

طراحی و شبیه سازی مدار آنالوگ سیگنال ECG

امیرحسین زاهدی

دانشکده برق دانشگاه صنعتی شریف، amirhosseinzahedi1381@gmail.com

چکیده - سیگنال نوار قلب یا ECG سیگنالی است که به وسیله سه یا چند الکتروود به صورت سطحی از فرد ثبت می شود. این سیگنال به صورت خام حاوی محتوای امواج حاصل از ضربان قلب و نویزهای زیادی از قبیل نویز برق شهر است. همچنین سیگنال ضبط شده به لحاظ دامنه کوچک است و نیاز به تقویت دارد. در این پروژه سیگنال قلبی که همراه با نویز است تقویت و فیلتر شده به صورتی که سیگنال قلبی تا حد بسیار خوبی نزدیک به ایده آل شود. مراحل بیان شده به روش طراحی مدارات آنالوگ در نرم افزار LTSpice انجام شده و سیگنال آنالوگ رفع نویز شده و تقویت شده تا حد 5 ولت بدست آمده است.

کلید واژه- تقویت کننده، سیگنال، ECG، فیلتر

1- مقدمه

همچنین نویز در ثبت ECG بسیار برجسته است، بنابراین برای تمیز کردن این سیگنال ها باید فیلتراسیون انجام شود. این تداخل می تواند از مکان های مختلفی باشد، بنابراین برای حذف نویزهای خاص باید رویکردهای متفاوتی در نظر گرفته شود. سیگنال های فیزیولوژیکی فقط در یک محدوده معمولی رخ می دهند، بنابراین یک فیلتر باند گذر برای حذف فرکانس های خارج از این محدوده استفاده می شود. نویز رایج در سیگنال ECG تداخل خط برق نامیده می شود که تقریباً در 50 هرتز رخ می دهد و با فیلتر ناچ حذف می شود. این سه جزء به طور همزمان برای تمیز کردن سیگنال ECG کار می کنند و امکان تفسیر و تشخیص آسان تر را فراهم می کنند و در LTSpice برای آزمایش اثربخشی آنها مدل سازی می شوند.

چه مدل هایی دارد؟

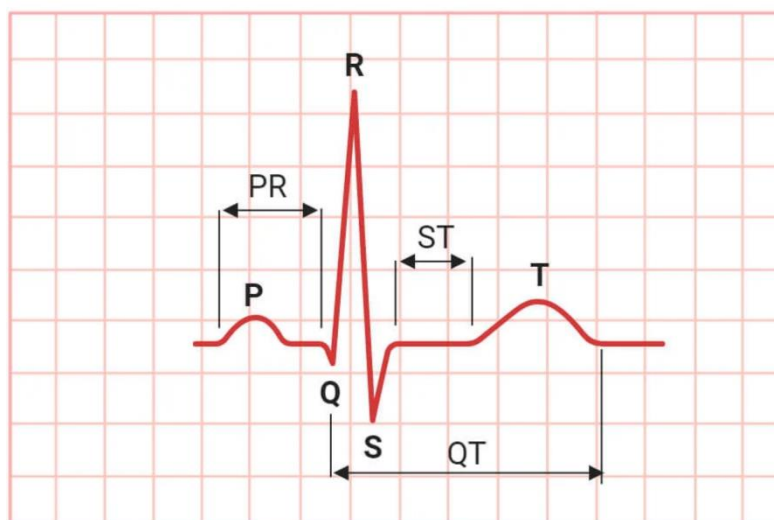
دستگاه هایی که بتوانند سیگنال قلبی را ثبت کنند گوناگونی زیادی دارند که هر کدام هدف بخصوصی را دنبال می کنند. برخی از دستگاه ها کاربرد آموزشی یا پژوهشی دارند اما بسیاری دیگر کاربرد پزشکی درمانی دارند. در ابعاد متفاوتی نیز موجود هستند، برای مثال تعدادی از این دستگاه ها به صورت مچ بند بسته می شوند و نوار قلب را اندازه می گیرند. بعضی دستگاه های نیز بزرگ و گسترده هستند به طوری که 12 الکتروود دارند که بر روی مچ ها، پا و قفسه سینه قرار داده می شوند.

از نمونه های تجاری ECG می توان به محصولات زیر اشاره کرد:

- GE MAC
- Schiller CARDIOVIT
- Welch Allyn CP 150 ECG
- Mindrey BeneHeart

ECG یک روش بسیار رایج برای اندازه گیری سیگنال های الکتریکی است که در قلب رخ می دهد. ایده کلی این روش یافتن مشکلات قلبی، مانند آریتمی، بیماری عروق کرونر، یا حملات قلبی است. اگر بیمار علائمی مانند درد قفسه سینه، مشکل در تنفس یا ضربان قلب ناهموار به نام تپش قلب را تجربه می کند، ممکن است ضروری باشد، اما می توان برای اطمینان از عملکرد صحیح ضربان سازها و سایر دستگاه های قابل کاشت نیز از آن استفاده کرد. داده های سازمان بهداشت جهانی نشان می دهد که بیماری های مرتبط با قلب و عروق بزرگترین علت مرگ و میر در سطح جهان هستند. این بیماری ها سالانه حدود 18 میلیون نفر را می کشند. بنابراین، دستگاه هایی که می توانند این بیماری ها را نظارت یا کشف کنند، بسیار مهم هستند، و به همین دلیل است که ECG ساخته شده است. ECG یک آزمایش پزشکی کاملاً غیر تهاجمی است که هیچ خطری برای بیمار ندارد، و صرفاً ممکن است برخی ناراحتی های جزئی هنگام برداشتن الکتروودها پیش بیایند.

دستگاه کاملی که در این دستورالعمل مشخص شده است از چندین جزء برای دستکاری سیگنال ECG پر نویز تشکیل شده است تا بتوان نتایج بهینه را به دست آورد. ثبت ECG معمولاً در ولتاژهای پایین انجام می شود، بنابراین این سیگنال ها باید قبل از انجام تجزیه و تحلیل، در این مورد با تقویت کننده ابزار دقیق، تقویت شوند.



Electrocardiogram
(ECG)

شکل 1: یک سیکل از سیگنال ECG ایده آل

البته این میزان دامنه با توجه به محل قرار گیری الکتروود و فرد خاص تغییر می کند اما به هر صورت این سیگنال در حد میلی ولت یا چند ده میکرو ولت ثبت می شود.

علاوه بر بحث دامنه می دانیم که نویز های رادیویی، برق شهر و حتی حرکت دادن اعضای بدن توسط فرد مورد آزمایش می توانند بر روی سیگنال اثر گذار باشند. حتی تنفس نیز می تواند عاملی برای افزودن نویز بر روی سیگنال قلبی باشد. به همین دلیل نویز خام ضبط شده حاوی مقادیر زیادی نویز با توان بالا است. با توجه به حداکثر فرکانس ضربان قلب در حالت ورزش که در حدود 180 هرتز است، می توان گفت که سیگنال های با فرکانس بالا تر نویز هستند.

مشخصات مورد نیاز مدار آنالوگ:

در این مدارات از آپ امپ های 741، 747، 748، 749، 750، 751، 752، 753، 754، 755، 756، 757، 758، 759، 760، 761، 762، 763، 764، 765، 766، 767، 768، 769، 770، 771، 772، 773، 774، 775، 776، 777، 778، 779، 780، 781، 782، 783، 784، 785، 786، 787، 788، 789، 790، 791، 792، 793، 794، 795، 796، 797، 798، 799، 800، 801، 802، 803، 804، 805، 806، 807، 808، 809، 810، 811، 812، 813، 814، 815، 816، 817، 818، 819، 820، 821، 822، 823، 824، 825، 826، 827، 828، 829، 830، 831، 832، 833، 834، 835، 836، 837، 838، 839، 840، 841، 842، 843، 844، 845، 846، 847، 848، 849، 850، 851، 852، 853، 854، 855، 856، 857، 858، 859، 860، 861، 862، 863، 864، 865، 866، 867، 868، 869، 870، 871، 872، 873، 874، 875، 876، 877، 878، 879، 880، 881، 882، 883، 884، 885، 886، 887، 888، 889، 890، 891، 892، 893، 894، 895، 896، 897، 898، 899، 900، 901، 902، 903، 904، 905، 906، 907، 908، 909، 910، 911، 912، 913، 914، 915، 916، 917، 918، 919، 920، 921، 922، 923، 924، 925، 926، 927، 928، 929، 930، 931، 932، 933، 934، 935، 936، 937، 938، 939، 940، 941، 942، 943، 944، 945، 946، 947، 948، 949، 950، 951، 952، 953، 954، 955، 956، 957، 958، 959، 960، 961، 962، 963، 964، 965، 966، 967، 968، 969، 970، 971، 972، 973، 974، 975، 976، 977، 978، 979، 980، 981، 982، 983، 984، 985، 986، 987، 988، 989، 990، 991، 992، 993، 994، 995، 996، 997، 998، 999، 1000، 1001، 1002، 1003، 1004، 1005، 1006، 1007، 1008، 1009، 1010، 1011، 1012، 1013، 1014، 1015، 1016، 1017، 1018، 1019، 1020، 1021، 1022، 1023، 1024، 1025، 1026، 1027، 1028، 1029، 1030، 1031، 1032، 1033، 1034، 1035، 1036، 1037، 1038، 1039، 1040، 1041، 1042، 1043، 1044، 1045، 1046، 1047، 1048، 1049، 1050، 1051، 1052، 1053، 1054، 1055، 1056، 1057، 1058، 1059، 1060، 1061، 1062، 1063، 1064، 1065، 1066، 1067، 1068، 1069، 1070، 1071، 1072، 1073، 1074، 1075، 1076، 1077، 1078، 1079، 1080، 1081، 1082، 1083، 1084، 1085، 1086، 1087، 1088، 1089، 1090، 1091، 1092، 1093، 1094، 1095، 1096، 1097، 1098، 1099، 1100، 1101، 1102، 1103، 1104، 1105، 1106، 1107، 1108، 1109، 1110، 1111، 1112، 1113، 1114، 1115، 1116، 1117، 1118، 1119، 1120، 1121، 1122، 1123، 1124، 1125، 1126، 1127، 1128، 1129، 1130، 1131، 1132، 1133، 1134، 1135، 1136، 1137، 1138، 1139، 1140، 1141، 1142، 1143، 1144، 1145، 1146، 1147، 1148، 1149، 1150، 1151، 1152، 1153، 1154، 1155، 1156، 1157، 1158، 1159، 1160، 1161، 1162، 1163، 1164، 1165، 1166، 1167، 1168، 1169، 1170، 1171، 1172، 1173، 1174، 1175، 1176، 1177، 1178، 1179، 1180، 1181، 1182، 1183، 1184، 1185، 1186، 1187، 1188، 1189، 1190، 1191، 1192، 1193، 1194، 1195، 1196، 1197، 1198، 1199، 1200، 1201، 1202، 1203، 1204، 1205، 1206، 1207، 1208، 1209، 1210، 1211، 1212، 1213، 1214، 1215، 1216، 1217، 1218، 1219، 1220، 1221، 1222، 1223، 1224، 1225، 1226، 1227، 1228، 1229، 1230، 1231، 1232، 1233، 1234، 1235، 1236، 1237، 1238، 1239، 1240، 1241، 1242، 1243، 1244، 1245، 1246، 1247، 1248، 1249، 1250، 1251، 1252، 1253، 1254، 1255، 1256، 1257، 1258، 1259، 1260، 1261، 1262، 1263، 1264، 1265، 1266، 1267، 1268، 1269، 1270، 1271، 1272، 1273، 1274، 1275، 1276، 1277، 1278، 1279، 1280، 1281، 1282، 1283، 1284، 1285، 1286، 1287، 1288، 1289، 1290، 1291، 1292، 1293، 1294، 1295، 1296، 1297، 1298، 1299، 1300، 1301، 1302، 1303، 1304، 1305، 1306، 1307، 1308، 1309، 1310، 1311، 1312، 1313، 1314، 1315، 1316، 1317، 1318، 1319، 1320، 1321، 1322، 1323، 1324، 1325، 1326، 1327، 1328، 1329، 1330، 1331، 1332، 1333، 1334، 1335، 1336، 1337، 1338، 1339، 1340، 1341، 1342، 1343، 1344، 1345، 1346، 1347، 1348، 1349، 1350، 1351، 1352، 1353، 1354، 1355، 1356، 1357، 1358، 1359، 1360، 1361، 1362، 1363، 1364، 1365، 1366، 1367، 1368، 1369، 1370، 1371، 1372، 1373، 1374، 1375، 1376، 1377، 1378، 1379، 1380، 1381، 1382، 1383، 1384، 1385، 1386، 1387، 1388، 1389، 1390، 1391، 1392، 1393، 1394، 1395، 1396، 1397، 1398، 1399، 1400، 1401، 1402، 1403، 1404، 1405، 1406، 1407، 1408، 1409، 1410، 1411، 1412، 1413، 1414، 1415، 1416، 1417، 1418، 1419، 1420، 1421، 1422، 1423، 1424، 1425، 1426، 1427، 1428، 1429، 1430، 1431، 1432، 1433، 1434، 1435، 1436، 1437، 1438، 1439، 1440، 1441، 1442، 1443، 1444، 1445، 1446، 1447، 1448، 1449، 1450، 1451، 1452، 1453، 1454، 1455، 1456، 1457، 1458، 1459، 1460، 1461، 1462، 1463، 1464، 1465، 1466، 1467، 1468، 1469، 1470، 1471، 1472، 1473، 1474، 1475، 1476، 1477، 1478، 1479، 1480، 1481، 1482، 1483، 1484، 1485، 1486، 1487، 1488، 1489، 1490، 1491، 1492، 1493، 1494، 1495، 1496، 1497، 1498، 1499، 1500، 1501، 1502، 1503، 1504، 1505، 1506، 1507، 1508، 1509، 1510، 1511، 1512، 1513، 1514، 1515، 1516، 1517، 1518، 1519، 1520، 1521، 1522، 1523، 1524، 1525، 1526، 1527، 1528، 1529، 1530، 1531، 1532، 1533، 1534، 1535، 1536، 1537، 1538، 1539، 1540، 1541، 1542، 1543، 1544، 1545، 1546، 1547، 1548، 1549، 1550، 1551، 1552، 1553، 1554، 1555، 1556، 1557، 1558، 1559، 1560، 1561، 1562، 1563، 1564، 1565، 1566، 1567، 1568، 1569، 1570، 1571، 1572، 1573، 1574، 1575، 1576، 1577، 1578، 1579، 1580، 1581، 1582، 1583، 1584، 1585، 1586، 1587، 1588، 1589، 1590، 1591، 1592، 1593، 1594، 1595، 1596، 1597، 1598، 1599، 1600، 1601، 1602، 1603، 1604، 1605، 1606، 1607، 1608، 1609، 1610، 1611، 1612، 1613، 1614، 1615، 1616، 1617، 1618، 1619، 1620، 1621، 1622، 1623، 1624، 1625، 1626، 1627، 1628، 1629، 1630، 1631، 1632، 1633، 1634، 1635، 1636، 1637، 1638، 1639، 1640، 1641، 1642، 1643، 1644، 1645، 1646، 1647، 1648، 1649، 1650، 1651، 1652، 1653، 1654، 1655، 1656، 1657، 1658، 1659، 1660، 1661، 1662، 1663، 1664، 1665، 1666، 1667، 1668، 1669، 1670، 1671، 1672، 1673، 1674، 1675، 1676، 1677، 1678، 1679، 1680، 1681، 1682، 1683، 1684، 1685، 1686، 1687، 1688، 1689، 1690، 1691، 1692، 1693، 1694، 1695، 1696، 1697، 1698، 1699، 1700، 1701، 1702، 1703، 1704، 1705، 1706، 1707، 1708، 1709، 1710، 1711، 1712، 1713، 1714، 1715، 1716، 1717، 1718، 1719، 1720، 1721، 1722، 1723، 1724، 1725، 1726، 1727، 1728، 1729، 1730، 1731، 1732، 1733، 1734، 1735، 1736، 1737، 1738، 1739، 1740، 1741، 1742، 1743، 1744، 1745، 1746، 1747، 1748، 1749، 1750، 1751، 1752، 1753، 1754، 1755، 1756، 1757، 1758، 1759، 1760، 1761، 1762، 1763، 1764، 1765، 1766، 1767، 1768، 1769، 1770، 1771، 1772، 1773، 1774، 1775، 1776، 1777، 1778، 1779، 1780، 1781، 1782، 1783، 1784، 1785، 1786، 1787، 1788، 1789، 1790، 1791، 1792، 1793، 1794، 1795، 1796، 1797، 1798، 1799، 1800، 1801، 1802، 1803، 1804، 1805، 1806، 1807، 1808، 1809، 1810، 1811، 1812، 1813، 1814، 1815، 1816، 1817، 1818، 1819، 1820، 1821، 1822، 1823، 1824، 1825، 1826، 1827، 1828، 1829، 1830، 1831، 1832، 1833، 1834، 1835، 1836، 1837، 1838، 1839، 1840، 1841، 1842، 1843، 1844، 1845، 1846، 1847، 1848، 1849، 1850، 1851، 1852، 1853، 1854، 1855، 1856، 1857، 1858، 1859، 1860، 1861، 1862، 1863، 1864، 1865، 1866، 1867، 1868، 1869، 1870، 1871، 1872، 1873، 1874، 1875، 1876، 1877، 1878، 1879، 1880، 1881، 1882، 1883، 1884، 1885، 1886، 1887، 1888، 1889، 1890، 1891، 1892، 1893، 1894، 1895، 1896، 1897، 1898، 1899، 1900، 1901، 1902، 1903، 1904، 1905، 1906، 1907، 1908، 1909، 1910، 1911، 1912، 1913، 1914، 1915، 1916، 1917، 1918، 1919، 1920، 1921، 1922، 1923، 1924، 1925، 1926، 1927، 1928، 1929، 1930، 1931، 1932، 1933، 1934، 1935، 1936، 1937، 1938، 1939، 1940، 1941، 1942، 1943، 1944، 1945، 1946، 1947، 1948، 1949، 1950، 1951، 1952، 1953، 1954، 1955، 1956، 1957، 1958، 1959، 1960، 1961، 1962، 1963، 1964، 1965، 1966، 1967، 1968، 1969، 1970، 1971، 1972، 1973، 1974، 1975، 1976، 1977، 1978، 1979، 1980، 1981، 1982، 1983، 1984، 1985، 1986، 1987، 1988، 1989، 1990، 1991، 1992، 1993، 1994، 1995، 1996، 1997، 1998، 1999، 2000، 2001، 2002، 2003، 2004، 2005، 2006، 2007، 2008، 2009، 2010، 2011، 2012، 2013، 2014، 2015، 2016، 2017، 2018، 2019، 2020، 2021، 2022، 2023، 2024، 2025، 2026، 2027، 2028، 2029، 2030، 2031، 2032، 2033، 2034، 2035، 2036، 2037، 2038، 2039، 2040، 2041، 2042، 2043، 2044، 2045، 2046، 2047، 2048، 2049، 2050، 2051، 2052، 2053، 2054، 2055، 2056، 2057، 2058، 2059، 2060، 2061، 2062، 2063، 2064، 2065، 2066، 2067، 2068، 2069، 2070، 2071، 2072، 2073، 2074، 2075، 2076، 2077، 2078، 2079، 2080، 2081، 2082، 2083، 2084، 2085، 2086، 2087، 2088، 2089، 2090، 2091، 2092، 2093، 2094، 2095، 2096، 2097، 2098، 2099، 2100، 2101، 2102، 2103، 2104، 2105، 2106، 2107، 2108، 2109، 2110، 2111، 2112، 2113، 2114، 2115، 2116، 2117، 2118، 2119، 2120، 2121، 2122، 2123، 2124، 2125، 2126، 2127، 2128، 2129، 2130، 2131، 2132، 2133، 2134، 2135، 2136، 2137، 2138، 2139، 2140، 2141، 2142، 2143، 2144، 2145، 2146، 2147، 2148، 2149، 2150، 2151، 2152، 2153، 2154، 2155، 2156، 2157، 2158، 2159، 2160، 2161، 2162، 2163، 2164، 2165، 2166، 2167، 2168، 2169، 2170، 2171، 2172، 2173، 2174، 2175، 2176، 2177، 2178، 2179، 2180، 2181، 2182، 2183، 2184، 2185، 2186، 2187، 2188، 2189، 2190، 2191، 2192، 2193، 2194، 2195، 2196، 2197، 2198، 2199، 2200، 2201، 2202، 2203، 2204، 2205، 2206، 2207، 2208، 2209، 2210، 2211، 2212، 2213، 2214، 2215، 2216، 2217، 2218، 2219، 2220، 2221، 2222، 2223، 2224، 2225، 2226، 2227، 2228، 2229، 2230، 2231، 2232، 2233، 2234، 2235، 2236، 2237، 2238، 2239، 2240، 2241، 2242، 2243، 2244، 2245، 2246، 2247، 2248، 2249، 2250، 2251، 2252، 2253، 2254، 2255، 2256، 2257، 2258، 2259، 2260، 2261، 2262، 2263، 2264، 2265، 2266، 2267، 2268، 2269، 2270، 2271، 2272، 2273، 2274، 2275، 2276، 2277، 2278، 2279، 2280، 2281، 2282، 2283، 2284، 2285، 2286، 2287، 2288، 2289، 2290، 2291، 2292، 2293، 2294، 2295، 2296، 2297، 2298، 2299، 2300، 2301، 2302، 2303، 2304، 2305، 2306، 2307، 2308، 2309، 2310، 2311، 2312، 2313، 2314، 2315، 2316، 2317، 2318، 2319، 2320، 2321، 2322، 2323، 2324، 2325، 2326، 2327، 2328، 2329، 2330، 2331، 2332، 2333، 2334، 2335، 2336، 2337، 2338، 2339، 2340، 2341، 2342، 2343، 2344، 2345، 2346، 2347، 2348، 2349، 2350، 2351، 2352، 2353، 2354، 2355، 2356، 2357، 2358، 2359، 2360، 2361، 2362، 2363، 2364، 2365، 2366، 2367، 2368، 2369، 2370، 2371، 2372، 2373، 2374، 2375، 2376، 2377، 2378، 2379، 2380، 2381، 2382، 2383، 2384، 2385، 2386، 2387، 2388، 2389، 2390، 2391، 2392، 2393، 2394، 2395، 2396، 2397، 2398، 2399، 2400، 2401، 2402، 2403، 2404، 2405، 2406، 2407، 2408، 2409، 2410، 2411، 2412، 2413، 2414، 2415، 2416، 2417، 2418، 2419، 2420، 2421، 2422، 2423، 2424، 2425، 2426، 2427، 2428، 2429، 2430، 2431، 2432، 2433، 2434، 2435، 2436، 2437، 2438، 2439، 2440، 2441، 2442، 2443، 2444، 2445، 2446، 2447، 2448، 2449، 2450، 2451، 2452، 2453، 2454، 2455، 2456، 2457، 2458، 2459، 2460، 2461، 2462، 2463، 2464، 2465، 2466، 2467، 2468، 2469، 2470، 2471، 2472، 2473، 2474، 2475، 2476، 2477، 2478، 2479، 2480، 2481، 2482، 2483، 2484، 2485، 2486، 2487، 2488، 2489، 2490، 2491، 2492، 2493، 2494، 2495، 2496، 2497، 2498، 2499، 2500، 2501، 2502، 2503، 2504، 2505، 2506، 2507، 2508، 2509، 2510، 2511، 2512، 2513، 2514، 2515، 2516، 2517، 2518، 2519، 2520، 2521، 2522، 2523، 2524، 2525، 2526، 2527، 2528، 2529، 2530، 2531، 2532، 2533، 2534، 2535، 2536، 2537، 2538، 2539، 2540، 2541، 2542، 2543، 2544، 2545، 2546، 2547، 2548، 2549، 2550، 2551، 2552، 2553، 2554، 2555، 2556، 2557، 2558، 2559، 2560، 2561، 2562، 2563، 2564، 2565، 2566، 2567، 2568، 2569، 2570، 2571، 2572، 2573، 2574، 2575، 2576، 2577، 2578، 2579، 2580، 2581، 2582، 2583، 2584، 2585، 2586، 2587، 2588، 2589، 2590، 2591، 2592، 2593، 2594، 2595، 2596، 2597، 2598، 2599، 2600، 2601، 2602، 2603، 2604، 2605، 2606، 2607، 2608، 2609، 2610، 2611، 2612، 2613، 2614، 2615، 2616، 2617، 2618، 2619، 2620، 2621، 2622، 2623، 2624، 2625، 2626، 2627، 2628، 2629، 2630، 2631، 2632، 2633، 2634، 2635، 2636، 2637، 2638، 2639، 2640، 2641، 2642، 2643، 2644، 2645، 2646، 2647، 2648، 2649، 2650، 2651، 2652، 2653، 2654، 2655، 2656، 2657، 2658، 2659، 2660، 2661، 2662، 2663، 2664، 2665، 2666، 2667، 2668، 2669، 2670، 2671، 2672، 2673، 2674، 2675، 2676، 2677، 2678، 2679، 2680، 2681، 2682، 2683، 2684، 2685، 2686، 2687، 2688، 2689، 2690، 2691، 2692، 2693، 2694، 2695، 2696، 2697، 2698، 2699، 2700، 2701، 2702، 2703، 2704، 2705، 2706، 2707، 2708، 2709، 2710، 2711، 2712، 2713، 2714، 2715، 2716، 2717، 2718، 2719، 2720، 2721، 2722، 2723، 2724، 2725، 2726، 2727، 2728، 2729، 2730، 2731، 2732، 2733، 2734، 2735، 2736، 2737، 2738، 2739، 2740، 2741، 2742، 2743، 2744، 2745، 2746، 2747، 27

- طراحی مدار منبع تغذیه مطمئن برای تامین برق لازم برای قطعات. گزینه های باتری را برای قابل حمل بودن در نظر بگیرید.
10. انتقال/ذخیره اطلاعات:

- تصمیم بگیرید که داده های ECG چگونه منتقل یا ذخیره شوند. این ممکن است شامل ترکیب بلوتوث برای انتقال داده های بی سیم یا ذخیره سازی داخلی با کارت حافظه باشد.
11. رابط کاربری:

- پیاده سازی رابط کاربری برای کنترل دستگاه و نمایش داده های ECG. این ممکن است شامل نمایشگر، دکمه ها و نشانگرها باشد.

12. تست و کالیبراسیون:

- دستگاه را به شدت تست کنید تا از دقت و قابلیت اطمینان آن اطمینان حاصل کنید. سیستم را برای در نظر گرفتن تغییرات اجزا و شرایط محیطی کالیبره کنید.
13. انطباق و صدور گواهینامه:

- مطمئن شوید که دستگاه شما با مقررات مربوط به تجهیزات پزشکی مطابقت دارد. به دنبال صدور گواهینامه از نهادهای نظارتی مناسب باشید.

14. مستندات:

- طراحی، عملکرد، و روش های آزمایش را برای مرجع آینده و ارسال های قانونی احتمالی مستند کنید.
15. ملاحظات اخلاقی:

- پیامدهای اخلاقی، از جمله حریم خصوصی و امنیت داده ها را در نظر بگیرید، به خصوص اگر ابزار ECG شما شامل انتقال یا ذخیره داده باشد.

مهم است که توجه داشته باشید که توسعه یک دستگاه پزشکی، حتی یک دستگاه به ظاهر ساده مانند یک ابزار ECG، مستلزم مسئولیت قابل توجهی است. همکاری با متخصصان در طراحی تجهیزات پزشکی، امور نظارتی و مهندسی الکترونیک به شدت توصیه می شود. علاوه بر این، رعایت مقررات محلی و بین المللی برای اطمینان از ایمنی و اثربخشی دستگاه الزامی است.

روش تولید دستگاهی که بتواند نوار قلبی را ثبت و پردازش کند به جهت حساسیت های مربوط به سلامت افراد نیاز است که مراحل ذکر شده را طی کند.

می دهد، اما هنگام کار بر روی هر پروژه تجهیزات پزشکی، مشورت با متخصصان و رعایت دستورالعمل های نظارتی ضروری است:
1. تحقیق و درک ECG:

- درک کاملی از نحوه کار ECG، آناتومی سیگنال ECG و اصول فیزیولوژیکی پشت آن به دست آورید.

- الزامات و استانداردهای نظارتی را برای دستگاه های پزشکی در منطقه خود تحقیق کنید (به عنوان مثال، مقررات FDA در ایالات متحده یا مقررات وزارت بهداشت و درمان در ایران).
2. تعریف الزامات:

- هدف و مشخصات گجت ECG خود را به وضوح مشخص کنید. تعداد سرنخ ها، نرخ نمونه برداری، وضوح و هر ویژگی اضافی که می خواهید شامل شود را تعیین کنید.
3. ملاحظات ایمنی:

- نگرانی های ایمنی را شناسایی و برطرف کنید. دستگاه های ECG شامل قرار گرفتن در معرض سیگنال های الکتریکی هستند و اقدامات ایمنی باید برای محافظت از کاربران در برابر آسیب اعمال شود.
4. انتخاب جزء:

- اجزای مناسب از جمله حسگرها، تقویت کننده ها، فیلترها و میکروکنترلرها را انتخاب کنید که نیازهای ابزار ECG شما را برآورده کند.

5. طراحی شماتیک:

- یک نمودار شماتیک دقیق ایجاد کنید که ارتباط بین اجزا را نشان می دهد. این به عنوان طرح اولیه برای دستگاه شما عمل می کند.

6. طراحی PCB:

- طراحی صفحه مدار چاپی (PCB) بر اساس شماتیک. برای بهینه سازی یکپارچگی سیگنال، از فاصله گذاری مناسب، مسیریابی ردیابی، و قرارگیری اجزا اطمینان حاصل کنید.

7. تهیه سیگنال:

- پیاده سازی مدارهای تهیه سیگنال برای تقویت و فیلتر کردن سیگنال ECG. این ممکن است شامل تقویت کننده های ابزار دقیق، فیلترها و مبدل های آنالوگ به دیجیتال (ADC) باشد.

8. ادغام میکروکنترلر:

- یک میکروکنترلر برای پردازش سیگنال، ذخیره سازی داده ها و عملکردهای رابط کاربری یکپارچه کنید. میکروکنترلرهای رایج برای این منظور شامل میکروکنترلرهایی از خانواده آردوینو یا STM32 است.

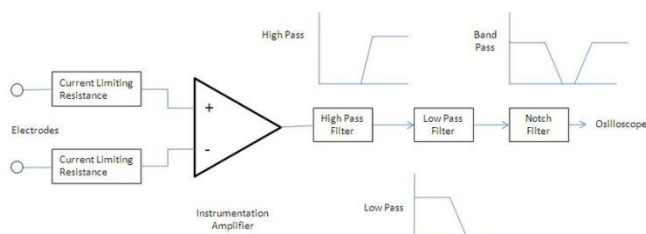
9. طراحی منبع تغذیه:

3- روش طراحی و شبیه سازی

مدار باشد که در این بخش ترجیح بر این داده شد که از آن استفاده نشود.

بلوک دیاگرام مدار:

هر قسمت از بلوک دیاگرام به صورت جدا گانه چه در طراحی و محاسبات و چه در شبیه سازی بررسی و توضیح داده می شوند.

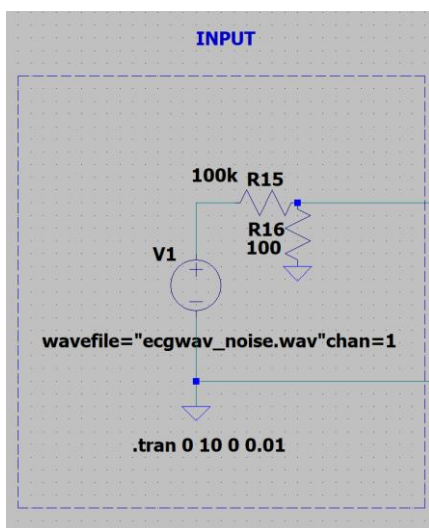


شکل 2: بلوک دیاگرام مدار آنالوگ

طراحی مدار و محاسبات:

سیگنال شبیه سازی شده:

سیگنال شبیه سازی شده قلبی که مورد استفاده قرار گرفته است نوعی سیگنال قلبی با نویز بالا است که از اینترنت دانلود شده است. این سیگنال که wav است به یک منبع ولتاژ به عنوان ورودی داده می شود و این منبع سیگنال را در نرم افزار نشان می دهد.



شکل 3: سیگنال ورودی دانلود شده به صورت wav.

مدار پیش تقویت کننده:

همانطور که بیان شد، دامنه سیگنال ورودی در حدود 100 میکروالی 1 میلی ولت است، برای پردازش بهتر و سپس گذر سیگنال از فیلتر از تقویت کننده ای استفاده کردیم تا دامنه ورودی را به 1 ولت مثبت و منفی برساند.

مدار طراحی شده به شکل زیر است:

طراحی و ساخت پیش پردازشگر سیگنال ECG حاوی مراحل مختلف و متنوعی است که می تواند به طرق مختلفی انجام شود. برای مثال می توان با استفاده از مدار آنالوگ سیگنال ورودی را دریافت کرد، مراحل پردازشی را به صورت آنالوگ بر روی سیگنال اعمال کرد و خروجی مناسب که نوار قلبی فرد باشد را دریافت کرد یا با استفاده از تبدیل سیگنال آنالوگ به دیجیتال، پردازش های دیجیتالی بر روی سیگنال انجام داد و در نهایت مدار آنالوگ خروجی را به صورت نوار قلبی نمونه برداری شده مورد پردازش قرار داد. البته می توان از هر دو روش به صورت همزمان نیز استفاده کرد، ابتدا پردازش به صورت آنالوگ انجام شود سپس این سیگنال ها به صورت دیجیتال در می آیند و توسط میکروکنترلر ها یا میکروپروسسور ها، عملیات های پردازشی بر روی آن ها انجام می گیرد تا در نهایت خروجی مطلوب حاصل شود.

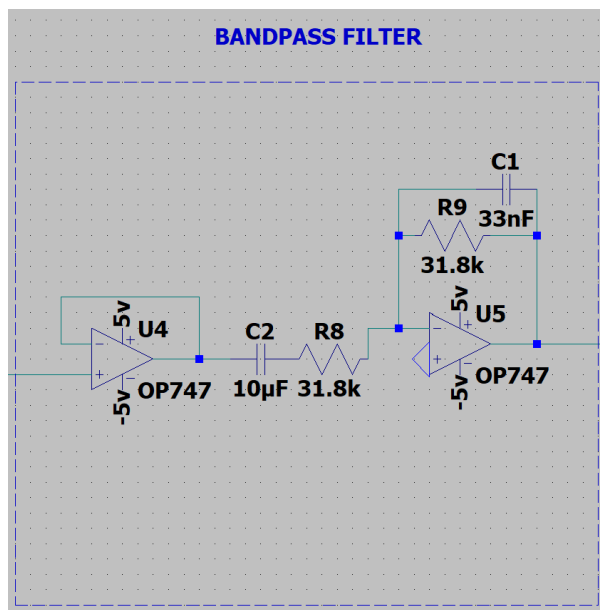
همانطور که در بخش های قبل نیز گفته شد پروژه، ساخت مدار آنالوگ ثبت سیگنال ECG است.

است و توقع می رود که توسط مدار آنالوگ پیاده سازی شده در ابتدا مدارات مورد نیاز، بلوک دیاگرام، محاسبات و شبیه سازی ها بیان می شوند و سپس روش دوم، به صورت مفصل بیان می شود. طراحی و پردازش سیگنال ECG به وسیله مدارات آنالوگ: در این بخش مراحل مختلفی وجود دارند که به صورت بلوک دیاگرام در ادامه نیز نمایش داده می شوند. این مراحل عبارت اند از شبیه سازی سیگنال ورودی اندازه گیری شده، طراحی تقویت کننده های مناسب به جهت تقویت سیگنال خام با دامنه ولتاژ پایین، طراحی فیلتر باند بالا و پایین به جهت فیلتر کردن سیگنال نویز و در نهایت تقویت تا حد استاندارد 5 ولت.

نرم افزار مورد استفاده:

در این بخش از نرم افزار طراحی مدارات آنالوگ LTSpice استفاده شده است. این نرم افزار نسخه ای رایگان و پر قدرت از مجموعه نرم افزار های طراحی و شبیه سازی SPICE است که کاربری ساده تری نسبت به نسخه های دیگر دارد و می توان با استفاده از آن مدارات آنالوگ را طراحی و در حوه های فرکانسی و زمانی شبیه سازی کرد. این شبیه سازی ها شامل انواع نمودار های زمانی و فرکانسی با حالت های مختلف مانند AC Sweep، Transient، DC Sweep و ... هستند.

به دلیل حجم اندک، نصب راحت و کاربری راحت تر این نرم افزار نسبت به نسخه های دیگرش از LTSpice استفاده شده است. البته نرم افزار Proteus نیز می توانست انتخاب مناسبی برای طراحی

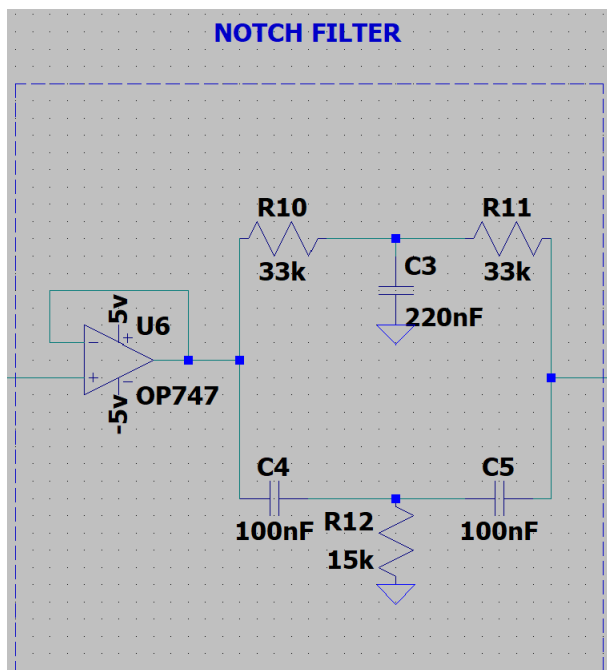


شکل 5: بلوک مدار فیلتر میانگذر

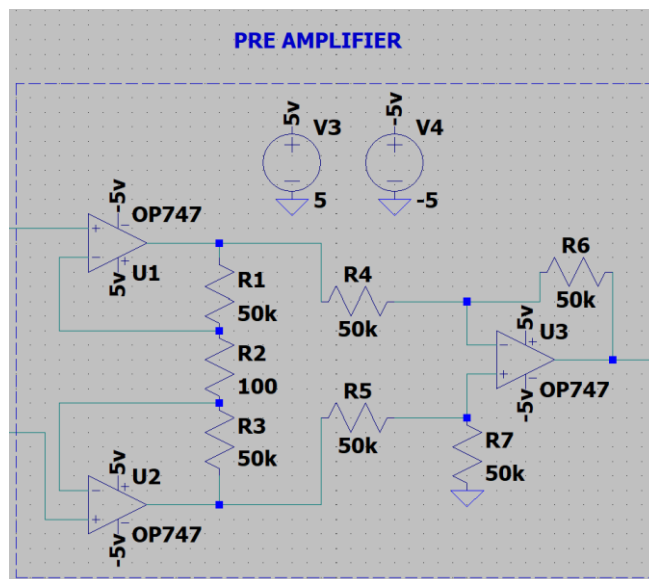
فیلتر Bandpass :

فیلتر برق شهر نیز به عنوان عمده ترین نویز موجود در سیگنال باید حذف گردد که این اتفاق توسط فیلتر ناچ 50 هرتز اتفاق می افتد.

مدار فیلتر به شکل زیر است.



شکل 6: بلوک مدار فیلتر میان گذر 50 هرتز



شکل 4: بلوک مدار تقویت کننده پیشین

تقویت کننده مشاهده شده از نوع instrumentation است که نوعی تقویت کننده تفاضلی است.

بهره این تقویت کننده با استفاده از مدار بالا در حدود تقسیم 100 کیلو بر 100 بدست می آید که بهره 1000 را به ما می دهد.

فیلتر Bandpass :

همانطور که در بخش های قبل نیز گفته شد، یک فرد در حالت ورزش هم حتی بیش از 180 بار در دقیقه نمی تواند ضربان قلب داشته باشد و در حالت های اندکی بالاتر از آن ممکن است، پس می توانیم فرض کنیم که فرکانس های بالاتر حاوی سیگنال ضربان قلب نیستند و نویزی هستند. البته در این طراحی فرکانس قطع بخش لوپس، 150 هرتز در نظر گرفته شده است. همچنین برای دوری از DC در سیگنال و حتی نویز حاوی تنفس، لازم است که سیگنال های پایین تر از 0.5 هرتز نیز عبور داده نشوند. اینگونه بند پس 0.5 الی 200 هرتز تولید می گردد. فرکانس قطع از رابطه زیر بدست می آید:

$$\frac{1}{2\pi RC}$$

همانطور که بیان شد عبارت بالا باید برابر 200 و 0.5 شود، به همین دلیل مقاومت ها و خازن های متناظر انتخاب شده اند.

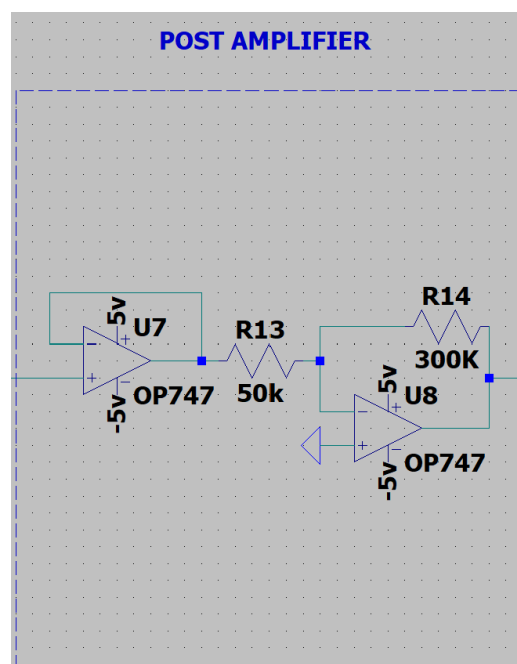
مدار فیلتر به شکل زیر است:

تقویت کننده نهایی:

این تقویت کننده همانند تقویت کننده قبلی است ولی هدف آن این است که سیگنال تضعیف شده در فیلتر را به دامنه مثبت و منفی 5 ولت برساند تا در بخش بعدی سیگنال را بتوان وارد ADC کرد. و آن را به حوزه دیجیتال برد.

همانطور که مشاهده می شود بهره تقویتی در حدود 6 است.

مدار به شکل زیر است:

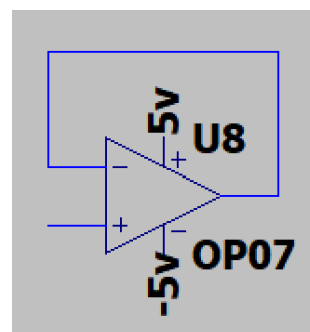


شکل 7: بلوک مدار تقویت کننده پسین

مدار تجمیع شده:

در نهایت بلوک هایی که هر کدام به صورت جداگانه توضیح داده شدند با یک دیگر مدار بزرگی را تشکیل می دهند که سیگنال آنالوگ نویزی ECG را دریافت می کند و تعداد گام برداشته شده را به صورت باینری در خروجی اعلام می کند.

همچنین به جهت آنکه هر طبقه و بلوک بر روی طبقه یا بلوک قبلی یا بعدی خود اثری نداشته باشد، از متصل کننده بافر بین هر کدام استفاده می کنیم که مدار آن به شکل زیر است:



شکل 8: بلوک مدار بافر

در تمام بخش ها از آپ امپ OP707 که آپ امپی رایج و ارزان است استفاده شده است که برای استفاده که کاربری ساده ای دارد مناسب است.

مدار تجمیع شده در صفحه نهایی قرار داده شده است.

در این مدار در ابتدا سیگنال داندلود شده همراه با نویز به ورودی داده می شود، ابتدا دامنه سیگنال تا حدود 1000 برابر افزایش می یابد سپس توسط فیلتر باند میانی آفست دی سی آن حذف و از فیلتر پایین گذر با فرکانس قطع 150 هرتز نیز می گذر تا اثر نویز و فرکانس های مزاحم کمتر شوند. پس از آن فیلتر ناچ نیز اعمال می شود تا نویز برق شهر به حداقل برسد. در نهایت مجدداً تقویتی با بهره 6 به جهت جبران افت فیلتر و تنظیم دامنه 5 ولت انجام می شود. سیگنال تمیز شده به عنوان خروجی به دست می آید.

4- نتایج شبیه سازی

در بخش شبیه سازی در ابتدا همانند بخش قبلی به صورت بلوکی با توجه به بلوک دیاگرام پیش می رویم و هر بلوک را به صورت جداگانه بررسی می کنیم که عملکرد آن در شبیه سازی چگونه است. سپس مدار تجمیعی را نیز شبیه سازی و بررسی می کنیم.

سیگنال شبیه سازی شده:

با استفاده از حالت Transirnt در نرم افزار LTSpice می توانی بازه زمانی ای را تعریف کنیم، سیگنال زمانی را اعمال و خروجی را مشاهده کنیم. در تمام نمودار های این بخش به جز پاسخ فرکانسی فیلتر ها، از این حالت استفاده شده است.

سیگنال داندلود شده که همراه با نویز شده است تا به سیگنال واقعی شبیه باشد. به شکل زیر است:

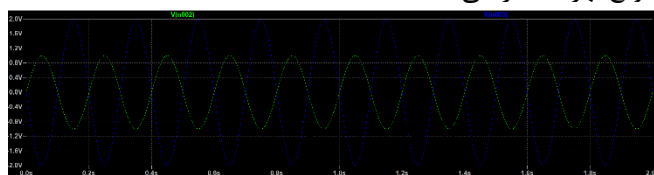


شکل 9: سیگنال ورودی

نویزی بودن سیگنال و ضربان قلب مشخص هستند.

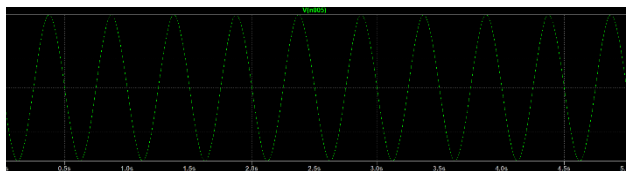
مدار پیش تقویت کننده:

طبق توقع بهره 6 طراحی شده است.



شکل 10: نمودار خروجی پس تقویت کننده

به عنوان ورودی به این بلوک سیگنال سینوسی با فرکانس 5 هرتز و با دامنه 1 میلی ولت داده می شود. خروجی سیگنالی با همان فرکانس و دامنه 1 ولت است. همانطور که انتظار می رفت بهره برابر 1000 است.



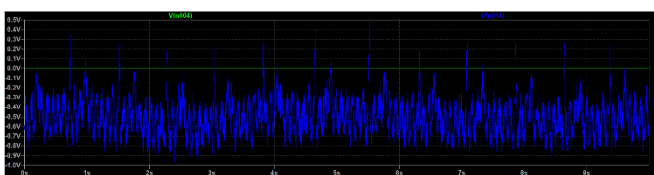
شکل 10: نمودار خروجی پیش تقویت کننده

مدار تجمیع شده:

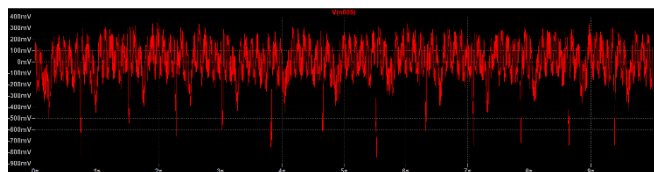
مدار تجمیع شده همان اتصال بلوک های نشان داده شده به یکدیگر است. برای آنکه بتوانیم به خوبی پردازش هایی که بر روی سیگنال ورودی انجام می شود را ببینیم، به ترتیب سیگنال های ورودی و خروجی هر بخش را نشان می دهیم:



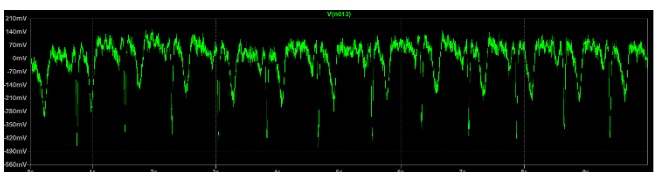
شکل 13: سیگنال ورودی



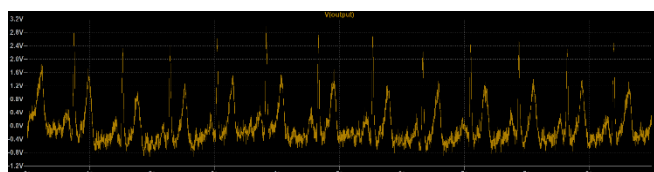
شکل 14: خروجی تقویت کننده پیشین



شکل 15: خروجی فیلتر میانگذر



شکل 16: خروجی فیلتر میان گذر

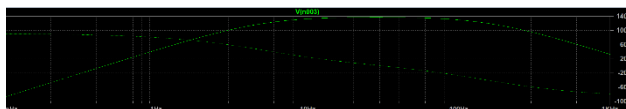


شکل 17: خروجی نهایی

فیلتر Bandpass:

در این بخش نموداری که کشیده می شود نمودار Bode نام دارد که در هردو راستای افقی و عمودی به صورت لگاریتمی درجه بندی می شود. با استفاده از این نمودار می توان میزان افت سیگنال ورودی را به ازای فرکانس های مختلف مشاهده کرد و فرکانس قطع فیلتر که همان فرکانس -3dB است را یافت. فرکانس قطع فرکانسی است که در آن توان نصف و دامنه تقسیم بر رادیکال 2 می شود.

فیلتر پایین گذر طراحی شده حاوی فرکانس قطع 200 هرتز و 0.5 هرتز است، پس در نمودار Bode نیز باید شاهد افت دامنه در این فرکانس باشیم. به خوبی در نمودار زیر افت مشخص است.

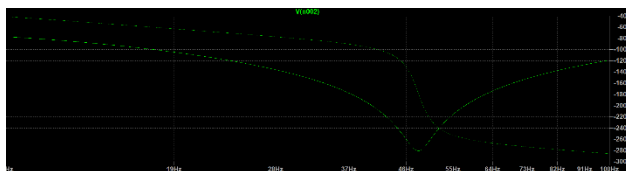


شکل 11: فیلتر میانگذر

این نمودار پاسخ فرکانسی فیلتر را مشخص می کند. خط سبز پر رنگ نشان دهنده اندازه پاسخ فرکانسی و خط کم رنگ نشان دهنده زاویه پاسخ فرکانسی است.

فیلتر Notch:

این فیلتر نیز همانند بالااست و فیلتر میان گذر 50 هرتز است:



شکل 12: فیلتر میان گذر

تقویت کننده نهایی:

در این بخش نیز همانند تقویت کننده قبلی سینوسی با دامنه 1 ولت و فرکانس 5 هرتز به ورودی داده می شود، در خروجی سیگنال با دامنه حدودی 6 ولت و همان فرکانس 5 هرتز دریافت می شود که

مراجع

- [1] [ECG sources for PSPICE, LTSPICE, TINA, Multisim – glenzac](#)
- [2] [ECG Signal Modeling in LTspice : 7 Steps - Instructables](#)
- [3] [lab 6 \(cornell.edu\)](#)
- [4] [Electrocardiogram-ECG.jpeg \(1205×631\) \(microbenotes.com\)](#)
- [5] [ECG Front-End Design is Simplified with MicroConverter® | Analog Devices](#)
- [6] [Electrocardiogram \(ECG\) circuit diagram for oscilloscopes \(picotech.com\)](#)
- [7] [Electrocardiography Circuit Design \(msu.edu\)](#)

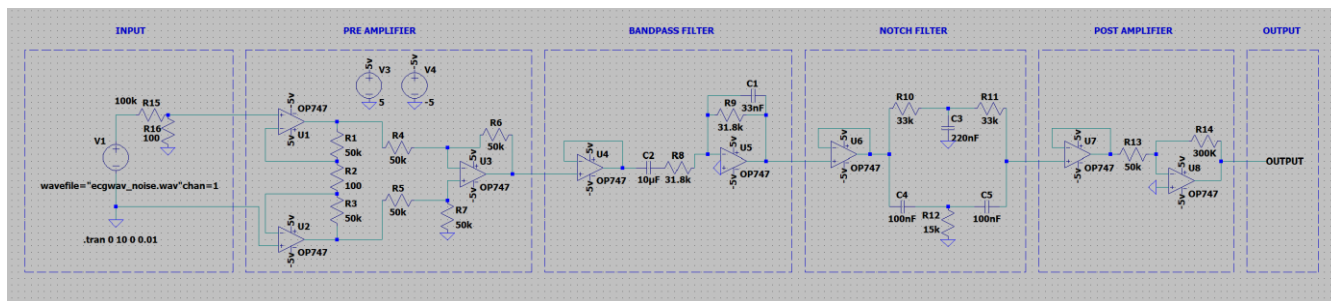
نتایج شبیه سازی و طراحی در نرم افزار به طور کامل توضیح داده شده و به نمایش درآمدند. طبق انتظار از یک سیگنال نویزی توانستیم سیگنال تا حد خوبی رفع نویز شده و تقویت شده ECG را نشان دهیم.

عملکرد مدار در تشخیص وضعیت غیر عادی:

به طور کلی وضعیت های غیر عادی در گام شماری می توانند چند نوع باشند. اولین نوع به دلیل وجود انواع نویز به خصوص نویز سفید می تواند اتفاق بیفتد. راهکاری که برای حذف نویز انجام شده است فیلتر کردن فرکانس های بالاتر از 200 هرتز و فرکانس 0.5 هرتز برای DC است. همچنین فرکانس 50 هرتز برق شهر نیز فیلتر شده است.

5- جمع بندی اجمالی

توانایی قلب برای پمپاژ تابعی از سیگنال های الکتریکی است. پزشکان می توانند این سیگنال ها را در نوار قلب برای تشخیص مشکلات مختلف قلبی بخوانند. قبل از اینکه سیگنال به درستی توسط پزشک آماده شود، باید به درستی فیلتر و تقویت شود. در این پروژه، نحوه طراحی مداری برای جداسازی سیگنال های ECG با شکستن این مدار به چهار بخش ساده تقسیم می شود: یک تقویت کننده ابزار دقیق، یک فیلتر باند گذر، یک فیلتر ناچ و یک تقویت کننده نهایی. نقاط قوت زیادی در طول پروژه وجود داشتند. توانستیم سیگنال نویزی نزدیک به حقیقی را به وسیله LTSpice پردازش کنیم و خروجی بدست آوریم. همچنین با استفاده از فیلتر میانگذر و ناچ توانستیم اثر نویز برق شهر و نویز های با فرکانس های بزرگتر از 200 هرتز را تا حد بسیار مطلوبی در مدارات آنالوگ رفع کنیم.



شکل 18: مدار جمع شده نهایی