



۱۳۰۷

دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی

دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

**پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی برق - الکترونیک**

**طراحی و پیاده سازی یک لینک ارسال معکوس داده برای ادوات قابل کاشت در بدن**

**توسط:**

**موسی کریمی**

**استاد راهنما:**

**دکتر مهدی احسانیان مفرد**

**استاد مشاور:**

**دکتر امیر مسعود سوداگر**

**زمستان ۱۳۹۰**

أولئك الذين هم

## پدر و مادر عزیزم

که بارهاییهای ارزنده و صبوری، درس زندگی را به من آموختند و مراد طول تحصیل همراهی کردند و همیشه مایه دلگرمی من در انجام کارهایم

بوده‌اند.

و

تقدیم به همه اعضای خانواده ام به خصوص برادر بزرگم که معنای یکدلی را از آنها آموختم. شاید یکی از زحماتشان را جبران کرده باشم.

## تأییدیه هیات داوران

اعضای هیئت داوران، نسخه نهائی پایان نامه آقای: موسی کریمی

را با عنوان:

طراحی و پیاده سازی یک لینک ارسال معکوس داده برای ادوات قابل کاشت در بدن

از نظر فرم و محتوی بررسی نموده و پذیرش آن را برای تکمیل درجه کارشناسی ارشد تأیید می کند.

امضاء	نام و نام خانوادگی	رتبه علمی	اعضای هیئت داوران
	دکتر مهدی احسانیان مفرد	استادیار	استاد راهنما
	دکتر امیر مسعود سوداگر	استادیار	استاد مشاور
			استاد مشاور
	دکتر حسین شمسی	استادیار	استاد ممتحن داخلی
	دکتر سید ادیب ابریشمی فر	استادیار	استاد ممتحن خارجی
			نماینده تحصیلات تکمیلی

اینجانب موسی کریمی دانشجوی کارشناسی ارشد رشته مهندسی برق گرایش الکترونیک دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی گواهی می‌نمایم که تحقیقات ارائه شده در پایان نامه با عنوان

طراحی و پیاده سازی یک لینک ارسال معکوس داده برای ادوات قابل کاشت در

بدن

با راهنمایی استاد محترم جناب آقای دکتر مهدی احسانیان مفرد و دکتر امیر مسعود سوداگر توسط شخص اینجانب انجام شده و صحت و اصالت مطالب نگارش شده در این پایان نامه مورد تایید می‌باشد، و در مورد استفاده از کار دیگر محققان به مرجع مورد استفاده اشاره شده است. بعلاوه گواهی می‌نمایم که مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی توسط اینجانب یا فرد دیگری در هیچ جا ارائه نشده است و در تدوین متن پایان نامه چارچوب (فرمت) مصوب دانشگاه را بطور کامل رعایت کرده‌ام.

۱- حق چاپ و تکثیر این پایان نامه متعلق به نویسنده آن می باشد. هرگونه کپی برداری بصورت کل پایان نامه یا بخشی از آن تنها با موافقت نویسنده یا کتابخانه دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی مجاز می باشد.

۲- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی می باشد و بدون اجازه کتبی دانشگاه به شخص ثالث قابل واگذاری نیست.

# تقدیر و شکر

در اینجا جا دارد که از اساتید مهربانم جناب آقای دکتر مهدی احسانیان مفرد و جناب آقای دکتر امیر مسعود سوداگر که در طول انجام پروژه با کمال صبر و شکیبایی علاوه بر راهنمایی‌های علمی، اخلاق پژوهشی را نیز به من آموختند پاسکزاری کنم. همچنین از همه دوستان عزیزم در آزمایشگاه تحقیقاتی مدارها و سیستم‌های مجتمع که کار گروهی را از آنها آموختم کمال شکر را دارم.

غزل ۱۹۴ حافظ تقدیم به اساتید ارجمند و دوستان عزیزم:

پری رویان قرار از دل چو بستنیز بستند

سمن بویان غبار غم چو شینند بستند

زلزلت ضمیر جان با چو کشیدند بستند

به قهر اک جنادل با چو بر بند بستند

نمال شوق در خاطر چو بر خیزند بستند

به غری یک نفس با ما چو شینند بستند

رخ مهر از سر خیزان مگردانند کردانند

سر شک کوشه کیران را چو دمانند بستند

ز رویم راز نهانی چو می بیند می خوانند

ز چشم لعل ربانی چو می خندد می باند

ز فکر آمان که در تیسر دمانند بستند

دوای درد عاشق را کی کوسل پندارد

بدین دکاه حافظ را چو می خواند می رانند

چو منصور از مراد آمان که بر دارند بردارند

که باین دو اگر دبد دمانند بستند

در این حضرت چو شاکان نیاز آرزو ناز آرزو

## چکیده

در این پایان نامه روشی جدید جهت ارسال معکوس داده برای ادوات قابل کاشت در بدن ارائه شده است. هدف از انجام این پروژه طراحی لینکی است که توان سیستم‌های قابل کاشت را از طریق سیگنال حامل با دامنه حداکثر 10V در بخش کاشت و فرکانس 1-15MHz تأمین کند و همچنین اطلاعات را از سیستم کاشت شده به دنیای بیرون با نرخ داده 50Kbps ارسال کند. چالش‌های اصلی در طراحی لینک-های بی‌سیم، افزایش بازده توان<sup>۱</sup>، افزایش پهنای باند<sup>۲</sup> انتقال داده و کاهش حساسیت تزویج<sup>۳</sup> می‌باشد.

تاکنون برای ارسال مستقیم داده<sup>۴</sup> (Downlink)، ارسال معکوس داده<sup>۵</sup> (Uplink) و انتقال توان<sup>۶</sup> از چند لینک به موازات هم‌دیگر (لینک‌های چندحاملی<sup>۷</sup>) به منظور جلوگیری از برخورد داده و توان در طول انتقال، استفاده می‌شد که معایبی مانند افزایش نویز هم‌شنوایی<sup>۸</sup> و افزایش تعداد عناصر خارج از تراشه<sup>۹</sup> را به دنبال داشتند. لینک طراحی شده در این طرح برای انتقال توان و ارسال معکوس داده توانایی تشدید در دو مؤلفه‌ی فرکانس را دارد و این مؤلفه‌ها را با توان زیاد به بخش کاشت منتقل می‌کند، به همین دلیل این روش RSK<sup>۱۰</sup> نام‌گذاری شده است. برای انتقال توان به بخش کاشت از یک سیگنال با فرکانس 2MHz و برای ارسال معکوس داده از سیگنالی با فرکانس 10MHz استفاده شده است. با توجه به اینکه باید فرکانس سیگنال حامل 20 برابر نرخ ارسال معکوس داده باشد می‌توان ارسال معکوس را با نرخ 500Kbps انجام داد. مزایای این روش افزایش بازده انتقال توان، افزایش نرخ ارسال معکوس داده، کاهش عناصر خارج از تراشه، حذف نویز هم‌شنوایی و کاهش مساحت تراشه می‌باشد. بازده انتقال توان اندازه‌گیری شده در آزمایش عملی 84.6% در فرکانس 2MHz و بار 100Ω می‌باشد. بهره مدار 1.2 و ضریب تزویج بین سیم‌پیچ‌های لینک  $k=0.319$  با آزمایش عملی به دست آمده است. برای ساخت سیم‌پیچ‌های لینک از سیم‌لاکی با ضخامت 0.25mm استفاده شده است.

**کلید واژه:** ارسال معکوس داده، انتقال توان، هم‌شنوایی

---

<sup>1</sup> Power Efficiency

<sup>2</sup> Band Width

<sup>3</sup> Coupling Sensitivity

<sup>4</sup> Forward Telemetry

<sup>5</sup> Back-Telemetry

<sup>6</sup> Power Transmission

<sup>7</sup> Multicarrier Links

<sup>8</sup> Crosstalk

<sup>9</sup> OffChip

<sup>10</sup> Resonance Shift Keying



## فهرست مطالب

صفحه	عنوان
ث	فهرست جدول‌ها
ج	فهرست شکل‌ها
۱	فصل ۱- مقدمه
۱-۱	۱-۱-۱ پیش‌گفتار
۱-۲	۱-۲-۱ مروری بر ادوات قابل کاشت
۱-۳	۱-۳-۱ دلیل انتقال بی‌سیم در سیستم‌های قابل کاشت
۱-۴	۱-۴-۱ انتقال یک‌سویه و دوسویه داده
۱-۵	۱-۵-۱ واسط بی‌سیم
۱-۶	۱-۶-۱ انواع لینک
۱-۶-۱	۱-۶-۱-۱ لینک خازنی
۱-۶-۲	۱-۶-۲-۱ لینک سلفی
۱-۷	۱-۷-۱ مرور لینک‌های انتقال داده و توان طراحی شده
۱-۸	۱-۸-۱ ساختار گزارش
۱۷	فصل ۲- مروری بر انواع روش‌های انتقال داده و توان
۱-۲	۱-۲-۱ مقدمه
۱-۲	۱-۲-۲ لینک‌های تک‌حاملی
۱-۳	۱-۳-۲ لینک‌های چندحاملی و چندباندی
۱-۴	۱-۴-۲ انتقال مستقیم داده از بخش بیرونی به بخش کاشت شده
۱-۵	۱-۵-۲ ارسال معکوس داده از بخش کاشت شده به دنیای بیرون
۱-۵-۲	۱-۵-۲-۱ مدولاسیون بار یک سطحی
۱-۵-۲	۱-۵-۲-۲ مدولاسیون بار چندسطحی
۱-۶	۱-۶-۲ کدگذاری
۱-۷	۱-۷-۲ محاسبات یک نمونه‌ی لینک
۱-۷-۲	۱-۷-۲-۱ مدل ترانسفورماتور
۱-۷-۲	۱-۷-۲-۲ تبدیل مقاومت سری سلف به مقاومت معادل موازی

۳۴	مدار معادل برای گیرنده در لینک سلفی
۳۶	مدار معادل برای فرستنده و گیرنده در لینک سلفی
۳۹	نتیجه گیری
<b>۴۰</b>	<b>فصل ۳- روشی جدید برای ارسال معکوس داده</b>
۴۰	مقدمه
۴۳	طراحی مدار لینک
۴۸	مقایسه تابع تبدیل ایده آل و تابع تبدیل به دست آمده از تحلیل مداری
۵۲	تقویت کننده ی قدرت
۵۵	فیلترهای بالاگذر و پایین گذر
۵۹	ارسال معکوس اطلاعات از سیستم کاشت به بیرون
۶۶	نتیجه گیری
<b>۶۷</b>	<b>فصل ۴- نتایج پیاده سازی</b>
۶۷	ساخت سیم پیچ های فرستنده و گیرنده
۶۸	تلفات اهمی سیم پیچ های ساخته شده
۶۹	محاسبه ضریب تزویج
۶۹	محاسبه تئوری ضریب تزویج
۷۱	اندازه گیری ضریب تزویج با آزمایش عملی
۷۲	مدار معادل سیم پیچ های طراحی شده
۷۳	مدار پیاده سازی شده
۷۴	نکات پیاده سازی
۷۷	محاسبه مشخصات لینک
۷۷	بازده انتقال توان
۸۰	بهره لینک
۸۲	نتیجه گیری
<b>۸۳</b>	<b>فصل ۵- جمع بندی و پیشنهادها برای ادامه ی کار</b>
۸۳	جمع بندی و مقایسه
۸۶	پیشنهادها
<b>۸۷</b>	<b>پیوست ۱- برگه مشخصه ی ترانزیستور IRF840</b>

- پیوست ب- برگه مشخصه‌ی تقویت‌کننده‌ی عملیاتی OP07 ..... ۸۸
- پیوست ج- برگه مشخصه‌ی انتقال رجیستر 74HC/HCT165 ..... ۸۹
- پیوست د- برگه مشخصه‌ی گیت انتقال 74HC/HCT4016 ..... ۹۰
- پیوست ه- برگه مشخصه‌ی تثبیت‌کننده‌ی قابل تنظیم ..... ۹۱
- فهرست مراجع ..... ۹۲

## فهرست جدول‌ها

صفحه	عنوان
۱۲	جدول ۱-۱ مشخصات لینک‌های طراحی شده و بازه‌ی تغییرات آنها.....
۱۵	جدول ۱-۲ ویژگی‌های لینک‌های مختلف که در سال‌های اخیر برای انتقال داده و توان طراحی شده‌اند.....
۵۳	جدول ۱-۳ مقایسه کلی بین مشخصه‌ی تمام کلاس‌ها.....
۸۳	جدول ۱-۵ مشخصات لینک طراحی شده.....
۸۴	جدول ۲-۵ مشخصات کلی طرح.....
۸۵	جدول ۳-۵ مقایسه‌ی مشخصات لینک طراحی شده با کارهای انجام شده در چند سال اخیر.....

## فهرست شکل‌ها

صفحه

عنوان

شکل ۱-۱ نمونه‌ای از یک میکروسیستم ثبت سیگنال عصبی که از بخش‌های بیرونی، درونی و واسط بی‌سیم تشکیل شده است.....	۳
شکل ۱-۲ نمونه‌ای از یک سیستم تحریک حلزونی گوش که جزئیات آرایه الکترودی درون حلزونی گوش بزرگ نمایی شده است.....	۴
شکل ۱-۳ سیستم تحریک پروتز بینایی (شامل دوربین تصویر برداری، واسط بی‌سیم و تحریک کننده‌ی عصبی بافت).....	۴
شکل ۱-۴ تصویر کلی یک قشر بینایی.....	۵
شکل ۱-۵ نمای کلی یک ریزسیستم قابل کاشت شامل بخش بیرونی، واسط بی‌سیم و بخش داخلی.....	۷
شکل ۱-۶ لینک خازنی.....	۹
شکل ۱-۷ انتقال اطلاعات با استفاده از یک لینک سلفی. اطلاعات به سمت ثانویه با مدولاسیون میدان مغناطیسی و در جهت مخالف با مدولاسیون بار انتقال پیدا می‌کنند.....	۱۰
شکل ۱-۸ بلوک دیاگرام کلی ریزسیستم جهت محاسبه مشخصات.....	۱۳
شکل ۱-۹ سطح مقطع سیم لیتز.....	۱۳
شکل ۱-۱۰ سطح مقطع سیم لیتز. (a) سطح پیچش (b) سطح دسته (c) سطح رشته.....	۱۴
شکل ۱-۲ بلوک دیاگرام کلی لینک تک حاملی انتقال داده از دنیای خارج به بخش داخلی، ارسال معکوس داده از بخش داخلی به بیرون و انتقال توان از بخش بیرونی به ریزسیستم.....	۱۷
شکل ۲-۲ بازده انتقال توان برحسب افزایش بار.....	۱۸
شکل ۲-۳ بلوک دیاگرام یک سیستم قابل کاشت در بدن با لینک چند حاملی.....	۱۹
شکل ۲-۴ لینک ساخته شده توسط گروه ساوان.....	۱۹
شکل ۲-۵ استفاده از تکنیک چند باندی برای ارسال مستقیم داده و انتقال توان. در این کار برای ارسال معکوس داده از یک آنتن مینیاتوری کوچک استفاده شده است.....	۲۰
شکل ۲-۶ طراحی لینک پهن‌بند برای ارسال مستقیم داده و انتقال توان.....	۲۱
شکل ۲-۷ مشخصه فرکانسی لینک انتقال داده و توان شکل ۲-۶.....	۲۱
شکل ۲-۸ نمودار تغییرات بازده و ولتاژ انتقالی بر حسب افزایش فاصله سیم‌پیچ‌های لینک.....	۲۱
شکل ۲-۹ سیگنال حامل، سیگنال اطلاعات و سیگنال مدوله شده در مدولاسیون OOK.....	۲۳
شکل ۲-۱۰ (الف) مدل مداری پایه برای تحلیل لینک القایی و ارسال معکوس داده (ب) مدل ساده‌ای از مدار بخش کاشت شده.....	۲۴
شکل ۲-۱۱ امپدانس دیده شده در طرف فرستنده برحسب امپدانس معادل در ورودی یکسوساز بخش کاشت شده.....	۲۶
شکل ۲-۱۲ ارسال معکوس داده به روش چندسطحی.....	۲۸
شکل ۲-۱۳ سیگنال‌های لازم برای سوئیچ در بخش کاشت به روش مدولاسیون بار چند سطحی و سیگنال دموله شده در بخش بیرونی.....	۲۸
شکل ۲-۱۴ کدگذاری سیگنال به وسیله کدهای تغییر تناوب در ریزسیستم‌های قابل کاشت.....	۳۰
شکل ۲-۱۵ احتمال مسیر سیگنال در کدگذاری پالس - توقف.....	۳۰
شکل ۲-۱۶ مدار معادل یک ترانسفورماتور.....	۳۱
شکل ۲-۱۷ تانک LC (الف) ایده‌آل (ب) واقعی.....	۳۲
شکل ۲-۱۸ تبدیل یک ترکیب سری به ترکیب موازی.....	۳۲

- شکل ۱۹-۲ تبدیل یک تانک به سه عنصر موازی..... ۳۳
- شکل ۲۰-۲ (الف) دامنه و (ب) فاز امیدانس یک تانک LC به عنوان تابعی از فرکانس [۳۳]..... ۳۴
- شکل ۲۱-۲ لینک سلفی برای انتقال توان..... ۳۴
- شکل ۲۲-۲ مدار معادل گیرنده..... ۳۵
- شکل ۲۳-۲ مدار معادل نورتن شکل ۳-۲۷..... ۳۵
- شکل ۲۴-۲ مدار معادل برای فرستنده و گیرنده در لینک سلفی..... ۳۶
- شکل ۲۵-۲ مدار انتقال امیدانس به سمت چپ..... ۳۷
- شکل ۲۶-۲ مدار معادل برای محاسبه بازده انتقال توان..... ۳۷
- شکل ۲۷-۲ مدار شکل ۲-۲۷ در حالت تشدید..... ۳۸
- شکل ۱-۳ نمای کلی طرح ارائه شده..... ۴۰
- شکل ۲-۳ بخش‌های مختلف یک ریزسیستم برای کاربردهای کاشت با طرح جدید. بخش‌هایی که در این پروژه طراحی خواهند شد مشخص شده است..... ۴۱
- شکل ۳-۳ تغییرات سیگنال  $V_r$  با سیر اطلاعات..... ۴۲
- شکل ۴-۳ سیگنال مورد نظر جهت انتقال توان به سیستم کاشت و برگشت اطلاعات از آن..... ۴۳
- شکل ۵-۳ پاسخ فرکانسی تابع تبدیل (۲-۳)..... ۴۳
- شکل ۶-۳ پاسخ فرکانسی تابع تبدیل ۳-۳..... ۴۴
- شکل ۷-۳ مدار تابع تبدیل ۳-۳..... ۴۵
- شکل ۸-۳ مدار مناسب برای طرح..... ۴۵
- شکل ۹-۳ پاسخ فرکانسی مدار شکل ۳-۸ به ازای مقادیر به دست آمده برای عناصر..... ۴۷
- شکل ۱۰-۳ تغییرات اندازه قطب بر حسب افزایش مقدار ضریب تزویج..... ۴۹
- شکل ۱۱-۳ تغییرات زاویه قطبها بر حسب افزایش مقدار ضریب تزویج..... ۵۰
- شکل ۱۲-۳ تغییرات پاسخ فرکانسی بر حسب تغییرات  $b$  و  $d$  (ضرائب  $s^3$  و  $s$ )..... ۵۱
- شکل ۱۳-۳ تقویت‌کننده قدرت کلاس E..... ۵۴
- شکل ۱۴-۳ لینک طراحی شده به همراه پیکربندی تقویت‌کننده قدرت پیشنهادی..... ۵۴
- شکل ۱۵-۳ فیلترهای بالاگذر و پایین‌گذر طراحی شده که در خروجی لینک قرار گرفته‌اند..... ۵۵
- شکل ۱۶-۳ مؤلفه‌های خروجی فیلتر پایین‌گذر. (a) سیگنال فرکانس پایین خروجی  $V_{01}$ ، (b) سیگنال فرکانس بالای تضعیف‌شده‌ی خروجی  $V_{02}$  و (c) مجموع سیگنال فرکانس بالا و فرکانس پایین خروجی  $V_{01}$ . (همانطور که مشاهده می‌شود مؤلفه فرکانس بالا در مقایسه با مؤلفه فرکانس پایین دامنه ناچیزی دارد)..... ۵۷
- شکل ۱۷-۳ مؤلفه‌های خروجی فیلتر بالا گذر. (a) سیگنال فرکانس پایین تضعیف‌شده‌ی خروجی  $V_{02}$ ، (b) سیگنال فرکانس بالای خروجی  $V_{02}$  و (c) مجموع سیگنال فرکانس بالا و فرکانس پایین خروجی  $V_{02}$ . (همانطور که مشاهده می‌شود مؤلفه فرکانس پایین در مقایسه با مؤلفه فرکانس بالا دامنه ناچیزی دارد)..... ۵۸
- شکل ۱۸-۳ شکل موجهای خروجی لینک و خروجی فیلترها..... ۵۹
- شکل ۱۹-۳ مدار طراحی شده برای عمل مدولاسیون..... ۶۰
- شکل ۲۰-۳ تغییرات دامنه سیگنال‌های نقاط مختلف با تغییر بار..... ۶۰
- شکل ۲۱-۳ با تغییر بار تنها دامنه سیگنال فرکانس بالا تغییر می‌کند..... ۶۱
- شکل ۲۲-۳ طبقات مختلف مداری که برای دریافت اطلاعات برگشتی طراحی شده است..... ۶۲
- شکل ۲۳-۳ خروجی دمدولاتور پوش ( $V_1$ ) و خروجی حذف‌کننده DC ( $V_2$ )..... ۶۳

- شکل ۳-۲۴ خروجی تقویت کننده‌ی عملیاتی ( $V_3$ )، انتقال دهنده سطح DC ( $V_4$ ) و خروجی اشمیت تریگر ( $V_5$ )..... ۶۳
- شکل ۳-۲۵ نمودار هیستریزس اشمیت تریگر استفاده شده ..... ۶۴
- شکل ۳-۲۶ شکل موج خروجی تقویت کننده عملیاتی در یک بازه زمانی کوچک. (الف) بدون خازن  $C=1pF$  (ب) با خازن  $C=1pF$ ..... ۶۵
- شکل ۴-۱ سیم پیچ چندحلقه‌ای چندلایه ..... ۶۷
- شکل ۴-۲ هندسه‌ی دو سیم پیچ مسطح تزویج شده که به فاصله  $Z$  از همدیگر قرار دارند..... ۷۰
- شکل ۴-۳ مدار استفاده شده برای اندازه‌گیری ضریب تزویج ..... ۷۱
- شکل ۴-۴ مدار معادل سلف در فرکانس پایین و فرکانس  $2MHz$ ..... ۷۲
- شکل ۴-۵ مدار کامل پیاده سازی شده..... ۷۳
- شکل ۴-۶ سیگنال خروجی تقویت کننده قدرت کلاس E با فرکانس کاری  $10MHz$ ..... ۷۵
- شکل ۴-۷ سیگنال خروجی تقویت کننده قدرت کلاس E با فرکانس کاری  $2MHz$ ..... ۷۶
- شکل ۴-۸ مجموع دو سیگنال در خروجی لینک..... ۷۶
- شکل ۴-۹ خروجی فیلتر بالاگذر جهت ارسال معکوس داده ..... ۷۷
- شکل ۴-۱۰ خروجی فیلتر پایین‌گذر جهت تأمین توان ریزسیستم..... ۷۷
- شکل ۴-۱۱ نمایش توان‌هایی که در طول انتقال توان به بخش کاشت مصرف می‌شوند..... ۷۸
- شکل ۴-۱۲ بازده انتقال توان بر حسب افزایش بار..... ۷۹
- شکل ۴-۱۳ بازده انتقال توان بر حسب افزایش بار..... ۷۹
- شکل ۴-۱۴ قرار دادن بار اهمی در خروجی فیلتر پایین‌گذر برای اندازه‌گیری بهره لینک..... ۸۰
- شکل ۴-۱۵ نمودار تغییرات بازده و ولتاژ انتقالی بر حسب افزایش فاصله نسبی سیم پیچ‌های لینک..... ۸۱
- شکل ۴-۱۶ برد مدار چاپی طراحی شده برای پیاده‌سازی طرح از نمای بالا ..... ۸۱
- شکل ۴-۱۷ برد مدار چاپی طراحی شده از نمای جانبی جهت مشاهده لینک سلفی..... ۸۲

## فهرست علائم و نشانه‌ها

علائم اختصاری	عنوان
L	طول گیت ترانزیستور
W	عرض گیت ترانزیستور
$A_v$	بهره ولتاژ
M	اندوکتانس متقابل
k	ضریب تزویج
Q	ضریب کیفیت
d	قطر سیم
Z	امپدانس
N	تعداد حلقه
$K(f)$	انتگرال بیضوی کامل نوع اول
$E(f)$	انتگرال بیضوی کامل نوع دوم
$\eta$	بازده
$\Omega$	اهم
$\omega$	فرکانس تشدید
$\mu$	میکرو
$\delta$	عمق پوستی
$\epsilon_0$	خواص خلأ در برابر گذر میدان‌های الکتریکی



## فصل ۱ - مقدمه

### ۱-۱ - پیشگفتار

با به وجود آمدن علم مهندسی پزشکی پیشرفت مهیجی در تشخیص بیماری‌ها به وجود آمد و تأثیر به سزایی در سلامتی انسان و درمان بیماری‌هایی که از طریق دارو امکان‌پذیر نیستند، داشته است. مهندسی پزشکی این بهبود را با کمک گرفتن از علمی مانند الکترونیک، زیست‌شناسی، فیزیک، شیمی و علم مواد انجام داده است. با ترکیب این رشته‌ها بشر توانسته است با تزریق DNA به سنسورهایی که در بدن کاشته می‌شوند، اندازه‌گیری‌هایی در سیستم‌های زیستی انجام دهد و فهم قابل قبولی از آن‌ها داشته باشد. از تکنولوژی میکروالکترونیک CMOS برای ایجاد راه‌حل‌های جدید در حوزه‌های مختلف کاربردهای مهندسی پزشکی استفاده می‌شود.

### ۱-۲ - مروری بر ادوات قابل کاشت

بشر چندین قرن برای پی‌بردن به سیستم عصبی و معالجه اختلالات عصبی در تلاش بود تا این که بنجامین فرانکلین استفاده از جریان الکتریکی برای غلبه بر فلج موضعی<sup>۱</sup> را کشف کرد [۱]. بررسی‌هایی که در سطح سلولی در قرن گذشته انجام شد این امکان را تأیید کرده است. امروزه یافته‌های موجود درباره‌ی سیستم‌های عصبی با به کارگیری ادوات میکروالکترونیک<sup>۲</sup> و سیستم‌های میکروالکترومکانیکی<sup>۳</sup> باعث پیشرفت‌های قابل توجهی برای غلبه بر اختلالات عصبی شده است. با شروع استفاده از میکروالکترودها<sup>۴</sup> و ثبت‌های الکترونیکی و پردازش تصویر در سال ۱۹۵۰ میلادی، مطالعات معنی‌داری در سطح سلولی شروع شد، و به تدریج نحوه عملکرد یک نرون مشخص شد. در سال ۱۹۶۵ پروفیسور مول<sup>۵</sup> در دانشگاه استنفورد پیشنهاد کرد که تکنیک لیتوگرافی<sup>۶</sup> و تکنولوژی حکاکی<sup>۷</sup> در ساخت مدارهای مجتمع می‌توانند بهبود زیادی در ساخت کابل‌های ثبت آرایه‌ای الکترونی برای ثبت از چند نقطه بافت با وارد کردن صدمه کم‌تر نسبت به الکترودهای فلزی را داشته باشند [۲].

---

<sup>1</sup> Paralysis

<sup>2</sup> Microelectronic Devices

<sup>3</sup> Bio Microelectromechanical Systems (bioMEMS)

<sup>4</sup> Microelectrodes

<sup>5</sup> Prof. J. L. Moll

<sup>6</sup> Lithographic Techniques

<sup>7</sup> Etching Technology

ساخت ریزسیستم‌های قابل کاشت اندام مصنوعی<sup>۱</sup> برای افرادی که مشکل شنوایی و بینایی دارند در سال ۱۹۶۰ با استفاده از آرایه‌ای از الکترودهای فلزی کاشته شده در حلزونی گوش، عصب شنوایی و لایه‌های مربوط به بینایی<sup>۲</sup> شروع شد. تا به حال بیش از ۱۰۰۰۰۰ نفر از افرادی که مشکل شنوایی دارند در سرتاسر جهان از این اندام مصنوعی استفاده کرده‌اند و مشکل آن‌ها برای کارهای معمولی مربوط به شنیداری مانند صحبت کردن با تلفن و کارهای روزمره حل شده است. همچنین ریزسیستم‌های تحریک عمیق مغز<sup>۳</sup> برای کنترل کردن افرادی که بیماری پارکینسون<sup>۴</sup> دارند با استفاده از الکترودهای ساخته شده مؤثر بوده است. ادواتی نیز برای غلبه بر فلج موضعی ساخته شده و در حال بهبود یافتن می‌باشند. ریزسیستم‌هایی برای اندازه‌گیری پارامترهای مهم بدن مانند فشار خون<sup>۵</sup>، فشار درون چشمی<sup>۶</sup> و فشار درون جمجمه‌ای<sup>۷</sup> و ارسال این اطلاعات به بیرون از بدن برای اطلاع یافتن از وضعیت بیمار از دیگر پیشرفت‌ها در این زمینه بوده است.

یکی از چالش‌های موجود در پزشکی این بوده است که بدن هر دارویی را که وارد آن می‌شود جذب نکند. با بهره‌گرفتن از نانو تکنولوژی کیسول‌هایی ساخته شده است که توانایی رساندن آن‌ها به یک بخش خاص بدن با دقت بالا امکان‌پذیر می‌باشد، به این روش اصطلاحاً سامانه رساننده دارو<sup>۸</sup> می‌گویند. و این یکی دیگر از کاربردهای ارزشمند ریزسیستم‌های قابل کاشت در بدن می‌باشد [۳].

---

<sup>1</sup> Prosthetic

<sup>2</sup> Visual Cortex

<sup>3</sup> Deep Brain Stimulation (DBS)

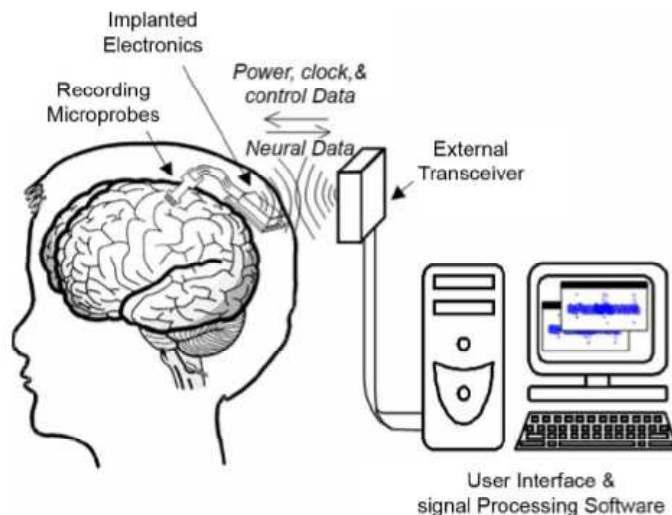
<sup>4</sup> Parkinson

<sup>5</sup> Blood Pressure

<sup>6</sup> Intra-Ocular Pressure

<sup>7</sup> Intra-Cranial Pressure

<sup>8</sup> Drug delivery



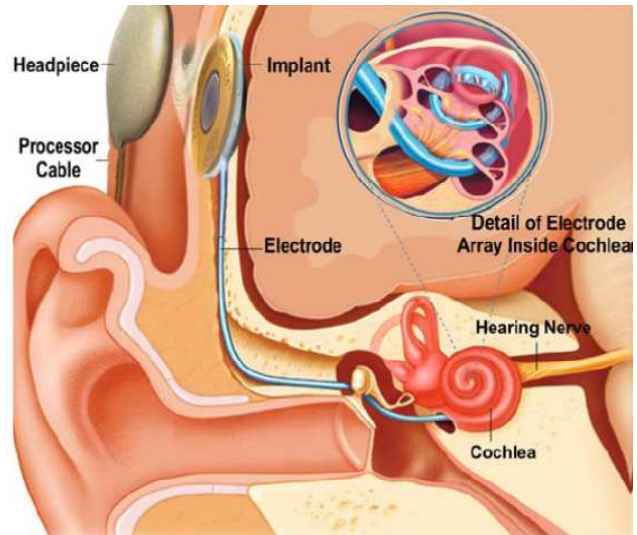
شکل ۱-۱ نمونه‌ای از یک میکروسیستم ثبت سیگنال عصبی که از بخش‌های بیرونی، درونی و واسط بی‌سیم تشکیل شده است [۴]

شکل ۱-۱ نمونه‌ای از یک ریزسیستم ثبت سیگنال عصبی از مغز می‌باشد که توانایی ثبت فعالیت‌های عصبی به طور هم‌زمان با استفاده از ۶۴ کانال را دارد و پتانسیل‌های فعالیت<sup>۱</sup> اتفاق افتاده را با استفاده از یک فرستنده به صورت بی‌سیم به بیرون گزارش می‌دهد [۴]. شکل ۱-۲ یک ریزسیستم تحریک حلزونی گوش را نشان می‌دهد. که در آن یک میکروفن که در یک پوشش می‌باشد و در پشت گوش قرار دارد، صدا را از محیط بیرون دریافت می‌کند و با تبدیل آن به سیگنال الکتریکی آن را به یک پردازنده‌ی گفتار<sup>۲</sup> که در یک کابل پشت گوش قرار دارد می‌فرستد. سیگنال الکتریکی، تبدیل به یک کد الکتریکی می‌شود و به یک واحد کوچک که در زیر پوست با عمل جراحی قرار داده شده است فرستاده می‌شود. بخش کاشته شده، سیگنال دریافتی را کدگشایی می‌کند و به الکترودی در حلزونی گوش می‌فرستد. این الکترودی عصب‌های شنیداری را تحریک می‌کند [۵]. در شکل ۱-۳ یک اندام مصنوعی تحریک شبکیه‌ای<sup>۳</sup> نشان داده شده است که در آن یک تصویر از یک دوربین ویدئویی دریافت می‌شود و اطلاعات آن بعد از پردازش، به صورت بی‌سیم به تحریک‌کننده‌ی کاشت شده انتقال داده می‌شود. اندام مصنوعی باید تصویر گرفته شده از دوربین را به الگوهایی از تحریک الکتریکی تبدیل کند و به کمک یک تحریک‌کننده عصبی، آن‌ها را به بافت اعمال کند [۶].

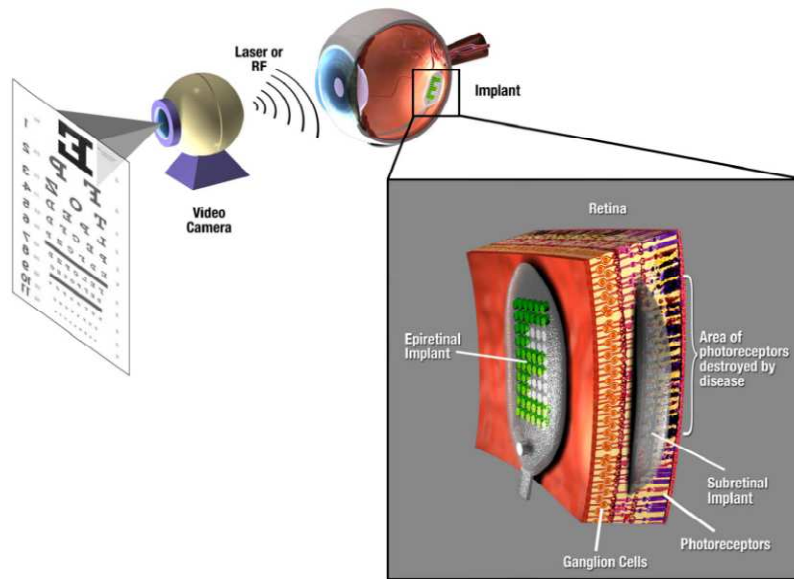
<sup>1</sup> Spike

<sup>2</sup> Speech Processor

<sup>3</sup> Retinal Prosthesis stimulator



شکل ۱-۲ نمونه‌ای از یک سیستم تحریک حلزون‌گوش که جزئیات آرایه الکترودی درون حلزونی گوش بزرگ-نمایی شده است [۵]



شکل ۱-۳ سیستم تحریک پروتز بینایی (شامل دوربین تصویر برداری، واسط بی‌سیم و تحریک کننده‌ی عصبی بافت) [۶]