طراحی سیستم fNIRS چهار کاناله با محدوده دینامیکی 35dB برای مانیتورینگ سیگنال های مغزی

(سعید سمائی)، محمد علی انصاری

آزمایشگاه تصویربرداری نوری بیولوژیکی – پژوهشکده لیزر و پلاسما – دانشگاه شهید بهشتی

چکیده – در یک بافت کورتکس مغز، کروموفورهای مختلفی مانند اکسی هموگلوبین و دی‌اکسی هموگلوبین وجود دارد. هر کدام از این کروموفور ها در طول موج مشخصی میزان جذب نوری متفاوتی دارند. در طی بیماریهای مغزی و یا فرایندهای شناختی، غلظت این کروموفورها تغییر می‌کند که به کمک روش نوری بیناب نمایی تابعی فرو سرخ نزدیک (fNIRS) قابل اندازه‌گیری هستند. این مقاله به طراحی سیستم fNIRS چهار کاناله ای اختصاص داده شده است که متشکل از منابع نوری با طول موج های 730nm و 850nm می‌باشد. به علت نویزهای ناشی از ضربان قلب، تنفس، حرکت سر و دیگر نویزهای موجود، سیگنالهای نوری در سامانه fNIRS باید به کمک فیلترهای خاصی تحلیل شوند. در این مقاله از مدولاسیون در فرکانس های 2130HZ، 3370HZ، 4175HZ، 5765HZ تحت موج مربعی برای افزایش محدوده دینامیکی دستگاه استفاده شده و همچنین به منظور جداسازی فرکانس ها از فیلتر های میانگذری استفاده کرده ایم که در فرکانس های مذکور بیشینه عبور را دارند. سپس پارامتر های مربوطه را به گونه ای طراحی کرده‌ایم که سیستم مانیتورینگ مغزی بکار گرفته شده در بازه فرکانسی 1KHz تا 7KHz دارای محدوده دینامیکی 35dB باشد.

کلید واژه- بیناب نمایی فروسرخ نزدیک، تصویر برداری مغزی، محدوده دینامیکی، مدولاسیون نوری، هموگلوبین

Four channels fNIRS system design with 35dB dynamic range for monitoring of brain signals

(Saeed Samaei), Mohammad Ali Ansari

Biological Optical Imaging Laboratory - Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran,

Abstract- There are different Chromophores such as Oxyhemoglobin and Deoxyhemoglobin in brain cortex that their concentrations are changed in brain diseases and cognitive task. These variation of concentration can be measured by fNIRS. It operates by shining radiation that has a wavelength equal to the wavelength of Chromophore absorption. This paper describes a four channels fNIRS system containing four light sources. The first two sources and second two sources emit light in wavelengths of 730nm and 850nm, respectively. They are modulated in 2130HZ، 3370HZ، 4175HZ، 5765HZ by a square wave shape. On the other hand, four band pass filters are used to separate wave and to delete noises. Subsequently some parameters are selected to produce a device with 35dB dynamic range.

Keywords: Brain imaging, Dynamic range, Functional near infrared spectroscopy, Hemoglobin, Light modulation

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت WWW.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

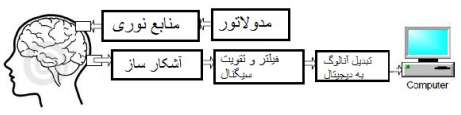
[Downloaded from opsi.ir on 2026-10-31]

۱- مقدمه

سیستم‌های رایج مانیتورینگ مغز معمولا دارای ابعاد بزرگ، غیر قابل حمل، با بهره گیری از روش تهاجمی و نیازمند نرم افزارها و سخت افزارهای گران قیمت و پیچیده هستند. در میان آن ها تنها بیناب نمایی مادون قرمز نزدیک (fNIRS) و مغزنگاری الکتریکی (EEG) با بهره گیری از تجهیزات مناسب می توانند سیستمی را تحقق ببخشند که به اندازه کافی سبک و کوچک باشند تا فرد بتواند به منظور تست های طولانی مدت از آن استفاده کند، در حالی که ممکن است بدن وی در طی این تست ها حرکت کند[۱]. fNIRS یک روش غیر تهاجمی، امن، باکمینه ورود نور به بافت و با رزولوشن زمانی بالا به منظور مانیتور کردن عملکرد مغز و بافت بیولوژیکی به صورت آنی و برای تست های طولانی مدت استفاده می شود که برای بیماری‌های مربوط به عصب شناختی مانند حملات عصبی همچون صرع کارایی دارد[۲].

در fNIRS، تابش های مادون قرمز نزدیک، در بافت مغز نفوذ می کنند و بازتاب سیگنال عملکرد مغز را مشخص می کنند. در ناحیه طیفی مادون قرمز نزدیک (650nm–950nm)، آب جذب نسبتا کمی دارد در حالی که کروموفورهای اکسی هموگلوبین و دی اکسی هموگلوبین جذب بالایی دارند. براساس این خصوصیات طیف مادون قرمز نزدیک قادر به نفوذ در بافت بیولوژیکی تا حد 3cm می باشد و براساس خصوصیات اپتیکی پرتوها، آن ها قادرند بین بافت سالم و بیمار تفاوت قائل شوند [۳].

همانطور که در شکل ۱ نشان داده شده است، دستگاه های رایج fNIRS موج پیوسته، شامل منابع نوری مادون قرمز، سیستم آشکارسازی، سیستم تفکیک سیگنال ها و پردازش آنان می باشد.[3]



شکل۱: شماتیک یک سیستم fNIRS

در این مقاله به طراحی یک سیستم fNIRS چهار کاناله به منظور مانیتورینگ سیگنال های مغزی، پرداخته شده است و اجزای سازنده آن مورد بررسی قرار گرفته است.

۲- منابع نوری و مدولاسیون

در سامانه fNIRS تغییرات غلظت دو کروموفور دی اکسی هموگلوبین، ΔHb، و اکسی هموگلوبین، ΔHbO_2، با کمک ضریب خاموشی آنها (ε_{deoxy} و ε_{oxy}) مطابق با روابط ۱ و ۲ بدست خواهند آمد:

$$\Delta Hb=\frac{\log\frac{I_0(\lambda_2)}{I(\lambda_2)}\varepsilon_{oxy}(\lambda_1)-\log\frac{I_0(\lambda_1)}{I(\lambda_1)}\varepsilon_{oxy}(\lambda_2)}{(\varepsilon_{oxy}(\lambda_1)\varepsilon_{deoxy}(\lambda_2)-\varepsilon_{oxy}(\lambda_2)\varepsilon_{deoxy}(\lambda_1))BL} \quad (1)$$

$$\Delta HbO_2=\frac{\log\frac{I_0(\lambda_1)}{I(\lambda_1)}\varepsilon_{deoxy}(\lambda_2)-\log\frac{I_0(\lambda_2)}{I(\lambda_2)}\varepsilon_{deoxy}(\lambda_1)}{(\varepsilon_{oxy}(\lambda_1)\varepsilon_{deoxy}(\lambda_2)-\varepsilon_{oxy}(\lambda_2)\varepsilon_{deoxy}(\lambda_1))BL} \quad (2)$$

حال اگر نسبت تغییرات غلظت اکسی‌هموگلوبین بر جمع تغییرات دی‌اکسی‌هموگلوبین به اضافه تغییرات غلظت اکسی‌هموگلوبین را داشته باشیم، می‌توان تغییرات اکسیژنه در بافت را بررسی کنیم.

در این مقاله، از چهار LED در طول موج‌های 730nm و 850nm با حداکثر توان ۳۰ میلی وات استفاده شده است. معمولا باید این منابع نوری را در فرکانس هایی مشخص مدوله کنیم[۵]. در این مطالعه فرکانس های 2130HZ، 3370HZ، 4175HZ، 5765HZ به ترتیب برای این امر نظر گرفته شده است. هر یک از این فرکانس ها به گونه ای انتخاب شده اند که هر یک از فیلتر های الکترونیکی طراحی شده در این فرکانس ها بیشترین عبور را داشته باشند. هنگامی که فرکانس نور فرودی دقیقا منطبق با بیشینه فرکانسی فیلتر مربوط به خود باشد، طول موج های مختلف از یکدیگر جدا شده و می توان به تغییرات غلظت اکسی هموگلوبین و دی‌اکسی‌هموگلوبین پی برد.

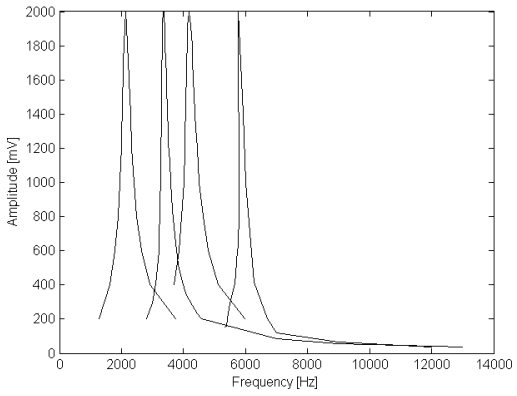
۳- جداسازی سیگنال ها و حذف نویز ها

پرتوهایی که هر یک با مدولاسیون مشخصی وارد مغز می شوند بعد از طی مسیر موزی شکلی از بافت خارج شده و

[Downloaded from opsi.ir on 2026-10-31]

توسط آشکار ساز ها آشکار سازی می شوند. سیگنال اولیه ای که از اشکارساز حاصل می شود، علاوه بر اطلاعاتی که بر روی هر یک از پرتوهای ورودی سوار هستند، ترکیبی از سیگنال های مربوط به عملکرد بدن - شامل حرکت های احتمالی فرد, ضربان قلب - نویز های الکترونیکی و محیطی از جمله اثرات نور محیط و حرارت را نیز دارا می باشد. به منظور جداسازی اطلاعات از یکدیگر و حذف نویزهای مختلف باید از فیلتر های مناسب استفاده شود. بخش مربوط به فیلتر ها از اهمیت بسیار بالایی برخوردار اند، زیرا در این قسمت اطلاعاتی که توسط هر یک از پرتوها حمل شده اند از یکدیگر جدا شده و آماده پردازش می گردند. در این مطالعه از فیلترهای فعال میانگذر به منظور تفکیک سیگنال های دریافتی از مغز استفاده شده است. انواع بسیاری از فیلتر های فعال میانگذر وجود دارد اما فیلتری که برای این گونه سیستم ها مورد استفاده قرار می گیرد باید دارای پهنای باند عبوری نسبتا کم، تنظیم پذیر بودن فرکانس مرکزی آن تحت هر فرکانسی در بازه 1kHz تا 10KHz، برخورداری از ضریب کیفیت بالا و توانایی تقویت سیگنال به مقادیر متفاوت باشد.

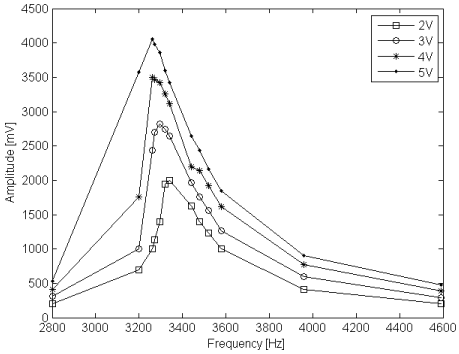
شکل ۲ دامنه عبوری اندازه‌گیری شده هر یک از فیلتر های طراحی شده برای این مطالعه را بر حسب فرکانس نشان می دهد.



شکل ۲ دامنه عبوری هر یک از چهار فیلتر مورد استفاده قرار گرفته بر حسب فرکانس.

همانطور که در شکل ۲ مشاهده می‌شود تمامی خصوصیاتی که برای فیلتر ها ذکر شده است در منحنی های عبور فیلتر های بکار رفته در این مقاله لحاظ گردیده است. فرکانس مرکزی فیلترها دقیقا با فرکانس مدولاسیون منابع نوری تنظیم شده اند بطوری که دامنه عبوری هر یک در فرکانسی معادل با فرکانس مرکزی فیلتر مجاورش کمینه دامنه را دارد.

پس از طراحی فیلتر ها مشاهده شد که بسته به دامنه ورودی فرکانس مرکزی نیز تغییر می کند، که نادیده گرفتن این مسدله سبب ایجاد خطا در محاسبه تغییرات هموگلوبین بافت می گردد. شکل ۳ دامنه خروجی از یکی از فیلتر ها را برحسب فرکانس به ازای دامنه های ورودی متفاوت نشان می دهد.



شکل ۴: تغییرات دامنه خروجی فیلتر ۳,۳کیلوهرتز بر حسب دامنه‌های مختلف.

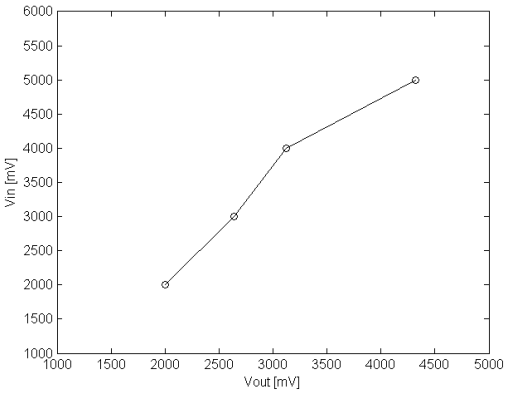
۴- بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه فیلترها به گونه‌ای طراحی شده اند که در نصف مقدار بیشینه خود پهنای باند عبوریی در حدود 300Hz داشته باشند. از طرف دیگر بیشینه دامنه ای که این فیلتر ها قادر به عبور دادن آن هستند برابر 2V و کمینه این مقدار برابر با 30mV می باشد و به علت نویز های زمینه در این طراحی حداقل مقدار دامنه تا فرکانس 12KHz کمتر از 30mV نمی گردد. بنابر این محدوده دینامیکی این سیستم 35.14dB می باشد.

با توجه به شکل ۴ مشاهده می شود که در هر یک از فرکانس های مدولاسیون میزان تقویت فیلتر با توجه به دامنه ورودی به آن متفاوت است، که البته انتظار می رفت در یک فرکانس نسبت دامنه ورودی به خروجی ثابت و برابر

[Downloaded from opsi.ir on 2026-10-31]

میزان تقویت باشد. به منظور جلوگیری از خطا در تخمین تغییرات همگلوبین باید با توجه به نمودار ابتدا آن ها را نرمالیزه کنیم سپس وارد محاسبات مربوط به روابط ۱ و ۲ نماییم.



شکل ۴: میزان دامنه خروجی به دامنه ورودی در فیلتر 3370KHz

به منظور افزایش در محدوده دینامیکی، سیستم فیلتر ها را باید به گونه ای قرار داد که در مرز های بازه فرکانسی مربوط به عملکرد دستگاه دامنه خروجی بسیار کم و حداکثر مقدار دامنه عبوری بیشتر گردد که این عمل با افزایش فاکتور Q فیلتر ها امکان پذیر می باشد. پیش بینی می شود که مقدار این پارامت را تا حدود 45dB نیز بتوان افزایش داد که این امر برای مطالعات بعدی پیشنهاد می شود.

سپاسگزاری

این مقاله با کمک طرح شماره ۶۴ ستاد توسعه علوم و فناوری های شناختی انجام شده است.

مراجع

[1] J. G. Webster, “Medical Instrumentation, Application and Design,” John Wiley & Sons Inc., Hoboken, 2010.
[2] K. Phang, “CMOS Optical Preamplifier Design Using Graphical Circuit Analysis,” PhD Thesis, Department of Electrical and Computer Engineering, University of Toronto, Toronto, 2001.
[3] E. Kamrani, F. Lesage and M. Sawan, "Fully On-Chip Integrated Photodetector Front-End Dedicated to Real-Time Portable Optical Brain Imaging," *Optics and Photonics Journal,* vol. 2 - 4, 300-313, 2012.
[4] M.A. Ansari n, 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.
[5] M. A. Franceschini, D. K. Joseph, T. J. Huppert, S. G. Diamond, and D. A. Boas. Diffuse optical imaging of the whole head. J. Biomed. Opt., 11:054007, 2006.

[Downloaded from opsi.ir on 2026-10-31]