

## Design and Simulation of the Digital Controller Block of a Neural Stimulation Chip for a Brain Implant

F. Fahimi Hanzae<sup>1</sup>, M. M. Ahmadi<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>M.Sc, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

<sup>2</sup> Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

Receipt in the Online Submission System: 30 July 2018, Received in Revised Form: 9 September 2018, Accepted: 14 September 2018

### Abstract

Nowadays, implantable electrical neural stimulation is extensively used to treat or alleviate certain brain-related health conditions, such as in deep brain stimulation (DBS) or in vagus nerve stimulation (VNS). In this paper, we present a digital controller block, designed for a neuroelectrical stimulator chip dedicated for a brain implant. The presented design is very power and area-efficient and provides a great flexibility in programming the specifications of the stimulation pulses. The duration of each stimulation pulse can be programmed to be from 4  $\mu$ s to 4 ms, and the amplitude of each pulse could be from 4  $\mu$ A to 1 mA. The stimulation pulses could be either monophasic or biphasic. In addition, in biphasic stimulation, the priority of the cathodic pulse over the anodic pulse, or vice versa, could be programmed. The interphase delay between the anodic and cathodic phases could be programmed to be between 4  $\mu$ s and 512  $\mu$ s. The controller controls 16 stimulation sites, four of which can be stimulated simultaneously. The 16 stimulation sites are divided into four groups, each of which is stimulated by a current-controlled stimulation circuit. Each stimulation circuit is controlled by a local digital controller (LDC), which receives its data from a global digital controller (GDC). The designed controller blocks have been implemented and tested on a Spartan-6 field-programmable gate array (FPGA) board, before being implemented as an application-specific integrated circuit (ASIC) layout. The ASIC circuit has been designed using 0.18- $\mu$ m CMOS technology. Based on the layout, each LDC occupies an area of 19,160  $\mu$ m<sup>2</sup> and consumes 12  $\mu$ W of power from a 1.8V supply. On the other hand, the GDC takes up an area of 4,246  $\mu$ m<sup>2</sup> and consumes 8.2  $\mu$ W of power. We have also created a graphical user interface (GUI) to be able to program the stimulation chip.

**Keywords:** *Neuroelectrical Stimulation, Digital Controller, Application-Specific Integrated Circuit (ASIC), Field-Programmable Gate Array (FPGA), Graphical User Interface (GUI), Brain Implant*

---

### \*Corresponding Author

Address: Bioelectric Group, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, P. O. Box: 15875-4413, Tehran, Iran  
Tel: +98-21-64545573  
Fax: +98-21-66468186  
E-mail: [mmahmadi@aut.ac.ir](mailto:mmahmadi@aut.ac.ir)

## طراحی و شبیه‌سازی بخش کنترل‌کننده‌ی دیجیتال یک تراشه‌ی تحریک عصبی برای یک ایمپلنت مغزی

فرناز فهیمی هنزایی<sup>۱</sup>، محمدمهدی احمدی<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup> کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران  
<sup>۲</sup> استادیار، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۷/۵/۸، بازنگری: ۱۳۹۷/۶/۱۸، پذیرش قطعی: ۱۳۹۷/۶/۲۳

### چکیده

در این مقاله، طراحی و شبیه‌سازی یک کنترل‌کننده‌ی دیجیتال برای استفاده در یک سیستم تحریک الکتریکی قابل کاشت در مغز ارائه شده است. کنترل‌کننده‌ی دیجیتال ارائه شده در این مقاله، دارای قابلیت تولید پالس‌های تحریک مربعی با امکان برنامه‌ریزی مقادیر عرض پالس، دامنه‌ی پالس، تک فازی یا دو فازی بودن و تقدم فاز کاتدی بر آنودی یا برعکس (در صورت دو فازی بودن آن) می‌باشد. همچنین، در این سیستم امکان کنترل ۱۶ سایت تحریک و تحریک ۴ تا از آن‌ها به طور هم‌زمان فراهم شده است. عرض پالس‌های تحریک، بین ۴ میکروثانیه تا ۴ میلی‌ثانیه و فاصله‌ی میان دو فاز، بین ۴ تا ۵۱۲ میکروثانیه قابل برنامه‌ریزی است. همچنین، دامنه‌ی پالس‌ها می‌تواند مقادیری بین ۴ میکروآمپر تا ۱ میلی‌آمپر را اختیار کند. کنترل هر ۴ سایت از ۱۶ سایت موجود، توسط یک واحد تحریک‌کننده‌ی محلی (LDC) صورت می‌گیرد که داده‌های خود را از واحد کنترل‌کننده‌ی سراسری (GDC) دریافت می‌نماید. صحت عمل‌کرد کدهای VHDL مدار طراحی شده، ابتدا روی یک برد FPGA بررسی و سپس تراشه‌ی ASIC آن با تکنولوژی CMOS ۰/۱۸ میکرومتر جانمایی گشته است. ابعاد هر یک از بخش‌های تحریک‌کننده‌ی محلی در تراشه‌ی طراحی شده برابر با ۱۹/۱۶۰ میکرومتر مربع و ابعاد بخش تحریک‌کننده‌ی سراسری برابر با ۴/۲۴۶ میکرومتر مربع می‌باشد. همچنین توان مصرفی بخش‌های کنترل‌کننده‌ی محلی و سراسری به ترتیب برابر ۱۲ و ۸/۲ میکرووات می‌باشد. به منظور سهولت در ارسال پارامترهای سیگنال‌های تحریک توسط کاربر، یک واسط گرافیکی در محیط نرم‌افزار MATLAB طراحی شده است، که با ارسال متناوب دستور تولید پالس توسط آن، می‌توان فرکانس پالس‌ها و یا تعداد و فاصله‌ی آن‌ها را در یک قطار پالس تحریکی برنامه‌ریزی کرد.

**کلیدواژه‌ها:** تحریک‌کننده‌ی الکتریکی عصبی، کنترل‌کننده‌ی دیجیتال، مدار مجتمع با کاربرد خاص، مدار مجتمع دیجیتال برنامه‌پذیر، واسط گرافیکی، ایمپلنت مغزی

\* نویسنده مسئول

نشانی: گروه بیوالکترونیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران، کد پستی: ۴۴۱۳-۱۵۸۷۵

تلفن: ۶۴۵۴۵۵۷۳ (۲۱) ۹۸+

دورنگار: ۶۶۴۶۸۱۸۶ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: mmahmadi@aut.ac.ir

## ۱- مقدمه

در چند دهه‌ی گذشته، تحریک الکتریکی سلول‌های عصبی، به منظور بازیابی و یا بهبود عملکرد سنسوری و یا موتوری، در درمان ناتوانایی‌های عصبی-شناختی، مورد استفاده قرار گرفته است. در این روش با انتقال میزان مناسبی از بار الکتریکی به غشای سلول عصبی تحریک‌پذیر، پتانسیل عمل به صورت مصنوعی، در سلول آسیب‌دیده تولید می‌شود. در واقع، می‌توان سیستم عصبی را به عنوان یک سیستم الکتروشیمیایی در نظر گرفت که در روش‌های سنتی درمان، این سیستم با استفاده از دارو و به صورت شیمیایی مورد هدف قرار می‌گیرد. ایراد این روش‌ها، تاثیر دارو بر کل بدن و احتمال بروز اثرات جانبی مخرب می‌باشد. حال آن که با استفاده از روش تحریک الکتریکی، بخش الکتریکی سیستم عصبی تحت تاثیر قرار گرفته و می‌توان درمان را به طور موضعی انجام داد [۲،۱]. علاوه بر این، درمان برخی از بیماری‌ها از قبیل شنوایی و نابینایی، با دارو امکان‌پذیر نمی‌باشد، در حالی که با تحریک مستقیم اعصاب شنوایی و بینایی می‌توان تا حد زیادی حس‌های شنوایی و بینایی را در بعضی از انواع خاص بیماران بازیابی نمود.

به طور کلی، می‌توان کاربردهای تحریک عصبی را در چهار دسته طبقه‌بندی کرد [۳]:

الف) ایجاد انقباض عضلانی به منظور احیای عضو فلج شده و یا از بین بردن ضعف در تحریک عمل‌کردی عصب عضلانی [۴]

ب) هم‌زمان‌سازی و تنظیم آهنگ فعالیت‌های تکراری فیزیولوژیکی مانند ضربان قلب در مدیریت ضربان قلبی<sup>۲</sup>

ج) قطع کردن اطلاعات عامل درد یا فعالیت آزار دهنده‌ی سیستم عصبی مرکزی، با استفاده از روش‌هایی مانند تحریک عمیق مغزی<sup>۳</sup> در مواردی هم‌چون تحریک نخاع<sup>۴</sup> و درمان بیماری پارکینسون<sup>۵</sup> [۵-۷]

د) انتقال اطلاعات حسی که به صورت مصنوعی به دست آمده است، به سیستم عصبی مرکزی یا جانبی، همانند پروتزهای شنیداری و دیداری

در این مقاله، واحد کنترل‌کننده‌ی دیجیتال طراحی شده برای یک سیستم تحریک‌کننده‌ی عصبی تمام-مجتمع، به منظور استفاده در کاربردهای تحریک مغزی شرح داده شده است.

کاهش توان مصرفی تراشه‌ی تحریک‌کننده، موجب کاهش ابعاد کوپل متصل به ایمپلنت شده و به این ترتیب باعث کاهش فضای مورد نیاز برای ایمپلنت تحریک‌کننده می‌شود. هم‌چنین، کاهش توان مصرفی از افزایش دمای تحریک‌کننده و آسیب به بافت‌های اطراف آن جلوگیری می‌کند. در برخی از مقالات بر بهینه بودن شکل موج‌هایی از جمله نمایی و گوسی از نظر مصرف توان اشاره شده است، با این وجود، از آن‌جا که تولید پالس مربعی در سادگی طراحی موثر می‌باشد، کماکان در بسیاری از طراحی‌ها [۸-۱۲]، تحریک‌کننده‌هایی تنها با قابلیت تولید پالس‌های مربعی طراحی می‌شود. هم‌چنین، بنا بر [۱۳]، که در آن به کمک یک مدل جمعیتی پستان‌داران و با انجام آزمایش روی عصب سیاتیک گربه به بررسی بهینه بودن بار، توان و انرژی برای شکل موج‌های مختلف پرداخته شده است، پالس مربعی از نظر میزان مصرف توان از سایر پالس‌ها بهینه‌تر می‌باشد. لذا در طراحی ارائه شده در این مقاله، از پالس‌های مربعی برای ایجاد تحریک استفاده می‌شود. به علاوه، برای کاهش بیش از پیش مصرف توان تحریک‌کننده، در این طراحی سعی شده است تا از مدارهایی استفاده شود که از لحاظ مصرف توان بسیار بهینه هستند.

جهت اعمال تحریک عصبی در یک سیستم تحریک‌کننده‌ی مغزی، بار الکتریکی از طریق آرایه‌ی الکترودهای کاشته شده در مغز، به بافت هدف منتقل می‌شود. تعداد الکترودهای مورد نیاز، با توجه به کاربرد تحریک‌کننده‌ی عصبی، متفاوت می‌باشد. استفاده از تعداد بیش‌تری از الکترودها، امکان تعیین دقیق‌تر محل تحریک را فراهم می‌سازد. اما افزایش بیش از حد تعداد الکترودها، به دلیل محدود بودن فضای موجود برای ایمپلنت و افزایش توان مصرفی آن، بسیار چالش برانگیز خواهد بود. در سیستم طراحی شده در این مقاله، امکان کنترل ۱۶ سایت تحریک، با قابلیت تحریک هم‌زمان ۴ سایت در هر لحظه، فراهم شده است. البته طراحی به گونه‌ای است که به راحتی می‌توان تعداد سایت‌های تحریک را به ۳۲ و ۶۴ هم افزایش داد.

طراحی یک ریزسامانه‌ی قابل کاشت تحریک عصبی، که در آن مشخصه‌های مختلف پالس‌های تحریکی قابل برنامه‌ریزی می‌باشد، امکان استفاده از آن برای کاربردهای متفاوت و هم‌چنین تنظیم آن برای افراد مختلف را فراهم می‌آورد. چرا که به منظور تحریک بافت‌های متفاوت و یا حتی یک بافت در افراد مختلف، به پالس‌های تحریکی با مشخصه‌های متفاوت نیاز است. از جمله مشخصه‌های مهم در اعمال تحریک عصبی

<sup>۱</sup> Functional Neurological Stimulation (FNS)

<sup>۲</sup> Pacemaker

<sup>۳</sup> Deep Brain Stimulation (DBS)

<sup>۴</sup> Spinal Cord Stimulation (SCS)

<sup>۵</sup> Parkinson's Disease

دیجیتال طراحی شده، شرح داده می‌شود. در بخش سوم، واسط گرافیکی طراحی شده، توضیح داده شده و در بخش چهارم، نتایج حاصل از پیاده‌سازی روی برد FPGA و جانمایی ASIC، ارائه خواهد شد.

## ۲- مواد و روش‌ها

### ۲-۱- ساختار تحریک کننده‌ی الکتریکی عصبی

شکل (۱) نمایی از تحریک کننده‌ی عصبی مورد بررسی در این مقاله را نمایش می‌دهد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، این سیستم متشکل از یک بخش خارج از بدن و یک بخش که در بدن کاشته شده است، می‌باشد. به هر کدام از این بخش‌ها یک سیم‌پیچ متصل است که این سیم‌پیچ‌ها با هم در تزویج مغناطیسی هستند. در بخش خارجی، یک جریان متناوب در داخل سیم‌پیچ خارجی ایجاد می‌شود که این به خودی خود، باعث القای یک جریان الکتریکی در سیم‌پیچی که به بخش داخلی متصل است می‌گردد. تراشه‌ای که در بخش کاشته شده در بدن قرار دارد، شامل چهار واحد اصلی، شامل واحد مدیریت توان، واحد بازبایی داده و پالس ساعت، واحد کنترل کننده‌ی دیجیتال و واحد تحریک کننده می‌باشد. بخش مدیریت توان، جریان متناوب القا شده در سیم‌پیچ داخلی را یک‌سو کرده و با استفاده از آن یک یا چند منبع ولتاژ ایجاد می‌کند، که به عنوان منبع توان برای بخش داخلی مورد استفاده قرار می‌گیرند. افزایش کارایی هر کدام از بلوک‌های انتقال توان، اهمیت به‌سزایی در کاهش توان مصرفی داشته و کارایی توان کل سیستم را افزایش می‌دهد. واحد مدیریت توان، علاوه بر ایجاد منابع تغذیه، در هنگامی که منابع تغذیه به مقادیر مطلوبی رسیدند، یک سیگنال  $POR^2$  تولید می‌کند که بیان‌گر آن است که منابع تغذیه به مقادیر مطلوب رسیده و بخش‌های مختلف تراشه می‌توانند شروع به کار کنند. اگر ولتاژ منابع تغذیه از مقدار مطلوب کم‌تر شوند، سیگنال  $POR$  دوباره غیرفعال می‌شود.

در تحریک کننده‌های عصبی قابل کاشت، داده‌های حاوی مشخصات پالس‌های تحریک، به کمک یکی از روش‌های مدولاسیون فرکانس، فاز و یا دامنه، روی سیگنال حامل توان سوار شده و به بخش کاشته شده ارسال می‌شود. در سیستم مورد نظر این پروژه، از روش مدولاسیون دامنه استفاده شده است، علاوه بر این، پالس ساعت مورد نیاز جهت کار بخش دیجیتال، به صورت سنکرون با بیت‌های داده، از سیگنال

به بافت، عرض و دامنه‌ی پالس تحریک می‌باشند، که تعیین کننده‌ی میزان بار اعمال شده به بافت هستند. علاوه بر آن‌ها، لازم است آدرس سایت تحریک، توسط کاربر قابل تعیین باشد تا امکان انتخاب ناحیه‌ی هدف، فراهم گردد.

اگر میزان بار انتقالی از الکتروود به بافت در اثر اعمال بار الکتریکی و تبدیل آن به بار یونی در بافت از حدی بیش‌تر شود، ممکن است فرایندهای شیمیایی ایجاد شده در محل تحریک، باعث تغییر pH در این ناحیه و هم‌چنین خوردگی الکتروودهای تحریکی گردد. از این رو، غالباً علاوه بر اعمال پالس تحریک، که معمولاً یک پالس منفی یا کاتدی است، پالسی با بار مخالف جهت برقراری توازن بار در محل تحریک، به آن اعمال می‌شود. به این ترتیب، معمولاً سیگنال‌های تحریکی دارای دو فاز کاتدی<sup>۱</sup> و آندی<sup>۲</sup> می‌باشند [۱۴].

به منظور انتقال میزان بار مورد نیاز جهت وقوع پتانسیل عمل در بافت و تحریک آن، علاوه بر تغییر دامنه‌ی پالس تحریک، می‌توان از تعداد دل‌خواهی پالس با دامنه‌ی ثابت استفاده نمود، چرا که در مواردی این روش نتایج بهتری نشان داده و موثرتر بوده است [۱۶، ۱۵، ۱۲]. علاوه بر آن، به منظور اعمال تحریک به صورت پیوسته، لازم است تا پالس‌ها را با یک تناوب قابل برنامه‌ریزی به بافت اعمال کرد.

در مدار ارائه شده در این مقاله، جهت تعیین مشخصه‌های پالس تحریک، شامل عرض پالس، دامنه‌ی پالس، آدرس سایت تحریک، دو فازی یا تک فازی بودن، تقدم فاز کاتدی بر آندی یا برعکس و تاخیر بین دو فاز، از یک واسط گرافیکی که توسط نرم‌افزار MATLAB طراحی شده استفاده شده است. هم‌چنین به کمک این واسط گرافیکی، کاربر می‌تواند تحریک‌هایی به صورت تک پالس، قطار پالس با تعداد پالس و فاصله‌ی پالس‌های قابل برنامه‌ریزی و هم‌چنین قطار پالس با فرکانس قابل برنامه‌ریزی، تولید نماید.

در طراحی انجام شده در این مقاله، کدهای RTL بخش کنترل کننده‌ی دیجیتال با استفاده از زبان طراحی سخت‌افزار VHDL نوشته شد و به منظور اطمینان از صحت کدهای طراحی شده، ابتدا آن‌ها روی یک برد FPGA از نوع Spartan-6 پیاده‌سازی شدند. پس از اطمینان از صحت عمل‌کرد مدار، مدار مجتمع کاربرد خاص (ASIC)، با تکنولوژی CMOS 0.18  $\mu\text{m}$ ، جانمایی شده است. در ادامه‌ی این مقاله، ابتدا در بخش دوم، به بررسی معماری سیستم تحریک کننده‌ی عصبی مورد نظر در این مقاله پرداخته شده و مدار کنترل کننده‌ی

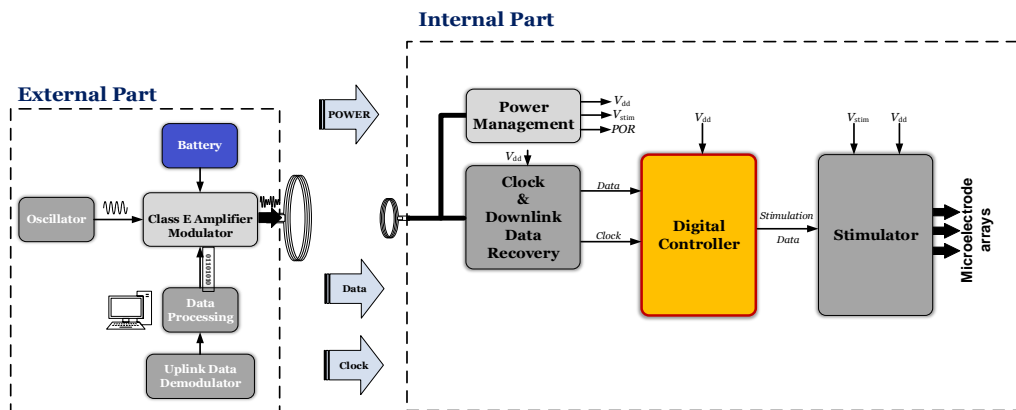
<sup>۱</sup> Cathodic

<sup>۲</sup> Anodic

<sup>۳</sup> Power on Reset

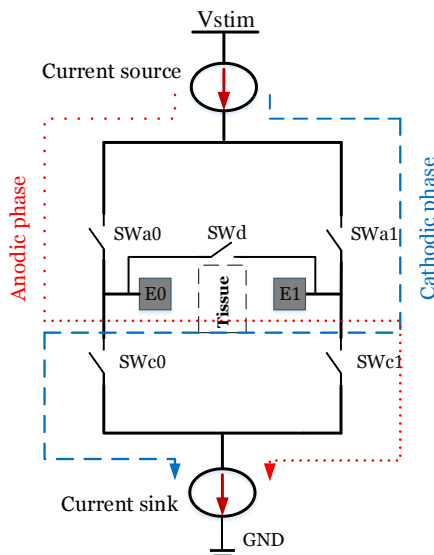
تراشه)، آن‌ها را در اختیار واحد کنترل کننده دیجیتال قرار می‌دهد. از آن‌جا که در این مقاله صرفاً به بررسی و طراحی بخش کنترل کننده دیجیتال سیستم تحریک کننده عصبی پرداخته شده است، به منظور بررسی صحت عملکرد مدار کنترل کننده، بدون نیاز به صحت عملکرد سایر بخش‌ها، پس از تعیین مقادیر پارامترها به کمک واسط گرافیکی، داده‌ها به صورت دیجیتال و از طریق پورت سریال به یک مدار دیجیتال واسط ارسال می‌شوند.

حامل توان قابل بازیابی می‌باشد. در سیستم ارائه شده در این مقاله، داده‌های ارسالی به سیستم قابل کاشت، که دارای نرخ یک مگابیت بر ثانیه می‌باشند، روی سیگنال حامل توان که دارای فرکانس ۱۰ مگاهرتز است سوار می‌شود. واحد بازیابی داده و پالس ساعت، همان‌طور که از اسم آن مشخص است، پالس ساعت مورد نیاز برای عملکرد واحد کنترل کننده دیجیتال و اطلاعات ارسال شده از سمت بخش خارجی را بازیابی کرده و پس از کاهش فرکانس پالس ساعت از ۱۰ مگاهرتز به یک مگاهرتز (به منظور کاهش مصرف توان در



شکل (۱) - بلوک دیاگرام سیستم تحریک کننده عصبی قابل کاشت مورد نظر در این مقاله

جهت تزریق جریان و از دیگری برای کشیدن جریان استفاده می‌شود، امکان تحریک چند سایت به صورت هم‌زمان و بدون جریان نشتی میان کانال‌ها ایجاد می‌شود [۱۷، ۱۸].



شکل (۲) - جهت جریان الکتریکی در تحریک دوفازی یک نقطه از بافت با تقدم فاز کاتدی (خط آبی جهت عبور جریان در فاز اول و خط قرمز جهت جریان در فاز دوم)

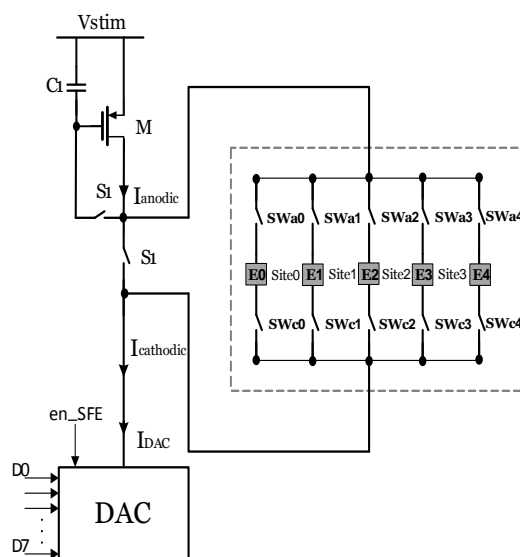
مدار واسط دیجیتال طراحی شده، داده‌ها را در قالب بسته‌های ۳۲-بیتی به اضافه‌ی یک بیت آغاز و یک بیت پایان، در کنار هم قرار داده و با نرخ یک مگا بیت بر ثانیه، همراه با یک پالس ساعت یک مگا هرتزی به صورت سنکرون، برای کنترل کننده دیجیتال ارسال می‌نماید.

در سیستم قابل کاشتی که بخش کنترل کننده دیجیتال آن در این مقاله ارائه خواهد شد، از منابع جریان فعال برای تحریک بافت استفاده می‌شود. واحد تحریک کننده، وظیفه‌ی تولید جریان تحریک و اعمال آن به بافت را، با توجه به سیگنال‌های دریافت شده از بخش کنترل کننده دیجیتال، بر عهده دارد. در روش تحریک جریانی، میزان بار ( $Q$ ) وارد شده به بافت، با توجه به رابطه‌ی زیر به صورت دقیق قابل کنترل است:

$$Q = I \times T \quad (1)$$

که در آن،  $I$  دامنه‌ی پالس تحریک و  $T$ ، عرض پالس می‌باشد. شکل (۲) نحوه‌ی اعمال تحریک جریانی دو فازی را به یک نقطه از بافت، در ساختار H-Bridge با دو منبع جریان نشان می‌دهد. در این ساختار، به دلیل استفاده از دو منبع جریان فعال که هر دو در زمان اعمال تحریک روشن بوده و از یکی

باز شده و خازن  $C_1$  سبب می‌شود تا  $V_{GS}$  ترانزیستور  $M$ ، برابر با میزان لازم برای تولید جریان  $I_{DAC}$  شود و در نتیجه این جریان توسط ترانزیستور  $M$  تولید گردد [۲۳، ۱۲].



شکل (۳) - شماتیک بخش تحریک کننده‌ی جریانی یک ریز سامانه‌ی تحریک الکتریکی قابل کاشت

با باز شدن کلیدهای  $S_1$ ، ترانزیستور  $M$  هم‌چون منبع جریانی<sup>۲</sup> که جریان  $I_{anodic}$  برابر با جریان  $I_{DAC}$  را به مدار تزریق می‌کند، عمل کرده و جریان  $I_{cathodic}$  نیز از طریق منبع جریان مبدل دیجیتال به آنالوگ، که جریان  $I_{DAC}$  را تولید می‌کند، از مدار کشیده<sup>۳</sup> می‌شود. پس از این مرحله، جریان به سمت الکترودها جاری خواهد شد و از آن به بعد، با تعیین وضعیت کلیدهای  $SW_{a0}-SW_{a4}$  و  $SW_{c0}-SW_{c4}$ ، محل اعمال تحریک، تک فاز یا دو فاز بودن و آندی یا کاتدی بودن آن تعیین می‌گردد. به این ترتیب که برای اعمال پالس کاتدی به سایت  $i$  با آدرس  $i$ ، کلیدهای  $SW_{a(i+1)}$  و  $SW_{c i}$  برای مدت زمان معادل با عرض پالس تحریک، بسته می‌شوند و برای اعمال پالس آندی به سایت  $i$  با آدرس  $i$ ، کلیدهای  $SW_{a i}$  و  $SW_{c(i+1)}$  به اندازه‌ی عرض پالس مورد نظر بسته خواهند شد. در نتیجه، در هر دو فاز کاتدی و آندی، سعی شده تا جریان تزریق شده و کشیده شده از بافت، برابر باشند. پس از پایان اعمال تحریک، تمامی کلیدهای  $SW_{a0}-SW_{a4}$  و  $SW_{c0}-SW_{c4}$  بسته می‌شوند تا به این ترتیب در صورت هر نوع عدم برابری در بار کشیده شده و بار تزریق شده و وجود بار اضافی در بافت، این بار با اتصال کوتاه الکترودهای دو سر بافت تخلیه شده و از برقراری توازن بار در بافت اطمینان حاصل شود.

با توجه به شکل (۲)، به منظور اعمال تحریک دوفازی با تقدم فاز کاتدی، ابتدا کلیدهای  $SW_{a0}$  و  $SW_{c1}$  بسته شده و به این ترتیب جریان در مسیر نشان داده شده با خط چین، از الکترودهای  $E_0$  کشیده می‌شود. در فاز دوم (فاز آندی) کلیدهای  $SW_{a0}$  و  $SW_{c1}$  بسته شده و در نتیجه جریان از مسیر نشان داده شده به نقطه چین به الکترودهای  $E_0$  تزریق می‌شود. در نهایت، به منظور اطمینان از برقراری تعادل بار در بافت، کلید  $SW_{a i}$  بسته شده تا به این ترتیب با اتصال کوتاه دو سر بافت، در صورت باقی ماندن بار مازاد در بافت، آن بار نیز تخلیه شود [۱۹].

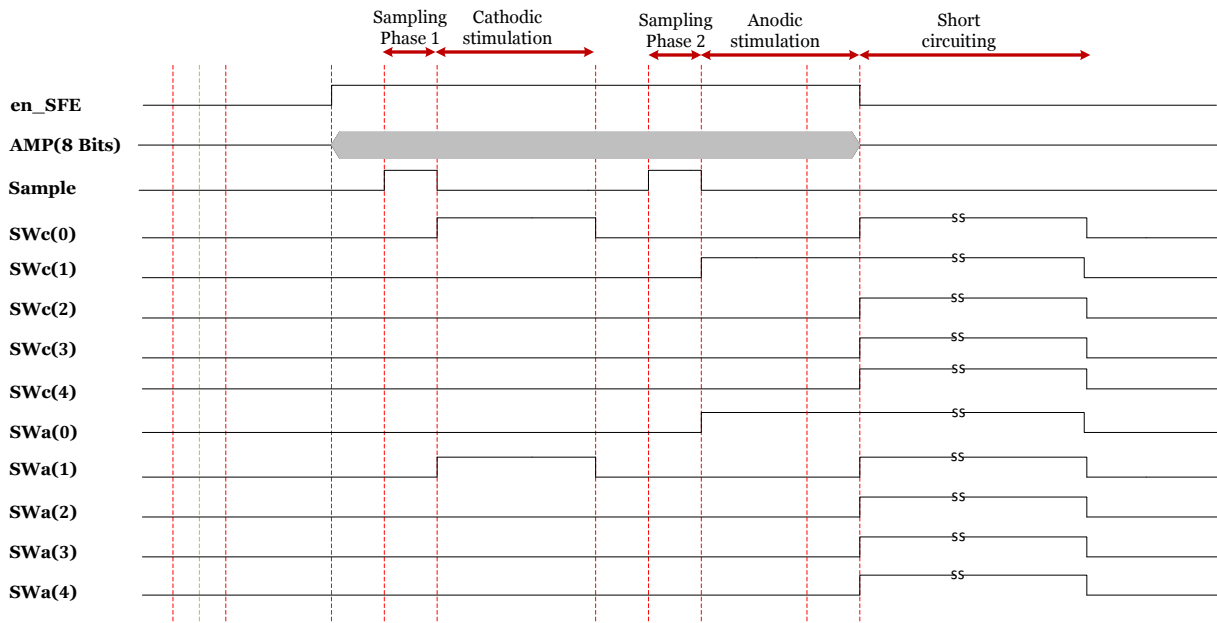
شکل (۳) مدار ساده شده‌ی تحریک کننده‌ی الکتریکی، با ساختار H-Bridge دو منبع جریانی، که باید توسط کنترل کننده‌ی دیجیتال ارائه شده در این مقاله کنترل شود را نشان می‌دهد. همان‌گونه که در تصویر مشاهده می‌شود، با استفاده از این ساختار، امکان تحریک چهار نقطه (سایت) از بافت، به کمک پنج الکترودها، به صورت دو قطبی فراهم شده است. در چیدمان الکترودها به صورت دو قطبی، دو الکترودی که در آن‌ها جریان تحریک جاری می‌شود، در کنار بافت هدف قرار داده می‌شوند [۲۰، ۱۸، ۳]. این روش به دلیل امکان ایجاد میدان الکتریکی به صورت محلی‌تر، در کاربردهایی که به انتخاب‌پذیری<sup>۱</sup> بیش‌تر نیاز است، بر ساختار تک قطبی ارجحیت دارد. در ساختار تک قطبی، یک الکترودهای الکترودها مرجع نام دارد، در فاصله‌ی دورتری از الکترودهای فعال قرار داده شده و برای تمامی الکترودها مشترک می‌باشد. از این رو، میدان الکتریکی در محدوده‌ی وسیع‌تری از بافت ایجاد می‌گردد [۲۲، ۲۱].

عملکرد مدار نشان داده شده در شکل (۳)، به این نحو است که مدار کنترل کننده‌ی دیجیتال، اطلاعات هشت-بیتی دامنه‌ی پالس تحریک را در ورودی DAC قرار داده و ورودی  $en\_SFE$  را فعال می‌کند. جریان خروجی DAC، یعنی  $I_{DAC}$ ، متناسب با دامنه‌ی مطلوب تولید می‌گردد. با تولید جریان  $I_{DAC}$ ، کلیدهای  $S_1$  بسته شده و به این ترتیب جریان  $I_{DAC}$  از ترانزیستور  $M$ ، که در وضعیت اشباع قرار دارد، عبور می‌کند. در نتیجه، ولتاژ گیت-سورس ( $V_{GS}$ ) ترانزیستور  $M$  به ولتاژ مناسب برای تولید جریان  $I_{DAC}$  رسیده و این مقدار در خازن  $C_1$  ذخیره می‌گردد. این فاز، فاز نمونه‌برداری نام دارد و با توجه به این که حداقل زمان لازم برای شارژ شدن خازن  $C_1$  برابر با چهار میکروثانیه می‌باشد، طول فاز نمونه‌برداری برابر با ۴ میکروثانیه تعیین شده است. پس از این زمان، کلیدهای  $S_1$

<sup>۲</sup> Current Source

<sup>۳</sup> Current Sink

<sup>۱</sup> Selectivity



شکل (۴) - دیاگرام زمانی سیگنال‌های کنترل کننده‌ی کلیدهای مدار تحریک کننده‌ی جریانی الکترودها

به منظور تولید سیگنال‌های کنترلی هر یک از چهار کانال تحریک (سیگنال‌های نشان داده شده در شکل (۴))، یک کنترل کننده‌ی دیجیتال محلی (LDC<sup>۱</sup>) مجزا در نظر گرفته شده و به هر کدام، یک آدرس از صفر تا سه اختصاص داده شده است که با دو بیت داده در مدار دیجیتال قابل تعیین می‌باشد. در نتیجه، لازم است تا کاربر، با توجه به کانال تحریکی مورد نظر، آدرس یکی از این چهار کنترل کننده‌ی محلی را تعیین نماید. همچنین، دو بیت داده برای تعیین آدرس یکی از چهار سایت تحریک موجود در هر کانال در نظر گرفته شده است. لذا در کل چهار بیت برای تعیین آدرس سایت تحریکی لازم می‌باشد.

علاوه بر این، دامنه‌ی جریان خروجی با دقت چهار میکروآمپر قابل تغییر بوده و می‌تواند مقادیری بین چهار میکروآمپر تا یک میلی‌آمپر را اختیار کند و از این رو، هشت بیت برای مشخص کردن دامنه‌ی تحریک اختصاص داده شده است، که این بیت‌ها با زمان‌بندی نشان داده شده در شکل (۴) در ورودی DAC قرار می‌گیرند.

یک فاز و یا دو فاز بودن پالس‌های تحریک و نیز اولویت فاز کاتدی بر آنندی یا برعکس، در صورت دو فاز بودن، و یا کاتدی یا آنندی بودن پالس تحریک تک فاز، هر یک توسط یک بیت قابل تعیین می‌باشند.

به علاوه، لازم است تا کاربر، عرض پالس تحریک و فاصله‌ی میان دو فاز (در صورت دو فاز بودن) را تعیین نماید. در

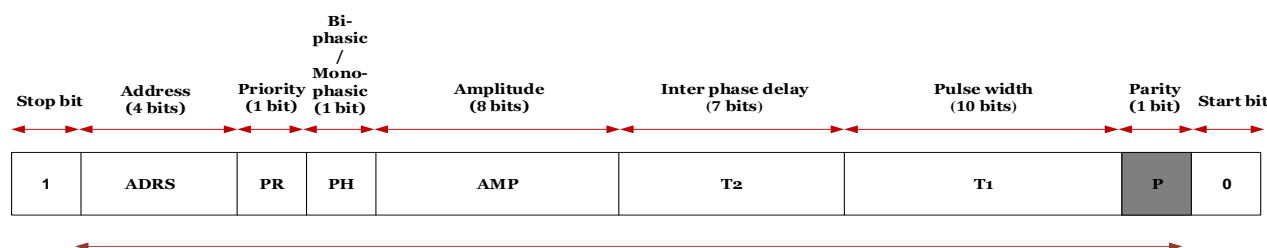
با توجه به توضیحات ذکر شده در مورد نحوه‌ی عمل‌کرد تحریک کننده‌ی جریانی، سیگنال‌های کنترلی مورد نیاز برای تولید جریان تحریک دو فاز در سایت تحریک اول، در شکل (۴) نشان داده شده است. در سیگنال‌های تک-بیتی کنترل کننده‌ی کلیدها، مقدار دیجیتال "۱" به منزله‌ی بسته شدن کلید و "۰" به معنای باز بودن آن می‌باشد و PW مشخص کننده‌ی عرض پالس تحریک تعیین شده توسط کاربر است. در شکل (۴) سیگنال en\_SFE وظیفه‌ی فعال کردن DAC را بر عهده دارد تا با توجه به دامنه‌ی دیجیتال AMP، جریان مناسب را تولید نماید. همچنین سیگنال Sample، وضعیت کلیدهای S<sub>1</sub> را مشخص می‌کند. کلیدهای کنترل کننده‌ی الکترودها نیز به سیگنال‌های SW\_c و SW\_a متصل می‌باشند. در طراحی انجام شده، بلافاصله پس از پایان فاز دوم، تمامی کلیدها به مدت زمان ۱ میلی‌ثانیه بسته می‌شوند تا به این ترتیب بین الکترودها اتصال کوتاه برقرار شده و توازن بار برقرار گردد.

مدار تحریک کننده‌ی جریانی نشان داده شده در شکل (۳) تنها چهار سایت تحریک را کنترل می‌کند که در هر لحظه امکان تحریک یکی از آنها فراهم است، حال آن‌که تحریک کننده‌ی عصبی مورد نظر باید دارای قابلیت تحریک ۱۶ سایت، با امکان تحریک هم‌زمان چهار سایت باشد. از این رو، در طراحی انجام شده، از چهار مدار مشابه با مدار شکل (۳) استفاده شده است که هر یک از آنها، یک کانال تحریک نامیده می‌شود.

<sup>۱</sup> Local Digital Controller

محدوده، سیستم طراحی شده را به طور مناسب برای کاربردهای پژوهشی طراحی نمود.

در ارسال بسته-داده‌ی ۳۲-بیتی نشان داده شده در شکل (۵)، به منظور ایجاد امکان ارسال بی‌درنگ بسته‌های داده، تنها از یک بیت شروع "۰" و یک بیت پایان "۱" بیت استفاده شده است، که به ترتیب در آغاز و پایان بسته قرار داده شده‌اند و شروع و خاتمه‌ی ارسال بسته-داده را به کنترل‌کننده‌ی دیجیتال اطلاع می‌دهند. ابتدای بسته که با P نشان داده شده است، بیت توازن نام دارد و به منظور کنترل خطا استفاده می‌شود. در صورتی که تعداد بیت‌های "۱" موجود در ۳۱ بیت دیگر از بسته، زوج باشد، مقدار بیت توازن، "۰" و در صورتی که فرد باشد، "۱" می‌شود تا به این ترتیب تعداد بیت‌های "۱" در بسته‌ی ۳۲-بیتی زوج باشد و در گیرنده نیز زوج بودن مجموع بیت‌های "۱" بسته‌ی دریافتی بررسی شده و در صورت بروز خطا، بسته-داده‌ی دریافت شده نادیده گرفته می‌شود.



32-bit data

شکل (۵) - بسته داده ۳۲-بیتی حاوی اطلاعات پالس‌های تحریک مربعی همراه با بیت‌های شروع و پایان

در طرح معرفی شده‌اند و به کمک آن‌ها سیگنال‌های کنترلی چهار کانال تحریک تولید می‌شوند. علاوه بر این، چهار واحد LDC، مدار شامل یک بخش کنترل‌کننده‌ی سراسری نیز می‌باشد، که با نام GDC<sup>۱</sup> مشخص شده است و وظیفه‌ی دریافت داده‌های سریال، تشخیص قاب‌بندی داده‌ها<sup>۲</sup> و ارسال آن‌ها به LDC مربوطه را، با توجه به آدرس تعیین شده در بسته، بر عهده دارد.

واحد GDC، داده‌های با نرخ یک مگابیت بر ثانیه و پالس ساعت با فرکانس یک مگاهرتز را از واحد بازبندی داده و توان دریافت می‌کند (فرکانس پالس ساعت دریافتی از لینک القایی، در بخش بازبندی داده و پالس ساعت از ۱۰ مگاهرتز به ۱

طراحی انجام شده، حداقل عرض پالس‌ها چهار میکروثانیه و حداکثر آن چهار میلی‌ثانیه در نظر گرفته شده است و با توجه به دقت زمانی چهار میکروثانیه‌ای در نظر گرفته شده، ۱۰۰۰ مقدار مختلف را می‌توان برای عرض پالس در نظر گرفت و به این ترتیب، ۱۰ بیت برای تعیین آن نیاز است. این در حالی است که برای فاصله‌ی بین دو فاز تحریک، زمانی بین چهار میکروثانیه تا ۵۱۲ میکروثانیه در نظر گرفته شده است که با هفت بیت قابل تعیین می‌باشد. به این ترتیب، سعی شده است تا پارامترهای لازم جهت تولید پالس‌های مربعی با مشخصات دل‌خواه، به کمک حداقل تعداد بیت‌های داده، در بسته‌هایی ۳۲-بیتی مطابق شکل (۵) به مدار کنترل‌کننده‌ی دیجیتال ارسال شود تا به این صورت، امکان دریافت سریع‌تر داده‌ها و تولید سیگنال‌های متناوب با فرکانس بالاتر فراهم باشد. مقادیر پارامترهایی همچون عرض و دامنه‌ی پالس تحریک، با مطالعه‌ی مقالات مختلفی همچون [۲۴-۲۶]، [۱۳]، و بررسی مقادیر رایج استفاده شده در کاربردهای مشابه (تحریک مغزی) حاصل شده و حتی سعی شده است تا با وسعت دادن اندک این

## ۲-۲- کنترل‌کننده‌ی دیجیتال با قابلیت تولید پالس‌های مربعی

شکل (۶) بلوک دیاگرام بخش کنترل‌کننده‌ی دیجیتال و نحوه‌ی اتصال آن به واحدهای تحریک‌کننده‌ی جریانی را نشان می‌دهد. در تراشه‌ی تحریک‌کننده‌ی مورد نظر در این پروژه، سیگنال‌های Data و Clock نشان داده شده در شکل (۶)، از بخش بازبندی داده و پالس ساعت آمده و سیگنال POR از بخش مدیریت توان دریافت می‌شود. با این حال، به منظور سنجش عمل‌کرد مدار کنترل‌کننده، در این پروژه، ورودی‌های پالس ساعت و بسته-داده، از طریق یک مدار دیجیتال و سیگنال POR به کمک یک کلید، از خارج تراشه به مدار اعمال می‌شوند. واحد کنترل‌کننده‌ی دیجیتال از چهار کنترل‌کننده‌ی محلی تشکیل شده است که با نام LDC

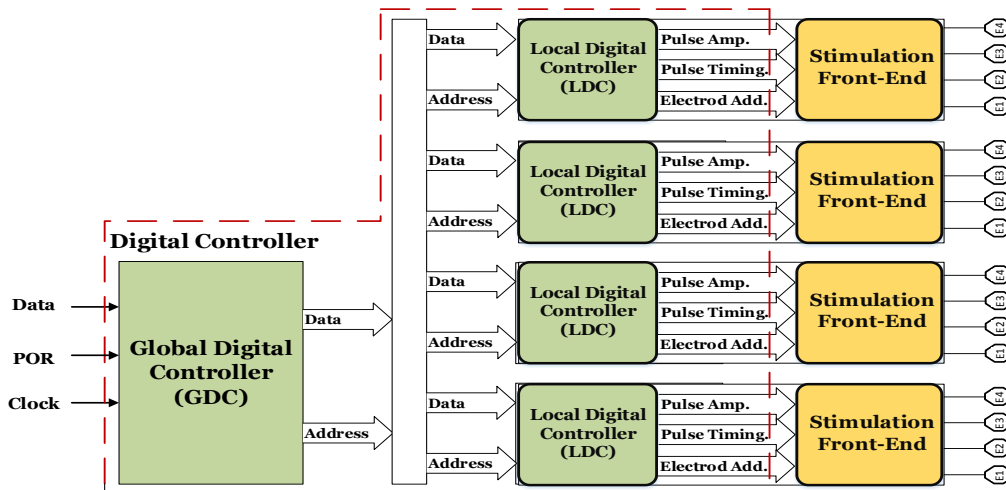
<sup>۱</sup> Global Digital Controller

<sup>۲</sup> Framing

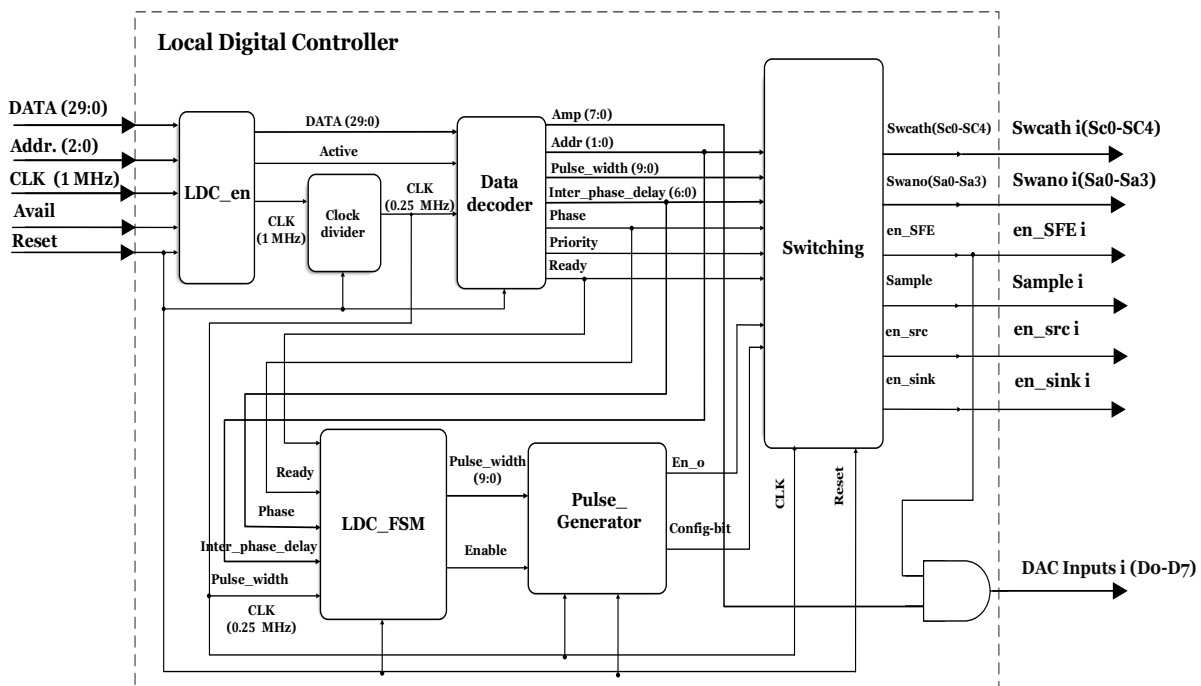


محدوده‌ی دامنه‌ی تعیین شده برای هر پالس، یک مقدار دو بیتی از صفر تا سه در خروجی قرار می‌گیرد. به این ترتیب، با توجه به مقدار دو بیتی تعیین شده، بخش مدیریت توان میزان ولتاژ منابع تغذیه‌ی مدارهای تحریک کننده را تنظیم می‌کند.

مگاهرتز تقلیل می‌یابد. پس از دریافت بسته-داده‌ی ۳۲-بیتی در واحد GDC، دو بیت تعیین کننده‌ی آدرس از ۳۰ بیت داده، جدا شده و هر کدام، به ترتیب در باس‌های آدرس و داده قرار داده می‌شوند. هم‌چنین، در واحد GDC، با توجه به



شکل (۶) - بلوک دیاگرام واحد کنترل کننده‌ی دیجیتال طراحی شده در این مقاله و نحوه‌ی اتصال آن به تحریک کننده‌های جریانی



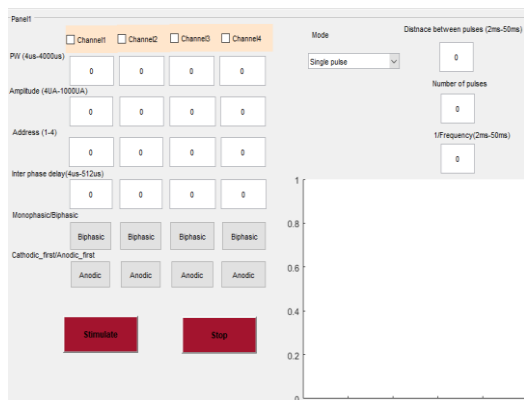
شکل (۷) - بلوک دیاگرام واحد LDC و زیر بخش‌های آن

ورودی می‌خواند. هم‌چنین، با توجه به این‌که حداقل عرض پالس سیگنال‌های خروجی چهار میکروثانیه در نظر گرفته شده است، به منظور مصرف کم‌تر توان در LDCها، فرکانس پالس ساعت در واحد clk\_divider از یک مگاهرتز، به ۲۵۰ کیلوهرتز کاهش می‌یابد. پس از آن، پارامترهای تعیین کننده‌ی دامنه‌ی پالس، عرض پالس، فاصله‌ی بین دو فاز، تک

پس از قرار داده شدن ۳۰ بیت داده و دو بیت آدرس در خروجی GDC، سیگنالی با نام Avail فعال می‌شود. در این مرحله، هر یک از چهار واحد LDC که بلوک بخش‌های داخلی یکی از آنها در شکل (۷) نمایش داده شده است، آدرس موجود در باس را با آدرس خود مقایسه کرده و در صورت برابری، واحد LDC\_en موجود در این بخش‌ها، داده‌ها را از

تعیین مشخصات پالس تحریک توسط کاربر، یک واسط گرافیکی یا GUI<sup>۱</sup> به کمک نرم‌افزار MATLAB طراحی شده است که با استفاده از آن، داده‌ها از پورت سریال رایانه به دستگاه تحریک کننده ارسال می‌شوند (شکل (۹)). هم‌چنین، برای تولید قطار پالس با تعداد و فاصله‌ی بین پالس‌های قابل برنامه‌ریزی و یا قطار پالس با فرکانس مشخص، بسته‌ی ۳۲ بیتی حاوی اطلاعات پالس تحریک در فواصل زمانی مشخص شده توسط کاربر، به کنترل‌کننده‌ی دیجیتال ارسال می‌شود. علاوه بر این، به منظور تحریک هم‌زمان سایت‌های موجود در چهار کانال تحریک، در هر بار ارسال بسته-داده‌ها، اطلاعات تمامی کانال‌های فعال، به ترتیب ارسال شده و در تناوب بعدی مجدداً این کار تکرار می‌گردد و به این صورت مطابق شکل (۱۰)، امکان تحریک هم‌زمان هر چهار کانال با پالس‌های متناوب و یا قطار پالس، فراهم می‌شود، به گونه‌ای که سیگنال‌های تولید شده در هر کانال دارای اندکی شیفت زمانی با سایر کانال‌ها می‌باشند.

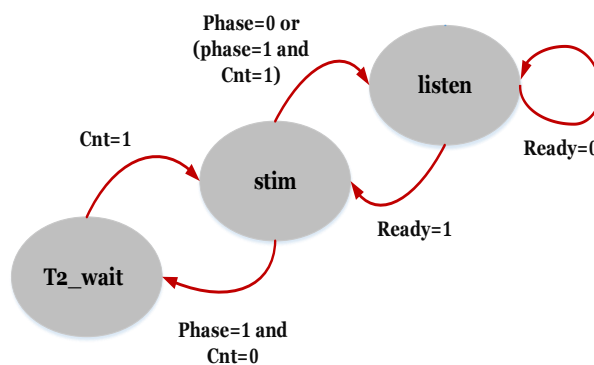
لازم به ذکر است که طراحی GUI در نرم‌افزار MATLAB، صرفاً به جهت بررسی درستی کار مدار و امکان ارتباط ساده‌ی کاربر با تحریک کننده می‌باشد. محدودیت سرعت نرم‌افزار MATLAB در ارسال داده‌های سریال سبب می‌شود که بتوان تنها سیگنال‌های تحریک متناوب با فرکانس کم‌تر از ۵۰۰ هرتز را تولید نمود. اگرچه این محدوده‌ی فرکانسی برای کاربرد تحریک مغزی مورد نظر در این مقاله مناسب می‌باشد [۲۷]، اما می‌توان با استفاده از نرم‌افزارهایی با سرعت و عمل‌کرد بهتر جهت طراحی GUI، امکان استفاده از کلیه‌ی قابلیت‌های واحد دیجیتال طراحی شده، از جمله تولید سیگنال‌های متناوب با فرکانس حداکثر پنج کیلوهرتز را فراهم نمود.



شکل (۹) - GUI طراحی شده جهت تولید سیگنال تحریک با مشخصات دل‌خواه

فازی و یا دو فازی بودن تحریک، وضعیت تقدم فازهای آندی و کاتدی و در نهایت آدرس یکی از چهار سایت تحریک تحت کنترل LDC موجود، در واحد Data\_decoder، بازیابی شده و در اختیار سایر واحدهای LDC قرار داده می‌شوند. هم‌زمان با "۱" شدن سیگنال Ready در خروجی Data\_decoder، واحد LDC\_FSM فعال می‌شود که در آن از یک ماشین حالت برای کنترل زمان تولید پالس‌های تحریک استفاده می‌گردد. این واحد در صورت تک‌فازی بودن سیگنال، یک دستور تولید پالس به واحد تولید کننده‌ی پالس (Pulse\_generator) صادر می‌کند که طی آن، یک تک پالس مربعی، با عرض تعیین شده توسط پارامتر T1 در بسته-داده، تولید می‌شود و در حالتی که سیگنال دو فازی مورد نظر باشد، پس از تولید پالس اول، ماشین حالت به اندازه‌ی  $(T1 + T2) \times 4$  میکروثانیه (با توجه به تناوب چهار میکروثانیه‌ای پالس ساعت) صبر کرده و مجدداً فرمان تولید پالس را برای واحد تولید کننده‌ی پالس صادر می‌نماید. دیاگرام حالت این بخش در شکل (۸) نشان داده شده است.

در نهایت، در بخش Switching، سیگنال‌های کنترل کلیدهای بخش تحریک کننده‌ی جریانی، به نحوی تولید می‌شوند که با توجه به پارامترهای تعیین شده توسط کاربر، سیگنال‌هایی مشابه سیگنال‌های نشان داده شده در شکل (۴) در خروجی به وجود آید.



شکل (۸) - نمودار حالت استفاده شده در ماشین حالت واحد LDC (Cnt = 0 فاز اول و Cnt = 1، فاز دوم را مشخص می‌کند)

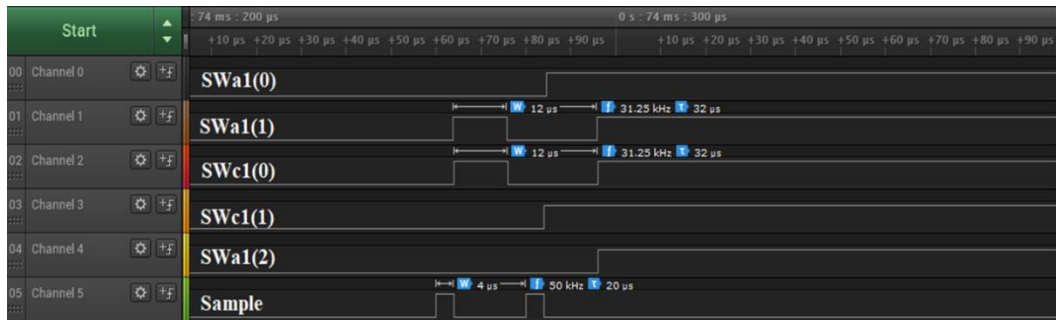
## ۳-۲- واسط گرافیکی GUI

به منظور حفظ سادگی در مدار و کاهش مساحت تراشه، کنترل کننده‌ی دیجیتال طراحی شده، تنها دارای قابلیت تولید یک تک پالس (تک فازی یا دو فازی)، با مشخصات قابل برنامه‌ریزی می‌باشد و امکان تولید پالس‌های متناوب و یا قطار پالس، با ارسال بسته-داده‌های حاوی اطلاعات پالس، در فواصل زمانی مطلوب، میسر می‌شود. به این ترتیب، به منظور

<sup>1</sup> Graphical User Interface

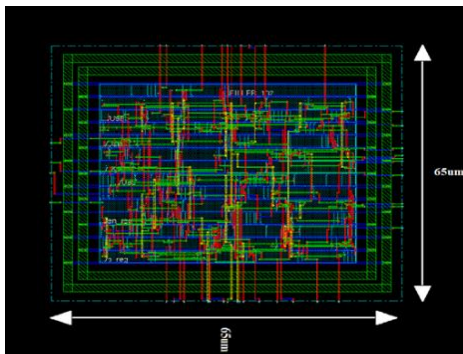


شکل (۱۰) - دورنمایی از سیگنال‌های پالس‌های خروجی حاصل در تحریک هم‌زمان چهار کانال با فرکانس ۰/۲ کیلوهرتز

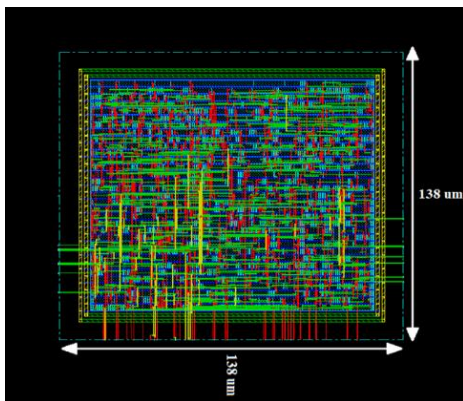


شکل (۱۱) - خروجی ثبت شده توسط Logic Analyzer از کانال با آدرس صفر کنترل‌کننده دیجیتال برای تحریک دو فازی با تقدم کاندی (عرض پالس ۱۲ میکروثانیه و فاصله‌ی بین دو فاز هشت میکروثانیه)

در طراحی‌های مشابه، با میزان ابعاد و توان مصرفی در طراحی انجام شده در این مقاله (جدول (۱))، مشاهده می‌شود که کنترل‌کننده نسبت به سایر کارهای مشابه، از نظر مصرف توان و مساحت، بهینه‌تر می‌باشد.



شکل (۱۲) - جانمایی انجام شده برای مدار کنترل‌کننده سراسری



شکل (۱۳) - جانمایی انجام شده برای یکی از تحریک‌کننده‌های محلی

مدار کنترل‌کننده دیجیتال توضیح داده شده، توسط نرم‌افزار Xilinx ISE طراحی و به کمک نرم‌افزار ISim شبیه‌سازی شده است. پس از بررسی خروجی‌های مدار، برای کنترل صحت زمان‌بندی‌ها و اطمینان از درستی عمل‌کرد مدار در مرحله‌ی شبیه‌سازی، ابتدا مدار روی برد FPGASpartan-6 پیاده‌سازی شده و خروجی‌ها به کمک Logic Analyzer مشاهده شده‌اند. شکل (۱۱) خروجی‌های حاصل از پیاده‌سازی راه، به منظور تولید پالس تحریک دو فازی با تقدم فاز کاندی، عرض پالس ۱۲ میکروثانیه و فاصله‌ی بین دو فاز هشت میکروثانیه، نمایش می‌دهد.

در نهایت، کنترل‌کننده دیجیتال، با استفاده از تکنولوژی CMOS 0.18 μm، در بستر ASIC جانمایی شده است (شکل (۱۲) و شکل (۱۳)). جدول (۱) خلاصه‌ای از مشخصات کنترل‌کننده دیجیتال طراحی شده، از جمله میزان توان مصرفی و فضای لازم برای هر یک از بخش‌های LDC و قسمت GDC را نمایش می‌دهد.

با توجه به این نکته که توان بخش دیجیتال طراحی شده بسیار کم و در محدوده‌ی میکرووات می‌باشد، که بسیار کم‌تر از توان قسمت‌های آنالوگ تحریک‌کننده است که توانی در حدود میلی‌وات مصرف می‌کنند، تمرکز اصلی در این طراحی روی کاهش سطح تراشه قرار گرفته است.

جدول (۲) خلاصه‌ای از مشخصات پنج طراحی دیجیتال مشابه انجام شده در سایر کارهای تحقیقاتی و میزان توان مصرفی و ابعاد آن‌ها را نمایش می‌دهد. با مقایسه‌ی ابعاد و توان مصرفی

چند منظوره انجام شده است، تا به عنوان بخشی از یک سیستم تحریک الکتریکی برای کاربردهای تحریک مغزی، در یک تراشه، به صورت تمام مجتمع قرار گیرد.

#### ۴- سپاس‌گزاری

این پژوهش طبق قرارداد با شماره‌ی ۳۷۳۸ توسط ستاد توسعه‌ی علوم و فناوری‌های شناختی ایران مورد حمایت قرار گرفته است که بدین وسیله نویسندگان از حمایت مالی آن ستاد تشکر می‌نمایند.

#### ۵- مراجع

- [1] E. R. Kandel, J. H. Schwartz, T. M. Jessell, S. A. Siegelbaum, and A. J. Hudspeth, *Principles of neural science* vol. 4: McGraw-hill New York, 2000.
- [2] M. van Dongen and W. Serdijn, *Design of efficient and safe neural stimulators: A multidisciplinary approach*: Springer, 2016.
- [3] K. Iniewski, *VLSI circuits for biomedical applications*: Artech House, 2008.
- [4] S. Harkema, Y. Gerasimenko, J. Hodes, J. Burdick, C. Angeli, Y. Chen, *et al.*, "Effect of epidural stimulation of the lumbosacral spinal cord on voluntary movement, standing, and assisted stepping after motor complete paraplegia: a case study," *Lancet*, vol. 377, pp. 1938-47, Jun 4 2011.
- [5] M. K. Lyons, "Deep brain stimulation: current and future clinical applications," *Mayo Clin Proc*, vol. 86, pp. 662-72, Jul 2011.
- [6] J. S. Perlmutter and J. W. Mink, "Deep brain stimulation," *Annu Rev Neurosci*, vol. 29, pp. 229-57, 2006.
- [7] P. E. Holtzheimer and H. S. Mayberg, "Deep brain stimulation for psychiatric disorders," *Annu Rev Neurosci*, vol. 34, pp. 289-307, 2011.
- [8] V. N. Tuan and H.-K. Cha, "A standard CMOS neural stimulator IC with high voltage compliant output current driver," in *SoC Design Conference (ISOC), 2017 International*, 2017, pp. 316-317.
- [9] E. Greenwald, C. Maier, Q. Wang, R. Beaulieu, R. Etienne-Cummings, G. Cauwenberghs, *et al.*, "A CMOS current steering neurostimulation array with integrated DAC calibration and charge balancing," *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, vol. 11, pp. 324-335, 2017.
- [10] Y. Tao and A. Hierlemann, "A 15-Channel 30-V Neural Stimulator for Spinal Cord Repair," *IEEE Transactions on Very Large Scale Integration (VLSI) Systems*, pp. 1-5, 2018.
- [11] M. Sivaprakasam, W. Liu, G. Wang, J. D. Weiland, and M. S. Humayun, "Architecture tradeoffs in high-density microstimulators for retinal prosthesis," *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, vol. 52, pp. 2629-2641, 2005.

**جدول (۱)**- خلاصه‌ای از مشخصات تراشه‌ی کنترل‌کننده‌ی دیجیتال طراحی شده برای استفاده در سیستم تحریک‌کننده‌ی مغزی

Technology	0.18 $\mu\text{m}$
Power consumption for one channel ( $\mu\text{W}$ ):	
GDC	8.2
LDC	12.05
Total	20.2
Total Area ( $\mu\text{m}^2$ ):	
GDC	4246
LDC	19160
Num. of sites per channel	4
Data packet size (bits)	32
Amplitude ( $\mu\text{A}$ )	4 - 1000
Pulse width ( $\mu\text{s}$ )	4 - 4000
Inter phase delay ( $\mu\text{s}$ )	4 - 512
Forward data rate (Mbit/s)	1
Input clock frequency (MHz)	1

**جدول (۲)**- مقایسه‌ی میزان توان مصرفی و ابعاد تراشه در طراحی‌های انجام شده‌ی مشابه

Ref.	Technology (nm)	Total power consumption per channel ( $\mu\text{W}$ )	Num of sites	Area ( $\mu\text{m}^2$ )
[12]	65	39 (in the Global and Local controllers)	1	22,500
[28]	350	400 (in the Local stimulator)	4	200,000
[29]	65	200 (in the stimulation controller)	64	3,332,000
[30]	180	29.9 (in the stimuli generator)	4	1,020,000
[10]	180	N.A	15	868,000
Current work	180	20.27 (in the GDC and LDC)	4	23,405

#### ۳- نتیجه‌گیری

در این مقاله، طراحی و شبیه‌سازی واحد کنترل‌کننده‌ی دیجیتال یک تراشه‌ی تحریک عصبی برای کاربرد در یک ایمپلنت مغزی ارائه شد. طراحی ارائه شده به نحوی انجام شده است تا با به کارگیری طراحی ساده، متشکل از یک بخش کنترل‌کننده‌ی سراسری و چهار بخش کنترل‌کننده‌ی محلی، از نظر مصرف توان و ابعاد، بهینه بوده و به راحتی امکان ارتقا به مداری با قابلیت تحریک تعداد بیشتری از سایت‌ها را داشته باشد. کنترل‌کننده‌ی دیجیتال طراحی شده امکان کنترل ۱۶ سایت، و تحریک هم‌زمان چهار سایت را توسط پالس‌های مربعی با مشخصات قابل برنامه‌ریزی دارد. پس از پیاده‌سازی بخش دیجیتال روی FPGA و اطمینان از صحت عمل‌کرد آن، مرحله‌ی جانمایی مدار مجتمع خاص

- [22] M. H. Maghami, A. M. Sodagar, and M. Sawan, "Biphasic, energy-efficient, current-controlled stimulation back-end for retinal visual prosthesis," in *Circuits and Systems (ISCAS), 2014 IEEE International Symposium on*, 2014, pp. 241-244.
- [23] R. Shulyzki, K. Abdelhalim, and R. Genov, "CMOS current-copying neural stimulator with OTA-sharing," in *Circuits and Systems (ISCAS), Proceedings of 2010 IEEE International Symposium on*, 2010, pp. 1232-1235.
- [24] P. T. Bhatti and K. D. Wise, "A 32-site 4-channel high-density electrode array for a cochlear prosthesis," *IEEE Journal of solid-state circuits*, vol. 41, pp. 2965-2973, 2006.
- [25] C. Carboni, L. Bisoni, R. Puddu, L. Raffo, and M. Barbaro, "A novel embedded system for direct, programmable stimulation of the peripheral neural system," in *(NGCAS), 2017 New Generation of CAS*, 2017, pp. 189-192.
- [26] S. Nag and N. V. Thakor, "Implantable neurotechnologies: electrical stimulation and applications," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 54, pp. 63-76, 2016.
- [27] J. Couto and W. M. Grill, "Kilohertz Frequency Deep Brain Stimulation Is Ineffective at Regularizing the Firing of Model Thalamic Neurons," *Front Comput Neurosci*, vol. 10, p. 22, 2016.
- [28] E. Noorsal, K. Sooksood, H. Xu, R. Hornig, J. Becker, and M. Ortmanns, "A neural stimulator frontend with high-voltage compliance and programmable pulse shape for epiretinal implants," *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 47, pp. 244-256, 2012.
- [29] N. Tran, E. Skafidas, J. Yang, S. Bai, M. Fu, D. Ng, *et al.*, "A prototype 64-electrode stimulator in 65 nm CMOS process towards a high density epiretinal prosthesis," in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, 2011, pp. 6729-6732.
- [30] S. Ethier and M. Sawan, "Exponential current pulse generation for efficient very high-impedance multisite stimulation," *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, vol. 5, pp. 30-38, 2011.
- [12] N. Tran, S. Bai, J. Yang, H. Chun, O. Kavehei, Y. Yang, *et al.*, "A complete 256-electrode retinal prosthesis chip," *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 49, pp. 751-765, 2014.
- [13] A. Wongsarnpigoon, J. P. Woock, and W. M. Grill, "Efficiency analysis of waveform shape for electrical excitation of nerve fibers," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, pp. 319-328, 2010.
- [14] T. M. Gwon, C. Kim, S. Shin, J. H. Park, J. H. Kim, and S. J. Kim, "Liquid crystal polymer (LCP)-based neural prosthetic devices," *Biomedical Engineering Letters*, vol. 6, pp. 148-163, 2016.
- [15] E. M. van der Heide, J. R. Buitenweg, E. Marani, and W. L. Rutten, "Single pulse and pulse train modulation of cutaneous electrical stimulation: a comparison of methods," *J Clin Neurophysiol*, vol. 26, pp. 54-60, Feb 2009.
- [16] P. Walter and K. Heimann, "Evoked cortical potentials after electrical stimulation of the inner retina in rabbits," *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, vol. 238, pp. 315-8, Apr 2000.
- [17] A. Abdi and H.-K. Cha, "A bidirectional neural interface CMOS analog front-end IC with embedded isolation switch for implantable devices," *Microelectronics Journal*, vol. 58, pp. 70-75, 2016.
- [18] M. Ghovanloo, K. Otto, D. Kipke, and K. Najafi, "In vitro and in vivo testing of a wireless multichannel stimulating telemetry microsystem," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, 2004, pp. 4294-4297.
- [19] V. K. Khanna, *Implantable medical electronics: prosthetics, drug delivery, and health monitoring*: Springer, 2015.
- [20] M. Ghovanloo and K. Najafi, "A wireless implantable multichannel microstimulating system-on-a-chip with modular architecture," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, pp. 449-457, 2007.
- [21] T. G. Constandinou, J. Georgiou, and C. Toumazou, "A partial-current-steering biphasic stimulation driver for vestibular prostheses," *IEEE Trans Biomed Circuits Syst*, vol. 2, pp. 106-13, Jun 2008.