کلاه هوشمند محافظ خلبان باقابلیت ارسال و ذخیره اطلاعات حیاتی خلبان و کنترل پرنده با سرعت‌بالا با الهام از فنّاوری دینامیکسل

حمید رادمنش[1] امین رادمنش[2]

۱- دانشیار- دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علوم و فنون هوایی شهید ستاری، تهران، ایران

۲- دانش‌آموخته کارشناسی ارشد- دانشکده پرواز، دانشگاه علوم و فنون هوایی شهید ستاری، تهران، ایران

چکیده: **همان‌طور که می‌دانیم تغییرات ناگهانی در علائم حیاتی خلبانان امری بسیار مرسوم و درنتیجه سرعت و شتاب بالای هواپیما است و همچنین وجود وظیفه‌ای بسیار پیچیده ازجمله کنترل هواپیما، ردگیری هدف و... وجود یک هلمت هوشمند جهت کمک به خلبان در جهت نشان دادن علائم حیاتی، اطلاعات رادار و هواپیما و همچنین اطلاعات مربوط به تقارن جهت هواپیما و سر به سریع‌ترین نوع ممکن، امری اجتناب‌ناپذیر است. بنابراین هلمت هوشمند خلبان با نصب حس‌گرهای موردنیاز علاوه برقرار دادن خلبانان در جریان آخرین فعالیت‌های فیزیکی بدن خود و کمک به انجام سریع‌تر مأموریت‌ها با نمایش این اطلاعات بر روی هلمت ،می‌توانند اقدامات پیشگیرانه را به هنگام بروز این موارد انجام دهند. این سیستم می‌تواند علاوه بر نمایش اطلاعات پرواز ، زاویه سر و اطلاعات علائم حیاتی خلبان مانند ضربان قلب ، فشارخون، میزان اکسیژن محلول در خون و دمای بدن بر روی هاد هلمت ، قابلیت ذخیره این اطلاعات بر روی سیستم پردازشگر مرکزی خود نیز دارد.**

واژه‌های کلیدی: **هلمت ، هوشمند ، علائم حیاتی ، ابزار دقیق ، دینامیک سل**

تاریخ ارسال مقاله : ۱۳۹۸/۰۶/۲۵

تاریخ پذیرش مشروط مقاله: ۱۳۹۸/۱۲/۰۹

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۰۳/۰۲

نام نویسندهٔ مسئول: دکتر حمید رادمنش

نشانی نویسندهٔ مسئول : ایران – تهران – خیابان شمشیری- دانشگاه هوایی شهید ستاری

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-20]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1399.17.3.3.9]

Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.17- No.3-Fall 2020

۱- مقدمه

در هواپیماها و جنگنده‌ها علی‌الخصوص سرعت، شتاب و فشار کار بالا امری طبیعی است که قرار گرفتن در معرض چنین عوامل بیرونی موجب واکنش شدید سمپاتیک آدرنال می‌شود. این واکنش باعث بسیاری از عدم انطباقات مهم و حیاتی می‌شود،[۱]که این عدم تعادل در عملکرد طبیعی در اکثر اوقات به‌طور محسوس خود را نشان نمی‌دهد یا گاها به دلیل فشار بالای کار به آن توجه نمی‌شود، می‌تواند علاوه بر کاهش بازده خلبان و درنتیجه عدم موفقیت عملیات از قبل تعریف‌شده شود، در حالت‌های مختلف می‌تواند باعث به وجود آمدن خسارت‌هایی جبران‌ناپذیر شود.[۲] بخش عمده این عدم فعالیت طبیعی در خلبان‌ها به عدم فعالیت صحیح در مغز، قلب و ریه که باعث بر هم خوردن ضربان قلب، فشارخون، دمای بدن و میزان اکسیژن محلول در خون می‌شود[۳], [۴].

در هنگام پرواز و در اثر افزایش ارتفاع ضربان قلب و فشارخون درصد اکسیژن موجود در هوا به ارتفاع‌های مختلف بستگی دارد

، افت فشار اتمسفریک در ارتفاع‌های بالاتر و کاهش جزئی در اکسیژن استنشاقی باعث تغییر فشار رفت و برگشتی در ریه‌ها و ایجاد اختلال در عملکرد مغز می‌شود[۵] [۶][۷]. اثر کمبود اکسیژن محلول در خون (Hypoxia) در اثر افزایش ارتفاع یا بیماری ارتفاع که یک اصطلاح عمومی برای هر نوع بیماری که در اثر کاهش سطح اکسیژن محیط‌های دارای ارتفاع بالاتر است و شدت این بیماری می‌تواند از یک سردرد جزئی تا التهاب مغز و ریه و مرگ خاموش باشد[۸]. هایپوکسی به سطح اکسیژن موجود در بدن گفته می‌شود که مغز و تمامی ارگان‌ها برای فعالیت خود به آن نیاز دارند و به دلیل ذات پرواز خلبان‌ها بیشتر از مردم عادی از آن رنج می‌برند[۷]. برای امنیت پرواز چگونگی شناخت آن و در مرحله بعد چگونگی حل کردن این مشکل نیاز است[۹]، علاوه بر این برای کادر پرواز بسیار ضروری است که نشانه‌های این اختلال و طریقه پاسخ بدن به این اختلال را به‌طور کامل بدانند این وضعیت زمانی اتفاق می‌افتد که خون، اکسیژن ناکافی در اختیار بافت‌های بدن قرار دهد[۱۰]. علل این وضعیت از خفگی یا مسمومیت تا اختلال کارکرد ریه یا مغز متفاوت است. علاوه بر این اثر ارتفاع بر فشارخون متغیر هستند. اولین نشانه بالا رفتن فشارخون است، به دنبال آن عادی‌سازی تدریجی وجود دارد. پس از سال‌ها اقامت در ارتفاع بالا فشارخون ممکن است، در میان ساکنان در سطح دریا کمتر مشاهده شود. یک توضیح برای این است با توجه به سطوح بالاتری از آدرنالین و یا استرس هورمون در بدن شما به دلیل کاهش سطح اکسیژن پایین‌تر است. برخی از افراد مبتلابه فشارخون بالا(HBP)، در ارتفاع‌های بالا نیاز به تغییر دوز داروهای ضد فشارخون خود دارند، به همین دلیل آگاهی از فشارخون در ارتفاع‌های بالا می‌تواند بسیار کمک کند[۱۱].

بزرگ‌ترین مشکل در خلبان‌های جنگنده کاهش سطح هوشیاری آن‌ها است، اما متأسفانه در حال حاضر هیچ سیستم‌های هشداردهنده پردازنده در جت‌های جنگنده برای هشدار دادن به خلبان در شرایط اضطراری (Gloc) وجود ندارد. بسیاری از کلاه ایمنی دارای صفحه‌نمایش است که خلبانان لباس تنها قادر به نمایش پرواز / هدف قرار دادن اطلاعات مانند ارتفاع، سرعت هوا، وضعیت سلاح، دامنه، و غیره نصب‌شده - آن‌ها به‌طورکلی برای نشان دادن شرایط فیزیولوژیکی خلبان طراحی نشده‌اند[۱۲] [۱۳]

بنابراین جهت آگاهی و کنترل از علائم حیاتی خلبان در هنگام پرواز در هواپیما، ما به سمت ساخت یک هلمت هوشمند با توانایی مانیتورینگ این دست اطلاعات حرکت کردیم. در خارج از ایران نیز با توجه به اهمیت این موضوع بسیاری از مراکز علمی بر روی ساخت هلمت هوشمند کار کرده‌اند که در آخرین نمونه آن این هلمت، وزنی در حدود ۶ کیلوگرم است و قیمتی برابر ۴۰۰ هزار دلار دارد[۱۴].

دستاورد این مقاله، یک هلمت مجهز به سیستم تشخیص هوشیاری و ثبت اطلاعات خلبان و همچنین اطلاعات و تصاویر کاکپیت است که با این اطلاعات و همچنین آنالیز آن‌ها بتوانیم خلبان در حین انجام مأموریت کمک کرد و همچنین بازده خلبان(با توجه به آنالیز اطلاعات پروازهای قبلی) ،در پروازهای بعدی را بالا برد. مشکلاتی مانند قیمت بالا و عدم دسترسی به این کلاه در ایران (با توجه به کشورهای سازنده مانند آمریکا و ... [۱۵]، طبیعتاً اهمیت ساخت و استفاده از آن با قیمتی ارزان کاملاً موردنیاز و توجیه‌پذیر است. علاوه بر طراحی این‌گونه هلمت‌ها بر اساس جنگنده‌های کشورمان(با توجه به اینکه اغلب جنگنده‌ها دارای کاکپیتی آنالوگ هستند برخلاف جنگنده‌های جدیدتر که دارای کاکپیت دیجیتال هستند و به "گلاس کاکپیت" معروف هستند.)با برطرف کردن مشکلاتی از قبیل قابلیت کارکرد سیستم و حس‌گرهای مربوط به آن فشارها و شتاب‌های بالا، پاسخ فرکانسی بالا و پاسخ به تغییرات بسیار پایین،که با این دلایل ناگزیر باید به سمت ساخت حس‌گرهای خاص و پرقیمت و دارای ارزش علمی بالا در تیراژ پایین برای استفاده در این کلاه رفت، اما هدف اصلی این مقاله ساخت یک کلاه بومی با شرایط بالا و صرفه اقتصادی با استفاده از مکانیزم‌های جدید انتقال و پردازش اطلاعات، مدارات ابزار دقیق پیشرفته و ... است.

۲- دریافت اطلاعات و نمایش بر روی هلمت

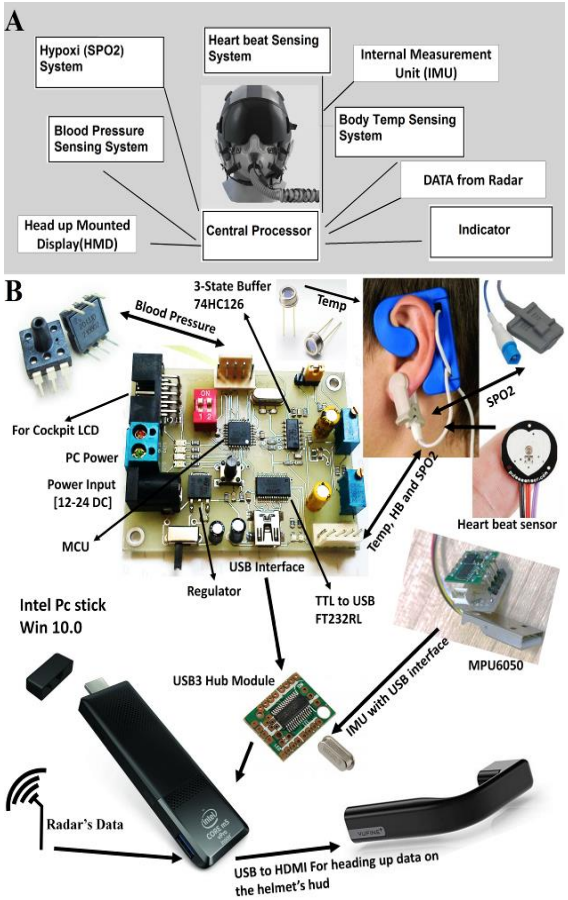
در طول پرواز جنگنده و در حین عملیات همواره همراه با افزایش ارتفاع و تغییر نیروی وارده از زمین به خلبان و همچنین به همراه افزایش آدرنالین خون باعث تغییرات عمده و لحظه‌ای به خلبان در حین مأموریت می‌شود که این تغییرات می‌تواند تغییرات در ضربان قلب، فشارخون، دمای بدن و اکسیژن موجود در خون می‌شود[۱۶]. گاهی اوقات این تغییرات در بدن خلبان، باعث کاهش تدریجی بازده عملکردی خلبان شود که درصورتی‌که این علائم را بتوان لحظه‌به‌لحظه

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-20]
[DOR: 20.1001.1.26765810.1399.17.3.3.9]

بررسی و ذخیره کرد می‌توان در راستای ثبت لحظه‌به‌لحظه پاسخ خلبان به فشارهای مختلف در طول پرواز، آموزش خلبان‌ها، کاهش مشکلات ناشی ازاین‌دست در طول پرواز استفاده کرد و درنهایت در صورت کاهش سطح هوشیاری خلبان از سقوط و همچنین خطران مالی و جانی جلوگیری کرد.

با توجه به اینکه این هلمت تاکنون در کشور ساخته نشده بود ، همچنین پیچیدگی‌های استخراج اطلاعات انسان از روی اندام‌های سر، بالا بودن قیمت، عدم دسترسی به حس‌گرها و تراشه‌های روز دنیا مانند تراشه‌های شرکت‌های آمریکایی آنالوگ دیوایس (Analog Device) ، تگزاس اینسترومنت (Texas Instrument) و ... ما را به سمت ابداع روش‌های جدید برای رسیدن به دقتی بالا با استفاده از ابزارهای موجود سوق داد، که برخی از مکانیزم‌های مورداستفاده در این کلاه در این بخش آورده شده است.

- استفاده از مکانیزمی جدید و سریع جهت نصب این کلاه هوشمند است به‌طوری‌که عدم تضییع وقت در حین پوشیدن کلاه، بسیار مهم و کلیدی است. (با توجه به این‌که این کلاه در بخش تجاری مورداستفاده قرار می‌گیرید)با استفاده از حس‌گرها و مکان‌های ثبت و نمایش علائم حیاتی بدن مانند استفاده از لاله گوش جهت مانیتورینگ ضربان قلب و میزان اکسیژن محلول در خون، استفاده از پشت غضروف گوش جهت دستیابی به دمای بدن و استفاده از رگ موجود در گردن (حس‌گر بر روی‌بند کلاه نصب می‌شود.) برای نمایش فشارخون استفاده شده است.
- استفاده از حس‌گرهای ضربان قلب و فشارخون و دمای بدن است که با توجه به محدودیت‌های پوششی بودن این کلاه(که فقط قابلیت پوشیدن بر روی سر را دارند و سیگنال‌های حیاتی موجود در قسمت سر انسان بسیار ضعیف است.) ، با استفاده از حس‌گرهای ارزان‌قیمت و قابل‌دسترس اما با طراحی آنالوگ بسیار پیشرفته (با محاسبه و شبیه‌سازی نویزهای خروجی و ورودی جریان و ولتاژ، محاسبه و حذف ولتاژهای مد مشترک و مدارات باCMRR بسیار بالا، استفاده از تراشه‌های با فنّاوری روز و پاسخ فرکانسی بالا و...) به بالاترین دقت رسیده است.
- ارتباط سریال که به‌عنوان یک پروتکل ارتباطی استفاده می‌شود اما به دلایلی مانند کند بودن و قابلیت اطمینان پایین، مورداستفاده قرار نمی‌گیرد.یکی از نوآوری‌های جدید طرح، طراحی و ساخت روشی جدید و نوین جهت ارتباط سریال است که این روش "ارتباط سریال دینامیکسلی" نام‌گذاری شده است. این نوع ارتباط سریال رونمایی از یک سیستم کاملاً جدید و مدرن با الهام از سیستم ارتباط سریال دینامیک سل‌ها است.در "سیستم ارتباط سریال دینامیکسلی" با استفاده از بازتعریف مفاهیم رجیستر و تعریف مفاهیمی مانند آی‌دی، زیر رجیستر و ... در پایین‌ترین سطح و نوشتن کتابخانه‌های مربوطه برای این روش تحت زبان سی (در برنامه آردینو) زیرساخت یک ارتباط جدید و مطمئن تهیه شده است. با استفاده از "سیستم ارتباط سریال دینامیکسلی" مستقل از نوع پروسسور تعداد دلخواه اطلاعات (که می‌تواند این اطلاعات شامل هرگونه اطلاعاتی باشد) را در غالب یک بسته واحد با شماره آی‌دی مشخص با سرعت ۱۰ برابر ارتباط سریال معمولی (۱,۰۰۰,۰۰۰ بیت بر ثانیه) ارسال شود.
- خروجی دینامیک و قابل‌انعطاف که قابلیت نمایش این اطلاعات بر روی انواع نمایشگرهاست ازجمله از نوع نمایشگرهای پوششی و... است.
- ساخت و پیاده‌سازی یک سیستم اندازه‌گیری داخلی(IMU) ۶ محوره که برای آگاهی از وضعیت زوایای رول، پیچ، یا و سر خلبان و تطبیق با وضعیت هواپیما استفاده شده است. در این سیستم که با استفاده از تراشه میکرو الکترومکانیک MPU6050، در محورهای مختلف، شتاب گرانش و شتاب‌های لحظه‌ای می‌شود که با توجه به همجوشی داده‌ها (Data Fusion) و فیلتر کالمن در ۶ محور اطلاعات از کانتکت‌های تعبیه شده،استخراج می‌شود. این سیستم جدید دارای فرکانس بالای به‌روزرسانی اطلاعات، عدم محدودیت در شتاب‌های گرانش بسیار بالا، قابل‌دسترس و قیمت پایین است.



شکل (۱): شماتیک کلی هلمت هوشمند جنگنده (A) و نحوهٔ اتصال سنسورها،ادوات و قطعات به برد اصلی و نحوهٔ نمایش اطلاعات نمایش داده شده است(B)

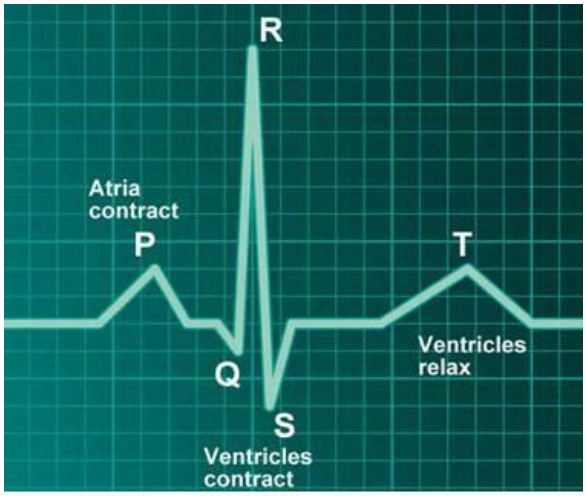
[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-20]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1399.17.3.3.9]
Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.17- No.3-Fall 2020

• ساخت یک سیستم "شناسایی اکسیژن محلول در خون در شتاب‌های گرانش بالا " است. شناسایی زودهنگام میزان اکسیژن محلول در خون خلبان در شتاب‌های بالا بسیار ضروری است، این محصول برخلاف سیستم‌های متداول در بازار که غیرقابل‌دسترس در ایران، دارای سیستم حلقه بسته با عدم قابلیت توسعه، محدودیت استفاده در شتاب‌های بالا و قیمت بالایی دارد یک سیستم حلقه باز است که قابلیت استفاده در شتاب‌های بالا مانند هواپیما را دارد که به‌صورت کلی می‌توان در شکل (۱، به صورت شماتیک ویژگی‌های هلمت را مشاهده نمود.

۲-۱- حس‌گر ضربان قلب

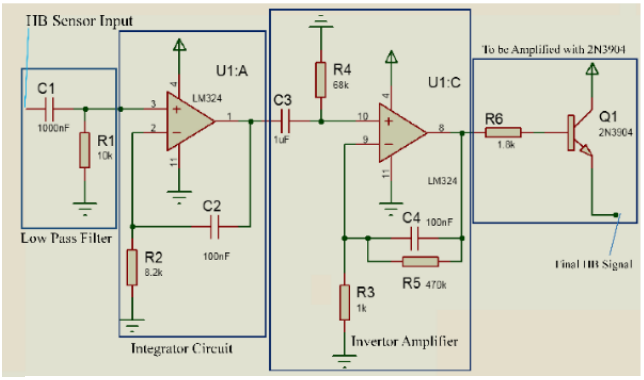
حس‌گر ضربان قلب یک حس‌گر با عملکردی مشابه سیستم‌های مادون‌قرمز است که این حس‌گر با استفاده از یک فرستنده و گیرنده عملیات شمارش ضربان قلب را انجام می‌دهد. به‌طوری‌که فرستنده موجی با فرکانس پایین را به رگ می‌فرستد و سپس با توجه به لحظه پمپاژ خون موج دریافتی گیرنده متفاوت است[۱۷].

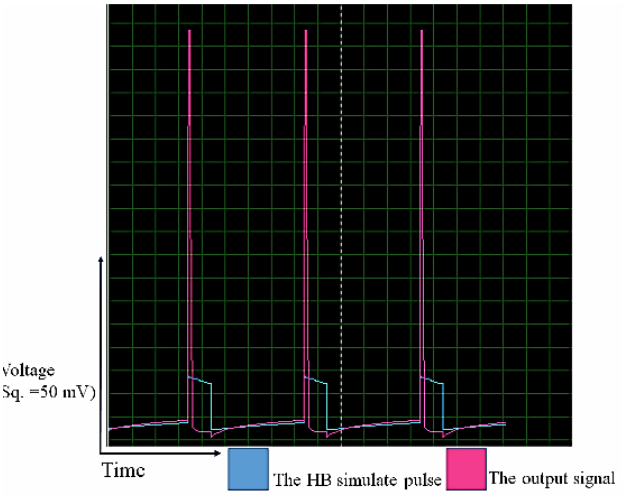


شکل (۲): نمودار تغییرات در هنگام ضربان قلب[۱۸]

به‌صورت جزئی این سیستم در هنگام پمپاژ خون با توجه به جمع شدگی و شتاب خون در رگ مقادیر متفاوتی نسبت به لحظات دیگر (غیر پمپاژ) برمی‌گرداند. شکل (۲،که تغییرات پمپاژ خون را نمایش می‌دهد می‌توان با استفاده از تغییرات و نمونه‌گیری ، پردازش و شمارش آن‌ها می‌توان ضربان قلب را با دقت بالا محاسبه و گزارش کرد.

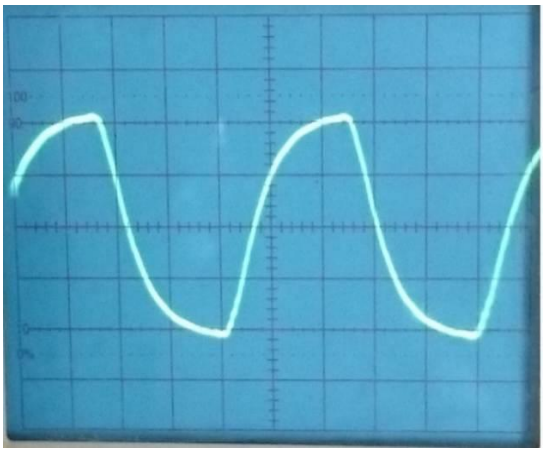
در این سیستم، با توجه به این‌که در فضای هلمت باید خوانش ضربان قلب انجام شود و فضای کافی برای خوانش از اندامی از بدن خلبان که پمپاژهای قوی خون در آن اتفاق میافتد وجود ندارد، لاله گوش سمت چپ خلبان به‌عنوان مکانی برای خوانش ضربان قلب انتخاب‌شده است که با توجه به ضعیف بودن رگ‌های موجود در لاله گوش ، هم باید حس‌گر قوی طراحی و استفاده شود و هم اینکه مدار خروجی این حس‌گر باید تغییرات حداقلی موجود در این ناحیه را به مقادیری قابل‌فهم و ملموس با دقت بالا تبدیل کند.





شکل (۳): شماتیک مداری و شبیه‌سازی یک حس‌گر ضربان قلب با دقت بالا با استفاده از مدار ابزار دقیق تقویت کننده

در این طراحی ابتدا نویز خروجی حس‌گر ضربان قلب توسط یک فیلتر پایین گذر فیلتر می‌شود.دلیل استفاده از این فیلتر، عدم تقویت شوندگی نویز موجود در خروجی اصلی این حس‌گر است.سپس با استفاده از یک تقویت‌کنندگی خازنی و در ادامه با استفاده از یک تقویت‌کنندگی معکوس کننده خروجی حس‌گر تا حد خوبی بالا میاید.



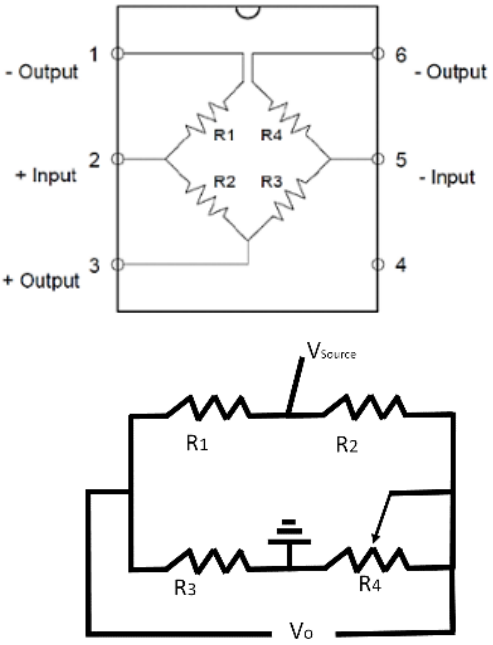
شکل (۴): خروجی حس‌گر ضربان قلب ورودی به واحد MCU

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-20]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1399.17.3.3.9]

۲-۲- حس‌گر فشارخون

حس‌گرهای فشارخون با استفاده از فنّاوری سیستم‌های میکرو الکترومکانیکی (MEMS) و استفاده از یک پل وتسون داخلی، شکل (۵، می‌توانند در فشارهای مختلف و عوض شدن مقاومت هدف ناشی از فشار خروجی را تغییر دهند.



شکل (۵): برگه اطلاعات حس‌گر فشارخون که نشان می‌دهد از پل وتسون جهت تشخیص تغییرات استفاده شده در حس‌گرهای فشارخون با استفاده از فنّاوری میکرو الکترومکانیکی[۱۹].

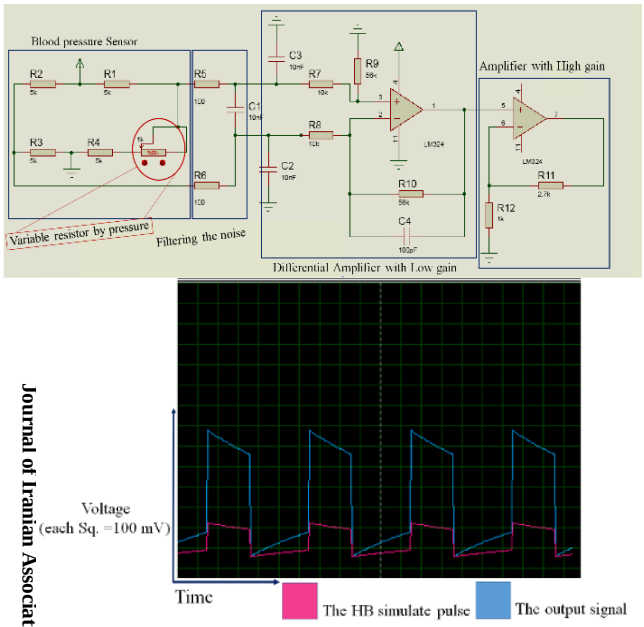
یکی از ابزارهای متداول در تشخیص و سنجش تغییرات الکتریکی بسیار کوچک استفاده از روش مدارات پل وتسون است. در مدارت پل وتسون سه مقاومت معلوم و یک مقاومت متغیر وجود دارد که برای استفاده از این روش بایستی به مقاومت‌های معلوم موجود در پل و همچنین جنس و ویژگی‌های الکتریک و دی‌الکتریک مجهول _که قرار است مورد ارزیابی قرار گیرد، فاصله موجود، مقدار تغییرات در مقاومت مجهول را مورد توجه کرد.

$$V_o = V_{source}\left(\frac{R1}{R1+R4} - \frac{R2}{R2+R3}\right) \qquad (۱)$$

معادله ۱،نحوه محاسبه ولتاژ خروجی از یک پل وتسون را مدل‌سازی کرده است. به‌طوری‌که V_o ولتاژ خروجی پل وتسون ناشی از تغییرات مقاومتی R_4 است و V_{Source} نیز ولتاژ راه اندازی سنسور است که در این نمونه ولتاژ بایاس سنسور ۵ ولت است.

چالش اصلی در قسمت تشخیص و اندازه‌گیری فشارخون در این هلمت آن است که با توجه به محدودیت فضا نمی‌توان به روش‌های معمول که در دستگاه‌های فشارخون انجام می‌شود خوانش را انجام داد و همچنین به دلیل اینکه برای به حرکت درآوردن و تأثیرپذیری حس‌گرها و پایین آمدن قیمت حس‌گر، باید خوانش را از روی رگ اصلی واقع در گردن خلبان آن‌هم بدون درگیر کردن و متوجه شدن خلبان انجام دهیم[۲۰].

حس‌گرهای موجود به دلیل اینکه برای فشار بدن ساخته نشده‌اند بنابراین در فشارهای پایین کمترین میزان حساسیت را دارا هستند. میزان این حساسیت ناچیز (در حدود ۱ تا ۱۰ میکرو ولت) را باید در خروجی مدار خود بدون تأثیرپذیری از نویز محیط به مقادیر در حدود ۱ ولت (۱ میلیون برابر) تبدیل کرد که برای رسیدن به این هدف و پایین آوردن قیمت حس‌گر، از مدارات ابزار دقیق شامل فیلترهای مختلف برای از بین بردن نویز، طراحی مدار جهت حذف ولتاژ مد مشترک و عدم تقویت کردن این ولتاژ (ولتاژ مود مشترک) و همچنین تقویت‌کننده‌های ابزار دقیق با بهره پایین و همچنین تقویت‌کننده‌های ساده بهره بالا با تقویت‌کننده‌های عملیاتی با ویژگی‌ها جی فِت ورود (J FET Input) همزمان استفاده‌شده است. با استفاده طراحی انجام شده که در شکل (۶، نشان داده شده است می‌توان با دقت بالا، بدون نویز و کمترین اثر ولتاژ مود مشترک اثر فشارخون را تشخیص داد

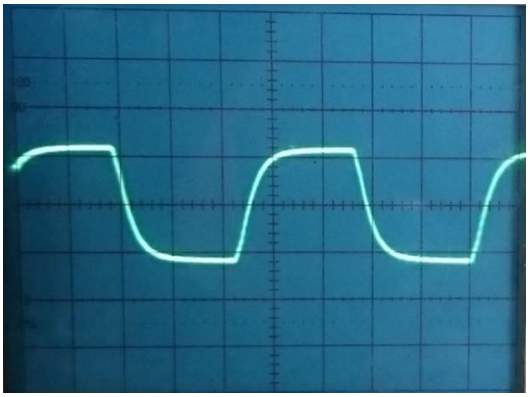


شکل (۶): راه‌اندازی حس‌گر فشارخون با استفاده از فنّاوری میکرو الکترومکانیکی و مدارات ابزار دقیق

همان‌طور که در شکل (۶، در قسمت شماتیک مشخص شده است ابتدا سیستم اندازه‌گیری پل وتسون دو سیمه پیاده‌سازی شده است(به دلیل فاصله کم از محل، این نوع خوانش از پل وتسون انتخاب گردیده است.).سپس با توجه به این‌که سیگنال خروجی دارای فرکانس پایین(در حدود صفر) است، به همین دلیل جهت حذف نویزهای موجود از دو فیلتر پایین گذر در دو طرف سیم خروجی استفاده می‌کنیم.سپس برای حذف ولتاژ مد مشترک ، تقویت جزئی تغییرات خالص و همچنین عدم تقویت نویز ، یک تقویت‌کننده تفاضلی با بهره پایین را به سیستم ابزار دقیق خروجی اضافه شده است و سپس با یک

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-20]
[DOR: 20.1001.1.26765810.1399.17.3.3.9]
Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.17- No.3-Fall 2020

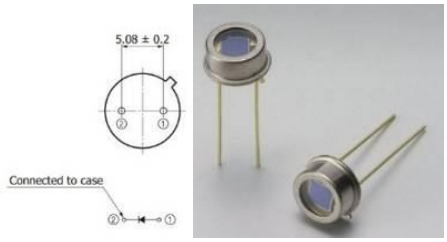
تقویت‌کننده سیگنال تغییرات حس‌گر را تقویت می‌شود و به خروجی انتقال داده می‌شود.



شکل (۷): خروجی حس‌گر فشارخون بر روی اسکوپ و ورودی به واحد MCU

۲-۳- حس‌گر نوری سیلیکونی IR

گرمای منتشرشده از سطح بیرونی اجسام به‌صورت تشعشعات مادون‌قرمز که توسط چشم انسان قابل‌رؤیت نیستند، آزاد می‌گردد. این تشعشات را می‌توان از طریق دوربین‌ها و حس‌گرهای ترموگرافی که پیشرفته‌ترین و کامل‌ترین تجهیزات درزمینه آنالیز حرارتی محسوب می‌شوند، مشاهده نمود.حس‌گر نوری سیلیکونی PIN با شماره S1223-01 است که این حس‌گر طراحی شرکت Hamamutsu است و قابلیت‌های فراوانی در حوزه و برای شناسایی تابش IR(۷۵۰ تا ۱۴۰۰ نانومتر که معادل ۲۰۰ تا ۴۰۰ ترا هرتز است) دارد،معمولاً مورداستفاده قرار می‌گیرد. البته این حس‌گر قابلیت شناسایی طیف مرئی را هم دارد اما بیشینه حساسیت این حس‌گر در طیف IR است. فرکانس قطع حس‌گر ۲۰ مگاهرتز و دارای خازن ترمینال اندکی (حدود ۲۰ پیکوفاراد) است.

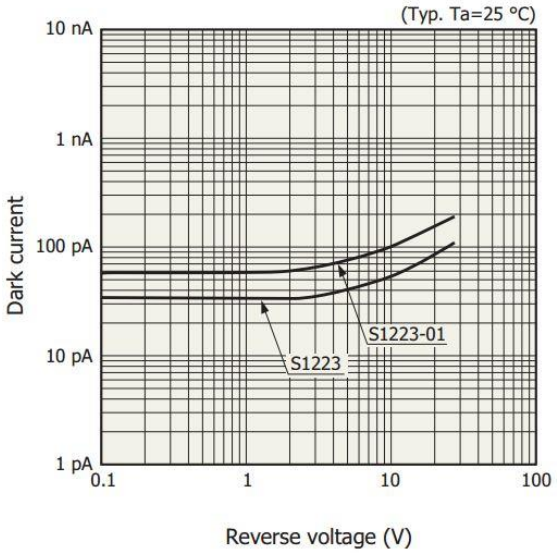


شکل (۸): حس‌گر Hamamutsu مدل S1223-01،پکیج حس‌گر TO-5 است که در شکل مشخص شده است.

در جدول زیر برخی از مشخصات نوری و الکتریکی این فتودیود آورده شده است. دانستن این مشخصات در طراحی درست مدار مبدل جریان به ولتاژ برای بایاس حس‌گر و استفاده از آن ضروری است.

جدول (۱): مشخصات اپتیکی و الکتریکی فتودیود S1223-01

Parameter	Symbol	Condition		S1223-01			Unit
				Min.	Typ.	Max.	
Special response range	λ			-	320-1100	-	Nm
Peak sensitivity wavelength	λ_P			-	960	-	Nm
Photosensitivity	S	$\lambda=\lambda_P$		-	0.6	-	A/W
		λ=660 mm		-	0.45	-	
		λ=780 mm		-	0.52	-	
		λ=830 mm		-	0.54	-	
Short circuit current	I_{SC}	100 *l*x		10	13	-	μA
Dark current	I_D	V_R=20 V		-	0.2	10	nA
Temp. coefficient of ID	T_{CID}			-	1.15	-	Times/C
Cutoff frequency	fc	V_R=20 V, -3dB		-	20	-	MHz
Terminal capacitance	Ct	V_R=20 V, f=1MHz		-	20	-	pF
Noise equivalent power	NEP	V_R=20 V, $\lambda=\lambda_P$		-	1.3×10^{-14}	-	w/Hz$^{1/2}$

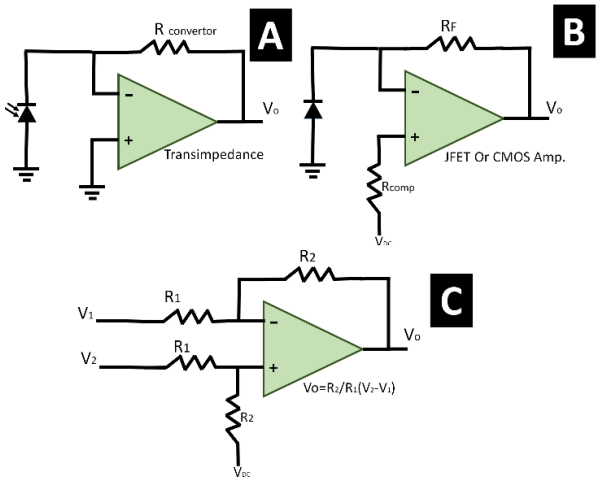


شکل (۹): نمودار مقایسه جریان تاریکی برحسب ولتاژ معکوس در حسگر

یک روش رایج که در تقویت‌کننده‌های مبدل جریان به ولتاژ از آن‌ها استفاده می‌کنند اعمال اتصال کوتاه دو سر فتودیود (zero-bias) و خواندن جریان آن در حالت رسانش نوری (photoconductive) است.

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-20]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1399.17.3.3.9]



شکل (۱۰): تقویت‌کننده مبدل جریان به ولتاژ در حالت رسانش نوری(A)مبدل جریان به ولتاژ با فیدبک مقاومتی و ولتاژ بایاس معکوس برای اندازه‌گیری جریان تاریکی (B)حذف اثر آفست تقویت‌کننده با استفاده از تقویت‌کننده تفاضلی(C)

این روش جریان تاریکی حس‌گر و نویز ناشی از آن و دریفت حرارتی را پایین نگه‌داشته، اما باعث افزایش خازن فتودیود و درنتیجه کم شدن پهنای باند سیستم و کاهش سرعت می‌شود. بنابراین فن zero-bias برای سیستم‌های سرعت‌پایین با تغییرات شدید منبع نوری استفاده می‌شود. برای سیستم‌های با سرعت بیشتر فتودیود با ولتاژ معکوس در مدار قرار می‌گیرد. این کار خازن فتودیود را کاهش داده اما جریان تاریکی، دریفت حرارتی و نویز افزایش می‌یابد. برای کاهش خطا در سیستم اندازه‌گیری باید ولتاژ بایاس اعمالی بسیار کم نویز بوده و پایداری حرارتی خوبی داشته باشد.

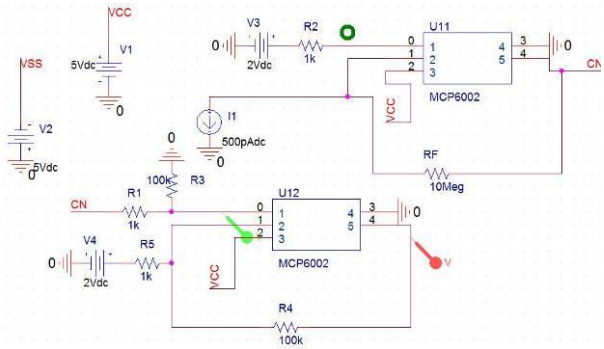
همان‌طور که در جدول ۱ مشخص است، جریان تاریکی در حدود ۲۰۰ تا ۱۰۰۰ پیکوآمپر است. البته این مقدار برای ولتاژ معکوس ۲۰ ولت دوسر فتودیود است. مطابق شکل (۹ با افزایش ولتاژ معکوس جریان تاریکی افزایش می‌یابد.

علاوه بر حالت‌های zero-bias و reverse-bias ،مبدل‌های جریان به ولتاژ انواع مختلفی دارند که می‌تواند در فیدبک آن‌ها مقاومت، دیود و یا خازن قرار بگیرد که هریک مزایا و معایبی دارند. در این قسمت ما از مبدل جریان به ولتاژ با فیدبک مقاومتی و ولتاژ بایاس معکوس مانند شکل (۱۰ استفاده می‌کنیم. در این مدار ولتاژ خروجی یک پاسخ پیوسته و خطی نسبت به جریان ورودی که توسط فتودیود تولید می‌شود را، دارد.برای اندازه‌گیری جریان تاریکی حس‌گر از مدار شکل (۱۰-A استفاده می‌کنیم. به علت اینکه جریان تاریکی حس‌گر طبق شکل (۹ برای ولتاژ معکوس کمتر از ۱۰ ولت بین ۵۰ تا ۱۰۰ پیکوآمپر است، بنابراین باید از آپامپ با جریان بایاس بسیار کمتر از این مقدار استفاده نماییم. آمپامپ‌های با طبقه ورودی JFET و یا CMOS گزینه‌های مناسبی هستند، چراکه سطح جریان بایاس ورودی پایینی دارند و همچنین باعث می‌شوند سطح جریان نویز ورودی بسیار کاهش پیدا کند.

برای این اندازه‌گیری از آپامپ MCP6001-2 استفاده می‌کنیم که در فنّاوری CMOS بوده و جریان بایاس ورودی بسیار پایینی (حدود ۱ پیکوآمپر) دارد. همچنین ولتاژ اعمالی معکوس را ۲ ولت اعمال می‌کنیم. و یک مقاومت پایین (حدود کیلو اهم) برای حذف اثر آفست در پایه مثبت آپامپ قرار می‌دهیم. با توجه به اینکه جریان تاریکی در حدود چند صد پیکوآمپر است، بنابراین باید بهره بسیار بزرگی برای تقویت انتخاب کنیم. چون کمترین ولتاژی که در ولت‌مترهای آزمایشگاهی می‌توان خواند میلی ولت است، بنابراین برای خواندن جریان ۱۰۰ پیکوآمپری باید مقاومت فیدبک حداقل ۱۰ مگا اهم باشد. همچنین می‌توان یک خازن کوچک (حدود چند پیکوفاراد) نیز در فیدبک به‌صورت موازی با مقاومت قرار داد که باعث پایداری بهتر مدار می‌شود.

ولتاژ خروجی در حالتی که فتودیود به مدار وصل نیست می‌بایستی ولتاژ اعمالی به پایه مثبت را نشان دهد و در حالت اتصال حس‌گر مقدار ولتاژ خروجی افزایش می‌یابد که این اختلاف ناشی از جریان تولید شده توسط فتودیود است.

می‌توان برای حذف اثر آفست از یک تقویت‌کننده تفاضلی مانند شکل (۱۰-B استفاده کرد.



شکل (۱۱): شبیه‌سازی مدار اندازه‌گیری جریان تاریکی در نرم‌افزار Spice

مقدار ولتاژ خروجی بدون وجود حس‌گر ۲ ولت است که پس از قرار دادن حس‌گر در مدار و خواندن جریان تاریکی آن، این سطح ولتاژ به ۲/۰۰۲ ولت می‌رسد. با توجه به استفاده از مقاومت ۱۰ مگا اهم در فیدبک میزان جریان تاریکی به‌صورت زیر محاسبه می‌شود.

$$I_D = \frac{2002-2000}{10\times10^6} - I_B = 200nA - 1nA = 199nA \qquad (۱)$$
$$@V = 2V$$

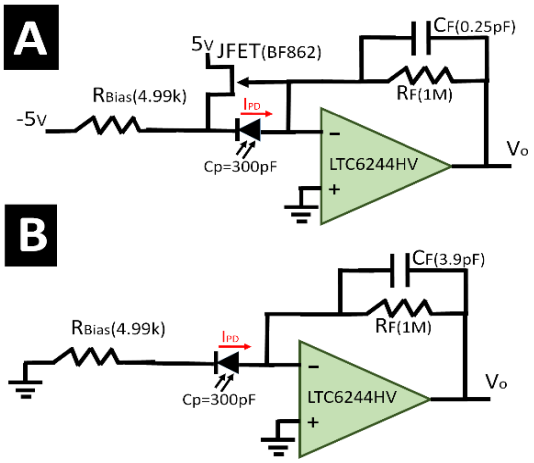
برای محاسبه دقیق میزان جریان تاریکی مقدار جریان بایاس آپامپ را از مقدار به‌دست‌آمده کم کرده‌ایم. حدود ۲۰۰ پیکوآمپر جریان تاریکی اندازه‌گیری شده به‌دست‌آمده است.

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-20]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1399.17.3.3.9]
Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.17- No.3-Fall 2020

۲-۴- طراحی تقویت‌کننده ترا رسانایی برای رسیدن به‌سرعت انتقال بالا

در این بخش، با تغییر در مدار واسط و استفاده از مدار مناسب دیگر، با استفاده از LED و درایو آن با پالس با فرکانس تا حدود ۲۰۰ کیلوهرتز ، سعی در بازیافت پالس ورودی می‌کنیم. در این بخش باید مدار به‌گونه‌ای طراحی شود که علاوه برداشتن سرعت‌بالا بتواند اثر نویز ورودی را نیز کاهش دهد. برای این کار از ساختار بوت استراپینگ به‌صورت تقویت‌کننده با JFET ورودی جدا استفاده می‌کنیم. در شکل -A به این ساختار اشاره شده است.



شکل (۱۲): بوت استراپینگ ورودی برای افزایش پهنای باند و کاهش نویز خروجی

$$V_O = 1M \times I_{PD} \qquad (۲)$$

BW=350 kHz

Output Noise=220nV/√Hz

$$V_O = 1M \times I_{PD} \qquad (۳)$$

BW=52 kHz

Output Noise=1800nV/√Hz

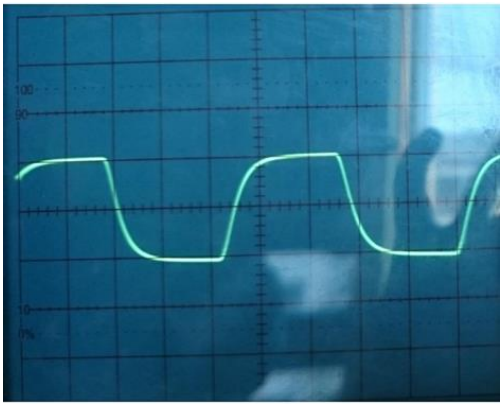
معادله ۱ خروجی بوت استرپ با استفاده از JFET و در معادله ۳ بوت استرپ ساده محاسبه شده است. با استفاده از معادلات بالا مشخص می‌شود که با استفاده از شکل -A و JFET می‌توان به پهنای باند بیشتر و نویز خروجی کمتری در مقایسه با شکل -B شود.در مدار شکل ، از آپ‌امپ MCP6002 که استفاده می‌نماییم که پهنای باند پایینی دارد (فرکانس قطع ۱ مگاهرتز) همچنین برای بوت‌استراپینگ از JFET BF256 استفاده می‌کنیم. در این قسمت با توجه به اینکه مدار تحت نور معمولی اتاق قرار است تست شود، لازم است سطح بایاس ولتاژ خروجی روی مقدار معقولی تنظیم گردد. لذا با کاهش بهره تقویت‌کننده و با استفاده از مقاومت فیدبک ۱۰۰کیلو اهم این شرایط را فراهم می‌نماییم. چون می‌خواهیم تا فرکانس ۱۰۰ کیلوهرتز بتوان پالس ورودی را بازیابی کرد بنابراین از یک خازن فیدبک کوچک (۱۰پیکوفاراد) موازی با مقاومت فیدبک استفاده می‌کنیم.

همان‌طورکه مشاهده می‌شود، با انتخاب مقادیر مناسب برای مقاومت‌ها و خازن‌ها و همچنین با توجه به پهنای باند کم آپ‌امپ می‌توان به فرکانس ۱۰۰ کیلوهرتز برای بازیابی پالس ورودی دست یافت. در شکل (-D، نحوه محاسبه این عرض باند آمده است.

نتایج مربوط با اندازه‌گیری و بازیافت پالس ورودی در خروجی تقویت‌کننده در زیر آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود تا فاصله حدود ۱ متری و تا فرکانس ۱۰۰ کیلوهرتز می‌توان پالس ورودی را شناسایی کرد.

۲-۱- تعیین میزان هایپوکسی خلبان (اکسیژن محلول در خون)

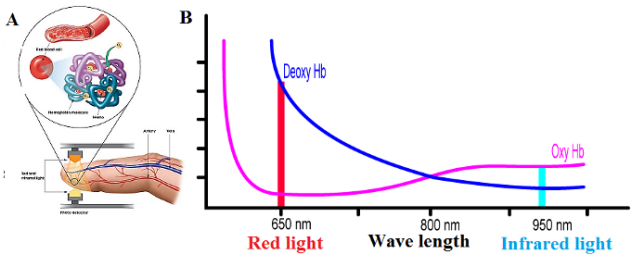
حس‌گرهای جدید پالس اکسی متر شامل یک میکروکنترلر، پروب و یک صفحه نمایشگر جهت نمایش میزان اشباع اکسیژن خون است. برای تشخیص میزان هایپوکسی از پروب‌های مرسوم و استاندارد در علم پزشکی استفاده‌شده است و این پروب معمولاً در مناطقی مثل نوک انگشت دست، شست پا، لاله گوش و یا روی بینی قرار داده می‌شود [۲۱]. پروب Spo2 شامل دو دیود نوری (LED) است که از خود نور قرمز با طول‌موج (۶۶۰ نانومتر) و نور مادون‌قرمز با طول‌موج (۹۴۰نانومتر) ساتع می‌کند. باوجود جذب نور ساتع شده توسط خون سیاهرگی، بافت و استخوان مقدار نور عبور یافته توسط یک آشکارساز نوری دریافت می‌شود. مقدار نور دریافت شده توسط آشکارساز نوری، مقدار اکسیژن متصل شده به هموگلوبین موجود در خون را آشکار می‌کند. هموگلوبین اکسیژن‌دار یا اکسی هموگلوبین (Hbo2) بیشتر نور مادون‌قرمز را جذب کرده و نور قرمز را از خود عبور می‌دهد و هموگلوبین بدون اکسیژن (Hb) بیشتر نور قرمز را جذب کرده و نور مادون‌قرمز را از خود عبور می‌دهد. با مقایسه مقدار نور قرمز و مادون‌قرمز جذب‌شده ،مقدار اشباع اکسیژن خون محاسبه می‌شود. جذب نور ساتع شده توسط خون سرخرگی به‌صورت AC است و با پریود زمانی ضربان هر فرد تغییر می‌کند و لذا از سایر اجزای جذب‌کننده نور ازجمله خون سیاهرگی، بافت و استخوان قابل‌تشخیص است.



شکل (۱۴): سیگنال خروجی در فاصله ۵۰ سانتی‌متری با فرکانس تحریک ۵۰ کیلوهرتز

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-20]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1399.17.3.3.9]



شکل (۱۵): نحوه تشخیص اکسیژن محلول در خون به روش SPO2 (A) [۱۷] و در قسمت B میزان جذب در طول‌موج‌های مختلف [۱۸] مشخص شده‌اند

SpO2 که برابر است با اکسی هموگلوبین × ۱۰۰٪ ماکزیمم مقدار هموگلوبین در فاصله زمانی ۴ تا ۸ ساعت و ضربان قلبی با توجه به نرخ پالس، محاسبه و نمایش داده می‌شود.

این دو نور به این دلیل استفاده می‌شود، چون Hb و HbO2 دارای طیف جذبی متفاوتی در این طول‌موج‌های به‌خصوص هستند. در ناحیه قرمز،HbO2 نور کمتری نسبت به Hb جذب می‌کند و در ناحیه فروسرخ برعکس این قضیه رخ می‌دهد. سپس نسبت این مقادیر جذبی نسبت به‌اندازه گیری مستقیم مقدار اکسیژن اشباع‌شده در خون کالیبره می‌شود و سپس الگوریتم به‌دست‌آمده در میکروپروسسوری که درون دستگاه پالس اکسی متر قرار داده‌شده است. درزمانی که از دستگاه استفاده می‌شود، نمودار کالیبره شده برای تخمین میزان اکسیژن اشباع‌شده در خون استفاده می‌شود.

معمولاً پروب بر روی انگشتان گذاشته می‌شود. دیودهای LED از بالای پروب نور خود را می‌فرستند. در طرف دیگر پروب ها، حسگرهای نوری (فوتودیود) قرار دارند. دیودهای LED تقریباً ۳۰ بار در ثانیه چشمک می‌زنند. هم‌چنین این دیودها با یک ترتیب خاصی روشن و خاموش می‌شوند و مدتی هم هر دو باهم خاموش هستند. در این مدت نور اطراف سنجیده می‌شود تا مقدار نور LED تنظیم شود.

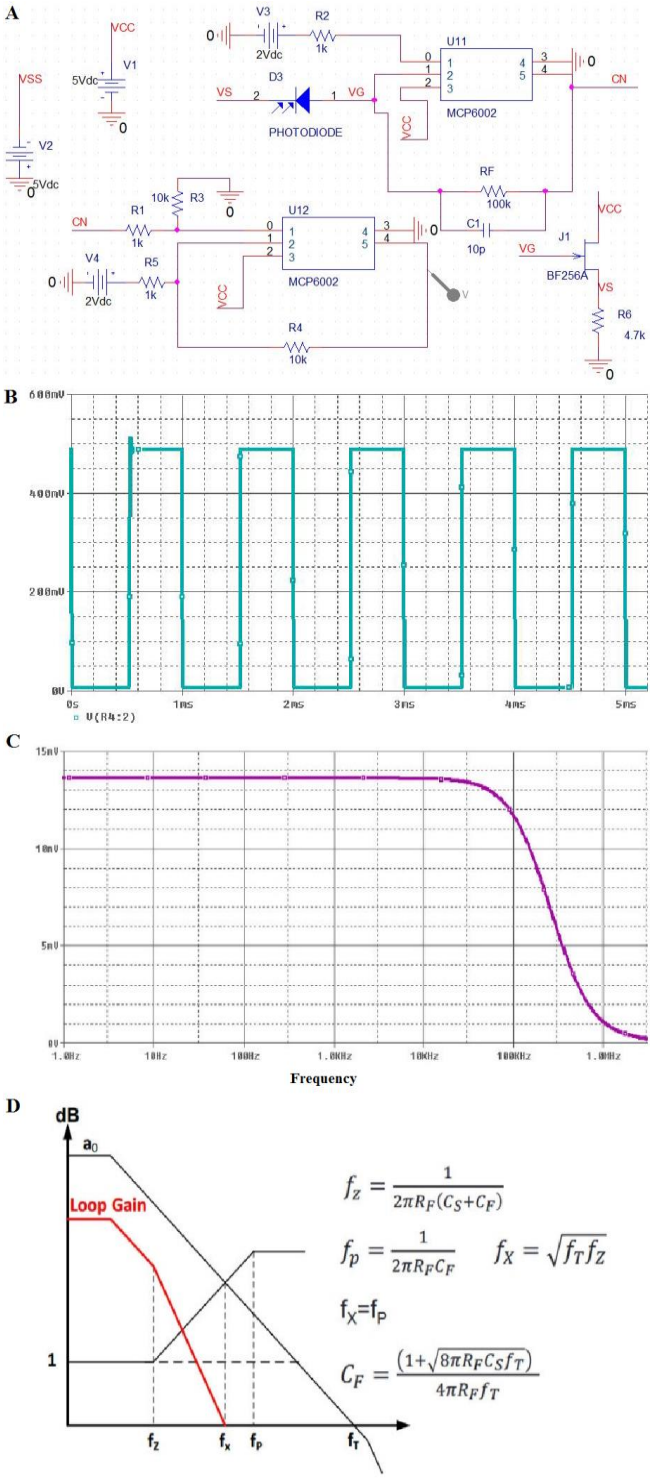
میکروپروسسور تغییرات نور را در هنگام جریان ضربه‌ای تحلیل می‌کند و سیگنال جریان‌های غیر ضربه‌ای را نادیده می‌گیرد.

مقدار اشباع اکسیژن از جذب نور تک فاز(منو کروماتیک) توسط بافت ضربه‌ای سنجیده می‌شود. این پدیده بر اساس قانون بییر- لمبرت توجیه می‌شود:

قانون بییر می‌گوید: مقدار شدت نور ارسال‌شده با تغییر غلظت ماده‌ای که از درون آن فرستاده‌شده، به‌صورت نمایی تغییر می‌کند که در آن A مقدار جذب است، I مقدار شدت نور عبوری است و I_o شدت نور اولیه است.

$$A = \mathrm{Ln}\left(\frac{I_o}{I}\right) \qquad (۴)$$

معادله ۴ تغییرات نور عبوری به نور اولیه و تأثیر بر مقدار جذب را نشان می‌دهد.نوری که توسط یک بافت غیر ضربه‌ای جذب می‌شود ثابت (DC) است. جذب غیریکنواخت (AC) درنتیجه ضربه‌های جریان خون ضربه‌ای است. حسگر نوری ولتاژی را متناسب با نور عبور کرده تولید می‌کند. قسمت متناوب موج ولتاژ دریافتی تقریباً ۱-۵٪ آن را

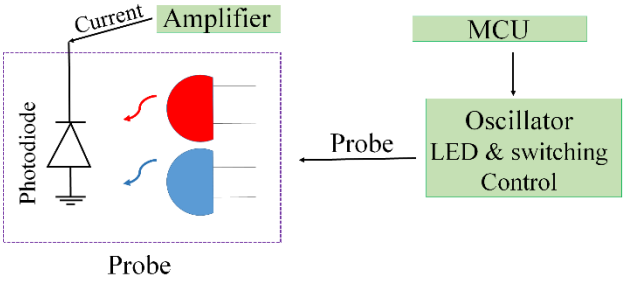


شکل (۱۳): در قسمت A-طراحی و شماتیک مدار در نرم افزار اسپایس، در قسمت B- شبیه‌سازی شکل موج خروجی در حالت اعمال پالس ورودی ۱ کیلوهرتز به ورودی، در قسمت C- شبیه‌سازی پاسخ فرکانسی تقویت‌کننده همراه با فتودیود و در قسمت D- عرض باند تقویت‌کننده محاسبه شده است

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-20]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1399.17.3.3.9]
Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.17- No.3-Fall 2020

تشکیل می‌دهد. فرکانس بالای نور ارسالی دیودها باعث می‌شوند که مقدار جذب به تعداد دفعات مکرر محاسبه شوند. این خود باعث شده که اثرات ناشی از حرکت کاهش پیدا کنند.



شکل (۱۶): نحوه راه‌اندازی دیودهای مادون‌قرمز و قرمز در پالس اکسی متر

با توجه به وضعیت موجود از هسته اصلی پالس اکسی متریک پردازنده میکروکنترلر یا یک DSP استفاده‌شده است. فرمان راه‌اندازی LED ها به درایور داده می‌شود به‌طوری‌که یک‌بار LED قرمز روشن می‌شود و سیگنال توسط فوتودیود حس می‌شود، سپس خاموش شده و بعد از مدت مشخصی LED مادون‌قرمز روشن‌شده و سیگنال دریافت شده و خاموش می‌شود. این روند به‌صورت متناوب تکرار می‌شود. با توجه به نور محیط و سیگنال دریافتی توسط میکرو، پردازنده توسط یک DAC شدت نور تابیده‌شده توسط LED ها را کنترل می‌کند.

پس از دریافت سیگنال توسط فوتودیود که معمولاً به شکل جریان است، تبدیل به ولتاژ شده و توسط چندطبقه آپامپ تقویت می‌شود. در ضمن در این طبقات سیگنال‌های نویز نیز توسط فیلتر حذف می‌شود. این سیگنال پس از تقویت به مبدل آنالوگ به دیجیتال داده‌شده و به پردازنده می‌رسد. می‌توان اطلاعات موردنیاز را در پردازنده استخراج کرد و توسط یک صفحه‌نمایش نشان داد.

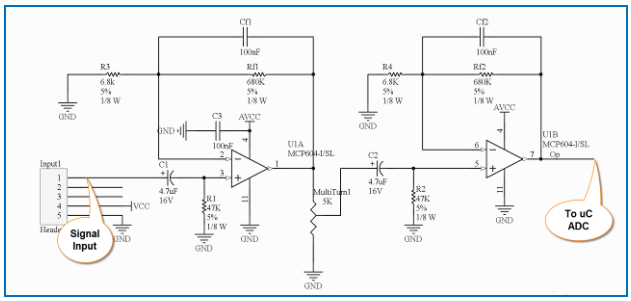
هم‌چنین از طریق یک Interface، می‌توان سیگنال دیجیتالی شده را به پردازنده مرکزی انتقال داده و در آنجا میزان SpO2 را مشاهده کرد و علاوه بر این می‌توان پردازش‌های بیشتری روی سیگنال دریافتی انجام داد. در تشخیص SPO2 به دلیل اینکه ما مشکل نویز راداریم ، نویز گیری از تغذیه مدار به‌وسیله یک فریت به روش معمول انجام می‌شود. خروجی حس‌گر به بخش تقویت کننده داده می‌شود. هسته اصلی بخش تقویت‌کننده، یک آپامپ با ویژگی تک منبع (Single Supply) شرکت Microchip با شماره MCP604 است.

این بخش مدار از چهار بخش فرعی تشکیل‌شده است. دوطبقه فیلتر بالا گذر پسیو با فرکانس قطع 0.7Hz و دوطبقه فیلتر پایین گذر با فرکانس قطع 2.34Hz و بهره برابر با ۱۰۱ برای هر طبقه است.

$$1+Rf/Ri=1+680/6.8=101 \qquad (۵)$$

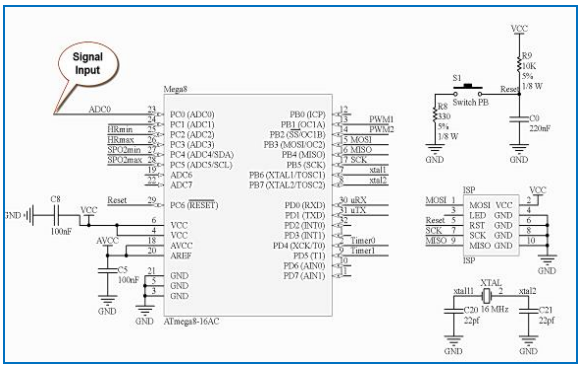
$$\frac{1}{2\pi R_f C_f} = 2.34Hz \qquad (۶)$$

معادله ۵، نحوه محاسبه بهره در هر مرحله را نشان می‌دهد و معادله ۶، نحوه محاسبه فرکانس قطع را مدل‌سازی کرده است.



شکل (۱۷): شماتیک چگونگی تقویت سیگنال اصلی پروب در نرم افزار پروتل

مهم‌ترین قطعه این بخش که هم کار یک پردازنده و مبدل آنالوگ به دیجیتال را انجام می‌دهد یک میکروکنترلر ۸ بیتی شرکت Atmelبا شماره ATmega328A است. سیگنال حس‌گر بعد از تقویت و فیلترینگ به ADC 10 بیتی میکروکنترلر متصل می‌شود. پردازش‌های لازم در این میکرو انجام‌شده و خروجی دیجیتالی شده و توسط پروتکل UARTبه بخش بعدی ارسال خواهد شد.



شکل (۱۸): شماتیک تبدیل آنالوگ به دیجیتال سیگنال و پردازش اطلاعات در نرم افزار پروتل

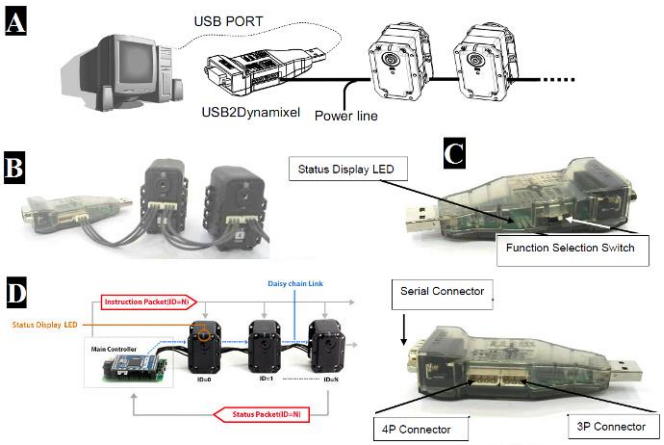
۳- روش جدید انتقال اطلاعات با الهام از روش دینامیکسل

در بسیاری از پروژه‌ای مکاترونیک و الکترونیک که نیاز به‌سرعت عکس‌العمل و دقت بالا موردنیاز است، مانند اکثر ربات‌های انسان‌نما از موتورها Dynamixel استفاده می‌شود. در این قسمت به بررسی اجمالی این موتورها، نحوه کنترل و راه‌اندازی این موتورها پرداخته شده است.

این موتورها از پروتکل ارتباطی RS-485 استفاده می‌کنند. در اینجا، موتورهای Dynamixel از طریق یک رابطUSB2Dynamixel به برد اصلی یا کامپیوتر متصل می‌گردد. فرمان‌های کنترلی کامپیوتر از طریق USB دریافت و به‌صورت بسته‌های داده‌ای Serial تبدیل کرده

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-20]
[DOR: 20.1001.1.26765810.1399.17.3.3.9]

و به موتورها ارسال می‌کند. شمای کلی نحوه اتصال آن‌ها به‌صورت شکل (است.



شکل (۱۹): در قسمت A این شکل نحوه اتصال موتور Dynamixel به کامپیوتر به صورت شماتیک آمده است در قسمت B این شکل نحوه اتصال چند موتور با یکدیگر و اتصال به USB2DYNAMIXEL، در قسمت C،پورت‌های ورودی و خروجی USB2DYNAMIXEL آورده شده است و در قسمت D، نحوه اتصال و دریافت و ارسال داده به صورت شماتیک آورده شده است

پس از اتصال سیم‌ها به مبدل USB2DYNAMIXEL و وصل کردن این مبدل به کامپیوتر یا کنترلر دیگر، این موتورها قابل‌برنامه‌ریزی و استفاده می‌باشند که از طریق ارتباط سریال دستورهای لازم در قالب بسته‌ای به موتور ارسال می‌شوند.برای اتصال همه موتورها به هم، آن‌ها به‌صورت DAISY CHAIN بسته می‌شوند. به‌این‌ترتیب که همه آن‌ها را روی یک گذرگاه به‌صورت سری قرار می‌گیرند و مبدل تبدیل USB به دینامیکسل به انتهای گذرگاه وصل می‌شود و مبدل با پورت یواس‌بی به کنترلر اصلی وصل می‌شود. هرکدام از موتورها یک ID دارند و کنترلر با استفاده از این ID تصمیم می‌گیرد که به یکی از موتورها، تعدادی از آن‌ها و یا همه آن‌ها دستوراتی را بفرستد.

۳-۱- موتورها Dynamixel نمونه: MX-28

این موتورها به‌وسیله مبدل USB2Dynamixel به کامپیوتر و یا کنترل‌کننده اصلی متصل می‌شوند. در ابتدا برای تست و راه‌اندازی، تعدادی از این موتورها را به هم متصل کرده و به‌وسیله ارتباط سریال با کامپیوتر و با استفاده از برنامه Hercules آن‌ها را راه‌اندازی می‌شوند. به‌این‌ترتیب که در ابتدا ID همه موتورها ۱ است که باید به‌طور مجزا ID آن‌ها را تنظیم کنیم و سپس آن‌ها را به هم متصل می‌شوند. در هنگام اتصال چند موتور به هم، به‌وسیله متفاوت قرار دادن ID های آن‌ها در موقع فرمان دادن و یا خواندن موقعیت و سرعت بین آن‌ها باید تمایز قائل شد. مقدار ID موتور می‌تواند بین ۰ تا ۲۵۳ باشد و شماره ۲۵۴ برای BROAD CAST است و درنتیجه حداکثر ۲۵۴ موتور هم‌زمان می‌توانند به هم متصل شوند. هر موتوری یک CONTROLL TABLE دارد که در رجیستر های مختلف آن اطلاعات مربوط به موتور قرار دارد. در تصویر زیر قسمتی از این جدول قرار گرفته است.

جدول ۲): قسمتی از CONTROL TABLE موتور

30 (0X1E)	**Goal Position(L)**	**RW**
31 (0X1F)	**Goal Position(H)**	**RW**
32 (0X20)	**Moving Speed(L)**	**RW**
33 (0X21)	**Moving Speed(H)**	**RW**
34 (0X22)	**Torque Limit(L)**	**RW**
35 (0X23)	**Torque Limit(H)**	**RW**
36 (0X24)	**Present Position(L)**	**R**
37 (0X25)	**Present Position(H)**	**R**
38 (0X26)	**Present Speed(L)**	**R**
39 (0X27)	**Present Speed(H)**	**R**
40 (0X28)	**Present Load(L)**	**R**
41 (0X29)	**Present Load(H)**	**R**
42 (0X2A)	**Present Voltage(L)**	**R**
43 (0X2B)	**Present Temperature**	**R**

به‌طورکلی اطلاعاتی که به موتور داده می‌شود عبارت‌اند از: موقعیت مطلوب، سرعت مطلوب، حداکثر گشتاور، حداکثر دمای مجاز، ولتاژ کاری، حداقل و حداکثر زاویه گردش.اطلاعاتی هم که در قالب فیدبک می‌توان از موتور خواند عبارت‌اند از: موقعیت، سرعت و دمای کنونی.
ارتباط بین کنترلر و موتورها به‌وسیله Data packet ها انجام می‌شوند. این بسته‌ها بر دو نوع هستند که بسته داده در قالب Instruction packet به موتور فرستاده می‌شوند و اطلاعات برگشتی از موتور در قالب Status packet به کنترلر فرستاده می‌شوند.

۳-۲- بررسی فرمت PACKET های ارسالی و دریافتی

برای فرستادن یک دستور به یک موتور اطلاعات در قالب INSTRUCTION_PACKET ارسال می‌شوند که فرمت آن به‌صورت زیر است:



شکل(۲۰): فرمت STATUS-PACKET به‌صورت زیر است که پاکت اطلاعاتی ، به همین فرمت در کتابخانه برای ارتباط دینامیکسلی تعریف شده است و معادله ۷ نحوه محاسبه CHECKSUM نشان داده شده است

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-20]
[DOR: 20.1001.1.26765810.1399.17.3.3.9]
Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.17- No.3-Fall 2020

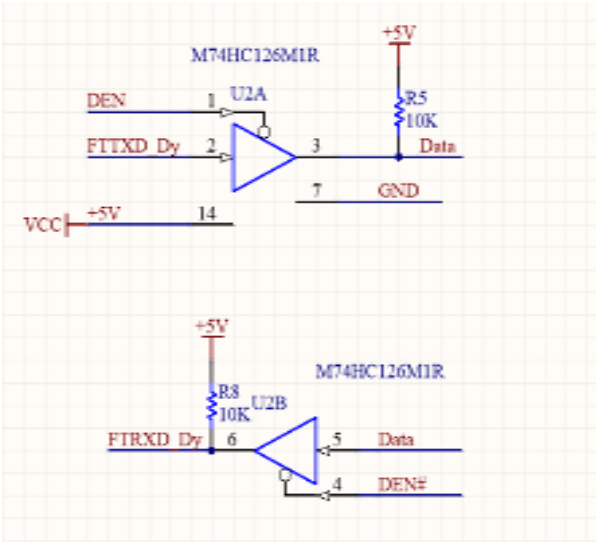
بایت آخر دستور که CHECK-SUM است برای اطمینان از درست ارسال شدن دستور و عدم تخریب اطلاعات از طریق نویز در نظر گرفته شده است .پس از بررسی ID، موتور موردنظر دستور را می‌گیرد و اگر CHECK-SUM درست بود، یعنی اینکه دستور معنی‌دار است و توسط نویز تغییر نکرده است و اجرا می‌شود.

دستور READ: برای خواندن از یکی یا تعدادی از خانه‌های پشت سر هم CONTROL TABLE استفاده می‌شود. برای مثال چون‌که رجیستر های PRESENT POSITION و PRESENT SPEED کنار هم هستند، با یک دستور می‌توان به هر ۲ دسترسی پیدا کرد،دستور WRITEبرای نوشتن دریکی از خانه‌های CONTROL TABLE استفاده می‌شود. به‌وسیله این دستور هرچند خانه که پشت سر هم باشند به‌وسیله PACKET قابل‌نوشتن هستند برای مثال خانه‌های شماره ۳۰ تا ۳۳ کهGOAL POSITION و GOALSPEED هستند با یک دستور قابل‌برنامه‌ریزی‌اند. به‌وسیله دستورات REG WRITE و ACTION می‌توان به هرچند موتور دلخواه تعدادی دستور متفاوت داد و به‌طور هم‌زمان آن‌ها را اجرا کرد. به‌این‌ترتیب که برای مثال ابتدا به موتورهای ۱ و ۲ و ۳ دستوراتی در قالب REG WRITE می‌دهیم. در این حالت این دستورها در حافظه موتورها ذخیره می‌شوند اما اجرا نمی‌شوند و هنگامی‌که دستور ACTION ارسال می‌شود همه موتورها به‌طور هم‌زمان دستورات ذخیره‌شده را انجام می‌دهند. مثلاً اگر بخواهیم که تعدادی از مفاصل به‌طور هم‌زمان به موقعیت‌های خاصی بروند، از این دستور استفاده می‌شود. درواقع دستور ACTIONهمه دستورات ذخیره‌شده را تریگر می‌کند. دستورات دیگری نیز مانند PING,RESET,SYNC_WRITE وجود دارد.

برای ارتباط با موتورها باید تبدیل TTL به UART در سری موتورهای MXT و تبدیل RS485 به UART در موتورهای سری MXR انجام شود.در تمامی بخش‌ها با استفاده از مدار سخت‌افزاری باید مانند موتورهای دینامیکسل انجام شود و به‌صورت نرم‌افزاری برای خواندن این بخش‌ها ، اطلاعات خروجی از مدارات و ورودی به میکروکنترلر با تغییر کاربری در زبان C با استفاده از کامپایلر اردینو باید مرتب‌سازی شود که با نوشتن کتابخانه و دستورات مرتبط با این روش ازلحاظ ترم افزاری مرتب‌سازی انجام شد اما در بخش سخت‌افزاری با توجه به این‌که راه ارتباطی در موتورهای دینامیکسل دوطرفه (RX , TX) نیست و از سیستم یک خط برای ارتباط استفاده می‌کند ، پس قبل از تغییر پروتکل و اینکه خط انتقال به یک آی‌سی تبدیل TTL به USB برود باید به نحوی خط انتقال اطلاعات به‌صورت نیم طرفه (Half Duplex) دربیاید. در قسمت سخت‌افزاری این کاربرد با استفاده از ای سی 74 HC 126 که یک آی‌سی بافر است انجام‌شده است .

$$CHECKSUM= (ID+LEENGTH+Instruction+Pr1+…PrN) \quad (۷)$$

برای رسیدن به این هدف در مرحله اول نیاز به آی‌سی‌های بافر خانواده 74HC به‌طور مشخص 74HC1206 داریم.



شکل (۲۱): شماتیک تبدیل مسیر دوطرفه به مسیر یک طرفه (Half-duplex)

عملکرد این بخش به این‌گونه است که اگر خروجی اطلاعات موتور در حالت گیرنده باشد با توجه به اینکه سیگنال DEN# و DEN توسط یک آی‌سی نات کننده مانند 7404 ازلحاظ منطقی معکوس یکدیگر می‌باشند و همچنین سیگنال DEN همان‌طور که در شکل (،آمده است بر روی پایه CBUS2 شکل می‌گیرد. CBUS2 در حالت طبیعی برای FT232یک TXDEN است. درنتیجه با این مکانیسم می‌توان Half Duplex را به وجود آورد.پس‌ازآن باید این خط انتقال را به‌وسیله یک ای سی TTLبه USB فرستاد که خروجی USB را برای پردازش با سرعت‌بالا و ویژگی‌های موتورهای دینامیکسل به وجود آورد.

۴- نتیجه‌گیری

مانیتورینگ اطلاعات حیاتی خلبان‌ها با طراحی پرسرعت و درعین‌حال کم‌هزینه در هنگام پرواز جهت جلوگیری از حوادث سقوط هواپیما (مخصوصاً در جنگنده‌های کشورمان در سالیان گذشته بدون اطلاع و گزارش خلبان، مبنی بر نقص فنی به برج مراقبت و اجکت به‌موقع) به‌عنوان هدف اصلی در این کلاه مورداستفاده قرارگرفته است. بر هم خوردن شرایط زیستی خلبان که به‌سختی توسط خلبان قابل‌تشخیص می‌باشد، عمده‌ترین دلیل برای سقوط بوده است. پس در ابتدا مانیتورینگ دقیق علائم حیاتی خلبان به‌عنوان یک عامل بسیار مهم در این مقاله به آن توجه شده است. در بخش دوم با توجه به نیاز و الزام آموزش خلبان در داخل کشور، وجود پلت فرمی جهت بررسی دقیق علائم خلبان در حین آموزش در هنگام مانورهای مختلف با جنگنده که قابلیت آنالیز با دقت از شرایط جسمانی خلبان به استادخلبان و دانشجوی خلبانی را داشته باشد، ارائه کرد.

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-20]
[DOR: 20.1001.1.26765810.1399.17.3.3.9]

در این مقاله سعی شده است که با توجه به کاکپیت های آنالوگ جنگنده‌های موجود در کشور، یک سیستم فراگیر جهت مانیتور اطلاعات حیاتی، نمایش اطلاعات پرواز بر روی هلمت، ضبط این اطلاعات بر روی حافظه در با استفاده از تکنولوژی روز دنیا، نوآوری در طراحی بخش‌های مختلف و باصرفه‌ی اقتصادی ساخته شود.

۵- مراجع

[1] P. W. Hochachka et al., "Inborn Resistance to Hypoxia in High Altitude Adapted Humans," in Response and Adaptation to Hypoxia, New York, NY: Springer New York, 1991, pp. 191–194.

[2] "After Deadly Crashes, Pilots' Association Warns of Hypoxia Risk: Associations Now."

[3] R. E. Roberts, E. J. Anderson, and M. Husain, "Expert Cognitive Control and Individual Differences Associated with Frontal and Parietal White Matter Microstructure," J. Neurosci., vol. 30, no. 50, pp. 17063–17067, Dec. 2010.

[4] K. P. Strohl, "Lessons in hypoxic adaptation from high-altitude populations," Sleep Breath., vol. 12, no. 2, pp. 115–121, May 2008.

[5] G. Höpfl, O. Ogunshola, and M. Gassmann, "Hypoxia and High Altitude," Springer, Boston, MA, 2003, pp. 89–115.

[6] F. Agani and G. L. Semenza, "Mersalyl is a novel inducer of vascular endothelial growth factor gene expression and hypoxia-inducible factor 1 activity.," Mol. Pharmacol., vol. 54, no. 5, pp. 749–54, Nov. 1998.

[7] "High-altitude hypoxia and the brain.," Lancet (London, England), vol. 2, no. 8508, p. 695, Sep. 1986.

[8] V. E. Claydon et al., "Cerebrovascular Responses to Hypoxia and Hypocapnia in Ethiopian High Altitude Dwellers," Stroke, vol. 39, no. 2, pp. 336–342, Feb. 2008.

[9] L. I. Golubeva, S. N. Dvoriantsev, A. N. Khatkevich, I. I. Malyshev, and F. Z. Meerson, "[Adaptation to hypoxia, as opposed to adaptation to stress, does not protect the isolated heart from reperfusion after total ischemia. A nuclear magnetic resonance study].," Biull. Eksp. Biol. Med., vol. 120, no. 11, pp. 481–4, Nov. 1995.

[10] S. Verges, S. Chacaroun, D. Godin-Ribuot, and S. Baillieul, "Hypoxic Conditioning as a New Therapeutic Modality," Front. Pediatr., vol. 3, Jun. 2015.

[11] J. M. Hanna, "Climate, altitude, and blood pressure.," Hum. Biol., vol. 71, no. 4, pp. 553–82, Aug. 1999.

[12] J. R. Halliwill and C. T. Minson, "Effect of hypoxia on arterial baroreflex control of heart rate and muscle sympathetic nerve activity in humans," J. Appl. Physiol., vol. 93, no. 3, pp. 857–864, Sep. 2002.

[13] "Smart Helmets Take Fighter Pilots to a New Level." [Online]. Available: http://www.defense-aerospace.com/cgi-bin/client/modele.pl?shop=dae&modele=release&prod=168163&cat=3. [Accessed: 05-Apr-2017].

[14] "New Israeli device flies the jet when the pilot is unconscious | Digital Trends." [Online]. Available: http://www.digitaltrends.com/cool-tech/canary-airborne-guardian-system-fighter-pilot-monitoring/. [Accessed: 05-Apr-2017].

[15] "Meet the most fascinating part of the F-35: The $400,000 helmet - The Washington Post." [Online]. Available: https://www.washingtonpost.com/news/checkpoint/wp/2015/04/01/meet-the-most-fascinating-part-of-the-f-35-the-400000-helmet/?utm_term=.5fe8023387fc. [Accessed: 05-Apr-2017].

[16] RESPONSES TO PSYCHOLOGICAL WORKLOAD OF MILITARY FLYING TUO M O Department of Physiology PSYCHOLOGICAL WORKLOAD OF. 1999.

[17] C. Valdez-Lowe, S. A. Ghareeb, and N. T. Artinian, "Pulse oximetry in adults," Am J Nurs, vol. 109, no. 6, pp. 52–9; quiz 60, 2009.

[18] Nasirian S, Shokravi M M. The study of humidity effect on carbon dioxide gas sensing properties of zinc oxide nanowires assisted by polyvinyl alcohol network at room temperature. Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers. 2019; 16 (2) :1-7

[19] Mesgarof M H, Golmakani A. CMOS LNA with Improved Linearity Using Modified Derivative Superposition. Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers. 2019; 16 (4) :79-87.

[20] Khalighfard M, Motie Nasrabadi A, Ebrahimi Nasab H. Interaction Modeling of Tumor and Immune System in Immunotherapy by IL-2 and Chemotherapy with Treg & IL-10. Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers. 2017; 13 (4) :97-106.

[21] R. C. King, D. G. McIlwraith, B. Lo, J. Pansiot, A. H. McGregor, and G.-Z. Yang, "Body Sensor Networks for Monitoring Rowing Technique," in 2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2009, pp. 251–255.

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-20]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1399.17.3.3.9]