Amirkabir University of Technology
(Tehran Polytechnic)
Department of Electrical Engineering

A proposal for Doctor of Philosophy dissertation
in electrical engineering

Analysis and Design of Energy Harvesting and Data Transmission Circuits for Bio-Implant Sensors

By:
Mahdi Barati

Under Supervision of:
Dr. Mohammad Yavari

Winter 2018

دانشگاه صنعتی امیرکبیر
(پلی تکنیک تهران)
دانشکده مهندسی برق

رساله دکترا
(گرایش الکترونیک)

تحلیل و طراحی مدارهای استحصال توان و ارسال داده برای حسگرهای قابل کاشت

نگارش:
مهدی براتی
(۹۱۱۲۳۹۴۶)

استاد راهنما:
دکتر محمد یاوری

اسفند ۱۳۹۶

بسم الله الرحمن الرحيم

به نام خدا

شماره .....

تاریخ .....

برگ ارزیابی دفاع نهایی رساله دکتری

نام و نام خانوادگی: مهدی برانی — **شماره دانشجویی:** ۹۱۱۲۳۹۴۶

رشته و گرایش تحصیلی: برق - الکترونیک — **دانشکده:** مهندسی برق

عنوان رساله: **تحلیل و طراحی مدارهای استحصال توان و ارسال داده برای حسگرهای قابل کاشت**

شروع دوره : مهر ۹۱

تاریخ تصویب پیشنهاد رساله: ۱۳۹۳/۱۲/۶ — **تاریخ دفاع:** ۹۶/۱۲/۵

هیات داوران	نام و نام خانوادگی	کد انفورماتیک	رتبه علمی	نمره	امضاء
استاد راهنما	دکتر باوری	۱۱۳۳۵	دانشیار	۱۹/۵	
استاد مشاور					
نماینده تحصیلات تکمیلی دانشگاه	دکتر عبدالعلی عبدی پور	۱۰۲۴۰	استاد		
داور داخلی اول	دکتر حسن کاتوزیان	۱۰۷۹۱	استاد	۱۹/۵	
داور داخلی دوم	دکتر عبدی پور	۱۰۲۴۰	استاد	۱۹/۵	
داور خارجی اول	دکتر فتوت	۱۴۶۸۷	دانشیار	۱۹/۵	
داور خارجی دوم	دکتر شعاعی		دانشیار	۱۹/۵	
میانگین نمرات هیئت داوران				۱۹/۵	

عالی (20 - 18.51) بسیار خوب (18.50 - 17.01)، خوب (17.00 - 16.01)، قابل قبول (16.00 - 15.00)، غیرقابل قبول (کمتر از 15.00)

نمره نهایی (از 20)	به عدد	به حروف
	۱۹/۵	نوزده و نیم

صورتجلسه دفاع و سایر مدارک به پیوست می‌باشد

معاون تحصیلات تکمیلی و پژوهشی دانشکده‌ی مهندسی برق

امضاء و مهر

تأیید کارشناس:

مدیر تحصیلات تکمیلی دانشگاه

مهر و امضاء

PF-25-85

۹۶/۱۲/۷

به نام خدا

تعهدنامه اصالت اثر

تاریخ: / / ۱۳

اینجانب مهدی براتی 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.

مهدی براتی

آن گاه که کودکی برای نخستین بار انگشت پدر را می گیرد،

او را اسیر خود می کند؛

تا همیشه...

تقدیم به

پدرم

که صلابت را از او آموختم

مادرم

که معنای زندگی را از او آموختم

و همسر مهربان و محمّد حسین عزیزم

که امید و انگیزه من برای ادامه زندگی هستند

تشکر و قدردانی

خداوند مهربان بر من منت نهاد و بهترین نعمت‌ها را در چند سال اخیر نصیبم ساخت و به لطف و یاری او این رساله نیز به سرانجام رسید. بر خود لازم می‌دانم از راهنمایی‌ها و آموزش‌های استادم جناب آقای دکتر یاوری تشکر کنم. از دوستان گرامیم آقایان محسن تمدن، محمدرضا اشرف، محمدجواد دزیانی، سلمان حسن‌پور زهرائی، سعید براتی، مجید یعقوبی و خانم مریم دودانگه که هر یک به نحوی در انجام این رساله همراهی نمودند قدردانی می‌نمایم و برای آن‌ها توفیق روز افزون را از خداوند منان خواستارم.

بالاترین مراتب قدردانی و ارادت را خدمت پدر و مادر عزیزم دارم که همواره پشتوانه، هم‌فکر و همراه من بودند و جز موفقیت من نخواستند و از صمیم قلب برایشان آرزوی سعادتمندی می‌کنم. از همسر مهربان و فداکارم برای همراه بودن و تحمل ناملایمات به خصوص در روزهای سختِ پایانی انجام این رساله و هم‌چنین امید و انرژی‌ای که به من داد و می‌دهد، سپاس‌گزارم.

و در خاطرم هست که آرامش امروز را مدیون خون شهداییم . . .

چکیده

حسگرهای قابل کاشت در مغز، مهم‌ترین بخش واسط‌های مغز و ماشین است که نویدبخش امکان پیش‌بینی و درمان بیماری‌هایی مانند صرع و اماس و سایر بیماری‌های مرتبط با مغز و اعصاب، می‌باشد. قطعه قابل کاشت در بدن نیازمند مصرف توان و همچنین داشتن مسیری جهت ارسال اطلاعات به بیرون از بدن می‌باشد. سیم‌های گذرنده از پوست، امکان عفونت را بالا می‌برند. روش دیگر فراهم کردن توان، استفاده از باتری می‌باشد که مشکل آن علاوه بر امکان عفونت و آسیب زدن در صورت ارتباط پیدا کردن با خون، طول عمر کوتاه آن و نیاز به تعویض آن از طریق عمل جراحی می‌باشد. از طرفی برای ثبت سیگنال‌های کنترل هر یک از اعضای بدن انسان توسط مغز، به بیش از چند هزار الکترود نیاز است و پیرو آن مصرف توان و حجم داده‌های ارسالی به بیرون، بسیار زیاد خواهد شد. انتقال توان توسط سیم‌پیچ به روش القایِ الکترومغناطیس یک روش مناسب برای جایگزین کردن باتری می‌باشد که امروزه اقبال به آن‌ها به شدت رو به افزایش است. بر این اساس، افزایش نرخ ارسال فرستنده اطلاعات به بیرون و بهینه‌سازی بازدهی زنجیره تبدیل توان هدف این پروژه بوده است.

بر این اساس در بخش دریافت توان استفاده از یک سیم‌پیچ حلزونی مسطح دولایه پیشنهاد شده است که نشان داده شده بازدهی لینک را به میزان زیادی افزایش می‌دهد. جهت یکسوسازی سیگنال توان دریافتی از یکسوسازهای غیرفعال و فعال به ترتیب به منظور مدار آغازشگر و افزایش بازدهی زنجیره تبدیل توان به طور همزمان استفاده شده است. برای زنجیره تبدیل توان پیشنهادی، برای اولین‌بار استفاده از مبدل ولتاژ غیرخطی Buck-Boost در این حسگرها پیشنهاد شده است که علاوه بر این‌که بازدهی آن بسیار بالا است، مستقل از دامنه ولتاژ دریافت شده نیز می‌باشد. این مبدل ولتاژ به جای سلف بزرگ خارج تراشه که در ساختار آن به کار رفته است از سلف خودالقائی سیم‌پیچ دریافت‌کننده توان استفاده مجدد می‌کند. هم‌چنین بلوک مرجع ولتاژ به عنوان یکی از بلوک‌های اصلی زنجیره تبدیل توان در این ساختار حذف شده و خروجی مبدل ولتاژ به صورت داخلی، تنظیم می‌گردد؛ در حالی که سطح ولتاژ آن نسبت به تغییرات دما و پروسه ساخت و تغییرات ولتاژ بسیار پایدار می‌باشد. کل زنجیره تبدیل توان و مبدل ولتاژ Buck-Boost پیشنهادی در نهایت به ترتیب به بازدهی ۶۲/۵ و ۸۰/۴ درصد با حداکثر تغییرات ۲/۶ درصد به ازاءِ تغییرات ولتاژ دریافت شده در بازه ۳ تا ۷ ولت، رسیده اند. هم‌چنین از تحلیل مونت-کارلو برای نشان دادن پایداری مدار ارائه شده در برابر تغییرات دما، پروسه ساخت و عدم تطبیق قطعات استفاده شده است. جهت کاهش جذب سیگنال حامل توان توسط بافت بدن موجودات زنده و رعایت ملاحظات زیست محیطی، فرکانس این سیگنال برابر ۱۰ MHz در نظر گرفته شده است. علاوه بر شبیه‌سازی زنجیره تبدیل توان پیشنهادی، یک نمونه اولیه از ایده‌های مطرح شده در این‌جا با استفاده از قطعات خارج تراشه ساخته و تست شده است و نتایج حاصل از اندازه‌گیری آن موید درستی این ایده‌ها می‌باشد.

ساختار فرستنده‌های UWB برمبنای نوسان‌سازهای LC کنترل‌شونده با ولتاژ، که از روش‌های تولید پالس UWB به صورت مستقیم می‌باشد، برای ارسال اطلاعات به بیرون انتخاب شده است. در این فرکانس‌ها جذب سیگنال توسط بافت بدن حداقل می‌باشد. با پیشنهاد اصلاحاتی در این ساختارها، زمان شروع نوسان‌ساز به صفر رسیده است که امکان ارسال داده با نرخ بسیار بالا را می‌دهد. هم‌چنین با این روش امکان استفاده از ساختار دارای دو زوج ترانزیستور تزویج متقابل فراهم شده که منجر به کاهش توان بسیار زیادی در فرستنده می‌شود. فرستنده طراحی شده با استفاده از مدولاسیون OOK با فرکانس مرکزی ۴ GHz به نرخ ارسالی بیش از ۱ Gb/s دست یافته و مصرف انرژی آن به کمتر از ۱/۸۸ pJ/b رسیده است که در مقایسه با سایر کارهای مشابه، بسیار مطلوب می‌باشد. منبع تغذیه مدار فرستنده طراحی شده ۱/۵ V می‌باشد. لی‌آوت فرستنده طراحی شده رسم شده و شبیه‌سازی‌های پس از لی‌آوت تطبیق خوبی با شبیه‌سازی‌های اولیه را نشان می‌دهد.

شبیه‌سازی مدارهای طراحی شده در محیط نرم‌افزارهای Cadence و Advanced Design System صورت پذیرفته و برای مدل قطعات به کار رفته از کتابخانه تکنولوژی 0.18 µm CMOS استفاده شده است.

کلمات کلیدی: یکسوساز، تنظیم‌کننده ولتاژ، مبدل ولتاژ Buck-Boost، مرجع ولتاژ، UWB، نرخ داده، الکترودهای کاشتنی، حسگرهای قابل کاشت

فهرست مطالب

فهرست شکل‌ها ..... و

فهرست جدول‌ها ..... ک

واژه‌نامه ..... ل

اختصارنامه ..... ن

۱ مقدمه ۲

۱-۱ - تاریخچه ۲

۱-۲ - انگیزه و هدف ۴

۱-۳ - ساختار رساله ۷

۲ دریافت توان و تنظیم ولتاژ در حسگرهای قابل کاشت و مروری بر آخرین دستاوردها ۱۰

۲-۱ - انواع انرژی‌های قابل جذب ۱۱

۲-۲ - تامین توان توسط القایِ الکترومغناطیس ۱۲

۲-۳ - لینک القائی ۱۴

۲-۴ – سیم‌پیچ حلزونی چاپی و روابط آن ۱۵

۲-۵ – تقویت‌کننده توان ۱۵

۲-۵-۱ - بررسی عملکرد تقویت‌کننده‌ی توان کلاس E ۱۵

۲-۶ – تنظیم‌کننده‌های ولتاژ خطی برای کاربردهای بسیار کم توان ۱۷

۲-۶-۱ - چالش‌های تنظیم‌کننده‌های ولتاژ بسیار کم توان ۱۷

۲-۶-۲ - توپولوژی‌های مختلف تنظیم‌کننده‌های ولتاژ خطی ۱۸

۲-۶-۳ - تنظیم‌کننده‌ی ولتاژ بسیار کم‌توان برای مدارهای زیرآستانه ۲۰

۲-۷ – تنظیم‌کننده غیرخطی Buck-Boost: ۲۱

۲-۸ – تنظیم‌کننده غیرخطی بالابرنده (Boost-Converter): ۲۲

۲-۸-۱ - حالت کاری هدایت پیوسته ۲۳
۲-۸-۲ - حالت کاری هدایت گسسته ۲۴
۲-۹ - مدار کنترل مبدل‌های غیرخطی ۲۶
۲-۹-۱ - پیاده‌سازی با استفاده از یک کلید NMOS و یک دیود ۲۶
۲-۹-۲ - پیاده‌سازی با دو کلید NMOS و PMOS ۲۶
۲-۹-۳ - روش‌های کنترل مبدل با کلید NMOS و PMOS ۲۶
۲-۹-۳-۱ - کنترل کلیدزنی واکنشی ۲۷
۲-۹-۳-۲ - مدارهای تشخیص جریان صفر ۲۸
۲-۹-۳-۳ - کنترل تطبیقی ۲۸
۲-۹-۳-۴ - مقایسهٔ روش‌های کنترل مبدل‌های غیرخطی ۳۰
۲-۱۰ مروری بر چند نمونه از مدارهای استحصال توان به روش القای الکترومغناطیس در حسگرهای قابل کاشت ۳۱
۲-۱۰-۱ - تنظیم ولتاژ در دو مرحله ۳۱
۲-۱۰-۲ - دریافت توان و ارسال داده توسط یک سیم‌پیچ برای توان‌های کم ۳۳
۲-۱۰-۳ - استفاده هم‌زمان از یکسوساز فعال و غیرفعال برای افزایش بازدهی PCC ۳۵
۲-۱۰-۴ - استفاده هم‌زمان از دو سیم‌پیچ برای برای دریافت توان و داده ۳۷
۲-۱۰-۵ استفاده از دو سیم‌پیچ برای ارسال توان با بازدهی بالاتر و یک سیم پیچ دریافت ۳۸
۲-۱۰-۶ مبدل ولتاژ بالابرنده با ریپل خروجی بسیار کم ۳۹
۳ طراحی زنجیره تبدیل توان (PCC) پیشنهادی و تحلیل آن ۴۱
۳-۱ – تنظیم‌کننده Buck-Boost پیشنهادی به همراه مدار یکسوساز غیرفعال ۴۳
۳-۱-۱ - تحلیل شیوه عملکرد مدار ۴۵
۳-۱-۱-۱ - فاز شارژ خازن خروجی یکسوساز (φ_{ch}) ۴۵
۳-۱-۱-۲ - فاز افزایش جریان سلف (φ_{ise}) ۴۵
۳-۱-۱-۳ - فاز تخلیه جریان سلف (φ_{fall}) ۴۷
۳-۲ – تنظیم‌کننده Buck-Boost پیشنهادی به همراه مدار یکسوساز فعال ۴۹
۳-۳ - مدار کنترل پیشنهادی برای حذف بلوک مرجع ولتاژ ۵۰

۳-۴ - طراحی مدار آغازش‌گر ۵۵
۳-۵ - طراحی لینک القایی ۵۶
۳-۵-۱ - بازده لینک القایی و روابط آن ۶۰
۴ نتایج شبیه‌سازی و ساخت مدار ۶۳
۴-۱ – شبیه‌سازی مداری ایده‌های مطرح شده و نتایج شبیه‌سازی ۶۳
۴-۲ – شبیه‌سازی لینک القائی با استفاده از EM Simulation: ۶۷
۴-۳ – شبیه‌سازی تقویت‌کننده‌ی توان کلاس E: ۷۴
۴-۴ - ساخت مدار و نتایج اندازه‌گیری ۷۴
۵ فرستنده فرا پهن باند (UWB) و مروری بر آخرین دستاوردها ۸۴
۵-۱ - مقدمه ۸۴
۵-۲ - ارتباط UWB ۸۷
۵-۳ – تکنیک‌های طراحی فرستنده UWB ۸۹
۵-۳-۱ - تولید کننده‌های پالس UWB باند پایه ۸۹
۵-۳-۲ - تولید کننده‌های پالس UWB برمبنای میکسر بالابرنده ۹۰
۵-۳-۳ - تولید کننده‌های پالس UWB فرکانس مستقیم ۹۱
۵-۴ - مدولاسیون داده ۹۳
۵-۴-۱ - مدولاسیون دامنه پالس ۹۳
۵-۴-۲ - کلیدزنی روشن-خاموش (OOK) ۹۳
۵-۴-۳ - مدولاسیون مکان پالس ۹۳
۵-۴-۴ - مدولاسیون شکل پالس ۹۶
۵-۵ مروری برآخرین دستاوردها در حوزه فرستنده‌های فرا پهن باند (UWB) ۹۸
۵-۵-۱ - جدیدترین دستاوردها در فرستنده‌های IR-UWB: ۹۸
۵-۵-۲ - فرستنده IR-UWB با تولیدکننده پالس قابل کنترل به صورت دیجیتال ۱۰۰
۵-۵-۳ - فرستنده UWB با ساختار VCRO ۱۰۲
۵-۵-۴ - کنترل پالس UWB به وسیله کنترل انرژی تزریق‌شونده به تانک ۱۰۲

۵-۵-۵ - فرستنده UWB با استفاده از تاخیر ایجاد شده توسط گیت‌های دیجیتال ۱۰۳
۵-۵-۶ - فرستنده UWB برمبنای LC-VCO به همراه تولیدکننده پالس ۱۰۳
۵-۵-۷ فرستنده IR-UWB برمبنای انتقال طیف به وسیله میکسر با طیف فرکانسی قابل کنترل ۱۰۷
۶ ساختار پیشنهادی فرستنده فرا پهن باند (UWB)، نتایج شبیه‌سازی و رسم لی‌آوت ۱۱۰
۶-۱ - ساختار فرستنده پیشنهادی ۱۱۱
۶-۲ لی‌آوت فرستنده پیشنهادی و شبیه‌سازی پس از لی‌آوت ۱۱۷
۶-۲-۱ – لی‌آوت فرستنده پیشنهادی ۱۱۹
۶-۲-۲ - نتایج شبیه‌سازی پس از لی‌آوت ۱۲۲
۷ جمع‌بندی، نتیجه‌گیری و پیشنهادها ۱۲۶
۷-۱ – جمع‌بندی و نتیجه‌گیری ۱۲۶
۷-۲ - پیشنهادها و کارهای آتی ۱۲۸
مراجع ۱۳۰

فهرست شکل‌ها

شکل (۱-۱): بلوک دیاگرام سیستم جمع‌آوری داده‌های مغزی [۱۵]. ۶
شکل (۲-۱): ساختار یک PCC نمونه [۱۵]. ۱۳
شکل (۲-۲): نمودار بلوکی یک PCC به صورت یک‌پارچه روی تراشه [۱۵]. ۱۳
شکل (۲-۳): مدار معادل لینک القایی [۲۸]. ۱۴
شکل (۲-۴): شکل موج مطلوب ولتاژ و جریان ترانزیستور به منظور کم ترین مقدار تلفات توان. ۱۶
شکل (۲-۵): شمای کلی تقویت کننده‌ی توان کلاس E [۳۵]. ۱۶
شکل (۲-۶): تنظیم کننده‌ی ولتاژ خطی با طبقه‌ی خروجی دنباله‌گر سورس [۳۸]. ۱۹
شکل (۲-۷): تنظیم کننده‌ی ولتاژ خطی با ولتاژ گیت بالابرده شده و دنباله‌گر سورس ثانویه [۳۸]... ۲۰
شکل (۲-۸): تنظیم کننده‌ی ولتاژ خطی با طبقه‌ی خروجی سورس-مشترک [۳۸]. ۲۰
شکل (۲-۹): مدار تنظیمکننده‌ی ولتاژ و تولیدکننده‌ی ولتاژ مرجع متغیر با دما [۳۹]. ۲۱
شکل (۲-۱۰): ساختار یک تنظیم‌کننده Buck-Boost متداول. ۲۱
شکل (۲-۱۱): طرح ساده شدهٔ مبدل بالابرندهٔ ولتاژ. ۲۳
شکل (۲-۱۲): شکل موج‌های مبدل در حالت کاری CCM. ۲۳
شکل (۲-۱۳): نمودار حالات مختلف تغییرات جریان سلف و مقدار میانگین جریان (الف) جریان میانگین کوچک‌تر از نصف حداکثر جریان، (ب) جریان میانگین بزرگ‌تر از نصف ضربان جریان و (ج) جریان میانگین برابر با نصف ضربان جریان [۴۲]. ۲۵
شکل (۲-۱۴): شکل موج‌های مبدل در حالت کاری DCM [۴۲] ۲۵
شکل (۲-۱۵): پیاده‌سازی مبدل ولتاژ با استفاده از کلید NMOS و دیود [۴۳]. ۲۷
شکل (۲-۱۶): پیاده‌سازی مبدل ولتاژ با استفاده از کلید NMOS و PMOS [۴۳]. ۲۷
شکل (۲-۱۷): کنترل واکنشی مبدل بالابرندهٔ ولتاژ [۴۲]. ۲۷
شکل (۲-۱۸): مبدل ولتاژ با استفاده از ZCD برای پیدا کردن زمان مناسب کلید زنی [۴۵]. ۲۹
شکل (۲-۱۹): مدار متداول تشخیص جریان صفر سلف (ZCD) [۴۵]. ۲۹
شکل (۲-۲۰): کنترل تطبیقی مبدل ولتاژ [۴۶]. ۳۰
شکل (۲-۲۱): تنظیم‌کننده ولتاژ دو مرحله‌ای [۴۷]. ۳۲
شکل (۲-۲۲): مدارهای مرجع ولتاژ و start-up و POR طراحی شده برای تنظیم‌کننده دو طبقه ... ۳۲
شکل (۲-۲۳): دریافت توان و ارسال داده توسط یک سیم‌پیچ در توان‌های بسیار کم [۲۱]. ۳۴
شکل (۲-۲۴): مدار یکسوساز غیرفعال استفاده شده در [۲۱]. ۳۴
شکل (۲-۲۵): تنظیم‌کننده مورد استفاده در [۲۱]. ۳۴

شکل (۲-۲۶): مدار مرجعِ ولتاژ با توان مصرفی بسیار کم [۴۸]. ۳۵
شکل (۲-۲۷): طرح کلی مدار دریافت توان توسط یکسوساز فعال و غیرفعال [۴۹]. ۳۶
شکل (۲-۲۸): مدار یکسوساز فعال و غیرفعال مورد استفاده در [۴۹]. ۳۶
شکل (۲-۲۹): مدار دریافت توان و داده به طور هم‌زمان با استفاده از دو سیم‌پیچ [۵۰]. ۳۷
شکل (۲-۳۰): مدار معادل سیستم انتقال توان با دو سیم‌پیچ فرستنده و یک سیم‌پیچ گیرنده ۳۸
شکل (۲-۳۱): مبدل ولتاژ بالابرنده با ریپل خروجی بسیار کم [۵۲]. ۳۹
شکل (۳-۱): تنظیم‌کننده Buck-boost پیشنهادی. ۴۴
شکل (۳-۲): تنظیم‌کننده پیشنهادی در فاز t_{ch}. ۴۴
شکل (۳-۳): مدار تنظیم‌کننده پیشنهادی در فاز t_{rise} ۴۵
شکل (۳-۴): مدار تنظیم‌کننده پیشنهادی در فاز t_{fall}. ۴۸
شکل (۳-۵): ساختار تنظیم‌کننده پیشنهادی به همراه یکسوساز فعال. ۵۱
شکل (۳-۶): تنظیم‌کننده غیرخطی پیشنهادی در فاز دریافت توان. ۵۱
شکل (۳-۷): (الف) واحد کنترل جایگزین مرجع ولتاژ در تنظیم‌کننده پیشنهادی و (ب) مدار مقایسه‌گر مورد استفاده در (الف). ۵۴
شکل (۳-۸): مدار یکسوساز مورد استفاده: الف) یکسوساز غیرفعال و ب) یکسوساز فعال. ۵۷
شکل (۳-۹): مدار داخلی گیت‌های AND مورد استفاده در واحد کنترل ۵۷
شکل (۳-۱۰): الف) فلیپ‌فلاپ D مورد استفاده در واحد کنترل ب) مدار داخلی لچ‌های D ۵۸
شکل (۳-۱۱): شکل کلی و پارامترهای یک PSC مربعی [۲۸]. ۵۸
شکل (۳-۱۲): برش مقطعی یک PSC و نمایش خازن‌های پارازیتی موجود [۲۸]. ۶۰
شکل (۴-۱): ولتاژ خروجی شبیه‌سازی مدار تنظیم‌کننده پیشنهادی بدون واحد کنترل. ۶۴
شکل (۴-۲): جریان سلف در مدار تنظیم‌کننده پیشنهادی در فازهای φ_1 و φ_2. ۶۴
شکل (۴-۳): شبیه‌سازی خروجی مدار تنظیم‌کننده پیشنهادی با مدار کنترل برای $V_{out} = 1$ V به همراه ولتاژهای α و ζ و V_{com}. ۶۵
شکل (۴-۴): خروجی مدار مبدل ولتاژ پیشنهادی با حذف بلوک مرجع ولتاژ برای $V_{out} = 1$V در گوشه‌های مختلف دما و پروسه ساخت. ۶۵
شکل (۴-۵): بازدهی توان PCC پیشنهادی به ازای ورودی‌های مختلف. ۶۶
شکل (۴-۶): نمودار هیستوگرام ولتاژ خروجی تنظیم‌کننده پیشنهادی به ازای تغییرات پروسه ساخت و عدم تطبیق سوئیچ‌ها. ۶۷
شکل (۴-۷): ساختار کلی قرار گرفتن دو سیم‌پیچ رو به روی هم با فواصل دقیق و جنس مشخص. ۶۸
شکل (۴-۸): لی‌آوت کشیده شده برای PSC اولیه و ثانویه ۶۹
شکل (۴-۹): شمای نزدیکتری از لی‌آوت رسم شده برای PSC ثانویه ۶۹
شکل (۴-۱۰): نمایش سه بعدی برای لی‌آوت کشیده شده. ۷۰

شکل (۴-۱۱): مقادیر حقیقی Z_{11} و Z_{22}. ۷۱
شکل (۴-۱۲): مقادیر موهومی Z_{11} و Z_{22} و Z_{21}. ۷۱
شکل (۴-۱۳): رسم نمودار های بخش حقیقی Z_{11} و Z_{22} برای محاسبه‌ی SRF. ۷۲
شکل (۴-۱۴): توان ورودی و خروجی لینک القایی. ۷۳
شکل (۴-۱۵): Z_{in} ترسیم شده در فرکانس‌های مختلف. ۷۴
شکل (۴-۱۶): طرح مدار تقویتکننده‌ی توان کلاس E طراحی شده در محیط نرم افزار ADS. ۷۵
شکل (۴-۱۷): جریان خروجی تقویت کننده توان کلاس E. ۷۵
شکل (۴-۱۸): ولتاژ خروجی تقویت کننده‌ی توان کلاس E. ۷۵
شکل (۴-۱۹): جانشانی قطعات بر روی PCB نهایی. ۷۸
شکل (۴-۲۰): PCB مدار تنظیم‌کننده پیشنهادی. ۷۸
شکل (۴-۲۱): PCB مدار تنظیم‌کننده پیشنهادی پس از مونتاژ قطعات. ۷۹
شکل (۴-۲۲): (الف) سیم‌پیچ چاپ شده‌ی سمت اولیه و (ب) سیم‌پیچ چاپ شده‌ی سمت ثانویه. ... ۷۹
شکل (۴-۲۳): مدار مونتاژ شده‌ی تقویت کننده‌ی توان کلاس E. ۷۹
شکل (۴-۲۴): چگونگی چینش وسایل برای تست مدار. ۸۰
شکل (۴-۲۵): خروجی مدار تنظیم‌کننده ساخته شده، بدون مدار کنترل. ۸۲
شکل (۴-۲۶): خروجی مدار تنظیم‌کننده ساخته شده، با مدار کنترل جایگزین مرجع ولتاژ پیشنهادی، تنظیم شده بر روی ۰/۶ V. ۸۲
شکل (۵-۱): فرکانس بهینه در گذر از بافت بدن [۶۷]. ۸۶
شکل (۵-۲): فرکانس‌های مجاز باند پایین UWB [۱۵]. ۸۸
شکل (۵-۳): الگوی مدولاسیون FCC برای وسایل ارتباطی UWB در فضای سر پوشیده و فضای باز ۸۸
شکل (۵-۴): روش تولید پالس باند پایه. ۸۹
شکل (۵-۵): تولید کننده پالس مثلثی به روش میکسر بالابرنده [۶۹]. ۹۱
شکل (۵-۶): تولید کننده‌های پالس UWB فرکانس مستقیم. الف) تولید پالس مثلثی و ب) تولید پالس بر پایه DAC [۶۹]. ۹۲
شکل (۵-۷): شکل‌های پالس BPAM برای "۱" و "۰". ۹۴
شکل (۵-۸): پالس‌های OOK مورد استفاده برای "۱" و "۰". ۹۵
شکل (۵-۹): شکل‌های پالس PPM برای یک و صفر. ۹۵
شکل (۵-۱۰): BER برای شکل پالس‌های مختلف به عنوان تابعی از δ [۶۸]. ۹۷
شکل (۵-۱۱): خودهمبستگی شکل‌های پالس مختلف [۶۸]. ۹۷
شکل (۵-۱۲): مثال‌هایی از شکل پالس‌های مورد استفاده برای مدولاسیون PSM. ۹۸
شکل (۵-۱۳): پالس تولید شده به وسیله جمع مثلث‌های با عرض یکسان [۸۱]. ۱۰۱

شکل (۵-۱۴): ساختار فرستنده تولیدکننده پالس‌های IR-UWB قابل کنترل به صورت دیجیتال. ۱۰۱
شکل (۵-۱۵): بلوک دیاگرام فرستنده UWB با ساختار VCRO [۸۶]. ۱۰۲
شکل (۵-۱۶): نوسان‌ساز حلقوی به کار گرفته شده در ساختار فرستنده UWB [۸۶]. ۱۰۳
شکل (۵-۱۷): مدار تانک تولیدکننده پالس UWB و چگونگی اعمال پالس و تولید سیگنال توسط آن ۱۰۴
شکل (۵-۱۸): ساختار فرستنده UWB و مدار داخلی آن و شکل پالس‌های تولیدی [۸۷]. ۱۰۴
شکل (۵-۱۹): مدار تولید پالس UWB با استفاده از گیت‌های دیجیتال [۸۸]. ۱۰۵
شکل (۵-۲۰): تولیدکننده پالس UWB برمبنای نوسان‌سازهای LC [۸۹]. ۱۰۵
شکل (۵-۲۱): شکل پالس UWB تولید شده پس از اعمال پالس به منبع جریان [۸۹]. ۱۰۶
شکل (۵-۲۲): مدار نوسان‌ساز LC دارای عدم تطبیق عمدی جهت کاهش زمان شروع به کار نوسان‌ساز ۱۰۶
شکل (۵-۲۳): نتیجه شبیه‌سازی ایجاد عدم تطبیق عمدی در نوسان‌ساز در کاهش زمان شروع به کار ۱۰۷
شکل (۵-۲۴): فرستنده طراحی شده برمبنای انتقال انتقال طیف به وسیله میکسر با زمان آغازش‌گر کم ۱۰۸
شکل (۶-۱): سه ساختار متداول مورد استفاده در نوسان‌سازهای LC. (الف) نوسان‌ساز با منبع جریان در پایین (ب) نوسان‌ساز با دو زوج ترانزیستور اتصال ضربدری (ج) نوسان‌ساز با منبع جریان در بالا [۹۲] ۱۱۲
شکل (۶-۲): پیاده‌سازی مداری ایده در نظر گرفتن ولتاژ اولیه نامتقارن برای خازن‌های خروجی در لحظه شروع به کار نوسان‌ساز. ۱۱۲
شکل (۶-۳): مقایسه زمان شروع به کار و زمان نشست نوسان‌ساز LC معمولی و نوسان‌ساز LC پیشنهادی. ۱۱۳
شکل (۶-۴): پیاده‌سازی مدار ایجاد مقدار اولیه برای خازن بر روی ساختار شکل (۶-۱-ج). ۱۱۴
شکل (۶-۵): شکل موج خروجی حاصل از شبیه‌سازی شکل (۶-۲) (آبی) و شکل (۶-۴) (قرمز) ۱۱۴
شکل (۶-۶): شبیه‌سازی پاسخ گذرای مدار شکل (۶-۲) با نرخ ارسال ۱ Gb/s ۱۱۵
شکل (۶-۷): طیف توان شبیه‌سازی شده خروجی مدار شکل (۶-۲) ۱۱۵
شکل (۶-۸): مدار منوپالس طراحی شده جهت تولید پالس‌های با عرض کم. ۱۱۶
شکل (۶-۹): مدار تولید ولتاژ اولیه برای خازن‌ها (V_{init}). ۱۱۶
شکل (۶-۱۰): مدار داخلی بافرهای مورد استفاده در خروجی فرستنده UWB. ۱۱۶
شکل (۶-۱۱): مدار مولّد سیگنال کلاک. ۱۱۷

شکل (۶-۱۲): شمای طرح بستر فرستنده طراحی شده. ۱۲۰
شکل (۶-۱۳): جانمایی پایه‌های مربوط به پدها. ۱۲۱
شکل (۶-۱۴): طرح کلی لی‌آوت رسم شده برای مدولاتور پیشنهادی. ۱۲۱
شکل (۶-۱۵): مقایسه نتایج شبیه‌سازی حوزه زمان مدار فرستنده قبل و بعد از لی‌آوت آن. ۱۲۴
شکل (۶-۱۶): طیف فرکانسی خروجی مدار فرستنده UWB. ۱۲۴
شکل (۶-۱۷): طیف فرکانسی خروجی مدار فرستنده UWB پس از لی‌آوت. ۱۲۴

فهرست جدول‌ها

جدول (۲-۱): مقایسه چند منبع انرژی قابل دسترس در بدن [۳۲]. ۱۱
جدول (۲-۲): مقایسه روش‌های کنترل مبدل بالابرنده. ۳۰
جدول (۲-۳): مشخصات تنظیم‌کننده ولتاژ طراحی شده در [۴۷]. ۳۳
جدول (۲-۴): مشخصات حسگر ارائه شده در [۲۱] ۳۵
جدول (۲-۵): مشخصات مدار طراحی شده در [۴۹]. ۳۶
جدول (۲-۶): مشخصات مدار طراحی شده در [۵۰] ۳۸
جدول (۴-۱): توزیع مصرف توان در هر یک از قطعات تنظیم‌کننده پیشنهادی در شکل (۳-۷) بدون مدار کنترل. ۶۷
جدول (۴-۲): خلاصه نتایج شبیه‌سازی تنظیم‌کننده پیشنهادی و مقایسه با کارهای روز دنیا. ۶۸
جدول (۴-۳): پارامترهای الکتریکی هوا و FR4 [۲۸]. ۶۸
جدول (۴-۴): مقادیر به دست آمده از شبیه‌سازی و مقایسه‌ی آن با مقادیر تئوری. ۷۲
جدول (۴-۵): مشخصات قطعات مورد استفاده برای ساخت نمونه اولیه تنظیم کننده. ۸۰
جدول (۴-۶): مقایسه‌ی اندوکتانس اندازه‌گیری شده با شبیه سازی. ۸۱
جدول (۵-۱): مقایسه نرخ ارسال چند استاندارد مطرح ارتباط بی‌سیم [۶۶]. ۸۶
جدول (۵-۲): مقایسه مصرف توان چند نمونه حسگر با استانداردهای مختلف [۶۶]. ۸۶
جدول (۵-۳): فرکانس‌های مجاز باند پایین UWB [۱۵]. ۸۹
جدول (۵-۴): مقادیر انتقال زمانی بهینه δ برای مدولاسیون PPM در یک کانال AWGN [۶۸]. ۹۸
جدول (۶-۱): مقایسه مدار طراحی شده با چند نمونه از کارهای مطرح در این زمینه. ۱۱۸
جدول (۶-۲): توصیف پین‌های فرستنده شکل (۶-۱۲). ۱۲۰
جدول (۶-۳): جدول مشخصات قطعات مدار مولد کلاک. ۱۲۲
جدول (۶-۴): جدول مشخصات قطعات به کار رفته در مدار VCO. ۱۲۲

واژه‌نامه

اتصال ضربدری	Cross-Coupled
اثر پوستی	Skin Effect
استخوان جمجمه	Skull Bones
آغازش‌گر	Start-Up
اندوکتانس متقابل	Mutual Inductance
بافت مغز	Brain Tissue
بالاکش	Pull-Up
بورد مدار چاپی	Printed Circuit Board
پتانسیل آماده‌باش	Readiness Potential
پوسته حرکتی	Motor Cortex
پیل سوختی زیستی	Bio-Fuel Cell
تشخیص جریان صفر	Zero Crossing Detector
تغییرات فرآیند	Process Variation
تغییردهندهٔ سطح	Level Shifter
تقویت‌کننده توان	Power Amplifier (PA)
تک‌چرخه	Mono-cycle
تنظیم‌کننده ولتاژ	Voltage Regulator
تنظیم‌کننده ولتاژ با افت کم	Low Dropout Voltage Regulator
جریان متناوب	Alternating Current (AC)
جریان مستقیم	Direct Current (DC)
چگالی طیف توان	Power Spectral Density
چندچرخه	Multi-cycle
چند-مسیره	Multi-Path
حالت هدایت پیوسته	Continuous Conduction Mode
حالت هدایت گسسته	Discontinuous Conduction Mode
خارج تراشه	Off-Chip
خازن ایزوله‌کننده	Decouple Capacitance
خود همبستگی	Autocorrelation
روی تراشه	On-Chip

زمان افت	Fall Time
زمان بازیابی معکوس	Reverse Recovery Time
زمان خیز	Rise Time
زنجیره تبدیل توان	Power Conversion Chain
سلول هسته‌ای	Nuclear Cell
سوپرخازن	Ultra-Capacitor
سیم اتصال پایه به تراشه	Bondwire
سیم‌پیچ حلزونی چاپی	Printed Spiral Coil
شبکه اطراف بدن	Body Area Network
شبیه‌سازی پاسخ گذرا	Transient Simulation
طرح بستر	Floor Plan
فراپهن باند	Ultra Wide Band
فرکانس رادیویی	Radio Frequency
فیلتر میان‌گذر	Band Pass Filter (BPF)
مبدل ولتاژ	Voltage Converter
متعامد	Orthogonal
مدولاسیون دامنه پالس	Pulse Amplitude Modulation
مرجع ولتاژ	Voltage Reference
نرخ داده	Data Rate
نسبت سیگنال به نویز	Signal to Noise Ratio (SNR)
نوسان‌ساز حلقوی کنترل‌شونده با ولتاژ	Voltage Controlled Ring Oscillator
نوسان‌ساز کنترل‌شونده با ولتاژ	Voltage Controlled Oscillator
واسط مغز و ماشین	Brain Machine Interface
واکنشی	Reactive
همبستگی متقابل	Cross-correlation
یکسوساز	Rectifier
یکسوساز نیم‌موج	Half-Wave Rectifier

اختصارنامه

AC:	Alternating Current
AWGN:	Additive White Gaussian Noise
BAN:	Body Area Network
BER:	Bit Error Rate
BiCMOS:	Bipolar- Complementary Metal Oxide Semiconductor
BMI:	Brain Machine Interface
BPF:	Band Pass Filter
BPSK:	Binary Phase Shift Keying
CCM:	Continues Conduction Mode
CMOS:	Complementary Metal Oxide Semiconductor
DAC:	Digital to Analog Converter
DC:	Direct Current
DCM:	Discontinuous Conduction Mode
DLL:	Delay Locked Loop
DR:	Data Rate
EA:	Error Amplifier
ECoG:	Electro-Cortico-Graphic
EEG:	Electro-Encephalo-Graphic
EIRP:	Equivalent Isotropically Radiated Power
EM:	Electro-Magnetic
ESD:	Electrostatic Discharge
FCC:	Federal Communications Commission
FDA:	Food and Drug Administration
FIR:	Finite Impulse Response
Gsps:	Giga sample per second
IR-UWB:	Impulse Radio Ultra Wide Band
LAN:	Local Area Network
LDO:	Low Drop-Out
LED:	Light Emitting Diode

LO:	Local Oscillator
MEMS:	Micro-Electro-Mechanical Systems
MC:	Monte-Carlo
NIH:	National Institute of Health
OOK:	On-Off Keying
PA:	Power Amplifier
PAM:	Pulse Amplitude Modulation
PCB:	Printed Circuit Board
PCC:	Power Conversion Chain
PD:	Phase Detector
POR:	Power On Reset
PPM:	Pulse Position Modulation
PRF:	Pulse Repetition Frequency
PSC:	Printed Spiral Coil
PSD:	Power Spectral Density
PSM:	Pulse Shape Modulation
PSRR:	Power Supply Rejection Ratio
PSS:	Periodic Steady-State
PTL:	Pass Transistor Logic
RF:	Radio Frequency
RRC:	Root Raised Cosine
SNR:	Signal to Noise Ratio
SRF:	Self-Resonance Frequency
TDC:	Time to Digital Converter
TH-PPM:	Time Hopping Pulse Position Modulation
UWB:	Ultra Wide Band
VCRO:	Voltage Controlled Ring Oscillator
WLAN:	Wireless Local Area Network
ZCD:	Zero Crossing Detector

مراجع

[1] J. C. Lilly, "Distribution of motor functions in the cerebral cortex in the conscious, intact monkey," *Science,* vol. 124, p. 937, Jan. 1956.

[2] M. A. Lebedev and M. A. Nicolelis, "Brain–machine interfaces: past, present and future," *TRENDS in Neurosciences,* vol. 29, no. 9 pp. 536-546, Sep. 2006.

[3] M. Lebedev, "Brain-machine interfaces: an overview," *Translational Neuroscience,* vol. 5, no. 1, pp. 99-110, Mar. 2014.

[4] D. D.C., *Consciousness explained,* New York, USA: Back Bay Books, 1992.

[5] K. Frank, "Some approaches to the technical problem of chronic excitation of peripheral nerve," *The Annals of otology, rhinology, and laryngology,* vol. 77, no. 4, pp. 761, Aug. 1968.

[6] E. M. Schmidt, "Single neuron recording from motor cortex as a possible source of signals for control of external devices," *Annals of biomedical engineering,* vol. 8, no. 4-6, pp. 339-349, Jul. 1980.

[7] B. S. Wilson and M. F. Dorman, "Cochlear implants: a remarkable past and a brilliant future," *Hearing research,* vol. 242, no. 1, pp. 3-21, Aug. 2008.

[8] G. S. Brindley and W. Lewin, "The sensations produced by electrical stimulation of the visual cortex," *The Journal of physiology,* vol. 196, no. 2, pp. 479-493, May. 1968.

[9] W. H. Dobelle, M. Mladejovsky, and J. Girvin, "Artificial vision for the blind: Electrical stimulation of visual cortex offers hope for a functional prosthesis," *Science,* vol. 183, no. 4123, pp. 440-444, Feb. 1974.

[10] J. K. Chapin, K. A. Moxon, R. S. Markowitz, and M. A. Nicolelis, "Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex," *Nature neuroscience,* vol. 2, no. 7, pp. 664-670, Jul. 1999.

[11] P. J. Ifft, S. Shokur, Z. Li, M. A. Lebedev, and M. A. Nicolelis, "A brain-machine interface enables bimanual arm movements in monkeys," *Science translational medicine,* vol. 5, no. 210, pp. , Nov. 2013.

[12] L. R. Hochberg, D. Bacher, B. Jarosiewicz, N. Y. Masse, J. D. Simeral, J. Vogel, *et al.*, "Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm," *Nature,* vol. 485, no. 7398, pp. 372-375, May. 2012.

[13] J. L. Collinger, B. Wodlinger, J. E. Downey, W. Wang, E. C. Tyler-Kabara, D. J. Weber, *et al.*, "High-performance neuroprosthetic control by an individual with tetraplegia," *The Lancet,* vol. 381, no. 9866, pp. 557-564, Feb 2013.

[14] M. Velliste, S. Perel, M. C. Spalding, A. S. Whitford, and A. B. Schwartz, "Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding," *Nature,* vol. 453, no. 7198, pp. 1098-1101, Jun. 2008.

[15] V. Majidzadeh Bafar and A. Schmid, *Wireless Cortical Implantable Systems*, Springer, Mar. 2013.

[16] D. A. Schwarz, M. A. Lebedev, T. L. Hanson, D. F. Dimitrov, G. Lehew, J. Meloy, *et al.*, "Chronic, wireless recordings of large-scale brain activity in freely moving rhesus monkeys," *Nature methods,* vol. 11, no. 6, pp. 670-676, Jun. 2014.

[17] R. Muller, L. Hanh-Phuc, L. Wen, P. Ledochowitsch, S. Gambini, T. Bjorninen, *et al.*, "A miniaturized 64-channel 225uW wireless electrocorticographic neural sensor," *IEEE Int. Solid-State Circuits Conf. Dig. Tech. Papers*, pp. 412-413, Feb, 2014.

[18] A. Borna and K. Najafi, "A Low Power Light Weight Wireless Multichannel Microsystem for Reliable Neural Recording," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 49, no. 2, pp. 439-451, Feb. 2014.

[19] D. Y. Barsakcioglu, Y. Liu, P. Bhunjun, J. Navajas, A. Eftekhar, A. Jackson, *et al.*, "An Analogue Front-End Model for Developing Neural Spike Sorting Systems," *IEEE Trans. Biomed. Circ. Syst.*, vol. 8, no. 2, pp. 216-227, Apr. 2014.

[20] D. A. Borton, M. Yin, J. Aceros, and A. Nurmikko, "An implantable wireless neural interface for recording cortical circuit dynamics in moving primates," *J. neural engineering*, vol. 10, no. 2, pp. 026010, Feb. 2013.

[21] W. Biederman, D. J. Yeager, N. Narevsky, A. C. Koralek, J. M. Carmena, E. Alon, *et al.*, "A Fully-Integrated, Miniaturized (0.125 mm²) 10.5 μW Wireless Neural Sensor," *IEEE J. Solid-State Circuits,* vol. 48, no. 4, pp. 960-970, Apr. 2013.

[22] S. Roy and X. Wang, "Wireless multi-channel single unit recording in freely moving and vocalizing primates," *J. neuroscience methods,* vol. 203, no. 1, pp. 28-40, Jan. 2012.

[23] V. Majidzadeh, A. Schmid, Y. Leblebici, and J. Rabaey, "An 8-PPM, 45 pJ/bit UWB transmitter with reduced number of PA elements," *IEEE symp. VLSI Circuits (VLSIC)*, pp. 36-37, Jun. 2012.

[24] G. Hua, R. M. Walker, P. Nuyujukian, K. A. A. Makinwa, K. V. Shenoy, B. Murmann, *et al.*, "HermesE: A 96-Channel Full Data Rate Direct Neural Interface in 0.13μm CMOS," *IEEE J. Solid-State Circuits,* vol. 47, no. 4, pp. 1043-1055, Apr. 2012.

[25] K. M. Silay, C. Dehollaini, and M. Declercq, "Inductive power link for a wireless cortical implant with biocompatible packaging," *IEEE Sensors*, , pp. 94-98, Nov. 2010.

[26] K. M. Silay, D. Dondi, L. Larcher, M. Declercq, L. Benini, Y. Leblebici, *et al.*, "Load optimization of an inductive power link for remote powering of biomedical implants," *IEEE Int. Symp. Circuits Syst. (ISCAS)*, pp. 533-536, May. 2009.

[27] K. M. Silay, C. Dehollaini, and M. Declercq, “Orthogonally oriented coils for minimization of cross-coupling in cortical implants,” *IEEE Conf. Biomedical Circuits Syst. (BioCAS)*, pp. 109-112, Nov. 2008.

[28] U.-M. Jow and M. Ghovanloo, "Design and optimization of printed spiral coils for efficient transcutaneous inductive power transmission," *IEEE Trans. Biomedical Circuits Syst.*, vol. 1, no. 3, pp. 193-202, Sep. 2007.

[29] J. C. Lin, “Computer methods for field intensity predictions,” *CRC Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields*, vol. 22, pp. 73-313, Sep. 1986.

[30] M. Kiani and M. Ghovanloo, “Near-Field Wireless Power and Data Transmission to Implantable Neuroprosthetic Devices,” in *Neural Computation, Neural Devices, and Neural Prosthesis*, Z. Yang, Ed., ed: Springer New York, pp. 189-215, 2014.

[31] N. O. Sokal and A. D. Sokal, “Class E-A new class of high-efficiency tuned single-ended switching power amplifiers,” *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 10, no. 3, pp. 168-176, Jun. 1975.

[32] C. M. Zierhofer and E. S. Hochmair, “High-efficiency coupling-insensitive transcutaneous power and data transmission via an inductive link,” *IEEE Tran. Biomedical Eng.*, vol. 37, no. 7, pp. 716-722, Jul. 1990.

[33] G. A. Kendir, L. Wentai, W. Guoxing, M. Sivaprakasam, R. Bashirullah, M. S. Humayun, *et al.*, “An optimal design methodology for inductive power link with class-E amplifier,” *IEEE Trans. Circ. Syst. I: Regular Papers*, vol. 52, no. 5, pp. 857-866, May. 2005.

[34] M. Acar, A.-J. Annema, and B. Nauta, “Design Equations for Class-E Power Amplifiers,” *36th European Microwave Conf.*, pp. 1308-1311, Sep. 2006.

[35] N. O. Sokal, “Class-E RF power amplifiers,” *QEX*, vol. 204, pp. 9-20, Jan. 2001.

[36] H. Nakamoto, D. Yamazaki, T. Yamamoto, H. Kurata, S. Yamada, K. Mukaida, *et al.*, “A Passive UHF RF Identification CMOS Tag IC Using Ferroelectric RAM in 0.35µm Technology,” *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 42, no. 1 pp. 101-110, Jan. 2007.

[37] B. R. Gregoire, “A Compact Switched-Capacitor Regulated Charge Pump Power Supply,” *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 41, no. 8, pp. 1944-1953, Aug. 2006.

[38] P. Hazucha, T. Karnik, B. A. Bloechel, C. Parsons, D. Finan, and S. Borkar, “Area-efficient linear regulator with ultra-fast load regulation,” *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 40, no. 4, pp. 933-940, Apr. 2005.

[39] G. D. Vita and G. Iannaccone, "Ultra-low-power series voltage regulator for passive RFID transponders with subthreshold logic," *Electronics Letters*, vol. 42, no. 23, pp. 1350-1352, Nov. 2006.

[40] N. Mohan, *First course on power electronics*, MNPERE, Minnesota Power Electronics Research & Education, 2007.

[41] H. Koizumi, T. Mizuno, T. Kaito, Y. Noda, N. Goshima, M. Kawasaki, *et al.*, "A novel microcontroller for grid-connected photovoltaic systems," *IEEE Trans. Industrial Electronics,* vol. 53, pp. 1889-1897, 2006.

[42] E. J. Carlson, *An Ultra-low-voltage Low-power Boost Converter IC for Energy Harvesting Applications,* PhD diss, University of Washington, 2008.

[43] E. J. Carlson, K. Strunz, and B. P. Otis, "A 20 mV input boost converter with efficient digital control for thermoelectric energy harvesting," *IEEE J. Solid-State Circuits,* vol. 45, no. 5, pp. 741-750, May. 2010.

[44] B. Arbetter and D. Maksimovic, "Control method for low-voltage DC power supply in battery-powered systems with power management," *28th Annual IEEE Power Electronics Specialists Conf.,* vol. 2, pp. 1198-1204, Jun. 1997.

[45] C.-L. Chen, W.-J. Lai, T.-H. Liu, and K.-H. Chen, "Zero current detection technique for fast transient response in buck DC-DC converters," *IEEE Int. Symp. Circuits and Systems (ISCAS),* pp. 2214-2217, May 2008.

[46] B. Acker, C. R. Sullivan, and S. R. Sanders, "Synchronous rectification with adaptive timing control," *26th Annual IEEE Power Electronics Specialists Conf.,* pp. 88-95, Jun. 1995.

[47] V. Majidzadeh, K. Silay, A. Schmid, C. Dehollain, and Y. Leblebici, "A fully on-chip LDO voltage regulator with 37 dB PSRR at 1 MHz for remotely powered biomedical implants," *Analog Integrated Circuits and Signal Processing,* vol. 67, no. 2, pp. 157-168, May. 2011.

[48] W. Biederman, D. Yeager, E. Alon, and J. Rabaey, "A CMOS switched-capacitor fractional bandgap reference," *Custom Integrated Circuits Conf. (CICC),* pp. 1-4, Sep. 2012.

[49] R. Muller, H. P. Le, W. Li, P. Ledochowitsch, S. Gambini, T. Bjorninen, *et al.*, "A Minimally Invasive 64-Channel Wireless μECoG Implant," *IEEE J. Solid-State Circuits,* vol. 50, no. 1, pp. 344-359, Jan 2015.

[50] M. Kiani and M. Ghovanloo, "A 13.56-Mbps Pulse Delay Modulation Based Transceiver for Simultaneous Near-Field Data and Power Transmission," *IEEE Trans. Biomedical Circuits and Systems,* vol. 9, no. 1, pp. 1-11, Feb. 2014.

[51] M. Najjarzadegan, I. Ghotbi, S. J. Ashtiani, and O. Shoaei, "A double-carrier wireless power and data telemetry for implantable biomedical systems," *IEEE Int. Symp. Circuits and Systems (ISCAS),* pp. 2038-2041, May 2016.

[52] S. Dam and P. Mandal, "An Integrated DC-DC Boost Converter Having Low-Output Ripple Suitable for Analog Applications," *IEEE Trans. Power Electronics,* vol. 33, no. 6, pp. 5108-5117, Jun. 2018.

[53] B. Zhou, S. Liu, and P. Chiang, "Low-complexity 0.55-V 2.5-μW bandgap reference and power-on reset hybrid circuit," *Electronics Letters,* vol. 52, no. 5, pp. 346-348, Feb. 2016.

[54] L. E. Toledo, P. A. Petrashin, W. J. Lancioni, F. C. Dualibe, and L. R. Canali, "A low voltage CMOS voltage reference based on partial compensation of MOSFET

threshold voltage and mobility using current subtraction," *IEEE Fourth Latin American Symp. Circuits and Systems (LASCAS)*, pp. 1-4, Feb. 2013.

[55] C. Chih-Jung, C. Tah-Hsiung, L. Chih-Lung, and J. Zeui-Chown, "A Study of Loosely Coupled Coils for Wireless Power Transfer," *IEEE Trans. Circ. Syst. II: Express Briefs*, vol. 57, no. 7, pp. 536-540, Jul. 2010.

[56] H.-M. Lee and M. Ghovanloo, "An integrated power-efficient active rectifier with offset-controlled high speed comparators for inductively powered applications," *IEEE Trans. Circ. Syst. I: Regular Papers*, vol. 58, no. 8, pp. 1749-1760, Aug. 2011.

[57] W. Wu and Q. Fang, "Design and simulation of printed spiral coil used in wireless power transmission systems for implant medical devices," *IEEE Annual Int. Conf. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 4018-4021, Aug. 2011.

[58] K. K. Lee, T. S. Lande, and P. D. Häfliger, "A Sub µW Bandgap Reference Circuit With an Inherent Curvature-Compensation Property," *IEEE Trans. Circ. Syst. I: Regular Papers*, vol. 62, no. 1, pp. 1-9, Jan. 2015.

[59] M. Kiani and M. Ghovanloo, "A 13.56-Mbps Pulse Delay Modulation Based Transceiver for Simultaneous Near-Field Data and Power Transmission," *IEEE Trans. Biomedical Circuits and Systems*, vol. 9, no. 1, pp. 1-11, Feb. 2015.

[60] M. A. L. David A Schwarz, Timothy L Hanson, Dragan F Dimitrov, Gary Lehew, S. R. Jim Meloy, Vivek Subramanian, Peter J Ifft, Zheng Li, A. T. Arjun Ramakrishnan, Katie Z Zhuang & Miguel A L Nicolelis, "Chronic, wireless recordings of large-scale brain activity in freely moving rhesus monkeys," *nature methods*, vol. 11, no. 6, pp. 670-676, Jun. 2014.

[61] V. Ivanov, R. Brederlow, and J. Gerber, "An ultra low power bandgap operational at supply from 0.75 V," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 47, no. 7, pp. 1515-1523, Jul. 2012.

[62] R. R. Harrison, P. T. Watkins, R. J. Kier, R. O. Lovejoy, D. J. Black, B. Greger, *et al.*, "A Low-Power Integrated Circuit for a Wireless 100-Electrode Neural Recording System," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 42, no. 1, pp. 123-133, Jan. 2007.

[63] G. Yu, K. W. R. Chew, Z. C. Sun, H. Tang, and L. Siek, "A 400 nW single-inductor dual-input–tri-output DC–DC buck–boost converter with maximum power point tracking for indoor photovoltaic energy harvesting," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 50, no. 11, pp. 2758-2772, Nov. 2015.

[64] J.-J. Chen, P.-N. Shen, and Y.-S. Hwang, "A high-efficiency positive buck–boost converter with mode-select circuit and feed-forward techniques," *IEEE Trans. Power Electronics*, vol. 28, no. 9, pp. 4240-4247, Sep. 2013.

[65] J. S. Kim, J. Y. Lee, and B. D. Choi, "High-efficiency peak-current-control non-inverting buck-boost converter using mode selection for single Ni-MH cell battery operation," *Nordic Circuits and Systems Conf. (NORCAS)*, pp. 1-4, Oct. 2015.

[66] M. R. Yuce and J. Khan, *Wireless body area networks: Technology, implementation, and applications*, CRC Press, Dec. 2011.

[67] A. S. Y. Poon, S. O'Driscoll, and T. H. Meng, "Optimal Operating Frequency in Wireless Power Transmission for Implantable Devices," *IEEE 29th Annual Int. Conf. Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 5673-5678, Aug. 2007.

[68] I. Oppermann, M. Hämäläinen, and J. Iinatti, *UWB: theory and applications*, John Wiley & Sons, Apr. 2005.

[69] K. M. S. Thotahewa, J.-M. Redouté, and M. R. Yuce, "Implementation of Ultra-Wideband (UWB) Sensor Nodes for WBAN Applications," *Ultra-Wideband and 60 GHz Communications for Biomedical Applications*, M. R. Yuce, ed: Springer US, pp. 105-129, 2014.

[70] K. Hyunseok, J. YoungJoong, and J. Sungying, "Digitally controllable bi-phase CMOS UWB pulse generator," *IEEE Int. Conf. Ultra-Wideband*, pp. 442-445, Sep. 2005.

[71] e. a. Takayasu Norimatsu, "A UWB-IR Transmitter With Digitally Controlled Pulse Generator," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 42, no. 6, pp. 1300-1309, Jun. 2007.

[72] Z. Ming Jian, L. Bin, and W. Zhao Hui, "20-pJ/Pulse 250 Mbps Low-Complexity CMOS UWB Transmitter for 3-5 GHz Applications," *Microwave and Wireless Components Letters, IEEE*, vol. 23, no. 3, pp. 158-160, Mar. 2013.

[73] D. Baranauskas and D. Zelenin, "A 0.36W 6b up to 20GS/s DAC for UWB Wave Formation," *IEEE Int. Solid-State Circuits Conf.*, pp. 2380-2389, Feb. 2006.

[74] J. G. Proakis, M. Salehi, N. Zhou, and X. Li, *Communication systems engineering*, vol. 2: Prentice-hall Englewood Cliffs, 1994.

[75] A. Wang, Q. Bo, X. Haolu, L. Lin, T. He, F. Qiang, *et al.*, "FCC-EIRP-aware UWB pulse generator design approach (invited)," *IEEE Int. Conf. Ultra-Wideband*, pp. 592-596, Sep. 2009.

[76] X. Haolu, W. Xin, A. Wang, Z. Bin, Z. Yumei, Q. Bo, *et al.*, "A varying pulse width 5th-derivative Gaussian pulse generator for UWB transceiver in CMOS," *IEEE Radio and Wireless Symp.*, pp. 171-174, Jan. 2008.

[77] H. Kim, D. Park, and Y. Joo, "All-digital low-power CMOS pulse generator for UWB system," *Electronics Letters*, vol. 40, no. 24, pp. 1534-1535, Nov. 2004.

[78] H. Jin and Y. P. Zhang, "A fully integrated differential impulse radio transmitter," *Int. Symp. Integrated Circuits*, pp. 77-80, Feb. 2009.

[79] L. Smaini, C. Tinella, D. Helal, C. Stoecklin, L. Chabert, C. Devaucelle, *et al.*, "Single-chip CMOS pulse generator for UWB systems," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 41, no. 7, pp. 1551-1561, Jul. 2006.

[80] M. R. Yuce, K. Ho Chee, and C. Moo Sung, "Wideband Communication for Implantable and Wearable Systems," *IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques*, vol. 57, no. 10, pp. 2597-2604, Oct. 2009.

[81] T. Norimatsu, R. Fujiwara, M. Kokubo, M. Miyazaki, A. Maeki, Y. Ogata, *et al.*, "A UWB-IR Transmitter With Digitally Controlled Pulse Generator," *IEEE J. Solid-State Circuits,* vol. 42, no. 6, pp. 1300-1309, Jul. 2007.

[82] D. D. Wentzloff and A. P. Chandrakasan, "A 47pJ/pulse 3.1-to-5GHz All-Digital UWB Transmitter in 90nm CMOS," *IEEE Int. Solid-State Circuits Conf. (ISSCC),* pp. 118-591, Feb. 2007.

[83] P. Anh-Tuan, L. Jeongseon, V. Krizhanovskii, L. Quan, H. Seok-Kyun, and L. Sang-Gug, "Energy-Efficient Low-Complexity CMOS Pulse Generator for Multiband UWB Impulse Radio," *IEEE Trans. Circ. Syst. I: Regular Papers,* vol. 55, no. 11, pp. 3552-3563, Dec. 2008.

[84] Solda, x, S., M. Caruso, A. Bevilacqua, A. Gerosa, *et al.*, "A 5Mb/s UWB-IR CMOS transceiver with a 186 pJ/b and 150 pJ/b TX/RX energy request," *Proceedings of the ESSCIRC,* pp. 498-501, Sep. 2010.

[85] J. Sanghoon, C. Wu-Hsin, C. Tae-Young, O. Mi-Kyung, P. Joo-Ho, K. Jae-Young, *et al.*, "A fully integrated 802.15.4a IR-UWB Transceiver in µm CMOS with digital RRC synthesis," *IEEE Int. Solid-State Circuits Conf. (ISSCC),* pp. 228-229, Feb. 2010.

[86] M. J. Zhao, B. Li, and Z. H. Wu, "20-pJ/pulse 250 Mbps low-complexity CMOS UWB transmitter for 3–5 GHz applications," *IEEE Microwave and Wireless Components Letters,* vol. 23, no. 3, pp. 158-160, Mar. 2013.

[87] K. K. Lee and T. S. Lande, "A 2.8–7.5 pJ/pulse highly-flexible impulse-radio ultra-wideband pulse-generator," *Progress In Electromagnetics Research C,* vol. 55, pp. 139-147, 2014.

[88] K. Abdelhalim, L. Kokarovtseva, J. L. Perez Velazquez, and R. Genov, "915-MHz FSK/OOK Wireless Neural Recording SoC With 64 Mixed-Signal FIR Filters," *IEEE J. Solid-State Circuits,* vol. 48, no. 10, pp. 2478-2493, Oct. 2013.

[89] S. Diao, Y. Zheng, and C.-H. Heng, "A CMOS ultra low-power and highly efficient UWB-IR transmitter for WPAN applications," *IEEE Trans. Circ. Syst. II: Express Briefs,* vol. 56, no. 3, pp. 200-204, Mar. 2009.

[90] J. H. Kim, A. Tazarv, and M. M. Green, "Fast Startup of LC VCOs Using Circuit Asymmetries," *IEEE Trans. Circ. Syst. II: Express Briefs,* vol. 64, no. 10, pp. 1172-1176, Oct. 2017.

[91] S. V. Mir-Moghtadaei, A. Fotowat-Ahmady, A. Z. Nezhad, and W. A. Serdijn, "A 90 nm-CMOS IR-UWB BPSK Transmitter With Spectrum Tunability to Improve Peaceful UWB-Narrowband Coexistence," *IEEE Trans. Circ. Syst. I: Regular Papers,* vol. 61, no. 6, pp. 1836-1848, Jun. 2014.

[92] A. D. Berny, R. G. Meyer, and A. Niknejad, *Analysis and design of wideband LC VCOs,* PhD Diss, University of California, Berkeley, 2006.

[93] T.-A. Phan, J. Lee, V. Krizhanovskii, S.-K. Han, and S.-G. Lee, "A 18-pJ/pulse OOK CMOS transmitter for multiband UWB impulse radio," *IEEE Microwave and wireless components letters,* vol. 17, no. 9, pp. 688-690, Sep. 2007.

[94] V. V. Kulkarni, M. Muqsith, K. Niitsu, H. Ishikuro, and T. Kuroda, "A 750 Mb/s, 12 pJ/b, 6-to-10 GHz CMOS IR-UWB Transmitter With Embedded On-Chip Antenna," *IEEE J. Solid-State Circuits,* vol. 44, no. 2, pp. 394-403, Feb. 2009.

[95] Y. P. a. D. D. Wentzloff, "An All-Digital 12 pJ/Pulse IR-UWB Transmitter Synthesized From a Standard Cell Library," *IEEE J. Solid-State Circuits,* vol. 46, no. 5, pp. 1147-1157, May 2011.

[96] M. Elzeftawi and L. Theogarajan, "A 10pJ/bit 135Mbps IR-UWB transmitter using pulse position modulation and with on-chip LDO regulator in 0.13 μm CMOS for biomedical implants," *IEEE Topical Conf. Biomed. Wireless Tech., Networks, Sensing Systems (BioWireleSS),* pp. 37-39, Jan. 2013.

[97] N.-S. Kim and J. M. Rabaey, "A 1Gb/s energy efficient triple-channel UWB-based cognitive radio," *IEEE symp. VLSI Circuits (VLSIC)* , pp. C96-C97, Jun. 2015.

[98] M. Shen, Y.-Z. Yin, H. Jiang, T. Tian, O. K. Jensen, and J. H. Mikkelsen, "A 0.76-pJ/Pulse 0.1–1 Gpps Microwatt IR-UWB CMOS Pulse Generator With Adaptive PSD Control Using a Limited Monocycle Precharge Technique," *IEEE Trans. Circ. Syst. II: Express Briefs,* vol. 62, no. 8, pp. 806-810, Aug. 2015.

[99] K. Na, H. Jang, H. Ma, Y. Choi, and F. Bien, "A 200-Mb/s data rate 3.1–4.8-GHz IR-UWB all-digital pulse generator with DB-BPSK modulation," *IEEE Trans. Circ. Syst. II: Express Briefs,* vol. 62, no. 12, pp. 1184-1188, Dec. 2015.

[100] H. Khalesi, A. Nabavi, and S. Mirzakouchaki, "A very low complexity IR-UWB transmitter with BPSK modulation for balanced antenna," *IEEJ Trans. Electrical and Electronic Eng.,* vol. 10, no. 2, pp. 144-148, Mar. 2015.

[101] D. Liu, X. Liu, W. Rhee, and Z. Wang, "A 19.2 mW 1Gb/s secure proximity transceiver with ISI pre-correction and hysteresis energy detection," *IEEE Symp. Radio Frequency Integ. Circ. (RFIC),* pp. 75-78, May 2016.

[102] P. Gunturi, N. W. Emanetoglu, and D. E. Kotecki, "A 250-Mb/s Data Rate IR-UWB Transmitter Using Current-Reused Technique," *IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques,* vol. 65, no. 11, pp. 4255-4265, Nov. 2017.

[103] Y. Ying, X. Bai, and F. Lin, "A 1-Gb/s 6-10-GHz, Filterless, Pulsed UWB Transmitter With Symmetrical Waveform Analysis and Generation," *IEEE Trans. Very Large Scale Integ. Syst. (VLSI),* pp. 1-12, DOI: 10.1109/TVLSI.2018. 2808417, Mar. 2018.

[104] Y. J. Lin, S. Y. Park, X. Chen, D. Wentzloff, and E. Yoon, "4.32-pJ/b, Overlap-Free, Feedforward Edge-Combiner-Based Ultra-Wideband Transmitter for High-Channel-Count Neural Recording," *IEEE Microwave and wireless components letters,* vol. 28, no. 1, pp. 52-54, Jan. 2018.

Abstract:

Brain implant sensors are the most significant part of the brain-machine interfaces promising possibility of the prognosis diseases, e.g. MS and Epilepsy. The implantable sensor needs a source of power and also a path to send the collected data toward out of the body. The wires crossing the skin can cause infection. The other way to provide the required power source is using a battery. However, they should be replaced how often during a surgery due to their limited lifetime. In addition, they could cause infection if they leak to the blood. Power transfer via inductive link is a suitable alternative for batteries. On the other hand, to completely control a human limb, there should be thousands of recording electrodes in the bio-implant sensors. Therefore, the power consumption of these sensors is remarkably enhanced along with increasing in the transmitter data rate. Hence, optimizing the efficiency of power conversion chain (PCC) and data transmitter of these sensors for high data rate is the aim of this thesis.

Accordingly, in power receiver coil section, a double side printed spiral coil (PSC) is suggested which increases mutual inductance between primary and secondary coils in a simple way without using any extra area and as a result, the power efficiency of the inductive link will be increased. Both active and passive rectifiers have been employed in the proposed PCC structure to enhance the efficiency without needing the start-up circuit for the active rectifier. The suggested PCC reuses the power receiver coil to implement a Buck-Boost converter by which not only will the efficiency of the proposed PCC increase, but also it will become approximately independent of the voltage amplitude of the power receiving coil. In addition, the output voltage of the PCC will be set by using the parameters of a new Buck-Boost converter control unit which eliminates the extra voltage reference block. It is shown that the output voltage of the proposed PCC is consistent against PVT and mismatch variations.

The proposed PCC is designed and simulated for the received input signal with a frequency of 10 MHz in which the body tissue absorption is low. The simulation results show that the efficiency variation is less than 2.6% for the amplitude variation within 3~7 V while the maximum achieved efficiency for the Buck-Boost converter and the complete PCC is 80.4% and 62.5%, respectively. A Monte-Carlo simulation is performed on the proposed PCC to show its consistency against process and mismatch variations. Experimental results of a proof-of-concept prototype also support the proposed PCC structure.

LC-VCO based UWB transmitters are proposed for these sensors. The body tissue absorption of the lower band of UWB signals is minimum. Some modifications are suggested for the transmitter structure to get the oscillation start-up time of the VCO become zero. It results in a high data rate for the transmitter. Moreover, the suggested structure permits to use two cross-coupled pair of transistors, which noticeably decreases the power consumption. The energy consumption of the suggested transmitter is less than 1.88 pJ/b for the center frequency of 4 GHz and data rate of 1 Gb/s. Post-layout simulation of the proposed transmitter shows a remarkably suitable adaption with the analysis and simulation results. The simulations of the proposed inductive link, PCC and UWB transmitter have been performed in Agilent ADS momentum EM simulator and Cadence environment using TSMC 0.18 μm CMOS technology.

Keywords: Rectifier, Voltage regulator, Buck-Boost voltage converter, Voltage reference, UWB, Data rate, Implantable electrodes, Implantable sensors.

Amirkabir University of Technology
(Tehran Polytechnic)
Department of Electrical Engineering

A proposal for Doctor of Philosophy dissertation
in electrical engineering

Analysis and Design of Energy Harvesting and Data Transmission Circuits for Bio-Implant Sensors

By:
Mahdi Barati

Under Supervision of:
Dr. Mohammad Yavari

Winter 2018