

هدف از انجام پروژه

در این پروژه انتظار داشتیم با حذف گیج و گوشی پزشکی از فشارسنج های عقربه ای و به واسطه ی تقویت و فیلتر سیگنال های دریافتی ناشی از فشار و با استفاده از تبدیل آنالوگ به دیجیتال نمایش فشار خون را نهایتاً بر صفحه نمایش ملاحظه کنیم.

هدف اصلی ما حذف پمپ دستی و قرار دادن دریچه و پمپ دیجیتال و همچنین حذف گیج و اضافه کردن LCD مجزا بود که برای انجام این کار نیاز به زمان بیشتری داشتیم و در نهایت از صفحه نمایش لپ تاپ برای نمایش نتیجه و پمپ دستی برای باد کردن و خالی کردن کاف استفاده کردیم.

با توجه به امکاناتی که در اختیار داشتیم ابتدا به طراحی مدار و مشاهده سیگنال خروجی ناشی از فشار پرداختیم و پس از آزمون و خطاهای بسیار به مدار با خروجی مناسبی دست یافتیم و از این نتایج با استفاده از قوانین حاکم بر نمودار فشار سیستمول و دیاستول را نمایش دادیم.

سرخ رگ ها خون را از قلب به دیگر نقاط بدن می‌رسانند. برای آنکه خون بتواند در این عروق به جریان در آید، نیاز به فشار مناسبی دارد. این فشار جریان خون در سرخرگهای بدن یعنی فشاری که در هر انقباض عضله قلب در اثر برخورد خون به دیواره سرخرگ وارد می‌شود، فشار خون نام دارد. هنگامی که سرخرگهای بزرگ ، قابلیت ارتجاع و استحکام طبیعی خود را از دست بدهند و عروق کوچک ، نیز باریکتر شوند، فشار خون بالا می‌رود.

بالا ترین میزان فشار خون ، "فشار سیستولیک" است که همان فشاری است که به هنگام انقباض ماهیچه قلب موجب می‌شود تا خون از قلب به سایر نقاط بدن برسد. کمترین میزان فشار خون ، "فشار دیاستولیک" است که فشار بین ضربانهای قلب محسوب می‌شود و مربوط به زمانی است که قلب در حالت استراحت است .

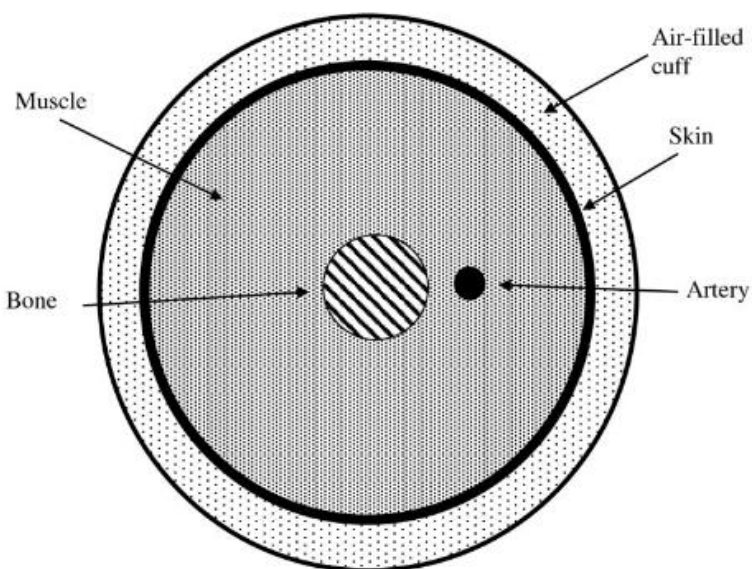
قشار خون به دو عامل مهم بستگی دارد؛ یکی برون ده قلب است، یعنی مقدار خونی که در هر دقیقه به وسیله قلب به درون آئورت پمپ می‌شود و عامل دیگر، مقاومت رگ است؛ یعنی مقاومتی که بر سر راه خروج خون از قلب در رگها وجود دارد.

اهمیت اندازه گیری فشار خون

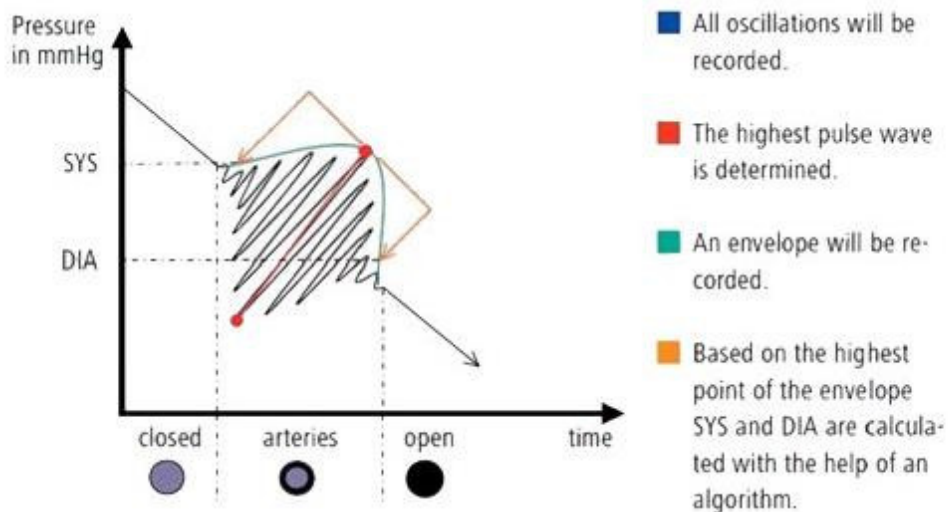
فشار خون بالا یکی از عوامل خطر ساز بیماریهای عروق کرونر قلب (عروقی که به قلب خون می‌رسانند) است و به اعضای حیاتی مهم مثل مغز، قلب، کلیه و چشم آسیب جدی می‌رساند. اگر فشار خون بالا شناخته شود و بموقع درمان گردد، میتوان بسیاری از عوارض فشار خون بالا را پیشگیری کرد؛ اما چون فشار خون بالا معمولاً بدون علامت است، "قاتل بی صدا" یا "Silent killer" نامیده میشود، و برای پی بردن به فشار خون بالا باید فشار خون را اندازه گیری کرد. برای این کار بایستی از دستگاه اندازه گیری فشار خون استفاده نمود .

روش های اندازه گیری فشار خون

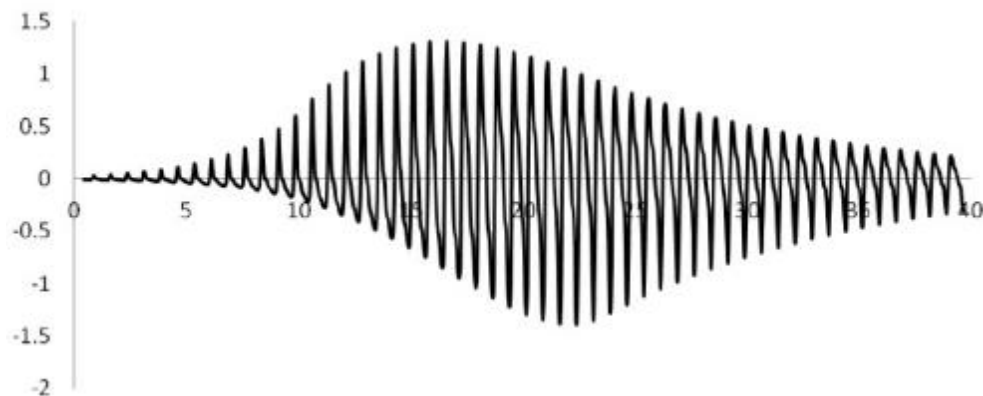
اولین روش که معمولاً در مراکز درمانی از آن استفاده می‌کنند تشخیص از روی صدای ضربان هاست . اما از این روش نمی‌توان در فشار سنج های دیجیتالی استفاده کرد . روش دیگری نیز وجود دارد به نام اسیلومتریک . توضیح روش اسیلومتریک اینگونه است که فشار کاف تا جایی که رگ کاملاً بسته شود افزایش می‌یابد.



بعد از آن فشار بالا (در حدود 160 الی 180 میلی متر جیوه) به آرامی شروع می کنیم فشار کاف را کم کردن . در جایی فشار کاف با فشار سیستول برابر می شود و در نمودار فشار بر حسب زمان اعوجاجی (لرزشی) احساس می شود. این اعوجاج ها همینطور بیشتر می شوند تا زمانی که ما به فشار متوسط رگ ها میرسیم و از آنجا به بعد شروع به کاهش می کنند .

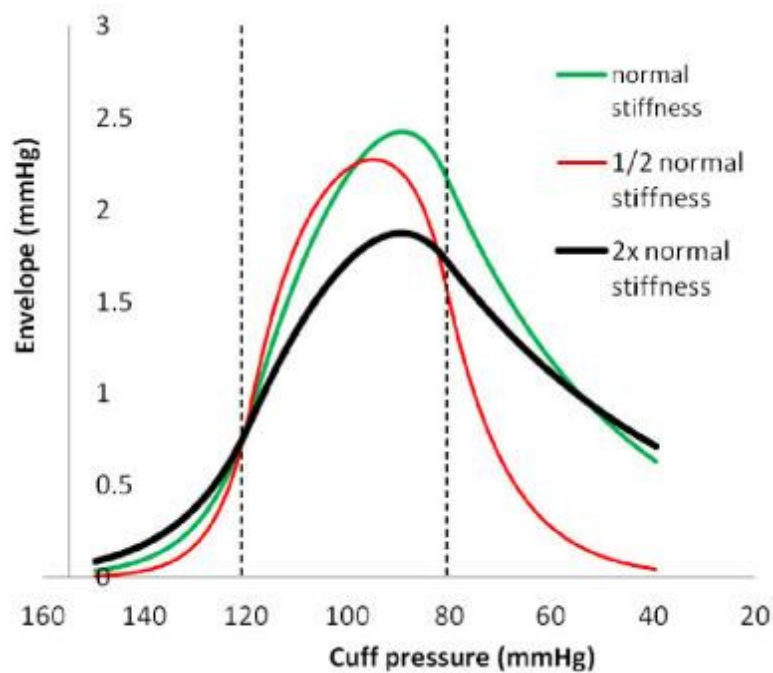


اگر این فشار را به ولتاژ تبدیل کنیم (توسط سنسور که ساختار پل مقاومتی شکل دارد) و آن را تقویت کنیم و بعد توسط فیلتر هایی فرکانس ضربان قلب را بگیریم به شکلی همانند شکل زیر می رسم .



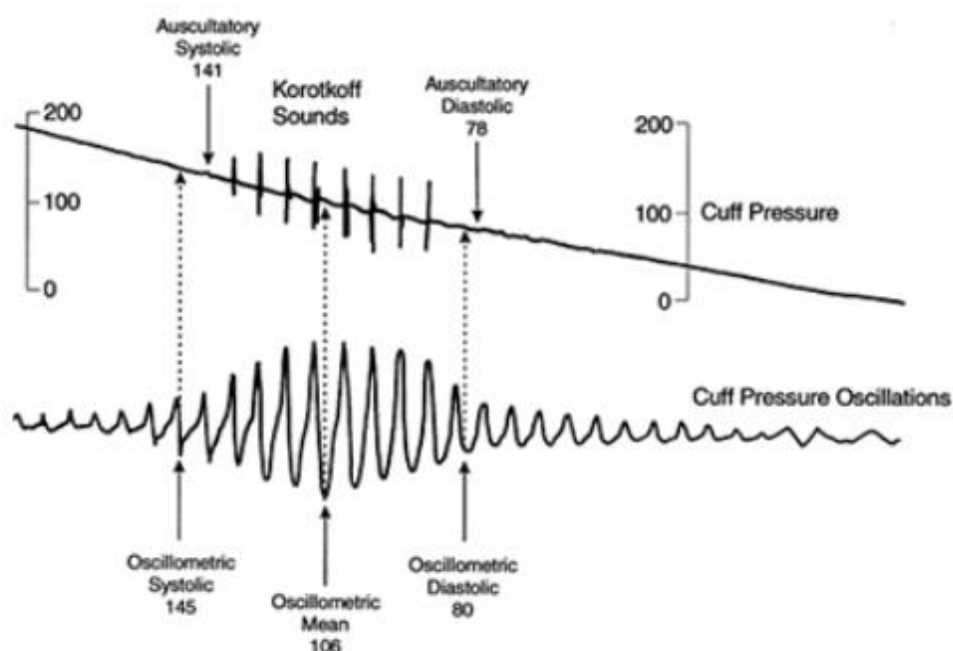
اطلاعاتی درباره سفتی رگ ها

مطالعات تازه نشان می دهد که تغییر سفتی دیوار شریانچه ها و تغییر فشار پالس شریانچه ها باعث خطا در تشخیص سیستول و دیاستول در روش اسیلومتری می شود. شکل زیر تغییر فشار ناشی از سفتی رگ ها را ، با تغییر فشار کاف نشان می دهد .



در این شکل پوش فشار از تفریق فشار ماکزیمم و مینیمم به دست آمده است .

روش اندازه گیری سیستول و دیاستول در اسیلومتری



Mean Atrial Pressure (MAP) محاسبه دقیقش روش های تهاجمی و محاسبات پیچیده ای دارد . اما با فرمول کلینیکال $MAP = (SBP + 2DBP) / 3$ به مقدار تقریبی MAP می توان رسید. می توان گفت طبق تحقیقات این روش بهترین تقریبی است که به کمک آن به فشار سیستول و دیاستول دست یافت .

فشار خون واقعی با فشار خونی که از روش اسیلومتری به دست می آید همیشه برابر نیست اما معمولاً تفاوت 5 میلی متر جیوه ای با هم خواهند داشت که از لحاظ پزشکی این خطا قابل قبول است .

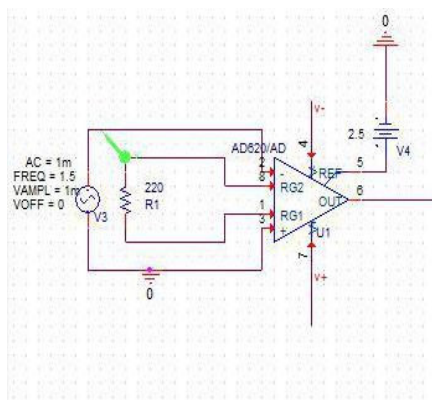
روش انجام پروژه

انجام پروژه شامل دو مرحله می باشد:

- فاز اول: مدار آنالوگ

در این مرحله می بایست با استفاده از سنسور اندازه گیری فشار دیفرانسیلی (MPX2050DP) مداری طراحی کنیم که فشار دیفرانسیلی (در اینجا اختلاف فشار کاف با فشار هوا) به گونه ای تقویت و فیلتر کند که نمودار صحیحی در خروجی دریافت کنیم.

در ابتدا مداری به فرم زیر طراحی کردیم که به معرفی آن می پردازیم:

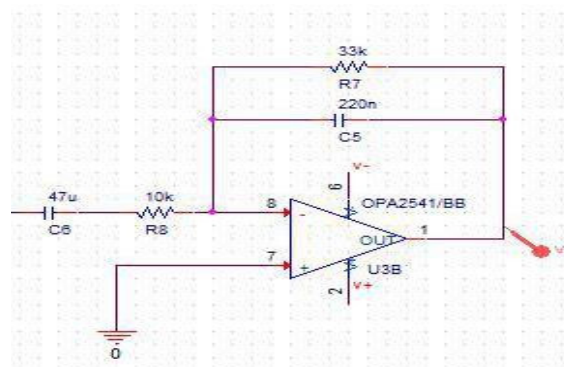
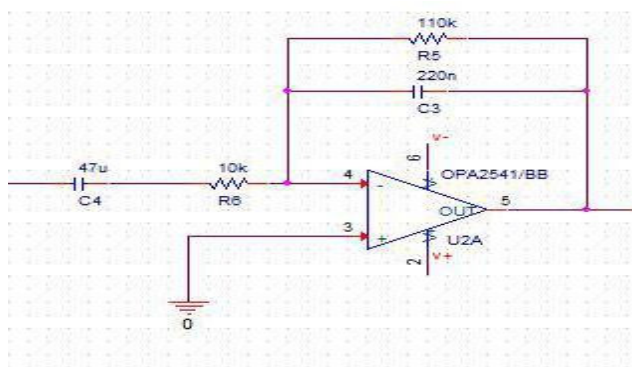


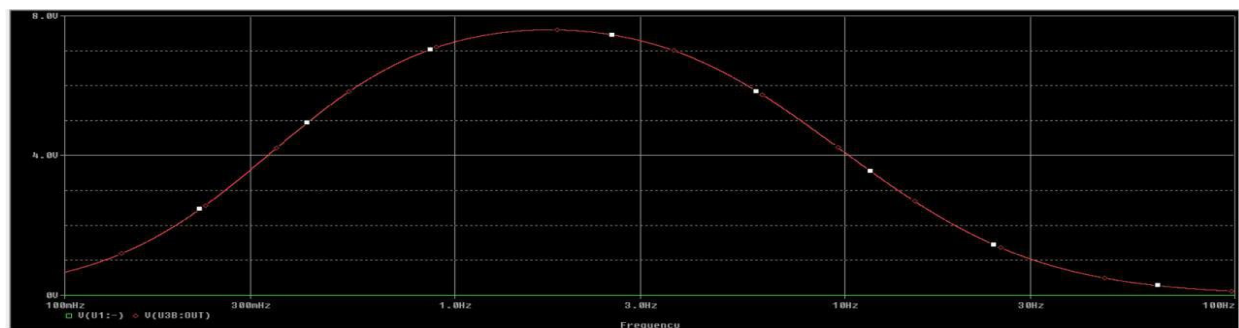
AD620: که از آن برای تقویت سیگنال ورودی استفاده کردیم. تقویت کننده **AD620** نیز مانند آپ امپ **741** دارای ولتاژ تغذیه مثبت و منفی می باشد. تغذیه این IC می تواند بین **2.3 تا 18** ولت باشد که در این مدار ما از ولتاژ **5+** و **5-** ولت جهت تغذیه آن استفاده کردیم. پایه های **4** و **7** به ترتیب تغذیه مثبت و منفی هستند.

رابطه ی بهره آن نیز از رابطه زیر بدست می آید:

$$G = \frac{49.4K\Omega}{R1}$$

بعد از آن از دو طبقه فیلتر بالا گذر و پایین گذر به فرم زیر استفاده کردیم. (توضیح بیشتر این بخش در ادامه ذکر شده است)





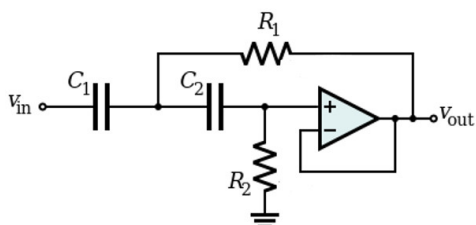
اشکالات مدار اولیه

- پاسخ فرکانسی این مدار چون از خازن های در حد میکرو فاراد استفاده شده است در هنگام خالی کردن کاف باعث پدبد آمدن اعوجاج در سیگنال می شود.
- گین فیلتر ها تقریبا وابسته به فرکانس قطع آنهاست و نمی توان آنرا بطور دلخواه تغییر داد.
- این فیلتر ها مرتبه 1 هستند و شیب پاسخ فرکانسی 20db/dec است.
- دارای دو منبع تغذیه مثبت و منفی است که در عمل پیاده سازی آنرا دشوار می کند.

با توجه به اشکالات موجود به طراحی مدار دیگری پرداختیم:

فیلتر بالاگذر مرتبه دوم *Sallen – key*

ما برای حذف ولتاژ DC سیگنال خروجی یک فیلتر بالاگذر با توپولوژی *sallen-key* استفاده کردیم. همانطور که می دانیم شماتیک فیلتر بهره واحد و تابع انتقال آن به صورت زیر است:



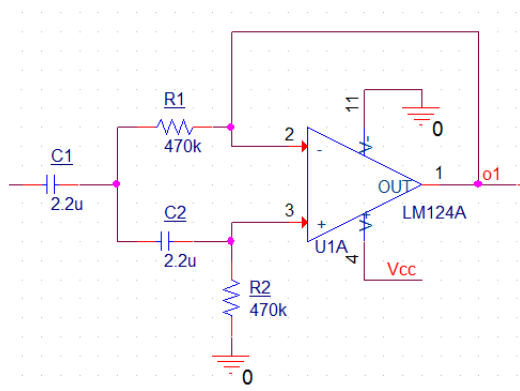
$$H(s) = \frac{s^2}{s^2 + \underbrace{2\pi \left(\frac{f_0}{Q}\right)}_{2\zeta\omega_0 = \frac{\omega_0}{Q}} s + \underbrace{(2\pi f_0)^2}_{\omega_0^2}}$$

که برای فرکانس قطع و ضریب کیفیت فیلتر خواهیم داشت:

$$\omega_0 = 2\pi f_0 = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

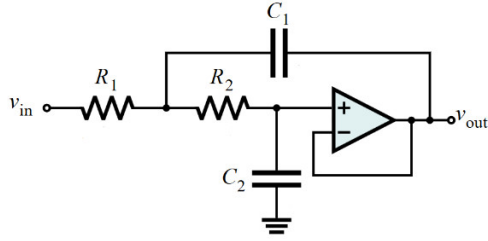
$$\frac{1}{2\zeta} = Q = \frac{\omega_0}{2\alpha} = \frac{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}{R_1 (C_1 + C_2)}$$

پس با انتخاب $R_1 = R_2 = R = 470 \text{ k}\Omega$ و $C_1 = C_2 = C = 2.2 \mu\text{F}$ به فرکانس قطع $f_c \approx 150 \text{ mHz}$ دست می‌یابیم همچنین ضریب کیفیت نیز برابر $Q \text{ factor} = 1$ بدست می‌آید که با توجه به طراحی ما مقدار قابل قبولی است. شماتیک فیلتر بالاگذر طراحی شده به صورت زیر است:



فیلتر پایین‌گذر مرتبه چهارم *Sallen – key*

همچنین برای جلوگیری از تقویت نویز برق شهر، نویز لامپ‌های فلوئورسنت (لامپ‌های مهتابی) و همچنین نویزهای فرکانس بالا به یک فیلتر پایین‌گذر با فرکانس قطع حدود 7 Hz نیاز داریم. همانطور که می‌دانید شماتیک فیلتر پایین‌گذر بهره واحد *sallen-key* و تابع انتقال آن به صورت زیر است:



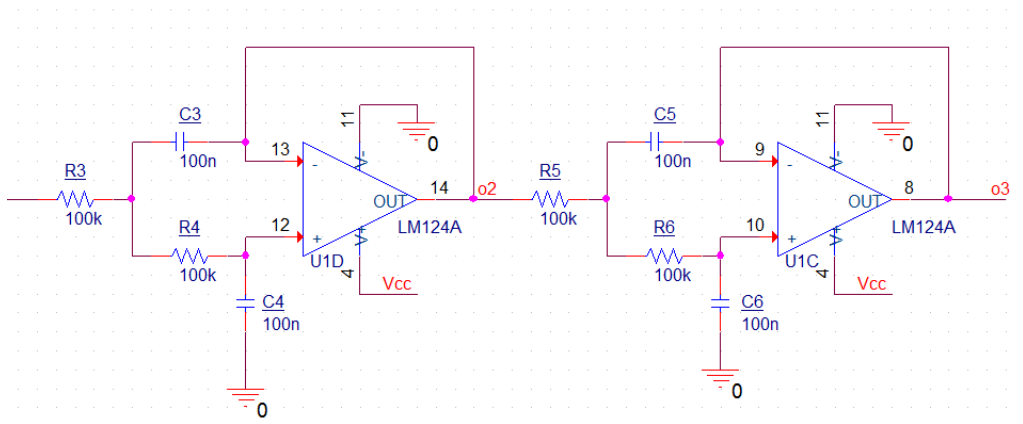
$$H(s) = \frac{1}{1 + \underbrace{C_2(R_1 + R_2)}_{\frac{2\zeta}{\omega_0} = \frac{1}{\omega_0 Q}} s + \underbrace{C_1 C_2 R_1 R_2}_{\frac{1}{\omega_0^2}} s^2}$$

که برای فرکانس قطع و ضریب کیفیت فیلتر خواهیم داشت:

$$\omega_0 = 2\pi f_0 = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

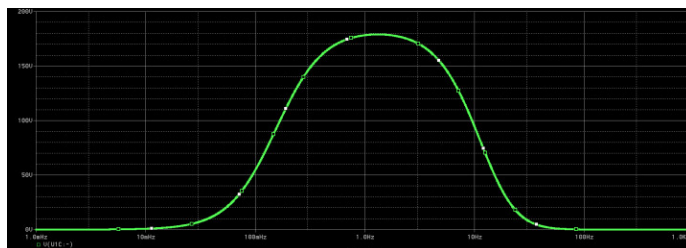
$$Q = \frac{\omega_0}{2\alpha} = \frac{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}{C_2 (R_1 + R_2)}$$

با توجه به بهره $A_v \approx 184 \frac{V}{V} = 45 \text{ dB}$ تقویت‌کننده ابزار دقیق AD620 برای تضعیف کامل نویز برق شهر (فرکانس 50 Hz)، با *cascade* کردن دو فیلتر بالاگذر مرتبه دوم یک فیلتر بالاگذر مرتبه چهارم طراحی کردیم که فرکانس قطع آن از رابطه $f_c = \sqrt[4]{2} - 1 f_{c1.2}$ بدست می‌آید که در آن $f_{c1.2}$ فرکانس قطع هر یک از فیلترهای مرتبه دوم می‌باشد. پس ما فرکانس قطع هر طبقه را حدود $f_{c1.2} \approx 16 \text{ Hz}$ انتخاب می‌کنیم. شماتیک فیلتر پایین‌گذر مرتبه چهارم به صورت زیر است:



پاسخ فرکانسی مدار

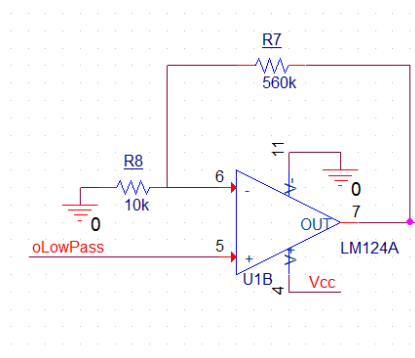
شکل زیر پاسخ فرکانسی مدار را در دو حالت به شکل خطی و به شکل نمودار بُد نمایش می‌دهد.



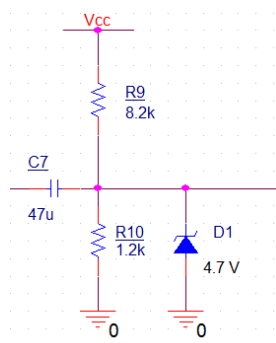
پاسخ فرکانسی با ترسیم خطی

تقویت سیگنال

در آزمایشگاه هنگامی که سیگنال خروجی پس از آخرین فیلتر را که اندازه آن در حد چند ده میلی‌ولت بود بر روی اسیلوسکوپ مشاهده کردیم؛ دیدیم که نویز بسیار شدیدی بر روی سیگنال سوار شده است که تشخیص پیک‌های سیگنال را بسیار دشوار می‌کرد. پس از کمی مطالعه و تفکر دریافتیم که این نویز ناشی از منبع تغذیه می‌باشد که بر روی سیگنال سوار می‌شود اما تقویت نمی‌شود. پس تصمیم گرفتیم که یک مرتبه دیگر سیگنال را تقویت کرده تا این نویز در مقابل اندازه سیگنال قابل چشم‌پوشی گردد. برای اینکار تقویت‌کننده ناوارون ساز با بهره $\frac{V}{V} = 57 \left(1 + \frac{560 \text{ k}\Omega}{10 \text{ k}\Omega}\right)$ را که شماتیک آن در شکل زیر نشان داده شده است، طراحی کردیم.

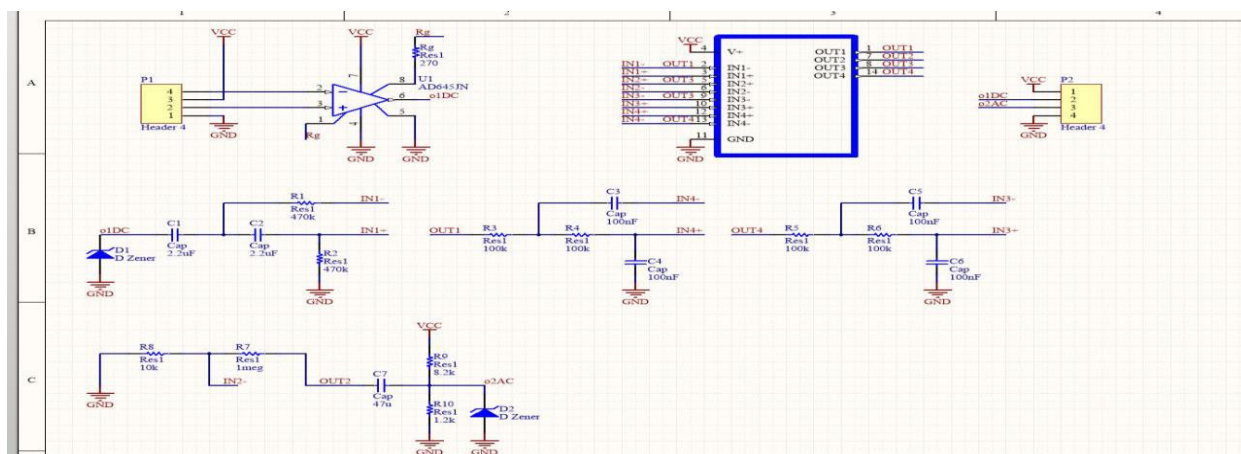


اکنون با توجه به اینکه سیگنال ما فقط دارای پیک‌های مثبت بوده و قسمت منفی آن برای ما اهمیتی نداشته و حذف شده است، سیگنال را روی ولتاژ بایاس 1.2 V \approx سوار می‌کنیم؛ اینکار توسط طبقه‌ای که در شکل زیر مشاهده می‌کنید انجام می‌شود.

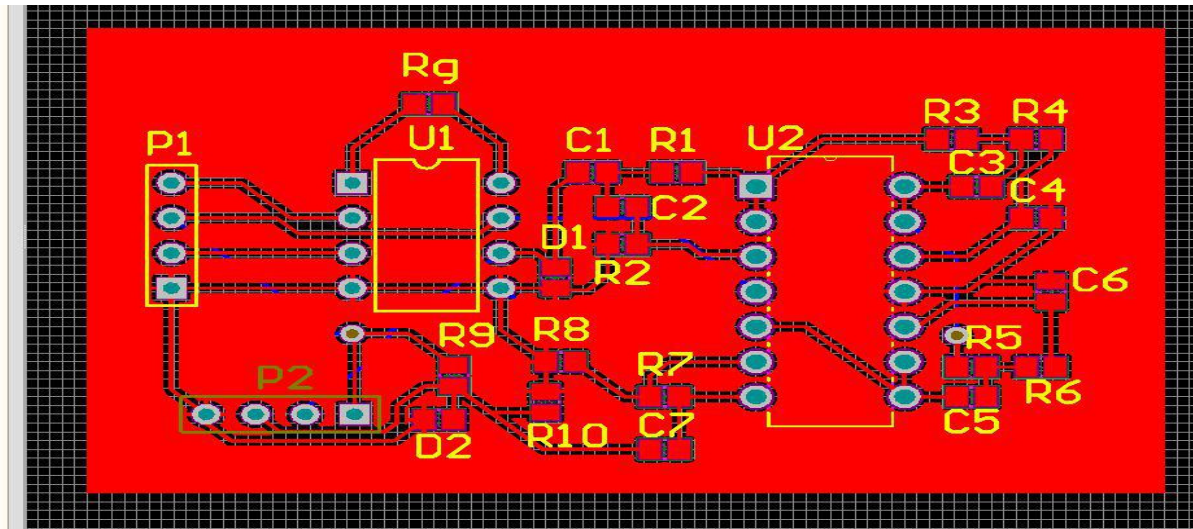


نقش خازن $C7$ جدا کردن بایاس طبقه قبل از این طبقه می‌باشد. همچنین چون قرار است سیگنال خروجی توسط Arduino خوانده و پردازش شود و همانطور که می‌دانیم سیگنال ورودی به Arduino باید بین 0 V تا 5 V باشد، پس یک دیود زبر با ولتاژ برش 4.7 V در خروجی قرار می‌دهیم تا ولتاژ خروجی از بالا به مقدار 4.7 V محدود شود تا اگر به صورت ناخواسته ضربه‌ای به کاف وارد شد از صدمه احتمالی به Arduino جلوگیری شود.

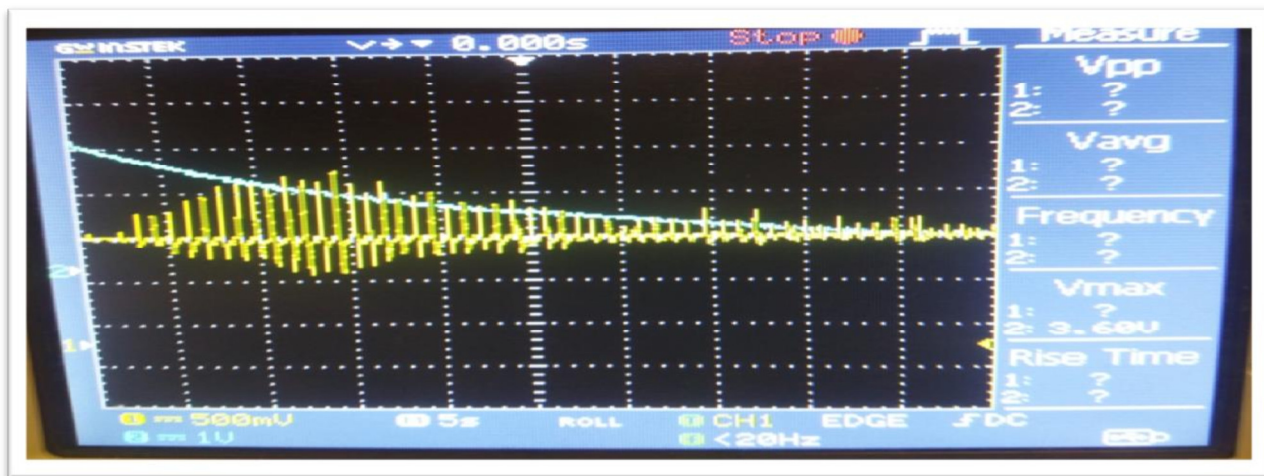
شماتیک مدار نهایی:



در نهایت مدار PCB آن را نیز در برنامه altium designer طراحی کردیم:



نمودار مدار نهایی:



فاز دوم:

در این مرحله با استفاده از میکروکنترلر **Arduino** برنامه ای نوشتیم که سیگنال خروجی مدار آنالوگ را دیجیتال کرده و در ابتدا تمامی مقادیر ماکسیمم های محلی در نمودار نمایش دهنده ضربه را تشخیص دهد و در همان زمان مقدار ولتاژ خروجی فشار کاف را بخواند. توجه شود که ما دو خروجی داریم یکی خروجی قبل فیلتر که کاهش و افزایش فشار کاف را نمایش می دهد و یکی ضربات وارد شده به کاف است. سپس با توجه به

آنچه در در بيو اينسترومنت تدريس مي شود دانستيم كه بايد براي يافتن مقدار سيستول فشار يك threshold تعريف كنيم كه اين مقدار طي چند بار ازمایش و بدست آوردن مقدار سيستول توسط گيج و گوشی و تطبيق با منحنی خروجی مدار آنالوگ ، 280 میلی ولت قرار دادیم. حال باید به نحوی اولین پیک بعد از این مقدار را پیدا کنیم. بعد از پیدا کردن این پیک معادل آن در منحنی فشار کاف هم داریم. حال با توجه به رابطه ی خطی که در مرحله کالیبره کرده سنسور در دامنه ی عمل مذکور بدست آوردیم ولتاژ نهایی سیستول و مقدار ماکسیمم مطلق را با تطبيق دادن از نمودار ضربه به نمودار فشار کاف (DC) بدست می آوریم و طبق فرمول زیر به فشار دیاستول دست می یابیم:

$$P_{max} = P_d + \frac{P_s - P_d}{3}$$

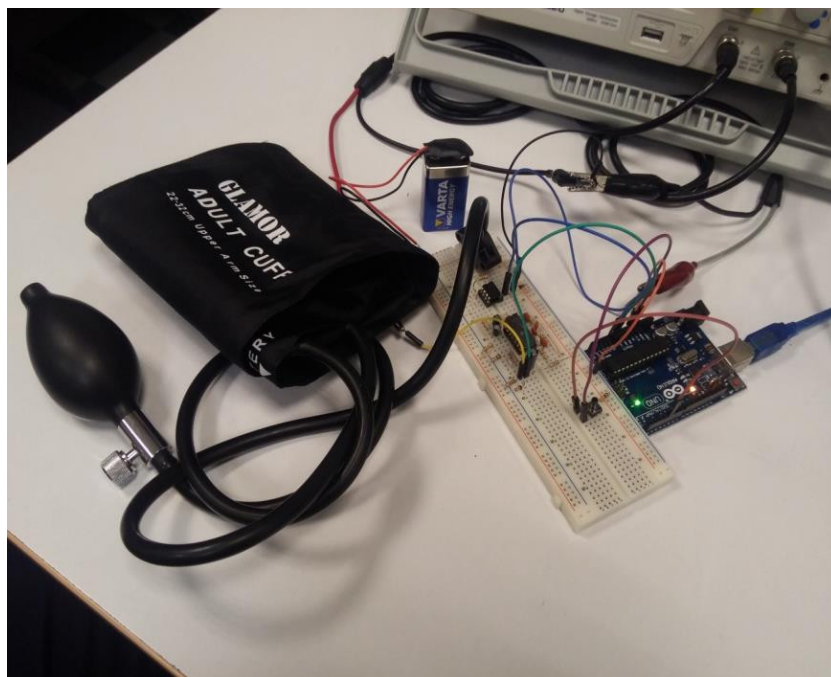
در نهایت دو عدد تحت عنوان SYS و DIA روی نمایشگر لپتاپ ملاحظه میکنیم که همان فشار سیستول و دیاستول می باشد.

در طول خالی کردن کاف توسط پمپ دستی یک کلید قرار دادیم که برنامه به خاطر خالی کردن ناگهانی دچار مشکل نشود و جواب غلط ندهد که این کار با قرار دادن پمپ دیجیتالی که بعد از خالی کردن آن یه تاخیر یک ثانیه ای قرار دهیم کار همان کلید را می کند.

نتیجه نهایی:

SYS:124

DIA:88



- <https://www.arduino.cc>
- Barry M.G. Cheetham and Dr. D. King
- <http://www.spacelabshealthcare.com/wp-content/uploads/2015/06/850-0490-00-Rev-A-MAP-ABP-Case-Study-1.pdf>
- <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-11-56>
- اسلاید های درس بیو اینسترومنت دکتر مرادی