

# Utilização de Imagens no Domínio da Frequência Espacial e Redes Neurais Artificiais para Determinação de Propriedades Ópticas de Tecidos

## Utilization of Spatial Frequency Domain Imaging and Artificial Neural Networks for Determination of Optical Properties of Tissues

Clóvis R. Silva Júnior<sup>1</sup>, Ádamo F. G. Monte.<sup>2</sup>, Diego M. Cunha<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

<sup>2</sup>Instituto de Física, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

### Resumo

As propriedades ópticas de tecidos biológicos podem ser utilizadas como parâmetros indicativos de alterações tanto morfológicas quanto fisiológicas nos tecidos. A técnica de imagens ópticas no domínio da frequência espacial (SFDI) vem apresentando grande potencial determinação dessas propriedades. Neste trabalho, investigamos a utilização de Redes Neurais Artificiais (RNA) para reconhecimento de padrões, na determinação das propriedades ópticas de tecidos, através dos coeficientes de absorção e espalhamento reduzido,  $\mu_a$  e  $\mu'_s$ , a partir de dados de refletância difusa fornecidos pela técnica SFDI. Empregou-se uma RNA do tipo *feedforward* com uma camada oculta e 50 neurônios, utilizando aprendizagem supervisionada por retropropagação de erros. O treinamento da rede foi realizado a partir de um conjunto de valores pré-determinados de refletância difusa e coeficientes de absorção e espalhamento obtidos a partir de simulações Monte Carlo. Os resultados mostraram que a RNA pode determinar com boa precisão as propriedades ópticas a partir de dados de refletância difusa, fornecendo valores de  $\mu_a$  e  $\mu'_s$  com coeficientes de determinação  $R^2$  de 0.98 e 0.97, respectivamente, em relação aos valores verdadeiros, e apresentando erros médios percentuais de 2.6 e 4.9% para cada coeficiente. A RNA obtida foi então empregada, em conjunto com a técnica SFDI, em uma investigação para obtenção de imagens de regiões da pele de um indivíduo que apresentava uma lesão. Os resultados obtidos apontam para o potencial da utilização de técnicas de inteligência artificial combinadas à SFDI para detecção e identificação de alterações dermatológicas.

**Palavras-chave:** redes neurais artificiais; câncer de pele; SFDI; propriedades ópticas.

### Abstract

The optical properties of biological tissues can be employed as indicative parameters for morphological and physiological alterations. The technique of spatial frequency domain imaging (SFDI) has shown great potential in determining these properties. In this work, the use of Artificial Neural Networks (ANN) was investigated for pattern recognition in the determination of the optical properties of tissues, through the absorption and reduced scattering coefficients,  $\mu_a$  and  $\mu'_s$ , from diffuse reflectance data provided by SFDI. A feedforward ANN with one hidden layer and 50 neurons was employed, using supervised learning with error backpropagation. The network training was performed from a set of predetermined values of diffuse reflectance and absorption and scattering coefficients obtained from Monte Carlo simulations. Results show that the ANN can accurately determine the optical properties from diffuse reflectance data, providing values of  $\mu_a$  and  $\mu'_s$  with coefficient of determination  $R^2$  of 0.98 and 0.97, respectively, relative to the true values, e showing average percentual errors of 2.6 and 4.9% for each coefficient. The RNA obtained was then employed, together with the SFDI technique, in an investigation to obtain images of skin regions of a patient who had a lesion. The results obtained point out to the potential of using artificial intelligence techniques combined with SFDI to detect and identify dermatological diseases.

**Keywords:** artificial neural networks; skin cancer; SFDI; optical properties.

### 1. Introdução

O câncer de pele é um dos mais frequentes no mundo (1). No Brasil, o câncer de pele não melanoma é o tipo de câncer mais frequente na população. Para o triênio 2020-2022, estima-se que ocorrerão no país aproximadamente 177 mil novos casos, correspondendo a uma média de cerca de 83,4 novos casos a cada 100 mil habitantes (2). O câncer de pele melanoma, por sua vez, apresenta uma taxa de incidência menor, correspondendo a uma expectativa de 3,98 novos casos a cada 100 mil habitantes. Embora menos incidente, este tipo de câncer de pele caracteriza-se por crescer mais rapidamente e apresentar mais potencial de originar metástases (2).

A detecção precoce do câncer de pele é a melhor forma de garantir um melhor prognóstico, ao permitir uma maior eficiência no tratamento, reduzindo assim

a taxa de mortalidade da doença (3). Desta forma, torna-se essencial a utilização de métodos diagnósticos que permitam identificar alterações na composição da pele em seus estágios iniciais, bem como diferenciar entre alterações malignas e benignas (3).

Estudos têm mostrado que as propriedades ópticas de tecidos biológicos podem ser utilizadas como parâmetros indicativos de alterações tanto morfológicas quanto fisiológicas nos tecidos (4). Essas propriedades podem ser definidas de forma quantitativa a partir dos coeficientes de absorção,  $\mu_a$ , e de espalhamento reduzido,  $\mu'_s$  (5).

As técnicas de diagnóstico óptico vêm apresentando grande potencial na identificação de alterações na pele. Em particular, uma destas técnicas, denominada de imagens no domínio da

frequência espacial (SFDI, na sigla em inglês para *spatial frequency domain imaging*) permite obter imagens funcionais do tecido de forma não invasiva, permitindo evidenciar alterações metabólicas e hemodinâmicas em lesões *in vivo* (6). O princípio da técnica baseia-se na obtenção de imagens de uma região de interesse do paciente, utilizando um feixe de luz de intensidade modulada. As diferentes imagens obtidas são então processadas, de forma a reconstruir as propriedades de absorção e espalhamento da luz pelos tecidos, evidenciando alterações em sua composição (5).

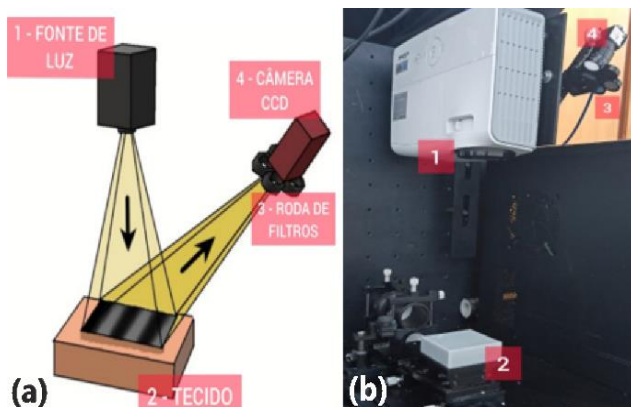
Uma das etapas fundamentais na obtenção das imagens pelas técnicas SFDI é correlacionar corretamente as propriedades de difusão da luz pelo tecido com suas propriedades ópticas. Técnicas de inteligência artificial para reconhecimento de padrões têm sido apontadas nos últimos anos como uma ferramenta na solução deste problema (7,8). Em particular, a utilização de redes neurais artificiais tem demonstrado excelente desempenho na reconstrução das imagens funcionais de forma rápida e precisa (8).

Neste trabalho, investigou-se a utilização de redes neurais artificiais para reconhecimento de padrões na técnica SFDI, com o objetivo de determinar as propriedades ópticas de tecidos a partir das suas propriedades de reflexão da luz.

## 2. Materiais e Métodos

### 2.1. Obtenção experimental das imagens de refletância difusa

O equipamento utilizado para aquisição das imagens em SFDI consiste de uma fonte de luz branca, um filtro para seleção de diferentes comprimentos de onda da luz e uma câmera CCD (5), conforme mostra esquematicamente a figura 1a. O equipamento utilizado neste trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Imagens Funcionais (LIMF) do Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia, e é mostrado na figura 1b.



**Figura 1.** (a) Esquema e (b) instrumento de aquisição da imagem por meio da técnica SFDI. Na foto (b), a região de tecido do paciente foi substituída por um material simulador (*phantom*).

A lâmpada de luz branca produz o feixe luminoso que incide sobre a região do tecido que se deseja avaliar. A intensidade deste feixe é modulada seguindo um padrão que varia no espaço de forma senoidal, com uma frequência espacial  $f$ , conforme

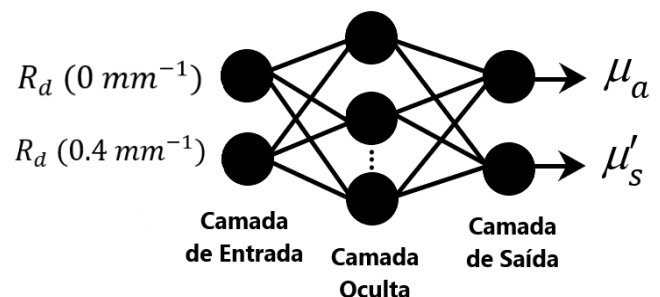
ilustra a figura 1a. A luz que interage com o tecido e é refletida por ele passa por um filtro para seleção do comprimento de onda desejado, sendo então captada por uma câmera CCD.

As imagens obtidas passam por um processo de calibração, tomando como base um material de referência (*phantom*), cujas propriedades ópticas são conhecidas (5). Desta forma, é possível obter um conjunto de imagens, em que cada pixel representa a refletância difusa  $R_d(f)$  do tecido naquela região, a uma dada frequência espacial  $f$ .

O mapeamento dos coeficientes valores  $\mu_a$  e  $\mu'_s$  do tecido em função dos valores de refletância difusa  $R_d(f)$  foi realizado empregando métodos de inteligência artificial para reconhecimento de padrões, utilizando redes neurais artificiais, e é descrito na seção seguinte.

### 2.2. Treinamento da rede neural artificial

Neste trabalho, foi empregada uma rede *perceptron* multicamadas, com uma única camada oculta, ilustrada na figura 2. A camada de entrada recebe, como dados de entrada, pares de valores de refletância difusa para duas frequências espaciais (0 e  $0.4\text{mm}^{-1}$ ), e retorna, como saída, o par correspondente de valores de coeficientes de absorção e espalhamento,  $\mu_a$  e  $\mu'_s$ . A camada oculta era composta por 50 neurônios. Como função de ativação dos neurônios dessa camada, utilizou-se a tangente hiperbólica, enquanto uma função linear foi utilizada na camada de saída. O erro quadrático médio foi utilizado como função de custo, minimizado por retropropagação utilizando o algoritmo Levenberg-Marquardt (7). Como critério de parada do treinamento, adotou-se um limiar de erro quadrático médio de 1%.

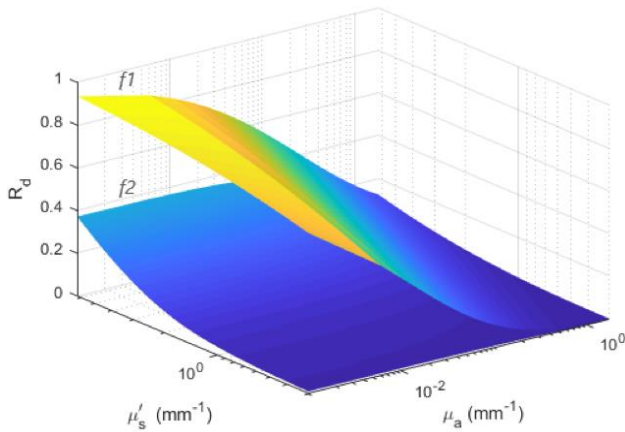


**Figura 2.** Representação esquemática da Rede Neural Artificial utilizada.

O conjunto de dados utilizado consistia de 81.000 amostras, sendo cada amostra caracterizada por um par de valores de refletância e os coeficientes  $\mu_a$  e  $\mu'_s$  correspondentes. Esses dados foram distribuídos em um grupo de treinamento e outro de teste, nas proporções de 67% e 33%.

Os valores que compunham o conjunto de dados foram obtidos por simulação Monte Carlo (5,9). Este método permite simular os processos de absorção e espalhamento da luz em meios materiais de diferentes composições. A figura 3 ilustra os valores de refletância difusa obtidos por meio das simulações Monte Carlo, para as frequências espaciais de 0 e  $0.4\text{mm}^{-1}$ , para diferentes combinações de coeficientes

de absorção e espalhamento  $\mu_a$  e  $\mu'_s$  do meio material.



**Figura 3.** Valores de refletância difusa para diferentes combinações de coeficientes  $\mu_a$  e  $\mu'_s$ . Cada superfície corresponde ao valor de  $R_d$  para uma dada frequência espacial ( $f_1 = 0$  e  $f_2 = 0.4 \text{ mm}^{-1}$ ).

Para validação da RNA, utilizou-se uma população de 100000 amostras, com pares de valores de refletância difusa  $R_d$ , para as frequências 0 e  $0.4 \text{ mm}^{-1}$ , produzidos por valores conhecidos de coeficientes  $\mu_a$  e  $\mu'_s$ . Este conjunto de dados continha valores diferentes daqueles utilizados no treinamento e teste da rede. Além disso, afim de avaliar a capacidade de generalização da rede, foi adicionado um ruído gaussiano de 3% aos valores de entrada, simulando uma flutuação experimental (4).

Por fim, uma vez obtida a RNA capaz de mapear de forma satisfatória os valores de refletância difusa  $R_d$ , fornecendo os coeficientes  $\mu_a$  e  $\mu'_s$  do tecido, ela foi utilizada para o processamento dos sinais obtidos no equipamento SFDI, para gerar as imagens dos pacientes.

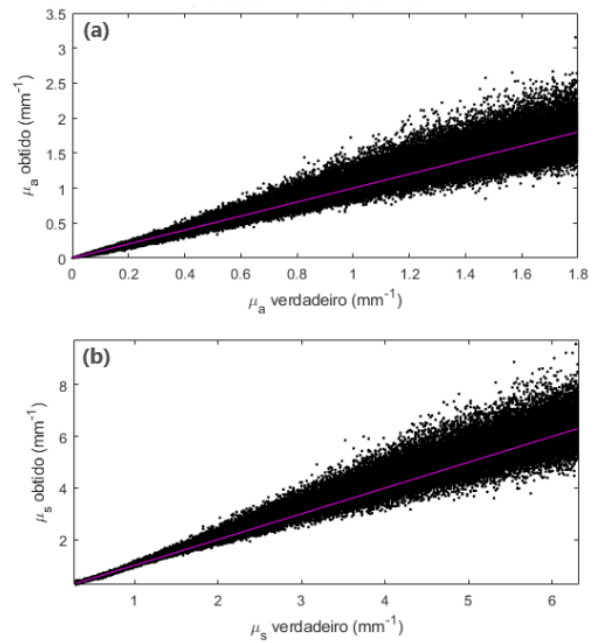
O presente estudo aplicado aos pacientes foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Uberlândia (processo nº 85363417.9.0000.5152).

### 3. Resultados

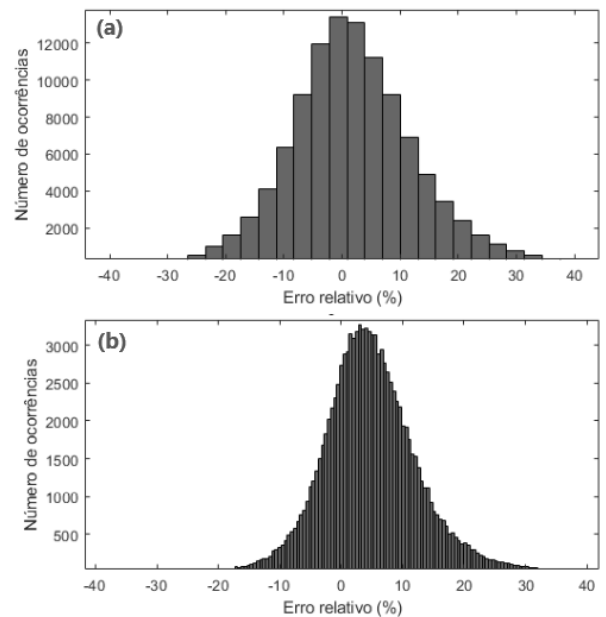
A figura 4 mostra o resultado da validação da rede, com o gráfico de dispersão dos valores fornecidos pela RNA na determinação dos coeficientes  $\mu_a$  e  $\mu'_s$ .

A figura 5 apresenta o histograma de distribuição de erros relativos percentuais dos valores obtidos.

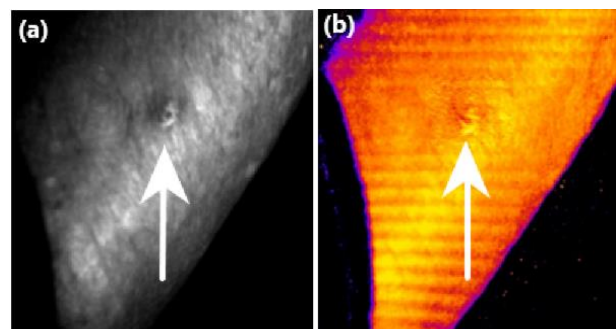
A figura 6 apresenta a imagem óptica obtida do antebraço de um indivíduo que apresentava uma lesão de pele. Na figura 6b, os valores de pixel representam o coeficiente de espalhamento reduzido dos tecidos, obtidos com o equipamento SFDI, utilizando luz de comprimento de onda de  $680\text{nm}$ , e reconstruída utilizando a RNA. Para comparação, a figura 6a mostra a fotografia do paciente. Na imagem, foi utilizado um mapa de pseudo-cor, em que tons mais brilhantes indicam maiores valores de  $\mu'_s$ .



**Figura 4.** Valores de (a)  $\mu_a$  e (b)  $\mu'_s$  obtidos pela rede, em função dos valores verdadeiros. A linha contínua representa os valores verdadeiros, como referência para visualização.



**Figura 5.** Distribuição dos erros relativos percentuais para os valores obtidos para (a)  $\mu_a$  e (b)  $\mu'_s$ .



**Figura 6.** (a) Fotografia de um antebraço do paciente, onde se situa uma pequena lesão. (b) Imagem do coeficiente de espalhamento reduzido, reconstruída pela RNA.

#### 4. Discussão

A qualidade do ajuste dos resultados fornecidos pela RNA, mostrados na figura 4, foi avaliada através do fator  $R^2$  da regressão linear entre os pontos obtidos e os valores verdadeiros, obtendo-se valores de 0.98 e 0.97, respectivamente para  $\mu_a$  e  $\mu'_s$ , indicando o alto grau de concordância entre as curvas.

Os histogramas dos erros relativos, exibidos na figura 5, apresentam uma distribuição estatística bastante simétrica, aproximando-se de uma gaussiana. Obteve-se para  $\mu_a$  e  $\mu'_s$ , erros médios de 2.6 e 4.9%, respectivamente, bem como os desvios padrões de 15.8 e 7.9% em relação à média. Esses resultados mostram que, mesmo sob condição de dados com nível de ruído considerável para os valores de refletância difusa, a rede consegue apresentar estimativas satisfatórias para os coeficientes de absorção e espalhamento, com erros relativamente baixos.

A figura 6 mostra o potencial da técnica SFDI combinada com ferramentas de inteligência artificial na produção de imagens das propriedades ópticas do tecido, para identificação de lesões. Tem sido apontado na literatura que as informações fornecidas por este coeficiente podem estar relacionadas com o surgimento de lesões pré-cancerosas (10).

#### 5. Conclusões

Este trabalho apresenta um estudo em que se combinou a utilização de uma rede neural artificial com a técnica de imagens ópticas no domínio da frequência espacial para determinação das propriedades ópticas de tecidos.

Os resultados de validação da rede mostram que esta ferramenta computacional para reconhecimento de padrões apresenta excelente desempenho na determinação dos coeficientes de absorção e espalhamento da luz, a partir de medidas de refletância difusa produzidas por um feixe de intensidade modulada. O grau de concordância entre os valores obtidos e os valores verdadeiros, avaliado pelo fator  $R^2$ , foi de 0.98 e 0.97, respectivamente para  $\mu_a$  e  $\mu'_s$ , enquanto o erro médio relativo na estimativa dos valores foi de 2.6 e 4.9%.

A utilização da RNA para processamento da imagem *in vivo* de tecido de pele de um indivíduo obtida pela SFDI mostra o potencial destas técnicas combinadas para a detecção de alterações na composição do tecido, podendo fornecer não apenas um registro anatômico, mas também informações funcionais da composição da pele na região analisada.

Futuros trabalhos poderão ser desenvolvidos, com o intuito de se investigar a correlação entre os achados nas imagens ópticas com o diagnóstico fornecido por biópsias, a fim de se identificar padrões entre as imagens obtidas para diferentes tipos de lesões.

#### Referências

- BRAY, F.; FERLAY, J.; SOERJOMATARAM, I.; SIEGEL, R. L.; TORRE, L. A.; JEMAL, A. *Global cancer statistics 2018*:

- GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. **CA: a cancer journal for clinicians**, Vol.68 No.6, p. 394-424, Hoboken, 2018.
- Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. *A situação do câncer no Brasil*. **Ministério da Saúde**, CONPREV – Coordenação de Prevenção e Vigilância, Rio de Janeiro, 2006.
- LOESCHER, L. J.; JANDA, M.; SOYER, H. P.; SHEA, K.; CURIEL-LEWANDROWSKI, C. *Advances in skin cancer early detection and diagnosis*. **Seminars in Oncology Nursing**, Vol.29 No.3, p. 170-181, Tucson, 2013.
- ZHAO, Y., DENG, Y., YUE, S., WANG, M., SONG, B., FAN, Y. *Direct mapping from diffuse reflectance to chromophore concentrations in multi-f<sub>x</sub> spatial frequency domain imaging (SFDI) with a deep residual network (DRN)*. **Biomedical Optics Express**, Vol.12 No.1, Beijing, 2021.
- CUCCIA, D. J.; BEVILACQUA, F.; DURKIN, A. J.; AYERS, F. R.; TROMBERG, B. J. *Quantitation and mapping of tissue optical properties using modulated imaging*. **Journal of Biomedical Optics**, Vol.14 No.2, California, 2009.
- TABASSAUM, S.; ZHAO, Y.; ISTFAN, R.; WU, J.; WAXMAN, D. J.; ROBLYER, D. *Feasibility of spatial frequency domain imaging (SFDI) for optically characterizing a preclinical oncology model*. **Biomedical Optics Express**, Vol.7 No.10, 2016.
- YUDOVSKY, D.; DURKIN, A. J. *Spatial frequency domain spectroscopy of twolayer media*. **Journal of Biomedical Optics**, Vol.16 No.10, California, 2011.
- TSUI, S.; WANG, C.; HUANG, T.; SUNG, K. *Modelling spatially-resolved diffuse reflectance spectra of a multi-layered skin model by artificial neural networks trained with Monte Carlo simulations*. **Biomedical Optics Express**, Vol.9 No.4, Taipei, 2018.
- PRAHL, S. A.; KEIJZER, M.; JACQUES, S. L.; WELCH, A. J. *A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue*. **SPIE Institute Series**, Vol.15 No.5, 1989.
- TRAVERS, J. B.; POON, C.; ROHRBACH, D. J.; WEIR, N. M.; CATES, E.; HAGER, F. et al. *Noninvasive mesoscopic imaging of actinic skin damage using spatial frequency domain imaging*. **Biomedical Optics Express**, Vol.8, No.6, Dayton, 2017

#### Contato:

Diego Merigue da Cunha  
 Instituto de Física, Universidade Federal de  
 Uberlândia  
 Instituto de Física, Campus Santa Mônica - Bloco 1A  
 - Sala 1A217, Av. João Naves de Ávila 2121, CP 593,  
 Uberlândia, MG, CEP 38.400-902  
 E-mail: dmerigue@ufu.br