



**Amirkabir University of Technology
(Tehran Polytechnic)**

Department of Electrical and Engineering

**MSc Thesis
(Electronics – Integrated Circuits)**

Design of Electrical Stimulation Circuit in Cochlear Implant

**By
Askandar Nikzad**

**First Supervisor
Dr. Mohammad Yavari**

**Second Supervisor
Mr. Amir Kashi**

January 2024



دانشگاه صنعتی امیرکبیر

(پلی تکنیک تهران)

دانشکده مهندسی برق

پایان نامه کارشناسی ارشد

الکترونیک - گرایش مدارهای مجتمع

طراحی مدار تحریک الکتریکی در کاشت حلزون گوش

نگارش

اسکندر نیکزاد

استاد راهنمای اول

دکتر محمد یآوری

استاد راهنمای دوم

مهندس امیر کاشی

دی ماه ۱۴۰۲



به نام خدا

تاریخ: ۱۴۰۲/۰۴/۲۲

تعهدنامه اصالت اثر

اینجانب اسکندر نیکزاد متعهد می‌شوم که مطالب مندرج در این پایان‌نامه 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 پایان‌نامه 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 پایان‌نامه 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 پایان‌نامه بدون موافقت کتبی دانشگاه صنعتی امیرکبیر ممنوع است. نقل مطالب با ذکر مآخذ بلامانع است.

چکیده

گوش انسان مسئول تعادل بدن و شنوایی است. این عضو که محدوده فرکانسی آن از ۲۰ هرتز تا ۲۰ کیلوهرتز است، گاهی اوقات ممکن است بخاطر مشکلات شنوایی مادرزادی و گاهی به دلیل عوامل مختلف مانند کهولت سن و برخی بیماری‌ها، شنوایی به تدریج کاهش یافته و در برخی موارد به طور کامل از دست برود. برای چنین موارد خاصی، باید از کاشت حلزون (Cochlear Implant) استفاده کرد. کاشت حلزون این اجازه را می‌دهد تا صدا به اعصاب شنوایی منتقل شده و به گوش برسد. ما در این پروژه سعی کرده‌ایم که سیستم کاشت حلزون گوش را به طور کامل مورد بررسی قرار دهیم و عمده‌ی تمرکز خود را بر واحد تحریک الکتریکی که مستقیماً روی حلزون گوش قرار می‌گیرد، بگذاریم. قسمت تحریک الکتریکی شامل مدارهای مبدل دیجیتال به آنالوگ، مدار مقاومت کنترل شده با ولتاژ، مدار تغییردهنده‌ی سطح ولتاژ و مدار ماتریس سوئیچ‌های هدایت‌کننده‌ی جریان تحریک می‌باشد. در این تحقیق سعی شده است که تمامی این مدارها به طور کامل بررسی گردد و با کمک از کارهای انجام شده در جهت ارائه ترکیب‌های جدید و بهبود پارامترهای سیستم یاد شده قدم برداشته شود. از کارهای انجام‌شده می‌توان افزایش دامنه جریان تا ۲/۵ میلی‌آمپر و ولتاژ تحریک تا ۱۲/۶ ولت به منظور تحریک باکیفیت بافت‌های عصبی را نام برد. که در این زمینه مدار مبدل دیجیتال به آنالوگ با ساختار *Thermometer Coded* با مشخصات $INL, DNL < 0.5LSB$ و همچنین $ENOB=5.87Bit$ و $SFDR=50.74dB$, $SNDR=37.1dB$ طراحی و شبیه‌سازی شده است. همچنین مدار مقاومت کنترل شده با گین ولتاژی $DC Gain=43.73dB$ طراحی و مدار تغییردهنده‌ی سطح ولتاژ با تأخیر ۳/۶ نانوثانیه شبیه‌سازی شده‌اند. و در نهایت مدار کلی تحریک الکتریکی که شامل ماتریس سوئیچ‌های ولتاژبالا با مدار بایاس دینامیکی، به همراه مدارهای ذکرشده در تکنولوژی 180nm CMOS 1.8 V طراحی و شبیه‌سازی گردیده است. که مهم‌ترین پارامتر سیستم نهایی یعنی توان مصرفی ۱/۲۳ میلی‌وات اندازه‌گیری شده است.

واژه‌های کلیدی: سیستم کاشت حلزون گوش، مدار تحریک الکتریکی، مدار مبدل دیجیتال به آنالوگ هدایت‌کننده‌ی جریان، تغییردهنده‌ی سطح ولتاژ، ماتریس سوئیچ، الکتروود، حلزون گوش، تکنولوژی ولتاژ پایین، تحلیل مونت کارلو.

چکیده.....	أ
فصل اول.....	۱
مقدمه.....	۱
۱-۱- انگیزه.....	۳
۲-۱- اهداف.....	۴
۳-۱- ساختار پایان نامه.....	۵
فصل دوم.....	۶
مکانیزم سیستم شنوایی و ساختار کلی ریز سامانه کاشت حلزون شنوایی.....	۶
۱-۲- آناتومی گوش.....	۶
۱-۱-۲- مکانیزم شنوایی.....	۱۰
۲-۱-۲- کم شنوایی و درمان آن.....	۱۲
۲-۲- کاشت حلزون شنوایی.....	۱۴
۱-۲-۲- کاشت حلزون در کودکان.....	۱۵
۲-۲-۲- کاشت حلزون در بزرگسالان.....	۱۵
۳-۲-۲- عمل جراحی کاشت حلزون شنوایی.....	۱۶
۴-۲-۲- توانبخشی شنوایی پس از کاشت حلزون شنوایی.....	۱۷
۳-۲- ساختار کلی ریز سامانه کاشت حلزون شنوایی.....	۱۷
۴-۲- ساختار سیستم تحریک کننده با قابلیت تحمل ولتاژ بالا.....	۲۱
فصل سوم.....	۲۳
ساختار مدار تحریک الکتریکی.....	۲۳
۱-۳- ساختار الکتروود.....	۲۵
۱-۱-۳- انواع الکتروود.....	۲۵
۱-۱-۳-۱- الکترودهای حلقوی (مارپیچی).....	۲۶
۲-۱-۳- الکتروود نازک صاف.....	۲۷
۳-۱-۳- الکتروود کوتاه.....	۲۷
۴-۱-۳- الکتروود دوتایی.....	۲۸
۵-۱-۳- الکتروود کاشت ساقه‌ی مغز.....	۲۹
۲-۱-۳- رسیدن به حداکثر سطح درک گفتار.....	۳۰
۳-۱-۳- مدل الکتریکی الکتروود.....	۳۲

۳۳	۲-۳- مدار سوئیچ تحریک الکتریکی.....
۳۴	۳-۳- مبدل دیجیتال به آنالوگ متناسب با بیمار.....
۳۷	۴-۳- واحد کنترل کننده دیجیتال.....
۴۰	فصل چهارم.....
۴۰	مروری بر کارهای انجام شده.....
۴۰	۱-۴- انواع تحریک کننده های الکتریکی.....
۴۳	۲-۴- بررسی حالت های مختلف تحریک الکتریکی (ولتاژ-جریان-بار).....
۴۳	۱-۲-۴- تحریک کنترل شده با ولتاژ.....
۴۴	۲-۲-۴- تحریک کنترل شده با جریان.....
۴۴	۳-۲-۴- تحریک مبتنی بر خازن سوئیچ شونده.....
۴۴	۳-۲-۴- اندازه گیری توان خروجی.....
۴۵	۴-۲-۴- محاسبه توان ورودی.....
۴۶	۳-۴- محرک کنترل شده با مبدل دیجیتال به آنالوگ هدایت کننده ی جریان در تکنولوژی ولتاژ بالا.....
۴۸	۱-۳-۴- ساختار ماتریس سوئیچ های ولتاژ بالا.....
۴۹	۲-۳-۴- ساختار مبدل دیجیتال به آنالوگ باینری هدایت کننده ی جریان.....
۵۰	۳-۳-۴- کنترل کننده ی دیجیتالی شکل موج جریان تحریک.....
۵۰	۴-۳-۴- پارامترهای ساختار تحریک الکتریکی کنترل شده با جریان در تکنولوژی ولتاژ بالا.....
۵۱	۴-۴- محرک کنترل شده با مولد جریان در تکنولوژی ولتاژ بالا.....
۵۲	۱-۴-۴- ساختار ماتریس سوئیچ های ولتاژ بالا.....
۵۳	۲-۴-۴- ساختار مولد جریان تحریک.....
۵۵	۵-۴- ساختار تحریک الکتریکی در تکنولوژی ولتاژ پایین.....
۵۹	۱-۵-۴- ساختار ماتریس سوئیچ های ولتاژ بالا در تکنولوژی ولتاژ پایین.....
۶۱	۲-۵-۴- ساختار مبدل دیجیتال به آنالوگ Thermometer code هدایت کننده ی جریان.....
۶۲	۶-۴- مقایسه ی ساختارهای متفاوت تحریک الکتریکی.....
۶۲	۱-۶-۴- مقایسه ی سوئیچ های ولتاژ بالا.....
۶۲	۲-۶-۴- مقایسه ی مبدل های دیجیتال به آنالوگ هدایت کننده ی جریان.....
۶۳	۱-۲-۶-۴- پارامترهای ایستا.....
۶۴	۲-۲-۶-۴- پارامترهای پویا.....
۶۵	۳-۲-۶-۴- انواع مبدل دیجیتال به آنالوگ.....

۶۸ **فصل پنجم.....**

۶۸ **مدار تحریک الکتریکی پیشنهادی برای کاشت حلزون گوش.....**

۶۹	۱-۵- بررسی چالش های یک تحریک عصبی قابل کاشت روی حلزون گوش.....
۷۰	۲-۵- ساختار کلی مدار تحریک الکتریکی مناسب کاشت حلزون گوش.....
۷۲	۳-۵- بررسی مدار ماتریس سوئیچ های ولتاژ بالا.....

۷۲	۱-۳-۵ پیاده‌سازی مدار در تکنولوژی ولتاژ پایین استاندارد.....
۷۳	۲-۳-۵ بررسی ساختار مدار ماتریس سوئیچ‌های H شکل.....
۷۶	۳-۳-۵ بررسی ساختار مدار بایاس دینامیکی ماتریس سوئیچ‌ها.....
۸۳	۴-۵ بررسی مدار آینه جریان با خروجی امپدانس بالا.....
۸۷	۵-۵ بررسی مبدل دیجیتال به آنالوگ <i>Thermometer code</i>
۸۸	۱-۵-۵ مقایسه‌ی دو ساختار <i>Binary Weighted</i> و <i>Thermometer Coded</i>
۸۹	۲-۵-۵ طراحی ساختار مبدل دیجیتال به آنالوگ پیشنهادی.....
۹۰	۳-۵-۵ محاسبه‌ی پارامترهای مهم مدار مبدل دیجیتال به آنالوگ.....
۹۲	۴-۵-۵ طراحی مدار مبدل دیجیتال به آنالوگ.....
۹۵	۶-۵ بررسی مدار تغییردهنده‌ی سطح ولتاژ.....
۹۵	۱-۶-۵ شماتیک مدار تغییردهنده سطح ولتاژ مبتنی بر آینه جریان ویلسون.....
۹۷	۲-۶-۵ شماتیک مدار تغییردهنده‌ی سطح ولتاژ منعکس شده.....
۹۷	۳-۶-۵ شماتیک مدار تغییردهنده‌ی سطح ولتاژ با ساختار ترکیبی.....
۱۰۰	فصل ششم.....
۱۰۰	نتایج شبیه‌سازی‌ها، نتیجه‌گیری و پیشنهادها.....
۱۰۰	۱-۶ نتایج شبیه‌سازی مدار آینه جریان با خروجی امپدانس بالا.....
۱۰۲	۲-۶ نتایج شبیه‌سازی مبدل دیجیتال به آنالوگ.....
۱۰۳	۱-۲-۶ بررسی اثرات عدم تطبیق و تحلیل مونت کارلو.....
۱۰۶	۲-۲-۶ پارامترهای ایستای مبدل دیجیتال به آنالوگ.....
۱۰۸	۳-۲-۶ پارامترهای پویای مبدل دیجیتال به آنالوگ.....
۱۱۰	۳-۶ نتایج شبیه‌سازی مدار تغییردهنده سطح ولتاژ.....
۱۱۲	۴-۶ نتایج شبیه‌سازی مدار ماتریس سوئیچ‌های پل H شکل (تحریک الکتریکی).....
۱۱۶	۵-۶ نتایج کامل شبیه‌سازی‌های مدار تحریک الکتریکی.....
۱۱۷	۶-۶ مقایسه‌ی نتایج.....
۱۱۹	۷-۶ نتیجه‌گیری.....
۱۱۹	۸-۶ ارائه‌ی پیشنهادها.....
۱۲۱	مراجع.....
۱۲۶	Abstract.....

شکل (۱-۱): اجزای خارجی و داخلی کاشت حلزون گوش [۵].....	۲
شکل (۱-۲): آناتومی گوش انسان [۱۰].....	۸
شکل (۲-۲): شماتیک غشای پرده‌ی صماخ [۱۰].....	۸
شکل (۳-۲): نمودار شماتیک گوش داخلی [۹].....	۹
شکل (۴-۲): الف- سطح مقطع محفظه‌ها در حلزون، ب- اندام کورتی [۱۱].....	۱۰
شکل (۵-۲): ارتعاش غشای بازیلار و تأثیر آن بر اندام کورتی [۱۲].....	۱۱
شکل (۶-۲): پاسخ فرکانسی حلزون گوش انسان که در آن فرکانس‌های مختلف باعث ایجاد حداکثر دامنه ارتعاش در نقاط مختلف در امتداد غشای پایه می‌شود [۱۳].....	۱۲
شکل (۷-۲): نمای تشریحی الف- گوش نرمال و ب- ناشنوا با اختلال شنوایی حسی عصبی [۱۹].....	۱۳
شکل (۸-۲): روش‌های درمان کم‌شنوایی از طریق سمعک، کاشت گوش میانی، کاشت حلزون و کاشت ساقه مغز [۲].....	۱۴
شکل (۹-۲): جراحی کاشت حلزون گوش [۳].....	۱۶
شکل (۱۰-۲): سیستم کاشت حلزون مدرن معمولی که صدا را به تکانه‌های الکتریکی تحویل داده شده به عصب شنوایی تبدیل می‌کند [۲۳].....	۱۸
شکل (۱۱-۲): بلوک دیاگرام عملیاتی کاشت حلزون گوش [۴].....	۱۹
شکل (۱۲-۲): نمایش سطح بلوک استراتژی [۱۹].....	۲۰
شکل (۱۳-۲): ساختار مدار تحریک‌کننده با قابلیت تحمل ولتاژ بالا [۳۰].....	۲۲
شکل (۱-۳): بلوک دیاگرام واحد تحریک الکتریکی [۳۶].....	۲۴
شکل (۲-۳): نمونه‌ای از الکترودهای حلقوی [۴۰].....	۲۶
شکل (۳-۳): نمونه‌ای از الکترودهای الف- نازک و صاف، ب- کوتاه [۴۲].....	۲۷
شکل (۴-۳): شمای بخش‌های مختلف فرکانسی حلزون گوش [۴۳].....	۲۸
شکل (۵-۳): نمونه‌ای از الکترودهای دوتایی [۴۴].....	۲۹
شکل (۶-۳): نمونه‌ای از الکترودهای ساقه‌ی مغز [۲۱].....	۲۹
شکل (۷-۳): الف- بررسی عملکرد سیستم باتعداد کانال فعال متفاوت، ب- بررسی عملکرد سیستم با عمق‌های متفاوت کانال‌ها [۴۵].....	۳۱
شکل (۸-۳): مدل مداری الکترودهای کاشته‌شده در حلزون گوش [۴۶].....	۳۳
شکل (۹-۳): الف- ماتریس سوئیچ استفاده‌شده در الکترودها، و ب- جریان تحریک دوفازی ایجاد می‌کند [۳۶].....	۳۴
شکل (۱۰-۳): نتیجه شبیه‌سازی پالس جریان دوفازی تولید شده از مدارهای ماتریس ژنراتور و سوئیچ جریان تحریک برای ولتاژهای آشکارساز پوششی مختلف [۳۶].....	۳۴

شکل (۳-۱۱): شماتیک‌های بلوک فرعی ADC: (الف) مدار sample and hold، (ب) DAC و (ج) مقایسه کننده ی پسماند [۴۹]..... ۳۵

شکل (۳-۱۲): مشخصه ی DAC و خطاهای اندازه گیری شده [۴۹]..... ۳۶

شکل (۳-۱۳): ویژگی DAC ۶ بیتی متناسب با بیمار [۴۹]..... ۳۷

شکل (۳-۱۴): الف- نمودار شماتیک پیاده سازی ماشین حالت قابل تنظیم مجدد برای واحد کنترل، ب- شمارنده ی حلقه برای تولید CLK_{LO} از CLK_{HI} ، و ج- مدار ترکیبی طراحی شده که سیگنال‌های کنترل ماتریس سوئیچ را تولید می کند [۳۶]..... ۳۸

شکل (۳-۱۵): نمودار زمان بندی برای کنترل دیجیتال ماتریس سوئیچ الکتروود [۳۶]..... ۳۹

شکل (۳-۱۶): شبیه سازی عملکرد ۱-۴-۶ و ۸ کانال الکترونیک رابط نسل دوم FICI [۳۶]..... ۳۹

شکل (۴-۱): انواع حالت‌های تحریک الکتریکی الف- تحریک ولتاژ، ب- تحریک جریان، و ج- تحریک بار..... ۴۱

شکل (۴-۲): الف- تحریک تک فاز، ب- تحریک دوفاز..... ۴۲

شکل (۴-۳): بلوک دیاگرام محرک نمونه اولیه [۵۱]..... ۴۴

شکل (۴-۴): شبیه سازی ولتاژ، جریان و توان لحظه ای و نتایج آزمایش با استفاده از سه روش تحریک: VCS، CCS و SCS [۵۱]..... ۴۶

شکل (۴-۵): الف- شکل موج تحریک انرژی بهینه در ۲۵ ثانیه از جستجوی اکتشافی با استفاده از مدل فیبر عصبی محاسباتی. شکل موج مستطیلی و نمایی برای مقایسه گنجانده شده است. ب- بلندی درک شده در مقابل انرژی ارائه شده در هر فاز از چهار سوژه انسانی [۵]..... ۴۸

شکل (۴-۶): الف- شماتیک ماتریس سوئیچ ولتاژ بالا در طول فاز کاتدی ۲. ب- شماتیک DAC فرمان جریان ۶ بیتی با زمان نشست سریع [۵]..... ۴۹

شکل (۴-۷): نمودار زمان بندی برای کنترل دیجیتال ماتریس سوئیچ الکتروود [۵، ۵۲]..... ۵۰

شکل (۴-۸): جریان و ولتاژ اندازه گیری شده یک الکتروود با مدل الکتریکی ($R_s=3K\Omega$, $C_d=10nF$) الف- شکل موج مستطیلی، و ب- شکل موج بهینه ی انرژی. ج- پالس جریان اندازه گیری شده با سرعت ۱۰۰۰ پالس در ثانیه از تمام الکتروودها در حالت ۸ کاناله عبور می کند. [۵]..... ۵۱

شکل (۴-۹): معماری سیستم FICI [۵۲]..... ۵۲

شکل (۴-۱۰): الف- ماتریس سوئیچ استفاده شده در الکتروود ۱. ب- جریان تحریک دوفازی تولید شده [۵۲]..... ۵۳

شکل (۴-۱۱): شماتیک مولد جریان تحریک با VCR [۵۲]..... ۵۴

شکل (۴-۱۲): جریان تحریک تولید شده توسط الکترونیک رابط FICI هنگامی که با یک فیلم نازک PLD-PZT حسگر PLD PZT متصل به غشای پاریلن تغذیه می شود [۵۲]..... ۵۵

شکل (۴-۱۳): الف- شماتیک ساده شده ی محرک عصبی الکتریکی تک قطبی و ب- دوقطبی. ج- شکل موج های تحریک جریان و ولتاژ. د- مدل الکتریکی ETI و مدل توده ای [۵۴]..... ۵۷

شکل (۴-۱۴): پل H با تحمل ولتاژ بالا، از ساختار HCVC پیشنهاد شده است [۵۴]..... ۶۰

شکل (۴-۱۵): ولتاژ الکتروودها هنگامی که یک جریان تحریک ۲ میلی آمپری با فاز اتصال الکتروود ارسال می شود. [۵۴]..... ۶۰

شکل (۴-۱۶): شماتیک ۵ بیت DAC هدایت‌کننده‌ی جریان، آینه جریان و دو HCVC برای اتصال مدارهای LV و HV. جریان‌های بایاس کپی‌هایی از منبع جریان خود بایاس ۲۵ نانوامپر روی تراشه هستند [۵۴]..... ۶۱

شکل (۵-۱): بلوک دیاگرام ساختار کلی مدار تحریک الکتریکی مناسب کاشت حلزون گوش..... ۷۱

شکل (۵-۲): مدل الکتریکی الکتروود..... ۷۳

شکل (۵-۳): ساختار کلی ماتریس سوئیچ‌های پل H شکل..... ۷۵

شکل (۵-۴): ساختار کامل مدار بایاس دینامیکی ماتریس سوئیچ‌ها..... ۷۷

شکل (۵-۵): ترانزیستور NMOS با لایه Deep N-Well..... ۷۸

شکل (۵-۶): شاخه‌ی سمت راست مدار بایاس دینامیکی ماتریس سوئیچ‌ها..... ۸۰

شکل (۵-۸): الف- آینه جریان معمولی، ب- آینه جریان کاملاً کسکد، و ج- آینه جریان کاسکد نوسان عریض..... ۸۴

شکل (۵-۹): ساختار مقاومت کنترل‌شده با ولتاژ..... ۸۵

شکل (۵-۱۰): ساختار سلول‌های جریان مبدل دیجیتال به آنالوگ..... ۸۹

شکل (۵-۱۱): ساختار تک‌سلول جریان مبدل دیجیتال به آنالوگ..... ۹۰

شکل (۵-۱۲): ساختار مقاومت کنترل‌شده با ولتاژ..... ۹۲

شکل (۵-۱۳): ساختار مدار مبدل دیجیتال به آنالوگ Thermometer Code..... ۹۴

شکل (۵-۱۴): ساختار مدار مبدل دیجیتال به آنالوگ Thermometer Code با خروجی امپدانس بالا..... ۹۵

شکل (۵-۱۵): ساختار مدار تغییردهنده‌ی سطح ولتاژ مبتنی بر آینه جریان Wilson..... ۹۶

شکل (۵-۱۶): ساختار مدار تغییردهنده‌ی سطح ولتاژ منعکس‌شده [۵۸]..... ۹۷

شکل (۵-۱۷): ساختار مدار تغییردهنده‌ی سطح ولتاژ با ساختار ترکیبی..... ۹۸

شکل (۶-۱): نمودار گین تقویت‌کننده عملیاتی..... ۱۰۱

شکل (۶-۲): نمودار فاز تقویت‌کننده عملیاتی..... ۱۰۱

شکل (۶-۴): نمودار خروجی (جریان) مبدل دیجیتال به آنالوگ در ۱۰۰ آزمایش مختلف با در نظر گرفتن اثر عدم تطبیق در تحلیل مونت کارلو..... ۱۰۴

شکل (۶-۵): نمودار هیستوگرام ماکزیمم دامنه‌ی جریان خروجی در ۱۰۰ آزمایش مختلف با تحلیل مونت کارلو..... ۱۰۵

شکل (۶-۸): نمودار خطای غیرخطی انتگرالی (INL) مبدل دیجیتال به آنالوگ ۶ بیتی..... ۱۰۷

شکل (۶-۱۰): ولتاژ خروجی مدار تغییردهنده‌ی سطح ولتاژ ۶ طبقه..... ۱۱۱

شکل (۶-۱۱): جریان گذرای خروجی مدار تغییردهنده‌ی سطح ولتاژ ۶ طبقه..... ۱۱۱

شکل (۶-۱۲): ولتاژ دوسر الکتروود (مدارهایی تحریک الکتریکی)..... ۱۱۳

شکل (۶-۱۳): جریان تحریک اعمالی به الکتروود (مدارهایی تحریک الکتریکی)..... ۱۱۳

فهرست جداول

صفحه

جدول (۱-۳): مقایسه سطح درک گفتار در دو پروتز مختلف با تعداد کانال‌های فعال متفاوت [۲۲].....	۳۱
جدول (۱-۴): محاسبه‌ی DNL و INL [۵۷].....	۶۷
جدول (۱-۵): اندازه ترانزیستورهای سوئیچ‌های H شکل و مداربایاس آن.....	۸۲
جدول (۲-۵): مشخصات ترانزیستور در تکنولوژی $TSMC180nm$	۸۶
جدول (۳-۵): اندازه ترانزیستورهای مدار آینه جریان با خروجی مقاومت بالا.....	۸۷
جدول (۴-۵): اندازه ترانزیستورهای مبدل دیجیتال به آنالوگ $Thermometer Coded$	۹۴
جدول (۵-۵): اندازه‌ی ترانزیستورهای مدار تغییردهنده‌ی سطح ولتاژ [۵۸].....	۹۹
جدول (۱-۶): نتایج حاصل از شبیه‌سازی مدار تقویت‌کننده‌ی عملیاتی.....	۱۰۲
جدول (۲-۶): نتایج حاصل از شبیه‌سازی خطاهای غیرخطی مبدل دیجیتال به آنالوگ در گوشه‌های مختلف.....	۱۰۷
جدول (۳-۶): نتایج حاصل از شبیه‌سازی مبدل دیجیتال به آنالوگ در فرکانس‌های مختلف.....	۱۰۹
جدول (۴-۶): نتایج حاصل از شبیه‌سازی مبدل دیجیتال به آنالوگ در گوشه‌های مختلف تکنولوژی.....	۱۱۰
جدول (۵-۶): نتایج حاصل از شبیه‌سازی مدار تغییردهنده‌ی سطح ولتاژ.....	۱۱۲
جدول (۶-۶): نتایج حاصل از شبیه‌سازی مدار تحریک الکتریکی نهایی.....	۱۱۶
جدول (۷-۶): نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌های قسمت‌های مختلف مدار تحریک الکتریکی.....	۱۱۶
جدول (۸-۶): مقایسه عملکرد سیستم ارائه شده در این تحقیق با تعدادی از مقاله‌های ارائه شده.....	۱۱۸

مراجع

- [1] World Health Organization, "Deafness and Hearing Loss," World Health Organization. [Online]. Available: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>. [Accessed Sept. 2021].
- [2] F. G. Zeng, S. Rebscher, W. Harrison, X. Sun and H. Feng, "Cochlear Implants: System Design, Integration, and Evaluation," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 1, pp. 115-142, 2008.
- [3] M. H. Khosravi, A. Kouhi, S. Dabiri, P. Borghei, and M. Saeedi, 'Cochlear Implants: An Excursus into the Technologies and Clinical Applications,' An Excursus into Hearing Loss." *InTech*, May. 2018.
- [4] X. -H. Qian et al., "Design and In Vivo Verification of a CMOS Bone-Guided Cochlear Implant Microsystem," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 66, no. 11, pp. 3156-3167, Nov. 2019.
- [5] M. Yip, R. Jin, H. H. Nakajima, K. M. Stankovic and A. P. Chandrakasan, "A Fully-Implantable Cochlear Implant SoC With Piezoelectric Middle-Ear Sensor and Arbitrary Waveform Neural Stimulation," *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 50, no. 1, pp. 214-229, Jan. 2015.
- [6] World Health Organization, "Global costs of unaddressed hearing loss," World Health Organization, Geneva, Switzerland, 2017, [Online] Available: <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/254659/9789241512046-eng.pdf>. [Accessed Dec. 10, 2021].
- [7] G. Stevens, "Global and Regional Hearing Impairment Prevalence: an Analysis of 42 Studies in 29 Countries," *The European Journal of Public Health*, Vol. 23, p.146-152, Feb 2013. [Online series]. doi: 10.1093/eurpub/ckr176.
- [8] A.Córdoba-Aguilar, E. Uhía, and A.C. Rivera," Sperm competition in Odonata (Insecta): the evolution of female sperm storage and rivals' sperm displacement. " *Journal of Zoology*, vol. 261, pp. 381-398, 2003.
- [9] F. H. Bess and L. Humes, *Audiology the fundamentals*, 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health, 2008.
- [10] B. A. Stach, and V. Ramachandran, *Clinical Audiology: an Introduction*. 3rd ed. San Diego: Plural Publishing, 2021. Accessed: Abbreviated month day Year . [online]. doi: 10.1177/019459989210600213
- [11] Morrill, Seth, and David Z Z He. " Apoptosis in inner ear sensory hair cells," *Journal of otology* vol. 12, no. 4, pp. 151-164, Aug. 2017.
- [12] Fettiplace, Robert, and Carole M Hackney. " The sensory and motor roles of auditory hair cells." *Nature reviews. Neuroscience* vol. 7, no. 1, pp. 19-29, Jan. 2006.

-
- [13] Soffron, Cassandra." Music To Our Ears: " *Cochlear Hair Cell Action Upon Human Perception Of Music*," 2018.
 - [14] A.R. Møller," *Hearing: anatomy, physiology, and disorders of the auditory system*. Plural Publishing," 2012.
 - [15] M. J. Derebery, and W. Luxford, *Hearing loss: The otolaryngologist's guide to amplification*. San Diego: Plural Publishing, 2009. Accessed: [online] available: <https://www.pluralpublishing.com/publications/hearing-loss-the-otolaryngologists-guide-to-amplification>.
 - [16] D.S. Haynes, J.A. Young, G.B. Wanna, M.E. Glasscock." Middle ear implantable hearing devices: an overview," *Trends Amplif.* vol. 13, no. 3, pp. 14-206, Sep. 2009.
 - [17] P. C. Loizou, "Mimicking the human ear," *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 15, no. 5, pp. 101-130, Sept. 1998.
 - [18] Miura, Makoto et al. "Analysis of spiral ganglion cell populations in children with normal and pathological ears." *The Annals of otology, rhinology, and laryngology* vol. 111, no. 12, pp.65-1059, Dec. 2002.
 - [19] B. S. Wilson, M. F. Dorman." Cochlear implants: current designs and future possibilities." *J Rehabil Res Dev*, Vol. 45, no. 5, pp. 695-730, 2008.
 - [20] C. Umat and R. A. Tange, *Cochlear Implant Research Updates*. Rijeka, Croatia: Intech, 2012.
 - [21] Schwartz, Marc S et al. "Auditory brainstem implants. Neurotherapeutics," *the journal of the American Society for Experimental NeuroTherapeutics*, vol. 5, no. 1, pp.36-128, Jan, 2008.
 - [22] D. Riss, C. Arnoldner, W. Baumgartner, A. Kaider, J. Hamzavi, " A New Fine Structure Speech Coding Strategy Speech Perception at a Reduced Number of Channels", *Otology & Neuroto logy*, vol. 29, no. 5, pp. 784-788, Sept. 2005. Accessed: july 2023. [online]. doi: 10.1038/s41598-021-89932-8.
 - [23] Medmix, "Cochlear Implant," [Online]. Available: www.medmix.at/altern-mitallen-sinnen/#prettyPhoto. [Accessed: 13-Sep-2018].
 - [24] J. Kiefer , S. Hohl, E. Stürzebecher, T. Pfennigdorff, and W. Gstöettner," Comparison of Speech Recognition with Different Speech Coding Strategies (SPEAK, CIS, and ACE) and Their Relationship to Telemetric Measures of Compound Action Potentials in the Nucleus CI 24M Cochlear Implant System," *Audiology*, vol.40, no.1, p. 32-42, Jun.-Feb. 2001. [online]. doi: 10.3109/00206090109073098.
 - [25] B. S. Wilson , C. C. Finley, D. T. Lawson, R. D. Wolford, D. K. Eddington, and W. M. Rabinowitz, "Better speech recognition with cochlear implants", *Nature*, vol. 352, no.6332, p. 236-238, Jul. 1991. [Online]. doi: 10.1038/352236a0.
 - [26] D Patrick, J.F., P.A. Busby, and P.J. Gibson, "The development of the Nucleus® Freedom™ cochlear implant system", *Trends in amplification*, vol. 10, no. 4, p. 175-200, Dec. 2006. [online] doi: 10.1177/1084713806296386.
 - [27] D. B Koch, M. J. Osberger, P. Segel, D. Kessler, " HiResolution™ and conventional sound processing in the HiResolution™ bionic ear: using appropriate outcome measures to assess speech recognition ability", *Audiology and Neuroto logy*, vol. 9, no. 4: pp. 214-223, jul-aug. 2004. [online] doi: 10.1159/000078391.
 - [28] S. J. Elliott, and C.A. Shera, "The cochlea as a smart structure", *Smart Materials and Structures*, vol. 21, no. 6, pp. 1-23, jun. 2012. [online]. doi: 10.1088/0964-1726/21/6/064001.

-
- [29] M. W. Baker, "A low-power cochlear implant system", Ph.D. dissertation, Electrical Eng. Dept., MIT Univ., Massachusetts, 2007. [online]. available: <https://dspace.mit.edu/bitstream/handle/1721.1/40494/191805528-MIT.pdf?sequence=2&isAllowed=y>.
 - [30] X. -H. Qian et al., "A bone-guided cochlear implant CMOS microsystem preserving acoustic hearing," *2017 Symposium on VLSI Circuits, Kyoto, Japan*, pp. C46-C47, 2017,
 - [31] F. F. Hanzae; M. M. Ahmadi. "Design and Simulation of the Digital Controller Block of a Neural Stimulation Chip for a Brain Implant". *Iranian Journal of Biomedical Engineering*, vol. 12, no. 2, pp. 147-159, Sep. 2018.
 - [32] S. -C. Liu, A. van Schaik, B. A. Minch and T. Delbruck, "Asynchronous Binaural Spatial Audition Sensor With $2 \times 64 \times 4$ Channel Output," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 8, no. 4, pp. 453-464, Aug. 2014.
 - [33] V. N. Tuan and H. -K. Cha, "A standard CMOS neural stimulator IC with high voltage compliant output current driver," *2017 International SoC Design Conference (ISOCC)*, Seoul, Korea (South), pp. 316-317, 2017.
 - [34] T. M. Gwon, C. Kim, S. Shin. et al. "Liquid crystal polymer (LCP)-based neural prosthetic devices," *Biomed. Eng. Lett*, pp. 148–163, Aug 2016.
 - [35] N. Tran et al, "A Complete 256-Electrode Retinal Prosthesis Chip," *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 49, no. 3, pp. 751-765, March 2014.
 - [36] H. Uluşan, A. Muhtaroglu and H. Kulaş, "A Sub-500 μ W Interface Electronics for Bionic Ears," *IEEE Access*, vol. 7, pp. 132140-132152, 2019.
 - [37] A. Abdi, and H. K. Cha, "A bidirectional neural interface CMOS analog front-end IC with embedded isolation switch for implantable devices". *Microelectronics journal*, pp. 70-75, Oct. 2016. 58.
 - [38] D. Jiang, D. Cirmirakis, and A. Demosthenous, "A vestibular prosthesis with highly-isolated parallel multichannel stimulation," *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, vol. 9, no. 1, pp. 124-137, July 2014.
 - [39] Carlson, L. Matthew et al. "Implications of minimizing trauma during conventional cochlear implantation." *Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* vol. 32, no. 6, Aug 2011.
 - [40] R. Obholzer, and W. Gibson, "Cochlear function following implantation with a full electrode array". *Cochlear Implants International*, vol. 12, no. 1, pp. 44-47, Feb 2011.
 - [41] H. Skarzynski et al., "Preservation of cochlear structures and hearing when using the Nucleus Slim Straight (CI422) electrode in children." *The Journal of Laryngology & Otology*, vol. 130, no. 4, pp. 323-339, Apr 016 .
 - [42] Dunn, C. Camille et al. "Benefits of localization and speech perception with multiple noise sources in listeners with a short-electrode cochlear implant." *Journal of the American Academy of Audiology* vol. 21, no. 1, pp. 44-51, Jan 2010.
 - [43] S. Verma, S. S. Naruka and A. Kishore, "Mechanics involved in cochlear implantation," *2015 International Conference on Futuristic Trends on Computational Analysis and Knowledge Management (ABLAZE)*, Greater Noida, India, 2015, pp. 252-255.
 - [44] E. O. Barnes, G. E. M. Lewis, F. Marken, S. E. C. Dale, "Generator-collector double electrode systems: A review", *Analyst*, vol. 137, no. 5, p. 1068-1081, March 2012. [online]. doi: 10.1039/c2an16174e.

-
- [45] C. K. Giardina, Krause ES, Koka K, Fitzpatrick DC. "Impedance Measures During in vitro Cochlear Implantation Predict Array Positioning." *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 65, no. 2, pp. 327-335, Feb. 2018.
 - [46] P. Aebischer, S. Meyer, M. Caversaccio and W. Wimmer, "Intraoperative Impedance-Based Estimation of Cochlear Implant Electrode Array Insertion Depth," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 68, no. 2, pp. 545-555, Feb. 2021.
 - [47] W. Ngamkham, M. N. van Dongen and W. A. Serdijn, "Biphasic stimulator circuit for a wide range of electrode-tissue impedance dedicated to cochlear implants," *2012 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), Seoul, Korea (South)*, pp. 1083-1086, 2012.
 - [48] J. -J. Sit, A. M. Simonson, A. J. Oxenham, M. A. Faltys and R. Sarpeshkar, "A Low-Power Asynchronous Interleaved Sampling Algorithm for Cochlear Implants That Encodes Envelope and Phase Information," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 1, pp. 138-149, Jan. 2007.
 - [49] H. A. Yiğit, H. Uluşan, M. Koç, M. B. Yüksel, S. Chamanian and H. Külâh, "Single Supply PWM Fully Implantable Cochlear Implant Interface Circuit With Active Charge Balancing," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 52642-52653, 2021.
 - [50] B. Wilson, D. Lawson, and M. Zerbi, *Advances in coding strategies for cochlear implants*. Advances in Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 1995. 9: p. 105-129.
 - [51] J. Simpson and M. Ghovanloo, "An Experimental Study of Voltage, Current, and Charge Controlled Stimulation Front-End Circuitry," *2007 IEEE International Symposium on Circuits and Systems, New Orleans, LA, USA*, 2007, pp. 325-328.
 - [52] H. Uluşan, S. Chamanian, B. İlik, A. Muhtaroglu and H. Külâh, "Fully Implantable Cochlear Implant Interface Electronics With 51.2- μ W Front-End Circuit," *IEEE Transactions on Very Large Scale Integration (VLSI) Systems*, vol. 27, no. 7, pp. 1504-1512, July 2019.
 - [53] M. Ghovanloo and K. Najafi, "A compact large Voltage-compliance high output-impedance programmable current source for implantable microstimulators," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, no. 1, pp. 97-105, Jan. 2005.
 - [54] Palomeque-Mangut, David et al. "A Fully Integrated, Power-Efficient, 0.07-2.08 mA, High-Voltage Neural Stimulator in a Standard CMOS Process." *Sensors (Basel, Switzerland)* vol. 22, no. 17, Aug 2022.
 - [55] J. P. Uehlin et al., "A Single-Chip Bidirectional Neural Interface With High-Voltage Stimulation and Adaptive Artifact Cancellation in Standard CMOS," *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 55, no. 7, pp. 1749-1761, July 2020.
 - [56] Z. Luo and M. -D. Ker, "A High-Voltage-Tolerant and Precise Charge-Balanced Neuro-Stimulator in Low Voltage CMOS Process," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 10, no. 6, pp. 1087-1099, Dec. 2016.
 - [57] G. Manganaro, *Advanced Data Converters*, 1st Ed., New York: Cambridge University Press, 2012.
 - [58] S. Kabirpour and M. Jalali, "A Power-Delay and Area Efficient Voltage Level Shifter Based on a Reflected-Output Wilson Current Mirror Level Shifter," *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs*, vol. 67, no. 2, pp. 250-254, Feb. 2020.
 - [59] S. -H. Wang et al., "Design of a Bone-Guided Cochlear Implant Microsystem With Monopolar Biphasic Multiple Stimulations and Evoked Compound Action Potential Acquisition and Its In Vivo Verification," *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 56, no. 10, pp. 3062-3076, Oct. 2021.

- [60] H. A. Yiğit et al., "A Pulse-Width Modulated Cochlear Implant Interface Electronics with 513 μ W Power Consumption," *2019 IEEE/ACM International Symposium on Low Power Electronics and Design (ISLPED)*, Lausanne, Switzerland, pp. 1-5, 2019.
- [61] M. Ghovanloo and K. Najafi, "A Wireless Implantable Multichannel Microstimulating System-on-a-Chip With Modular Architecture," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, no. 3, pp. 449-457, Sept. 2007.
- [62] J. Georgiou and C. Toumazou, "A 126-/spl mu/W cochlear chip for a totally implantable system," *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 40, no. 2, pp. 430-443, Feb. 2005.

Abstract

The human ear is responsible for the balance of the body and hearing. This organ has a frequency range from 20 Hz to 20 kHz, which sometimes may be due to congenital hearing problems and sometimes due to various factors such as old age and some diseases, hearing gradually decreases. And in some cases it is completely lost. For such special cases, a cochlear implant should be used. The cochlear implant allows the sound to be transmitted to the auditory nerve and reach the ear. In this project, we have tried to use the implant system. Let's examine the cochlea completely and put our main focus on the electrical stimulation unit that is placed directly on the cochlea. The electric excitation part includes digital to analog converter circuits, voltage controlled resistance circuit, voltage level changing circuit and matrix circuit of switches directing the excitation current. In this research, it has been tried to check all these circuits completely and with the help of the work done, steps have been taken to provide new combinations and improve the parameters of the mentioned system. Among the performed works, we can mention increasing the current range up to 2.5 milliamperes and the stimulation voltage up to 12.6 volts in order to stimulate high-quality nerve tissues. In this context, digital to analog converter circuit with Thermometer Coded structure has been designed and simulated with specifications of INL, DNL<0.5 LSB as well as SFDR=50.74 dB, SNDR=37.1 dB and ENOB=5.87 Bit. Also, the controlled resistance circuit with DC gain = 43.73dB was designed and the voltage level changing circuit was simulated with a delay of 3.6 nanoseconds. And finally, electrical stimulation documents that include high voltage matrix switches with dynamic bias circuits, along with the circuits mentioned in 180nm CMOS 1.8 V technology, have been designed and simulated. The most important parameter of the final system, i.e. the power consumption of 1.23 milliwatts, has been measured.

Key words: Cochlear implantation system, electrical stimulation circuit, current-conducting digital-to-analog converter circuit, voltage level changer, matrix switch, electrode, cochlear, low-voltage technology, Monte Carlo analysis.



**Amirkabir University of Technology
(Tehran Polytechnic)**

Department of Electrical and Engineering

**MSc Thesis
(Electronics – Integrated Circuits)**

Design of Electrical Stimulation Circuit in Cochlear Implant

**By
Askandar Nikzad**

**First Supervisor
Dr. Mohammad Yavari**

**Second Supervisor
Mr. Amir Kashi**

January 2024