



**T.C.**  
**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ**  
**Mühendislik Fakültesi**

**Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü**

# **Medikal Verinin Algılanması ve Aktarılması**

210300 Barış HAYRAT  
210368 Cem ŞİŞMAN

**Prof. Dr. İsmail Hakkı ÇAVDAR**

**MAYIS 2012**  
**TRABZON**





T.C.  
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
Mühendislik Fakültesi

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü

# Medikal Verinin Algılanması ve Aktarılması

210300 Barış HAYRAT  
210368 Cem ŞİŞMAN

Prof. Dr. İsmail Hakkı ÇAVDAR

MAYIS 2012  
TRABZON



## LİSANS BİTİRME PROJESİ ONAY FORMU

Cem ŞİŞMAN ve Barış HAYRAT tarafından Prof. Dr. İsmail Hakkı ÇAVDAR yönetiminde hazırlanan “Medikal Verinin Aktarılması ve Aktarılması” başlıklı lisans bitirme projesi tarafımızdan incelenmiş, kapsamı ve niteliği açısından bir Lisans Bitirme Projesi olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. İ. Hakkı ÇAVDAR .....

Jüri Üyesi 1 : .....

Jüri Üyesi 2 : .....

Bölüm Başkanı : Prof. Dr. İ. Hakkı ALTAŞ .....



## **ÖNSÖZ**

Bu projenin tasarımında emeği geçenlere, projenin son haline gelmesinde yol gösterici olan kıymetli hocamız Sayın Prof. Dr. İ. Hakkı Çavdar’a şükranlarımızı sunmak istiyoruz. Ayrıca bu çalışmayı destekleyen Karadeniz Teknik Üniversitesi Rektörlüğü’ne Mühendislik Fakültesi Dekanlığına ve Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölüm Başkanlığına içten teşekkürlerimizi sunarız.

Her şeyden öte, eğitimimiz süresince bize her konuda tam destek veren ailelerimize ve bize hayatlarıyla örnek olan tüm hocalarımıza saygı ve sevgilerimizi sunarız.

MAYIS 2012

Cem ŞİŞMAN

Barış HAYRAT





## İÇİNDEKİLER

Onay Formu	iii
Önsöz	v
İçindekiler	vii
Özet	ix
Semboller Ve Kısaltmalar	xi
1. Giriş	1
2. Teorik altyapı	3
2.1. Nabız	3
2.2. Tansiyon	5
2.3. DS18B20 Sıcaklık Sensörü	5
2.3.1. DS18B10 ile Sıcaklık Ölçümü	7
2.3.2. DS18B20 Güç Sistemi	7
2.3.3. DS18B20 Hafızası	8
2.3.4. Onewire Komutları	8
2.3.5 Onewire İletişimi	9
2.4. MSP430F2274 Mikrodenetleyici	10
EZ430 – RF2500 Kablosuz Haberleşme	
2.5. Cihazı	11
3. Tasarım	12
3.1. Nabız Ölçümü	12
3.1.1 Yüzey Elektrotları	13
3.1.2 Ensturmantasyon Yükselteci Devresi	13
3.1.3 Filtre devreleri	14
3.1.3.1 Alçak Geçiren Filtre	14
3.1.3.2 Yüksek Geçiren Filtre	15
3.1.4. Sinyal Kuvvetlendirme Devresi	16
3.2. Tansiyon Ölçümü	16
3.2.1 Basınç Sensörü	17
3.2.2 Ensturmantasyon Yükselteç Devresi	18
3.2.2 Filtre ve yükselteç devreleri	19
3.3. Sıcaklık Ölçümü	20
3.4. Alıcı Verici Arası Haberleşme	21
4. Deneysel Çalışmalar	24

5. Sonuçlar	.....	25
6.Yorumlar ve Değerlendirme	.....	26
7.Kaynaklar	.....	27
8.EKLER		
EK 1 İş Zaman Takvimi		
EK 2 Projenin Maliyet Tablosu		
EK 3 Standartlar ve Kısıtlar Formu		
9.Özgeçmiřler		

## ÖZET

Bu bitirme çalışması medikal verilerin en uygun yöntem ile algılanıp kablosuz olarak bilgisayara aktarılmasını ve bilgisayardan web yardımıyla bir gözlem istasyonuna iletilmesini, bu sayede yaşamsal verilerin sürekli olarak kontrol edilmesini amacıyla yapılmıştır. Acil bir durum esnasında gözlem merkezinde bu durum tespit edilip hızlı bir şekilde kişiye yardım göndermeyi ve aynı zamanda kişinin medikal verilerinin belirli periyotlarla toplanıp hastalıklara karşı erken teşhis konulması hedeflenmiştir. Bu sistem aracılığıyla belirli hastalığı tespit edilen hastalar takip edilerek bu hastalık hakkında daha çok istatistiksel bilgiye sahip olunur.

Proje 3 kısımdan oluşmaktadır. Bunlar;

- 1- Medikal verinin elde edilmesi
- 2- Kablosuz olarak bilgisayara aktarılması
- 3- Bilgisayardan internete aktarılması ve verinin analizi

Medikal veri tanımı insanla ilgili ölçülebilen tüm verileri kapsar. Bu projede ise özellikle bunlardan tansiyon, sıcaklık(ateş) ve nabız üzerinde durulmaktadır. Çünkü bunlar bütün medikal verilerin içinde insanlar için en önemli olanlarıdır. İkinci aşama ise 2.4 Ghz haberleşme ile bu bilgilerin bilgisayara aktarılmasıdır. Son işlem ise bilgisayara aktarılan bu bilgilerin internet aracılığıyla bir gözlem istasyonuna gönderilmesidir. Bu gözlem istasyonu bir hastanenin ilgili kliniği veya bir çağrı merkezinin medikal destek birimi olabilir.



## **SEMBOLLER VE KISALTMALAR**

ADC	Analog Sayısal Çevirici
PC	Kişisel Bilgisayar
EKG	Elektrokardiyogram
SPI	Serial Peripheral Interface Bus
LSB	Less Significan Bit
ROM	Read Only Memory
USB	Universal Serial Bus
FIFO	First In First Out
COM	Serial Port
RF	Radyo Frekansı
DC	Doğru Akım
CMRR	Ortak Mod Bastırma Oranı
BPM	Beat Per Minute



## 1.GİRİŞ

İnsanlar yaşamın başlangıcından beri hayatının kalitesini ve insan ömrünü artırabilmek için çeşitli arayışlara girmişlerdir. Günümüzde de bu değişmemiştir halen insanların en önemli sorunlarından biri insan ömrü ve hayat kalitesidir. Bu nedenle yaşam var oldukça sağlık sektöründe var olacaktır. Sağlık insanlar için bu kadar önemliyken insanlar sağlık hizmetlerinin kendilerine en kısa sürede ulaştırılmasını beklerler.

Projede bu sorunu gidermeyi amaçlayarak yapılmıştır. Projede amaçlanan bir hayati fonksiyonun sorununun olay anında en yakın hastaneye bildirerek en kısa sürede hastaya tıbbi yardım ulaştırmaktır. Bunu hızlı bir şekilde yapabilmek için sistem algıladığı veriyi internet aracılığıyla en yakındaki tıbbi merkeze göndermektedir.

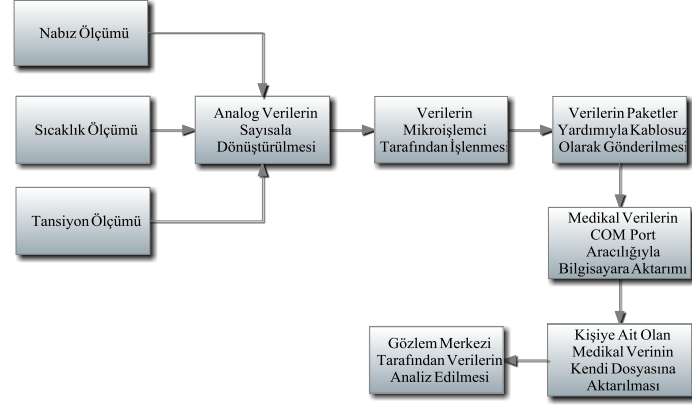
Bu işlemler yapılırken güç tüketimi de çok önemlidir. Kullanıcı bu ürünü kullanırken sürekli pilini değiştirmek istemez projede bunu sağlayabilmek için mikroişlemci olarak Texas Instruments'ın düşük güçlü olarak çalışmasıyla övüldüğü MSP430F2274'ü kullanılmıştır. MSP430F2274 düşük güç modlarıyla birlikte 1.5V'luk bir pille 5 yıla kadar çalışabilmektedir.

Bu projenin yapılış aşamalarını şu şekilde sıralanabilir. Sıcaklık ölçüm algoritması, sıcaklık ölçüm devresi, nabız ölçüm devresi, tansiyon ölçüm devresi, nabız ve tansiyon ölçümünde veri aktarımı için gerekli algoritma, veri iletimi ve bunların internet üzerinden gösterilmesidir.

Bu proje öncelikle hasta olan insanlara daha hızlı ulaşılabilceğinin gösterilerek bu soruna bir çözüm bulunabileceğini göstermektedir. Ayrıca bu projenin gerçekleştirilmesi sonucunda MSP430 hakkında olan kısıtlı Türkçe kaynaklara katkıda bulunulması amaçlanmıştır.

Sistem nabız, sıcaklık ve tansiyon verilerini sensörlerden alarak mikrodenetleyicini ADC ünitesine yollar, ADC'de sayısala dönüştürülen bu veriler mikro denetleyici tarafından işlenir. Daha sonra düzenli olarak PC'ye aktarılacak PC'de depolanır ve günlük olarak gözlem istasyonuna gönderilir. Ayrıca bir alarm durumu üretildiğinde sistem alarm durumuna geçerek bütün medikal verileri toplayarak PC'ye oradan da Gözlem merkezine gönderilir. Gözlem merkezi durumu analiz ederek ilgili

birimlere haber vererek kişiye yardım ulaşmasını sağlar. Sistemin genel çalışma yapısı Şekil 1.1 de gösterilmiştir.



Şekil 1.1 Sistemin genel çalışma diyagramı

Projeyle ilgili Bir İş Zaman Çizelgesi oluşturulmuş olup EK-1 de verilmiştir.



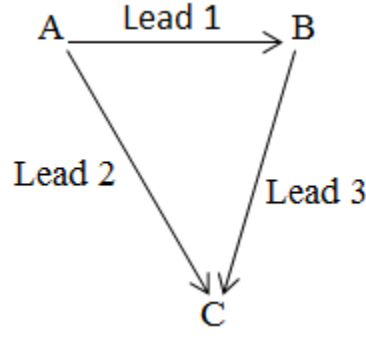
## **2.TEORİK ALTYAPI**

### **2.1 Nabız**

Nabız kalbin bir dakikadaki atım sayısıdır. Nabız normal insanlarda bir dakikada 60 – 70 keredir. Bu ölçüm için en çok kullanılan yöntemler fotopletismogram ve elektrokardiyogramdır.

Fotopletismogram sistemi parmağa ışık göndererek yansıyan ışığın yada parmağın diğer tarafına geçen ışığın değişiminin algılanmasıyla gerçekleştirilmektedir. Bu sistem günümüzde genellikle hastanelerde kullanılmaktadır. Soğuk havalarda ve yoğun egzersizden hemen sonra bu sistem çalışmaz çünkü soğuk havalarda kılcal damarlar büzülür ve kan kılcal damarlardan geçemez, çok yoğun egzersizlerden sonra ise kılcal damardan sürekli yüksek miktarda kan akışı olacağı için elektriksel işareti incelediğimiz cihaz süreli olarak yüksek genlikli gerilim değeri gösterir[1].

Elektrokardiyogram ise daha çok kalp hastalıklarının teşhisinde kullanılan sistemdir. Bu sistemde kalp kasıldığında bir elektriksel potansiyel oluşur ve bu potansiyelden oluşan akım kalp aracılığıyla bütün vücuda yayılır [2]. Elektrokardiyogram işlemi bu potansiyellerin algılanmasıyla gerçekleştirilir. Sistemde nabız ölçüm işlemini elektrokardiyogram üzerinden gerçekleştirilmiştir. Elektrokardiyogram yardımıyla ölçümün temel prensibi vücudumuzdaki öncelikle vücudumuzun kalbe en uzak olan bölgeyi toprak olarak seçilmesiyle başlar. İnsan vücudunda kalbe en uzak olan nokta sağ ayaktır. Daha sonra kalan 3 uzuvdan kalbin gönderdiği işaretleri toprağa göre almaya çalışırız.



Şekil 2.1 Eindoven üçgeni

Bu işlem için Şekil 2.1 de gösterilen Eindoven üçgeni kullanılabilir .Bu kavram Hollandalı bir bilim adamı tarafından bulunmuştur. [2] Bu üçgende okun başladığı kısımlar işlevsel yükseltecin – ucuna okun bittiği kısımlar ise işlevsel yükseltecin + ucuna bağlanır. Şekil 2.1’deki A noktası insan vücudundaki sağ kolu B noktası sol kolu C noktası ise sol ayağı gösterir. Elektrokardiyogram ölçümü sırasında boşa kolun kalmaması gerekir. Çünkü kollar insan kalbine yakın noktalardır bu noktaların açık kalması ölçümün gürültü almasına yol açar. Bu nedenle toprak olarak kabul edilen sağ ayakla bu noktalar birleştirilir. Örneğin sistemin lead 2’ye göre tasarladığı düşünülürse sol kola normalde bir şey bağlanması gerekmez fakat sol kol açıkta kalırsa sistem gürültü kapacağından dolayı sağ ayak ile bu nokta kısa devre edilir. [3]

Eindoven üçgeninin dışında bu ölçümü AVR, AVL veya AVF yöntemleriyle de yapılabilir. Bu yöntemlerin son harfleri sırayla R(right) sağ, L(left) sol ve F(foot) sol bacağı ifade eder. Burada R,L,F harfleri işlevsel yükseltecin pozitif (+) ucuna girecek uzuvu gösterir. Kalan iki uzuv ise birleştirilerek negatif (-) ucuna bağlanır.

## 2.2 Tansiyon

Kanın arterin duvarına yaptığı basınca tansiyon denir. Kalbin kasılma anında yaptığı basınca yüksek tansiyon gevşeme anında yaptığı basınca ise düşük tansiyon denir. Tansiyon hall etkisi yardımıyla, osilometrik olarak, direk olarak damardan ölçüm yapılarak elde edilebilir. Bu yöntemlerle ölçümler sırasında genellikle kanın damardaki akış şeklinden yararlanılır. Kan damarda kesik kesik şekilde akar.

Hall etkisiyle ölçüm yaparken insan koluna düşük enerjili sabit bir manyetik alan verilir. Damarın genişlemesine göre manyetik alanın büyüklüğü değişir ve burada kalibrasyon işlemi yaparak hall etkisi yardımıyla manyetik alanın değişimine göre bir gerilim alınabilir. Böylece tansiyon ölçülmüş olunur.[4]

Osilometrik olarak ölçümde ise insan kolu hava manşonu ile sarıldıktan sonra manşon yaklaşık 200mmHg hava basıncına gelene kadar şişirilir. Burada 200mmHg denilmesinin nedeni sadece büyük tansiyonun olabileceği değerden daha büyük bir değer seçilmesi gerektiğindendir. Daha sonra tansiyon ölçüm sistemine bağlı valf yardımıyla yavaş yavaş sabit bir hızla basınç düşürülür. Bu düşüş sırasında hava basıncı osilasyon yapmaya başladığı andaki basınç yüksek tansiyon osilasyonunun bittiği andaki basınç ise düşük tansiyon olarak adlandırılır.

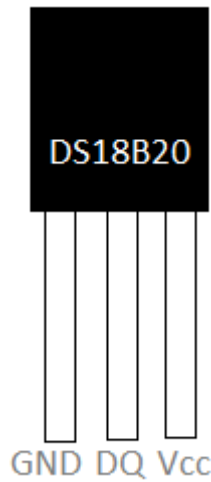
## 2.3. DS18B20 Sıcaklık Sensörü

DS18B20 ölçüm birimi Celsius olan bir dijital termometredir. Bu cihazda data iletişimi için 9 bit ile 12 bit arasında destekler. -55°C ile 125°C arasında çalışabilir ve -10°C ile 85°C arasında en fazla  $\pm 0.5^\circ\text{C}$  hata yapar. 3V ile 5,5V arasında güç kaynağı ile beslenerek çalıştırılabilir [5].

DS18B20 Onewire protokolüyle çalışır. I2C ve SPI kadar benimsenmese de Onewire protokolü en az onlar kadar verimlidir. Texas MAXİM firmasının ürünü olan Onewire cihazları tek kablo üzerinden iletişim kurar ve direk olarak data iletim hattı

üzerinden beslenebilir dışarıdan başka bir kaynağa ihtiyacı yoktur. Bu işlemi yaparken Onewire cihazının data pini üzerindeki kapasite sayesinde hat üzerindeki parazit güç denilen güçle beslenebilir. Bunun dışında istenilirse dışarıdan kaynaktan bağlanabilir.

Onewire desteği olan cihazların hepsi kendine ait 64 bitlik bir seri data kodu içerir. Bu kod yardımıyla tek bir veriyolu üzerinden birden fazla Onewire cihazı sisteme bağlanabilir. Böylece geniş bir alanda birden çok Onewire cihazı koyularak tek bir veri yolu üzerinden rahatlıkla sıcaklık ölçümü yapılabilir.



Şekil 2 DS18B20'nin Bacak Bağlantısı

Devrede TO-92 tipi DS18B20 kullanılmıştır. Bu tasarım için 1 numara ile gösterilen ayak ground, 2 numara ile gösterilen ayak Data pini ve 3 numaralı ayak ile gösterilen ayak is Vcc olarak kullanılır.

Stratchpad hafıza 1 byte'ı configürasyon registerını ve 2 byte'ı sıcaklık registerını içerir. Yani DS18B20'nin çıkışındaki datayı saklar. Configürasyon registerları ile de DS18B20'yi kaç bitlik kullanılacağı (9, 10, 11, 12) seçilir. İlk durumda configürasyon registerında sistem 12 bit olarak ayarlıdır. Configürasyon registerı EEPROM'a yazılmıştır. Bu nedenle güç kesilir ise içindeki bilgiler yok olmaz.

### 2.3.1. DS18B10 ile Sıcaklık Ölçümü

DS18B20'nin çekirdeği direk olarak ısı sensörüne bağlıdır. DS18B20 fabrika çıkışı 12 bite ayarlanmış olarak gelir. Normal durumda yani hiçbir komut gelmezken sensör rolenti durumundadır. Mikroişlemci 44h komutunu gönderdiğinde sıcaklık ölçümü başlar sensör analog olarak gelen veriyi dijitalle çevirir. Daha sonra bu dijital veriyi daha önce bahsetmiş olduğumuz 2 byte olan sıcaklık registerına kaydedip kendini tekrar rolentiye alır.

DS18B20 16 bitlik veriyi 8 bitlik 2 parçada gönderir. LSB'de(less significant bit) ilk 4 bit sensörde ayarladığımız bit seviyesine göre devreye girer. Örneği 10 bitte ölçüm yapmak istersek LSBdeki 12-10=2 biti devre dışı bırakır. MSB'deki ilk 4 bit ise işaret biti olarak görev yapar yani eğer bu bitler 0 ise sayı pozitif 1 ise sayı negatiftir. Geri kalan bitler ise sıcaklığın büyüklüğünü dijital olarak gösterir.

### 2.3.2. DS18B20 Güç Sistemi

DS18B20 daha önce kısaca bahsedildiği gibi dışarıdan Vcc ile beslenebilir veya direk data pini üzerinden parazit güç yardımıyla kullanılabilir. Bu özelliği nedeniyle uzaktaki bir noktanın ısını kontrol etmek istersek daha kullanışlı olur. Bu işi yaparken data pini üzerindeki mikroışlemciden gelen veri 1 ise burada oluşan gerilimi çalar eğer 0 ise bu gerilimi data pini üzerindeki kapasitenin üzerinden alır. Bu kapasitede gelen veri 1 olduğunda dolar. Bu parazit güç modunda kapasite sensörün çalışabilmesi için gereken yeterli gücü sağlar.

Bazı durumlarda mikroişlemci DS18B20'nin parazit güçle mi beslendiğini yada dışarıdan bir güçle mi beslendiğini bilemez. Mikroışlemcinin bunu bilmesi gereklidir. Çünkü ısı dönüştürme sırasında bu bilgiye pullup direnci kullanılır. Bu bilgiyi öğrenebilmek için öncelikle SKIP ROM [CCh] komutunu kullanır ve bu komut sisteme Rom kodu göndermeden önce veri göndermesi için kullanılır ve bunu yapacağını sensöre bildirir. Bu komuttan sonra da Read Power Supply [B4h] komutu kullanılır. Bu komut DS18B20'nin hangi güç modunda olduğunu mikroışlemciye iletir.

### 2.3.3. DS18B20 Hafızası

DS18B20'nin hafızasının ilk iki byte'ı hafıza bilgilerini içerir. Bu bytelar sadece okunabilirler. 3. ve 4. bytelar ise DS18B20 bir alarm bulunur ve bu alarmin çıkan kenar tetiklemelimi yoksa inen kenar tetiklemeli mi olduğunu anlamak için kullanılır. 5. byte konfigürasyon bitidir ve diğer 3 bit sensörün dahili kullanımı için ayrılmıştır ve bunların üzerine data yazılamaz. 9. bitte ise sistemde CRC olarak adlandırılan sistem tarafından üretilen kod bulunur. CRC bu sistem dataların doğru olup olmadığını kontrol eder. Bunu yapmak için belleğin ilk 56 bitini bir fonksiyona sokar ve DS18B20'nin mikroişlemciye gönderdiği değerlerde mikroişlemci tarafından aynı fonksiyona sokulur ve CRC ile karşılaştırılır eğer bu iki değerler birbirine eşitse data doğrudur değil ise data yanlıştır ve bu data kullanılmaz.

### 2. 3.4. Onewire Komutları

**Search Rom[F0h]:** Bu komutla onewire üstündeki bütün onewire cihazlar aranır ve bulunur.

**Read Rom[33h]:** Bu komut hatta bir tane DS18B20 varsa kullanılır. Bu komut sayesinde bilgiler sensörden daha hızlı okunur.

**Match Rom[55h]:** Bu komut sayesinde her sensörün kendine özel 64-bitlik kodu olduğu bilindiğinden dolayı istenilen sensör seçilir. Bu andan sonra sadece bu sensör yapılanlara cevap verir.

**Skip Rom[CCh]:** Bu komutu sensörlerin ROM kodunu göndermeden data gönderimi için kullanılır.

**Convert T[44h]:** Bu komutla birlikte sıcaklık algılama işlemi başlar ve bu algılanan sıcaklık hafızanın ilk iki biti olan sıcaklık belleğine yazılır.

**Write Strachpah[4Eh]:** Bu komut DS18B20'ye veri yazılması için kullanılır ve bu komutla 3 byte gönderilir. İlk iki byte alarm komutlarını 3. byte ise konfigürasyon registerına yazılır.

**Read Strachpad[BEh]:** Bu komut ile sensör hafızasından data okunur.

**Copy Strachpad[48h]:** Bu komut ile strachpad belleğindeki bilgiler EEPROM'a yazılır [5].

**Read Power Supply[B4h]:** Bu komut DS18B20'nin nasıl bir güçle beslendiğini öğrenmek için kullanılır.

### 2.3.5 Onewire İletişimi

Onewire iletişim protokolü yapı olarak I2C ye benzemekle birlikte farklı yanları da vardır. Bu protokolün en önemli özelliği tek kablo üzerinden hem ver alımı hem veri gönderimi yapmasıdır. Onewire iletişim protokolü veri bütünlüğünü sağlamak amacıyla katı kurallardan oluşmuştur. Bu protokolda kullanılan sinyal çeşitleri:

- Reset Darbesi
- Varoluş (presence) Darbesi
- 0 yazdırma fonksiyonu (Write 0)
- 1 yazdırma fonksiyonu (Write 1)
- 0 okuma fonksiyonu (Read 0)
- 1 okuma fonksiyonu (Read 1)

Sistemin çalışmasına girecek olursak önce onewire busının üstünde önce cihaz olup olmadığını anlamamız gerekir. Bunun için master yani mikrokontrolleri önce çıkış yaparız ve pullup direncini 1 konuma alır ve sisteme buradan  $480\mu s$  boyunca 0 verilir. Sistemin kendine gelmesi yaklaşık olarak  $15-60\mu s$  alır ve sistem tekrar 1 konumuna çıkar bu anda eğer slave yani DS18B20 sistemi 0 konumuna çekerse (presence darbesi) sistemde bir cihaz olduğunu anlaşılır. Bundan sonra işimiz bu cihazdan veri okumak ve veri yazmaya gelir.

Master veri okurken öncelikle okuyacağı için sistemini giriş yapar. Ve sistemi 0'a çeker. Sonra  $10\mu s$  slave'in kendine gelmesini bekler ve 1 veya 0 verisini gönderir. Bu sistemde verinin okunduğu an kısa bir aralık olduğu için zamanlama önemlidir. Eğer bu andan sonra veri alınırsa sistem her halükarda dışarıya 1 değerini verir. Sistem bir veri aldıktan sonra sistemin en az  $1\mu s$  dinlendirilmesi gerekir ve bir veri alımı en az  $60\mu s$  sürer. Bir byte veri alımı için bu işlem 8 defa tekrarlanır. Bu alınan verilerin birleştirilmesi için assembly dilinde data sola kaydırılarak exor yapılabilir.

Master veri yazarken bu sefer sistemin kullanılan portu çıkış olarak görev yapar ve veriyolunu(bus) yukarıdaki sistemde anlatıldığı gibi 0 a çeker.Fakat burda eğer 1 yazmak istiyorsak 1  $\mu s$  sonra sistem bire çekilir. Fakat 0 yazdırılmak isteniyorsa 60  $\mu s$  boyunca sistem 0 da kalır. 1  $\mu s$  kendine gelme zamanından sonra bu olay 60  $\mu s$  de bir tekrarlanabilir ve 8 kez tekrarlanmasıyla bir bit veri yazdırılmış olur.

## **2.4.MSP430F2274 Mikrodenetleyici**

Bu mikrodenetleyici Texas Instruments' in neredeyse bütün ürünlerinde olduğu gibi çok düşük enerji ile çalışan bir mikrodenetleyicidir. Gezgin iletişim sistemlerinde enerji tüketimi çok önemli olduğu ve bizim projemizde bir gezgin iletişim sistemi olduğu için projede bu mikrodenetleyici kullanıldı.

Bu mikrodenetleyici için 4 farklı güç modu vardır. Mikrodenetleyicinin çektiği akım seçilen moda göre 0.5 $\mu A$ -550 $\mu A$  arasında değişmektedir. En düşük güç tüketim değeri olan Low Power Mode 4' te 0.5 $\mu A$  akım değeri ile pilin kendi standart akım kaçağından bile daha düşük bir akım çekmektedir.[6]

MSP430F2274'ün 16 Mhz dahili saati, RISC mimarisi ve 16 bitlik işlem yeteneği ile sahip olduğu 15 adet 16 bit register işlemciyi öne çıkaran özelliklerdendir.[6] Dahili ADC ünitesi sayesinde devreye harici bir ADC bağlantısı kullanılmaması sağlanarak hem enerji hem de kullanılan alandan tasarruf sağlanmıştır.

I2C ve SPI modülleri sayesinde diğer ünitelerle seri olarak haberleşebilir. Bu sayede RF modül gibi I2C kullanan diğer üniteler küçük programlarla güvenilir olarak haberleştirilebilir.

Bu mikrodenetleyici projede kullanılan EZ430-RF2500 haberleşme kitinin içindedir ve bu kit aracılığıyla direk olarak programlanabilmektedir.

MSP430F2274 4 adet port ve 32 adet giriş çıkış pinine sahiptir.[6]Pin sayısının fazla olması sayesinde birden fazla uygulamayı tek mikroişlemciyle denetlenmesine imkan sağlar.



## **2.5. EZ430 – RF2500 Kablosuz Haberleşme Cihazı**

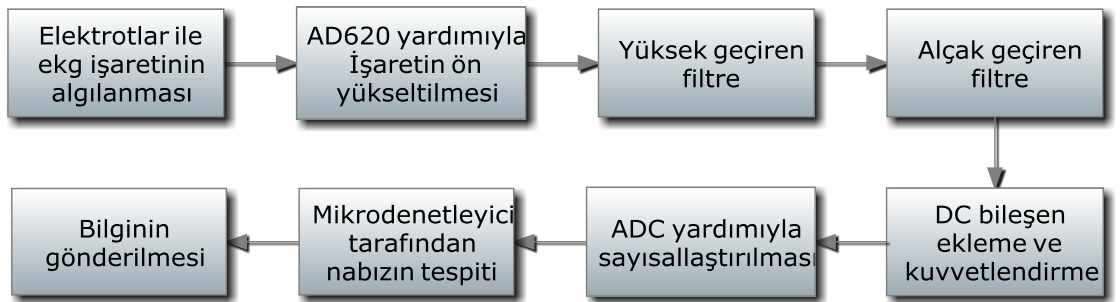
Texas Instruments bu kit üstünde daha önce bahsedildiği gibi MSP430F2274 kullanmıştır. Bunun nedeni bu RF kitinden düşük güçlü çalışmasının istenmesidir. Bu kitin üstünde mikro denetleyicinin haricinde haberleşme kısmını yapan CC2500 entegresi bulunur. Bu entegre 2.4 Ghz ile çalışmakta olup SimpliTI sayesinde düşük güçle çalışmaktadır. SimpliTI bu kit üzerindeki birimlerin iletişim kurmasını ve boşta çalışma sırasında düşük enerji harcamasını sağlamaktadır.

Bu kitin başlıca özellikleri USB ile bilgisayara bağlanılabiliyor COM port olarak bilgisayar üzerinden algılanabilme, 16 Mhz ana saatinin bulunması, RF için kullanılan pinler çıkarıldıktan sonra programlama için kullanılabilecek 18 tane pininin olmasıdır. Bu kit 64 byte gönderim ve alım için FIFO'ya sahiptir. Bu cihaz üzerinde maksimum 500 kbps hızında data gönderimi yapılabilir. Bu hız yazılım yardımıyla ayarlanabilir. Böylece çipin daha az enerji harcaması sağlanabilir.

### 3.TASARIM

#### 3.1 Nabız Ölçümü

Nabız insan vücudunun en önemli medikal verilerinden birisidir. Bir canlının yaşamsal bir sorun yaşadığı nabzından tespit edilebilir, bu nedenden dolayı devredeki nabız ölçümü önemli bir yer tutmaktadır. Şekil 3.1’de akış diyagramı gösterilen bu projede nabız EKG elektrotları yardımıyla algılanarak bir ensturmantasyon yükseltgeci devresine gelmekte burada bir miktar kazanç katılarak sırasıyla yüksek geçiren, alçak geçiren ve kuvvetlendirici devrelerinden geçmekte ve mikrodnetleyicimiz içinde bulunan analog sayısal çeviriciye aktarılmakta, sayısallaştırılan veriler işlenerek dakikadaki nabız sayısı tespit edilmekte ve RF haberleşme yardımıyla bilgisayara yollanmaktadır. Bilgisayardan internetteki bir servere yollanan medikal veri uzmanlar tarafından incelenebilmektedir.



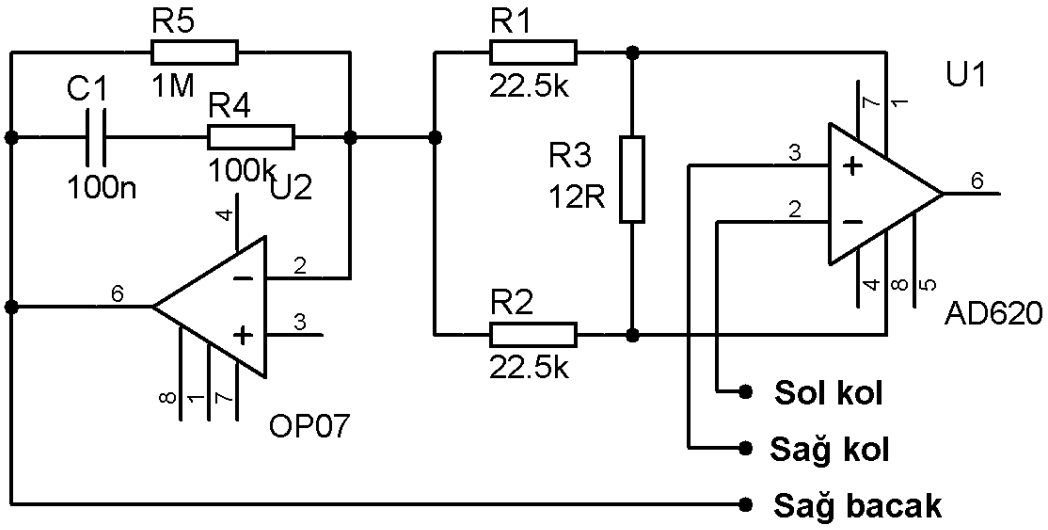
Şekil 3.1 Nabız ölçümü akış diyagramı

### **3.1.1 Yüzey elektrotları**

Canlı vücudundaki potansiyellerin tespiti için deri yüzeyine takılan elektrotlara ihtiyaç duyulmaktadır. Çeşitli elektrot tipleri olmakla beraber bu çalışmada Ag/AgCl yüzey elektrotları kullanılmıştır. Bu tip elektrotlar deri yüzeyine yerleştirilir. İnsan vücudunun deri direnci  $500\Omega$  dan  $500k\Omega$  a kadar çıkabilmektedir [3]. Deri direnci artığında alınacak işaretin genliği azalmakta ve işaret gürültü oranı düşmektedir. Bu nedenden dolayı jelli bir elektrot seçilerek deri direnci azaltılmıştır. Elektrotlarla ölçüm alınırken aynı tip elektrotların kullanılması ortak mod bastırma açısından gereklidir.

### **3.1.2 Ensturmantasyon Yükselteci Devresi**

Yüksek kazançlı devrelerde ön yükselteç kısmı diğer katlara göre daha önemlidir. Çünkü bu kata etki eden gürültü diğer katlarda yükseltilerek aktarılmaktadır. Ayrıca elektrotlarla vücut yüzeyi arasında elektrotun kimyasal özelliğinden dolayı bir DC gerilim oluşmaktadır bu DC gerilim mili voltlar düzeyindeki nabız işaretini bastırmakta ve sistemi doyuma çekmektedir. Bu nedenden dolayı vücut potansiyellerini birbirinden çıkartarak nabız işaretine olan etkisi azaltılmaktadır. Uygulamalarda şekil 3.6 daki gibi üç işlemsel yükselteç kullanılmakla beraber nabız ölçümü devresinde düşük gürültülü olması ve yüksek CMRR değeri (110dB) [7] sağlaması nedeniyle Şekil 3.2’de gösterildiği gibi tek bir AD620 ensturmantasyon yükselteci kullanılmıştır. Devrede ayrıca toprak potansiyeli olarak seçilen sağ ayak devresinden bir geribesleme ile ortak mod bastırma oranı artırılmıştır.

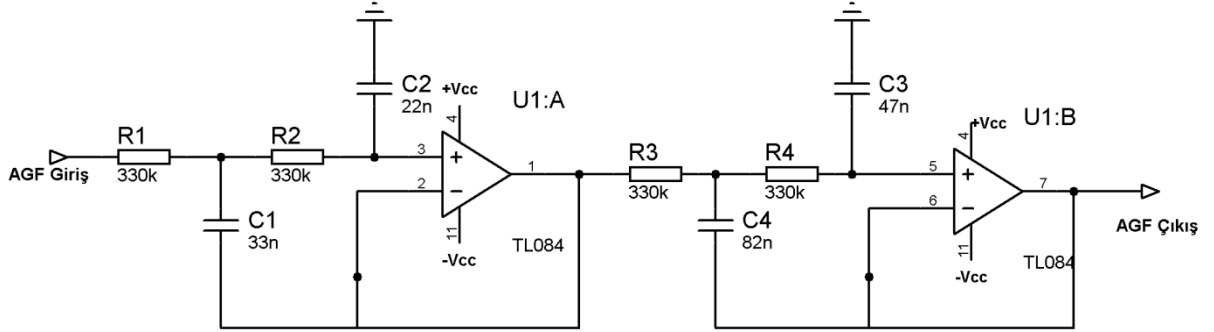


Şekil 3.2 Kullanılan enstrumantasyon yükselteci ve sağ bacak sürücüsü devresi

### 3.1.3. Filtre devreleri

#### 3.1.3.1. Alçak Geçiren Filtre

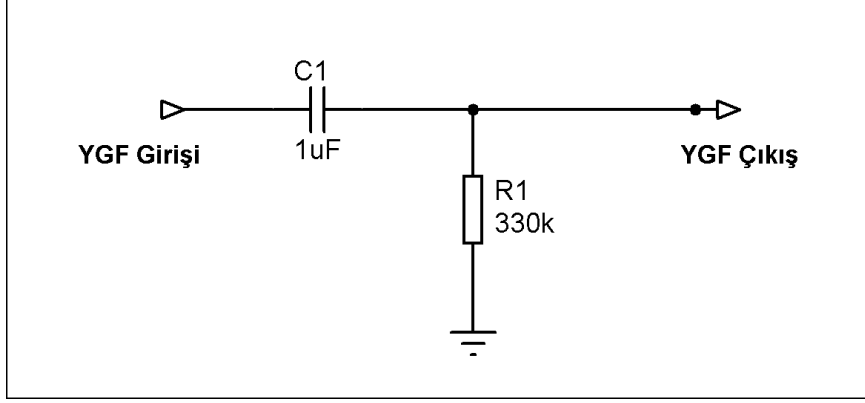
Biyomedikal işaretler canlı vücudu tarafından üretildikleri için oldukça düşük genlikte ve gürültüye açıktırlar. Bununla birlikte genellikle işaret direkt kaynağından alınamadığı için işaretin genliğinde düşmeler olmaktadır. Düşük genlikli işaretler gürültüden daha çok etkilenirler bu nedenden dolayı biyomedikal cihazlarda alçak geçiren filtre kullanmak önem taşır. Bu projede de 25Hz kesim frekanslı Alçak geçiren filtre kullanılmıştır. Geçirme bandının 25Hz den küçük seçilmesinin nedeni şebeke frekansı olan 50Hz in devreye ciddi biçimde etki etmesi ve bu nedenle ölçüm alınmasının güçleşmesidir. Tasarlanan devre Salen Key tipi aktif filtre olduğundan dolayı geçirme bandındaki işaret zayıflamaya uğramamaktadır. Şekil 3.3 de devrenin çizimi görülmektedir.



Şekil 3.3 AGF devresi

### 3.1.3.2. Yüksek Geçiren Filtre

Biyomedikal ölçümlerde ölçüm vücut ile elektrot arasında oluşan potansiyelden dolayı bir DC bileşen eklenmekte ve bu bileşen nedeniyle devre doyuma giderek ölçüm alınamamaktadır. Bu DC sinyali engellemek için öncelikle CMRR (Common Mode Rejection Ratio) yüksek işlemsel yükselteçler kullanılmaktadır. Buna rağmen devreye DC bileşen eklenebilmektedir bu DC bileşeni bastırmak için devrede 0.3Hz'lik bir yüksek geçiren filtre kullanmak gerekmektedir. Devrenin optimizasyonu açısından yüksek geçiren filtre pasif olarak Şekil 3.4 deki gibi tasarlanmıştır.



Şekil 3.4 Yüksek geçiren filtre devresi

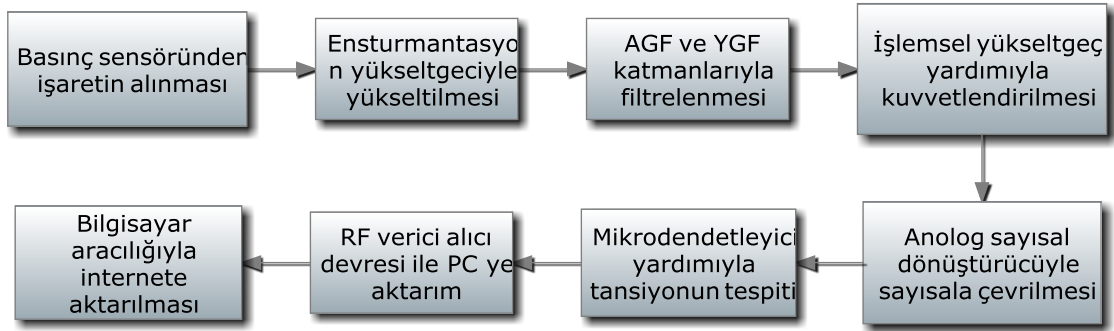
### 3.1.4. Sinyal Kuvvetlendirme Devresi

Biyomedikal işaretler küçük genlikli işaretlerdir. Bu tip işaretlerin aktarılabilmesi ve işlenebilmesi için yükseltilmesi gerekmektedir. Ayrıca nabız işareti negatif ve pozitif bileşenler içermektedir. Devrede kullanılan ADC de olduğu gibi ADC'ler genellikle pozitif alternansta çalışmaktadırlar, bu nedenden dolayı yükseltme katında işarete bir DC gerilim eklenerek işaretin sadece pozitif bileşeninin bulunması sağlanmaktadır. Bir potansiyometre yardımı ile eklenecek gerilim ayarlanabilmektedir. Kazanç katında birden fazla işlemsel yükselteç kullanılarak yükseltme işleminin kararlı olması amaçlanmıştır.

## 3.2. Tansiyon Ölçümü

Devrede osilometrik olarak tansiyon ölçümü hedeflenmiştir. Bir hava motoru yardımıyla kolbandına hava pompalanmakta ve basınç seviyesi artırılmaktadır. Bu sırada bir hava kontrol valfi gerilimlendirilerek sistemden hava çıkışı engellenmektedir.

Kol bandının basıncı 200mmHg seviyesine ulaştığında motor durdurularak kol bandının basıncı yavaşça düşürülmektedir. Basınç düşürme işlemi sistemde bulunan ve her durumda saniyede 2-3 mmHg basınç kaybı sağlayan bir çıkış ile yapılmaktadır. Kol bandının basıncı canlının sistolik kan basıncına eşitlendiğinde basınç sensöründe bir osilasyon başlar bu osilasyonun başladığı nokta sistolik kan basıncı (büyük tansiyon) ve bittiği nokta diastolik kan basıncı (küçük tansiyon) değerini verir. Tansiyon ölçümü sırasında basınç sensöründen çıkan işaret birtakım işlemlerden geçmektedir bu işlemler Şekil 3.5 de gösterilmiş ve aşağıda ayrıntılı olarak incelenmiştir.



Şekil 3.5 Tansiyon ölçümü blok diyagramı

### 3.2.1 Basınç Sensörü

Kalbin kasılma ve gevşeme durumlarındaki basıncı doğrudan ölçmek uygulamada kullanışlı değildir. Bu nedenle kalbin damarlara yaptığı basınç balon şeklindeki bir kol bandı aracılığıyla dolaylı olarak ölçülmektedir. Devredeki basınç ölçümü modülünde motorola firmasının tıbbi uygulamalarda kullanılmak için ürettiği MPX2300 basınç

sensörü kullanılmıştır. MPX2300 basınç sensörünün öne çıkan üstünlükleri şunlardır[8];

- Düşük Maliyet.
- Sıcaklık kalibrasyonlu strain gege yapısı ve ölçümü hassaslaştıran sağlığa zararsız dielektrik silikon jel.
- 0-300mmHg çalışma aralığı.
- Küçük tasarım ve düşük güç tüketimi.
- Sıfır Basınç durumunda 0.75mV çıkış.
- 5.05  $\mu\text{V/V/mmHg}$ .Hassasiyet

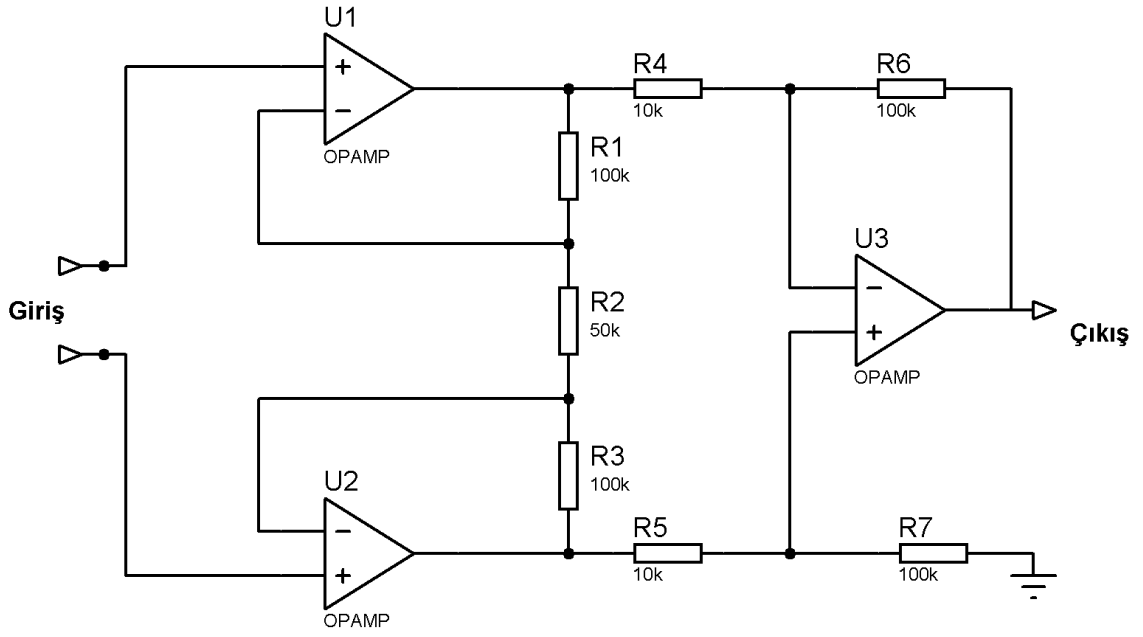
$$V_{out} = V_{off} + \text{Hassasiyet} \times P \quad (3.1)$$

Motorola firmasının ürettiği basınç sensörlerinin çıkış gerilimi denklemi Denklem 3.1 [8] de verilmiştir. Denklem 3.1 deki gibi 200mmHg basınçta çıkış yaklaşık 1.75mV civarında olmaktadır.

### 3.2.2 Ensturmantasyon Yükselteç Devresi

Devrede kullanılan basınç sensörü wheatstone köprüsü şeklinde dört strain gage içermektedir. Bu tip transduserlerde köprünün girişine verilen besleme gerilimi basıncın etkisiyle değişen bir çıkış gerilimi üretmektedir. Bu tip devrelerde ortak mod bastırmalı ensturmantasyon yükselteci kullanılmalıdır. Bölüm 3.1.2 de kullanılan AD620 ensturmantasyon yükselteci yerine Şekil 3.6 da gösterilen üç işlemsel yükselteçten oluşan ensturmantasyon yükselteci montajı kullanılmıştır. Bu şekilde sistemin maliyeti düşürülmüştür.





Şekil 3.6 Ortak mod bastırma ensturmantasyonel yükselteç devresi

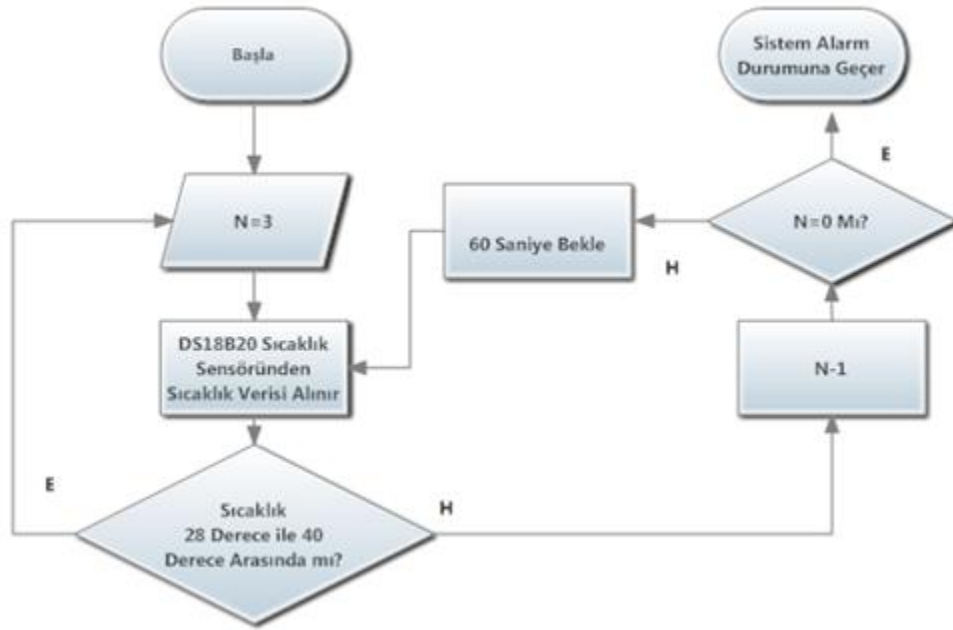
### 3.2.2 Filtre ve yükselteç devreleri

Tansiyon işaretinin osilasyon durumunda frekansı nabız işaretinde olduğu gibi 0-25Hz civarındadır bu nedenden dolayı bölüm 3.1.3.1 de kullanılan filtre devreleri tansiyon ölçümünde de kullanılmış ve iki katlı bir yükselteç devresi aracılığıyla analog sayısal çevirici devresine aktarılmıştır.

### 3.3. Sıcaklık Ölçümü

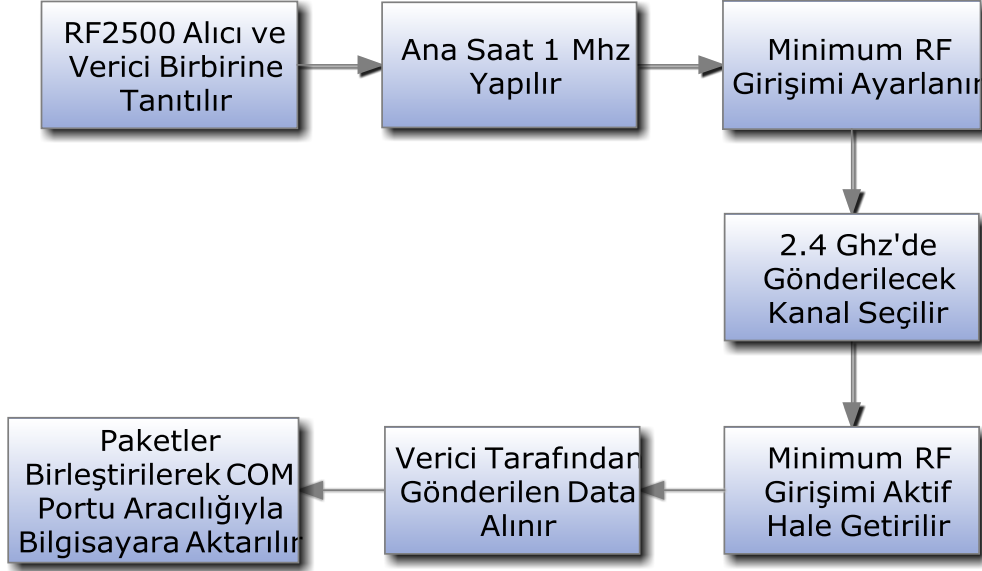
Sıcaklık modülü kullanıcının sıcaklık değerinin dışına çıktığında alarm sinyali üreten bir algoritmadır. Ölçüm yapılan kişini vucut sıcaklığı DS18B20 sıcaklık sensörü yardımıyla ölçülmekte ve mikrodenetleyici tarafından yorumlanmaktadır. Ölçüm

algoritmasıyla ilgili diyagram Şekil 3.7 de verilmiştir. Bu sıcaklık değerleri ileri derece hipotermi başlangıç sıcaklığı olan [9] 28° ve hayati tehlike taşıyan hipertermi başlangıç sıcaklığı olan 40° varsayılmıştır. Kullanıcının vücut sıcaklığı bu değerler dışına çıkarsa sistem N sayısını azaltarak tekrar döngüye girmektedir. Burada N sayısı ölçüm hatalarından ötürü sistemin yanlış hata vermesini önlemek için tasarlanmış bir geri sayım sayacıdır. Modülde üst üste N sayısı kadar aralık dışı ölçüm yapılırsa sistem alarm durumuna geçmektedir.



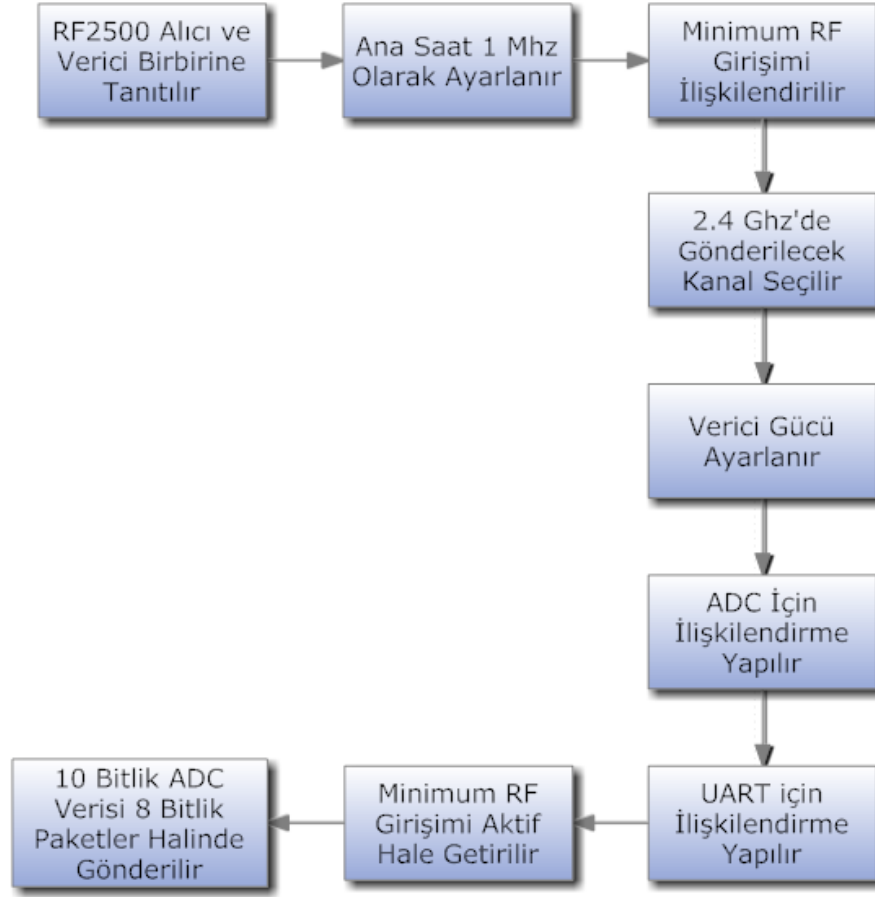
Şekil 3.7 Sıcaklık ölçümü blok diyagramı.

### 3.4. Alıcı Verici Arası Haberleşme



Şekil 3.8 Alıcı kitin algoritması.

Rf haberleşme kitindeki cihazlar hem alıcı hem verici olarak çalışabilmekteler fakat bu projede cihazlarda hem alıcıya hem vericiye aynı anda ihtiyaç duyulmadığı için bu cihazlardan birini alıcı birini verici olarak programlanmıştır. Alıcının çalışmasından bahsedilirse alıcıda öncelikle board üzerindeki sistemlerin ve vericiyi tanıması için gereken sistemlerin ayarları yapılır. Daha sonra dahili saat 1 Mhz'e ayarlanarak enerji verimliliği artırılır. Alıcı ve vericinin haberleşmesi için gerekli olan SimpliTI kütüphanesindeki MRFI (Minimum RF Girişimi) için gerekli olan algoritma ayarlanır. Daha sonra 2.4 Ghz'te sinyalin hangi kanal üzerinden gönderileceği seçilir ve Minimum RF girişimi aktif hale getirilir. Verici tarafından gönderilen data 8' bitliktir. Fakat MSP430F2274 üzerindeki data 10 bitlik olduğu için paketler 2 şerli gruplar halinde birleştirilerek COM portu aracılığıyla bilgisayara aktarılır. Alıcının algoritmasının akış diyagramı Şekil 3.8 verilmiştir.



Şekil 3.9 Verici kitin algoritması.

Verici kısmında ise alıcı kısmındaki gibi board ilişkilendirmesi ana saatin ayarlanması ve minimum RF girişimi aynı şekilde ayarlanır. Alıcı kısmında seçilen kanal ile aynı kanal seçildikten sonra verici gücü ideal bir seviyeye getirilir. Maksimum güçte yaklaşık olarak 1dBm çıkış gücü sağlanırken RF kiti yaklaşık olarak 21 mA akım çekmektedir. Eğer sistem -18 dBm civarında çalıştırılırsa sistem 11.7 mA çeker böylelikle hem ideal bir kazanç oranı hem de daha düşük güçte data gönderimi imkanı oluşur. Bu aşamadan sonra ADC için ilişkilendirme yapılır yani P2.0 ADC' nin girişi olarak ayarlanır ve örnekleme hızı maksimuma getirilir. Bu sistemde ADC 8 örnek alarak bu örnekleri birleştirip ortalamasını alarak tek bir örnek haline getirmektedir. Böylelikle hatanın minimuma düşürülmesi istenmektedir. Daha sonra minimum RF

girişimi etkin hale getirilir.MSP430F2274'teki ADC 10 bitlik olduğu için bu 10 bit 8 bite bölünerek 2 paket halinde gönderilir. Vericinin algoritması Şekil 3.9'da verilmiştir.

#### 4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Projede öncelikle sıcaklık verisi ölçüldü daha sonra elektrokardiyogram için gerekli olan filtreler tasarlandı. Daha sonra yükselteç katı ve sistemin CMRR işlevsel yükselteçli kısmı gerçekleştirildi. Bu işlemlerden sonra web tasarım işlemine öncelik verildi ve RF iletişim işlemiyle eş zamanlı olarak projenin bu kısmına devam edildi. En son olarak tansiyon ölçüm işlemi çalışmalarıyla deneysel çalışmalar sonlandırıldı.

Pratik çalışma yapılırken projede sıcaklık verisi alınma sırasında sistemin çalışması öncelikle MSP430G2231 yardımıyla denenmek istendi. Sıcaklık ölçüm işlemi için kullanılan DS18B20'nin OneWire protokolünün kod boyutu 4 kilobyte fakat MSP430G2231'in bellek boyutu 2 kilobyte olduğu için bu deneme bu mikrodenetleyici üzerinde yapılamadı.

Elektrokardiyogram ölçümü sırasında ise ilk filtre yapımı sırasında kapasitelerin küçük seçilmesi nedeniyle filtreleme işlemi istenildiği gibi yapılamadı. Fakat daha sonraki denemelerde istenilen sonuca ulaşıldı.

Bundan sonra bütün elektrokardiyogram devresi birleştirildi ve deneysel sonuçlar alınırken işlevsel yükselteçlere güç kaynağı yardımıyla beslenmek istendi fakat sistemdeki gerilim çok düşük genlikli olup yüksek oranda yükseltildiği için şebeke frekansından dolayı gelen 50 Hz'i de yükseltmiş olduk ve elektrokardiyogram işareti 50 Hz ile birleşerek bir sonuç verdi. Bu sorunu çözmek için devrenin beslemelerini pil yardımıyla yapılmıştır.

Bu sorunları çözdükten sonra elektrokardiyogram işaretini başarıyla alınmıştır. Fakat Trabzon Radyosunun orta dalga anteninden dolayı işaretimizde gürültü görüldü.

RF iletişimde EZ430-RF2500'ün alıcı ile verici arasındaki etkileşimin zaman zaman kesildiği ve etraftaki 2.4 Ghz cihazların bu iletişimi olumsuz yönde etkilediği görüldü.(Kablosuz Mouse gibi)



## 5.SONUÇLAR

Yapılan deneysel ve similasyon çalışmaları sonunda nabız işareti analog olarak ölülmüş ve şekil 6.1 de gösterilmiştir. Ayrıca nabız işaretiyle birlikte vücut sıcaklığı sayısal olarak kablosuz haberleşme arayüzü ile bilgisayara gönderilmiştir. Web sitesi tasarımı gerçekleştirilerek hasta veri tabanı oluşturularak hastaların bilgileri görüntülenmiştir.



şekil 6.1 Analog devrenin çıkışındaki nabız işaretleri.



## **7.YORUMLAR VE DEĞERLENDİRME**

Tasarlanan bu cihaz ile insanlardaki yaşamsal işaretler ölçülmüş ve web ortamına aktarılmıştır. Devrenin öncelikle amacı acil müdahale gerektiren durumlarda kişiye yardım ulaştırmak olmakla beraber, bir çok hastada kullanılarak tedavilerin kişiye etkilerinin incelenmesinde kullanılabilir.

Bu cihaz her ne kadar kablosuz olarak tasarlanmış olsada cihazın boyutları günlük yaşantımızda sürekli olarak kullanmaya uygun değildir. Fakat endüstriyel bir tasarım ile daha küçük boyutlara düşürülebilir ve daha kompakt bir yapı kazandırılabilir. Bu sayede sadece hastalarda değil sporcularda, bazı hastalıklara yatkınlığı bulunan kişilerin takibinde kullanılabilir.

## KAYNAKLAR

- [1]. (2012) Fotopletizmogram Ölçüm homepage on KTU. [Online]. Available: <http://eee.ktu.edu.tr/foylar/med.end/deney7B.pdf>
- [2]. (2012) EKG Ölçümü homepage on KTU. [Online]. Available: <http://eee.ktu.edu.tr/foylar/med.end/deney5B.pdf>
- [3]. CcJ.J. Carr, J. M. Brown,3 Ed, *Electrocardiographs* ser,Introduction to Biomedical Equipment Technology, 3rd ed., vol 8, pp196-228
- [4]. S .Lee, D. Nam, Y. Hong, W. Lee, I. Son, K. Kim, J. G. Choi “ Measurement of Blood Pressure Using an Arterial Pulsimeter Equipped with a Hall Device” *Sensors*, vol.11, pp. 1784-1793, Nov. 2011.
- [5]. “DS18B20 1-Wire Digital Thermometer datasheet”, Semiconductor, Dallas, 2003.
- [6]. “MSP430F22x4 Mixed Signal Microcontroller data sheet,” Texas Instruments, Dallas, ABD, 2011
- [7]. “AD620 Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier data sheet” Analog Devices Norwood ABD 2011
- [8]. "MPX2300D data sheet" Motorola, Phoenix, ABD, 1995
- [9]. Dr.A. S. Girişgin Dr. S. Koçak Dr. M. Gül Dr.B. Cander,*Hipotermi ve Lokal Donmalar*, TTB Sürekli Tıp Eğitimi Dergisi. Türkiye: Mart, 2006,cilt 15, sayı 3

## EK 1 İŞ ZAMAN ÇİZELGESİ

İŞ – ZAMAN ÇİZELGESİ		
Haftalar	İş Paketi Adı / Yapılacak İş Tanımı	
	Bariş HAYRAT	Cem ŞİŞMAN
1.Hafta		
2.Hafta	İlk Toplantı	
3.Hafta	Konu hakkında literatür araştırması yapılması	Konu hakkında literatür araştırması yapılması
4.Hafta	Sıcaklık Ölçümünde Kullanılacak Elemanların Belirlenmesi	Nabız ölçümü ile ilgili bilgi toplanması
5.Hafta	Nabız ölçümü ile ilgili bilgi toplanması	Tansiyon Ölçümü ile ilgili bilgi toplanması
6.Hafta	Sıcaklık Ölçüm Algoritmasının Tasarımı	Nabız Ölçüm Şeklinin Belirlenmesi
7.Hafta	Nabız ölçüm devresinin tasarımı	Tansiyon ölçüm devresinin tasarımı
8.Hafta	Kablosuz iletişim sisteminin seçilmesi	Kablosuz iletişim sisteminin seçilmesi
9.Hafta	Devreyle ilgili malzeme listesinin hazırlanması ve temini	Devreyle ilgili malzeme listesinin hazırlanması ve temini
10.Hafta	Devrenin bread board üzerinde gerçekleştirilmesi	Devrenin bread board üzerinde gerçekleştirilmesi
11.Hafta	Devrenin PCB tasarımının yapılması	Bread board üzerinde devrenin test edilmesi
12.Hafta	Elde edilen sonuçların başka cihazlarla karşılaştırılması	Devrenin PCB prototipinin üretimi
13.Hafta	PCB prototipin test edilmesi	PCB prototipin test edilmesi
14.Hafta	Sonuçların irdelenmesi	Sonuçların irdelenmesi
15.Hafta	Elde edilen sonuçlara göre tez kitapçığının hazırlanması	Elde edilen sonuçlara göre tez kitapçığının hazırlanması

## EK 2 PROJENİN MALİYET TABLOSU

Sıra No	Yapılacak iş / Alınacak malzeme vs.	Miktar/Sayı	Birim Fiyatı (TL)	Toplam (TL)
1	T.I EZ430-RF2500 Haberleşme kiti	1	49\$(92,61TL)	92,61 TL
2	MAXİM DALLAS DS18B20	1	4TL	4TL
3	MPX2300	1	10\$(18,9TL)	18.9
4	LM324	5	0,50TL	2,5TL
5	AD620	1	20TL	20TL
6	AD705	1	30TL	30TL
7	Kol bandı	1	32,00TL	32TL
8	Hava Kontrol Valfi	1	15TL	15TL
9	EKG elektrod	1	10TL	10TL
10	Hava motoru	1	10TL	10TL
11	Çeşitli elektronik malzeme (direnç, kondansatör, trimpot, )	1	20TL	20TL
Genel Toplam				255,01TL

## **ÖZGEÇMİŞ**

### **Cem ŞİŞMAN**

1989 Yılında Ankara'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Müjgan Karaçalı İlköretim Okulunda lise eğitimini ise Nermin Mehmet Çekiç Anadolu Lisesinde tamamladı. 2011 yılında Anadolu Üniversitesi AÖF İnsan Kaynakları Yönetimi önlisans programını tamamladı,. 2008 yılındann beri Karadeniz Teknik Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümünde Lisans eğitime devam etmektedir.

### **Barış HAYRAT**

1990 Yılında İzmir'de doğdu. İlköğretimini Cahide Ahmet Dalyan Oğlu İlköretim Okulunda okuyup ortaöğretime Turan Çakın İlköğretim okulunda devam etmiştir. Lise eğitimini Teğmen Ali Rıza Akıncı Lisesinde almış 2008 yılından beri Karadeniz Teknik Üniversitesi'nde Lisans eğitime devam etmektedir.