

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده مهندسی برق و رباتیک

رشته مهندسی برق گرایش الکترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد

طراحی و ساخت اکسیژن سنج خون (پالس اکسیمتر)

نگارنده : امین زحمتکش

استاد راهنما

دکتر ساسان ناصح

شهریور ۱۳۹۵

تقدیم به

ستون های استوار هدایت، ائمه بزرگوار اسلام

به ویژه امام رضا (ع) و حضرت ولی عصر (عج)

پدر و مادر عزیز و مادر بزرگ مهربانم

پروردگارا!

ز می توانم مویشان را که در راه عزت من سفید شد بیا که کم و نه برای دست های پینه بسته شان که ثمره ی تلاش برای پیشرفت من است، مرهمی دارم. پس

توفیقم ده تا قدر تک تک سخط های بودن در کنارشان را بدانم و بتوانم گوشه ای از خداکاری ایشان را جبران نمایم..

## تقدیر و تشکر:

حمایت‌های بی‌دریغ و راهنمایی‌های ارزنده استاد گران‌قدر و دلسوز جناب آقای ساسان ناصح، همواره شامل حال این‌جانب بوده است. لذا بر خود لازم می‌دانم سپاسگزاری صمیمانه خود را خدمت این استاد عزیز نثار کنم و سلامتی، طول عمر، موفقیت و سرفرازی ایشان را از خداوند مسئلت نمایم.

همچنین از همه دوستان و عزیزانی که در طول دوره کارشناسی ارشد به شیوه‌های گوناگون محبت، راهنمایی‌ها و حمایت‌های خود را از بنده دریغ نکردند، لحظاتی خوش و ماندگار برای من ایجاد کردند، به‌صورت ویژه تشکر می‌کنم و بهترین آرزوها را در تمامی مراحل زندگی برای آن‌ها خواستارم.

درپیش دوست تخته‌جان بس ممتراست

درخاک‌پای یار سرازخاک ممتراست

# تعهد نامه

اینجانب امین زحمتکش دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی برق / الکترونیک دانشکده مهندسی برق و رباتیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه طراحی و ساخت اکسیژن سنج خون تحت راهنمایی دکتر ساسان ناصح متعهد می شوم.

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش‌های محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده‌اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده ( یا بافت‌های آن‌ها ) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

تاریخ

امضای دانشجو

## مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج ، کتاب ، بر نامه های رایانه ای ، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است ) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد . این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

## چکیده فارسی:

نمایش وضعیت بیمار یکی از نکات مهم در درمان بیماری به شمار میرود که در سال‌های اخیر رشد قابل توجهی داشته است. دانستن درصد اکسیژن خون در مواردی همچون عمل جراحی، بخش مراقبت‌های ویژه و... که بیمار نیازمند محاسبه سریع اکسیژن خون و ضربان است، و یا در مواردی که نیاز است که اکسیژن رسانی به قسمت خاصی از بدن مورد بررسی قرار گیرد از اهمیت زیادی برخوردار می‌باشد. در این پایان‌نامه ابتدا انواع دستگاه‌های اکسیژن سنج موجود و مزایا و معایب آنها مورد بررسی قرار می‌گیرد. سپس اصول اولیه اکسیژن سنج و روش ساخت یک نمونه برای محاسبه‌ی درصد اکسیژن خون توضیح داده خواهد شد. سیستم ساخته شده دارای دو منبع نور قرمز و زیرقرمز است که به نوبت به بافت مورد نظر تابیده می‌شوند. نور بازتاب شده یا گذر کرده از بافت توسط آشکارساز گرفته شده و با انجام پردازش روی آن مقدار اکسیژن خون نمایش داده خواهد شد. در فصل سوم مدارهای مختلف برای انجام اینکار آمده و مشکلات موجود در هر یک بررسی شده است.

کلید-واژه: اکسیژن سنج خون، نور قرمز و زیرقرمز، خون سرخرگی و سیاهرگی، اندازه‌گیری غیرتهاجمی اکسیژن خون، اکسیژن سنج بازتابی، اکسیژن سنج انتقالی.

## فهرست مطالب

- ۱- فصل اول: پیشگفتار..... ۱
- ۱-۱ انگیزه تحقیق..... ۲
- ۱-۲ هدف تحقیق..... ۲
- ۱-۳ مروری بر فصلهای پایاننامه..... ۳
- ۲- فصل دوم: مروری بر کارهای گذشته..... ۵
- ۲-۱ مقدمه..... ۶
- ۲-۲ پیشینه پزشکی و علمی..... ۶
- ۲-۲-۱ علائم حیاتی..... ۷
- ۲-۲-۲ تاثیرات بدن بر روی اکسیژن سنج..... ۱۰
- ۲-۲-۳ خون و اجزاء تشکیل دهنده آن..... ۱۲
- ۳-۲ تاریخچه تعیین اکسیژن خون..... ۱۳
- ۲-۴ روش‌های اندازه‌گیری غیرتهاجمی..... ۱۵
- ۲-۴-۱ اندازه‌گیری نورهای نزدیک زیرقرمز..... ۱۵
- ۲-۴-۲ اکسیژن سنجی..... ۱۶
- ۲-۴-۳ اندازه‌گیری با الکترودهای کلارک..... ۱۷
- ۲-۴-۴ تعیین سطح اکسیژن به وسیله تصویربرداری مغناطیسی..... ۱۸
- ۲-۵ اصول اولیه اکسیژن سنج و جذب نور در بافت..... ۱۸

- ۲-۶ موارد استفاده از اکسیژن سنج ..... ۲۶
- ۲-۷ محدودیت‌های فناوری ..... ۲۷
- ۲-۷-۱ محدودیت‌های فیزیکی ..... ۲۷
- ۲-۷-۲ محدودیت‌های پردازش سیگنالی ..... ۲۷
- ۲-۷-۳ عوامل جانبی ایجاد خطا ..... ۲۸
- ۲-۸ اهمیت پیشرفت‌های فنی ..... ۲۹
- ۲-۸-۱ فناوری استخراج سیگنال ماسیمو ..... ۳۰
- ۲-۸-۲ استفاده از چند طول موج در اکسیژن سنج ..... ۳۱
- ۲-۸-۳ استفاده از گمانه مناسب ..... ۳۳
- ۲-۹ جمع‌بندی ..... ۳۵
- ۳- فصل سوم: طراحی اجزاء سیستم ..... ۳۷
- ۳-۱ اصول طراحی ..... ۳۸
- ۳-۱-۱ طراحی قسمت‌های الکترونیکی ..... ۳۸
- ۳-۱-۲ طراحی قسمت‌های مکانیکی ..... ۳۹
- ۳-۲ گمانه و اجزای آن ..... ۴۰
- ۳-۲-۱ منابع نور و انتخاب طول موج‌ها ..... ۴۰
- ۳-۲-۲ آشکارساز ..... ۴۱
- ۳-۳ پردازش سیگنال ..... ۴۲
- ۳-۴ مراحل ساخت و طراحی مدار ..... ۴۳



۴۳	..... ۳-۴-۱ گمانه
۵۰	..... ۳-۴-۲ مدارهای استخراج سیگنال PPG
۶۰	..... ۳-۴-۳ پردازنده
۶۲	..... ۳-۴-۴ نمایش داده‌ها
۶۳	..... ۳-۵ آزمایش
۶۵	..... ۴- فصل چهارم: نتایج و پیشنهادها
۶۶	..... ۴-۱ مروری بر کارهای انجام‌شده
۶۶	..... ۴-۲ نتایج
۶۷	..... ۴-۳ پیشنهادها
۶۸	..... پیوست
۹۵	..... مراجع

## فهرست شکل‌ها

- شکل ۲-۱: نحوه قرار دادن الکترودها روی بدن ..... ۷
- شکل ۲-۲: فشار خون در قسمت‌های مختلف بدن ..... ۹
- شکل ۲-۳: سیگنال PPG [۶] ..... ۱۰
- شکل ۲-۴: سرخرگ‌های دست انسان (سمت راست). سیاهرگ‌های دست انسان (سمت چپ) ..... ۱۱
- شکل ۲-۵: ساختمان هموگلوبین ..... ۱۲
- شکل ۲-۶: نور دریافتی توسط اکسیژن‌سنج و تغییرات براساس مقدار خون ..... ۱۶
- شکل ۲-۷: جذب نور توسط اجزاء مختلف بافت (این شکل بر اساس مقیاس واقعی نیست) ..... ۱۷
- شکل ۲-۸: حالتی ساده از یک اکسیژن‌سنج ..... ۱۹
- شکل ۲-۹: پردازش سیگنال در اکسیژن‌سنج خون [۱۷] ..... ۱۹
- شکل ۲-۱۰: اکسیژن‌سنج انتقالی ..... ۲۰
- شکل ۲-۱۱: اکسیژن‌سنج بازتابی ..... ۲۰
- شکل ۲-۱۲: ضریب جذب هموگلوبین معمولی و اکسیژن‌دار [۱۸] ..... ۲۱
- شکل ۲-۱۳: ضریب جذب آب و لیپید [۷] ..... ۲۲
- شکل ۲-۱۴: ضریب جذب نور انواع هموگلوبین‌ها [۷] ..... ۲۳
- شکل ۲-۱۵: اثر جذب نور توسط خون سرخرگ‌ها و سیاهرگ‌ها [۲۰] ..... ۲۳
- شکل ۲-۱۶: نسبت دو سیگنال PPG حاصله از نور قرمز و زیرقرمز، و تعیین اکسیژن خون [۲۲] .. ۲۵
- شکل ۲-۱۷: رابطه بین سه سیگنال زیر فشار خون (BP)، سیگنال ECG و PPG [۲۳] ..... ۲۷
- شکل ۲-۱۸: بلوک دیاگرام روش اندازه‌گیری ماسیمو [۲۵] ..... ۳۱
- شکل ۲-۱۹: گمانه قفسه سینه [۲۷] ..... ۳۳
- شکل ۲-۲۰: گمانه ساخته شده به صورت مدار مجتمع [۲۸] ..... ۳۴

- شکل ۲-۲۱: گمانه طراحی شده برای سر [۲۹] ..... ۳۵
- شکل ۳-۱: انتخاب طول موج برای LED ها [۲۶] ..... ۴۱
- شکل ۳-۲: مدل اشکارساز ..... ۴۲
- شکل ۳-۳: مراحل تقویت و فیلتر سیگنال گرفته شده از اشکارساز ..... ۴۲
- شکل ۳-۴: مداری ساده برای روشن و خاموش کردن LED ها ..... ۴۳
- شکل ۳-۵: مدار روشن خاموش کردن LED ها ..... ۴۴
- شکل ۳-۶: مدار اولیه تبدیل جریان به ولتاژ در اشکار ساز ..... ۴۵
- شکل ۳-۷: مدار اولیه تبدیل جریان به ولتاژ در اشکار ساز ..... ۴۶
- شکل ۳-۸: ولتاژ مشاهده شده بعد از فتودیود. شکل (الف): نداشتن زمین مناسب. شکل (ب): وصل زمین مناسب ..... ۴۶
- شکل ۳-۹: شکل موج فتودیود در حالت‌های مختلف با شدت روشنایی متفاوت ..... ۴۸
- شکل ۳-۱۰: زمان روشن و خاموش شدن دیودها ..... ۴۸
- شکل ۳-۱۱: مدار روشن خاموش کردن دو LED (طراحی دوم) ..... ۴۹
- شکل ۳-۱۲: مدار روشن خاموش کردن دو LED (طراحی سوم) ..... ۵۰
- شکل ۳-۱۳: اولین مدار برای بدست آوردن سیگنال PPG ..... ۵۱
- شکل ۳-۱۴: استفاده از فیلتر و تقویت کننده بیشتر برای تقویت سیگنال PPG ..... ۵۲
- شکل ۳-۱۵: خروجی مدار اولیه ..... ۵۲
- شکل ۳-۱۶: شکل واقعی سیگنال PPG ..... ۵۳
- شکل ۳-۱۷: فیلتر پایین گذر فعال با بهره یک ..... ۵۳
- شکل ۳-۱۸: مدار ساخته شده با فیلترهای فعال ..... ۵۴
- شکل ۳-۱۹: تقویت کننده و فیلتر پایین گذر ..... ۵۵
- شکل ۳-۲۰: سیگنال PPG دارای فروجهش ..... ۵۵

- شکل ۳-۲۱: مدار با فیلترهای فعال دارای بهره ..... ۵۶
- شکل ۳-۲۲: دیاگرام بد فیلتر بالاگذر ..... ۵۷
- شکل ۳-۲۳: پاسخ پله فیلتر بالاگذر (نشان دهنده سرعت عکس‌العمل فیلتر) ..... ۵۷
- شکل ۳-۲۴: مدار تقویت سیگنال PPG با استفاده از فیلتر میان‌گذر ..... ۵۸
- شکل ۳-۲۵: مدار نهایی استخراج سیگنال PPG ..... ۵۹
- شکل ۳-۲۶: مدار و گمانه ساخته شده ..... ۶۰
- شکل ۳-۲۷: اردوینو MEGA 2560 ..... ۶۱
- شکل ۳-۲۸: صفحه نمایش ساخته شده برای اکسیژن سنج ..... ۶۳

# فصل اول

## پیشگفتار

## ۱-۱ انگیزه تحقیق

نظارت کامل بر بیماران در سیستم بهداشت و درمان به یک اولویت برای اطمینان از درمان موثر و مناسب تبدیل شده است. دستگاه‌های بسیاری، مانند آندوسکوپ، سونوگرافی، فشار خون و... برای نظارت و ارزیابی سلامت بیماران در یک محیط بالینی وجود دارد که علاوه بر نظارت بر وضعیت بیمار به تشخیص بیماری نیز کمک می‌کنند. نمایش مقدار اکسیژن خون به روش‌های غیرتهاجمی یا تهاجمی در قسمت‌های مختلف بدن در حوزه پزشکی و درمانی اهمیت زیادی دارد. اکسیژن سنج یک نمونه از دستگاه‌های نظارت بر سلامت بیمار است که معمولاً برای اندازه‌گیری میزان اکسیژن خون و تغییرات جریان خون در بافت‌های بدن مورد استفاده قرار می‌گیرد. یکی از کاربردهای اصلی آن در تعیین نیاز به اکسیژن اضافی و اطمینان از اثربخشی آن در هنگام عمل جراحی است، حتی در حال حاضر دستگاه‌های اکسیژن سنجی که استفاده می‌شوند دارای اشکالات زیادی هستند. در نتیجه این نیاز وجود دارد که دستگاه توسعه پیدا کرده و دقیق‌تر شود تا بتواند در شرایطی که بدن دچار بیماری است یا عملکرد بافت مورد استفاده دچار اختلال شده به طور مداوم مقدار صحیح اکسیژن را نمایش دهد. در سال‌های ۱۹۴۰-۱۹۳۰ بدست آوردن مقدار اکسیژن خون با استفاده از نور تابیده شده به بدن پیشرفت کرد ولی به دلیل نبودن شرایط مناسب از جمله بزرگ شدن دستگاه ساخته شده به کار گرفته نشد.

## ۱-۲ هدف تحقیق

هدف پایان‌نامه مطالعه بر روی روش‌های اندازه‌گیری درصد اکسیژن خون در بدن انسان می‌باشد. روش اصلی بررسی تغییرات شدت نورهای قرمز و زیرقرمز با توجه به جریان خون در بدن انسان است. چنانچه مقدار جریان خون در قسمت انتخاب شده برای اکسیژن سنجی کم شود، قسمت متغیر نور دریافتی از بدن بسیار کوچک شده و سبب به وجود آمدن مشکلاتی در این روش می‌شود.

دستگاه ساخته شده باید توانایی اندازه‌گیری مقادیر متفاوت اکسیژن خون را داشته باشد، زیرا

روش‌های اندازه‌گیری برای مقادیر متفاوت اکسیژن خون تفاوت‌های اندکی با هم دارند. همچنین در ساخت آن باید تمام موارد ایمنی رعایت شده و هیچ نوع اختلالی در روند درمان بیمار ایجاد نکند.

در زیر به لیستی از اهداف که برای موفقیت این پروژه انجام می‌شود اشاره می‌کنیم:

- طراحی و ساخت یک گمانه اکسیژن خون بسیار حساس که بتواند به صورت غیرتهاجمی مقدار اکسیژن خون را اندازه‌گیری کند.
- جمع‌آوری داده‌های آزمایشگاهی در استفاده از سیستم طراحی شده.
- کالیبره کردن دستگاه با استفاده از جمع‌آوری و تفسیر داده‌های دریافتی.
- تجزیه و تحلیل آماری نتایج و مقایسه برای مشخص شدن درصد اطمینان دستگاه.

نتیجه نهایی تحقیق ساخته شدن یک سیستم کامل است که می‌توان از آن برای نمایش مقدار اکسیژن در یک منطقه موضعی، مانند نوک انگشتان استفاده کرد. این موارد نیازمند تست کامل دستگاه در شرایط بیمارستانی است که انجام آن برای ما ممکن نشد.

### ۳-۱ مروری بر فصل‌های پایان‌نامه

فصل‌های بعدی این پایان‌نامه بدین شرح است؛ در فصل دوم به بررسی سابقه موضوع اکسیژن سنجی خون پرداخته می‌شود. ابتدا مروری بر دانش پزشکی لازم برای این موضوع خواهیم داشت. سپس اهمیت اکسیژن سنجی و کارهای انجام شده در این رابطه بیان می‌شود. در فصل سوم نحوه طراحی مدارهای لازم برای ساخت یک اکسیژن‌سنج خون، مشکلات هر یک از مدارها و نحوه برطرف کردن آن توضیح داده می‌شود. در ادامه به طور مختصر زبان برنامه نویسی مورد استفاده، گفته خواهد شد و نتیجه بیان می‌شود، در نهایت پیشنهادهایی برای ادامه تحقیق ارائه می‌گردد.





## فصل دوم

### مروری بر کارهای گذشته

## ۱-۲ مقدمه

اکسیژن‌سنجی خون از سال‌های ۱۹۷۰ برای پاسخ‌گویی به نیاز اندازه‌گیری اکسیژن خون به صورت همزمان با انجام کارهای درمانی بر روی بیمار به وجود آمد. دلیل اصلی این امر نیز نیاز به دانستن مقدار اکسیژن بافت‌های بدن در هنگام جراحی یا در هنگام آسیب دیدن فرد است. نرسیدن اکسیژن کافی به بافت‌های بدن باعث عوارض متفاوتی می‌شود و در برخی موارد می‌تواند بسیار خطرناک باشد. اکسیژن بدن را می‌توان بین ۱۰۰٪ و ۰٪ فرض نمود که عدد نمایش داده شده برای اکسیژن‌سنج‌های معمول بین ۷۰٪ تا ۱۰۰٪ است. کمبود اکسیژن در بافت‌ها که توسط اکسیژن‌سنج اندازه‌گیری می‌شود حدود ۹۰٪ است که باید مورد توجه قرار گیرد. اکسیژن‌سنج‌های اولیه با استفاده از نمونه خون گرفته شده از بیمار مقدار اکسیژن خون را مشخص می‌کردند، این روش دقت بالایی داشت اما سرعت عمل کافی را در اختیار پزشکان قرار نمی‌داد. در بسیاری از موارد نیاز است اکسیژن خون به صورت همزمان با عملیات درمانی مشاهده شود. علاوه بر این گرفتن خون از بیمار چندان خوشایند نیست، به همین دلیل اکسیژن‌سنج‌هایی به وجود آمد تا مشکلات روش تهاجمی اندازه‌گیری اکسیژن خون را برطرف کند.

آگاهی نسبت به مسائل بیمارستانی ( شاخص‌های سلامتی و دیدی کلی از خون و مواد تشکیل دهنده آن) برای درک بهتر موضوع بسیار مهم است، بنابراین توضیح مختصری در این موارد داده خواهد شد. سپس دیدی کلی از اکسیژن‌سنجی خون، اصول علمی، استفاده‌های ممکن و برخی از مشکلات آن ذکر خواهد شد.

## ۲-۲ پیشینه پزشکی و علمی

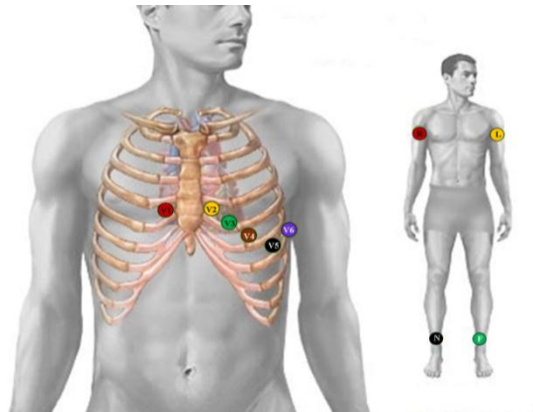
در این بخش به پیش‌زمینه پزشکی عمومی مورد نیاز و فیزیولوژی بدن برای تعیین سلامت بیمار پرداخته خواهد شد. برای تعیین وضعیت سلامتی بدن علائم حیاتی باید بررسی شوند. در ادامه این علائم را توضیح داده و تاثیر آنها بر اکسیژن‌سنجی بررسی خواهد شد.

## ۱-۲-۲ علائم حیاتی

ویژگی‌های مختلف فیزیولوژیکی بدن که برای تعیین و ارزیابی اصلی‌ترین عملکردهای بدن به کار می‌رود را علائم حیاتی گویند. چهار علامت حیاتی اصلی که در بخش‌های گوناگون پزشکی به صورت متداول بررسی می‌شوند عبارتند از دمای بدن، نبض، فشار خون و نرخ تنفس. این نشانه‌ها در سیگنال اندازه‌گیری شده توسط اکسیژن‌سنج تاثیر دارند.

### نحوه فعالیت قلب

هنگام تپش قلب سیگنال‌های الکتریکی ضعیفی بر روی سطح پوست ظاهر می‌شوند که با اندازه‌گیری آن‌ها می‌توان برخی متغیرهای مربوط به چگونگی تپش قلب مانند سرعت تپش و ... را اندازه‌گیری کرد. اگوستوس والر از دانشکده پزشکی مری سنت در سال ۱۸۸۷ برای اولین بار شواهدی را از اندازه‌گیری سیگنال‌های قلب منتشر کرد [۱]. این سیگنال‌ها با قرار دادن الکترودهایی بر روی بدن دریافت و تقویت می‌شوند. در شکل ۱-۲ نحوه اتصال الکترودها به بدن نشان داده شده است.



شکل ۱-۲: نحوه قرار دادن الکترودها روی بدن

ابزارهای اندازه‌گیری سیگنال‌های قلبی امروزه بسیار پیچیده شده‌اند و می‌توانند شامل دو تا دوازده

---

<sup>۱</sup>Agustus D. Waller

الکتروود به صورت جفت باشند. امروزه از ترکیبات مختلف اتصال الکتروود به بدن استفاده می شود که یکی از اشکال رایج، استفاده از دوازده الکتروود است. با رسم این سیگنال ها بر حسب زمان منحنی هایی به دست می آیند که به آن ها نوار قلب می گویند. با استفاده از این ابزار، پزشکان اطلاعاتی از نحوه فعالیت قلب به دست می آورند. واضح است که یکی از ویژگی های مهم سیگنال قلب قابلیت استخراج نرخ ضربان قلب، از آن است.

## دمای بدن

دمای بدن را می توان با تماس یک دماسنج به سطح پوست اندازه گرفت. دمای پوست بر روی قطر سرخرگ ها و جریان خون در بافت تاثیر می گذارد که می توانند تاثیر مهمی بر کیفیت سیگنال استخراج شده توسط اکسیژن سنج داشته باشد [۲].

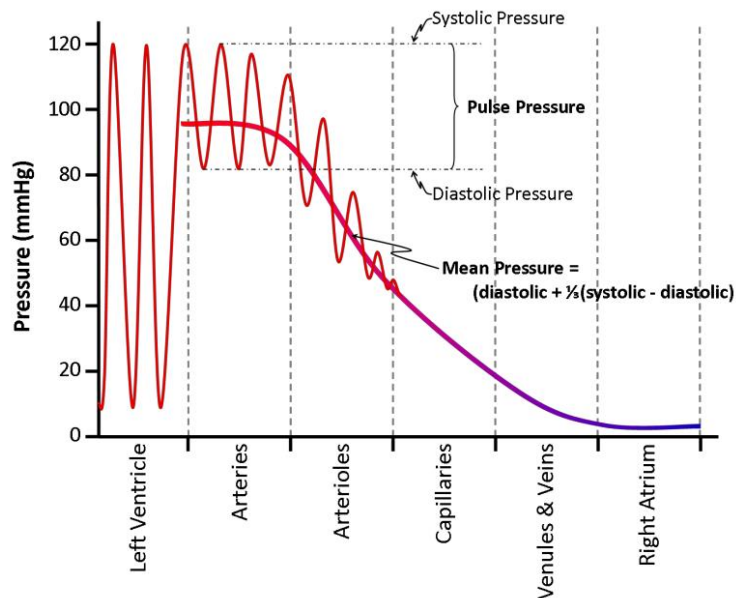
## فشار خون

عموماً به صورت فشار خون در سرخرگ ها تعریف می شود و دارای دو پارامتر است؛ فشار بالا<sup>۱</sup> و فشار پایین<sup>۲</sup>. زمانی که قلب، خون را به داخل بدن می فرستد یا به عبارتی هنگامی که حداکثر انقباض قلب اتفاق می افتد را فشار بالا و زمانی که قلب در حال استراحت است را فشار پایین گویند. عوامل بسیاری وجود دارد که فشار خون را تحت تاثیر قرار می دهد: ضربان قلب، حجم خون، مقاومت عروق در برابر گردش خون و غلظت خون از جمله این عوامل هستند. با دور شدن خون در گردش از قلب، فشار در مواجهه با مقاومت عروق بدن کاهش می یابد. در شکل ۲-۲ می توان این موضوع را مشاهده نمود.

---

<sup>۱</sup>systolic

<sup>۲</sup>diastolic



شکل ۲-۲: فشار خون در قسمت‌های مختلف بدن

## تعداد تنفس

در بسیاری از موارد پزشکی نیاز است که تعداد نفس‌های بیمار مشخص شود. به طور معمول بین ده تا بیست دم و بازدم در دقیقه رخ می‌دهد و بی‌نظمی در آن به عنوان نشانه‌ای از وجود اختلال در عملکرد تنفسی در نظر گرفته می‌شود. تعداد تنفس با استفاده از انواع روش‌ها مانند استفاده از زمان سیگنال نوار قلب، بلندگوی الکترونیکی و مبدل تنفس پیزوالکتریک اندازه‌گیری می‌شود.

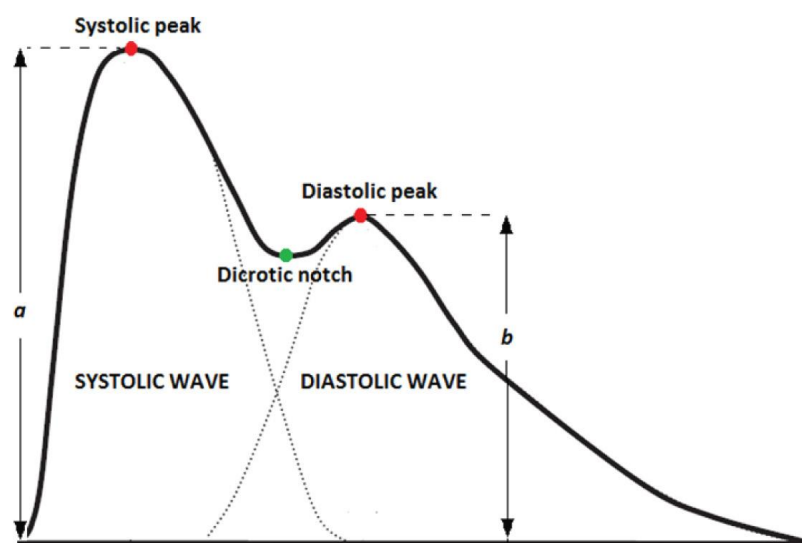
## اکسیژن خون

علاوه بر چهار علامت حیاتی ذکر شده نشانه‌های دیگری مانند اندازه اکسیژن خون، اندازه مردمک چشم و وجود درد در اعضای بدن را نیز می‌توان در نظر گرفت [۳]. هیچکدام از آن‌ها به صورت رسمی پذیرفته نشده‌اند اما تعداد بسیار زیادی از مراکز اورژانس اکسیژن خون را نسبت به بقیه علائم مهمتر می‌دانند، زیرا تنفس صحیح و کارآمد نقش اساسی در سلامت بدن دارد و از اکسیژن خون می‌توان برای تشخیص کارآمدی سیستم تنفس استفاده کرد [۴].

اکسیژن خون، مقدار نسبی اکسیژن حمل شده توسط هموگلوبین در گلبول‌های قرمز خون است. مقدار اکسیژن خون را می‌توان با یک اکسیژن سنج بر اساس خواص اپتیکی خون اندازه گرفت. خون اکسیژن‌دار دارای رنگ قرمز روشن است در حالی که خونی که اکسیژن ندارد دارای رنگی تیره‌تر می‌باشد. اکسیژن سنج‌های معمول، از تفاوت جذب دو طول موج نور برای اندازه‌گیری اکسیژن خون استفاده می‌کنند [۵].

### ۲-۲-۲ تاثیرات بدن بر روی اکسیژن سنج

امروزه اکسیژن سنج خون به یکی از دستگاه‌هایی تبدیل شده است که در بسیاری از بخش‌های پزشکی استفاده می‌شود. این دستگاه قابلیت نمایش سیگنال PPG (ضربان قلب و چگونگی جریان خون در رگها) را نیز دارد ولی از آن به ندرت و در اکثر موارد برای تعیین ضربان قلب استفاده می‌شود. در شکل ۲-۳ یک سیگنال PPG نشان داده شده است.

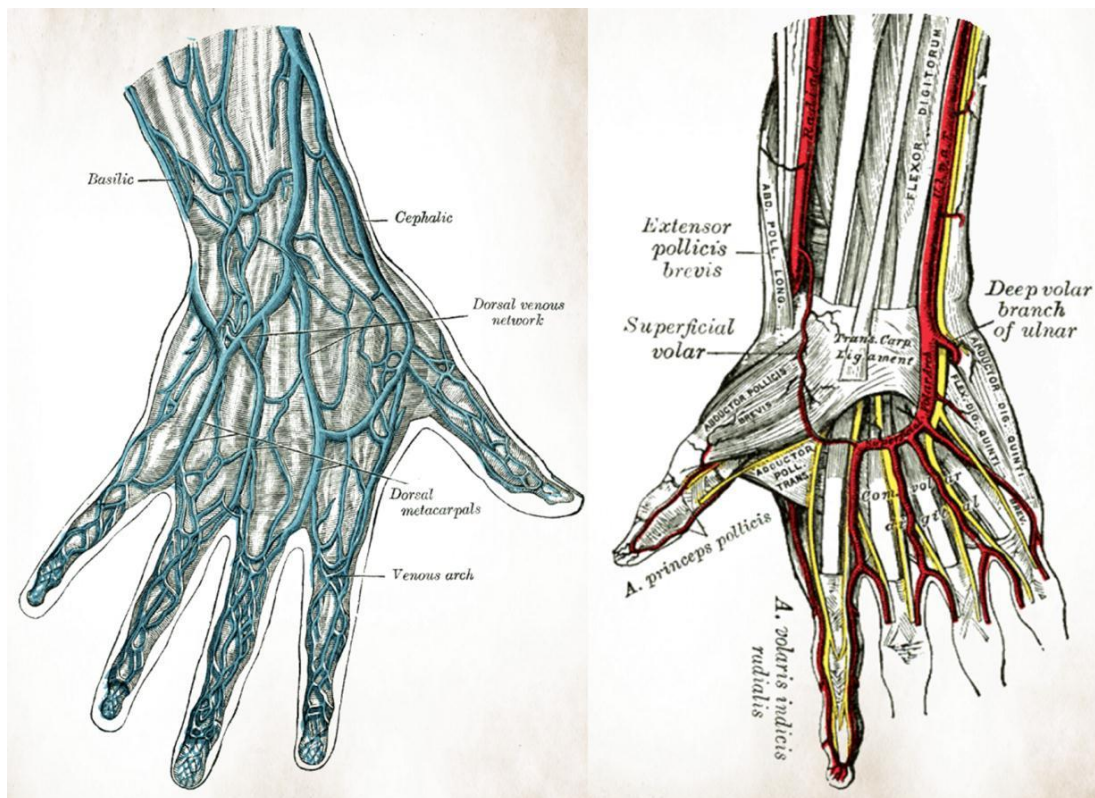


شکل ۲-۳: سیگنال PPG [۶]

در مواردی که دمای بدن بیمار بسیار بالا یا دچار شوک شده است جریان خون در قسمت‌های حاشیه بدن (مانند نوک انگشتان دست و پا) می‌تواند به شدت کاهش یابد و باعث تضعیف سیگنال و

اشتباه در داده‌های اکسیژن سنج شود؛ در این موارد از مکان‌های دیگری همچون پیشانی، لاله گوش، لب پایینی و بینی برای نصب گمانه اکسیژن سنج استفاده می‌شود.

شکل ۲-۴ سیستم گردش خون در دست، و به طور خاص تر انگشتان را نشان می‌دهد. زمانی که گمانه اکسیژن سنج به سر انگشت متصل می‌شود سیگنال PPG از خونی که از طریق شریان‌ها به درون انگشت می‌رود به دست می‌آید. یکی از دلایل اصلی برای استفاده از انگشت به عنوان یکی از نقاط اتصال اکسیژن سنج سهولت نصب پروب با احتمال نسبتاً کم به وجود آمدن خطا بر روی سیگنال PPG است.



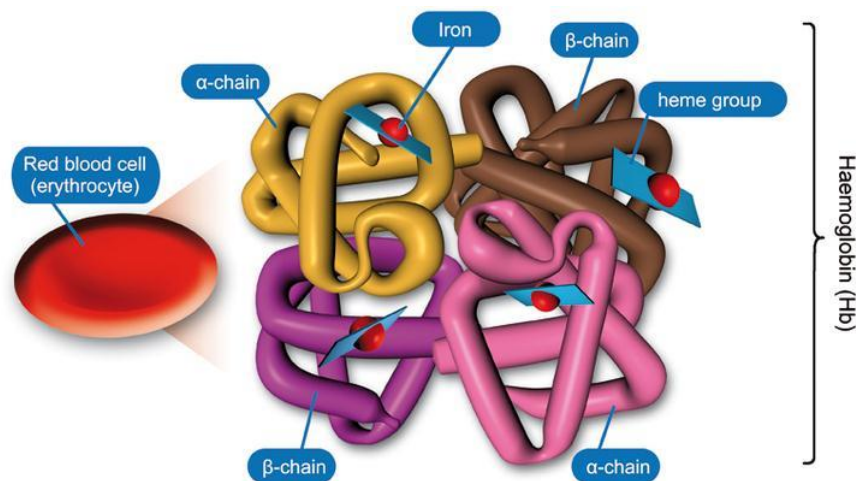
شکل ۲-۴: سرخرگ‌های دست انسان (سمت راست). سیاهرگ‌های دست انسان (سمت چپ)

یکی از وظایف اصلی دستگاه خون‌رسانی (قلب و رگ‌ها) تنظیم در دست جذب اکسیژن در بافت‌ها است. نرسیدن اکسیژن کافی به بافت‌ها برای مدت طولانی می‌تواند باعث به وجود آمدن آسیب سلولی در آنها شود. با آگاهی از میزان اکسیژن خون می‌توان از عملکرد صحیح سیستم گردش خون

اطمینان حاصل کرد.

### ۳-۲-۲ خون و اجزاء تشکیل دهنده آن

ابزارهای اندازه‌گیری غیرتهاجمی مانند اکسیژن سنج بر اساس تغییرات در جذب نور توسط مواد رنگی موجود در خون کار می‌کنند. یکی از این مواد همگلوبین است، که بیشترین تاثیر را در سیگنال اکسیژن سنج دارد [۷]. اکسیژن در بدن به دو صورت چسبیده به همگلوبین موجود در خون (۹۸/۵٪ از اکسیژن خون) یا محلول در پلاسماي خون جابه‌جا می‌شود [۸]. بنابراین می‌توان فرض کرد که مقدار اکسیژن موجود در گلبول‌های قرمز یک تخمین خوب از کل اکسیژن خون است. شکل ۲-۵ یک سلول همگلوبین و نقاط اتصال برای اکسیژن در آن را نشان می‌دهد.



Each erythrocyte (RBC) contains ~270 million haemoglobin molecules

شکل ۲-۵: ساختمان همگلوبین

همگلوبین، اکسیژن را از ریه به بافت مورد نیاز حمل کرده و سپس دی‌اکسیدکربن را از سلول به ریه برای خارج شدن از بدن منتقل می‌کند. اکسیژن به نسبت یک به چهار به همگلوبین متصل است. چهار مولکول اکسیژن به یک مولکول همگلوبین که اکسیژن ندارد (Hb) متصل شده و یک همگلوبین اکسیژن‌دار ( $HbO_2$ ) می‌سازند. غلظت همگلوبین اکسیژن‌دار به مکانی که اندازه‌گیری می‌شود بستگی دارد. خون سرخرگ‌ها دارای غلظت بالای همگلوبین اکسیژن‌دار است در حالی که



خون سیاهرگ‌ها دارای غلظت نسبتاً کمی از آن است. متوسط اکسیژن خون سرخرگی ۹۴٪ و اکسیژن خون سیاهرگی حدود ۶۲٪ است [۹]. علاوه بر هموگلوبین اکسیژن‌دار و هموگلوبین بدون اکسیژن دو نوع هموگلوبین دیگر نیز در خون وجود دارد. متاهموگلوبین (MetHb) و کربوکسی هموگلوبین (COHb)، که فاقد اکسیژن هستند اما روی نتایج بدست آمده تأثیر می‌گذارند.

### ۲-۳ تاریخچه تعیین اکسیژن خون

کشف هموگلوبین توسط جورج استوکس<sup>۱</sup> در سال ۱۸۶۴ به عنوان عاملی که نقش مهمی در عملکرد تنفسی دارد، زمینه‌ساز به وجود آمدن اکسیژن‌سنجی نوین شد [۱۰]. با این کشف تلاش اولیه برای اندازه‌گیری میزان اکسیژن خون توسط یک فیزیولوژیست به نام کارل فون وروردت<sup>۲</sup> در اواسط دهه ۱۸۷۰ در توینگن، آلمان آغاز گردید. روش اولیه او شامل تلاش برای اندازه‌گیری تغییرات در مقدار نور قرمز انتقال یافته از بدن انسان بود، در حالی که جریان خون با یک شریان بند تنظیم شده بود [۱۱].

در اواخر سال ۱۸۹۰ والتر نرست<sup>۳</sup> از گوتینگن آلمان گزارش داد که جریان بین دو الکتروود نقره و پلاتین قرار داده شده در خون ارتباط مستقیمی با اکسیژن درون آن دارد، اما پروتئین‌های جذب شده توسط پلاتین باعث کاهش دقت در نتایج می‌شود.

هالدن<sup>۴</sup> فیزیولوژیست انگلیسی در سال ۱۸۹۸ اعلام کرد که اکسیژن را می‌توان به صورت شیمیایی از هموگلوبین جدا نمود. پس از آن بارکرافت<sup>۵</sup> با استفاده از این اصل سعی کرد ترکیبات گازهای

---

<sup>۱</sup>George G. Stokes

<sup>۲</sup>Karl Von Veirordt

<sup>۳</sup>Walter H. Nernst

<sup>۴</sup>Halden

<sup>۵</sup>Barcroft

موجود در خون را مشخص کند. نزدیکترین اکسیژن سنج به صورتی که الان شناخته شده است توسط گلن میلکن<sup>۱</sup> در سال ۱۹۴۲ برای اندازه‌گیری اکسیژن موجود در بافت‌ها به روش غیرتهاجمی ساخته شد. او طرح خود را بر اساس قوانینی که یک فیزیکی‌دان به نام کارل ماتس آرائه داد ساخت؛ که در آن از دو رنگ مختلف نور و مقدار جذب شده نور توسط بافت استفاده شده بود. دستگاه میلکن بسیار حساس به رنگ پوست، ضخامت اندام‌ها و حجم خون عبوری از اندام بود به همین دلیل برای هر اندازه‌گیری نیاز به کالیبراسازی دوباره وجود داشت [۱۲]. مهم‌ترین اتفاق بعدی که در همان سال اتفاق افتاد فشرده سازی لاله گوش توسط گلدی<sup>۲</sup> برای بدست آوردن یک مرجع بدون خونریزی برای خوانش اکسیژن سنج بود که می‌توان آن را به عنوان اولین نمونه اکسیژن سنج بازتابی دانست [۱۳].

اکسیژن سنجی خون به شکل کنونی آن به وسیله تاکو ایوکی<sup>۳</sup> در سال ۱۹۷۴ ساخته شد او همانند روش میلکن از دو منبع نور قرمز و زیرقرمز و یک آشکارساز استفاده کرد. اما در مرحله بعدی او علاوه بر استفاده از بخش AC سیگنال بدست آمده از آشکارساز، از بخش DC آن نیز استفاده نمود [۱۲]. با این کار او وابستگی نتایج اندازه‌گیری به رنگ پوست، ضخامت اندام‌ها و حجم خون عبوری از اندام را برطرف کرد. اولین نمونه ساخته شده توسط ایوکی به وسیله دکتر ویلیام از دانشگاه استنفورد آزمایش شد. این نمونه خیلی نزدیک به اکسیژن سنج‌های کنونی بود. اما اکسیژن سنج ساخته شده تا اواسط سال‌های ۱۹۸۰ به دلیل بزرگ بودن و هزینه بالا استفاده نگردید تا اینکه در سال ۱۹۹۵ با پیشرفت فناوری ساخت و کوچکسازی قطعات، اکسیژن سنج‌ها به اندازه‌ای کوچک شدند که می‌توانستند بر روی انگشت قرار گیرند و بدین گونه به کارگیری اکسیژن سنج‌ها رایج شد.

با وجود بهبودهایی که در روش ایوکی نسبت به روش میلکن به وجود آمده بود اما همچنان نتایج

---

<sup>۱</sup>Glen Milliken

<sup>۲</sup>Karl Matthes

<sup>۳</sup>E. Goldie

<sup>۴</sup>Takuo Aoyaki

اندازه‌گیری نسبت به حرکت بیمار حساس بود. در سال ۱۹۵۵ شرکتی به نام ماسیمو فناوری به نام Masimo SET<sup>۱</sup> را ارائه داد، که این فناوری می‌توانست اثرات حرکت و فشار خون پایین را تا حد بسیار زیادی از بین ببرد. این روش امکان استفاده از اکسیژن‌سنج در شرایطی که حرکت وجود دارد را فراهم کرد، بنابراین امکان استفاده از آن به صورت همراه یا در منازل رواج پیدا کرد [۱۴]. همچنین در سال ۲۰۰۹ اولین گمانه به صورت وایرلس یا بلوتوث برای راحتی کار توسط این شرکت ساخته شد.

## ۲-۴ روش‌های اندازه‌گیری غیرتهاجمی

اندازه‌گیری اکسیژن خون را می‌توان به دو روش تهاجمی و غیرتهاجمی تقسیم نمود. در این پایان‌نامه به روش‌های غیرتهاجمی اندازه‌گیری اکسیژن خون پرداخته خواهد شد. در زیر به چند مورد از روش‌های متداول غیرتهاجمی اشاره می‌کنیم.

### ۲-۴-۱ اندازه‌گیری نورهای نزدیک زیرقرمز

قانون بیر-لامبرت بیان می‌کند که جذب نور در یک محیط به عواملی همچون نوع ماده و طول مسیری که نور طی می‌کند بستگی دارد. با انجام طیف‌سنجی در بازه نورهای قرمز و زیرقرمز، و با به کارگیری قانون بیر-لامبرت می‌توان مشخصه‌هایی مانند قند و اکسیژن خون، عملکرد مغز و جریان خون را اندازه‌گیری نمود. دستگاه‌هایی که بر پایه این روش کار می‌کنند با به کارگیری چند طول موج متفاوت نور، یک آشکارساز و بهره‌گرفتن از وجود تفاوت در ضریب جذب نورهای مختلف، اندازه‌گیری خود را انجام می‌دهند [۱۵]. برای مثال در اکسیژن‌سنجی، غلظت اکسیژن با توجه به تفاوت ضریب جذب هموگلوبین اکسیژن‌دار و هموگلوبین معمولی که در بافت‌های بدن هستند بدست می‌آید.

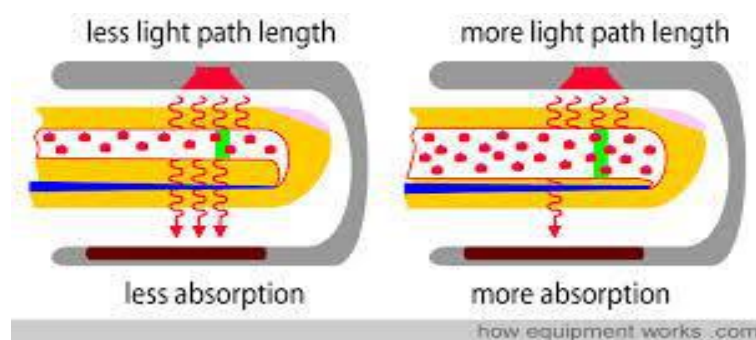
---

<sup>۱</sup>Masimo Signal Extraction Technology

<sup>۲</sup>Beer-Lambert

## ۲-۴-۲ اکسیژن سنجی

دستگاه اکسیژن سنج، وسیله‌ای است که بصورت تهاجمی و غیر تهاجمی وجود دارد. در نوع تهاجمی آن بایستی خون از بدن انسان گرفته شود و سپس با انجام آزمایش‌هایی بر روی آن، میزان درصد اشباع اکسیژن آن تعیین خواهد شد. در شکل ۲-۶ نحوه کارکرد یک گمانه اکسیژن سنج نشان داده شده است.

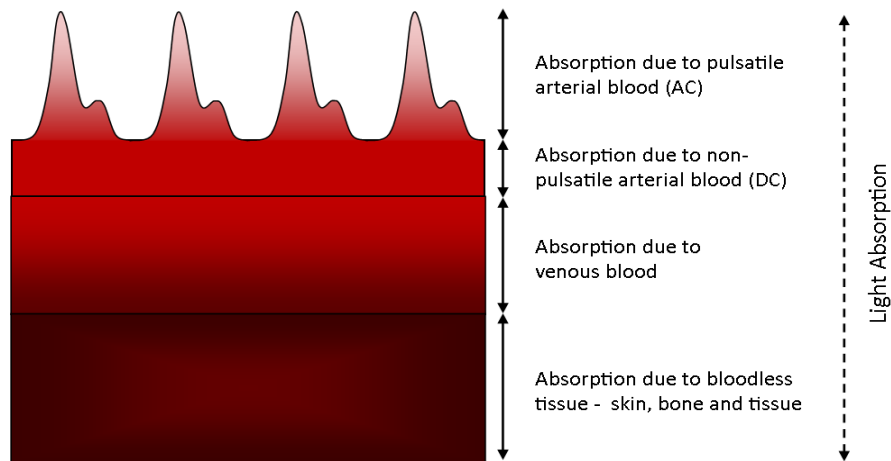


شکل ۲-۶: نور دریافتی توسط اکسیژن سنج و تغییرات براساس مقدار خون

در نوع غیر تهاجمی آن نیاز به گرفتن خون از بدن نمی‌باشد، بلکه با اتصال یک گمانه به بدن می‌توان میزان درصد اکسیژن خون را اندازه گرفت. اکسیژن سنج به صورت گسترده در بخش عمومی یا مراقبت‌های ویژه بیمارستان‌ها برای اندازه‌گیری غیر تهاجمی اکسیژن خون استفاده می‌شود. در این نوع از اکسیژن سنج که بحث اصلی این گزارش را تشکیل می‌دهد، گمانه دستگاه در قسمت‌های نازک بدن مانند انگشت یا لاله گوش نصب می‌شود. دلیل انتخاب این مناطق در مرحله اول راحتی بیمار و سپس دسترسی به بافتی است که خون بیشتری نسبت به سطح مقطعش در آن جریان دارد.

در اکسیژن سنج از دو طول موج خاص نور قرمز و مادون قرمز و آشکارسازی نور عبوری (یا بازتابی) از بافت مورد نظر استفاده شده است. شدت نور تابیده شده در حین عبور از بدن، به دلیل وجود بافت‌های مختلف در مسیر آن از قبیل خون، پوست، ماهیچه، استخوان و... کاهش می‌یابد. هر کدام از این بخش‌ها سهم مشخصی بر کاهش شدت نور دارند. همزمان با تپش قلب، حجم خون تغییرات اندکی خواهد داشت، به همین دلیل مؤلفه جذب نور توسط خون تغییرات اندکی متناسب با تپش قلب خواهد

داشت، اما مؤلفه‌های دیگر مانند کاهش شدت نور ناشی از پوست، ماهیچه، استخوان و دیگر بافت‌ها همچنان ثابت خواهند بود. در شکل ۷-۲ این مؤلفه‌ها نشان داده شده است.



شکل ۷-۲: جذب نور توسط اجزاء مختلف بافت (این شکل بر اساس مقیاس واقعی نیست)

می‌توان دید که سیگنال حاصله از این اندازه‌گیری دارای دو بخش AC و DC است. بخش AC مربوط به تغییرات حجم خون (ناشی از تپش قلب) و بخش DC مربوط به قسمت‌های ثابت بافت خواهد بود. در مرحله بعد تفاوت جذب نور توسط هموگلوبین بدون اکسیژن و اکسیژن‌دار، در دو طول موج قرمز و زیر قرمز توسط سیستم محاسبه شده و با روابط ریاضی و آزمایشات انجام شده مقدار اکسیژن خون تعیین می‌گردد. جزییات بیشتر بعداً توضیح داده خواهد شد.

### ۳-۴-۲ اندازه‌گیری با الکترودهای کلارک<sup>۱</sup>

یک الکتروود حساس به اکسیژن در سطح پوست قرار داده می‌شود، که بدون نیاز به برش یا خراشیدگی پوست، اکسیژن در سطح پوست را اندازه‌گیری می‌کند. این الکتروود مشابه الکتروودی است که در دستگاه تجزیه تحلیل گازهای خون استفاده می‌شود. این الکتروودها از کاتدی پلاتینی و آندی از جنس نقره غوطه‌ور در محلولی از پتاسیم کلراید تشکیل شده‌اند. جنس این الکتروودها مشخص می‌کند

<sup>۱</sup> Transcutaneous Clark Electrode

که چه ویژگی اندازه‌گیری شود. روش کار بدین صورت است که الکترودها به ولتاژی خارجی متصل می‌شوند این ولتاژ باعث به وجود آمدن جریانی از آند به کاتد می‌شود که مستقیماً مربوط به کاهش اکسیژن در کاتد و تجمع آن در الکترولیت است. این تغییرات با افزایش دما در سطح پوست رابطه دارد به نحوی که با گرم کردن سطح پوست عملکرد سنسور بهبود می‌یابد به همین منظور گرمکن کوچکی را در سطح پوست قرار می‌دهند.

#### ۴-۴-۲ تعیین سطح اکسیژن به وسیله تصویربرداری مغناطیسی

از غلظت هموگلوبین به عنوان نشانه‌ای از سطح اکسیژن خون می‌توان استفاده کرد. در این نوع تصویربرداری نواحی دارای اکسیژن نسبت به نواحی فاقد اکسیژن دارای رنگ متفاوتی می‌باشند. اندازه‌گیری این تفاوت با استفاده از رزونانس مغناطیسی هموگلوبین اکسیژن‌دار و هموگلوبین معمولی انجام می‌شود و نتیجه به عنوان درصدی از سطح اکسیژن ارائه می‌گردد.

#### ۵-۲ اصول اولیه اکسیژن‌سنج و جذب نور در بافت

اکسیژن‌سنجی خون روشی غیرتهاجمی برای پایش اکسیژن خون است که کارکرد آن بر پایه دو ویژگی است:

۱. ضریب جذب نور توسط هموگلوبین معمولی و هموگلوبین اکسیژن‌دار برای طول

موج‌های مختلف متفاوت است. در اکسیژن‌سنج‌های کنونی از هر دو نور قرمز و زیرقرمز استفاده می‌شود.

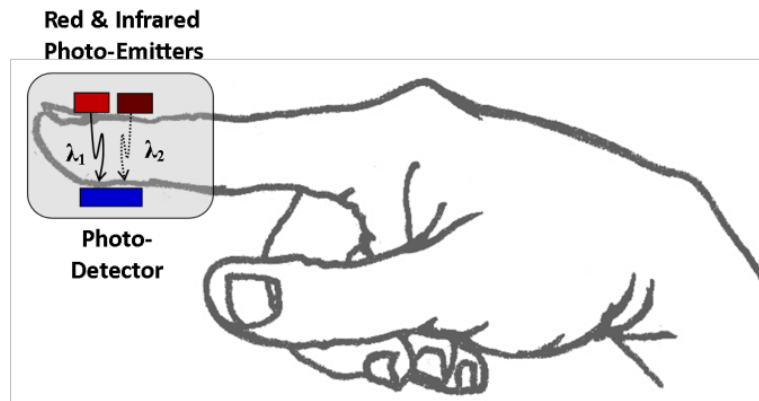
۲. جذب هر دو طول موج دارای یک مؤلفه متغیر است که متناسب با تغییرات حجم خون

شریانی ناشی از تپش قلب تغییر می‌کند.

اکسیژن خون با اندازه‌گیری رفتار متمایز و مشخص جذب نور توسط بافت، و با توجه به مؤلفه

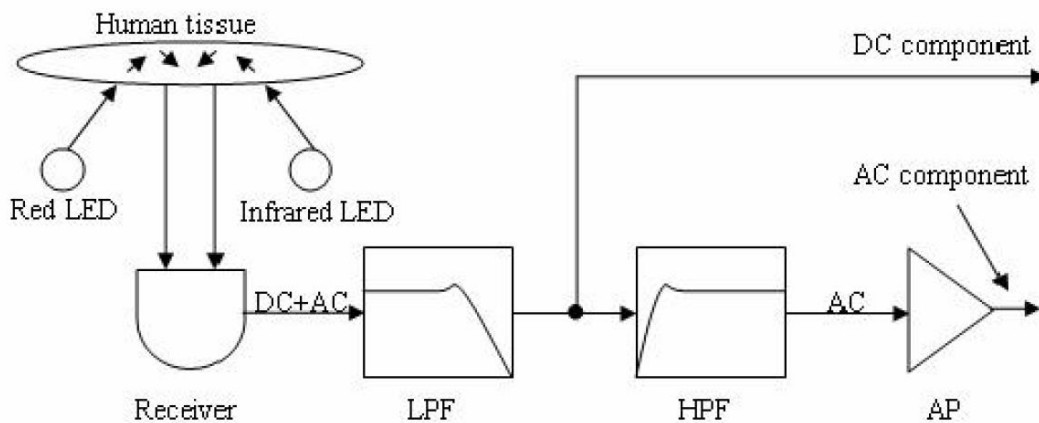
متغیر ناشی از تپش قلب به دست می‌آید. اکسیژن‌سنج از دو طول موج نور که به نوبت به بافت مورد

نظر تابانده می‌شوند و یک آشکارساز که نور گذر کرده (یا بازتابیده) از بافت را به صورت سیگنال الکتریکی برای پردازش ارائه می‌دهد، استفاده می‌کند [۱۶]. طرحی کلی از یک اکسیژن سنج معمولی در شکل ۸-۲ نشان داده شده است.



شکل ۸-۲: حالتی ساده از یک اکسیژن سنج

مطابق شکل ۹-۲ ولتاژ خروجی ناشی از آشکارساز نور به دو قسمت AC و DC تقسیم می‌شود و بعد از گذر از فیلترهای حذف نویز به قسمت پردازش می‌رود.

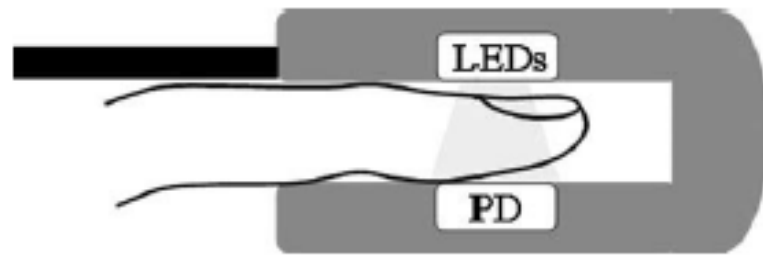


شکل ۹-۲: پردازش سیگنال در اکسیژن سنج خون [۱۷]

اکسیژن سنج‌ها را می‌توان به دودسته کلی تقسیم بندی نمود:

اکسیژن سنج انتقالی: در این اکسیژن سنج آشکارساز در سمت مخالف منبع قرار می‌گیرد و از نور

منتقل شده برای محاسبه اشباع اکسیژن خون استفاده می‌شود.



شکل ۱۰-۲: اکسیژن سنج انتقالی

اکسیژن سنج بازتابی: در این اکسیژن سنج فتودیود در سمت منبع قرار می‌گیرد و از نور منعکس شده برای محاسبه اشباع اکسیژن خون استفاده می‌شود.



شکل ۱۱-۲: اکسیژن سنج بازتابی

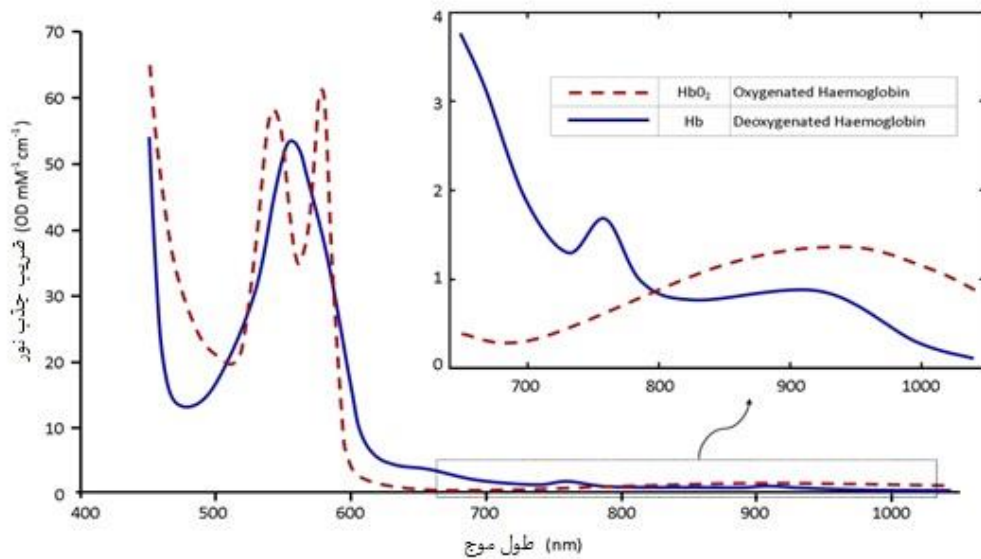
اکسیژن خون ( $SaO_2$ ) به عنوان درصدی از اکسیژن متصل به هموگلوبین، به کل هموگلوبین موجود در خون بیان می‌شود و میتواند به صورت معادله (۱-۲) بیان شود.

$$SaO_2 = \left( \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \right) \times 100\% \quad (۱-۲)$$

دو طول موج نور خاص که به دلیل ویژگی جذب آنها استفاده می‌شوند عبارتند از نور قرمز با طول موج  $\lambda_1$  (۶۶۰ نانومتر) و زیرقرمز با طول موج  $\lambda_2$  (۹۴۰ نانومتر). در شکل ۲-۱۲ ضریب جذب نور توسط هموگلوبین اکسیژن دار و بدون اکسیژن برای طول موج‌های مختلف نشان داده شده است. می‌توان دید که در طول موج  $\lambda_1$  (۶۶۰ نانومتر) در صد جذب هموگلوبین بدون اکسیژن خیلی بیشتر از هموگلوبین اکسیژن دار است، و در طول موج  $\lambda_2$  (۹۴۰ نانومتر) درصد جذب هموگلوبین بدون اکسیژن خیلی کمتر



از هموگلوبین اکسیژن‌دار است.



شکل ۲-۱۲: ضریب جذب هموگلوبین معمولی و اکسیژن‌دار [۱۸]

پردازش سیگنال PPG براساس قانون بیر-لامبرت انجام می‌شود:

$$I_t = I_o \times 10^{-a \cdot c \cdot d} \quad (2-2)$$

این رابطه تضعیف نور هنگام گذر از یک مایع را توضیح می‌دهد. در این رابطه،  $I_t$  شدت نور منتقل شده،  $I_o$  شدت نور تابیده شده،  $d$  طول مسیر عبوری نور،  $c$  غلظت نمونه و  $a$  ضریب جذب نور تابانده شده که وابسته به طول موج است. از مشتق قانون بیر-لامبرت برای ایجاد رابطه بین اکسیژن خون و شدت نور عبوری استفاده میشود. این قانون حتی می‌تواند برای مایعات مرکب از چند ماده به صورت معادله (۳-۲) بیان شود [۱۹].

$$A = \log \left[ \frac{I_o}{I_t} \right] = [a_1 c_1 + a_2 c_2 + \dots + a_n c_n] d \quad (3-2)$$

در اینجا  $A$  تضعیف در طول موج داده شده است. رابطه بالا نشان می‌دهد که در یک مایع ترکیب شده از چند ماده مختلف، حاصلضرب  $a_x c_x$  ضریب جذب مربوط به ماده  $x$  است. همچنین این تضعیف

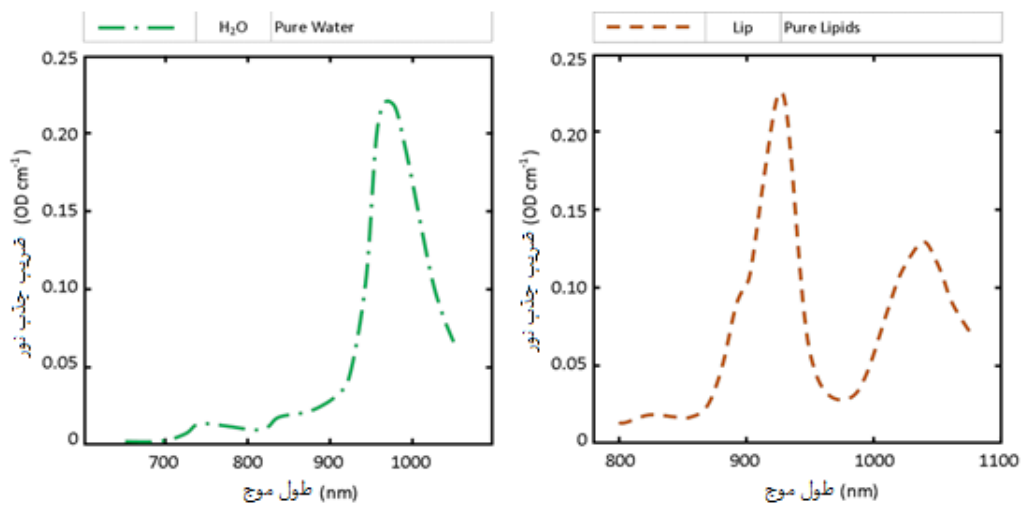
به دو عامل غلظت و نوع ماده بستگی دارد. وقتی با یک ترکیب مواجه می‌شویم قانون بیر-لامبرت بیشتر اصلاح شده و شامل قسمت ثابت  $G$  و  $DP$  و  $DPF$  می‌شود.  $G$  از بین رفتن نور به دلیل پراکنده شدن،  $DP$  افزایش طول مسیر برای بدست آمدن فاصله واقعی که نور طی می‌کند و  $DPF$  (دیفرانسیل طول مسیر) عامل گذر هستند. قانون اصلاح شده به شکل زیر ارائه می‌شود:

$$A = \log \left[ \frac{I_o}{I_t} \right] = a \cdot c \cdot d \cdot DPF + G \quad (4-2)$$

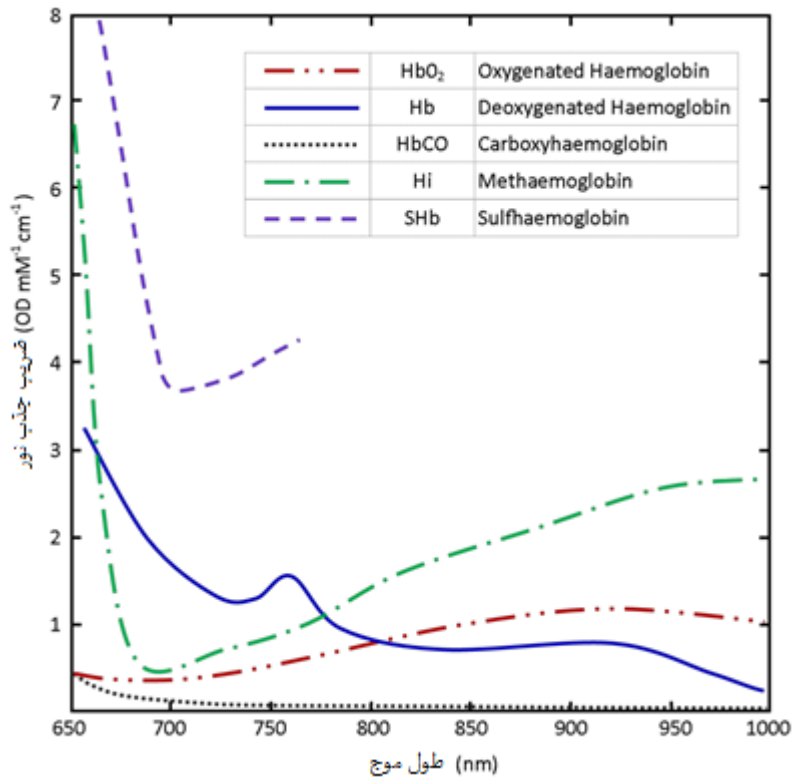
متأ سفانه  $G$  عاملی نا شناخته است و به صورت تخمینی بیان می‌شود و طبق آزمایش‌های انجام شده برای همه مواد یکسان است. معادله (۵-۲) را به صورت تفاضلی زیر نیز می‌توان نوشت:

$$(A_2 - A_1) = (c_2 - c_1) a \cdot d \cdot DPF \quad (5-2)$$

میتوان قانون بیر-لامبرت را تعمیم داده و از آن برای تعیین پنج متغیر استفاده کرد. برای این کار نیاز به پنج طول موج مطابق با طیف جذبی آن مواد داریم. شکل ۲-۱۳ و شکل ۲-۱۴ نشان می‌دهد که ضریب جذب نور زیر قرمز توسط دیگر کلروفرم‌ها مانند اب، کربوکسی هموگلوبین، متاهموگلوبین و سولفاهموگلوبین در جذب نور توسط بافت تاثیر می‌گذارند.

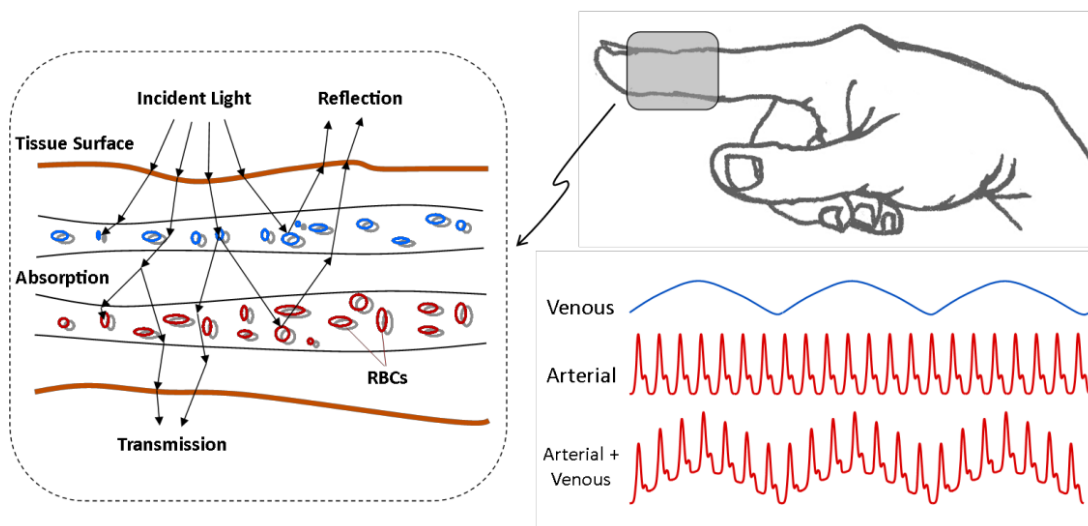


شکل ۲-۱۳: ضریب جذب اب و لیپید [۷]



شکل ۲-۱۴: ضرب جذب نور انواع هموگلوبین‌ها [۷]

همانطور که در شکل ۲-۱۵ مشاهده می‌شود دامنه سیگنال PPG به شدت وابسته به مقدار خون در بستر عروقی در طول انقباض قلب و عوامل ذکر شده قبل است.



شکل ۲-۱۵: اثر جذب نور توسط خون سرخرگ‌ها و سیاهرگ‌ها [۲۰]

استفاده از معادله (۲-۳) و شکل‌های مختلف آن در اکسیژن‌سنجی، وابستگی زیادی به کالیبراسیون

صحيح حسگر نسبت به تفاوت رنگ پوست، ضخامت پوست، بافت‌های زیر پوست و حجم خون در بستر عروقی دارد. این نیاز کالیبراسیون می‌تواند استفاده از اکسیژن‌سنجی خون را در تنظیمات بالینی خاص، ناکارآمد کند. یک مهندس زیستی به نام تاکو ایوکی با در نظر گرفتن نسبتی از نسبت‌های درگیر در معادله اکسیژن‌سنج این مشکل را برطرف کرده است. او قسمت‌های AC و DC نور قرمز و زیرقرمز را جدا کرده و با تقسیم کردنشان بر هم آنها را به صورت نرمالیزه شده درآورده است:

$$R = \frac{\frac{AC_r}{DC_r}}{\frac{AC_{ir}}{DC_r}} \quad (۶-۲)$$

که  $AC_r$  اندازه مولفه AC نور قرمز،  $DC_r$  اندازه مولفه DC نور قرمز،  $AC_{ir}$  اندازه مولفه AC نور زیر قرمز و  $DC_r$  اندازه مولفه DC نور زیرقرمز هستند.

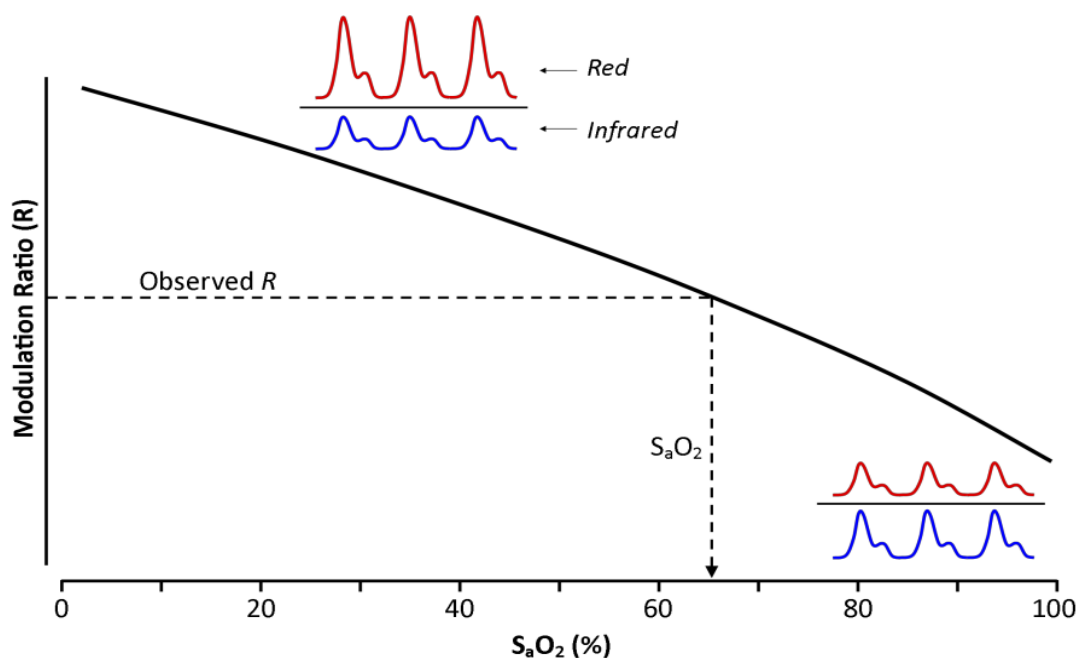
با این کار به نسبتی از هر طول موج که مستقل از رنگ پوست، ضخامت و ترکیب است دست پیدا می‌کنیم. نسبت نرمالیزه شده نور قرمز به زیرقرمز، با تقسیم نرمالایز نور قرمز به نرمالایز نور زیر قرمز به دست می‌آید. این کار باعث می‌شود تا اندازه‌گیری‌ها تا حد زیادی از تمام عوامل کالیبره‌سازی در اکسیژن‌سنج‌های متداول مستقل شوند تا در نهایت خروجی بدست آمده که با آن سروکار داریم تنها وابسته به غلظت Hb و HbO<sub>2</sub> در خون شریانی شود [۲۱]. اکسیژن خون به طور مستقیم با R ارتباط است. معادله (۷-۲) رابطه بین اکسیژن خون و مقدار نرمالیزه نور قرمز به زیر قرمز را نشان می‌دهد که  $S(t)$  نشان دهنده درصد اکسیژن خون،  $a$  ضریب جذب نور،  $(ox)$  نماد هموگلوبین اکسیژن‌دار و  $(deox)$  نماد هموگلوبین بدون اکسیژن،  $(r)$  نماد نور قرمز و  $(ir)$  نماد نور زیرقرمز است.  $R(t)$  همانطور که قبلاً اشاره شد مقدار نرمالیزه نور قرمز به زیرقرمز است.

$$S(t) = \frac{a_{ir.ox} - a_{ir.deox} \times R(t)}{-(a_{ir.ox} - a_{ir.ox}) + (a_{ir.deox} - a_{ir.deox}) \times R(t)} \quad (۷-۲)$$

مزیت استفاده از چنین سیستمی این است که سخت افزار مورد نیاز برای این اندازه‌گیری نسبتاً

ساده می‌باشد، و همچنین با توجه به فراوانی کارهای انجام شده در زمینه قوانین مورد نیاز برای تفسیر داده‌ها در این زمینه مشکلی به وجود نخواهد آمد. نیاز به استخراج مناسب دو بخش AC و DC سیگنال از نقاط ضعف این سیستم به شمار می‌رود. برای مثال زمانی که فشار خون پایین است یا بیمار خون زیادی از دست داده است این دو سیگنال ضعیف شده و باعث ایجاد مشکل در کالیبره سازی یا از بین رفتن تقریبی قسمت AC می‌شود. در صورت عدم وجود قسمت AC سیگنال که ناشی از تپش قلب است انجام اندازه‌گیری مقدور نخواهد شد.

شکل ۲-۱۶ مقدار اکسیژن خون را براساس نسبت نور قرمز به زیرقرمز در معادله (۲-۶) و کالیبره شدن آنها روی نمودار نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود در اکسیژن خون بالا، دامنه سیگنال نور قرمز کمتر از زیرقرمز و در اکسیژن خون پایین، بالعکس است. برای مشخص کردن اکسیژن خون، اکسیژن‌سنج نسبت دو نور را به دست آورده و با استفاده از کالیبره کردن، مقدار نهایی را تخمین می‌زند [۲۲].



شکل ۲-۱۶: نسبت دو سیگنال PPG حاصله از نور قرمز و زیرقرمز، و تعیین اکسیژن خون [۲۲]

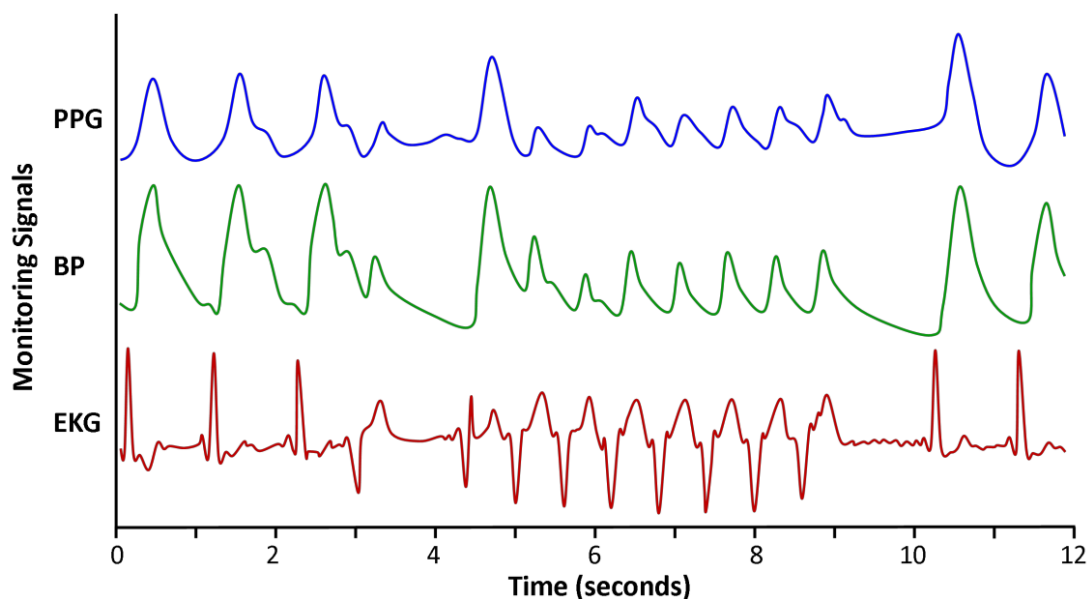
## ۶-۲ موارد استفاده از اکسیژن سنج

با توسعه فناوری‌های جدید موارد استفاده زیادی برای اکسیژن سنج به وجود آمده است که می‌توان از آن‌ها به موارد زیر اشاره کرد:

- دستگاهی همراه و چندکاره که اکسیژن خون، ضربان قلب و نظم آن را اندازه‌گیری می‌کند
- نمایش وضعیت قلب و تنفس به صورت ایمن و غیرتهاجمی برای بیمارانی که وضعیت بحرانی دارند (در هنگام بستری بودن، بیهوشی و بعد از عمل).
- نمایش وضعیت قلبی-تنفسی بیمار به صورت دیداری در هنگام حمل بیمار توسط وسایل امداد رسانی مانند هواپیما، هلیکوپتر و آمبولانس که صدای زیادی تولید می‌کنند.
- اندازه‌گیری اکسیژن و وضعیت جریان خون بعد از جراحی پلاستیک، ارتوپدی یا در موارد تورم بافت‌های نرم بدن که آگاهی از سلامت اندام مورد توجه است.
- گازهای خون در بخش مراقبت‌های ویژه یا بخش اطفال نیاز به اندازه‌گیری مداوم دارند، اکسیژن سنج می‌تواند تعداد این اندازه‌گیری‌ها را به ویژه در مواردی که دسترسی عروقی محدود است کاهش دهد.
- مشاهده عملکرد ریه و تنظیم غلظت اکسیژن مورد نیاز، در هنگام بی‌حسی قفسه سینه زمانی که ریه کارایی خود را ندارد.
- غربالگری نارسایی تنفسی در موارد شدید آسم
- به دست آوردن فشار خون با داشتن سیگنال PPG و ECG

علاوه بر کاربردهایی که در بالا ذکر شده است با توسعه و تجزیه تحلیل بیشتر می‌توان از سیگنال PPG داده‌های بیشتری استخراج نمود. با استفاده از ضربان و حجم خون وریدی می‌توان آهنگ تنفس، میزان سوخت و ساز بدن و اکسیژن خون وریدی و با استفاده از ویژگی‌های پالسی، کشش شریانی و میزان تپش قلب را بدست آورد. شکل ۲-۱۷ فشار خون (BP)، سیگنال ECG و PPG را نشان می‌دهد.

همانطور که مشاهده می‌شود شکل موج این سه سیگنال روند مشابهی دارند [۲۲].



شکل ۲-۱۷: رابطه بین سه سیگنال زیر فشار خون (BP)، سیگنال ECG و PPG [۲۳]

## ۲-۷ محدودیت‌های فناوری

محدودیت‌های اکسیژن‌سنج خون را به چهار بخش عمده می‌توان تقسیم کرد که در زیر به آنها

اشاره می‌کنیم [۲۴].

### ۲-۷-۱ محدودیت‌های فیزیکی

منحنی تفکیک اکسیژن‌سنجی در تشخیص اکسیژن بافت‌ها در بیماران با سطح بالایی از  $\text{PaO}_2$  نسبتاً نادرست است، زیرا بر اساس نمودار تفکیک هموگلوبین اکسیژن‌دار  $\text{SaO}_2$  به طور مستقیم به فشار اکسیژن سرخرگ‌ها ( $\text{PaO}_2$ ) مربوط می‌شود. در مواردی که بیماران بدحال هستند و فشار خون ضعیف است، فقدان سیگنال ضربانی می‌تواند باعث اندازه‌گیری نادرست شود.

### ۲-۷-۲ محدودیت‌های پردازش سیگنالی

نور محیط: اگرچه در اکسیژن‌سنج‌های حاضر برای اصلاح نور اضافی کارهایی انجام شده اما همواره

نور فلور سنت و زنون در هنگام جراحی باعث نمایش نادرست و کمتر نشان داده شدن اکسیژن خون می شوند.

فشار پایین: روش‌های مرسوم اکسیژن سنجی نیاز به سطح قابل قبولی از خون وریدی در پوست دارد. بالا رفتن بیش از حد دمای بد یا انقباض عضو مورد استفاده در اکسیژن سنجی باعث می شود که نتوان سیگنال اصلی را به طور مناسب استخراج نمود.

اثر حرکت: حرکت بدن یکی از دلایل اصلی نتایج اشتباه و به وجود آمدن هشدارهای ناخواسته است. ماسیمو، یکی از سازندگان اصلی اکسیژن سنج روشی را ارائه کرده است که با استفاده از آن می توان سیگنال اصلی را از نویز جدا کرده و بدین وسیله هشدارهای اشتباه به دلیل وجود حرکت را کاهش داد.

وجود سیگنال متغیر: هیچ مؤلفه متغیری در اکسیژن سنج قابل مشاهده نباشد مانند حالتی که قلب از کار افتاده یا خون‌رسانی به اندام مورد نظر متوقف شده باشد. هر مقدار اکسیژن نشان داده شده در این حالت بی معنی خواهد بود زیرا اکسیژن سنج‌های مرسوم نیاز به وجود مؤلفه متغیر دارند.

شایان ذکر است تأمین اکسیژن بدن می تواند به دلایل مختلف دچار اختلال شود اما زمانی طول خواهد کشید تا اکسیژن خون شروع به پایین آمدن کند. اکسیژن سنج به وجود آمدن این عارضه کشنده را دقیقی بعد از وقوع آن هشدار خواهد داد.

### ۳-۷-۲ عوامل جانبی ایجاد خطا

غیرهموگلوبین‌ها: اکسیژن سنج‌ها به طور معمول از دو طول موج استفاده می کنند که این مسئله باعث می شود که فقط قابلیت تشخیص دو ماده را داشته باشند؛ هموگلوبین بدون اکسیژن و اکسیژن دار. در نتیجه افزایش سطح مواد دیگر موجود در خون نسبت به حالت عادی باعث نمایش نادرست نتایج خواهند شد. برای مثال افزایش متاهموگلوبین باعث خوانش اکسیژن کمتر از مقدار



واقعی و افزایش کربوکسی باعث خوانش بیشتر از مقدار واقعی آن خواهد شد.

رنگدانه‌های داخل رگ: تغییر رنگ وریدی نیز یکی از عواملی است که باعث نمایش اشتباه اکسیژن خون می‌شود. این تغییر رنگ معمولاً به دلیل مصرف داروهایی است که دارای رنگدانه هستند، معمولاً بعد از گذشت ۲۰ دقیقه از زمانی که رنگدانه وارد بدن می‌شود این مسأله اتفاق می‌افتد.

رنگ پوست و رنگدانه‌های دیگر: رنگ پوست، لاک ناخن یا موارد دیگر که می‌توانند باعث تغییر در میزان نور دریافتی شده و باعث کارکرد نادرست اکسیژن‌سنج می‌شوند.

دانش کارکنان: در صورتی که پرستاران و پزشکان نسبت به اثرات عواملی همچون حرکت، لاک ناخن و منظم نبودن آهنگ تپش قلب و... بر عملکرد اکسیژن‌سنج آگاهی داشته باشند به نحو مؤثرتری از دستگاه استفاده خواهند نمود.

موقعیت گمانه: اگر گمانه درست بر روی محل مورد نظر قرار نگیرد طول مسیری که دو نور برای رسیدن به آشکارساز طی می‌کنند برابر نخواهد شد و این مسأله باعث ترکیب شدن بیشتر یکی از طول موج‌ها و کاهش دامنه آن خواهد شد.

خطا در نمایش: در صورتی که دستگاه، اکسیژنی کمتر از ۷۰٪ را نشان دهد این خوانش نادرست است زیرا روش‌های کالیبره کردن دستگاه در اکسیژن زیر ۷۰٪ نسبت به بالای آن متفاوت است. به همین دلیل نمی‌توان از دستگاه در این موارد استفاده کرد.

## ۸-۲ اهمیت پیشرفت‌های فنی

برخی تحولات مهم مربوط به این مطالعه را در این جا مورد بررسی قرار می‌دهیم. این تحولات شامل کارهای انجام شده، بحث در مورد نتایج و توصیه‌هایی برای رسیدگی به مشکلات است.

## ۲-۸-۱ فناوری استخراج سیگنال ماسیمو

فناوری استخراج سیگنال (SET) ماسیمو روشی نسبتاً جدید برای بدست آوردن اشباع اکسیژن خون است. این سیستم با بهره‌گیری از تکنیک‌های اختصاصی سیگنال، نویز مرجعی تولید می‌کند که از آن می‌توان در فیلترهای تطبیقی برای تعیین اکسیژن خون استفاده کرد [۱۴].

در فیلترهای تطبیقی بدست آوردن مرجع نویز همیشه مشکل بوده است. فیلتر با استفاده از این نویز مرجع برای تشخیص سیگنال اصلی از نویز استفاده می‌کند. ماسیمو این مشکل را با ارائه الگوریتمی حل کرده است. رابطه زیر که در آن،  $NR$  نشان دهنده نویز مرجع،  $I_r$  و  $I_{ir}$  شدت نور قرمز و زیرقرمز و  $R(t)$  نسبت شدت قرمز به شدت زیرقرمز است به ماسیمو اجازه داده است تا نویز مرجع مناسبی را بدست آورد. همچنین چگونگی بدست آمدن رابطه در پایین بیان شده است.

$$NR = I_r - (I_{ir} \times R(t)) \quad (۸-۲)$$

اگر:

$$I_r = S_r + N_r \quad (۹-۲)$$

$$I_{ir} = S_{ir} + N_{ir} \quad (۱۰-۲)$$

$$R_a = S_r/S_{ir} \quad (۱۱-۲)$$

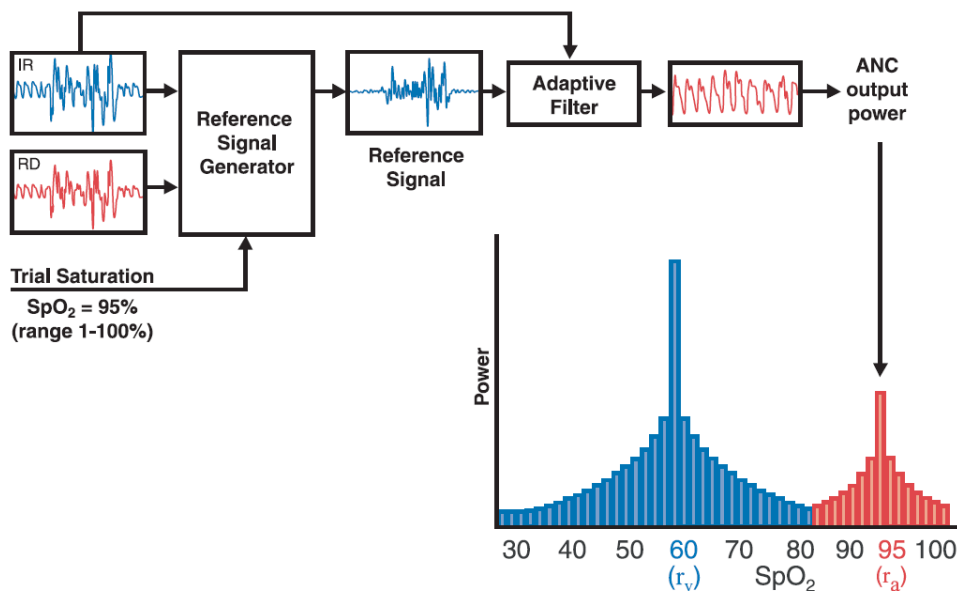
$$\therefore S_r = R_a S_{ir} \quad (۱۲-۲)$$

با توجه به روابط بالا و قرار دادن  $S_r$  در معادله به رابطه زیر می‌رسیم:

$$\begin{aligned} I_r - [I_{ir} \times R_a] &= [S_r + N_r] - [S_{ir}R_a + N_{ir}R_a] \\ &= [R_a S_{ir} + N_r] - [S_{ir}R_a + N_{ir}R_a] = N_r + N_{ir}R_a = NR \end{aligned} \quad (۱۳-۲)$$

کارهای ماسیمو به صورت دیاگرام در شکل ۲-۱۸ نشان داده شده است. سیگنال حاصل از نور قرمز

و زیرقرمز به سیگنال ژنراتور داده می شود که با توجه به معادله (۲-۱۳) سیگنال مرجع برای دادن به فیلتر فعال تولید خواهد شد و از خروجی فیلتر فعال برای مشخص کردن مقدار صحیح اشباع اکسیژن خون استفاده می شود. همانطور که در شکل نشان داده شده است بیشترین مقدار خروجی، مقدار صحیح اشباع اکسیژن خون را نشان می دهد. توانایی اندازه گیری در محیط های دارای سیگنال به نویز کم، زمانی که فشار خون کم است یا بدن حرکت می کند، مزیت استفاده از این سیستم می باشد.



شکل ۲-۱۸: بلوک دیاگرام روش اندازه گیری ماسیمو [۲۵]

## ۲-۸-۲ استفاده از چند طول موج در اکسیژن سنج

در سال ۲۰۰۷ ایوکی اعلام کرد که با افزودن تعداد طول موج های بیشتر و یک نظریه فیزیکی دقیق قادر است به پتانسیل کاملی از اکسیژن سنج دست یابد. او برای اینکار از نظریه شوستر در مورد عبور اشعه از محیط مه آلود استفاده کرد که متناسب با عملکرد اکسیژن سنج است. در این معادله ها

$$\Delta A_b = \sqrt{E_h(E_h + F)} Hb \Delta D_b \quad (۲-۱۴)$$

که در آن:

$$E_h = SE_o + (1 - S)E_r \quad (15-2)$$

۱.  $E_o$ : ضریب جذب هموگلوبین اکسیژن دار.

۲.  $E_r$ : ضریب جذب هموگلوبین بدون اکسیژن.

۳.  $Z_b$ : سطح تماس آشکارساز.

۴.  $Hb$ : تجمع هموگلوبین.

۵.  $F$ : پخش نور.

۶.  $S$ : اکسیژن خون.

تجربه ثابت کرده است که:

$$\Delta A_b = (\sqrt{E_h(E_h + F)}Hb + Z_b) \Delta D_b \quad (16-2)$$

با توجه به سه عامل اصلی ایجاد کننده خطا در اکسیژن سنج یعنی خون وریدی، بافتها و نور،

معادله (۱۷-۲) به صورت زیر درمی آید.

$$R_{ij} \Delta A_i / \Delta A_j = \frac{\sqrt{E_{ai}(E_{ai} + F)} + \sqrt{E_{vi}(E_{vi} + F)}V + E_{xi}}{\sqrt{E_{aj}(E_{aj} + F)} + \sqrt{E_{vj}(E_{vj} + F)}V + E_{xi}} Hb \Delta D_b \quad (17-2)$$

در اینجا:

۱.  $\Delta D$ : تغییر ضخامت.

۲.  $A_i + B_i$ : شاخص ثابت بافت.

۳.  $R_{ij}$ : شاخص نرمالایزها نسبت به هم.

۴.  $Z$ : شاخص ثابت طول موج.

۵.  $t$ : شاخص تاثیر بافت.

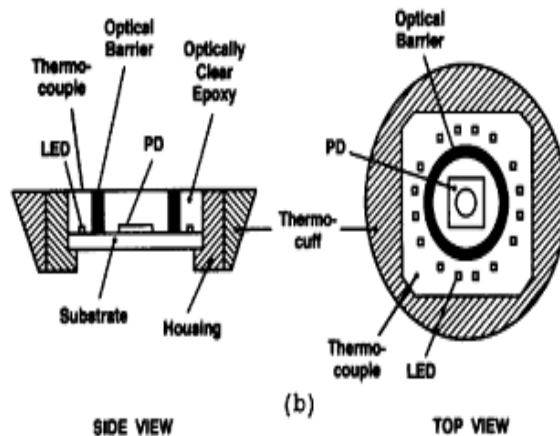
۶.  $a$  : شاخص تاثیر سرخرگ.

۷.  $v$  : شاخص تاثیر سیاهرگ.

ایوکی و همکارانش با آزمایش سیستم سه و پنج طول موجی روی داوطلبان، به صورت تجربی نشان دادند که بسیاری از خطاهای اکسیژن سنج با زیاد کردن طول موجهای استفاده شده حل می شود. سیستم سه طول موجی خطاهای ناشی از بافت بدن و سیستم پنج طول موجی خطاهای حرکت بدن و فشار خون را می توانند از بین ببرند [۲۶].

### ۳-۸-۲ استفاده از گمانه مناسب

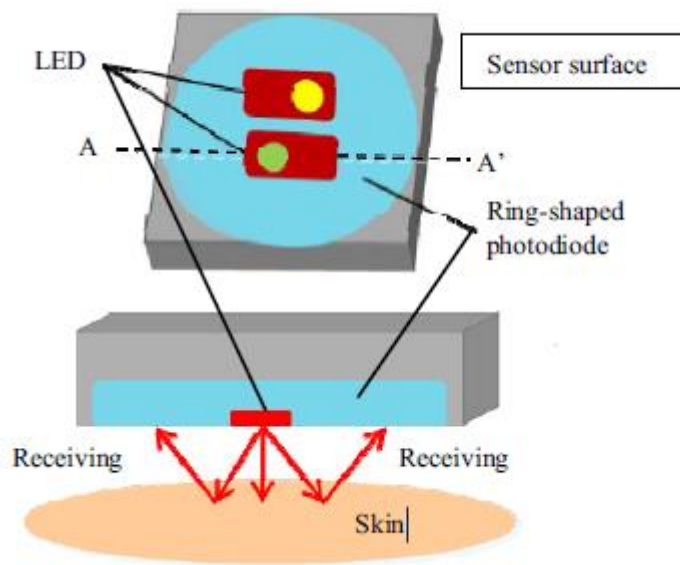
با تغییر شکل گمانه مورد استفاده میتوان کارایی سیستم را افزایش داد. گمانه باید به گونه ای طراحی شود تا مناسب محل قرار گیری خود باشد. در شکل ۲-۱۹ یک گمانه مربوط به قفسه سینه نشان داده شده است.



شکل ۲-۱۹: گمانه قفسه سینه [۲۷]

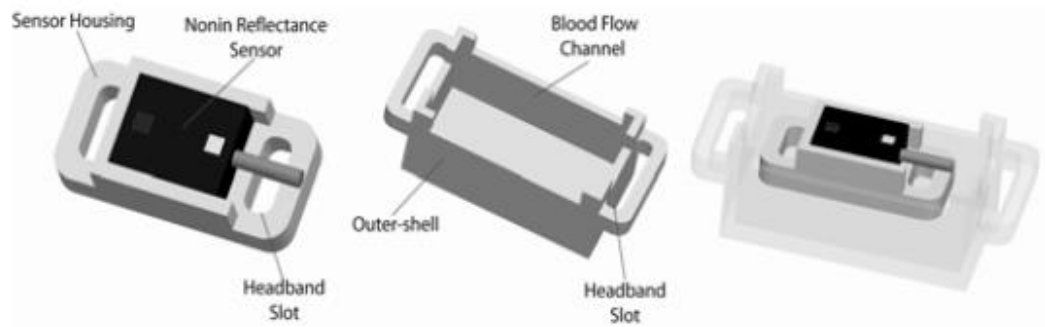
با تغییر شکل گمانه طول موجهای انتخابی برای گمانه نیز تغییر میکنند. بررسی ها نشان داده است در این نوع گمانه اگر طول موج از ۹۴۰/۶۶۰ نانومتر به ۸۸۰/۷۳۰ نانومتر تغییر کند نتایج اندازه گیری

۳۰٪ بهبود خواهند یافت [۲۷]. گمانه‌های معمول را به صورت شکل ۲-۱۹ می‌سازند. با گذاشتن LED ها در مرکز و قرار دادن آشکارسازهای بیشتر به فاصله یک سانتی متری از LED ها دریافت نور بیشتر و مناسبتر خواهد شد. همچنین میتوان با ساخت گمانه به صورت مدار مجتمع، فتودیود را به صورت صفحه‌ای دایره‌ای شکل درآورد تا نتایج بهتر شوند [۲۸]. در شکل ۲-۲۰ یک نمونه از این نوع گمانه نشان داده شده است.



شکل ۲-۲۰: گمانه ساخته شده به صورت مدار مجتمع [۲۸]

یکی از مشکلات به وجود آمده در اکسیژن سنج تغییرات مقدار خون سطحی در اثر فشار گمانه روی بدن است. گمانه میتواند روی لاله گوش، قفسه سینه، انگشت و یا سر قرار گیرد. در گمانه‌های بزرگ مثلا برای قفسه سینه و سر با قرار دادن حسگر داخل محفظه و جلوگیری از تماس مستقیم با بدن این اثر را به صورت قابل ملاحظه ای کم می‌کنند. یا در مواردی که گمانه استفاده شده بزرگ باشد قسمتهایی از نور توسط منبع نوری پوشش داده نشده که این مسئله منجر به ایجاد خطا خواهد شد [۲۹]. شکل ۲-۲۱ یک نمونه گمانه مناسب برای سر نشان داده شده است.



شکل ۲-۲۱: گمانه طراحی شده برای سر [۲۹]

## ۲-۹ جمع‌بندی

دو عدد جفت نور با طول موج‌های ۹۱۰/۶۶۰ نانومتر و ۸۸۰/۷۴۰ نانومتر برای دقت بهتر در اشباع اکسیژن بالا و پایین در نظر گرفته می‌شود [۳۰]. جفت LED ها به صورت جداگانه خاموش روشن شده و گیرنده نور در هر گمانه، آن را دریافت کرده و آن را برای پردازش تحویل می‌دهد.

با توجه به استفاده‌های ممکن برای اکسیژن سنجی، پژوهش‌های بین‌المللی و پیشرفت‌های فنی زیادی در این زمینه صورت گرفته است. اکسیژن سنج‌ها هم اکنون آماده‌اند تا به ابزاری مناسب در مراقبت‌های پزشکی تبدیل شوند، اگرچه هنوز هم تحقیقات گسترده‌ای نیاز است تا اکسیژن سنج به پتانسیل کامل خود برسد.





# فصل سوم

## طراحی اجزاء

در این فصل سیستمی را بررسی کرده و پیشنهاد می‌دهیم تا به صورت غیرتهاجمی اکسیژن خون را اندازه‌گیری نماید. برای اینکار ابتدا اصول لازم برای طراحی و قسمت‌های مختلف سیستم ذکر خواهد شد. در ادامه مدارهایی که در روند مورد استفاده قرار گرفته، مشکلات و دلایل تغییر آنها بررسی می‌شود.

### ۱-۳ اصول طراحی

طراحی اولیه اکسیژن سنج خون نیازمند درک صحیحی از قوانین فیزیکی و ایده گرفتن از نحوه‌ی کار این قوانین در محیط‌های مختلف است. ایده به وجود آمده با توجه به محل مورد استفاده باید به دقت مورد ارزیابی قرار گیرد تا آماده تبدیل به محصول گردد. در تولید محصول نهایی نیز باید به نوع استفاده، محل کاربرد، راحتی استفاده، اعتمادپذیری و از همه مهمتر امنیت توجه شود. با رعایت این موارد در ذهن سیستم به سه بخش گمانه، مدارهای پردازش و بخش نمایش تقسیم شد. گمانه شامل دو طول موج نور حاصله از دو LED و یک آشکار ساز نور است که به وسیله آنها مؤلفه AC حاصل از تپش قلب و مؤلفه DC ناشی از جذب نور توسط دیگر قسمت‌های بافت مورد استفاده را دریافت کرده و به بخش پردازش می‌دهد. داده‌ها در این قسمت توسط مدارهای ساخته شده جدا سازی و تصحیح می‌شوند و در ادامه وارد پردازنده می‌شوند. پردازنده وظیفه کنترل مدار، تحلیل داده‌ها و ارسال داده‌ها برای نمایش را بر عهده دارد.

با بررسی مشکلات هر یک از این بخش‌ها به تدریج سعی در بهبود نمونه ساخته شده کرده و در نهایت آن را با نمونه‌ای بهتر جایگزین می‌کنیم. لازمه ساخت هر یک از بخش‌ها، رعایت زمینه‌های مکانیکی و الکترونیکی است که در زیر توضیح داده شده است.

### ۱-۱-۳ طراحی قسمت‌های الکترونیکی

با توجه به اهمیت کیفیت سیگنال برای تجزیه و تحلیل، قطعات باید طوری انتخاب شوند و در کنار

یکدیگر قرار گیرند که نويز تا حد ممکن کاهش يابد. يکي از بهترين راه‌ها براي بهبود عملکرد طراحي بورد مدار چاپي به صورتي است که زمين مناسبي براي قسمت‌هاي مختلف مدار فراهم شود. براي تجهيزات پزشکی جنبه مهم ديگر در طراحي سيستم الکترونيکي ايمني است. بر اين اساس رعايت استانداردهاي ايمني الکتريکي به خصوص براي دستگاه‌هايي که به طور مستقيم با بدن سر و کار دارند حياتي است [۳۱]. اگر بخواهيم بخش‌هايي را که به ايمن سازي نياز دارند تقسيم بندي کنيم مي‌توان آنها را بدين صورت نوشت: قسمت‌هايي که بدون استفاده از ابزار خاص لمس مي‌شود، قسمت تغذيه مدار، سيگنال ورودی و خروجی و قسمت‌هايي که بيمار به آن متصل است. نياز است همه اين قسمت‌ها به دقت طراحي شوند تا امنيت بيمار کاملاً تضمين شود.

## ۳-۱-۲ طراحی قسمت‌های مکانیکی

علاوه بر طراحي هاي الکترونيکي ابهامات زيادي در فرايند طراحي مکانیکی وجود دارد. اين عدم قطعيت بيشتر مربوط به استحکام، فشار و نوع محصول طراحي شده است که مي‌توان به صورت زير به آنها اشاره نمود:

- اثرات درمان‌هاي حرارتي و شيميائي بر روي آن
- تاثير گذر زمان و چگونگي استفاده
- اثر خوردگي و سايش
- اثر وسايلي که در نزديکي دستگاه قرار دارند

يکي از اصلي‌ترين مسايلي که در ساخت بايد رعايت شود، طراحي دستگاه است به نحوي که بيمار احساس راحتی نمايد و بتوان از دستگاه در کنار تخت استفاده نمود. علاوه بر اين، سيستم بايد به گونه‌اي باشد که پزشکان، پرستاران و کارآموزان بتوانند بدون هيچ گونه مشکلي از آن استفاده نمايند. همچنين در طراحي بايد به استحکام و کوچکي دستگاه توجه نمود تا بتوان از آن در شرايط مختلف

استفاده کرد.

## ۲-۳ گمانه و اجزای آن

دو قسمت اصلی گمانه، منابع نور و آشکار ساز نور است. در زیر این دو قسمت بررسی و نحوه کار آن‌ها توضیح داده می‌شود.

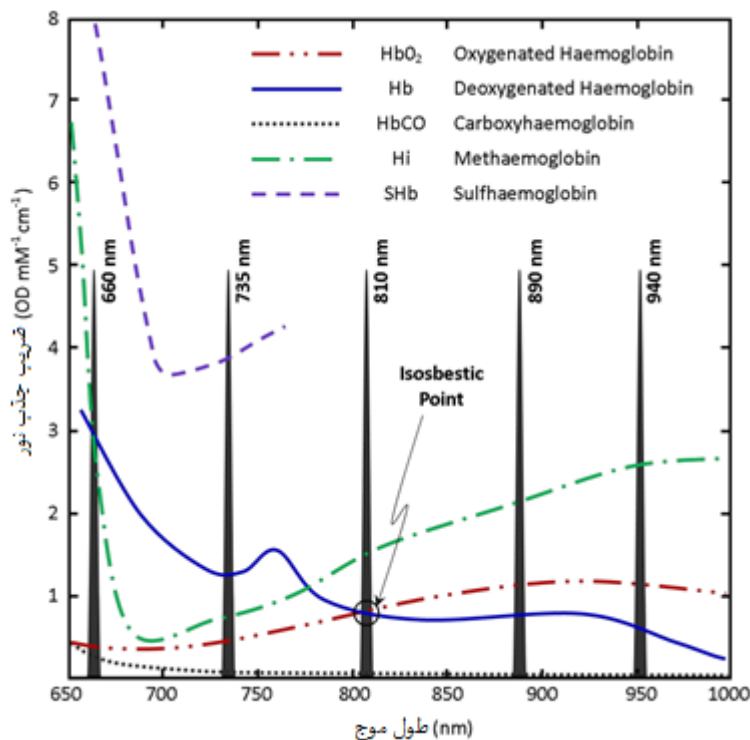
### ۱-۲-۳ منابع نور و انتخاب طول موج‌ها

یکی از مهمترین تصمیماتی که باید در مراحل اولیه تحقیق انجام شود انتخاب منبع نور مورد استفاده در سیستم است. با بررسی اثرات طیفی و ویژگی‌های جذب نور توسط اجزای مختلف خون و بافت مورد استفاده داده‌های مورد نظر بدست می‌آید، به همین دلیل انتخاب مناسب نور نقش مهمی را در پاسخ و دقت سیستم دارد. اندازه کوچک، در دسترس بودن و هزینه نسبی پایین باعث شده از LED ها به عنوان منبع نور در اکسیژن سنج استفاده می‌شود.

محدوده‌ی طیف سنجی نوری در بافت در حدود ۶۰۰ نانومتر تا ۱۳۵۰ نانومتر است. اما با توجه به اندازه‌گیری‌های انجام شده روی بافت‌های مختلف بهتر است حد پایین طول موج نور در حدود ۶۵۰ نانومتر در نظر گرفته شود. انجام آزمایش روی بزرگسالان و کودکان مشخص کرده است در محدوده ۶۵۰ نانومتر تا ۱۰۰۰ نانومتر هیچ تفاوت محسوسی در جذب نور توسط هموگلوبین بین بزرگسالان و کودکان وجود ندارد. این خاصیت این اجازه را می‌دهد که از دستگاهی که برای بزرگسالان کالیبره شده است بتوان برای کودکان نیز استفاده کرد [۳۲].

اکسیژن سنج‌ها به طور کلی از طول موج های ۹۴۰/۶۶۰ نانومتر استفاده می‌کنند که نشان داده شده دقیق‌ترین ترکیب برای تعیین اکسیژن خون است. ایوکی توانایی سیستم چند طول موج خود را

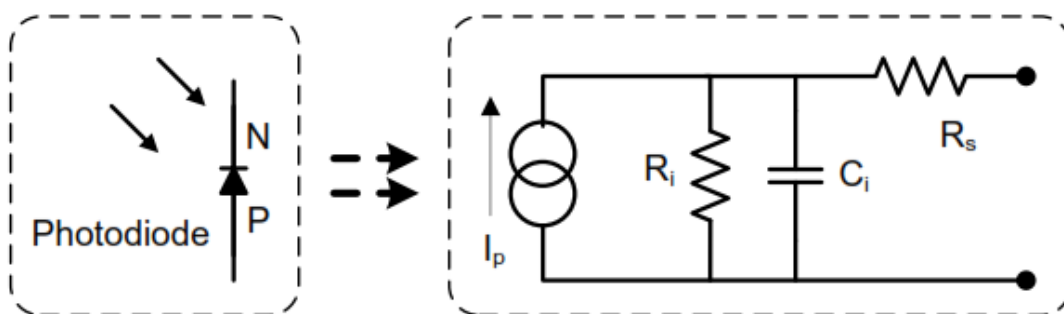
با استفاده از طول موج‌های ۶۶۰ نانومتر، ۷۰۰ نانومتر، ۷۳۰ نانومتر، ۸۰۵ نانومتر و ۸۷۵ نانومتر اثبات نمود. طول موج حدود ۸۱۰ نانومتر دارای ویژگی منحصر به فردی است که در آن منحنی ضریب جذب Hb و HbO<sub>2</sub> یکدیگر را قطع می‌کنند [۲۶]. این طول موج‌ها و ضریب جذب آنها در شکل ۱-۳ نشان داده شده است.



شکل ۱-۳: انتخاب طول موج برای LED ها [۲۶]

### ۳-۲-۲ آشکارساز

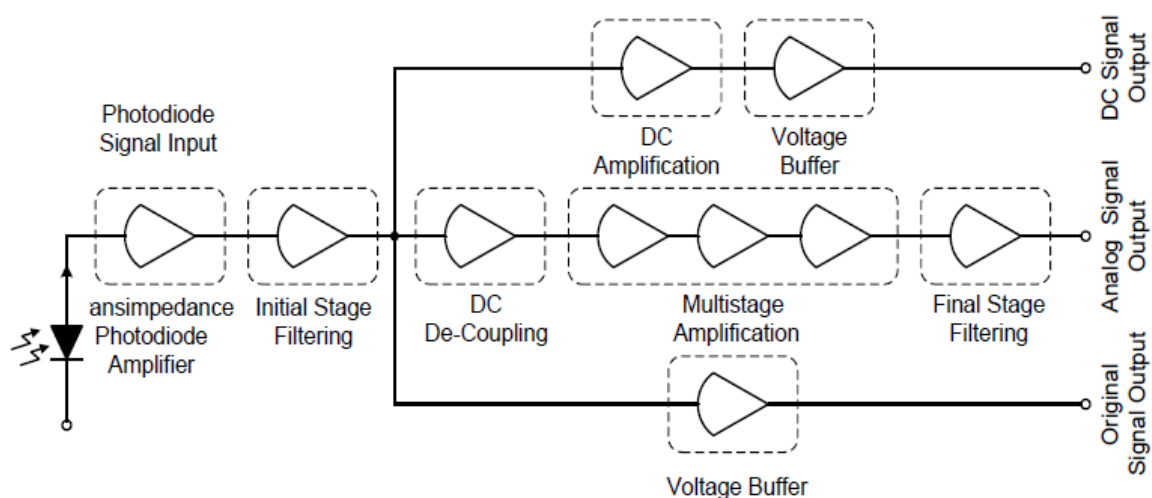
در حالت ایده‌آل هر چه سطح آشکارساز بزرگتر باشد مقدار نور دریافتی توسط آن بیشتر شده و باعث افزایش در دقت اندازه‌گیری می‌شود. علاوه بر این حساسیت طیفی و محدوده خروجی نقش مهمی را در انتخاب فتودیود ایفا می‌کند. با توجه به نوع اکسیژن‌سنج ساخته شده آشکارساز را می‌توان در مرکز دو LED و یا در سمت دیگر آنها قرار داد. که به دلیل سادگی در ابتدا آشکارساز در سمت موافق دو LED قرار داده شد. برای آشنایی بیشتر مدل فتودیود در شکل ۲-۳ قرار داده شده است.



شکل ۳-۲: مدل اشکارساز

### ۳-۳ پردازش سیگنال

اصلی ترین بخش اکسیژن سنج سیگنال PPG بدست آمده است که اطلاعاتی همچون ضربان قلب، اشباع اکسیژن خون و اثرات خون موجود در بافت را به ما می دهد. برای پردازش سیگنال تولید شده توسط دیودهای نوری در اکسیژن سنج، یک سیستم الکترونیکی پردازش سیگنال به دو منظور طراحی شد: (۱) تبدیل سیگنال به یک سیگنال ولتاژ (مدار متصل به فتودیود) که پردازنده بتواند اندازه گیری و مانیتور کند (۲) جداکننده سیگنال AC و DC، تقویت کننده و فیلتر سیگنال AC. در نهایت قسمت های AC و DC حاصل از دو نور قرمز و زیرقرمز به پردازنده داده می شود. ترتیب مراحل ساخت اکسیژن سنج در نمودار شکل ۳-۳ نشان داده شده است.



شکل ۳-۳: مراحل تقویت و فیلتر سیگنال گرفته شده از اشکارساز

## ۳-۴ مراحل ساخت و طراحی مدار

کار ساخت دستگاه به سه بخش استخراج سیگنال (گمانه)، پردازش (مدار و پردازنده) و نمایش داده‌ها (نرم افزار پرو سسینگ) تقسیم بندی شد. زیرا هر یک از بخش‌ها نیاز به صرف زمان جداگانه برای جمع‌آوری اطلاعات و یادگیری داشت. به دلیل در دسترس نبودن مدارهای کامل برای ساخت سیستم، کار از ابتدایی ترین مراحل آغاز گردید و به تدریج بهبود پیدا کرد. در زیر این سه بخش توضیح داده شده است.

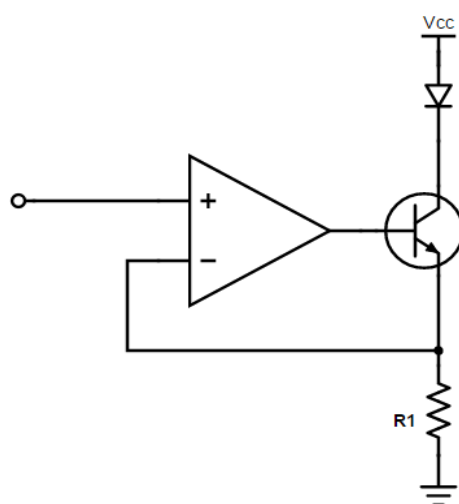
### ۳-۴-۱ گمانه

گمانه دارای بخش‌های زیر می باشد:

- ۱- LED ها و مدار آن
- ۲- آشکارساز نوری و مدار جانبی آن (تقویت کننده و فیلتر)

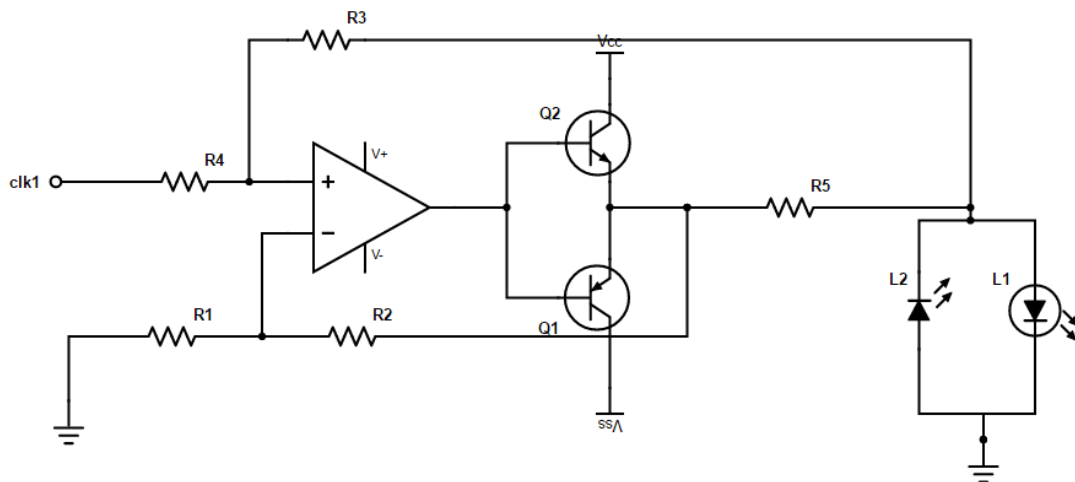
در ابتدا دو LED و یک مدار ساده که در شکل ۳-۴ مشاهده می کنیم برای روشن و خاموش کردن

LED ها استفاده شد.



شکل ۳-۴: مداری ساده برای روشن و خاموش کردن LED ها

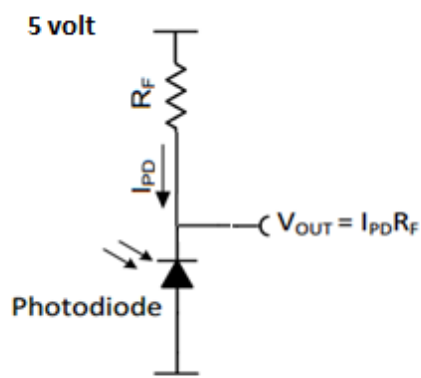
از آنجا که ابعاد گمانه‌ی ساخته شده باید تا حد امکان کوچک باشد LED ها نیز باید کوچک انتخاب شوند. همچنین طول موج LED ها باید تا حد ممکن نزدیک به طول موج‌های ۶۴۰ و ۹۶۰ نانومتر باشد. در عمل طول موج LED های موجود در بازار دقیقاً مشخص نشده است به همین دلیل فقط به قرمز و زیرقرمز بودن آنها توجه شد. با مشاهده گمانه اکسیژن سنج‌های تجاری مشخص شد برای روشن و خاموش کردن LED ها از دو سیم استفاده می‌شود. اما مدار ساخته شده نیاز به دو مدار تغذیه و چهار سیم برای LED ها دارد. با بررسی بیشتر مشخص شد در گمانه‌ها دو LED به صورت موازی ولی برعکس یکدیگر قرار داده شده‌اند. حدس زده می‌شود دلیل اصلی اینکار دیده نشدن نور زیرقرمز توسط چشم است. با این روش به راحتی خرابی گمانه تشخیص داده خواهد شد. به همین منظور طراحی مدار عوض شد و به صورت شکل ۳-۵ درآمد.



شکل ۳-۵: مدار روشن خاموش کردن LED ها

مدار تبدیل جریان به ولتاژ در فتودیود با ساده‌ترین حالت یعنی سری کردن یک مقاومت با آشکارساز و اندازه‌گیری ولتاژ دو سر مقاومت مطابق شکل ۳-۶ ساخته شد.



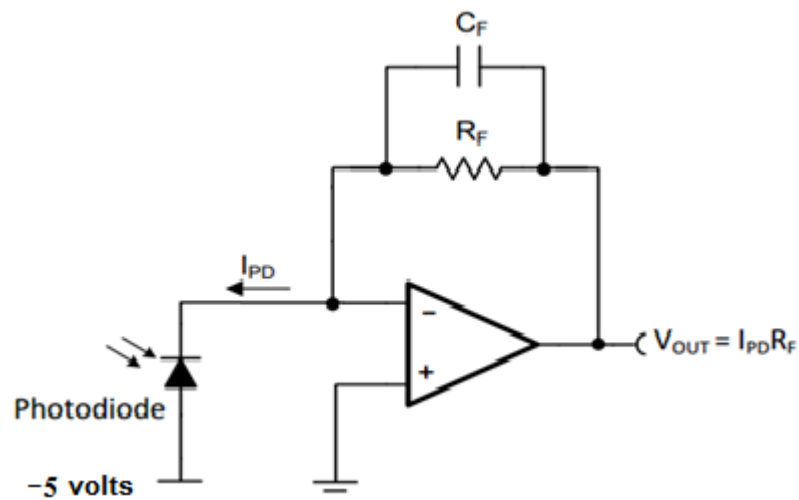


شکل ۳-۶: مدار اولیه تبدیل جریان به ولتاژ در آشکار ساز

اما به دلیل نویز زیاد فتودیود و نویز ورودی از محیط این تبدیل ولتاژ، نویز زیادی را به خروجی منتقل می‌کند. با بررسی‌های بیشتر با استفاده از یک تقویت کننده عملیاتی مدار تبدیل جریان به ولتاژ فتودیود مطابق شکل ۳-۷ ساخته شد [۳۳]. با این مدار می‌توان فیلتر و تقویت را به صورت همزمان روی سیگنال دریافتی انجام داد. برای بدست آوردن مقادیر مقاومت و خازن مدار باید به دو عامل نویز و ولتاژ در خروجی یعنی  $I_{PD}R_F$  توجه کرد. اولویت با بهره ولتاژ است، پس ابتدا مقاومت را تعیین می‌نماییم. با توجه به مدار، مرحله بعد حداکثر ولتاژ خروجی نمی‌تواند از سه ولت بیشتر باشد و با کم شدن بهره ولتاژ نیز، خروجی نهایی مدار دامنه مناسبی نخواهد داشت. با در نظر گرفتن این دو موضوع مقاومت مدار ۱/۸ مگا اهم در نظر گرفته شد. فیلتر حاصله از مقاومت و خازن، نویز منتقل شده به خروجی را کنترل می‌کند. با قرار دادن مقادیر متعدد و مشاهده خروجی تصمیم گرفته شد از خازن ۱ نانو فارادی استفاده شود.

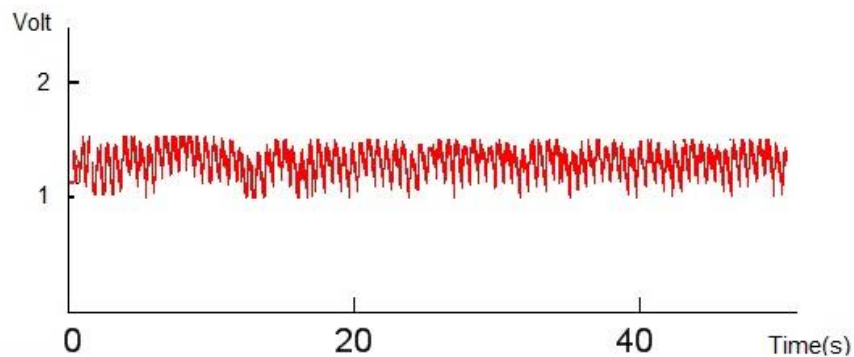
$$v_{out} = \text{Photodiodecurrent} \times R_F \quad (1-3)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_F C_F} = 88 \text{ Hz} \quad (2-3)$$

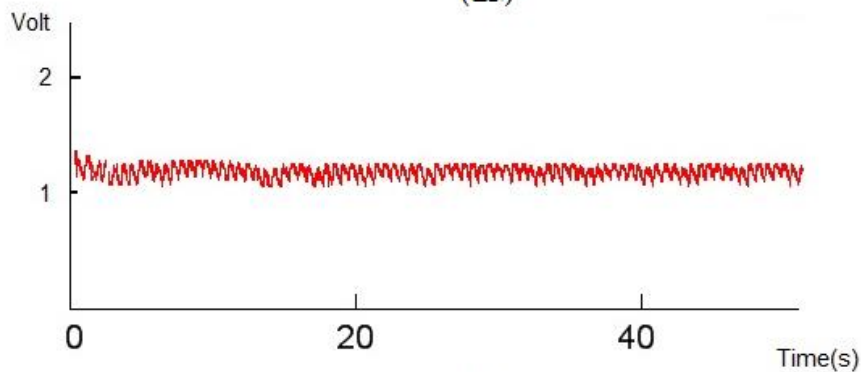


شکل ۳-۷: مدار اولیه تبدیل جریان به ولتاژ در آشکار ساز

ولتاژ خروجی در این قسمت را می‌توان به سه بخش ولتاژ DC در حدود یک ولت، نویزی با دامنه ۱۰۰ تا ۳۰۰ میلی ولت و سیگنال قلب با دامنه‌ای در حدود ۱۰ میلی ولت تقسیم کرد. موردی که باید مورد توجه قرار داد داشتن زمین مناسب در مدار است که در شکل ۳-۸ قابل مشاهده است.



(الف)



(ب)

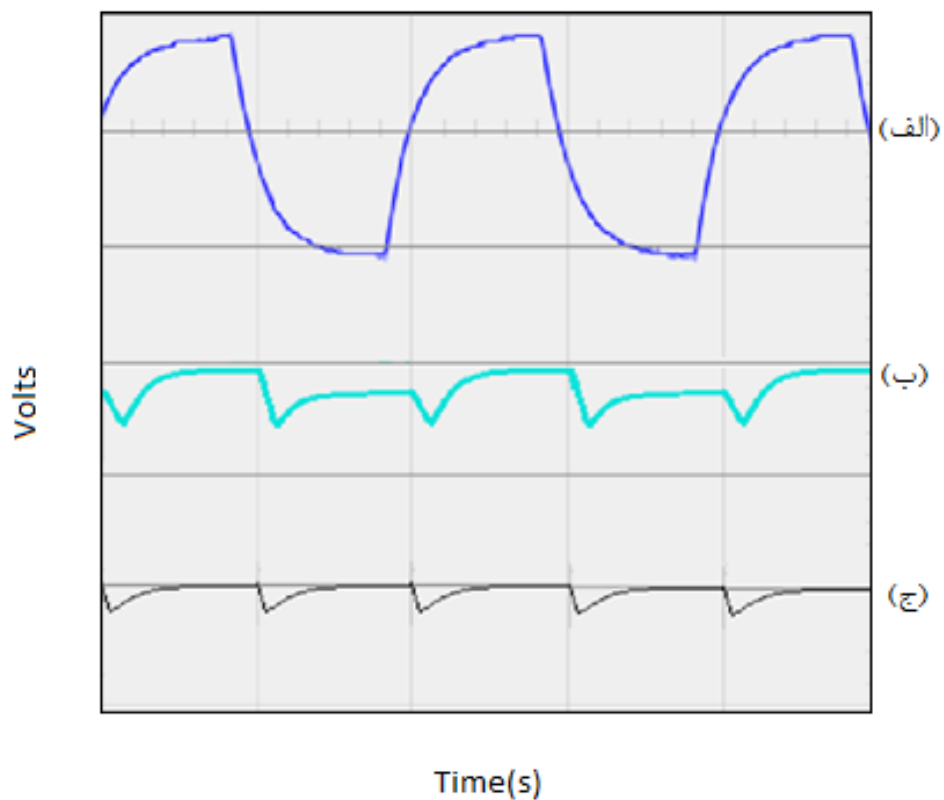
شکل ۳-۸: ولتاژ مشاهده شده بعد از فتودیود. شکل (الف): نداشتن زمین مناسب. شکل (ب): وصل زمین مناسب

در منزل یا محیط‌هایی که زمین مناسب نداشتند نويز مشاهده شده در خروجی فتودیود دو تا سه برابر بزرگتر از مکانهای دارای زمین مناسب است. این تفاوت را فقط با استفاده از خروجی اردوینو و نمایش آن توسط نرم افزار پروسیسینگ می‌توان مشاهده نمود، زیرا در صورت اتصال خروجی به اسیلوسکوپ زمین مناسب برای مدار فراهم می‌شود.

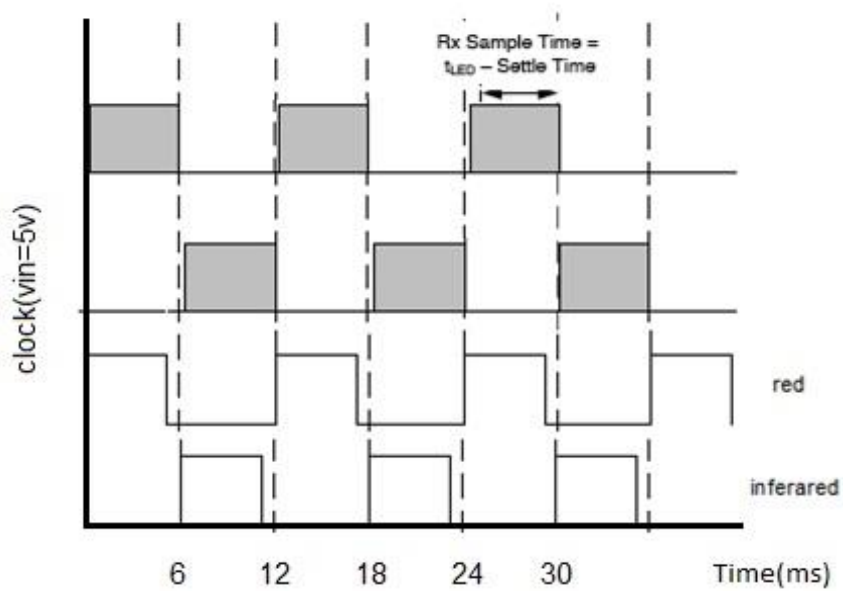
حال با مشخص شدن مدار تبدیل جریان به ولتاژ آشکار ساز و مشخص شدن سرعت عکس‌العمل نهایی آن نیاز به تنظیم LED ها است. در رابطه با LED ها باید به زمان روشن و خاموش شدن و شدت نور تولیدی از آنها توجه کرد بدین منظور نکاتی در زیر آورده شده که نیاز است رعایت شوند.

**زمان روشن و خاموش شدن LED ها:** زمان روشن ماندن LED ها باید به حدی باشد که آشکار ساز بتواند به مقدار نهایی ولتاژ خود برسد. زمان خاموش ماندن LED ها نیز باید به گونه‌ای باشد که سیگنال حاصله از LED قبلی روی سیگنال بعدی تاثیر نگذارد. علاوه بر این، از حد زیادی نباید بیشتر باشد تا مقدار DC سیگنال کاهش زیاد نداشته و نويز اضافی حاصل از خاموش ماندن دیودها وارد مدار نگردد. وجود خاموشی بیش از حد دیودها در نمودار آبی (الف) شکل ۳-۹ می‌توان مشاهده کرد.

**توجه به شدت نور:** شدت نوری که از LED ها می‌تابد باید به نحوی تنظیم شود که مقدار نهایی ولتاژ حاصل از دو LED تفاوت زیادی با یکدیگر نداشته باشد. اگر این موضوع رعایت نشود نويزی اضافی روی ولتاژ DC با فرکانسی برابر با فرکانس کلیدزنی دیودها در خروجی ظاهر شده و آشکار سازی را سخت‌تر می‌نماید. عدم تنظیم شدت روشنایی در نمودار فیروزه‌ای (ب) شکل ۳-۹ دیده می‌شود.



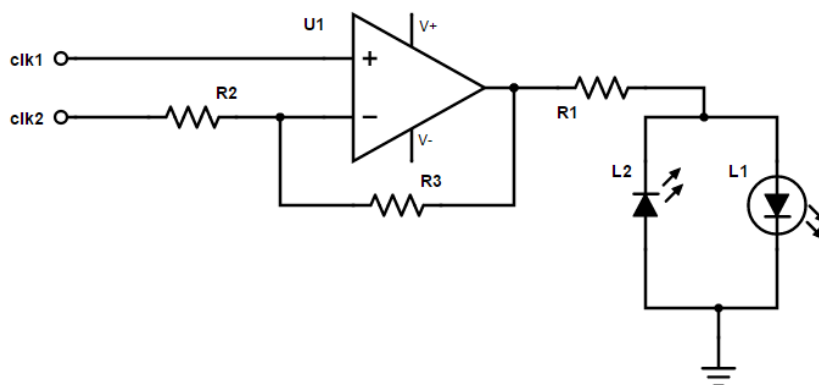
شکل ۳-۹: شکل موج فتودیود در حالت‌های مختلف با شدت روشنایی متفاوت



شکل ۳-۱۰: زمان روشن و خاموش شدن دیودها

با توجه به نکات ذکر شده در مورد زمان روشن و خاموش شدن LED ها سرعت عملکرد آشکارساز و ولتاژ DC تولیدی توسط آشکارساز با توجه به شدت نور تاییده شده بررسی شد. زمان مناسب جهت روشن ماندن هر LED پنج میلی ثانیه و خاموش ماندن آن یک میلی ثانیه در نظر گرفته شد. ولتاژ اعمالی برای این حالت در شکل ۳-۱۰ نشان داده شده است. با تغییر مقاومت‌های سری با LED ها میتوان شدت روشنایی را تنظیم کرد که در مدارهای مختلف متفاوت خواهد بود. همانطور که در شکل ۳-۹ مشاهده می‌شود شکل موج انتهایی (ج) شرایط ذکر شده را دارد.

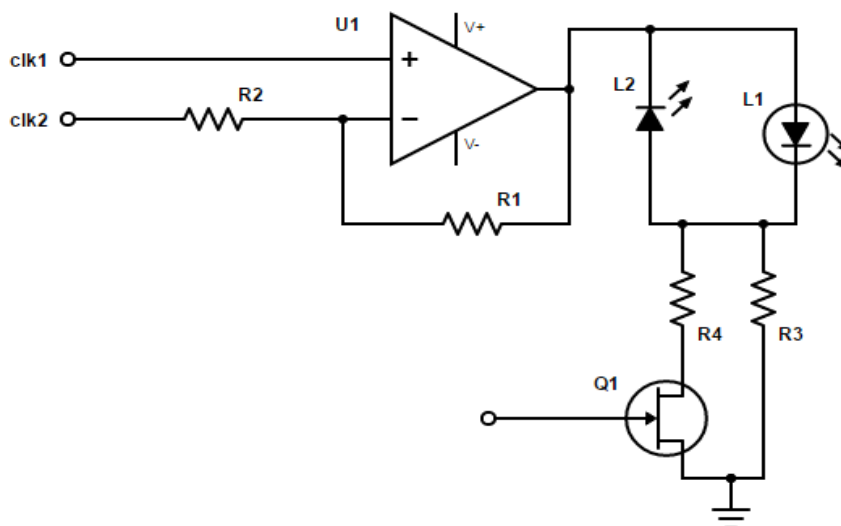
اما در مدار شکل ۳-۵ هیچوقت دو LED همزمان خاموش نیستند، به همین دلیل زمان بیشتری طول خواهد کشید تا خروجی آشکارساز به ولتاژی برسد که مربوط به نور دریافتی است. به همین منظور مدار شکل ۳-۱۱ طراحی شد. در این مدار با دادن ولتاژ مناسب به هر یک از ورودی‌های تقویت کننده خروجی بین سه حالت پنج، صفر و منفی پنج ولت تغییر خواهد کرد.



شکل ۳-۱۱: مدار روشن خاموش کردن دو LED (طراحی دوم)

همانطور که قبلاً ذکر شد شدت روشنایی هر LED یکی از نکاتی است که باید مورد توجه قرار گیرد. اما در مدار قبلی امکان تنظیم روشنایی جداگانه برای هر دیود وجود نداشت. در مدار شکل ۳-۱۲ امکان تغییر شدت روشنایی LED ها و در نتیجه کنترل سطح ولتاژ خروجی از هر LED افزوده

شده است.

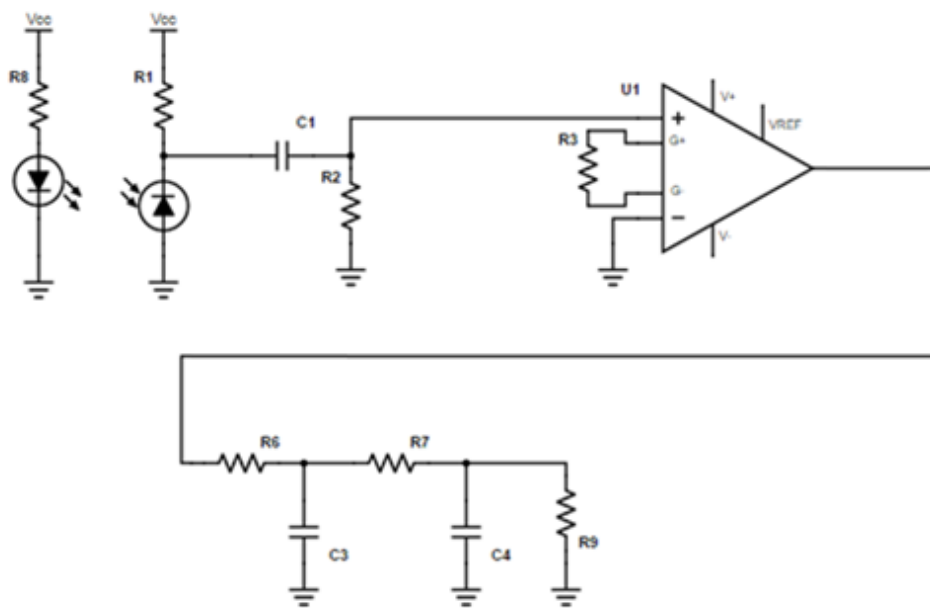


شکل ۳-۱۲: مدار روشن خاموش کردن دو LED (طراحی سوم)

با روشن و خاموش شدن کلید ترانزیستوری مقاومت سری شده با LED ها تغییر می کند. با تنظیم دو مقاومت R3 و R4 می توان مقاومت سری شده با LED ها و در نتیجه شدت روشنایی آنها را تنظیم نمود. در قرار دادن LED ها دقت کنید که کلید فقط در زمانی که ولتاژ خروجی تقویت کننده مثبت است باید روشن شود. به همین منظور LED که شدت نور کمتری با جریان یکسان تولید می کند لازم است در این شرایط هماهنگ شود.

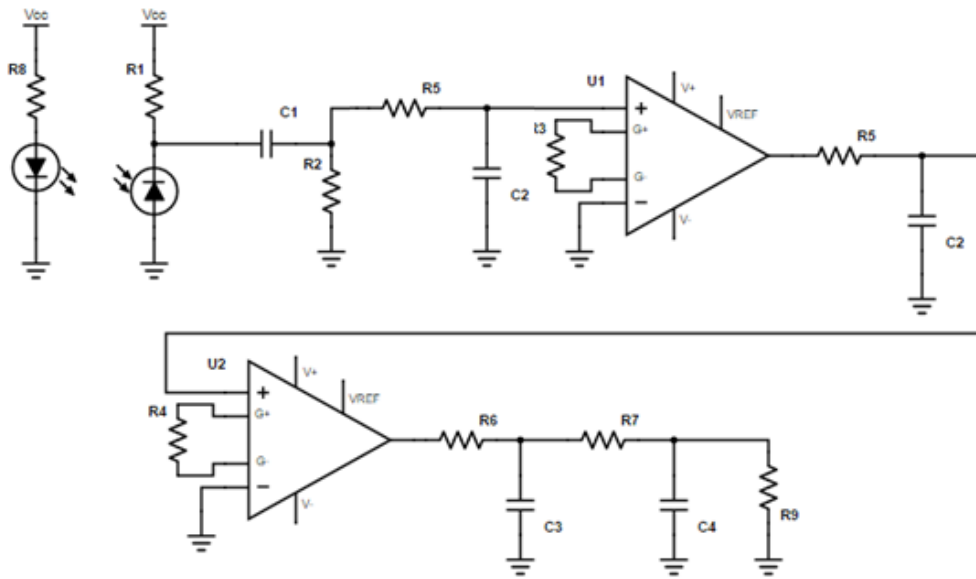
## ۲-۴-۳ مدارهای استخراج سیگنال PPG

برای سادگی ترجیح داده شد در ابتدا از یک منبع نور و نمایش سیگنال PPG حاصل از آن کار آغاز گردد. به همین منظور یک اشکارساز CNY70 که به همراه خود یک LED زیرقرمز نیز دارد تهیه شد. با مشاهده مدارهای مختلف، مداری ساده مطابق شکل ۳-۱۳ طراحی شد.



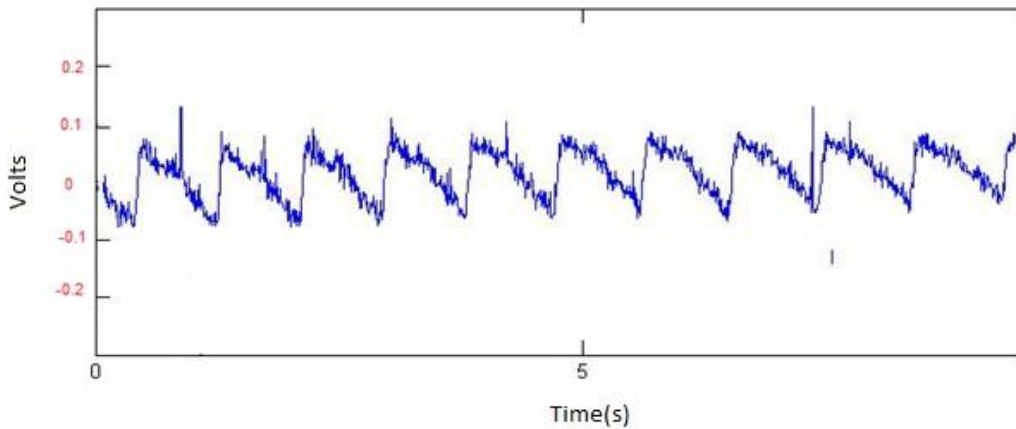
شکل ۳-۱۳: اولین مدار برای بدست آوردن سیگنال PPG

جهت تقویت قسمت AC سیگنال که بسیار کوچک است نیاز به حذف قسمت DC آن داریم. برای این کار از یک فیلتر بالاگذر RC بسیار ساده استفاده شد. فرکانس ضربان قلب در حدود یک الی دو هرتز است به همین دلیل فرکانس گذر این فیلتر روی ۰/۵ هرتز تنظیم شد، با توجه به مشاهده خروجی به این نتیجه رسیدیم که مقدار مقاومت روی دامنه سیگنال خروجی نهایی و مقدار خازن روی سرعت عکس‌العمل مدار تأثیر دارد. با افزایش خازن سرعت عکس‌العمل مدار و با کاهش مقاومت دامنه سیگنال خروجی کاهش خواهند یافت. سرعت عکس‌العمل نسبت به حفظ دامنه از اهمیت بیشتری برخوردار بود به همین دلیل خازن را یک میکروفاراد، و مقاومت را ۳۰ کیلو اهم در نظر گرفتیم. با این مدار به سیگنال مناسبی در خروجی دست پیدا نکردیم. دلیل این امر نیز وجود نویز بسیار بزرگتر از سیگنال اصلی در ورودی بود که باعث می‌شد با بهره‌ای در حدود ده برابر تقویت کننده به اشباع رفته و افزایش بیشتر بهره تأثیری در خروجی نداشته باشد. به همین دلیل مدار به صورت شکل ۳-۱۴ تغییر کرد.



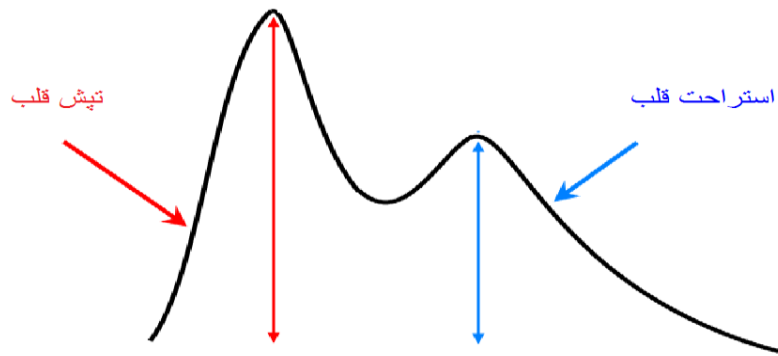
شکل ۳-۱۴: استفاده از فیلتر و تقویت کننده بیشتر برای تقویت سیگنال PPG

در این مدار سعی شد با استفاده از دو تقویت کننده AD620 در دو مرحله سیگنال دریافتی تقویت شود. بعد از فیلتر بالاگذر و بین دو طبقه تقویت کننده، فیلتر پایین گذر با فرکانس قطع ۱۵ هرتز قرار داده شد. در نهایت چهار فیلتر پایین گذر مرتبه اول در مدار قرار داده شد. قرار دادن فیلترهای متعدد باعث کاهش دامنه در خروجی شده، علاوه بر این نویز را نیز به خوبی حذف نکرده است. در شکل ۳-۱۵ و شکل ۳-۱۶ به ترتیب سیگنال PPG بدست آمده و یک سیگنال PPG نشان داده شده است.



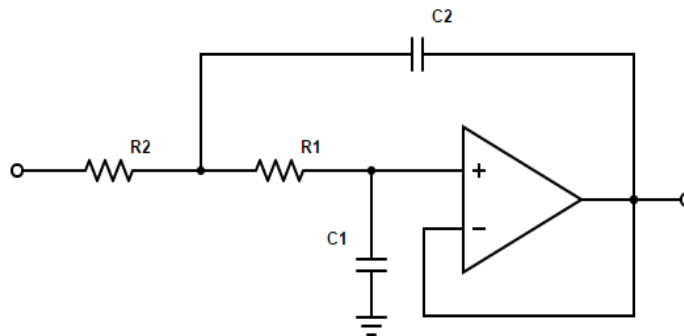
شکل ۳-۱۵: خروجی مدار اولیه





شکل ۳-۱۶: شکل واقعی سیگنال PPG

با توجه به مشکلات ذکر شده تصمیم گرفته شد به جای فیلترهای ساده مرتبه اول از فیلترهای فعال درجه بالاتر در مدار استفاده شود. این فیلترها علاوه بر مشخصات بهتر نسبت به فیلترهای قبلی توانایی تقویت سیگنال همزمان با فیلترینگ را نیز دارند. فیلتر Sallen-Key یکی از انواع این فیلترها است که با استفاده از یک تقویت کننده، دو مقاومت و دو خازن ساخته می شود. در شکل ۳-۱۷ یک فیلتر پایین گذر Sallen-Key نشان داده شده است.



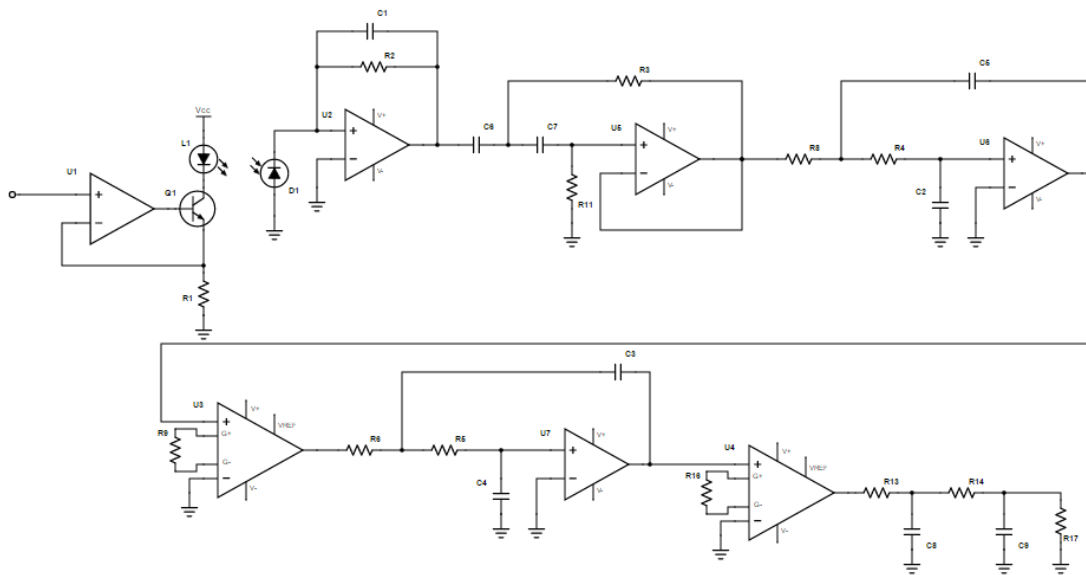
شکل ۳-۱۷: فیلتر پایین گذر فعال با بهره یک

در فرکانسهای پایین می توان خازنهای مدار را اتصال باز در نظر گرفت که در این صورت مدار به یک بافر ساده ولتاژ با بهره یک تبدیل خواهد شد. در فرکانسهای بالا امپدانس خازنها کاهش یافته با امپدانس مقاومتها قابل مقایسه می شوند و بهره برای فرکانسهای بالاتر بسیار کاهش خواهد یافت.

بدین ترتیب مدار به صورت فیلتر پایین گذر با بهره یک عمل خواهد کرد. فرکانس قطع فیلتر به صورت زیر است:

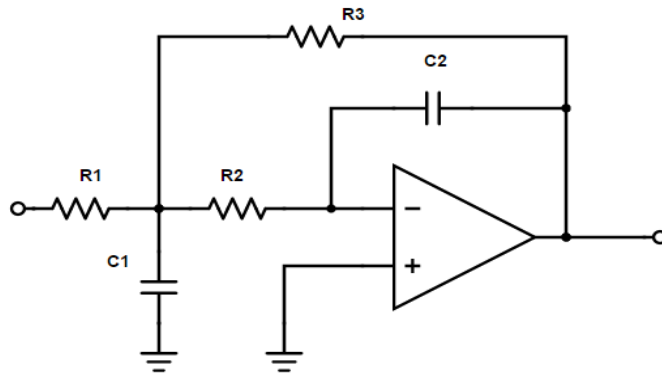
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (3-3)$$

شکل ۳-۱۸ مدار ساخته شده با این فیلترها را نشان می‌دهد.



شکل ۳-۱۸: مدار ساخته شده با فیلترهای فعال

علاوه بر تغییر فیلتر، مدار روشنایی LED تغییر کرد تا نویز حاصله از روشن و خاموش شدن LED نیز وارد مدار شود. با استفاده از این نوع فیلتر و در نتیجه بالا رفتن درجه فیلتر، نویز در خروجی تا حد قابل قبولی کاهش یافت. با ایجاد تغییراتی در فیلتر معرفی شده می‌توان علاوه بر فیلتر کردن سیگنال ورودی، آن را تقویت نمود. شکل ۳-۱۹ نشان دهنده این تغییرات است.



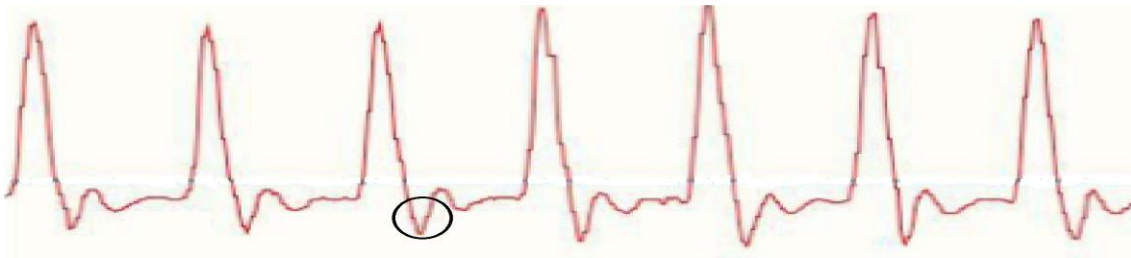
شکل ۳-۱۹: تقویت کننده و فیلتر پایین گذر

بهره مدار به راحتی با تنظیم نسبت دو مقاومت R2 و R3 به یکدیگر تعیین می‌شود. بهره این فیلتر برخلاف فیلتر قبلی منفی است، این موضوع ممکن است در برخی کاربردها مطلوب نباشد و نیاز به قرار دادن یک معکوس کننده در خروجی باشد. فرکانس قطع و بهره فیلتر به صورت زیر است:

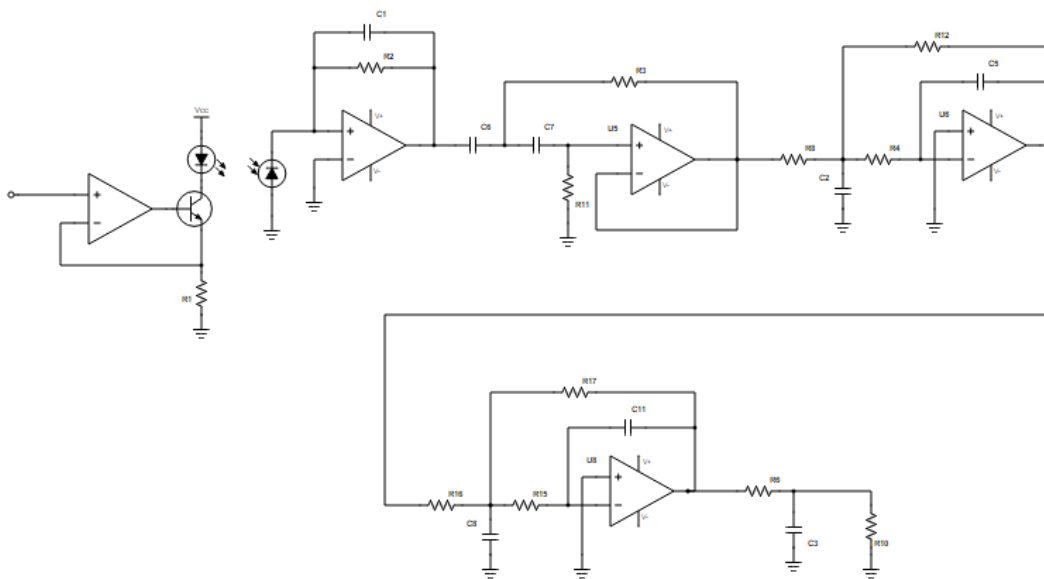
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_2 R_3 C_1 C_2}} \quad (۴-۳)$$

$$Gain = \frac{R_3}{R_1} \quad (۵-۳)$$

با توجه به خاصیت تقویت کنندگی این نوع فیلتر تقویت کننده AD620 از مدار حذف شد. سیگنال خروجی و مدار آن در شکل ۳-۲۰ و شکل ۳-۲۱ نشان داده شده است. برای مشاهده بهتر فراجش مقادیر مقاومت و خازن‌ها به گونه‌ای قرار داده شد که بیشترین فراجش قابل مشاهده باشد.



شکل ۳-۲۰: سیگنال PPG دارای فراجش

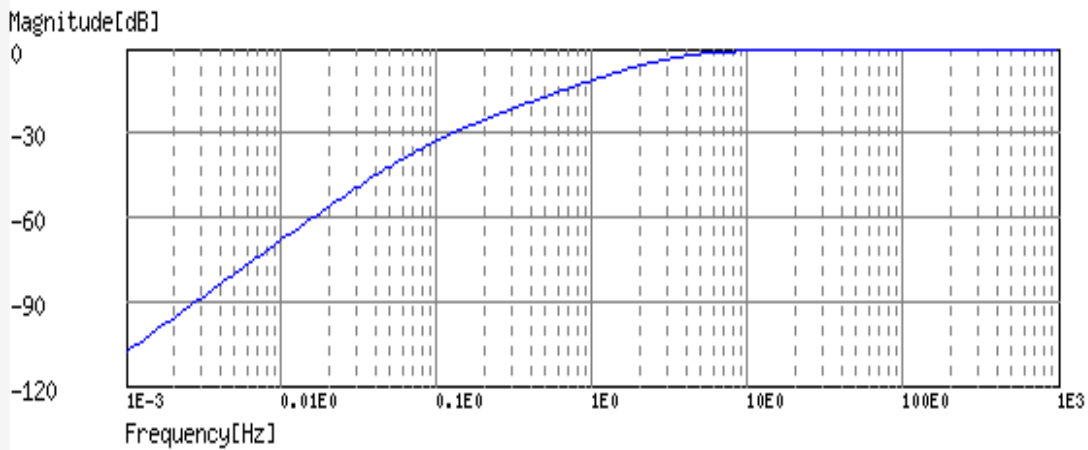


شکل ۳-۲۱: مدار با فیلترهای فعال دارای بهره

همانطور که مشاهده می‌شود سیگنال خروجی تفاوت‌هایی با سیگنال PPG مورد انتظار دارد. با بررسی موضوع مشخص شد این تغییرات ناشی از فراجهش فیلتر است که به دلیل افزایش بهره فیلتر به وجود می‌آید. اما از آنجا که دامنه سیگنال PPG بسیار مهم است و فراجهش باعث تغییر در دامنه سیگنال خروجی می‌شود، سعی شد مقادیر فیلتر به گونه‌ای تنظیم شود که فراجهش از بین برود. فراجهش و سرعت فیلتر با یکدیگر رابطه عکس دارند بنابراین با از بین بردن فراجهش، سرعت عکس‌العمل مدار کاهش خواهد یافت. همچنین به دلیل بهره زیاد فیلتر فراجهش به طور کامل حذف نشد و همچنان دامنه سیگنال دریافتی بزرگتر از مقدار واقعی آن بود.

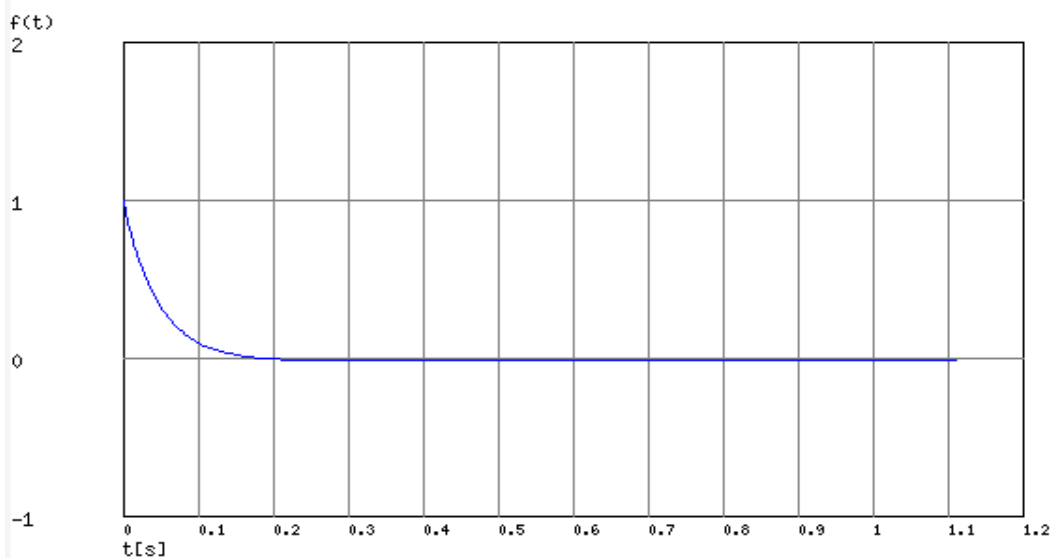
این نیاز به تقویت زیاد ناشی از جداسازی سیگنال AC از DC بود که به دلیل نزدیکی فرکانس سیگنال اصلی با ولتاژ DC اتفاق می‌افتاد. در شکل ۳-۲۲ نمودار Bode و در شکل ۳-۲۳ پاسخ پله یک فیلتر بالا گذر نشان داده شده است.

### BodeDiagram



شکل ۳-۲۲: دیاگرام بد فیلتر بالاگذر

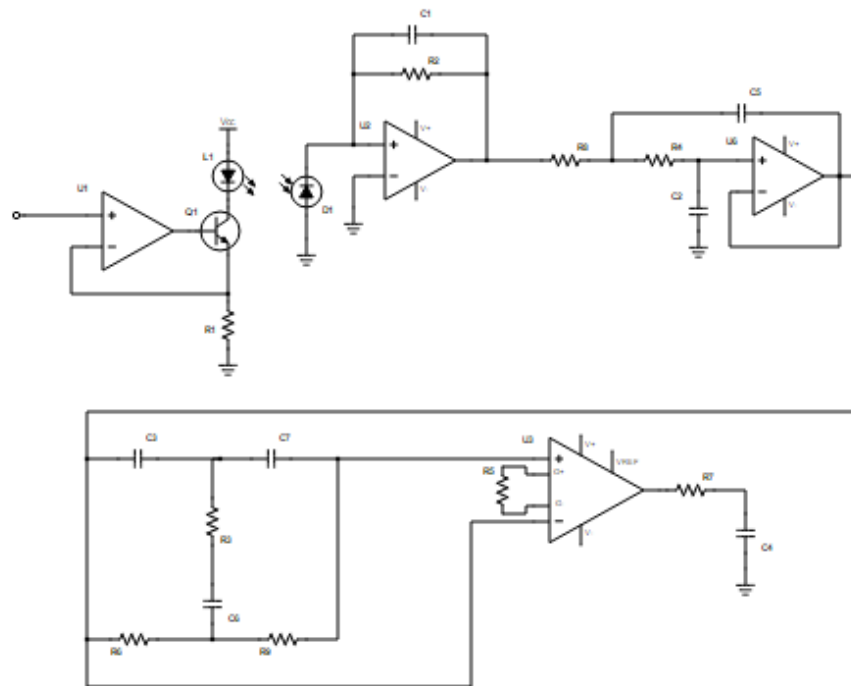
### StepResponse



شکل ۳-۲۳: پاسخ پله فیلتر بالاگذر (نشان دهنده سرعت عکس‌العمل فیلتر)

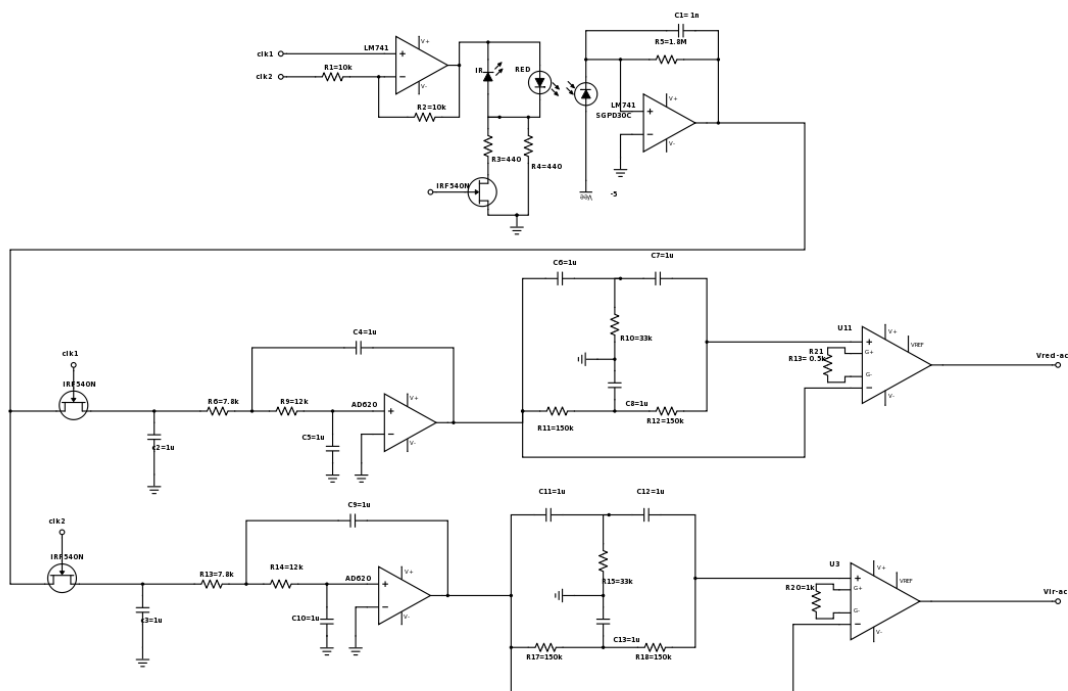
مهم‌ترین ویژگی مورد نیاز فیلتر برای گرفتن سیگنال PPG، نداشتن فراجهدش و سرعت عکس‌العمل (حداکثر ۵۰۰ میلی ثانیه) بالا است که این دو خاصیت در فیلتر مشاهده می‌شود. اما همانطور که در دیاگرام بد مشاهده می‌شود با اعمال این دو خاصیت، سیگنال اصلی که فرکانس آن در حدود یک هرتز است بسیار تضعیف می‌شود. این عملکرد فیلتر بالاگذر که به دلیل نزدیکی سیگنال

اصلی به ولتاژ DC است، باعث می‌شود نیاز به تقویت‌کننده با بهره بسیار بالا برای بدست آوردن سیگنال مناسب داشته باشیم. به همین دلیل مدار طراحی شد تا بتوان بدون نیاز به استفاده از فیلتر بالاگذر بخش AC و DC سیگنال را از هم جدا کنیم. در مرحله اول استفاده از فیلتر میان‌گذر مطرح شد. اما این نوع فیلترها ترکیبی از فیلتر بالاگذر و پایین‌گذر هستند، بنابراین استفاده از این فیلتر معادل با استفاده از فیلتر بالاگذر است. بنابراین راه حل دیگر استفاده از فیلترهای میان‌گذر است. با استفاده از تقویت‌کننده AD620 که می‌تواند اختلاف دو سیگنال را تقویت کند این کار میسر شد. سیگنال اصلی به یک فیلتر میان‌گذر اعمال شد. این فیلتر میان‌گذر سیگنال اصلی که بین یک تا دو هرتز است را حذف می‌کند. سیگنال حاصل به پایه مثبت و سیگنال اصلی به پایه منفی AD620 داده می‌شود. تقویت‌کننده AD620 اختلاف ولتاژ بین پایه‌های خود را تقویت می‌کند. بدین ترتیب فرکانس‌های بالاتر و پایین‌تر از سیگنال اصلی که در هر دو پایه یکی هستند با نسبت بسیار خوبی حذف می‌شوند.



شکل ۳-۲۴: مدار تقویت سیگنال PPG با استفاده از فیلتر میان‌گذر

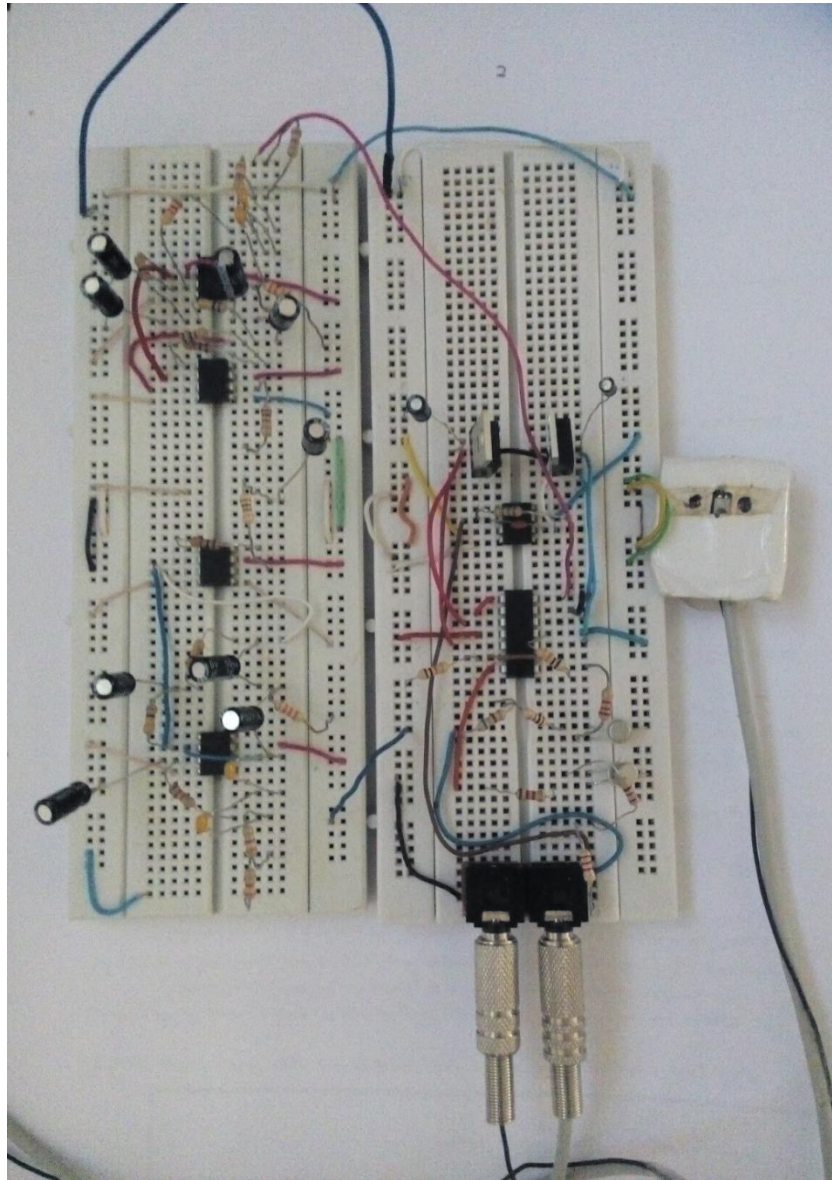
مزیت این مدار نسبت به مدارهای قبل داشتن حذف نویز بسیار بهتر، نیاز به بهره کمتر برای تقویت و سرعت بالاتر نسبت به مدارهای قبل است. با ساخت این مدار به پاسخ نسبتاً مناسبی از نظر سرعت و حذف نویز رسیدیم. بنابراین از این مدار برای تقویت سیگنال PPG استفاده شد. برای کامل شدن مدار، نیاز به اعمال دو طول موج نور به مدار است. در شکل ۳-۲۵ مدار نهایی نشان داده شده است.



شکل ۳-۲۵: مدار نهایی استخراج سیگنال PPG

همانطور که در بخش انتخاب مربوط به گمانه توضیح داده شد به ترتیب دو LED قرمز و زیرقرمز روشن و خاموش می‌شوند. علاوه بر این دو LED نیاز به آشکار سازی است که توانایی دریافت هر دو طول موج قرمز و زیرقرمز را داشته و کوچک نیز باشد. در اینجا از آشکار ساز SGPD30C استفاده شد. اگر دو ولتاژ با دامنه مختلف که مربوط به دو نور است در خروجی آشکار ساز ظاهر خواهند شد. اگر این دو ولتاژ با دامنه متفاوت با استفاده از یک مدار تقویت شوند، تفاوت دامنه خود را به صورت نویزی برابر با فرکانس روشن و خاموش شدن LED ها نشان خواهد داد. به همین دلیل فیلترهای مدار سعی در از بین بردن این نویز که در واقع تفاوت دامنه دو سیگنال است خواهند کرد؛ البته این حالت در

مدارهای قبلی اتفاق می افتد و تاثیر آن در مدار نهایی بسیار کم خواهد بود. با این حال برای داشتن نویز کمتر با قرار دادن کلید بعد از آشکار ساز، این دو سیگنال از هم جدا و از دو مدار تقویت برای دو سیگنال استفاده شد. در این مدار منابع تغذیه تقویت کننده  $5+$  و  $5-$  ولت بوده و جریان مورد نیاز برای مدار  $40$  میلی آمپر است. گمانه ساخته شده برای مدار و مدار نهایی به صورت شکل ۳-۲۶ است:



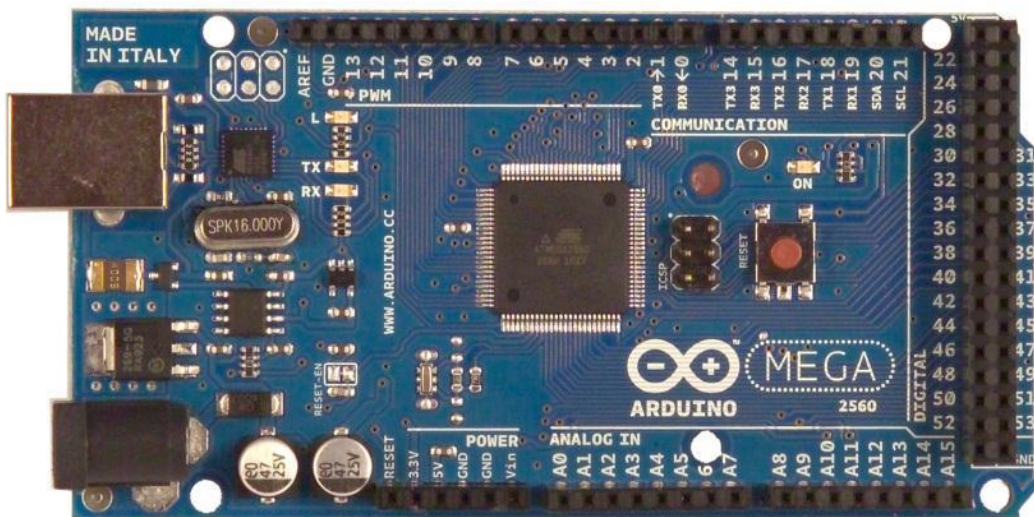
شکل ۳-۲۶: مدار و گمانه ساخته شده

### ۳-۴-۳ پردازنده

در ابتدا از یک برد آردوینو Uno برای کنترل سیستم استفاده کردیم. اما بعداً " برای بهبود قدرت



پردازش و راحتی، آن را به آردوینو Mega 2560 که دارای میکروکنترلر ATmega2560 است تغییر دادیم. آردوینو می‌تواند از طریق محیط برنامه نویسی منبع باز آردوینو که بر پایه زبان جاوا است برنامه‌ریزی شود. این برنامه در محیط‌های ویندوز، مک و لینوکس قابل اجرا است. آردوینو علاوه بر داشتن تمام اتصالات لازم برای کار و توانایی گسترش آنها، تمام اتصالات مورد نیاز برای میکروکنترلر و رابط USB سریال (با استفاده از Atmega8u2) برای ارتباط مستقیم با کامپیوتر را فراهم کرده است. علاوه بر این دیگر نیازی به پروگرامر برای انتقال برنامه روی پردازنده نخواهیم داشت. برد آردوینو Mega2560 در شکل ۳-۲۷ نشان داده شده است.



شکل ۳-۲۷: آردوینو MEGA 2560

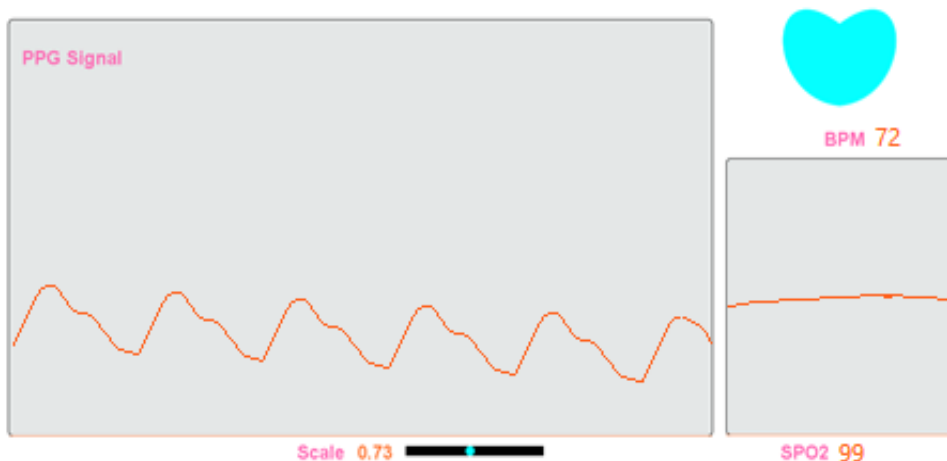
این برد مجموعاً ۵۴ پین ورودی/خروجی دیجیتال (که ۱۵ تای آن می‌تواند به عنوان خروجی PWM استفاده گردد)، ۱۶ ورودی آنالوگ، ۴ پورت UART (پورت‌های سریال سخت افزاری)، یک کریستال ۱۶ مگاهرتز، یک پورت USB، یک جک تغذیه و یک دکمه ریست دارد. برد Mega 2560 شامل کلیه امکانات مورد نیاز جهت بکارگیری میکروکنترلر موجود بر روی برد می‌باشد. برای شروع تنها کافیست با یک کابل USB به سادگی برد را به کامپیوتر وصل کرده و یا آن را با منبع تغذیه جداگانه راه اندازی نمود.

خروجی‌های مدار به این ورودی داده شد تا پردازش اولیه روی آنها انجام گیرد. ورودی آنالوگ آردوینو دارای دقت ده بیتی بین رنج ۰ تا ۵ ولت است که می‌توان در صورت نیاز این دقت را به وسیله پایه AREF که ولتاژ مرجع است افزایش داد (خروجی مدار در حدی بزرگ بود که نیاز به دقت بیشتر برای اندازه‌گیری وجود نداشت). ولتاژهای داده شده به ورودی، درون آردوینو ذخیره شده و از روی آنها ضربان قلب و اکسیژن خون محاسبه خواهد شد.

#### ۴-۳-۴ نمایش داده‌ها

برای نمایش داده‌ها می‌توان از نمایشگرهای مختلف موجود در بازار استفاده نمود. اما به دلیل فراهم بودن ارتباط سریال آردوینو با رایانه سعی بر این شد که اطلاعات بر روی رایانه نمایش داده شود. بررسی‌های انجام شده مشخص شد که می‌توان از برنامه متلب، محیط برنامه نویسی C++ و یا نرم افزار پروسیسینگ برای این کار استفاده کرد. سرعت ارتباط متلب با آردوینو بسیار پایین بود به همین دلیل از Matlab استفاده نشد. با مقایسه بین محیط‌های برنامه نویسی C++ و Processing مشخص شد نرم افزار Processing دارای رابط کاربری مناسبتری نسبت به C++ است. زیرا برنامه نوشته شده در این محیط را می‌توان به صورت نرم‌افزاری جداگانه و به صورت همراه ذخیره نمود که بدون نیاز به محیط برنامه نویسی روی رایانه اجرا شود، یا حتی می‌توان با وصل کردن یک فرستنده بلوتوث به آردوینو اطلاعات را روی تلفن همراه مشاهده کرد.

نمایش داده‌ها بدین صورت است که ابتدا اندازه صفحه نمایش، رنگ هر بخش و شکل قرارگیری داده‌های مورد نیاز برای نمایش مشخص می‌شوند. سپس داده‌ها از طریق ورودی سریال گرفته شده و مشخص می‌شود که هر یک مربوط به کدام بخش می‌باشند. در شکل ۳-۲۸ صفحه نمایش ساخته شده نشان داده شده است.



شکل ۳-۲۸: صفحه نمایش ساخته شده برای اکسیژن سنج

### ۵-۳ آزمایش

از آنجا که مدار براساس تغییر دامنه به ازای رنگ‌های مختلف کار میکند برای بررسی صحت عملکرد مدار، آزمایشی ابتدایی انجام شد. دو رنگ مختلف آبی و قرمز فراهم شده و با نزدیک و دور کردن پروب خروجی مشاهده گردید. دو موج شبیه به سیگنال PPG به وجود آمد که در آن برای رنگ آبی دامنه نور قرمز بزرگتر از زیرقرمز و برای رنگ قرمز دامنه نور زیرقرمز بیشتر از قرمز شد. این رفتار دستگاه نشان می‌دهد که مدار توانایی مشخص کردن این دو رنگ از یکدیگر را دارد.

برای بدست آمدن نتیجه نهایی نیاز به مقایسه داده های بدست آمده با داده‌های دستگاهی سالم و کالیبره کردن دستگاه ساخته شده بود. شرایط این کار نیز داشتن بیمار، همکاری بیمارستان و در اختیار داشتن دستگاه اکسیژن سنج بود که این شرایط برای تست نهایی فراهم نگردید. به همین دلیل عمل کالیبره کردن دستگاه انجام نشد.



## فصل چهارم

### نتیجه‌گیری و پیشنهادها

## ۴-۱ مروری بر کارهای انجام شده

در این پایان نامه، نحوه ساخت مدار اکسیژن سنج خون و مشکلات به وجود آمده برای ساخت آن مطالعه و بررسی گردید.

در فصل دوم به بررسی سابقه اکسیژن سنجی خون پرداخته شد. با توجه به گستردگی موضوع، ابتدا دانش پزشکی مورد نیاز برای درک بیشتر موضوع گفته شد. سپس سابقه آن و کارهای انجام شده در این حوزه مورد بحث قرار گرفت.

در فصل سوم مدارهایی برای استخراج سیگنال PPG و شیوه صحیح ساخت آن آورده شد. عملکرد هر یک از این مدارها مورد بررسی قرار گرفت و مشکلات آن بیان گردید و در مرحله بعد مدار جایگزینی ارائه شد تا مشکلات مدار قبلی را نداشته باشد. در نهایت با جمع بندی این مشکلات و آزمایش مدارهای مختلف، مداری ارائه شد که جواب مناسبی از لحاظ سرعت عملکرد و حذف نویز داشت. در مرحله بعدی نحوه ارائه داده ها آورده شد. در نهایت نحوه آزمایش اولیه مدار برای مشخص شدن صحت عملکرد آن آورده شده است.

## ۴-۲ نتایج

کارهای انجام شده و نتایج به دست آمده در این پایان نامه را می توان به طور خلاصه به صورت زیر مطرح نمود:

- مفهوم اکسیژن سنجی خون، به همراه نظریه هایی که برای کار دستگاه لازم است به طور کامل توضیح داده شد.
- نحوه نمایش داده ها به نحوی است که این امکان را در اختیار کاربر قرار می دهد که بتواند داده های بدست آمده را به راحتی ذخیره و مورد استفاده قرار دهد.
- با توجه به نحوه فیلتر کردن سیگنال، کیفیت خروجی بدست آمده تا حد زیادی مستقل از

داشتن زمین مناسب است.

- به دلیل داشتن سرعت عملکرد مناسب تغییرات ناشی از حرکت به سرعت در خروجی حذف می‌شود و خطای حاصل کاهش پیدا خواهد کرد.
- در مقایسه با دستگاه‌های موجود در بازار این اکسیژن‌سنج بسیار کم هزینه‌تر خواهد بود.
- کمترین قیمت گمانه‌های موجود در بازار ۱۵۰ هزار تومان است. گمانه‌های موجود نسبت به گمانه ساخته شده فقط دارای شیلد سیم‌ها و شکل مکانیکی مناسب است. با تغییرات کمی در گمانه ساخته شده میتوان گمانه‌ای با قیمت پایین‌تر داشت.

### ۳-۴ پیشنهادها

در این بخش، به دنبال مسائلی که در این پایان‌نامه مورد مطالعه قرار گرفت، چند پیشنهاد جهت ادامه مطالعه و تحقیق ارائه می‌شود:

- با توجه به اهمیت اکسیژن‌سنجی خون و قیمت دستگاه‌های موجود در بازار بهبود طراحی انجام شده قیمت نهایی دستگاه خیلی پایین‌تر از مدل‌های مشابه در بازار خواهد شد.
- به جای استفاده از مدارهای آنالوگ میتوان خروجی اولیه را به یک مدار آنالوگ به دیجیتال با دقت بالا داده و با استفاده از پردازشگر با قدرت و سرعت بیشتر تقویت و فیلتر را به صورت دیجیتالی انجام داد. علاوه بر این به صورت همزمان بر روی مشکل خطای ایجاد شده در زمان حرکت کار کرد.
- به منظور استفاده از دستگاه به صورت همراه نیاز است که ولتاژ تغذیه دستگاه کاهش یابد باید ولتاژ مورد نیاز مدار کاهش یابد، تا بتوان از باتری برای تغذیه مدار استفاده کرد.
- با در نظر گرفتن توان مصرفی بالا در این مدار لازم است اصلاحاتی در این زمینه انجام شود تا بتوان از دستگاه به صورت همراه نیز استفاده نمود.

پیوست



## ۱- کد برنامه برای اردوینو

```
// Variables

int acredpulsePin = A0;    // pulse oximeter red signal connected to analog pin 0
int acinfpulsePin = A1;    // pulse oximeter inf signal connected to analog pin 1
int dcredpulsePin = A2;    // pulse oximeter red signal connected to analog pin 2
int dcinfpulsePin = A3;    // pulse oximeter inf signal connected to analog pin 3

int blinkPin = 13;        // pin to blink led at each beat

int fadePin = 5;          // pin to do fancy classy fading blink at each beat

int fadeRate = 0;        // used to fade LED on with PWM on fadePin

volatile int redpin = 6;

volatile int infpin = 7;

// Volatile Variables, used in the interrupt service routine!

volatile int BPM;        // int that holds raw Analog in 0. updated every 1mS

volatile int Signalred;    // holds the incoming raw data

volatile int Signalinf;    // holds the incoming raw data

volatile int Signaldcred;    // holds the incoming raw data

volatile int Signaldcinf;    // holds the incoming raw data

volatile int IBI = 600;    // int that holds the time interval between beats! Must be
seeded!

volatile boolean Pulse = false;    // "True" when User's live heartbeat is detected.
"False" when not a "live beat".
```

```

volatile boolean QS = false;    // becomes true when Arduino finds a beat.

// Regards Serial OutPut -- Set This Up to your needs

static boolean serialVisual = false; // Set to 'false' by Default. Re-set to 'true' to see
Arduino Serial Monitor ASCII Visual Pulse

void setup() {

  pinMode(blinkPin, OUTPUT);    // pin that will blink to your heartbeat!

  pinMode(fadePin, OUTPUT);    // pin that will fade to your heartbeat!

  pinMode(redpin, OUTPUT);     // pin that will on and off red led!

  pinMode(infpin, OUTPUT);     // pin that will on and off inf led!

  Serial.begin(115200);        // we agree to talk fast!

  interruptSetup();           // sets up to read pulse oximeter signal

  // IF YOU ARE POWERING The pulse oximeter AT VOLTAGE LESS THAN THE
  BOARD VOLTAGE,

  // UN-COMMENT THE NEXT LINE AND APPLY THAT VOLTAGE TO THE A-
  REF PIN

  // analogReference(EXTERNAL);

}

// Where the Magic Happens

void loop() {

  serialOutput() ;

  if (QS == true) { // A Heartbeat Was Found

    // BPM and IBI have been Determined

```

```

// Quantified Self "QS" true when arduino finds a heartbeat

fadeRate = 255;    // Makes the LED Fade Effect Happen

// Set 'fadeRate' Variable to 255 to fade LED with pulse

serialOutputWhenBeatHappens(); // A Beat Happened, Output that to serial.

QS = false;        // reset the Quantified Self flag for next time

}

ledFadeToBeat();    // Makes the LED Fade Effect Happen

delay(20);          // take a break

}

void ledFadeToBeat() {

fadeRate -= 15;      // set LED fade value

fadeRate = constrain(fadeRate, 0, 255); // keep LED fade value from going into
negative numbers!

analogWrite(fadePin, fadeRate); // fade LED

}

```

پنجره بعدی تنظیم پورت سریال (serial):

```

volatile int Sp02;

void serialOutput() { // Decide How To Output Serial.

if (serialVisual == true) {

arduinoSerialMonitorVisual('-', Signalred); // goes to function that makes Serial
Monitor Visualizer

```

```

    } else {

        sendDataToSerial('D', Signalred); // goes to sendDataToSerial function

    }

}

// Decides How To OutPut BPM and IBI Data

void serialOutputWhenBeatHappens() {

    if (serialVisual == true) { // Code to Make the Serial Monitor Visualizer Work

        Serial.print("*** Heart-Beat Happened *** "); //ASCII Art Madness

        Serial.print("BPM: ");

        Serial.print(BPM);

        Serial.print(" ");

    } else {

        sendDataToSerial('B', BPM); // send heart rate with a 'B' prefix

        sendDataToSerial('S', Spo2); // send Spo2 with a 'S' prefix

    }

}

// Sends Data to Pulse Sensor Processing App, Native Mac App, or Third-party Serial
Readers.

void sendDataToSerial(char symbol, int data ) {

    Serial.print(symbol);

    Serial.println(data);

```

```

}

// Code to Make the Serial Monitor Visualizer Work

void arduinoSerialMonitorVisual(char symbol, int data ) {

    const int sensorMin = 0;    // sensor minimum, discovered through experiment

    const int sensorMax = 1024; // sensor maximum, discovered through experiment

    int sensorReading = data;

    // map the sensor range to a range of 12 options:

    int range = map(sensorReading, sensorMin, sensorMax, 0, 11);

    // do something different depending on the

    // range value:

    switch (range) {

        case 0:

            Serial.println("");    //ASCII Art Madness

            break;

        case 1:

            Serial.println("---");

            break;

        case 2:

            Serial.println("-----");

            break;

```

case 3:

```
Serial.println("-----");
```

```
break;
```

case 4:

```
Serial.println("-----");
```

```
break;
```

case 5:

```
Serial.println("-----|-");
```

```
break;
```

case 6:

```
Serial.println("-----|---");
```

```
break;
```

case 7:

```
Serial.println("-----|-----");
```

```
break;
```

case 8:

```
Serial.println("-----|-----");
```

```
break;
```

case 9:

```
Serial.println("-----|-----");
```

```
break;
```

case 10:

```
Serial.println("-----|-----");
```

```
break;
```

case 11:

```
Serial.println("-----|-----");
```

```
break;
```

```
}
```

```
}
```

پنجره بعدی وقفه ها (interrupts) :

```
volatile int rate[10];           // array to hold last ten IBI values

volatile unsigned long sampleCounter = 0;    // used to determine pulse timing

volatile unsigned long lastBeatTime = 0;     // used to find IBI

volatile int Pred = 150;                // used to find peak in pulse wave, seeded

volatile int Tred = 200;                 // used to find trough in pulse wave, seeded

volatile int Pinf = 150;                 // used to find peak in pulse wave, seeded

volatile int Tinf = 150;                 // used to find trough in pulse wave, seeded

volatile int thresh = 200;               // used to find instant moment of heart beat, seeded

volatile int ampred = 100;                // used to hold amplitude of pulse waveform,
seeded
```

```

volatile int ampinf = 100;

volatile boolean firstBeat = true;    // used to seed rate array so we startup with
reasonable BPM

volatile boolean secondBeat = false;  // used to seed rate array so we startup with
reasonable BPM

volatile int drive = 0;                // time

volatile int Nred;

void interruptSetup() {

    // Initializes Timer2 to throw an interrupt every 1 mS.

    TCCR2A = 0x02;  // DISABLE PWM ON DIGITAL PINS 3 AND 11, AND GO
    INTO CTC MODE

    TCCR2B = 0x06;  // DON'T FORCE COMPARE, 256 PRESCALER

    OCR2A = 0x3E;   // SET THE TOP OF THE COUNT TO 62 FOR 500Hz
    SAMPLE RATE

    TIMSK2 = 0x02;  // ENABLE INTERRUPT ON MATCH BETWEEN TIMER2
    AND OCR2A

    sei();          // MAKE SURE GLOBAL INTERRUPTS ARE ENABLED

}

// THIS IS THE TIMER 2 INTERRUPT SERVICE ROUTINE.

// Timer 2 makes sure that we take a action every 1 miliseconds

ISR(TIMER2_COMPA_vect) {                // triggered when Timer2 counts to 62

    drive += 1;

    if (drive == 1) {

```



```

digitalWrite(redpin, HIGH);

}

if (drive == 6) {

cli();                // disable interrupts while we do this

Signalred = analogRead(aredpulsePin); // read the ac red

Signaldcred = analogRead(dcredpulsePin); // read the dc red

Signalinf = analogRead(acinfpulsePin); // read the ac inf

Signaldcinf = analogRead(dcinfpulsePin); // read the dc inf

sampleCounter += 12; // keep track of the time in mS with this variable

Nred = sampleCounter - lastBeatTime; // monitor the time since the last beat to
avoid noise

// find the peak and trough of the pulse wave

if (Signalred < thresh && Nred > (IBI / 5) * 3) { // avoid dichrotic noise by waiting
3/5 of last IBI

if (Signalred < Tred) { // Tred is the trough

Tred = Signalred; // keep track of lowest point in pulse wave

Tinf = Signalinf;

}

}

if (Signalred > thresh && Signalred > Pred) { // thresh condition helps avoid
noise

```

```

Pred = Signalred;                // Pred is the peak

Pinf = Signalinf;

}                                // keep track of highest point in pulse wave

// NOW IT'S TIME TO LOOK FOR THE HEART BEAT

//Signalred surges up in value every time there is a pulse

if (Nred > 250) {                // avoid high frequency noise

    if ( (Signalred > thresh) && (Pulse == false) && (Nred > (IBI / 5) * 3) ) {

        Pulse = true;           // set the Pulse flag when we think there is a pulse

        digitalWrite(blinkPin, HIGH);    // turn on pin 13 LED

        IBI = sampleCounter - lastBeatTime;    // measure time between beats in mS

        lastBeatTime = sampleCounter;    // keep track of time for next pulse

        if (secondBeat) {        // if this is the second beat, if secondBeat == TRUE

            secondBeat = false;    // clear secondBeat flag

            for (int i = 0; i <= 9; i++) {    // seed the running total to get a realistic BPM
at startup
                rate[i] = IBI;

            }

        }

        if (firstBeat) {        // if it's the first time we found a beat, if firstBeat ==
TRUE

            firstBeat = false;    // clear firstBeat flag

            secondBeat = true;    // set the second beat flag

```

```

sei();                // enable interrupts again

return;              // IBI value is unreliable so discard it

}

// keep a running total of the last 10 IBI values

word runningTotal = 0;        // clear the runningTotal variable

for (int i = 0; i <= 8; i++) { // shift data in the rate array

    rate[i] = rate[i + 1];    // and drop the oldest IBI value

    runningTotal += rate[i];  // add up the 9 oldest IBI values

}

rate[9] = IBI;             // add the latest IBI to the rate array

runningTotal += rate[9];    // add the latest IBI to runningTotal

runningTotal /= 10;        // average the last 10 IBI values

BPM = 60000 / runningTotal; // how many beats can fit into a minute?
that's BPM!

QS = true;                // set Quantified Self flag

// QS FLAG IS NOT CLEARED INSIDE THIS ISR

}

}

if (Signalred < thresh && Pulse == true) { // when the values are going down, the
beat is over

    digitalWrite(blinkPin, LOW); // turn off pin 13 LED

```

```

Pulse = false;           // reset the Pulse flag so we can do it again

ampred = Pred - Tred;    // get amplitude of the pulse wave

ampinf = Pinf - Tinf;

thresh = ampred / 2 + Tred;    // set thresh at 50% of the amplitude

Pred = thresh;           // reset these for next time

Tred = thresh;

}

if (Nred > 2500) {       // if 2.5 seconds go by without a beat

    thresh = 200;       // set thresh default

    Pred = 150;         // set P default

    Tred = 512;         // set T default

    lastBeatTime = sampleCounter;    // bring the lastBeatTime up to date

    firstBeat = true;   // set these to avoid noise

    secondBeat = false; // when we get the heartbeat back

}

sei();                  // enable interrupts when youre done!

digitalWrite(redpin, LOW);

}

if (drive == 7) {

    digitalWrite(infpin, HIGH);

}

```

```

if (drive == 11) {

    digitalWrite(infpin, LOW);

    drive = 0;

    Spo2 = (ampred / ampinf) ; //not callibrate so i just write it

}

} // end isr

```

## ۲- کد برنامه Processing

```

import processing.serial.*;

PFont font;

Scrollbar scaleBar;

Serial port;

int Sensor;    // HOLDS PULSE SENSOR DATA FROM ARDUINO

int Spo2;      // HOLDS TIME BETWEEN HEARTBEATS FROM ARDUINO

int BPM;       // HOLDS HEART RATE VALUE FROM ARDUINO

int[] RawY;    // HOLDS HEARTBEAT WAVEFORM DATA BEFORE SCALING

int[] ScaledY; // USED TO POSITION SCALED HEARTBEAT WAVEFORM

int[] rate;    // USED TO POSITION BPM DATA WAVEFORM

float zoom;    // USED WHEN SCALING PULSE WAVEFORM TO PULSE
WINDOW

float offset;  // USED WHEN SCALING PULSE WAVEFORM TO PULSE
WINDOW

```

```

color eggshell = color(27, 24, 24);

color green = color(0, 153, 76);

color blue = color(0, 132, 196);

color black = color(27, 24, 24);

int heart = 0; // This variable times the heart image 'pulse' on screen

// THESE VARIABLES DETERMINE THE SIZE OF THE DATA WINDOWS

int PulseWindowWidth;

int PulseWindowHeight = 512;

int BPMWindowWidth;

int BPMWindowHeight = 340;

boolean beat = false; // set when a heart beat is detected, then cleared when the BPM
graph is advanced

int screenwidth;

int screenheight;

int space;

boolean datain = false; // set when a heart beat is detected, then cleared when the
BPM graph is advanced

void settings() {

    screenwidth=displayWidth-100;

    screenheight=displayHeight-168;

    size(screenwidth, screenheight);

    PulseWindowWidth = screenwidth*3/4-30;

```

```

BPMWindowWidth = screenwidth/4-20;

space= (screenwidth-BPMWindowWidth-PulseWindowWidth)/3;

}

void setup() {

  // Stage size

  frameRate(5000);

  font = loadFont("Arial-BoldMT-24.vlw");

  textFont(font);

  textAlign(CENTER);

  rectMode(CENTER);

  ellipseMode(CENTER);

  // Scrollbar constructor inputs: x,y,width,height,minVal,maxVal

  scaleBar = new Scrollbar (625, 575, 180, 12, 0.5, 1.0); // set parameters for the scale
bar

  RawY = new int[PulseWindowWidth];    // initialize raw pulse waveform array

  ScaledY = new int[PulseWindowWidth];  // initialize scaled pulse waveform array

  rate = new int [BPMWindowWidth];     // initialize BPM waveform array

  zoom = 0.75;                          // initialize scale of heartbeat window

  // set the visualizer lines to 0

  for (int i=0; i<rate.length; i++) {

    rate[i] = 555;    // Place BPM graph line at bottom of BPM Window

```

```

}

for (int i=0; i<RawY.length; i++) {

    RawY[i] = height/2; // initialize the pulse window data line to V/2

}

// GO FIND THE ARDUINO

println(Serial.list()); // print a list of available serial ports

println(displayHeight);

// choose the number between the [] that is connected to the Arduino

port = new Serial(this, Serial.list()[0], 115200); // make sure Arduino is talking serial
at this baud rate

port.clear(); // flush buffer

port.bufferUntil('\n'); // set buffer full flag on receipt of carriage return

}

void draw() {

    if (datain){

        datain=false;

        background(0);

        stroke(255);

        // DRAW OUT THE PULSE WINDOW AND BPM WINDOW RECTANGLES

        fill(black); // color for the window background

        rect(PulseWindowWidth/2+space, height/2, PulseWindowWidth,
PulseWindowHeight, 7);

```



```

    rect(screenwidth-space-(BPMWindowWidth/2),    385,    BPMWindowWidth,
    BPMWindowHeight, 7);

    // DRAW THE PULSE WAVEFORM

    // prepare pulse data points

    RawY[RawY.length-1] = (1023 - Sensor) - 212; // place the new raw datapoint at
the end of the array

    zoom = scaleBar.getPos(); // get current waveform scale value

    offset = map(zoom, 0.5, 1, 150, 0); // calculate the offset needed at this scale

    for (int i = 0; i < RawY.length-1; i++) { // move the pulse waveform by

        RawY[i] = RawY[i+1]; // shifting all raw datapoints one pixel left

        float dummy = RawY[i] * zoom + offset; // adjust the raw data to the selected
scale

        ScaledY[i] = constrain(int(dummy), 44, 556); // transfer the raw data array to the
scaled array

    }

    stroke(blue); // red is a good color for the pulse waveform

    noFill();

    beginShape(); // using beginShape() renders fast

    for (int x = 1; x < ScaledY.length-1; x++) {

        vertex(x+space, ScaledY[x]); //draw a line connecting the data points

    }

    endShape();

```

```

// DRAW THE BPM WAVE FORM

// first, shift the BPM waveform over to fit then next data point only when a beat is
found

if (beat == true) { // move the heart rate line over one pixel every time the heart
beats

beat = false; // clear beat flag (beat flag waset in serialEvent tab)

for (int i=0; i<rate.length-1; i++) {

rate[i] = rate[i+1]; // shift the bpm Y coordinates over one pixel to the
left

}

// then limit and scale the BPM value

BPM = min(BPM, 200); // limit the highest BPM value to 200

float dummy = map(BPM, 0, 200, 555, 215); // map it to the heart rate window Y

rate[rate.length-1] = int(dummy); // set the rightmost pixel to the new data point
value

}

// GRAPH THE HEART RATE WAVEFORM

stroke(blue); // thicker line is easier to read

noFill();

beginShape();

for (int i=0; i < rate.length-1; i++) { // variable 'i' will take the place of pixel x
position

vertex(i+screenwidth-space-BPMWindowWidth, rate[i]); // display history

```

of heart rate datapoints

```
    }

    endShape();

    // DRAW THE HEART AND MAYBE MAKE IT BEAT

    fill(250, 0, 0);

    stroke(250, 0, 0);

    // the 'heart' variable is set in serialEvent when arduino sees a beat happen

    heart--; // heart is used to time how long the heart graphic swells when your heart
beats

    // heart=100;

    heart = max(heart, 0); // don't let the heart variable go into negative numbers

    if (heart > 0) { // if a beat happened recently,

        strokeWeight(8); // make the heart big

    }

    smooth(); // draw the heart with two bezier curves

    bezier(width-space-BPMWindowWidth/2, 50, width-space-
BPMWindowWidth/2+BPMWindowWidth/3, -20, width-space-
BPMWindowWidth/2+BPMWindowWidth/3, 140, width-space-BPMWindowWidth/2,
150);

    bezier(width-space-BPMWindowWidth/2, 50, width-space-BPMWindowWidth/2-
BPMWindowWidth/3, -20, width-space-BPMWindowWidth/2-BPMWindowWidth/3,
140, width-space-BPMWindowWidth/2, 150);

    strokeWeight(1); // reset the strokeWeight for next time
```

```

// PRINT THE DATA AND VARIABLE VALUES

fill(blue); // get ready to print text

text( "SPO2" +Spo2, 1110, 585);

text(BPM, 1155, 200); // print the Beats Per Minute

text( nf(zoom, 1, 2), 495, 585); // show the current scale of Pulse Window

fill(green); // get ready to print text

text("PPG Signal", 100, 100); // tell them what you are

text( " BPM", 1105, 200); // print the Beats Per Minute

text(" Scale ", 365, 585);

// DO THE SCROLLBAR THINGS

scaleBar.update (mouseX, mouseY);

scaleBar.display();

}

} //end of draw loop

```

پنجره صفحه کلید (keyboard)

```

void mousePressed() {

    scaleBar.press(mouseX, mouseY);

}

void mouseReleased() {

```

```

scaleBar.release();

}

void keyPressed() {

  switch(key) {

    case 's': // pressing 's' or 'S' will take a jpg of the processing window

    case 'S':

      saveFrame("heartLight-####.jpg"); // take a shot of that!

      break;

    default:

      break;

  }

}

```

پنجره (Scale bar)

```

class Scrollbar{

  int x,y; // the x and y coordinates

  float sw, sh; // width and height of scrollbar

  float pos; // position of thumb

  float posMin, posMax; // max and min values of thumb

  boolean rollover; // true when the mouse is over

  boolean locked; // true when it's the active scrollbar

```

```

float minVal, maxVal; // min and max values for the thumb

Scrollbar (int xp, int yp, int w, int h, float miv, float mav){ // values passed from the
constructor

    x = xp;

    y = yp;

    sw = w;

    sh = h;

    minVal = miv;

    maxVal = mav;

    pos = x - sh/2;

    posMin = x-sw/2;

    posMax = x + sw/2; // - sh;

}

// updates the 'over' boolean and position of thumb

void update(int mx, int my) {

    if (over(mx, my) == true){

        rollover = true;        // when the mouse is over the scrollbar, rollover is true

    } else {

        rollover = false;

    }

    if (locked == true){

```

```

    pos = constrain (mx, posMin, posMax);

}

}

// locks the thumb so the mouse can move off and still update

void press(int mx, int my){

    if (rollover == true){

        locked = true;          // when rollover is true, pressing the mouse button will lock
the scrollbar on

    }else{

        locked = false;

    }

}

// resets the scrollbar to neutral

void release(){

    locked = false;

}

// returns true if the cursor is over the scrollbar

boolean over(int mx, int my){

    if ((mx > x-sw/2) && (mx < x+sw/2) && (my > y-sh/2) && (my < y+sh/2)){

        return true;

    }else{

```

```

    return false;

}

}

// draws the scrollbar on the screen

void display (){

    noStroke();

    fill(255);

    rect(x, y, sw, sh);    // create the scrollbar

    fill (250,0,0);

    if ((rollover == true) || (locked == true)){

        stroke(250,0,0);

        strokeWeight(8);    // make the scale dot bigger if you're on it

    }

    ellipse(pos, y, sh, sh);    // create the scaling dot

    strokeWeight(1);    // reset strokeWeight

}

// returns the current value of the thumb

float getPos() {

    float scalar = sw / sh; // (sw - sh/2);

    float ratio = (pos-(x-sw/2)) * scalar;

    float p = minVal + (ratio/sw * (maxVal - minVal));

```



```
return p;
}
}
```

پنجره پورت سریال (serial event)

```
void serialEvent(Serial port) {
    String inData = port.readStringUntil('\n');
    if (inData == null) {          // bail if we didn't get anything
        return;
    }
    inData = trim(inData);        // cut off white space (carriage return)
    if (inData.isEmpty()) {      // bail if we got an empty line
        return;
    }
    if (inData == null) {
        return;
    }
    inData = trim(inData);        // cut off white space (carriage return)
    if (inData.length() <= 0) {
        return;
    }
}
```

```

    if (inData.charAt(0) == 'D'){        // leading 'D' for data

datain=true;

    inData = inData.substring(1);        // cut off the leading 'D'

    Sensor = int(inData);                // convert the string to usable int

    }

    if (inData.charAt(0) == 'B'){        // leading 'B' for BPM data

datain=true;

    inData = inData.substring(1);        // cut off the leading 'B'

    BPM = int(inData);                  // convert the string to usable int

    beat = true;                        // set beat flag to advance heart rate graph

    heart = 20;                          // begin heart image 'swell' timer

    }

    if (inData.charAt(0) == 'S'){        // leading 'S' means Spo2 data

datain=true;

    inData = inData.substring(1);        // cut off the leading 'S'

    Spo2 = int(inData);                 // convert the string to usable int

    }

}

```

# مراجع

- [<sup>1</sup>] A. D. Waller, "A demonstration on man of electromotive changes accompanying the heart's beat," *The Journal of physiology*, vol. 8, p. 229, 1887.
- [<sup>2</sup>] N. Charkoudian, "Skin blood flow in adult human thermoregulation: how it works, when it does not, and why," in *Mayo Clinic Proceedings*, 2003, pp. 603-612.
- [<sup>3</sup>] W. R. Mower, C. Sachs, E. L. Nicklin, and L. J. Baraff, "Pulse oximetry as a fifth pediatric vital sign," *Pediatrics*, vol. 99, pp. 681-686, 1997.
- [<sup>4</sup>] P. Bye, G. Farkas, and C. Roussos, "Respiratory factors limiting exercise," *Annual review of physiology*, vol. 45, pp. 439-451, 1983.
- [<sup>5</sup>] J. Bronzino, J. Enderle, and S. Blanchard, "Introduction to biomedical engineering," *Innovation*, vol. 62, p. 2, 2005.
- [<sup>6</sup>] P. Pradhapan, M. Swaminathan, H. K. S. V. Mohan, and N. Sriraam, "A novel detection approach for cardio-respiratory disorders using ppg signals," *International Journal of Biomedical and Clinical Engineering (IJBCE)*, vol. 1, pp. 13-23, 2012.
- [<sup>7</sup>] M. Cope, "The development of a near infrared spectroscopy system and its application for non invasive monitoring of cerebral blood and tissue oxygenation in the newborn infants," University of London, 1991.
- [<sup>8</sup>] F. H. Martini, E. F. Bartholomew, B. E. Bledsoe, and R. Lowe, "Anatomy & physiology for emergency care," *Prehospital Emergency Care*, vol. 11, pp. 90-91, 2007.
- [<sup>9</sup>] V. Kamat, "Pulse oximetry," *Indian J. Anaesth*, vol. 46, pp. 261-268, 2002.
- [<sup>10</sup>] C. Breathnach, "George gabriel stokes on the function of haemoglobin," *Irish Journal of Medical Science (1926-1967)*, vol. 41, pp. 121-125, 1966.
- [<sup>11</sup>] S. M. Cohn, "Near-infrared spectroscopy: potential clinical benefits in surgery," *Journal of the American College of Surgeons*, vol. 205, pp. 322-332, 2007.

- [12] J. W. Severinghaus, "The history of clinical oxygen monitoring," in *International Congress Series*, 2002, pp. 115-120.
- [13] B. Zislin and A. Chistyakov, "The history of oximetry," *Biomedical Engineering*, vol. 40, pp. 53-56, 2006.
- [14] J. M. Goldman, M. T. Petterson, R. J. Kopotic, and S. J. Barker, "Masimo signal extraction pulse oximetry," *Journal of clinical monitoring and computing*, vol. 16, pp. 475-483, 2000.
- [15] M. F. Bakhsheshi and T.-Y. Lee, "Non-invasive monitoring of brain temperature by near-infrared spectroscopy," *Temperature*, vol. 2, pp. 31-32, 2015.
- [16] T. Rusch, R. Sankar, and J. Scharf, "Signal processing methods for pulse oximetry," *Computers in biology and medicine*, vol. 26, pp. 143-159, 1996.
- [17] G. Di, X. Tang, and W. Liu, "A reflectance pulse oximeter design using the MSP430F149," in *Complex Medical Engineering, 2007. CME 2007. IEEE/ICME International Conference on*, 2007, pp. 1081-1084.
- [18] M. M. Tisdall, "Non-invasive near infrared spectroscopy: A tool for measuring cerebral oxygenation and metabolism in patients with traumatic brain injury," University of London, 2007.
- [19] G. Cloete, "Non-invasive artificial pulse oximetry: development & testing," Stellenbosch: Stellenbosch University, 2012.
- [20] K. Li, "Wireless reflectance pulse oximeter design and photoplethysmographic signal processing," Kansas State University, 2010.
- [21] G. Zonios, U. Shankar, and V. K. Iyer, "Pulse oximetry theory and calibration for low saturations," *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 51, pp. 818-822, 2004.
- [22] P. D. Mannheimer, "The light-tissue interaction of pulse oximetry," *Anesthesia & Analgesia*, vol. 105, pp. S10-S17, 2007.
- [23] K. H. Shelley, "Photoplethysmography: beyond the calculation of

arterial oxygen saturation and heart rate," *Anesthesia & Analgesia*, vol. 105, pp. S31-S36, 2007.

- [٢٤] B. Frey, K. Waldvogel, and C. Balmer, "Clinical applications of photoplethysmography in paediatric intensive care," *Intensive care medicine*, vol. 34, pp. 578-582, 2008.
- [٢٥] J. Lee, W. Jung, I. Kang, Y. Kim, and G. Lee, "Design of filter to reject motion artifact of pulse oximetry," *Computer Standards & Interfaces*, vol. 26, pp. 241-249, 2004.
- [٢٦] T. Aoyagi, M. Fuse, N. Kobayashi, K. Machida, and K. Miyasaka, "Multiwavelength pulse oximetry: theory for the future," *Anesthesia & Analgesia*, vol. 105, pp. S53-S58, 2007.
- [٢٧] S. Takatani, C. Davies, G. Noon, Y. Nose, and M. DeBakey, "A noninvasive Reflectance Pulse Oximeter Sensor," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1991. Vol. 13: 1991., Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*, 1991, pp. 1610-1611.
- [٢٨] M. Kano, Y. Sato, K. Kanda, T. Fujita, K. Maenaka, K. Kasai, *et al.*, "Fabrication of Reflectance Pulse Oximeter with Ring-Shaped Photodiode," in *2013 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, 2013, pp. 3771-3774.
- [٢٩] R. Drescher and Y. Mendelson, "A new reflectance pulse oximeter housing to reduce contact pressure effects," in *Proceedings of the IEEE 32nd Annual Northeast Bioengineering Conference*, 2006, pp. 49-50.
- [٣٠] J. E. Schoevers, "Low blood oxygen saturation quantification in human arterial and venous circulation," Stellenbosch University, 2008.
- [٣١] D. Prutchi and M. Norris, "Design and Development of Medical Electronics Instrumentation. A John Wiley & Sons," *Inc Publication*, 2005.
- [٣٢] S. Fouzas, K. N. Priftis, and M. B. Anthracopoulos, "Pulse oximetry in pediatric practice," *Pediatrics*, vol. 128, pp. 740-752, 2011.
- [٣٣] L. Orozco, "Optimizing Precision Photodiode Sensor Circuit Design."

## Abstract

The monitoring patients state is one of the most important tips for curing diseases which have been put in the center of attention in last few years. It's important to know the amount of blood oxygen saturation In some cases such, operations, critical care unit and etc, that patients need fast calculation of blood oxygen and heart rate. In this thesis, any types of pulse oximeter with their advantages and disadvantages which available in markets have been introduced firstly and then the basic principles of pulse oximeter and the approach of producing a prototype will be explained. Fabricated system contains two sources of red and infrared which emitted to intended tissue respectively. Reflected or passed light from tissue is gathering by detector and by imposing processes on it, the amount of blood oxygen will be indicated. Different types of circuits is yielded and challenges was checked.

*Keywords:* pulse oximeter, red and inferared, artery and vein blood, non-invasive oximetry, reflectance pulse oximetre.



Shahrood University of Technology  
Faculty of Electrical and Robotic Engineering  
MSc thesis in Science in Electrical Engineering

# **Design and Implementation of a pulse oximeter**

By: Amin Zahmatksh

Supervisor:  
Dr. Sasan Naseh

September 2016