



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA  
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA – CAMPUS 1  
CURSO DE LICENCIATURA PLENA EM FÍSICA**

**WEDSON PHILIPPE VASCONCELOS DE BRITO**

**O PAPEL DA LUZ PARA DIAGNOSTICAR E TRATAR DOENÇAS**

**CAMPINA GRANDE**

**2022**

WEDSON PHILIPPE VASCONCELO DE BRITO

**O PAPEL DA LUZ PARA DIAGNOSTICAR E TRATAR DOENÇAS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentada ao Departamento de Física da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito parcial à obtenção do título de Licenciatura Plena em Física.

Área de concentração: Óptica

**Orientadora:** Profa Dra Tâmara Pereira Ribeiro de Oliveira Lima e Silva.

**CAMPINA GRANDE**

**2022**

É expressamente proibido a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano do trabalho.

B862p Brito, Wedson Philippe Vasconcelos de.

O papel da luz para diagnosticar e tratar doenças [manuscrito] / Wedson Philippe Vasconcelos de Brito. - 2022.

33 p. : il. colorido.

Digitado.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Física) - Universidade Estadual da Paraíba, Centro de Ciências e Tecnologia, 2022.

"Orientação : Profa. Dra. Tâmara Pereira Ribeiro de Oliveira Lima e Silva, Coordenação do Curso de Física - CCT."

1. Laser. 2. Comprimento de onda da radiação. 3. Tratamento e diagnóstico. I. Título

21. ed. CDD 535

WEDSON PHILIPPE VASCONCELO DE BRITO

**O PAPEL DA LUZ PARA DIAGNOSTICAR E TRATAR DOENÇAS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentada ao Departamento de Física da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito parcial à obtenção do título de Licenciatura Plena em Física.

Área de concentração: Óptica

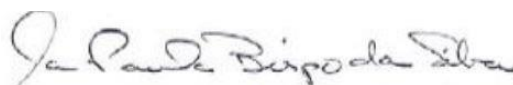
APRESENTADO EM: 25/03/2022

**BANCA AVALIADORA**



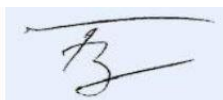
---

**Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Tâmara Pereira Ribeiro de Oliveira Lima e Silva**



---

**Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Ana Paula Bispo da Silva**



---

**Prof.<sup>o</sup> Dr.<sup>o</sup> Fernando Celso Perin Bertoni**

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente à professora Dra. Tâmara Pereira, pela oportunidade de ser minha orientadora, dedicando seu tempo para auxiliar no desenvolvimento do roteiro, correções e orientações deste trabalho.

Também sou grato a todos os professores que fizeram parte da minha formação, em especial do Departamento de licenciatura em Física da Universidade Estadual da Paraíba, pelo acolhimento, pela dedicação e profissionalismo em ensinar sempre com resiliência. Agradeço ao professor Dr. Fernando Bertoni pelo convite para a realização do PIBIC e a professora Dra. Maria Ângela pela oportunidade de fazer a monitoria.

Agradeço em especial aos meus pais, principalmente à minha mãe Pollyanna Oliveira por nunca ter soltado minha mão durante toda essa jornada, pela compreensão e pelo amor desmesurável que ela possui. Sou grato a todos os meus amigos pelo apoio e acolhimento, em especial Hialo Ricardo pelo seu amor, companheirismo e cumplicidade em todos os momentos.

Por fim, dedico esse trabalho a todas as pessoas que participaram da minha formação, não só acadêmica, mas como indivíduo.

## RESUMO

Os avanços das tecnologias nas áreas de Óptica e Fotônica tornaram possível a realização de procedimentos médicos, odontológicos e estéticos mais precisos e eficazes. A definição de alguns parâmetros específicos como o comprimento de onda, o tipo do *laser* e a intensidade da radiação incidente, são de suma importância para o sucesso e a eficácia desses procedimentos. Portanto, através de uma revisão bibliográfica da literatura, este presente trabalho de conclusão de curso tem como objetivo explicar os conhecimentos da aplicação da radiação *laser* no tratamento e diagnósticos em algumas áreas da medicina, fazendo uso de técnicas interdisciplinares. Em suma, é visto que o *laser* é amplamente aplicado para o diagnóstico precoce de certas enfermidades e contribui para a redução de procedimentos invasivos e prolongados, diminuindo o tempo de recuperação pós-cirúrgica.

Palavras-chave: *laser*, comprimento de onda da radiação, tratamento e diagnóstico.

## **ABSTRACT**

Advances in Optics and Photonic brought technologies that enabled the performance of medical procedures in a more accurate and effective way. The definition of some specific parameters such as the light wavelength, the type of laser and the intensity of the incident radiation are of great importance for the success and effectiveness of these procedures. Therefore, through a bibliographic review of the literature, this work aims to approach applications of laser radiation for treatment and diagnosis in some areas of medical care, making use of interdisciplinary techniques. In short, it is seen that the use of laser is applied for early diagnosis of some diseases and for the reduction of invasive and prolonged treatments, what reduces the time of post-surgical recovery.

**Keywords:** laser, light wavelength, treatment and diagnosis.

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 – Espectro Eletromagnético. .... 10
- Figura 2 – Representação da propagação de uma onda eletromagnética com velocidade  $c = 3 \times 10^8 \text{ m/s}$ , onde os campos magnéticos ( $\mathbf{B}$ ) e elétrico ( $\mathbf{E}$ ) são perpendiculares entre si. .... 10
- Figura 3 - Quando uma fonte emite um fóton e o átomo absorve (absorção espontânea) essa energia torna o átomo excitado, logo o elétron vai para o nível com maior energia, o átomo reemite o mesmo fóton (emissão espontânea) voltando assim ao seu estado original. No entanto, quando o átomo já em seu estado excitado absorve um certo tipo de radiação com uma certa frequência  $\nu_0$ , o átomo reemite a mesma radiação de frequência  $\nu_0$  e outro fóton idêntico. .... 11
- Figura 4 - Em A é possível observar o bastão de rubi no centro do tubo da lâmpada de *flash*, onde a radiação emitida pela lâmpada excita os átomos de cromo e do rubi gerando assim a emissão espontânea de fótons como é visto em B. Quando esses fótons colidem com um átomo excitado há a emissão estimulada, gerando um efeito cascata. Toda essa radiação fica presa no eixo do cilindro até que consiga escapar pelo espelho semitransparente como é visto em C ..... 12
- Figura 5 - Interação do *laser* com tecido biológico, onde é possível observar os fenômenos de reflexão, refração, absorção e espalhamento. .... 14
- Figura 6 - Os principais componentes do sistema OCT, onde a radiação proveniente de uma fonte passa pelo divisor de feixes inclinado a  $45^\circ$  em relação ao feixe incidente, que transmite metade de sua intensidade para o espelho e a outra metade para a amostra. Após a reflexão ambas as radiações voltar para o divisor de feixe se sobrepondo e criando interferências captadas pelo detector e convertidas em imagem. .... 16
- Figura 7 - Imagens geradas via OCT para diagnóstico de degeneração macular da retina (a mácula da esquerda está danificada, o da direita já se encontra sadia) ..... 17
- Figura 8 - Principais estruturas do olho humano. .... 18



Figura 9 - Na imagem [A] é possível observar que o tecido da íris está obstruindo o seio camerular afetando, assim, o fluxo do humor óptico, com consequente aumento da pressão intraocular. Já na imagem [B] é possível observar que o tecido da íris está contraído após o bombeamento do feixe de argônio desobstruindo, assim, o canal. Ambas as imagens foram geradas através da técnica de OCT.....	18
Figura 10 - Procedimento de correção da visão via LASIK. Inicialmente (A) é feita uma varredura através do sistema Shack-Hartman para obter um mapa personalizado; logo em seguida a córnea é bombardeada (B) pelo <i>laser</i> de femtosegundo, criando assim bolhas de ar entre o epitélio e o estroma. Portanto, com o FLAP criado, inicia-se sua abertura e em seguida há a emissão da radiação do ultravioleta para a modelagem da córnea (C). Por fim (D), o FLAP é fechado. ....	20
Figura 11 - Ilustração do dente cariado. Como a cárie se encontra entre o esmalte e a dentina, torna-se mais difícil o diagnóstico precoce de forma clínica.....	21
Figura 12 - Esquematização do processo de transluminação .....	22
Figura 13 - Foto de um fotopolimerizador usado para clareamento dentário (à direita) através da incidência de luz azul no peróxido de hidrogênio aplicado nos dentes (à esquerda).....	24
Figura 14 - Imagens dos pólipos de cólon realizada via biópsia óptica.....	26
Figura 15 – Esquema da técnica de <i>Drug Delivery</i> , onde uma partícula (medicamento) viaja dentro de uma PCF guiada por <i>laser</i> a uma velocidade de 28km/s, considerando ( $r_p = 50 \text{ nm}$ , $\rho_p = 10^3 \text{ kg/m}^3$ , $r_c = 10 \mu\text{m}$ , $L = 100 \text{ m}$ e $P = 1 \text{ w}$ . O comprimento de onda do <i>laser</i> é $\lambda = 1550 \text{ nm}$ .....	28

## ÍNDICE

INTRODUÇÃO .....	09
CAPÍTULO 1: INTERAÇÃO DA LUZ COM TECIDOS VIVOS.....	13
1.1 Radiação do laser e tecidos biológicos .....	13
1.2 Parâmetros para física médica .....	13
CAPÍTULO 2: DIAGNOSTICANDO E TRATANDO DOENÇAS .....	15
2.1 Na oftalmologia .....	15
2.1.1 <i>Tomografia de coerência óptica (OCT)</i> .....	15
2.1.2 <i>Diagnósticos precoce para glaucoma, Alzheimer e o tratamento da catarata secundária</i> .....	17
2.1.3 <i>Cirurgias refrativas via LASIK e PRK</i> .....	19
2.2 Na odontologia .....	20
2.2.1 <i>Deteção precoce da cárie dentária através da transiluminação óptica e da OCT</i> .....	21
2.2.2. <i>Uso de transluminação da estrutura dental para exame de diagnóstico</i> .....	22
2.2.3. <i>Aplicação da fotopolimerização para restauração e clareamento dentário</i> ...	23
2.3 Na dermatologia.....	24
2.3.1 <i>Remoção de tatuagens e de linhas de expressões</i> .....	24
2.3.2 <i>Terapia fotodinâmica (PDT)</i> .....	25
2.3.3 <i>Biópsia óptica</i> .....	26
CAPÍTULO 3: FIBRA DE CRISTAL FOTÔNICO (PCF) E DRUG DELIVERY .....	26
CONCLUSÃO.....	29
REFERÊNCIAS .....	30

## INTRODUÇÃO

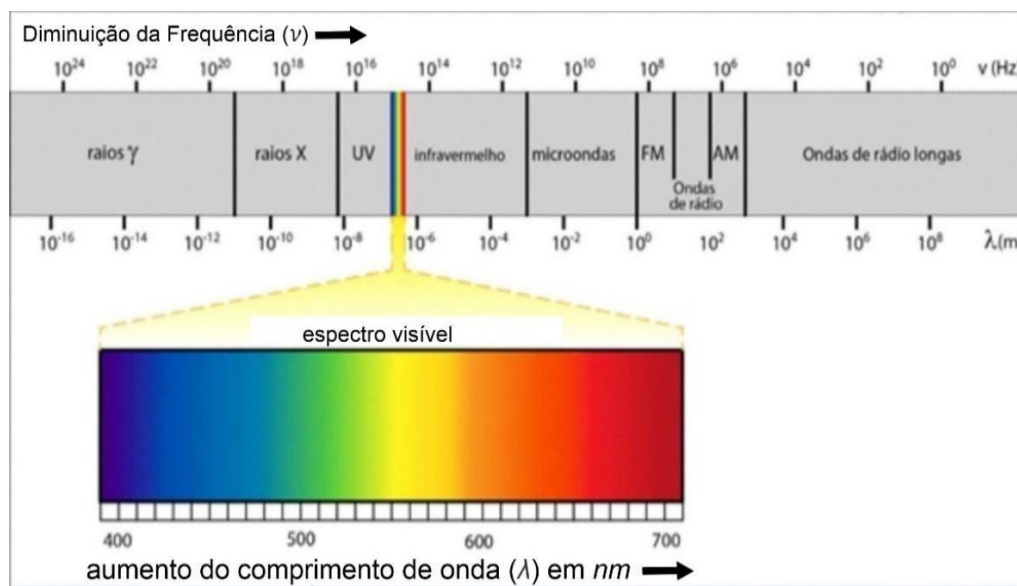
A evolução das tecnologias associadas a sistemas ópticos vem promovendo diversas mudanças e avanços, em especial para aplicações nas áreas médicas e odontológica. Com a criação do *laser* (abreviação de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, ou amplificação da luz por emissão estimulada da radiação), e sua implementação em ambas as áreas, foi possível reduzir significativamente o tempo de duração das cirurgias, recuperação e a cicatrização cirúrgica de pacientes, além de diagnosticar doenças precocemente (como o Alzheimer abordado mais adiante) tornando, assim, tais procedimentos mais eficazes e melhorando o bem estar do paciente.

Para poder falar de tais aplicações do *laser*, devemos entender um pouco sobre sua estrutura e sua relação com a radiação visível (luz visível).

Considera-se que um raio luminoso nada mais é que a propagação, no espaço, de campos elétricos e magnéticos [HALLIDAY; RESNICK, 2019]; logo, a luz é uma forma de radiação eletromagnética e faz parte de uma região restrita do espectro eletromagnético, ocupando uma faixa pequena no largo intervalo de frequências de oscilação ( $\nu$ ) e comprimentos de onda ( $\lambda$ ) situados entre o infravermelho e o ultravioleta. Isso acontece devido à retina do olho humano ser sensível a esse pequeno intervalo, onde  $\lambda$  vai de  $0,4 \mu\text{m}$  até  $0,8 \mu\text{m}$  aproximadamente. Vale destacar que esses números não são absolutos, pois a sensibilidade da retina de cada indivíduo é diferente e a mesma pessoa ainda possui sensibilidade distinta conforme sua idade e seu estado de saúde de modo geral.

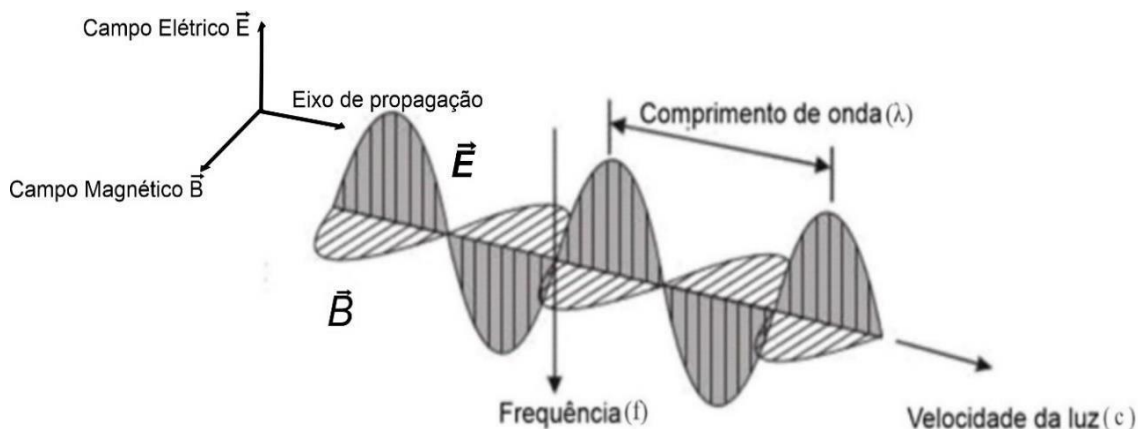
Como mostra a Figura 1, é possível observar a faixa de espectro das ondas eletromagnéticas em função da frequência e comprimento de onda. É possível observar também outros tipos de ondas como o raio X e as ondas de rádio, amplamente utilizados na indústria. É importante destacar que as ondas eletromagnéticas transportam energia e momento linear, através da variação senoidal dos campos  $\mathbf{E}$  e  $\mathbf{B}$  (elétrico e magnético, respectivamente) [SALICIO; CASTRO, d.s.] em uma velocidade igual à da luz ( $c$ ), como mostra a Figura 2.

Figura 1 - Espectro Eletromagnético.



Fonte: Patricia Fernandes Lootens Machado (2015, com adaptações).

Figura 2 - Representação da propagação de uma onda eletromagnética com velocidade  $c = 3 \times 10^8 \text{ m/s}$ , onde os campos magnéticos ( $\vec{B}$ ) e elétrico ( $\vec{E}$ ) são perpendiculares entre si.

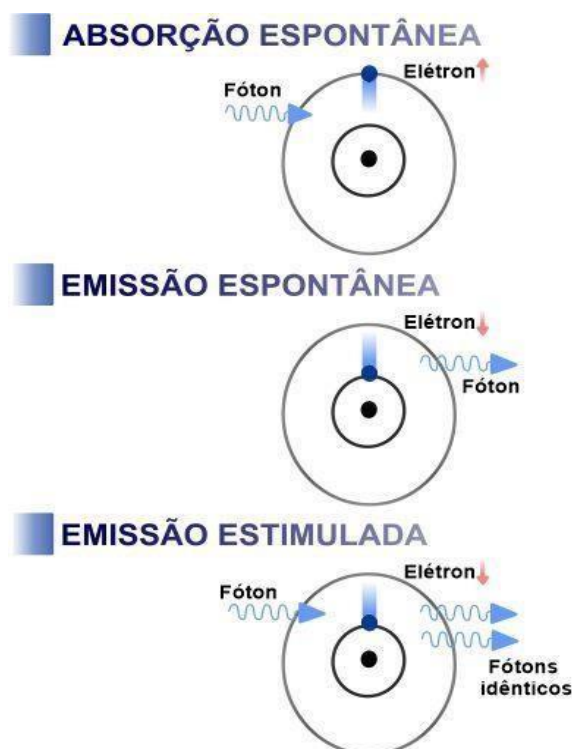


Fonte: Fernando Morellato (2019, com adaptações).

A parti da teoria quântica onde os valores distintos de energia estão associados à emissão ou absorção de fótons, concluiu-se que a energia ( $E$ ) envolvida nos processos atômicos é expressa pelo produto entra a constante de Planck ( $h$ ) e a frequência ( $\nu$ ) associada a um comprimento de onda, logo  $E = h \cdot \nu$ . Tal processo de estimulação ocorre quando o átomo absorve um fóton (por exemplo) associado a uma quantidade de energia numa certa frequência  $\nu_0$ , para ficar em seu estado excitado e depois decai reemitindo assim o fóton absorvido com a frequência  $\nu_0$  e mais outro de frequência equivalente, como mostra a Figura 3. Este comportamento pode se transformar

em um efeito cascata, levando à amplificação da luz, fazendo uso de uma fonte de radiação artificial.

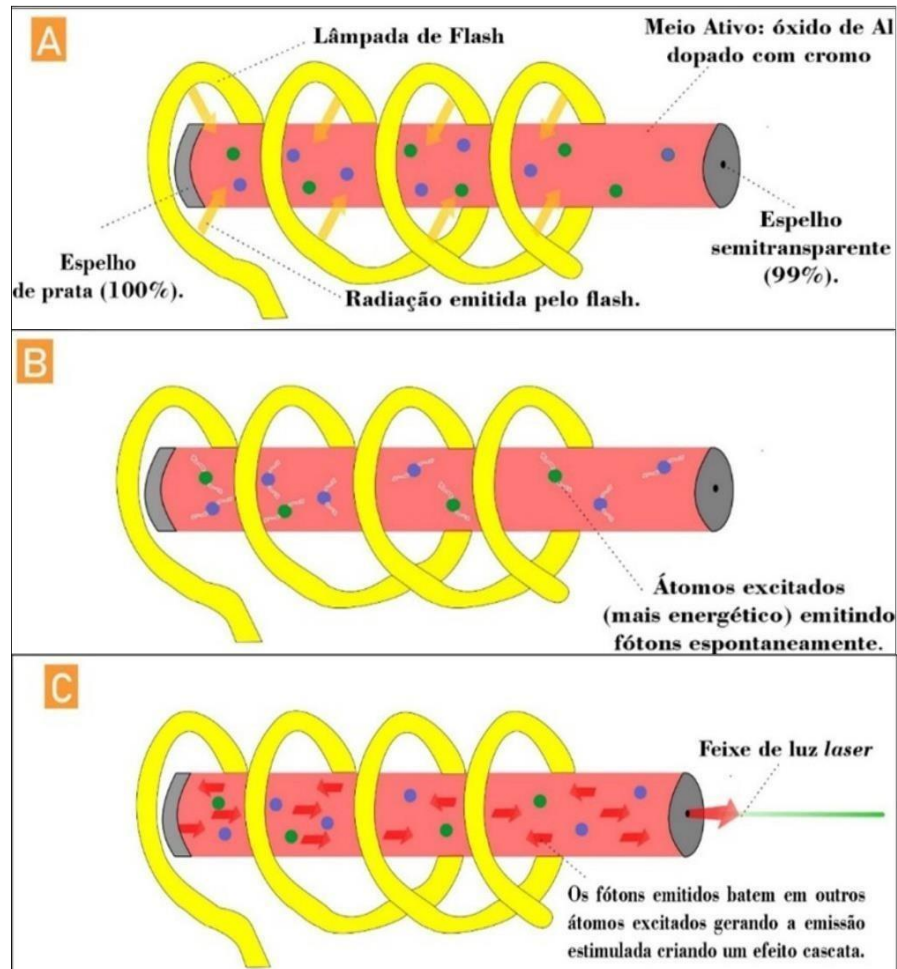
Figura3 - Quando uma fonte emite um fóton e o átomo absorve (absorção espontânea) essa energia torna o átomo excitado, logo o elétron vai para o nível com maior energia, o átomo reemite o mesmo fóton (emissão espontânea) voltando assim ao seu estado original. No entanto, quando o átomo já em seu estado excitado absorve um certo tipo de radiação com uma certa frequência  $\nu_0$ , o átomo reemite a mesma radiação de frequência  $\nu_0$  e outro fóton idêntico.



Fonte: Welle Laser (2018, com adaptações).

Portanto, o engenheiro Theodore Maiman colocou uma lâmpada de *flash* em torno de um bastão de rubi (óxido de alumínio dopado com cromo) e vedou as extremidades com camadas de prata, mas em um dos lados foi deixado semitransparente para que a radiação pudesse sair [NETO e JUNIOR, 2017], como visto na Figura 4. Portanto Maiman, através desse dispositivo, o *laser*, conseguiu criar um amplificador de luz que emitia radiação num único comprimento de onda.

Figura 4 - Em A é possível observar o bastão de rubi no centro do tubo da lâmpada de *flash*, onde a radiação emitida pela lâmpada excita os átomos de cromo e do rubi gerando assim a emissão espontânea de fótons como é visto em B. Quando esses fótons colidem com um átomo excitado há a emissão estimulada, gerando um efeito cascata. Toda essa radiação fica presa no eixo do cilindro até que consiga escapar pelo espelho semitransparente como é visto em C.



Fonte: Liema Davidovich (2015, com adaptações).

A radiação *laser*, por possuir características exclusivas como coerência (propagação na mesma fase e frequência), direcionalidade (ondas quase paralelas, espalhando-se lentamente à grandes distâncias), focalização e monocromaticidade (emissão em uma só frequência), torna-se um emissor de grande energia e de fácil manipulação.

Atualmente o *laser* é amplamente aplicado no cotidiano das pessoas, em transmissão de dados (de leitor de código de barra até comunicações de longa distância), e até na indústria balística, como para lançamento de mísseis de alta precisão. Este trabalho abordará alguns aspectos na área médica relacionando às aplicações do *laser* e luz UV no diagnóstico e tratamento de doenças fazendo uso de técnicas que associam a física à medicina e à biologia.

*Segundo o físico Nilson Dias Vieira Junior, "Com suas múltiplas funções, o laser é, sem dúvida, a invenção mais impactante do mundo moderno" [CRM-PR, 2010].*

## CAPÍTULO 1: INTERAÇÃO DA LUZ COM TECIDOS VIVOS

### 1.1 Radiação do *laser* e tecidos biológicos

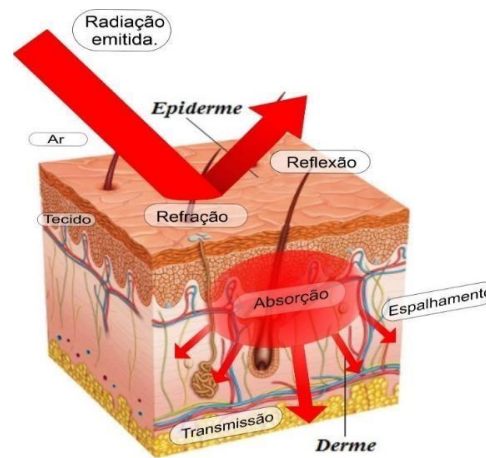
Sabemos que a radiação eletromagnética é fundamental para a manutenção da vida na Terra. Essa interação entre matéria orgânica e radiação ocorre através da absorção de energia gerando, assim, processos fotoquímicos, como a fotossíntese, onde a energia proveniente da luz solar estimula os elétrons das moléculas dos pigmentos fotossintetizantes a passarem para o estado de maior energia. Quando os elétrons voltam para o seu estado fundamental, emitem parte da energia absorvida, a qual pode ser utilizada na realização de um trabalho químico [GONZÁLES, s.d.]; neste caso, o trabalho realizado é a formação da *ATP* (*adenosine triphosphate*), molécula de adenosina trifosfato que, constitui a principal forma de energia química.

A interação entre radiação e matéria vem sendo difundida e estudada na área médica, desde antes da invenção dos *lasers*: os oftalmologistas utilizavam um conjunto de lentes para convergir a luz solar diretamente na retina do paciente para a eliminação de tumores malignos; entretanto, essa técnica danificava a retina, pois a onda proveniente da luz solar não possui coerência, direcionalidade e monocromaticidade, diferentemente dos *lasers*; Foi a partir de 1961 que o oftalmologista Charles Campbell utilizou pela primeira vez o *laser* para a mesma finalidade reduzindo, de maneira significativa, as lesões causadas pelo tratamento.

### 1.2 Parâmetros para física médica

Para discutir essas aplicações, é necessário destacar alguns fenômenos da radiação *laser* em contato com tecido biológico e alguns parâmetros necessários. Há cinco fenômenos que podem ocorrer como consequência dessa interação: a reflexão (quando a radiação incide numa superfície e retorna para o meio de origem), a refração (quando o feixe eletromagnético incide em uma superfície refletora e passa para o outro meio com índice de refração distinta alterando, assim, sua velocidade), a absorção (a onda eletromagnética não retorna ao meio de origem e não se propaga após incidir em uma superfície) e o espalhamento (a energia transmitida pela onda ao incidir numa superfície é espalhada ou desviada para outras direções) [ZEZELL, s.d.].

Figura 5 - Interação do laser com tecido biológico, onde é possível observar os fenômenos de reflexão, refração, absorção e espalhamento.



Fonte: Denise Maria Zezell (com adaptações).

Esses fenômenos, observados na Figura 5 dependem de alguns fatores como o tipo de tecido e o comprimento de onda incidente no mesmo. Considerando a pele humana quando, o *laser* incide nas faixas de  $\lambda < 0,4 \mu\text{m}$  e  $\lambda > 1,5 \mu\text{m}$  (ultravioleta e infravermelho respectivamente), a influência do espalhamento é pequena; portanto, a radiação não penetra profundamente no tecido. No entanto, caso a radiação seja emitida nos comprimentos de onda iguais a  $0,4 \mu\text{m}$  e  $1,5 \mu\text{m}$ , a radiação consegue penetrar cerca de  $0,5 \text{ mm}$  e  $2,5 \text{ mm}$ . Já no intervalo  $0,6 \mu\text{m} < \lambda < 1,5 \mu\text{m}$ , o espalhamento predomina em relação à absorção, portanto a radiação chega aos  $8 \text{ mm}$  a  $10 \text{ mm}$  de profundidade [ZEZELL, s.d.] (considerada fortemente penetrante).

No entanto para se obter resultados positivos em tratamentos médicos utilizando *lasers* devemos considerar também outros parâmetros como a densidade de energia (dose ou fluência), densidade de potência (intensidade) o tipo do *laser*, a taxa de repetição (frequência do pulso), número de tratamentos a que o paciente será submetido e o tipo de tecido (dados ópticos e térmicos para melhor quantificação do espalhamento, condutividade e capacidade térmica do determinado tecido) [ZEZELL, s.d.].

Esses parâmetros são fundamentais para que a aplicação do *laser* tenha a melhor eficiência possível. Segundo Zezell, a aplicação de um *laser* de HeNe (*laser* contínuo de hélio-neônio) por exemplo, em  $\lambda = 632,8 \text{ nm}$  é a melhor opção para o tratamento de herpes, regeneração nervosa e cicatrização de feridas abertas. Já o *laser* de baixa densidade GaAlAs (arsenieto de gálio e alumínio) com os  $\lambda = 790 \text{ nm}$  ou  $\lambda = 830 \text{ nm}$  é ideal para analgesia (alívio da dor), tendinites (inflamação ou irritação de um tendão) e edema (inchaço causado pelo acúmulo de líquidos entre os diversos tecidos).



## CAPÍTULO 2: DIAGNOSTICANDO E TRATANDO DOENÇAS

Foi visto no capítulo anterior a importância de adotarmos alguns parâmetros para que a utilização da radiação *laser* seja aplicada de forma segura e eficaz, este capítulo serão abordados alguns tratamentos e diagnósticos com utilização desta radiação nas áreas da oftalmologia, odontologia e dermatologia.

### 2.1 Na oftalmologia

Desde a criação do oftalmoscópio por Hermann von Helmholtz e da técnica de angiografia de fluoresceína (onde, através da aplicação de um corante intravenoso de fluoresceína sódica, é possível identificar vasos sanguíneos doentes ou danificados [RASHED IZATT e TOTH, 2002], houve vários avanços tecnológicos para o diagnóstico de doenças oculares. No entanto, através da aplicação *laser*, foi possível realizar procedimentos e tratamentos mais precisos e não invasivos diminuindo o risco de complicações e o tempo de recuperação do paciente.

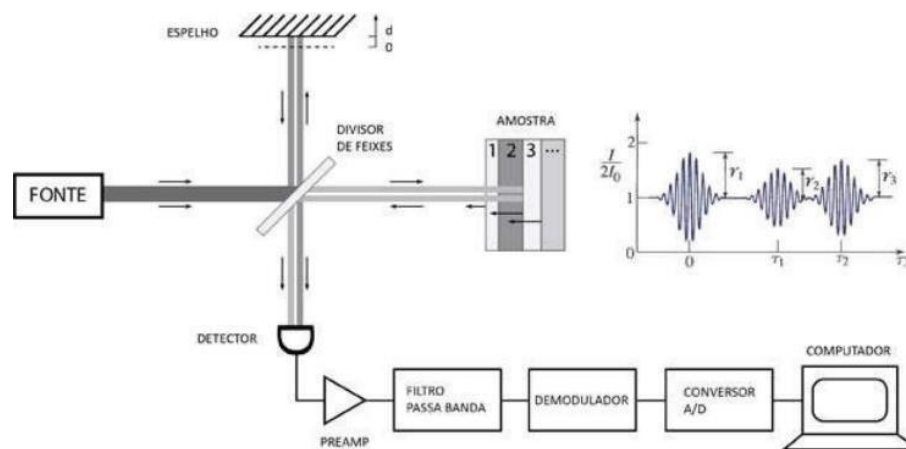
Atualmente um feixe de luz pode remodelar uma córnea (através da cirurgia refrativa) melhorando seu foco, criar um canal do olho para aliviar a pressão intraocular do glaucoma (que afeta o nervo óptico) e cauterizar pequenas hemorragias [DAUKANTAS, 2010]. Aqui serão discutidos alguns métodos amplamente utilizados como a *OCT* (tomografia por coerência óptica), LASIK (para cirurgia refrativa), iridotomia, iridoplastia e outras técnicas para diagnóstico precoce de doenças como Alzheimer, glaucoma e a catarata secundária.

#### 2.1.1 Tomografia de coerência óptica (OCT)

Esta técnica utiliza um feixe de luz de baixa coerência emitido pelo diodo superluminescente (SLD) no comprimento de onda de 843 *nm*. O SLD é acoplado a um interferômetro de [HALLIDAY; RESNICK, 2019]; para que a radiação emitida seja dividida e posteriormente recombinada, após sofrer reflexão na amostra (na região do olho estudada). Essa tecnologia realiza um imageamento da seção reta de estruturas internas do tecido biológico por meio de suas reflexões ópticas; portanto, o tempo de propagação de um sinal óptico refletido através de um tecido biológico fornece informações espaciais das microestruturas do tecido.

A OCT faz múltiplas varreduras longitudinais construindo, assim, um mapa das regiões de reflexão. Essa abordagem é análoga ao ultrassom, mas faz uso da radiação do infravermelho ao invés de ondas sonoras. Como dito no parágrafo anterior, a OCT se baseia no princípio do interferômetro; portanto, é possível observar na Figura 7 um diagrama com os principais componentes desse sistema, onde são mostrados três amostras com índices de reflexão distintos. No lado direito temos os picos de intensidades distintas no padrão de interferência associada a cada tipo de amostra,  $r_1$ ,  $r_2$  e  $r_3$ . Sabendo que cada tecido (amostra) possui uma variação de interferência específica, é possível identificar os tipos de tecidos e gerar uma imagem de alta resolução com o *software* de processamento de imagens adequando.

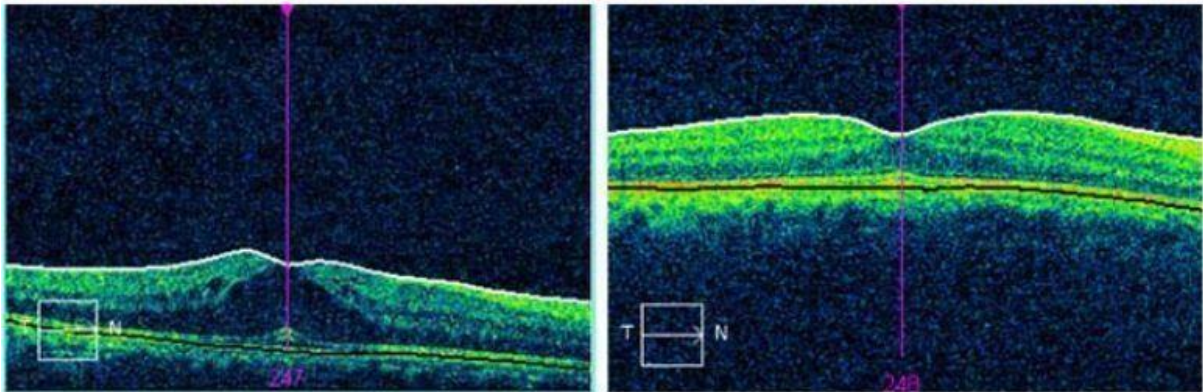
Figura 6 - Os principais componentes do sistema OCT, onde a radiação proveniente de uma fonte passa pelo divisor de feixes inclinado a  $45^\circ$  em relação ao feixe incidente, que transmite metade de sua intensidade para o espelho e a outra metade para a amostra. Após a reflexão ambas as radiações voltar para o divisor de feixe se sobrepondo e criando interferências captadas pelo detector e convertidas em imagem.



Fonte: [RASHED, IZATT e TOTH, 2002].

Portanto, a OCT dá oportunidade para os especialistas analisarem imagens de tecidos biológicos transparentes e estruturas internas, causando grandes mudanças na compreensão de doenças como as retinianas e auxiliando em um diagnóstico mais preciso. Com essa técnica é possível mapear o espessamento da retina e monitorar o edema macular cistóide (o espessamento da retina devido a cistos líquido), que pode ser desencadeado por outras doenças como retinopatia diabética, doença inflamatória ou degeneração macular. A degeneração macular relacionada à idade é a principal causa de cegueira em indivíduos com mais de 65 anos de idade no ocidente [RASHED IZATT e TOTH, 2002] e a técnica da OCT é de suma importância para o desenvolvimento de tratamentos onde atualmente possuem diferentes taxas de sucesso. A Figura 7 é possível observar a degeneração macular da retina por meio da técnica de OCT.

Figura 7 – Imagens geradas via OCT para diagnóstico de degeneração macular da retina (a mácula da esquerda está danificada, o da direita já se encontra sadia).



Fonte: Manuel Monteiro, 2020.

Em suma, a OCT é útil para avaliar e monitorar o estado da interface vitrorretiniana e locais de fixação à mácula, patologia intra-retiniana em termos de espessura e presença de cistos intrarretinianos, atrofia geográfica e a presença de sangue ou fluidos. É importante ressaltar que a OCT vai além da área oftalmológica, sendo aplicada em outras áreas como a odontologia.

### **2.1.2 Diagnóstico precoce para glaucoma, Alzheimer e o tratamento da catarata secundária**

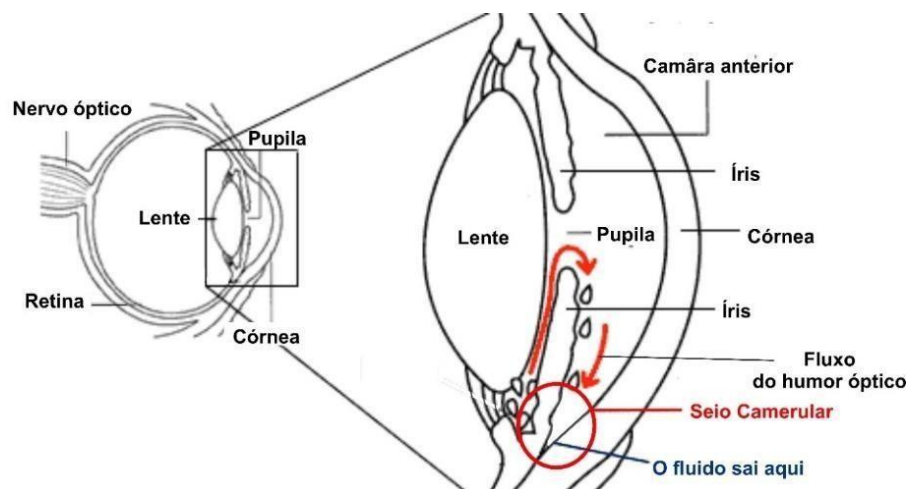
Sabe-se que o glaucoma é uma doença que atinge o nervo óptico pela elevação da pressão intraocular comprometendo a visão do paciente; e quanto mais cedo o diagnóstico, maior será a eficácia do tratamento. O desencadeamento do processo de apoptose (morte das células ganglionares no fundo do olho) de forma anormal pode estar diretamente relacionada ao glaucoma e a outras condições neurodegenerativas [DAUKANTAS, 2010].

Atualmente os pesquisadores vêm estudando em um processo de detecção e monitoramento de células retinianas apoptóticas utilizando um marcador fluorescente chamado anexina, que identifica as células que morrem através desse processo, e após a sua marcação é utilizado um equipamento de microscopia confocal de varredura a *laser* (operado no infravermelho de forma análoga ao OCT, no entanto, possui a finalidade de se obter uma imagem de alta resolução no tecido mais externo no qual incide o feixe de radiação; diferentemente da OCT, que detecta tecidos mais internos, é válido mencionar que atualmente existem equipamentos com ambas tecnologias), tornando possível o monitoramento e o diagnóstico do glaucoma antes mesmo do comprometimento parcial da visão do paciente.

É importante ressaltar que o procedimento para o tratamento do glaucoma, além do uso de colírios ou pílulas, em alguns casos, utiliza o *laser* Nd:YAG (*laser* pulsado cuja fonte de

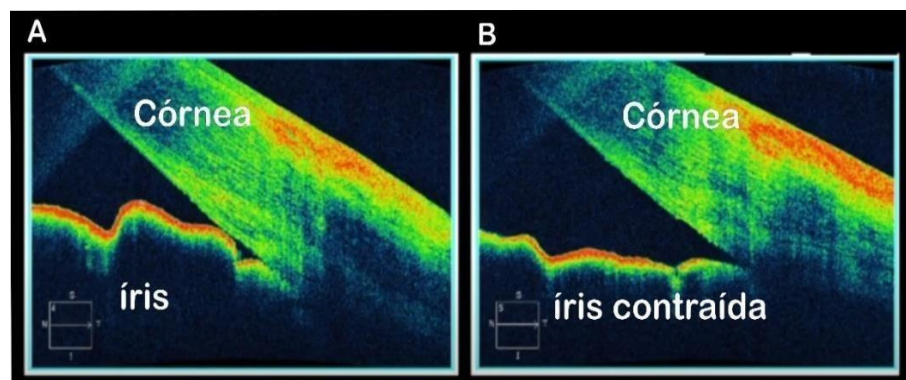
excitação é a granada de ítrio e alumínio dopado com neodímio), que emite pulsos rápidos de alta energia no comprimento de onda de  $1,6 \mu\text{m}$ , abrindo um pequeno orifício na íris para aliviar a pressão intraocular, esse procedimento é chamado de iridotomia e é utilizado quando não há uma obstrução no seio camerular (uma pequena passagem que serve como “ralo” de drenagem permitindo o fluxo do humor aquoso, importante para nutrição da córnea e do cristalino) mostrado na Figura 8. Mas quando há uma obstrução neste canal, é utilizado o *laser* de argônio para que a íris se contraia e desobstrua o canal como visto na imagem realizada via OCT na Figura 9.

Figura 8 - Principais estruturas do olho humano.



Fonte: Steven Harsum (2020, com adaptações).

Figura 9 - Na imagem [A] é possível observar que o tecido da íris está obstruindo o seio camerular afetando, assim, o fluxo do humor óptico, com conseqüente aumento da pressão intraocular. Já na imagem [B] é possível observar que o tecido da íris está contraído após o bombeamento do feixe de argônio desobstruindo, assim, o canal. Ambas as imagens foram geradas através da técnica de OCT.



Fonte: Manuel Monteiro (2020, com adaptações).

A radiação *laser* também ajuda os especialistas a diagnosticar precocemente o Alzheimer; novamente através da detecção e do monitoramento do apoptose celular. Um peptídeo chamado beta-amilóide, que compõe a estrutura de placas pegajosas que se formam dentro do cérebro de pessoas que sofrem de Alzheimer, é também depositado na retina e, em excesso, causa apoptose. Por meio da medida de concentração desse peptídeo (usando a técnica de fluorescência), é possível o diagnóstico inicial sem nenhum meio invasivo.

Outra aplicação do *laser* Nd: YAG é no tratamento da catarata secundária. Após o implante da lente intraocular (LIO) no lugar onde era ocupado pelo cristalino (que se torna opaco em pessoas com catarata), através de cirurgia de catarata, algumas vezes as células remanescentes do cristalino cataratoso acabam se multiplicando na região posterior e ocupando a região central, onde se encontra a lente, criando uma turvação na visão. A radiação *laser*, ao incidir nessas células, acaba criando micro explosões que dissolve essa camada formada por essas células e deixa a visão mais nítida.

### **2.1.3 Cirurgias refrativas via LASIK e PRK**

De fato, o *laser* possui uma ampla aplicabilidade na área oftalmológica. A radiação emitida em alguns casos tem o poder de remodelar a córnea para reduzir o erro refrativo corrigindo problemas como miopia, hipermetropia, astigmatismo e presbiopia, permitindo melhorar a visão. Existem vários tipos de cirurgias refrativas; no entanto, o *LASIK* (*ceratomileuse assistida por excimer laser in situ*) e a ceratectomia fotorrefrativa (*PRK*) são técnicas análogas amplamente aplicadas [DAUKANTAS, 2010].

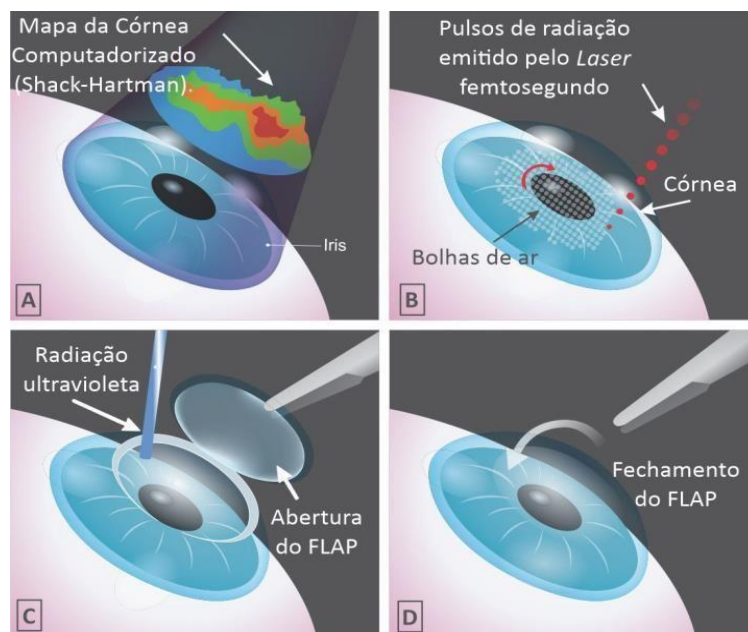
Tanto o *LASIK* quanto o *PRK* utilizam um sistema chamado Shack-Hartman (baseado no princípio de frente de onda) para detectar aberrações originais da córnea e gerar um mapeamento personalizado da quantidade de ablação necessária para corrigir o erro refrativo; logo, um feixe estreito (de 1 *mm* a 2 *mm*) de radiação no ultravioleta é emitido no comprimento de onda de 193 *nm* (para vaporizar uma quantidade microscópica do tecido) e, através do mapeamento realizado pelo sistema Shack-Hartman (tendo por base o erro refrativo do paciente), o *laser* realiza a modelagem da córnea readequando o foco na retina para o melhoramento da visão. No geral, para as pessoas com miopia, o *laser* é usado para deixar a córnea mais plana; já na hipermetropia, a córnea é deixada mais curvada e, no astigmatismo, a radiação elimina as irregularidades da córnea deixando-a mais regular.

No entanto, ambas as técnicas se diferem no procedimento pré-operatório. Na técnica do *PRK*, antes da utilização do *excimer laser*, é eliminado o tecido mais superficial da córnea (as células

epiteliais, devido ao seu alto grau de regeneração), dando acesso ao estroma (um tecido permanente e mais interno da córnea). No *LASIK* (Figura 10), um FLAP fino e circular é feito através da microquerotomia (um corte mecânico, utilizando uma lâmina) ou através do *laser* de femtosegundo que emite pulsos ultrarrápidos da ordem de  $10^{-15}$ . Devido a essa característica esses pulsos de radiação fazem com que o material orgânico, ao ser desintegrado, entre diretamente na fase de vapor sem prejudicar os tecidos vizinhos), para que a camada mais externa da córnea seja removida e após o procedimento seja reposicionada no seu lugar de origem, dando ao paciente uma recuperação rápida com menos desconforto.

Figura 10 - – Procedimento de correção da visão via *LASIK*. Inicialmente (A) é feita uma varredura através do sistema Shack-Hartman para obter um mapa personalizado; logo em seguida a córnea é bombardeada (B) pelo laser de femtosegundo, criando assim bolhas de ar entre o epitélio e o estroma. Portanto, com o FLAP criado, inicia-se sua abertura e em seguida há a emissão da radiação do ultravioleta para a modelagem da córnea (C).

Por fim (D), o FLAP é fechado.



Fonte: Marcelo Vieira Netto, adaptado.

## 2.2 Na odontologia

Os princípios da óptica na aplicação odontológica para tratamento e diagnóstico tem ganhado grande relevância principalmente com o advento da radiação *laser*. Atualmente o profissional odontológico utiliza-se dessa tecnologia para detectar e tratar cáries dentárias, realização de incisão substituindo com inúmeras vantagens o uso mecânico de lâmina e outras intervenções minimamente invasivas. Nesta seção será abordado algumas aplicações amplamente eficientes do *laser*, desde o uso da OCT para fins odontológicos até as aplicações da luz azul.

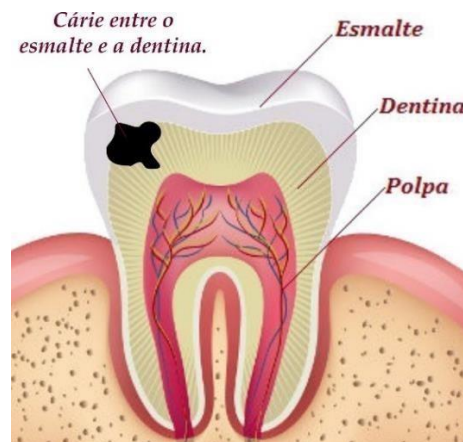


### 2.2.1 Detecção precoce da cárie dentária através da transiluminação óptica e da OCT

Ao longo das décadas houve um declínio significativo na cárie dentária no Brasil, isso se deve ao aumento da acessibilidade à água e creme dental por meio da população, além das mudanças realizadas nos programas de saúde bucal coletiva [NARVAI, FRAZÃO, RONCALLI, ANTUNES, 2006]. Sabe-se que a cárie dentária é a principal causa de perda de dentes devido à má higienização e sua identificação de forma precoce nem sempre ocorre dificultando, assim, um diagnóstico clínico antes da lesão se espelhar e atingir outras regiões do dente.

A cárie é caracterizada pelo processo de desmineralização e ocorre à medida que os ácidos orgânicos gerados por bactérias se difundem pelo esmalte poroso do dente dissolvendo, assim, os minerais que compõem o dente. Caso esse processo não seja interrompido, a desmineralização se espalha pelo esmalte e atinge a dentina subjacente (Figura 11), onde o processo se acelera devido à solubilidade e permeabilidade marcadamente mais alta da dentina gerando, assim, o processo de cavitação (o surgimento de um buraco no dente) que pode comprometer a integridade mecânica do dente e atingir outros tecidos saudáveis, culminando na perda da vitalidade do dente.

Figura 11 - Ilustração do dente cariado. Como a cárie se encontra entre o esmalte e a dentina, torna-se mais difícil o diagnóstico precoce de forma clínica.



Fonte: Dentalis, 2020, adaptado.

Entretanto, quando a cárie é detectada precocemente, as lesões geradas podem ser interrompidas e revertidas, essa constatação pode ser feita pelo processo de transiluminação óptica. Essa técnica utiliza-se da radiação *laser* no comprimento de 655 *nm*, que emite uma onda de excitação que, ao incidir no dente, induz o processo de emissão espontânea dos átomos. Neste processo, a radiação emitida pelas moléculas possui o comprimento de onda maior que a

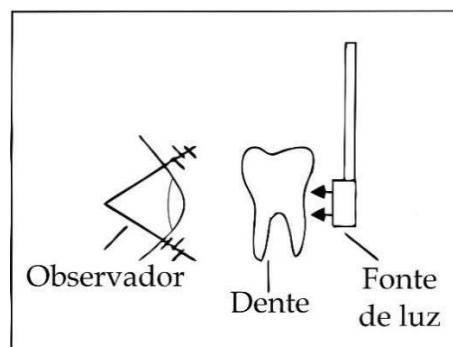
radiação incidente devido à perda de energia; logo, o dente passa a emitir uma radiação no comprimento de onda no visível; esse processo é chamado de fluorescência. Portanto, o processo de transluminação óptica usa a diferença de fluorescência entre tecidos diferentes, neste caso, entre esmalte hígido (saudável) e desmineralizado. Atualmente existem equipamentos como o DIAGNOdent, que realiza esse processo de forma rápida e não invasiva. Vale ressaltar que o diagnóstico precoce de cárie deve ser acompanhado junto com outros procedimentos para a melhor refinação do diagnóstico, como o uso da OCT.

Através da tomografia de coerência óptica é possível o monitoramento da remineralização de lesões existente e a medição de lesões localizadas nas superfícies da raiz do dente. Além disso, a OCT é eficaz para detecção de lesões secundárias, devido aos materiais usados para a restauração, que possuem propriedades distintas do tecido dentário.

### 2.2.2. Uso de transluminação da estrutura dental para exame de diagnóstico

Essa técnica é baseada na análise clínica da estrutura dental e suas anomalias através de uma fonte de luz monocromática (um *laser* ou *LED*) colocada na região posterior ao dente observado; portanto, os raios penetram a estrutura dentária e sai no lado oposto de forma difusa (Figura 12). Através desse método, é possível que o especialista tenha acesso visual a estruturas dentárias, trincas, infecções periodonticas ou endodônticas e entre outros problemas, sem a utilização de uma radiação ionizante como o raio-X, evitando a exposição tanto do profissional quanto do paciente [BAGNATO E FIGUEIRO, 2006].

Figura12 - Esquematização do processo de transluminação



Fonte: Vanderlei Salvador Bagnato e Augusto César Ribeiro Figueiredo (2006, com adaptações).

Portanto, além de ser um método simples, seguro e prático (onde não se faz necessária um exame prévio, como o raio-X), não é necessária uma intervenção invasiva para a



diagnosticação. É importante ressaltar que, nesta técnica, o dentista usa uma câmera digital ou filtros de atenuadores para uma melhor eficácia do diagnóstico.

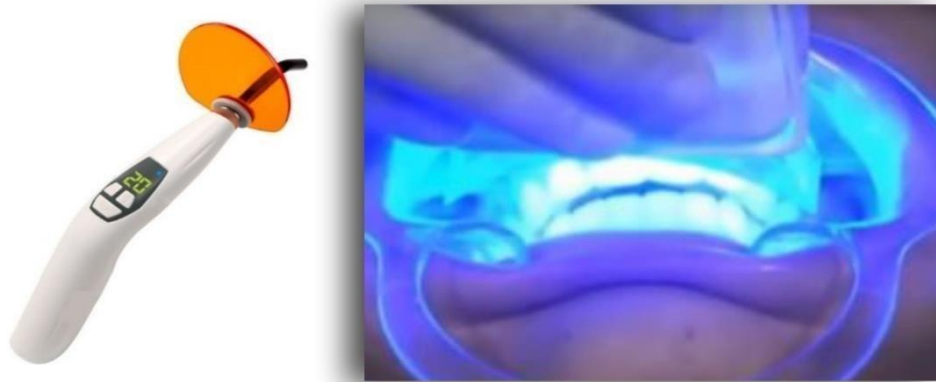
### **2.2.3. Aplicação da fotopolimerização para restauração e clareamento dentário.**

A técnica de fotopolimerização utiliza-se do processo químico de polimerização (formação de macromoléculas denominadas de polímeros, mediante a junção de moléculas menores, os monômeros) desencadeada por uma luz visível com o comprimento de onda específico, que depende do fotoiniciador (a substância que vai absorver a radiação incidente) presente no material utilizado [FRIED, 2010]. Atualmente, essa técnica é amplamente aplicada na indústria de materiais (sendo a resina composta utilizada para a finalização de restaurações dentárias) e o fotoiniciador mais utilizado em materiais resinosos é a canforoquinona.

O fotoiniciador (canforoquinona) é excitado quando exposto a uma radiação no comprimento de onda entre 450 à 500 *nm*, produzindo radicais livre, o que dá início ao processo de polimerização pela conversão de monômeros em polímeros [MELO, MIRANDA, PEREIRA e CARVALHO, 2020]. Neste caso, para uma polimerização adequada da resina composta, é necessário que a intensidade da luz emitida possua, no mínimo, 400 mW/cm<sup>2</sup>, para cada incremento de 2 *mm* dessa resina. Conforme a quantidade de energia emitida e a intensidade da luz do aparelho é estabelecido um tempo específico necessário para que esse processo aconteça de forma mais eficiente possível [MELO, MIRANDA, PEREIRA e CARVALHO, 2020].

Tal técnica também é utilizada para o procedimento de clareamento dental (com outros tipos de fotoiniciadores) desde o isolamento da gengiva através de uma resina fotopolimerizável até a aplicação do peróxido de hidrogênio (um poderoso oxidante). Através da luz azul, a reação é acelerada devido a absorção desta radiação, removendo assim as manchas amareladas e limpando o dente de forma mais aprofundada. O fotopolimerizador é visto na Figura 13.

Figura 13 – Foto de um fotopolimerizador usado para clareamento dentário (à direita da imagem) através da incidência de luz azul no peróxido de hidrogênio aplicado nos dentes (à esquerda da imagem).



Fonte: Denteflex (2022, com adaptações).

## 2.3 Na dermatologia

A aplicação da radiação *laser* na dermatologia tem se tornado cada vez mais ampla e versátil, desde procedimentos médicos como o tratamento de câncer e realização de biópsia, até para fins estéticos como remoção de linhas de expressões e de tatuagens. Nesta secção, será abordado de forma breve algumas abordagens e técnicas do *laser* em procedimento dermatológicos e suas respectivas vantagens.

### 2.3.1 Remoção de tatuagens e de linhas de expressões

No início da década de 1980, os dermatologistas R. Rox Anderson e John A. Parrish utilizaram *lasers* para separar pigmentações de corantes da pele ajustando o comprimento de onda do feixe de acordo com a absorção de energia de cada pigmento alvo [FERREIRA; WEBER; BONAMIGO, 2020]. Portanto, através desse processo de absorção, a estrutura molecular da pigmentação alvo sofre um aquecimento levando à quebra (ou desmonte) dessas ligações que, por sua vez, acarreta no clareamento dessas pigmentações devido à absorção dessas moléculas pelo corpo.

Atualmente existem vários tipos de *lasers* especializados em separar e clarear diferentes tipos de pigmentação, sejam pigmentos naturais como melanina e a hemoglobina ou cores artificiais como tinta de tatuagens. Os *lasers* de Nd:YAG emitindo em 1.064 nm, de rubi emitindo em 649 nm) e de alexandrite emitindo entre 750 e 755 nm, dissolvem certos pigmentos incluindo corantes artificiais de tatuagens azul-preto [DAUKANTAS, 2006]. Sabe-se que diferentes cores de tintas de tatuagens absorvem a luz em diferentes comprimentos de onda, portanto, é necessário que o profissional possua pelo menos dois tipos de *laser*, um para quebrar as moléculas da tinta azul-preta usualmente usada para letras e contornos e um segundo *laser*, que

emita pulsos de nanosegundos ( $1 \text{ ns} = 10^{-9} \text{ s}$ ) no comprimento do verde ( $\lambda = 532 \text{ nm}$ ), para o clareamento dos tons de tinta vermelha, laranja e amarela [DAUKANTAS, 2006].

A radiação *laser* também pode ser aplicado para a redução de linha de expressões, que são marcas causadas pela perda da elasticidade da pele, em decorrência do envelhecimento e de movimentos repetitivos dos músculos da face. Portanto, utiliza-se de um *laser* de CO<sub>2</sub> fracionado no comprimento de 1550 nm, para destruir termicamente as células dérmicas em alguns pontos, desencadeando pequenos processos de regeneração que levam a substituição de uma pele nova e flexível.

### 2.3.2 Terapia fotodinâmica (PDT)

Atualmente o câncer é uma das principais causas de morte e uma importante barreira para o aumento da expectativa de vida em todos os países. De acordo com a OMS (Organização Mundial de Saúde), é estimado que em 2030 os casos de câncer chegarão aos 21,6 milhões [INCA, 2018]; portanto, diante desse crescente número é de suma importância o desenvolvimento de novas técnicas para o diagnóstico e o tratamento precoce, juntamente com uma intervenção rápida, eficiente e não invasiva.

Por esses aspectos, os avanços das tecnologias fotônicas criaram oportunidade para a realização de procedimentos mais eficazes, seja em tratamento até na identificação das patologias. Os primeiros estudos do tratamento fotodinâmico surgiu em meados de 1900, quando Raab e Tappeiner em Munique investigaram a interação da luz com o corante de acridina sobre culturas de protozoários, onde observaram que essa combinação era letal para esses microrganismos. A PDT (Photodynamic Therapy) atualmente faz uso de agentes fotossensibilizadores, luz e oxigênio molecular para destruir células neoplásicas (cancerígenas), bactérias, vírus e fungos [SELLERA, GARGANO e POGLIANI, s.d.]. Esse efeito ocorre quando a molécula do fotossensibilizador absorve os fótons emitidos por um feixe de luz no comprimento de onda específico, desencadeando o processo de fluorescência (a excitação e decaimento de energia dos átomos do fotossensibilizador) gerando, portanto, dois tipos de interação.

A primeira interação consiste na geração de radicais livre mediante as reações de transferência de elétrons entre o fotossensibilizador e o substrato. A segunda interação consiste na formação do oxigênio singleto (um poderoso oxidante biológico que leva à degradação de estruturas biológicas-alvo); esse elemento é gerado pela excitação do oxigênio em seu estado fundamental através de radicais livres formados pela primeira interação. Os fatores que determinam a morte

celular cancerígena e inativação microbiana estão diretamente relacionados aos parâmetros adotados, como o tipo de fotossensibilizante, da radiação luminosa e a dosimetria química aplicada [SELLERA; GARGANO; POGLIANI, s.d.]. É importante destacar que a vida média do oxigênio singlete é altamente rápida e possui um raio de ação extremamente curto ( $< 0,02 \mu m$ ), tornando o procedimento rápido e preciso.

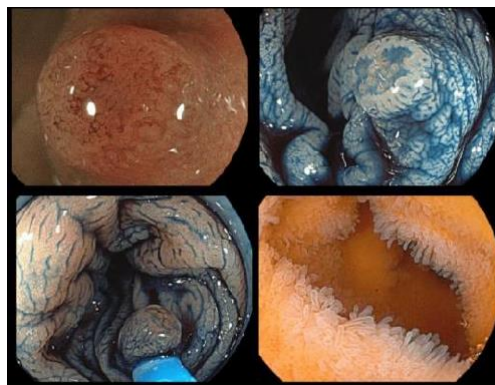
A PDT possui uma ampla aplicabilidade, não só na dermatologia como no tratamento de câncer (principalmente o de pele), mas também na área da odonto-oncologia, sendo uma ferramenta para tratamento de infecções fúngicas, bacterianas e virais.

### 2.3.3 Biópsia óptica

A endomicroscopia confocal a *laser*, também conhecida como biópsia óptica, é uma técnica que permite a visualização de lesões cancerígenas em regiões íntimas do corpo, levando a uma identificação morfológica das células cancerígenas. Esse procedimento utiliza-se dos princípios da fluorescência para capturar imagens de alta resolução das células *in vivo*. Dessa forma, é possível a visualização de estruturas celulares em funcionamento, reduzindo assim o número de biópsias convencionais (com incisões) e aumentando a rapidez de um diagnóstico preciso.

Na biópsia óptica, o paciente recebe fluoresceína endovenosa antes do exame, para que a substância possa interagir com a radiação do laser. Em seguida uma fibra microscópica é introduzida pelo canal da biópsia de endoscópios convencionais, possibilitando obter uma varredura nas superfícies do estômago, esôfago, duodeno e o cólon (regiões acessíveis ao endoscópio) [GUARALDI, s.d.], como é visto na Figura 14.

Figura 14: Imagens dos pólitos de cólon realizada via boópsia óptica.



Fonte: Joaquín Perez, 2019.

### CAPÍTULO 3: FIBRA DE CRISTAL FOTÔNICO (PCF) E DRUG DELIVERY

O avanço tecnológico na área de comunicação via fibra óptica vem impactando diretamente o progresso científico na área médica, dando oportunidade de solucionar problemas com uma enorme precisão e rapidez. Atualmente o cabo de fibra óptica é amplamente utilizado no mercado de transmissão de dados devido aos seus baixos valores de atenuação, insensibilidade a campos eletromagnético (tornando possível a colocação direta e paralela dos cabos) e sua maior taxa de transmissão em meios dielétricos [TARRAGÔ, 2020], diferentemente dos condutores de cobre.

As fibras ópticas são filamentos composto de sílica ou plástico, que possui um núcleo por onde trafega a luz e uma região periférica chamado de casca, que impede a radiação luminosa de escapar, confinando-a no núcleo. A fibra utiliza-se do fundamento da reflexão interna total da luz nos materiais com índices de refração distintos, em que a luz apresenta um ângulo de incidência maior ou igual ao ângulo crítico [LIMA; JÚNIOR; CARVALHO, s.d.].

Devido às exigências do mercado por sistemas de transmissão de dados cada vez mais velozes, surgiu a necessidade de aperfeiçoar essa técnica surgindo, assim, os cristais fotônicos (que são nanoestruturas que possibilitam a manipulação da luz visível e das demais formas de radiação através de um arranjo de sua estrutura em padrões periódicos) [RUSSELL, 2008]. Foi possível acoplá-los às fibras ópticas, originando a fibra de cristal fotônico (PCF). Diferentemente dos cabos convencionais de fibra óptica, a PCF permite que a luz se mantenha num foco apertado no núcleo por distâncias de quilômetros tornando possível, por exemplo, guiar pequenas partículas, moléculas ou átomos ao longo de um caminho curvo (“entrega” de partículas ou delivery).

A primeira fibra que “entregou” partículas ficou pronta foi em 1996 e seu comportamento foi relatado durante uma conferência (OFC - Optical Fiber Conference) em San Jose, California. Atualmente já é possível, de forma eficiente, a utilização da força do dipolo *laser* para manipular objetos em micro e nanoescala como, por exemplo, a aplicação como pinça para a manipulação de células *in vitro*. [RUSSEL, 2007].

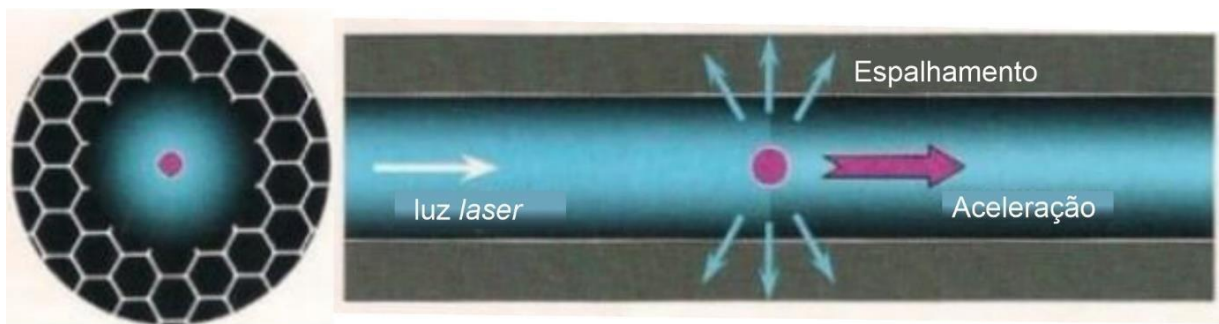
Diferentemente das pinças convencionais, a PCF de núcleo oco (uma variação desta fibra) acelera de forma constante a partícula através de longas distâncias, tornando-se uma espécie de sistema de propulsão acionado pelo *laser*. De acordo com a equação (1), é possível observar que as grandezas como a velocidade ( $V$ ) da partícula, o seu raio ( $r_p$ ),

sua densidade ( $\rho_p$ ), a distância ( $L$ ) percorrida, o índice de refração da onda ( $n$ ), a velocidade da luz ( $c$ ), o raio do núcleo da fibra ( $r_c$ ) e a potência do *laser* ( $P$ ), são correlacionadas. [RUSSEL, 2007].

$$V = \sqrt{3} \frac{\overline{(LPn)}}{r_p r_c^2 \rho_p c}$$

Portanto, através dessas características e conhecendo os princípios físicos, o PCF se tornou peça chave para estudos cinéticos *in vitro* e *in vivo* tanto na área médica, com sua aplicabilidade na técnica de *Drug Delivery* (entrega de drogas), onde um medicamento é conduzido através dessas fibras para fins de aplicações celulares específicas (Figura 14), quanto em outras áreas afins.

Figura 15 - Esquema da técnica de *Drug Delivery*, onde uma partícula (medicamento) viaja dentro de uma PCF guiada por laser a uma velocidade de 28km/s, considerando ( $r_p = 50$  nm,  $\rho_p = 10^3$  kg/m<sup>3</sup>,  $r_c = 10$   $\mu$ m,  $L = 100$  m e  $P = 1$  w. O comprimento de onda do laser é  $\lambda = 1550$  nm.



Fonte: Phillip Russell (2007, com adaptações).

## CONCLUSÃO

A partir da revisão da literatura sobre o tema abordado, foi visto que:

- O surgimento da radiação *laser* possibilitou o desenvolvimento de técnicas aplicadas à medicina e áreas relacionadas;
- Dependendo do tipo do *laser* (contínuo ou pulsado), seu comprimento de onda de emissão e sua intensidade, é possível acoplá-lo a materiais ou incidi-lo diretamente no tecido doente para à análise do mesmo, através de técnicas especiais.
- As técnicas conhecidas por fluorescência, fotopolimerização, OCT, PDT e transiluminação óptica, por exemplo, são atualmente aplicadas nas áreas de odontologia, oftalmologia e dermatologia, tornando os procedimentos médicos mais rápidos, precisos e eficazes;
- A técnica de *Drug Delivery*, acoplada a fibras PCF, torna possível guiar medicamentos por longas distâncias (usando *laser*) dentro de vasos sanguíneos, por exemplo, sem a necessidade de incisões.

## REFERÊNCIAS

- ALEXANDRE, Fernanda Antunes; FARIA, José de Assis Fonseca; CARDOSO, Claudio Fernandes. Avaliação da eficiência da radiação ultravioleta na esterilização de embalagens plásticas. **Ciência e Tecnologia de Alimentos • Ciênc. agrotec**, [S. l.], p. 1-5, 5 out. 2008. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/cagro/aYGFYZtCrrfDHmLsRcY:ZKBzg/?lang=pt>. Acesso em: 15 mar. 2022.
- BRASIL, Instituto nacional do Câncer. Estimativa 2016 [www.inca.gov.br/en/node/2396#:~:text=A%20Organiza%C3%A7%C3%A3o%20Mundial%20da%20Sa%C3%BAde,incidir%C3%A1%20em%20pa%C3%ADses%20em%20desenvolvimento](http://www.inca.gov.br/en/node/2396#:~:text=A%20Organiza%C3%A7%C3%A3o%20Mundial%20da%20Sa%C3%BAde,incidir%C3%A1%20em%20pa%C3%ADses%20em%20desenvolvimento). Acesso em: 21 mar. 2022.
- DAUKANTAS, Patricia. Lasers in ophthalmology. **Optics and Photonics News**, p. 1- 7, 1 abr. 2002. Disponível em: <https://opg.optica.org/opn/abstract.cfm?uri=OPN-21-2-28>. Acesso em: 9 mar. 2022.
- FERREIRA, I. G.; WEBER, M. B.; BONAMIGO, R. R. .História da Dermatologia: estudo das doenças da pele ao longo dos séculos. **Anais Brasileiros de Dermatologia (ABD)**, [S. l.], p.1- 24, 1 maio 2021. Disponível em: <https://www.anaisdedermatologia.org.br/en-historia-da-dermatologia-estudo-dasarticulo- S2666275221000631#>. Acesso em: 21 mar. 2022.
- FIGUEIREDO, Augusto César Ribeiro. Uso de transluminação da estrutura dental para exame e diagnóstico, utilizando laser ou LED. Depositante: Vanderlei Salvador Bagnato. PI 0402120-7 A Depósito: 31 maio 2004. Concessão: 17 jan. 2006. Disponível em: <http://repositorio.ifsc.usp.br/handle/RIIFSC/8461>. Acesso em: 9 mar. 2022.
- GONZÁLEZ, Félix H. D. Fotossíntese. **Universidade Federal do Rio Grande do Sul**, .p. 1-8,. Disponível em: <https://www.ufrgs.br/lacvet/restrito/pdf/ fotossintese: https://.pdf>. Acesso em: 2 mar. 2022.
- GUARALDI, Simone. Terapia fotodinâmica: revisão de literatira: **Biópsia óptica contra o câncer. Assistência: Nova tecnologia permite obter material mais eficiente para análise patológica, reduzindo tempo entre diagnóstico e tratamento**, [S. l.], p. 1-3, 4 fev. 2014. Disponível em <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//rrc-28-assistencia-biopsia-otica-contra-o-cancer.pdf>. Acesso em: 9 mar. 2022.



HALLIDAY, David; WALKER, Jearl. **Fundamentos de física**. 10. ed. Rio de Janeiro, RJ: LTC, c2009 vol 4;

KOWALSKI, Luiz Paulo. Seminário Aspéctos técnico e éticos da incorporação de novas tecnologias em cabeça e pescoço, 1., 2006, São Paulo. **TERAPIA FOTO- DINÂMICA. Sociedade Brasileira de Cirurgia de Cabeça e Pescoço**. [S. l.: s. n.], 1 mar. 2022. Disponível em: <https://sbccp.org.br/recomendacoes-da-sbccp/terapia-foto-dinaminca/>. Acesso em: 9 mar. 2022.

LIMA, I. C.; JÚNIOR, M. A.; CARVALHO, S. S. Fibra Óptica: vantagens da sua utilização como meio de transmissão em sistemas de segurança eletrônica. **Revista semana acadêmica fibra óptica**, [S. l.], p. 1-26. Disponível em : <https://semanaacademica.org.br/system/files/artigos/revistasemanaacademicafibraoptica.pdf>. Acesso em: 10 mar. 2022.

MELO, S. R. R. de A.; MIRANDA, C. B.; PEREIRA, T. M. S.; CARVALHO, C. F. Análise dos diferentes sistemas de fotopolimerização dos materiais resinosos – revisão de literatura. **Revista da Faculdade de Odontologia da Universidade da Bahia**, p. 41-52, 2020. Disponível em: <https://periodicos.ufba.br/index.php/revfo/article/view//38257/21770>. Acesso em: 9 mar. 2022.

MIRANDA, Erica Muniz. **Desenvolvimento de um sistema de geração de imagens fotoacústicas**. Orientador: Anderson Stevens Leônidas Gomes. 2020. Tese (Mestrado) - Universidade Federal de Pernambuco, Recife-PE, 2020. Disponível em: <https://repositorio.ufpe.br/bitstream/123456789/40778/1/DISSERTA%C3%87%C3%83O%20Erica%20Muniz%20de%20Miranda.pdf>. Acesso em: 14 mar. 2022.

NARVAI, P. C.; FRAZÃO, P.; RONCALLI, A. G.; ANTUNES, J. L. F. Cárie dentária no Brasil: declínio, polarização, iniquidade e exclusão social. **Investigación original / Original research**, p. 1-9, 19 jun. 2006. Disponível em: <https://www.scielo.org/pdf/rpsp/2006.v19n6/385-393/pt>. Acesso em: 9 mar. 2022.

RASHED, Hazem; IZATT, Joseph; TOTH, Cynthia. Optical coherence tomography of the retina. **Optics and Photonics News**, p. 1-4, 1 abr. 2002. Disponível em: <https://opg.optica.org/opn/viewmedia.cfm?uri=opn-13-4-48&seq=0>. Acesso em: 9 mar. 2022.

RUSSELL, Philip. Photonic Crystal Fiber. **Optics and Photonics News**, [S. l.], july/august. 2007.

SALICIO, C. U.; CASTRO, P. A. A.. Física Óptica: Teoria, Experimentos e Aplicações: O Espectro eletromagnético e as interações de cada faixa espectral com a matéria. **Física Óptica**, [s. l.], p.1-9, [s. d.]. Disponível em: [https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/1884377/mod\\_resource/content/0/%3D%3D%20SE MINARIO%2024ago16-TEXTO.pdf](https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/1884377/mod_resource/content/0/%3D%3D%20SE%20MINARIO%2024ago16-TEXTO.pdf). Acesso em: 9 mar. 2022.

SELLERA, F. P.; GARGANO, R. G.; POGLIANI, F. C.. Terapiafotodinâmica: revisão de literatura. **Revista de Educação Continuada em Medicina Veterinária e Zootecnia do CRMV-SP**, São Paulo, p. 6-13, 4 fev. 2014. Disponível em <https://www.scielo.br/j/abd/a/CcZfpFQJYr4MdTygs8FpkF/abstract/?> Acesso em: 9 mar. 2022.

SILVA NETO e FREIRE JÚNIOR. Um Presente de Apolo: lasers, história e aplicações. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, [S. l.], 2017. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rbef/a/bXZ3scjTLbDmBWMWxYJB7YB/?lang=pt>. Acesso em: 1 mar. 2022.

ZEZELL, Denise Maria. Aplicações de Laser em Áreas Médicas. 36 p. Tese (PhD) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, [S. l.]. Disponível em: <https://www.ipen.br/biblioteca/2007/eventos/14595.pdf>. Acesso em: 9 mar. 2022

