Amirkabir University of Technology
(Tehran Polytechnic)

Electrical Engineering Department

Bachelor of Science Thesis

Design and Simulation of an Instrumentation Amplifier for ECG Recording amplifiers

By
Mahsa Ramezanpour

Supervisor
Dr. Mohammad Yavari

October 2020

دانشگاه صنعتی امیرکبیر
(پلی تکنیک تهران)
دانشکده برق

پایان‌نامه کارشناسی
گرایش الکترونیک

طراحی و شبیه‌سازی تقویت‌کننده ابزار دقیق برای ثبت سیگنال ضربان قلب (ECG)

نگارش
مهسا رمضان پور

استاد راهنما
دکتر محمد یاوری

مهر ۹۹

بسم الله الرحمن الرحیم

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

در این صفحه (هر سه مقطع تحصیلی) باید فرم ارزیابی یا تایید و تصویب پایان‌نامه/رساله موسوم به فرم کمیته دفاع برای ارشد و دکترا و فرم تصویب برای کارشناسی، موجود در پرونده آموزشی را قرار دهند.

نکات مهم:

- ✓ نگارش پایان نامه/رسـاله باید به زبان فارسی و بر اساس آخرین نسخه دستورالعمل و راهنمای تدوین پایان نامه های دانشگاه صنعتی امیرکبیر باشد.(دستورالعمل و راهنمای حاضر)
- ✓ رنگ جلد پایان نامه چاپی، کارشناسی ارشد و رساله دکترا باید به ترتیب، "طوسی" و "سفید" رنگ و اطلاعات مندرج " زرکوب" باشد.
- ✓ چاپ و صحافی پایان نامه/رساله بصورت پشت و رو(دورو) بلامانع است و انجام آن توصیه می شود.

درصورتی که یک عنوان پایان‌نامه دارای دو نویسنده است، فقط یکبار فایل و فرم اطلاعات آن با ذکر هر دو نویسنده بارگذاری و تکمیل گردد.

به نام خدا

تعهدنامه اصالت اثر

دانشگاه صنعتی امیرکبیر
(پلی تکنیک تهران)

اینجانب **مهسا رمضان پور** 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.

مهسا رمضان پور

امضا

تقدیم به

پدر و مادر و همسر عزیزم

به‌خاطر حمایت‌ها و محبت‌های بی‌پایانشان.

قدردانی

با سپاس فراوان از زحمات استاد گرانقدر **جناب آقای دکتر یاوری** که در تمامی مراحل انجام این پروژه مرا یاری نموده و بدون راهنمایی های ایشان انجام این پروژه امکان پذیر نبود. از خداوند منّان موفقیت را، در تمامی مراحل زندگی برای ایشان خواستارم.

چکیده

با پیشرفت علم الکترونیک و ورود آن به حوزه پزشکی، تحولی در این حوزه ایجاد شده‌است. با توجه به اهمیت موضوع سلامتی و از آنجا که بیماری‌های قلبی، یکی از اصلی‌ترین علت مرگ‌ومیر در جهان می-باشد، تا کنون کارهای بسیار زیادی برای تشخیص زودهنگام و بررسی این بیماری‌ها انجام شده است. با توجه به دامنه‌ی بسیار کم سیگنال‌های قلبی، وجود یک تقویت‌کننده با بهره‌ی مناسب ضروری می‌باشد. این تقویت‌کننده که ابزاردقیق نام دارد، وظیفه‌ی ایجاد بهره‌ی مناسب در فرکانس کاری سیگنال‌های قلبی را بر عهده دارد و قسمت مهمی از سیستم های الکتروکاردیاگرافی را تشکیل می‌دهد.

در این پروژه به طراحی تقویت‌کننده ای مناسب برای این منظور، پرداخته شده است. بعد از انتخاب یک مدار پایه‌ی مناسب که از خانواده‌ی مدارهای کسکود تاشده می‌باشد، تلاش شده‌است تا با اعمال تغییرات مناسب در این مدار، پارامتر هدایت انتقالی کلی را افزایش داده و در نتیجه عملکرد مدار بهبود یابد. این نتیجه با اضافه کردن ترانزیستورهایی به مدار اولیه و الهام گرفتن از ایده cross coupling و اعمال آن روی قسمت بالایی مدار بدست می‌آید. سپس به طراحی و در انتها به شبیه‌سازی این تقویت‌کننده بدست آمده می‌پردازیم. طراحی به گونه‌ای انجام شده تا تقویت‌کننده، دارای مشخصات مناسب برای ثبت سیگنال‌های قلبی باشد.

در این راستا مداری طراحی شده‌است که توان مصرفی ۱۵۵ نانووات دارد. این توان مصرفی پایین، به طولانی‌تر شدن عمر باتری مورد استفاده منجر خواهد شد که در موارد مصرفی پوشیدنی و همچنین استفاده طولانی مدت و مداوم برای ثبت سیگنال‌های قلبی بسیار حائز اهمیت می‌باشد. پهنای باند تقویت‌کننده ۰/۴ هرتز تا ۲۶۰ هرتز که مناسب فرکانس کاری سیگنال های قلبی می‌باشد، طراحی و در شبیه‌سازی دیده شد. همچنین این تقویت‌کننده دارای بهره‌ی حلقه بسته‌ی ۳۶ دسی‌بل در پهنای باند مذکور می‌باشد که با توجه به دامنه‌ی سیگنال‌های قلبی، این مقدار بهره میزان قابل قبولی برای داشتن خروجی مناسب می‌باشد. مقدار CMRR و PSRR این تقویت کننده نیز به ترتیب، ۸۷ دسی‌بل و ۷۴ دسی‌بل می‌باشد که به خوبی می‌تواند سیگنال‌های مدمشترک ورودی و اعمالی به منبع تغذیه را حذف کند. در انتها مقدار THD برابر با ۰/۵ درصد بدست آمد که نشان‌دهنده نسبت کوچک مقدار موثر هارمونیک‌های غیراصلی به هامونیک اصلی می-باشد.

کلمات کلیدی: تقویت‌کننده ابزار دقیق، سیگنال قلبی، الکتروکاردیاگرافی، کسکود تاشده، کسکود تاشده بهبود یافته، کم توان، cross-coupling

عنوان

فهرست مطالب

صفحه

فصل اول مقدمه ۱
۱-۱- انگیزش و اهمیت موضوع ۲
۱-۲- مسئله مورد بررسی ۲
۱-۳- ساختار پایان نامه ۳
فصل دوم تعریف پارامترها و بررسی چند ساختار بکار گرفته شده ۴
۲-۱- مفاهیم و کاربردهای الکترونیک در حوزه های پزشکی ۵
۲-۱-۱- سیگنال های بیوالکتریکی بدن ۵
۲-۱-۲- مدار کلی Front-End ۷
۲-۲- کمیت نویز ۸
۲-۲-۱- انواع نویز ۸
۲-۲-۲- روش های موجود برای کاهش نویز ۱۰
۲-۳- ساختارهای حلقه بسته موجود ۱۲
۲-۴- بایاس ترازیستورهای مدار در ناحیه زیر آستانه ۱۳
۲-۴-۱- رابطه جریان درین در ناحیه زیر آستانه ۱۴
۲-۵- بررسی کارهای انجام شده در زمینه طراحی مدارهای ECG ۱۵
۲-۵-۱- بررسی مقاله اول ۱۶
۲-۵-۲- بررسی مقاله دوم ۲۰
۲-۵-۳- بررسی مقاله سوم ۲۴
۲-۶- مدارات کسکود تا شده و نسخه های بهبودیافته آن ۲۶
۲-۶-۱- مدار کسکود تا شده ۲۶
۲-۶-۳- کسکود تاشده بازیافتکننده بهبودیافته ۲۹
۲-۶-۴- کسکود تاشده بازیافتکننده بهبود یافته دوبل ۳۰

فصل سوم تعریف مدار پروژه و ارائه روشی برای افزایش G_m مدار ۳۲
۳-۱- مدار استفاده شده برای پیاده سازی ایده پروژه ۳۳
۳-۲- ایده اصلی پروژه ۳۷
۳-۲-۱- ساختار الهام گرفته از IRFC ۳۷
۳-۲-۲- ساختار الهام گرفته از DRFC ۳۸
۳-۲-۳- ساختار الهام گرفته از Cross Coupling ۴۰
فصل چهارم نتایج عملی و شبیه سازی ۴۸
۴-۱- توضیحات مربوط به شبیه سازی انجام شده ۴۹
۴-۲- نتایج نهایی شبیه سازی انجام شده ۵۱
۴-۳- جمع بندی و نتیجهگیری و پیشنهادها برای ادامهی کار ۵۸
۴-۳-۱- جمع بندی ۵۸
۴-۳-۲- پیشنهادهایی برای ادامه کار ۵۹
منابع و مراجع ۶۰

عنوان

فهرست اشکال

صفحه

شکل (۲-۱) شکل موج ضربان قلب انسان [۲] ۶
شکل (۲-۲) ساختار کلی یک مدار Front-End [۳] ۷
شکل (۲-۳) مدل نویز حرارتی ترانزیستور ماسفت[۴] ۹
شکل (۲-۴) ساختار کلی مدولاسیون چاپر [۵] ۱۰
شکل (۲-۵) ساختار فیدبک خازنی استفاده شده در مدارات زیستی [۵] ۱۳
شکل (۲-۶) نمودار جریان درین برحسب ولتاژ درین-سورس برای ناحیه زیرآستانه [۹] ۱۴
شکل (۲-۷) نمودار نشاندهنده نحوه تغییرات g_m/I_d نسبت به ولتاژ گیتسورس [۹] ۱۵
شکل (۲-۸) ساختار بازیافت جریان طراحی شده برای تقویت سیگنال قلبی [۶] ۱۶
شکل (۲-۹) ساختار اینورتری بکاررفته برای افزایش G_m نهایی [۶] ۱۷
شکل (۲-۱۰) طبقه خروجی کلاس AB و مدار راه انداز آن [۶] ۱۷
شکل (۲-۱۱) ادغام شاخه راهانداز طبقه خروجی مدار با طبقه ورودی [۶] ۱۸
شکل (۲-۱۲) ساختار اینورتری بکار رفته بصورت خود-بایاس [۴] ۲۱
شکل (۲-۱۳) سوار شدن بلوکهای اصلی برروی یکدیگر [۴] ۲۲
شکل (۲-۱۴) نسخه کاملا تفاضلی بلوک های سوار شده برهم [۴] ۲۳
شکل (۲-۱۵) بکارگیری مقاومت تباهیده در سورس ترانزیستور [۱۰] ۲۴
شکل (۲-۱۶) بکارگیری ایده سورس تباهیده برای افزایش G_m ترانزیستورها [۱۰] ۲۵
شکل (۲-۱۷) مدار کسکود تاشده عادی[۱۱] ۲۷
شکل (۲-۱۸) مدار کسکود تاشده بازیافتکننده [۱۱] ۲۸
شکل (۲-۱۹) مدار کسکود تاشده بازیافتکننده بهبود یافته [۱۱] ۲۹
شکل (۲-۲۰) مدار کسکود تاشده بازیافتکننده بهبود یافته دوبل [۱۱] ۳۱
شکل (۳-۱) مدار اصلی کسکود تاشده بکاررفته در پروژه [۱۴] ۳۳
شکل (۳-۲) مدار اصلی کسکود تاشده به همراه ایده الهام گرفته از IRFC ۳۷
شکل (۳-۳) مدار اصلی کسکود تاشده به همراه ایده الهام گرفته از DRFC ۳۹
شکل (۳-۴) مدار اصلی کسکود تاشده به همراه ایده الهام گرفته از تکنیک Cross-Coupling ۴۰
شکل (۴-۱) ساختار فیدبک خازنی بکاررفته در این پروژه [۵] ۴۹
شکل (۴-۲) نمودار پاسخ فرکانسی بهره تفاضلی مدار شبیه سازی شده ۵۲
شکل (۴-۳) نمودار پاسخ فرکانسی بهره مد-مشترک مدار شبیه سازی شده ۵۲
شکل (۴-۴) نمودار نویز ارجاع داده شده به ورودی مدار شبیه سازی شده ۵۳
شکل (۴-۵) اعوجاج هارمونیکی کل ۵۵

شکل (۴-۶) هیستوگرام آنالیز montecarlo بهره تفاضلی ۵۶
شکل (۴-۷) هیستوگرام آنالیز montecarlo برای کمیت CMRR..... ۵۶
شکل (۴-۸) هیستوگرام آنالیز montecarlo برای کمیت PSRR ۵۷

عنوان

فهرست جداول

صفحه

جدول (۲-۱) محدوده دامنه و فرکانس کاری سیگنالهای زیستی[۱] ۶
جدول (۲-۲) مشخصات گزارش شده برای مدار استفاده مجدد از جریان[۶] ۲۰
جدول (۲-۳) مشخصات گزارش شده برای مدار Stacking [۴]..... ۲۴
جدول (۴-۲) ابعاد ترانزیستورهای مدار شبیه سازی شده ۵۱
جدول (۴-۲) مشخصات مدار شبیه سازی شده پروژه..... ۵۷

منابع و مراجع

[۱] Das, Devarshi Mrinal, et al. "A noise-power-area optimized novel programmable gain and bandwidth instrumentation amplifier for biomedical applications." *2017 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*. IEEE, 2017.

[۲] Hsu, Yu-Pin, Zemin Liu, and Mona M. Hella. "A 1.8$\mu $ W− 65 dB THD ECG Acquisition Front-End IC Using a Bandpass Instrumentation Amplifier With Class-AB Output Configuration." *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs* 65.12 (2018): 1859-1863.

[۳] Razavi, Behzad. *Design of analog CMOS integrated circuits*. Tata McGraw-Hill Education, 2002.

[۴] Mondal, Somok, and Drew A. Hall. "A 13.9-nA ECG Amplifier Achieving 0.86/0.99 NEF/PEF Using AC-Coupled OTA-Stacking." *IEEE Journal of Solid-State Circuits* 55.2 (2019): 414-425.

[۵] Zhang, Jie, et al. "A low-noise, low-power amplifier with current-reused OTA for ECG recordings." *IEEE transactions on biomedical circuits and systems* 12.3 (2018): 700-708.

[۶] Zhao, Yang, Zhongxia Shang, and Yong Lian. "A 2.55 NEF 76 dB CMRR DC-Coupled Fully Differential Difference Amplifier Based Analog Front End for Wearable Biomedical Sensors." *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* 13.5 (2019): 918-926.

[۷] R. R. Harrison and C. Charles, “A low-power low-noise CMOS amplifier for neural recording applications,” *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 38, no. 6, pp. 958–965, Jun. 2003

[۸] Eldeeb, Mohammed A., et al. "Low-voltage subthreshold CMOS current mode circuits: Design and applications." *AEU-International Journal of Electronics and Communications* 82 (2017): 251-264.

[۹] Mondal, Somok, and Drew A. Hall. "An ECG chopper amplifier achieving 0.92 NEF and 0.85 PEF with AC-coupled inverter-stacking for noise efficiency enhancement." *2017 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*. IEEE, 2017.

[۱۰] Zourob, Saddam, et al. "Increasing signal to noise ratio and minimizing artefacts in biomedical instrumentation systems." *Analog Integrated Circuits and Signal Processing* 95.3 (2018): 403-408.

[۱۱] Yan, Zushu, Pui-In Mak, and R. P. Martins. "Double recycling technique for folded-cascode OTA." *Analog integrated circuits and signal processing* 71.1 (2012): 137-141.

[۱۲] Yavari, M. "Single-stage class AB operational amplifier for SC circuits." *Electronics letters* 46.14 (2010): 977-979.

[۱۳] Ghaemnia, Afifeh, and Omid Hashemipour. "An ultra-low power high gain CMOS OTA for biomedical applications." *Analog Integrated Circuits and Signal Processing* 99.3 (2019): 529-537.

[۱۴] M. Yavari and T. Moosazadeh, “A single-stage operational amplifier with enhanced transconductance and slew rate for switched-capacitor circuits,” *Analog Integrated Circuits and Signal Processing*, vol. 79, no. 3, pp. 589–598, Feb. 2014.

Amirkabir University of Technology
(Tehran Polytechnic)

Electrical Engineering Department

Bachelor of Science Thesis

Design and Simulation of an Instrumentation Amplifier for ECG Recording amplifiers

By
Mahsa Ramezanpour

Supervisor
Dr. Mohammad Yavari

October 2020