajudar na busca constante de soluções;

Ao meu marido Emmanuel, por sua inteligência, bom humor, carinho, companheirismo e afeto. Pelos puxões de orelha nos momentos certos, pela sua alegria e carisma que me fazem sentir bem.

Ao meu filho Arthur, por ter sido minha fonte de inspiração todos os dias da minha vida, por me alegrar nos momentos tristes e por ser a motivação para que eu possa melhorar a cada dia.

Amo todos vocês.

AGRADECIMENTOS

A realização de um trabalho desta natureza, que envolve inúmeras colaborações e que exige um enorme empenho pessoal, carece de constantes orientações, aferições, mudanças de rumo, e, sobretudo, grandes doses de paciência por quem se atreve a ajudar. Por este motivo os agradecimentos são muitos e de diferentes âmbitos, desde a participação científica, até o apoio emocional, sem o qual este projeto seria muito difícil de concretizar.

Agradeço primeiramente à Deus, por ele ser meu guia em todos os momentos da minha vida, sempre me amparando quando encontro algum obstáculo.

Aos meus queridos e amados pais Rogério e Goretti, por me fazerem seguir em frente e sentir que eu era capaz de concluir mais uma etapa na minha vida. Eles me disponibilizam todo o apoio que necessito em todos os momentos. Por me rodearem de um ambiente estimulante e facilitador e por me terem possibilitado a realização de todos os meus sonhos. Agradeço também a paciência, a solidariedade, a compreensão, o carinho, as lições e as chamadas de atenção que me ajudam a manter o equilíbrio com que tento reger a minha vida e que tem consequências em tudo que faço.

Ao meu irmão Wendell, pela sua generosidade, amizade, amor e dedicação que sempre me demonstrou, mostrando novos caminhos, novas ideias, novos horizontes, permitindo que um grande obstáculo se tornasse um pequeno grão de areia. Obrigada por você existir em minha vida.

Ao meu marido Emmanuel, que entrou na minha vida de uma forma especial e me ajudou nas finalizações da minha tese. Pelas horas em que me escutou e teve paciência nos momentos em que eu estava aflita. Juntos, caminhamos em busca do crescimento pessoal e profissional. Obrigada por nunca me deixar desanimar nos momentos difíceis e sempre tentar me erguer para seguir em frente.

Ao meu filho Arthur, por caminhar ao meu lado neste sonho desde pequenininho. Meu amor por você é incondicional e só aumenta a cada dia. Obrigada por me fazer feliz todos os dias da minha vida. Te amo muito meu pequeno.

Ao meu Orientador Professor Anderson Gomes, pela competência, compromisso e dedicação com cada um de seus orientandos. Sua experiência e conhecimento são essenciais para a elaboração e finalização deste trabalho.

Obrigada por esses quatro anos que tive de crescimento científico sob sua orientação, pois me motivou a amadurecer para conseguir alcançar os desafios impostos por uma tese. O senhor acolhe com humanização e gentileza cada um dos seus orientandos.

À minha coorientadora Daniela Siqueira, por ter me ajudado mesmo antes de me conhecer quando tentei o concurso de professor a substituta da UFPE. Sempre tão generosa em dividir o conhecimento e experiência. Gratidão por todo incentivo e paciência durante esta caminhada. Uma amiga para levar por toda a vida.

Aos meus verdadeiros amigos que sempre estiveram ao meu lado na construção dessa jornada, por entenderem a minha ausência em momentos de encontros casuais e por tentarem me ajudar de alguma forma a concluir este trabalho. Obrigada por existirem na minha vida Em especial: Caroline Igrejas, Suzana Lira, Cecília Cruz, Daniela Siqueira e os amigos das Forças Armadas.

Aos meus familiares, cunhadas (Emanoela, Clarissa e Alexandra), sogra (Tereza), meu sogro Luiz (in memorian), avós Cristina, Manoel e Luiz (in memorian), minha avó Bernadete, tios, tia, primos (as) e demais familiares por entenderem a minha ausência em momentos de encontros casuais e por tentarem me ajudar de alguma forma a concluir este trabalho.

À família Labfoton por se esse grupo coeso onde todos se ajudam e aprendem juntos. Os dias se tornaram mais leves desta forma. Em especial a: Claudinha, Vanda, Evair, Sandra, Cecília Cruz, Polly, Tereza, Melissa, Audrey, Bismarck, Ana Marly e Cecília Vilela. Obrigada a todos de coração.

Finalmente, agradeço aos Coordenadores; aos colegas de Doutorado, em especial a Bethe, pela convivência; aos funcionários da Coordenação de Pós-graduação: Antônio Gomes, Tamires, Dona Tânia, Oziclere e Isaac; do Departamento de Prótese Buco Facial: Ana; Portarias, segurança, bibliotecas e Reitoria. E a Universidade Federal de Pernambuco – UFPE; Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES.

Se Tiveres Fé, tudo verás acontecer! Se buscares a Deus, se colocares em Deus tua confiança e esperança, verás o impossível se tornar possível! Não permitas, pois, que a desconfiança conduza teus passos, teu coração, teus olhos! Joga-te em Deus, sem desconfianças, e verás que zero por cento de possibilidade se transformará em 1000 por cento de milagre! (FREI DENNYS PIMENTEL, 2021)

RESUMO

O desenvolvimento de sistemas para a geração de imagem de tecidos biológicos permite o estabelecimento de novas metodologias de diagnóstico em saúde. O objetivo do presente trabalho foi, em primeira análise, apresentar o uso de laser aleatório no infravermelho para a geração de imagens por transiluminação óptica de tecido dentário. Foi descrito a construção e caracterização de um laser aleatório baseado em solução de Piridina 2 e nanopartículas de dióxido de titânio. O uso do laser aleatório em sistemas de transiluminação óptica possibilitou a geração de imagens, livres de *speckle*, de fatias de dente humano (*ex-vivo*). Os resultados mostraram um contraste nas imagens de 0,89 entre as regiões de esmalte e dentina, e indicaram a importância de controle da polarização da luz em sistema de transiluminação óptica para a identificação de estruturas birrefringentes. Os resultados também identificaram o potencial de uso de laser aleatório no infravermelho para a geração de imagens de tecidos biológicos. Em sequência, um método de imagem por retroespalhamento baseado em laser de fibra aleatória de infravermelho próximo foi construído para fornecer uma imagem óptica de alto contraste entre o tecido hígido e cariado. O contraste obtido foi de 0,70, mais de 8 vezes maior que o contraste obtido na imagem radiográfica. O comprimento de onda no infravermelho próximo, a alta densidade espectral e a baixa coerência do laser de fibra aleatória contribuem para o alto brilho e baixo contraste de manchas (*speckle*), tornando-o uma fonte de luz adequada para o diagnóstico de cárie.

Palavras-Chave: transiluminação; diagnóstico por imagem; cárie dentária; lasers

ABSTRACT

The development of systems for the generation of biological tissue imaging allows the establishment of new methodologies for health diagnosis. The aim of the present study was, at the first analysis, to present the use of random infrared laser for the generation of images by optical transillumination of dental tissue. The construction and characterization of a random laser based on a solution of Pyridine 2 and titanium dioxide nanoparticles was described. The use of random laser in optical transillumination systems allowed the generation of speckles-free images of slices of the human tooth (ex-vivo). The results showed a contrast in the images of 0.89 between the regions of enamel and dentin, and indicate the importance of controlling the polarization of light in an optical transillumination system for the identification of birefringent structures. The results also identified the potential for using a random infrared laser to generate images of biological tissues. Then, a near infrared random fiber laser-based backscatter imaging method was constructed to provide a high contrast optical image between healthy and decayed tissue. The contrast obtained was 0,70, which is more than 8 times higher than the contrast obtained from radiographic imaging. The near infrared wavelength, high spectral density and low coherence of random fiber laser contribute to its deep penetration, high brightness and low speckle contrast, making it a suitable light source for caries diagnosis.

Keywords: transillumination; diagnostic imaging; dental caries; random lasers.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 –	Cárie interproximal	15
Figura 2 –	Espectro eletromagnético	17
Figura 3 –	Esquema experimental com: laser aleatório, sistema de espectroscopia e sistema de imagem por TO.....	22
Figura 4 –	Espectro de emissão do LA em função da energia de excitação (a); comportamento da intensidade de pico e da largura espectral da emissão do LA para diferentes energias de excitação (b)	23
Figura 5 –	(a) Sistema para seccionamento dos dentes; (b) Dente seccionado.....	25
Figura 6 –	Esquema da configuração experimental. WDM, multiplexador de divisão de comprimento de onda. SMF, fibra monomodo. ISSO, isolador. VOA, atenuador óptico variável. MMF, fibra multimodo. BS, separador de feixe. Imagem do dispositivo construído no Laboratório de Detecção e Comunicação de Fibra Óptica, da Universidade de Ciência e Tecnologia Eletrônica da China	26

SUMÁRIO

1	PREÂMBULO	12
2	INTRODUÇÃO	14
3	METODOLOGIA	20
3.1	IMAGENS POR TRANSILUMINAÇÃO ÓPTICA DE TECIDO DENTÁRIO USANDO LASER ALEATÓRIO DE PIRIDINA 2	20
3.1.1	Considerações éticas	20
3.1.2	Tipo e Local do Estudo	20
3.1.3	Seleção e preparo de amostras	20
3.2	IMAGEM DENTAL DE ALTO CONTRASTE USANDO UM LASER DE FIBRA ALEATÓRIO A PARTIR DE RADIAÇÃO POR INFRAVERMELHO PRÓXIMO NA CONFIGURAÇÃO DE RETROESPELHAMENTO	23
3.2.1	Considerações éticas	23
3.2.2	Tipo e Local do Estudo	23
3.2.3	Seleção e preparo de amostras	24
3.2.4	Seccionando dos espécimes e composição dos grupos	25
3.2.5	Configuração Experimental – Laser Aleatório em Fibra de Infravermelho Próximo (NIR-RFL)	26
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	27
5	CONCLUSÕES	28
	REFERÊNCIAS	29
	APÊNDICE A – ARTIGO 1	35
	APÊNDICE B – ARTIGO 2	40
	APÊNDICE C – LASERS CONVENCIONAIS	48
	APÊNDICE D – LASER ALEATÓRIO (RANDOM LASER), COERÊNCIA ÓPTICA E DIRECIONALIDADE	49
	ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS DO CCS/UFPE	52

1 PREÂMBULO

Esta tese está inserida na linha de pesquisa: Avaliação Clínica e Laboratorial em Odontologia, correlacionando a Odontologia com a Biofotônica por meio de estudos experimentais *ex vivo* com dentes humanos. Tem como objetivo geral analisar estruturas teciduais dentárias, assim como seus efeitos em superfícies lisas e irregulares do esmalte por meio de tecnologias ópticas, de forma a proporcionar um diagnóstico mais preciso, não invasivo e não destrutivo.

Tradicionalmente, os meios de diagnóstico em Odontologia são conseguidos a partir da inspeção visual, tátil e dos exames por imagens (radiografias convencionais, digitais e tomografias computadorizadas). O exame clínico ainda é considerado soberano, muitas vezes necessitando dos exames complementares para orientar a tomada de decisão. Entretanto, a cárie dentária apresenta contínuas perdas minerais. Além disso, as lesões cariosas apresentam características na sua complexa e desafiadora anatomia que podem levar a problemas intrínsecos, tais como: o emprego inadequado de sondas exploradoras no exame tátil e a questionável sensibilidade das radiografias convencionais que emitem radiação ionizante, quando o aspecto visual não identifica a lesão subclínica.

Dessa forma, o manejo adequado da estrutura norteará seu plano de tratamento e o prognóstico, aumentando, assim, a probabilidade de sucesso terapêutico. Nesse sentido, o emprego de tecnologias ópticas para uma detecção cada vez mais precisa de forma não destrutiva têm sido analisadas por pesquisadores e clínicos, como as fontes de luz no infravermelho próximo (NIR), pois apresentam como características: maior sensibilidade, não ionizante, de forma não destrutiva e de fácil manuseio, o que o torna adequado como ferramentas na Odontologia.

No presente estudo, foram realizados dois experimentos para caracterizar estruturas teciduais dentárias por imageamento por retroespelhamento com laser aleatório em fibra na região espectral do infravermelho próximo (NIR, sigla em inglês). De forma geral, lasers na região visível-NIR apresentam grande aplicabilidade em Odontologia, visto que não representam perigo de ionização para tecidos biológicos, possui muita sensibilidade ao teor de água (alta absorção), proporcionando um melhor contraste para os tecidos moles, quando comparado aos raios-X. Lasers aleatórios, conforme será descrito, apresentam outras vantagens com relação a lasers convencionais, particularmente quando usados como fontes para geração de

imagens: devido à baixa coerência espacial, não apresentam “speckle” característico dos lasers convencionais, de forma que as imagens formadas apresentam um alto contraste.

Os resultados obtidos foram organizados nos artigos a seguir:

1 - Imagens por Transiluminação Óptica de Tecido Dentário Usando Laser Aleatório de Piridina²

2 - High contrast dental imaging using a random fiber laser in backscattering configuration

2 INTRODUÇÃO

Apesar dos esforços e conhecimento desenvolvido na preservação da estrutura dentária, a cárie dentária constitui ainda o interesse principal da saúde bucal em todo o mundo pela sua característica infecto contagiosa e multifatorial (MAIA, 2019). O olhar sobre diferentes medidas preventivas e diagnóstico não invasivos, ao invés do tratamento curativo, tem sido investigado (PALMA DIBB et al., 2000; LOPES, 2020).

Por isso, é importante entender a complexa e desafiadora anatomia dental no processo carioso, assim como observar a macromorfologia (seu arranjo nas superfícies lisas e irregulares), micromorfologia e composição química de cada estrato, sendo o esmalte predominantemente inorgânico e a dentina colagenosa (LOPES, 2020). A cárie caracteriza-se pela perda mineral progressiva do tecido dentário, e sofrendo influências do equilíbrio ecológico do biofilme, dieta, susceptibilidade, hábitos de higiene oral e o tempo, podendo levar a perda do conteúdo e estrutura pela cavitação (GOMEZ, 2015). O cenário da desmineralização conduz a decisão de tratamento, já que a identificação tardia da lesão cariosa implica na necessidade de intervenção restauradora, o que acarreta maior perda tecidual (FEJERSKOV, 2004).

Nesse contexto, áreas de cáries primárias e interproximais dispõem-se em um formato tecnicamente difícil (Figura 1) e por muitas vezes, destinados ao subdiagnóstico, uma vez que o acesso é limitado às superfícies lisas e irregulares. Por isso, é essencial que a consulta odontológica seja realizada rotineiramente como parte do tratamento padrão em busca por testes diagnósticos capazes de detectar, quantificar e monitorar o aumento das manifestações de lesões de cárie incipientes a fim de realizar terapias minimamente invasivas (ORTIZ, et al. 2020).

Figura 1 – Cárie interproximal



Fonte: (<https://jssodonto.wordpress.com/2012/05/27/doenca-carie-manifestacoes-clinicas-e-diagnostico-11>)

O diagnóstico da cárie é um processo extremamente complexo, que envolve a interpretação de um conjunto de dados provenientes dos sinais e sintomas clínicos e de exames complementares. Devido a vários fatores relacionados com a prevalência de cárie na macromorfologia peculiar da superfície lisa proximal dos dentes, são observadas dificuldades em se detectar clinicamente a lesão de cárie interproximal (ZANARDO, REGO, 2003). Assim, diagnóstico pode ser definido como a habilidade do profissional em distinguir a doença por meio de sinais e sintomas. Portanto o termo diagnóstico não deve ser empregado como sinônimo de detecção, que, por sua vez, designa a constatação dos sinais da doença, como cor e aspecto da lesão, que podem ser quantificados de forma objetiva. Logo, os métodos de detecção visam à ampliação da confiabilidade da arte de diagnosticar (DINIZ, 2006; PRETTY, 2006; RIBEIRO et al. 2012).

Neste contexto, o sucesso do diagnóstico está diretamente relacionado à detecção da doença no estágio reversível, a partir de métodos diagnósticos disponíveis para observar ao máximo o processo carioso presente (PITSS, 1991) associado a necessidade de detectar-se precocemente para interceptar lesões proximais reversíveis (PEGORARO, FRANCO, 1994).

Tradicionalmente, os cirurgiões dentistas utilizam como recurso a interpretação do exame visual com sensação tátil, auxiliada pela radiografia para detecção de cáries (AMA, MAIA et al. 2011; SELWITZ, 2007). Porém, o método de detecção de lesões cariosas deve apresentar algumas características imprescindíveis para ser

considerado adequado: ser confiável, não invasivo, capaz de detectar áreas de desmineralização em estágio inicial. Além de custo acessível, conforto para o paciente, rapidez e facilidade de execução, deve ainda ser viável a todas as faces dos dentes com a mesma eficácia (MARINHO, V. A.; PEREIRA, G. M. 1998).

Uma discussão revisando as considerações básicas da interação da luz com o tecido dentário explica muitas questões e demonstra como a luz pode ser usada mais efetivamente para o diagnóstico. Muitas aplicações são baseadas na modificação ou alteração em certas características da luz ao interagir com os tecidos biológicos (MAIA *et al.*, 2008). A interação laser/tecido resulta primariamente em quatro fenômenos: transmissão, espalhamento, reflexão e absorção. E baseada nessas propriedades, o diagnóstico por meios ópticos pode fornecer informações importantes da constituição dos tecidos, de maneira rápida, quantitativa e não destrutiva (PARKER, 2007).

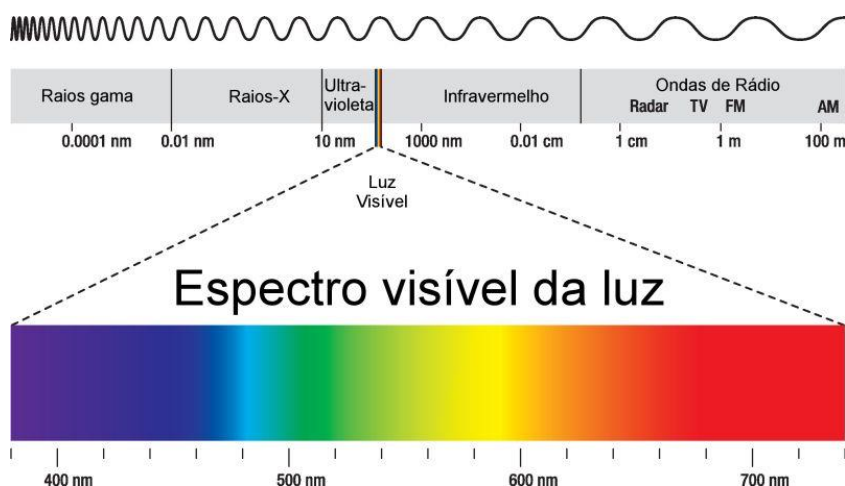
Dentre os métodos auxiliares de diagnósticos de cárie, técnicas e equipamentos tem sido explorados, incluindo transiluminação por fibra óptica (FOTI), Transiluminação de fibra óptica por imagem digital, fluorescência quantitativa induzida por luz (QLF), sistema de laser DIAGNOdent (fluorescência induzida por laser), monitor elétrico de cáries (ECM), Midwest Caries I.D., tomografia por coerência óptica sensível à polarização (OCT), CarieScan, e tomografia computadorizada por feixe cônico (MUJAT, C., VAN DER VEEN, M. H., RUBEN, J. L. *et al.*, 2003; MUJAT, C., VAN DER VEEN, M. H., RUBEN, J. L. *et al.*, 2004; FEJERSKOV, 2005; AMAECHI, 2009; JR, 2016; MACHOY, *et al.* 2017). Nesse campo, crescente atenção tem sido dada à tomografia por coerência óptica (OCT) (MACHOY, *et al.* 2017) e Transiluminação por Fibra Óptica (FOTI) (AMAECHI, 2009). E na última década, várias novas metodologias de detecção da cárie têm sido desenvolvidas. Muitas dessas inovações são tecnologias baseadas em imagens ópticas e mostram potencial clínico promissor como, por exemplo, a Transiluminação utilizando fontes de luz como LED ou laser. Por isso, inúmeras pesquisas vêm sendo desenvolvidas explorando-se as vantagens e desvantagens, bem como a sensibilidade e especificidade, para averiguar a ausência de resultados falso positivos e falso negativos.

Em relação às tecnologias ópticas emergentes, sabe-se que a aquisição de imagens com base na fonte de luz de infravermelho próximo (NIR) como técnica de detecção de cárie baseia-se no fato de que o esmalte cariado tem um menor índice de transmissão de luz do que o esmalte sadio. A luz é absorvida mais quando o processo de desmineralização interrompe a propagação de luz através da estrutura

cristalina do esmalte e dentina. Em essência, isso dá a essa área uma aparência mais escura (AMAECHI, 2009). Essa técnica é não invasiva, utiliza radiação não ionizante e é mais sensível à desmineralização precoce que a radiografia dentária, além disso, apresenta fácil manuseio (FEJERSKOV, 2005; KARLSSON *et al.*, 2010; MACHOY, *et al.* 2017; LOPES, 2020).

De forma geral, o diagnóstico por imagem usa algum tipo de radiação cuja energia (e, portanto, comprimento de onda, que são inversamente proporcionais) ocorrem em uma região específica do espectro eletromagnético, fig. 2. Por exemplo, a radiografia usa fontes de radiação na região de raios-X, que são radiações ionizantes. A luz visível, usada na transiluminação por transmissão, não gera radiação ionizante e é vista a “olho nu”. A região do infravermelho próximo, a partir de 750nm, já é invisível ao olho nu e detectada por fotodetectores especiais.

Figura 2 – Espectro eletromagnético



Fonte: (<https://www.infoescola.com/fisica/espectro-eletromagnetico/>)

Nesta tese, usamos duas fontes de radiação no infravermelho (750nm e 1550nm), e alguns resultados foram comparados com o uso de radiografia convencional.

Técnicas ópticas de geração de imagens requer fontes de luz que proporcionem um alto contraste na imagem gerada de forma que pequenos artefatos na imagem sejam identificados. As fontes de luz são classificadas, entre diversas

formas de classificação, entre fontes coerentes e incoerentes. Entre as fontes de luz incoerentes utilizadas na região visível-infravermelho próximo (vis-NIR), destacamos as lâmpadas incandescentes e fluorescentes, os LEDs (Light Emitting Diode) e as que geram amplificação de emissão espontânea (do inglês ASE). A principal fonte de luz coerente é o LASER, que podem ser atualmente divididos entre lasers convencionais e lasers aleatórios (Apêndice). Ambos emitem radiação coerente, com diferentes graus de coerência. Uma das grandes vantagens do laser aleatório é sua baixa coerência, que permite que o “speckle” (artefatos gerados pela radiação laser quando incidem em um meio) sejam praticamente inexistentes quando comparados com os lasers convencionais. O mesmo efeito ocorre com o uso de LED ou fontes de ASE, ou seja, a baixa coerência permite geração de imagem livre de speckle. No entanto, uma das vantagens do laser aleatório é a maior densidade de energia espectral, quando comparado com fontes de ASE ou LEDs.

Nesta tese, usamos como principal fonte de radiação dois tipos de lasers aleatórios. Como já antecipado, o principal objetivo nosso foi testar o uso destas fontes na geração de imagens em odontologia. É importante ressaltar que toda a parte relativa ao desenvolvimento e caracterização das fontes de luz foram realizados por outra estudante, Sandra Holanda, do Laboratório de Óptica Biomédica e Imagens da UFPE (co-orientada pelo Prof. Anderson Gomes e orientado pelo Prof. Renato Araújo, ambos da UFPE), para o trabalho com Piridina 2, e o segundo trabalho, com o laser aleatório de fibra, foi desenvolvido parcialmente na China, a partir de colaboração entre o Professor Anderson Gomes e o grupo chinês na Fiber Sensing and Communications, Education Ministry of China, University of Electronic Science and Technology of China.

A descrição dos detalhes científicos e tecnológicos dos lasers aleatórios, estão fora do escopo desta tese, e uma revisão recente pode ser encontrada na referência (GOMES, *et al.*, 2021). Apenas os aspectos essenciais serão descritos na metodologia e nos artigos anexos. O uso de lasers aleatórios como fonte de luz livre de speckle foi o primeiro demonstrado por Redding e colaboradores (2012), num sistema explorando a transmissão da luz. Em outro trabalho, um sistema usando retroespalhamento e luz polarizada com laser aleatório foi utilizado na área biomédica (CARVALHO, *et al.*, 2016).

Nesse contexto, também são utilizados sistemas de imagem por transiluminação óptica (TO), explorando diodos superluminescentes, que permitem a identificação de tecido dentário desmineralizado.

Portanto, técnicas de diagnóstico sensíveis são necessárias para fornecer compromissos aceitáveis entre sensibilidade e especificidade para uma ampla gama de aplicação em pacientes individualmente, assim como para fins de pesquisa. Desta maneira, o objetivo do presente trabalho foi utilizar a técnica de imagem por retroespalhamento com laser aleatório em fibra por infravermelho próximo (NIR-RFL) e imagem por transiluminação óptica de tecido dentário usando laser aleatório de Piridina 2, de forma a sugerir sua utilização como um novo método de detecção local suplementar para a prática clínica.

3 METODOLOGIA

3.1 IMAGENS POR TRANSILUMINAÇÃO ÓPTICA DE TECIDO DENTÁRIO USANDO LASER ALEATÓRIO DE PIRIDINA 2

3.1.1 Considerações Éticas

A presente pesquisa foi realizada após a aprovação do projeto de pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos através do número de registro: 3.078.881.

3.1.2 Tipo e Local do Estudo

Foi realizado um estudo experimental laboratorial *ex vivo* utilizando 5 dentes permanentes humanos. As amostras de tecido dentário foram obtidas no banco de dentes humanos do Departamento de Prótese e Cirurgia Buco-Facial da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE).

O preparo dos espécimes, a construção do dispositivo e coleta das imagens, bem como análise das imagens obtidas foram realizados no laboratório de Fotônica e Biofotônica do Departamento de Física da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE, Recife-Brasil), onde foram realizadas as imagens retroespalhadas à partir do laser aleatório de Piridina 2.

3.1.3 Seleção e preparo das amostras

Foram selecionados 5 dentes humanos do banco de dentes humanos do Departamento de Prótese e Cirurgia Buco-Facial da UFPE. Os dentes foram identificados com uma área hígida ou de lesão cáriosa no esmalte e / ou dentina através de inspeção visual. Foram obtidas 14 fatias dos cortes no sentido mesiodistal da superfície dos dentes que revelou uma distribuição de áreas cárias e saudáveis dos dentes da amostra estudada. Não foram realizadas das imagens radiográficas previamente. Os dentes foram selecionados de acordo com os critérios abaixo:

Critérios de Inclusão:

Dentes permanentes posteriores com superfícies íntegras, podendo apresentar manchas brancas e/ou amarronzadas, com ou sem lesões cariosas cavitadas.

Critérios de Exclusão:

Dentes restaurados e tratados endodonticamente; com facetas de desgaste oclusal; desgaste erosivo, com fraturas coronorradiculares, reabsorções radiculares e demais situações que impossibilitassem a utilização do laser aleatório de Piridina 2.

Os corpos de prova foram seccionados com disco diamantado de baixa velocidade (modelo 50) South Bay Technology, San Clemente (CA). Foram seccionados 5 dentes, obtendo-se em média catorze 14 quatorze fatias por dente. As espessuras das fatias dos dentes apresentaram aproximadamente 1 mm de espessura.

3.1.4 Configuração Experimental – Laser Aleatório de Piridina 2

A configuração experimental que consiste na fonte de luz e a parte da imagem, é ilustrado na Figura 1. Na Preparação dos lasers aleatórios, o meio de ganho utilizado foi o corante de perclorato (4- [4- (4-dimetilaminofenil) -1, 3butadienil] -1-etilpiridínio), conhecido como Piridina 2, com fórmula química ($C_{19} H_{23} N_2 ClO_4$) e adquirido da Exciton. Piridina 2 foi dissolvida em etileno glicol (Sigma Aldrich), resultando em uma solução com concentração de 1,66M do corante. Nanopartículas de dióxido de titânio (TiO_2) foram utilizadas como espalhadores para o LA. As nanopartículas, adquiridas da Dupont (Ti-Pure™ R-900), foram avaliadas por microscopia eletrônica de varredura, que indicou diâmetros entre 100nm e 500nm. As nanopartículas de TiO_2 foram suspensas na solução de Piridina 2, em uma concentração molar de $3,2 \times 10^{-2} M$.

Na caracterização da emissão do LA, a solução de Piridina 2 com TiO_2 foi irradiada com um feixe do laser pulsado (durações de pulso de ~ 5ns e frequência de repetição de 10 Hz) em 510nm, em ressonância com a transição de absorção da molécula de Piridina 2. A luz gerada pela amostra foi coletada por uma lente de 10cm de distância focal e focalizada por uma lente de 15cm em um espectrômetro (Acton Research Corporation, SpectraPro-300i, 0.300 Meter Focal Length Triple Grating

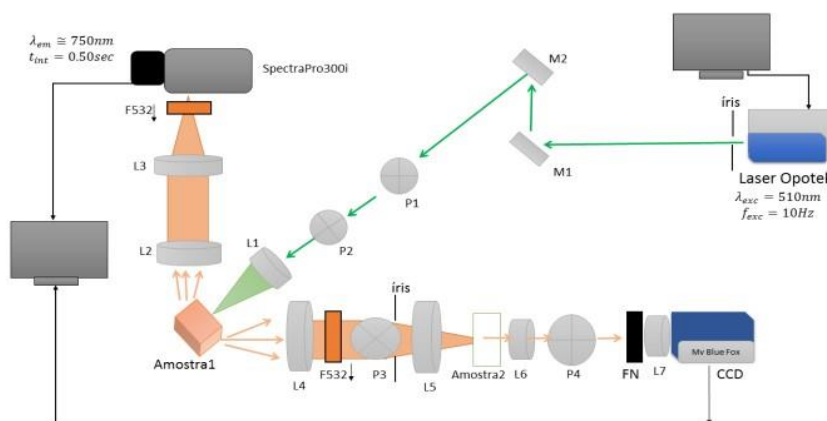
Imaging Monochromator) com resolução de aproximadamente 0,1nm. Foi avaliado os espectros de emissão do LA quando excitado com diferentes energias do laser de pulsado. A emissão do LA também foi avaliada utilizando um interferômetro Twyman-Green (TWYMAN, 2007). Na análise do padrão de interferência gerado, determinou-se a visibilidade das franjas, definida como (ISMAIL, 2014):

$$V = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}}$$

Com I_{max} e I_{min} correspondendo as intensidades máximas e mínimas, respectivamente, do padrão de interferência. No interferômetro de Twyman-Green o valor da visibilidade de franja é modificado alterando o tamanho de um dos braços do interferômetro, o que permite a determinação do comprimento de coerência (l) do feixe analisado.

A emissão do LA foi utilizada na geração de imagens de tecido dentário pelo método de transiluminação óptica (figura 3). No sistema de transiluminação óptica um polarizador P3 e um filtro de cor foram posicionados antes da amostra, garantindo que apenas luz polarizada em 750nm atingisse a fatia do dente. Após a amostra, um segundo polarizador P4 foi posicionado em frente a câmara CCD (Mv Blue Fox). A polarização relativa entre P3 e P4 determina a quantidade de luz que atinge o CCD, além de possibilitar a identificação de regiões birrefringentes da amostra. A estrutura birrefringente do esmalte é capaz de modificar a polarização da luz incidente.

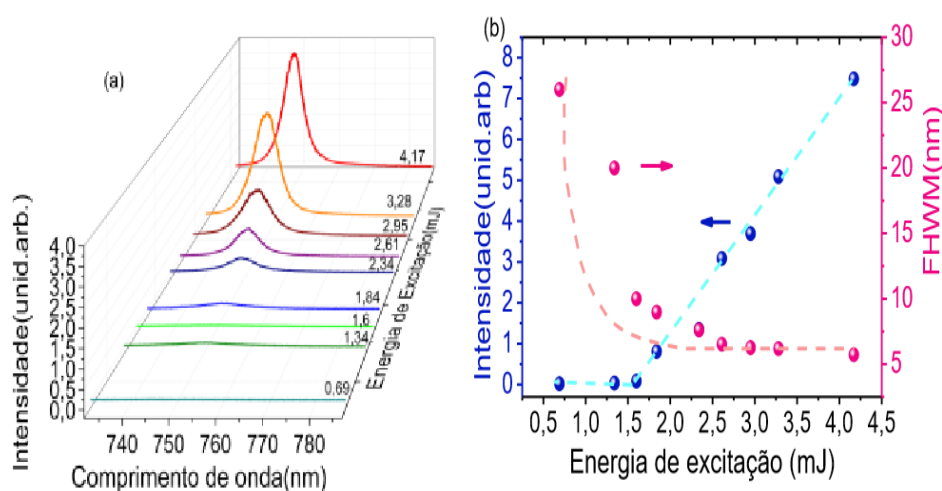
Figura 3 – Esquema experimental com: laser aleatório, sistema de espectroscopia e sistema de imagem por TO



Fonte: o autor, 2020.

A figura 4 apresenta um diagrama do sistema experimental de excitação do laser aleatório, o sistema de espectroscopia e também o sistema de imagem por transiluminação óptica.

Figura 4 - (a) Espectro de emissão do LA em função da energia de excitação; (b) comportamento de intensidade de pico e da largura espectral da emissão do LA para diferentes energias de excitação.



Fonte: o autor, 2020.

3.2 IMAGEM DENTAL DE ALTO CONTRASTE POR RETROESPALHAMENTO USANDO UM LASER ALEATÓRIO EM FIBRA A PARTIR DE RADIAÇÃO POR INFRAVERMELHO PRÓXIMO

3.2.1 Considerações Éticas

A presente pesquisa foi realizada após a aprovação do projeto de pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos através do número de registro: 3.078.881.

3.2.2 Tipo e Local do Estudo

Foi realizado um estudo experimental laboratorial *ex vivo* utilizando 5 dentes permanentes humanos. A construção do dispositivo e coleta das imagens foram desenvolvidas no Centro de Pesquisa em Fibra Óptica, pelo Laboratório de Detecção e Comunicação de Fibra Óptica, da Universidade de Ciência e Tecnologia Eletrônica da China (Chengdu, China), onde foram realizadas as imagens retroespalhadas a partir do laser aleatório em fibra por infravermelho próximo. O preparo dos

espécimes, bem como a análise das imagens obtidas foram realizados no laboratório de Fotônica e Biofotônica do Departamento de Física da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE, Recife-Brasil).

3.2.3 Seleção e preparo das amostras

Foram selecionados 15 dentes humanos recém-extraídos, configurando dentes anteriores e posteriores, doados por pacientes adultos jovens submetidos a exodontias em situações que impossibilitavam a manutenção destes na cavidade bucal, obtidos no banco de dentes humanos do Centro Universitário de Tabosa de Almeida (ASCES-UNITA). Para a seleção dos dentes, foi realizada inspeção visual. Os dentes foram selecionados de acordo com os critérios abaixo:

Critérios de Inclusão:

Dentes permanentes posteriores com superfícies íntegras, podendo apresentar manchas brancas e/ou amarronzadas, com ou sem lesões cariosas cavitadas.

Critérios de Exclusão:

Dentes restaurados e tratados endodonticamente; com facetas de desgaste oclusal; desgaste erosivo, com fraturas coronorradiculares, reabsorções radiculares e demais situações que impossibilitassem o laser aleatório em fibra a partir de radiação por infravermelho próximo.

Os dentes foram identificados com uma área hígida ou de lesão cariosa no esmalte e / ou dentina. O exame total de 5 fatias obtidas da superfície dos dentes revelou uma distribuição de áreas cariosas e saudáveis dos dentes da amostra estudada. Não foram realizadas imagens radiográficas previamente.

Todos os tecidos aderentes e sangue foram removidos em água corrente. Os dentes foram debridados com Curetas Periodontais Gracey (HuFriedy®) para a remoção de restos de ligamento periodontal, em seguida polidos com auxílio de escova de Robinson acoplada em micromotor e contraângulo com detergente neutro,

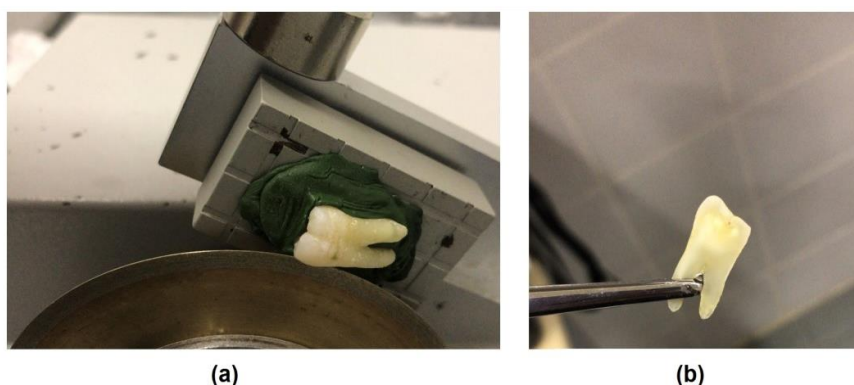
lavados com água corrente durante 2 minutos e em seguida, mantidos por 7 dias em solução de Cloramina-T à 0,5%. Após descontaminação, os espécimes foram armazenados em caixa plástica com água deionizada (4°C) durante 7 dias para manutenção da hidratação dos mesmos de acordo com norma ISO (International Standardization Organization) 11450:2015.

3.2.4 Seccionamento dos espécimes e composição dos grupos

Os dentes foram submetidos à secção coronorradicular no sentido mesiodistal com disco diamantado dupla face (Buehler Ltda., Lake Bluff, IL, EUA) acoplado a uma cortadeira de precisão (Isomet 1000 Speed Saw, Buehler Ltda., Lake Bluff, IL, EUA) e refrigerado a água em baixa rotação (200 rpm), ver figura 5.

A padronização de espessura ($2,0\text{ mm} \pm 0,2\text{mm}$) foi controlada com auxílio de um paquímetro digital (Digimatic Caliper, Mitutoyo®, Tokyo, Japan). Ao final, os espécimes foram submetidos a banho em cuba ultrassônica com água deionizada para remoção dos debris e resíduos de godiva (Ultrasonic Cleaner® - Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil) durante 10 minutos, a uma temperatura de 47°C, sendo novamente acondicionados em água deionizada à 37°C.

Fig.5 – (a) Sistema para seccionamento dos dentes; (b) Dente seccionado



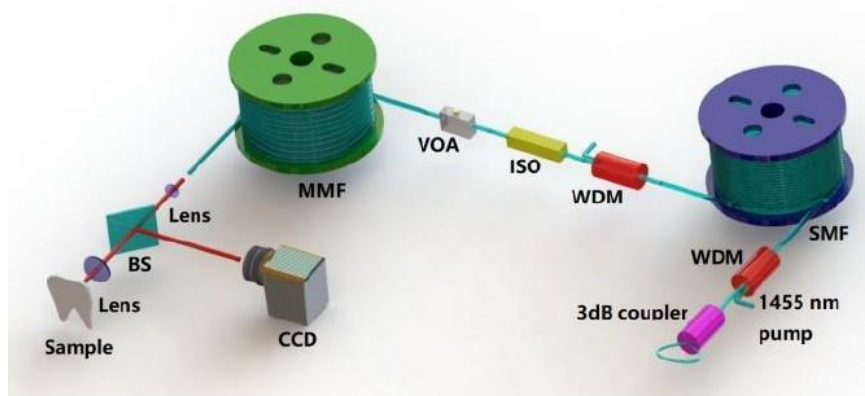
Fonte: o autor, 2020.

3.2.5 Configuração Experimental – Laser Aleatório em Fibra de Infravermelho Próximo (NIR-RFL)

A configuração experimental que consiste na fonte de luz e a parte da imagem são ilustradas na Figura 6. O RFL é gerado através de uma estrutura semiaberta

composta por um espelho de loop de fibra (isto é, formado a partir de um acoplador 3dB) e uma fibra de modo único (SMF) de 25 km de comprimento. Uma fonte de excitação Raman com comprimento de onda central de 1455 nm é injetada na SMF através de um multiplexador de divisão de comprimento de onda de 1455/1550 nm (WDM 1). Outro WDM, WDM2, é usado no final do SMF para separar a luz residual da excitação e garantir que apenas a luz gerada pelo RFL seja injetada na parte da imagem. Um isolador (ISO) é usado para eliminar a reflexão da luz, garantindo que o laser seja gerado apenas através da dispersão de Rayleigh distribuída aleatoriamente. Para ajustar a luz de saída na potência apropriada para geração de imagens, é usado um atenuador óptico variável (VOA). Para comparação, uma fonte de luz com emissão espontânea amplificada (ASE) baseada em fibra dopada com érbio e um laser de largura de linha estreita (NLL) de 1550 nm também são usados separadamente para substituir o RFL para geração de imagens.

Fig. 6 – Esquema da configuração experimental. WDM, multiplexador de divisão de comprimento de onda. SMF, fibra monomodo. ISSO, isolador. VOA, atenuador óptico variável. MMF, fibra multimodo. BS, separador de feixe. Imagem do dispositivo construído no Laboratório de Detecção e Comunicação de Fibra Óptica, da Universidade de Ciência e Tecnologia Eletrônica da China (Chengdu, China)



Fonte: o autor, 2020.

Para criação das imagens, empregou-se uma configuração de retroespalhamento. Uma fibra multimodo (MMF) é emendada após o VOA e antes do sistema de imagem para reduzir a coerência espacial da fonte de luz. A luz da MMF foi colimada pela lente 1 (com distância focal de 6,2 mm) e direcionada por um divisor de feixe para a amostra. A luz refletida da amostra é colimada pela lente 2 (distância focal de 120 mm) e direcionada pelo divisor de feixe para o CCD (Xenics, Bobcat640GigE).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados e discussão destes estudos encontram-se apresentados por meio de 2 artigos científicos, os quais estão dispostos nos APÊNDICES A E B; o primeiro intitulado: “Imagens por Transiluminação Óptica do Tecido Dentário Usando Laser Aleatório de Piridina 2” referente ao estudo 1, permitiu a distinção entre esmalte e dentina na amostra, além de obter uma geração de imagens livres de “speckle”. O artigo em forma preliminar foi publicado nos anais do CBEB 2020: XXVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, onde foi apresentado de forma oral.

O segundo artigo do estudo 2, intitulado “High contrast dental imaging using a random fiber laser in backscattering configuration” buscou investigar o método de imagem retroespalhada dos dentes cm base no laser aleatório em fibra de infravermelho próximo (NIR-RFL) como fonte óptica, já foi publicado na revista OSA Continuum que apresenta um fator de impacto de 1.86.

5 CONCLUSÕES

A técnica de TO permitiu a distinção entre regiões de esmalte e dentina na amostra. Variações de 0,89 no contraste e de 139 SNR da imagem foram obtidas com o controle da seleção de polarização da radiação no sistema de Transiluminação Óptica.

Os resultados indicam o potencial uso de LA no infravermelho para a geração de imagens por Transiluminação Óptica em tecidos biológicos.

O método de imagem retroespalhada dos dentes com base no Laser de Fibra Aleatório na região de infra vermelho próximo indica que, devido à sua baixa coerência, alta densidade espectral e natureza livre de manchas, têm o melhor desempenho abrangente como fonte óptica na busca de detalhes dentários como áreas desmineralizadas e de rachaduras, separando o esmalte do dentina, bem como identificar a concentração mineral, em comparação com outras fontes de luz do infravermelho próximo, como Laser de Largura de Linha Estreita e fonte de luz de Emissão Espontânea Amplificada.

O método de imagem retroespalhada é uma técnica de imagem mais adequada que a radiografia e microscopia óptica, pois apresentou um maior contraste de imagem.

REFERÊNCIAS

- ABOGAZALAH, N., ECKERT, J. G. & ANDO, M. *In vitro* performance of near infrared light transillumination at 780-nm and digital radiography for detection of non cavitated approximal caries. **J Dent.** 63, 44–50 (2017).
- AMAECHI BT. Emerging technologies for diagnosis of dental caries: The road so far. **J. of Appl. Physics** 2009; 105: 102047-102049.
- BAHLER C. M., Ngaotheppitak P., and Fried D., Imaging of occlusal dental caries (decay) with near-IR light at 1310-nm **Opt. Express**, vol. 13, no. 2, p. 573., 2005.
- BARREDO-ZURIARRAIN M., IPARRAGUIRRE I., FERNÁNDEZ, J. AZKARGORTA J., and BALDA R. Speckle-free near-infrared imaging using a Nd3+ random laser **Phys. Lett.**, vol. 14, no. 10, pp. 1–5, 2017.
- CARVALHO M. T. Técnicas De Interferometria Óptica Aplicadas À Medicina, **Odontologia E Comunicações Ópticas** p. 165, 2006.
- CARVALHO MT et al, “Random laser illumination: an ideal source for biomedical polarization imaging?” **Multimodal Biomedical Imaging XI**, San Francisco, CA, 2016, pp. 9701.
- CHAN KH, D. Fried, “Multispectral cross-polarization reflectance measurements suggest high contrast of demineralization on tooth surfaces at wavelengths beyond 1300 nm due to reduced light scattering in sound enamel,” **Journal of Biomedical Optics**, vol. 23, no. 6, pp. 060501, Jun. 2018.
- CHRISTIANO J. S. de Matos, Leonardo de S. MENEZES, Antônio M. Brito-SILVA, M. A. Martinez Gámez, Anderson S. L. GOMES and Cid B. DE ARAÚJO, Random Fiber Laser, **Phys. Rev. Lett.** 99, 153903-1/4 (2007).
- CHUNG S, D. Fried, M. Staninec, C.L. Darling, “Multispectral near-IR reflectance and transillumination imaging of teeth,” **Biomed. Opt. Express**, vol. 2, no. 10, pp. 2804–2814, Oct. 2011.
- CHURKIN DV, S. SUGAVANAM, I. D. VATNIK, Z. Wang, E. V. PODIVILOV, S. A. BABIN, Y. Rao, and S. K. Turitsyn, “Recent advances in fundamentals and of random fiber lasers”, **Adv. Opt. Photonics**, vol. 7, no. 3, pp. 516-569, Sep. 2015.
- DINIZ, M. B. **Efetividade da Fluorescência a Laser no Diagnóstico de Lesões de Cárie: estudos in vitro e in vivo**. 119f. Dissertação (mestrado), Universidade Estadual Paulista, 2006.
- D. FRIED, M. STANINEC, and C. L. DARLING (2010) Near-Infrared Imaging of Dental Decay at 1310 nm AND NEW OPTICAL DIAGNOSTIC **J. Laser Dent.**, vol. 18, no. 1, pp. 8–16, 2010.

FEJERSKOV, O., Kidd, E. Cárie dentária a doença e seu tratamento clínico. In: VERDONSCHOT, E. H., ANGMAR-MANSSON, B. **Métodos avançados para o diagnóstico e a quantificação de cárie**. São Paulo: Editora Santos, 2005; 129-39

FEJERSKOV, O.; KIDD E.; **Cárie dentária**: A doença e seu tratamento clínico. São Paulo: Santos, 2005. 353 p.

FEJERSKOV O. Changing Paradigms in Concepts on Dental Caries: Consequences for Oral Health Care. **Caries Res.** 2004; 38:182–91. free imaging,” **Opt. Lett.**, vol. 40, no. 20, pp. 4607– 4610, Oct. 2015.

FERNANDES. L. O, MOTA C. B. d. O, OLIVEIRA H. O, NEVES J. K., L. M. SANTIAGO, and GOMES A. S. L. (2019) Optical coherence tomography follow-up of patients treated from periodontal disease **J. Biophotonics**, vol. 12, no. 2.

FRIED WA, D. FRIED, K. H. CHAN, C.L. Darling, “High contrast reflectance imaging of simulated lesions on tooth occlusal surfaces at near-IR wavelengths,” **Lasers Surg. Med.**, vol. 45, no.8, pp.533–541, 2013.

GEIBEL MA, S.; CARSTENS, U.; BRAISCH, A. RAHMAN, M. Herz, A. Jablonski-Gomez J. “Detection and diagnosis of the early caries lesion,” **BMC Oral Health**, vol. 15, no. 1, pp. S3, 2015.

GOMES, A. S. L., MOURA, A. L., ARAÚJO, C. B., and RAPOSO, E. P., Review Recent advances and applications of random lasers and random fiber lasers, **Progress in Quantum Electronics** 78 (2021) 100343

GOMES, A. S. L., **Brincando com a luz e a óptica, em fase de publicação, março, 2021.**

GOMEZ, J. “Detection and diagnosis of the early caries lesion,” **BMC Oral Health** 15(S1), S3, 2015.

HOKR BH et al, “A narrow-band speckle-free light source via random Raman lasing,” **Journal of Modern Optics**, vol. 63, no. 1, pp. 46-49, 2016.

HOKR BH et al, “Lighting up microscopy with random Raman lasing,” **Real-time Measurements, Rogue Events, and Emerging Applications**, San Francisco, CA, 2016, pp. 9732.

HU Z.J., Zhang Q., MIAO B., FU Q., ZOU G., CHEN Y., LUO Y., ZHANG D.G., and WANG P. Coherent random fiber laser based on nanoparticles scattering in the extremely weakly scattering regime, **Phys, Rev. Lett.** 109, 253901, (2012).

HU Z.J., MIAO B., WANG T.X., FU Q., ZHANG D.G., MING H., and ZHANG Q. J., Disordered microstructure polymer optical fiber for stabilized coherent random fiber laser, **Opt. Lett.** 38, 4644 4647, (2013).

ISMAIL W. Z. W. D.; LIU, S. Clement, D. W.; COUTTS, E. M. Goldys, and J. M. Dawes, Spectral and coherence signatures of threshold in random lasers **J. Opt.** (United Kingdom), vol. 16, no. 10, 2014.

JANHE B., **Digital image Processing**, no. 6, 2005.

Jensen J. B. et al., **Biomedical Optics**, vol. 15, no. 12, 2004.

JR, W. B. V., **A Review of emerging Technologies for detection diagnosis of dental care**. São Paulo, dissertação (mestrado) – University of the Health Sciences, Bethesda, Maryland, 2016.

KARLSSON L, Ana M. A.; MAIA, Bernardo B. C.; KYOTOKU, Sofia Tranæus, Anderson S. L. GOMES and Walter MARGULIS, Near-infrared transillumination of teeth: measurement of a system performance, **Journal of Biomedical Optics** 15, 036001 2010.

LAWANDY NM, R. M. BALACHANDRAN, A. S. L. GOMES, and E. Sauvain, "Laser action in strongly scattering media," **Nature**, vol. 369, no.6478, pp. 340-340, 1994.

LOPES, D. S.; **A Avaliação das estruturas dentárias hígidas e cariadas por meio das tecnologias de espectroscopia terahertz, tomografia por coerência óptica e imageamento por retroespalhamento com laser aleatório em fibra**. Tese (doutorados) – Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), Brasil, Recife, 2020.

LUAN F, BOBO Gu, Anderson S. L. GOMES, Ken-Tye Yong, Shuangchun Wen and Paras N. Prasad, Lasing in Nanocomposite Random Media, **Review Paper**, Nano Today 10, 168-192 (2015).

MA R, J. Q. LI, J. Y. GUO, H. WU, H. H. ZHANG, B. HU, Y. J. RAO, W. L. ZHANG, "High-power low spatial coherence random fiber laser," **Optics Express**, Vol.27, no. 6, pp. 8738-8744, 2019.w

MA R, W. L. ZHANG, J. Y. GUO, Y. J. RAO, "Decoherence of fiber supercontinuum light source for speckle-free imaging," **Optics Express**, Vol.26, no. 20, pp. 26758-26765, 2018.

MA R, Y. J. RAO, W. L. ZHANG, B. HU, "Multimode Random Fiber Laser for Speckle-Free Imaging," **IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics**, Vol.25, no. 1, pp. 0900106, 2019.

MACHOY M, SEELIGER J, SZYSZKA-Sommerfeld L, KOPROWSKI R, GEDRANGE T, and WOŹNIAK K, (Review Article) The Use of Optical Coherence Tomography in Dental Diagnostics: A State-of-the-Art Review, **Journal of Healthcare Engineering** 2017, Article ID 7560645, 31 pages.

MAIA, A.M.A., BARKOKEBAS, A., PIRES, A.P., BARROS, L.F., CARVALHO, A. A. T., LEÃO, J. C. Current use and future perspectives of diagnostic and therapeutic lasers in oral medicine. **Minerva Stomatol**, v. 57, 2008.

MAIA, AMA, L. Karlsson, W. MARGULIS; A. S. L. GOMES Evaluation of two imaging techniques: near-infrared transillumination and dental radiographs for the detection of early proximal enamel caries, **Dento-Maxillo-Facial Radiology**, v. 40, p. 429-433, 2011.

MAIA, AMA; **Avaliação de técnicas diagnósticas de cárie proximal: raio – x, transiluminação por infravermelho próximo e tomografia por coerência óptica**; Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), Brasil, Recife, 2019.

MARINHO, V. A., PEREIRA, G. M. Revisão de literatura cárie: diagnóstico e plano de tratamento. **Rev. Un. Alfenas**. 1998; 4: 27-37

MITCHELL JK, A. R. FURNESS, R. J. SWORD, S. W. LOONEY, W. W. BRACKETT, M. G. BRACKETT, "Diagnosis of Pit-and-fissure Caries Using Three-dimensional Scanned Images," **Operative Dentistry**, vol. 43, no. 3, pp. E152-E157, 2018.

MUJAT, C., Van Der Veen, M. H., Ruben, J. L. *et al.* Optical path-length spectroscopy of incipient caries lesions in relation to quantitative light-induced fluorescence and lesion characteristics. **Appl. Opt.** 2003; 42 (16): 2979-86.

MUJAT, C., Van Der Veen, M. H., Ruben, J. L. *et al.* The influence of drying on quantitative laser fluorescence and optical pathlengths in incipient natural caries lesions. **Caries Res**. 2004; 38 (5): 484-92.

NIEMZ M. H., **Laser-tissue interactions fundamentals and applications**, 2007.

ORTIZ, M. I. G.; ALENCAR, C. M.; DE PAULA, B. L. F.; M, M. B., MAIA, L. C.; and SILVA, C. M.; Accuracy of Near- Infrared light transillumination (NILT) compared to bitwing radiograph for detection of interproximal caries in the permanente dentition: a systematic review and meta – analysis. **Journal of Dentistry**, 98 (2020), 103351.

PALMA Dibb, R.G.; CÔRTEZ, D.F.; NAVARRO, M.F.L.; CAPELOZZA, A. L. A. Assessing *in vivo* bitewing radiograph, FOTI and clinical examination for occlusal caries diagnosis. **Rev. Odontol.** UNESP, São Paulo, vol.29, n. ½, p. 173-81, 2000.

PAPADAKIS V. M., STASSINOPOULOS A., ANGLOS D., ANASTASIADIS S. H., GIANNELIS E. P. and PAPAZOGLU D. G. (2007) Single-shot temporal coherence measurements of random lasing media J. **Opt. Soc. Am. B**, vol. 24, no. 1, p. 31, 2007.

PARKER, S. Introduction, history of lasers and laser light production. **Br Dent J**, v. 202, p. 21-31, 2007.

PEGORARO, C.N.; FRANCO, E.B. **Cárie Dentária**: métodos de diagnóstico e filosofia atual de tratamento. *CECADE News*, v.2, n.1, p.1-14, jan./abr., 1994.

PERSCHBACHER S. Interpretation of panoramic radiographs. **Aust Dent J** 2012; 57(Suppl 1): 40–5.

PITSS, N. B. Diagnostic methods for caries: what is appropriate when? **J Dent**, v. 19, n. 6, p. 377-382, dec. 1991.

PRETTY, I.A. Caries detection and diagnosis: Novel technologies. **Journal of dentistry.**, v. 34, p. 727-739, 2006.

REDDING B., M. A. CHOMA, and H. CAO, Spatial coherence of random laser emission **Opt. Lett.**, vol. 36, no. 17, p. 3404, 2011.

REDDING B, M. A. CHOMA, and H. CAO, “Speckle-free laser imaging using random laser illumination,” **Nature Photon.**, vol. 6, no.6, pp. 355–360, Jun. 2012.

REDDING B, P. AHMADI, V. MOKAN, M. SEIFERT, M. A. CHOMA, and H. CAO, “Low-spatial-coherence high-radiance broadband fiber source for speckle free imaging,” **Opt. Lett.**, vol. 40, no. 20, pp. 4607–4610, 2015.

RIBEIRO, A. G. et al. Métodos de Detecção de cárie. **Rev. bras. odontol.**, Rio de Janeiro, v. 69, n. 1, p. 84-9, jan./jun. 2012

SELWITZ RH, Ismail AI, Pitts NB. **Dental caries**. *Lancet*; 369:51–59, 2007.

SIMON JC, S. A. LUCAS, M. STANINEC, H. TOM, K. H. CHAN, C. L. DARLING, M. J. COZIN, R. C. LEE, D. FRIED, “Near-IR transillumination and reflectance imaging at 1300nm and 1500-1700-nm for in vivo caries detection,” **Lasers Surg. Med.**, vol. 48, no. 6, pp. 828– 836, 2016.

SON SA, K. H. JUNG, C.C. KO, Y. H. KWON, “Spectral characteristics of cariesrelated autofluorescence spectra and their use for diagnosis of caries stage,” **J.Biomed. Opt.**, vol. 21, no. 1, pp. 015001, 2016.

TWYMAN T., G. Interferometer, The Twyman-Green Interferometer: Initial Adjustment Basics Interferometer. pp. 187–189, 2007.

YANG VB, D. A. CURTIS, D. FRIED, “Cross-polarization reflectance imaging of root caries and dental calculus on extracted teeth at wavelengths from 400 to 2350 nm,” **Journal Of Biomedical Optics**, vol. 11, no.11, pp. 10.1002, 2018.

ZANARDO, A.; REGO, M.A. Diagnóstico de cárie oclusal em dentes permanentes: estudo in vitro. **Cienc Odontol Bras**, v.6, n.3, p.50-7, jul./set., 2003

ZEZELL DM, Adriana da Costa RIBEIRO, Luciano BACHMANN, Anderson Stevens Leonidas GOMES, Christel ROUSSEAU, John GIRKIN, Characterization of natural

carious lesions by fluorescence spectroscopy at 405 nm excitation wavelength, J. **Biomedical Optics** 12, 0640131/5 (2007).

ZOLNERKEVIC, I.; Um laser nada convencional, ed. 247, set., 2016; REVISTA DE PESQUISA FAPESP ([Um laser nada convencional : Revista Pesquisa Fapesp](#))

APÊNDICE A – ARTIGO 1

Imagens por transiluminação óptica de tecido dentário usando laser aleatório de Piridina 2

Sandra J. M. Carreño de Holanda^{1*}, Izabella Lins², Anderson S. L. Gomes^{3,2} e Renato E. de Araujo¹

¹Laboratório de Óptica Biomédica e Imagens, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil.

²Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil.

³Departamento de Física, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil.

Resumo - O desenvolvimento de sistemas para a geração de imagem de tecidos biológicos permite o estabelecimento de novas metodologias de diagnóstico médico. Este trabalho apresenta o uso de laser aleatório no infravermelho para a geração de imagens por transiluminação óptica de tecido dentário. Aqui é descrito a construção e caracterização de um laser aleatório baseado em solução de Piridina 2 e nanopartículas de dióxido de titânio. O uso do laser aleatório em sistemas de transiluminação óptica possibilitou a geração de imagens, livres de *speckle*, de fatias de dente humano (*in-vitro*). Os resultados mostraram um contraste na imagens de 0,89 entre as regiões de esmalte e dentina, e indicam a importância de controle da polarização da luz em sistema de transiluminação óptica para a identificação de estruturas birrefringentes. Os resultados também identificam o potencial de uso de laser aleatório no infravermelho para a geração de imagens de tecidos biológicos.

Palavras-Chave— Transiluminação óptica, Imagem, Tecido dentário, laser aleatório.

I. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de métodos ópticos para formação de imagens amplia a possibilidade de melhor caracterizar tecidos biológicos, estabelecendo novas metodologias de diagnóstico médico. Em particular, técnicas ópticas tem sido amplamente utilizadas na formação de imagem de dentes, como: tomografia de coerência óptica [1–3], microscopia por fluorescência e transiluminação óptica [4]. A técnica de imagem por transiluminação óptica permite também a determinação de propriedades ópticas do tecido dentário, podendo assim distinguir tecido sadio e tecido desmineralizado [4–6]. O dente é um corpo rígido composto de dentina em torno de uma polpa sensível e coberta com esmalte na coroa. O esmalte é um material ordenado compostopor ~ 95% de cristais de hidroxiapatita (HAP),

$\text{Ca}_{10}\text{OH}_2\text{RO}_4$. Os 5% restantes correspondem a água e proteínas. A dentina está constituída por ~70% de cristais de hidroxiapatita carbonato, ~30% por de água, sangue e filamentos fibrosos e suas fibras colágenas [7]. No tecido dentário, o processo de desmineralização pode levar ao surgimento da cárie dentária, com consequente alteração da estrutura do tecido duro e de suas propriedades ópticas. A estrutura anisotrópica do dente, devido aos nanocristais de HAP, desempenha um papel importante na birrefringência de tecidos duros. Consequentemente, um feixe de luz polarizado ao propagar pelo tecido dentário, além de ser espalhado e absorvido, pode ter sua polarização redirecionada.

Sistemas de imagem por transiluminação óptica (TO), explorando diodos superluminescentes, permite a identificação de tecido dentário desmineralizado [8]. Fried e coautores demonstraram que o uso de fontes de luz com comprimentos de onda no infravermelho (830nm e 1310nm) em sistemas de TO permite a distinção de entre esmalte sadio e com cárie, para amostras com até 7mm[8].

baixa coerência óptica (como LEDs) elimina o surgimento de

artefatos do tipo *speckle*, comumente observados em técnicas ópticas de imagem com lasers[9]. *Speckle* possui aparência de pequenas manchas (granulado) [10–12], que reduzem a qualidade da imagem, podendo encobrir algum tipo de lesão, no caso de imagens em tecidos biológicos, incluindo os dentários. Em particular, foi demonstrado que o uso de lasers de cavidades não ressonantes, também chamados de lasersaleatórios (LA), consiste em uma opção atraente para geração de imagens livres de *speckle*, devido à baixa coerência dessa fonte de luz [9–13, 12].

O objetivo deste trabalho é gerar e avaliar imagens detectado dentário por transiluminação óptica explorando laser aleatório no infravermelho (janela óptica dos tecidos biológicos). Para tal foram construídos e caracterizados uma fonte de LA, em 750 nm, e um sistema de imagem *in-vitro* de transiluminação óptica.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

As amostras de tecido dentário foram obtidas no banco de dentes humanos do Departamento de Prótese e Cirurgia Bucal da Universidade Federal de Pernambuco. As fatias (seções transversais) dos dentes humanos foram cortadas com disco diamantado de baixa velocidade (modelo 50, South Bay Technology, San Clemente, CA). Foram seccionados cinco (5) dentes, obtendo-se em média catorze (14) fatias por dente. As espessuras das fatias dos dentes apresentaram aproximadamente 1 mm de espessura. As fatias dos dentes, com maior quantidade de esmalte dentário, foram selecionadas para a geração de imagens.

Na preparação do laser aleatório, o meio de ganho utilizado foi o corante perclorato (4- [4- (4-dimetilaminofenil) -1, 3-butadienil] -1-etilpiridínio), conhecido como Piridina 2, com fórmula química ($\text{C}_{19}\text{H}_{23}\text{N}_2\text{ClO}_4$) e adquirido da Exciton. Piridina 2 foi dissolvida em etileno glicol (Sigma Aldrich), resultando em uma solução com concentração de 1,66M do corante. Nanopartículas de dióxido de titânio (TiO_2) foram utilizadas como espalhadores para o LA. As nanopartículas, adquiridas da farmácia Iemanjá, foram avaliadas por microscopia eletrônica de varredura, que indicou diâmetros entre 100nm e 500nm. As nanopartículas de TiO_2 foram suspensas na solução de Piridina 2, em uma concentração molar de $3,2 \times 10^{-12}\text{M}$.

Na caracterização da emissão do LA, a solução de Piridina 2 com TiO_2 foi irradiada com um feixe do laser bombeio pulsado (durações de pulso de ~ 5ns e frequência de repetição de 10 Hz) em 510nm, em ressonância com a transição de absorção da molécula de Piridina 2. A luz gerada pela amostra foi coletada por uma lente de 10 cm de distância

Na geração de imagens de tecidos, o uso de fonte de luz de

focal e focalizada por uma lente de 15cm em um espectrômetro (Acton Research Corporation, SpectraPro-300i, 0.300 Meter Focal Length Triple Grating Imaging Monochromator/Espectrógrafo) com resolução de aproximadamente 0,1nm. Foi avaliado os espectro de emissão do LA quando excitado com diferentes energias do laser de bombeio. A emissão do LA também foi avaliada utilizando um interferômetro Twyman-Green [14]. Na análise do padrão de interferência gerado, determinou-se a visibilidade das franjas, definida como [15]:

$$V = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}}$$

com I_{max} e I_{min} correspondendo as intensidades máximas e mínimas, respectivamente, do padrão de interferência. No interferômetro de Twyman-Green o valor da visibilidade de franja é modificado alterando o tamanho de um dos braços do interferômetro, o que permite a determinação do comprimento de coerência (l) do feixe analisado [12], [15], [16]. A emissão do LA foi utilizada na geração de imagens de tecido dentário pelo método de transiluminação óptica

(figura 1). No sistema de transiluminação óptica um polarizador P3 e um filtro de cor foram posicionados antes da amostra, garantindo que apenas luz polarizada em 750nm atingisse a fatia do dente. Após a amostra, um segundo polarizador P4 foi posicionado em frente a câmara CCD (Mv Blue Fox). A polarização relativa entre P3 e P4 determina a quantidade de luz que atinge o CCD, além de possibilitar a identificação de regiões birrefringentes da amostra. A estrutura birrefringente do esmalte é capaz de modificar apolarização da luz incidente. A figura 1 apresenta um diagrama do sistema experimental de excitação do laser aleatório, o sistema de espectroscopia e também o sistema de imagem por transiluminação óptica.

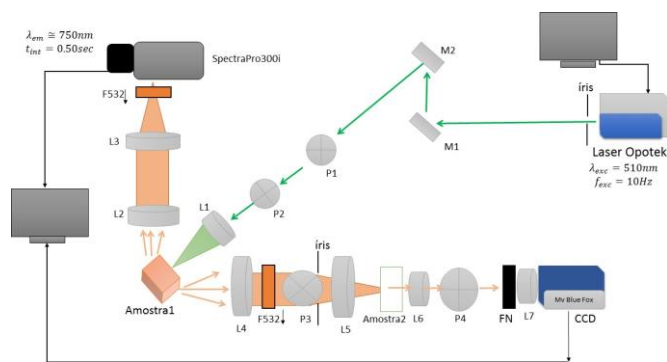


Fig. 1- Esquema experimental com: laser aleatório, sistema de espectroscopia e sistema de imagem por TO.

III. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A emissão do laser de Piridina2/TiO₂ possui características espectrais e de intensidade bastantedependentes da energia do pulso de luz de bombeamento. Na figura 2a, são apresentados os espectros da emissão do coloide fluorescente. Verifica-se que para altas energias de excitação o laser aleatório apresenta um pico estreito de emissão em

750nm. Observa-se também uma redução da largura espectral da emissão a meia altura (FWHM) com o aumento da energia de excitação. A figura 2b indica que para energias maiores que ~2mJ a largura espectral da emissão do LA reduz para aproximadamente 5 nm. Também verifica-se, pela figura 2b, o aumento significativo da intensidade de emissão do LA, para excitação com energia maior que 2 mJ. Os gráficos da figura2 indicam um comportamento típico da emissão de um laser aleatório. O comprimento de onda de pico, o limiar de operação laser, e a largura de banda da emissão são parâmetros que dependem da constituição da suspensão

(1) fluorescente (meio de ganho).

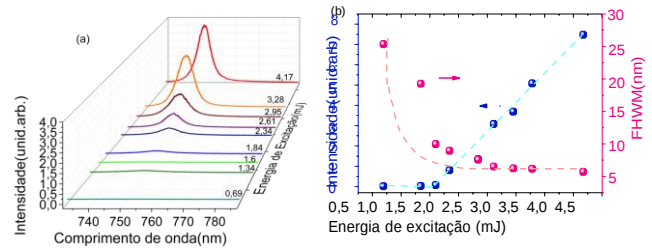


Fig. 2- a) Espectro de emissão do LA em função da energia de excitação; (b) comportamento de intensidade de pico e da largura espectral da emissão do LA para diferentes energias de excitação.

Utilizando um interferômetro de Twyman-Green, foi avaliada a coerência da emissão do LA, parâmetro determinante na formação de artefatos (*Speckles*) em imagem de meios fortemente espalhadores, como tecidos biológicos. A figura 3(a) apresenta imagem das franjas de interferência observadas com o interferômetro. A visibilidade das franjas depende da diferença do tamanho dos braços do interferômetro (Δl). Para melhor identificação das franjas, as imagens formadas com o interferômetro foram avaliadas por transformada de Fourier. As figuras 3(b e c) apresentam duas imagens de interferometria no espaço de Fourier, obtidas com 0 e 0,52μm de diferença no comprimento entre os braços do interferômetro de Twyman-Green. Na Figura 3b, a transformada da imagem das franjas, com $\Delta l=0$, apresenta duas frequências (pontos) próximas ao centro do mapa de Fourier. Para a $\Delta l=0,52\mu m$, os pontos laterais não são mais evidentes, indicando a eliminação/redução do padrão de interferência nas imagens.

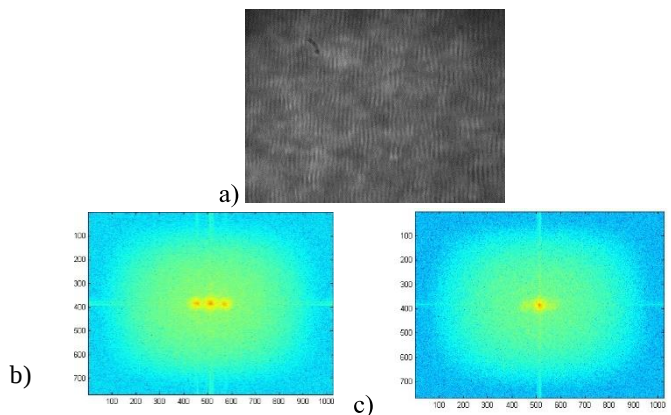


Fig. 3- Imagem das franjas de interferência (a). Imagens de interferometria no espaço de Fourier, obtidas com Δl igual a 0μm (b) e 0,52μm (c).

Variando a diferença de caminho óptico (comprimentos) entres os braços do interferômetro observou-se mudanças no padrão de interferência formado e mediu-se a visibilidade (V) das franjas, como apresentado na figura 4. A largura a meia altura do gráfico da figura 4 indica que o comprimento de coerência do LA é de aproximadamente 13

μm . Esse valor é bem menor que o de laser de cavidade ressonantes, como no laser de He-Ne multimodo e no laser de diodo, que têm comprimento de coerência de aproximadamente $\sim 20\text{cm}$. Esse resultado indica que, devido a baixa coerência de emissão, LA podem ser uma ferramenta atraente para geração de imagens ópticas livres de *speckle*.

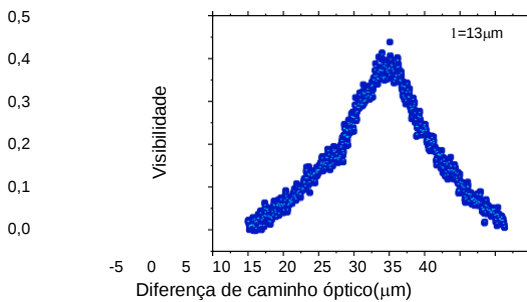
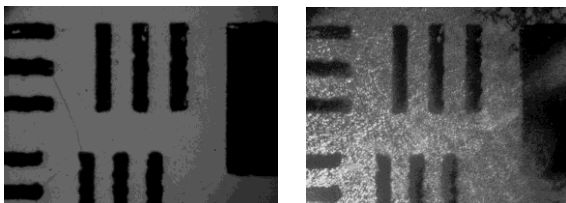


Fig. 4- Visibilidade das franjas de interferência para diferentes valores de Δl .

Na avaliação do uso do LA em sistemas de transiluminação óptica, foram obtidas imagens de um alvo de teste de resolução (USFA 19-51). Para tal, o alvo teste foi colocado na posição da amostra (conforme figura 1) e o polarizador P2 foi removido do sistema de imagem. A figura 5a apresenta imagem de uma região do alvo USFA 19-51. Observa-se uma iluminação uniforme no fundo da imagem, sem a presença de *speckle*. A figura 5b mostra uma imagem de transiluminação óptica da mesma região do objeto alvo, gerada utilizando uma fonte de luz coerente (Laser de Opotek vibrant, operando no mesmo comprimento de onda do LA). O uso de fontes coerentes de luz para a formação de imagens induz o surgimento de artefato granular do tipo *speckle*, que diminui a qualidade da imagem. A baixa coerência do LA, elimina a formação de *speckle* possibilitando a formação de imagens de melhor qualidade.



a)

b)

Fig. 5: Imagem por transiluminação óptica de alvo USFA 19-51,

utilizando a) laser aleatório de Piridina2 e b) laser Opotek vibrant.

Fatias de tecido dentário foram exploradas na geração de imagens por transiluminação óptica utilizando LA. A seção transversal de uma amostra de dente humano, com a

identificação das componentes do tecido, é apresentada na figura 6(a). Imagens por transiluminação óptica, com LA, de uma fatia de dente são apresentadas na figura 6(b e d). Na figura 6(b), os polarizadores P3 e P4 apresentam polarizações parcialmente

no CCD, o que possibilita a identificação do contorno da seção transversal do dente. Além disto percebe-se uma diferença de iluminação entre região do esmalte e da dentina, indicando que a técnica de TO com LA, em 750nm, permite a diferenciação espacial destas estruturas. A figura 6(c) apresenta a imagem de TO da mesma amostra, quando utilizado um laser Opotek vibrant (em 750nm). Percebe-se na imagem da figura 6(c) o surgimento de padrão granulado, que reduz a qualidade da imagem. No sistema de TO, com as polarizações de P3 e P4 totalmente cruzadas, a incidência direta da emissão laser no CCD é eliminada. A figura 6(d) apresenta imagem de TO com LA, na configuração de polarizadores totalmente cruzados. Apenas parte da radiação que atravessa a amostra e que tem sua polarização alterada pela estrutura birrefringente do esmalte é capturada pelo CCD.

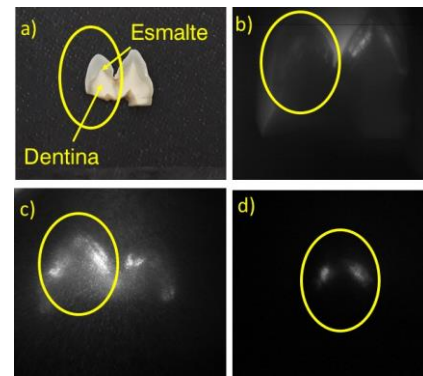


Fig. 6: Fotografia da seção transversal de um dente humano, com indicação de região de esmalte e dentina (a). Imagem por TO com polarizadores parcialmente cruzados, utilizando LA (b) e laser Opotek vibrant (c). Imagens por TO com polarizadores totalmente cruzados. O aro amarelo é utilizado como um guia na identificação da região avaliada quantitativamente.

Na avaliação da imagem de TO calculou-se o contraste (C) entre regiões do esmalte e da dentina (indicada pelo aro amarelo da figura 6). Define-se contraste, entre esmalte e dentina, como:

$$C = \frac{I_{\text{esmalte}} - I_{\text{dentina}}}{I_{\text{esmalte}}}, \quad (2)$$

sendo I_{esmalte} e I_{dentina} a intensidade média nas regiões referentes ao esmalte e à dentina, respectivamente.

Também avaliou-se a razão sinal ruído (SNR), considerando as regiões de esmalte (sinal) e de “background” (ruído). Aqui a razão sinal ruído é dado por [17 - 19]:

$$SNR = \sqrt{A} \left(\frac{I_{\text{esmalte}} - I_{\text{background}}}{\sqrt{2(\sigma_{\text{esmalte}}^2 + \sigma_{\text{background}}^2)}} \right), \quad (3)$$

cruzadas, permitindo a captura da radiação direta sendo σ_{ik} é o desvio padrão de intensidade na imagem para cada área. A é a área selecionada da imagem.

A Tabela 1 indica os valores do contraste e da razão sinal ruído das imagens de TO (com LA) nas condições de uso de polarizadores totalmente e parcialmente cruzados.

Os resultados da tabela indicam que o contraste de intensidades entre o esmalte e a dentina apresentam valores de 0,89 para polarização total e 0,54 para polarização parcial do sistema de TO. Os valores de SNR apresentam uma variação significativa entre as duas condições de polarização do sistema de TO. Esse resultados indicam que o uso de polarizadores parcialmente cruzados, possibilitam uma distinção clara das bordas da estrutura dentária, como também verificado na referencia 8. Contudo, o uso de polarizadores totalmente cruzados permitem uma melhor identificação das regiões birrefringentes do tecido, com melhor contraste entre as estruturas e maior relação sinal ruído.

Tabela 1: Valores de contrastes e de razão sinal ruído para imagens de TO com LA.

Polarização cruzada	C	SNR (μm)
Total	0,89	139,9
Parcial	0,54	17,2

IV. QUESTÕES ÉTICAS

A atividades de pesquisa deste trabalho foram aprovadas pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Instituição Executora (CAAE: 95310418.0.3001.5203, Número de parecer: 3.078.881), da Associação caruaruense de ensino superior e técnico-ASCES.

V. CONCLUSÕES

Este trabalho apresenta, pela primeira vez na literatura, o uso de laser aleatório na primeira janela de transparência biológica, para a geração de imagens de transiluminação óptica de tecido dentário. A emissão em 750nm foi conseguida utilizando Piridina 2 como meio de ganho do LA. A baixa coerência da emissão do LA, associada a uma largura de linha de 5nm e comprimento de coerência de 13 μm , permitiu a geração de imagens livres de speckle.

A técnica de TO permitiu a distinção entre regiões de esmalte e dentina na amostra. Variações de 0,89 no contraste e de 139 SNR da imagem foram obtidas com o controle da seleção da polarização da radiação no sistema de TO.

Os resultados indicam o potencial de uso de LA no infravermelho para a geração de imagens por TO em tecidos biológicos.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), do Conselho Nacional Brasileiro de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), da FACEPE e do Instituto Nacional de Fotônica (INFo).

REFERÊNCIAS

- [1] L. O. Fernandes, C. C. B. d. O. Mota, H. O. Oliveira, J. K. Neves, L. M. Santiago, and A. S. L. Gomes, "Optical coherence tomography follow-up of patients treated from periodontal disease," *J. Biophotonics*, vol. 12, no. 2, 2019.
- [2] A. M. A. Maia, L. Karlsson, W. Margulis, and A. S. L. Gomes, "Evaluation of two imaging techniques: Near-infrared transillumination and dental radiographs for the detection of early approximal enamel caries," *Dentomaxillofacial Radiol.*, vol. 40, no. 7, pp. 429–433, 2011.
- [3] M. T. Carvalho, "Técnicas De Interferometria Óptica Aplicadas À Medicina, Odontologia E Comunicações Ópticas," p. 165, 2006.
- [4] C. M. Bähler, P. Ngathoppitak, and D. Fried, "Imaging of occlusal dental caries (decay) with near-IR light at 1310-nm," *Opt. Express*, vol. 13, no. 2, p. 573, 2005.
- [5] A. C. Chan, C. L. Darling, K. H. Chan, and D. Fried, "Attenuation of near-IR light through dentin at wavelengths from 1300-1650- nm," *Lasers Dent. XX*, vol. 8929, p. 89290M, 2014.
- [6] J. Wu and D. Fried, "High contrast near-infrared polarized reflectance images of demineralization on tooth buccal and occlusal surfaces at $\lambda=1310\text{-nm}$," *Lasers Surg. Med.*, vol. 41, no. 3, pp. 208–213, 2009.
- [7] M. H. Niemz, *Laser-tissue interactions_ fundamentals and applications*. 2007.
- [8] D. Fried, M. Staninec, and C. L. Darling, "Near-Infrared Imaging of Dental Decay at 1310 nm AND NEW OPTICAL DIAGNOSTIC," *J. Laser Dent.*, vol. 18, no. 1, pp. 8–16, 2010.
- [9] M. A. C. e H. C. Branson Redding, "Speckle-free laser imaging using random laser illumination," *Nat. Photonics*, vol. 6, pp. 355–359, 2012.
- [10] B. Redding, M. A. Choma, and H. Cao, "Spatial coherence of random laser emission," *Opt. Lett.*, vol. 36, no. 17, p. 3404, 2011.
- [11] M. Barredo-Zuriarrain, I. Iparraguirre, J. Fernández, J. Azkargorta, and R. Balda, "Speckle-free near-infrared imaging using a Nd3+ random laser," *Laser Phys. Lett.*, vol. 14, no. 10, pp. 1–5, 2017.
- [12] B. Redding, P. Ahmadi, V. Mogan, M. Seifert, M. A. Choma, and H. Cao, "Low-spatial-coherence high-radiance broadband fiber source for speckle free imaging," *Opt. Lett.*, vol. 40, no. 20, p. 4607, 2015.
- [13] R. Ma, Y. J. Rao, W. L. Zhang, and B. Hu, "Multimode Random Fiber Laser for Speckle-Free Imaging," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, vol. 25, no. 1, 2019.
- [14] T. Twyman, G. Interferometer, and I. Adjustment, "The Twyman-Green Interferometer: Initial Adjustment," *Basics Interferom.*, pp. 187–189, 2007.
- [15] W. Z. W. Ismail, D. Liu, S. Clement, D. W. Coutts, E. M. Goldys, and J. M. Dawes, "Spectral and coherence signatures of threshold in random lasers," *J. Opt. (United Kingdom)*, vol. 16, no. 10, 2014.
- [16] V. M. Papadakis, A. Stassinopoulos, D. Anglos, S. H. Anastasiadis, E. P. Giannelis, and D. G. Papazoglou, "Single-shot temporal coherence measurements of random lasing media," *J. Opt. Soc. Am. B*, vol. 24, no. 1, p. 31, 2007.
- [17] J. B. Jensen *et al.*, *Biomedical Optics*, vol. 15, no. 12, 2004.
- [18] B. Janhe, *Digital image Processing*, no. 6, 2005.
- [19] F. Kao, *Advanced Optical Methods for Brain Imaging*, vol. 5, 2019.

Autor correspondente:

Autora: Sandra J. M. C. de Holanda
 Instituto: Universidade Federal de Pernambuco
 Rua: Av. dos Arquitetos, SN
 Cidade: Recife/País
 Brasil
 Email: sandra.carreno@ufpe.br

APÊNDICE B – ARTIGO 2

High contrast dental imaging using a random fiber laser in backscattering configuration

JIA YU GUO,¹ WEI LI ZHANG,^{1,*}  YUN JIANG RAO,¹ HUA HUI ZHANG,¹ RUI MA,¹  DANIELA S. LOPES,² IZABELLA C. X. LINS,² AND ANDERSON S. L. GOMES^{2,3}

¹Fiber Sensing and Communications, Education Ministry of China, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 611731, China

²Graduate Program in Dentistry, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, PE 50670-901, Brazil

³Physics Department, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, PE 50670-901, Brazil

*wl_zhang@uestc.edu.cn

Abstract: In this work, a backscattering imaging method based on near infrared random fiberlaser is shown to provide a high contrast optical image between carious and sound enamel. The obtained contrast is 0.70, which is more than 8 times higher than the contrast obtained from radiographic imaging. Caries and cracks in enamel could clearly be identified against healthy enamel using the optical system. The near infrared wavelength, high spectral density and low coherence of random fiber laser contribute to its deep penetration, high brightness and low speckle contrast, using the method in a backscattering configuration opens potential clinical use.

© 2020 Optical Society of America under the terms of the [OSA Open Access Publishing Agreement](#)

1. Introduction

Examination of oral cavity diseases rely on visual, tactile and technology-based methods. Besides visual and tactile, the most commonly employed imaging examination method in dental practice for the detection and evaluation of caries lesions is radiography [1], which has evolved from analogic to digital, and can be used for a single tooth [2] or for panoramically view [3]. Three-dimensional radiographic imaging has also been exploited [4]. However, the size or depth of such lesions can be underestimated or even overlooked when the caries is at its early stage or in proximal regions, and can be dependent on dental staff [5].

Recent investigations have been made to find more accurate optically based diagnostic approaches for early dental caries detection, which includes auto-fluorescence [6,7], transillumination [8–10], and reflection [11,12]. Compared with radiography, imaging based on near infrared (NIR) light source has much higher sensitive, uses non-ionizing radiation, handling and operation is simple, which makes it suitable for tooth caries detection. For example, the dental enamel has high transmittance and the dentin has high reflectivity in the NIR region. The mineral loss caused by dental caries leads to an increase in scattering coefficient, thus leading to higher photon scattering (in all directions, including back reflected) than sound enamel and behave differently when imaged (i.e., high imaging contrast). The contrast between sound and demineralized enamel regions was investigated at different wavelengths, and the results showed that wavelengths beyond 1400nm have better performance for caries detection since the photons in sound enamel are absorbed by water [13,14]. Thus, a NIR light source with low cost, high brightness, deep penetration and low spatial coherence is highly desirable for caries detection systems at those wavelengths, and the so-called random laser is very suitable for this purpose, outperforming LEDs, narrow line lasers and radiography. In brief, random lasers (RLs), are optical sources whose coherent emission arise due to multiple scattering feedbacks within a disordered gain medium, instead of having a cavity formed by two mirrors. They were first unambiguously demonstrated in 1994 [15], and their development, characteristics and several applications have been reviewed in [16]. One of their most interesting characteristics of RL

40 is that speckle patterns caused by independent optical modes are superimposed and averaged out to provide a speckle-free radiation which is favorable for imaging [17,18]. Besides, RLs have the property of high brightness and high spectral density, which are useful to improve the performance of speckle-free imaging [19]. Carvalho et al [20] used a RL as the light source in an epi-illumination configuration and demonstrated that it has potential for biological imaging applications due to its image quality and spectral density.

A more compact and flexible light source can be directly generated in an optical fiber, and a fiber-based amplified spontaneous emission (ASE) source is an example [21]. Random fiber lasers (RFL) have also been demonstrated in 2007 [22], and a review on this subject can be found in [23]. Among the advantages already mentioned for bulk RL, RFL have the additional advantage of directional emission, and can be made very compact. Random fiber laser based on nanoparticles [24] or disordered microstructure polymer optical fiber [25] has been investigated, which promotes the development of coherent random fiber laser regime. It has been recently demonstrated, that RFL has better imaging capability than ASE for deeper penetration due to its high spectral density [26–28].

In this manuscript, we demonstrate a tooth imaging system based on the backscattered radiation from a NIR-RFL, which is based on the RFL developed in Ref. 26. In there, the proof of concept for using the RFL was introduced. Here, we perform bio-imaging application in extracted human teeth. Our hypothesis is that, since the scattering coefficients of the carious tissue compared to healthy tissue in enamel and dentin are different, the number of photons collected by the detector changes, which can be translated into an image and the basic component of teeth can be analyzed. Our experimental results show that using the RFL as a source has much better imaging quality due to its speckle-free property than narrow line lasers (NLL) and has higher imaging contrast of caries and enamel than ASE or LED. Our results are also compared with radiography and optical microscope imaging, and it indicates that the RFL imaging can better detect caries thanks to its wavelength-related merits.

2. Experimental Setup

The experimental setup consists of light source and imaging part, as shown in Fig. 1. The RFL is generated through a half-opened structure composed of a fiber loop mirror (i.e., formed from a 3dB coupler) and 25 km-length single mode fiber (SMF). A Raman pump with central wavelength of 1455 nm is injected into the SMF through a 1455/1550 nm wavelength division multiplexer (WDM 1). Another WDM, WDM2, is used at the end of the SMF in order to split out the residual pump light and make sure only the generated RFL injects into the imaging part. An isolator (ISO) is used to eliminate light reflection, making sure that the laser is generated only through randomly distributed Rayleigh scattering. To adjust the output light in appropriate power for imaging, a variable optical attenuator (VOA) is used. For comparison, an ASE light source based on Erbium doped fiber and a 1550 nm narrow line width laser (NLL) are also used separately to replace the RFL for imaging.

The imaging part employs a backscattering configuration. A 30 m extra-large mode area step-index MMF (core and cladding diameter are 105 and 125 μm respectively, NA is 0.22, YOFC) is spliced after the VOA and before the imaging system to reduce the spatial coherence

of light source(s). The illumination light from the MMF is collimated by lens1 (focal length of 6.2 mm) and directed by a beam splitter to the sample. The reflected light from the sample is collimated by lens2 (focal length of 120 mm) and directed by the beam splitter to the CCD (Xenics, Bobcat-640-GigE).

Ethical approval was obtained from the ethical committee of the Federal University of Pernambuco, Pernambuco, Brazil. Newly extracted human permanent molar teeth were cleaned and stored in deionized water. Each tooth was sectioned mesiodistally in parallel with the long axis of the crown using a double-sided diamond disco (Buehler Ltda., Lake Bluff, IL, USA)

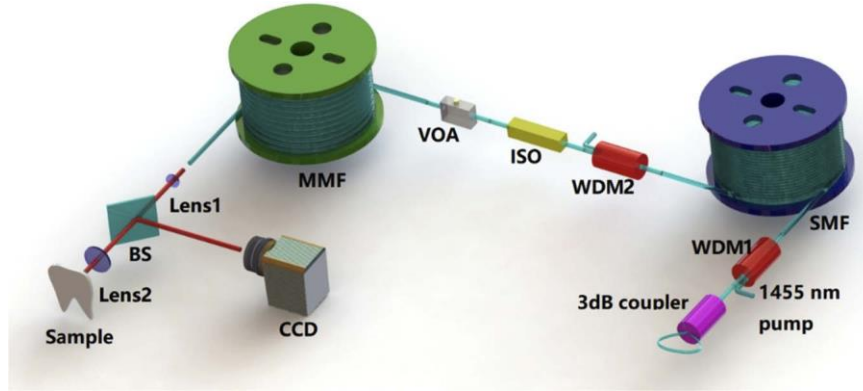


Fig. 1. Schematic of experimental setup. WDM, wavelength division multiplexer. SMF, single mode fiber. ISO, isolator. VOA, variable optical attenuator. MMF, multimode fiber. BS, beam splitter

coupled to a precision cutter (Isomet 1000 Speed Saw, Buehler Ltda., Lake Bluff, IL, USA). Samples with a mean thickness of $d = 1.00 \pm 0.1 \text{ mm}$ were obtained. Afterwards, both sides of each section were examined under a stereomicroscope at 20x magnification (Stemi 2000; Carl Zeiss, Jena, Germany). Teeth were identified with a sound or carious lesion area in the enamel and/or dentine. Examination of the 5 slices of teeth surfaces revealed a distribution carious and healthy areas of the studied sample teeth. Figure 2 shows a representative tooth slice and the cutting procedure.

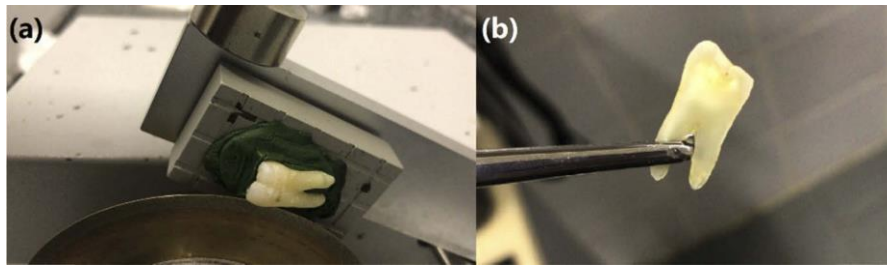


Fig. 2. (a) tooth sample being cut; (b) representative tooth sample slice.

3. Results and discussion

We initially show the optical spectra of the three light sources used in this experiment (RFL, ASE, and NLL) are shown in Fig. 3(a). The full width at half maxima (FWHM) of the RFL is 1.5 nm, which is obtained at the pump power of 33.4 dBm. The FWHM of ASE is 5 times broader than the RFL, which is about 7 nm and the NLL has the narrowest FWHM of less than 0.01 nm. The coherence length, Δc , is calculated as $\Delta c = \lambda^2 / \Delta \lambda$, where λ and $\Delta \lambda$ are the center wavelength and spectral bandwidth respectively. RFL, thus, has much shorter coherent length than NLL. Our previous work has demonstrated that when light is injected into the MMF, the spatial coherence decreases with excitation of high-order transverse modes, and speckle contrast reduces significantly, after the decoherence of a 30 m extra-large mode area step index MMF, the RFL, and ASE can reach a speckle contrast of 0.049 and 0.039, which is near the threshold of human perception and is lower enough for speckle-free imaging [26–28]. The power reaching the teeth specimens from each of the sources was controlled to be at most 4 dBm. Care was taken to avoid saturation of the CCD detector. The intensity fluctuation of the RFL that we used is very low for frequency range smaller than GHz, and the CCD response is less than MHz. Thus, the average intensity is quite stable, and the speckle contrast value, in our case, is mainly determined by the number of transverse modes. The backscattering imaging result of RFL, ASE, and NLL are shown in Figs. 3(b)–3(d), respectively. The enamel has high transmittance, most of the light penetrates the enamel and only a small percentage is scattered back to the detector. Therefore, the enamel part appears as dark region, while the dentin has high reflection and appears as a bright region. Moreover, the mineral loss of the carious region would cause more than two orders of magnitude increase in scattering coefficient and thus also appear as bright region in backscattering image [28]. This difference in scattering coefficient makes enamel

and caries high contrast and easy to be identified. For RFL and ASE, the enamel, dentin and demineralized enamel regions of tooth specimen can be clearly identified, while for NLL, strong speckle patterns occur and blur the image. It is because RFL and ASE have relatively broad spectrum and short coherence length, which lead to low speckle contrast after decoherence of the MMF. For NLL, its long coherence length causes strong modal interference and obvious speckle patterns that makes the image too obscure to distinguish between the demineralized from healthy areas.

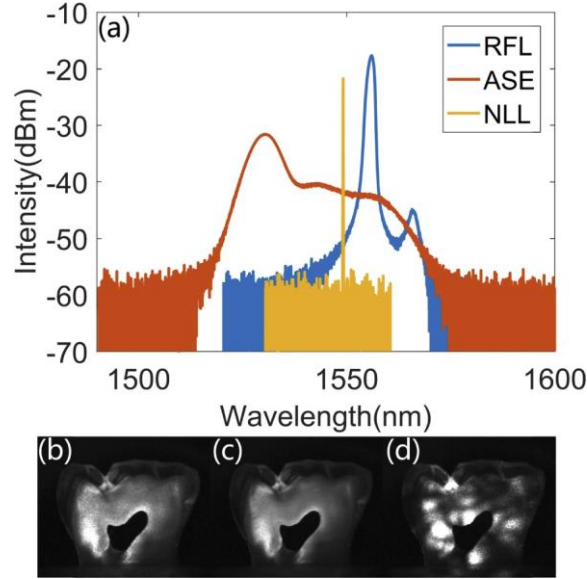


Fig. 3. Imaging from different sources. (a) spectrum of RFL, ASE, and NLL (b)-(d) imaging result of RFL, ASE and NLL, respectively.

Images of the sample for different powers from the RFL and the ASE are shown in Fig. 4 for comparison. It can be seen that the RFL images are a bit brighter than ASE images at the same radiation power, because the former has higher spectral density and lower absorption. For a quantitative comparison, the intensity integration of each figure of Figs. 4(a)–4(f) is calculated, and is given in Fig. 4(g), as a function of the output power. It is observed that, the RFL image is brighter than the ASE image for all the output power, and has comparable speckle contrast to guarantee image quality. Although the bandwidth of RFL is narrower than ASE, its coherence after the MMF is low enough for speckle-free imaging, and the high spectral density and low absorption make the RFL image brighter. Furthermore, it has been shown that even though RFL or ASE have narrow bandwidth, they are highly multimode and speckle free [18].

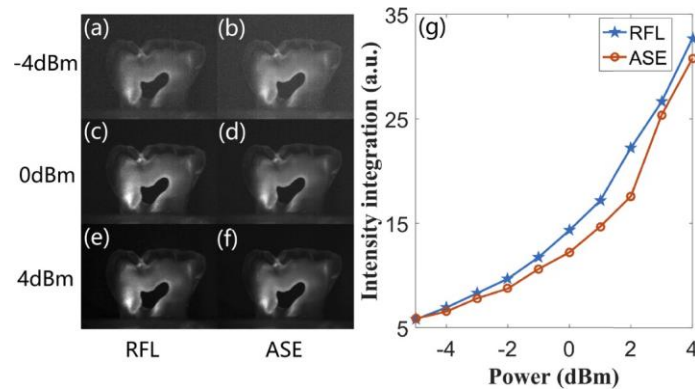


Fig. 4. Imaging at different pump power. (a)-(f) image of different power for RFL and ASE, (g) the integral intensity of RFL and ASE.

As mentioned before, the cavities and fissures could open the way to mineral loss, which lead to two orders of magnitude increase in scattering coefficient at NIR region. Caries and cracks thus appear as bright regions on the image because more light is scattered back to the CCD. Figures 5(a)–5(d) compares the results from RFL and ASE illumination at power of 4 dBm. Figures 5(a) and 5(b) shows the images formed, while Fig. 5(c) gives intensity fluctuation among enamel and crack (along the red dashed curve), and Fig. 5(d) depicts the intensity fluctuation along the red solid curve. The peak in Fig. 5(c) represents the crack region, and other part of the curve represents the enamel region. It can be seen that the RFL image has higher contrast between the crack and health region of the enamel, than the ASE image, this is in agreement with the conclusion of Fig. 4. We also calculate the contrast ratio between crack and sound enamel for RFL and ASE imaging. The contrast I defined as in Eq. (1)

$$C = (I_{crack} - I_{enamel}) / (I_{crack} + I_{enamel}) \quad (1)$$

where I_{crack} and I_{enamel} are the average intensities of the crack and the sound enamel. The contrast is 0.32 and 0.25 for RFL and ASE respectively, indicating that the RFL image can better identify the crack region. Figure 4(d) compares the intensity between enamel and dentin. Note that the two light sources, RFL and ASE, have enough low speckle contrast to fulfill speckle-free imaging,

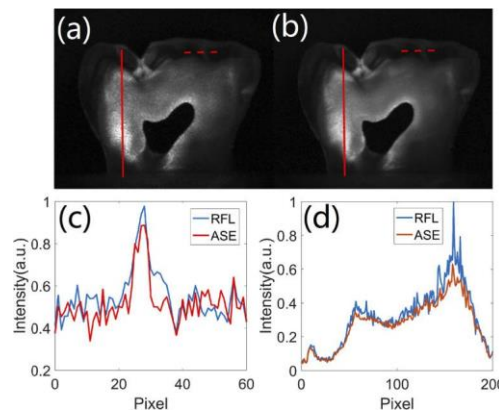


Fig. 5. Imaging comparison between RFL and ASE. (a) RFL image, (b) ASE image, (c) Intensity along the red dotted curve, (d) Intensity along red solid curve.

thus the fluctuation in intensity arises from different concentrations of dentin. The standard deviation of intensity is calculated to be 0.18 and 0.14 for RFL and ASE, respectively, which means RFL has a better performance for dentin concentration detection.

Furthermore, we compare the RFL imaging with other two different imaging methods, i.e., radiography and microscope. In Fig. 6(b), the radiography could only identify enamel and dentin, while not capable to detect all

details in enamel and dentin. For example, the crack observed in Fig. 6(a) is not detected by radiography. In Fig. 6(c), the optical microscope can show crack in enamel but the dentin region appears uniform. By contrast, in Fig. 6(a), the RFL based backscattering image method could further distinguish the mineral concentration showing different brightness in the dentin region thanks to the penetration ability of its NIR wavelength, as well as its high spectral density.



Fig. 6. Imaging comparison between RFL and ASE. (a) RFL image, (b) ASE image, (c) Intensity along the red dotted curve, (d) Intensity along red solid curve.

For quantitative comparison, Fig. 7 depicts the intensity profile of the backscattered photons along the red curve marked in each images of Fig. 6. Note that the RFL (blue curve) and microscope (red curve) detect the backscattered light while radiography (yellow curve) detect the transmitted light, and that leads to different patterns for intensities as seen in Fig. 7.

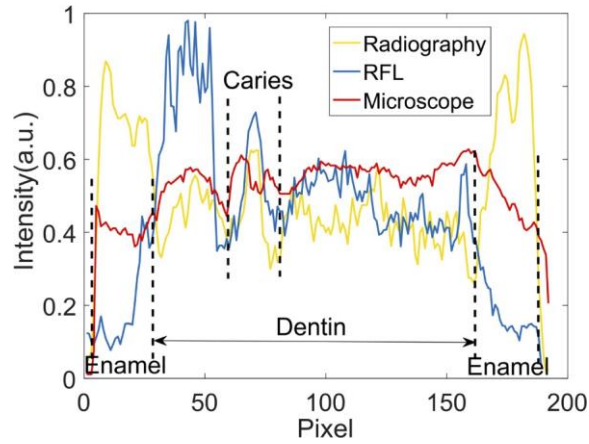


Fig. 7. Intensity of cross section of tooth specimen.

From Fig. 7, we first calculated the contrast between enamel and dentin from Eq. (2), where I_{dentin} and I_{enamel} are average intensities of the dentin and enamel, respectively. The values of C_{de} are given in Table 1.

$$C_{de} = |I_{dentin} - I_{enamel}| / (I_{dentin} + I_{enamel}) \quad (2)$$

The RFL has the highest value of C_{de} , which verifies that the RFL is the best light source to distinguish enamel and dentin.

Secondly, we also consider the contrast between the caries and the sound enamel. The caries regions appear as the brighter region in the reflective image [Figs. 5(a) and 5(c)] and as a darker region in the transmitted image. The quantitative value of contrast is defined as in Eq. (3), which

Table 1. The contrast of RFL, radiography, and microscope

Contrast	RFL	Radiography	Microscope
C_{de}	0.44	0.22	0.15
C_{ce}	0.70	0.08	0.18

is 0.70, 0.08 and 0.18 for the RFL image, radiography and microscope respectively, as given in Table 1. It is obvious that the RFL imaging has the best performance in distinguishing enamel from both dentin and caries.

$$C_{ce} = |I_{caries} - I_{enamel}| / (I_{caries} + I_{enamel}) \quad (3)$$

4. Conclusion

In conclusion, backscattering tooth imaging method based on NIR-RFL as the optical source has been investigated. The experimental results indicate that, owing to its low coherence, high spectral density and speckle-free nature, the RFL (and random lasers) have the best comprehensive performance as an optical source in finding dental details like demineralized and crack areas, separating enamel from dentin as well as identifying mineral concentration, compared to other NIR light sources such as NLL and ASE. It also outperforms other imaging measuring methods like radiography and optical microscopy, with a higher imaging contrast, as shown in Table 1. Therefore, the RFL is an ideal light source for dental caries lesions diagnosis. We anticipate that technologically it is feasible to design a compact RFL or a semiconductor random laser based backscattering imaging technique, which can potentially be used in clinical environment.

Funding

National Natural Science Foundation of China (11974071, 61635005, 61811530062); Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação (400011/2016-6); Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico; Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior; Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia do Estado de Pernambuco; Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia de Fotônica.

Disclosures

The authors declare no conflicts of interest.

References

1. J. Gomez, "Detection and diagnosis of the early caries lesion," *BMC Oral Health* **15**(S1), S3 (2015).
2. N. Abogazalah, J. G. Eckert, and M. Ando, "In vitro performance of near infrared light transillumination at 780-nm and digital radiography for detection of non cavitated approximal caries," *J. Dent.* **63**, 44–50 (2017).
3. S. Perschbacher, "Interpretation of panoramic radiographs," *Aust. Dent. J.* **57**(Suppl 1), 40–45 (2012).
4. J. K. Mitchell, A. R. Furness, R. J. Sword, S. W. Looney, W. W. Brackett, and M. G. Brackett, "Diagnosis of Pit-and-fissure Caries Using Three-dimensional Scanned Images," *Oper. Dent.* **43**(3), E152–E157 (2018).
5. M. A. Geibel, S. Carstens, U. Braisch, A. Rahman, M. Herz, and A. Jablonski-Momeni, "Radiographic diagnosis of proximal caries-influence of experience and gender of the dental staff," *Clin. Oral. Invest.* **21**(9), 2761–2770 (2017).
6. S. A. Son, K. H. Jung, C. C. Ko, and Y. H. Kwon, "Spectral characteristics of caries-related autofluorescence spectra and their use for diagnosis of caries stage," *J. Biomed. Opt.* **21**(1), 015001 (2016).
7. D. M. Zezell, A. d. C. Ribeiro, L. Bachmann, A. S. L. Gomes, C. Rousseau, and J. Girkin, "Characterization of natural carious lesions by fluorescence spectroscopy at 405 nm excitation wavelength," *J. Biomed. Opt.* **12**(6), 064013 (2007).
8. S. Chung, D. Fried, M. Staninec, and C. L. Darling, "Multispectral near-IR reflectance and transillumination imaging of teeth," *Biomed. Opt. Express* **2**(10), 2804–2814 (2011).
9. L. Karlsson, A. M. A. Maia, B. B. C. Kyotoku, S. Tranæus, A. S. L. Gomes, and W. Margulis, "Near-infrared transillumination of teeth: measurement of a system performance," *J. Biomed. Opt.* **15**(3), 036001 (2010).

- A. M. A. Maia, L. Karlsson, W. Margulis, and A. S. L. Gomes, "Evaluation of two imaging techniques: near-infrared transillumination and dental radiographs for the detection of early proximal enamel caries," *Dentomaxillofac Rad.* **40**(7), 429–433 (2011).
10. W. A. Fried, D. Fried, K. H. Chan, and C. L. Darling, "High contrast reflectance imaging of simulated lesions on tooth occlusal surfaces at near-IR wavelengths," *Lasers Surg. Med.* **45**(8), 533–541 (2013).
 11. J. C. Simon, S. A. Lucas, M. Staninec, H. Tom, K. H. Chan, C. L. Darling, M. J. Cozin, R. C. Lee, and D. Fried, "Near-IR transillumination and reflectance imaging at 1300-nm and 1500–1700-nm for in vivo caries detection," *Lasers Surg. Med.* **48**(9), 828–836 (2016).
 12. K. H. Chan and D. Fried, "Multispectral cross-polarization reflectance measurements suggest high contrast of demineralization on tooth surfaces at wavelengths beyond 1300 nm due to reduced light scattering in sound enamel," *J. Biomed. Opt.* **23**(6), 060501 (2018).
 13. V. B. Yang, D. A. Curtis, and D. Fried, "Cross-polarization reflectance imaging of root caries and dental calculus on extracted teeth at wavelengths from 400 to 2350 nm," *J. Biomed. Opt.* **11**(11), e201800113 (2018).
 14. N. M. Lawandy, R. M. Balachandran, A. S. L. Gomes, and E. Sauvain, "Laser action in strongly scattering media," *Nature* **369**(6478), 340 (1994).
 15. F. Luan, B. Gu, A. S. L. Gomes, K. T. Yong, S. Wen, and P. Prasad, "Lasing in Nanocomposite Random Media, Review Paper," *Nano Today* **10**(2), 168–192 (2015).
 16. B. Redding, M. A. Choma, and H. Cao, "Speckle-free laser imaging using random laser illumination," *Nat. Photonics* **6**(6), 355–359 (2012).
 B. H. Hokr, M. S. Schmidt, J. N. Bixler, P. N. Dyer, G. D. Noojin, B. Redding, R. J. Thomas, B. A. Rockwell, H. Cao, V. V. Yakovlev, and M. O. Scully, "A narrow-band speckle-free light source via random Raman lasing," *J. Mod. Opt.* **63**(1), 46–49 (2016).
 17. B. H. Hokr, D. T. Nodurft, J. V. Thompson, J. N. Bixler, G. D. Noojin, B. Redding, R. J. Thomas, H. Cao, B. A. Rockwell, M. F. Scully, and V. V. Yakovlev, "Lighting up microscopy with random Raman lasing," in *Real-time Measurements, Rogue Events, and Emerging Applications*, (2016), pp.9732.
 18. M. T. Carvalho, A. S. Lotay, F. M. Kenny, J. M. Girkin, and A. S. L. Gomes, "Random laser illumination: an ideal source for biomedical polarization imaging?" in *Multimodal Biomedical Imaging XI*, (2016), pp. 9701.
 19. B. Redding, P. Ahmadi, V. Mogan, M. Seifert, M. A. Choma, and H. Cao, "Low-spatial-coherence high-radiance broadband fiber source for speckle free imaging," *Opt. Lett.* **40**(20), 4607–4610 (2015).
 20. C. J. S. de Matos, L. d. S. Menezes, A. M. Brito-Silva, M. A. M. Gámez, A. S. L. Gomes, and C. B. de Araújo, "Random Fiber Laser," *Phys. Rev. Lett.* **99**(15), 153903 (2007).
 21. D. V. Churkin, S. Sugavanam, I. D. Vatik, Z. Wang, E. V. Podivilov, S. A. Babin, Y. Rao, and S. K. Turitsyn, "Recent advances in fundamentals and of random fiber lasers," *Adv. Opt. Photonics* **7**(3), 516–569 (2015).
 22. Z. J. Hu, Q. Zhang, B. Miao, Q. Fu, G. Zou, Y. Chen, Y. Luo, D. Zhang, P. Wang, H. Ming, and Q. Zhang, "Coherent Random Fiber Laser Based on Nanoparticles Scattering in the Extremely Weakly Scattering Regime," *Phys. Rev. Lett.* **109**(25), 253901 (2012).
 23. Z. J. Hu, B. Miao, T. X. Wang, Q. Fu, D. G. Zhang, H. Ming, and Q. J. Zhang, "Disordered microstructure polymer optical fiber for stabilized coherent random fiber laser," *Opt. Lett.* **38**(22), 4644–4647 (2013).
 24. R. Ma, Y. J. Rao, W. L. Zhang, and B. Hu, "Multimode Random Fiber Laser for Speckle-Free Imaging," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* **25**(1), 0900106 (2019).
 25. R. Ma, W. L. Zhang, J. Y. Guo, and Y. J. Rao, "Decoherence of fiber supercontinuum light source for speckle-free imaging," *Opt. Express* **26**(20), 26758–26765 (2018).
 26. R. Ma, J. Q. Li, J. Y. Guo, H. Wu, H. H. Zhang, B. Hu, Y. J. Rao, and W. L. Zhang, "High-power low spatial coherence random fiber laser," *Opt. Express* **27**(6), 8738–8744 (2019).

APÊNDICE C – LASERS CONVENCIONAIS

O Laser convencional caracteriza-se por ser uma fonte de luz coerente, sendo composto basicamente por: um meio de ganho (amplificador), um bombeamento através de uma fonte de energia e dois espelhos formando uma cavidade. Então, quando se tem as condições ideais, essa radiação fica oscilando, no vai e vem da luz entre os espelhos estimulando os átomos do meio de ganho a emitirem ainda mais luz. Ao escapar por um dos espelhos, que é semitransparente, essa luz sai com grande intensidade. Suas ondas eletromagnéticas oscilam em sincronia, na mesma direção sendo coerente, monocromática e colimada. É uma luz completamente ordenada, bem diferente da emitida por uma lâmpada incandescente, cujas ondas apresentam diferentes frequências e viajam em diferentes direções (GOMES *et al.*, 2021; ZOLNERKEVIC, 2016).

APÊNDICE D – LASER ALEATÓRIO (RANDOM LASER), COERÊNCIA ÓPTICA E DIRECIONALIDADE

Diversas pesquisas foram realizadas em busca de aprimorar e descobrir um laser que apresentasse um melhor contraste da imagem, então, no ano de 1994, foi criado o laser aleatório de alta eficiência (LAWANDY, *et al.*, 1994). Dessa forma, foi demonstrada, pela primeira vez, a possibilidade de gerar laser a partir da emissão e do espalhamento desordenado de luz no interior de um material, já que não utiliza espelhos (ZOLNERKEVIC, 2016).

O laser aleatório não apresenta cavidade ressonante como o laser convencional, ou seja, é um laser cuja cavidade não é formada por reflexão de espelhos regulares, sendo a realimentação vinda da luz espalhada em meio desordenado. Essa desregulação é quem vai fazer com que a coerência diminua para que, dessa forma, diminuam-se as manchas (“Speckles”) nesse trajeto (GOMES, *et al.*, 2021). No entanto, uma das vantagens do laser aleatório é a maior densidade de energia espectral, quando comparado com fontes de ASE ou LEDs.

Para criá-lo, pode-se utilizar um laser comum para iluminar um material com propriedades ópticas especiais, em geral um pó ou colóide contendo partículas capazes de absorver, emitir e espalhar luz de maneira desordenada. Entre os materiais utilizados como meios de ganho estão os corantes dielétricos de nanopartículas metálicas, semi-condutores *quantum-dots* e nano cristais com íons r^{4+} terra rara. Dessa forma, iluminadas por um laser comum, essas nano partículas, misturadas a outros materiais no estado sólido ou líquido, podem gerar laser aleatório.

A emissão laser por um meio desordenado representa o processo de amplificação de luz por emissão estimulada com realimentação fornecida por espalhamento induzido e desordenado. Existem dois tipos de realimentação: um é a realimentação de intensidade ou energia que é incoerente e não-ressonante, e a outra é a de amplitude ou campo que é coerente e ressonante (OLIVEIRA, 2009).

A “coerência” da luz está relacionada ao seu comportamento temporal, espectral e espacial. Quando a luz emitida não é direcional, significa que não tem coerência espacial; quando tem um espectro muito “largo” (ou seja, consistindo de muitas cores, como a luz branca) em geral não tem coerência espectral; e quando o

fóton gerado não mantém nenhuma relação de fase entre si, ou seja, os fótons são gerados em tempos aleatórios, não há coerência temporal e uma fonte deste tipo – com as três características mencionadas - é dita incoerente. Quando, por outro lado, a fonte emite radiação direcional, com um espectro muito bem definido por uma única cor e com uma relação bem definida temporalmente entre os fótons emitidos, a fonte emite radiação coerente. A única fonte de luz coerente é o LASER, enquanto que uma lâmpada fluorescente e incandescente são de luz incoerentes como as fontes de luz ASE (emissão espontânea amplificada) (GOMES, 2021).

Outra classificação para uma fonte de luz diz respeito à direcionalidade do feixe de luz emitido, e está relacionada com a coerência da luz. Uma fonte de luz é classificada como incoerente espacialmente quando a luz é emitida em todas as direções. Este é o caso da maioria das fontes de luz, como o Sol, uma lâmpada incandescente, uma lâmpada de LED. Quando uma fonte luminosa emite um feixe de luz em uma única direção, dizemos que a fonte de luz é espacialmente coerente. A única fonte de luz com esta propriedade, conhecida e inventada pelo homem, é o LASER, como, por exemplo, o laser de fibra aleatório. Esse é um ponto fundamental que diferencia o laser aleatório de um LED ou de uma fonte coerente qualquer (GOMES, 2021).

Para uma fonte de luz coerente, como o laser, a luz pode propagar dezenas, centenas ou milhares de metros, dependendo das condições ambientais. Por outro lado, usando fibras ópticas como meio de transmissão, a luz pode propagar dezenas de quilômetros antes de ter sua potência inicial reduzida substancialmente. No entanto, o uso de amplificadores ópticos pode compensar as perdas e fazer com que a luz continue se propagando por centenas de milhares de quilômetros. Dessa forma, pode-se utilizar o laser de fibra aleatório para se obter resultados mais promissores na odontologia.

REFERÊNCIAS DO APÊNDICE

GOMES, A. S. L., MOURA, A. L., ARAÚJO, C. B., and RAPOSO, E. P., Review Recent advances and applications of random lasers and random fiber lasers, **Progress in Quantum Electronics** 78 (2021) 100343

GOMES, A. S. L., Brincando com a luz e a óptica, em fase de publicação, março, 2021.

LAWANDY NM, R. M. BALACHANDRAN, A. S. L. GOMES, and E. SAUVAIN, "Laser action in strongly scattering media," *Nature*, vol. 369, no.6478, pp. 340-340, 1994.

OLIVEIRA, M. A. S.; **A Laser aleatório por conversão ascendente de frequência em neodímio**. Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), Brasil, Recife, 2009.

ZOLNERKEVIC, I.; Um laser nada convencional, ed. 247, set., 2016; **Revista de Pesquisa Fapesp** ([Um laser nada convencional : Revista Pesquisa Fapesp](#))

ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS DO CCS/UFPE

ASSOCIAÇÃO CARUARUENSE
DE ENSINO SUPERIOR E
TÉCNICO - ASCES



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Elaborado pela Instituição Coparticipante

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: 1

CAAE: 95310418.0.3001.5203

Instituição Proponente: Associação Caruaruense de Ensino Superior

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.078.881

Apresentação do Projeto:

Será realizado um estudo experimental ex vivo laboratorial utilizando 105 participantes, dividindo-os em 2 grupos: dentes humanos e mandíbulas de

suínos. 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 (ASCESUNITA). Serão selecionados 100 dentes humanos, obtidos no banco de dentes humanos do centro universitário ASCES-UNITA/PE. Esta pesquisa pretende analisar a tomografia fotoacústica e a espectroscopia TeraHertz na caracterização de estruturas teciduais dentárias e periodontais como recurso diagnóstico. Para tal, será realizado um experimento laboratorial usando os 100 dentes humanos extraídos, hígidos a cariados, além de 5 mandíbulas porcinas para inspeção do periodonto, que serão analisados por THz e TFA, após análise comparativa com OCT e microscopia de luz polarizada. As imagens serão caracterizadas em um software específico de forma a quantificar a intensidade do sinal das amostras analisadas. Serão calculadas as médias e desvio padrão para todos os parâmetros analisados ($p < 0,05$). Espera-se obter duas novas ferramentas de diagnóstico e planejamento não invasivas e não ionizantes, que contribuirão para o sucesso do tratamento periodontal e restaurador, além de aprimorar o ensino e a pesquisa.

Endereço: Avenida Portugal, 584

Bairro: Universitário

CEP: 55.016-910

UF: PE

Município: CARUARU

Telefone: (81)2103-2090

Fax: (81)2103-2053

E-mail: cep@asc.es.edu.br