

# افزایش ایمنی، گزینش و بهینگی مصرف انرژی در تحریک شبکه چشم

نیما علامت‌ساز<sup>۱\*</sup>، ساعد مرادی<sup>۲</sup>، پیمان معلم<sup>۳</sup>  
<sup>۳،۲،۱</sup> گروه مهندسی الکترونیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان  
nialamat@gmail.com<sup>۱</sup>، saed.moradi@gmail.com<sup>۲</sup>، p\_moallem@ui.ac.ir<sup>۳</sup>

چکیده - این اثر سعی دارد تا با پیشنهاد یک مدار مجتمع به منظور افزایش ایمنی، گزینش و همچنین بهینگی مصرف انرژی الکتریکی هنگام تحریک نورون‌های شبکه چشم، طراحی پروتوزهای بینایی را ارتقا دهد. این امر با بهره‌گیری از شکل موج‌های غیر مستطیلی صورت می‌گیرد که در توزیع چگالی جریان، حد آستانه بار و همین‌طور انرژی مورد نیاز برای تحریک، در مقایسه با موج‌های مستطیلی متداول، برتری‌های قابل ملاحظه‌ای دارند. طراحی صورت گرفته اجازه می‌دهد تا با افزایش تعداد و تراکم الکترودهای کاشتی بر روی شبکه چشم، تفکیک‌پذیری تصاویر ایجاد شده توسط پروتز بینایی افزایش یابد. به این ترتیب بیماران بالقوه قادر به بازیابی بینایی خود با دقت بالاتری خواهند بود. شبیه‌سازی‌های انجام گرفته در نرم‌افزار HSPICE با تکنولوژی  $180\text{ nm}$  مؤید بهینگی سیستم طراحی شده است و آن را به عنوان مورد مناسبی برای آزمایش‌های درون بدن پیشنهاد می‌کند.

کلیدواژه - تحریک شبکه چشم، پروتز بینایی، افزایش ایمنی، افزایش گزینندگی، مصرف بهینه انرژی

پروتوزهای بینایی به منظور القای تصویر، نورون‌های شبکه

چشم را با ولتاژ یا جریان الکتریکی تحریک می‌کنند. رایج‌ترین شیوه‌ی تحریک عصبی، تحریک با جریان ثابت<sup>۱</sup> است [۲]. تحریک جریانی بر تحریک ولتاژی رجحان دارد زیرا با کنترل مستقیم بار تزریقی [۳]، در مقابل تغییرات آستانه تحریک ناشی از نوسان امپدانس بافت مقاوم است [۴]. همچنین مدارهای جریانی طراحی شده با تکنولوژی CMOS در مقایسه با مدارهای ولتاژی غالباً مساحت کم‌تری بر روی تراشه اشغال می‌کنند.

جریان الکتریکی از طریق آرایه‌ای از الکترودها به بافت تزریق می‌گردد که عموماً بر روی شبکه<sup>۲</sup> یا لایه‌ی داخلی آن<sup>۳</sup> کاشته می‌شود [۵]. با وجود تمامی پیشرفت‌های اخیر در این زمینه، پروتوزهای کنونی از تعداد الکترودهای بسیار کمی استفاده می‌کنند و تصاویر ایجاد شده توسط آن‌ها دارای تفکیک‌پذیری<sup>۴</sup> پایینی است. یک مورد تنها از ۶۰ الکترودها دیسک شکل به قطر  $200\ \mu\text{m}$  استفاده می‌کند [۶]، این در حالی است که برای بازیابی بینایی با دقت<sup>۵</sup> طبیعی (۲۰/۲۰) به چندین هزار الکترودها نیاز خواهد بود.

## ۱- مقدمه

توسعه پروتوزهای بینایی در سال‌های اخیر توانسته به نابینایان بالقوه کمک کند تا بخشی از توانایی بینایی خود را بازیابند. این افراد دچار بیماری‌های لایه‌ی خارجی شبکه چشم هستند که می‌توان از میان آن‌ها Retinitis Pigmentosa و Macular Degeneration (مختص افراد سالمند) را نام برد. در این بیماری‌ها لایه‌ای از شبکه چشم که وظیفه‌ی «دریافت» سیگنال‌های نوری را دارد تحلیل می‌رود، اما سایر قسمت‌های شبکه از جمله بخش «پردازش» سیگنال و عصب‌های «انتقال» متعاقب آن بدون آسیب باقی می‌مانند. تاکنون تنها شیوه‌ی شناخته شده به منظور درمان بیماری‌های مذکور استفاده از پروتوزهای بینایی است. در حال حاضر برخی از این پروتوزها با دریافت تأییدیه پزشکی وارد بازار شده‌اند و می‌توانند عملکردهای ساده‌ی بینایی مانند خواندن حروف و کلمات را بازیابی کنند [۱].

<sup>۴</sup> Image Resolution

<sup>۵</sup> Visual Acuity

<sup>۱</sup> Constant Current Stimulation (CCS)

<sup>۲</sup> Epiretinal

<sup>۳</sup> Subretinal

یک پروژه‌ی در حال اجرا قصد دارد طراحی خود را به بیش از ۲۰۰ الکتروتود توسعه دهد [۷].

به منظور افزایش دقت و تفکیک‌پذیری تصاویر القا شده توسط پروتز بینایی، لازم است تراکم و تعداد الکترودهای کاشتی بر روی شبکه چشم افزایش یابد. در راستای نیل به این هدف باید بر محدودیت‌های مختلف فیزیکی و الکتریکی موجود غلبه کرد. ما در این مقاله با بهره‌گیری از خواص شکل موج‌های تحریک غیر مربعی، راه حلی برای چند مشکل موجود در طراحی پروتزهای بینایی ارائه می‌کنیم.

## ۲- محدودیت‌های فیزیکی

در ادامه محدودیت‌های موجود در طراحی پروتزهای بینایی با تفکیک‌پذیری بالا تشریح شده و شیوه‌ای برای رفع آن‌ها ارائه می‌گردد.

اعمال جریان الکتریکی به سلول‌های عصبی و تحریک مداوم آن‌ها در طول زمان یک توزیع پایدار حرارتی در اطراف الکتروتود ایجاد می‌کند [۸]. در صورت استفاده از تعداد زیادی الکتروتود و قرار دادن آن‌ها در نزدیکی یکدیگر، حرارت ایجاد شده بیش از حد مجاز خواهد بود تا حدی که می‌تواند به بافت شبکه آسیب رساند. در واقع حرارت تولیدی یک محدودیت مستقیم بر تعداد الکترودهای مجاز در واحد مساحت اعمال می‌کند [۵]. توان و بار مورد نیاز برای فعال‌سازی نورون‌ها شدیداً به فاصله‌ی الکتروتود تا سلول‌ها وابسته است. به این ترتیب یکی از راه‌های کاهش توان آستانه تحریک، نزدیکی الکترودها به سلول‌های شبکه است. این امر با بهره‌گیری از پدیده مهاجرت سلول‌ها<sup>۱</sup> امکان‌پذیر می‌شود [۹]. در عین حال استفاده از هر گونه تکنیکی که موجب کاهش توان آستانه تحریک سلول‌ها شود اجازه می‌دهد الکترودها هر چه نزدیک‌تر به یکدیگر قرار گیرند.

یکی از تفاوت‌های عمده میان سیستم‌های تحریک شبکه چشم و سایر محرک‌های عصبی در تعداد الکترودهایی است که سیگنال الکتریکی را به نورون‌ها اعمال می‌کنند. هنگام طراحی محرک‌های عصبی کاشتی عموماً به بهینگی مصرف انرژی مدار کنترلی و مولد پالس توجه می‌شود، در صورتی که به دلیل تعداد زیاد الکترودها در یک پروتز بینایی بخش عمده‌ای از انرژی صرف اعمال جریان تحریک می‌شود. بنابراین هر گونه کاهش در سطوح

انرژی شکل موج، تأثیر به‌سزایی بر روی مصرف کل سیستم خواهد گذاشت.

همواره رایج‌ترین شیوه برای تحریک عصبی اعمال شکل موج مستطیلی بوده است (رابطه ۱). اما تحقیقات اخیر نشان می‌دهند شکل موج‌های تحریک غیر مستطیلی مزایای مختلفی نسبت به موج‌های مرسوم مستطیلی دارند. پژوهشی با استفاده از الگوریتم ژنتیک<sup>۲</sup>، شکل موج تحریک عصبی را بهینه‌سازی می‌کند [۱۰]. این بهینه‌سازی بدو<sup>۳</sup> بر روی یک مدل محاسباتی از آکسون پستانداران صورت می‌گیرد و سپس صحت نتایج شبیه‌سازی بر روی عصب سیاتیک<sup>۳</sup> گربه بررسی می‌شود. نتایج تجربی نشان می‌دهند شکل موج بهینه از لحاظ آستانه انرژی مورد نیاز برای استخراج پتانسیل عمل<sup>۴</sup> نورون‌ها دارای شکلی شبیه به منحنی گاوسی است. شکل موج گاوسی در عرض پالس‌های کوچک‌تر از ۰/۲ ms تنها ۱۵٪ نسبت به موج مستطیلی کمتر انرژی مصرف می‌کند، اما در عرض‌های پالس بزرگ‌تر از ۰/۵ ms شکل موج گاوسی تا ۷۵٪ از انرژی مصرفی می‌کاهد [۱۱].

$$I_{rect}(t) = A \times [u(t) - u(t - PW)]. \quad (1)$$

در صورت تحریک سلول‌های شبکه با شکل موج گاوسی، نه تنها پروتز بینایی نیاز به دریافت توان الکتریکی بسیار کمتری از منبع تغذیه خواهد داشت، بلکه با کاهش حرارت تولیدی از رساندن آسیب به بافت نیز جلوگیری می‌کند. در نتیجه می‌توان توأم با حفظ دمای مجاز، تراکم الکترودها را افزایش داد. رابطه ۲ شکل موج گاوسی را به زبان ریاضی توصیف می‌کند. در این رابطه عرض پالس گاوسی به صورت  $PW = 6\sigma$  تعریف شده و  $A$  نیز دامنه پالس است.

$$I_{gauss}(t) = A \times \frac{1}{(PW/6)\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(t-PW/2)^2}{2(PW/6)^2}}. \quad (2)$$

به علت ماهیت خازنی واسط الکتروتود/الکترولیت، تحریک جریانی سلول‌های عصبی منجر به انباشتگی بار می‌گردد. برای پرهیز از صدمه دیدن بافت ناشی از انباشتگی بار، تحریک جریانی غالباً به صورت دو فاز<sup>۵</sup> انجام می‌گیرد [۲]. این دو فاز عبارتند از ۱- فاز تحریک یا آندی و ۲- فاز خنثی‌سازی یا کاتدی. فاز دوم پس از وقفه‌ی میان‌فازی اعمال می‌شود (شکل ۱-الف). سیستم پیشنهاد شده در این اثر با اعمال شکل موج گاوسی به صورت دو

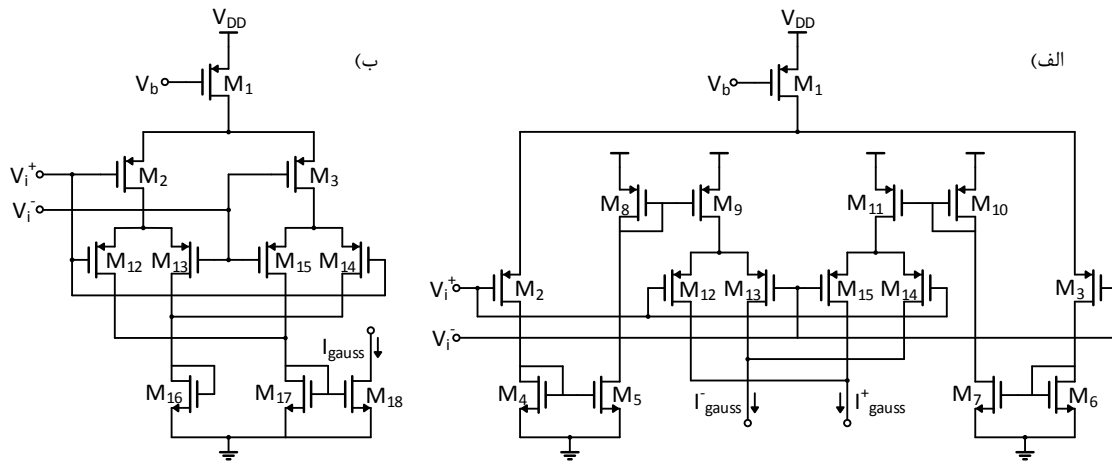
<sup>۴</sup> Action Potential

<sup>۵</sup> Biphasic

<sup>۱</sup> Migration Effect

<sup>۲</sup> Genetic Algorithm (GA)

<sup>۳</sup> Sciatic Nerve



شکل ۲- الف) شمای مدار مولد تابع عضویت گاوسی. ب) مولد پالس گاوسی شکل، اصلاح شده برای تحریک شبکه.

که شکل موج گاوسی دیجیتال به علت ماهیت گسسته‌ی آن به بهینگی شکل موج اصلی نیست و مزایای شکل موج گاوسی را از دست می‌دهد. در صورت صاف کردن<sup>۱</sup> شکل موج گسسته با خازن، قابلیت برنامه‌ریزی شکل موج از بین خواهد رفت و سیستم دیگر قادر به تغییر فرکانس و عرض پالس در محدوده مورد نیاز نخواهد بود. در سوی دیگر مدارهای آنالوگ با وجود پیچیدگی طراحی از لحاظ مصرف کم‌تر انرژی، سرعت بالاتر و مساحت کوچک‌تر نسبت به مدارهای دیجیتال برتر هستند [۱۲].

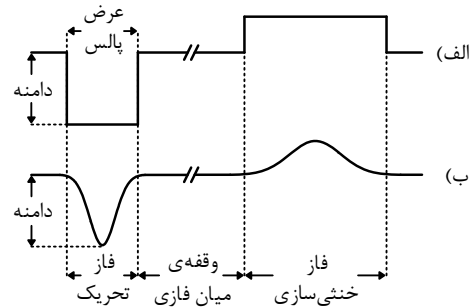
در [۱۳] مداری برای تولید تابع عضویت گاوسی شکل به منظور استفاده در سیستم‌های فازی ارائه شده است (شکل ۲- الف). ساختار دیفرانسیلی مدار آن را در مقابل نوسانات منبع تغذیه پایدار می‌کند. این موضوع به همراه مصرف بسیار پایین مدار، آن را به انتخاب مناسبی برای تراشه‌های کاشتی بدل می‌کند.

در این مقاله، برای تحریک شبکه چشم، بر روی مدار شکل ۲- الف اصلاحاتی پیشنهاد شده است تا بتوان مصرفی آن ۵ برابر کاهش یافته و همچنین مساحت بسیار کم‌تری بر روی ویفر سیلیکونی اشغال کند (شکل ۲- ب). همچنین مقادیر مختلف مدار از جمله ابعاد ماسفت‌ها و ولتاژ بایاس با اعمال الگوریتم PSO<sup>۲</sup> در نرم‌افزار MATLAB بهینه‌سازی می‌شوند. هدف اصلی بهینه‌سازی نزدیک‌تر کردن شکل جریان خروجی به منحنی نرمال است. در کنار شکل خروجی مشخصه‌های دیگر مدار نیز از جمله مساحت و انرژی مصرفی بهینه می‌شوند.

اصلاحات صورت گرفته در مدار عبارتند از:

۱. حذف آینه‌های جریان  $M_4-M_5$  و  $M_8-M_9$ : با حذف

فاز (شکل ۱- ب)، ایمنی تحریک را تضمین می‌کند.



شکل ۱- الف) شکل موج مستطیلی دو فاز. ب) شکل موج گاوسی دو فاز.

### ۳- طراحی سیستم

به منظور طراحی مداری مناسب برای بلوک مولد پالس، موارد مختلفی تحت بررسی قرار گرفتند. محدودیت‌های موجود در طراحی تراشه‌های قابل کاشت اجازه‌ی به کارگیری مدارهای خازنی را نمی‌دهد زیرا خازن‌های مجتمع در تکنولوژی CMOS فضای وسیعی از تراشه را اشغال می‌کنند. به همین دلیل مدارهایی که در آن‌ها تنها از ماسفت استفاده می‌شود بر مدارهای خازنی ارجح هستند.

جدای از بهینگی انرژی شکل موج تحریک، مدار مولد شکل موج نیز باید خود تا حد امکان مصرف پایینی داشته باشد تا مزایای شکل موج بهینه را از بین نبرد.

با اینکه پیاده‌سازی دیجیتال مدار مولد پالس بسیار ساده و بدیهی به نظر می‌رسد، نگاهی دقیق‌تر به این موضوع نشان می‌دهد

<sup>۱</sup> Particle Swarm Optimization

<sup>۱</sup> Filtering

<sup>۲</sup> Power Supply Rejection Ratio

انرژی مصرفی کل (nJ)		انرژی ۱۰۰۰ الکترون (nJ)		انرژی مولد پالس (nJ)		انرژی آستانه تحریک (nJ/KΩ)		عرض پالس (ms)
گوسی	مستطیلی	گوسی	مستطیلی	گوسی	مستطیلی	گوسی	مستطیلی	
۵۱۸۰/۴۹	۵۶۱۵/۶۱	۵۱۷۰	۵۶۱۰	۱۰/۴۹	۵/۶۱	۴/۷	۵/۱	۰/۱
۴۲۹۸/۷۰	۴۸۴۴/۸۴	۴۲۹۰	۴۸۴۰	۸/۷۰	۴/۸۴	۳/۹	۴/۴	۰/۲
۳۹۶۸/۰۳	۵۵۰۵/۵۰	۳۹۶۰	۵۵۰۰	۸/۰۳	۵/۵۰	۳/۶	۵/۰	۰/۵
۴۴۰۸/۹۳	۹۰۲۹/۰۲	۴۴۰۰	۹۰۲۰	۸/۹۳	۹/۰۲	۴/۰	۸/۲	۱
۴۵۱۹/۱۵	۱۷۲۸۷/۲۷	۴۵۱۰	۱۷۲۷۰	۹/۱۵	۱۷/۲۷	۴/۱	۱۵/۷	۲

جدول ۱- مقایسه انرژی تولیدی و مصرفی برای شکل موج‌های مستطیلی و گوسی (آستانه‌های تحریک از [۱۰]). انرژی پالس تولیدی ۱۰٪ بیشتر از آستانه تحریک در نظر گرفته شده. نتایج نشان می‌دهد مولد پالس گوسی دو برابر بیشتر از انرژی پالس مورد نیاز برای تحریک بافت انرژی مصرف می‌کند، اما در نهایت پس از اعمال به ۱۰۰۰ الکترون، انرژی مصرفی کل در عرض پالس‌های بزرگ‌تر از ۵/۰ ms نسبت به شکل موج مستطیلی کاهش قابل ملاحظه‌ای پیدا می‌کند.

از مبدل آنالوگ به دیجیتال جریانی، دامنه شکل موج گوسی به مقدار مطلوب تنظیم می‌شود (شکل ۳). از این مدار در واقع به عنوان یک ضرب کننده جریانی استفاده می‌شود.

#### ۴- نتایج شبیه‌سازی

خروجی مدار مولد پالس پس از بهینه‌سازی به میزان قابل ملاحظه‌ای به منحنی نرمال نزدیک شده و محاسبات نشان می‌دهد تنها ۰/۴۴ درصد اختلاف میان دو منحنی وجود دارد. روابط ۳ نحوه محاسبه خطای میان شکل موج تولیدی  $I_{gauss}(t)$  و شکل موج هدف  $I_{targ}(t)$  را نشان می‌دهند.

$$I_{gauss}^{norm}(t) = I_{gauss}(t) / \int I_{gauss}(t) dt,$$

$$\mu = I_{gauss}^{mean} = \int t \cdot I_{gauss}(t) dt,$$

$$\sigma = I_{gauss}^{std} = \sqrt{\int (t - \mu)^2 I_{gauss}^{norm}(t) dt},$$

$$I_{targ}(t) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(t-\mu)^2}{2\sigma^2}}$$

و

$$e = \int |I_{targ}(t) - I_{gauss}^{norm}(t)| dt. \quad (3)$$

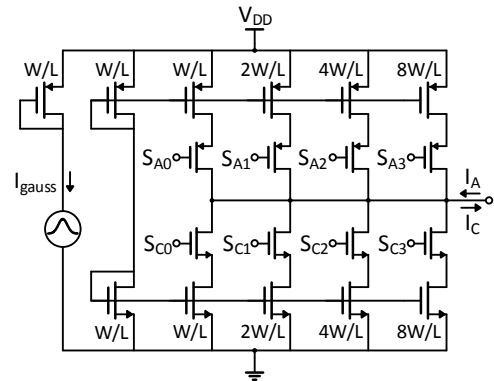
نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد مدار مولد پالس گوسی تقریباً دو برابر انرژی مورد نیاز برای تحریک بافت انرژی مصرف می‌کند، در حالی که هر پالس مستطیلی با صرف نیمی از این مقدار تولید می‌شود. با این حال با توجه به پایین تر بودن آستانه تحریک برای شکل موج گوسی پس از اعمال پالس به ۱۰۰۰ الکترون، سطح پایین انرژی پالس به مصرف بالای مولد پالس غالب می‌شود. در نهایت مصرف انرژی کل سیستم طراحی شده نسبت به سیستم-های تحریک با شکل موج مستطیلی به میزان قابل ملاحظه‌ای

شاخه‌ی جریانی  $M_8-M_5$  مساحت مدار و همچنین توان مصرفی آن کاهش می‌یابد، البته دامنه مجاز پالس گوسی نیز محدود شده و احتمال ایجاد اعوجاج در شکل موج پیش می‌آید.

۲. حذف آینه‌های جریان  $M_6-M_7$  و  $M_{10}-M_{11}$ : با حذف شاخه‌ی جریانی  $M_{10}-M_7$  مساحت مدار و همچنین توان مصرفی آن کاهش می‌یابد، البته دامنه مجاز پالس گوسی نیز محدود شده و احتمال ایجاد اعوجاج در شکل موج پیش می‌آید.

۳. افزودن بارهای فعال  $M_{16}$  و  $M_{17}$ : این گونه لبه‌های بالا رونده و پایین رونده پالس گوسی متقارن می‌شوند.

مزیت: ایجاد تقارن در لبه‌های بالا و پایین رونده پالس طراحی بهینه‌ی ابعاد مسافت‌ها با الگوریتم PSO شکل موج خروجی را با دقت بالا به شکل موج گوسی نزدیک می‌کند.



شکل ۳- تنظیم دامنه موج گوسی با مبدل آنالوگ به دیجیتال جریانی. خروجی مدار دو جریان  $I_A$  در فاز تحریک (آندی) و جریان  $I_C$  در فاز خنثی‌سازی (کاتدی) است.

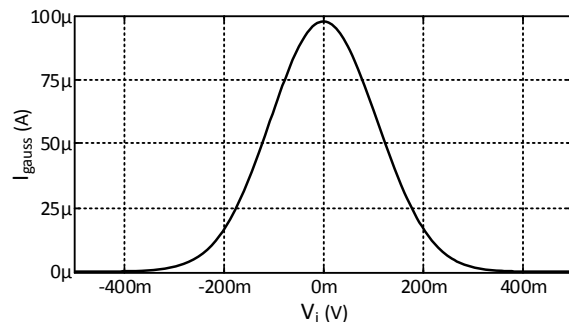
دامنه جریان مدار مولد پالس تحریک ثابت است. با استفاده

از ۵۰٪ از توان مصرفی کل و حرارت تزریقی به بافت کاست. این موضوع اجازه می‌دهد تا بدون آسیب رسانی به بافت، الکترودهای پروتز با تراکم بیشتر و نزدیک‌تر به سلول‌های شبکه کاشته شوند. به این ترتیب گزینش تحریک سلول‌های عصبی افزایش یافته و پروتز بینایی قادر خواهد بود دقت بینایی بیمار را ارتقا دهد. نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد سیستم طراحی شده مورد مناسبی برای قرارگیری تحت آزمایش‌های درون بدن<sup>۲</sup> است.

## مراجع

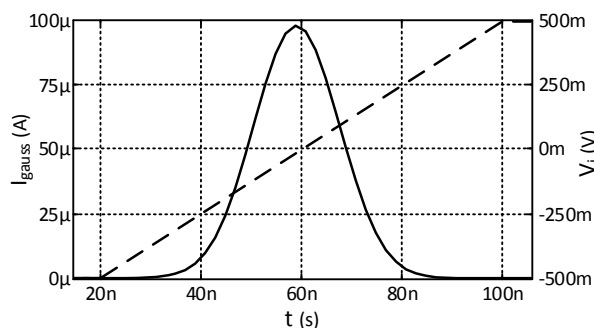
- [1] L. da Cruz, B. F. Coley, J. Dorn, F. Merlini, E. Filley, P. Christopher, F. K. Chen, V. Wuyyuru, J. Sahel, P. Stanga, M. Humayun, R. J. Greenberg, and G. Dagnelie, "The Argus II epiretinal prosthesis system allows letter and word reading and long-term function in patients with profound vision loss.," *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 97, no. 5, pp. 632–6, May 2013.
- [2] S. Moradi, E. Maghsoudloo, and R. Lotfi, "New charge balancing method based on imbalanced biphasic current pulses for functional electrical stimulation.," *20th Iran. Conf. Electr. Eng.*, pp. 270–274, May 2012.
- [3] B. K. Thurgood, D. J. Warren, N. M. Ledbetter, G. a Clark, and R. R. Harrison, "A wireless integrated circuit for 100-channel charge-balanced neural stimulation.," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 3, no. 6, pp. 405–14, Dec. 2009.
- [4] M. Sahin and Y. Tie, "Non-rectangular waveforms for neural stimulation with practical electrodes.," *J. Neural Eng.*, vol. 4, no. 3, pp. 227–33, Sep. 2007.
- [5] D. Palanker, A. Vankov, P. Huie, and S. Baccus, "Design of a high-resolution optoelectronic retinal prosthesis.," *J. Neural Eng.*, vol. 2, no. 1, pp. S105–20, Mar. 2005.
- [6] A. K. Ahuja, J. D. Dorn, A. Caspi, M. J. McMahon, G. Dagnelie, L. Dacruz, P. Stanga, M. S. Humayun, and R. J. Greenberg, "Blind subjects implanted with the Argus II retinal prosthesis are able to improve performance in a spatial-motor task.," *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 95, no. 4, pp. 539–43, Apr. 2011.
- [7] J. F. Rizzo, "Update on retinal prosthetic research: the Boston Retinal Implant Project.," *J. Neuroophthalmol.*, vol. 31, no. 2, pp. 160–8, Jun. 2011.
- [8] W. M. Rohsenow, J. P. Hartnett, Y. I. Cho, and others, *Handbook of heat transfer*, vol. 3. McGraw-Hill New York, 1998.
- [9] D. Palanker, P. Huie, A. Vankov, R. Aramant, M. Seiler, H. Fishman, M. Marmor, and M. Blumenkranz, "Migration of retinal cells through a perforated membrane: implications for a high-resolution prosthesis.," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 45, no. 9, pp. 3266–70, Sep. 2004.
- [10] A. Wongsampigoon and W. M. Grill, "Energy-efficient waveform shapes for neural stimulation revealed with a genetic algorithm.," *J. Neural Eng.*, vol. 7, no. 4, pp. 1–20, 2010.
- [11] A. Wongsampigoon and W. M. Grill, "Genetic algorithm reveals energy-efficient waveforms for neural stimulation.," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE, 2009*, pp. 634–637.
- [12] C. Dualibe, M. Verleysen, and G. A. Jespers, *Design of Analog Fuzzy Logic Controllers in CMOS Technologies*. Springer, 2003.
- [13] T. M. Khaneshan, M. Nematzadeh, A. Khoei, and K. Hadidi, "An analog reconfigurable Gaussian-shaped membership function generator using current-mode techniques.," in *Electrical Engineering (ICEE), 2012 20th Iranian Conference on, 2012*, no. 2, pp. 145–149.

کاهش می‌یابد (جدول ۱). این موضوع در عرض پالس‌های بزرگ‌تر از ۰/۵ ms بارز است. مجموع مساحت ماسفت‌های به کار رفته در بلوک مولد پالس تنها  $14/37 \mu\text{m}^2$  می‌باشد. شکل ۴ خروجی مدار نهایی را نشان می‌دهد.



شکل ۴- شکل موج خروجی مولد پالس گاوسی. با جاروب ولتاژ  $V_i$  (اختلاف پتانسیل میان  $V_i^-$  و  $V_i^+$ ) از  $-500 \text{ mV}$  تا  $500 \text{ mV}$  جریان خروجی  $I_{\text{gauss}}$  به شکل منحنی نرمال تغییر می‌کند.

سرعت جاروب ولتاژ ورودی مولد پالس ارتباط مستقیمی با عرض پالس خروجی دارد. در صورت افزایش سرعت جاروب می‌توان پالس‌هایی با عرض کوچک‌تری داشت. شکل ۵ عملکرد خوب مدار را در صورت کاهش عرض پالس تا حدود  $80 \text{ ns}$  نشان می‌دهد.



شکل ۵- پاسخ گذرای مدار مولد پالس به جاروب ولتاژ ورودی در مدت  $80 \text{ ns}$ .

## ۵- نتیجه‌گیری

مولد پالس گاوسی پیشنهادی تقریباً دو برابر مقداری که برای تولید یک پالس مستطیلی لازم است توان مصرف می‌کند. با این حال پس از کپی‌برداری از شکل موج و اعمال آن به هزاران الکتروده موجود در یک پروتز بینایی با تفکیک‌پذیری بالا، می‌توان تا بیش