پردازشگر خاص برای تحریک مصنوعی اعصاب محیطی

امیر بیگی
دانشکده مهندسی برق دانشگاه علم و صنعت ایران
amir_beygi@ee.iust.ac.ir

چکیده: در این مقاله یک پردازشگر خاص برای به کارگیری در یک سیستم تحریک کننده اعصاب محیطی طراحی شده است. این سیستم با دریافت اطلاعات کنترلی از طریق یک لینک القایی با فرکانس ۴ MHz، توانایی تحریک مناسب اعصاب توسط ۸ جفت الکترود را دارا می‌باشد. جریان تحریک کننده الکتریکی عصب به صورت دو فازه با دامنه و مدت زمان قابل برنامه‌ریزی برای هر دو فاز و تاخیر بین دو فاز در نظر گرفته شده است. پردازنده مورد نظر یک سیگنال داده‌های سریال ورودی کد شده به صورت RZ[1] را به همراه سیگنال‌های پالس ساعت و reset از بخش‌های آنالوگ سیستم دریافت می‌کند و به تفسیر رشته اطلاعات ورودی می‌پردازد. صحت اطلاعات از طریق بیت‌های parity که در لابلای داده‌های اصلی است، بررسی شده و در نهایت سیگنال‌های کنترلی تحریک، توسط اطلاعات موجود در رشته داده ورودی تولید می‌شوند. نتایج شبیه‌سازی و پیاده‌سازی این پردازشگر در مقاله آورده شده است.

کلمات کلیدی: پردازشگر خاص، تحریک کننده اعصاب و ماشین حالت.

۱- مقدمه

ایده استفاده از سیستم‌های تحریک کننده عصب از قرن ۱۸ میلادی برای رفع پاره‌ای از مشکلات بیماران فلج مطرح شد. در ابتدا هدف از ساخت این سیستم کمک به درمان اندام فلج شده (دست و پا) بود ولی در حال حاضر برای اعضای دیگری همچون چشم و گوش، نیز سیستم‌های قابل قبولی ارائه شده است. در این کاربردها تصویر یا صوت گرفته شده، پس از پردازش از طریق سیستم‌های محرک کاشته شده در بدن به بافتهای عصبی فرستاده می‌شود. در سیستم‌های اولیه برای تحریک اندامهای حرکتی عمل تحریک به صورت خارجی انجام می‌گرفت که استفاده از آن برای بیمار مشکل بود، اما در حال حاضر و با پیشرفت ساخت مدارهای مجتمع، سیستم تحریک کننده در داخل بدن کاشته می‌شود.

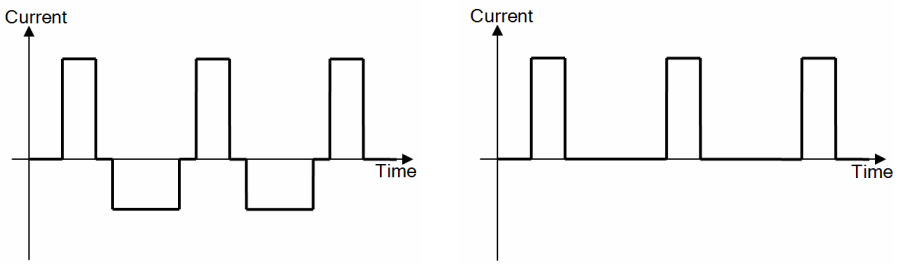
حرکت اندام‌ها حاصل انقباض و انبساط عضلات آنها می‌باشد، که این دو واکنش در اثر تحریک و عدم تحریک توسط تکانه-های الکتریکی ایجاد می‌گردد. این تحریک را می‌توان از طریق مصنوعی و به دو صورت تحریک مستقیم عضله و یا تحریک عضله از طریق اعصاب محیطی انجام داد. تحریک اعصاب محیطی نسبت به تحریک مستقیم عضله مزایای فراوانی دارد. جریان تحریک و بنابراین توان در این روش ۲ تا ۳ برابر کمتر است. به علت کم بودن جریان، احتمال مجروح شدن بافت نیز کمتر می‌شود. چون عصب‌ها از داخل ماهیچه‌ها عبور می‌کنند، با این روش حتی می‌توان ماهیچه‌های گروهی را تحریک کرد. مساله دیگر این است که عصب بر خلاف عضله، حرکت و فشار مکانیکی ندارد. پس یک افزار کاشتنی عصب محیطی،

1. Return to Zero

طول عمر بیشتر و تغییر مکان فیزیکی کمتری در بدن دارا است. دلیل عدم استفاده گسترده از روش تحریک عصب محیطی، ظریف بودن و احتمال آسیب دیدن این عصب‌ها است. انجام سالها تحقیقات در این زمینه منجر به پیشرفت در تولید الکترودهایی شده که اعصاب را تخریب نمی‌کنند.

عمل تحریک را می‌توان بر اساس نوع تغذیه و داده و مسیر ارسالی آن نیز تقسیم‌بندی کرد. برای تامین تغذیه در تحریک-کننده‌ها از دو روش استفاده شده است. روش اول استفاده از باطری‌های قابل شارژ است که به دلیل سنگینی و نیاز به شارژ باطری سیستم‌های بهینه‌ای به نظر نمی‌رسند. در مورد ارسال داده‌ها نیز چنین مسائلی وجود دارد. در سیستم‌های ابتدایی از طریق سیم، تغذیه و داده به تحریک کننده ارسال می‌شد که به تنظیم فاصله الکترود در هر دفعه استفاده از سیستم، احتیاج بود و بنابراین احتمال شکستگی الکترود و آسیب دیدن بافت وجود داشت. در سیستم‌های کنونی برای رفع مشکلات ذکر شده، ارسال داده و توان از راه دور صورت می‌گیرد. نکته ای دیگر در تغذیه از راه دور، یک طرفه و دو طرفه بودن آن است. در سیستم‌های دو طرفه به کمک تبادل اطلاعات با دنیای بیرون می‌توان هر گونه اشکال سیستم را از طریق سیستم کنترل خارجی گزارش داده و رفع عیب نمود. در این سیستم‌ها، هم در قسمت کنترل خارجی و هم در قسمت کاشته شده در بدن فرستنده و گیرنده وجود دارد. مشکل اصلی این گونه سیستم‌ها، پیچیده بودن آن است.

عمل تحریک براساس نوع جریان تحریک به دو صورت تک‌فاز و دوفاز انجام می‌پذیرد. شکل۱ نمونه جریان تحریک کننده تک‌فاز و دوفاز را نشان می‌دهد. در تحریک تک‌فاز جریان فقط از یک جهت به بار می‌رسد. به این معنی که جریان تحریک یا به بار داده می شود و یا از آن گرفته می شود. اما در روش دو فاز، جهت جریان فاز دوم بر خلاف فاز اول است. در تحریک دو فازی، دو منبع جریان برای تحریک وجود دارد که یکی برای تامین جریان و دیگری برای فروبردن جریان می‌باشد. انباشتگی الکتریکی در تحریک ممکن است به بافت آسیب رساند و به این دلیل که تحریک دوفازی از نظر بار خنثی است، کارایی بیشتری دارد.[۳]



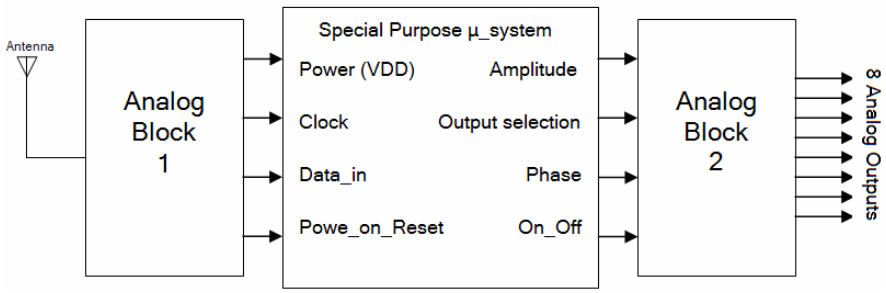
الف- تحریک تک فاز ب- تحریک دو فاز

شکل۱: تقسیم بندی براساس نوع جریان تحریک

۲- کلیات

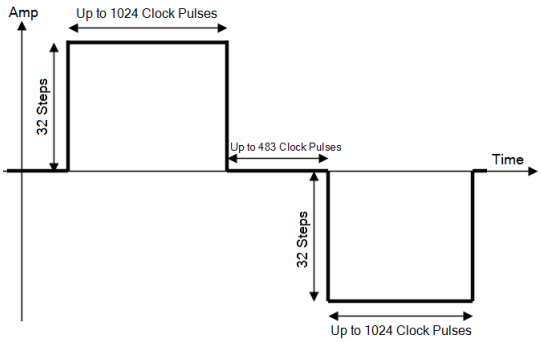
این کنترلر به همراه دو بخش آنالوگ در یک چیپ ساخته می‌شود که در داخل بدن قابل کاشت است. اطلاعات برای برنامه ریزی دستگاه، توسط یک فرستنده از خارج بدن و به روش القای الکترومغناطیسی به داخل بدن فرستاده می‌شود. بخش آنالوگ اول از طریق یک آنتن اطلاعات را گرفته و پس از آشکارسازی به کنترلر می‌فرستد و بخش آنالوگ دوم هم با توجه

به خروجی‌های کنترلر، هشت خروجی را تغذیه می‌کند که این خروجی‌ها دارای دامنه و مدت زمان روشن و خاموشی کنترل شده‌ای می‌باشند. در شکل۲ این ارتباط ها نشان داده شده است.



شکل۲: بلوک دیاگرام کلی سیستم تحریک عصبی قابل کاشت در بدن

ورودی اطلاعات کنترلر با سیگنال پالس ساعت سنکرون شده است. برای انتخاب هر یک از خروجی‌های آنالوگ، یک آدرس سه بیتی در نظر گرفته شده است. تنظیم دامنه هر خروجی با ۳۲ پله صورت می‌گیرد. هر عدد از این کنترلر ها به همراه دو بخش آنالوگ دیگر می‌تواند به هشت الکترود برای تحریک عصب آسیب‌دیده فرمان دهد. این تحریک توسط جریان الکتریکی و در دو فاز و با برنامه‌ریزی مستقل از هم صورت می‌گیرد. شکل موج و زمان بندی خروجی‌های سیستم تحریک مصنوعی عصب، در شکل۳ و در جدول۱ آمده است.



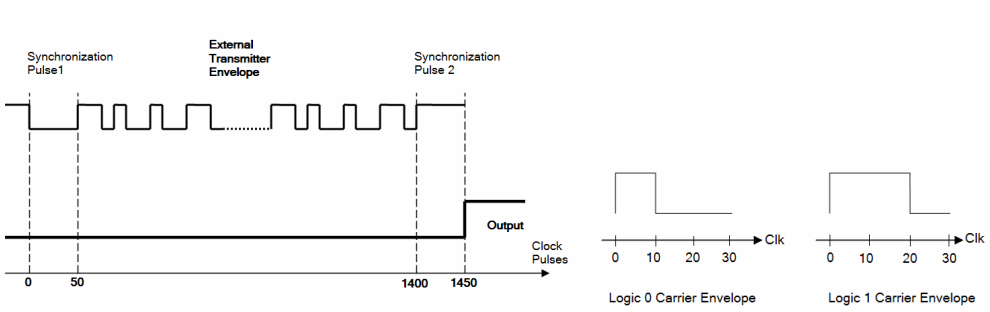
شکل۳: خروجی های سیستم مصنوعی تحریک عصب (کنترلر باعث می‌شود خروجی‌های بخش آنالوگ دوم به صورت بالا باشد)

جدول۱: خروجی‌های سیستم

	حالت کلی	در کاربرد خاص
شکل موج	دو فاز مستقل با پلاریته مخالف	
دامنه	۳۲ مرحله	۰تا ۲ میلی آمپر(مراحل ۶۴/۵ µA)
مدت زمان هر فاز	تا ۱۰۲۴ پالس ساعت	تا ۲۰۵۰ میکرو ثانیه
تاخیر هر فاز	۳ تا ۴۸۳ پالس ساعت	۱۲ تا ۱۹۳۲ میکرو ثانیه
دوره انجام یک عملیات کامل	حداکثر ۴۰۰۰ پالس ساعت	حداکثر ۱۶ ms

اطلاعات خروجی از بخش آنالوگ اول، به صورت سریال وارد کنترلر شده و پس از تفسیر و پردازش در یک رجیستر ذخیره می شود. هر دسته از اطلاعات کامل ورودی شامل سه بخش است. دو پالس همزمانی[۲] و ۴۵ بیت اطلاعات که به صورت کد Return-to-Zero در آمده است. پالس همزمانی اول نشانگر شروع دنباله اطلاعات ورودی و پالس همزمانی دوم نشانگر تمام شدن دنباله اطلاعات و همچنین فرمان شروع تحریک می‌باشد. پالس همزمانی اول یک پالس Low (0) به طول دقیقاً ۵۰ پالس ساعت و پالس همزمانی دوم، پالسی High (1) به طول حداقل ۵۰ پالس ساعت است. هر بیت از اطلاعات نیز دارای طول ۳۰ پالس می‌باشد. بیت 1 با duty cycle دو سوم و بیت 0 با duty cycle یک سوم در شکل۴ نشان داده شده است. شکل۵ یک دسته از اطلاعات کامل به همراه زمان شروع خروجی را نشان می‌دهد.

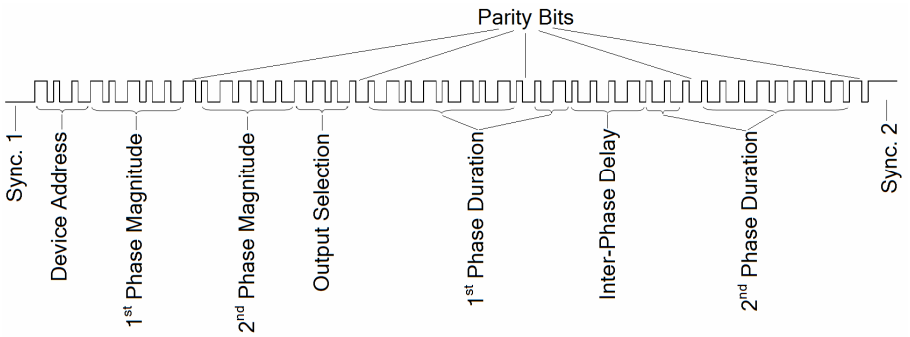
2. Synchronization Pulses



شکل۴: منطق 0 و 1 در کد RZ

شکل۵: دسته اطلاعات ورودی

اگر به هر علتی دسته اطلاعات به صورت بالا نباشد، هیچکدام از خروجی ها فعال نشده و سیستم Reset می شود. وظیفه هر قسمت از دسته اطلاعات ورودی در شکل۶ نشان داده شده است. برای اطمینان بیشتر در صحت اطلاعات خوانده شده از پریتی فرد استفاده شده است. مدت زمان تحریک در هر فاز توسط ۱۰ بیت برنامه‌ریزی می‌شود. همچنین برای برنامه ریزی مدت زمان تاخیر بین فاز ها ۴ بیت و برای دامنه خروجی ها ۵ بیت در نظر گرفته شده است.



شکل۶: وظیفه قسمت های مختلف دسته اطلاعات ورودی

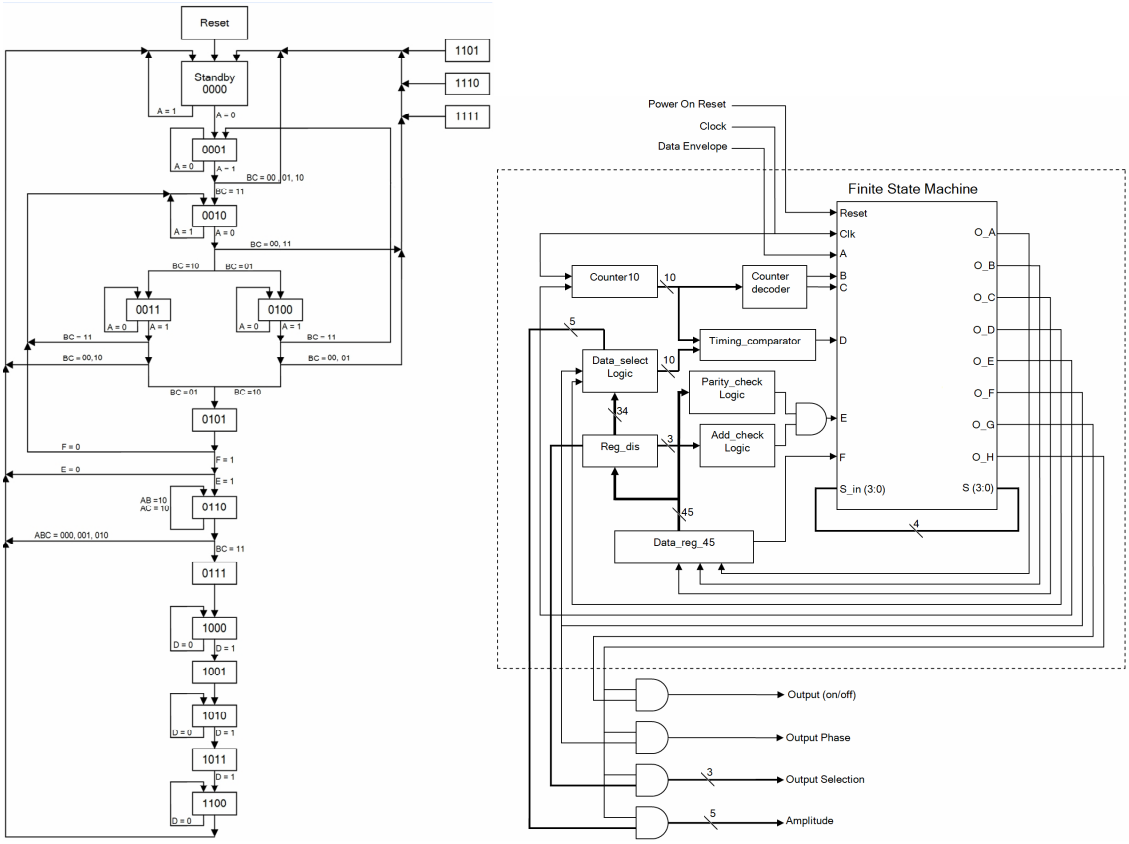
۳- روش طراحی

برای طراحی این کنترلر از یک ماشین حالت[3] که دارای ۱۶ حالت، ۶ ورودی و ۸ خروجی می‌باشد، استفاده شده است. شکل۷ ساختارکلی کنترلر خاص را نشان می دهد. ماشین حالت، شمارنده و رمزگشای آن، رجیستر، چک کننده آدرس و پریتی، انتخاب اطلاعات و مقایسه کننده زمان، بلوکهای آن را تشکیل می‌دهد. در شکل۸ الگوریتم ماشین حالت[4] برای سیستم فوق آمده است.

۴- شبیه‌سازی

پس از کنار هم قرار دادن تمامی بلوکها، نوبت به شبیه‌سازی سیستم می رسد. توسط کد VHDL ورودی های مختلف برای سیستم در نظر گرفته شده است و با نرم افزار ModelSim شبیه سازی‌ها صورت می‌گیرد. در شبیه‌سازی‌ها طول دوره هر سیگنال پالس ساعت ۱۰μs قرار داده شده است.

3. State Machine
4. Algorithmic State Machine Chart (ASM Chart)



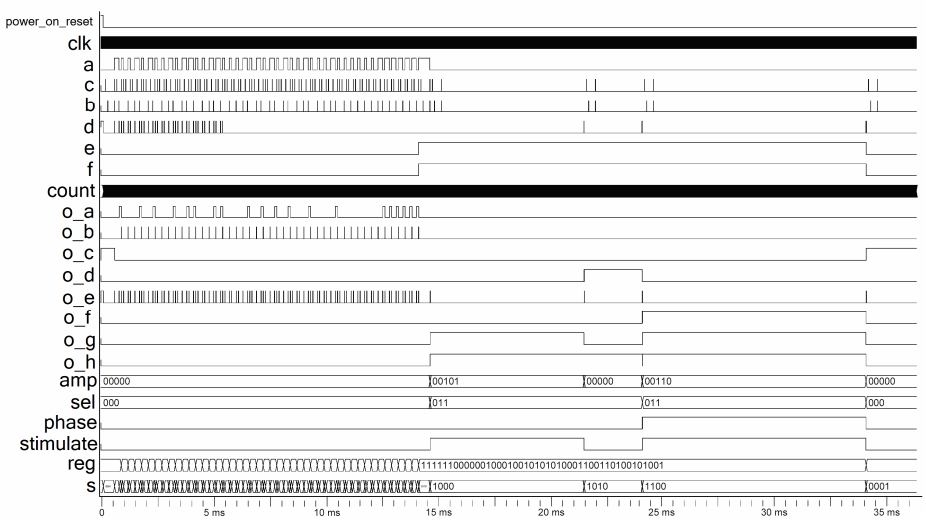
شکل۷ : بلوک دیاگرام کلی کنترلر

شکل۸: الگوریتم ماشین حالت

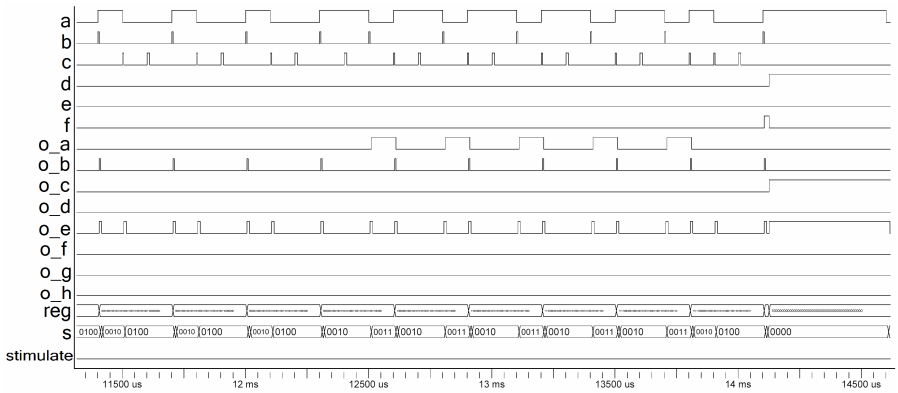
شبیه سازی برای پردازش و تفسیر پالس همزمانی اول، رمزگشایی داده های 0 و 1 و برای پالس همزمانی دوم انجام شد. در شکل۹ شبیه سازی برای یک دسته اطلاعات کامل ورودی نشان داده شده است. دسته اطلاعات ورودی حاوی برنامه‌ای به صورت 1001010010110011000101010100100010000000111111 است. همانطور که در شکل معلوم است، بعد از پایان پالس همزمانی دوم، خروجی مطلوب در دو فاز ایجاد می‌شود. در شش مورد این سیستم در هنگام کار Reset می‌شود. این موارد، Reset خارجی، پهنای پالس اشتباه مربوط به داده‌ها و پالس همزمانی اول و دوم ، آدرس یا پریتی اشتباه هستند. نتایج شبیه‌سازی آنها نیز مطلوب بود. در شکل۱۰ شبیه‌سازی حالت پریتی اشتباه آورده شده است.

۵- پیاده سازی

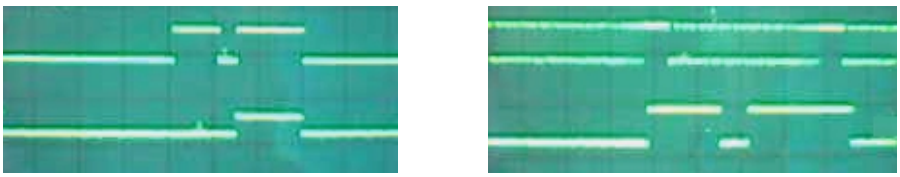
برای پیاده سازی از FPGA شرکت Xilinx ، خانواده Spartan 2 استفاده شده است. مشکل اساسی برای آزمایش، نداشتن سیگنال ورودی است. برای رفع این مشکل یک بلوک دیگر به سیستم اضافه می‌شود و وظیفه آن ساختن سیگنالی برای برنامه‌ریزی کنترلر است. در شکل۱۱ نتایج پیاده‌سازی آورده شده است.



شکل۹: شبیه سازی برای کل سیستم به همراه تمام خروجی ها



شکل۱۰: Reset به علت اشتباه بودن پریتی برای ۸ بیت آخر



(ب) (الف)

شکل۱۱: نتایج عملی- (الف) دسته اطلاعات ورودی به همراه خروجی (ب) خروجی های on/off و phase

۶- نتیجه گیری

در این مقاله، پردازشگری خاص با مشخصات تعریف شده، طراحی، شبیه سازی و پیاده سازی شد. نتایج آزمایشگاهی و شبیه سازی نشان داد که پردازشگر با توجه به ورودی با قراردادهای معینی که تعیین شده است، خروجی های مورد نظر را ایجاد می کند.

مراجع

[۱]. Amir M. Sodagar, “A Fully-Integrated Nerve Electrical Stimulation System”, NSFERC for Wireless Integrated Micro Systems, University of Michigan, Feb. 2002

[۲]. Morris M. Mano,”Digital Design”, Englewood Cliffs, N. j.: Prentice Hall, Inc, 1984

[۳]. ایمان رضایی، ″یک سیستم تحریک کننده الکتریکی اعصاب محیطی چند کاناله با تغذیه از راه دور″، پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تابستان ۸۳