

USB ARAYÜZLÜ BİR EKG TASARIM VE UYGULAMASI

Hilal BAŞAL

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK BİLGİSAYAR EĞİTİMİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

**HAZİRAN 2010
ANKARA**

Hilal BAŞAL tarafından hazırlanan USB ARAYÜZLÜ BİR EKG TASARIM VE UYGULAMASI adlı bu tezin Yüksek Lisans Tezi olarak uygun olduğunu onaylıyorum.

Yrd. Doç. Dr. Aydın ÇETİN
I. Danışman

Prof. Dr. İnan GÜLER
II. Danışman

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER

Üye : Prof. Dr. Ömer Faruk BAY

Üye : Prof. Dr. İnan GÜLER

Üye : Yrd. Doç. Dr. Aydın ÇETİN

Üye : Doç. Dr. Recep DEMİRCİ

Tarih :16/06/2010

Bu tez, Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Hilal BAŞAL

**USB ARAYÜZLÜ BİR EKG TASARIM VE UYGULAMASI
(Yüksek Lisans Tezi)**

Hilal BAŞAL

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

Haziran 2010

ÖZET

Günümüzde ani ölümlerin büyük çoğunluğunun sebebi kronik bir hastalık olan kalp rahatsızlıklarıdır. Bu çalışmada kalp rahatsızlıklarının önceden tespiti, tedavi yöntemlerinin hızlı bir şekilde uygulanabilmesi için EKG verilerinin uzun süre izlenmesini sağlayan ekonomik, kolay taşınabilir ve çok fonksiyonlu bir Holter kayıt sistem tasarım ve uygulaması gerçekleştirilmiştir. Çalışmada, vücuttan alınan EKG sinyallerinin sayısal çevrimi yapılarak büyük kapasiteli taşınabilir bir belleğe (MicroSD) kaydedilmekte, USB arabirimi ile bilgisayara aktarılmaktadır. Kaydedilen EKG verileri Matlab grafik arayüzü ile işlenerek görüntülenmektedir.

Bilim Kodu : 704. 1.021
Anahtar Kelimeler : EKG, Holter, USB, MicroSD
Sayfa Adedi : 70
Tez Yöneticisi : Yrd. Doç. Dr. Aydın ÇETİN

**DESIGN AND IMPLEMENTATION OF AN ECG WITH USB INTERFACE
(M.Sc. Thesis)**

Hilal BAŞAL

**GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF INFORMATICS**

June 2010

ABSTRACT

Today, the vast majority of sudden death as the cause of chronic diseases is heart diseases. In this study, an economic, easily moveable and multi functional Holter ECG recording system is designed and implemented providing long time monitoring of ECG data to be used in diagnosis and treatment of heart diseases. In the study, ECG data is digitized, recorded to a high-capacity removable memory (microSD) and transferred to the computer with USB interface. The recorded ECG data is processed and displayed with Matlab graphical user interface.

Science Code : 704. 1.021
Key Words : ECG, Holter, USB, MicroSD
Page Number : 70
Adviser . : Asist. Prof. Dr. Aydın ÇETİN

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren danıőmanım Yrd. Doç. Dr. Aydın ÇETİN' e, kıymetli tecrübelerinden faydalandığım hocam Prof. Dr. İnan GÜLER' e, bölümde olan tüm hocalarıma, her konuda yardımını eksik etmeyen arkadaşım Murat YAPICI' ya, maddi ve manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan çok değerli eőime teőekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER**Sayfa**

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
ÇİZELGELER LİSTESİ	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
RESİMLER LİSTESİ	xi
1. GİRİŞ	1
2.1. Holter EKG	3
2.2. Elektrot	5
2.3. Enstrümantasyon Yükselteç	6
2.4. Filtreler	8
2.5. Savitzky–Golay Sayısal Filtre	14
2.6. USB	14
2.7. Lityum İyon Pil	15
3. TASARLANAN SİSTEM	17
3.1. Donanım	17
3.1.1. Analog devre	18
3.1.2. Sayısal devre	18
3.1.3. Donanım yazılımı	23
3.2. Yazılım	25
4. DENEYSEL SONUÇLAR VE İRDELEME	34
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	45
KAYNAKLAR	46

Sayfa

EKLER.....	49
EK-1. Tasarlanan sistemin PCB görüntüsü.....	50
EK-2. Tasarlanan sisteme ait PCB' nin üç boyutlu görüntüsü.....	51
EK-3. Tasarlanan sistemin baskı devre kartı.....	52
EK-4. Cihaz ebat ölçüm görüntüleri.....	53
EK-5. Tasarlanan sistemin devre şeması.....	54
ÖZGEÇMİŞ	57

ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Ticari olarak piyasada bulunan Holter EKG kayıt cihazlarının genel özellikleri [11, 12]	5
Çizelge 3.1. SD karta ait teknik özellikler	20
Çizelge 4.1. Sistemde kullanılan malzemelerin çektikleri maksimum akımlar	40
Çizelge 4.2. Tasarlanan sistemin genel özellikleri	41
Çizelge 4.3. Sistemin maliyet hesabı	42

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Einthoven derivasyonları [15].	6
Şekil 2.2. Fark yükseltici ve sağ bacak sürücü katı.	7
Şekil 2.3. Sistemde kullanılan 3.derece yüksek geçiren filtre.	9
Şekil 2.4. Sistemde kullanılan 3. derece alçak geçiren filtre.	10
Şekil 2.5. Şebeke Gürültüsü [17].	12
Şekil 2.6. Sistemde kullanılan 2. dereceden bant durduran filtre.	13
Şekil 3.1. Donanım Yapısı.	17
Şekil 3.2. Sistemin açılışına ait akış diyagramı.	25
Şekil 3.3. Sistemin menüsüne ait akış diyagramı.	26
Şekil 3.4. Sistemdeki saat ve tarih fonksiyonuna ait akış diyagramı.	27
Şekil 3.5. Sistemdeki kayıt fonksiyonuna ait akış diyagramı.	29
Şekil 3.6. Sistemin kayıtlar fonksiyonuna ait akış diyagramı.	30
Şekil 3.7. Sistemde kayıt sil fonksiyonuna ait akış diyagramı.	31
Şekil 3.8. Sistemin USB modu fonksiyonuna ait akış diyagramı.	32
Şekil 3.9. Sistemin uyku moduna ait akış diyagramı.	33

RESİMLER LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Ticari olarak piyasada satılan Holter EKG cihazları [11, 12].....	4
Resim 2.2. Sistemde kullanılan 3. derece yüksek geçiren filtrenin frekans eğrisi.	10
Resim 2.3. Sistemde kullanılan 3.derece alçak geçiren filtrenin frekans eğrisi.	11
Resim 2.4. Sistemde kullanılan bant durduran filtrenin frekans eğrisi.....	13
Resim 3.1. SD kart çeşitleri [23].	19
Resim 3.2. PIC 18F46J50 mikroişlemci ailesinin içyapısının blok şeması [24].....	21
Resim 3.3. TQFP Kılıflı 18F46J50'nin bacak yapısı [25].	22
Resim 4.1. EKG devresinin prototip görüntüsü.	34
Resim 4.2. Sistemde kullanılan elektrot kabloları (a) ve elektrotlar (b).....	35
Resim 4.3. Osiloskopta görüntülenen EKG sinyali.	35
Resim 4.4. PIC18F Başlangıç Kiti.....	36
Resim 4.5. Tasarlanan sistem görüntüsü.....	37
Resim 4.6. Sistemdeki analog devre çıkışının pcoscope görüntüsü.	37
Resim 4.7. Bilgisayarın tasarlanan sistemi yığın depolama aygıtı olarak görmesi.	38
Resim 4.8. EKG text kayıt dosyası.	39
Resim 4.9. Bilgisayarda Matlab arayüzde görüntülenen EKG sinyali.	40
Resim 4.10. CY8C29466 ile oluşturulan analog devre çıkışı.	43
Resim 4.11. CY8C29x66 içindeki opamp gürültü spektrum analizi [27].....	43

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
Ag	Gümüş
AgCl	Gümüş Klorür
cm	Santimetre
dB	Desibel
dk	Dakika
G	Kazanç
GB	Gigabyte
gr	Gram
Hz	Hertz
mV	Milivolt
mAh	Miliamper saat
MB	Megabyte
°C	Santigrat
%	Yüzde
Ω	Ohm
V	Volt
\$	Dolar
f_c	Köşe frekansı

Kısaltmalar	Açıklama
ALU	Aritmetik lojik birim
ADC	Analog dijital çevirici
CMRR	Ortak işaret bastırma oranı

Kısaltmalar	Açıklama
CPU	Merkezi işlem birimi
CTMU	Şarj süresi ölçme birimi
CS	Card select
EKG	Elektrokardiyogram
FAT	Dosya yerleşim tablosu
GSM	Global system for mobile communications
GPRS	General packet radio service
LA	Sol kol
LL	Sol bacak
LCD	Liquid crystal display
MSSP	Master senkron seri port
PMP	Paralel master port
PIC	Programmable interface controller
PWRT	Power up timer
RA	Sağ kol
RL	Sağ bacak
RAM	Rastgele erişimli bellek
RTCC	Gerçek zamanlı saat ve takvim
SD	Güvenli sayısal hafıza
SPI	Serial peripheral interface
SDA	SD kart birliği
TQFP	Thin quad flat packet
USB	Evrensel seri veri yolu
WDT	Watchdog timer
Wi-Fi	Wireles fidelity

1. GİRİŞ

Günümüzde ani ölümlerin büyük çoğunluğunun sebebi kronik bir hastalık olan kalp rahatsızlıklarıdır ve dünya genelindeki ölümlerin sebepleri arasında ilk sırada gelmektedir. Çeşitli kalp rahatsızlıklarından dolayı her yıl yaklaşık 7,2 milyon insan yaşamını kaybetmektedir [1]. Kalp rahatsızlıklarının teşhisi için elektrokardiyogram (EKG) testi uygulanmaktadır. Ancak, EKG testi kalpteki rahatsızlıkları doğru bir şekilde göstermeyebilir. Çünkü EKG kayıtlarının normal sınırları çok geniştir. Ayrıca bir insan kalp hastası olduğu halde normal bir EKG' si olabildiği gibi sağlıklı bir insanın da anormal bir EKG' si olabilir. EKG, kalp hastalıklarının teşhisinde doktorun klinik ve laboratuvar araştırmalarında bulduğu belirtiler ile birlikte değerlendirildiğinde yardımcı olmaktadır. Aksi durumda EKG yanıltıcı bir durum oluşturabilir [2]. Kalpteki ritim bozukluklarının önceden tespit edilebilmesinde tanı ve tedavi yöntemlerin yaşam şartlarına en hızlı bir şekilde uygunluğun sağlanması için EKG verilerinin uzun süre izlenmesini sağlayan, ekonomik ve taşınabilir akıllı sistemler meydana getirmek gerekliliği bilinen bir gerçektir. Kardiyoloji alanında uzun süre kalp ritmini kaydetmek için kullanılan taşınabilir EKG kayıt sistemine "EKG Holter" denilmektedir [3].

Kalp hastalıklarının önceden tespit edilip, hızlı bir şekilde teşhis ve tedavisi için EKG sinyalinin değişik yöntemlerle uzun süreli kaydı ve bilgisayara iletimi konusunda çalışmalar yapılmıştır. EKG sinyalinin bilgisayara iletimi konusunda; 2003 yılında Queensland Üniversitesi Elektrik ve Bilgisayar Mühendisliği bölümünün yaptığı çalışmada, Wireless teknolojisi kullanarak EKG işaretinin bilgisayara iletimi sağlanmıştır [4]. 2006 Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü çalışmasında 3 elektrodlu bir EKG algılayıcısı ile kişi üzerinden alınan EKG verileri, Bluetooth kablosuz iletişim teknolojisi ile kişisel sayısal asistan (PDA) cep bilgisayarına iletilmiştir. İletilen işaret bilgisayarda görüntülenmiş ve depolanmış, acil bir durum olduğunda kablosuz bağlantı (WI-FI) veya GSM/GPRS teknolojisi ile merkezi sunucuya iletilmiştir [5].

EKG sinyalinin uzun süreli kaydı konusunda; 1992 yılında Tohoku üniversitesinin Biyomedikal Mühendisliği Bölümünün yaptığı çalışmada EKG sinyali, 24/48 saat dijital ses kasetine kayıt edilerek 250gr ağırlığında, 10,6(W)x2,8(H)x9,6(D) cm boyutlarında bir Holter kayıt sistemi gerçekleştirilmiştir [6]. 2007 yılında Yanshan Üniversitesi Elektrik Mühendisliği bölümünün Holter kayıt sistemi çalışmasında EKG sinyali, FAT16 dosyalama sistemi kullanarak 24 saat kayıt yapılmıştır. Kaydın bilgisayara aktarılması için USB 1.1 teknolojisi kullanılmıştır [7]. 2009 yılında Zhejiang Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği bölümü MSP430 ve LPC2292 olmak üzere iki işlemci kullanarak düşük güçlü, FAT16 dosyalama sistemi kullanılarak 48 saat kayıt yapan ve ayrıca gerçek zamanlı analiz yapabilen bir Holter kayıt sistemi gerçekleştirmiştir [8].

Bu tezde düşük maliyetli, hastanın hareket yeteneğinde herhangi bir kısıtlamaya sebep olmayan küçük boyutlu ve kolay taşınabilir, verileri hem büyük kapasiteli taşınabilir bellek (MicroSD) hem de USB aracılığı ile bilgisayara aktarılacak bir EKG kayıt sistemi tasarım ve uygulaması hedeflenmiştir. Bilgisayar ortamına aktarılan veriler istenildiğinde saklanabilecektir, gerektiğinde çıktı alınabilecek ve internet aracılığı ile uzak noktalara gönderilebilecektir.

Bu tez, beş bölüm halinde sunulmaktadır. Tezin ikinci bölümünde sisteme ait kullanılan materyal ve uygulanan metotdan bahsedilmiştir. Üçüncü bölümde tasarlanan sisteme ait donanım detaylarıyla sunulmuş, donanım ve sisteme ait yazılım açıklanmaktadır. Dördüncü bölümde tasarlanan sistemden elde edilen deneysel sonuçlar, karşılaşılan sorunlar ve sorunların çözümüne yönelik öneriler sunulmaktadır. Beşinci bölümde ise çalışmada elde edilen sonuçlar ve öneriler ortaya konmuştur.

2. MATERYAL VE METOT

Bu tezde EKG sinyalinin en iyi şekilde kuvvetlendirilmesi ve süzülmesinde işaretin özellikleri ve üzerinde oluşabilecek gürültüler göz önüne alınarak sistemde kullanılan yükselteç ve filtre devreleri belirlenmiştir. Elde edilen EKG sinyalinin uzun süre kaydının sağlanması için Holter EKG metodu, kayıtların hızlı bir şekilde bilgisayara aktarılması için ise USB teknolojisi kullanılmıştır.

2.1. Holter EKG

Kalp ritminin uzun süreli ve kesintisiz olarak izlenmesi ve kayıt altına alınması fikri Dr. Norman Holter tarafından ortaya atılmış ve bu amaçla geliştirilen taşınabilir EKG cihazları “Holter EKG” olarak adlandırılmıştır. Çoğunlukla kişinin normal günlük hayatı sırasında kalp ritmini izlemek için kullanılmaktadır [9]. Bu cihazlar ile kalp atımlarının elektrokardiyografik olarak 24 saat boyunca (bazı yeni cihazlarda bu süre 48-72 saate kadar uzayabilir) kayıt altına alınması sağlanmaktadır.

Üniversitelerin Tıp Fakülteleri Kardiyoloji Anabilim Dallarının ihtiyacı olan Holter EKG kayıt cihazlarında istedikleri teknik şartnameler genel olarak [10];

- Holter EKG kayıt cihazının ağırlığı piller harici en fazla 113gr olmalı, pil, taşıma çantası ve askılı ağırlığı 120gr’ dan fazla olmamalıdır.
- Holter EKG kayıt cihazının hafızasındaki kayıtlar, piller tükense veya çıkarılsa dahi silinmemelidir.
- Holter EKG kayıt cihazı 3 EKG kanalını çift kutuplu (bipolar) olarak 24 saat süre ile kayıt edebilecek hafızaya sahip olmalıdır.
- Holter EKG kayıt cihazının hafızasındaki bilgiler, sistem bilgisayarına harici ek bir üniteye gerek duyulmadan hızlı veri aktarımını sağlayacak şekilde olmalıdır.
- Analog bant genişliği 0,05-100Hz arasında 10 bit olmalıdır. 0-60°C’ de ve %90 nem oranında çalışabilmelidir.
- Kaydedicideki kayıtlar USB kablosu aracılığıyla kaydediciden bilgisayardaki Holter analiz sistemine aktarılmalıdır.

- Kayıtlar herhangi bir zamanda tarama, yazma ve rapor dökümü için bilgisayar hard diskinde farklı bir klasörde saklanabilmelidir.

Türkiye’de Holter EKG kayıt cihazlarının ticari olarak piyasada bulunabilmesi için sahip olması gereken belgeler;

- Türk Standartları Enstitüsü’ den "Teknik Servis Hizmet Yeri Yeterlilik Belgesi",
- T.C. Sanayi ve Ticaret Bakanlığında "Satış Sonrası Hizmet Yeterlilik Belgesi",
- T.C. Sağlık Bakanlığında "Teknik Şartnameye Uygunluk Belgesi"’dir.



Resim 2.1. Ticari olarak piyasada satılan Holter EKG cihazları [11, 12].

Resim 2.1’ de piyasada ticari olarak satılan çeşitli Holter EKG kayıt cihazları görülmektedir. Çeşitli firmalar tarafından üretilen Holter EKG kayıt cihazlarından birçoğunun kullandıkları kayıt metotları eski teknolojiye (kaset veya telefon yoluyla kayıt) dayanmaktadır ve boyutları büyük olmaktadır. Taşınabilir bellek kullanılan Holter EKG cihazlarında ise kayıt kapasiteleri küçük olup, genel olarak 10dk, 24 saat sürelerde kayıt yapılabilmektedir.

Eski teknoloji kullanımı, kayıt kapasiteleri küçük olması, büyük boyutlarda olması Holter EKG kayıt cihazlarında dezavantajdır. Verimli bir kullanım sağlanması açısından tasarlanan sistemde taşınabilir, küçük boyutlu ve büyük kapasiteli olup, yaklaşık 5 günlük kayıt depolayabilecek 2Gb MikroSD kart kullanılmıştır.

Çizelge 2.1. Ticari olarak piyasada bulunan Holter EKG kayıt cihazlarının genel özellikleri [11, 12]

Enerji Temini	Kalem pil
Kayıt Süresi	24 saat, 48 saat
Kayıt Ortamı	MMC kart, SD flash kart
Menü Gösterimi	LCD
Elektrot Sayısı	3, 5, 12
Ebatlar	9,5 x 6,5 x 1,7 cm, 9,8 x 6,5 x 2,2 cm
Ağırlık	110g, 130g

İnternet kaynaklı form sitelerinden Holter EKG kayıt cihazı kullanıcı önerileri hakkında elde edilen bilgiler genel olarak cihaz ağırlığının düşük, cihazdan çıkan kabloların az sayıda olmasıdır [13]. Kullanıcı önerilerine yönelik sistemde 3 elektrot kullanılmıştır. Sistem, pil yok iken ağırlığı 78gr, pil var iken ağırlığı 98gr ve 7,2x10,4x2,5 cm ebatlarında gerçekleştirilerek kullanıcı rahatlığı sağlanmıştır.

Holter EKG cihazların piyasa fiyatları 1000\$ ile 7000\$ arasında değişmektedir [14]. Bu çalışmada gerçekleştirilen sistemin her seviyedeki gelir sahiplerinin evinde bulundurabilmesi amacıyla sistemde istenilen teknik özellikte olup düşük maliyetli malzemeler kullanılarak toplam maliyetin düşük olması sağlanmıştır.

2.2. Elektrot

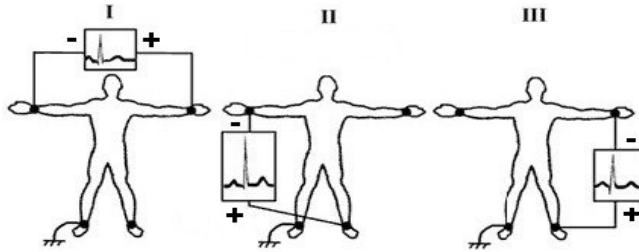
Tıpta teşhis amaçlı biyolojik işaretlerin algılanabilmesi için, vücut ile ölçme düzeni arasındaki iletişimi sağlayan, çeşitli amaçlar ve özellikle tedavi amacı için organlara akım gönderilmesini sağlayan elemanlara “elektrot” adı verilir. Elektrotlar, bu görevlerini iyon akımını elektron akımına veya elektron akımını iyon akımına dönüştürerek gerçekleştirirler.

Sistemde EKG sinyalinin vücuttan alınması için içinde iletken bir jel olan, yapışkan özellikli tek kullanımlık AgCl yüzey elektrotları kullanılmıştır.

EKG sinyallerinin vücut üzerinden elektrotlar yardımıyla algılandığı, sağ kol (RA), sol kol (LA), sol bacak (LL) ve göğüs (V) olmak üzere başlıca dört standart ölçüm bölgesi vardır. Sağ bacak (RL) ise referans noktası olarak alınır. Referans noktası genellikle “sağ bacak sürücüsü” adı verilen devreye bağlanır [15].

EKG sinyallerinin algılanmasında standart olarak kabul edilen derivasyonlar Einthoven derivasyonları (çift kutuplu), Goldberger derivasyonları (tek kutuplu), Wilson derivasyonlarıdır [16].

Einthoven derivasyonlarında kuvvetlendirici girişlerine sağ kol, sol kol ve sol baktan ikisi bağlıdır. Bağlantı durumuna göre I, II ve III olmak üzere üç derivasyon elde edilir [15]. Sistemde elektrotlar, denek üzerine Einthoven derivasyonunda bağlantı durumu I' ye göre bağlanarak ölçüm yapılmıştır.

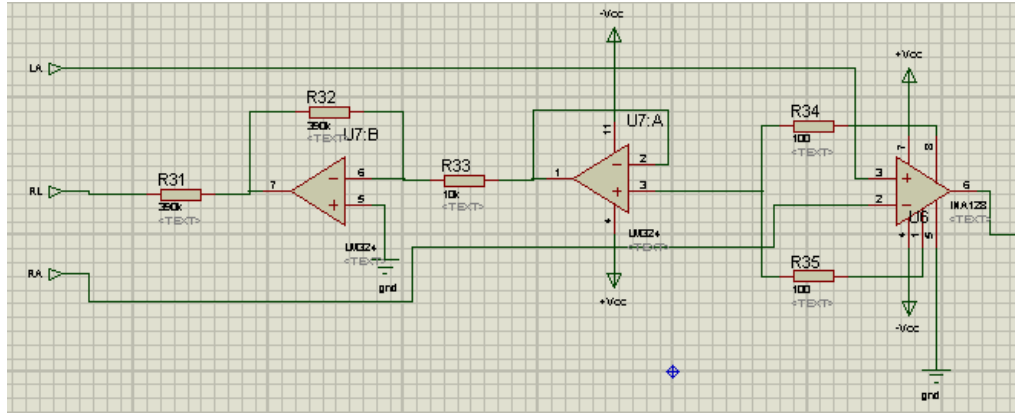


Şekil 2.1. Einthoven derivasyonları [15].

2.3. Enstrümantasyon Yükselteç

Sistemde doku yüzeyinden alınan milivolt seviyesindeki EKG sinyalini görülebilir seviyeye getirmek için enstrümantasyon yükselteç (fark yükselteç) kullanılmıştır. Sinyal yükseltme işlemini işlemsel yükselteçler de gerçekleştirmektedir. Ancak sistemde işlemsel yükselteç kullanılmamasının nedeni işlemsel yükselteçlerin sinyali toprağa göre yükseltir. Yükseltme sırasında diğer elektrikli cihazların ürettiği manyetik akımların oluşturduğu gerilim, doku ve toprak arasında gerilim değişmelerine sebep olur. Sonuç olarak orijinal sinyal ile birlikte oluşan gerilim değişimleri de yükseltilmiş olur ve orijinal sinyal anlaşılmaz hale gelir.

Gerilim değişmelerinin yükseltilmek istenen EKG sinyalini bozmasını ortadan kaldırmak amacıyla sistemde fark yükselteci olarak bilinen enstrümantasyon yükselteç kullanılmıştır.



Şekil 2.2. Fark yükselteci ve sağ bacak sürücü katı.

Şekil 2.2' de görüldüğü gibi sistemde EKG sinyalinin ilk katta algılanıp yükseltilmesi, Burr Brown firması tarafından üretilen bir fark yükselteci olan INA128 ile gerçekleştirilmiştir.

Diğer fark yükselteçleri arasında INA128 yükseltecinin sistemde kullanılma amacı;

- 0,05-10mV aralığındaki çok düşük genlikli sinyalleri algılayabilme özelliğine sahip olmasıdır.
- Giriş empedansının yüksek olmasıdır. Çünkü yüksek giriş empedansı yükselteç devrelerinde yüklem etkilerini azaltmaktadır. Bu durumda giriş empedansının düşük olması ise EKG sinyalinde bozulmaya sebep olabilir.
- Ortak mod atma oranının 120dB gibi yüksek bir değere sahip olmasıdır. Bu oranın yüksek olması girişte ortak işaret gürültülerinin çok iyi bastırılıp çıkışta düzgün bir sinyal elde edilmesini sağlamaktadır.

Sağ ve sol koldaki ölçüm noktaları farklı olduğu için bu noktalardan genlik seviyesi farklı sinyaller alınarak INA128 entegresinin giriş uçlarına uygulanır.

Şekil 2.2' de görüldüğü gibi iki koldan gelen farklı genlik seviyesindeki sinyaller, entegrenin 1 ve 8 nolu bacaklarına bağlanan 100Ω ' luk direnç değerine göre 60 dB' lik bir yükseltme işlemine tabi tutulur.

Sistemde Şekil 2.2' de görüldüğü gibi şebeke kaynaklı işaretlerin insan vücudu aracılığı ile toprağa akması sonucu meydana gelen şebeke gürültülerini engellemek amacıyla sağ bacak sürücüsü kullanılmıştır.

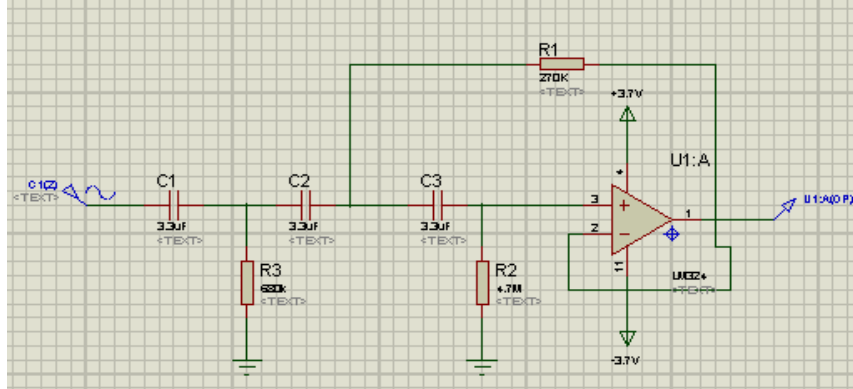
2.4. Filtreler

EKG sinyalinin iki önemli özelliğinden söz edilecek olursa birincisi çok küçük genliğe sahip olması dolayısıyla gürültü kapmaya müsait oluşu, ikincisi ise, çok çabuk değişen bir harmonik içeriğe sahip olmasıdır. Sistemde EKG sinyalini yükseltme ve işleme katlarında, işaretin parazitlerden arındırılması ve gürültü bağışıklığının sağlanması için sahip olduğu 0,05-100Hz frekans bandının yükseltilmesi sağlanmıştır. EKG sinyalinin frekans bandının yükselmesi sonucu işaretin kazanç karakteristiğine frekansla değişen bir seçicilik özelliği ilave edilmiştir. Yani işaretin aktif olarak filtrelenmesi sağlanmıştır. Sistemde tasarlanan filtre katlarında gerilim kazancı ve sinyal yalıtımı (tamponlama) için işlemsel yükselteçler kullanılmıştır.

Yüksek Geçiren Filtre Devresi

Yüksek geçiren filtre; belirli bir köşe frekansının yalnız üzerindeki frekansları geçiren, altındaki frekansları ise zayıflatan filtre devresidir.

Sistemde Şekil 2.3' de görüldüğü gibi Sallen-Key filtre topolojisi kullanılarak, kesim frekansı 0,05Hz olarak belirlenen 3.dereceden Butterworth tipi yüksek geçiren filtre devresi tasarlanmıştır.



Şekil 2.3. Sistemde kullanılan 3.derece yüksek geçiren filtre.

Şekil 2.3' deki 3. derece yüksek geçiren filtre devresinde $C_1 = C_2 = 3,3\mu F$ olarak seçilmiştir. İşaretin üst kesim frekansı $f_{c1} = 0,0512Hz$ ve alt kesim frekansı $f_{c2} = 0,0503Hz$ olarak belirlenmiştir. Devrenin transfer fonksiyonu Eş. 2.1' de olduğu gibidir.

$$\frac{Vo(s)}{Vi(s)} = \frac{2\pi f_{c1}}{s + 2\pi f_{c1}} \cdot \frac{(2\pi f_{c2})^2}{s^2 + 2\xi(2\pi f_{c2})s + (2\pi f_{c2})^2} \quad (2.1)$$

$$\frac{Vo(s)}{Vi(s)} = \frac{s^3}{s^3 + s^2 \left(\frac{1}{C_1 R_1} + \frac{1}{C_1 R_3} + \frac{1}{C_2 R_3} + \frac{1}{C_3 R_3} \right) + s \left(\frac{1}{C_1 C_2 R_1 R_3} + \frac{1}{C_1 C_3 R_1 R_3} + \frac{1}{C_1 C_3 R_3 R_2} + \frac{1}{C_2 C_3 R_2 R_3} \right) + \frac{1}{C_1 C_2 C_3 R_1 R_2 R_3}} \quad (2.2)$$

$$Gs = \frac{s^3}{s^3 + 0,639056396253s^2 + 0,202187911572s + 0,0322468758488} \quad (2.3)$$

Sönüm oranı $\xi = 0,5008$ olarak alınmıştır. Sönüm frekansı, f_d Eş. 2.4' de hesaplandığı gibi $0,043Hz$ olarak bulunmuştur.

$$f_d = \sqrt{1 - \xi^2} \cdot f_c = \sqrt{1 - 0,5008^2} \cdot 0,05 = 0,043Hz \quad (2.4)$$

Şekil 2.3' deki yüksek geçiren filtrenin proteus programında yapılan benzetimi Resim 2.2' de görüldüğü gibidir.

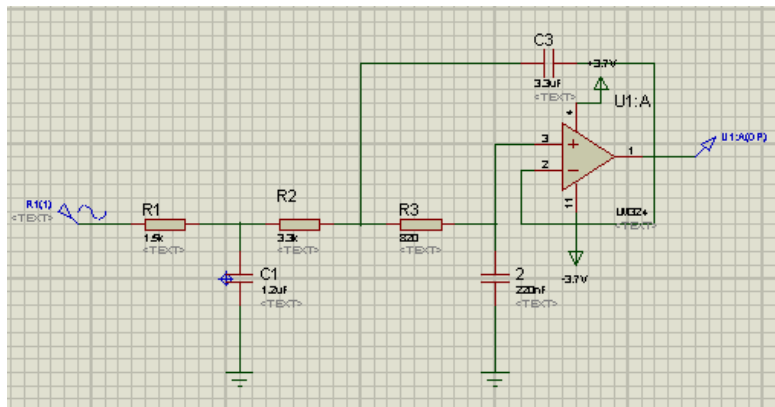


Resim 2.2. Sistemde kullanılan 3. derece yüksek geçiren filtrenin frekans eğrisi.

Alçak Geçiren Filtre Devresi

Alçak geçiren filtre, belirli bir köşe frekansının altındaki frekansları geçiren üstündekileri ise zayıflatan bir devredir. Köşe frekansına " f_c " denir. f_c , aynı zamanda; 0,707 frekansı, -3dB frekansı veya kesim frekansı olarak da isimlendirilir.

Sistemde EKG sinyali, yüksek geçiren filtreden geçirildikten sonra Şekil 2.4' deki Sallen-Key filtre topolojisi kullanılarak, kesim frekansı 100Hz olarak belirlenen 3.dereceden Butterworth tipi alçak geçiren filtreden geçirilmiştir.



Şekil 2.4. Sistemde kullanılan 3. derece alçak geçiren filtre.

Şekil 2.4' deki 3. derece alçak geçiren filtre devresinde $C_1 = 1,2\mu F$ ve $C_2 = 3,3\mu F$ olarak seçilmiştir. İşaretin üst kesim frekansı $f_{c1} = 98,701Hz$ ve alt kesim frekansı $f_{c2} = 107,473Hz$ olarak belirlenmiştir. Devrenin transfer fonksiyonu Eş. 2.4' de olduğu gibidir.

$$\frac{Vo(s)}{Vi(s)} = \frac{2\pi f_{c1}}{s + 2\pi f_{c1}} \cdot \frac{(2\pi f_{c2})^2}{s^2 + 2\xi(2\pi f_{c2})s + (2\pi f_{c2})^2} \quad (2.4)$$

$$\frac{Vo(s)}{Vi(s)} = \frac{1}{C_1 C_2 C_3 R_1 R_2 R_3} \cdot \frac{1}{s^3 + s^2 \left(\frac{1}{C_1 R_1} + \frac{1}{C_1 R_2} + \frac{1}{C_2 R_3} + \frac{1}{C_2 R_2} \right) + s \left(\frac{1}{C_2 C_3 R_2 R_3} + \frac{1}{C_1 C_2 R_2 R_3} + \frac{1}{C_1 C_2 R_1 R_2} \right) + \frac{1}{C_1 C_2 C_3 R_1 R_2 R_3}} \quad (2.5)$$

$$Gs = \frac{282789371,011}{s^3 + 1269,45732267s^2 + 858661,646137s + 282789371,011} \quad (2.6)$$

Sönüm oranı ise $\xi = 0,4807$ olarak alınmıştır. Sönüm frekansı, f_d Eş. 2.7' de hesaplandığı gibi $87,68Hz$ olarak bulunmuştur.

$$f_d = \sqrt{1 - \xi^2} \cdot f_c = \sqrt{1 - 0,4807^2} \cdot 100 = 87,68Hz \quad (2.7)$$

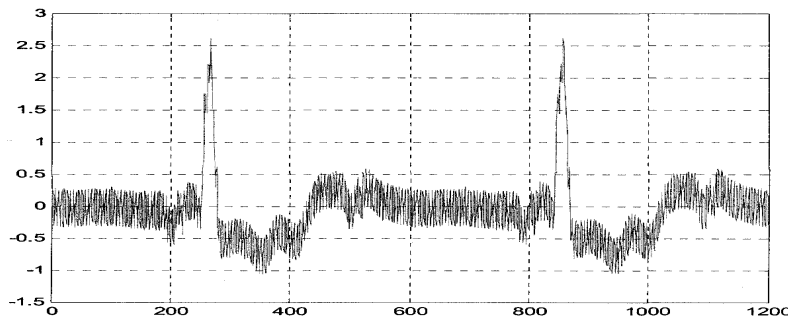
Resim 2.3' de görüldüğü gibi kesim frekansı $100Hz$ olarak tasarlanan alçak geçiren filtrenin proteus programında benzetimi gerçekleştirilmiştir.



Resim 2.3. Sistemde kullanılan 3.derece alçak geçiren filtrenin frekans eğrisi.

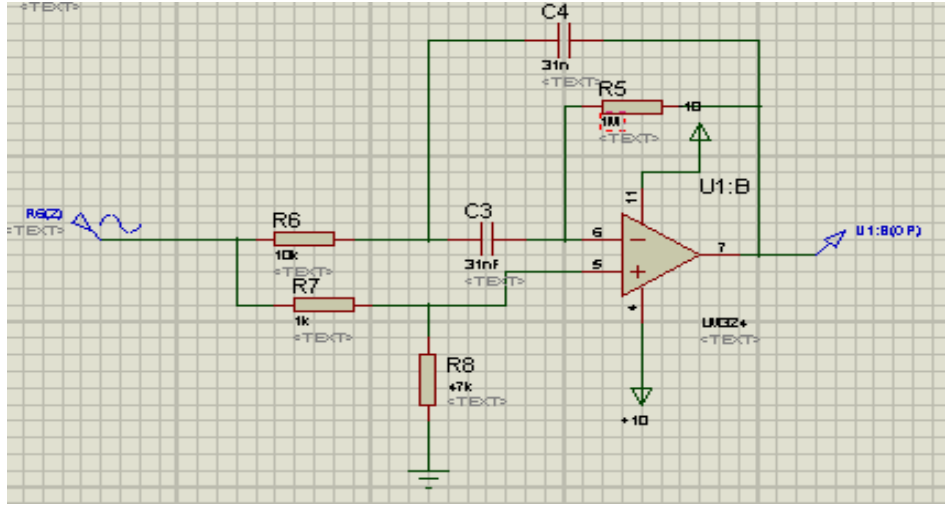
Bant durduran filtre

Biyopotansiyel sinyallerin vücuttan alınması ve işlenmesinde karşılaşılan ortak problem şebeke gürültüsüdür. Şebeke gürültüsü, temel frekansı 50 Hz olan ve harmoniklerinin birleşimlerinden oluşan bir gürültü şeklindedir. EKG sinyalini ise 50Hz frekans bileşenlerinin genlikleri etkiler. Gürültü sinyalinin genliği yaklaşık olarak EKG sinyalinin tepeden tepeye genliğinin yarısı kadar olup zamanla değişimi kısıdır [17]. 50 Hz ve harmonikleri, ortak mod sinyallerini gidermeye çalışan sağ bacak sürücüsü ve farksal yükseltme metotlarının kullanılmasına rağmen düşük genlikli sinyalleri bozmaktadır [18].



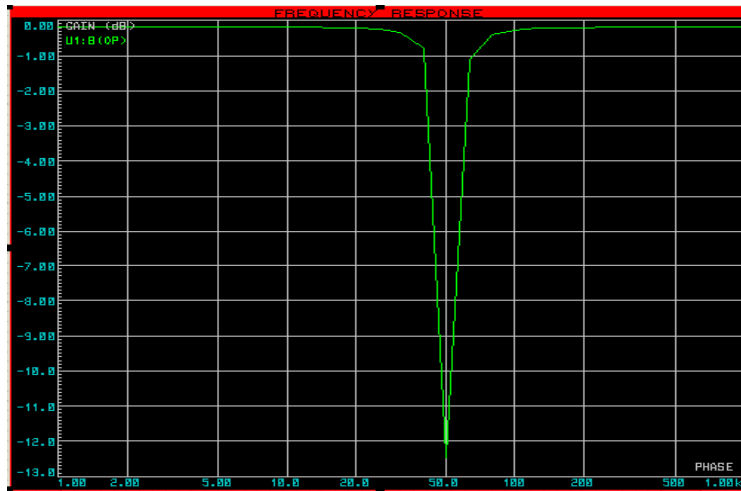
Şekil 2.5. Şebeke Gürültüsü [17].

Sistemde EKG sinyali vücuttan alınıp yükseltildikten sonra yüksek ve alçak geçiren filtreye uygulanmış ancak sinyalde 50Hz'lik şebeke frekanslı gürültülerin olduğu görülmüştür. Sinyaldeki 50Hz'lik şebeke frekanslı gürültüleri ortadan kaldırmak amacıyla sisteme bant durdurucu filtre eklenmiştir. Şekil 2.6' da sistemde kullanılan bant durdurucu filtre devresi görülmektedir.



Şekil 2.6. Sistemde kullanılan 2. dereceden bant durduran filtre.

Resim 2.4' de görüldüğü gibi sistemde kullanılan bant durduran filtrenin Proteus programında benzetimi gösterilmiştir. Benzetimde, devre çıkışında istenen frekans cevabı proteus programında çizdirilmiştir. Frekans cevabına bakılarak Şekil 2.6' daki bant durduran filtrenin EKG sinyali üzerinde olan istenmeyen 50Hz' lik şebeke frekanslı gürültüleri bastırabilecek düzeyde olduğu görülerek sistemde kullanılmıştır.



Resim 2.4. Sistemde kullanılan bant durduran filtrenin frekans eğrisi.

2.5. Savitzky–Golay Sayısal Filtre

Savitzky-Golay filtre, sinyal üzerindeki yüksek frekans bileşenli gürültüleri yumuşatmaktadır. Bir alçak geçiren ve hareketli ortalama alan filtre mantığıyla çalışmaktadır. Savitzky-Golay sayısal filtre, Matlab' da $y = sgolayfilt(x,k,f)$ komut satırı ile uygulanabilmektedir. Komutta bulunan parametrelerden x parametresine filtrelenmek istenen sinyal değerlerinin matrisi, k parametresine filtre derecesi ve f parametresine ise sinyal üzerinde ortalaması alınacak nokta sayısı belirtilir.

Sistemde aktif elemanların parazitlik etkilerinden ve idealsizliklerden kaynaklanan gürültü nedeniyle gürültülü olarak kaydedilen EKG sinyaline Savitzky-Golay sayısal filtre uygulanarak Matlab grafik ara yüzünde görüntülenmesi sağlanmıştır.

2.6. USB

Sistemlerde Tak ve Çalıştır özelliğine sahip aygıtların daha kolay bir şekilde kullanılması amacıyla yeni bir yapı olan Evrensel Seri Veri yolu (USB - Universal Serial Bus) geliştirilmiştir. USB, harici bağlantılar için geliştirilmiş standart ve hızlı bir arabirimdir.

Günümüzde birçok elektronik cihaz USB arabirimini içerdiğinden dolayı tasarlanan elektronik ürünlerin bilgisayar ile iletişim kurması için arabirim olarak USB' yi desteklemesi gerekmektedir. Çünkü günümüzde seri, paralel gibi birçok standart veri yolu yerini USB' ye bırakmış durumdadır [19].

USB arabiriminin geliştirilmesi Hewlett Packard firması ile başlamıştır. Fakat o zamanlar HP Arabirim Bus' ı olarak anılmaktaydı. USB arabirimin sadece HP' ye yani tek bir firmaya ait olması Lisans ücretleri ve buna benzer sebeplerden dolayı istenmeyen bir durum olduğundan USB standartlarını belirlemek üzere bir örgüt kurulmuştur. Bu örgütte bulunan şirketler Intel, Microsoft, NEC, Philips HP ve Compaq' dır.

1996 tarihinde ilk olarak USB 1.0 sürümü devreye girmiş, hemen ardından 1998' de ise USB 1.1 sürümleri hazırlanmıştır. Tüm gelişmelerden sonra en büyük adım olan USB 2.0 geliştirilmiştir. USB 2.0 sürümününün 20 kat olması hedeflenen transfer hızı 40 kat olarak belirlenmiş ve transfer hızı saniyede 480Megabit yani 60MB olmuştur [19].

Sistemde USB teknolojisinin kullanım amacı;

- Kullanım kolaylığının olmasıdır. Sistem kullanıcısı, USB arabirimi ile sistemi bilgisayara bağladığında, Windows sistemi otomatik olarak tespit eder ve uygun sürücüyü yükler.
- Hızlı ve güvenilir veri transferinin sağlanmasıdır. Sistemde EKG verilerine ait kayıtların hızlı ve güvenilir bir şekilde bilgisayara aktarılması önemli olduğu için bağlantı hızı 480Mbit/sn olan USB sürümlerinden USB2.0 destekli mikrodenetleyici seçilmiştir.
- Düşük maliyet ve güç tasarrufunun olmasıdır. Sistemde kullanılan USB devre elemanlarının düşük maliyetli olması sistem maliyetinin ekonomik olmasını sağlamıştır.

2.7. Lityum İyon Pil

Lityum iyon pil (Li-ion) bir çeşit yeniden doldurulabilir pildir. Çoğunlukla elektronik araçlarda kullanılır. Ağırlıklarına ve büyüklüklerine oranla verebildikleri yüksek enerji ile en iyi pil çeşitlerinden biridir ve yaygın olarak kullanılmaktadır.

Li-ion pillerde hafıza etkisi yoktur ve enerji kayıpları kullanılmadıkları zamanlarda yavaştır. Uygunsuz kullanılmaları halinde tehlikeli olabilirler. Eğer gerekli önlemler alınmaz ise diğer pil türlerine göre ömürleri daha kısa olabilir. Daha gelişmiş lityum iyon pil tasarımları ise lityum polimer pil (lithium polymer cell) ve lityum titanat pil hücreleridir [20].

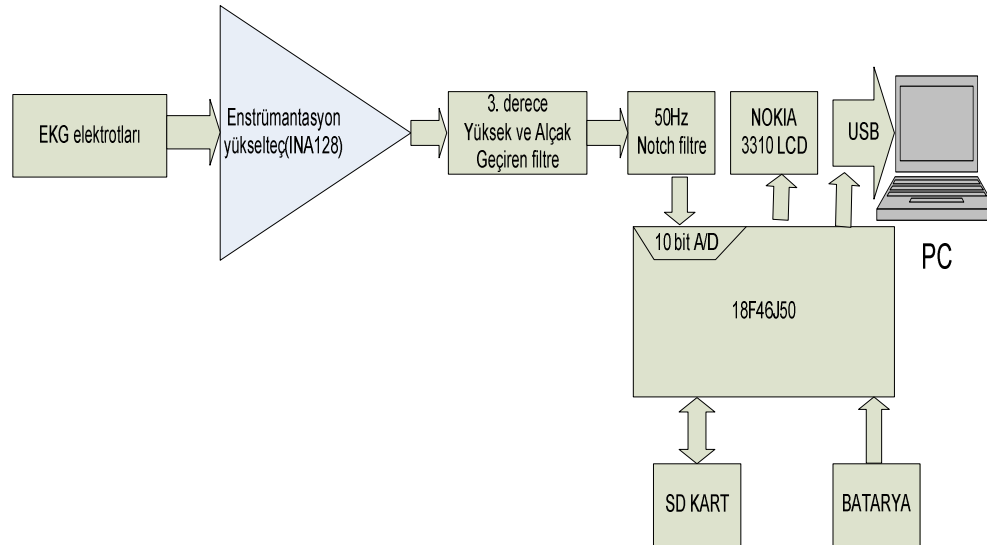
Sistemin besleme kaynağı olarak kullanılacak olan pilin voltajı ve akım kapasitesi, devrede bulunan elemanların düşük besleme voltajına sahip olması ve düşük miktarda akım çekmesi göz önüne alınarak seçimi yapılmıştır. Sistemde pil olarak hafif, küçük boyutlu, tekrar şarj edilebilen 3,7V ve 500mAh (mili amper saat) kapasitede Li-Polymer pil kullanılmıştır.

3. TASARLANAN SİSTEM

Milivolt' lar seviyesinde olan EKG sinyalinin genliği donanımda kullanılan kazanç katlarıyla yükseltilip, filtreler ile sinyalin bant genişliği sınırlandırılıp üzerindeki şebeke gürültüsü süzölmüştür. Daha sonra sayısal çevriminin yapılması için mikrodenetleyiciye gönderilmiştir. Mikrodenetleyici ile seçilen referans gerilimine göre EKG sinyalinin sayısal çevrimi yapılarak standart veri yolu SPI üzerinden gönderilerek yüksek kapasiteli taşınabilir bellek birimi olan MicroSD karta kayıt edilmektedir. Kayıt edilen EKG sinyali, USB teknolojisi kullanılarak bilgisayara aktarılmaktadır. Tasarlanan sistem elektronik donanım ve yazılım şeklinde iki kategoride incelenecektir.

3.1. Donanım

Geliştirilen sisteme ait donanım elektrotlar, enstrümantasyon yükseltici, filtreler, USB ara yüzü destekleyen mikrodenetleyici, bellek, besleme ünitesi, görüntüleme birimi ve bir PC' den oluşmaktadır. Şekil 3.1' de sisteme ait blok diyagram görölmektedir



Şekil 3.1. Donanım Yapısı.

3.1.1. Analog devre

Sistemde fark yükselteci olarak Burr Brown' a ait INA128 ile birlikte 3. dereceden alçak geçiren ve yüksek geçiren filtre kullanılmıştır. Tüm ön yükselteç sistemi 0.05-100Hz frekans aralığı olan bir bant geçiren filtre gibi çalışmaktadır. Alçak ve yüksek geçiren filtre devrelerinde, National Semiconductor firmasının LM324 işlemsel yükselteç kullanılmıştır [21, 22]. Sistemde kullanılan INA128 fark yükselteci tipik olarak 120 dB kadar büyük bir ortak işareti bastırma oranına (CMRR) sahip olmakla birlikte sinyaller kolayca 1 ile 10000 arasında bir kazanç ile yükseltilebilmektedir. Sistemde kullanılan fark yükselteci kazancı 500 olarak ayarlanmıştır.

Sistemde kullanılan Microchip firmasına ait 18F46J50 mikrodenetleyicisinin kapasitesi 13 kanala kadar analog giriş sağlamaktadır. Sistemde EKG sinyali, 13 kanaldan sadece bir tanesine fark yükselteci, bant geçiren ve bant durduran filtreden geçirilerek verilmektedir. EKG sinyali için kullanılan analog giriş 18F46J50 mikrodenetleyici tarafından sayısal olarak işlenmektedir.

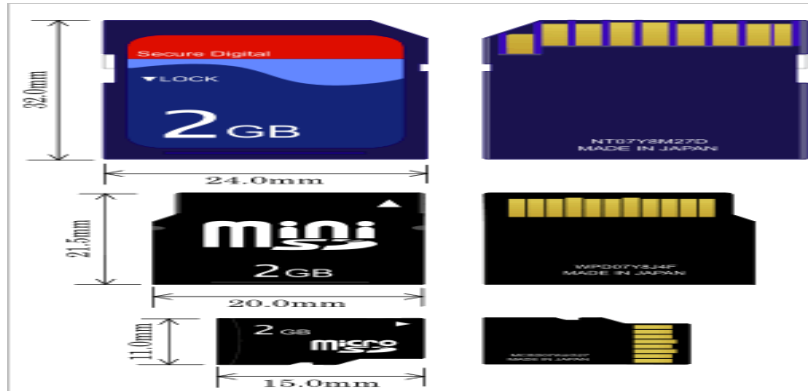
3.1.2. Sayısal devre

Sayısal çevrimi yapılan EKG sinyali, 18F46J50 mikrodenetleyici tarafından Dosya Yerleşim Tablosu (FAT) formatına uygun bir biçimde yüksek kapasiteli taşınabilir belleğe kaydedilmektedir. Kaydedilen EKG sinyali mikrodenetleyicinin dahili USB seri kanal çıkışı ile bilgisayara transfer edilmiştir.

Yüksek kapasiteli taşınabilir bellek (SD (Secure Digital) kart)

Tasarlanan sistemde EKG kayıtlarının kullanılan mikrodenetleyicinin belleğinde yer işgal edeceği, mikrodenetleyici performansını düşüreceği ve fazla kayıt yapılamayacağı düşünülerek kayıtlar yüksek kapasiteli taşınabilir bir bellek tipi olan MicroSD kartta saklanmaktadır. Okuma yazma işlemi sistemde kullanılan 18F46J50 mikrodenetleyicisi ile gerçekleştirilmektedir.

MicroSD (T-Flash), ilk üretildiğinde TransFlash/ T-Flash kart olarak isimlendirilmiştir. Güvenli Sayısal Hafıza (SD), SD Kart Birliği (SD Card Association -SDA) tarafından uyumluluğu kabul edildikten sonra MicroSD olarak yeniden adlandırılmıştır. SDA tarafından kabul edilip onaylanan diğer kart türleri SD kart ve mini SD karttır [23].



Resim 3.1. SD kart çeşitleri [23].

MicroSD kart, özellikle cep telefonları ve diğer küçük boyutlu cihazlarda kullanılmak üzere tasarlanmıştır. MicroSD kartları, SD kart uyumlu cihazlarda bir adaptör yardımıyla kullanılabilir. Tüm diğer hafıza kartları gibi MicroSD kart da fotoğraf, video, müzik, yazılım vb tüm veri dosyalarının depolanmasına imkân tanımaktadır. Resim 3.1' de görüldüğü gibi MicroSD kart; tırnak kadar olan boyutu ile en küçük boyutlu kartlardandır.

Teknik Özellikleri

Çizelge 3.1. SD karta ait teknik özellikler

KAPASİTE	1 GB	
VERİ AKTARIM HIZI	<i>Okuma Hızı</i>	12,5MB/saniye
	<i>Yazma Hızı</i>	10MB/saniye (ulaşılabilir en yüksek hız)
BAĞLANTI YAPISI	8 temas noktası (pin)	
ELEKTRİKSEL ÖZELLİKLER	<i>Çalışma Gerilimi</i>	2.7V-3.6V
	<i>Düşük Güç Tüketimi</i>	<50mA
	<i>Saat Hızı</i>	20Mhz (en fazla)
ÇEVRESEL ÖZELLİKLER	<i>Çalışma Sıcaklığı</i>	-25°C-85°C
	<i>Depolama Sıcaklığı</i>	-40°C-85°C
	<i>Nem</i>	8 – 95 %
	<i>Titreşim</i>	15Gs
	<i>Darbe dayanımı</i>	1000G

SD kart, MultiMedia kartın (MultiMediaCard-MMC) kartın gelişmiş biçimidir. SD kart, SPI haberleşme protokolü ve daha hızlı olan SD bus haberleşme protokolünü desteklemektedir. PIC mikrodenetleyicilerinde donanımsal SPI bulunmaktadır ve her iki kart tipi (MMC ve SD) ile SPI üzerinden haberleşebilmektedir. SD Bus haberleşme protokolünde, her bir saat palsinde dört bit bilgi gönderilmektedir. Bir bayt (byte) iki palste gönderilir. SPI protokolünde, her saat palsinde bir bit gönderilmektedir. SD bus haberleşme sistemi SPI' a göre daha fazla sayıda veri gönderimi yaptığı için SPI haberleşmesinden daha hızlıdır [23].

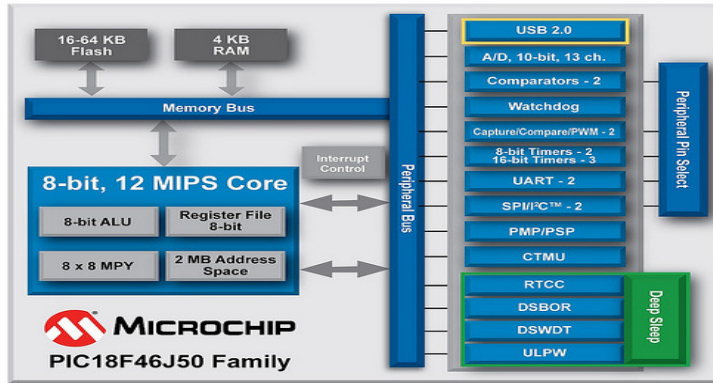
SD kartın besleme voltajı 2,0 ile 3,6 volt arasındadır. Dolayısıyla, sistemde kullanılan mikrodenetleyici 3,3 volt çalışma voltajına sahip olduğu için 3,3 volt hem mikrodenetleyici hem de MicroSD kart için kullanılmıştır. Böylece MicroSD kart ile mikrodenetleyici arada voltaj regülatörü olmadan doğrudan haberleştirilmiştir.

PIC mikrodenetleyiciyi SD kartla donanımsal haberleşmeye hazır hale getirebilmek için SPI ayarlarının uygun bir şekilde ayarlanması gerekmektedir [23].

MicroSD karta bilgi yazmadan önce, kartta özel bilgilerin olduğu saklayıcıların içinin okunması gereklidir. Zira kartın kapasitesi, sektör sayısı, çalışma voltajı v.b. bilgilerin hepsi karttaki saklayıcılarda saklanmaktadır. Dolayısıyla, kullanılan MicroSD karttan farklı bir karta, yanlış bir şeyler yazmamak için önce kart bilgi kontrolleri yapılmalıdır.

18F46J50

Sistemde düşük maliyetli, düşük güçlü ve yüksek performanslı olan Microchip firmasına ait 8 bit PIC18F46J50 işlemci kullanılmıştır. Resim 3.2' de PIC 18F46J50 mikroişlemci ailesinin içyapısının blok şeması görülmektedir.



Resim 3.2. PIC 18F46J50 mikroişlemci ailesinin içyapısının blok şeması [24].

Sistemde kullanılan PIC 18F46J50 denetleyicinin özellikleri aşağıda belirtilmiştir.

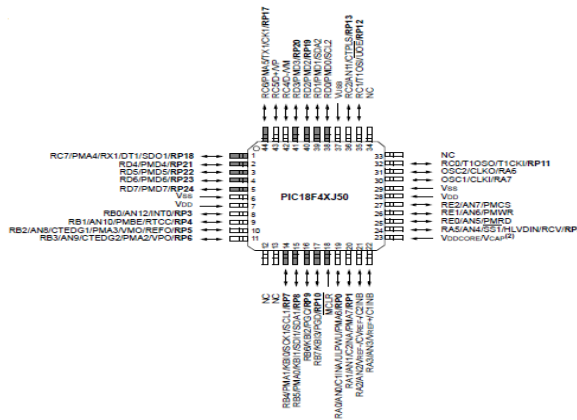
- Flash belleğe sahiptir. Yani birden fazla yazılıp silinebilir bir bellek türüdür.
- 64 KB (Kilo byte) bellek
- 12 MIPS Merkezi İşlem Birimi (CPU) hızı
- 4KB Rastgele Erişimli Bellek (RAM)
- 10 bit Analog Sayısal Dönüştürücü (ADC)
- USB 2.0, Yüksek Hızlı (Full Speed), SPI / I2C desteği
- 2-3,6V çalışma voltajı
- Paralel Master Port (PMP)

- Gerçek zamanlı saat ve takvim (RTCC)
- Şarj süresi ölçme birimi (CTMU)
- Master senkron seri port (MSSP)

Sistemde EKG kayıtlarının yapıldığı zamanın tespiti için PIC18F46J50 mikrodenetleyicisinde bulunan saat ve takvim modülü kullanılmıştır. Saat ve takvim modülü, mikrodenetleyiciye 32KHz' lik harici bir osilatör bağlanarak aktif hale getirilmiştir. Böylece saat entegresi kullanımına gerek kalmadan istenilen fonksiyon gerçekleştirilerek sistemde yer ve malzeme açısından tasarruf sağlanmıştır.

PIC18F46J50 mikrodenetleyicisinin SPI kipini desteklemesi nedeniyle kullanım kolaylığı sağladığından MicroSD kart ile haberleşme için SPI protokolü kullanılmıştır.

Sistemde mikrodenetleyicinin Resim 3.3' de görüldüğü gibi Thin Quad Flat paket tipi(TQFP) kullanılmıştır. PIC18F46J50 mikrodenetleyicinin bir başka önemli özelliği de devre içerisinde programlanabilir olmasıdır. Sistem kartı üzerinde programlama uçları bırakarak yapılan yazılımın işlemci içerisine yüklenmesi sağlanmıştır. Böylece TQFP paket tipini programlayan özel bir programlayıcıya gerek duyulmamıştır.



Resim 3.3. TQFP Kılıflı 18F46J50'nin bacak yapısı [25].

3310 LCD

Nokia 3310 ekranı Philips firmasının PCD8544 tabanlı 48x84 piksellik bir grafik LCD' dir. Seri iletişim protokolü kullandığı için zaman problemleri yaşanması giderilmiştir. Nokia3310 ekranının arka plan ışık (backlight) özelliğinin olmaması bir dezavantajdır. Ancak sistemde kullanılmasının amacı;

- Ekonomik olması,
- Piyasada kolay bulunabilir olması,
- Yazılıma ait kütüphanesinin internetten kolay şekilde erişebilir olmasıdır.

3.1.3. Donanım yazılımı

Sistemde gerçekleştirilen mikrodenetleyici donanım yazılımı sayesinde analog EKG verileri sayısala çevrilerek SPI üzerinden MicroSD karta aktarılıp USB üzerinden bilgisayarda görüntülenebilmektedir. Ayrıca sistem ile ilgili menü seçimleri bir Nokia3310 LCD ekranı yardımıyla gerçekleştirilmektedir.

Sistemde donanım yazılımı;

- Analog-sayısal dönüştürme,
- Mikrodenetleyici donanım yazılımları,
- SPI yolu ile taşınabilir kart bellek üzerine kayıt,
- FAT dosya sistemi uygulama işlevlerini yerine getirme,
- USB ile bilgisayara bağlanma,
- Sistem menüsünü Nokia3310 LCD üzerinde görüntüleme için gerçekleştirilen yazılımları kapsamaktadır.

Analog- sayısal dönüştürme algoritması

Analog sayısal dönüştürme algoritması, analog giriş sinyallerinin gerçek zamanlı olarak yüksek çözünürlükte sayısal çevrimini ve sayısal verilerin mikrodenetleyici üzerinde bulunan geçici hafıza üzerine kaydedilmesi işlemlerini gerçekleştirmektedir. Sayısal çevrim işlemi sırasında örtüşme ve gürültü oluşturabilecek frekans bileşenlerini tam anlamıyla yok etmek için, örnekleme frekansı işaret frekansının 2,5 katı üzerinde yani 1024Hz olacak şekilde ayarlanmıştır. Sayısal çevrimi yapılacak EKG sinyalinin frekans aralığı analog devrede kullanılan filtreler yardımıyla 0.05-100Hz aralığına ayarlanmıştır. EKG sinyalinin bir kısmı, kuantalama seviyesinin altında kalacağından dolayı veri kaybı yaşanmaması için EKG sinyalinin ölçümünde veri toplanması 1024 kuantalama adımı yani 10 bit yeterli olmaktadır.

FAT32 dosya sistemi algoritması

Dosya Yerleşim Tablosu (File Allocation Table-FAT) dosya sistemi algoritması, sistemde EKG kayıtlarının MicroSD kart üzerinde saklanabilmesi ve kart üzerinden okunup yazılabildiğini sağlamaktadır.

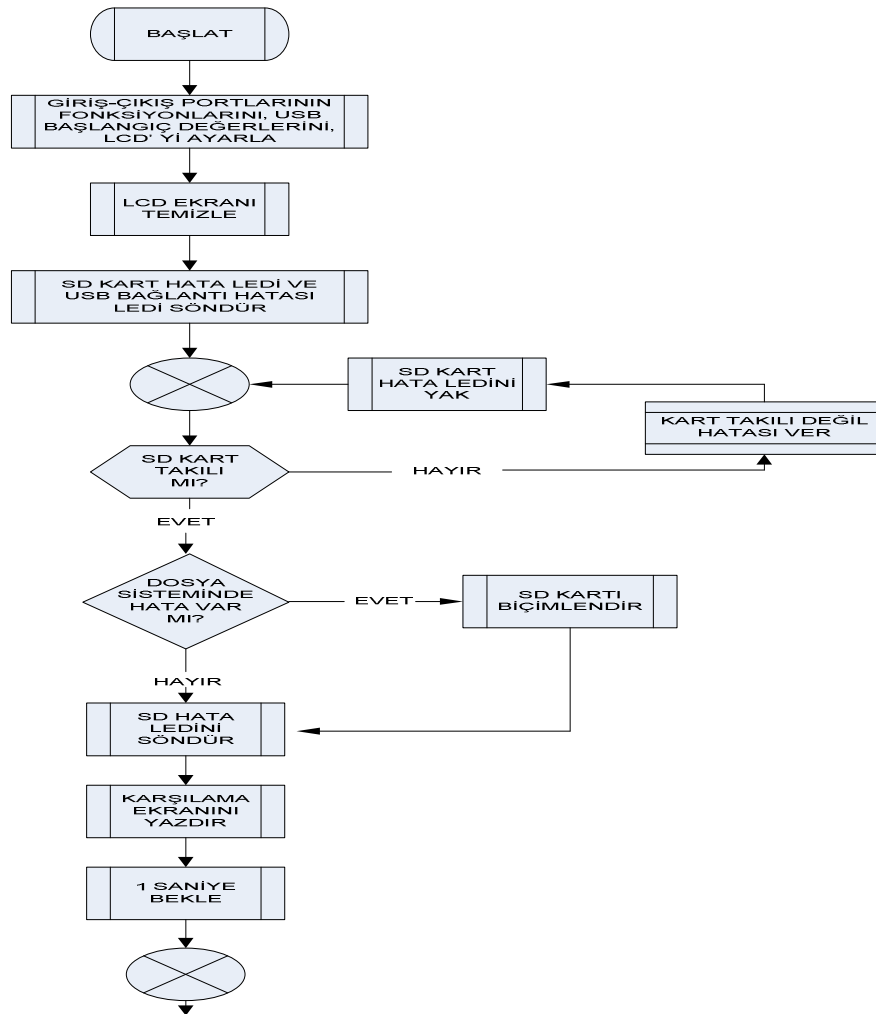
FAT dosya sisteminin FAT12, FAT16, FAT32 olmak üzere üç tipi bulunmaktadır. FAT tipleri ve isimlendirilmelerindeki farklılıkların sebebi, FAT yapısındaki mevcut girdilerin bit olarak boyutlarının farklı olmasıdır. Bir FAT12 girdisinde bit sayısı 12, FAT16 girdisinde 16, FAT32 girdisinde 32 bittir. Genel olarak sabit disk sektörleri bölünmüştür ve sektörler diskindeki en küçük fiziksel depolama ünitesidir. Bir sektörün bilgi kapasitesi 2'nin kuvvetleri olup, genellikle 512 bayttır. Dosya Yerleşim Tablosu dosyalama sistemine göre, disk kümelerine (*cluster*) bölünür. Her küme de diskin büyüklüğüne göre belli sayıda sektörden oluşur. Maksimum 2TB' a kadar sürücülerini desteklemektedir [26].

Sistemde EKG sinyalinin uzun süreli kaydı önemli olduğu için sistemin 2GB ve üzeri MicroSD kart kapasitesini desteklemesi amacıyla kayıta dosyalama sistemi

FAT32 olarak seçilmiştir. Sayısal çevrimi yapılan EKG verileri FAT32 sistemine uygun şekilde bölütlenmiş ilgili adreslere Boot, FAT1, FAT2, dosya bilgisi ve veri içeriği olmak üzere tanımlanmış FAT formatında kayıt edilmektedir.

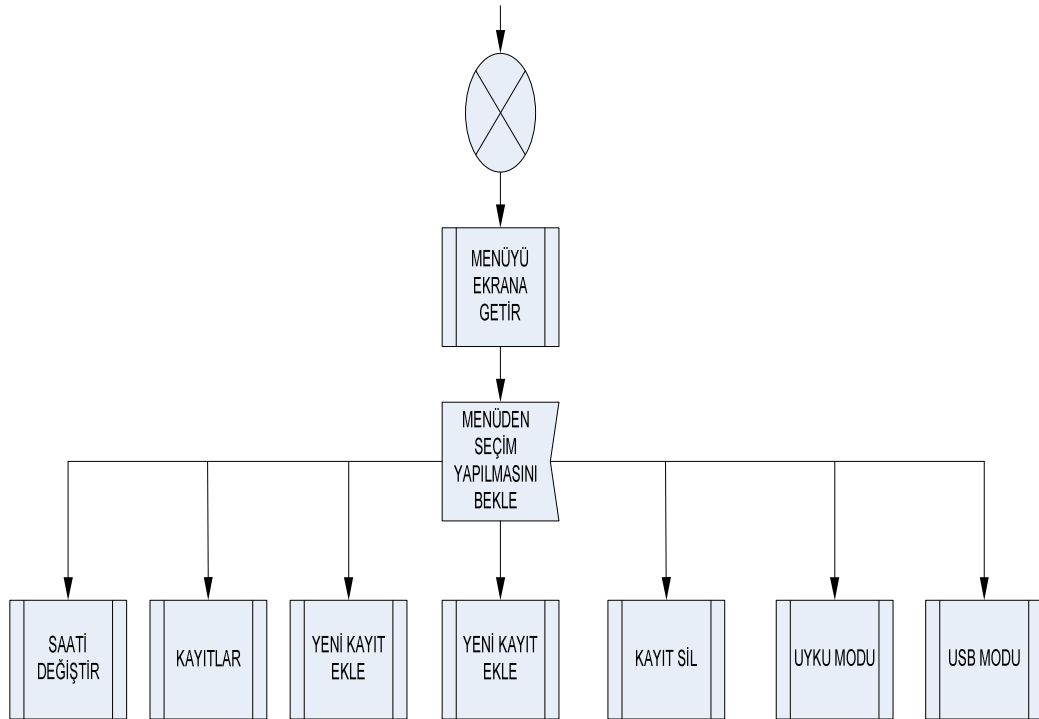
3.2. Yazılım

Bu bölümde tasarlanan sistemin donanım yazılımının akış diyagramına ait bloklar verilmiş ve ayrıntılı bir şekilde açıklanmaya çalışılmıştır.



Şekil 3.2. Sistemin açılışına ait akış diyagramı.

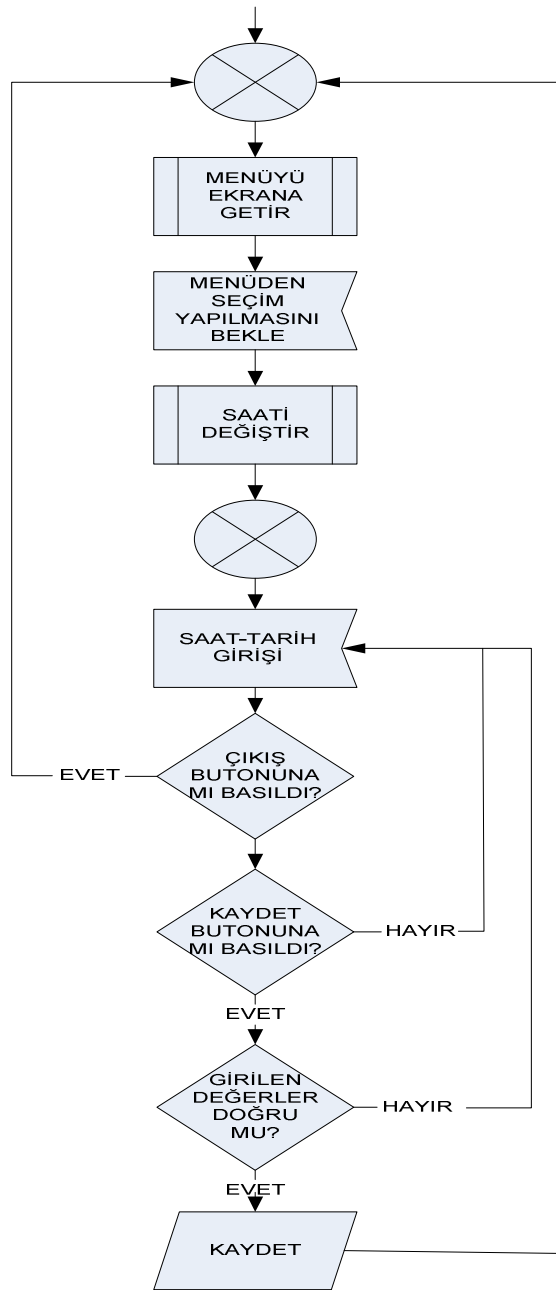
Tasarlanan sisteme enerji verildiğinde sistem, Şekil 3.2’ de görüldüğü gibi, giriş-çıkış, USB, görüntüleme ekranına ait ayarları yaptıktan sonra MicroSD kartın takılı olup olmadığına bakar, MicroSD kart takılı değil ise sistem üzerinde MicroSD kart ait olan kırmızı LED’ i yakar. Böylece kullanıcıya MicroSD kartın yerinde olmadığı ve takılması gerektiği mesajı verilmiştir. MicroSD kart sisteme takıldığı zaman MicroSD karta ait dosyalama sisteminde hata olup olmadığına bakılır ve hata yoksa sistem MicroSD karta ait olan yanık durumdaki LED’ i söndürür. Daha sonra Şekil 3.3’ de görüldüğü gibi görüntüleme ekranına karşılama görüntüsü gelir ve bir saniye sonra menü listesi gelir.



Şekil 3.3. Sistemin menüsüne ait akış diyagramı.

Sistemde menü listesinde seçim yapabilmek için aşağı-yukarı ve tamam şeklinde üç buton konulmuştur.

Sistemde saat ve tarih ayarı yapılmak istendiğinde menü listesinden “saati değiştir” fonksiyonu seçilir. Seçim işleminden sonra sistem, Şekil 3.4’ deki akış diyagramını izler.

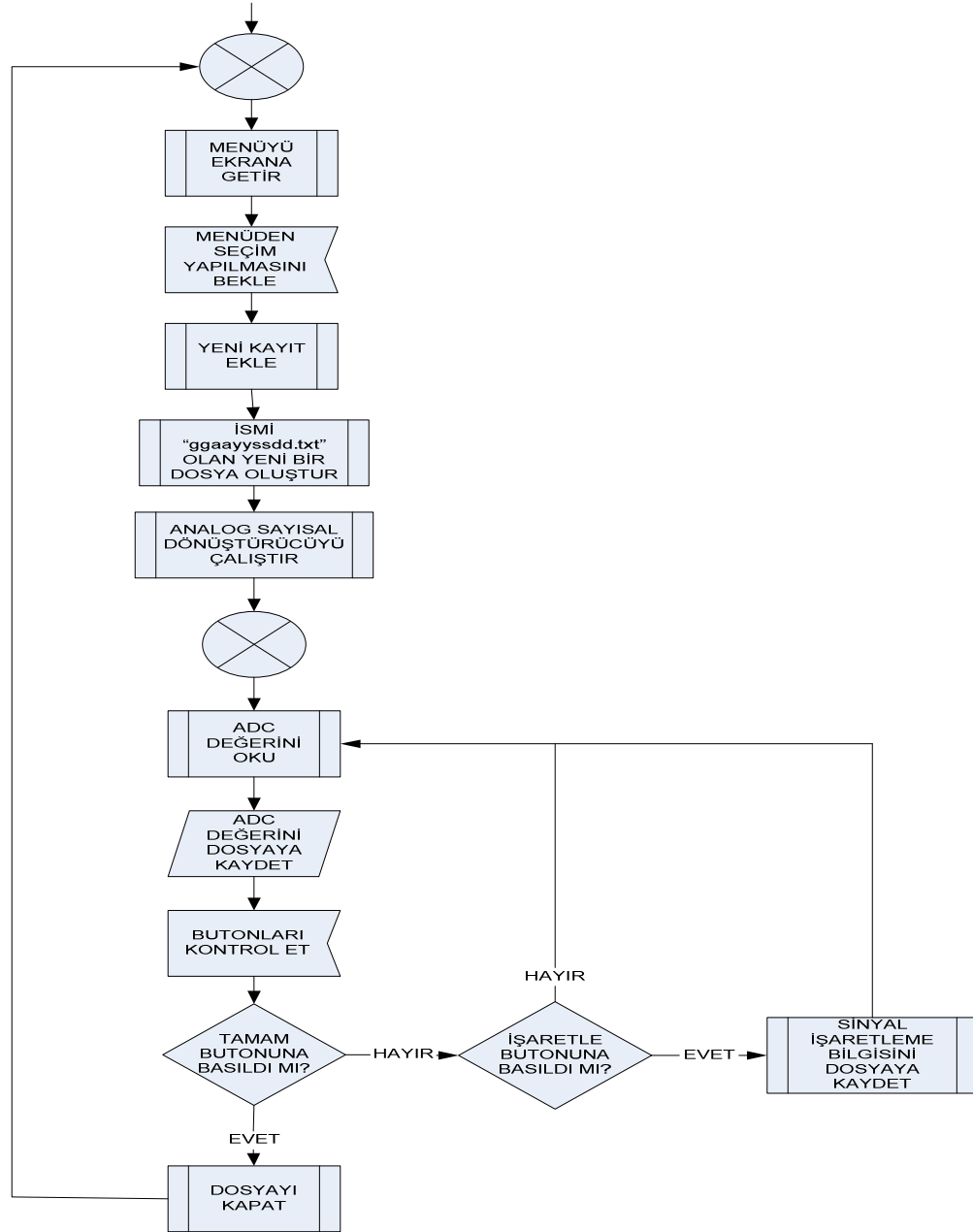


Şekil 3.4. Sistemdeki saat ve tarih fonksiyonuna ait akış diyagramı.

Sistemin güç kaynağı olan pil çıkarıldığı zaman saat ve tarih ayarı sıfırlanmaktadır. Sistem çalıştırıldığında EKG sinyal kaydına başlamadan önce saat ve tarih ayarı yapılma koşulu konulmuştur. Çünkü gün içinde hangi zaman diliminde EKG sinyal kaydının yapıldığı ve kaç günlük olduğuna dair verilen bilginin doktorun teşhis koymasında yardımcı olabileceği düşünülerek tasarlanmıştır. Ayrıca sistemin kullanıcısı tarafından bellekteki yeni ve eski tarihli kayıtları karıştırıp bellekten yanlışlıkla silmemesi gibi durumun önüne geçilmesi sağlanmıştır.

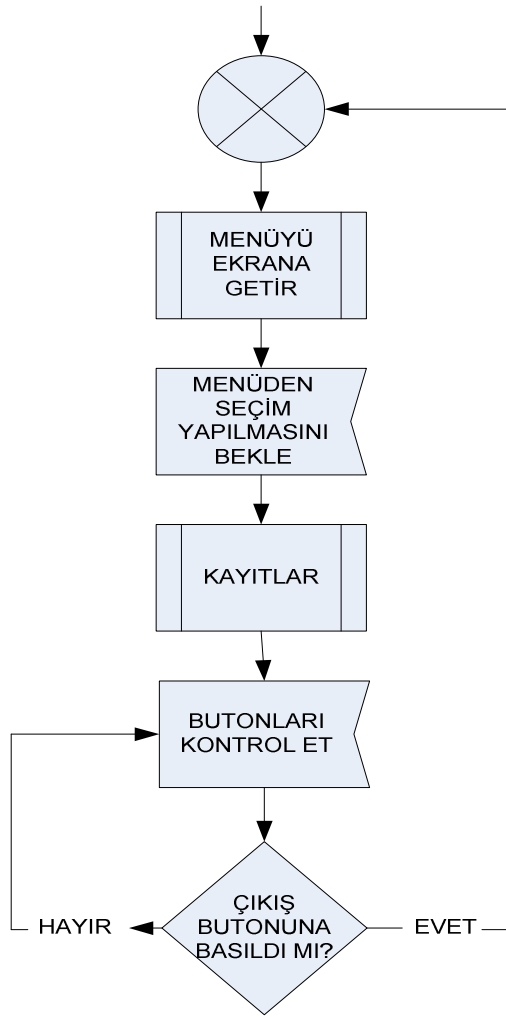
Sistemde yeni EKG kaydı yapılmak istendiğinde menü listesinden “yeni kayıt” fonksiyonu seçilir. Seçim işleminden sonra sistem, Şekil 3.5’ deki akış diyagramını izler. Sistemde yeni kayıt fonksiyonu seçildiğinde sistem, kaydın yapıldığı gün, ay, yıl, saat ve dakikaya ait verileri alıp bellekte text formatında yeni bir dosya oluşturur. Daha sonra sistemde kullanılan mikrodenetleyici tarafından analog EKG sinyali 10 bitte örneklenerek elde edilen sayısal veriler dosya içerisine kaydedilir. Kayıt edilen sayısal değerler 0-1024 arasındadır. Kayıt, sistem üzerindeki “tamam” butonuna basıldığı zaman durur ve sistem açmış olduğu dosyayı kapatır.

Kullanıcının kayıt sırasında kalp rahatsızlığı hissettiği anı belirleyebilmesi ve doktorun tüm kayıtlara bakmaya gerek kalmadan o ana bakarak teşhisinde kolaylık sağlaması açısından sistemde o anın işaretlemesini yapacak bir buton görevlendirmesi yapılmıştır ancak uygulanamamıştır.



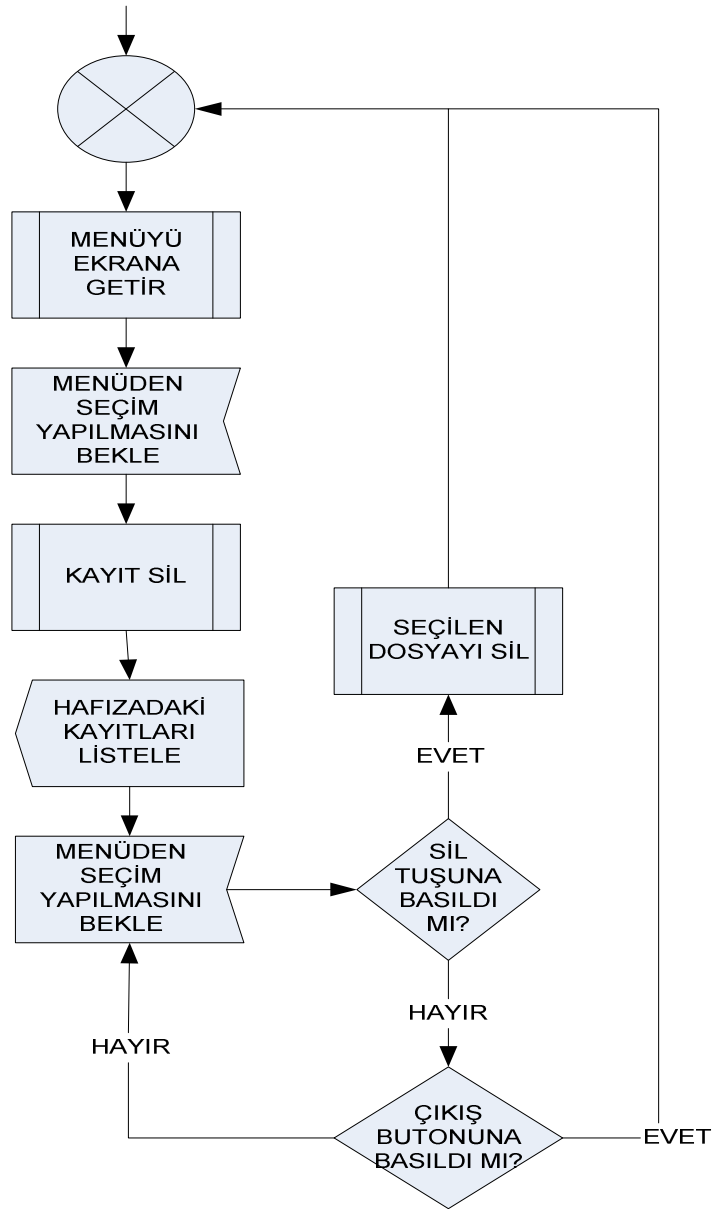
Şekil 3.5. Sistemdeki kayıt fonksiyonuna ait akış diyagramı.

Sistemin belleğinde bulunan kayıtlı dosyaların listesini görüntüleme ekranında görmek için sistemde oluşturulan menüden “kayıtlar” fonksiyonu seçilerek gerçekleştirilir. Fonksiyonun gerçekleştirilmesi sırasında sistem, Şekil 3.6’ daki akış diyagramı izlemektedir.



Şekil 3.6. Sistemin kayıtlar fonksiyonuna ait akış diyagramı.

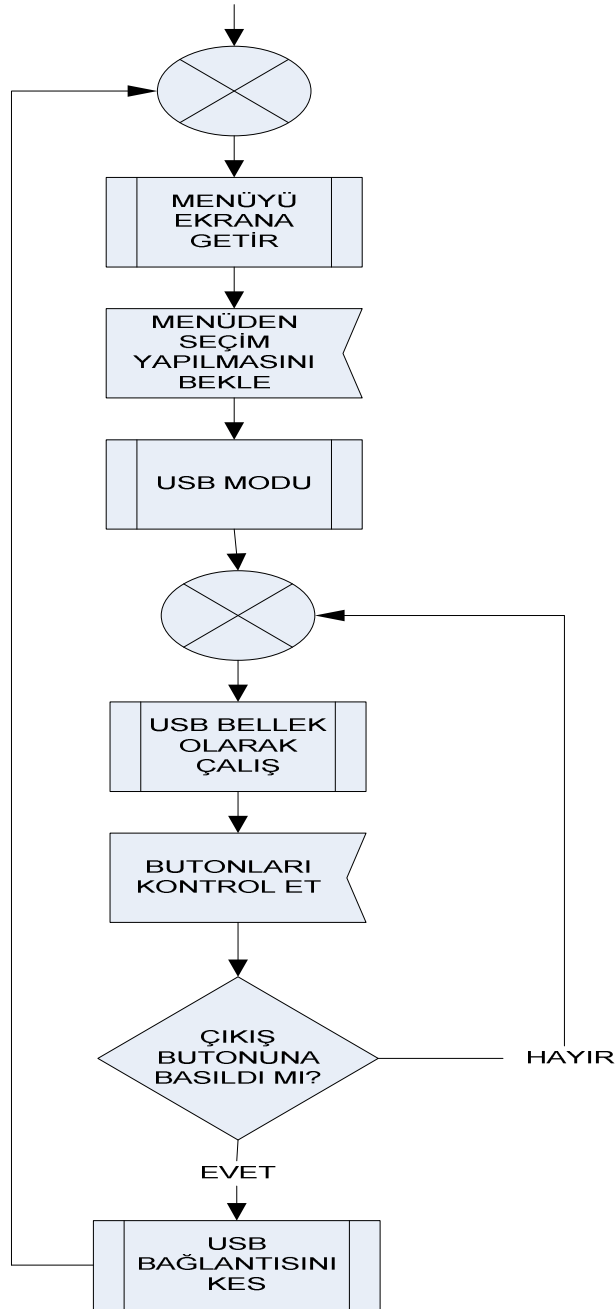
Sistem belleğinde kayıt edilmiş verileri silmek için sistemde oluşturulan “kayıt sil” fonksiyonu kullanılır. Şekil 3.7’ de görüldüğü gibi görüntüleme ekranına gelen menüden “kayıt sil” fonksiyonu seçildiğinde sistemin belleğinde kayıtlı dosyalar listelenir. Listelenen kayıtlı dosyalar arasından silinmek istenen dosya seçildiğinde “tamam” ve “çıkış” şeklinde iki seçenek gelir. “Tamam” seçildiğinde istenen dosya silinir. “Çıkış” seçildiği zaman ise dosya silinmeden tekrar menüye geçiş yapılır. Böylece kullanıcı tarafından sistemin belleğindeki kayıtlar bilgisayara aktarılmadan kolayca menüden silme kolaylığı sağlanmıştır.



Şekil 3.7. Sistemde kayıt sil fonksiyonuna ait akış diyagramı.

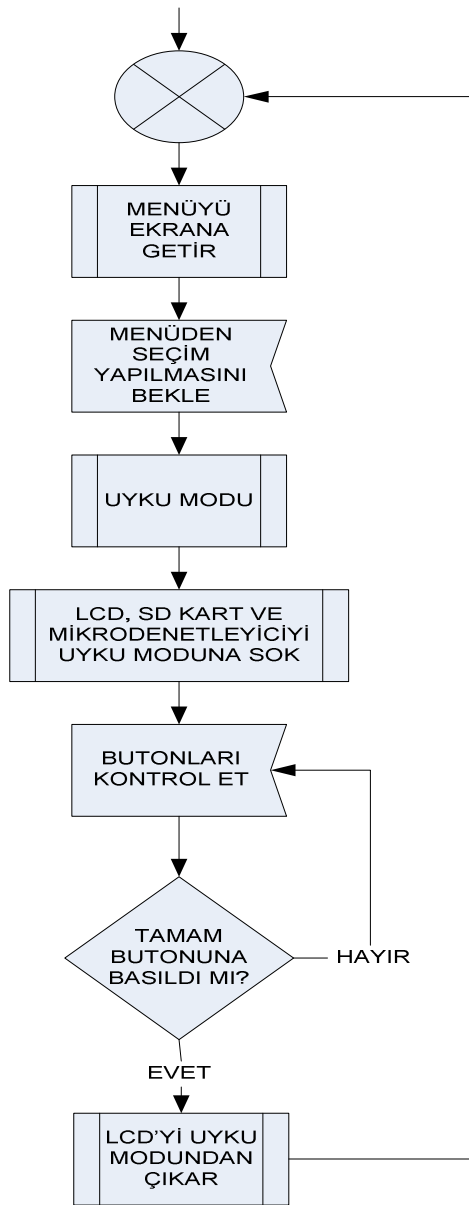
Sistemin belleğinde bulunan kayıtlar bilgisayara aktarılmak istendiğinde bir USB kablosu ile sistem bilgisayara bağlanır ve sistemde oluşturulan menüden “USB modu” fonksiyonu seçilir. Şekil 3.8’ deki akış diyagramına göre görüntüleme ekranına “cihaz bilgisayara bağlanıyor” yazısı gelir ve bilgisayar sistemi taşınabilir bir depolama birimi olarak görünür.

Sistemin yığın depolama aygıtı olarak görünmesi, bilgisayarda herhangi bir USB arayüzü oluşturulmasına gerek kalmadan kullanıcının kayıtları bilgisayara aktarma kolaylığı sağlamıştır. Ayrıca bilgisayara aktarılan kayıtlar doktora gitmeden internet yoluyla hızlı bir şekilde doktora ulaştırılması sağlanabilecektir.



Şekil 3.8. Sistemin USB modu fonksiyonuna ait akış diyagramı.

Sistem kapatılmak istenildiğinde sistemde oluşturulan menüden “uyku modu” seçilerek sistem kapanır. Şekil 3.9’ daki akış diyagramında görüldüğü gibi sistem uyku moduna geçtiğinde sistemde bulunan görüntüleme ekranı, mikrodenetleyici ve SD kart uyku moduna geçer. Sistem tekrar açılmak istendiğinde “tamam” butonuna basılır.

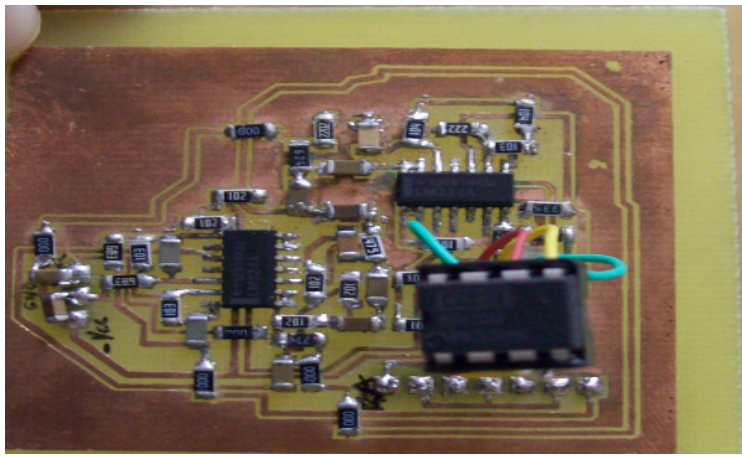


Şekil 3.9. Sistemin uyku moduna ait akış diyagramı.

4. DENEYSEL SONUÇLAR VE İRDELEME

Sistemde ilk aşamada analog devrenin prototipinde gürültüsüz bir EKG sinyali elde edilmeye çalışılmıştır. Prototip, malzemelerin SOIC paketleri ile gerçekleştirilmiştir. Prototipte piyasada temin edilmesi kolay olan 1208 paketli, %5 toleransa sahip direnç ve kondansatörler kullanılmıştır. Özellikle filtre devreleri için kullanılan direnç ve kondansatörlerin değerleri bir ölçü aleti yardımıyla ölçülerek hesaplanan değerleri bulunmaya çalışılmıştır. Hesaplanan değeri bulunamayan direnç ve kondansatörler devrede seri, paralel bağlanarak hesaplanan değere ulaşılması sağlanmıştır. Devrede fark yükselteci olarak kullanılan INA128 entegresinin ilk aşamada SOIC8 paketi temin edilemediği için DIP paket olarak prototipte kullanılmıştır. Prototipi oluşturulan devrenin çıkışı osiloskopta görüntülenmiştir.

Prototip devre çıkışında elde edilen EKG sinyali üzerinde gürültü bileşenlerini olduğu görülmüştür. Beslemeden kaynaklanabilecek bir gürültü olacağı düşünülerek devrenin besleme girişlerine $0,1\mu f$ değerinde kondansatör eklenmiştir. Ayrıca manyetik alandan dolayı sinyalde gürültü olabileceği düşünülerek kullanılan elektrot kabloları birbiri üzerine sarılmıştır. Gürültü sonrası yapılan uygulamalar sinyal üzerindeki gürültünün azalmasında etkili olmuştur.



Resim 4.1. EKG devresinin prototip görüntüsü.

EKG sinyalinin vücuttan alınması için Resim 4.2' de gösterilen elektrot kabloları ve bir yüzü yapışkanlı, tek kullanımlık elektrotlar kullanılmıştır. Kullanılan elektrot kablolarının içindeki iletken teller devrenin şase hattına bağlanarak vücuttan alınan EKG sinyalinin elektromanyetik alandan etkilenmesinin önüne geçilmiştir.



(a)

(b)

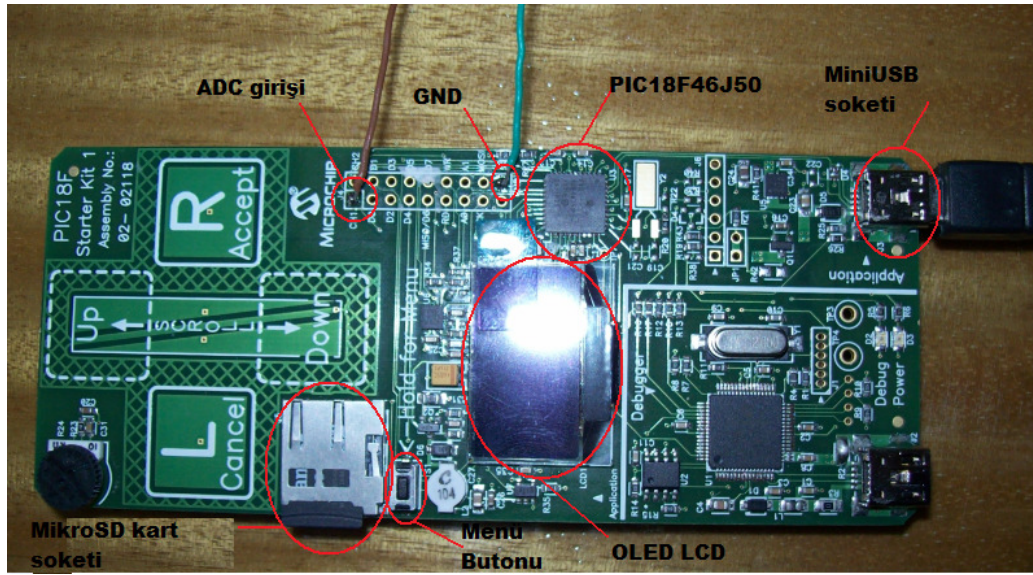
Resim 4.2. Sistemde kullanılan elektrot kabloları (a) ve elektrotlar (b).

Prototip devrede genliği 5V' a yükseltile EKG sinyalinin sayısal çevriminin olabilmesi için mikrodenetleyicinin referans voltajının altında olması gerektiğinden devredeki kazanç katlarındaki direnç değerleri düşürülerek sinyal genliğinin 1V olması sağlanmıştır.



Resim 4.3. Osiloskopta görüntülenen EKG sinyali.

Resim 4.3' de görüldüğü gibi istenilen EKG sinyali tasarlanan analog devrenin prototipinde başarı ile elde edilmiştir. Daha sonraki süreç EKG sinyalinin bilgisayara aktarılması için gerekli olan devrenin tasarımı ile geçmiştir. Tasarım aşamasına geçmeden önce yazılımın kullanılabilirliğini test etmek için Resim 4.4' de görüldüğü gibi Microchip firmasına ait olan PIC18F başlangıç kiti (Starter kit) kullanılmıştır.



Resim 4.4. PIC18F Başlangıç Kiti.

Resim 4.4' de görüldüğü gibi PIC18F başlangıç kiti üzerinde bulunan elemanlardan;

- PIC18F46J50,
- Menü Butonu,
- OLED LCD,
- MikroSD kart soketi,
- Mini USB soketi kullanılmıştır.

Sistem için gerekli olan program C dilinde yazılmıştır. Yazılan kodlar Microchip firmasının ürettiği özel bir yazılım olan MPLAB C18 derleyicisi ile derlenmiştir. Derlenen kodlar mikrodenetleyicinin belleğinde programlanması için kit üzerinden seri olarak programlanmıştır.

Sistemde oluşturulmak istenen görevler başlama kitinde test edildikten sonra sistemin analog ve sayısal devreleri bir araya getirilerek Ares baskı devre çizim programında çift yüzlü baskı devresi gerçekleştirilmiştir. Daha sonra Resim 4.5' de görüldüğü gibi malzeme montaj ve kutulama işlemi yapılmıştır.



Resim 4.5. Tasarlanan sistem görüntüsü.

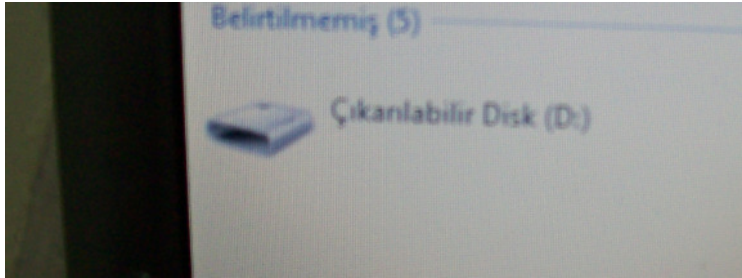
Sistemde analog ve sayısal devre için gerekli malzemeler PCB üzerine yerleştirildiğinde analog devre çıkışı Resim 4.6' da görüldüğü gibi pcoscope ile bilgisayarda görüntülenmiştir.



Resim 4.6. Sistemdeki analog devre çıkışının pcoscope görüntüsü.

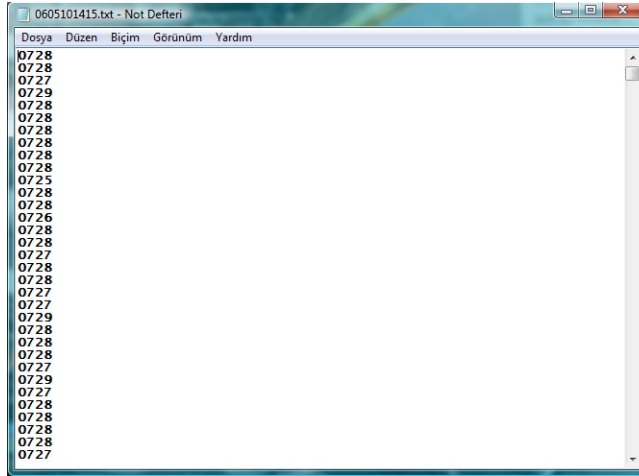
Tasarlanan sisteme enerji verildiğinde görüntüleme ekranında ilk anda tasarımcıya ait bilgiler ve sistem ismi görüntülenmiştir. Daha sonra ekrana bir menü listesi getirilmiştir. Sistem üzerinde bulunan “aşağı-yukarı” ve “tamam” butonları ile menü fonksiyonlarının seçimi sağlanmıştır.

Menü listesinden “kayıt” fonksiyonu seçilerek EKG kayıt işlemi başlatılmış olmaktadır. Sayısal devre ile sayısal çevrimi yapılan EKG verileri taşınabilir bellek olan MicroSD kartta FAT32 dosyalama sistemi kullanılarak text formatında gün, ay, yıl, saat, dakika (ggaayyssdd) şeklinde kaydedilmiştir. Sistem, bir USB kablosu ile bilgisayara takıldığında bilgisayar, takılan sistemi Resim 4.7’ de görüldüğü gibi yığın depolama aygıtı (mass stroge device) olarak görmüştür. Böylece bilgisayarda herhangi bir USB ara yüz programının kurulmasına gerek kalmadan bilgisayar ortamına sistemdeki kayıtların aktarılmasında başarılı olunmuştur.



Resim 4.7. Bilgisayarın tasarlanan sistemi yığın depolama aygıtı olarak görmesi.

Sistemde mikrodenetleyici tarafından EKG sinyali,10 bitte sayısal çevrimi yapılmıştır. Resim 4.8’ deki görüldüğü gibi 0–1024 arasındaki örnekleme değerleri 2Gb’ lık MicroSD karta text formatında yazılmıştır.



Resim 4.8. EKG text kayıt dosyası.

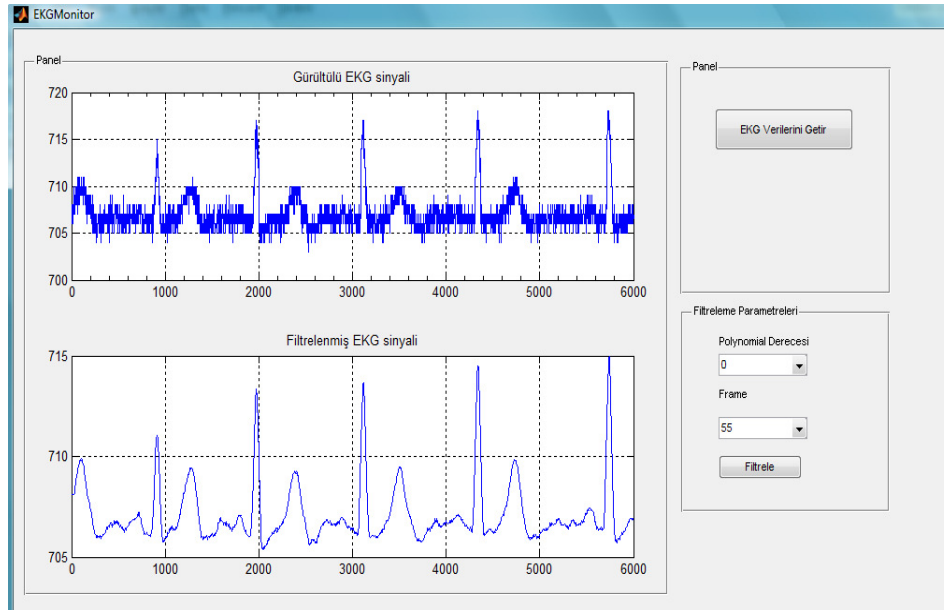
Sistemde text dosyasında yazılan verilerin her satırda kapladığı alan 5 bayttır. Buna göre 1 saatlik EKG kaydı; $5 \times 1024 \times 3600 = 18Mbyte$ yer kaplamaktadır. Sistemde kullanılan 2 Gbyte alana sahip MicroSD karta ise $2048Mbyte \div 18Mbyte = 113saat$ yaklaşık 5 günlük kayıt yapabilir. 5 günlük kayıt, sistemde kullanılan elemanların çektikleri akıma ve pil kapasitesine göre değişmektedir. Sistemde tekrar şarj edilebilen Li-Polymer 3.7V, 500mAh kapasitesinde pil kullanılmıştır.

Çizelge 4.1' e göre sistemin maksimum enerji harcaması durumunda, yaklaşık 42mA değerinde akım çekmektedir. Cihazın 500mAh 'lık pilden sürekli 42mA akım çektiği düşünülürse pilin dayanma süresi maksimum $500mAh \div 42.2262mA = 11.84 \approx 12saat$, olarak hesaplanmaktadır. Çizelge 4.1' den görüleceği üzere enerji tüketiminin %75ini SD kart oluşturmaktadır. Bu durum MiroSD' nin sürekli 1Mbit/s veri kaydettiği durum için geçerlidir. Oysa EKG' den alınan sayısal verinin büyüklüğü 10kbit/s olduğu dikkate alındığında enerji tüketimi maksimum düzeyde olmayacak, yaklaşık %5 civarında olacaktır. Bu durumda cihazın pile dayalı kayıt süresi yaklaşık 36 saate çıkmaktadır. Diğer yandan kullanılan pilin kapasitesinin arttırılması durumunda bu sürenin de artacağı açıktır.

Çizelge 4.1. Sistemde kullanılan malzemelerin çektikleri maksimum akımlar

MALZEME	Kaynak voltajı	Kaynak akımı
INA128	$\pm 15V$	$700\mu A$
PIC18F46J50	$3,6V$	$6,2\mu A$
LM324	$5V$	$1,2mA$
LCD	$2,7V$	$320\mu A$
SD	$3,6V$	$30mA$
diğer malzemeler	$3,7V$	$10mA$
TOPLAM		$42,2262mA$

Sistemde text formatında kaydedilmiş EKG verilerini bilgisayarda görüntülemek için Matlab GUI' de bir arayüz programı oluşturulmuştur. Arayüz programı olarak Matlab kullanılmasının amacı Matlab içinde tek bir komut satırı ile kolay bir şekilde uygulanabilen ve yüksek frekanslı gürültülerin bastırılmasında etkili olan Savitzky-Golay filtresinin kullanılmasıdır.



Resim 4.9. Bilgisayarda Matlab arayüzde görüntülenen EKG sinyali.

Tasarlanan sistemin genel özellikleri Çizelge 4.2’ de verilmektedir. Sistemde bu haliyle pilli olarak ağırlıkta %15-20 arası bir azalma meydana gelmiştir. Tasarlanan sistemde kullanılan malzemelerin perakende fiyatları gerçeği yansıtmayacağı düşünülerek ticari maliyeti hakkında yaklaşık fikir verebilmesi için en az 1000 adete karşılık gelen satış fiyatları alınarak Çizelge 4.3’ de görülüşü gibi maliyet hesabı yapılmıştır. Sonuç olarak kalp rahatsızlığı şikayeti olan her seviyedeki gelir sahiplerinin tasarlanan sistemi kullanabilmesi açısından ekonomik olması sağlanmıştır.

Çizelge 4.2. Tasarlanan sistemin genel özellikleri

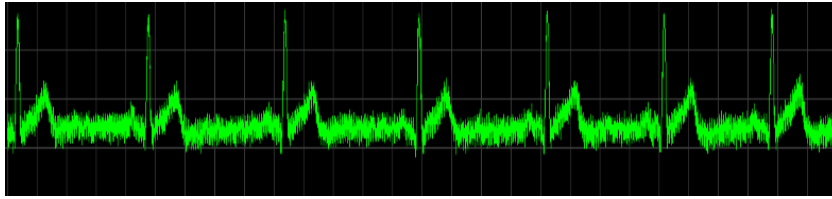
Enerji temini	İki adet 3,7V 500mAh Lityum Polymer tekrar şarj edilebilen pil
Kayıt süresi	5 gün(120 saat)
Kayıt ortamı	MicroSD kart (2GB)
Veri aktarımı	USB kablosu
Menü gösterimi	LCD
Menü butonu	Mevcut
Elektrot sayısı	3
Ebatlar	7,2x10,4x2,5 cm
Ağırlık	98g (Pil+cihaz)

Çizelge 4.3. Sistemin maliyet hesabı

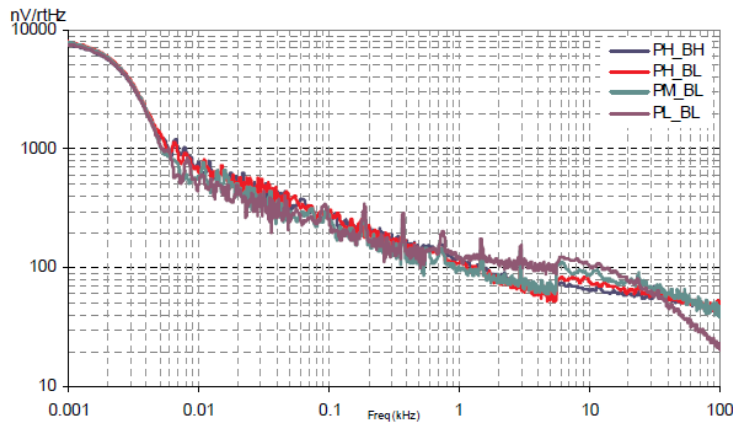
MALZEME	FİYAT(\$)	ADET	FİYAT(TL)
INA128	\$2,00	1000	3,120 TL
LM324	\$0,15	1000	0,234 TL
PIC18f46j50	\$2,40	1000	3,744 TL
LED	\$0,02	1000	0,031 TL
DİRENÇLER	\$0,08	5000	0,128 TL
SMD KAPASİTÖRLER	\$0,10	5000	0,154 TL
DİP KAPASİTÖRLER	\$0,04	1000	0,062 TL
MİNİ USB KONNEKTÖR	\$0,10	1000	0,156 TL
PCB	\$0,45	1000	0,702 TL
DİZGİ	\$0,32	1000	0,499 TL
BUTON	\$0,03	1000	0,047 TL
MİCROSD SOKET	\$0,10	1000	0,156 TL
KRİSTAL OSİLATÖRLER	\$0,08	1000	0,125 TL
LM1117-3.3V	\$0,08	1000	0,125 TL
5'li KONNEKTÖR	\$0,01	1000	0,016 TL
8'li KONNEKTÖR	\$0,01	1000	0,016 TL
3'lü KONNEKTÖR	\$0,01	1000	0,016 TL
74ahc125	\$0,08	1000	0,125 TL
PİL	\$1,00	1000	1,560 TL
PIC PROGRAMLAYICI	\$0,15	1000	0,234 TL
KUTU	\$0,02	1000	0,031 TL
KUTULAMA VE TEST	\$0,02	1000	0,031 TL
TOPLAM MALİYET	\$7,25		11 TL
Dolar kuru (2010)	1,56 TL		

Sistemde saat ve tarih ayarı piller çıkarıldığında sıfırlanmaktadır. Tekrar takıldığında menüden ayarı gerçekleştirilmektedir. Bunun için devreye bir back-up pili konulabilir. Ancak bu durumda boyutlarda artış meydana gelecektir. Sisteme back-up birimi konması yerine pillerin çıkarılmadan şarjı daha uygun olacaktır.

Sistem tasarımında ilk aşamada analog ve sayısal devreyi tek bir entegre altında toplayarak malzemelerin kapladığı alandan ve maliyetten tasarruf etme amacıyla Cypress Semiconductor'a ait ve Harvard mimarisine sahip 8-bitlik bir mikrodenetleyici olan PSOC1 serisinden CY8C29466 kullanılmıştır. Bu mikrodenetleyici içinde programlanabilir analog ve dijital bloklar mevcuttur. Analog bloklar kullanarak alçak geçiren ve çentik analog filtre oluşturulmuştur. Vücuttan alınan EKG sinyali breadboard üzerine kurulan fark yükseltici ve yüksek geçiren filtreden oluşan analog devreden geçirilerek mikrodenetleyici içinde oluşturulan filtrelere uygulanmıştır. Ancak referans voltajının sürekli kayması Resim 4.10' da görüldüğü gibi notch filtrenin yüksek harmonikler üretmesine sebep olmuştur. Bu duruma müdahale edilemediği için mikrodenetleyici içindeki filtrelerin kullanılmasından vazgeçilmiştir. Ayrıca mikrodenetleyici içindeki opampların Resim 4.11' de görüldüğü gibi ofset değerleri yaklaşık 3,3V' da 10mV kadar büyük bir değer olması bu filtrelerin kullanımından vazgeçilme sebebi olmuştur.



Resim 4.10. CY8C29466 ile oluşturulan analog devre çıkışı.



Resim 4.11. CY8C29x66 içindeki opamp gürültü spektrum analizi [27].

Sistemde PSOC1 serisinden CY8C29466 kullanılmamasının sebepleri arasında bu mikrodenetleyicinin USB ve SPI destekli olmaması, kullanılmak istendiğinde ise bu protokollerle haberleşmek için başka bir işlemciye ihtiyaç duyulması, analog ve dijital blok sayılarının yetersiz olmasıdır.

Tezin devamında planlanan çalışmalar arasında birçok biyolojik işareti izleyip, kaydetmek için gereken analog ve sayısal devre yerine Texas firmasının piyasaya yeni sunduğu ancak test aşamasında olup piyasada satılmayan düşük güçlü ADS1298 entegresinin kullanımı yer almaktadır. ADS1298 entegre içinde, 8 adet biyolojik işaret ölçebilecek kanal, 8 adet ayarlanabilir kazançlı opamp, 8 adet yüksek çözünürlüklü (24 bit) ADC, SPI destekli, sağ bacak sürücü ve elektrod kablo kopmasını algılayabilen devre, analog girişlerinde EMI filtre bulunmaktadır. Bu şekilde cihaz boyutlarında ve teknik özelliklerde iyileştirmeler yapılabilir veya cihazın işlevselliği artırılabilir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada kardiyoloji alanında EKG sinyalinin uzun süreli kaydını gerçekleştiren, kayıtların hızlı bir şekilde bilgisayara aktarılıp görüntülenmesini sağlayan, ucuz maliyetli, kolay taşınabilir bir Holter EKG kayıt sistemi gerçekleştirilmiştir.

EKG alıcı devresi çıkışında elde edilen sinyal incelenirken doğru akım ile çalışan bir osiloskop ile görüntülenmesi EKG sinyalinde oluşabilecek şebeke gürültülerini en aza indirmektedir. Böylelikle EKG alıcı devre çıkışında elde edilen EKG sinyalinde sadece devre kaynaklı olan gürültü probleminin kaynağı anlaşılabilir düzeyde olup müdahale etmesi daha kolay olmuştur.

Sistemde vücuttan alınarak kuvvetlendirilen EKG sinyali analog sinyal filtreleme katlarından geçirilip, sayısal çevrimi yapılarak bilgisayarda görüntüledikten sonra dahi sinyal üzerinde fark edilebilir düzeyde gürültü bileşenlerinin olduğu görülmüştür. Görüntülenen bu sinyal üzerinde görülen gürültü bileşenlerinin süzülmesi işlemine çözüm olarak Matlab' da Savitzky-Golay filtresi uygulanmıştır.

Tezin devamında planlanan çalışmalar arasında birçok biyolojik işareti izleyip, kaydetmek için gereken analog ve sayısal devre yerine Texas Instruments firmasının piyasaya sunmaya hazırlandığı ancak henüz test aşamasında olan düşük güçlü ADS1298 entegresinin kullanımı yer almaktadır. Bu entegrenin test sonuçlarının başarılı olması ve ürün temininin gerçekleşmesi durumunda cihaz boyutlarında ve teknik özelliklerde iyileştirmeler yapılabilecek ve cihazın işlevselliği de arttırılabilecektir.

KAYNAKLAR

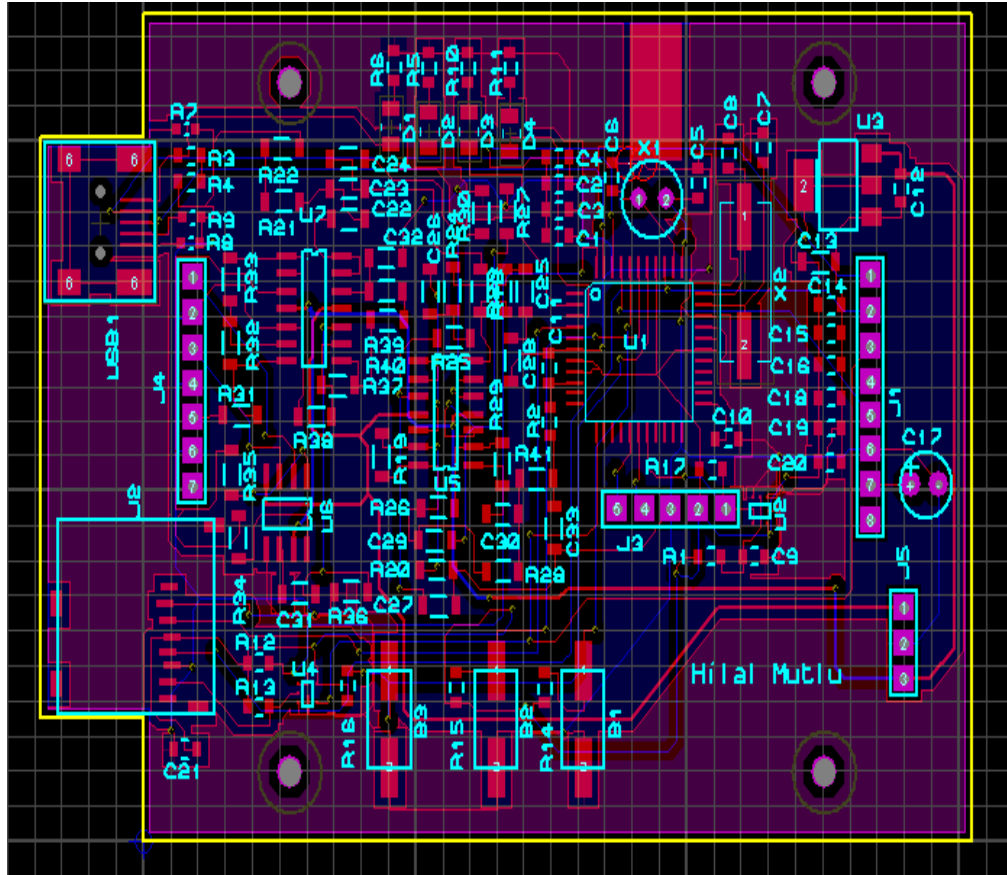
1. İnternet: World Health Organisation (WHO), “The Atlas of Heart Disease and Stroke”, http://www.who.int/cardiovascular_diseases/en/cvd_atlas_01_types.pdf (2010).
2. İnternet: Vikipedi, “Elektrokardiyografi”, <http://tr.wikipedia.org/wiki/Elektrokardiyografi> (2010).
3. İnternet: Sanal hastane, “Holter Testi”, <http://www.sanal-hastane.com/tag/holter-ekg/> (2009).
4. Lambourn, J., “Portable ECG Logger”, Yüksek Lisans Tezi, *Queensland Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Avustralya, 1-5 (2003).
5. Kurban, R., Aslantaş, V., “Taşınabilir Uzaktan Sağlık İzleme Sistemlerine Yeni Bir Yaklaşım: Mobil Sağlık Danışmanı”, *URSI-Türkiye 2006 3. Bilimsel Kongresi*, Ankara (2006).
6. Nitta, S., Yambe, T., Tanaka, M., Tamaki, I., Tamamura, K., Kusakabe, M., “A Long Time Digital, Holter ECG System Using Non-Tracking Technology”, Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 0-7803-0785-2 (1992).
7. Jin, H., Miao, B., “Design of Holter ECG System Based on MSP430 and USB Technology”, The 1st International Conference on ICBBE, 10.1109/ICBBE.2007.253 (2007).
8. Yawei, T., Kai, J., Xiuquan, F., Dingli, L., “Low Power dual-core Holter System Based on MSP430 and ARM7”, 3rd International Conference on ICBBE , 10.1109/ICBBE.2009.5163020 (2009).
9. İnternet: “Kalp ve Yaşam”, http://www.kalpveyasam.com/detail.php?cont_ID=2 (2010).
10. İnternet: Cumhuriyet Üniversitesi, “İhale”, http://www.cumhuriyet.edu.tr/ihale_pdf/hastane_ihaleleridogrudan_temin__1376_kardioloji_ad_sartname____20,05,2009turk.pdf (2009).
11. İnternet: Adion, “Medical Equipments and Diagnostic”, <http://www.adion.ro/echipamente-medicale-diagnosticare-en.php> (2010).
12. İnternet: Uras sağlık, “Medikal ürünler, Medikal cihazlar, Holter ekg kayıt cihazı”, <http://www.urassaglik.com/urunlerimiz/medikal-cihazlar/holter-ekg-kayit-cihazı/> (2010).

13. İnternet: İtü sözlük, “Holter”, <http://www.itusozluk.com/goster.php/holter?d=holter+ekg> (2008).
14. İnternet: Medikal her şey, “Mobil cihazlar, Holterler, EKG holteri”, http://www.medikalhersey.com/?title=ekg_holteri&b=94112/1685 (2010).
15. Gürkan, K., “Biyomedikal İşaretlerinin Görüntülenmesine İlişkin Çok Kanallı Bir Teçhizatın Geliştirilmesi”, Yüksek Lisans Tezi , *İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, 10-20 (2006).
16. Prudchi, D., Norris, M., “Design And Development Of Medical Electronic Instrumentation”, *Canada*, 43-50(2005).
17. Durmuş, M., “ EKG Sinyallerinde Risk sınıflandırması Yazılımlı USB Tabanlı Taşınabilir Yüksek Çözünürlüklü EKG Cihazı”, Yüksek Lisans Tezi, *Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 20-30 (2003).
18. Kabalcı, E., “PC Tabanlı Kablosuz EKG Biyoteleometri Sistemi Tasarımı ve Yapımı”,Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, (2006).
19. Axelson, J., “Her yönüyle USB”, Dinçer, G., Yalçın, C., *Era bilgi sistemleri yayıncılık*, İstanbul(2002).
20. İnternet: Wikipedia, “Lityum ion pil”, http://tr.wikipedia.org/wiki/Lityum_ion_pil, (2010).
21. Karadeniz, Ö., “Uyku Apne Analizi için Flash Multimediacard Bellekli Holter Cihazı Tasarımı”, Yüksek Lisans Tezi, *Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 2-5 (2007).
22. Tacım, D., “Taşınabilir Multimediacard Bellekli Taşınabilir Çok Amaçlı Sayısal Kayıt Cihazı Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi”, Yüksek Lisans Tezi, *Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 5-8 (2005).
23. İnternet: PicProje E-Dergi 2, “MMC – SD kart uygulaması”, <http://dergi.picproje.org/mmc-sd-kart-uygulamasi>, (2009).
24. İnternet: Microchiptechnology, “PIC18F46J50 8-bit USB MCU Family Block Diagram”, <http://www.flickr.com/photos/microchiptechnology/3467528192/>, (2009).
25. İnternet: MICROCHIP , “PIC 18F46J50 Family Datasheet”, <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39931b.pdf>, 7 (2009).

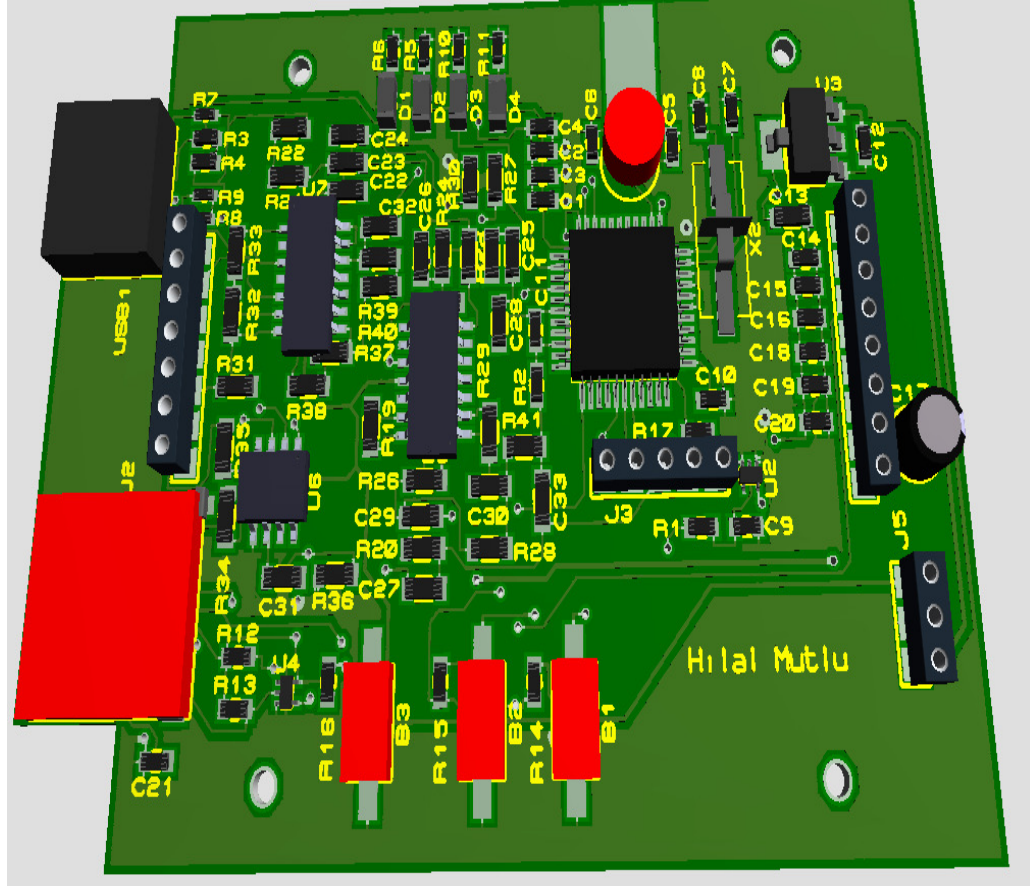
26. İnternet: Vikipedi, “FAT”, <http://tr.wikipedia.org/wiki/FAT> (2010).
27. İnternet: Cypress , “PSOC Mixed-Signal Array Final Data Sheet”, <http://www.cypress.com/?mpn=CY8C29466-24PXI>, 31(2004).

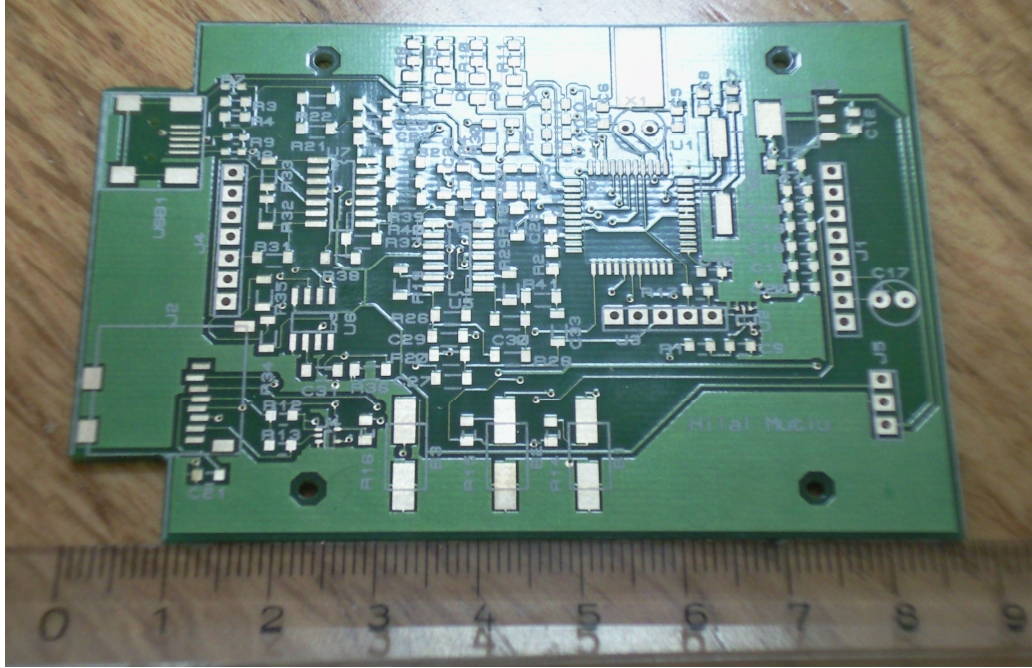
EKLER

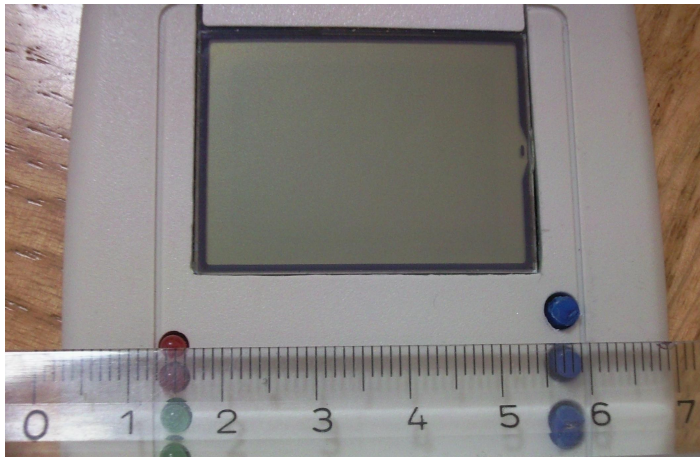
EK-1. Tasarlanan sistemin PCB görüntüsü



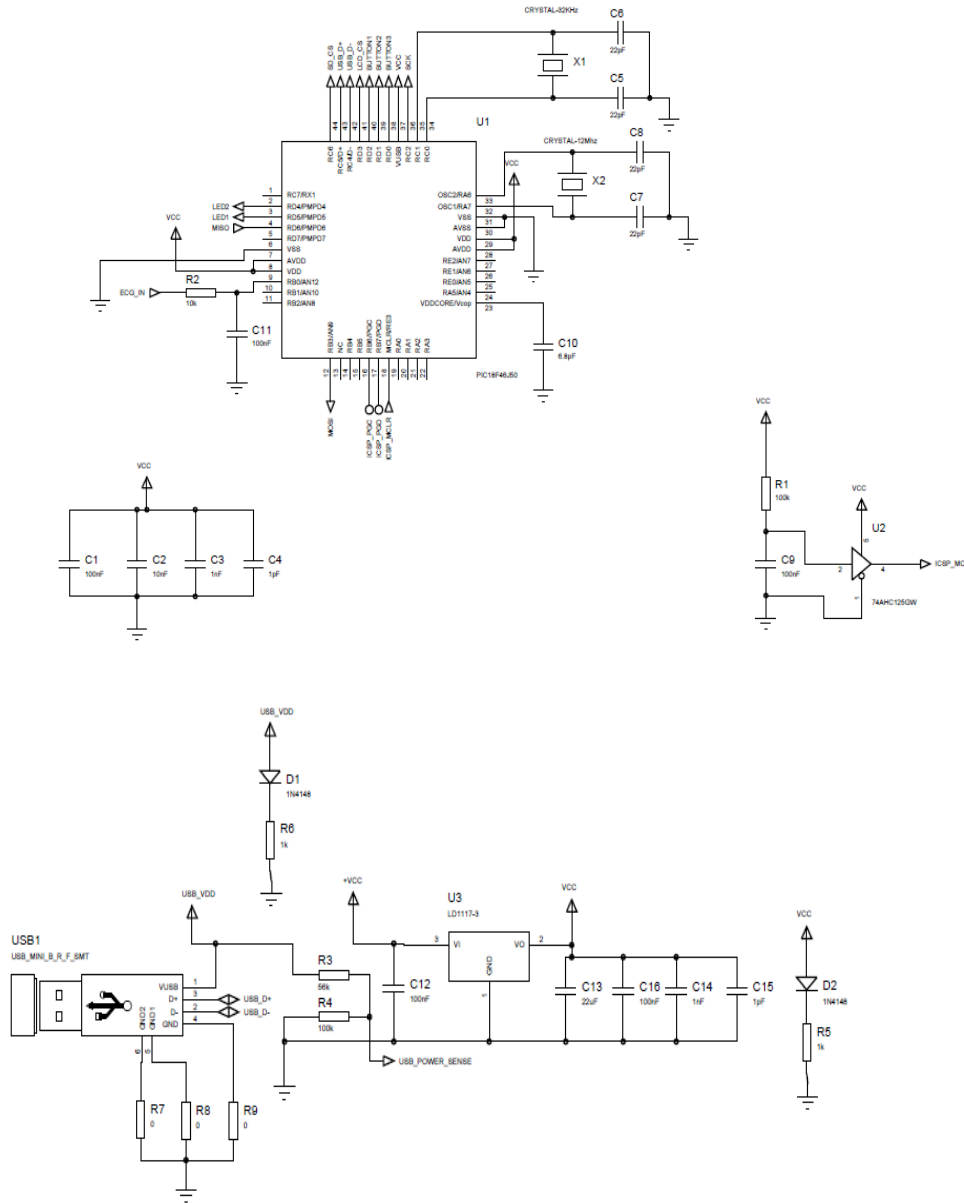
EK-2. Tasarlanan sisteme ait PCB' nin üç boyutlu görüntüsü



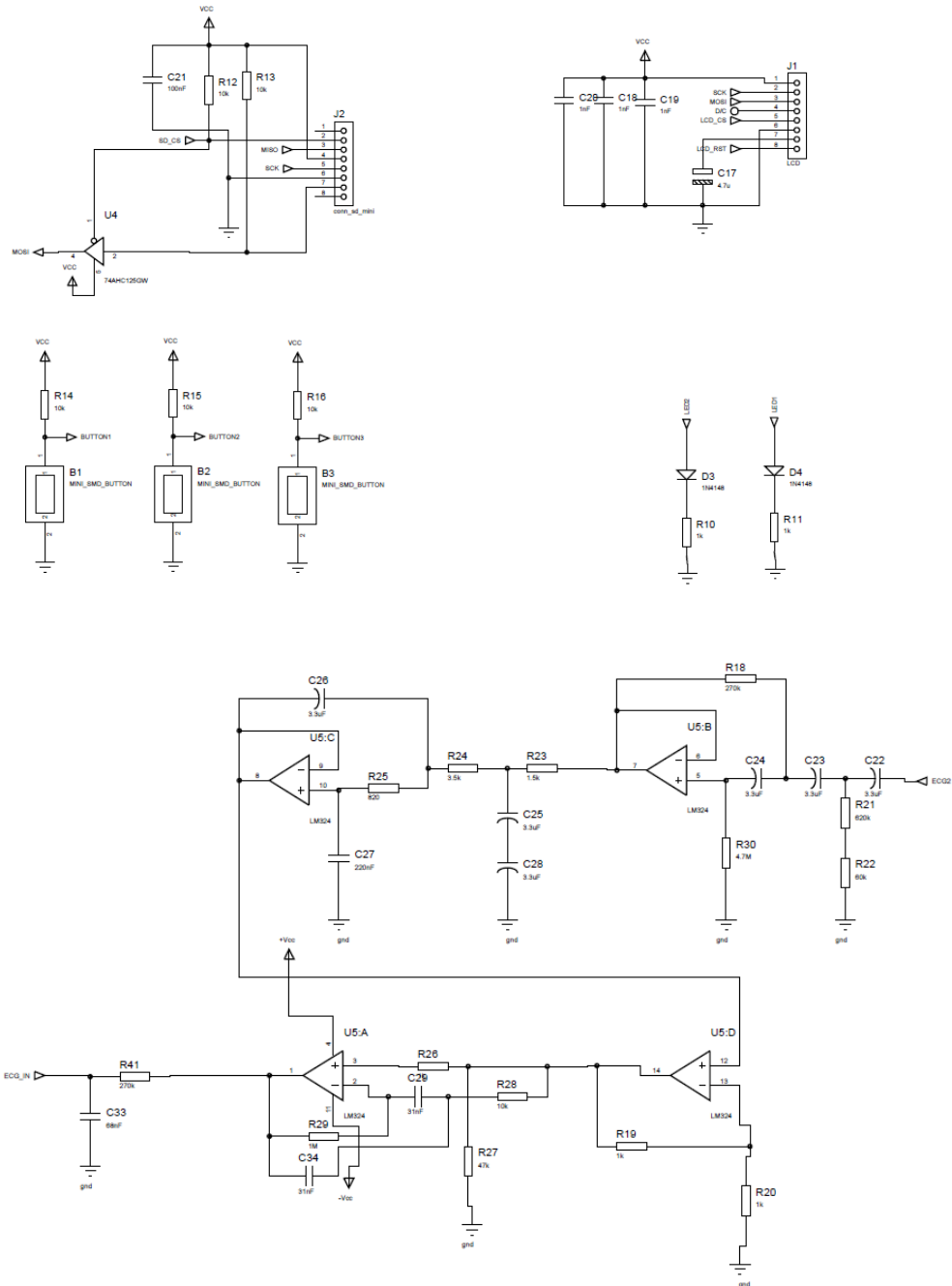
EK-3. Tasarlanan sistemin baskı devre kartı

EK-4. Cihaz ebat ölçüm görüntüleri

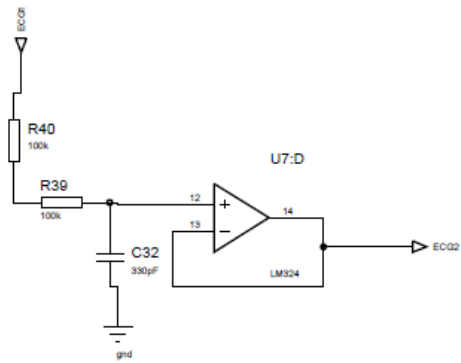
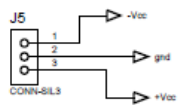
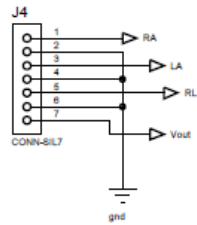
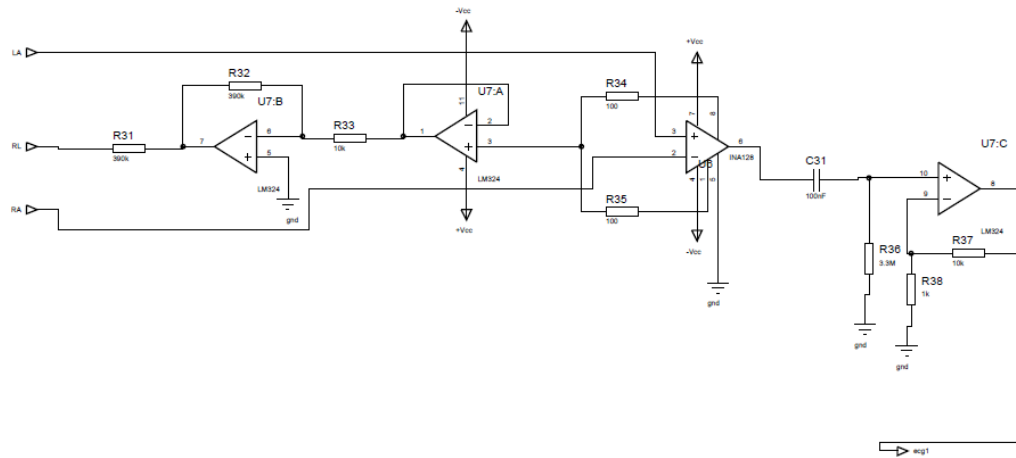
EK-5. Tasarlanan sistemin devre şeması



EK-5 (devam) Tasarlanan sistemin devre şeması



EK-5 (devam) Tasarlanan sistemin devre şeması



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : BAŞAL, Hilal
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 12.05.1983, İzmir
 Medeni Hali : Evli
 Telefon : 0 (505) 887 19 08
 E-mail : hilalmutlu@hotmail.com, hilal.mutlu@gazi.edu.tr

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet
Yüksek Lisans	GÜ/Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümü	2010
Lisans	GÜ/Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümü	2007
Önlisans	Dokuz Eylül Üniversitesi/İMYO	2003
Lise	Çınarlı Anadolu Teknik Lisesi	2000

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2007-2010	Gazi Üniversitesi	Asistan Öğrenci
2003-2004	en-ko elektronik kontrol sis. sanayi ve ticaret ltd. (izmir)	Teknik Eleman

Yabancı Dil

İngilizce