

DIAGNÓSTICOS DERMATOLÓGICOS PARA TRATAMENTOS COM FOTOTERAPIA, UMA REVISÃO DO ESTADO DA ARTE

Rodrigo Rech¹
Ricardo Pires²
Marcelo Victor Pires de Sousa³

RESUMO

A procura por meios alternativos de tratamentos médicos gera estudos em diversas áreas. Uma delas, denominada Fotomedicina, defende que a luz pode trazer benefícios ao corpo humano quando aplicada de forma coerente. Um dos ramos da Fotomedicina, o tratamento por Fotobiomodulação (baseado na aplicação de luz controlada em regiões do corpo humano nas quais se deseja o efeito terapêutico), já demonstrou ser eficiente para diversas patologias, desde dores musculares e cicatrizações até apresentando resultados positivos em doenças degenerativas. Neste artigo, serão abordados os conceitos básicos deste tipo de terapia, destacando seus efeitos físicos e apresentando soluções atuais e em estudo para a realização de diagnósticos de tecidos biológicos, que podem ser utilizados como base para que profissionais da área da saúde possam determinar as doses necessárias para cada tipo de patologia e paciente, melhorando assim a eficiência do tratamento. Ao final, serão destacados os pontos positivos e negativos dos métodos apresentados considerando a aplicação em tratamentos de Fotobiomodulação.

Palavras-chave: Terapia de Fotobiomodulação; Fototerapia; Tecidos Biológicos; Diagnósticos Dermatológicos.

INTRODUÇÃO

Tratamentos médicos que envolvem a utilização de luz já são utilizados há algumas centenas de anos. Segundo Hamblin (2016), existem relatórios do século XVIII que comprovam que a utilização da luz do sol auxiliava na cura de ferimentos e doenças. Utilizando o mesmo conceito, hoje existem tratamentos denominados “Terapia por Fotobiomodulação” (TFBM), que utilizam emissores de luz para o tratamento de diversas doenças. Estes métodos de tratamento estão dentro da área de pesquisa denominada Fotomedicina.

Apesar da grande quantidade de materiais e de pesquisas que envolvem este tipo de tratamento, os métodos utilizados para determinar a potência, o tipo de luz ou o tempo

¹ Mestre em Automação e Controle de Processos IFSP/Campus São Paulo e docente do IFSP/Campus São Paulo. Endereço eletrônico: rodrigo.rech@ifsp.edu.br

² Doutor em Sistemas Automáticos e Microeletrônicos/Université Montpellier II, França e docente do IFSP/Campus São Paulo. Endereço eletrônico: ricardo_pires@ifsp.edu.br.

³ Doutor em Física/USP e presidente e diretor científico da Bright Photomedicine. Endereço eletrônico:marcelo@brightmed.com.br

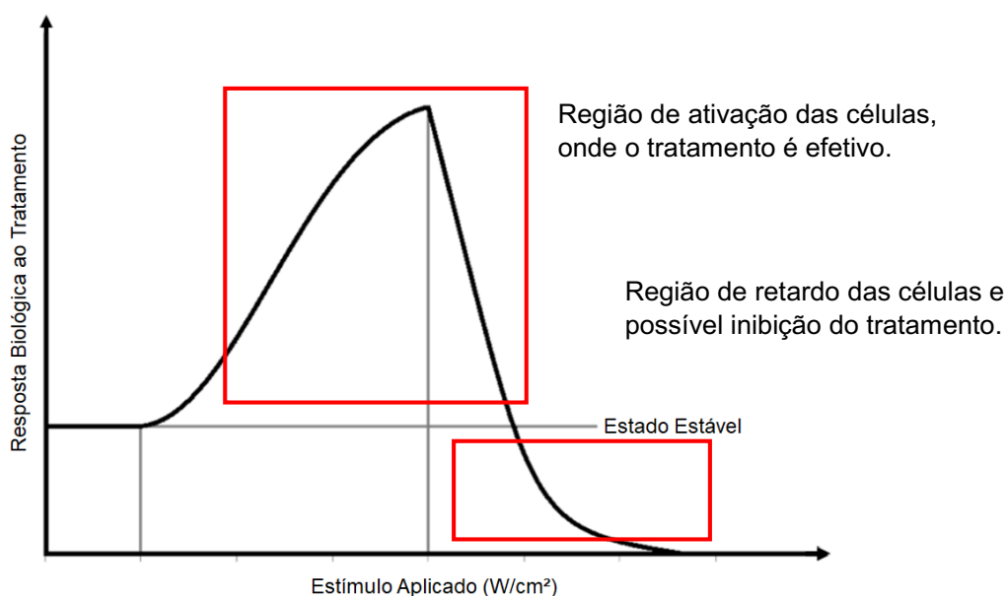
de exposição continuam sendo subjetivos, isto é, não existe um método consolidado capaz de determinar o tempo de exposição ao qual um determinado indivíduo deve se submeter para que um ferimento seja cicatrizado, ou qual a potência que deve ser aplicada em indivíduos com características dermatológicas diferentes.

Apesar dos tratamentos baseados em luz serem antigos, foi na metade do século XX, com a descoberta do *Laser*, que pesquisas mais relevantes sobre o tema começaram a ser difundidas na comunidade científica. Endre Mester, em 1965, ao aplicar feixes de luz *Laser* sob células tumorais na pele de ratos, constatou que as incisões estavam cicatrizando mais rapidamente do que em animais que não eram submetidos a ela. Com isso, pesquisas relacionadas ao tratamento com Laser de baixa intensidade começaram a ser publicadas com uma frequência maior (HAMBLIN, 2016).

Destarte, a disseminação do tema proporcionou grandes avanços na área e já se mostrou eficiente em situações como: aceleração de processos de cicatrização, redução de inflamações e diminuição de dores musculares. Também foram relatados resultados positivos em doenças neurodegenerativas, como Parkinson e Alzheimer (SOUSA, 2016).

Para Sousa (2016), os parâmetros utilizados nos tratamentos, tais como o comprimento de onda, a potência e o tempo de aplicação, devem ser adaptados a cada paciente, uma vez que a cor da pele, idade, sexo, quantidade de pelos e estado do tecido influenciam a absorção da luz e o espalhamento através dele. A utilização de parâmetros errados pode inibir o tratamento ou criar resultados indesejados, como apresentado pela curva de Arndt-Schulz (Figura 1), que mostra a resposta biológica ao tratamento de acordo com o estímulo aplicado. Para tratamentos de Fotobiomodulação, não existe uma curva padrão que apresente a resposta biológica de um tecido de acordo com o estímulo aplicado, por este motivo a curva de Arndt-Schulz é utilizada como base para os estudos sobre o efeito da TFBM (HUANG, *et al.*, 2009).

Figura 1 — Curva de Arndt-Schulz



Fonte: Adaptado de Chang, *et al.* (2015)

Com base neste contexto, este artigo visa a apresentar os conceitos por trás da TFBM e o estado da arte, mostrando algumas pesquisas relacionadas com métodos utilizados para determinar as características dermatológicas de pacientes, bem como alguns conceitos necessários para que o leitor tenha uma boa compreensão dos assuntos tratados.

INTERAÇÃO ENTRE LUZ E TECIDOS BIOLÓGICOS

Quando a luz incide em um determinado material, ela sofre uma atenuação cujo valor depende do meio. Os tecidos biológicos são considerados meios turvos (meio opaco, embaçado), logo, devido à sua natureza, a luz submetida é parcialmente absorvida e espalhada através do material. Outro fator que influencia essa interação é o comprimento de onda da luz, pois, como ilustrado pela Figura 2, o coeficiente de absorção de um tecido varia de acordo com essa característica (MAGALHÃES; YOSHIMURA, 2016).

Nos tecidos biológicos, por meio dos cromóforos, a absorção da luz é responsável pelo estímulo das células. Os cromóforos são as moléculas responsáveis pela absorção dos fótons e são divididos em dois grupos: os fotorreceptores e os fotoceptores. Os fotorreceptores são dependentes da absorção da luz para realizar suas funções, enquanto os fotoceptores não dependem diretamente da absorção, porém melhoram suas funções

quando submetidos a uma fonte de luz. A maior parte dos cromóforos que compõem os tecidos biológicos são fotoceptores, como a água, proteínas e pigmentos, como a melanina e a hemoglobina (MAGALHÃES; YOSHIMURA, 2016).

Para um meio material ideal, onde existe apenas o processo de absorção, a intensidade luminosa decresce exponencialmente com o deslocamento, conforme a lei de Lambert-Beer, expressa pela equação (1) (SOUSA, 2010).

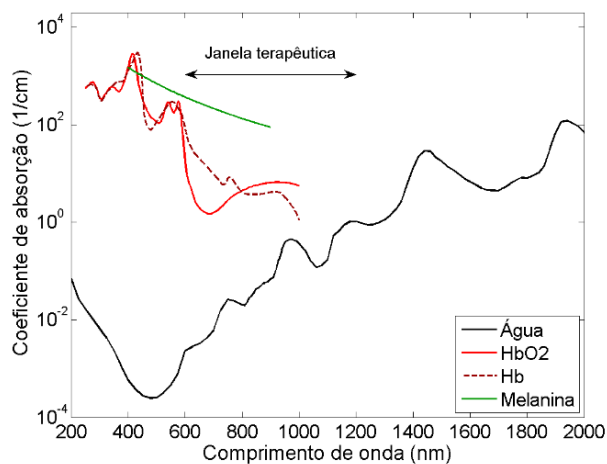
$$I = I_0 e^{-\mu_a x} = I_0 e^{-kcx} \quad (1)$$

Em que: I é a intensidade do feixe transmitido no meio; I_0 é a intensidade do feixe de luz que entra no meio; μ_a é o coeficiente de absorção do material; k é um coeficiente que depende do material e do comprimento de onda; c é a concentração de cromóforos no meio; x é a espessura do material.

O coeficiente de absorção dos cromóforos varia de acordo com o comprimento de onda da fonte luminosa aplicada. A Figura 2 apresenta o valor estimado de μ_a para quatro tipos de cromóforos: água, hemoglobina, oxi-hemoglobina e melanina, que, segundo Lister, Wright e Chappell (2012), são os cromóforos dominantes na absorção de luz em tecidos biológicos.

Na Figura 2, é possível observar a variação de μ_a para diferentes comprimentos de onda. O trecho denominado “janela terapêutica” indica que a taxa de absorção dos cromóforos apresentados é relativamente baixa quando comparada a comprimentos de ondas diferentes desta faixa, permitindo que a penetração da luz no tecido seja maior. Essa faixa de comprimento de onda (700 a 1200nm ou infravermelho próximo) é bastante utilizada em TFBM.

Figura 2 — Coeficiente de absorção e comprimento de onda de alguns tipos de cromóforos



Fonte: (MAGALHÃES; YOSHIMURA, 2016), adaptado de (HALE; QUERRY, 1973), (JACQUES, 1998) e (PRAHL, 1999)

ESPALHAMENTO DA LUZ

O espalhamento descreve uma mudança na direção, polarização ou fase da luz dentro de um tecido. Esse termo é comumente retratado como sendo semelhante a um efeito ocorrido na superfície, como a reflexão. São, porém, efeitos diferentes, uma vez que um efeito está ligado à interação entre a luz e a superfície do tecido e o outro, entre a luz e os cromóforos (LISTER, WRIGHT e CHAPPELL, 2012).

Em um ambiente turvo, como os tecidos biológicos, ocorre tanto absorção quanto espalhamento. Como demonstrado na Figura 2, que trata da probabilidade de absorção dos fótons, também existe o coeficiente de espalhamento (μ_s), que está relacionado com a probabilidade de um fóton ser refletido por algum tipo de material. Ambos os coeficientes dependem do meio no qual são aplicados e do comprimento da onda da luz (MAGALHÃES e YOSHIMURA, 2016).

A equação (1) apresentou a forma de estimar a intensidade da luz absorvida em um meio ideal, ou seja, o espalhamento foi desconsiderado. Em um meio real, devido ao espalhamento, existe uma atenuação da fonte luminosa, denominado coeficiente de atenuação (μ_t), expresso pela equação (2).

$$\mu_t = \mu_a + \mu_s \quad (2)$$

Considerando o coeficiente de atenuação, a intensidade de luz no meio pode ser calculada pela equação (3).

$$I = I_0 e^{-\mu_t x} \quad (3)$$

Em que: I_0 é a intensidade do feixe de luz que entra no tecido; I é a intensidade do feixe transmitido no meio; x é a espessura do tecido.

Estima-se que cerca de 4% a 7% da luz visível é refletida pela superfície da pele, independentemente de seu comprimento de onda ou a cor da pele (LISTER, WRIGHT e CHAPPELL, 2012).

A propriedade, dos tecidos biológicos, que descreve o espalhamento da luz é denominada fator de anisotropia (g). Essa propriedade pode ser estimada por meio do ângulo de espalhamento do feixe de luz (θ), que é representado pela média do cosseno deste ângulo (4) (LISTER, WRIGHT e CHAPPELL, 2012).

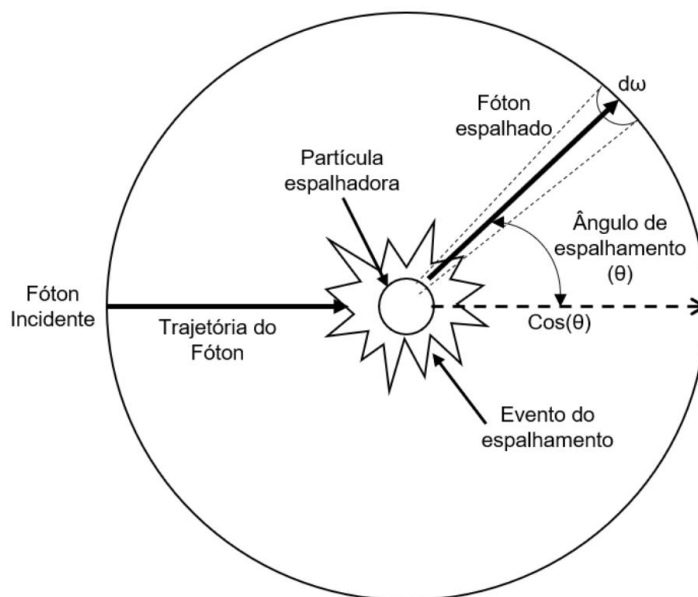
$$g = \int_{4\pi} p(\cos \theta) \cos \theta d\omega \quad (4)$$

Em (4): p é a probabilidade que um feixe de luz possui de ser espalhado em alguma direção; θ , o ângulo de espalhamento dentro do tecido; ω , o ângulo de espalhamento com relação ao feixe de luz que incide sob o tecido.

A Figura 3 ilustra o evento de espalhamento de um fóton em uma partícula de tecido biológico. Nela é possível observar o ângulo em que o fóton é espalhado dentro do tecido e o ângulo em que ele é refletido para fora do tecido ($d\omega$). Este último utilizado para estimar o fator de anisotropia (SOUSA, 2010).

Segundo Sousa (2010), o fator de anisotropia pode assumir valores entre -1 e 1. -1 representa um espalhamento contrário à trajetória do fóton; 1, um espalhamento no mesmo sentido da trajetória do fóton; 0, um espalhamento isotrópico. O fator de anisotropia de tecidos biológicos está entre 0,65 e 0,95.

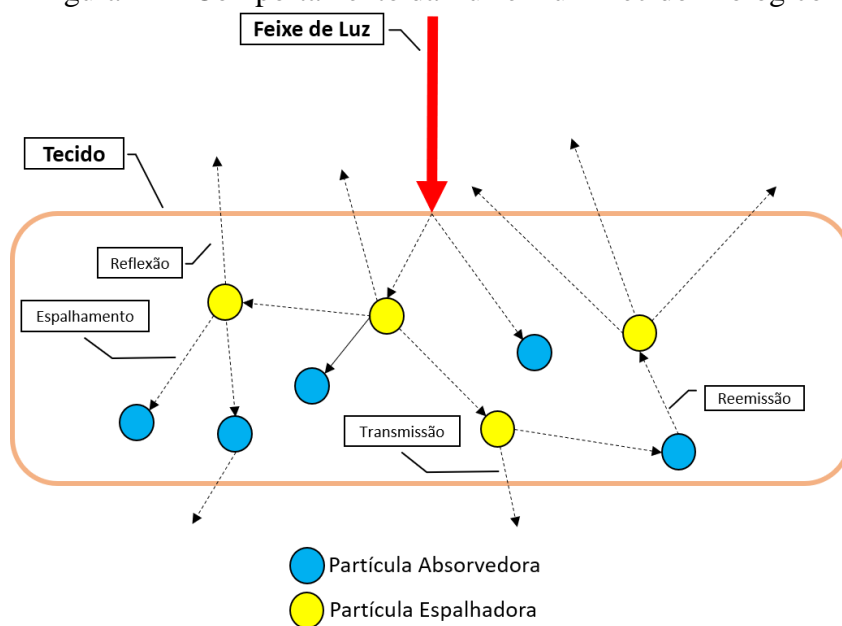
Figura 3 — Evento de espalhamento dos fótons



Fonte: (AUTORIA PRÓRIA, 2018)

A Figura 4 ilustra o comportamento da luz no tecido, destacando as características apresentadas até o momento. Nela é possível observar a interação entre os feixes de luz e as partículas absorvedoras e espalhadoras, gerando, dessa forma, efeitos como reflexão (luz sendo transmitida para fora do tecido) e espalhamento (luz sendo espalhada entre partículas do tecido) (SOUSA, 2010).

Figura 4 — Comportamento da Luz em um Tecido Biológico



Fonte: (AUTORIA PRÓPRIA, 2018)

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Para que a análise em tecidos possa ser realizada, são necessários equipamentos que apresentem ao pesquisador, nitidamente, como a luz se comporta no meio. Para tal, dispositivos de diagnósticos têm sido desenvolvidos.

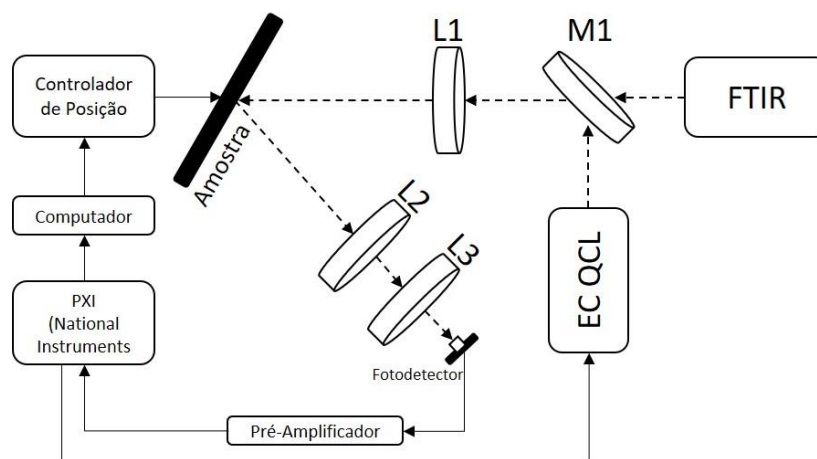
A seguir, serão apresentados os três únicos trabalhos relevantes para o tema proposto— encontrados após extensa revisão bibliográfica— em que foram desenvolvidos dispositivos para diagnósticos de tecidos biológicos e, também, dois métodos de diagnóstico já consolidados utilizados para identificação de características de tecidos. Os autores do presente trabalho desenvolveram recentemente um dispositivo com características diversas daqueles, de interesse na caracterização de tecidos humanos, que está em fase de obtenção de patente, após a qual ele terá suas características publicadas.

Em Michel *et al.* (2013), são aplicados dois tipos de luz em uma amostra de tecido: um Espectroscópio Infravermelho por Transformada de Fourier (*IRFTS*, do inglês *Infrared Fourier Transform Spectroscopy*) e um Laser de Cascata de Quantum Pulsado (*PQCL*, do inglês *Pulsed Quantum Cascade Laser*).

As amostras utilizadas são de pele suína e de pele humana, posicionadas em diferentes ângulos com o auxílio do dispositivo construído (Figura 5). Este método

permite estimar coeficientes de espalhamento e de absorção dos tecidos em diferentes comprimentos de onda, gerando uma imagem que apresenta a intensidade da luz refletida pelo tecido. A Figura 5 ilustra a montagem do dispositivo utilizado na medição. Nela os itens L1, L2 e L3 representam lentes utilizadas para colimar o feixe de luz até a amostra ou para o fotodetector, já M1 é um espelho, utilizado para mudar a fonte de luz que irá interagir com o tecido (*IRFTS* ou *PQCL*).

Figura 5 — Dispositivo utilizado para medição do espalhamento da luz



Fonte: (AUTORIA PRÓPRIA, 2018)

Com este estudo foi possível concluir que a fonte de luz infravermelha (*IRFTS*) interagiu com a superfície da epiderme enquanto o laser de Cascata (*PQCL*) obteve uma penetração maior no tecido, que varia de acordo com a sua potência. Com a análise dos dados adquiridos por meio das duas fontes de luz, foi possível encontrar uma relação com o nível de glicose da amostra. Com estes resultados, é possível estimar que este método poderá ser utilizado para monitoramento de glicose de um indivíduo de forma não invasiva e indolor.

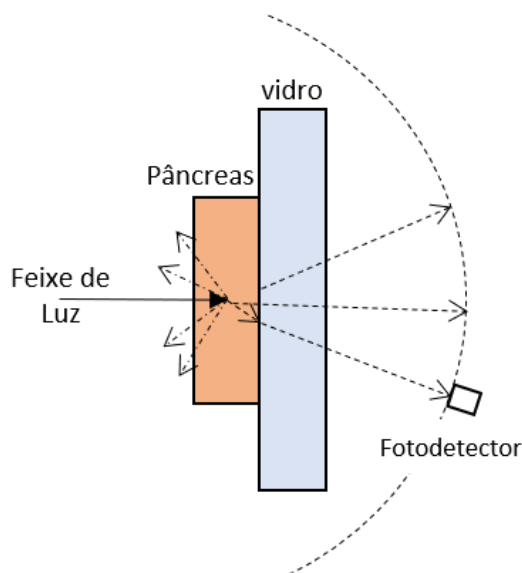
O coeficiente de anisotropia, necessário para classificação do espalhamento, é estimado em Saccomandi *et al.* (2015) com um sistema goniométrico baseado na relação com o ângulo de espalhamento da luz descrito pela função de fase de Henyey-Greenstein. Neste dispositivo (

Como apresentado pela Figura 3, para se determinar o coeficiente de anisotropia de uma amostra de tecido é necessário estimar os ângulos de espalhamento da fonte de luz ao interagir com este tecido. Logo, utilizando um sistema goniométrico é possível realizar o posicionamento do fotodetector para que a intensidade da luz transmitida pela amostra seja mensurada em ângulos diferentes.

Figura 6), a intensidade do espalhamento da luz aplicada sob o tecido é medida em ângulos entre -120° e 120° . A amostra de tecido utilizada no experimento foi de um pâncreas suíno *ex vivo*.

Como apresentado pela Figura 3, para se determinar o coeficiente de anisotropia de uma amostra de tecido é necessário estimar os ângulos de espalhamento da fonte de luz ao interagir com este tecido. Logo, utilizando um sistema goniométrico é possível realizar o posicionamento do fotodetector para que a intensidade da luz transmitida pela amostra seja mensurada em ângulos diferentes.

Figura 6 — Dispositivo goniométrico utilizado para determinar o coeficiente de anisotropia



Fonte: (AUTORIA PRÓPRIA, 2018)

Neste caso, a fim de detectar a formação de doenças, como por exemplo, câncer, a proposta é criar um método para realização de diagnósticos não invasivos em tecidos biológicos e órgãos humanos. Para isso, além do dispositivo, é necessário que se crie um modelo para o tecido ou órgão em análise para ser utilizado como referência nos diagnósticos.

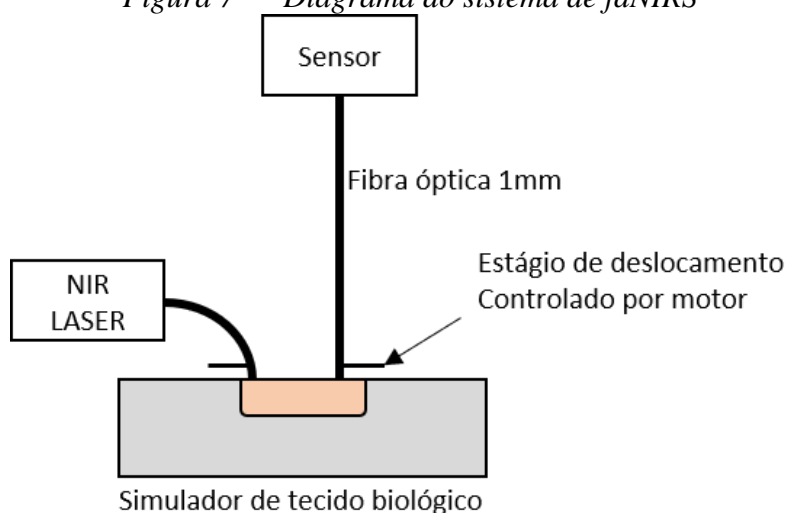
A proposta apresentada por Sthalekar, Miao e Koomson (2017) descreve o desenvolvimento de um espectroscópio infravermelho no domínio da frequência (*fdNIRS*, do inglês *frequency domain Near Infrared Spectroscopy*).

Este dispositivo consiste em um laser infravermelho e um fotodetector posicionados a uma distância conhecida sob o tecido em análise, no qual é realizada a

medição da intensidade de luz. Com isso, é possível determinar a quantidade de luz que é absorvida pelo tecido e estimar o valor dos coeficientes de absorção e espalhamento da amostra. Nos testes realizados, foi obtida uma aproximação com um erro de cerca de 30% em relação a um instrumento comercial. A Figura 7 apresenta a arquitetura do espectroscópio desenvolvido.

O uso de um dispositivo para o deslocamento da fibra óptica sob o tecido em análise faz com que a distância entre a fonte de luz e o sensor seja mais precisa. Deste modo, a quantidade de leituras é maior. Logo, a estimação de características como espalhamento e absorção da luz pelo tecido também será mais precisa.

Figura 7 — Diagrama do sistema de fdNIRS



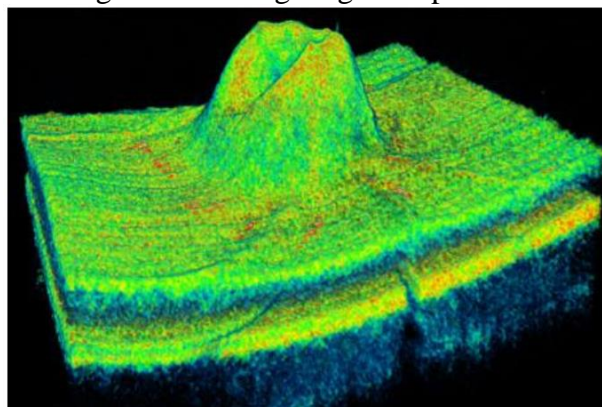
Fonte: (AUTORIA PRÓPRIA, 2018)

Diferentemente dos métodos apresentados anteriormente, neste caso o dispositivo pode ser desenvolvido para realizar as medições *in-vivo*, evitando a retirada de amostras de tecidos de indivíduos e sendo possível, inclusive, auxiliar em diagnósticos para tratamentos de Fotobiomodulação.

Em Magalhães, *et al.* (2018), são apresentados dois métodos de diagnósticos comerciais: a Tomografia de Coerência Óptica (*OCT*, do inglês *Optical Coherence Tomography*) e a Espectroscopia.

A *OCT* possibilita a construção de imagens (Figura 8) a partir da reflexão da luz em partes do corpo humano, como ossos, dentes e olhos. Normalmente, a fonte luminosa utilizada é infravermelha, pois possibilita uma maior penetração das ondas sob a pele (MAGALHÃES, *et al.*, 2018).

Figura 8 — Imagem gerada por OCT

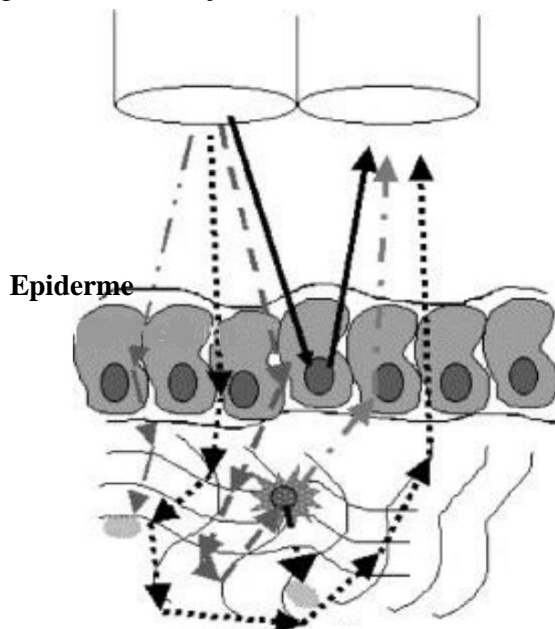


Fonte: (MAGALHÃES, *et al.*, 2018)

Neste método, o dispositivo utiliza sensores difusos para realizar a construção da imagem, algo semelhante aos métodos de ultrassom.

Já a espectroscopia possui a finalidade de analisar células e tecidos biológicos a partir das interações entre a luz e o tecido: absorção, espalhamento e reflexão. Uma das formas de se analisar é através do espalhamento (Figura 9). Neste caso, não é gerada uma imagem. Porém, com as informações lidas pelo fotodetector, é possível estimar as características do tecido na área em análise (MAGALHÃES, *et al.*, 2018).

Figura 9 — Interação entre a luz e o Tecido Biológico



Fonte: (MAGALHÃES, *et al.*, 2018)

Por ser um tratamento relativamente recente, a Fotobiomodulação ainda não possui um método de diagnóstico consolidado que auxilie os profissionais da área de

saúde na adequação de sua dosimetria, fazendo com que os processos sejam empíricos ou baseados em trabalhos anteriores. Com os métodos apresentados neste tópico, é possível que, em breve, os tratamentos sejam realizados de acordo com as características pessoais de um indivíduo, fazendo com que todo o processo seja otimizado para ele.

CONCLUSÃO

Os processos utilizados para estimar as características de um tecido necessárias para se realizar um diagnóstico, tais como o coeficiente de absorção, coeficiente de espalhamento e o fator de anisotropia são, em grande parte, invasivos, ou seja, necessitam de uma amostra do tecido para realizar a análise. Por outro lado, os processos que não são invasivos e que permitem uma análise *in-vivo* de um indivíduo necessitam de equipamentos que, por muitas vezes, são de alto custo ou que precisam ser utilizados apenas em ambientes preparados para este fim.

De acordo com os trabalhos apresentados em Saccomandi, *et al.* (2015) e Sthalekar, Miao e Koomson (2017), é possível desenvolver adaptações para que a leitura seja realizada *in-vivo*, isto é, sem retirar uma amostra de tecido do indivíduo, utilizando para isso componentes de baixo custo.

Não foram encontradas fontes que apresentem a utilização destes métodos em estudos clínicos. Porém, o dispositivo recentemente desenvolvido pelos autores deste trabalho, e que atualmente está em processo de patente, está sendo testado por uma clínica especializada em tratamentos de Fotobiomodulação e terá suas características e resultados reveladas quando o processo estiver finalizado.

Tendo como base os trabalhos apresentados e os conceitos dos tratamentos de Fotobiomodulação, é possível afirmar que, com as características dos tecidos estimadas por eles, poderá ser possível analisar regiões do corpo de um indivíduo que passará por um tratamento de TFBM e, com isso, auxiliar os profissionais da área da saúde a adequarem a dosimetria do tratamento individualmente.

REFERÊNCIAS

CHANG, Y.-H. *et al.* Evaluation of Absorbed Light Dose in Human Skin Tissue during Light Therapy by 630nm LED Light . *In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON NETWORKING, SENSING AND CONTROL*, 12., 2015, Taipei. p. 394-398. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7116069>.

HALE, G.; QUERRY, M. Optical constants of water in the 200-nm to 200- μ m wavelength region. **Applied Optics**, [s. l.], v. 12, n. 3, 1973. Disponível em: https://www.osapublishing.org/DirectPDFAccess/D39CA638-9366-EE9A-0CE8E64D789381D0_17737/ao-12-3-555.pdf?da=1&id=17737&seq=0&mobile=no. Acesso em:

HAMBLIN, M. R. History of Low-Level Laser (Light) Therapy . *In: HAMBLIN, M. R.; SOUSA, M. V. P.; AGRAWAL, T. Handbook of Low-Level Laser Therapy*. Singapura: Pan Stanford, 2016. Cap. 2, p. 1106.

HUANG, Y.-Y. *et al.* Biphasic Dose Response In Low Level Light Therapy. **International Dose-Response Society**, v. 7, n. 4, p. 358-383, 2009. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2790317/>. Acesso em: 08 maio 2018.

JACQUES, S. **Melanosome absorption coefficient**. [S. l.]: OMLC, 1998. Disponível em: <https://omlc.org/spectra/melanin/mua.html>. Acesso em: 23 fev. 2018.

LISTER, T.; WRIGHT, P. A.; CHAPPELL, P. H. Optical properties of human skin. **Journal of Biomedical Optics**, [s. l.], v. 17, n. 9, p. 1-15, 2012. Disponível em: <https://www.spiedigitallibrary.org/journals/journal-of-biomedical-optics/volume-17/issue-9/090901/Optical-properties-of-human-skin/10.1117/1.JBO.17.9.090901.full?SSO=1>.

MAGALHÃES, A. C.; YOSHIMURA, E. M. Light-Tissue Interaction and Light Dosimetry . *In: HAMBLIN, M. R; SOUSA, M. V. P.; AGRAWAL, T. Handbook of Low-Level Laser Therapy*. Singapura: Pan Stanford, 2016. Cap. 6, p. 1106.

MICHEL, A. P. M. *et al.* In vivo measurement of mid-infrared light scattering from human skin. **Biomedical Optics Express**, [s. l.], v. 4, n. 4, p. 520-530, 2013. Disponível em: <https://www.osapublishing.org/boe/abstract.cfm?uri=boe-4-4-520>. Acesso em:

PRAHL, S. **Optical absorption of hemoglobin**. [S. l.]: OMLC, 1999. Disponível em: <https://omlc.org/spectra/hemoglobin/index.html>. Acesso em: 23 fev. 2018.

SACCOMANDI, P. *et al.* Goniometric measurement for the estimation of anisotropy coefficient of human and animal pancreas. *In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (EMBC)*, 37., 2015, Milão. p. 1283-1286. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7318602>.

DIAGNÓSTICOS DERMATOLÓGICOS PARA TRATAMENTOS COM FOTOTERAPIA, UMA REVISÃO DO ESTADO DA ARTE

RODRIGO RECH
RICARDO PIRES
MARCELO VICTOR PIRES DE SOUSA

SOUSA, M. V. P. **Estudo e desenvolvimento de simuladores de tecido humano para utilização em fototerapia.** 2010. Dissertação (Mestrado em Física) — Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

SOUSA, M. V. P. What is Low-Level Laser (Light) Therapy?. In: HAMBLIN, M. R; SOUSA, M. V. P.; AGRAWAL, T. **Handbook of Low-Level Laser Therapy.** Singapura: Pan Stanford, 2016. Cap. 1, p. 1106.

STHALEKAR, C. C.; MIAO, Y.; KOOMSON, V. J. Optical Characterization of Tissue Phantoms Using a Silicon Integrated fdNIRS System on Chip . **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, v. 11, n. 2, p. 279-286, 2017. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7574378>.

DERMATOLOGICAL DIAGNOSES FOR TREATMENTS WITH PHOTOTHERAPY

ABSTRACT

The search for alternative means of medical treatment generates studies in several areas. One of them, called Photomedicine, argues that light can bring benefits to the human body when applied consistently. One of the branches of Photomedicine is the treatment by Photobiomodulation, which is the treatment based on the application of controlled light in regions of the human body in which the therapeutic effect is desired. It has already been shown to be efficient for several pathologies, from muscle pain and scarring to positive results in degenerative diseases. In this article, we will discuss the basic concepts of this type of therapy, highlighting its physical effects and presenting contemporary and studied future solutions for the diagnosis of biological tissues, which can be used as a basis for health professionals to determine the necessary doses for each type of pathology and patient, thus improving treatment efficiency. At the end, the positive and negative points of the presented methods considering the application in Photobiomodulation treatments will be highlighted.

Keywords: Photobiomodulation Therapy; Phototherapy; Biological Tissues; Dermatological Diagnostics.

Enviado em: 08/08/18.