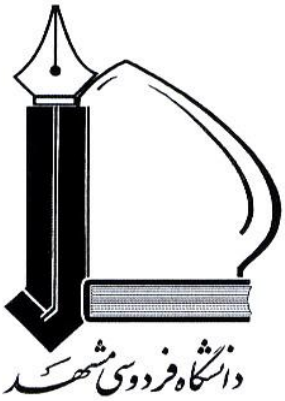


پایان‌نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

مهندسی برق-الکترونیک

تقویت‌کننده سیگنال‌های عصبی با نویز و توان مصرفی کم و پهنای‌باند قابل‌تنظیم

نگارش

مریم بذرگری

استادراهنما

دکتر میمندی‌نژاد

بهمن ۱۳۹۱

اصالت اثر

اینجانب **مریم بذرگری** تایید می‌نمایم مطالب مندرج در این پایان‌نامه حاصل کار پژوهشی اینجانب بوده و در صورت استفاده موردی از دست‌آوردهای پژوهش دیگران مطابق مقررات به آنها ارجاع شده‌است. این پایان‌نامه قبلا برای احراز هیچ مدرکی، هم‌سطح یا بالاتر ارائه نشده‌است.

امضاء دانشجو

مریم بذرگری تاریخ

چکیده:

در این پایان‌نامه، یک تقویت‌کننده سیگنال‌های عصبی با نویز و توان مصرفی کم که قابلیت تنظیم فرکانس قطع بالا و پایین پاسخ فرکانسی AC را در گوشه‌های مختلف پروسه دارا می‌باشد، طراحی شده‌است. این تقویت‌کننده می‌بایست کمترین توان مصرفی را در بین موارد مشابه دارا باشد؛ از این رو مدار را در ناحیه زیرآستانه بایاس می‌کنیم. محدوده فرکانسی سیگنال‌های عصبی 0.5-100Hz است؛بنابراین تقویت‌کننده، از نوع فرکانس پایین محسوب می‌شود و چون نویز غالب در فرکانس‌های کم، فلیکر است باید روش‌هایی در طراحی مدار بکار برده‌شود تا بر این نویز غلبه شود. نویز ورودی ملاکی برای مقایسه مدارهای مختلف است. با توجه به توضیحات داده‌شده، توان مصرفی مدار 8.94nW و نویز ورودی آن7.75μv اندازه‌گیری شده‌است. تقویت‌کننده مذکور را در گوشه‌های مختلف پروسه شبیه‌سازی نموده و دریافتیم که پهنای باند آن در این گوشه‌ها، متمایز از یکدیگر است؛ از این رو از دو مدار جداگانه، یکی در ورودی تقویت‌کننده و دیگری در خروجی آن برای تنظیم فرکانس‌های قطع پایین و بالای پاسخ فرکانسی استفاده کردیم. بر خلاف موارد مشابه که از مدارهای دیجیتال برای تنظیم فرکانس‌های قطع استفاده‌کرده‌اند، ما از ترانزیستورهای آنالوگ برای این منظور بهره برده‌ایم.

بسمه تعالی

مشخصات رساله/پایان نامه تحصیلی دانشجویان

دانشگاه فردوسی مشهد

عنوان رساله/پایان نامه: تقویت‌کننده سیگنال‌های عصبی با نویز و توان کم و پهنای باند قابل تنظیم

نام نویسنده: مریم بذرگری

نام استاد(ان) راهنما: دکتر محمد میمندی‌نژاد

نام استاد(ان) مشاور:

دانشکده: مهندسی	**گروه:برق**	**رشته تحصیلی: الکترونیک**
تاریخ تصویب: ۱۳۹۱/۱۱/۵		**تاریخ دفاع:۱۳۹۱/۱۱/۵**
مقطع تحصیلی: کارشناسی ارشد ● دکتری ○		**تعداد صفحات: ۸۸**

چکیده رساله/پایان نامه :

در این پایان‌نامه، یک تقویت‌کننده سیگنال‌های عصبی با نویز و توان مصرفی کم که قابلیت تنظیم فرکانس قطع بالا و پایین پاسخ فرکانسی AC را در گوشه‌های مختلف پروسه دارا می‌باشد، طراحی شده‌است. این تقویت‌کننده می‌بایست کمترین توان مصرفی را در بین موارد مشابه دارا باشد؛ از این رو مدار را در ناحیه زیرآستانه بایاس می‌کنیم. محدوده فرکانسی سیگنال‌های عصبی 0.5-100Hz است؛بنابراین تقویت‌کننده، از نوع فرکانس پایین محسوب می‌شود و چون نویز غالب در فرکانس‌های کم، فلیکر است باید روش‌هایی در طراحی مدار بکار برده‌شود تا بر این نویز غلبه شود. نویز خروجی را بر مجذورگین تقویت‌کننده تقسیم کرده و به نویز ورودی تبدیل می‌کنیم. تا ملاکی برای مقایسه با موارد مشابه باشد. با توجه به توضیحات داده‌شده، توان مصرفی مدار 8.94nW و نویز ورودی آن7.75μv اندازه‌گیری شده‌است. تقویت‌کننده مذکور را در گوشه‌های مختلف پروسه شبیه‌سازی نموده و دریافتیم که پهنای باند آن در این گوشه‌ها، متمایز از یکدیگر است؛ از این رو از دو مدار جداگانه، یکی در ورودی تقویت‌کننده و دیگری در خروجی آن برای تنظیم فرکانس‌های قطع پایین و بالای پاسخ فرکانسی استفاده کردیم. بر خلاف موارد مشابه که از مدارهای دیجیتال برای تنظیم فرکانس‌های قطع استفاده‌کرده‌اند، ما از ترانزیستورهای آنالوگ برای این منظور بهره برده‌ایم.

کلید واژه:

۱. توان کم

۲. نویز کم

۳. پهنای باند قابل تنظیم

۴. تقویت‌کننده سیگنال‌های عصبی

امضای استاد راهنما:

تاریخ:

مقدمه ۱

فصل۱:سیگنال‌های زیستی ۲

۱.۱معرفی سیگنال‌های زیستی و ویژگی‌های آنها ۳

۱.۱.۱Electrocardiogram ۴

۱.۱.۲Electromyography ۵

۱.۱.۳Electroencephalography ۵

۲.۱ویژگی‌های تقویت‌کننده‌های سیگنال‌های زیستی ۶

۳.۱نتیجه‌گیری ۷

فصل۲:نویز،توان‌مصرفی و تقابل آنها ۸

۱.۲مفهوم نویز ۹

۲.۲انواع نویز ۱۰

۱.۲.۲نویز گرمایی ۱۰

۲.۲.۲نویز شات ۱۳

۳.۲.۲نویز فلیکر ۱۳

۴.۲.۲نویز تولید و باز ترکیب ۱۵

۳.۲پهنای باند فرکانسی ۱۵

۴.۲نویز ترانزیستورهای MOSFET ۱۶

۵.۲روش محاسبه نویز درمدار ۱۷

۶.۲توان‌مصرفی و راه‌های کاهش آن ۱۹

۱.۶.۲اعمال ورودی به بدنه ترانزیستور ۱۹

۲.۶.۲گیت شناور ۲۱

۳.۶.۲تزریق جریان به بدنه ترانزیستور..... ۲۲

۴.۶.۲بایاس در ناحیه sub threshold..... ۲۳

۷.۲تقابل نویز و توان‌مصرفی..... ۲۵

۸.۲نتیجه‌گیری..... ۲۶

فصل۳:بررسی فعالیت‌های انجام‌شده در زمینه طراحی تقویت‌کننده با نویز و توان مصرفی کم ۲۷

۱.۳ذکر برخی فعالیت‌های انجام‌شده در این زمینه..... ۲۸

۲.۳نتیجه‌گیری..... ۵۳

فصل۴:طراحی‌تقویت‌کننده سیگنال‌های عصبی با نویز وتوان‌مصرفی‌کم‌وپهنای باند قابل‌تنظیم ۵۴

۱.۴معرفی‌ساختار تقویت‌کننده..... ۵۵

۲.۴معرفی‌اجزاءمدارتقویت‌کننده وویژگی‌های‌آنها..... ۵۵

۱.۲.۴pre-amplifier..... ۵۶

۲.۲.۴فیلترمیان‌گذر..... ۶۴

۳.۲.۴تنظیم‌کننده‌فرکانس‌قطع‌پایین..... ۶۵

۴.۲.۴مداردرین‌مشترک(CD)..... ۷۱

۳.۴پارامترهای حاصل از تقویت‌کننده..... ۷۵

۴.۴نتیجه‌گیری..... ۷۸

فصل۵:نتیجه گیری وپیشنهاد ۷۹

مراجع ۸۱

فهرست جداول

شماره	عنوان	صفحه
۳-۱-۱	پارامترهای تقویت‌کننده	۳۰
۳-۱-۲	پارامترهای تقویت‌کننده تک‌طبقه	۳۴
۳-۱-۳	پارامترهای تقویت‌کننده دو طبقه	۳۴
۳-۱-۴	پارامترهای تقویت‌کننده طراحی‌شده	۳۷
۳-۱-۵	پارامترهای تقویت‌کننده طراحی‌شده	۴۰
۳-۱-۶	پارامترهای تقویت‌کننده طراحی‌شده	۴۳
۳-۱-۷	پارامترهای تقویت‌کننده طراحی‌شده	۴۵
۳-۱-۸	پارامترهای تقویت‌کننده طراحی‌شده	۴۹
۳-۱-۹	پارامترهای تقویت‌کننده طراحی‌شده	۵۳
۴-۲-۱-۱-۱	ولتاژ گیت-سورس و ولتاژ آستانه ترانزیستورهای شکل (۴-۲-۱-۳)	۵۹
۴-۲-۱-۱-۲	جریان بایاس ترانزیستورها و توان مصرفی مدار	۶۰
۴-۲-۱-۲-۱	مقادیر W، L و g_m ترانزیستورهای طبقه اول	۶۱
۴-۲-۱-۳-۱	گزارش چند NEF	۶۲
۴-۲-۱-۵-۱	مقادیر A_c، A_d و CMRR	۶۳
۴-۲-۱-۱	پارامترهای حاصل از تقویت‌کننده شکل (۴-۲-۱-۳)	۶۴
۴-۲-۳-۱	مقایسه V_{tune} شکل (۴-۲-۳-۳) و شکل (۴-۲-۳-۵)	۷۰
۴-۲-۴-۱	مقایسه g_m، $1/r_{ds}$ و $1/R_L$ در گوشه‌های مختلف پروسه	۷۳
۴-۲-۴-۲	مقادیر فرکانس قطع بالای تقویت‌کننده در دو حالت حضور یا عدم حضور طبقه CD	۷۵
۴-۳-۱	پارامترهای حاصل از تقویت‌کننده	۷۷
۴-۳-۲	مقایسه تقویت‌کننده مذکور با موارد مشابه	۷۸

فهرست اشکال

شماره	عنوان	صفحه
۱-۱-۱	محدوده فرکانسی و دامنه چند سیگنال bio-potential	۴
۱-۱-۱-۲	دوقطبی و میدان الکتریکی حاصل از آن برای مدل‌کردن ضربان قلب	۵
۱-۱-۲	مفهوم نویز	۹
۱-۱-۲-۲	منبع نویز گرمایی مقاومت، سری با مقاومت ایده‌آل	۱۱
۲-۱-۲-۲	منبع نویز گرمایی مقاومت، موازی با مقاومت ایده‌آل	۱۱
۱-۳-۲-۲	مفهوم فرکانس گوشه نویز فلیکر	۱۴
۱-۳-۲	پهنای باند فرکانسی	۱۵
۱-۴-۲	نویز گرمایی در MOSFET	۱۶
۱-۵-۲	منابع نویز در مدار	۱۸
۲-۵-۲	(a) طبقه سورس مشترک، (b) مدار معادل	۱۸
۱-۱-۶-۲	جریان درین ترانزیستور تحت بایاس بدنه و بایاس گیت	۲۰
۲-۱-۶-۲	اعمال ورودی به بدنه	۲۰
۱-۲-۶-۲	MOSFET با گیت شناور (a) ایده‌آل، (b) عملی	۲۱
۱-۳-۶-۲	تزریق جریان به بدنه ترانزیستور	۲۲
۲-۳-۶-۲	اثر تزریق جریان به بدنه ترانزیستور	۲۳
۱-۱-۳	تقویت‌کننده folded- cascade	۲۸
۲-۱-۳	ساختار تقویت‌کننده	۲۹
۳-۱-۳	تابع انتقال تقویت‌کننده در گوشه‌های پروسه	۳۰
۴-۱-۳	بلوک دیاگرام تقویت‌کننده	۳۱
۵-۱-۳	تقویت‌کننده تمام تفاضلی تک طبقه	۳۲
۶-۱-۳	تقویت‌کننده تمام تفاضلی دو طبقه	۳۳
۷-۱-۳	مقایسه نویز ورودی در تکنولوژی‌های مختلف	۳۴

۳-۱-۸ ساختار تقویت‌کننده با نویز و توان مصرفی کم ۳۵

۳-۱-۹ ساختار pre-amplifier ۳۵

۳-۱-۱۰ بافر درین مشترک بایاس‌شده در ناحیه sub threshold ۳۶

۳-۱-۱۱ LPF با نویز و توان مصرفی کم ۳۷

۳-۱-۱۲ ساختار تقویت‌کننده ۳۸

۳-۱-۱۳ مدار طبقه گین بایاس‌شده در ناحیه sub threshold با ورودی تفاضلی و خروجی تک‌سر و جبران‌سازی فرکانسی میلر ۳۸

۳-۱-۱۴ بافر خروجی کلاس AB با امپدانس کم خروجی ۳۹

۳-۱-۱۵ ساختار تقویت‌کننده سیگنال‌های عصبی ۴۰

۳-۱-۱۶ ساختار اصلی تقویت‌کننده به همراه جزئیات ۴۱

۳-۱-۱۷ تقویت‌کننده سیگنال‌های عصبی با نویز و توان مصرفی کم ۴۴

۳-۱-۱۸ ساختار تقویت‌کننده ۴۶

۳-۱-۱۹ تقویت‌کننده OTA ۴۷

۳-۱-۲۰ مدار CMFB ۴۸

۳-۱-۲۱ پاسخ فرکانسی تقویت‌کننده در گوشه‌های مختلف پروسه ۴۸

۳-۱-۲۲ ساختار تقویت‌کننده ۵۰

۳-۱-۲۳ ساختار pre-amplifier ۵۱

۳-۱-۲۴ ساختار BPF ۵۱

۳-۱-۲۵ ساختار OTA ۵۲

۳-۱-۲۶ دو طبقه شیفت‌دهنده ولتاژ و بافر خروجی ۵۳

۴-۱-۱ ساختار تقویت‌کننده ۵۵

۴-۱-۲-۱ ساختار دو طبقه pre-amplifier ۵۶

۴-۱-۲-۲ ساختار پیشنهادی pre-amplifier دو طبقه با منابع ولتاژ ایده‌آل ۵۷

۴-۱-۲-۳ ساختار pre-amplifier با منابع ولتاژ ساخته‌شده ۵۸

۴-۱-۲-۱-۶-۱ پاسخ فرکانسی و فاز ۶۳

۴-۲-۲-۱ ساختار فیلتر میان‌گذر ۶۵
۴-۲-۳-۱ پاسخ فرکانسی تقویت‌کننده در گوشه‌های پروسه ۶۶
۴-۲-۳-۲ تقویت‌کننده سیگنال‌های عصبی با نویز و توان مصرفی کم ۶۶
۴-۲-۳-۳ مدار تنظیم‌کننده فرکانس قطع پایین ۶۷
۴-۲-۳-۴ رابطه V_{tune} و فرکانس قطع پایین ۶۷
۴-۲-۳-۵ مدار پیشنهادی تنظیم‌کننده فرکانس قطع پایین ۶۸
۴-۲-۳-۶ رابطه V_{tune} با W/L ۶۹
۴-۲-۳-۷ فرکانس قطع پایین مدار تنظیم‌کننده فرکانس قطع ۷۰
۴-۲-۴-۱ فرکانس قطع بالای تقویت‌کننده در گوشه‌های پروسه ۷۱
۴-۲-۴-۲ ساختار ترانزیستور درین مشترک ۷۲
۴-۲-۴-۳ رابطه فرکانس قطع بالا با جریان درین ترانزیستور درین مشترک ۷۲
۴-۲-۴-۴ مدار پیشنهادی ترانزیستور درین مشترک برای تنظیم فرکانس قطع بالا ۷۴
۴-۲-۴-۵ فرکانس قطع بالای تقویت‌کننده در گوشه‌های مختلف پروسه در حضور طبقه CD ۷۴
۴-۳-۱ پاسخ فرکانسی تقویت‌کننده در گوشه‌های پروسه بدون استفاده از مدارهای تنظیم‌کننده فرکانس قطع ۷۶
۴-۳-۲ پاسخ فرکانسی تقویت‌کننده در گوشه‌های پروسه با استفاده از مدارهای تنظیم‌کننده فرکانس قطع ۷۶
۴-۳-۳ پاسخ تقویت‌کننده به ورودی پالس ۷۷

مقدمه

یک تقویت‌کننده وسیله‌ای است برای افزایش توان یک سیگنال با استفاده از منبع انرژی خارجی. در یک تقویت‌کننده الکترونیکی سیگنال ورودی معمولا بصورت ولتاژ یا جریان است. تقویت‌کننده‌ها به انواع مختلف بر حسب محدوده فرکانسی یا مداراتی که در آنها از تقویت‌کننده‌ها استفاده می‌شود، تقسیم می‌شوند. تقویت‌کننده‌های ایده‌آل معمولا توان سیگنال ورودی را افزایش می‌دهند بدون آنکه عامل ناخواسته‌ای بر آنها اثر کند اما در عمل, اعوجاج و نویز بصورت ناخواسته به سیگنال اضافه می‌شوند.

پهنای باند یکی از ویژگی‌های تقویت‌کننده است که به هنگام استفاده ازتقویت‌کننده باید به آن توجه شود. پهنای باند یک تقویت‌کننده محدوده فرکانسی است که در آن عملکرد تقویت‌کننده رضایت‌بخش است و سیگنال دریافتی تضعیف نمی‌شود. به بیان دقیق‌تر پهنای باند حدفاصل دو فرکانس است که در آنها توان سیگنال نصف و یا بهره، $\sqrt{2}/2$ مقدار بیشینه می‌شود.

نویز یک سیگنال ناخواسته و نامطلوبی است که محصول ادوات الکترونی و اجزاء آن است. برای بیان تاثیر نویز بر روی سیگنال از پارامتری به نام نویز فیگر یا نویز فکتور استفاده می‌شود که مقایسه ای بین سیگنال ورودی و نویز است.

توان مصرفی یکی دیگر از پارامترهای مهم تقویت‌کننده‌های الکترونیکی است. چون اغلب این مدارها با استفاده از باطری کار می‌کنند، کاهش توان مصرفی منجر به افزایش طول عمر باطری و کاهش سایز chip بخاطراستفاده از باطری کوچکتر می‌شود.

فصل ۱

سیگنال‌های زیستی

در این فصل تلاش برآن است تا خواننده را با انواع سیگنال‌های زیستی و وتقویت کننده‌های آنها آشنا کنیم. به این منظور ابتدا محدوده فرکانسی و دامنه آنها را در شکلی نشان داده و سپس ویژگی‌های تقویت‌کننده‌های آنها را بیان می‌کنیم. بعلت تشابه این سیگنال‌ها، تقویت‌کننده‌های آنها نیز دارای ویژگی‌های مشابهی هستند.

۱.۱.معرفی سیگنال‌های زیستی و ویژگی‌های آنها:

تقویت‌کننده‌ها بلوک اصلی یک سیستم اندازه‌گیزی سیگنال‌های زیستی هستند. اغلب این اندازه‌گیری‌ها، شامل ولتاژهایی با دامنه کم یا امپدانس بالا و یا هردو می‌باشند. با توجه به دامنه کم این سیگنال‌ها، لازم است تقویت‌کننده‌هایی برای افزایش دامنه سیگنال‌های مذکور استفاده شود. تقویت‌کننده‌هایی که به این منظور طراحی می‌شوند، bio-potential amplifiers نام گذاری می‌شوند.

مهمترین نکته در مورد این تقویت‌کننده‌ها آنست که آن‌ها بایستی توانایی دریافت سیگنال های زیستی با دامنه کم و تقویت آن‌ها را داشته باشند. این ویژگی در تقویت‌کننده‌های ولتاژ وجود دارد.

تقویت‌کننده‌های زیستی باید چند مشخصه لازم را داشته‌باشند:

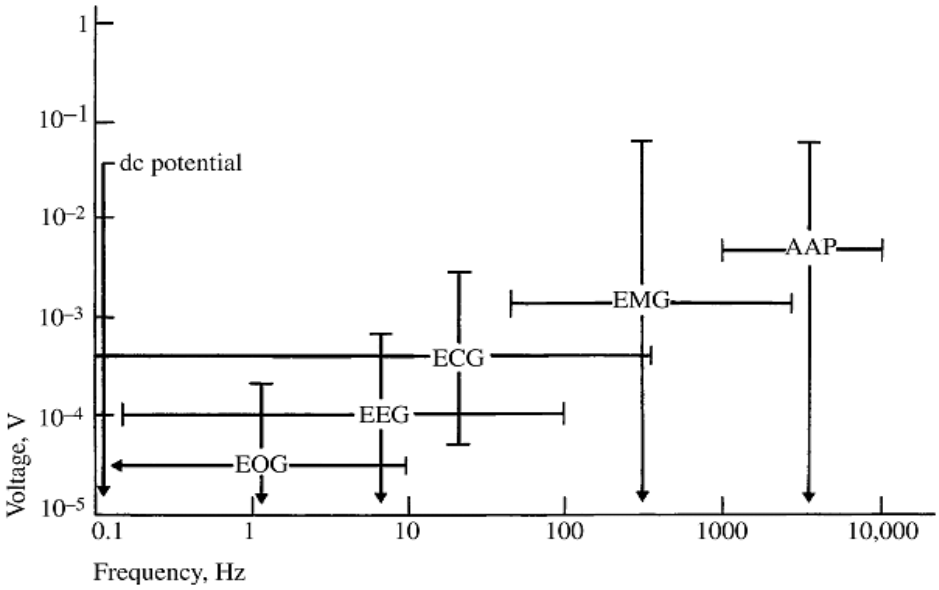
- امپدانس ورودی آن‌ها بالا باشد؛ این امر باعث می شود کمترین اثر بارگذاری روی خروجی به وجود آید. تقویت‌کننده‌های پیشرفته پزشکی دارای امپدانس ورودی حداقل $10M\Omega$ هستند.
- دارای ایزولاسیون باشند؛ این مهم مانع از تاثیر جریان یا ولتاژتولیدی در پایانه‌های ورودی تقویت‌کننده بر ولتاژ اندازه‌گیری شده در خروجی آن می‌شود.
- امپدانس خروجی در مقایسه با امپدانس بارکم باشد؛تا بتوانند آن را drive کنند.
- در محدوده فرکانسی‌ای که برای سیگنال مورد اندازه‌گیری مناسب است، عمل کنند. چون دامنه این سیگنال‌ها کم است، پهنای باند محدود تقویت‌کننده باید به اندازه کافی بزرگ باشد تا آن سیگنال را به خوبی پردازش کند.

سیگنال‌های زیستی دامنه‌ای در حد میلی ولت و یا کمتر دارند؛ این سیگنال‌ها باید در حدی تقویت شوند که قابلیت ثبت و نمایش را داشته‌باشند. تقویت‌کننده‌های مذکور باید دارای بهره‌ای در حد 1000v/v یا بالاتر باشند. برای حذف سیگنال مد مشترک[1] Common Mode Rejection Ratio[2]بالایی نیاز است.

در ادامه به بررسی چند سیگنال زیستی می‌پردازیم:

شکل(۱-۱-۱)محدوده فرکانسی و دامنه چند سیگنال زیستی را نشان می‌دهد.

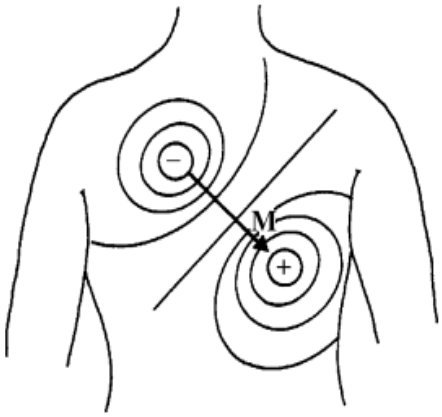
[1]-common mode
[2] -CMFB



شکل۱-۱-۱ محدوده فرکانسی و دامنه چند سیگنال bio-potential[1]

Electro Cardiogram(ECG).۱.۱.۱

ضربان قلب یک سیگنال الکتریکی تولید می‌کند که به عنوان یک ابزار برای بررسی عملکرد قلب مورد استفاده قرار می‌گیرد. این فعالیت، به عنوان یک کمیت برداری عنوان می‌شود. ECG ، یک مدل ساده برای نمایش فعالیت‌های الکتریکی قلب است. در این مدل، قلب شامل یک دوقطبی الکتریکی است. دوقطبی و میدانی که دوقطبی به وجود می‌آورد، فعالیت الکتریکی قلب را در یک زمان خاص نشان می‌دهند. در لحظه بعد، اندازه و جهت دوقطبی تغییر می‌کند؛ بنابراین میدان الکتریکی نیز تغییر می‌یابد.شکل(۱-۱-۱-۲) این پدیده را نشان می‌دهد. این میدان، پتانسیل الکتریکی‌ای ایجاد می‌کند که از طریق بدن و سطح آن ظاهر می‌شود. سیگنال‌های ECG توسط الکترودهایی که روی سطح بدن قرار می‌گیرند، اندازه‌گیری می‌شود.اختلاف پتانسیل این الکترودها به محل قرارگیری آن‌ها روی خطوط میدان در روی سطح بدن بستگی دارد. هیچ جریانی نباید از الکترودها کشیده شود؛ چون جریان، میدان الکتریکی ایجادشده را دچار اعوجاج می‌کند.



شکل ۱-۱-۱-۲دوقطبی و میدان الکتریکی حاصل از آن برای مدل کردن ضربان قلب

تقویت‌کننده‌های دیگر سیگنال‌های زیستی برحسب نوع سیگنال، باید محدوده فرکانسی متفاوتی را پوشش دهند. برخی از این سیگنال‌ها دامنه ای بزرگتر از بقیه دارند.[1]

Electro Myography (EMG).۲.۱.۱

محدوده سیگنال‌های EMG همانطور که در شکل(۱-۱-۱-۱)مشاهده می‌شود از 25Hz تا چند کیلو هرتز است. دامنه این سیگنال‌ها نیز از 100µv تا 90mv برحسب نوع سیگنال و الکترودهای مورداستفاده متغیر است. تقویت‌کننده‌های EMG محدوده فرکانسی بزرگتری از ECG دارند اما مانند ECG فرکانس‌های پایین را پوشش نمی‌دهند. تقویت‌کننده این نوع از سیگنال‌های زیستی، باید گین بالاتری نسبت به سیگنال‌های ECG داشته‌باشد، تا همان سیگنال خروجی را فراهم کند؛ ورودی‌های تقویت‌کننده برای هر دو سیگنال EMG وECG مشابه است. [1]

Electro Encephalography(EEG).۳.۱.۱

سیگنال‌های EEG به تقویت‌کننده‌ای در محدوده فرکانسی 0.5Hz تا 100Hz نیاز دارند. دامنه این سیگنال‌ها از 25µv تا 100µv تغییر می‌یابد؛ بنابراین تقویت‌کننده‌ای با گین بالا موردنیاز است. ورودی این نوع تقویت‌کننده مشابه موارد قبل است. چون سطح

سیگنال پایین است، ولتاژ مدمشترک اثرجدی روی سیگنال می‌تواند داشته‌باشد؛ از این رو به تقویت‌کننده‌هایی با CMRR بالا و نویز پایین نیاز است.[1]

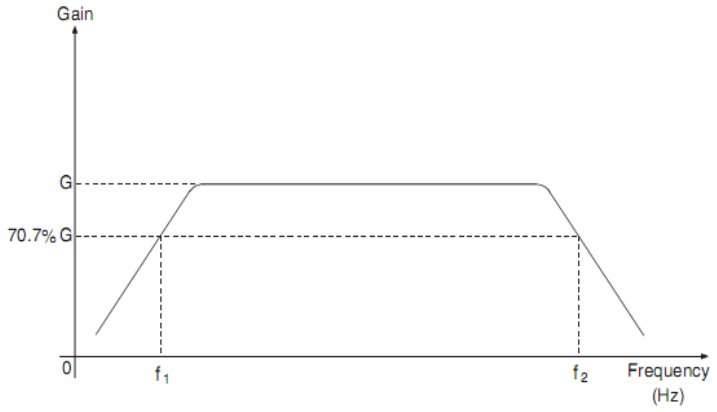
۲.۱. ویژگی‌های تقویت‌کننده‌های سیگنال‌های زیستی:

بطور کلی تمامی تقویت‌کننده‌های زیستی بدون توجه به سیگنال مورد اندازه‌گیری آن‌ها باید دارای موارد زیر باشند:

- بهره: دامنه سیگنال‌های زیستی در حد چند میکرو ولت تا چند میلی ولت است؛ ولتاژ این سیگنال‌ها باید درحدی تقویت شود که قابلیت نمایش و ثبت داشته‌باشد، بنابراین بیشتر تقویت‌کننده‌های زیستی باید بهره‌ای در حد 1000v/v یا بالاتر داشته‌باشند. اغلب بهره برحسب dB بیان می‌شود. بهره خطی از طریق رابطه (۱-۲-۱) به dB تبدیل می‌شود.

$$Gain(dB) = 20log_{10}(linear\ gain) \qquad (1-2-1)$$

- پاسخ فرکانسی: پهنای باند فرکانسی یک تقویت‌کننده به محدوده‌ای گفته می‌شود که در آن سیگنال موردنظر بدون تضعیف، تقویت شود.پهنای باند یک تقویت‌کننده همانطور که در شکل(۱-۲-۱) نشان داده‌شده‌است، اختلاف بین فرکانس قطع بالای f_2و فرکانس قطع پایین f_1 است. بهره در فرکانس‌های قطع حدود0.707برابر بهره در فرکانس میانی است.



شکل۱-۲-۱ پاسخ فرکانسی تقویت‌کننده زیستی[2]

- CMRR: CMRR یک تقویت‌کننده زیستی یک توانایی برای ردکردن سیگنال‌های مد مشترک است و از نسبت سیگنال‌های تفاضلی به سیگنال‌های مد مشترک، بدست می‌آید. CMRR برحسب dB از رابطه (۱-۲-۲) به‌دست می‌آید:

$$CMRR(dB) = 20log_{10}\left(\frac{V_{o,diff}}{V_{o,c}}\right) \qquad (2-2-1)$$

- نویز: نویز سیگنال ناخواسته‌ای است که به سیگنال زیستی تحت اندازه‌گیری اضافه می‌شود. نویز از طریق مدار تقویت‌کننده تولید می‌شود. نویز تولید شده معمولا تحت RMS بیان می‌شود. در فرکانس‌های کم، نویز فلیکر ودر فرکانس‌های بالا، نویز گرمایی غالب است.
- Recovery: زمانیکه نیاز است تا یک تقویت‌کننده زیستی از حالت اشباع ناشی از آفست ورودی به وضعیت تفاضلی نرمال برگردد، به نام زمان recovery شناخته می‌شود.
- امپدانس ورودی: امپدانس ورودی تقویت‌کننده باید به اندازه کافی بالا باشد تا سیگنال مورد اندازه‌گیری تضعیف نشود.
- پلاریزه الکترود: الکترودها معمولا از فلز ساخته می‌شوند و در تماس با الکترولیت قرار دارند. تقویت‌کننده زیستی باید بتواند در حضور پلاریزه DC سیگنال‌های ضعیف را تقویت کند. این پلاریزه DC با توجه به بهره تقویت‌کننده می‌تواند خروجی آن را اشباع کند.[2]

۳.۱. نتیجه‌گیری:

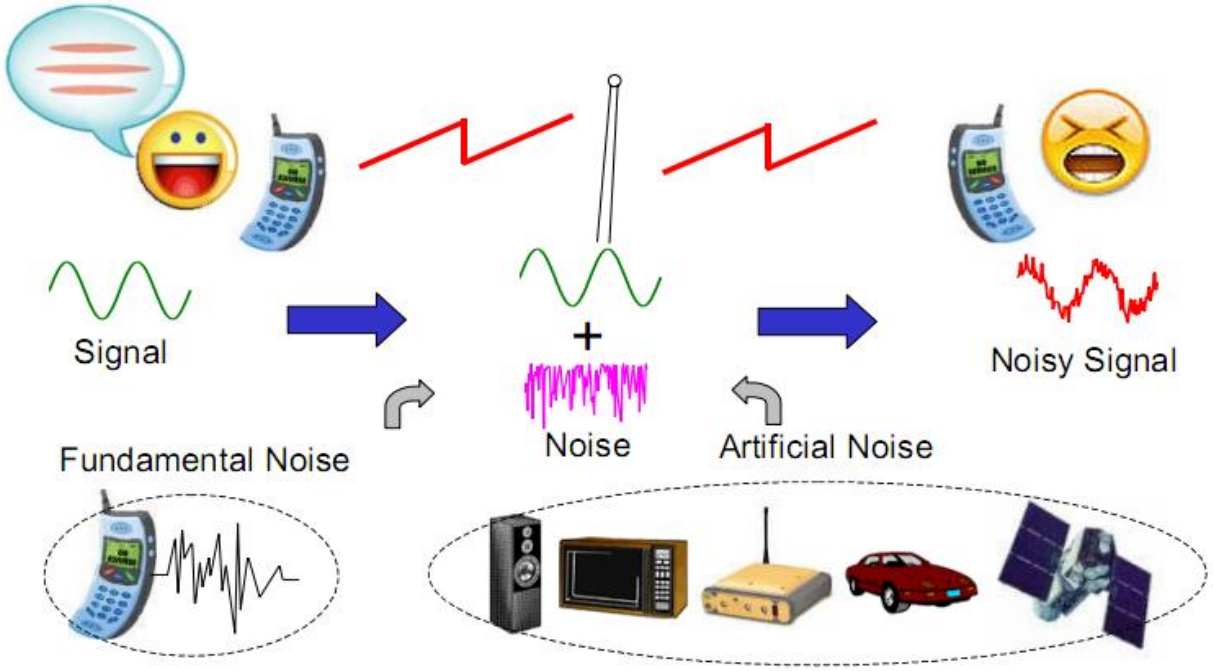
با توجه به آنچه در این فصل بیان شد، در طراحی تقویت‌کننده باید توجه داشته باشیم که کاربرد آن برای چه نوع سیگنال زیستی در چه محدوده فرکانسی و یا دامنه ولتاژ است. چون در این پایان‌نامه، هدف تقویت سیگنال‌های عصبی است باید محدوده فرکانسی تقویت‌کننده آن ، بازه 0.5-100Hz را پوشش دهد و از طرفی بتواند دامنه 25µv تا 100µv را تقویت کند.[1] تقویت‌کننده موردنظر بایستی دیگر ویژگی‌های بیان‌شده در این فصل را نیز دارا باشد.

فصل۲

نویز،توان مصرفی وتقابل آنها

در این فصل سعی می‌شود تا خواننده را با مفهوم نویز و انواع آن آشنا کرده و روش‌های کاهش آن را بیان نماییم. بدین منظور ابتدا مفهوم نویز بیان می‌شود و بعد به معرفی انواع نویز و روش‌های محاسبه آنها می‌پردازیم. در ادامه روش‌هایی برای کاهش نویز بیان می‌شود. سپس درباره اهمیت توان مصرفی وروش های کاهش آن صحبت می کنیم. در آخر نیز تقابل بین نویز و توان مصرفی را با فرمولی بیان می نماییم.

۱.۲. مفهوم نویز:



شکل۲-۱-۱ مفهوم نویز[3]

مفهوم کلی نویز در کتاب لغت نامه Webster شامل صدا، فریادی بی معنی یا داد ویا هر صدای نامطلوب یا تداخلی با موارد مورد انتظار برای شنیدن می‌باشد.

در الکترونیک، نویز معمولا به واژه مثبتی به نام سیگنال اشاره دارد. بنابراین نویز می تواند بصورت هرچیزی به جز سیگنال مطلوب تعریف شود. چندین منبع نویز تداخلی با سیگنال مطلوب در سیستم‌های الکترونیکی وجود دارد؛ مانند خطوط نیرو، سیگنال های پخشی رادیو و تلویزیون و دیگر موج های الکترومغناطیسی.بیشتر آنها تحت عنوان نویز مصنوعی دسته‌بندی می‌شوند که با استفاده از ساختار استحفاظی خوب کم یا حذف می‌شوند.

در مقابل، دیگر منابع نویز تحت عنوان نویز بنیادی دسته‌بندی می‌شوند که با محافظت کردن کم نمی‌شوند؛ چون آنها بصورت ذاتی در داخل سیستم وجود دارند ویا مخصوص خود آن سیستم‌ها هستند. این منابع بنیادی نویز،محدودیت کمی برای سرعت مدارات الکترونیکی بوجود می‌آورند. این نویز خودش را بصورت تصویر برفکی در کانال‌های تلویزیون

آنالوگ ویا حساسیت در سیستم‌های اندازه‌گیری نشان می‌دهد. پروسه نویز بنیادی بصورت رندم و اتفاقی است و بصورت آماری قابل توصیف شدن است.[3]

نظریه نویز ماکروسکوپی در سطح ماده آسان و به خوبی برقرار است. از نظر فیزیکی، دو نوع نویز قابل تعریف است: گرمایی وکوانتوم. اگرچه از نظر پدیده‌شناسی چندین نوع منبع نویز قابل مشاهده است؛ مانند نویز گرمایی[1]،نویزشات[2]،نویز ترکیب-بازترکیب[3] و نویز فلیکر[4]. [3]

۲.۲. انواع نویز:

اکنون هریک از انواع نویز را که در بخش ۱.۲ معرفی کردیم، به اختصار توضیح می‌دهیم.

۱.۲.۲.نویز گرمایی:

نویز گرمایی به انرژی جنبشی ذرات ناشی از دمای محدود آنها اشاره دارد. الکترونی که از نظر گرما برانگیخته‌شده‌باشد، حرکتی کاملا اتفاقی خواهد داشت. این ذره به دیگر ذرات شبکه برخورد می‌کند و یک حرکت نوسانی برای مشخصه جسم به وجود می‌آورد. این موضوع توسط انیشتین در سال ۱۹۰۶ مورد بررسی قرار گرفته‌است. درسال ۱۹۲۷ جانسون کشف کرد که چگالی طیفی توان نویز یک هدایت‌کننده، مستقل از مواد تشکیل‌دهندآن و فرکانس اندازه‌گیری است. ویژگی‌های نویز فقط با دما و مقاومت الکتریکی تحت تعادل گرمایی اندازه‌گیری می‌شود.[3]

این نویز به نویز گرمایی معروف است که بنیادی‌ترین و مهمترین نویز در ادوات الکترونیکی است. چون چگالی طیفی نویز گرمایی با تغییرات فرکانس بصورت خطی افقی تغییر می‌کند، این نویز به نویز سفید نیز معروف است البته این موضوع در فرکانس های پایین اتفاق می‌افتد؛ در فرکانس‌های بالا چگالی طیفی افت پیدا می‌کند. چگالی طیفی نویز گرمایی در یک مقاومت از رابطه (۲-۲-۱-۱) بدست می‌آید:[3]

[1]-thermal noise
[2]-shot noise
[3]-generation and re-combination noise
[4] -flicker noise