

Protótipo de baixo custo de um sistema imagens da difusão óptica com radiações no NIR para validação de diagnósticos na pele

Hugo A. Mendes*, Joelle F. de França*, Mardoqueu M. da Costa**, Andrea T. Dantas* e Emery C. Lins*

*Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil

**Universidade Brasil, São Paulo, Brasil

e-mail: hugoabreu1002@gmail.com

Abstract – *Diffuse Optical Imaging is a medical imaging technique that has recently moved from being a theoretical model to a popular instrumentation in clinics and hospitals. This article aims to create a prototype of a diffuse optical imaging system by illumination in the near-infrared spectral region, which could validate the diagnosis of pathologies in human skin. A more expensive version of this prototype was validated with its use in a study of Systemic Sclerosis. The prototype uses 850 nm (LED) arranged in a ring-shaped plastic structure for image viability on smartphones. The system was designed in CAD and prototyped in 3D printer. Images were processed using the matplotlib library for Python 2.7.*

Palavras-chave: *Imagens da Difusão Óptica, LED, Impressão 3D, Infravermelho Próximo, Python.*

Introdução

Imagem da Difusão Óptica (no inglês Diffuse Optical Imaging, DOI) é uma técnica não-invasivas que utiliza luz difusa na região espectral do visível e do infravermelho próximo para medir as propriedades ópticas dos tecidos biomédicos. A técnica depende do objeto em estudo, devendo este ser um tecido com baixa capacidade de absorção da luz de prova, por isso a técnica é comumente aplicada em tecidos moles, como a pele e os tecidos das mamas e do cérebro [1]. Ao monitorar as variações espaço-temporais nas propriedades de absorção e espalhamento da luz no tecido-alvo, podem ser analisadas variações regionais na concentração de oxi e desoxi-hemoglobina, bem como a dispersão celular [2]. Com base nessas medidas, os mapas espaciais das propriedades dos tecidos, como a concentração total de hemoglobina, saturação e dispersão de oxigênio no sangue, podem ser obtidos usando algoritmos de reconstrução baseados em modelos.

Ao longo dos últimos 10 anos, um progresso considerável foi feito no estudo de um novo método de imagens médicas, que usa o infravermelho próximo (no inglês Near Infrared, NIR), mais especificadamente na banda espectral entre 700 e

1400 nm. Esta tecnologia baseia-se na entrega de radiações de baixa energia, tipicamente através de fibras ópticas, a uma ou mais localizações na superfície dos tecidos sob investigação e medição de intensidades retroespalhadas [3, 4].

A DOI é uma das principais técnicas candidatas a realizar diagnósticos por imagem da pele humana, em especial na camada da derme, onde a profundidade atinge unidades de milímetro. A Figura 1 apresenta o espectro de absorção dos principais componentes da pele, e destaca a fraca absorção da água na região da janela óptica, mais especificadamente entre 750nm e 1400nm, fato que permite a alta profundidade de penetração do infravermelho na pele humana, atingindo profundidades na ordem de dezena de milímetro [5]. Curiosamente, a figura revela que nessa região as fibras de colágeno absorvem radiações infravermelhas 3 ordens de grandeza a mais do que a água e 1 ordem de grandeza a mais do que gordura subdérmica e as hemoglobinas. Esses efeitos biofísicos justificam o uso de radiações infravermelhas para mapeamento da concentração de colágeno na pele, e por consequência, justificam o diagnóstico de diversas patologias com radiações infravermelhas [2].

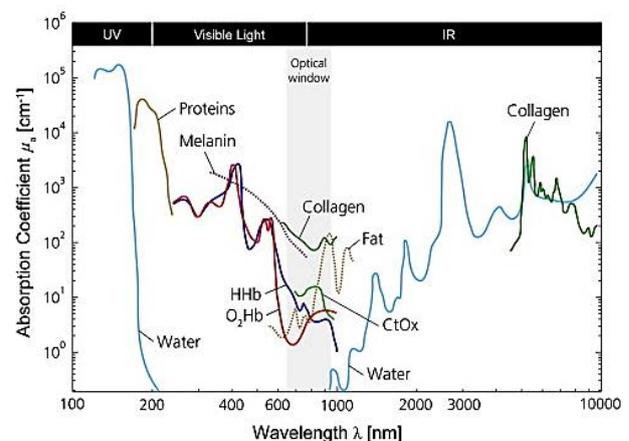


Figura 1. Espectro de absorção dos principais constituintes da pele.

Diante deste cenário, a proposta de longo prazo do nosso grupo de pesquisa é desenvolver a DOI para o diagnóstico óptico de patologias da pele, e nesse primeiro momento temos como objetivo o desenvolvimento de sistemas de imagens que possam capturar e armazenar imagens de radiação infravermelha difusa na pele humana. Tais sistemas serão utilizados em um experimento de diagnóstico de esclerose sistêmica na pele humana em um futuro breve.

O presente trabalho apresenta o desenvolvimento de um protótipo de baixo custo baseado em modelagem em impressora 3D e LEDs infravermelhos para formar um sistema DOI com iluminação em formato de anel sob a superfície da pele e captura de imagens por um *smartphone*. O desafio da proposta é desenvolver o protótipo sensível o suficiente para compor imagens com contraste significativo, de forma que processamentos sejam permitidos sobre as imagens capturadas.

Materiais e métodos

O protótipo foi desenhado com auxílio da plataforma CAD 3D, SolidWorks® (Corporation, Santa Monica, CA, Estados Unidos) e impresso pela id3a 3D © (Tech, Recife, PE, Brasil). O material é o polímero constituído por moléculas de ácido láctico, com propriedades semelhantes às do tereftalato de polietileno (PET), facilmente biodegradável facilmente em água e dióxido de carbono [6], constituindo-se, desta forma, de uma base para *smartphone*.

Possui um flange com dez furos, os quais foram preenchidos com diodos de emissão de luz (LED) LT1883-81-850, tendo comprimento de onda de 850 nm, estando contido na faixa de infravermelho próximo.

A Figura 2 ilustra a base do protótipo, suas dimensões foram escolhidas de forma que a imagem possa ser feita proximamente ou em contato com a pele humana. Sendo o diâmetro da geometria circular que contém os LEDs se adequa ao tamanho do antebraço e dorso da mão do paciente.

O *smartphone* é encaixado de tal modo que a câmera possa se alinhar com a abertura central da base. A emissão do feixe luminoso se dá circularmente ao redor da abertura. O fenômeno da difusão acontecerá por dentro da camada subdérmica do paciente. A câmera detectaria a imagem formada, destacando regiões de maior concentração da radiação gerada pelo feixe.

A Figura 3 mostra o feixe que é emitido do protótipo, neste caso pode aparentar não haver um

paralelismo o feixe de cada LED, o motivo é da não ortogonalidade do eixo de foco da câmera com o plano de base do protótipo.

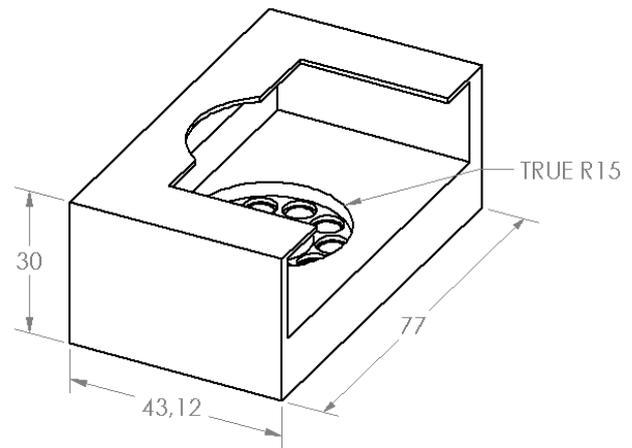


Figura 2. Esboço da base do protótipo.

Python é uma linguagem de programação de alto nível, interpretada, de script, orientada a objetos, de tipagem dinâmica, forte. Por ser de código aberto e possibilitar diversos tipos de aplicações, com vasta gama de bibliotecas, ela foi escolhida com objetivo de fazer o dimensionamento espectral das imagens formadas. Para tanto, utilizou-se da Matplotlib, biblioteca gráfica 2D, e familiar para usuários de MATLAB.

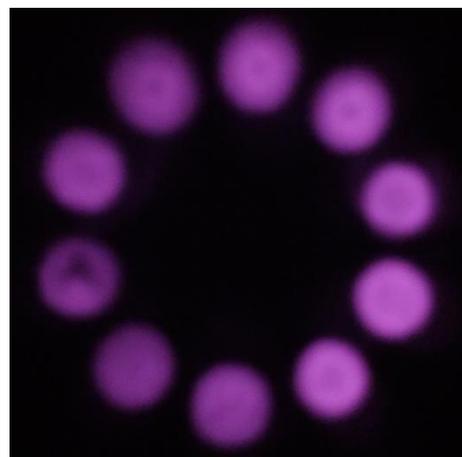


Figura 3. Feixe luminoso emitido pelo protótipo, em contato com papel vegetal e captado pela câmera do *smartphone*.

Resultados

O protótipo apresentou-se compacto e ideal para utilização individual, o que agrega interesse em uso clínico e em laboratório, por ser de fácil manuseio ao profissional da área de saúde, como mostra a Figura

4. Muito embora ele tenha sido prototipado para dimensões específicas, pode-se facilmente criar modelo semelhante compatível a praticamente qualquer *smartphone*.



Figura 4. *Smartphone* fazendo imagem com o protótipo.

A partir da Figura 5, pode-se observar que a intensidade luminosa captada pela câmera é majoritariamente boa apenas nas regiões que são concêntricas ao eixo dos LEDs, conseqüente nestas regiões há uma melhor distribuição de luminescência.

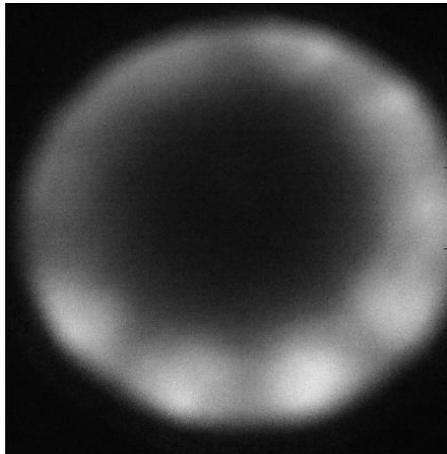


Figura 5. Imagem capturada pelo *smartphone* em escala de cinza. Interpolação bicúbica foi utilizada.

Da análise de distribuição luminosa, pode-se observar que há uma falta de sensibilidade por parte da câmera. Logo, para a realização da imagem em falsas cores da Figura 6, que se trata do espectro de distribuição de densidade da Figura 5 foram desconsideradas densidades intensidades maiores que 0.3. Pode-se observar de melhor forma o limite radial da formação do efeito difuso pelo protótipo. Visualmente, é possível notar que há uma faixa na qual o efeito pode ser observado, estando contida,

aproximadamente, entre o intervalo de densidade de 0.1 a 0.3, considerando o centro da geometria circular da imagem, e a geometria do protótipo é possível estimar a penetração em função do raio. Existe um raio de 5mm onde nota-se baixa difusão, com densidade entre 0.03 a 0.09. Uma região com média difusão, com densidade entre 0.1 a 0.15 e uma região de densidade máxima entre 0.15 a 0.3.

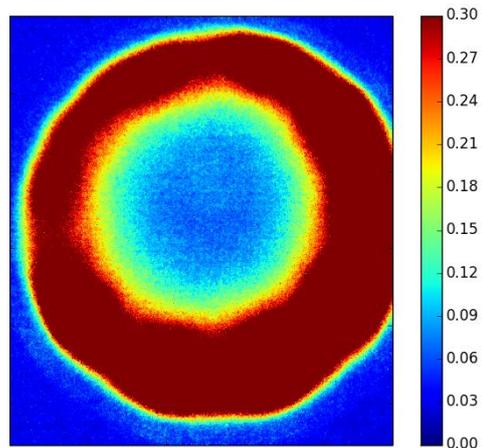


Figura 6. Espectro de intensidade luminosa da imagem formada com o protótipo em contato com antebraço, valores normalizados.

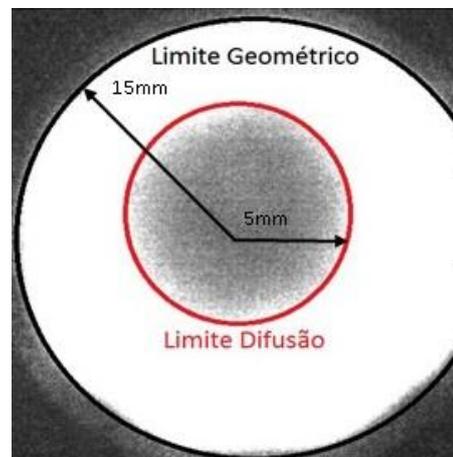


Figura 7. Visualização da ação difusa do protótipo em escala de cinza.

A Figura 7 refere-se a mesma Figura 5, porém nesse caso foram filtradas todas as densidades acima de 0.15, e optou-se pela visualização em escala de cinza. Desta forma é possível ver claramente o efeito e influência da geometria do protótipo na análise da imagem.

Em termos absolutos, ignorando a região que não pode ser considerada por conta da geometria do protótipo, cerca de 90% da imagem é resultado da ação difusa. Este resultado mostra que, da falta de sensibilidade da câmera, é possível, a partir do

processamento adequado, ter uma boa percepção do fenômeno de difusão luminosa na pele. Sendo a distância máxima de aproximadamente 10 mm neste caso, ou seja aproximadamente 70% em termos radiais.

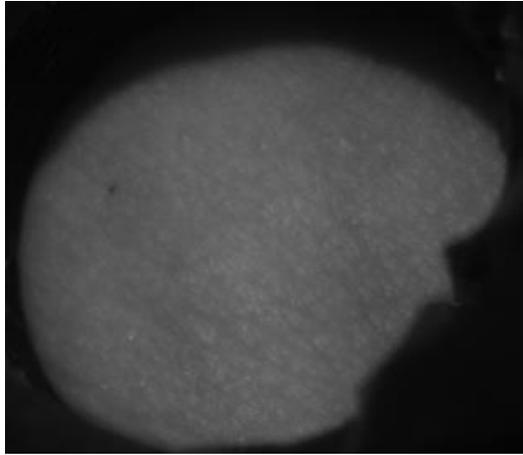


Figura 8. Imagem de pulso capturada com câmera científica no espectro visível.

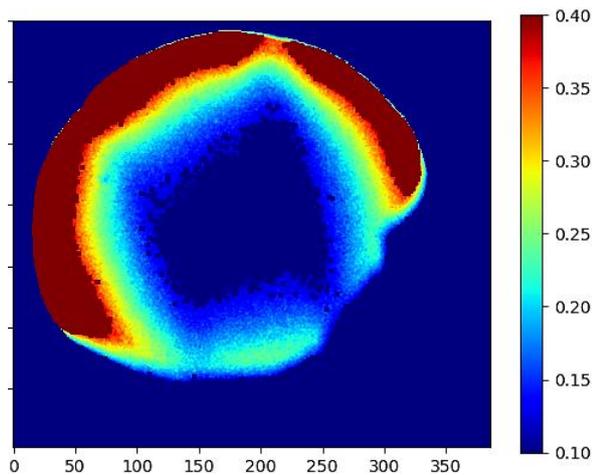


Figura 9. Imagem de pulso capturada com câmera científica no infravermelho em falsas cores.

O impedimento causado pela falta sensibilidade da câmera do *smartphone* para uma detecção mais profunda do efeito de difusão era esperado. Contudo, buscou-se observar se a iluminação em *NIR* gerada pelo sistema seria suficiente para detecção de tecidos mais profundos, desta vez com uso de câmera científica de maior sensibilidade. Na Figura 8, observa-se região do pulso, com iluminação no espectro do visível, não é possível visualizar diferenças de absorção na região das veias.

Na Figura 9, em falsas cores, observa-se que a imagem capturada pela câmera quando a iluminação do sistema é ligada. Nota-se diferenças de absorção

na região de contorno das veias do pulso na camada subdérmica.

Discussão

Um outro protótipo está a ser desenvolvido com LEDs de maior potência luminosa. Outras câmeras serão utilizadas, na tentativa de melhorar a sensibilidade na criação das imagens de efeito difuso.

Além disto, será feito um estudo mais formal com as ferramentas matemáticas necessárias para se obter resultados qualitativos mais refinados [7].

Conclusões

Por conta da baixa sensibilidade da câmera do *smartphone*, os resultados não foram tão satisfatórios quando posto em consideração a visualização do feixe difuso por dentro da pele, porém, mostra-se interessante o conteúdo exposto neste artigo, no que se refere a uma forma intuitiva de quantificar o efeito difuso. A utilização de câmera de maior sensibilidade apresenta resultados mais satisfatórios.

Agradecimentos

Agradecimento a FACEPE – Fundação de Amparo à ciência e Tecnologia de Pernambuco a todos os integrantes do laboratório de engenharia multidisciplinar – i9 situado no Centro de Tecnologia e Geociência da UFPE.

Referências

- [1] Gibson, A. et al. Diffuse optical imaging. *Philosophical transactions of The royal Society*, 2009.
- [2] Durduran T. et al. Diffuse optics for tissue monitoring and tomography. *IOPscience*. 2010; Available from: stacks.iop.org/RoPP/73/076701. Acessado: 30/07/2017.
- [3] Scholkmann, F. et al. A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology. Volume 85, Part 1, 15 January 2014, p. 6–27.
- [4] Hielscher, A.H. et al. Near-infrared diffuse optical tomography. Columbia University, 2002.
- [5] VO-DIHN, T. *Biomedical Photonics Handbook*. Boca Raton: CRC Press, 2003.
- [6] Astrid, J.R.L. Síntese do poli-ácido láctico a partir do ácido láctico para aplicação biomédica. Dissertação de mestrado. Universidade Estadual de Campinas – Faculdade de Engenharia Química, 2011.
- [7] Sheng, P. *Introduction to Wave Scattering, Localization, and Mesoscopic Phenomena*. Academic Press 1995, p. 49-113.