

Labview Tabanlı, Bilgisayar Destekli Gerçek Zamanlı EKG Cihazının Tasarımı

Yrd. Doç. Dr. M. Rahmi Canal¹, Arş. Gör. Osman Özkaraca² Çağdaş Hisar³

¹ Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümü, Ankara

² Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi AD, Ankara

³ Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümü, Ankara
mrcanal@gazi.edu.tr, ozkaraca@gazi.edu.tr, cagdas_hisar@hotmail.com

Özet: Bilgisayar ve bilişim teknolojisinin yaşamımıza girmesi ile tıp dünyasında da pek çok kolaylığa erişilmiştir. Bu çalışmada hastanın kendi elektrokardiyografisini (EKG) bilgisayar üzerinden izleyebileceği bir EKG cihazı tasarlanmıştır. Bu noktada öncelikle bir EKG cihazının tasarımı yapılmıştır. Donanımın içerisinde bir enstrümantasyon yükselticisine, analog süzgeçlere, seviye kaydırıcıya, analog-sayısal dönüştürücüye yer verilmiştir. Süzgeç tasarımında özellikle kararlı yapıya sahip UAF42 aktif süzgeci kullanılmıştır. Süzgeç tasarımları öncelikle Proteus Professional v7.7 programında denenmiş ve hesaplamaların doğru olduğu görüldükten sonra uygulamaya geçilmiştir. Analog sinyalinin, sayısal hale dönüştürülmesi için PIC16F877A mikrodenetleyicisi kullanılmıştır. Böylece EKG sinyali 10 bit sayısal sinyale dönüştürülüp RS232 iletişim protokolü kullanılarak bilgisayarın seri portuna gönderilmiştir. Bilgisayar üzerinde çalışan ve içinde port dinleme yazılımı ile kullanıcı ara yüzü olan bir program Labview 7.1 yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Böylece EKG sinyali gerçek zamanlı gösterilmiştir.

Anahtar Sözcükler: EKG, Labview, Analog sinyal işleme, UAF42

Labview Based, Computer Aided Design of Real-Time ECG Device

Abstract: Many facilities reached in the medical world with computer and information technology into our lives. In this study, the patient's own electrocardiography (ECG), an ECG device designed to watch over the computer. At this point, firstly an ECG device is designed. The hardware consists of an instrumentation amplifier, analog filters, level shifter and analog-digital converter. UAF42 active filter used for filter design which is especially stable structure. First of all, filter designs was tested in Proteus Professional v7.7 program. Circuits realized after seeing the calculations are correct. PIC16F877A microcontroller is used for converting the signals from analog to digital. Thus, ECG signal is converted to 10-bit digital signal and sent to the serial port of the computer using the RS232 communication protocol. The program was performed which has user interface and working on the computer with listening to the port software via Labview 7.1 program. Thus, the ECG signal is displayed in real time.

Keywords: ECG, Labview, Analog signal processing, UAF42

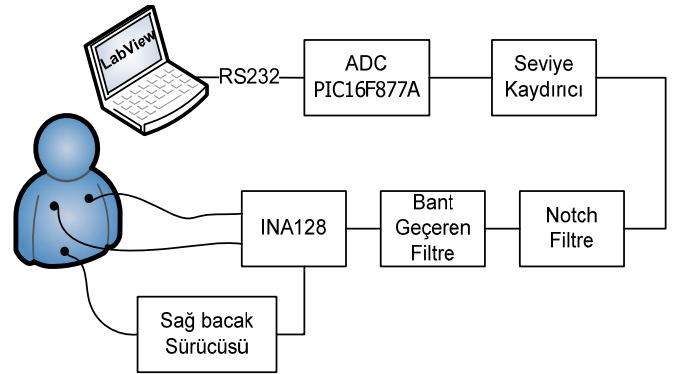
1. Giriş

Dünyada her yıl binlerce insan geç kalınmış müdahalelerden, kronik rahatsızlıklardan ve diğer bir etken olarak sağlık hizmetlerindeki yetersizlikten dolayı hayatını kaybetmektedir. Günümüzde insanların sağlık hizmetine yönelik artan bir beklentisi vardır. Yapılan araştırmalar neticesinde 2050 yılında Avrupa nüfusunun %40'ının 65 yaş üzerinde olması beklenmektedir [1]. İnsan nüfusunun yaş ortalamasının yükselmesi ve koroner kalp rahatsızlıklarının, dünya genelindeki ölümlerin sebepleri arasında ilk sırada gelmesi düşünüldüğünde, her yıl yaklaşık 7.2 milyon insan yaşamını çeşitli kalp rahatsızlıklarından dolayı kaybetmesinden dolayı ilk olarak kalp hareketlerinin izlenmesi önem kazanmıştır [2, 3].

Artan nüfus karşısında sağlık hizmetlerindeki yaşanmaya başlayan sıkıntılar tüm ülkelerin büyük sorunu haline gelmeye başlamıştır. Hastanelerde oluşan yatak sıkıntısı, insanların yoğun iş temposundan kaynaklı sağlık problemlerini önemsememesi yâda kontrole gitmemeleri çok fazla yaşanır olmuştur. Bu nedenle artık insanlar geliştirilen daha portatif ve kullanımı kolay cihazlarla kendi sağlıklarını izlemeye başlamışlardır [4, 5]. Özellikle medikal firmaları tarafından geliştirilen tansiyon, şeker ölçme aletleri gibi cihazlar tüm insanların kullanabileceği şekilde üretilmeye başlanmıştır. Böylece ufak bir tansiyon ölçme işlemi için dahi sağlık birimlerine gitme problemi çözülmüş olmaktadır.

Bu çalışmada ise özellikle EKG cihazını tercih etmemizin sebebi, birçok rahatsızlıkla karşılaşılmasına karşın koroner

kalp rahatsızlıklarının önemi çok daha fazladır. Bu nedenle EKG sinyallerinin izlenmesi büyük önem kazanmıştır. Koroner kalp rahatsızlıkları dünya genelindeki ölüm sebepleri arasında ilk sırada geldiği için biyomedikal uzmanlar bu konu üzerinde yoğunlaşmıştır.



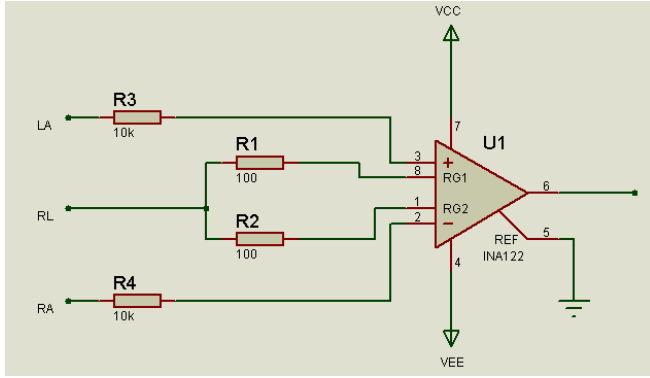
Şekil 1. Uygulamanın Blok Diyagramı

Yapılan uygulama ile hastaların günlük yaşam içinde iken bilgisayar başından EKG'lerini izleme ve kaydetme imkanı sağlayan bir prototip geliştirilmeye çalışılmıştır. Bu tür cihazlar piyasada hali hazırda satılmaktadırlar. Fakat genellikle yurt dışı imalatı olup pahalıdırlar. Geliştirmiş olduğumuz prototip genel olarak bilinen bilgi ve beceriler yolu ile kendi tasarımımlarımız olup çok az bir maliyete gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen sistem ile hastanın bilgisayarına kurulacak olan bir program yardımıyla tek derivasyona sahip EKG

cihazından gelen kalp sinyallerinin takip edilebilmesi sağlanmıştır. Çalışma da öncelikle kalp tarafından üretilen ve cilt yüzeyinden ölçülebilen çok düşük gerilim değerindeki EKG (elektrokardiyogram) işaretlerinin yükseltilip işlenmesi için tasarlanan yükselteçlerin ve süzgeç devrelerinin uygulanması açıklanmıştır. Daha sonra sistemin alıcı ve izlenmesi bölümünde kullanılan devre yapısı ve Labview programı açıklanmıştır.

2. Elektrokardiyografi(EKG) Cihazının Tasarımı

EKG ölçüm düzenlerinde EKG işaretleri, ön yükselteç de kuvvetlendirilirler. Bu katın giriş empedansı çok yüksek ve ortak moddaki işareti reddetme oranı (CMMR) çok büyük olmalıdır. Pratikte bu amaçla genellikle üç işlemsel yükselteç den oluşan ve enstrümantasyon yükselteci(EY) olarak adlandırılan bir diferansiyel (farksal) yükselteç kullanılır. Tasarımda EKG yükselteci olarak piyasada rahatlıkla temin edilebilen ve üç işlemsel yükselteç ile dirençlerin tek bir silikon tabana yerleştirildiği tek yonga INA128P işlemsel yükselteci kullanılmıştır (Şekil 2). Sinyalin cilt yüzeyinden algılanması için tek kullanımlık Ag/AgCl elektrot kullanılmıştır.



Şekil 2. Tasarlanan EKG devresinde kullanılan yükselteç devresi [6]

Biyolojik işaretlerden, EKG sinyali 0.5Hz ile 100Hz arası frekans bandına ve 0mV ile 5mV arası genlik değerindedir. Cilt yüzeyinden elde edilen kalp sinyalleri çok düşük bir genliğe sahip oldukları için bu sinyallerin yükseltilmesi gerekmektedir. Bu sebeple sistemimizin kazancı oldukça fazla olmalıdır. Bu kazancı ayarlamak için harici bir dirençten faydalanılır. Bu direnç INA128P entegresi için 1 ve 8 no'lu bacakları arasına bağlanır. Devremizdeki kazanç değeri denklem 1'de olduğu gibi 100 Ω'luk dirençler ile 251 olarak ayarlanmıştır.

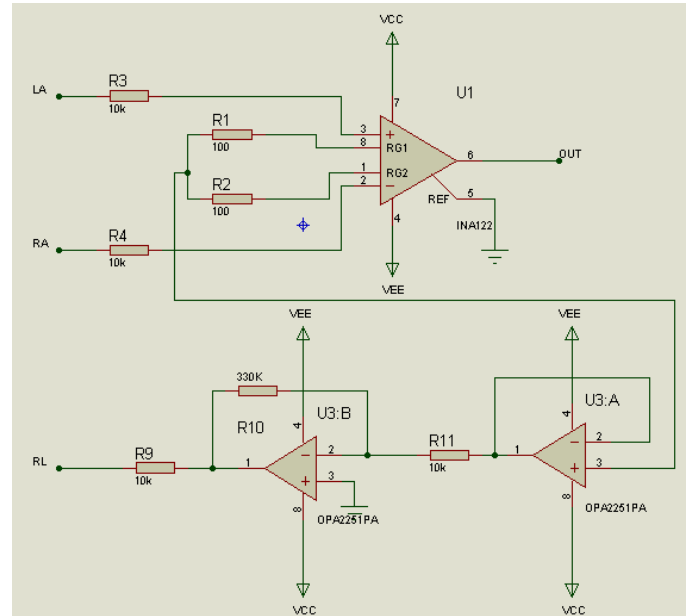
$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G} = 1 + \frac{50K\Omega}{100\Omega + 100\Omega} = 251 \quad [1]$$

Günümüzde kullanılan EKG ölçüm düzenlerinin çoğunda hastanın sağ bacak elektrotu topraklanmayıp yardımcı işlemsel

yükselteç adı verilen aktif elemanlı bir devrenin çıkış ucuna bağlanmıştır. Sağ bacak sürücüsü vücuttan algılanan ortak modda'ki işaretleri ters faz olarak R11 direnci üzerinden vücuda uygulanmaktadır. Böylece vücutta oluşan ortak modda 'ki işaretler azaltılabilmekte, farksal modda'ki işaretler üzerinde ise çevrimin bir etkisi olmamaktadır [7,8].

Ayrıca hasta üzerinde hayati tehlike oluşturabilecek büyük değerde akımların akmasına neden olabilecek bir durumda ise yardıma işlemsel yükseltecin doymaya girmesi nedeniyle hasta değeri büyük olan R₁₁ direnci üzerinden topraklandığından, hasta üzerinden geçen akım küçük değerde tutulabilmektedir.

Şekil 3'de tasarlanan EKG devresinde kullanılan sağ bacak sürücüsü görülmektedir. Burada R₁ ile R₂'nin toplamı INA128P'nin R_G direncini verir. Sağ bacak sürücüsü için sinyal R₁ ve R₂ dirençlerinin ortasından alınmakta ve sırasıyla tampon ve eviren yükseltece uygulanmaktadır. Daha az gürültüye maruz kalması için sağ bacak sürücü kısmında OPA2251PA çift işlemsel yükselteçli entegre kullanılmıştır.



Şekil 3. Tasarlanan EKG devresinde kullanılan sağ bacak sürücüsü devresi[6]

Şekil 4'de tasarımı yapılan EKG devresinin sayısal osilaskop ile test edilmesi görülmektedir. Devre iki adet 9 V'luk alkalın pil yardımı ile çalışmaktadır. Osilaskop ekranından görüldüğü üzere QRS segmenti oldukça net ve atımlar bellidir. Bilindiği gibi EKG sinyali iki farklı amaç için kullanılabilir. Bunlardan birincisi izleme diğeri teşhis ve tedavi içindir. Şekil 3'de elde edilen sinyalin izleme için oldukça temiz ve net olduğu görülebilir.



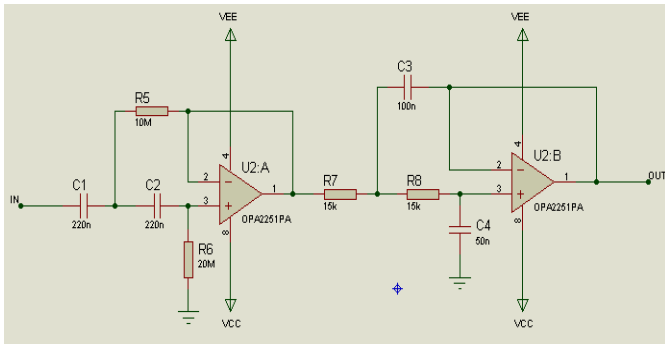
Şekil 4. Prototip EKG devresinin test edilmesi

2.1. Süzgeçler

Hastanın soluk alıp vermesi ve kas hareketlerinin sebep olduğu gürültüler, elektrik şebekesi kaynaklı gürültüler ve diğer yüksek frekanslı elektriksel parazitler enstrümantasyon yükseltecinin yüksek CMRR değerine rağmen EKG işaretlerine karışabilmektedir [9]. Yukarıda sözü edilen istenmeyen işaretleri süzmek için süzgeçler kullanılır. Bu tür sistemlerde kararlı direnç ve kapasitelerle tam ve doğru olarak süzgeç karakteristiklerinin gerçekleşmesine imkân tanıdıkları için genellikle opamp'lı aktif süzgeçler kullanılmaktadır [10].

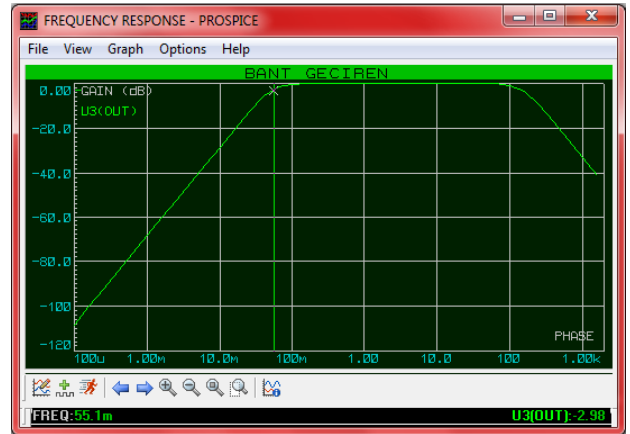
2.1.1. Bant Geçiren Süzgeç

EKG işaretinde olabilecek gürültü sebeplerinden en önemli hastanın bedeninden kaynaklanan biyolojik işaretlerin oluşturdukları gürültülerdir. Genellikle kas hareketleri sonucu ortaya çıkan bu gürültülerin atılması için EKG işaretleri 0.05Hz ile 150Hz kesim frekansına sahip Bant Geçiren bir süzgeçten geçirilmelidir. Şekil 5'de görülen bant geçiren devresinde kullanılan OPA2251PA serisi tek kılıf içinde iki opamp(işlemsel yükselteç) içermektedir. Bu bant geçiren süzgecinin bant genişliği alçak geçiren ve yüksek geçiren süzgeçlerin kesim frekansları arasındaki farkla belirlenir.



Şekil 5. Tasarlanan EKG devresinde kullanılan bant geçiren süzgeç

Bant geçiren süzgecin proteus programında gerçekleştirilen benzetimi yapılan hesaplamalara oldukça yakın sonuçlar vermektedir. Bu benzetimin sonucunda elde edilen frekans grafiğinde -3dB kazanç durumunda alt kesim frekansı 0,05 Hz ve üst kesim frekansı 150 Hz olarak şekil 6'de görülmektedir.

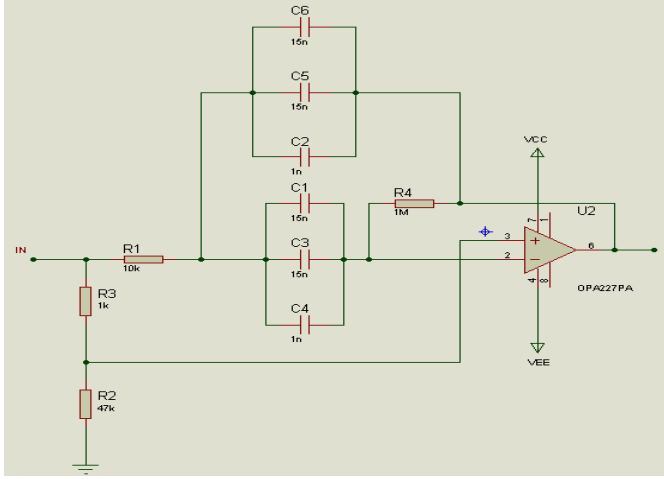


Şekil 6 EKG tasarımında kullanılan bant geçiren süzgecin frekans cevabı alt kesim frekans gösterimi

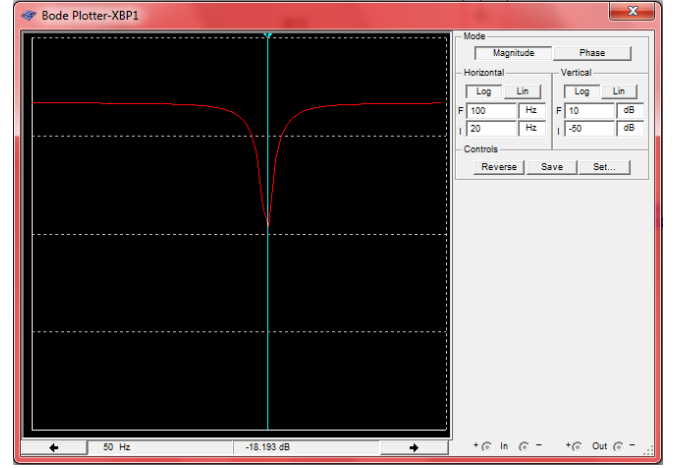
2.1.2. Bant Durduran Süzgeç

Elektrik şebekesinin oluşturduğu 50Hz elektromanyetik gürültüden kaynaklanan ve hasta üzerinden geçerek yükselteç devresinde kuvvetlenen bileşenleri bastırmak için 50Hz bant durdurucu süzgeçler kullanılır. Şebeke frekansını bastıran bu tür bant durdurucu süzgeçlere literatürde notch yada çentik süzgeç adı da verilmektedir [8]. EKG devresinin bant durdurucu süzgeç tasarımı, birinci katında OPA227PA ikinci katında UAF42PA entegreleri kullanılmıştır. İki devre artarda bağlanarak 2. Dereceden Notch Süzgeç elde edilmiştir.

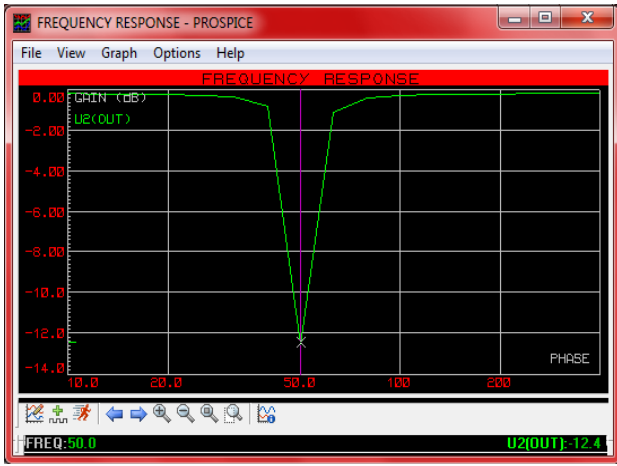
Tasarlanan bant durdurucu süzgecinin Proteus programında gerçekleştirilen benzetimi şekil 7'de ve bu benzetimin sonucunda elde edilen frekans grafiği de şekil 8'de görülmektedir.



Şekil 7. EKG tasarımında kullanılan bant durdurucu süzgeç devresinin birinci katı ve frekans cevabı

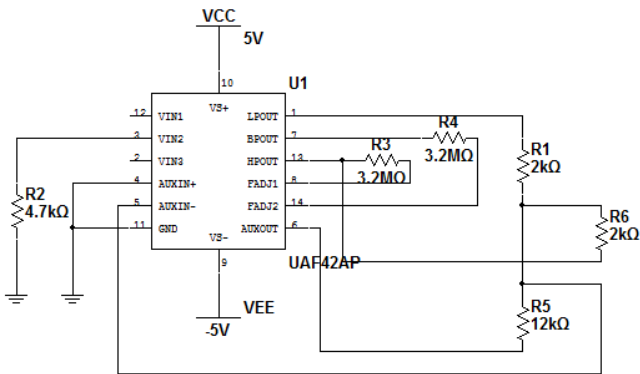


Şekil 10. EKG tasarımında kullanılan UAF42PA entegresi ile tasarlanmış notch süzgecinin frekans cevabı



Şekil 8. EKG tasarımında kullanılan bant durdurucu süzgeç devresinin frekans cevabı

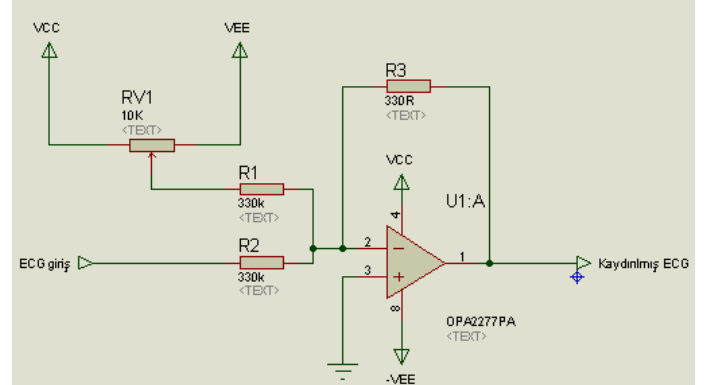
Şekil 8’de görüldüğü üzere yapılan süzgeç hesaplamalarına göre devrenin frekans cevabı oldukça yakın sonuçlar vermiştir. Şekil 9’da bu süzgeç ile birlikte UAF42PA ile tasarlanmış bant durdurucu süzgecin proteus programında gerçekleştirilen benzetimi yapılan hesaplamalara oldukça yakın sonuçlar vermektedir. Bu benzetim sonucunda elde edilen frekans grafiği şekil 9’da görülmektedir



Şekil 9. EKG tasarımında kullanılan UAF42PA entegresi ile tasarlanmış notch süzgeç[10]

2.2. Toplayıcı

EKG sinyalinin bilgisayar ortamına gönderilirken sıfırın altındaki sinyallerin okunabilmesi için toplayıcı devre, EKG devresinin çıkışına eklenmiştir. Toplayıcı devre ile sinyale bir DC ofset kazandırılarak sinyalimizin sıfırın altında kalan kısımlarının da okunabilmesi sağlanmıştır (Şekil 11).

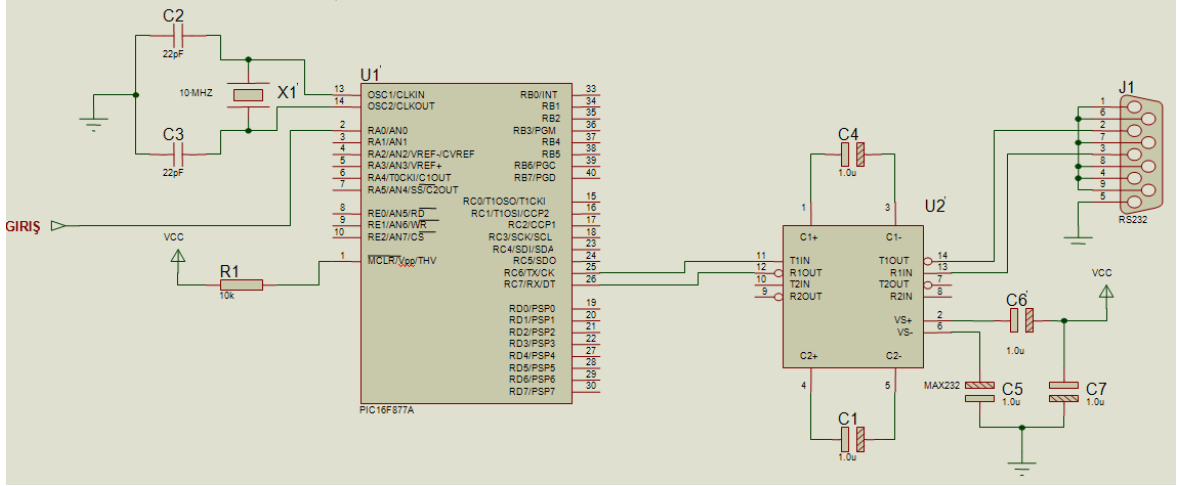


Şekil 11. EKG sinyalinin kaydırılmasını sağlayan toplayıcı devre

3. EKG sinyalinin analog-sayısal dönüşümü

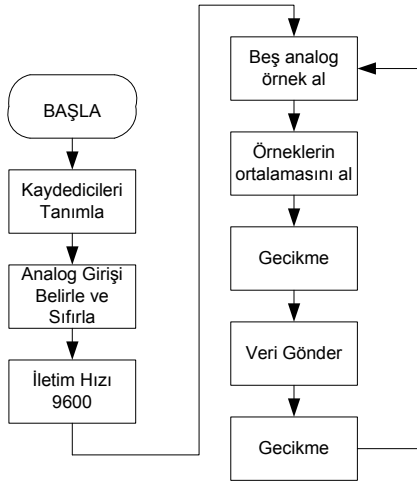
EKG yükseltici çıkışında yükseltilmiş ve süzgeçlenmiş olarak elde edilen EKG sinyallerinin iletme uygun hale getirilmesi, ADC (Analog Dijital Dönüştürücü) ve verici devrelerden oluşan iletim katında gerçekleştirilecek olan dönüştürme işlemlerine bağlıdır. Bu katlarda gerçekleştirilecek işlemler elde edilmiş olan EKG sinyallerinin iletim ortamına seri olarak aktarılmasını sağlayacaktır. Buna göre Şekil 12’de görülen devre ile analog EKG sinyalleri PIC16F877A entegresi aracılığıyla 10 bit sayısal verilere dönüştürülecektir. Burada PIC16F877A kullanılmasının sebebi yüksek hızlı, CMOS, full-statik, 8 bit mikrodenetleyici olmasıdır. PIC16F87X ailesi, sahip olduğu analog-sayısal dönüştürücü gibi özellikleri ile dış elemanları azaltacak bir mikrodenetleyicidir. Böylece maliyet en aza inmekte, sistemin güvenilirliği artmakta, enerji sarfiyatı azalmaktadır.

Devremizde bir adet analog giriş seçilmiştir. Mikrodenetleyicinin A₀ analog girişine harici olarak herhangi bir TTL (0-5V) gerilim değerine sahip analog değişken uygulanabilir. Analog değişken olarak EKG sinyali kullanılmıştır.



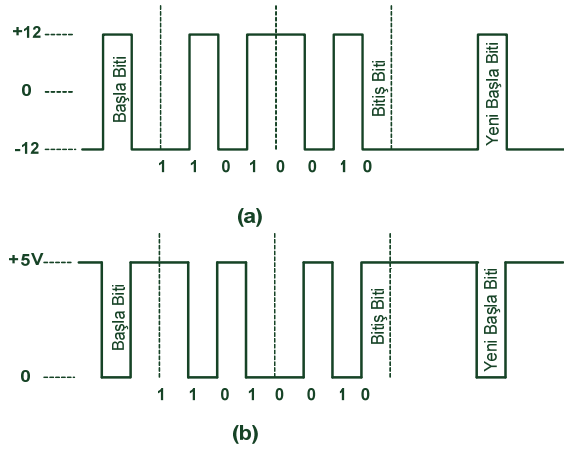
Şekil 12. ADC Dönüştürme için tasarlanan devre[12]

Gelen analog sinyal A_0 ucundan alınarak mikrodenetleyiciye yazdığımız program ile bir dizi işlemden geçirildikten sonra 10 bit sayısına ve USART (Universal Asenkron Verici/Alıcı) haberleşme yöntemi ile TX çıkış ucundan Max232 entegresinin T1IN girişine gönderilmiştir. Mikrodenetleyici içine yazılan programın akış diyagramı şekil 13'de görülebilir.



Şekil 13. Mikrodenetleyici ADC akış diyagramı

EKG devresi ile bilgisayar arası veri iletimi seri port iletişim protokolü kullanılarak gerçekleştirilmiştir. RS232 ise bilgisayarlar için en sık kullanılan seri veri ara yüzüdür. RS232 seviyeleri TTL seviyelerinden farklıdır. RS232 sinyali -12 Volt ve +12 Volt arasında çalışırken, sistemimizdeki mikrodenetleyici çıkışı da TTL seviyededir. 0-5 Volt mantıksal ifadelerine göre çalışır. Max232 alıcı verici entegresi bu uyumun sağlanması için kullanılmıştır. Bu entegre TTL ve RS232 arasında bağlantıyı sağlar. Veri sinyali örneği şekil 14'den görülebilir.

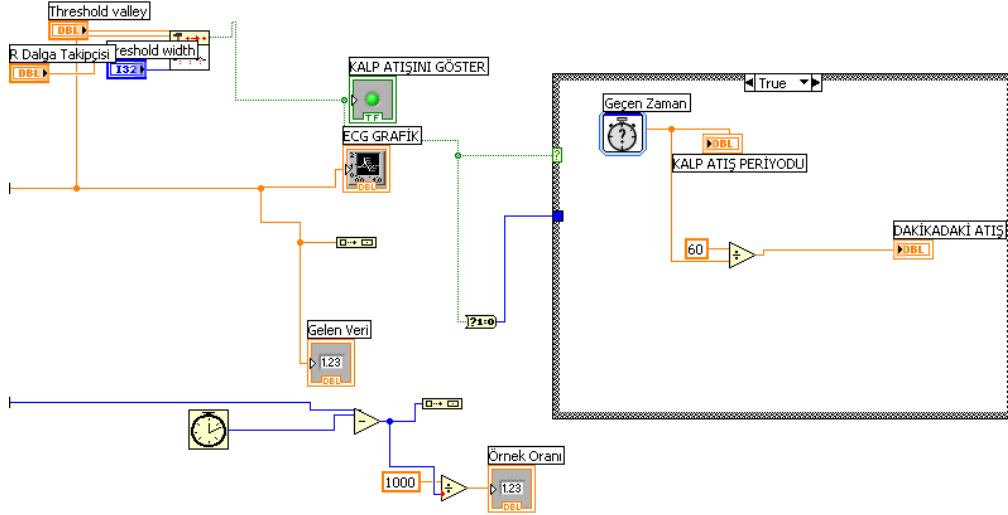


Şekil 14.(a) Seri port veri haberleşme (b) TTL seviye veri haberleşme

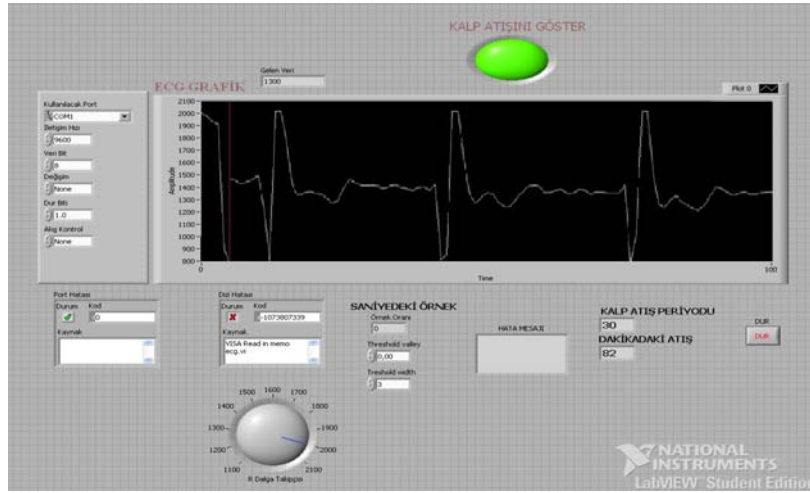
4. Tasarlanan Bilgisayar Yazılımı

Bilgisayar yazılımı Labview programı kullanılarak tasarlanmıştır. Ölçme ve enstrümantasyon odaklı olarak geliştirilen Labview (Laboratory Virtual Instruments For Engineering Workbench) bugün bir yazılım üretme platformu olarak diğer yapısal ve nesne tabanlı programlama dillerinin hemen hemen her yeteneğine sahiptir [13].

Gerçekleştirilen çalışmada iki adet yazılım tasarımı yapılmıştır. Tasarımların giriş fonksiyon paletleri dışında fark yoktur. Şekil 15'de mikrodenetleyici ile bilgisayar arasındaki iletişimi kurmak için gerçekleştirilen seri port ayar programı görülebilir. GPL metin tabanlı kodlama yerine tamamen sembolleştirilmiş komut setine sahiptir. Dolayısı ile komut ezberleme zorluğunu ortadan kaldırmıştır. Programcı, paletlerden ihtiyacı olan fonksiyonları alarak bir akış şeması oluşturur gibi yazılım üretebilmektedir; hatta Express VI'lar ile sadece girişleri ve çıkışları bağlamak suretiyle, onlarca programı dakikalar içerisinde üretebilir. Böyle bir işlem, diğer programlama dilleri ile günlerce sürebilir.



Şekil 17. Analog değer görüntüleme yazılımı



Şekil 18. Labview kullanıcı ara yüzü ve alınan analog sinyal

Şekil 19'da gerçekleştirilen uygulama için elde edilen EKG sinyali gözükmektedir. Böylece bilgisayar ekranındaki işaret ile dijital osilaskopta görülen analog sinyal karşılaştırılmıştır.



Şekil 18. Osilaskop çıkışı

5. Sonuç ve Öneriler

Gerçekleştirilen uygulama ile kalpteki ritim bozukluklarının tanısında en önemli yöntemlerden biri olan kalp sinyallerinin bilgisayar üzerinden izlenmesi sağlanmıştır. Yapılan sistemin içerisinde farklı bir ADC veya daha yüksek dereceli filtreler kullanılmayarak fazla güç sarfiyatının oluşmasının önüne geçilmeye çalışılmıştır. Gerçekleştirilen yazılımın kullanımı da oldukça basittir. Bu sistem ile piyasada çok pahalı olan yurtdışı kökenli medikal teknolojilerin ülkemiz içinde gelişmesine yardımcı olabileceği düşünülmektedir. Yapılan tasarım ev ve iş yerinde sağlık takibinde kullanılan portatif medikal cihazlar için prototip olma özelliği taşımaktadır. Gerçekleştirilen çalışmanın donanımı SMD malzemeler kullanılarak yapılabilir böylece hem güç tüketimi azaltılır hemde fiziksel hacmi düşürülebilir. Analog süzgeçler yerine sayısal süzgeçler kullanılarak da donanım içindeki malzeme en aza indirilebilir.

Kaynakça

- [1] Aköz E. B., “Tübitak SINCERE Projesi E-Sağlık Çalıştayı”http://www.metutech.metu.edu.tr/download/File/TR/5-E-Health_at_ICT-Ebru_Basak.pdf,
- [2] World Health Organisation (WHO), “The Atlas of Heart Disease and Stroke”, 2002, http://www.who.int/cardiovascular_diseases/resources/atlas/en/index.html
- [3] Aslantaş, V., R. Kurban, “Cep Bilgisayarı (PDA) Tabanlı Taşınabilir Kablosuz Elektrokardiyogram İzleme Ve Alarm Sistemi”, **Elektrik, Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu**, Bursa, 288-292, 2006.
- [4] Winston H. Wu, Alex A.T. Bui, Maxim A. Batalin, Lawrence K. Au, Jonathan D. Binney, William J. Kaiser, “MEDIC: Medical embedded device for individualized care”, **Artificial Intelligence in Medicine** (2008), 137—152
- [5] Kişisel Sağlık ve Taşınabilir EKG: <http://heartratemonitornews.com/2010/04/portable-ecgkg-monitors-and-your-personal-health/>
- [6] INA128 Datasheet: <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>, 26.12.2010
- [7] Kaya M., “Elektrokardiyogram İşaretlerinin Sıkıştırılması” **Yüksek Lisans Tezi İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**, İstanbul, 2006
- [8] Webster, J.G., “Medical Instrumentation: Applications and Design, 3rd Ed., Houghton-Mifflin,1997
- [9] Baykal C., “Kardiyak sinyallerinin görüntülenmesi ve geç potansiyellerin algılanması”, **Y.Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü**, Ankara, 2000
- [10] Oktay O., “Biyolojik işaretlerin elde edilip islenmesi”, **Y.Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü**, İstanbul, 1991
- [11] UAF42 Datasheet: <http://www.seas.upenn.edu/~ese206/labs/LabButterworth/UAF42.pdf>
- [12] PIC16F877A Datasheet: <http://www1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39582b.pdf>
- [13] Labview Datasheet: <http://www.ni.com/labview/whatis/>
- [14] Ünsaçar F., Eşme E., “Grafik Programlama Dili Labview”, **Seçkin Yayıncılık**, 2007