بیست و سومین کنفرانس اپتیک و فوتونیک و نهمین کنفرانس مهندسی و فناوری فوتونیک ایران
دانشگاه تربیت مدرس
۱۴-۱۲ بهمن ۱۳۹۵
23rd Iranian Conference on Optics and Photonics and 9th Conference on Photonics Engineering and Technology
Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
January 31- February 2, 2017

یافتن فاصله‌ی بهینه میان منبع نور و آشکارساز در سیستم fNIRS با شبیه سازی مونت کارلو

مهرداد زارعی، کوروش زارع، محمد علی انصاری*

*آزمایشگاه تصویربرداری پزشکی نوری، پژوهشکده لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی، ولنجک میدان شهید شهریاری، تهران

چکیده - یکی از روش‌های جدید غیر تهاجمی و قابل حمل تصویربرداری از مغز، روش طیف سنجی فروسرخ نزدیک (*fNIRS*) می‌باشد که با این روش می‌توان عملکرد کورتکس مغز حین فعالیت‌های مغزی و شناختی را بررسی نمود. با بررسی شدت فوتون‌های آشکارسازی شده ناشی از هر لایه مغز و طول مسیری که فوتون‌ها در هر لایه طی می‌کنند می‌توان تغییرات چگالی اپتیکی را برای فاصله‌های متفاوت منبع نور و آشکارساز اندازه‌گیری نمود. در این مقاله حساسیت دستگاه *fNIRS* به تغییرات ضریب جذب که وابسته به تغییرات سیگنال-های همودینامیک در مغز است را با مدل ساده پنج لایه‌ای تخت مشابه مغز شبیه سازی می‌کنیم و فاصله‌ای بهینه برای منبع نور و آشکارساز می‌یابیم. نتایج بدست آمده حاکی از این است که برای تغییرات ناشی از لایه مغز در عمق حدوداً ۱ سانتی متری، فاصله بهینه برای منبع نور و آشکارساز بین ۲۵ تا ۴۰ میلی‌متر است.

کلید واژه- fNIRS، مونت کارلو، لایه کورتکس مغز، پارامترهای اپتیکی.

Finding optimum source-detector separation in fNIRS system with Monte Carlo simulations

M. Zarei, K. Zare, M.A. Ansari*

*Optical bio imaging lab ,Laser and Plasma research institute, University of Shahid Behshti, Tehran.

Abstract- Functional near infrared spectroscopy (fNIRS) is a noninvasive, safe and portable optical imaging modality which can be used to study neural-related hemodynamic signals of brain by measuring concentration changes of Hb and HbO_2. By investigating the optical path length of detected photons in each brain layer, optical density changes due to each layer can be measured for different source-detector separations. In this study, we obtain the sensitivity of fNIRS device to changes of absorption in cortex layer for a five-layer slab brain model and find the optimum source-detector separation. The results show that for absorption changes in cortex layer (at depth of 1 cm), the optimum distance is between 25 mm and 40 mm.

Keywords: fNIRS, Monte Carlo, Gray matter, optical parameters.

این مقاله به شرط در دسترس بودن در وبگاه www.opsi.ir معتبر است.

[Downloaded from opsi.ir on 2026-11-08]

۱- مقدمه

طیف سنجی مادون قرمز نزدیک عملکردی (fNIRS) توانایی رصدکردن فعالیت‌های مغز را توسط اندازه‌گیری غلظت‌های اکسی و دی‌اکسی هموگلوبین در طیف‌های مختلف در ناحیه‌های مادون قرمز نزدیک را ممکن می-سازد[۱]. امکان تصویربرداری عملکردی با نور مادون قرمز نزدیک در پنجره طیفی که در بافت‌ها در ناحیه ۹۵۰-۶۰۰ نانومتر قرار دارد بوجود آمده است، در این ناحیه طیفی پراکندگی بر جذب غالب است. بیش از دو دهه است که طیف‌سنجی مادون قرمز برای اندازه‌گیری پاسخ همودینامیک فعالیت مغز در کودکان و بزرگسالان استفاده می‌شود[۱] در شکل ۱ نمونه‌ای از دستگاه‌های fNIRS ساخته شده در آزمایشگاه تصویربرداری پزشکی نوری را مشاهده می‌کنید.

دقت اندازه‌گیری fNIRS به نحوه طراحی آشکارسازهای به کار رفته در پروب روی سر وابسته است لذا اندازه فاصله منبع-آشکارساز، مهم است. حتی اگر چیدمان پروب به اندازه کسری از میلی‌متر تغییر کند ایجاد نویز در خروجی می‌کند[۲].

بر اساس شبیه سازی‌های انجام شده[۲] قسمت بیشتر نور آشکار شده، از ناحیه‌های پوست و جمجمه است. این موضوع سوالی بنیادی ایجاد کرده است که چه میزان سیگنال fNIRS به عملکرد فعالیت مغز حساس است.[۳].

باید توجه نمود که تغییرات اندک غلظت اکسی (در حدود چند μM) در عمق بین ۱ cm-۲ زیر پوست سر انسان در ناحیه کوچکی اتفاق می‌افتد لذا سامانه fNIRS باید قادر باشد تا این تغییرات را در محیط پراکننده مغز شناسایی کند. لذا یکی از اهداف تصویربرداری fNIRS یافتن موقعیت تغییرات غلظت-های اکسی و دی‌اکسی هموگلوبین در بافت مغز می-باشد. این کار مستلزم آن است که تغییرات چگالی نوری، ΔOD، طبق رابطه ۱ حین انتشار نور لیزر در بافت مغز به دقت اندازه‌گیری شود[۲]:

$$\Delta OD = \log_{10}(\varphi_0 / \varphi) \qquad (۱)$$

که φ_0 و φ به شدت نور آشکارسازی شده در حالت بدون تغییرات غلظت و حالتی است که تغییر غلظت رخ داده است.

با استفاده از رابطه ۲ می‌توانیم طول مسیر نوری که فوتون‌ها درون لایه مغز (Gray) حرکت کرده‌اند را بدست آوریم[۲]:

$$PPL_k = \frac{\Delta OD}{\delta\mu_{a-k}} \qquad (۲)$$

که در آن k اندیس لایه و $\delta\mu_{a-k}$ تغییرات جذب لایه k است.

در این کار قصد داریم با شبیه سازی انتشار نور در بافت‌های مغز به روش مونت کارلو مقدار فوتون‌های برگشتی از لایه‌های پوست، جمجمه، مایع مغزی نخاعی (CSF)، ماده خاکستری و ماده سفید مغز و همچنین طول مسیری که فوتون‌ها در این لایه‌ها طی می‌کنند را بدست آوریم و میزان حساسیت سیگنال آشکار شده به تغییرات جذب لایه مغز که می‌تواند ناشی از فعالیت مغز باشد را اندازه‌گیری نماییم.



شکل ۱. دستگاه‌های fNIRS ساخته شده در آزمایشگاه تصویربرداری پزشکی نوری[۶].

۲- شبیه سازی مونت کارلو به کار رفته برای مدل سازی انتشار نور در مغز

یکی از روش‌های شبیه سازی رفتار نور در بافت که برای همه تقریب‌های پراکندگی جواب صحیحی ارائه می‌کند روش شبیه‌سازی مونت کارلو می‌باشد، برخلاف روش المان محدود که برای محیط‌های با تقریب پخش بالا نسبت به جذب صحیح می‌باشد.

روش مونت کارلو یک روش آماری است که بر پایه اعداد تصادفی که از تابع توزیع خاصی پیروی می‌کنند معادله ترابرد تابشی (RTE) را در مورد پراکندگی فوتون حل می‌کند. بدین صورت که تعداد زیادی از فوتون‌ها را به صورت تصادفی از مکانی مشخص، جهتی

این مقاله به شرط در دسترس بودن در وبگاه www.opsi.ir معتبر است.

[Downloaded from opsi.ir on 2026-11-08]

مشخص و با پروفایل مشخص را وارد بافت می‌کند و اندرکنش فوتون‌ها را با بافت که دارای مشخصات اپتیکی تعیین شده‌ای است بررسی می‌کند. اگر تعداد فوتون‌ها به سمت بی‌نهایت میل کنند جواب مسئله صحیح‌تر می‌شود. بسته‌های فوتون از دایره‌ای به شعاع ۲۰۰ میکرومتر (قطر فیبر نورتابی) وارد ماده می‌شوند و شروع به حرکت می‌کنند تا جذب، پراکنده و یا از ماده خارج شوند. هندسه ماده لایه‌هایی تخت و موازی در نظر گرفته می‌شود، با ضخامت مشخص و خواص اپتیکی (μ_a ضریب جذب، μ_s ضریب پراکندگی، g ضریب ناهمسانگردی و n ضریب شکست) برای هر لایه. این فرضیات باید برای اندازه‌گیری روی سر که دارای پوست، جمجمه، مایع مغزی نخاعی، ماده خاکستری و ماده سفید در نظر گرفته شود.

الگوریتم این روش به این صورت است که در هر مرحله فوتون براساس رابطه ۳ که از قانون بیر-لامبرت بدست آمده است گامی در جهتی که از مرحله قبل تعیین شده است برمی‌دارد[۴]

$$s = -\ln(\xi)/\mu_t \qquad (۳)$$

که $\xi \in (0;1)$ عددی رندوم با توزیع یکنواخت است و $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ ضریب تضعیف می‌باشد. اگر بسته فوتون به مرز بین مواد با خواص اپتیکی متفاوت برخورد کند، شکست یا بازتاب رخ می‌دهد. در لحظه اول وزن فوتون ۱ تنظیم می‌شود، وزن در هر پراکندگی iام با رابطه بیر لامبرت که با رابطه ۴ تقریب داده شده است کاهش می‌یابد[۴]

$$w_i = w_{i-1}(1-\mu_a/\mu_t) \qquad (۴)$$

که در آن μ_a و μ_t ضرایب جذب و تضعیف در هر لایه است، هنگامی که وزن کمتر از آستانه برسد (در این شبیه سازی آستانه۰,۰۰۰۱ است) فوتون به طور کامل جذب می‌شود.

در هر پراکندگی بسته فوتون جهت حرکت جدیدی که با جهت‌های کسینوس‌ها تعیین می‌شود می‌یابد. شبیه سازی پراکندگی ناهمسانگردی توسط تابع فاز هنی-گرین‌اشتاین که تقریب خوبی از ناهمسانگردی پراکندگی در بافت‌ها است [۴] تعیین می‌شود که در رابطه ۵ آمده است.

$$p(\theta) = \frac{1}{4\pi}\frac{1-g^2}{(1+g^2-2g\cos\theta)^{3/2}} \qquad (۵)$$

کسینوس زاویه با استفاده از عدد رندوم و فاکتور ناهمسانگردی g بدست می‌آید. زاویه افقی توسط عدد رندوم با توزیع یکنواخت در ناحیه ($0; 2\pi$) تولید می-شود. برای این شبیه سازی کد MCML که توسط وانگ و همکارانش [۵] تهیه شده بود را برای این مسئله تعمیم دادیم، همچنین به خاطر زمان زیادی که کد می‌گرفت آن را به روش open MP موازی کردیم و روی هشت هسته به اجرا گذاشتیم. مولد اعداد رندومی که در کد MCML به کار رفته بود برای یک هسته مناسب بود و در این کد از مولد شبه رندوم استفاده شده است.

در این شبیه سازی مشخصات هندسی و پارامترهای اپتیکی را با توجه به جدول ۱ که مشابه بافت‌های مغز انسان است انتخاب کردیم[۷] (هندسه ۵ لایه)، و برای هر حالت (تغییر ضریب جذب لایه مغز) به تعداد ۱۰ بار و هر بار ۱۰۰ میلیون فوتون شبیه سازی شده است. زمان اجرای شبیه سازی برای هر بار اجرا بدون موازی شدن برنامه حدود ۳۰۵ دقیقه بود که بعد از موازی شدن این زمان به ۳۸ دقیقه کاهش یافت.

جدول ۱: مشخصات هندسی و اپتیکی لایه‌های مغز

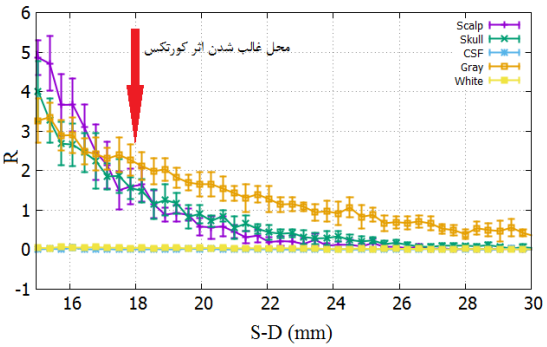
	$\mu_a(mm^{-1})$	$\mu_s(mm^{-1})$	g	ضخامت (mm)
پوست (scalp)	۰,۰۱۷	۷,۲	۰,۹	۶,۳
جمجمه (skull)	۰,۰۱۲	۹,۲	۰,۹	۲,۵
مایع مغزی نخایی (CSF)	۰,۰۰۳	۰,۱	۰,۹	۲,۵
ماده خاکستری (Gray matter)	۰,۰۲۰	۱۱,۰	۰,۹	۹
ماده سفید (white matter)	۰,۰۱۷	۱۳,۵	۰,۹	۲۰

۳- نتایج

در شکل ۲ شدت‌های خروجی فوتون‌هایی که حداقل یک بار وارد یکی از لایه‌ها شده است آمده است. همان گونه که مشاهده می‌شود شدت خروجی که وارد لایه کورتکس مغز شده است از فاصله ۱۸ میلی‌متری به بعد غالب می‌شود، به عبارتی برای آن که بتوانیم تغییرات لایه مغز را اندازه گیری کنیم فاصله منبع نور و آشکارساز باید از ۱۸ میلی‌متر بیشتر باشد.

این مقاله به شرط در دسترس بودن در وبگاه www.opsi.ir معتبر است.

[Downloaded from opsi.ir on 2026-11-08]



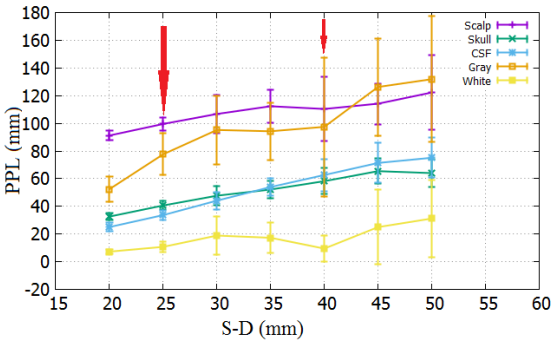
شکل ۲: بازتاب پخشی بر حسب فاصله ناشی از هر لایه.

طول مسیر جزئی که فوتون داخل لایه‌های مختلف طی کرده در شکل ۳ آمده است. همان گونه که مشاهده می‌شود در فاصله‌های کوچک اثر لایه‌ی پوست بیشتر است، به عبارتی بیشتر فوتون‌هایی که توسط آشکارساز، آشکار می‌شوند از لایه‌ی پوست آمده‌اند و اصلا وارد لایه مغز نشده‌اند.

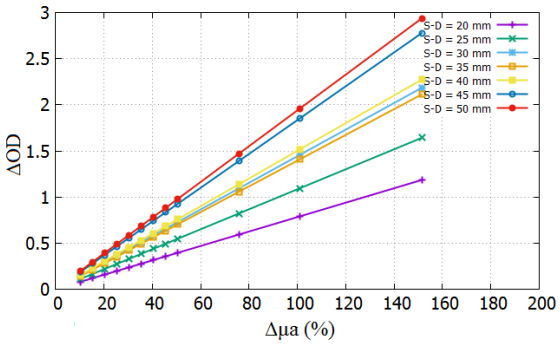
در شکل ۴ تغییرات چگالی اپتیکی که با توجه به رابطه ۲ بدست آمده است برای تغییرات جذب ۱۰ درصد تا ۱۵۰ درصد نسبت به ضریب جذب لایه مغز نشان داده شده است. همان گونه که می‌بینید هر چقدر فاصله بین منبع نور و آشکارساز بیشتر می‌شود تغییرات احساس شده ناشی از مغز افزایش می‌یابد.

۴- نتیجه گیری

با توجه به نتایج حاصل شده حساسیت دستگاه fNIRS برای تغییرات جذب در فاصله‌های بزرگتر بیشتر می‌شود اما با توجه به محدودیت‌های موجود در دستگاه از جمله کم بودن حساسیت آشکارسازها و با توجه به شکل ۲ در فاصله‌های بزرگتر شدت نور خروجی پایین است و میزان نویز زیاد می‌شود در نتیجه فاصله‌های بین ۲۵ تا حدوداً ۴۰ میلی‌متر برای فاصله بین منبع نور و آشکارساز مناسب است. همچنین در این فاصله حساسیت دستگاه نسبت به تغییرات لایه مغز قابل توجه است.



شکل ۳: طول مسیر جزیی که فوتون‌ها بر حسب فاصله طی می‌کنند (پیکان‌ها بازه مکانی مناسب برای فاصله بین منبع نور و آشکارساز است).



شکل ۴: تغییرات چگالی اپتیکی بر حسب درصد تغییرات ضریب جذب لایه مغز (Gray).

مراجع

[1] M. A. Ansari, M. Shojaeifar, E. Mohajerani;"The estimation of recovery time of calf muscle oxygen saturation during exercise by using functional near infrared spectroscopy"; Optics Communications 325 (2014) 23-27.

[2] G. Strangman, Q. Zhang, Z. Li; "Scalp and Skull influence on near infrared photon propagation in the Colin 27 brain template. "; NeuroImage 85, (2014) 136-149.

[3] C. Mansouri, N. H. Kashou; "New window on optical brain imaging; Medical development, Simulations and Applications"; Selected Topics on Optical Fiber Technology (2012).

[4] M. A. Ansari, R. Massudi, M. Hejazi; "Experimental and numerical study on simultaneous effects of scattering and absorption on fluorescence spectroscopy of a breast phantom"; Optics & Laser Technology 41 (2009) 746-750.

[5] L. Wang, S. L. Jacques, L. Zheng; "MCML – Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues"; Computer Methodes and Programs in Biomedicine 47 (1995) 131-146.

[6] http://opticalbioimaging.sbu.ac.ir/

[7] F. Bevilacqua, D. Piguet, P. Marquet, J.D. Gross, B.J. Tromberg, C. Depeursinge; " In vivolocal determination of tissue optical properties: applications to human brain."; Appl. Opt. 38, (1999) 4939-4950.

این مقاله به شرط در دسترس بودن در وبگاه www.opsi.ir معتبر است.

[Downloaded from opsi.ir on 2026-11-08]