# طراحی و ساخت تعادل سازی بار برای محرک عمقی مغز آدیاباتیک جریان ثابت


**دانشجو: طاهره اسکندری و استاد راهنما: دکتر امید شعاعی**

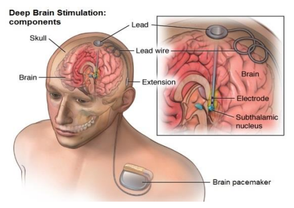
***دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران***


## مقدمه

بیماری‌های لرزشی مانند پارکینسون از نوع پیش‌رونده هستند، به این صورت که در اوایل بیماری، فرد متوجه حضور آن نمی‌شود ولی بعد از گذشت زمان و با بروز علائمی همچون لرزش دست و پا، سختی و خشک شدن حرکت دست و ضعف تعادل، پی به وجود بیماری می‌برد.

بر اساس آخرین یافته ها در سایت Rightdiagnosis، بیش از هفتصد هزار نفر در ایران مبتلا به بیماری پارکینسون هستند که روز به روز این آمار افزایش پیدا می‌کند. احتمال بروز بیماری پارکینسون با افزایش سن بیمار، بالا می‌رود لذا با توجه به این آمار، بهبود وضعیت مبتلایان به این بیماری اهمیت پیدا می‌کند. بیماری پارکینسون درمان قطعی ندارد و یکی از روش هایی که به کمک آن می‌توان علائم این بیماری را کاهش داد استفاده از سیستم DBS است.

هر سیستم DBS شامل ۳ بخش است: ۱- دستگاه تولیدکننده پالس قابل کاشت در بدن(IPG) ۲- دستگاه برنامه‌ریز ۳- الکترود. IPG مهم ترین بخش دستگاه DBS است، وظیفه آن تولید پالس های تحریک قابل برنامه ریزی برای اعمال به بخش عمقی مغز است. این قسمت در فضای بالای سینه ی بیمار توسط پزشک کاشته می‌شود و باید به‌گونه‌ای تولید شود که کمینه مصرف توان را داشته باشد چرا که این دستگاه کاشته شده در بدن، به مدت ۲ تا ۳ سال باید بدون وقفه کار کند. دستگاه IPG باید قابلیت کنترل پذیری با توجه به شرایط گوناگون را داشته باشد زیرا مشخصات پالس تحریک خروجی بستگی به شرایط بیمار دارد که این کنترل به صورت بی سیم خارج از بدن و توسط نورولوژیست یا خود فرد بیمار انجام می شود. سپس پالس های تولید شده توسط IPG به الکترود و از آن جا به بخشی از بافت مغز که وظیفه کنترل حرکت را دارد اعمال می‌شود، در نتیجه به بهبود علائم این بیماری کمک می‌کند.




نمونه کاشته شده DBS

به این منظور ۳ نوع محرک داریم: ۱- محرک های ولتاژی ۲- محرک های جریانی ۳-محرک های جریان ثابت آدیاباتیک.

در تحریک عمقی مغز، محرک‌های جریانی نسبت به محرک‌های ولتاژی دارای ارجحیت می‌باشند. زیرا در محرک های جریانی میزان بار منتقل شده در هر فاز دارای قابلیت کنترل‌پذیری بیشتری می‌باشند. مهم‌ترین ایراد در تحریک‌های جریان ثابت، اتلاف توان اضافی آن در اثر اضافه ولتاژی است که نسبت به ولتاژ الکترود باید در مدار وجود داشته باشد تا بتوان منبع جریان ثابت ایجاد نمود. همچنین بخشی از اتلاف توان در مقاومت بافت می‌باشد که غیرقابل برگشت است. بخش دیگری از توان نیز در یک فاز در خازن بین الکترود-بافت ذخیره می‌شود که در فاز بعد می‌تواند بازیابی شود. برای اینکه اتلاف توان تنها به مقاومت بافت محدود شود، در این طرح از محرک جریانی آدیاباتیک استفاده می‌شود.

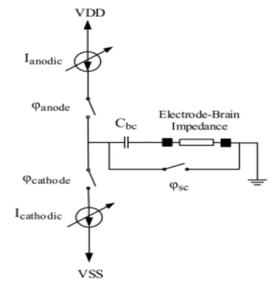
در محرک ها، استفاده از تحریک پالسی دو فازه مرسوم است. فاز مثبت، فاز آندی خوانده می‌شود و به فاز منفی، فاز کاتدی گفته می‌شود. وظیفه اولین فاز، تولید پتانسیل عمل و وظیفه فاز دوم خنثی سازی بارهای فاز اول است. به این صورت که ابتدا فاز آندی اعمال می‌شود که موجب تحریک نورون‌های مجاور الکترود و ایجاد پتانسیل عمل می‌گردد. سپس برای تعادل سازی بار، فاز کاتدی به صورتی اعمال می‌شود که بار تزریق شده در فاز اول را خنثی نماید یعنی با اعمال دو فاز کاملا مشابه از لحاظ زمان و دامنه، برای هر دو فاز آندی و کاتدی می توان سیستم را به تعادل رساند، اما این روش کارساز نخواهد بود چرا که به دلیل عدم تطابق در مدارهای مجتمع، نهایتاً بارهای فاز آندی و کاتدی ۰.۱٪ تا ۵٪ عدم تطابق خواهند داشت. به همین دلیل است که ساختارهایی برای از بین بردن این عدم تطابق و ایجاد تعادل در بار تزریقی پیشنهاد می‌شود زیرا باقی ماندن هر گونه بار اضافی بر روی خازن الکترود می‌تواند به ولتاژ باقی‌مانده تبدیل شود، که در طول زمان این بارها جمع شده و ولتاژ باقی‌مانده افزایش می‌یابد. اگر این ولتاژ از حد مجاز تعیین شده فراتر رود، موجب ایجاد تغییرات شیمیایی مضر در سطح الکترود-الکترولیت می‌شود که آسیب برگشت ناپذیری به الکترود و به بافت الکترولیتی مغز وارد می‌کند. بنابراین تعادل سازی بار، یکی از مهم‌ترین بخش‌های یک محرک قابل کاشت است و مهم‌ترین پارامتر امنیت آن تلقی می‌گردد. تعادل سازی بار به دو روش کلی انجام می‌پذیرد: فعال و غیر فعال.

در روش فعال یک سیستم کنترل کننده، ولتاژ باقی‌مانده روی خازن الکترود را بررسی می‌کند تا بر اساس آن جبران سازی را انجام دهد به این صورت که یک خازن مجتمع شده با یک ضریب کوچک شده از جریان آندی شارژ می‌شود تا بتواند معیاری از میزان بار ریخته شده به بافت را در دست داشته باشد. سپس جریان برگشت اعمال شده و خازن با ضریبی از این جریان که برابر ضریب فاز قبل باشد، تخلیه می‌شود. مقایسه گری که ولتاژ خازن را با سطح صفر مقایسه می‌کند، به فاز کاتدی ادامه می‌دهد تا همان باری که ریخته شده است، به همان میزان برداشته شود و با عبور از صفر ولتاژ خازن به فاز کاتدی خاتمه می‌دهد.

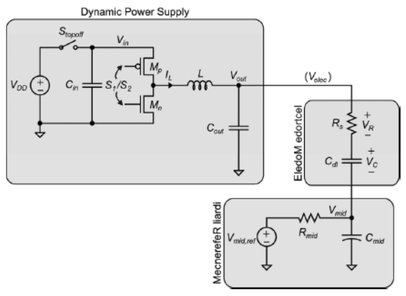
در روش های غیر فعال تعادل سازی بار به روش ساده تر و با دقت و کنترل کمتری صورت می‌گیرد. در این روش بار جمع شده در بافت بعد از اعمال دو فاز تحریک توسط یک کلید تخلیه و صفر می‌شود. همچنین عموماً از یک خازن بلوکه کننده‌ی جریان DC استفاده می‌شود، البته الزامی در به کار بردن چنین خازنی وجود ندارد و صرفاً این خازن برای افزایش ایمنی دستگاه به کار می‌رود. استفاده از این خازن، این اطمینان را می‌دهد که اگر به هر دلیلی مدار درست کار نکند، هیچ جریان DC از بافت عبور نمی‌کند. مشکل تمامی متعادل کننده های غیر فعال، عدم کنترل جریان و بار در فاز برگشت است.

## ساختار پیشنهادی

برای شبیه سازی و پیاده سازی بخش IPG از مبدلی استفاده شده است که خروجی ولتاژ آن به عنوان یک منبع تغذیه پویا مستقیماً به امپدانس الکترود-مغز اعمال می‌گردد. به این ساختار forward buck-reversed boost گفته می‌شود. در این مبدل برای قطع و وصل کردن سوئیچ ها به جای روش PWM که سوئیچ ها را به طور منظم قطع و وصل می‌کند از روش PFM استفاده می‌شود که بر اساس جریان و ولتاژ گذرنده از الکترود هر زمانی که نیاز باشد سوئیچ ها را قطع و وصل می‌کند. برای اندازه گیری جریان الکترود نیز از یک مقاومت ۱۱ اهمی استفاده شده است که بعد از تقویت به مقایسه گر میکرو کنترلر PIC16F1823 داده می‌شود که در هر فاز با یک مقدار مشخص که از مالتی پلکسر می‌آید، مقایسه می‌شود و فرمان قطع و وصل شدن را به دو ماسفت مبدل می‌دهد و از این طریق می توان جریان و ولتاژ الکترود را در هر فاز تنظیم نمود. سپس برای تعادل سازی سیستم مورد نظر یک خازن بلوکه کننده با الکترود به صورت سری قرار می‌گیرد. در روش غیر فعال بعد از هر تناوب از سوی PIC به ماسفت دیگری فرمان وصل شدن داده می‌شود و دو سر الکترود اتصال کوتاه می‌شود در نتیجه سیستم به تعادلسازی می‌رسد واضح است که کنترل جریان در این روش امکان پذیر نیست. در روش فعال نیز از دو سر خازن بلوکه کننده انشعاب گرفته می‌شود و بعد از بافر شدن، برای مقایسه با سطح صفر به مقایسه گر دیگر PIC داده می‌شود، با عبور ولتاژ خازن از صفر، فرمان خاتمه فاز کاتدی داده می‌شود. این روش نسبت به روش قبل دقت بیشتری دارد چرا که به همان میزان باری که روی خازن قرار گرفته است، تخلیه می‌شود.

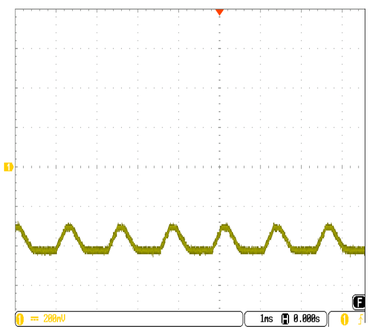



روش تعادل سازی غیر فعال و قرار گیری خازن بلوکه کننده در روش فعال

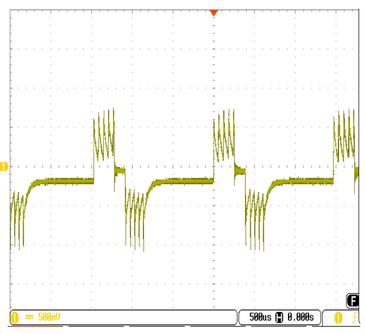



سیستم اصلی بدون تعادل سازی

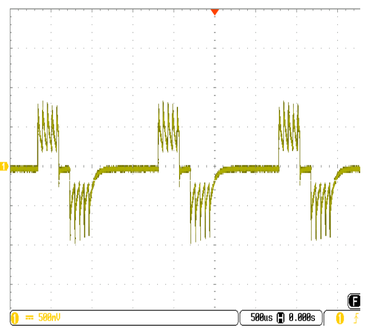
## نتایج



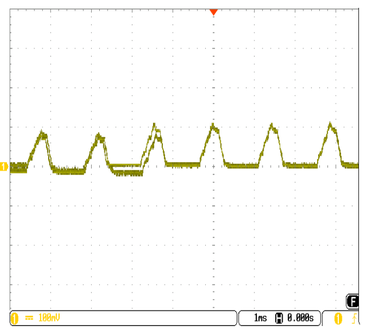
ولتاژ دو سر خازن بدون تعادل سازی



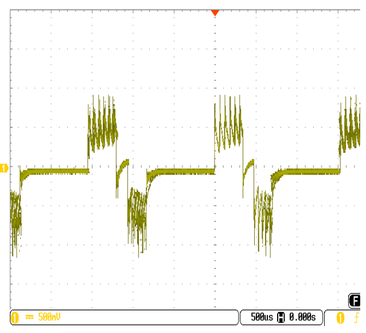
ولتاژ الکترود بدون تعادل سازی



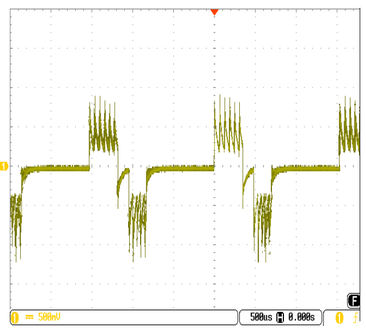
جریان الکترود بدون تعادل سازی



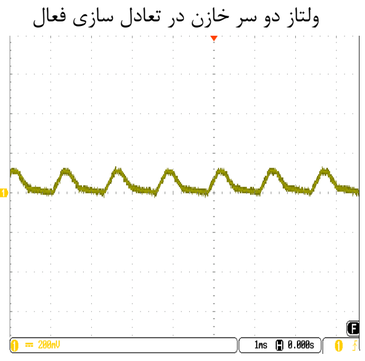
ولتاز دو سر خازن در تعادل سازی فعال



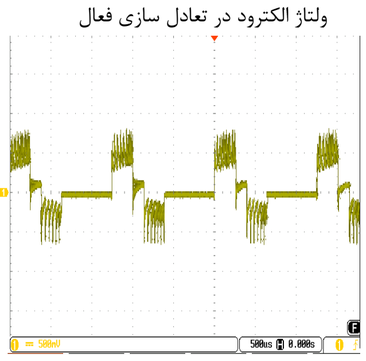
ولتاژ الکترود در تعادل سازی فعال



جریان الکترود در تعادل سازی فعال



ولتاژ دو سر خازن در تعادل سازی غیر فعال



ولتاژ الکترود در تعادل سازی غیر فعال

جریان الکترود در تعادل سازی غیر فعال

در هر ۳ حالت موجود جریان الکترود در هر فاز دارای مقدار ثابت است و این مقدار تقریبا برابر ۵۰۰ میکرو آمپر است همچنین مقدار DC این جریان برابر صفر است. در حالت تعادل سازی نشده مشاهده می‌شود که مقداری بار روی خازن الکترود باقی‌می‌ماند در نتیجه ولتاژ دو سر الکترود دارای مقدارDC می‌شود. در حالت تعادل سازی شده با روش فعال مقدارDC ولتاژ الکترود برابر صفر می‌شود و این نکته به این معناست که تعادل سازی انجام شده و ولتاژ دو سر خازن بعد از هر تناوب روی مقدار صفر قرار می‌گیرد به بیان دیگر در فاز آندی مقداری بار روی خازن قرار می‌گیرد که در فاز کاتدی همین بار تخلیه می‌شود. در حالت تعادل سازی با روش غیر فعال به علت اتصال کوتاه انجام شده، جریان و ولتاژ الکترود بعد از فاز کاتدی بر خلاف حالت های قبلی به سرعت به صفر می‌رسد. همچنین ولتاژ دو سر خازن نیز روی مقدار صفر قرار می‌گیرد ولی تعادل سازی در این روش نسبت به روش قبل از دقت و کنترل کمتری برخوردار است و بهترین حالت ممکن تعادل سازی با روش فعال است.

## جمع بندی

در تحقیق صورت گرفته سعی شده است که در جهت کاهش توان محرک های عمقی مغز از روش آدیاباتیک که توان کمتری مصرف می‌کند، بهره ببریم و برای داشتن سیستمی متعادل تر روش ها و مدارهایی را ارائه و از بین آن ها سیستم تعادل سازی مناسبی را انتخاب کنیم. در واقع تلاش شده است که امنیت دستگاه های مورد نظر را افزایش دهیم. یکی از محدودیت های این سیستم این است که اگر باتری قابل شارژ نباشد با توجه به نوع و علائم بیماری مدت زمان محدودی را دوام خواهد آورد در نتیجه نیاز به کاشت دوباره دستگاه است که موجب ناراحتی بیمار و یا حتی عفونت در بدن بیمار می شود ولی اگر باتری قابلیت شارژ داشته باشد در این صورت از این لحاظ مشکلی نخواهد بود هرچند که این نکته هم وجود دارد که تعداد دفعات شارژ و دشارژ باتری بی نهایت نیست و سرانجام بعد از دفعاتی(مثلا ۱۰۰۰ سیکل) باتری دیگر قابل استفاده نخواهد بود. به عنوان پیشنهاد می‌توان به این موارد اشاره کرد: ۱- ساخت دستگاه برنامه ریز برای تکمیل شدن دستگاه و کنترل هر چه بهتر سیستم ۲- کنار هم قرار دادن تمام اجزای دستگاه DBS ۳- تلاش در جهت کوچک شدن سایز مدار و طراحی مناسب برای کاشت دستگاه در بدن ۴- آزمایش و تست مدار طراحی شده بر روی موجود زنده مثل موش

## مراجع


1. **A. Scott K, and R. Sarpeshkar, "An energy-efficient, adiabatic electrode stimulator with inductive energy recycling and feedback current regulation," Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on 6.1 (2012): 1-14.**
2. **R. Ranjandish, "Design and implementation of a voltage mode Implantable Pulse Generator(IPG)," master of science degree in EE, University Of Tehran, 2014.**



printed by MegaPrint Inc. www.postersession.com