

مروری بر روش‌های کاهش توان در تقویت‌کننده‌های عصبی

سمیرا مهدی پور^(۱) - مهدی حبیبی^(۲)

(۱) کارشناس ارشد - دانشکده مهندسی برق، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

(۲) استادیار - دانشکده مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۴/۸/۱۴ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۶/۹

خلاصه: میکروسیستم‌های کاشتنی چند کاناله ضبط اعصاب، شامل تعداد زیادی تقویت‌کننده اعصاب است که مصرف توان کل سیستم و سطح تراشه قسمت آنالوگ سیستم را تحت تاثیر قرار می‌دهند. به دلیل کوچک بودن سیگنال‌های عصبی و تحت تاثیر قرار گرفتن الکترودها توسط منابع نویز خارجی، ورودی کم‌نویز، مصرف انرژی کم و مساحت کم تراشه و نیز قابلیت از بین بردن هر گونه آفست DC از ورودی، محدودیت‌های اصلی در طراحی است. به طور ایده‌آل، خروجی‌های تفاضلی یک تقویت‌کننده یا ورودی‌های تفاضلی صفر، باید صفر باشد اما عموماً یک آفست ولتاژ بین خروجی‌های تقویت‌کننده وجود دارد. این آفست، آفست ورودی تقویت‌کننده نامیده می‌شود که تقویت‌کننده باید توانایی حذف آن را داشته باشد. اولین و متداول‌ترین روش استفاده از شبکه بازخورد خازنی با کوپلاژ ac همان‌های ورودی است که از MOS دو قطبی به عنوان شبه مقاومت استفاده می‌شود. روش دوم استفاده از بازخورد مقاومتی و خازن الکتروود برای ایجاد فیلتر بالاگذر است. علاوه بر استفاده از روش‌های ذکر شده قبل یعنی کوپلاژ ac متشکل از اتصال سری یک خازن و یک MOS دو قطبی در نقش مقاومت و به کارگیری طبقه ورودی در ناحیه زیر آستانه، مقاومت‌های شناور کنترل شده با ولتاژ در مسیر بازخورد استفاده شده است که بدون نیاز به همان‌های خارج از تراشه آفست DC را حذف و فرکانس قطع پایین را تنظیم می‌کند. برای کاهش توان، منبع تغذیه ولتاژ می‌تواند کاهش یابد بنابراین مدارهای مد جریان می‌توانند نویز کم و مصرف توان کم داشته باشند. در برخی موارد می‌توان از ساختار کسکد به هم تابیده برای تقویت استفاده کرد که دامنه نوسان خروجی بیشتری نسبت به ساختار کسکد دارد. ساختار تلسکوپیک یک انتخاب خوب برای داشتن بهره بالا، پهنای باند بهره واحد گسترده و حاشیه فاز کافی و اتلاف توان کم است. علاوه بر استفاده از ساختار تلسکوپیک می‌توان از مدیریت پخش توان نیز از برای کاهش توان مصرفی استفاده کرد. با استفاده از الگوسازی فعالیت‌های سیستم اعصاب را مدل‌سازی می‌کنند؛ این مدل‌ها در تنظیم چرخه و پخش بهینه توان سیستم‌های اعصاب بسیار موثر است. استفاده از شبکه توزیع توان بی‌سیم علاوه بر کاهش تلفات توان سیمی، با ایجاد پایداری و روش‌های تغییر بهینه بار می‌تواند توان مصرفی را کاهش دهد. روش پخش توان بهترین عملکرد را در کاهش توان مصرفی، نویز و مساحت سیلیکون داشته است. سطح سیلیکون با اشتراک خازن‌های بزرگ بین تقویت‌کننده‌ها و توان مصرفی با اشتراک OTA بین کانال‌های ضبط کاهش یافته است.

کلمات کلیدی: تقویت‌کننده عصبی، کم‌توان، کم‌نویز، NEF، ناحیه زیرآستانه، وارونگی ضعیف.

A Review of Methods of Reducing Power on Neural Recording Amplifiers

Samira Mehdipour⁽¹⁾ - Mehdi Habibi⁽²⁾

(1) MSc - Department of Electrical Engineering-Islamic Azad University, Najafabad Branch, Najafabad, Iran
samirameh66@gmail.com

(2) Assistant Professor - Department of Engineering - University of Isfahan, Isfahan, Iran
mhabibi@eng.ui.ac.ir

Implantable multi-channel neural recording microsystems comprise a large number of neural amplifiers, which are among the critical blocks that can significantly affect the overall power consumption and chip area of the analog part of the system. Since the amplitude of neural signals is very small and the electrodes are easily interfered by external noise sources so power, noise, size and DC offset are the main challenges faced by designers. Ideally the output of the op amp should be at zero volts when the inputs are grounded. In reality the input terminals are at slightly different DC potentials. The input offset voltage is defined as the voltage that must be applied between the two input terminals of the op amp to obtain zero volts at the output. Amplifier must have capability to reject this DC offset. First method that uses a capacitor feedback network with ac coupling of input devices to reject the offset is very popular in designs. The MOS-bipolar pseudo-resistor component in parallel with a capacitor feedback provides the very small low-cutoff frequency. The second method employs a closed-loop resistive feedback and electrode capacitance to form a highpass filter. Moreover, The third method adopts the symmetric floating resistor the feedback path of low noise amplifier to achieve low-frequency cutoff and rejects DC offset voltage. power supply voltage can be reduced to decrease the power consumption. Thus current-mode circuits can achieve low noise under low power consumption. In some application we can use folded cascade topology that have wide swing at the output. The telescopic topology is a good candidate in terms of providing large gain, unity-gain bandwidth, and phase margin while dissipating small power. the cortical VLSI neuron model reducing power consumption of circuits by adjusting the duty cycle of the pulses and using the various modes of operation of the cortical neuron circuit. The wireless power link achieves a maximum overall power efficiency by utilizing an optimal load transformation technique. It is clear that wireless power transmission is easier when power consumption is less. Power distribution is the best way to reduce power, noise and silicon area. The total power consumption of the amplifier array is reduced by applying the partial OTA sharing technique. The silicon area is reduced as a benefit of sharing the bulky capacitor.

Index Terms: Neural-recording amplifier, low power, low noise, noise efficiency factor, subthreshold operation, weak inversion.

۱- مقدمه

بشر در تلاش برای فهم سیستم عصبی و گستردگی آن در طول قرن‌ها بوده است. مغز انسان‌ها مجموعه‌ای از میلیون‌ها عصب به هم پیوسته است. هر عصب برای پردازش و مخابره اطلاعات به کار می‌رود. رشته‌های مغزی که اطلاعات مخابره شده را پردازش و گلاپال‌آکه وظیفه پشتیبانی نرون‌ها را به عهده دارد.

بستگی به نوع فعالیت، به دست آوردن فعالیت ماهیچه‌ها و اعصاب نیازمند الکترودهای سطحی و کاشتنی است. ضبط فعالیت‌های عصبی به طور سنتی توسط تجهیزات دقیق پزشکی رومیزی انجام می‌شد. این وسایل عموماً ثابت، حجیم و محدود به استفاده از تعداد معدودی کانال و همچنین مستعد دریافت نویز زیاد به علت سیم‌کشی الکترودهایشان بودند [۱]. ضبط‌کننده‌های داخل‌سلولی و ضبط‌کننده‌های گیره‌ای وصل‌شونده، اطلاعات بسیار دقیقی را فراهم می‌کنند اما نیازمند قرار-گیری دقیق یک الکتروده برای نفوذ و یا قرارگیری در مجاورت پوسته غشاء سلول عصبی است؛ آن‌ها عموماً به ضبط از یک سلول محدود می‌شوند. ضبط‌کننده‌های خارج‌سلولی، مانند یک الکتروده در فضای بیرونی یک یا چند عصب بدون نفوذ در سلول قرار می‌گیرند. این الکترودها به صورت یکجا فعالیت‌های الکتریکی اعصاب مجاورش را دریافت می‌کند به طوری‌که نیاز به قرارگیری دقیق الکتروده در یک نقطه خاص نخواهد بود. در اواسط قرن گذشته، پروب‌های عصبی یکی از مهمترین ابزار برای دانشمندان به منظور قرارگیری میکروالکترودها روی اعصاب و اندازه‌گیری پتانسیل فعالیت آن‌ها بوده است [۲]-[۳].

از دیدگاه مهندسی، ساختار کلی یک ضبط‌کننده عصبی شامل مراحل دریافت، فیلترکردن، تقویت، کدبندی و ارسال سیگنال‌های ضبط شده است.

زمانی‌که دامنه سیگنال‌های عصبی کمتر از حد مورد نظر باشد، قبل از پردازش، می‌بایست بیشتر تقویت شوند [۴]. میکروسیستم‌های مجتمع ضبط‌کننده اعصاب، از یک لایه نیمه‌هادی ساخته شده‌اند و فاقد عیوب سیستم‌های سنتی هستند. آن‌ها وسایلی کوچک، با توان مصرفی کم، کم نویز و با صرفه هستند. انتقال سیگنال به صورت بی‌سیم و سیم‌دار می‌باشد. در هر دو حالت باید تمام قسمت‌ها تا حد ممکن کمترین حجم و وزن را به ویژه در ضبط‌کننده‌های چندکاناله داشته باشند. ضبط‌کننده زیستی شامل دو قسمت اصلی است، الکتروده و تقویت-کننده که در ادامه بیان می‌شود.

میکروسیستم‌های کاشتنی چند کاناله ضبط اعصاب، شامل تعداد زیادی تقویت‌کننده اعصاب است که مصرف توان کل سیستم و سطح تراشه قسمت آنالوگ سیستم را تحت تاثیر قرار می‌دهند. چنین سیستم‌هایی رابط‌های مغز و دنیای بیرون را گسترش داده است. الزامات اصلی مربوط به مولفه‌های چنین سیستم‌هایی عبارتست از:

- ساختار چندکاناله برای نظارت بر فعالیت‌های عصبی (۳۲، ۶۴، ۱۰۰ کاناله)

- مصرف بسیار کم توان برای یک کانال (مصرف توان حدود ۲۰ میکرو وات است)
- سطح سیلیکون کوچک
- نویز مرجع ورودی کم (کمتر از $10 \mu V_{rms}$)
- بهره ولتاژ و پهنای باند فرکانس قابل تنظیم برای ضبط سیگنال‌های مختلف (پتانسیل میدان محلی فرکانس کم (LFP) و پتانسیل عمل فرکانس زیاد (AP)).
- تقویت‌کننده پیشرو (FEA) یک‌یکاز اجزای کلیدی است که سیگنال-های عصبی مانند پتانسیل عمل، پتانسیل میدان محلی و نوار قلب را از طریق رابط الکتروده-بافت دریافت و تقویت می‌کند. از محدودیت‌های اصلی در طراحی، ورودی کم‌نویز، مصرف انرژی کم و مساحت کم تراشه و نیز قابلیت از بین بردن هر گونه آفست dc از ورودیاست.
- نویز را می‌توان تداخل تصادفی غیر وابسته به سیگنال مورد نظر تعریف کرد. مطالعه نویز از این جهت اهمیت دارد که نویز نمایانگر حد پایین سیگنال‌های الکتریکی است که می‌توان آن‌ها را بدون تخریب قابل ملاحظه تقویت کرد.

امروزه مصرف توان یکی از موارد مهم در مدارات ماسفتی است. به طور سنتی از دو شیوه برای کاهش مصرف توان استفاده می‌شود: ۱- کاهش ولتاژ تغذیه ۲- راه‌های جدید جهت کنترل جریان بایاس. از آنجایی که نویز ماسفت به جریان وابسته است، کاهش جریان بایاس خارج از محدوده مشخص برای مدارات آنالوگ با کارایی زیاد توصیه نمی‌شود. از طرف دیگر کاهش تغذیه در فن‌آوری ماسفت زیرمیکرون، دامنه نوسان سیگنال و محدوده دینامیکی را کم می‌کند.

اخیراً روش‌های بایاس غیرایستا در طراحی‌های با مصرف توان کم مورد استفاده قرار گرفته‌اند به طوری‌که جریان بایاس به طور چشمگیری متناسب با گسترش پهنای باند و سرعت تغییرات خروجی قابل افزایش است. به دنبال این روش‌ها کوپلاژ خازنی و شارژر دینامیکی ارائه شده است که سرعت پاسخ مدارات را در عین پایین نگه داشتن مصرف توان کاهش می‌دهد.

برای مقایسه توازن بین نویز و توان در تقویت‌کننده‌ها از NEF^۴ استفاده می‌کنیم که طبق رابطه (۱) محاسبه می‌شود:

$$NEF = V_{ni,rms} \sqrt{\frac{2 I_{tot}}{\pi \cdot U_T \cdot 4KT \cdot BW}} \quad (1)$$

در اینجا، $V_{ni,rms}$ نویز ورودی کل، I_{tot} جریان کل، BW پهنای باند دسی‌بل تقویت‌کننده، K ثابت بولتزمن، T دمای محیط بر حسب کلوین و U_T ولتاژ گرمایی است [۵].

در این مقاله به مرور روش‌های کاهش توان یا ایجاد توازن بین نویز و توان و بررسی روش‌های به کاررفته در مقاله‌ها و مقایسه آن‌ها پرداخته می‌شود.

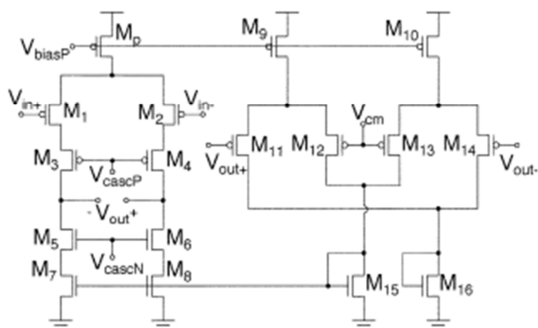
۲- روش‌های توازن توان و نویز

در این قسمت به بررسی عوامل افزایش توان مصرفی و یا عدم توازن نویز و توان پرداخته و روش‌های حذف ارائه شده بررسی می‌گردد.

الف - استفاده از OTA تلسکوپی

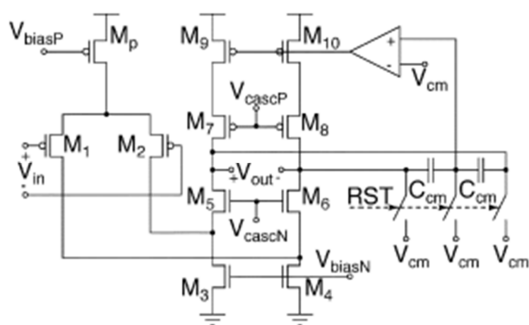
ساختار تلسکوپی یک انتخاب خوب برای داشتن بهره بالا، پهنای باند بهره واحد گسترده و حاشیه فاز کافی و اتلاف توان کم است. در این روش از ساختارهای مختلف OTA تلسکوپی استفاده می‌شود. مقاله [۶] یک تقویت‌کننده هدایت انتقالی عملیاتی (OTA) برای به کارگیری در مراحل مقدماتی میکروسیستم‌های ضبط عصبی کاشتنی ارائه کرده است. در این مقاله یک OTA به عنوان اولین طبقه یک تقویت‌کننده عصبی دو طبقه معرفی شده است. مدار OTA کم نویز در شکل (۱) آمده است. زمانی که OTA در اولین طبقه یک تقویت‌کننده دو طبقه به کار می‌رود، نیاز به داشتن بازه دینامیکی بزرگ در خروجی ندارد. بنابراین ساختار تلسکوپی یک انتخاب خوب برای رسیدن به این هدف است.

ساختارهایی با مصرف توان و نویز کم گزارش شده است اما مشکل همه طراحی‌ها داشتن محدوده دینامیکی بزرگ در خروجی طبقه اول است که نیاز نمی‌باشد. بنابراین باید از ساختار مناسب استفاده کرد که در این مدار از ساختار تلسکوپی استفاده شده است. این ساختار به علت داشتن شاخه‌های جریان dc کمتر مصرف توان تقویت‌کننده را کاهش می‌دهد. در شکل (۲) ساختار OTA تمام تفاضلی به همراه فیدبک مد مشترک نشان داده شده است. طبقه دوم تقویت‌کننده نیاز به محدوده دینامیکی بزرگتری دارد بنابراین از ساختار کسکد تا شده استفاده شده است که در شکل ۳ به همراه فیدبک مد مشترک نشان داده شده است.



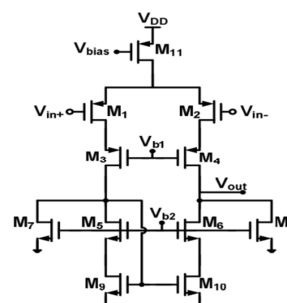
شکل (۲): OTA تلسکوپی تمام تفاضلی [۷]
Fig. (2): Fully differential telescopic OTA [7]

جریان بایاس OTA کسکد تا شده به گونه‌ای تنظیم شده است که نصف جریان OTA تلسکوپی طبقه اول باشد.



شکل (۳): OTA کسکد تا شده تمام تفاضلی [۷]
Fig. (3): Fully differential folded cascode OTA [7]

طبقه اول نوسان سیگنال خروجی را محدود می‌کند اما از آنجایی که طبقه دوم محدوده دینامیکی بزرگتری نیاز دارد تقسیم خازنی به عنوان CMFB آن به کار گرفته شده است که مانند تقسیم‌مقاومتی که به طور معمول در مدارات CMFB به کار می‌رود عمل می‌کند؛ جایی که میانگین سیگنال خروجی از ولتاژ مد مشترک مرجع کم می‌شود. تقسیم خازنی هر ۱۰۰۰ پریود یک بار به مقدار



شکل (۱): نمودار مداری OTA ارائه شده در [۶]
Fig. (1): Circuit schematic of the proposed OTA [6]

برای داشتن نویز کم بیشتر OTA هایی که برای تقویت سیگنال‌های عصبی به کار می‌رود از ترانزیستورهایی با نسبت (W/L) کوچک استفاده می‌کنند. در شکل (۱)، ترانزیستورهای کمکی به تقویت‌کننده تلسکوپی استاندارد اضافه شده است، در نتیجه جریان گذرنده از زوج ورودی و ترانزیستورهایی که به عنوان بار فعال به کار می‌روند متفاوت است. این اختلاف جریان کمک می‌کند تا نویز مرجع ورودی تقویت‌کننده مستقل از بهره (تا حدودی) کاهش یابد. با اضافه کردن ترانزیستورهای کمکی، انتظار می‌رود که قسمتی از بهره (حلقه‌باز) برای بهبود نویز سیستم به کار رود. این توازن قطعاً به نفع کل تقویت‌کننده (حلقه بسته) است زیرا بهره حلقه بسته تا حدی غیر حساس به تغییرات بهره حلقه باز OTA است.

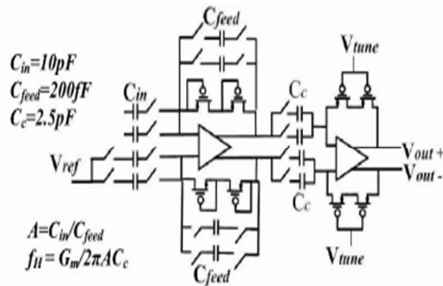
در این طراح، $M_{1,2}$ در ناحیه وارونگی ضعیف بایاس شده‌اند، در حالی که ترانزیستورهای کمکی $M_{7,8}$ در وارونگی قوی بایاس شده‌اند. جریان بایاس $M_{7,8}$ به گونه‌ای انتخاب شده است تا نویز گرمایی کمتری برای OTA به دست آید.

در [۷] یک رابط عصبی مجتمع تمام تفاضلی ۱۲۸ کاناله برای ضبط و تحریک اعصاب ارائه شده است. کانال ضبط دو طبقه دارد و در حالت ضبط این کانال‌های تمام تفاضلی به طور دائم سیگنال‌های عصبی را تقویت و به داده‌های دیجیتال تبدیل می‌کنند. در طرح‌های گذشته نیز

پیدا می‌کند که تعداد کانال‌های سیستم با نمونه اولیه ۸ کاناله متفاوت باشد.

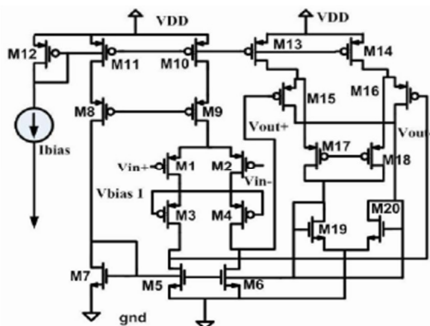
پیش‌تقویت‌کننده، یک تقویت‌کننده سورس مشترک با امپدانس بالا و بهره چند دسی‌بل است. سیگنال به دست آمده از ورودی همه پیش-تقویت‌کننده‌ها به تسهیم‌کننده انتقال و سپس وارد فیلتر با بهره و پهنای باند کنترل‌پذیر می‌شود. فیلتر-تقویت‌کننده، بهره و پهنای باند را برای اندازه‌گیری خوشه‌های عصبی و LFPها تنظیم می‌کند. تقویت‌کننده توسط یک مقاومت موثر تقریبی (SAR) هشت بیتی دنبال می‌شود که به علت تعادل در سرعت، دقت، توان و سطح، برای کاربردهای زیست‌پزشکی مناسب است.

بلوک فیلتر-تقویت‌کننده شامل طبقه بهره و فیلتر با باند تنظیم‌پذیر است که در شکل (۴) نشان داده شده است. فرکانس قطع پایین توسط V_{tune} تنظیم می‌شود. فرکانس قطع بالا به C_c وابسته و مستقل از هدایت انتقالی OTA و بهره آن است.



شکل (۴): فیلتر با باند تنظیم‌پذیر و بهره قابل برنامه‌ریزی [۸]
Fig. (4): Band-tunable and gain programmable filter [8]

طرح ارائه شده از یک OTA تلسکوپی تمام‌تفاضلی در طبقه بهره استفاده کرده است (شکل ۵). زوج‌تفاضلی ورودی M_1 و M_2 ، منابع اصلی نویز فلیکر هستند. ترانزیستورهای PMOS بزرگ در ناحیه زیرآستانه/ وارونگی ضعیف باعث کاهش نویز و صرفه‌جویی در توان می‌شوند. ترانزیستورهای M_3 و M_4 که در ناحیه زیرآستانه کار می‌کنند، برای افزایش امپدانس خروجی، با زوج تفاضلی ورودی کسکد شده‌اند. M_5 تا M_{12} ، دربرگیرنده مدار فرمان جریان هستند و M_{13} تا M_{20} مدار فیدبک مد مشترک (CMFB) را تشکیل می‌دهند.



شکل (۵): OTA تلسکوپی به کار برده شده در تقویت‌کننده اعصاب [۸]
Fig. (5): Telescopic OTA used in neural amplifier [8]

ولتاژ مد مشترک مرجع بازگردانی^۵ می‌شود تا از گره‌های شناور در ترمینال‌های خازن جلوگیری کند.

با توجه به توضیحات داده شده ساختار مرجع [۷] نیز مانند [۶] از OTA تلسکوپی در طبقه اول تقویت‌کننده برای کاهش توان استفاده کرده است.

در جدول (۱) مقایسه ویژگی‌های OTA ساختارهای مراجع [۶] و [۷] آمده است.

Table (1): Comparison of telescopic OTA characteristics

جدول (۱): مقایسه ویژگی‌های OTAهای تلسکوپی

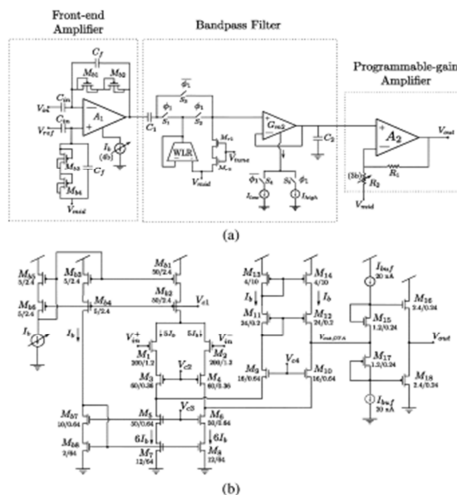
مؤلفه‌ها	[۷]	[۶]
نویز (V_{rms}/\sqrt{Hz})	۵۹.۹n	۵۹n
نوسان ولتاژ خروجی (mV)	±۵۵۰	±۵۶۰
ولتاژ تغذیه (V)	۳	۳
توان (μW)	۸.۴	۴.۰۴
سطح (μm^2)	۵۹۶	۱۶۳
تکنولوژی (μm)	۰.۳۵	۰.۵

در [۶] با اضافه شدن ترانزیستور اضافی به ساختار تلسکوپی مصرف توان کاهش بیشتری داشته است. همانطور که مشخص است. نویز مرجع ورودی ۱/۵ درصد، نوسان ولتاژ خروجی ۱/۷ درصد، مصرف توان ۵۱/۹ درصد و سطح سیلیکون ۷۲ درصد در [۶] کاهش یافته است.

ب- مدیریت پخش توان

در روش پخش توان، سیستم‌های ضبط عصبی چند کاناله با خاموش یا روشن کردن مستقل هر کانال ضبط توسط ورودی و یا پردازش اطلاعات به صورت موازی و یا استفاده از تسهیم‌کننده آنالوگ نزدیک الکترودها در مصرف انرژی صرفه‌جویی می‌کنند. ورودی همه پیش‌تقویت‌کننده‌ها وارد تسهیم‌کننده شده و سپس تقویت و موجب صرفه‌جویی در سطح و توان می‌شود. بنابراین می‌توان از مدیریت پخش توان نیز برای کاهش توان مصرفی استفاده کرد، مقاله [۸] یک ساختار جدید برای تقویت سیگنال‌های عصبی دارای بهره و پهنای باند متغیر و کاربردی در سیستم‌های ضبط چند کاناله کاشتنی ارائه کرده است. دو مسئله اصلی در مورد چنین مدارهایی، مصرف توان کم و سطح تراشه است، به‌ویژه زمانی که تعداد کانال‌ها افزایش می‌یابد. در این مقاله تقویت به دو قسمت تقسیم می‌شود. نخست پیش‌تقویت‌کننده با اندازه کوچک و بهره ثابت توسط یک تسهیم‌کننده آنالوگ و دوم، یک تقویت‌کننده-فیلتر با بهره و پهنای باند قابل برنامه‌ریزی و عملکرد قوی برای ضبط LFP و خوشه‌های عصبی. در این طراحی هدف این است که سطح و توان با قراردادن تسهیم‌کننده نزدیک الکترودها کاهش یابد. یکی از الزامات اساسی در این طراحی زمان نشست است. زمان نشست با توان مصرفی در تقابل است به طوری که زمان نشست کمتر نیازمند مصرف توان بیشتری است. این موضوع زمانی اهمیت

مبدل‌های آنالوگ به دیجیتال و واحد کنترل دیجیتال از ولتاژ تغذیه کمتر از ۱ ولت کار می‌کنند تا در مصرف توان صرفه‌جویی کنند. مترجمان سطح دیجیتال رابط بین واحد کنترل دیجیتال و سویچ‌های کنترلی در مالتی‌پلکسرهای آنالوگ هستند. مالتی‌پلکسرهای آنالوگ نیز به عنوان تغییر دهنده سطح dc بین تقویت‌کننده عصبی و ADC عمل می‌کنند. در شکل (۷) تقویت‌کننده A_1 کسکد تا شده است.



شکل (۷): (a): مدار تقویت‌کننده عصبی که شامل سه قسمت است (b): مدار تقویت‌کننده A_1 [۹]

Fig. (7): (a) Schematic of the neural amplifier consisting of three stages (b): Schematic of the amplifier A_1 [9]

جدول (۲)، مقایسه بین ساختارهای مختلف پخش توان است.

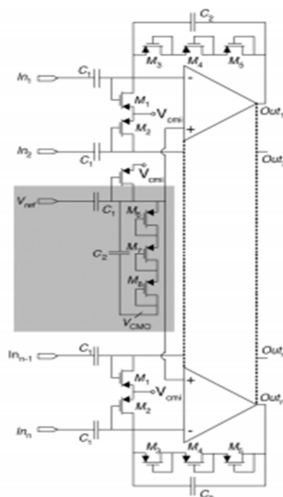
Table (2): Comparison of the power distribution topologies to reduce power consumption

جدول (۲): مقایسه بین ساختارهای پخش توان برای کاهش مصرفی

مولفه‌ها	[۹]	[۵]	[۸]
تکنولوژی (μm)	۰.۱۸	۰.۱۸	۰.۵
سطح (mm^2)	۰.۲۴	۰.۰۶۲۵	۰.۲۳۹
بهره (dB)	۴۹	۳۹.۴	۶۰
توان (μW)	۱۰.۱	۷.۹۲	۲۸.۰۶
NEF	۴.۴-۹.۵	۳.۳۵	۴.۶

در [۸] سطح و توان با قرار دادن تسهیم‌کننده نزدیک الکترودها کاهش یافته است و ضبط همزمان خوش‌های عصبی و LFP ها موجب صرفه‌جویی در توان می‌شود. استفاده از ترانزیستورهای PMOS بزرگ در ناحیه زیر آستانه/ وارونگی ضعیف باعث کاهش توان مصرفی شده است. در [۹] با به کارگیری بایاس تطبیقی و استفاده از دو منبع تغذیه برای عملکرد بخش‌های مختلف توان را کاهش داده است. مقاله [۵] نیز با استفاده از اشتراک بخشی از OTA تسلسکویی بین کانال‌های ضبط باعث کاهش مصرف توان شده است. تقویت‌کننده [۵] در مقایسه با دو تقویت‌کننده دیگر بهترین عملکرد را داشته است. مساحت

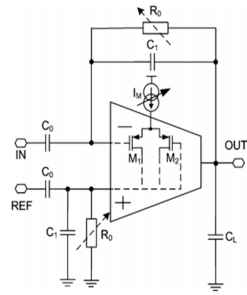
مرجع [۵] یک تقویت‌کننده چند الکترودی ضبط داده‌های عصبی که برای مجتمع‌سازی در مقیاس بزرگ و کاشت‌های قشر مغز در توان‌های بسیار پایین به کار می‌رود ارائه کرده است. این تقویت‌کننده با به کارگیری یک روش جدید که ساختار OTA را بین کانال‌های ضبط متعدد تقسیم می‌کند باعث بهبود NEF شده است. این ساختار علاوه بر NEF بسیار کوچک منجر به کاهش قابل توجهی مصرف توان و سطح سیلیکون از طریق غلبه بر خازن‌های فیدبک روی تراشه شده است. به طور کلی در یک ساختار معمولی مصرف توان آرایش با افزایش تعداد تقویت‌کننده‌ها افزایش می‌یابد. در اینجا برای کاهش توان از اشتراک بخشی از OTA بین کانال‌های ضبط استفاده شده است. هر یک از n تقویت‌کننده قسمت پسیو خود را با V_{ref} به اشتراک گذاشته‌اند که به صورت سایه‌دار مشخص شده است. کار رفته در این تقویت‌کننده ساختار کسکد تسلسکویی دارد که توازن خوبی بین توان و نویز ایجاد می‌کند. در شکل (۶) مدار این OTA نشان داده شده است.



شکل (۶): OTA به کار رفته در [۵]

Fig. (6): OTA used in [5]

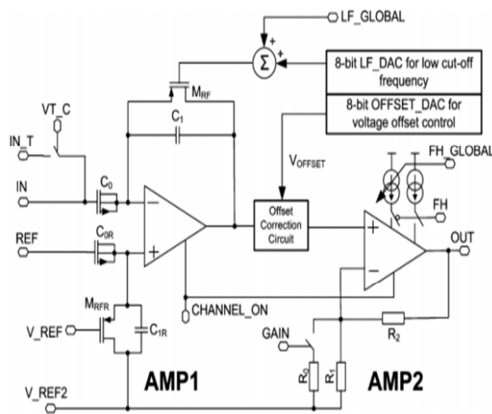
در [۹] یک سیستم ضبط عصبی ۳۲ کاناله بسیار کم توان ارائه شده است. هر تراشه شامل ۸ ماژول ضبط عصبی است که هر کدام شامل ۴ تقویت‌کننده اعصاب، تسهیم‌کننده آنالوگ، مبدل آنالوگ به دیجیتال و رابط سریال قابل برنامه‌ریزی است. هر تقویت‌کننده شامل سه قسمت است: ۱- تقویت‌کننده پیشرو ۲- فیلتر میانگذر ۳- تقویت‌کننده با بهره قابل برنامه‌ریزی. هر تقویت‌کننده می‌تواند به گونه‌ای برنامه‌ریزی شود که هم خوشه‌های عصبی هم LFP ها را ضبط کند. در این ساختار برای کاهش توان مصرفی از بایاس تطبیقی استفاده شده است تا نویز مرجع ورودی هر تقویت‌کننده را با نویز موجود در محل ضبط وفق دهد. راهکار دیگر استفاده از دو منبع تغذیه در تراشه است زیرا تقویت‌کننده‌های عصبی و مالتی‌پلکسرهای آنالوگ سقف ولتاژ بزرگتری برای کار کردن نیاز دارند و از ولتاژ تغذیه ۱.۸ عمل می‌کنند.



شکل (۹): تقویت‌کننده زیستی ضبط عصبی [۱۱]

Fig. (9): Schematic of neurobiological recording amplifier [11]

در شکل (۱۰)، برای برطرف کردن این نیازها و کاهش توان مصرفی، از ساختار دو طبقه برای ضبط استفاده شده است.



شکل (۱۰): طرح کلی کانال ضبط [۱۱]

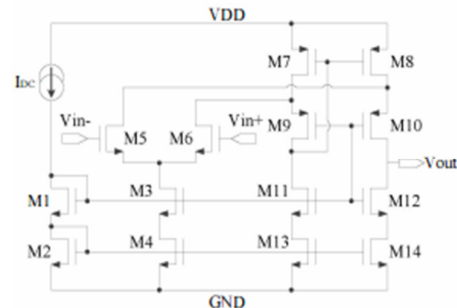
Fig. (10): Schematic of the recording channel [11]

هر دو طبقه AMP1 و AMP2 تقویت‌کننده‌های کسکد تا شده هستند. برای محدود کردن سطح اشغال شده توسط خازن‌های C_0 و C_1 ، خازن C_0 با استفاده از ترانزیستور NMOS در ناحیه وارونگی قوی ساخته شده است. برای غلبه بر مشکلات مربوط به عدم تطابق و خطی‌پذیری که ممکن است توسط خازن C_0 ایجاد شود، از تغذیه نامتقارن برای بایاس کردن استفاده شده است تا نقطه کار خازن C_0 به ناحیه وارونگی قوی منتقل شود. خازن C_1 برای کاهش اعوجاج اضافی از MIM (فلز-عایق-فلز) ساخته شده است که ظرفیت آن به افت ولتاژ وابسته نیست. برای جلوگیری از تحت تاثیر قرار گرفتن افت ولتاژ گیت-سورس ترانزیستور MRF توسط سیگنال در خروجی AMP1، بایاس دینامیکی به کار برده شده است. برای حل مشکلات ناشی از عدم تطابق، در هر کدام از محل‌های ضبط دو DAC اصلاح‌کننده هشت-بیتی کنترل‌کننده فرکانس قطع پایین و آفست ولتاژ و نیز برای جلوگیری از اعوجاج اضافی، از فیدبک شامل مقاومت بسیار بزرگ R_2 استفاده شده است. ورودی FH، منبع جریان AMP2 را تغییر می‌دهد که منجر به داشتن دو فرکانس قطع بالا خواهد شد. توسط ورودی FH-GLOBAL، می‌توان فرکانس قطع بالاتری را به طور

سیلیکون با اشتراک خازن بزرگ بین تقویت‌کننده‌ها و توان مصرفی با اشتراک OTA بین کانال‌های ضبط کاهش یافته است.

ج- استفاده از OTA کسکد تا شده

در برخی شرایط تعداد ترانزیستورهایی که روی سر هم سوار می‌شوند در کسکد تا شده کمتر از کسکد ساده است و در نتیجه نوسان ورودی و خروجی بهتری نسبت به کسکد دارد و این یک مزیت است. یکی از مهمترین مسائل در میکروسیستم‌های ضبط عصبی قابل کاشت مصرف توان تقویت‌کننده‌های زیستی استبه ویژه زمانیکه تعداد کانال‌های ضبط افزایش می‌یابد. در [۱۰] یک تقویت‌کننده زیستی بسیار کم مصرف که برای ضبط عصبیدرمقیاس‌هایبزرگطراحی‌شده است ارائه شده است. برای کاهش توان تقویت‌کننده به گونه‌ای طراحی شده است که با تغذیه $0.5V$ ولت کار کند. ساختار کسکد تا شده و گیت مشترکبرایتقویت‌سیگنال‌های عصبی به کار گرفته‌شده‌اند. با استفاده از ساختار کسکد بهره بالا تحت مصرف توان و نویز کم به دست آمده است. با ایجاد نسبت جریان بایاس مناسب بین ترانزیستورهای ورودی و بار آینه جریان، نویز تقویت‌کننده در توان مشخص بهینه می‌شود. مدار تقویت‌کننده در شکل (۸) آمده است. زوج تفاضلی ورودی M_5 و M_6 در ناحیه وارونگی ضعیف به عنوان اولین طبقه بهره در تقویت‌کننده عمل می‌کنند. گیت‌های M_5 ، M_6 ، M_7 و M_8 ورودی‌های تفاضلی هستند و NFETها برای هدایت انتقالی زیاد و جلوگیری از نویز انتخاب شده است. جریان بایاس بیشتر در ترانزیستورهای NMOS ورودی منجر به هدایت انتقالی بزرگتر در M_5 و M_6 و در نتیجه بهره بیشتر در طبقه اول و نویز کمتر در تقویت‌کننده می‌شود.



شکل (۸): نمودار کلی تقویت‌کننده زیستی ارائه شده [۱۰]

Fig. (8): Schematic of the proposed bioamplifier [10]

در [۱۱] روش‌هایی برای کاهش نویز مرجع ورودی و یکنواختی مولفه‌های اصلی سیستم در فرایند زیر میکرون و نیاز به مصرف توان و مساحت کم ارائه داده شده است. در شکل (۹) تقویت‌کننده زیستی ضبط عصبی نشان داده شده است. بر اساس محاسبات انجام شده خازن C_0 در مقایسه با المان‌های دیگر مساحت بیشتری از تراشه را اشغال می‌کند. مقاومت بازخورد (R_0) بسیار بزرگ است زیرا برای داشتن بهره ولتاژ زیاد و پیش تقویت‌کننده با مساحت کم، مقدار خازن C_1 باید بسیار کوچک باشد.

Table (3): Comparison of folded cascode amplifier characteristics

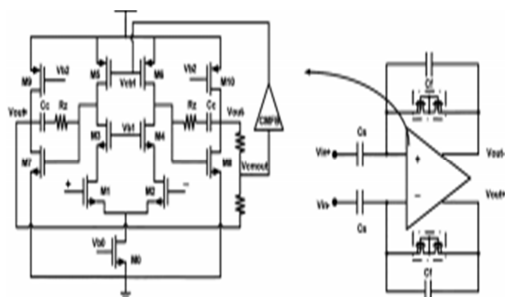
جدول (۳): مقایسه ویژگی‌های تقویت‌کننده‌های کسکد تاشده

مؤلفه‌ها	[۱۰]	[۱۱]
تعداد کانال‌ها	-	۸
تکنولوژی (nm)	۱۸۰	۱۸۰
ولتاژ تغذیه (V)	۰.۵	۱.۸
مصرف توان هر کانال (μW)	۰.۰۶۱	۱۱
NEF	۳.۱	۴.۶
نویز (μV_{rms})	۱۲.۷	۵

د- مقایسه سه روش کسکد تاشده، تلسکوپیی و پخش توان

در جدول (۴) مقایسه بین یک تقویت‌کننده کسکد تاشده و تلسکوپیی آمده است.

در [۱۲] یک تقویت‌کننده بسیار کم توان ارائه شده است. اولین طبقه این سیستم ضبط عصبی یک تقویت‌کننده بیوپتانسیل (BPA) کم نویز است که نقش اساسی در عملکرد نویز و توان سیستم دارد. این تقویت‌کننده تلسکوپیی تمام تفاضلی حلقه بسته (BPA1)، بخش اصلی این ساختار برای مقایسه با کارهای دیگر است. طبقه دوم یک تقویت‌کننده حلقه باز معمولی (BPA2) است تا توازن بهتری بین نویز و توان تقویت‌کننده حاصل شود. نهایتاً با ترکیب ویژگی‌های برجسته BPA1 و BPA2، تقویت‌کننده حلقه بسته تمام تفاضلی با ورودی مکمل (BPA3) طراحی شده است که خطی‌پذیری و عملکرد نویز خوبی دارد. مدار BPA1 در شکل (۱۲) نشان داده شده است. سیگنال ورودی از طریق کوپلاژ AC آفست‌های dc بزرگ سطح الکتروود - بافت را حذف می‌کند. در اینجا طبقه ورودی از ساختار تلسکوپیی به جای کسکد تاشده استفاده کرده است زیرا ساختار تلسکوپیی تعداد شاخه‌های فعال را کاهش می‌دهد و دامنه ورودی کوچک نیاز به دامنه نوسان زیاد در ورودی اولین طبقه را مانع می‌شود.

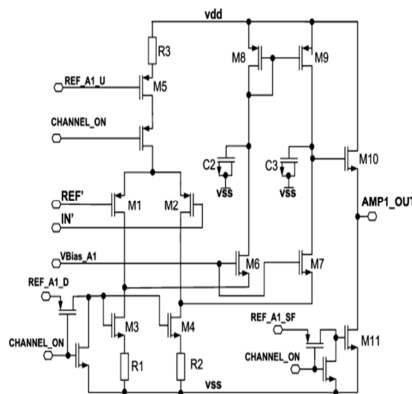


شکل (۱۲): تقویت‌کننده تلسکوپیی - کسکد حلقه بسته [۱۲]

Fig. (12): Telescopic-cascode closed-loop amplifier [12]

در جدول (۴)، داده‌های دوساختار کسکد تاشده و تلسکوپیی ارائه شده است.

سراسری تنظیم کرد. در آزمایشات عصب‌شناسی، تمامی کانال‌ها فعال نیستند. بنابراین هر کانال ضبط به طور مستقل توسط ورودی CHANNEL-ON خاموش یا روشن و در انرژی مصرفی صرفه‌جویی می‌شود. تقویت‌کننده عملیاتی به کار رفته در AMP1 در شکل (۱۱) نشان داده شده است.



شکل (۱۱): تقویت‌کننده عملیاتی با ساختار کسکدبهم تابیده به کار رفته در طبقه AMP1 [۱۱]

Fig. (11): Folded cascode operational amplifier used in the AMP1 stage [11]

ترانزیستورهای M_3 و M_4 به عنوان منبع جریان عمل می‌کنند. برای قابل مقایسه بودن سهم نویز ترانزیستورهای M_6 - M_9 با ترانزیستورهای M_2 و M_1 ، باید جریان بسیار کمتری برای M_6 - M_9 تنظیم شود که منجر به کاهش هدایت انتقالی کل تقویت‌کننده عملیاتی می‌شود، در حالی که هدایت انتقالی تقویت‌کننده عملیاتی باید بیشینه باشد. ترانزیستورهای درین مشترک خروجی (M_{10} و M_{11}) ولتاژ DC بهینه برای AMP1 تنظیم و مقاومت خروجی پیش‌تقویت‌کننده را کاهش می‌دهند. برای محدود کردن پهنای باند طبقه اول، خازن‌های C_2 و C_3 توسط ترانزیستورهای NMOS ساخته شده‌اند. طبقه دوم (AMP2) بر اساس تقویت‌کننده عملیاتی مشابه AMP1 استوار است؛ اگرچه برای کاهش نویز این طبقه، سطح و مصرف توان این طبقه در مقایسه با AMP1 به ترتیب ۲۴٪ و ۲۰٪ کاهش یافته است.

جدول (۳)، مقایسه بین ویژگی‌های دو تقویت‌کننده کسکد تاشده است. تقویت‌کننده [۱۰] در مقایسه با تقویت‌کننده [۱۱] با ولتاژ تغذیه کمتر توان را مقدار قابل توجهی کاهش داده است. همچنین NEF کوچکتری دارد که نشان دهنده توازن بهتر بین نویز و توان است.

بازسازی فعالیت‌های سلول‌های عصبی بیولوژیکی است و دو معادله و یک جمله غیرخطی دارد [۱۳]. کارهای مشابه دیگری در گذشته ارائه شده است که این روش را دنبال می‌کنند: مدل عصبی-Hindmarsh-rose [۱۴]، سیستم Volterra [۱۵]، مدل عصبی-Fitzhmarsh-Nagum [۱۶]، مدل عصبی Lear-Morries [۱۷] و مدل Oregonster [۱۸] اکثر مدارات این مدل‌ها بیشتر از ۲۰ ترانزیستور دارند و تا حد زیادی بر توان کم تمرکز دارند. اگرچه با تغییر پارامترهای تکنولوژی این مدارات دقت مدلسازی سیگنال‌های زمانی را در مقایسه با نوروهای بیولوژیکی از دست می‌دهند.

در [۱۹]، کاربردهای VLSI برای اعصاب بیرونی جهت کاهش توان مصرفی ارائه شده است که مدل عصبی Izhikevich را دنبال می‌کند و به یک تقویت‌کننده تفاضلی DC اعمال می‌شود. به عبارت دیگر روشی جدید برای کاهش مصرف توان در تقویت‌کننده تفاضلی معرفی می‌کند که با ترکیبی از سیگنال‌ها، کلیدزنی را سریع‌تر می‌کند. هنگامی که مدت زمان خاموش‌بودن کلید نسبت به مدت زمان روشن بودن افزایش یابد، مصرف توان کل سیستم کاهش می‌یابد. تلفات توان در مدارات ماسفتی در دو نوع پویا (دینامیک) و ایستا (استاتیک) است. تلفات توان پویا در طول شارژ و تخلیه شدن خازن‌های معادل ماسفت رخ می‌دهد. زمانی که ماسفت در تقویت‌کننده تفاضلی روشن است مقدار تقریبی خازن موثر از رابطه (۲) محاسبه می‌شود:

$$C = \frac{2 \epsilon A}{2 t_{OX}} \quad (2)$$

در اینجا، A مساحت، ϵ ثابت دی الکتریک و t_{OX} ضخامت لایه اکسید است.

در شرایط معمولی شش ماسفت در مدار وجود دارد بنابراین:

$$C_{eff} = \frac{4\epsilon A}{t_{OX}} \quad (3)$$

و تلفات توان پویا به صورت (۴) است:

$$P_f = f \cdot \frac{\epsilon A}{t_{OX}} (V_{dd} + V_{ss})^2 \quad (4)$$

در اینجا، f فرکانس، V_{dd} ولتاژ تغذیه مثبت و V_{ss} ولتاژ تغذیه منفی است.

تلفات توان ایستا ناشی از جریان نشتی ماسفت‌ها است که به علت ایده‌آل نبودنشان به وجود می‌آید. بیشترین توان ایستایی که توسط هر ماسفت مصرف از رابطه (۵) به دست می‌آید:

$$P_{Is} = I_{BIAS}(V_{dd} + V_{ss}) \quad (5)$$

در اینجا، I بیشترین جریانی است که از ماسفت عبور می‌کند (جریان اشباع).

از آنجایی که مدار شش ماسفت دارد می‌توان مصرف توان کل برای یک تقویت‌کننده دیفرانسیلی در شرایط عادی با شش ماسفت را به صورت (۶) نوشت:

$$P_{n, total} = 6 \left[f \cdot 2 \cdot \frac{\epsilon A}{t_{OX}} (V_{dd} + V_{ss})^2 + I_{BIAS}(V_{dd} + V_{ss}) \right] \quad (6)$$

Table (4): Comparison of folded cascode and telescopic amplifiers

جدول (۴): مقایسه بین تقویت‌کننده کسکد تا شده و تلسکوپی

مولفه‌ها	[۱۲]	[۱۰]
تغذیه (V)	۱	۰/۵
نویز (μV_{rms})	۲.۲	۱۲/۷
NEF	۲.۹	۳/۱
توان (μW)	۱۲	۰/۰۶۱
تکنولوژی (μm)	۰.۱۳	۰/۱۳

تقویت‌کننده [۱۰] ساختار کسکد تا شده و [۱۲] ساختار تلسکوپی دارد. مقایسه این دو ساختار با تکنولوژی یکسان نشان می‌دهد که ساختار کسکد تا شده مصرف توان بسیار کمتری دارد ولی نویز بالاتر آن باعث داشتن NEF بزرگتری شده است. پس ساختار [۱۰] مصرف توان کمتر و ساختار [۱۲] NEF مناسبتری دارد.

Table (5): Comparison of folded cascode and power distribution management topologies to reduce power consumption

جدول (۵): مقایسه بین دو ساختار مدیریت پخش توان و کسکد تا شده برای کاهش توان

مولفه‌ها	[۵]	[۱۱]
تکنولوژی (nm)	۱۸۰	۱۸۰
ولتاژ تغذیه (V)	۱.۸	۱/۸
بهره (dB)	۳۹.۴	۴۸/۶۰
مصرف توان	۷.۹۲	۱۱
NEF	۳.۳۵	۴/۶
سطح (mm^2)	۰.۰۶۲۵	۰/۰۶۵
CMRR (dB)	۶۳.۸	۵۵
نویز (μV_{rms})	۳.۵	۵

در جدول (۵) مقایسه بین یک تقویت‌کننده با ساختار کسکد تا شده و تقویت‌کننده‌ای که مدیریت پخش توان را برای کاهش توان مصرفی به کار برده است آمده است.

با مقایسه دو ساختار ارائه شده در جدول بالا با تکنولوژی و تغذیه یکسان واضح است که تقویت‌کننده [۵] با مدیریت پخش توان مصرف توان، سطح و NEF کمتری نسبت به ساختار [۱۱] دارد.

با مقایسه نتایج بدست آمده از دو جدول (۴) و (۵) واضح است که تقویت‌کننده [۱۰] نسبت به دو ساختار دیگر توان بسیار کمی دارد ولی نویز آن افزایش بسیاری داشته است اما ساختار [۵] از لحاظ نویز، توان، مساحت و NEF مقادیر مناسبتری دارد.

ه- استفاده از الگوسازی سیستم اعصاب

با استفاده از الگوسازی، فعالیت‌های سیستم اعصاب را مدل‌سازی می‌کنند. این مدل‌ها در تنظیم چرخه و پخش بهینه توان سیستم‌های اعصاب بسیار مؤثر است. مدل Izhikevich یک مدل ساده برای

جلوگیری از اعوجاج که می‌تواند در طول چنین تقویت گسسته‌ای به وجود آید، باید فرکانس پالس‌های به‌دست آمده از سلول‌های عصبی، بسیار زیاد نگه داشته شود.

۳- نتیجه‌گیری

در بیشتر طراحی‌ها ترانزیستورهای PMOS بزرگ در ناحیه زیرآستانه/ وارونگی ضعیف در طبقه ورودی برای کاهش نویز و توان مصرفی به کار گرفته شده است. در تقویت‌کننده‌های دو طبقه به علت عدم نیاز به محدوده دینامیکی بزرگ در خروجی طبقه اول می‌توان از ساختار تلسکوپی استفاده کرد. این ساختار با کاهش شاخه‌های جریان dc و فعال مصرف توان سیستم را کاهش می‌دهد. بهره تقویت‌کننده تلسکوپی مانند تقویت‌کننده‌های دو طبقه از مرتبه gm^2/ro^2 است بنابراین از آنجایی که ساختار تلسکوپی تک طبقه است مصرف جریان کمتری خواهد داشت و کاربرد مؤثرتری نسبت به ساختار دو طبقه دارد. در چنین ساختارهایی که محدوده دینامیکی وسیع در خروجی طبقه دوم نیاز است استفاده از ساختار کسکد تا شده مقرون به صرفه می‌باشد. با توجه به مقالات مرور شده، روش پخش توان نسبت به دو روش تلسکوپی و کسکد تا شده، تأثیر بیشتری در کاهش توان و مساحت و نویز تقویت‌کننده و در نتیجه کاهش NEF داشته است. در این روش نسبت به روش‌های پخش توان متداول، مصرف توان با اشتراک بخشی از OTA بین کانال‌های ضبط و مساحت سیلیکون با اشتراک خازن‌های بزرگ کاهش یافته است که میزان آن به تعداد تقویت‌کننده‌های اشتراکی بستگی دارد. اجرای روش پخش توان بر مبنای الگوی مناسب تهیه شده از سیستم اعصاب نتایج بسیار دقیقتری به همراه خواهد داشت.

پی‌نوشت:

- 1- Neuron
- 2- Glial cell
- 3- Front-End Amplifier
- 4- Noise Efficiency Factor
- 5- Reset

References

- [1] J.N.Y. Aziz, R. Genov, B.L. Bardakjian, M. Derchansky, P.L. Carlen, "Brain-silicon interface for high-resolution in vitro neural recording", IEEE Trans. on Biomed. Circuits and Sys, Vol. 1, No. 1, pp. 56-62, March 2007.
- [2] R.C. Gesteland, B. Howland, J.Y. Lettvin, W.H. Pitts, "Comments on microelectrodes", Proceedings of the IRE, Vol. 47, pp. 1856-1862, 1959.
- [3] V.S. Polikov, P.A. Tresco, W.M. Reichert, "Response of brain tissue to chronically implanted neural electrodes," Journal of Neuroscience Methods, Vol. 148, pp. 1-18, 2005.
- [4] K. Najafi, "Solid-state micro sensor for cortical nerve recordings", IEEE Engineering in Medicine and Biology, Vol. 13, No. 3, pp. 375-387, June/July 1994.
- [5] V. Majidzadeh, A. Schmid, Y. Leblebici, "Energy efficient low noise neural recording amplifier with enhanced noise efficiency factor", IEEE Trans. on Biomed. Circuits and Sys., Vol. 5, No. 3, pp. 262-271, June 2011.
- [6] S.S. Saberhosseini, A. Zabihian, A.M. Sodagar, "Low-noise OTA for neural amplifying applications", Proceeding of the IEEE/ICDCS, pp. 1-4, March 2012.

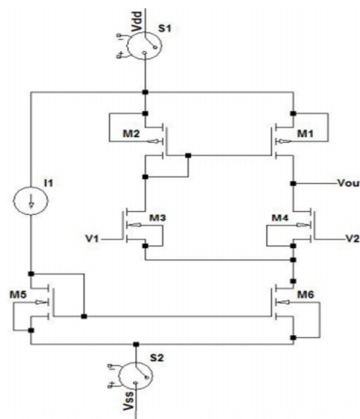
این رابطه زمانی که یک کلید ساده بین منبع تغذیه و مدار داخلی مانند شکل (۱۸) باشد صحیح است، زمانی که کلید بسته باشد اتلاف توان به صورت (۷) است.

$$P_{s,total.ON} = (6 + n) \left[f \cdot 2 \cdot \frac{\epsilon A}{t_{OX}} (V_{dd} + V_{SS})^2 + I_{BIAS} (V_{dd} + V_{SS}) \right] \quad (7)$$

در اینجا $n \cdot 6$ ماسفت وجود دارد، به طوری که n ماسفت برای طراحی سویچ به کار گرفته می‌شوند.

شواهد به دست آمده از آنالیزهای مصرف توان نشان می‌دهد افزایش مقدار $n \cdot 6$ (تعداد ماسفت‌های اشباع)، مصرف توان را در زمان روشن بودن کلید افزایش می‌دهد و در صورتی که کلید دائماً روشن باشد صرفه‌جویی توان را بی‌اثر می‌کند.

نمودار مدار طراحی شده در شکل (۱۳) آمده است. S_1 و S_2 ماسفت‌هایی هستند که گیت‌های منطقی را به کار می‌گیرند.



شکل (۱۳): نمودار مدار ارائه شده برای طراحی‌های کم مصرف [۱۹]

Fig. (13): The proposed circuit of the low power design [19]

M_3 و M_4 زوج تفاضلی ورودی را تشکیل می‌دهند. V_1 و V_2 ورودی‌های تست و V_{OUT} خروجی تکی و M_1, M_2, M_5, M_6 ماسفت‌های آینه جریان هستند. کلیدها به وسیله پالس‌های تولیدی مدار عصبی راه‌اندازی می‌شوند. با تنظیم چرخه کار پالس‌ها می‌توان در مصرف توان در زمان خاموش بودن کلید، صرفه‌جویی کرد. برای

- [7] F. Shahrokhi, K. Abdelhalim, D. Serletis, P.L. Carlen, R. Genov, "The 128-channel fully differential digital integrated neural recording and stimulation interface", *IEEE Trans. on Biomed. Circuits and Sys*, Vol. 4, No. 3, pp. 149-161, June 2010.
- [8] S. Rehman, A.M. Kambo, "A new architecture for neural signal amplification in implantable brain machine interfaces", *Proceeding of the IEEE/EMBC*, pp. 2744-2747, July 2013.
- [9] W. Wattanapanitch, R. Sarpeshkar, "A low-power 32-channel digitally programmable neural recording integrated circuit", *IEEE Trans. on Biomed. Circuits and Sys.*, Vol. 5, No. 6, pp. 592-602, Dec. 2011.
- [10] Y. Li, Q. Ma, M.R. Haider, Y. Massoud, "An ultra-low-power bio amplifier for implantable large-scale recording of neural activity", *Proceeding of the IEEE/WAMICON*, pp. 1 - 4, April 2013.
- [11] P. Kmon, P. Grybos, "Energy efficient low-noise multichannel neural amplifier in submicron CMOS process", *IEEE Trans, on Circuits and Sys.*, Vol. 60, No. 7, pp. 1764 - 1775, July 2013.
- [12] F. Zhang, I. Holleman, B. Otis, "Design of ultra-low power biopotential amplifiers for biosignal acquisition applications", *IEEE Trans, on Biomed Circuits and Sys*, Vol. 6, No. 4, pp. 344 -355, Aug. 2012.
- [13] E.M. Izhikevich, "Simple model of spiking neurons", *IEEE Trans. Neural Network*, Vol. 14, No. 6, pp. 1569-1572, Nov. 2003.
- [14] Y.J. Lee, Y. Kim, J. Ayers, A. Volkovskii, A. Selverston, H. Abarbanel, M. Rabinovich, "Low power real time electronic neuron VLSI design using subthreshold technique", *In Circuits and Systems, Proceedings of the 2004 International Symposium on*, Vol. 4, pp. 1V-744-7, May 2004.
- [15] K. Nakada, T. Asai, H. Hayashi, "A silicon resonate-and-fire neuron based on the volterra system", *Proceeding of the NOLTA, Belgium*, pp. 82-85, Oct. 2005.
- [16] B. Linares-Barranco, E. Sanchez-Sinencio, A. Rodriguez-Vazquez, J. L. Huertas, "A CMOS implementation of fitzhugh-nagumo neuron model", *IEEE Journal Solid-State Circuits*, Vol. 26, No. 7, pp. 956-965, Jul 1991.
- [17] G. Patel, S. DeWeerth, "Analogue vlsimorris-lecar neuron", *IET Electronics Letters*, Vol. 33, No. 12, pp. 997-998, June 1997.
- [18] K. Nakada, T. Asai, Y. Amemiya, "Analog CMOS implementation of a bursting oscillator with depressing synapse", *Proceeding of the IEEE/ISNIP*, pp. 503-506, Dec 2004.
- [19] A. James, A.P. Shariff, F. Maan, "A neuron based switch: Application to low power mixed signal circuits", *Proceeding of the IEEE/ACE*, pp. 86 - 89, June 2010.