

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه تبریز

دانشکده برق و کامپیوتر

گروه الکترونیک

پایان نامه برای دریافت درجه کارشناسی ارشد در رشته مهندسی برق-الکترونیک

عنوان:

طراحی سخت افزار فشرده ساز سیگنال های عصبی استخراج شده از الکترودهای کاشته شده در بدن موجود زنده

استادان راهنما:

دکتر جواد فرونچی

دکتر شادرخ سماوی

پژوهشگر:

مریم فروهان

بهمن ۱۳۹۰

نام خانوادگی دانشجو: فروهان

نام: مریم

عنوان پایان نامه: طراحی سخت افزار فشرده ساز سیگنال های عصبی استخراج شده از الکترودهای کاشته شده در بدن موجود زنده

استادان راهنما: دکتر جواد فرونچی، دکتر شادرخ سماوی

مقطع تحصیلی: کارشناسی ارشد رشته: مهندسی برق- الکترونیک گرایش: طراحی مدارات مجتمع آنالوگ دانشگاه: دانشگاه تبریز

دانشکده: برق و کامپیوتر تاریخ فارغ التحصیلی: ۱۳۹۰/۱۱/۱۷ تعداد صفحه: ۱۰۸

کلید واژه ها: سیگنال عصبی، فشرده سازی، پتانسیل میدانی، اسپایک، نرخ فشرده سازی، کیفیت بازسازی، میکرو الکترو، میکروسیستم، ایمپلنت، سخت افزار

چکیده:

هدف از انجام این پایان نامه، طراحی سخت افزاری یک فشرده ساز سیگنال عصبی بوده است. فشرده سازی که مورد استفاده ی آن در میکرو سیستم هایی باشد که داخل بدن موجودات زنده کار گذاشته می شوند. با توجه به اینکه یافته های جدید علمی، اهمیت پتانسیل- های میدانی را بیش از پیش روشن می سازند، در پی طراحی سخت افزار فشرده سازی برمی آییم که دارای نرخ فشرده سازی بالا و کیفیت مطلوب بازسازی سیگنال باشد و به حذف سیگنال های کم دامنه نپردازد و به علاوه در پی طراحی سخت افزاری با توان مصرفی و زمان پردازش کم هستیم که سیستمی بلادرنگ را در اختیار ما قرار دهد.

به دنبال یافتن چنین فشرده سازی، موفق به ارائه ی الگوریتم بهبود یافته ای برای فشرده سازی این سیگنال ها شدیم، که علاوه بر داشتن ویژگی های بالا، کیفیت بازسازی سیگنال در آن نسبت به الگوریتم های مشابه آن، بالاتر است و طراحی سخت افزاری آن نیز نیازمند حجم سخت افزاری کمتری ست. الگوریتم پیشنهادی ما که با نام R-DLBG از آن یاد می کنیم، برای محاسبه ی اعوجاج و همچنین طبقه بندی رشته های ورودی پیش از وزن دهی، روابط ساده تری را معرفی می کند که علاوه بر داشتن کارایی، پیاده سازی آن ها نیز نیازمند سخت افزار کمتری است. برای بالاتر بردن کیفیت سیگنال بازسازی شده، سه روش جدید برای یافتن نزدیکترین بردار کد به هر یک از رشته های ورودی، پیشنهاد کرده ایم که هر سه، کیفیت بازسازی بهتری را نسبت به معیار فاصله اقلیدسی (ارائه شده در الگوریتم Ent-DLBG) در اختیار قرار می دهند. از بین این سه شیوه، به کارگیری معیار SAD، بهترین نتایج را ارائه داده است. در این روش به جای فاصله ی اقلیدسی، از مجموع قدرمطلق های تفاضل های جزئی استفاده کرده ایم که این تفاضل ها حاصل تفریق رشته ی ورودی از هر یک از کدهای به دست آمده، هستند. با به کارگیری این روش، موفق شده ایم MSE را تا ۳۰٪ و اعوجاج را تا ۲۰٪ نسبت به روش Ent-DLBG (که از بهترین الگوریتم های ارائه شده برای فشرده سازی سیگنال های عصبی ست) کاهش دهیم. در نهایت موفق به ارائه ی طراحی قابل سنتزی از الگوریتم پیشنهادی خود، شده ایم، که در زمان 1.37ms و با مصرف توان 1.06 Watt، عملیات فشرده سازی را در فرکانس 25MHz انجام می دهد. در پایان، پیشنهادهای نیز برای بالاتر بردن نرخ فشرده سازی و بهینه کردن سخت افزار طراحی شده، مطرح شده است.

تقدیم به قلب مهربان و پراز ایثار مادرم

و

نگاه اطمینان بخش و پر مهر پدرم.

پیشکشی ناچیز، به پاس آنکه
هراندازه از امید، تلاش، صبر،
درستکاری، خودباوری، همت،
ایستادگی، عزت نفس و جسارت
می‌دانم، در سایه‌ی حمایت،
اعتماد و اندیشه‌ی پویای آنان
آموخته‌ام.

سپاسگزاری:

دست یاریگر خداوند چه بسیار بر من آشکار شد و مهر بی دریغش چه بسیار مرا سیراب کرد. همواره در کنارم بود و حضورش آنچنان پررنگ بود که چونان منی هم آن را با تمام وجود حس می‌کرد. از او سپاسگزارم و می‌خواهم که در کنارم بماند ...

از جناب آقای دکتر فرونچی که همواره با مساعدت‌ها و همراهی‌های خود، مانع از دشوارتر شدن شرایط می‌شدند، نهایت سپاسگزاری را دارم. رفتار و عملکرد ایشان در طول این مدت، نمونه‌ی‌اعلایی از درک انسانی و انصاف بود. پژوهش در رابطه با موضوعی که برای من بسیار شیرین و جذاب، و منشاء آموختن‌های بسیار شد را مدیون راهنمایی و هدایت ایشان هستم.

از استاد گرانقدر، جناب آقای دکتر سماوی سپاسگزارم که افتخار شاگردی در محضر ایشان، فرصتی مغتنم و تجربه‌ای ارزشمند بود برایم، که از دانش، منش، تجربه، خلق نیکو و صفات انسانی ایشان بسیار آموختم. از اینکه با وجود ضیق وقتی که با آن مواجه بوده‌اند، پذیرفتند که در سمت استاد راهنما، هدایت من در انجام این پایان‌نامه را عهده‌دار شوند، سپاسگزارم.

از همسرم به خاطر آرامش و اطمینان خاطری که به من هدیه داد و به خاطر همه‌ی همراهی‌ها و امیدبخشی‌هایش، متشکرم و از اینکه انسان فهمیده‌ای چون او را در کنار خویش دارم، پروردگار را سپاس می‌گوییم.

فهرست مطالب

مقدمه ۱

پیشینه‌ی پژوهش و بررسی منابع

فصل اول: پیشینه‌ی پژوهش و بررسی منابع

- ۱-۱ مقدمه ۵
- ۲-۱ معرفی بخش‌ها و ویژگی‌های سیستم عصبی ۶
- ۱-۲-۱ نحوه‌ی تشخیص دندریت از آکسون ۷
- ۲-۲-۱ غشای سلولی ۷
- ۳-۱ سیگنال‌های عصبی: ۸
- ۱-۳-۱ اسپایک‌ها: ۹
- ۲-۳-۱ پتانسیل‌های میدانی: ۱۰
- ۴-۱ ثبت داده‌های عصبی: ۱۰
- ۱-۴-۱ آرایه‌های میکروالکترودی: ۱۱
- ۲-۴-۱ ساختار پروب‌ها ۱۲
- ۳-۴-۱ مروری بر انواع پروب‌های ساخته شده: ۱۳
- ۵-۱ ابزارهای بی‌سیم قابل کاشت در بدن ۱۷
- ۱-۵-۱ مروری بر ایمپلنت‌های موجود ۱۸
- ۲-۵-۱ ابزارهای بی‌سیم قابل بلعیدن ۲۱
- ۶-۱ چالش‌های فرا روی میکروسیستم‌های عصبی بی‌سیم ۲۳
- ۱-۶-۱ استفاده از ایمپلنت‌ها و بروز احتمالی برخی مشکلات فردی ۲۳
- ۲-۶-۱ دشواری‌های سخت‌افزاری در طراحی ایمپلنت‌های بی‌سیم ۲۴
- ۷-۱ قسمت‌های تشکیل دهنده‌ی یک میکروسیستم عصبی قابل کاشت در بدن ۲۵
- ۸-۱ فشرده‌سازی سیگنال‌های عصبی ۲۷
- ۱-۸-۱ لزوم فشرده‌سازی سیگنال‌های عصبی ۲۸
- ۲-۸-۱ کاهش حجم داده‌ها از طریق انتخاب کانال ۳۰

- ۳-۸-۱ کاهش حجم داده‌ها از طریق تشخیص و ارسال اسپایک‌ها ۳۰
- ۴-۸-۱ استفاده از تبدیل *Wavelet* برای فشرده سازی سیگنال‌های عصبی ۳۱
- ۵-۸-۱ فشرده سازی داده‌های عصبی با حذف همبستگی‌های زمانی و مکانی ۳۲
- ۶-۸-۱ فشرده سازی سیگنال عصبی با استفاده از فرم خاصی از تبدیل فوریه ۳۴
- ۷-۸-۱ فشرده سازی سیگنال عصبی از طریق پالس‌هایی با فاز مثبت و منفی ۳۵
- ۸-۸-۱ فشرده سازی آنالوگ سیگنال عصبی به روش "دلتا" ۳۷
- ۹-۸-۱ فشرده سازی سیگنال عصبی با روشی مبتنی بر شکل دهی گروه واژگان ۳۸
- ۱۰-۸-۱ فشرده سازی سیگنال عصبی با استفاده از الگوریتم‌های فشرده سازی ویدئویی ۴۰
- ۹-۱ یافته‌های تازه‌ی علمی درباره‌ی اهمیت پتانسیل‌های میدانی ۴۱

مبانی و روش‌ها

فصل دوم: مبانی نظری الگوریتم پیشنهادی برای فشرده سازی سیگنال‌های عصبی

- ۱-۲ مقدمه ۴۹
- ۲-۲ بررسی معیارهای سنجش یک فشرده سازی خوب برای سیگنال‌های عصبی ۵۰
- ۳-۲ آزمون کارآمدی روش‌های متداول فشرده سازی بر روی سیگنال‌های عصبی ۵۲
- ۱-۳-۲ فشرده سازی به روش *DPCM* ۵۲
- ۲-۳-۲ کدگذاری به روش *Huffman* ۵۳
- ۳-۳-۲ کدگذاری به روش *Arithmetic* ۵۴
- ۴-۳-۲ تبدیل کسینوسی گسسته ۵۶
- ۵-۳-۲ اعمال الگوریتم‌های پایه‌ی فشرده سازی، بر روی سیگنال‌های عصبی ۵۷
- ۴-۲ فشرده سازی سیگنال‌های عصبی با استفاده از روش *Ent-DLBG* ۵۹
- ۵-۲ پیشنهادهایی برای بهبود الگوریتم *Ent-DLBG* ۶۵
- ۱-۵-۲ روش‌های پیشنهادی برای انتخاب نزدیکترین کد به هر رشته‌ی ورودی ۶۶
- ۲-۵-۲ روش‌های پیشنهادی برای تخصیص وزن و محاسبه‌ی اعوجاج ۶۹
- ۶-۲ بلوک‌های سخت افزاری طراحی شده برای الگوریتم پیشنهادی ۷۰

نتایج و بحث

فصل سوم: بررسی نتایج شبیه سازی های نرم افزاری و سخت افزاری

۱-۳ مقدمه:	۷۴
۲-۳ شبیه سازی نرم افزاری الگوریتم <i>Ent-DLBG</i> و الگوریتم های پیشنهادی	۷۵
۱-۲-۳ تعیین طول رشته های ورودی اولیه	۷۶
۲-۲-۳ مقایسه ی الگوریتم <i>Ent-DLBG</i> با الگوریتم های پیشنهادی	۷۸
۳-۲-۳ الگوریتم انتخابی برای انجام طراحی های سخت افزاری	۸۶
۴-۲-۳ طراحی سخت افزار فشرده ساز سیگنال عصبی	۸۸
۵-۲-۳ جمع بندی نتایج طراحی های سخت افزاری	۹۹

نتیجه گیری و پیشنهادات

فصل چهارم: نتیجه گیری و پیشنهادها

۱-۴ نتایج به دست آمده	۱۰۲
۲-۴ چند پیشنهاد برای ادامه ی کار	۱۰۳
منابع مورد استفاده	۱۰۵
واژه نامه ی کلمات اختصاری	۱۰۸

فهرست شکل‌ها:

- شکل ۱-۱: سلول عصبی ۷
- شکل ۲-۱: غشای سلولی ۸
- شکل ۳-۱: عبور یون‌ها از غشای سلولی ۸
- شکل ۴-۱: پتانسیل عمل ۹
- شکل ۵-۱: آرایه‌ی الکترودی دانشگاه *Utah* ۱۱
- شکل ۶-۱: ساختار یک پروب چند الکترودی که هم در ثبت سیگنال‌های عصبی و هم برای ایجاد تحریک در سیستم اعصاب مرکزی استفاده می‌شود ۱۲
- شکل ۷-۱: چند نمونه پروب متفاوت بر پشت یک سکه ۱۴
- شکل ۸-۱: بالا) یک پروب تحریک کننده با ۶۴ سایت و ۸ کانال که در مدارات مربوط به ایجاد تحریک، ثبت سیگنال و خود-آزمونی آن از تکنولوژی *CMOS* استفاده شده است. پایین) چهار عدد از پروب بالایی بر روی سطحی سیلیکونی مونتاژ شده‌اند تا آرایه‌ای با ۲۵۶ سایت و ۳۲ کانال را شکل دهند ۱۴
- شکل ۹-۱: پروبی با عرض ۱۸ میکرومتر که شامل سایتی بر روی پروب، سایت دیگری در پشت پروب و سایتی دوطرفه است. سایت‌ها در عمق پروب در فاصله‌های ۴۰ میکرومتری از هم قرار گرفته‌اند ۱۵
- شکل ۱۰-۱: راست) یک پروب ثبت کننده‌ی شبکه‌ای با چندین سایت، بر روی یک تار موی انسان. چپ) نمایشی از نوک تیز این پروب ۱۶
- شکل ۱۱-۱: نمودار یک پروب که امکان ثبت و تحریک الکتریکی و شیمیایی، هر دو را دارد ۱۶
- شکل ۱۲-۱: قشر بینایی مغز ۱۹
- شکل ۱۳-۱: کپسول‌های الکترونیکی قابل خوردن. چپ) یک قرص الکترونیکی برای ثبت مشاهدات پزشکی. راست) یک کپسول الکترونیکی آندوسکوپی ۲۲
- شکل ۱۴-۱: برقراری نسبت میان سخت افزارهای مختلف زیست - پزشکی از لحاظ سایز، توان و قابلیت‌ها ۲۵
- شکل ۱۵-۱: یک میکروسیستم عصبی شامل آرایه‌های الکترودی دو و سه بعدی که در کورتکس مغز کار گذاشته شده‌اند و از طریق کابل‌هایی نوار مانند با بسته‌ی الکترونیکی زیر پوستی در ارتباط اند ۲۶
- شکل ۱۶-۱: قشر مغز که خارجی ترین لایه‌ی مغز است و با رنگ تیره تر نشان داده شده است ۲۶
- شکل ۱۷-۱: نمودار بلوکی یک میکرو سیستم بی‌سیم قابل کاشت در بدن، به همراه رابط کاربر خارجی ۲۷

- شکل ۱-۱۸: پردازش زمانی-مکانی (*TSS*)، مکانی-زمانی (*STS*) و موازی (*STP*) ۳۳
- شکل ۱-۱۹: نمودار بلوکی مدار *LIF* مورد استفاده در روش پالس-محور فشرده سازی سیگنال عصبی ۳۵
- شکل ۱-۲۰: ردیف بالا) یک سیگنال عصبی شامل ۶ اسپایک، پس از تقویت. ردیف پایین) خروجی های مدار *LIF* برای اسپایک های سوم و چهارم که شامل پالس هایی با فاز مثبت و منفی ست ۳۶
- شکل ۱-۲۱: مدار نمونه بردار-نگه دار، با دو حافظه ی آنالوگ ۳۷
- شکل ۱-۲۲: مدار دلتا شامل خازن های سوئیچ شده ۳۸
- شکل ۱-۲۳: نمودار بلوکی برای فشرده سازی ویدئویی سیگنال عصبی ۴۱
- شکل ۱-۲۴: فعالیت جمعی نورون ها که با استفاده از آرایه های الکترودی، ثبت شده است. در شکل بالایی، هر ستون فعالیت گروهی از نورون ها را در طول فعالیت های خود انگیزته نشان می دهد. (اتاق محل انجام آزمایش، تاریک است). در شکل پایینی، پتانسیل های میدانی نشان داده شده اند که در زمان بالا بودن نرخ آتش های همبسته، اوج می گیرند ۴۳
- شکل ۱-۲۵: نوسانات شبکه ی عصبی به ازای ۵ مرتبه تکرار برای هر نوع تحریک. (الف) تحریک دیداری اعمال شده، تصویر اجسام شناوری ست که در جهت های مختلف در حرکت اند. (ب) تحریک دیداری اعمال شده، نمایش ویدئویی تصاویری عادی ست ۴۵
- شکل ۱-۲۶: مقایسه ی تکنیک های مختلف ثبت داده های عصبی آنالوگ ۴۶
- شکل ۲-۱: کدهای هافمن ۵۴
- شکل ۲-۲: اعمال روش های پایه ی فشرده سازی بر روی داده های عصبی ۵۸
- شکل ۲-۳: روندنمای الگوریتم فشرده سازی به روش *Ent-DLBG* ۶۴
- شکل ۲-۴: نمودار بلوکی مربوط به بلوک های سخت افزاری طراحی شده برای الگوریتم *R-DLBG* ۷۱
- شکل ۳-۱: شکل موج سیگنال های عصبی که به عنوان ورودی در شبیه سازی های ما مورد استفاده قرار گرفته اند.
- (الف) *Z001* (ب) *Z100* (ج) *N071* (د) *C001* ۸۴
- شکل ۳-۲: سیگنال اصلی و بازسازی شده در حالتی که ورودی *Z001*، الگوریتم *R-DLBG* و تعداد بردارهای کد به کار گرفته شده، ۶۴ عدد است ۸۵
- شکل ۳-۳: هیستوگرام خطای بازسازی، در حالتی که داده ی ورودی *Z001*، رشته های ورودی ۱۵ تایی و تعداد بردارهای کد، ۶۴ عدد است. (الف) الگوریتم *Ent-DLBG* (ب) الگوریتم *R-DLBG* ۸۶
- شکل ۳-۴: نمودار بلوکی دقیق مربوط به سخت افزار طراحی شده برای فشرده سازی سیگنال عصبی ۸۸

- شکل ۳-۵: شکل موج زمانی ورودی‌ها و خروجی‌ها و سیگنال‌های داخلی مربوط به بلوک اول ۹۰
- شکل ۳-۶: شکل موج زمانی ورودی‌ها و خروجی‌ها و سیگنال‌های داخلی مربوط به بلوک دوم ۹۳
- شکل ۳-۷: شکل موج زمانی ورودی‌ها و خروجی‌ها و سیگنال‌های داخلی مربوط به بلوک سوم ۹۵
- شکل ۳-۸: نمودار زمانی مربوط به اولین اجرای فرآیندهای موجود در بلوک چهارم $LL=0$ ۹۸
- شکل ۳-۹: نمودار زمانی مربوط به دومین تکرار فرآیندهای موجود در بلوک چهارم $LL=1$ ۹۸
- شکل ۳-۱۰: نمودار زمانی مربوط به سومین تکرار فرآیندهای موجود در بلوک چهارم $LL=2$ ۹۹
- شکل ۳-۱۱: خروجی‌های بلوک سخت افزاری چهارم که خروجی‌های نهایی الگوریتم $R-DLBG$ به شمار می‌آیند ۹۹

فهرست جدول‌ها:

- جدول ۱-۲: تخصیص فرکانس و احتمال، به پنج ورودی در روش کدگذاری *arithmetic* ۵۶
- جدول ۲-۲: فرآیند کدگذاری در روش *arithmetic* ۵۶
- جدول ۱-۳: نتایج شبیه سازی با نرم افزار *MATLAB*. (الف) تشکیل رشته‌های ۳-بُعدی از داده‌ها (ب) تشکیل رشته‌های ۲۰-بُعدی از داده‌ها (ج) تشکیل رشته‌های ۱۲-بُعدی از داده‌ها (د) تشکیل رشته‌های ۱۵-بُعدی از داده‌های ورودی ۷۷
- جدول ۲-۳: مقایسه‌ی سه الگوریتم پیشنهادی با الگوریتم *Ent-DLBG*، در حالتی که ورودی، *Z001* و طول رشته‌های ورودی ۱۵ تایی است ۷۸
- جدول ۳-۳: فشردگی سیگنال عصبی با استفاده از روش‌های پایه‌ی فشردگی سازی در حالتی که ورودی، *Z001* است. ۷۹
- جدول ۴-۳: مقایسه‌ی سه الگوریتم پیشنهادی با الگوریتم *Ent-DLBG*، در حالتی که ورودی *Z100* و طول رشته‌های ورودی ۱۵ تایی است ۸۱
- جدول ۵-۳: فشردگی سیگنال عصبی با استفاده از روش‌های پایه‌ی فشردگی سازی در حالتی که ورودی *Z100* است ۸۱
- جدول ۶-۳: مقایسه‌ی سه الگوریتم پیشنهادی با الگوریتم *Ent-DLBG*، در حالتی که ورودی *N071* و طول رشته‌های ورودی ۱۵ تایی است ۸۲
- جدول ۷-۳: فشردگی سیگنال عصبی با استفاده از روش‌های پایه‌ی فشردگی سازی در حالتی که ورودی *N071* است ۸۲
- جدول ۸-۳: مقایسه‌ی سه الگوریتم پیشنهادی با الگوریتم *Ent-DLBG*، در حالتی که ورودی *C001* و طول رشته‌های ورودی ۱۵ تایی است ۸۳
- جدول ۹-۳: مقایسه‌ی سه الگوریتم پیشنهادی با الگوریتم *Ent-DLBG*، در حالتی که ورودی *Z001* و طول رشته‌های ورودی ۱۲ تایی است ۸۷
- جدول ۱۰-۳: گزارش مربوط به سخت افزار مورد نیاز برای پیاده سازی بلوک اول ۹۱
- جدول ۱۱-۳: گزارش مربوط به سخت افزار مورد نیاز برای پیاده سازی بلوک دوم ۹۳
- جدول ۱۲-۳: گزارش مربوط به سخت افزار مورد نیاز برای پیاده سازی بلوک سوم ۹۴

جدول ۳-۱۳: گزارش مربوط به سخت افزار مورد نیاز برای پیاده سازی بلوک چهارم ۹۷

جدول ۳-۱۴: مجموع کل سخت افزار مورد نیاز برای پیاده سازی تمام بلوک‌های طراحی شده ۱۰۰

جدول ۳-۱۵: زمان اجرای کامل الگوریتم، توان مصرفی کل و فرکانس کاری هر یک از بلوک‌های سخت افزاری

طراحی شده ۱۰۰

مقدمه:

سیستم عصبی، ناشناخته‌ترین و پیچیده‌ترین بخش از بدن انسان است. تاکنون تلاش‌های فراوانی برای رمزگشایی سیگنال‌های عصبی، به منظور درک کامل فرآیندها و پیام‌ها و واکنش‌های سیستم عصبی صورت گرفته است که البته هرچند این تلاش‌ها به رمزگشایی کامل سیگنال‌های عصبی منجر نشده اما با موفقیت‌هایی نیز همراه بوده‌اند. اصلی‌ترین کاربرد استخراج و رمزگشایی اطلاعات سیگنال‌های عصبی، کاربردهای تشخیصی و درمانی است. واسط‌های میان مغز و ماشین، از طریق برقراری ارتباط مستقیم با سیستم اعصاب مرکزی و با ارسال پیام‌ها و سیگنال‌هایی مشابه سیگنال‌های عصبی که مغز ارسال می‌کند، سعی در کنترل اعضای مصنوعی هوشمندی دارند که جایگزین اعضای آسیب دیده‌ی بدن افرادی شده‌اند که مبتلا به اختلالات حرکتی هستند. به علاوه، تاکنون میکروسیستم‌های گوناگونی برای درمان و کنترل بیماری‌هایی نظیر صرع، پارکینسون، افسردگی‌های شدید، اختلالات حسی و حرکتی، بیماری‌های قلبی و مشکلات دیداری و شنوایی به کار گرفته شده‌اند و در بدن بیماران زیادی کار گذاشته شده‌اند. یکی از اجزای مهم این میکروسیستم‌ها، آرایه‌های میکروالکترودی آن‌هاست. این آرایه‌ها به دو هدف اصلی، یکی ایجاد تحریک عصبی و دیگری ثبت داده‌های عصبی، در بدن کار گذاشته می‌شوند. داده‌هایی که توسط این الکترودها ثبت می‌شوند، باید از طریق لینک‌های بی‌سیم به خارج از سیستم زیستی که در آن کار گذاشته شده‌اند، ارسال شوند تا انواع عملیات پردازشی مورد نیاز، بر روی آن‌ها انجام شود. با توجه به پیشرفت‌های گسترده‌ای که در زمینه‌ی ساخت آرایه‌های انبوه میکروالکترودی صورت گرفته است، ارسال اطلاعات ثبت شده توسط این آرایه‌ها، نیازمند پهنای باند وسیعی است که به هیچ روی با پهنای باند سیستم‌های بی‌سیم موجود، همخوانی ندارد. بدین جهت نیاز به فشرده‌سازی سیگنال‌های عصبی، اجتناب ناپذیر می‌نماید.

سیگنال‌های عصبی، متشکل از پتانسیل‌های عمل با دامنه‌ی بالا و پتانسیل‌های میدانی با دامنه‌ی بسیار کوچک هستند. پتانسیل‌های عمل که عمده‌ی انرژی سیگنال در آن‌ها متمرکز است بسیار پراکنده اتفاق می‌افتند. به همین دلیل بخش عمده‌ای از روش‌هایی که تاکنون برای فشرده‌سازی سیگنال‌های عصبی ارائه شده‌اند، به نحوی سعی در فشرده‌سازی این سیگنال‌ها از طریق حذف پتانسیل‌های میدانی دارند. این در حالیست که تحقیقات جدید بر روی سیگنال‌های عصبی حکایت از آن دارند که پاسخ‌های عصبی علاوه بر تحریک، متأثر از وضعیت شبکه‌ی عصبی نیز هستند که پتانسیل‌های میدانی بهترین نمایش دهنده‌ی آن هستند. به علاوه، تشخیص و پیشگویی حملات صرع، تنها

با کمک اسپایک‌ها به درستی انجام نمی‌گیرد. و ایمپلنت‌های کنترل‌کننده‌ی حملات صرع، برای عملکرد درست و کامل نیازمند استفاده از پتانسیل‌های میدانی نیز هستند. به علاوه، تحقیقات نشان داده‌اند که ساخت ابزارهای واسط میان مغز و ماشین (BMI ¹) که کامل و دارای عملکرد طبیعی‌تر باشند، نیازمند استفاده از سیگنال‌های عصبی آنالوگ است. به همین علت روش‌های فشرده‌سازی که به حذف این بخش از سیگنال می‌پردازند، بخشی از اطلاعات مفید را حذف می‌کنند و بنابراین روش‌های کاملی نیستند.

در این پایان‌نامه به معرفی یکی از روش‌های جدید فشرده‌سازی سیگنال‌های عصبی پرداخته‌ایم که هیچ بخشی از سیگنال را حذف نمی‌کند، و تنها با وزن‌دهی بیشتر به پتانسیل‌های عمل، سعی در فراهم آوردن کیفیت بازسازی بهتر برای آن‌ها دارد. پیشنهادهای برای بهبود بخش‌هایی از این الگوریتم ارائه داده‌ایم که عمدتاً بر عدم استفاده‌ی مکرر از معیار "فاصله‌ی اقلیدسی" تکیه می‌کنند. پیشنهاد شده است که برای تقسیم‌بندی رشته‌های ورودی به منظور وزن‌دهی، از مجموع قدرمطلق‌های تک تک داده‌های هر رشته، و برای محاسبه‌ی اعوجاج، از حاصلضرب وزن در قدرمطلق تفاضل کد از ورودی استفاده شود. چراکه به این ترتیب سخت‌افزار کمتری برای پیاده‌سازی الگوریتم، مورد نیاز خواهد بود. همچنین برای تشخیص نزدیکترین بردار کد به هر رشته‌ی ورودی، از مجموع قدرمطلق‌های تفاضل‌های جزئی مولفه‌های هر رشته با مولفه‌های تک‌تک کدها، استفاده شده است. نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان داده‌اند که این کار به کاهش خطای بازسازی و اعوجاج منجر شده است. به عبارت دیگر، کیفیت سیگنال بازسازی شده را افزایش داده است.

در فصل نخست این پایان‌نامه، پس از ارائه‌ی توضیحاتی درباره‌ی ساختار سیستم عصبی بدن انسان، ماهیت سیگنال‌های عصبی را تشریح کرده‌ایم و توضیحاتی را در رابطه با روش‌ها و ابزارهای ثبت سیگنال‌های عصبی، ذکر کرده‌ایم. پس از ارائه‌ی گزارشی مختصر از کاربردهای ایمپلنت‌ها در زندگی امروز و دشواری‌ها و چالش‌های ناشی از استفاده از آن‌ها، توضیح مختصری در رابطه با همه‌ی بخش‌های یک میکروسیستم عصبی داده‌ایم و روشن ساخته‌ایم که ضرورت فشرده‌سازی سیگنال‌های عصبی از کجا ناشی می‌شود. سپس به تشریح روش‌هایی که تا پیش از این برای این منظور به کار گرفته شده‌اند، پرداخته‌ایم و در پایان بخشی را به تشریح اهمیت پتانسیل‌های میدانی، اختصاص داده‌ایم.

¹ Brain-Machine Interfaces

در فصل دوم، پس از آن که معیارهای سنجش یک روش فشرده‌سازی را از نظر گذرانده‌ایم، به توصیف برخی از روش‌های متداول فشرده‌سازی پرداخته‌ایم. سپس توضیحات کاملی در رابطه با الگوریتم‌هایی که در شبیه‌سازی-هایمان به منظور فشرده‌سازی سیگنال‌های عصبی به کار گرفته‌ایم، ارائه کرده‌ایم. از روش‌های متداولی نظیر *Huffman*، *DCT*، *DPCM* و *Arithmetic* گرفته تا الگوریتم *Ent-DLBG*، روش‌های پیشنهادی خود و الگوریتم پیشنهادی *R-DLBG*، همه‌ی روش‌ها را به طور کامل تشریح کرده‌ایم. سپس ساختار کلی سخت‌افزار طراحی شده را توضیح داده‌ایم و مشخص کرده‌ایم که برای طراحی سخت‌افزاری چنین الگوریتمی، چه روشی را در پیش گرفته‌ایم.

در فصل سوم نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌های سخت‌افزاری و نرم‌افزاری خود را در قالب جداول، شکل موج-ها، نمودارها و هیستوگرام‌ها ارائه کرده‌ایم. پس از آنکه ناکارآمدی روش‌های متداول فشرده‌سازی را برای سیگنال‌های عصبی نشان داده‌ایم، با مقایسه‌ی خروجی‌های به دست آمده از روش‌های پیشنهادی خود با روش *Ent-DLBG* نتیجه گرفته‌ایم که روش‌های پیشنهادی ما از کیفیت بازسازی بالاتری برخوردارند. از میان سه روش پیشنهادی خود برای انتخاب نزدیکترین بردار کد به هر رشته‌ی ورودی، روشی که در آن از معیار *SAD* استفاده می‌شود، عملکرد بهتری از خود نشان داده است و بنابراین با استفاده از روابط جدیدی که برای گروه‌بندی پیش از وزن‌دهی و محاسبه‌ی اعوجاج، ارائه کرده‌ایم و همچنین با به‌کارگیری معیار *SAD*، الگوریتم بهینه شده‌ای را با نام *R-DLBG* معرفی کرده‌ایم که در بخش نهایی این فصل، به تفصیل در مورد جزئیات پیاده‌سازی سخت‌افزاری آن، توضیح داده‌ایم.

نهایتاً در فصل آخر، پیشنهاداتی را برای افزایش نرخ فشرده‌سازی در الگوریتم پیشنهادی، و پیشنهاداتی مبنی بر بهینه‌سازی سخت‌افزاری، کاهش توان و طراحی *Layout*، ارائه کرده‌ایم.

پیشینه‌ی پژوهش و بررسی منابع

فصل اول

پیشینه‌ی پژوهش و بررسی منابع

۱-۱ مقدمه

پژوهشگران و دانشمندان در حال انجام تحقیقات جدی بر روی سیستم اعصاب مرکزی انسان هستند. با توجه به پیشرفت‌هایی که در زمینه‌ی سیستم‌های میکروالکترومکانیک زنده (*bio-MEMS*) و میکروالکترونیک حاصل شده است، رمزگشایی و درک و تفسیر فعالیت سیستم اعصاب مرکزی می‌تواند پیشرفت قابل ملاحظه‌ای را در به‌کارگیری میکروسیستم‌های کوچک و قابل کاشت زیستی باعث شود. این میکروسیستم‌های قابل کاشت امکانات جدیدی را در راستای تشخیص و درمان‌های پزشکی فراهم می‌آورند. توانبخشی‌های عصبی با استفاده از تحریک‌های خرد در درمان اختلالات شدیدی چون نابینایی، ناشنوایی، صرع، پارکینسون و اختلالات حرکتی، امیدبخش به نظر می‌رسند. ابزارهای واسط میان مغز و ماشین (*BMI*s) به طور روزافزون، نقشی حیاتی در کمک رساندن به بیماران مبتلا به اختلالات حرکتی ایفا می‌کنند. این واسط‌ها از طریق برقراری ارتباط مستقیم با سیستم اعصاب مرکزی در سطوح مختلف، به بالا بردن کیفیت زندگی این افراد کمک می‌کنند. در این میان ثبت فعالیت نورو^۱ها با استفاده از آرایه‌های میکرو-الکترودی برای رسیدن به این اهداف ضروری است.

یک چالش جدی در فن‌آوری *BMI* این است که برای انجام بررسی‌های بیشتر، نیاز به انتقال داده‌های عصبی با حجم بالا از ابزار کاشته شده به دنیای خارج وجود دارد. چالش‌های مهم دیگری نیز در زمینه‌ی ابعاد، توان و دمای کار تراشه‌ها وجود دارد. بنابراین با توجه به روند رو به افزایش به‌کارگیری این ابزارها و حساسیت‌های خاصی که به واسطه-ی به‌کارگیری آن‌ها در بدن موجودات زنده وجود دارد، تلاش‌های روز افزون برای طراحی سیستم‌هایی با عملکرد بهتر همچنان ادامه دارد و پژوهش‌های گسترده‌ای در این زمینه در حال انجام است.

^۱Neuron

۲-۱ معرفی بخش‌ها و ویژگی‌های سیستم عصبی

از میان تمامی بخش‌های بدن انسان، سیستم عصبی بخشی است که کمتر از سایر بخش‌ها شناخته شده و درمان اختلالات آن نیز مشکل‌ترین درمان‌هاست. [1] سیستم عصبی شامل سه بخش اصلی است: مغز، نخاع و گنگلیون‌های خارجی. در آناتومی، گنگلیون به یک توده بافت زیستی گفته می‌شود و معمولاً منظور، یک توده از سلول‌های عصبی است.

نورون‌ها هسته‌ی اصلی سیستم عصبی هستند. نورون در واقع سلولی عصبی است که از نظر الکتریکی قابل تحریک است. نورون‌ها اطلاعات را از راه‌های الکتریکی و شیمیایی پردازش و ارسال می‌کنند. در سیگنال دهی شیمیایی ارتباط با سایر سلول‌ها از طریق سیناپس^۱ امکان پذیر می‌شود. در یک سیستم عصبی، یک سیناپس اتصالی است که برای نورون امکان انتقال سیگنال‌های الکتریکی و شیمیایی به سایر سلول‌ها اعم از سلول‌های عصبی یا سایر سلول‌ها را فراهم می‌آورد. نورون‌ها به یکدیگر می‌پیوندند تا شبکه‌های عصبی را شکل دهند. [2]

برخی از انواع نورون‌های موجود عبارتند از:

- نورون‌های حسی: این نورون‌ها به تماس، صدا، نور و شماری دیگر از تحریک‌ها، پاسخ می‌گویند. تحریک‌هایی که سلول‌های اندام‌های حسی را که به مغز و نخاع سیگنال می‌فرستند، تحت تاثیر خود قرار می‌دهند.
- نورون‌های حرکتی: این نورون‌ها سیگنال‌ها را از مغز و نخاع دریافت می‌کنند و انقباض‌های عضلانی را موجب می‌شوند و بر ترشح غدد تاثیر می‌گذارند.
- نورون‌های داخلی: این دسته از نورون‌ها، میان نورون‌های مغز یا نورون‌های نخاع ارتباط داخلی برقرار می‌کنند.

همه‌ی نورون‌ها دارای سه بخش اصلی هستند: بدنه‌ی سلولی^۲، دندریت^۳ و آکسون^۴. [2]

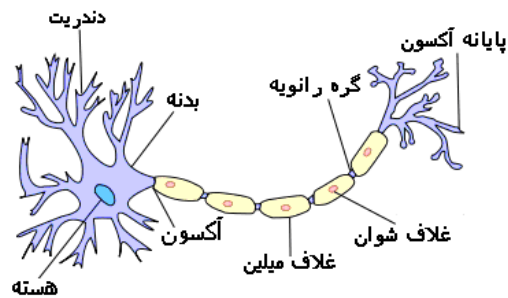
¹ Synapse

² Ganglion

³ Soma

⁴ Dendrit

⁵ Axon



شکل ۱-۱: سلول عصبی [3]

آکسون، رشته‌ای باریک و بلند از سلول عصبی است که سیگنال‌های الکتریکی را از بدنه‌ی سلول به بیرون هدایت می‌کند. دندریت‌ها، شاخه‌هایی از سلول عصبی هستند که تحریک‌های الکتروشیمیایی دریافتی از سایر سلول‌ها را به بدنه‌ی سلول عصبی (soma) منتقل می‌کنند. [2]

۱-۲-۱ نحوه‌ی تشخیص دندریت از آکسون

برای آنکه بتوانیم به راحتی بین دندریت‌ها و آکسون تمایز قائل شویم، لازم است که به سه نکته توجه کنیم:

- ۱) شکل ظاهری: دندریت‌ها اغلب نوک تیز هستند، در حالیکه آکسون‌ها معمولا شعاع ثابتی دارند.
- ۲) طول: دندریت‌ها معمولا به ناحیه‌ی کوچکی در اطراف بدنه‌ی سلولی محدود هستند، در حالیکه آکسون‌ها می‌توانند به مراتب بلندتر باشند.
- ۳) عملکرد: دندریت‌ها معمولا وظیفه‌ی دریافت سیگنال‌ها را به انجام می‌رسانند، در حالیکه کار آکسون‌ها اغلب ارسال سیگنال است.

لازم به ذکر است که در هر سه قاعده‌ی ذکر شده در بالا، استثناهایی نیز وجود دارد.

۱-۲-۲ غشای سلولی

غشای سلولی، غشایی زیستی است که فضای بیرون و درون سلول را از هم جدا می‌کند. غشای سلولی به صورت گزینشی برای یون‌ها و مولکول‌ها قابل نفوذ است و بدین ترتیب حرکت مواد در داخل و خارج سلول را کنترل می‌کند. پتانسیل غشای سلول، اختلاف پتانسیل الکتریکی بین بیرون و درون سلول است. سیال موجود در هر دو سوی غشا، حاوی یون‌های متحرکی است که از غلظت بالایی برخوردارند. مهم‌ترین این یون‌ها عبارتند