

MİKRODENETLEYİCİ TEMELLİ PARMAKUCUNDAN NABİZ ÖLÇER DEVRESİ TASARIMI

ARİF AYDOĞAN 2015711452

MİKROİŞLEMCİLER DERSİ DÖNEM PROJESİ /
ÇUKUROVA ÜNİ. BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

MİKRODENETLEYİCİ TEMELLİ PARMAK UCUNDAN NABIZ ÖLÇER DEVRESİ TASARIMI

ARİF AYDOĞAN*

ÇUKUROVA ÜNİ. / MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ / BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜ / ADANA / TÜRKİYE

Anahtar Kelimeler	Özet
PIC 16F628 Nabız Ölçümü CNY70 Sensör	Bu çalışmada PIC 16F628 mikrodenetleyicisi kullanılarak parmak ucundan nabız ölçümü yapan devre tasarlanmıştır. Mikrodenetleyicideki kodlara göre nabız sayısını hesaplar ve 3 digit seven segment'te nabız değerini gösterir. Yazılan programın içeriği sayesinde, 10 saniye sonunda ortalama nabız sayısı yaklaşık olarak doğru bir şekilde ekranlanmaktadır. Sonsuz döngüye sokulan program içeriği ile 10. saniye sonunda nabızdaki değişimler; ani nabız düşümü-artımı, kalpteki ritim bozukları görülebilmektedir. Taşınabilir bir nabız ölçer cihazı tasarımı amaçlanmış olup, gerçekleştirilen devrenin boyutu olabildiğince küçük tutulmaya çalışılmıştır. Parmağın CNY70 sensörü üzerine konulmasıyla, her nabız atımında kırmızı led yanıp sönmekte ve buzzer ses çıkarmaktadır.

MICROCONTROLLER BASED PULSE METER CIRCUIT FROM THE TIP OF FINGER DESIGN

Keywords	Abstract
PIC 16F628 Pulse Measurement CNY70 Sensor	In this study, using a fingertips pulse measurement PIC 16F628 microcontroller, the circuit is designed. The microcontroller calculates the number of pulse according to the codes and 3 digit seven segment indicates the value of the pulse. Owing to post the contents of the program, the average heart rate at the end of 10 seconds was screened exactly the right way. 10 inserted into an infinite loop with the contents of the program changes in heart rate at the end of seconds, a sudden drop in hearth rate-raising, heart rhythm disorders can be seen. A heart rate monitor is intended to design a portable device the circuit size is tried to be kept as small as possible. CNY70 sensor by placing a finger on the pulse of each flashing red LED and buzzer sound extracting leaching.

1. Giriş

Kalbin bir dakikadaki atım sayısına nabız denilmektedir. Kalp her kasıldığında bir miktar kanı (her seferinde ortalama 60-70 ml) atardamarlara pompalamaktadır. Damarların esneyebilme kabiliyetinden dolayı atardamarlarda buna bağlı olarak genişleme olur ve ardından eski konumuna dönmek ister. Bu genişleme, damarların yüzeye yakın olduğu yerlerde (el bileği, ayak bileği, dirsek içi, kasık,

şakak gibi) nabız dalgası olarak algılanabilmektedir (Rosdahl ve Kowalski, 2012).

Nabız genellikle atardamarların yüzeye yakın bölgelerinden alınmaktadır. Bilekte radyal ve ulnar nabızlar ile, dirsek içinde brakiyal nabız en çok kullanılan nabız alma bölgeleridir. İşaret parmağı, orta parmak ve yüzük parmağının uçları yanyana getirilerek bileğe hafifçe bastırılıp kanın geçtiği yeri bulana kadar kaydırılır. Nabız 1 dakika yani 60 saniye boyunca sayılır. Eğer 10 saniye sayılıp bu sonuç 6 ile

çarpılırsa da yakın bir değer elde edilebilir. Ancak aritmi (kalp atımındaki düzensizlik) bu süreçte fark edilemeyeceğinden özellikle kalp hastalarında bir dakika saymakta yarar vardır (Gülbüz vd., 2002; Korürek, 1996; Yılmaz, 2012).

2. Bilimsel Yazın Taraması

Nabız, ilk defa milattan önce 400'lü yıllarda Hipokrat tarafından açıklanmıştır. Hipokrat, kalpten gelen sesleri göğüs kafesinin içinde kaynayan bir sirkeye benzetmiştir. 1816 yılında Rene Theophile Hyacinthe Laennec, kağıdı rulo yaparak; bir ucunu hastanın kalbine, diğer ucunu kulağına dayayıp kalp sesini dinlemiştir. Kısa süre sonra rulo kağıdın yerini bir tüp almıştır. Bu tüpün keşfi stetoskobun miladı olmuştur. Stetoskopun gelişmesiyle kalp atışı dinlenmesi sağlanmıştır. Tüm bu çalışmalardan sonra 1970-1980 yılları arasında nabız ölçüm cihazları konusunda yeni bir devir açılmış oldu (İnternet-1, 2012).

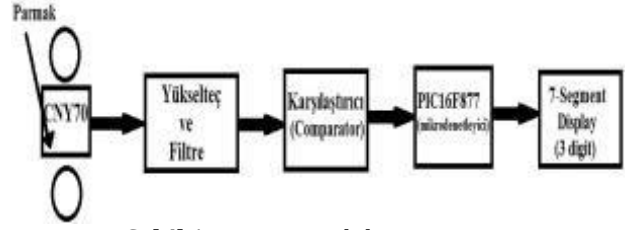
Taşınabilir nabız monitörü fikri 1975 yılında bir kayak pistinde ortaya atılmıştır. O tarihte antrenman sırasındaki kalp atış hızını doğru kaydetmek imkansızdı. 1977 yılında Polar Şirketi, parmak ucu kalp atış monitörleri konusunda ilk patent için başvurdu. Aynı yıl Oulu Üniversitesinin elektronik laboratuvarında geliştirilen bir pille çalışan parmak ucu kalp atış hızı monitörü piyasaya sürülmüştür. 1978 yılında yine Polar Şirketi ilk perakende ürünü Tunturi Pulser nabız ölçer cihazını tasarlamış ve 1982 yılında ise dünyanın ilk kablosuz kalp atış hızı monitörü Polar Spor Test cihazı PE2000 piyasaya sürmüştür (İnternet-2, 2015).

Polar Şirketi kablosuz kalp atış hızı cihazının yasal haklarını almak için 1983'te başvurmuş ve 1985'te ilk kablosuz kalp atış hızı ölçme cihazının patentini almıştır. Tüm bu gelişmeler nabız ölçer cihaz tasarımı gelişimini arttırmış diğer şirketlerin de devreye girmesiyle her geçen gün daha yeni ve daha portatif cihazlar üretilmeye başlanmıştır. Günümüzde ise artık nabız ölçümü birçok alet için çok kolay bir uygulama haline gelmiştir (İnternet-2, 2015).

Bu çalışmada PIC 16F877 mikrodnetleyicisi kullanarak taşınabilir parmak ucundan nabız ölçen bir devrenin tasarım işleminin gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır.

3. Materyal ve Yöntem

Devreler CNY70 sensöründen gelen sinyali yükseltme ve filtreleme işlemlerinden sonra PIC 16F877'nin algılayabileceği lojik seviyelerini elde etmek için ve ayrıca gürültüleri yok etmek için tasarlanmıştır. Daha sonra CCS C yazılımı ile kalp atışı, 3 digit 7-segment' te ekranlanmıştır (Çiçek, 2009).

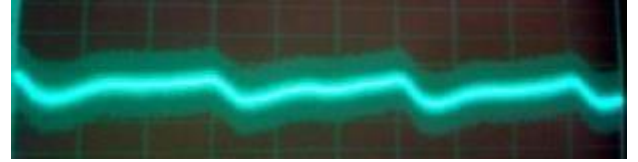


Şekil 1. Devrenin Blok Diyagramı

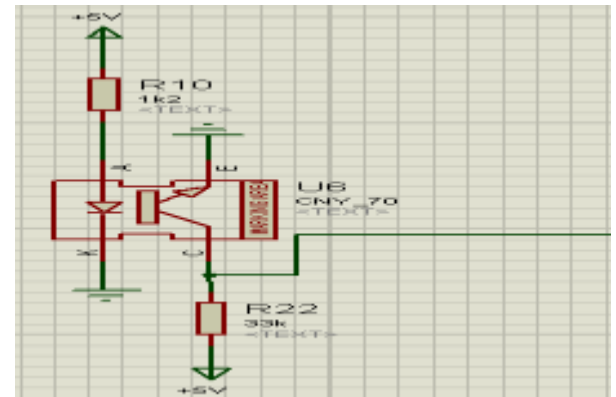
Blok diyagramda görüldüğü gibi tasarım sensör, sürücü devresi, mikroişlemci ve seven segment displaydan oluşmaktadır (Şekil 1). Parmaktan gelen sinyali yükseltmek ve filtrelemek için bir sürücü devresi tasarlanmıştır. Bu devrenin çıkışından elde edilen kare dalgalar sayesinde PIC 16F877 ile kalp ritimleri seven segment display'da görüntülenmiştir.

CNY70 Sensör Çıkışı

Laboratuar ortamında parmağımızı CNY70 sensörünün üzerine koyduğumuzda elde edilen görüntü Şekil 2'de verilmiştir. Parmaktan gelen sinyallerin genliği çok zayıf ve aynı zamanda frekansı çok düşük olduğundan net bir osiloskop görüntüsü elde edilememiştir.



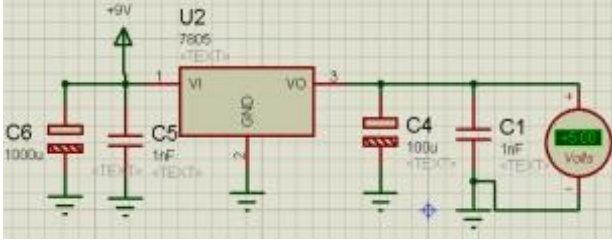
Şekil 2. CNY70 Sensörünün Çıkışında Gözlenen Sinyal Sensör devresinin Proteus simülasyon programında çizimi Şekil 3'de verilmiştir. Besleme uçları (+5 V), toprak ve çıkış uçları gösterilmektedir. CNY70 sensör elemanı Proteus simülasyon programının kütüphanesinde olmadığından dolayı bu devre sadece ISIS'ten ARES'e geçmek için kullanılmıştır. Parmak sinyali yerine 1 Hz sinüs sinyali, sürücü devresinin girişine uygulanmıştır (İnternet-3, 2012).



Şekil 3. Sensör Devresi

5 Volt Gerilim Regülatörü

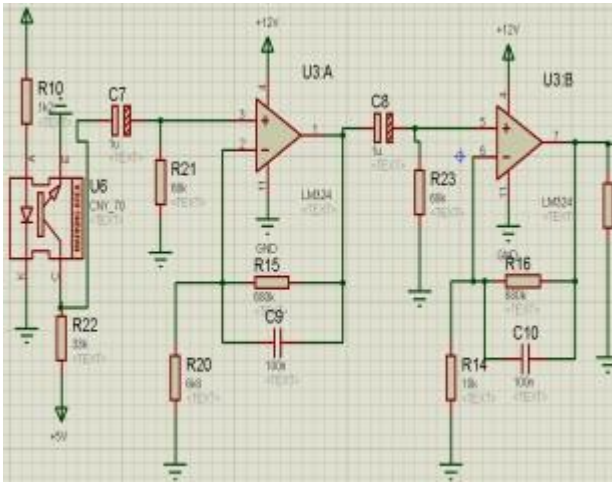
Devrede sensör beslemesi, PIC 16F877 beslemesi olmak üzere çok sayıda yerde 5 V'luk bir gerilime ihtiyaç duyulmaktadır. Bunun için 5 Volt'luk bir regülatör tasarlanması gerekmektedir. Bu çalışmada Şekil 4'te verilen regülatör devresi kullanılmıştır. Ayrıca regülatör devresi, tasarımını yaptığımız nabız ölçer cihazının taşınabilir olması amaçlandığı için büyük bir önem arz etmektedir.



Şekil 4. 5 V Gerilim Regülatörü

Sensör ve Sinyal Durum Devresi

Sinyal durum devresi yaklaşık olarak 2.5 Hz kesim frekansında iki alçak geçiren filtreden oluşmaktadır. Bunun anlamı ölçülebilir maksimum nabız hızı 150 bpm'dir ($2.5 \times 60 = 150$). Filtrelemenin amacı kesim frekansından daha yüksek olan frekansları engellemektir. Ayrıca iki adet alçak geçiren filtre devresinin yanında iki adet de yükseltici devre bulunmaktadır ki bu yükselticiler CNY70'den gelen zayıf sinyalin genliğini yükseltmeye yararlar (Şekil 5). Opamp'lı yükselticilerin kazançları çok yüksektir. Yükseltme ve filtreleme işlemleri için LM324 entegresi kullanılmıştır (İnternet-4, 2012).



Şekil 5. Sensör ve Sinyal Durum Devresi

Filtreleme işlemi için bu projede tasarlanan devrelerin kesim frekansı;

$$\text{Kesim frekansı} = 1 / 2\pi R_f C_f = 2.34 \text{ Hz}$$

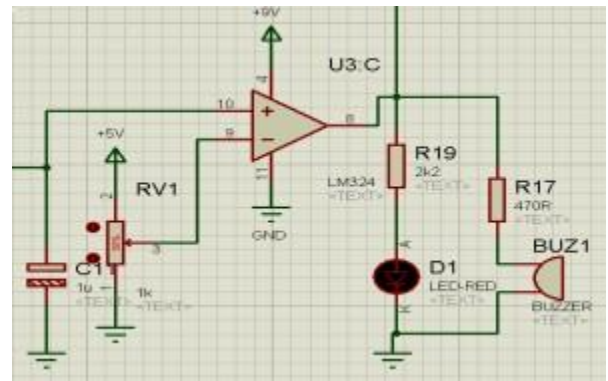
Sinyal durum devrelerinin kazançları ;

$$\text{Her bir katın kazancı} = 1 + \frac{R_f}{R_i} = 1 + \frac{680k}{6.8k} = 101$$

Görüldüğü gibi filtreleme devrelerinin tek başına kazançları 101'dir. Bu sistemler birbiri ardına kaskat bağlandıklarından toplam kazanç yaklaşık olarak 10000'dir.

Karşılaştırmalı Devresi

Karşılaştırmalı devresi opamp'ın (-) ucuna uygulanan referans gerilimiyle (Vref), (+) ucundan gelen Vi giriş sinyali karşılaştırılır (Şekil 6). 1KΩ'luk trimpot sayesinde bu gerilimler ayarlanır. Eğer opamp'ın (+) ucundan verilen sinyalin genliği (-) ucundan uygulanan referans geriliminden büyükse çıkışta kare dalga elde edilir, küçükse sinyal 0 V değerinde olur.

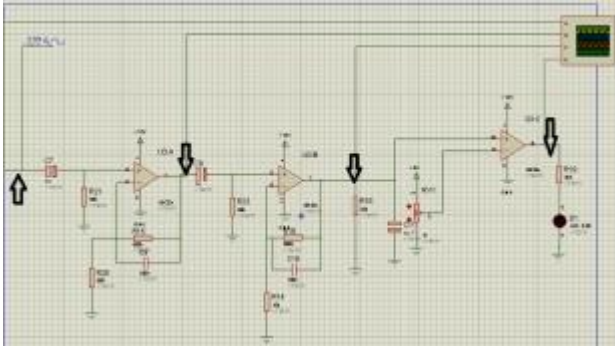


Şekil 6. Karşılaştırmalı Devre

Devrede kullanılan LED ise kare dalganın her lojik 1 seviyesinde yanarak lojik 0 da ise gerilim gelmediğinden dolayı ışık yaymayarak bize kalp ritim hızını belirtir. Aynı şekilde devrede kullanılan buzzer'da her nabız atışında bir alarm sesi çıkararak nabızın duyulmasını sağlar. Her iki özellikte devrenin özelliğini artırarak tasarıma bir estetiklik katmaktadır.

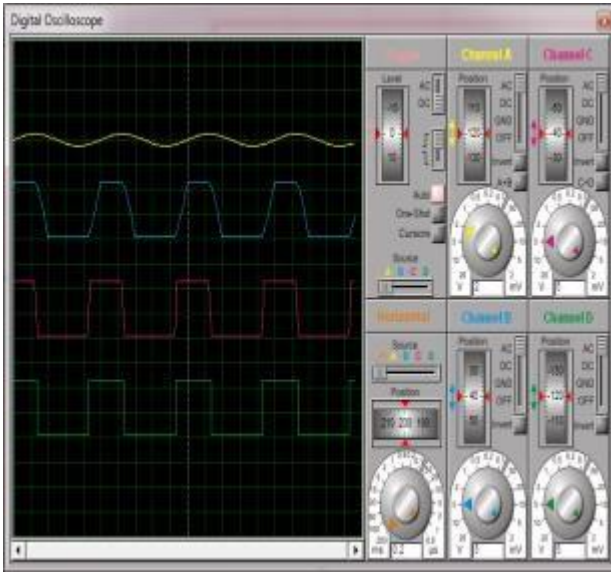
4. Simülasyon Sonuçları

Proteus'ta yapılan simülasyonlarda parmak ucundan alınmak istenen sinyal yerine genliği 1 V ve frekansı 1 Hz olan bir sinüs sinyali uygulanmıştır. Uygulanan noktalar sinyal jeneratörü ve opamp'ların giriş ve çıkış noktalarıdır (Şekil 7).



Şekil 7. Sinyal Durum Devresinin Proteus Programında Simülasyon Noktaları

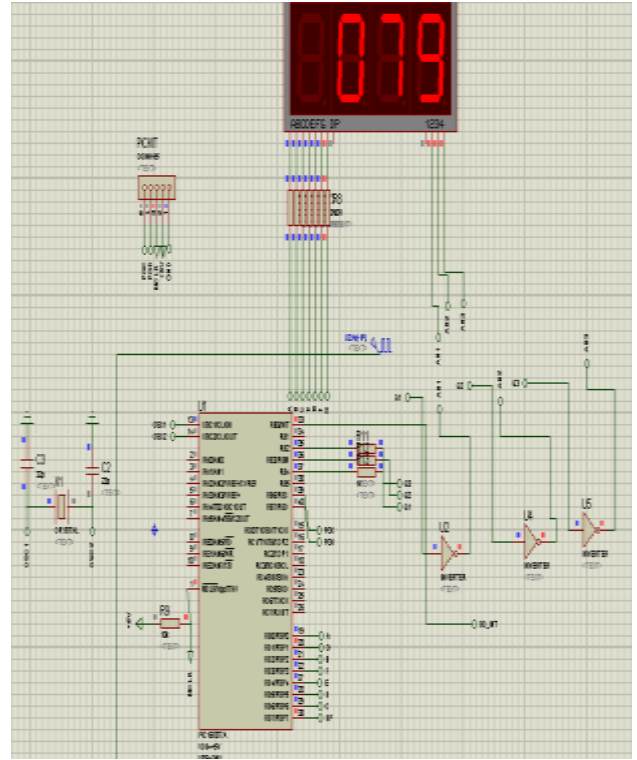
Şekil 8’de görüldüğü gibi verilen sinüs sinyali filtreleme ve yükseltme işlemine tabi tutulmuştur. Son olarak da karşılaştırıcı devresinin çıkışında PIC 16F877 mikrodnetleyicisinin algılayabileceği şekilde bir kare dalga elde edilmiştir.



Şekil 8. Sinyal Durum Devresinin Belirlenen Noktalarındaki Osiloskop Görüntüleri

PIC 16F877 ile Display Bağlantıları

Şekil 9’da PIC 16F877’nin bacak bağlantıları görülmektedir. 3 digit 7 segment display’ler ortak katot bağlanmıştır. Burada kullanılan 3 adet seven segment display RB2, RB3 ve RB4 pinleri ile kontrol edilmektedirler. Bu pinler Port B pinleridir. PIC 16F877’ye kare dalga yine bir Port B pini olan RB0’dan verilmiştir. Segmentler (a-g) Port D pinleri (RD0-RD7) ile sürülmektedir. Pratikte her bir digitin girişi transistörle sürülmesine rağmen simülasyonda doğru sonuç sağlanamadığından BC237 transistörü yerine çevirici kullanıldı (İnternet-5, 2003).



Şekil 9. PIC 16F628 Bacak Bağlantıları ve 7-Segment Display’ın Devreye Uygulanması

Devrenin Breadboard Üzerinde Gerçeklenmesi

Proteusta yapılan simülasyon sonuçları beklenildiği gibi çıktıktan sonra ilk olarak devre breadboard üzerine kurulmuştur. Simülasyonda segmentler 10 KΩ’luk dirençle sürülmüştü ama teorikte dirençlerin değeri çok fazla geldiği için direnç değerleri 560 Ω değerine indirilmiştir. Tüm bu işlemlerden sonra devrenin ve PIC 16F877 mikrodnetleyicisinin içindeki yazılımın sorunsuz olarak çalıştığı görülmüş ve labarotuarda ölçümleri yapılmıştır. Parmak ucundan elde edilen sinyallerin frekansı çok düşük olduğu için CNY70 sensörünün çıkışından kayda değer bir osiloskop çıktısı alınamadı.

Ancak opamp’ların çıkışındaki dalgalar yükseltildiği için kare dalgaların genlik değişimleri sinyalin frekansı çok düşük olmasına rağmen gözlemlendi. Devrenin doğru bir sonuç verip vermediğini "Mobile Premier Awards 2011 En İyi Sağlık Uygulaması" ödülünü alan Instant Heart Rate uygulaması ile doğruluğu ölçülmüş ve maksimum %5 hata oranı olduğu saptanmıştır.

Baskı Devre Aşamaları

Breadboard’da tasarım gerçekleştirildikten sonra tasarımın taşınabilir olması için baskı devresi yapılmıştır. Baskı devre yapmak için ilk önce Proteus 7.7 simülasyon programında ISIS’den (devre çizme bölümü) ARES’e geçildi ve devrenin PCB’si hazırlanmıştır. Baskı devreyi yapmak için 10x10 cm boyutlarında bakır plaket kullanılmıştır. Mümkün

olduğunca tasarlanılan projenin taşınabilir özellik kazanması için boyutları kısa tutulmaya çalışılmıştır.

Devrenin PCB'si hazırlandıktan sonra asetat kağıda çıktı alındı. Daha sonra asetat kağıdındaki devrenin boyutlarına göre bakır plakette hazırlanarak ütü ile bakır plakete baskı devresi yapıldı ve eleman bacak yerleri delinerek elemanların montajı yapıldı. Montajlanan elemanlar lehimlenerek Şekil 10'da verilen tasarımın son hali oluşturuldu. Tasarımı yapılan bu nabız ölçer cihazının kullanımı oldukça basittir. Üreteçten güç aktarıldığı anda display "0" değerini göstermektedir. Parmak CNY70 sensörünün üstüne konulduğunda yaklaşık 10 saniye sonra kalp ritmi doğru olarak ölçülmektedir. Ölçme esnasında parmağın sabit olması gerekmektedir. Aksi takdirde sonuç doğru çıkmayacaktır. Sonucun doğruluğu açısından ortamdaki ısı ve ışık, parmağın temizliği ve sabit konumda olması önemli etkenlerdir.



Şekil 10. Nabız Ölçer Baskı Devresi

5. Sonuç ve Tartışma

Bu çalışmada 9 Voltluk pille çalışan taşınabilir nabız ölçen bir cihaz tasarlanmıştır. İlk olarak parmaktan nabız ölçmek için uygun bir sensör seçilmiştir.

Buradaki amaç parmak ucundaki kan yoğunluğunun değişimine bağlı olarak nabız ölçmek olduğu için, bir kontrast sensörü olan CNY70 kontrast sensörü seçilmiş ve sensör devresi tasarlanmıştır. CNY70 ile elde edilen sinyal PIC 16F877 mikrodenetleyicisinin algılayabileceği bir sinyal olmadığından, elde edilen sinyal yükseltme ve filtreleme işlemlerine tabi tutulmuştur. Bunun için LM324 entegresini kullanarak, CNY70 kontrast sensörünün çıkışından elde edilen sinyali yükseltmek ve filtrelemek için bir sinyal durum devresi tasarlanmıştır.

Sinyal durum devresi çıkışından elde edilen sinyal bir kare dalga sinyalidir. Bu sinyali bir komparatör devresinin girişine uygulayarak PIC 16F877'nin algılayabileceği daha net bir kare sinyal haline dönüştürülmüştür. PIC 16F877 mikrodenetleyicisinin bacak bağlantıları, saat uçları ve seven segment

display'e olan çıkış pinleri ayarlanmıştır. Yazılım kısmında ise CCS C derleyicisi kullanılmıştır. Programın içeriğinden dolayı parmak CNY70 sensörüne konulduktan 10 atım sonra (yaklaşık olarak 10 saniye) dakikadaki nabız sayısı ölçülmektedir. Cihaz 10 atım sonunda displayda tek bir değer göstermemektedir. Bunun anlamı ani nabız artışı veya düşümünde parmağın CNY70 sensörü üzerinde bulunduğu süre boyunca bu değerleri ölçebilmektedir.

Devre oldukça hassas çalışmaktadır. Nabız ölçümü sırasında nabız ölçülen kişinin parmağını kıpırdatmaması ve konuşmaması hassas ölçüm için önemlidir. Ölçüm başlangıcında parmak sensörün üstüne konulduğu an hemen algılanamayabilir. Bunun nedeni çok fazla veya az basınç uygulanmasından ya da sensörün optimum sıcaklıkta çalışmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Sensör çok uzun süre kararlı çalışmamaktadır. Bu da ölçüm sonuçlarının yanlış çıkmasına neden olmaktadır. Sonuç olarak bu projede taşınabilir ve kullanımı kolay bir nabız ölçer cihazın devre tasarımını yapmak amaçlanmıştır. Yapılan projenin amacına ulaştığı düşünülmektedir. Bu proje sayesinde portatif ve düşük maliyetli bir nabız ölçer cihazı tasarlanmış olup bu cihaz %5-10 arasında hata payı ile doğru sonucu vermektedir.

Conflict of Interest / Çıkar Çatışması

Yazarlar tarafından herhangi bir çıkar çatışması beyan edilmemiştir.

No conflict of interest was declared by the authors.

Kaynaklar

Çiçek, S., 2009. CCS C ile PIC Programlama. Maltepe/İSTANBUL: Altaş Yayıncılık.

Gürbüz, A., Karahan, N., Yetkin, U., 2002. Klinik Uygulamada Pulse Oksimetre. Van Tıp Dergisi, Cilt: 9, Sayı: 4.

Korürek, M., 1996. Tıp Elektroniklerinde Tasarım İlkeleri. İstanbul: İTÜ Yayınları.

İnternet-1 Stetoskop İnternet Sitesi. <http://tr.wikipedia.org/wiki/Stetoskop>. Erişim Tarihi: 19.05.2012.

İnternet-2 Polar İnternet Sitesi. http://tr.polar.fi/tr/polar_hakkinda/biz_kimiz/ye_nilikler, 2015.

İnternet-3 CNY70 Datasheet. İnternet Sitesi. http://www.biltek.tubitak.gov.tr/gelisim/elektro_nik/dosyalar/22/cny70.pdf. Erişim Tarihi: 03.01.2012.

İnternet-4 LM324 Datasheet. İnternet Sitesi.
<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheetpdf/view/17871/PHILIPS/LM324.html>. Erişim Tarihi: 07.01.2012.

İnternet-5 Microchip Technology Inc., PIC16F87X Datasheet. İnternet Sitesi, 2003.

Rosdahl, C.B., Kowalski, M.T., 2012. Textbook of Basic Nursing. Lippincott's Williams & Wilkins, 10th Edition, p. 560.

Yılmaz, M., İnternet Sitesi.
[http://www.myxprojects.com/wp-content/uploads/2012/02/9.Kan Akis Olcumleri.pdf](http://www.myxprojects.com/wp-content/uploads/2012/02/9.Kan-Akis-Olcumleri.pdf). Erişim Tarihi: 20.05.2012.