



ارائه شده توسط:

سایت ترجمه فا

مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده

از نشریات معتبر

یک تقویت کننده‌ی عملیاتی بهبود یافته‌ی 1.2V برای کاربردهای

زیست پزشکی

چکیده

در این مقاله، یک تقویت کننده‌ی عملیاتی قابل برنامه ریزی نیمه هادی اکسید فلز تکمیل کننده‌ی با قدرت پایین بهبود یافته (CMOS) برای کاربردهای زیست پزشکی ارائه شده است. op-amp (تقویت کننده‌ی عملیاتی) شامل یک مرحله‌ی ورودی rail to rail، مرحله‌ی کسکود تابیده با بایاس کلاس AB و یک مرحله‌ی Gm ثابت می‌باشد. op-amp برنامه ریزی می‌شود تا در حالت قدرت پایین و حالت نویز پایین فعالیت کند. نتایج شبیه سازی نشان می‌دهند که مدار به یک بهره‌ی لوپ باز 97.75 dc دسی بل و نسبت رد حالت مشترک (CMRR) 112.41 دسی بل تحت 22 kΩ و یک بار 13.5pF دست پیدا می‌کند. op-amp در تکنولوژی CMOS 130 نانومتر با استفاده از ابزار Synopsis تحقق بخشیده می‌شود.

کلمات کلیدی: تقویت کننده‌ی عملیاتی؛ زیست پزشکی؛ قدرت پایین؛ نویز پایین.

یادداشت‌های بیوگرافی:

M. سانتانالا کشمی در حال حاضر، به عنوان یک دستیار پروفیسور (درجه‌ی ارشد) در دپارتمان الکترونیک و مهندسی ارتباط، دانشگاه تکنولوژی PSG، هند مشغول کار می‌باشد. او BE خودش را در مهندسی ارتباط و الکترونیک دانشگاه مهندسی کنگو، perundurai، در سال 1998 تکمیل کرده است. او ME خودش را در منطقه‌ی VLSID از دانشگاه تکنولوژی PSG، کویمباتور در سال 2005 تکمیل کرد. او بیشتر از 10 سال تجربه‌ی آکادمیک دارد و 7 مقاله در ژورنال‌های ملی و بین‌المللی منتشر کرده است. حوزه‌های پژوهشی او، شامل طراحی VLSI توان پایین، طراحی VLSI آنالوگ، طراحی VLSI سیگنال جمععی می‌باشد.

P.T واناتی در حال حاضر، به عنوان دستیار پروفیسور در دپارتمان ECE دانشگاه تکنولوژی PSG در حال کار می‌باشد. او BE و ME خودش را از دانشگاه تکنولوژی PSG، کویمباتور در سال 1985 و 1991 تکمیل کرده است. او PhD خودش را در حوزه‌ی پردازش سیگنال گفتاری از دانشگاه براتریار، کویمباتور در سال 2002 تکمیل کرده است. او حدود 24 سال تجربه‌ی تدریس و پژوهش دارد. علایق پژوهشی او شامل محاسبات نرم، پردازش

سیگنال گفتاری، شبکه‌های سنسور بی سیم و طراحی VLSI می‌باشد. او در ساخت مدار یکپارچه با موسسه‌ی علوم هند، NIT، سوراتکال و BESU، Howrah تحت برنامه‌ی تراشه‌ی هند در سال 2008 همکاری کرده است. او 60 مقاله در ژورنال‌های ملی و بین‌المللی و 93 مقاله در کنفرانس‌های ملی و بین‌المللی منتشر کرده است.

1. مقدمه

اخیراً، یک تقاضای روبه افزایش برای مدارهای یکپارچه‌ی سیگنال مجتمع با نویز پایین و توان پایین، در سیستم‌های پزشکی قابل حمل وجود دارد. بنابراین، یک سطح بالایی از یکپارچگی سیستم برای مدیریت سیستم پتانسیل زیستی مورد نیاز است. معمول‌ترین پتانسیل‌های زیستی مشاهده شده که برای تشخیص پزشکی مورد استفاده قرار گرفته‌اند، به صورت غیر تهاجمی با الکترودهایی که روی سطح پوست قرار داده می‌شوند پایش می‌شوند (Lee et al., 2006a, 2006b). این‌ها شامل الکتروکاردیوگرام (ECG) که فعالیت قلب را پایش می‌کند؛ الکترومیوگرام (EMG)، که سایر فعالیت‌های عضلانی در بدن را پایش می‌کند، و الکتروانسفالوگرام (EEG) که فعالیت الکتریکی در مغز را توسط پتانسیل‌های ضعیف روی پوست سر پایش می‌کند، می‌باشند. چندین روش برای یکپارچه کردن تکنولوژی CMOS با استفاده از آنالوگ front end انجام شده‌اند. عموماً، تراشه‌ی یکپارچه یک محصول نسبتاً کم هزینه، اما با مصرف قدرت بالا برای سیگنال‌های ECG و EEG ارائه می‌کند. برای غلبه بر این مشکل، اجزا قابل برنامه ریزی با مبادله‌ی قابل تعدیل بین نویز و اتلاف قدرت در همان تراشه تعبیه شده است. از آنجایی که منبع نویز اصلی در حلقه‌ی ثبت سیگنال‌های زیست پزشکی در اولین مولفه یعنی پیش تقویت کننده، که ترکیبی از تقویت کننده‌های عملیاتی می‌باشد، مشاهده شده است، یک تقویت کننده‌ی عملیاتی قابل برنامه ریزی (op-amp) یک جزء کلیدی است (Van Helleputte et al., 2008).

Op-amp قابل برنامه ریزی بر اساس تکنولوژی مدار موجود در هوگوروست و هویجسینگ (1996) طراحی شده است. op-amps ارائه شده در برونسکووسکی و شرودر (2007) و میر اوف در هید و همکارانش (2007) از این تکنولوژی برای طراحی خودش استفاده کرده است و با استفاده از تکنولوژی CMOS 0.35 میکرومتر با یک ولتاژ منبع 3.3 ولتی اجرا شده است. آن سطح بزرگی را اشغال می‌کند و مصرف قدرت بالایی دارد. بنابراین، ولتاژ منبع op-amps قابل برنامه ریزی، در حدود 1 ولت حفظ می‌شود تا اتلاف قدرت کمتر را تضمین کند. اما، توپولوژی‌های مدار آنالوگ مرسوم، با این ولتاژ منبع کار نمی‌کند چون مقیاس اندازه‌ی دستگاه پایین آورده شده

است، ولتاژ آستانه‌ی ترنزیستورهای MOS کاهش نیافته بود چون این می‌توانست منجر به افزایش جریان‌های نشتی شود. این مساله می‌تواند با استفاده از MOSFETs های متناوب مانند MOSFETs های دارای دریچه‌ی شناور، MOSFETs های تحریک شده و DTMOS تسکین داده شود. یک 1.2V op-amp در یک فرایند CMOS 0.35 میکرونی (Riisanen-Ruotsalainen et al., 2000) با استفاده از ترنزیستورهای ورودی با دریچه‌ی شناور یکپارچه می‌شود تا محدوده‌ی ولتاژ حالت معمول ورودی op-amp را افزایش دهد اما به خاطر تقسیم خازنی، سیگنال ورودی ضعیف می‌شود که منجر به بهره‌ی ضعیف‌تر، محصول پهنای باند با بهره کمتر و خصوصیات نویز پایین‌تر می‌شود. در ترنزیستورهای تحریک شده‌ی بزرگ (Lasanen et al., 2000)، محدودیت‌های ولتاژ آستانه ناپدید می‌شود اما دستگاه‌ها مقدار هدایت عرضی پایین‌تر داشتند که به دلیل توان (ظرفیت الکتریکی) کنترل کمتر لایه‌ی تخلیه، توان پارازیتی بزرگتر که فرکانس را پایین‌تر می‌آورد و ورودی بالاتر نویز ارسالی می‌باشد. طراحی op-amp بر اساس ترنزیستورهای ولتاژ آستانه‌ی داینامیک (DTMOS)، برای کاربردهای زیست پزشکی ولتاژ پایین و توان پایین ترجیح داده می‌شود (Achigui et al., 2003). بدنه و دریچه‌ی این ترنزیستور DTMOS در پتانسیل مشابه، دارای بایاس می‌شود. بنابراین، آن قادر به پردازش سیگنال‌های نوری با دامنه‌ی پایین می‌باشد و برای ساخت بخش گیرنده‌ی front end دستگاه فلوتومتري طیفی مادون قرمز نزدیک (NIRS) مورد استفاده قرار گرفته است. از طرف دیگر، op - amp به نویز لرزشی حساس می‌باشد (1/f)، که آن را در کاربردهای زیست پزشکی با فرکانس پایین بسیار مضر می‌سازد که به دلیل طیف قدرت و آفست ولتاژ آن می‌باشد. بنابراین، توانایی برنامه ریزی op amp باید به طوری بهره برداری شود که، اگر کاربردهای پزشکی مختلف در یک تراشه با هم ترکیب شده باشند، هم در حالت نویز پایین و هم در حالت توان پایین کار کند. یک کاربرد از این نوع از op amp در آنالوگ front end یک سیستم روی تراشه (SoC) برای دستیابی به سیگنال زیست پزشکی مورد استفاده قرار گرفته بود (Hafkemeyer et al., 2007). برای مثال، op amp در وضعیت نویز پایین برای ثبت‌های EEG حساس یا حالت قدرت پایین برای کاربردهای ECG متحرک برنامه ریزی می‌شود. برخلاف op amps مرسوم، op amps های قابل برنامه ریزی مزیت وفق پذیری با خصوصیات سیستم را دارند. در این مقاله، یک op amp قابل برنامه ریزی بهبود یافته که بر عیب op amps های مرسوم غلبه کرده بود، پیشنهاد شده است و با استفاده از تکنولوژی CMOS 130 نانومتری با ولتاژ منبع 1.2 ولتی اجرا شده است.

بخش 2، عملیات پایه‌ی و اجرای طراحی ساختار op amp موجود را توصیف می‌کند. ساختار op amp‌های بهبود یافته و طراحی آن‌ها در بخش 3 توصیف شده است. نتایج شبیه‌سازی در بخش 4 ارائه شده است و نتایج در بخش 5 ارائه شده‌اند.

2. سیستم‌های زیست پزشکی

2.1 مقدمه

در سال‌های اخیر، یک تقاضای رو به رشد برای مدارهای یکپارچه‌ی سیگنال مجتمع با نویز پایین و توان پایین برای کاربردهایی مانند سیستم‌های پزشکی قابل حمل وجود دارد. در این کاربردها، مقیاس ولتاژ منبع پایین آورده می‌شود تا مصرف قدرت کلی را کاهش دهد. نیاز برای مدارهای آنالوگ در تکنولوژی CMOS نانومتر، ناشی از لزوم ترکیب هر دو بلوک‌های دیجیتال و آنالوگ به درون سیستم شکل دهنده‌ی SoC می‌باشد (Busze et al., 2010). CMOS دیجیتال اغلب تکنولوژی ترجیحی برای فرایند ساخت می‌باشد که به دلیل هزینه‌های اقتصادی کارآمد آن می‌باشد. در نتیجه، مدارهای آنالوگ همزمان نه تنها باید با ولتاژهای منبع پایین فعالیت کنند بلکه همچنین باید در فرایندهای CMOS دیجیتال معمول نیز قابل تحقق باشد.

یکی از مهم‌ترین بلوک‌های سازنده در سیستم‌های آنالوگ، تقویت کننده‌ی عملیاتی می‌باشد. پژوهش‌های قابل توجهی در طی 20 سال گذشته به توسعه و بهبود ساختار op amp اختصاص داده شده است (Harrison, 2007; Stockstand and Yoshizawa, 2002; Blalock et al., 1998). هنوز بیشتر توپولوژی‌های قدیمی، در زیر منابع قدرت 3 ولت از عملکرد رضایت بخشی برخوردار نیستند. ساختارهای قدیمی معمولاً شامل یک مرحله‌ی ورودی و یک یا دو مرحله‌ی بهره‌ی میانی بودند. این مراحل بهره باید بهره‌ی dc بالایی ارائه کند که می‌توانست با استفاده از حالت آنبشاری به دست بیاید. از آنجایی که op amps مهم‌ترین بلوک‌های سازنده در همه‌ی سیستم‌های آنالوگ هستند، هدف این کار، مطالعه‌ی تئوری و طراحی op amps با قدرت پایین و نویز پایین و آنالیز آن برای اینکه قابل برنامه‌ریزی باشد یا نه، می‌باشد.

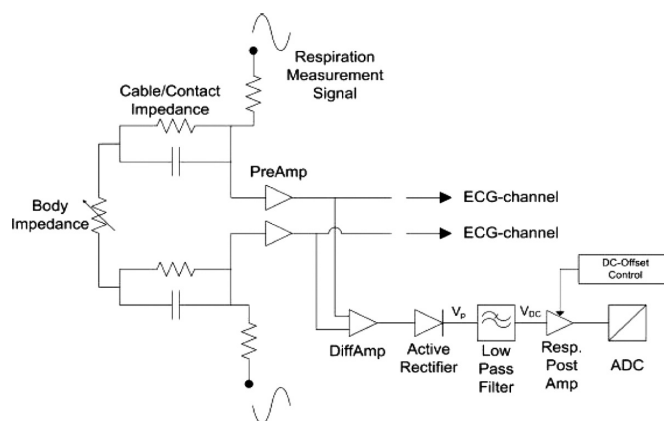
2.2 کاربردها

تقویت کننده‌ی عملیاتی (op - amp) مهم‌ترین بلوک سازنده برای استفاده در کاربردهای SoC سیگنال مجتمع می‌باشد (Van Helleputte et al., 2008). آن یک عنصر فعال با بهره‌ی بالا می‌باشد که برای اجرای یک عملیات

پردازش سیگنال مشخص طراحی شده است. یک op amp قابل برنامه ریزی در کاربردهای زیست پزشکی، سیگنال پتانسیل زیستی ضعیف را به شکل سیگنال‌های با دامنه‌ی بزرگ تقویت می‌کند و طوری برنامه ریزی می‌شود که هم نویز و هم قدرت را مدیریت کند. ساختار پایه‌ای آنالوگ front end یک سیستم پایش کننده‌ی تنفس، مانند چیزی است که در شکل 1 نشان داده شده است.

سیستم پایش تنفس کاملاً روی یک تراشه یکپارچه می‌شود به جز یک خازن خارجی برای فیلترینگ پایین گذر. اصول اندازه گیری بر اساس اندازه گیری مقاومت ظاهری بیو الکتریک روی قفسه سینه‌ی بیماران می‌باشد و اندازه گیری تنفس همزمان با یک اندازه گیری ECG با استفاده از دو الکتروود ECG را ممکن می‌سازد. این مدار همچنین برای تشخیص دریاچه‌های باز توسط اندازه گیری مقاومت ظاهری مطلق بین دریاچه‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. اگر این مقاومت ظاهری از یک آستانه‌ی معین عبور کند، فرض می‌شود که دریاچه‌ها باز هستند. نوسان کننده‌ی روی تراشه، دو سیگنال سینوسی 40 کیلوهرتزی مختلف را تولید می‌کند که برای الکتروودهای بدن به کار می‌روند که از طریق مقاومت‌های ظاهری دیگری یک تقسیم کننده‌ی ولتاژ را شکل می‌دهند. سیگنال حامل اعمال شده توسط یک تغییر مقاومت ظاهری بدن، که به خاطر تنفس بیمار است، تعدیل می‌شود.

شکل 1. ساختار پایه‌ی آنالوگ front end



بعداز پایش تقویت کننده، هم سیگنال ECG و هم حامل تعدیل شده حضور دارند. از آنجایی که حامل در 40 کیلوهرتزی قرار دارد، و توسط فیلتر پایین گذر در انتهای کانال آنالوگ حذف می‌شود، اندازه گیری تنفس، اندازه گیری ECG را مختل نمی‌کند. بعداز پایش تقویت کننده، حامل تمایزی به یک سیگنال تک انتهایی تبدیل می‌شود. فرکانس خیلی پایین (کمتر از 1 هرتز) سیگنال تنفسی که بر اساس سیگنال حامل تعدیل می‌شود می‌تواند به عنوان یک سیگنال DC با تغییر آهسته در نظر گرفته شود. برای استخراج این سیگنال DC، یک یکسو کننده‌ی

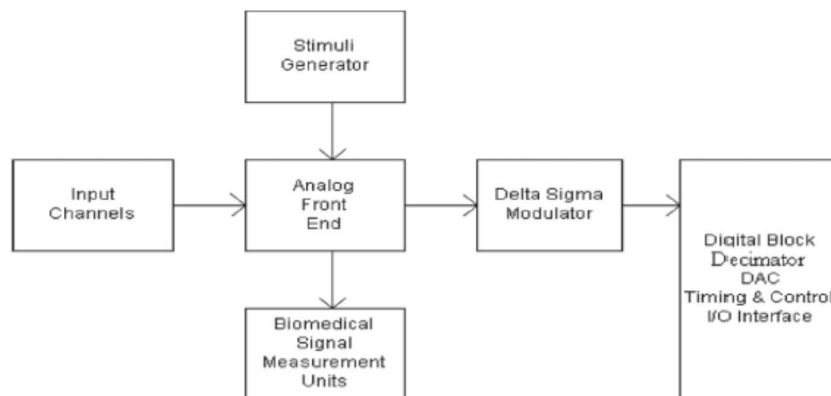
با موج کامل فعال مورد استفاده قرار می‌گیرد که با یک فیلتر پایین گذر سالن - کی (Sallen-Key) دنبال می‌شود. سیگنال تنفسی به دست آمده به حدی کوچک است (در محدوده‌ی میکروولت) که باید مستقیماً A/D تبدیل شود. بنابراین، یک تقویت کننده‌ی پسین قابل تعدیل برای تقویت این سیگنال مورد استفاده قرار می‌گیرد. سیگنال تنفسی تقویت شده در نهایت به صورت A/D تبدیل می‌شود و سیگنال رقمی شده می‌تواند توسط DSP روی تراشه خوانده شود.

به علاوه، طراحی‌های مختلف تقویت کننده مورد بررسی قرار گرفته‌اند و برای ثبت پتانسیل‌های زیستی مانند سیگنال‌های قشری توسعه پیدا کرده‌اند (Hogervorst and Huijsing, 1996; Lee et al., 2006a, 2006b; Mingjun et al., 2008). این تقویت کننده‌ها معمولاً در دستگاه‌های زیست پزشکی قابل ایمپلنت همراه با ورودی‌های تقویت کننده که به آرایه‌های میکروالکترونی متصل می‌شوند مورد استفاده قرار می‌گیرند. پتانسیل‌های زیستی به دست آمده از آرایه‌های میکروالکترون معمولاً یک طیف قدرتی بین چند هرتز و چند کیلوهرتز با یک محدوده‌ی دامنه‌ی بین چند ده ولت و چند میلی ولت دارند. معمول‌ترین دامنه‌های سیگنال زیست پزشکی و محدوده‌ی فراوانی استفاده شده، در جدول 1 ارائه شده است. در نتیجه، تقویت کننده‌ها برای داشتن ورودی پایین نویز ارسالی مورد نیاز هستند. از آنجایی که تقویت کننده‌های زیادی در یک دستگاه زیست پزشکی قابل ایمپلنت وجود دارد، اتلاف قدرت کلی تقویت کننده‌ها باید خیلی پایین نگه داشته شود به طوری که کل دستگاه بتواند مستقیماً توسط یک جفت کننده‌ی القایی که از یک میدان RF یا از یک باتری قابل شارژ القایی آمده است قدرت داده شود. برای استفاده‌ی موثر از قدرت موجود در دستگاه قابل ایمپلنت، ولتاژ منبع باید آنقدر پایین باشد که سیگنال خروجی نوسان کند و محدوده‌ی داینامیک تجزیه نشود. در نتیجه، تقویت کننده‌های rail to rail ولتاژ پایین و قدرت پایین، باید برای تکثیر، بافری کردن و غیره مورد استفاده قرار بگیرند. ساختمان سیستم کلی SoC در شکل 2 نشان داده شده است.

جدول 1 سیگنال‌های زیست پزشکی که عموماً مورد استفاده قرار می‌گیرند

<i>Signal</i>	<i>Frequency</i>	<i>Amplitude</i>
ECG	0.05–250 Hz	5 μ V–8 mV
EEG	0.5–100 Hz	2 μ V–200 μ V
EP	2 kHz–5 kHz	20 nV–20 μ V
EMG	0.01 Hz–10 kHz	50 μ V–10 mV

شکل 2. ساختار سیستمی سیستم کامل روی تراشه



2.3. پژوهش آینده

اخیراً، یک تقاضای زیادی برای سیستم‌های اکتساب پتانسیل زیستی سیار با اندازه کوچک و قدرت پایین وجود دارد. بازخوانی آنالوگ front end، هنوز مهم‌ترین بلوک در این سیستم می‌باشد. در حالت نرمال، در سناریوی حاضر، بیماران به یک سیستم پایش برقی حجیم متصل می‌شوند، که حرکت بیمار را محدود می‌کند و موجب ایجاد ناراحتی می‌شود. بنابراین، هدف، اجرای یک سیستم اکتساب پتانسیل زیستی می‌باشد که راحت باشد و قابلیت حرکت را به همراه خودکفایی دراز مدت قدرت (نیرو)، کیفیت بالای سیگنال و تنظیمات برای سیگنال‌های مختلف پتانسیل زیستی ارائه کند. بنابراین، کیفیت زندگی بیماران، با استفاده از این سیستم بهبود یافته است (Zhang et al., 2009). سیستم اکتساب کامل به دو بخش تقسیم می‌شود: آنالوگ front end و back end ADC. آنالوگ front end یک ترکیبی از یک تقویت کننده و فیلتر می‌باشد که سیگنال‌های زیست پزشکی ضعیف را به سمت دامنه‌های بزرگ تقویت می‌کند و نویزهای ناخواسته را فیلتر می‌کند. back end برای پردازش سیگنال‌های رقمی شده مورد استفاده قرار می‌گیرد.

به علاوه، پیشرفت اخیر در تکنولوژی‌های ارتباطی بی سیم، سیستم‌های پایش تلفنی خانگی را به یک زمینه‌ی در حال ظهور تبدیل کرده است. پایش در خانه انجام می‌شود (Hsu et al., 2007) و آن منجر به رضایت بالای بیمار شده است. این در واقع هزینه‌ی پزشکی را پایین می‌آورد چون این بیمار، نسبت به یک بیمار نرمال باید روزهای کمتری را در بیمارستان سپری کند. یک ملاحظه‌ی مهم در یکپارچه سازی مولفه‌های آنالوگ و دیجیتال این است که SoC ایجاد شده باید در یک طیف وسیعی مورد استفاده قرار بگیرد به طوری که آن در کاربردهای مراقبت خانگی 24h/7d کم هزینه قابل کاربرد باشد.

همچنین، سیستم‌های قابل پوشیدن و قابل حمل در سیستم‌های مراقبت خانگی مختلفی به کار رفته‌اند. به طوری که روندهای اخیر در ارتباطات بی سیم، شبکه‌ی ارتباطی بدن انسان (Huaug et al., 2009) در تصاویر و سیگنال‌های مخابره شده‌ی با کیفیت بالا و سرعت انتقال خوب محبوب‌تر شده است (سطح Mbps). مصرف انرژی برای این نوع از لینک‌های بی سیم باید خیلی پایین باشد. بنابراین، آنالوگ front end که از الگوی سیگنالینگ باند پهن استفاده می‌کنند، در فرکانس عملیاتی پایین‌تر با حساسیت خیلی بالا عمل می‌کنند.

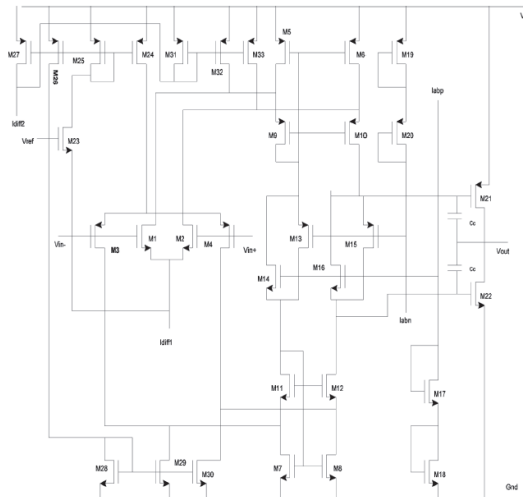
3. ساختار و طراحی op – amp موجود

3.1 مقدمه

هدف این کار اجرای امیدبخش‌ترین، تقویت کننده‌ی عملیاتی قابل برنامه ریزی با قدرت پایین و نویز پایین به عنوان یک پیش تقویت کننده برای کاربردهای زیست پزشکی می‌باشد. آن قدرت کمتری را مصرف می‌کند، نویز کمتری را ایجاد می‌کند و سیگنال‌های ورودی قشری ضعیف را به سمت یک اندازه‌ی بزرگتر تقویت می‌کند. ساختار op – amp موجود در مقاله‌ی هافک میر و همکارانش (2008) بهبودهایی از نظر بهره، قدرت و نمایش نویز دارد و به طوری ساخته شده است که درون یک محدوده‌ی قابل برنامه ریزی که در حالت نویز پایین در یک انتها و حالت قدرت پایین در انتهای دیگر قرار دارد فعالیت کند. الگوی شماتیک کامل op amp در شکل 3 نشان داده شده است. مرحله‌ی ورودی rail to rail توسط ترنزیستورهای M1-M4 شکل می‌گیرد. مرحله‌ی کسکود تابیده شامل ترنزیستورهای M5-M20 همراه با ترنزیستورهای M21 و M22 می‌باشد که مرحله‌ی خروجی کلاس AB را شکل می‌دهند. قابلیت برنامه ریزی op amp توسط ترنزیستورهای M29، M30، M32 و M33 تضمین می‌شود که مرحله‌ی G_m ثابت را شکل می‌دهد. خطای خارجی جریان‌های $I_{diff1,2}$ و $I_{abn, p}$ طوری تنظیم

می‌شوند که op - amp در حالات قدرت پایین، قدرت متوسط و قدرت بالا کار کند. این در واقع قابلیت برنامه ریزی op amp را به انجام می‌رساند. ولتاژ دارای بایاس V_{bcn} و V_{bcp} به عنوان ولتاژ مرجع برای مرحله‌ی کسکود و CC برای جبران میلر مورد استفاده قرار می‌گیرد.

شکل 3. ساختمان op - amp موجود



زمانی که ولتاژ حالت معمول، $V_{cm,in}$ روی نیمی از ولتاژ منبع تنظیم می‌شود، M_{23} دارای بایاس می‌شود تا یک جریان برابر با $I_{diff1}/2$ را توسط آینه جریان که توسط ترنزیستورهای M_{24} و M_{25} شکل می‌گیرد را حمل کند. این توزیع مساوی از جریان در ترنزیستورهای NMOS و PMOS منجر به ایجاد مقدار هدایت عرضی ثابت G_m می‌شود. ترنزیستورهای M_{26} و M_{27} جریان برابری از $I_{diff1}/2$ و جریان I_{diff2} را حمل می‌کنند که بین M_{27} و M_{31} توزیع می‌شود. اگر $V_{cm,in}$ به مقادیر بالاتری برسد، جفت ورودی PMOS و M_{23} ، تنظیمات I_{D32} ، I_{D33} را به $I_{diff2}/2$ تبدیل می‌کند. بنابراین، جریان تنها توسط جفت NMOS حمل می‌شود که مقدار هدایت عرضی را دوبرابر می‌کند. بنابراین، قابلیت برنامه ریزی op amp با ترنزیستورهای ورودی که در منطقه‌ی وارونه سازی ضعیف دچار بایاس می‌شوند و ترنزیستورهای خروجی که در منطقه‌ی وارونه سازی قوی دچار بایاس می‌شوند، به دست می‌آید. بنابراین، رابطه‌ی موجود در معادله‌ی 1 به دست می‌آید.

$$\frac{gm_{22}}{gm_4} \sim \frac{\sqrt{ID_{22}}}{ID_4} \quad (1)$$

Idiff1 و Idiff2 به عنوان جریان‌های دارای بایاس برای مرحله‌ی ورودی و جریان‌های خروجی labn و labp برای کسکود تابیده و مرحله‌ی خروجی مورد استفاده قرار می‌گیرند. تنظیمات صحیح این جریان‌ها op amp را طوری می‌سازد که در حالت قدرت پایین (P_{low})، حالت قدرت متوسط (P_{medium}) و حالت قدرت بالا (P_{high}) کار کند (Hafkemeyer et al., 2008).

3.2 طراحی op amp با استفاده از ولتاژ منبع پایین

ولتاژ منبع مینم که باید توسط op - amp حفظ شود توسط بایاس دار کردن ترنزیستورهای کسکود تابیده در منطقه‌ی برگردان قوی تنظیم می‌شوند. معادلات 2 و 3 نشان دهنده‌ی ثابت‌هایی برای مینم ولتاژ منبع می‌باشند به طوری که ولتاژ overdrive (موثر) به صورت $V_{ov}=V_{gs}-V_{th}$ می‌باشد.

$$V_{dd} \geq 5 * V_{ov} \quad (2)$$

$$V_{dd} \geq 2 * V_{gs} + V_{ov}. \quad (3)$$

با ماکزیمم ولتاژ آستانه، معادله‌ی 3 می‌تواند به صورت زیر اصلاح شود

$$V_{th, \max} \leq \frac{1}{2} * (V_{dd} - 3 * V_{ov}). \quad (4)$$

مینم ولتاژ منبع به دست آمده با یک ولتاژ 0.2V overdrive، برابر یک ولت بود. در این طراحی، یک ولتاژ منبع 1.2 ولتی برای صدق در معادله‌ی 2 حفظ شده است.

4 ساختار op - amp پیشنهادی

در اندازه‌گیری‌های زیست پزشکی، نسبت رد حالت معمول (CMRR)، یک پارامتر مهم می‌باشد که نشان دهنده‌ی توانایی رد تداخل خط قدرت می‌باشد. خطی بودن، نسبت رد منبع قدرت (PSRR) و نسبت سیگنال به نویز (SNR) همگی با CMRR مرتبط هستند. دو محدودیت مهم وجود دارد که باید برای محاسبه‌ی CMRR زمانی که الکترودهای فعال مورد استفاده قرار می‌گیرند، در نظر گرفته شوند. یک مورد اثر تقسیم کننده‌ی پتانسیل می‌باشد یعنی هر تفاوتی در مقاومت ظاهری الکتروود پوست CMRR ماکزیمم را محدود خواهد کرد. یک پارامتر مهم این است که در حین افزایش مقاومت خروجی تقویت کننده با استفاده از الکترودها، بهره‌ی تقویت کننده تحت تاثیر

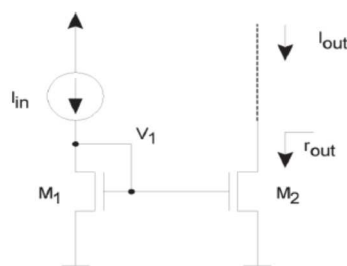
قرار می‌گیرد. CMRR و بهره می‌تواند توسط تعویض ترنزیستورهای متصل به دیود در ساختار op amp موجود توسط مدارهای آینه‌ی جریان بهبود پیدا کند. آینه‌ی جریان یکی از بلوک‌های سازنده‌ی پایه‌ای مدارهای یکپارچه‌ی آنالوگ می‌باشد. آینه‌های جریان برای دستیابی به دقت بالا و مقاومت ظاهری خروجی بالا و بنابراین بهره‌ی بالا مورد استفاده قرار می‌گیرند. بنابراین در ساختارهای موجود، ترنزیستورهای متصل به دیود M17، M18، M19 و M20 با مدارهای آینه‌ی جریان ویلسون و کسکود، ویدلار ساده جایگزین شد و کارایی آن‌ها با هم مورد مقایسه قرار گرفت.

4.1. آینه‌های جریان

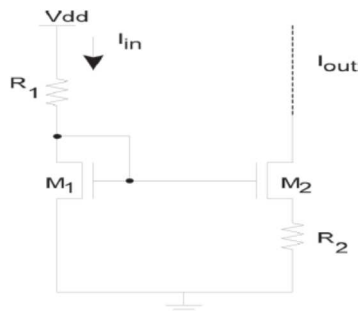
یک آینه‌ی جریان ایده آل (Johns and Martin, 1997) یک مداری با مقاومت ظاهری خروجی نامحدود، مقاومت ورودی صفر و مینی‌م ولتاژ خروجی می‌باشد. مدار آینه‌ی جریان ساده در شکل 4 نشان داده شده است. ترنزیستورهای M1 و M2 در منطقه‌ی اشباع قرار دارند. یک جریان مرجع از طریق ترنزیستور متصل به دیود M1 جریان پیدا می‌کند و همان مقدار از جریان در خروجی آینه‌ای می‌شود. مینی‌م ولتاژ خروجی V_{on} و مقاومت خروجی $R_{out}=r_{ds}$ می‌باشد. مقاومت ظاهری خروجی در تکنولوژی‌های زیر حد میکرون پایین می‌باشد و دقت بهره‌ی جریان ضعیف است چون $V_{DS1} \neq V_{DS2}$.

مدار منبع جریان ویدلار در شکل 5 نشان داده شده است. آن از مقاومت‌های دژنره کننده‌ی منبع R1 و R2 در پیکربندی خودش استفاده کرده است. محدودیت‌های عملی روی انتخاب مقدار مقاومت وجود دارد. اگرچه کارایی بهبود یافته است، اما آن دارای مبادله‌ی بین قدرت و سطح می‌باشد. اگر ترنزیستورها جایگزین مقاومت‌ها شوند، بهتر است.

شکل 4. آینه‌ی جریان ساده

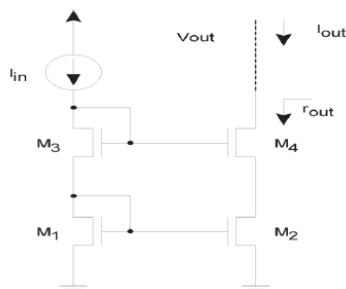


شکل 5 آینه‌ی جریان ویدلار



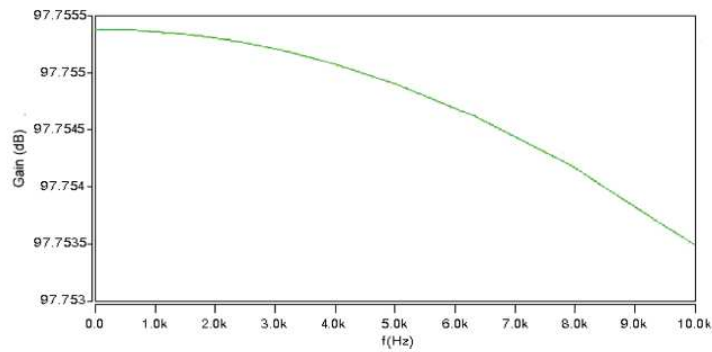
در یک آینه‌ی جریان کسکود، کسکود کردن موجب افزایش دقت می‌شود و ترنزیستورها همانطوری که در شکل 6 نشان داده شده است به هم متصل می‌شوند. مقاومت خروجی به صورت $R_{out} = g_m r_{ds}^2$ ارائه شده است و بهره‌ی جریان عالی است $V_{DS1} = V_{DS2}$. بنابراین، مقاومت خروجی و دقت بهره‌ی جریان بهبود یافته است. اصلاح آینه‌ی جریان کسکود، یک آینه‌ی جریان ویلسون می‌باشد که تقریباً مشابه با یک آینه‌ی جریان کسکود اجرا می‌شود. دی‌گرام مدار آینه‌ی جریان ویلسون در شکل 7 نشان داده شده است. آن از یک مجموعه‌ی بازخورد موازی برای افزایش دقت بهره استفاده می‌کند. مقاومت خروجی کاملاً مشابه آینه‌ی جریان کسکود می‌باشد اما تنظیم (تعیین) ثابت ولتاژ خروجی مشکل می‌باشد. زمانی که جریان خروجی افزایش می‌یابد، ولتاژ خروجی به اندازه‌ی دو برابر مربع ریشه‌ی جریان خروجی بزرگتر می‌شود. بنابراین، یک مدار آینه‌ی جریان کسکود (Johns and Martin, 1997) از نظر کارایی خودش در مقایسه با همه‌ی آینه‌های جریان دیگر برتری دارد.

شکل 6. آینه‌ی جریان کسکود



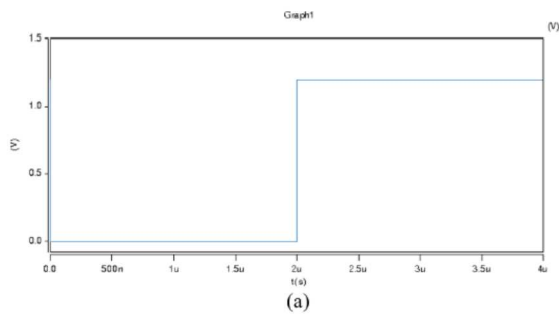
شکل 7. آینه‌ی جریان ویلسون

شکل 9. پلات بهره‌ی op amp پیشنهادی

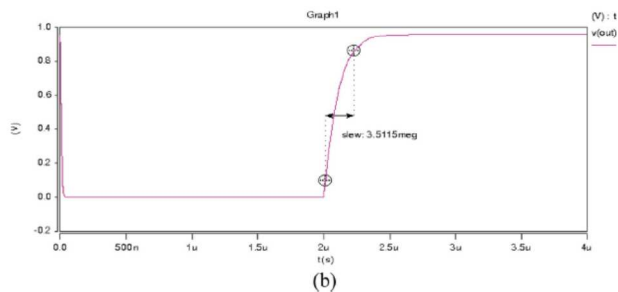


محاسبه‌ی (تعیین) رفتار زمان برای op amp پیشنهادی در شکل 8 با پیکربندی دنبال کننده‌ی ولتاژ اجرا شده است. شکل 10 (a) و (b) نشان دهنده‌ی محاسبه‌ی زمان ورودی و خروجی op-amp زیست پزشکی پیشنهادی می‌باشد.

شکل 10(a) مرحله‌ی ورود به op amp پیشنهادی (برای رنگ‌ها نسخه‌ی آنلاین را ببینید)

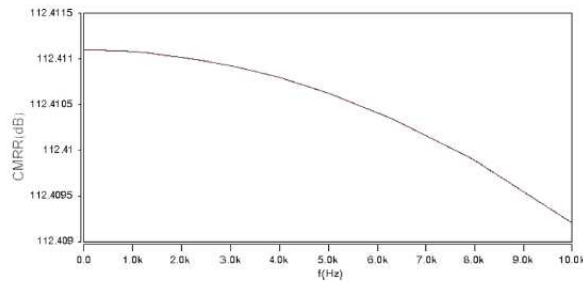


شکل 10(b) محاسبه‌ی زمان خروج از op amp پیشنهادی (برای رنگ‌ها، نسخه‌ی آنلاین را ببینید)



آنالیز AC برای op amp زیست پزشکی پیشنهادی با پیکربندی حالت معمول اجرا شد و شکل 11 نشان دهنده‌ی خروجی CMRR زیست پزشکی op amp پیشنهادی می‌باشد.

شکل 11. CMRR op amp پیشنهادی (برای رنگ‌ها نسخه‌ی آنلاین را ببینید)



پارامترهای کارایی op amp موجود دارای ترنزیستورهای متصل به دیود با op amp پیشنهادی دارای مدارهای آینه‌ی جریان، مورد مقایسه قرار گرفته است. نتایج در جدول 2 جدول بندی شده اند. از جدول استنباط می‌شود که op amp زیست پزشکی پیشنهادی که دارای مدار آینه‌ی جریان کسکود است، در مقایسه با op amp پیشنهادی که دارای سایر مدارهای آینه‌ی جریان است و همچنین ساختار op amp موجود، از نظر کارایی برتری دارد. آن به یک بهره‌ی dc 97.7554، نویز پایین در حدود $2.155\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ در 200 کیلوهرتز، CMRR حدود 112.41، انحراف هارمونیک کل (THD) حدود dc 75.354 و سرعت میرایی حدود $3.5115\text{ V}/\mu\text{s}$ تحت $22\text{ k}\Omega$ و یک بار 13.5pF دست یافته است.

جدول 2

مقایسه‌ی ساختارهای موجود و پیشنهادی

Parameter	Units	Existing op-amp	Proposed op-amp with simple current mirror	Proposed op-amp with wilson current mirror	Proposed op-amp with widlar current mirror	Proposed op-amp with cascode current mirror
Open loop gain	dB	95	97.03	71.52	77.65	97.75
Unity gain frequency	MHz	9.74	9.53	9.82	9.65	9.2
Total harmonic distortion (input voltage- 1Vpp, Fre = 1Khz)	dB	-75.352	-75.352	-75.118	-75.35	-75.354
Input thermal noise (@ 200k)	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$	4.84	2.92247	2.1016	2.7416	2.155
Slew Rate	$\text{V}/\mu\text{s}$	0.13	0.96045	0.16309	1.805	3.5115
Supply voltage	V	1.2	1.2	1.2	1.2	1.2
CMRR	dB	105	97.35	91.06	93.42	112.41
Power Dissipation	mW	0.719	0.722	0.719	0.759	0.73
Load conditions	Ω	22k	22k	22k	22k	22k
R_L	F	13.5p	13.5p	13.5p	13.5p	13.5p
C_L						

6 نتیجه گیری

یک تقویت کننده‌ی عملیاتی CMOS قابل برنامه ریزی 130 نانومتری دارای آینه‌ی جریان کسکود پیشنهاد شده است. op-amp پیشنهادی، قدرت خیلی کمی را مصرف می‌کند، و نویز کمتری را تولید می‌کند و سیگنال‌های ورودی قشری ضعیف را به اندازه‌ی بزرگتر تقویت می‌کند. نتایج شبیه سازی اثبات کرده است که op amp پیشنهادی یک بهبودی را در بهره‌ی حدود 2.755 dc، CMRR حدود 7.41 dc، سرعت میرایی حدود $V/\mu s$ 3.3815 و کاهش در نویز حدود $2.658 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ را در مقایسه با op amp های موجود نشان می‌دهد. بنابراین، op amp پیشنهادی می‌تواند به عنوان یک پیش تقویت کننده در کاربردهای زیست پزشکی مورد استفاده قرار بگیرد.



این مقاله، از سری مقالات ترجمه شده رایگان سایت ترجمه فا میباشد که با فرمت PDF در اختیار شما عزیزان قرار گرفته است. در صورت تمایل میتوانید با کلیک بر روی دکمه های زیر از سایر مقالات نیز استفاده نمایید:

لیست مقالات ترجمه شده ✓

لیست مقالات ترجمه شده رایگان ✓

لیست جدیدترین مقالات انگلیسی ISI ✓

سایت ترجمه فا ؛ مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده از نشریات معتبر خارجی