Amirkabir University of Technology
(Tehran Polytechnic)

M. Sc. Thesis

Design of High-Frequency Integrated Receiver for Data Transmission to Implant for Neural Stimulation

By:
Maryam Dodangeh

Supervisor:
Dr. Mohammad Yavari

October 2018

دانشگاه صنعتی امیرکبیر

(پلی‌تکنیک تهران)

دانشکده مهندسی برق

پایان‌نامه کارشناسی ارشد

مهندسی برق گرایش مدارهای مجتمع الکترونیک

عنوان

طراحی تراشه گیرنده فرکانس بالا برای انتقال داده از بیرون به ایمپلنت به منظور تحریک نورون های مغز

نگارش

مریم دودانگه

استاد راهنما

دکتر محمد یاوری

مهر ۱۳۹۷

صفحه فرم ارزیابی و تصویب پایان نامه- فرم تأیید اعضاء کمیته دفاع

در این صفحه فرم دفاع یا تایید و تصویب پایان نامه موسوم به فرم کمیته دفاع- موجود در پرونده آموزشی- **را قرار دهید.**

اینجانب مریم دودانگه متعهد می‌شوم که مطالب مندرج در این پایان نامه حاصل کار پژوهشی اینجانب تحت نظارت و راهنمایی اساتید دانشگاه صنعتی امیرکبیر بوده و به دستاوردهای دیگران که در این پژوهش از آنها استفاده شده است مطابق مقررات و روال متعارف ارجاع و در فهرست منابع و مآخذ ذکر گردیده است. این پایان نامه قبلاً برای احراز هیچ مدرک هم‌سطح یا بالاتر ارائه نگردیده است.

در صورت اثبات تخلف در هر زمان، مدرک تحصیلی صادر شده توسط دانشگاه از درجه اعتبار ساقط بوده و دانشگاه حق پیگیری قانونی خواهد داشت.

کلیه نتایج و حقوق حاصل از این پایان نامه متعلق به دانشگاه صنعتی امیرکبیر می‌باشد. هرگونه استفاده از نتایج علمی و عملی، واگذاری اطلاعات به دیگران یا چاپ و تکثیر، نسخه‌برداری، ترجمه و اقتباس از این پایان نامه بدون موافقت کتبی دانشگاه صنعتی امیرکبیر ممنوع است. نقل مطالب با ذکر مآخذ بلامانع است.

نام و نام خانوادگی دانشجو

امضا

تقدیم به:

پدر، مادر، برادر و شهلای عزیزم

تشکر و قدردانی:

خدا را شاکرم که به من توفیق کسب علم و انجام خدمتی هرچند کوچک در راه تعالی این سرزمین را عطا کرده است.

در این بخش فرصت را مغتنم شمرده و ابتدا از دکتر یاوری به خاطر زحمات بی دریغ و دلسوزانه و رهنمودهای مفیدشان تشکر می کنم. چه در دوران کارشناسی و چه در دوران کارشناسی ارشد از راهنمایی های ایشان بسیار بهره برده و آموخته ام.

از پدر و مادر بی نظیر و برادر مهربانم یوسف و همچنین شهلای عزیزم که در تمامی مراحل زندگی پشتیبان و حامی من بودند و دلگرمی و حضورشان همچون چراغی روشن در زندگی من بوده است، نهایت تشکر را دارم و دستشان را می بوسم.

هم چنین از آقای مجید یعقوبی به خاطر تمامی کمک ها و رهنمودهایی که بی دریغ در اختیار من گذاشتند و تمام وقتی که صرف کردند و پاسخگوی سوالات من بودند بی نهایت سپاس گزارم. از آقای سعید براتی نیز به دلیل تمامی کمک های ارزشمندشان نهایت تشکر را دارم. هم‌چنین از دکتر مهدی براتی و دکتر محسن تمدن و آقای علی رحمانی و تمامی دوستان حاضر در آزمایشگاه مدارات مجتمع دانشگاه صنعتی امیرکبیر و همچنین آقای مهرداد مظاهری که همواره مایه‌ی امید و خوش حالی من بوده اند و از هیچ کمکی دریغ نکرده اند، بی نهایت سپاسگزارم و قدردان الطافشان هستم.

چکیده

پروتزهای عصبی و بسیاری از شیوه های درمان نارسایی های مغزی، مبتنی بر تحریک های عصبی و دریافت پاسخ‌های آن‌ها هستند که از طریق الکترودهای کاشته شده در مغز صورت می‌گیرند. این تحریک های عصبی و دریافت پاسخ که از طریق ثبت فعالیت الکتریکی نورون‌ها با استفاده از الکترودها صورت می گیرند، امروزه سبب پیشرفت‌های گسترده‌ای در زمینه‌ی پروتزها و تراشه‌های قابل کاشت مغزی شده‌اند. پیشرفت در علم میکروالکترونیک، نسل جدیدی از سیستم های انتقال داده با سرعت بالاتر را طلب می کند و برای افزایش سرعت نیاز است که دریافت تحریک و ارسال پاسخ به محیط بیرون به طور همزمان صورت بگیرد. در این تحقیق به طراحی و شبیه سازی یک گیرنده‌ی مجتمع فرکانس بالا با مدولاسیون OOK که شامل یک تقویت کننده‌ی کم نویز و یک میکسر در فرکانس ۲/۴ گیگاهرتز به منظور دریافت سیگنال تحریک مغزی از محیط بیرون و انتقال آن به الکترودها، پرداخته شده است. این گیرنده به گونه ای طراحی شده است که قابل استفاده در یک تراشه شامل فرستنده و گیرنده با قابلیت انتقال دوطرفه‌ی همزمان تحریک و پاسخ دریافتی می باشد از این رو ایزولاسیون بین فرستنده و گیرنده همواره مد نظر بوده است. در بخش تقویت کننده‌ی کم نویز از ساختار سورس مشترک به همراه سورس تبهگن استفاده شده است و با استفاده از اضافه کردن یک ترانزیستور و ارائه‌ی ساختار جدیدی، عدد نویز این تقویت کننده کاهش داده شده است. به منظور افزایش ایزولاسیون و تیزتر کردن هر چه بیشتر پاسخ فرکانسی گیرنده، از ایده‌ی استفاده از یک سلف دوطرفه و طراحی آن از طریق شبیه سازی EM نرم افزار ADS بهره گرفته شده است که علاوه بر مطلوب ترکردن پاسخ فرکانسی تقویت کننده و رساندن ایزولاسیون به ۲۶ dB ، کوچک ترشدن مساحت تراشه و کم تر شدن توان مصرفی را نیز سبب شده است. هم چنین در بخش میکسر ساختار جدیدی ارائه گردیده است که متفاوت با ساختارهای پیشین استفاده شده می باشد. در این ساختار که بر پایه‌ی استفاده از وارونگرهای متوالی استوار است، سیگنال به طور همزمان به باند پایه انتقال داده شده، فیلتر می شود و به سطح دیجیتال مورد نیاز می رسد. هم چنین توان مصرفی در ساختار میکسر ارائه شده بسیار پایین است. شبیه سازی ها در تکنولوژی180nm CMOS با نرم افزار Cadence و ولتاژ تغذیه ۱/۲ ولت صورت گرفته است. در نهایت لی‌آوت ساختار طراحی شده رسم شده است و با استفاده از شبیه سازی پس از لی‌آوت، در بخش تقویت کننده‌ی‌کم نویز، مقدار تطبیق ورودی ۱۸/۷ dB- و عدد نویز۲/۸ dB و بهره ۳۳/۵ dB و پهنای باند ۲۰۰ مگاهرتز می‌باشد.

توان مصرفی کل گیرنده ۲/۹۸ میلی‌وات و نرخ داده ۱۰۰ مگابیت بر ثانیه حاصل شده است. هم چنین مساحت تراشه‌ی طراحی شده mm^2 ۰/۳ می باشد و مقدار انرژی برای آشکارسازی هر بیت یک، برابر با ۳۰pJ و هر بیت صفر، ۲۴pJ است.

واژه‌های کلیدی:

گیرنده‌ی فرکانس بالا، انتقال دوطرفه‌ی همزمان، تراشه‌های قابل کاشت مغزی ،رابط ماشین و مغز، تقویت‌کننده‌ی کم نویز، میکسر

فهرست مطالب

فصل ۱: مقدمه ۱

۱-۱- انگیزه ۲

۱-۲- اهداف ۳

۱-۳- ساختار پایان‌نامه ۴

فصل ۲: تحریک عمقی مغز ۵

۲-۱- مقدمه ۶

۲-۲- کلیات مربوط به تحریک مغزی ۷

۲-۲-۱- تعریف کلی DBS ۷

۲-۲-۲- اجزای تشکیل دهنده‌ی تحریک عمقی مغز ۸

۲-۳-نحوه‌ی درمان با استفاده از DBS ۱۰

۲-۴- جمع بندی ۱۰

فصل ۳: بررسی پارامترهای مهم در طراحی گیرنده تحریک مغزی و کارهای پیشین صورت گرفته ۱۱

۳-۱- مقدمه ۱۲

۳-۲- پارامترهای مهم در طراحی فرستنده و گیرنده‌های قابل کاشت مغزی ۱۲

۳-۲-۱- سرعت ارسال و دریافت داده ۱۳

۳-۲-۲- توان فرستنده و حساسیت گیرنده ۱۴

۳-۲-۳-نوع مدولاسیون داده ۱۵

۳-۲-۴- ساختار لینک های انتقال توان و انتقال داده ۱۶

۳-۲-۵- ساختار تقویت کننده‌ی کم‌نویز ۱۷

۳-۲-۶- ساختار میکسر ۱۸

۳-۳- بررسی کارهای پیشین ۱۹

۳-۳-۱- ساختاری با نرخ داده‌ی بالا و توان مصرفی و مساحت کم ۱۹

۳-۳-۲- ساختاری برای کم کردن مساحت تراشه ۲۱

۳-۳-۳- ساختاری برای کم کردن توان مصرفی و مقدار V_{DD} و افزایش IIP3 ۲۳

۳-۴- جمع بندی ۲۶

فصل ٤: طراحی گیرنده ی تحریک مغزی پیشنهاد شده ۲۷

۴-۱- مقدمه ۲۸

۴-۲- بلوک‌های تشکیل دهنده‌ی گیرنده‌ی تحریک مغزی ۲۸

۴-۲-۱- تقویت کننده‌ی کم نویز ۲۸

۴-۲-۱-۱- ساختار کلی تقویت کنندهی کم‌نویز پیشنهادی ۲۹

۴-۲-۱-۲- محاسبه‌ی بهره و عددنویز ساختار کسکود معمولی ۳۱

۴-۲-۱-۳- محاسبه‌ی بهره و عدد نویز تقویت کننده‌ی پیشنهادی ۳۴

۴-۲-۱-۴- نحوه‌ی طراحی و محاسبه‌ی مقادیر المانهای تقویت‌کننده ۳۸

۴-۲-۱-۵- شبیه‌سازی مدار تقویت‌کننده‌ی کم‌نویز طراحی شده با نرم‌افزار ADS ۴۰

۴-۲-۲- میکسر ۴۴

۴-۲-۲-۱- ساختار میکسر متداول مورد استفاده در گیرنده‌ی مدولاسیون OOK ۴۴

۴-۲-۲-۲- ساختار آشکارساز پوش پیشنهادی ۴۶
۴-۲-۲-۳- بررسی بازه‌ی فرکانسی مناسب برای عملکرد آشکارساز پوش پیشنهادی ۵۱
۴-۲-۲-۴- ساختار نهایی آشکارساز پوش پیشنهادی به همراه سایز ترانزیستورها ۵۲
۴-۲-۲-۵- شبیه‌سازی مدار آشکار ساز پوش طراحی شده با نرم‌افزار ADS ۵۳
۴-۲-۳- ساختار نهایی گیرنده‌ی تحریک مغزی ۵۴
۴-۲-۴- روش پیشنهادی به منظور افزایش ایزولاسیون بین گیرنده و فرستنده ۵۸
۴-۲-۴-۱- روابط حاکم بر سلف دو طرفه ۵۸
۴-۲-۴-۲- طراحی و شبیه سازی PSC دو طرفه در نرم افزار ADS توسط شبیه سازی EM ۶۱
۴-۳- جمع بندی ۶۷

فصل ۵: نتایج شبیه سازی ، نتیجه گیری و پیشنهادات **۶۸**
۵-۱- مقدمه ۶۹
۵-۲- رسم لی‌آوت ساختار طراحی شده ۶۹
۵-۳- نتایج حاصل از شبیه سازی‌های انجام شده بر روی post layout ۷۱
۵-۴- مقایسه‌ی نتایج ۷۷
۵-۵- نتیجه گیری ۷۸
۵-۶- ارائه پیشنهادات ۷۹

مراجع **۸۰**

References **۸۱**

فهرست شکل‌ها

شکل (۲–۱) تصویری از الکترود کاشته شده در مغز ۹
شکل (۳–۱) شمای کلی سیستم تحریک مغزی به همراه لایه های مختلف مربوط به بخش جمجمه[6] ۱۳
شکل (۳–۲) شماتیک گیرنده‌ی مرجع [6] ۱۹
شکل (۳–۳) ساختار LNA به کار رفته در مرجع[23] ۲۲
شکل (۳–۴) ساختار MGLNA مرجع [24] ۲۳
شکل (۳–۵) ساختار میکسر مرجع [24] ۲۴
شکل (۳–۶) مدار wakeup استفاده شده در مرجع[24] ۲۵
شکل (۴–۱) شماتیک تقویت‌کننده‌ی کم‌نویز پیشنهادی ۲۹
شکل (۴–۲) تقویت‌کننده‌ی کم‌نویز سورس مشترک با تکنیک سورس تبهگن ۳۱
شکل (۴–۳) مدار معادل امپدانس ورودی در تقویت کننده سورس مشترک با سورس تبهگن ۳۲
شکل (۴–۴) مدار مورد استفاده برای محاسبه‌ی نویز M1 ..... ۳۳
شکل (۴–۵) شماتیک مدار تقویت کننده‌ی پیشنهادی به منظور محاسبه‌ی بهره ۳۴
شکل (۴–۶) شماتیک مدار برای محاسبه‌ی نویز M1 ..... ۳۶
شکل (۴–۷) مدار نهایی تقویت‌کننده‌ی‌کم نویز پیشنهادی به همراه مقادیر المانها ۳۹
شکل (۴–۸) عدد نویز تقویت کنندهی کم نویز طراحی شده ۴۰
شکل (۴–۹) تطبیق ورودی تقویت‌کننده‌ی کم نویز طراحی شده ۴۱
شکل (۴–۱۰) مقایسه عدد نویز در هنگام استفاده از ترانزیستور M3 و بدون آن ۴۱
شکل (۴–۱۱) مقایسه تطبیق ورودی در هنگام استفاده از ترانزیستور M3 و بدون آن ۴۲
شکل (۴–۱۲) مقایسه بهره در دو حالت استفاده از M_3 و دو برابر کردن سایز ترانزیستورهای M_1 و M_2 ..... ۴۲
شکل (۴–۱۳) مقایسه عدد نویز در دو حالت استفاده از M_3 و دو برابر کردن سایز ترانزیستورهای M_1 و M_2 ..... ۴۳
شکل (۴–۱۴) بررسی پایداری LNA طراحی شده ۴۳
شکل (۴–۱۵) شماتیک سلول گیلبرت ۴۴
شکل (۴–۱۶) نحوهی عملکرد سلول گیلبرت در سیگنال بزرگ ۴۵
شکل (۴–۱۷) ساختار آشکارساز پوش پیشنهادی برای گیرنده‌ی مدولاسیون OOK ۴۶
شکل (۴–۱۸) ساختار آشکار ساز پوش پیشنهادی به همراه نسبت سایز ترانزیستورها ۴۷
شکل (۴–۱۹) مدار معادل آشارساز پوش پیشنهادی در زمان خاموش بودن M_1 ..... ۴۸
شکل (۴–۲۰) مدار معادل آشکارساز پوش پیشنهادی در صورت روشن شدن M_1 ..... ۵۰
شکل (۴–۲۱) مدار نهایی آشکارساز پوش پیشنهادی به همراه سایز ترانزیستورها ۵۳
شکل (۴–۲۲) ولتاژ گره‌های مختلف آشکارساز پوش پیشنهادی ۵۴
شکل (۴–۲۳) ساختار نهایی گیرنده‌ی تحریک مغزی ۵۵
شکل (۴–۲۴) شکل موج ورودی تقویت کننده‌ی کم نویز (سمت چپ) و خروجی آشکارساز پوش(سمت راست) ۵۵
شکل (۴–۲۵) بهره‌ی ولتاژ تقویت کنندهی کم نویز ۵۶
شکل (۴–۲۶) مقایسه بهره ولتاژ در هنگام استفاده از ترانزیستور M3 و بدون آن ۵۶
شکل (۴–۲۷) شماتیک یک PSC دو طرفه[25] ۵۹
شکل (۴–۲۸) خازن های پارازیتی PSC دوطرفه[25] ۶۰

شکل (۴–۲۹) لایه‌های تکنولوژی ۱۸۰ نانومتر مورد استفاده در نرم افزار Sonnet ۶۲
شکل (۴–۳۰) مقایسه‌ی ضریب کیفیت بین PSC طراحی شده و PSC کتابخانه ی ۱۸۰ نانومتر ۶۴
شکل (۴–۳۱) مقایسه‌ی مقدار اندوکتانس بین PSC طراحی شده و PSC کتابخانه ی ۱۸۰ نانومتر ۶۴
شکل (۴–۳۲) شمای کلی PSC دو طرفه‌ی طراحی شده ۶۵
شکل (۴–۳۳) ضریب کیفیت PSC دو طرفه‌ی طراحی شده ۶۵
شکل (۴–۳۴) اندوکتانس PSC دو طرفه‌ی طراحی شده ۶۵
شکل (۴–۳۵) پاسخ فرکانسی خروجی LNA با استفاده از سلف کتابخانه ۱۸۰ نانومتر و PSC دو طرفه‌ی طراحی شده ۶۶
شکل (۵–۱) Layout گیرنده‌ی تحریک مغزی ۷۰
شکل (۵–۲) مقایسه ی PSC یک طرفه و معادل دو طرفه ی آن ۷۰
شکل (۵–۳) عدد نویز در ولتاژ V_{DD} و گوشه‌ی TT ۷۱
شکل (۵–۴) عدد نویز در ولتاژ V_{DD} ۰/۹ و گوشه‌ی SS ۷۱
شکل (۵–۵) عدد نویز در ولتاژ V_{DD} ۱/۱ و گوشه‌ی FF ۷۲
شکل (۵–۶) تطبیق ورودی در ولتاژ V_{DD} و گوشه‌ی TT ۷۲
شکل (۵–۷) تطبیق ورودی در ولتاژ V_{DD} ۰/۹ و گوشه‌ی SS ۷۲
شکل (۵–۸) تطبیق ورودی در ولتاژ V_{DD} ۱/۱ و گوشه‌ی FF ۷۳
شکل (۵–۹) بهره‌ی ولتاژ LNA در ولتاژ V_{DD} و گوشه‌ی TT ۷۳
شکل (۵–۱۰) بهره‌ی ولتاژ LNA در ولتاژ V_{DD} ۰/۹ و گوشه‌ی SS ۷۳
شکل (۵–۱۱) بهره‌ی ولتاژ LNA در ولتاژ V_{DD} ۱/۱ و گوشه‌ی FF ۷۴
شکل (۵–۱۲) داده‌ی ورودی با مدولاسیون OOK و داده‌ی تشخیص داده شده در خروجی گیرنده ۷۴
شکل (۵–۱۳) BER گیرنده‌ی طراحی شده ۷۶

فهرست جدول‌ها

جدول (۴-۱) پارامترهای رساناهای به کار رفته در تکنولوژی ۱۸۰ نانومتر..... ۶۳
جدول (۴-۲) پارامترهای دی الکتریک های به کار رفته در تکنولوژی ۱۸۰ نانومتر..... ۶۳
جدول (۵-۱) نتایج حاصل شده از گیرنده در گوشه‌های مختلف تکنولوژی..... ۷۵
جدول (۵-۲) مقایسه‌ی گیرنده‌ی طراحی شده با مقالات معتبر چاپ شده‌ی اخیر..... ۷۷

فهرست اختصارات

NF	Noise Factor
PSC	Printed Spiral Coil
AGC	Automatic Gain Control
DBS	Deep Brain Stimulation
EM	Electro-Magnetic
BMI	Brain Machine Interface
SAR	Specific Absorbtion Rate
ASAR	Average Specific Absorbtion Rate
ANSI	American National Standard Institute
FSK	Frequency Shift Keying
PLL	Phase Locked Loop
IRUW	Impulse Radio Ultra Wideband
BPSK	Binary Phase Shift Keying
OOK	On-Off Keying
SNR	Signal to Noise Ratio
BER	Bit Error Rate
SRF	Self Resonance Frequency
LVS	Layout Vs Schematic
ADS	Advanced Design System
OCD	Obsessive Compulsive Disorder

مراجع

References

[1] Kringelbach ML, Jenkinson N, Owen SL, Aziz TZ. Translational principles of deep brain stimulation. Nat Rev Neurosci. 2007; 8(8): 623-35.

[2] Perlmutter JS, Mink JW. Deep brain stimulation. Annu Rev Neurosci. 2006; 29: 229-57.

[3] Breit S, Schulz JB, Benabid A-L. Deep brain stimulation. Cell Tissue Res. 2004; 318(1):

[4] Koller WC, Pahwa P, Lyons KE, Wilkinson SB. Deep brain stimulation of the Vim nucleus of the thalamus for the treatment of tremor. Neurology. 2000; 55(12 Suppl 6): 29.

[5] Kumar K, Kelly M, Toth C. Deep brain stimulation of the ventral intermediate nucleus of the thalamus for control of tremors in Parkinson's disease and essential tremor. Stereotact Funct Neurosurg. 1999; 72(1): 47-61.

[6] Mirbozorgi, S. Abdollah, et al. "A single-chip full-duplex high speed transceiver for multi-site stimulating and recording neural implants." *IEEE transactions on biomedical circuits and systems* 10.3 (2016): 643-653.

[7] K.Chen, Z.Yang, L.Hoang, J.Weiland, M.Humayun, and W.Liu, "An integrated 256 channel epiretinal prosthesis," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 45, no. 9, pp. 1946–1956, 2010.

[8] M. Ghovanloo and K. Najafi, "A wireless implantable multichannel microstimulating system-on-a-chip with modular architecture," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 15, no. 3, pp. 449–457, Sep. 2007.

[9] Hadi Bahrami, Benoit Gosselin, and Leslie A. Rusch, "Realistic Modeling of the Biological Channel for the Design of Implantable Wireless UWB Communication Systems," 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2012.

[10] "IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz," IEEE Standard C95.1-2005, 2006.

[11] L. Seung Bae, Y. Ming, J.R. Manns, M. Ghovanloo, "A Wideband Dual-Antenna Receiver for Wireless Recording From Animals Behaving in Large Arenas," IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol. 60, no.7, pp.1993-2004, July 2013

[12] U. M. Jow and M. Ghovanloo, "Optimization of data coils in a multiband wireless link for neuroprosthetic implantable devices," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 4, no. 5, pp. 301–310, Oct. 2010.

[13] G. Simard, M. Sawan, and D. Massicotte, "High-speed OQPSK and efficient power transfer through inductive link for biomedical implants," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 4, no. 3, pp. 192–200, Jun. 2010.

[14] D. Daoud, M. Ghorbel, A. Ben Hamida, and J. Tomas, "A wireless data and power recovery for biomedical Microsystems implants," in *Proc. Int. Conf. Microelectronics*, Dec. 19–22, 2011, pp. 1–5.

[15] Yuan Gao, Yuanjin Zheng, and Chun-Huat Heng, "Low-Power CMOS RF Front-end for Non-Coherent IR-UWB Receiver," 34th European Solid-State Circuits Conference, ESSCIRC, 2008.

[16] N. M. Pletcher et al., "A 2GHz 52uW wake-up receiver with -72dBm sensitivity using uncertain-IF architecture," in IEEE Int. Solid-State Circuits Conf. Dig. Tech. Pap., pp. 524-525, Feb. 2008.

[17] M.E. Kaamouchi, M.S. Moussa, P. Delatte, "A 2.4-GHz fully integrated ESD-protected low-noise amplifier in 130-nm PD SOI CMOS technology," IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2007, vol. 55, no. 12, p. 2822 - 2831.

[18] M. Cimino, H. Lapuyade, Y. Deval, " Design of a 0.9 V 2.45 GHz selftestable and reliability-enhanced CMOS LNA," IEEE Journal of Solid- State Circuits, 2008, vol. 43, no. 5, p. 1187 - 1194.

[19] H. Hsieh, et al., “Design of ultra-low-voltage RF front- ends with complementary current reused architectures,” IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2007, vol. 55, no. 7, p. 1445 - 1458.

[20] M.D. Wei, S.F. Chang, and C.H. Liu, “A low-power ultra-compact CMOS LNA with shunt-resonating current-reused topology,” IEEE 3rd European Microwave Integrated Circuits Conference, 2008, p. 350 - 353.

[21] T. Wada, R. Nakajima, H. Obiya, T. Ogami, M. Koshino, M. Kawashima, and N. Nakajima, “A miniaturized broadband lumped element circulator for reconfigurable front-end system,” in *Proc. IEEE MTT-S Int. Microwave Symp.*, Jun. 2014, pp. 1–3.

[22] Z. El-Khatib, L. MacEachern, and S. A. Mahmoud, “A fully-integrated linearized CMOS bidirectional distributed amplifier as UWB active circulator,” in *Proc. Int. Conf. Microelectronics*, Dec. 2008, pp. 106–109.

[23] Tan, Jun, et al. "A 2.4 GHz ULP reconfigurable asymmetric transceiver for single-chip wireless neural recording IC." *IEEE transactions on biomedical circuits and systems* 8.4 (2014): 497-509.

[24] Hsieh, Jian-Yu, et al. "A 0.45-V Low-Power OOK/FSK RF Receiver in 0.18μm CMOS Technology for Implantable Medical Applications." *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers* 63.8 (2016): 1123-1130

[25] Ashoori, Ehsan, et al. "Design of double layer printed spiral coils for wirelessly-powered biomedical implants." *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2011.

[26] Rajavi, Yashar, et al. "An RF-powered 58Mbps-TX 2.5 Mbps-RX full-duplex transceiver for neural microimplants." *Radio Frequency Integrated Circuits Symposium (RFIC), 2016 IEEE*. IEEE, 2016.

[27] Yakovlev, Anatoly, Ji Hoon Jang, and Daniel Pivonka. "An 11$\mu {\rm W} $ Sub-pJ/bit Reconfigurable Transceiver for mm-Sized Wireless Implants." *IEEE transactions on biomedical circuits and systems* 10.1 (2016): 175-185.

[28] Tan, Jun, et al. "A 2.4 GHz ULP reconfigurable asymmetric transceiver for single-chip wireless neural recording IC." *IEEE transactions on biomedical circuits and systems* 8.4 (2014): 497-509.

[29] Zgaren, Mohamed, et al. "ISM-band 902-to 928-MHz FSK transceiver with scalable performance for medical devices." *International Journal of Circuit Theory and Applications*. 2018.

[30] Daoud, Dhoha, et al. "Design of Dual Band Wireless Power and Data Through RF Transmission for Biomedical Implants." *BioNanoScience* 8.1 (2018): 237-248.

[31] Chung, Ching-Che, Chi-Tung Chang, and Chih-Yu Lin. "A 1 Mb/s–40 Mb/s human body channel communication transceiver." *VLSI Design, Automation and Test (VLSI-DAT), 2015 International Symposium on*. IEEE, 2015.

[32] H. C. Chen, M. Y. Yen, Q. X. Wu, K. J. Chang, and L. M. Wang, “Batteryless transceiver prototype for medical implant in 0.18-μm CMOS technology,” *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.*, vol. 62, no. 1, pp. 137–147, Jan. 2014.

[33] N. Cho, J. Bae, and H.-J. Yoo, “A 10.8 mW body channel communication/ MICS dual-band transceiver for a unified body sensor network controller,” *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 40, no. 12, pp. 3459–3468, Dec. 2009.

[34] T. Copani,M. Seungkee, S. Shashidharan, S. Chakraborty, M. Stevens, S. Kiaei, and B. Bakkaloglu, “A CMOS low-power transceiver with reconfigurable antenna interface for medical implant applications,” *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.*, vol. 59, no. 5, pp. 1369–1378, May2011.

Abstract:

Neural prostheses and therapies rely on electrical stimulation and neural recording which is done through implanted electrodes in the brain. These neural stimulations and the responses received from them by the means of implanted electrodes, have resulted in a dramatic progress in prostheses and neural implantable chips. The improvement in Microelectronic field requires a new generation of high speed data transmission and in order to increase the speed, stimulation and receiving the response need to be done simultaneously.

In this research, a RF receiver with OOK modulation has been designed and simulated in order to receive brain stimulation signal and hands it to the implanted electrodes. This receiver consists of a 2.4 GHz LNA and a mixer and has been designed in a way that can be used in a full-duplex transceiver, so the isolation between the receiver and the transmitter is really important and has been taken into account.

In the LNA, a common source structure with source degeneration technic has been implied and its NF has been improved by adding a new transistor to the basic structure. A double-side PSC has been suggested and simulated using ADS EM Simulation in order to increase the isolation between the receiver and the transmitter and sharpen the frequency response of the LNA. This Double-side PSC has not only increased the isolation, but also decreased the area of the chip and total power consumption.

A new structure has also been suggested for the mixer which is based on using consecutive inverters. In the suggested structure, the RF signal will be down converted to the base band and filtered and reached to the proper digital level simultaneously. The dynamic power consumption of the suggested mixer is also so low.

The simulations have been done in TSMC $0.18\mu m$ in Cadence, with 1.2V voltage supply. The layout of the designed receiver has also been drawn. After the post layout simulation, the achieved data rate is 100 Mbps, power consumption is 3 mW, energy per bit is 30pJ and the size of the chip is $0.3\,mm^2$.

Keywords: RF receiver, Full-duplex, Brain implanted chips, BMI, LNA, Low power, mixer

Amirkabir University of Technology
(Tehran Polytechnic)

M. Sc. Thesis

Design of High-Frequency Integrated Receiver for Data Transmission to Implant for Neural Stimulation

By:
Maryam Dodangeh

Supervisor:
Dr. Mohammad Yavari

October 2018