

YALOVA ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**EKG İŞARETLERİNİN ÖN İŞLEMESİ İÇİN BİR GÖMÜLÜ SİSTEM
TASARIMI**



YÜKSEK LİSANS TEZİ

Yusuf YÜKSEL

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Bilgisayar Mühendisliği Programı

HAZİRAN 2016

YALOVA ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**EKG İŞARETLERİNİN ÖN İŞLEMESİ İÇİN BİR GÖMÜLÜ SİSTEM
TASARIMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Yusuf YÜKSEL
(115105014)**

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

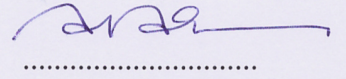
Bilgisayar Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Ahmet AKBAŞ

HAZİRAN 2016

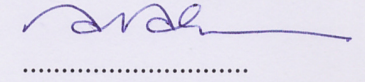
YALOVA Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 115105014 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Yusuf YÜKSEL**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "**EKG İŞARETLERİNİN ÖN İŞLEMESİ İÇİN BİR GÖMÜLÜ SİSTEM TASARIMI**" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Ahmet AKBAŞ**
Yalova Üniversitesi



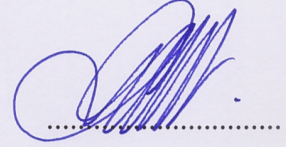
.....

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Ahmet AKBAŞ**
Yalova Üniversitesi



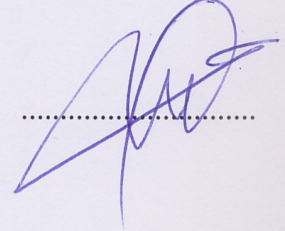
.....

Yrd.Doç.Dr. Osman Hilmi KOÇAL
Yalova Üniversitesi



.....

Yrd.Doç.Dr. Ümit TAŞ
Üsküdar Üniversitesi



.....

Teslim Tarihi : 13 Mayıs 2016
Savunma Tarihi : 13 Haziran 2016





Anneme ve Babama,



ÖNSÖZ

Yüksek Lisans öğrenimim boyunca bana her zaman yol gösteren saygıdeğer hocam Sayın Prof. Dr. Ahmet AKBAŞ'a, zamanını ve bilgilerini benimle paylaşan değerli arkadaşlarım Mehmet AKŞAHİN ve M. Savaş SALİHOĞLU'na ve beni büyütüp bugünlere getiren, maddi ve manevi her türlü desteği sağlayan aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Haziran 2016

Yusuf YÜKSEL





İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xv
ÖZET.....	xvii
SUMMARY	xix
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Amacı	3
1.2 Standart Gerekliliği	4
1.3 Literatür Araştırması	5
1.4 Bölümlerin Özeti	7
2. DONANIM TASARIMI	9
2.1 Devre Elemanlarının Seçimi	9
2.1.1 Mikroişlemci	10
2.1.2 A/D çevirici birimi	11
2.1.3 Gerçek zaman saati	17
2.1.4 SD kart kayıt birimi.....	18
2.1.5 USB haberleşme portu	18
2.1.6 Hasta devrelerinin elektriksel izolasyonu	19
2.1.7 Batarya ve şarj birimi	20
2.1.8 Hasta bağlantı devreleri	21
2.2 Prensip Şema	22
3. GÖMÜLÜ SİSTEM GELİŞTİRME ÇALIŞMALARI	29
3.1 Baskılı Devre Tasarımı.....	29
3.2 Devre Montajı ve Başlangıç Testleri.....	30
3.3 Gömülü Sistem Yazılımı	35
3.3.1 Fonksiyonlar.....	35
3.3.2 Sayısal filtreleme.....	37
3.3.3 İşaret işleme algoritmaları.....	39
3.4 Haberleşme Protokolü	41
3.4.1 Kişisel bilgisayardan gömülü sisteme komut/veri iletimi.....	42
3.4.2 Gömülü sistemden kişisel bilgisayara komut/veri iletimi.....	43
3.5 Gömülü Sistem Yazılım Mimarisi	45
3.6 PC Arayüzü	45
4. UYGULAMA ÇALIŞMALARI.....	49
4.1 Sayısal Veri Ölçeklendirme	50
4.2 EKG Kaydı ve İzleme	51
5. DEĞERLENDİRME VE SONUÇLAR	55
KAYNAKLAR	57
EKLER.....	57



KISALTMALAR

A/D	: Analog/Digital
ADC	: Analog to Digital Converter
aVF	: Average Foot
aVL	: Average Left
aVR	: Average Right
BLE	: Bluetooth
CONFIG	: Configuration
D/A	: Digital/Analog
DMA	: Direct Memory Access
DRDY	: Data Ready
EEPROM	: Electrically Erasable Read Only Memory
EKG	: Elektro Kardşyografi
FIR	: Finite Impulse Responce
GPIO	: General Purpose Input Output
HR	: Heart Rate
IIR	: Infinite Impulse Responce
I/O	: Input/Output
LA	: Left Arm
LCD	: Liqued Cyrystal Display
LED	: Light Emitting Diode
LL	: Left Leg
LOFF	: Lead Off
LPF	: Low Pass Filter
MAC	: Media Access Control
MUX	: Multiplexer
PC	: Personal Computer
PCB	: Printed Circuit Board
PGA	: Programmable Gate Array
QRS	: QRS Complex
RA	: Right Arm
RAM	: Random Access Memory
RLD	: Right Leg Drive
RTC	: Real Time Clock
SD	: Secure Digital
SPI	: Serial Peripheral Interface
TTL	: Transistor Transistor Logic
UART	: Universal Asynchronous Receive Transmit
USART	: Universal Synchronous Asynchronous Receive Transmit
USB	: Universal Serial Port
V	: Ventricul
Wi-Fi	: Wide Fidelity
WCT	: Wilson Center Terminal



ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 : ADS1298'in 8 ADC kanalında üretilen standart EKG işaretleri.	16
Çizelge 2.2 : PROTEUS programı tarafından üretilen devre elemanları listesi.	27
Çizelge 2.3 : Devre elemanları listesi (devam).....	28
Çizelge 3.1 : Senkron seri haberleşme protokolü	41
Çizelge 3.2 : PC'den gömülü sisteme gönderilen paket örnekleri.....	43
Çizelge 3.3: Gömülü sistemden PC'ye gönderilen paket örnekleri.....	44





ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : ADS1298 EKG ön-işleme entegre devresi (Url-7)	11
Şekil 2.2 : ADC birimleri için dahili referans voltajı seçimi (Url-7).....	12
Şekil 2.3 : Uç bağlantı kopukluğu tespit alternatifleri (Url-7).....	13
Şekil 2.4 : MUX biriminde ADC giriş işaretlerinin belirlenmesi (Url-7)	13
Şekil 2.5 : WC potansiyelinin oluşturulması (Url-7)	14
Şekil 2.6: AVL, AVR ve AVF potansiyelinin oluşturulması (Url-7).....	15
Şekil 2.7 : Gömülü sistem tasarımının blok şeması (Url-7)	17
Şekil 2.8 : DS1307 gerçek zaman saatinin iç mimarisi (Url-9).....	17
Şekil 2.9 : FT232R sanal seri port entegre devresinin iç mimarisi (Url-10)	19
Şekil 2.10 : DCP010505 izole güç kaynağı (Url-11).....	19
Şekil 2.11 : Veri akışı ve işaretleşme izolasyonu entegre devreleri (Url-12).....	20
Şekil 2.12 : Batarya ve şarj birimi (Url-13).....	20
Şekil 2.13 : Hasta bağlantı devreleri.....	21
Şekil 2.14 : Proteus/ISIS programında oluşturulan prensip şema (ana bileşenler)....	24
Şekil 2.15 : Prensip şema (devam): EKG modülü analog filtre arayüzleri	25
Şekil 2.16 : Prensip şema (devam): Besleme ve işaret izolasyon modülleri	26
Şekil 3.1 : İmal ettirilen 4 katlı baskılı devrenin alt ve üst kat görüntüleri	30
Şekil 3.2 : Kartın eleman yerleşimi yapılmış halinden bir görüntü.....	30
Şekil 3.3 : Baskılı devre ön yüz ve arka yüz eleman yerleşim resimleri.	31
Şekil 3.4 : Baskılı devrenin ön ve arka yüzüne eleman yerleşim resimleri.....	31
Şekil 3.5 : Donanım testlerinin yürütülme şeklini gösteren blok şema	32
Şekil 3.6 : MSP430 USB debug arayüzü bağlantısı için oluşturulan düzenek.....	33
Şekil 3.7 : MSP430 USB debug arayüzünde PCB ile seri haberleşmeye hazırlık ...	33
Şekil 3.8 : Terminal programında yapılan ayarlar.	34
Şekil 3.9 : Terminal programında port ayarları... ..	34
Şekil 3.10 : Programlama için ilk teşebbüsün başarılı olduğunu gösteren terminal ekran	35
Şekil 3.11 : Gömülü sistem fonksiyonlarını gösteren blok şema	36
Şekil 3.12 : IIR filtreleme için kullanılan transfer fonksiyonunun frekans cevabı....	38
Şekil 3.13 : FIR filtreleme için kullanılan transfer fonksiyonunun frekans cevabı... 38	
Şekil 3.14 : EKG işaretinin karakteristik noktaları ve ölçüm segmentleri.. ..	40
Şekil 3.15 : Gömülü sistem yazılımının mimari yapısı.	45
Şekil 3.16 : 50 mm/s hızlı EKG grafik çizim ekranı görüntüsü.	46
Şekil 3.17 : 25 mm/s hızlı EKG grafik çizim ekranı görüntüsü	47
Şekil 3.18 : 12.5 mm/s hızlı EKG grafik çizim ekranı görüntüsü	47
Şekil 4.1 : Gömülü sistemin gönderdiği EKG kaydı terminal programına ulaşıyor..	50
Şekil 4.2 : Uygulama kapsamındaki kayıt için hazırlık aşaması	52
Şekil 4.3 : Uygulama kapsamındaki kayıt işlemi yürütülüyor.	52
Şekil 4.4 : EKG kaydı bilgisayarda 50 mm/sn tarama hızıyla izleniyor.	53
Şekil 4.5 : EKG kaydı bilgisayarda 25 mm/sn tarama hızıyla izleniyor	53
Şekil 4.6 : EKG kaydı bilgisayarda 12.5 mm/sn tarama hızıyla izleniyor	54
Şekil A.1 : Güç girişi, prop girişi, MicroSD kart girişi.. ..	59
Şekil A.2 : ADC modülü	60

Şekil A.3 : CPU modülü	61
Şekil A.4 : USB Arabirimi.....	62
Şekil A.5 : Güç devresi	63



EKG İŞARETLERİNİN ÖN İŞLEMESİ İÇİN BİR GÖMÜLÜ SİSTEM TASARIMI

ÖZET

İnsanların sağlık durumunu yansıtan fizyolojik parametreler hastalık takibi ve yoğun bakım süreçlerinde gerçek zamanlı olarak izlenir ve kaydedilir. Çeşitli vücut fonksiyonlarını yansıtan işaretlerin elde edilmesinde kullanılan cihazlar ile hastabaşı monitörleri bu kapsamdaki cihazlar arasında yer alır. Anılan cihazlarla vücuttan elde edilen fizyolojik işaretler bilgisayara iletilerek burada çeşitli programlar tarafından işlenir ve sağlık durumu ile ilgili kararlar oluşturulur. Bunun için, öncelikle vücuttan elde edilen analog formdaki işaretler üzerinde gerekli ön işlemler yapılmalı ve ardından sayısallaştırılan işaretler uygun formdaki veri paketlerine dönüştürülerek bilgisayara iletilmelidir.

Bu tez çalışmasında, vücuttan uygun elektrotlar vasıtasıyla elde edilen analog formdaki EKG işaretleri üzerinde ön işlemleri gerçekleştiren ve sayısal forma dönüştürerek USB portu üzerinden bilgisayara ileten bir gömülü sistem tasarımı gerçekleştirilmiştir. Böylece, bilgisayar ortamında gerçekleştirilecek çeşitli yazılımlarla, EKG kayıt sistemi veya benzeri hasta izleme sistemlerinin geliştirilmesine destek sağlayacak genel amaçlı bir PC çevre birimi oluşturulmuştur. Çalışma kapsamında ayrıca, gerçek zamanlı EKG işaretlerinin bilgisayar ekranından izlenmesi ve kaydedilmesi için bir uygulama yazılımı geliştirilmiştir.

Gerçekleştirilen gömülü sistem, hastadan alınan EKG işaretlerini gerçek zamanlı olarak işleyebilmekte, gruplandırabilmekte ve USART standardına uygun olarak paketleyerek USB portu üzerinden bilgisayar ortamına iletebilmektedir. Gerçekleştirilen sistem ilave haberleşme modüllerinin entegre edilmesine imkan sağlayan tasarımı sayesinde USB haberleşmesi yerine Bluetooth veya Wi-Fi haberleşmesini kullanarak mobil araçlara veri aktarabilme esnekliği sunmaktadır. Gerçekleştirilen sistem ayrıca giyilebilir sensör ağı uygulamalarına uyarlanma esnekliği de sunmaktadır. Böylece, gerçekleştirilen sistemin sağlık kuruluşunda veya evde sabit uygulamalar için kullanılmasının yanı sıra, günlük aktivitelere devam ederken kullanılabilmesi de mümkün olacaktır.



DESIGNING AN EMBEDDED SYSTEM FOR ECG SIGNAL PREPROCESSING

SUMMARY

Physiological parameters reflecting the people's health status are monitored and recorded in real time patient monitoring and intensive care processes. Among the devices in this context there are bed-side monitors and some other devices that are used for monitoring the signals related to the various body functions. Physiological signals obtained from the body by using the aforementioned devices are forwarded to the computer in which the decisions regarding treatment of health conditions are done by using various signal processing programs. For this, firstly the necessary pre-processing should be made on obtained analog signals and, converted digitized signals should be formed as the data packets before transmitting to the computer.

An embedded system design was carried out in this study. The design puts together the pre-processings of analog ECG signals obtained by appropriate electrodes from the body and converting it to digital form to transmit to the computer via the USB port. Thus, with a variety of software to be carried out in a computer environment, an interface providing support to the development of general-purpose ECG recording system or other patient monitoring system has been created. In addition an application software was developed to monitor the real-time ECG signal recordings.

Realized embedded system can handle the ECG signals from the patient in real time, be able packaging according to USART standards and pass to the computer via the USB port. Thanks to the designed system that allows the integration of additional communication modules performed instead of a USB communications using Bluetooth or Wi-Fi communication also offers the flexibility to transfer data to mobile devices. By this way, the realized system can also be adapted to modern wearable sensor networks. Thus, in addition to being used for stationary applications in home health care applications, the system can be adapted to mobile devices enabling users to use even while continuing their daily activities.



1. GİRİŞ

Dünya Sağlık Örgütü'nün verilerine göre, ülkemiz önümüzdeki 25 yıllık zaman diliminde dünyada yaşlı nüfusun en hızlı artış göstereceği ülkeler sıralamasında 2. sırada yer almaktadır. Türkiye İstatistik Kurumu'nun 2013 yılında yaptığı nüfus projeksiyonu da Dünya Sağlık örgütü'nün bu verisini desteklemektedir. Öyle ki; 2012 yılında 5,7 milyon kişi olan 65 yaş üstü yaşlı nüfusun 2023 yılında 8,6 milyon kişiye, 2050 yılında 19,5 milyon kişiye ve 2075 yılında 24,7 milyon kişiye ulaşacağı öngörülmektedir (Url-1).

Buna göre; 2012 yılında %7,5 olan yaşlı nüfus oranının 2023 yılında %10,2 oranına, 2050 yılında %20,8 oranına, 2075 yılında ise %27,7 oranına yükselmesi; ülke nüfusunun 2012 yılında 30,1 olan yaş ortalamasının 2023 yılında 34, 2050 yılında 42,9 ve 2075 yılında ise 47,4 olması beklenmektedir (Url-2). Sonuçta yaşlı nüfus oranının giderek artma eğiliminde olması, önümüzdeki yıllarda ülkemizde kronik hasta sayılarında ciddi bir artış olacağı yönündeki endişeyi haklı çıkarmaktadır.

Buna göre; önümüzdeki yıllarda kronik hastalıkların teşhis ve tedavi süreçleri ile ilgili bir kısım hizmetlerin, yalnız sağlık kuruluşları tarafından sağlanan hizmetler olmaktan çıkarılıp, gerektiğinde evde veya sosyal hizmet kurumlarında da alınabilecek hizmetler haline dönüştürülmesi gerekecektir. Günümüzde ülkemize göre daha yaşlı bir nüfusa sahip olan Avrupa ülkeleri bu husustaki ihtiyacı karşılamak için evde bakım hizmetlerini sağlık ve sosyal hizmet sistemlerine entegre etmişler ve evde bakım modelleri geliştirmişlerdir.

Benzeri modelleme çalışmaları ülkemizde ilk olarak Nisan 2010'da Evde Bakım Derneği'nin düzenlediği Ülkemizde Evde Bakım Modeli Oluşturma Çalıştayı ile başlatılmıştır. Devamında, Ocak 2013'de T.C. Sağlık Bakanlığı tarafından organize edilen Evde Sağlık Hizmetleri İstanbul Çalıştayı (Url-3) ve diğer bir kısım çalışmalarda evde bakım hizmetlerinin sağlanması için kullanılan tıbbi cihazlarla ilgili uygulama ve finansman konuları ele alınmıştır. Bu kapsamda tıbbi cihazların satın alınma işlemleri, kalibrasyonu ve periyodik bakım onarımın gerçekleştirilmesindeki güçlükler tartışılmıştır.

Evde bakım hizmetlerinin önemi ve bu konuda yapılan planlamalar, devlet kurumlarının hazırlamış olduğu uzun vadeli planlama belgelerinde de yer almıştır. Bunlardan;

- Sağlık Bakanlığı Tedavi Hizmetleri Genel Müdürlüğü tarafından 2011 yılında yayınlanan Türkiye'de Özellikli Planlama Gerektiren Sağlık Hizmetleri planında, evde bakım hizmetleri kapsamına alınması gereken yeni tedavi modelleri sunulmuştur (Url-4).
- Çevre ve Şehircilik Bakanlığı tarafından 2014 yılında yayınlanan Türkiye Habitat III Raporunda, ülkemizin demografik yapısı incelenmiştir (Url-5). Bu inceleme sonucunda, ülkemizdeki yaşlıların durumunu Ulusal Eylem Planına yansıtma ve uluslararası taahhütlere uygun hedeflere ulaşma adına, 2007 yılında hazırlanan Türkiye'de Yaşlıların Durumu ve Yaşlanma Ulusal Eylem Planında yapılması gereken kapsamlı değişikliklerle öneriler geliştirilmiştir. Bu kapsamda, yaşlı, yalnız yaşayan ve bakıma muhtaç kişilerin acil durumlarda belediyelerden yardım isteyebilmesi, evlerinde yalnız yaşayanların kendilerine verilen bir aygıtla merkezden kontrol edilebilmesi ve ilaçlarını zamanında almasının sağlanması gibi hizmetler halen verilmekte olan evde bakım hizmetleri kapsamına dahil edilmiştir.
- Sağlık Bakanlığı Türkiye Halk Sağlığı Kurumu Kronik Hastalıklar, Yaşlı Sağlığı ve Özürlüler Daire Başkanlığı tarafından 2015 yılında hazırlanan Türkiye Sağlıklı Yaşlanma Eylem Planında, 2015-2020 yılları arasındaki 5 yıllık süre içerisinde yapılacak olan uygulamalara yer verilmiştir. Bunlar arasında en dikkat çekici olanı, evde tıbbi ekipman ve cihaz kullanımının yurt dışı örneklerinde olduğu gibi profesyonel bir hizmet alanı olarak düzenlenmesidir. Bu uygulamaların başarı kriterleri; 'tıbbi cihaz kullanımı konusunda hasta ve ailelerin farkındalığını artırma', 'tamamlayıcı hizmetlerle ilgili tıbbi cihaz ve ekipman performanslarını artırma' şeklinde ortaya konmuştur.

Yukarıda sıralanan plan ve belgeler, evde bakım hizmetlerinin önümüzdeki yıllar içerisinde yeni bir iş sahası oluşturacağını göstermektedir. Bu bağlamda, nitelikli ve profesyonel bakım hizmeti sunabilecek ve farkındalıkları yüksek personelin yetiştirilmesi; evde bakım modellerinin oluşturulması; gelişen teknolojiye ayak

uydurabilen, kullanımı kolay, performansı arttırılmış ve çevrim içi veri platformları ile uyumlu tıbbi cihazların geliştirilmesi önemli bir iş konusu olarak karşımıza çıkmaktadır.

Diğer taraftan; ülkemizde her yıl 207 bin kişinin koroner kalp hastalığı nedeniyle hayatını kaybettiği ve bu sayının yıllık ölümlerin %43'üne karşılık geldiği bilinmektedir. Buna göre; ülkemizde kalp-damar sistemi hastalıklarından kaynaklanan ölümlerin sayısı bugün bile dünya ortalaması olan %18 oranının üstündedir (Url-6). Bu durum, önümüzdeki süreçte yaşlı nüfus oranının artmasına bağlı olarak daha da artması beklenen kronik hastalıklar arasında kalp-damar sistemi hastalıklarının ön sıralarda yer alacağına işaret etmektedir.

Buna göre; önümüzdeki yıllarda, kronik hastalıkların teşhis ve tedavi süreçleri ile ilgili bir kısım hizmetler gerektiğinde evde veya sosyal hizmet kurumlarında da sunulabilecek hizmetler haline dönüştürülürken; bu kapsamda ihtiyaç duyulacak en önemli hizmet alanlarından birisinin kalp-damar sistemi hastalıkları ile ilgili olacağı açıktır. Bu kapsamda kalp sağlığı ile ilgili ölçme ve değerlendirme yapmaya imkan sağlayan teknolojik araçların hastaların kendisi veya yakınları tarafından evde kullanılabilir bir çeşitliliğe ulaşması için yeni çalışmaların yapılması gereklidir.

Buna göre; özellikle kalp sağlığının takibi için kişisel kullanıma uygun araçların geliştirilmesi ve bunların yaygınlaştırılması ülkemizde akademik çevreler için yeni bir Ar-Ge sorumluluk alanı açmaktadır. Bu amaçla kullanılacak teknolojik araçlar günümüzde hasta-doktor buluşmasını zamana ve konuma bağlı olmaktan çıkarıp, sağlık personeli tarafından ve bir sağlık kuruluşunda yapılması gereken ölçme ve değerlendirme süreçlerini bu ortamların dışında da gerçekleştirmeye imkan sağlayan mobil uygulamalar sayesinde çok esnek çözümlerin geliştirilmesine imkan sağlamaktadır.

1.1 Tezin Amacı

Bu tez çalışmasında, evde bakım hizmetlerine destek sağlayabilecek çeşitli elektrokardiyografi (EKG) sistemlerinin hasta ile bilgisayar sistemleri arasındaki arayüzünü oluşturacak bir ön işleme devresinin gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır.

Geliştirilecek modülün seçime bağlı olarak 2, 3, 6 ve 12 derivasyonlu EKG işaretini ölçüp depolayabilme, bu verileri analiz edebilme ve üzerinde bulunan USB modülü üzerinden kişisel bilgisayara aktarma kabiliyetlerine sahip olması planlanmıştır.

Bununla beraber; sistem tasarımının gerektiğinde düşük enerjili Bluetooth, Wi-Fi gibi haberleşme seçeneklerini kullanarak ölçtüğü ve kayıt ettiği verileri çevresindeki akıllı telefon ve tabletler aracılığı ile internet omurgasına, böylece bir sunucu sisteme aktarabilmesine imkan sağlayacak şekilde gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır. Böylece; gerçekleştirilecek EKG ön işleme devresinin özellikle kalp-damar hastalarının takibi açısından evde bakım hizmetleri için gerekli çeşitli cihazların geliştirilme süreçlerine katkı sağlaması da amaçlanmıştır.

1.2 Standart Gerekliliği

Tasarım sürecinin pazara sunulmaya aday bir ürün geliştirme hedefine uygun olarak yürütülebilmesi için, bu konu ile ilgili olarak medikal güvenlik/performans standartları ve fonksiyonel güvenlik standartlarının dikkate alınması gerekecektir. Bu nedenle çalışmanın başında anılan konularla ilgili standartlar üzerine bir araştırma yapılmıştır. Bu araştırma sonucunda elde edilen bilgiler aşağıda özetlenmiştir:

- Konu ile ilgili güvenlik şartları TS EN 61508 ailesi fonksiyonel güvenlik standartlarında belirlenmektedir. TS EN 61508 biyomedikal ve otomotiv uygulamalarında sıklıkla kullanılan ve elektrik çarpmalarından korunma, tehlikeli maddelere maruz kalma v.b. fiziksel tehlikelerden çok tasarlanan sistemin tüm fonksiyonlarını yerine getirip getiremediği üzerine yoğunlaşan bir standarttır.
- TS EN 61508 standardı, hatalı bir çalışma durumunda kullanıcı veya çevresine zarar gelme ihtimalini en aza indirmeyi amaçlamaktadır. Buna göre; tasarım sürecinde EKG ön işleme modülünün fonksiyonel bir hata yüzünden hastaya zarar vermesini engelleyecek izolasyon v.b. şartların gerçekleştirilmesi planlanmıştır (TS-EN 61508).
- Tasarım sürecinde fonksiyonel güvenliğin yanı sıra, 68 standart tanımını kapsayan TS EN 60601 ailesi standartlarından ilgili olanların da dikkate alınması gereklidir (TS-EN 61601). Bu standartlar medikal cihazlar için asgari

güvenlik ve performans şartlarını sağlar. Buna göre; tasarım sürecinde bu kapsamda dikkate alınacak standartlar devam eden maddelerde verilmiştir.

- TS EN 60601-1 standardı: Elektrikli tıbbi donanım - Bölüm 1: Temel güvenlik ve gerekli performans için genel kuralları kapsar.
- TS EN 60601-1-11: Elektrikli tıbbi donanım - Bölüm 1-11: Temel güvenlik ve gerekli performans için genel kurallar - Yardımcı standart: Evde sağlık ile ilgili çevrede kullanılan tıbbi elektrikli cihaz ve tıbbi elektrikli sistemler için özellikleri kapsar.
- TS EN 60601-2-25: Elektrokardiyografların güvenliği için belirli özellikleri kapsar.
- TS EN 60601-2-27: Elektrokardiyografi Sistemlerinin gerekli performansı dahil, güvenliği ile ilgili belirli özellikleri kapsar.
- TS EN 60601-2-47: Taşınabilir Elektrokardiyografi Sistemlerinin gerekli performansı dahil, güvenliği ile ilgili belirli özellikleri kapsar.
- TS EN 60601-2-51: Tek ve Çok Kanallı Kaydedici ve Analiz Edici Elektrokardiyografi Cihazlarının gerekli performansı dahil, güvenliği ile ilgili belirli özellikleri kapsar.

Bu standartlara uygun bir tasarım için özellikle muhtemel gürültü kaynaklarına karşı bağışıklık sağlayacak tedbirlerin alınması gerekecektir. Buna göre; en belirgin gürültü kaynakları, sensörler, elektriksel devre, hasta hareketleri ve nefes alışverişi kuvvetlendirici çıkışlarındaki sinyallerdir. Bu gürültülerin bastırılmasını sağlamak, ancak; iyi tasarlanmış bir baskı devre tasarımı ve sayısal filtreleme ile mümkün olabilecektir.

1.3 Literatür Araştırması

İnsanların sağlık durumunu yansıtan fizyolojik parametreler, hastalık takibi ve yoğun bakım süreçlerinde gerçek zamanlı olarak izlenir ve kaydedilir. Bu durum, hasta açısından sağlık durumuna ilişkin verileri elde etme hakkının bir gereği iken, sağlık kuruluşu açısından da hasta verilerini belirli bir süre boyunca saklama zorunluluğunun ortaya çıkardığı bir sonuçtur.

Çeşitli vücut fonksiyonlarının durumunu yansıtan işaretlerin izlenmesi ve kaydı için kullanılan cihazlar ile hastabaşı monitörleri bu kapsamda yer alan cihazlardır. Bunlardan kalp fonksiyonlarını yansıtan verileri sağlaması itibariyle en yaygın kullanıma sahip olan cihazlar elektrokardiyografi (EKG) başlığı altında anılır. Günümüzde gelişen yeni teknolojiler EKG işaretlerinin kaydı ve işlenmesi için oldukça esnek çözümler sunan yeni ürünlerin geliştirilmesine imkân sağlamaktadır.

Öyle ki; son yarım asırlık süre içerisinde, klasik EKG kayıt cihazlarından, hasta vücuduna giydirilebilen teçhizat vasıtasıyla hastanın günlük aktivitelerine devam ederken kayıt yapabilen, böylece kalp fonksiyonlarını daha gerçekçi bir şekilde izlemeye imkan veren modern cihazlara varıncaya kadar çeşitli ürünler geliştirilmiş ve kullanıma sunulmuştur. Literatürde bu kapsamda yapılan çalışmalar aşağıda kısaca özetlenmiştir:

İlk giyilebilir EKG cihazı 1961 yılında Jefferis Holter ve Dr. W. R. Glasscock tarafından geliştirildi (Juarez & Chong, 2011; Wojnarowski, Kotas, Marciniak, Tomala, Kulesza & Napieralski, 2011; Nitin, Ryan & Glenn, 2014). Bu cihaz, ağır ve karmaşık radyo telemetre ve kayıt ekipmanlarına sahip olmanın yanı sıra sınırlı ölçüm imkânı sağlamaktaydı. Holter ile birlikte Bruce Del Mar'ın oluşturdukları ekip; daha hafif, uzun süreli EKG kayıtlarının alındığı, gerekli dönüşümlerin ve değerlendirmelerin daha hızlı yapılabildiği cihazı 1962 yılında geliştirdi (Corday, 1991). Holter görüntüleme tekniği vasıtasıyla hastaların EKG bilgileri günlük aktivitelerini aksatmadan rutin olarak kayıt edilebilmekte ve analiz edilebilmektedir. Alınan kayıtların yüksek hızda geriye alınabilmesi ve bilgisayar destekli analizlerin gerçekleştirilebilmesiyle hastaların kalbindeki elektriksel aktiviteye ilişkin üretilen bilgi doktorlar tarafından değerlendirilebilmektedir. Böylece ritim bozuklukları, ilaç etkinliği, ani bebek ölümleri, farklı hastalık belirtilerinin tanınması ve kalpteki ilgili aktivitelerin değişimlerinin gözlenmesi gerçekleştirilebilmektedir (Baker & Koelling, 2005; Ritter, 2013; Hanås, Tidholm, Egenvall & Holst, 2009; Corday & Lang, 1975; Kennedy, 1980).

Holter'ın ilk çalışması 85 pound değerinde radyo alıcı-vericisinden oluşmaktaydı ve kayıt zamanı kadar analiz için işlem süresine ihtiyaç duymaktaydı. Kullanımı daha kolay olan ilk ticari ürün Del Mar Mühendislik Laboratuvarları tarafından 1962 yılında geliştirilmiştir (Corday, 1991). Bu teknolojinin, medikal alanında çalışmalarını yapan bilim adamları tarafından kabul görmesiyle birlikte çok sayıda

araştırma sonuçları ve klinik bulgular yayınlanmıştır. Del Mar, Holter'ın geliştirdiği ilk konsepti daha küçük kayıt cihazına, daha hızlı ve basit analiz tekniklerine, daha fazla kanal sayısına sahip olacak şekilde geliştirmeye çalışmıştır. Bilginin büyüklüğü, analiz doğruluğu, operatör bağımlılığı ve diğer teknik etkenlere ilişkin olarak doktorlar için EKG analizi ve özet rapor üretimini gerçekleştiren bilgisayarlı modeller geliştirilmiştir (Corday, 1991; DiBianco & Katz, 2007).

Kayıt tekniğindeki gelişmeler neticesinde 3 kanaldan 12 kanala kadar ölçüm yapabilen, aynı anda elektroansefalogram (EEG), kan basıncı ve EKG ölçümü yapabilen cihazlar geliştirilmiştir (McCall, 1987). Farklı analiz tekniklerinin geliştirilmesiyle birlikte ST ve kalp atım oranı gibi analizler gerçekleştirilmeye başlanmıştır (Salerno & Granrud, 1987; Hammill, 1987; Kennedy & Wiens, 1988; Van Gelder & El-Gamal, 1988). Yüksek çözünürlüklü EKG ölçümlerinin yapılabilmesiyle birlikte EKG Holterinin kliniklerdeki kullanım oranı artmıştır (Henkin, Caref, Kelen & El-Sherif, 1991; Kelen & Henkin, 1989). QT değerlerine ilişkin değişim oranı analizlerinin bilgisayarlarla gerçekleştirilmesi sayesinde EKG Holterinin kullanımı yaygınlaşmıştır (Baranowski, Poawska & Rydlewska, 2003).

Günümüzde hastadan alınan fizyolojik veriler, türüne göre Holter, EKG cihazı ya da hasta başı monitöründe sayısal olarak kaydedilmektedir. Böylece veri analiz istasyonuna (bilgisayara) daha hızlı ve doğru aktarılabilmekte, veriden anlamlı bilginin çıkarılabilmesi doktorlar tarafından daha kolay gerçekleştirilebilmektedir. Kaydedici, kablolar ve elektrotlar hastanın giysisi altına yerleştirilmekte ve hastayı rahatsız etmemektedir (Ritter, 2013; Hanås, Tidholm, Egenvall & Holst, 2009; Horner, 1983). İlgili cihazın merkezi işlem birimine verilerin gönderilmesinden önce gürültüden arındırma, filtreleme gibi çeşitli ön işlemlerin gerçekleştirildiği analog ön-işlem (front-end) birimi görev almaktadır (Du, Yan, Wu, Mei, Luo, Li & Wang, 2013; Hung, Wei & Chen, 2012).

1.4 Bölümlerin Özeti

Tez konusunun belirlenmesinde motivasyon sağlayan gerekçeler, tezin amacı, konu ile ilgili standart gereklilikleri ve literatür taramasına yer verilen bu ilk bölümün ardından;

İkinci bölümde, EKG işaretlerinin ön işleme için tasarlanan gömülü sistem için devre elemanlarının seçimi ve prensip şema oluşturma süreci ile ilgili bilgiler verilmiştir.

Üçüncü bölümde, gömülü sistem tasarım sürecinde yapılan donanım ve yazılım çalışmaları ve elde edilen sonuçlar sunulmuştur. Bu kapsamda gömülü sistemin PC arayüzü için geliştirilen uygulama programı da tanıtılmıştır.

Dördüncü bölümde, gerçekleştirilen sistem vasıtasıyla yapılan test ve uygulama çalışmaları tanıtılmıştır.

Beşinci ve son bölümde ise, bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlar değerlendirilmiş ve ileriye dönük yeni çalışmalar için öneriler oluşturulmuştur.



2. DONANIM TASARIMI

EKG işaretlerini elde etmek ve standartlara uygun bir ön-işleme görevini yerine getirecek tasarımı gerçekleştirmek için öncelikle devre elemanlarının doğru bir şekilde seçilmesi gereklidir. Bu kapsamda, yapılacak işin gereklerine uygun enerji tasarrufu ve işlem gücü sağlayan mikroişlemci ve analog/digital (A/D) çeviricinin seçimi kritik öneme sahiptir. Bununla beraber, tasarımda kullanılacak diğer komponentlerin seçiminde de güç harcaması ve standartlar açısından gerekli parametrelerin uygunluğuna özen gösterilmelidir. Devre elemanlarının seçiminde bu hususlar dikkate alınmıştır.

2.1 Devre Elemanlarının Seçimi

Buna göre, tasarım süreci ve kritik malzemelerin seçimi ile ilgili olarak aşağıdaki değerlendirmeler yapılmıştır:

- Tasarlanacak gömülü sistemin taşınabilirlik açısından küçük boyutlarda olması ve pil ile beslenmesinin gerekeceği hususu dikkate alınarak, sistemin işaret işleme, haberleşme gibi fonksiyonlarını minimum düzeyde güç harcaması ile gerçekleştirmesi gerekir.
- Sistemin verimliliği için öncelikle biyomedikal uygulamalar için gerekli fonksiyonel güvenlik önlemlerini sağlayan aynı zamanda veri analizini en verimli şekilde yapabilen düşük güç harcamalı bir mikroişlemci (ya da mikrodenetleyici) seçilmelidir.
- Tasarım sürecinde uygun mikroişlemci ile beraber seçimi kritik öneme sahip diğer bir devre elemanı da A/D çeviricilerdir. Bu konuda aday devre elemanlarının aynı anda çalışan en az 16 bit çözünürlüğe sahip 8 adet A/D çeviriciyi içermesi ve olabildiğince düşük bir güç harcamasına sahip olması gerekir. Böylece, tasarımın 2, 3, 6 ve 12 EKG derivasyonunu ölçebilmesi mümkün olabilecektir.
- Tasarlanacak sistemde bunlardan başka gerçek zaman saati ve anahtarlamalı tip güç kaynağı ve regülatör modülleri bulunmalıdır. Sistemin kişisel

bilgisayarlarla USB portu üzerinden haberleşmesi için gerekli USB sürücüsü aynı zamanda pil şarjı için gerekli destekleri sağlamalıdır.

- Hasta emniyeti açısından, sistemin enerji ihtiyacının kişisel bilgisayar üzerinden sağlanması ve USB haberleşmesi için gerekli optik izolasyon sağlanmalıdır.

2.1.1 Mikroişlemci

Yukarıda verilen kısıtlara uygun ve istenen özellikleri sağlamaya aday işlemciler için günümüzde özellikle yüksek işlem gücüne sahip olan ve aynı zamanda güç harcaması çok düşük olacak şekilde üretilen ürünler arasından seçim yapılabilir. Bu işlemciler, güç yönetimi destekleri sayesinde güç harcamasını çok düşük değerlerde gerçekleştirecek şekilde optimize edilebilmektedirler. Böylece, iyi planlanmış bir optimizasyon süreci ile, devreyi besleyen pilin boyutu ve maliyeti tatmin edici düzeyde azaltılabilmektedir.

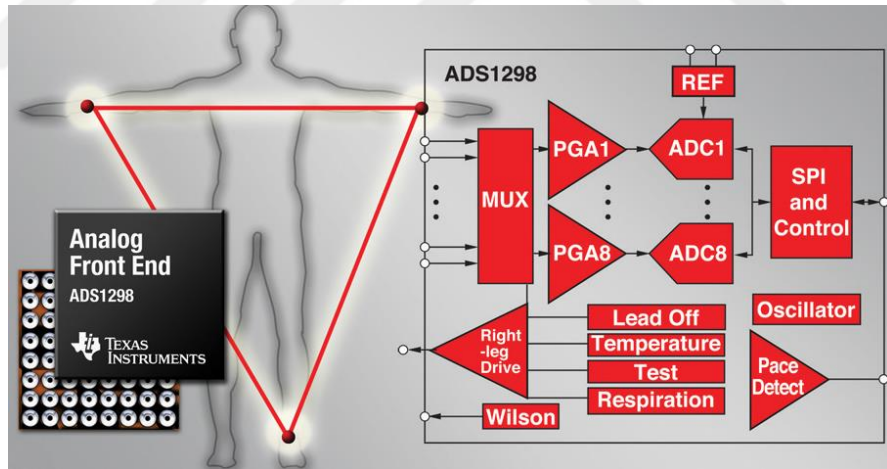
Bu değerlendirmeler ışığında, gömülü sistem tasarımı için Texas Instruments firmasının 'Low Power Teknolojisi' ile üretilen MSP430FG439 mikrodenetleyicisi seçilmiştir. Bu mikrodenetleyicinin veri dosyasından elde edilen teknik özellikleri ile ilgili temel bilgiler aşağıda özetlenmiştir (Url-7):

- Düşük besleme gerilimi ihtiyacı: 1.8 V - 3.6 V
- Çok düşük güç harcaması:
 - Aktif modda: 1 MHz ve 2.2 V için 300 μ A
 - Standby modunda: 1.1 μ A
 - Kapalı modda (RAM Retention): 0.1 μ A
- 5 güç tasarruf modu
- Standby modundan uyanma süresi: 6 μ s'den küçük
- 16-Bit RISC mimarisi,
- 125-ns komut çevrim süresi
- Dahili tek-kanal DMA
- Dahili referans, örnekle-tut ve otomatik tarama özelliklerine sahip 12-Bit A/D
- Konfigüre edilebilen 3 adet işlemsel yükselteç
- Senkronize çalışabilen ikili 12-Bit D/A konvertör
- 3 adet yakala/karşılaştırmaya sahip olan 2 adet 16-bit zamanlayıcı
- Çip üzerinde komparator

- Seri haberleşme arayüzü (USART),
- Yazılımla asenkron UART veya senkron SPI seçimi
- Brownout dedektör
- Programlanabilir seviye deteksiyonu ile besleme voltajı denetimi/izlemesi
- Bootstrap Loader
- Devre üzerinden çalışırken programlanabilme özelliği
- Programlama için harici bir beslemeye gerek duymaması
- Güvenlik sigortası ile programlanabilir kod koruma özelliği
- 128 Segmente kadar entegre LCD sürücü
- 60KB+256B Flash hafıza
- 2KB RAM

2.1.2 A/D çevirici birimi

A/D çeviricilerle ilgili olarak yukarıda verilen kısıtları sağlayan ve EKG işaretlerinin ön işlemleri için gerekli diğer özelliklere de uyan çevre birimi olarak yine Texas Instruments firmasının ürettiği ADS1298 ön-işleme devresi seçilmiştir, Şekil 2.1.



Şekil 2.1: ADS1298 EKG ön-işleme entegre devresi (Url-7)

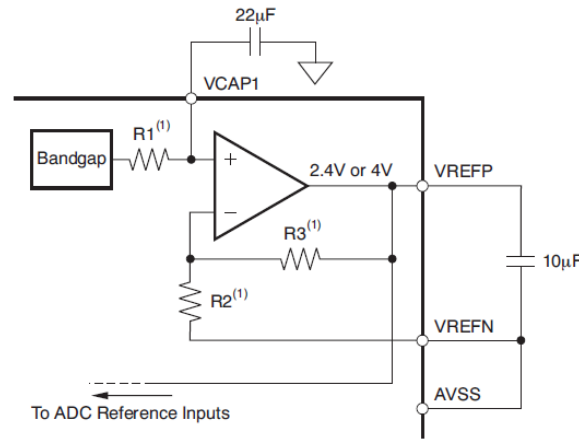
Bu çevre biriminin veri dosyasından elde edilen teknik özellikleri ile ilgili temel bilgiler aşağıda verilmiştir (Url-8):

- Aynı anda çalışan 24-bit çözünürlüklü 8 adet A/D çevirici
- Mikroişlemci ile SPI modunda haberleşebilme
- Dahili osilatör
- 8 kanallı kazancı ayarlanabilir yükseltme devresi

- Düşük güç harcaması
- Dahili sayısal kontrollü analog işaret anahtarlama esnekliği
- Analog işaretler için referans noktası seçim esnekliği
- Dahili yükselteçlerin tek ve çift polariteli çalışabilme özelliği
- 32kSPS değerine kadar örnek alma sıklığı
- Pace yakalama (pace-detect) ve bağlantı kopukluğu (lead-off) tespit özelliği

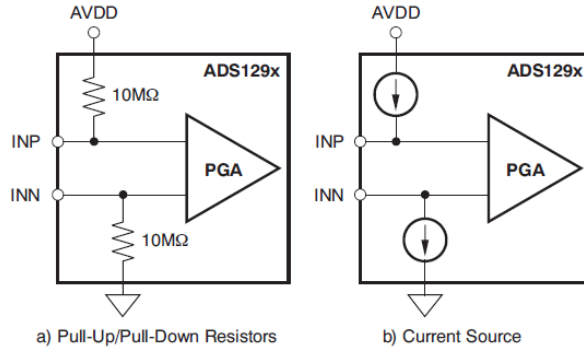
Buna göre her A/D çevirici (ADC) kanalının fonksiyonel özellikleri, karşılık gelen verilerin mikroişlemci tarafından ilgili kanala ait kontrol kaydedicisine yazılması suretiyle ayarlanır. Bu amaçla kullanılan kontrol kaydedicileri 2 gruba ayrılır: Global Kanal Kaydedicileri ve Kanal Kontrol Kaydedicileri (Url-7).

Global Kanal Kaydedicileri; 3 adet Konfigürasyon Kaydedicisi (CONFIG1, CONFIG2, CONFIG3), ve Bağlantı Kopukluğu (Lead Off) Kontrol Kaydedicisidir (LOFF). Bunlardan CONFIG1 üzerinden, kullanıcıya çözünürlük modu ve diğer konfigürasyon opsiyonları için ayar yapma yetkisi sağlanır ve veri akış hızı programlanır. CONFIG2, kullanıcıya cihazın test edilmesi için gerekli olan dahili kare dalga üreticinin ürettiği işaretin genliğini $\pm 1\text{mV}$ veya $\pm 2\text{mV}$ olarak, frekansını DC, 2Hz (fCLK/221), veya 4Hz (fCLK/220) olarak seçme yetkisi sağlar. CONFIG3, sağ bacak sürücü (RLD) işareti için kullanılacak opsiyonları ayarlar. Bu kaydedici ayrıca, ADC birimlerinin çalışması için gerekli referans voltajın harici veya dahili kaynaktan sağlama; dahili kaynaktan sağlanması halinde sabitlenmiş 2.4V veya 4.0V değerlerinden birini seçme; sağ bacak geri beslemesini (RLD) yetkilendirme ve bunun dahili mi yoksa harici mi sağlanacağına ilişkin seçim yapma yetkisi sağlar, Şekil 2.2.



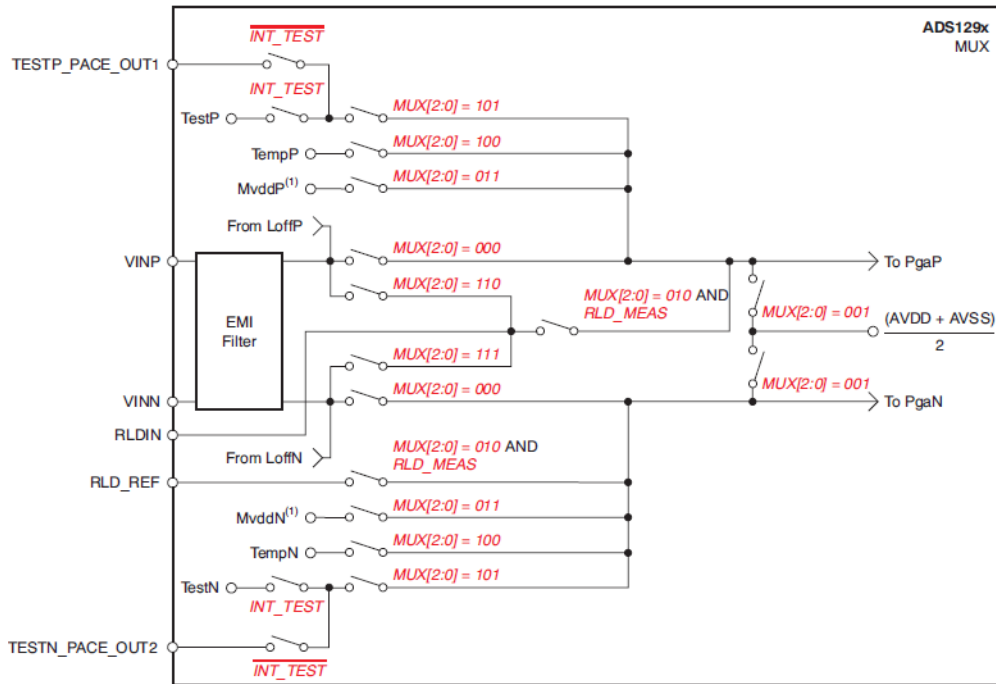
Şekil 2.2: ADC birimleri için dahili referans voltajı seçimi (Url-7)

LOFF ise, bağlantı kopukluğu kararı oluşturmak için kullanılan karşılaştırıcının eşiğini konfigüre eder. Bu kapsamda rezistif pull-up ve uyarıcı alternatiflerinin basitleştirilmiş bir çizimi Şekil 2.3'te verilmiştir.



Şekil 2.3: Uç bağlantı kopukluğu tespit alternatifleri (Url-7)

Kanal Kontrol Kaydedicileri kullanıcıya kazancı ayarlanabilir yükselteçlerin (PGA) girişine aktarılacak işaretin her kanal için özgün olarak ayarlanmasına imkan sağlayan MUX bağlantılarını kontrol etme imkanı sağlar. Buna göre her ADC kanalına ait yükselteç girişine aktarılan PgaP ve PgaN işaretleri, mikroişlemci tarafında o kanala ait MUX biriminin Kontrol Kaydedicisi üzerine yazılan kodlara bağlı olarak yapılan anahtarlamalarla belirlenir. Her ADC kanalı için anahtarlama opsiyonları ve işaret bağlantıları Şekil 2.4'te verilen örnek bir MUX devresi üzerinde gösterilmiştir.



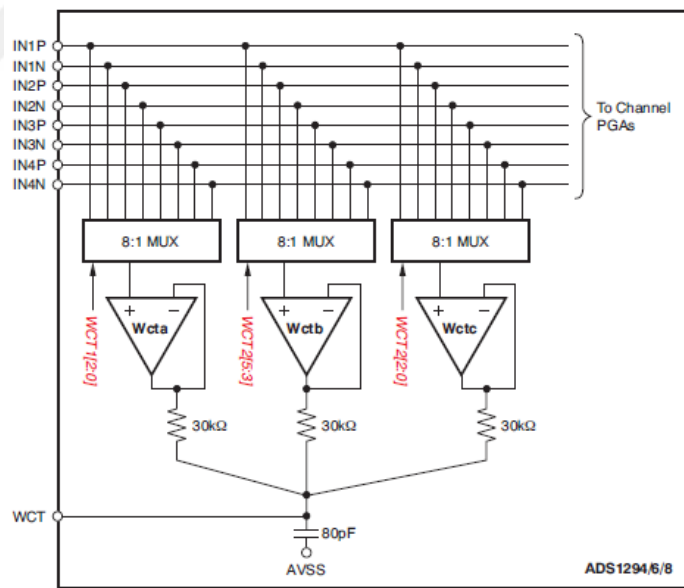
Şekil 2.4: MUX biriminde ADC giriş işaretlerinin belirlenmesi (Url-7)

ADS1298 biriminin genel fonksiyonları ile ilgili diğer bir kısım kaydediciler de aşağıda kısaca tanıtılmıştır:

Sağ Bacak Sürücü Kontrol Kaydedicisi, dahili RLD yükseltecinin girişine uygulanacak işareti seçme yetkisi sağlar.

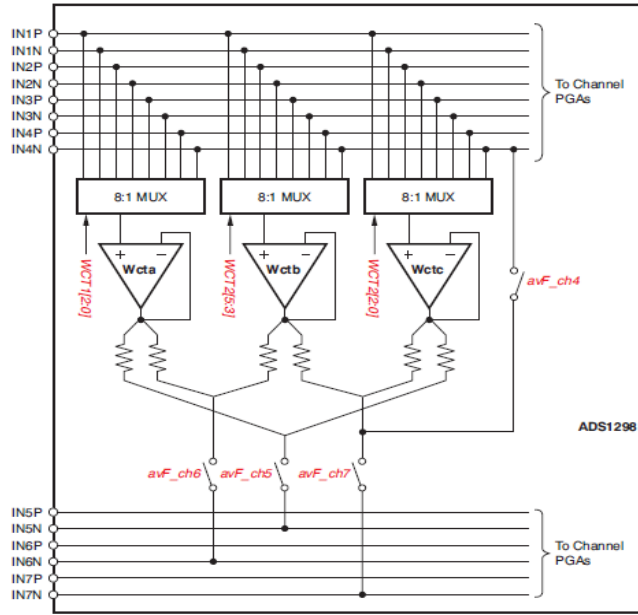
Genel Amaçlı Giriş/Çıkış Kaydedicisi (GPIO), 4 adet genel amaçlı I/O pinlerini kontrol etmek için kullanılır. PACE Algılama Kaydedicisi, PACE yükselteçlerinin yetkilendirilmesi ve konfigüre edilmesini sağlar. 1 nolu PACE yükselteci 1-4 giriş kanallarına, 2 nolu PACE yükselteci ise 5-8 giriş kanallarına bağlanabilir.

Wilson Central (WC) ve Çoğaltılmış Uç (Augmented Lead) kaydedicileri, 8 adet ADC kanalı tarafından üretilen işaretlerden standart EKG derivasyonlarının üretilmesi sürecinde kullanılan türetilmiş potansiyelleri seçme yetkisi sağlar. Buna göre; WC voltajı, sağ kol (RA), sol kol (LA), ve sol bacak (LL) bağlantıları arasındaki ortalama voltajdır. Bu voltaj, Şekil 2.5'de görüldüğü gibi, 1-4 kanallarından pozitif ve negatif uçların her hangi bir kombinasyonundan türetilir ve ADS1298 biriminin WCT pinine yönlendirilir.



Şekil 2.5: WC potansiyelinin oluşturulması (Url-7)

Benzer şekilde, Çoğaltılmış Uçlar (AVF, AVL, AVR) da 1-4 kanallardan türetilir ve 5, 6, 7.nci kanalların negatif terminallerine yönlendirilir. Bu süreç Şekil 2.6'da verilen diyagramda gösterilmiştir.



Şekil 2.6: AVL, AVR ve AVF potansiyelinin oluşturulması (Url-7)

12 adet standart EKG işareti literatürde genellikle Lead I, Lead II, Lead III (ya da sadece I, II, III), aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6 sembolleriyle temsil edilir. Bunlardan I, II, V1, V2, V3, V4, V5, V6; giriş kanallarından gelen LA, LL, RA, V1-V6 potansiyelleri ile, türetilmiş WC, AVF, AVL, AVR potansiyellerinin ilgili MUX devreleri üzerinde kombine edilmesi suretiyle oluşturulan ve karşılık gelen 8 adet ADC tarafından sayısal forma dönüştürülerek kontrol devresine iletilen temel EKG işaretlerini; III, aVR, aVL, aVF ise, bu temel işaretlerden türetilen diğer standart EKG işaretlerini temsil etmektedir. Buna göre; temel EKG işaretleri, oluşturulduğu ADC kanalı ve hesaplanma şekli Çizelge 2.1’de verilmiştir.

Çizelge 2.1’de verilen 8 adet standart EKG işaretinin haricindeki 4 adet türetilmiş EKG işareti, kontrol devresinde aşağıdaki eşitliklerde verilen hesaplamalar sonucunda üretilir:

$$\text{LEAD III} = \text{LL} - \text{RA} - \text{LA} = \text{LEAD II} - \text{LEAD I} \quad (1)$$

$$a\text{VR} = \text{RA} - (\text{LA} + \text{LL}) / 2 = - (\text{LEAD I} + \text{LEAD II}) / 2 \quad (2)$$

$$a\text{VL} = \text{LA} - (\text{RA} + \text{LL}) / 2 = \text{LEAD I} - \text{LEAD II} / 2 \quad (3)$$

$$a\text{VF} = \text{LL} - (\text{RA} + \text{LA}) / 2 = \text{LEAD II} - \text{LEAD I} / 2 \quad (4)$$

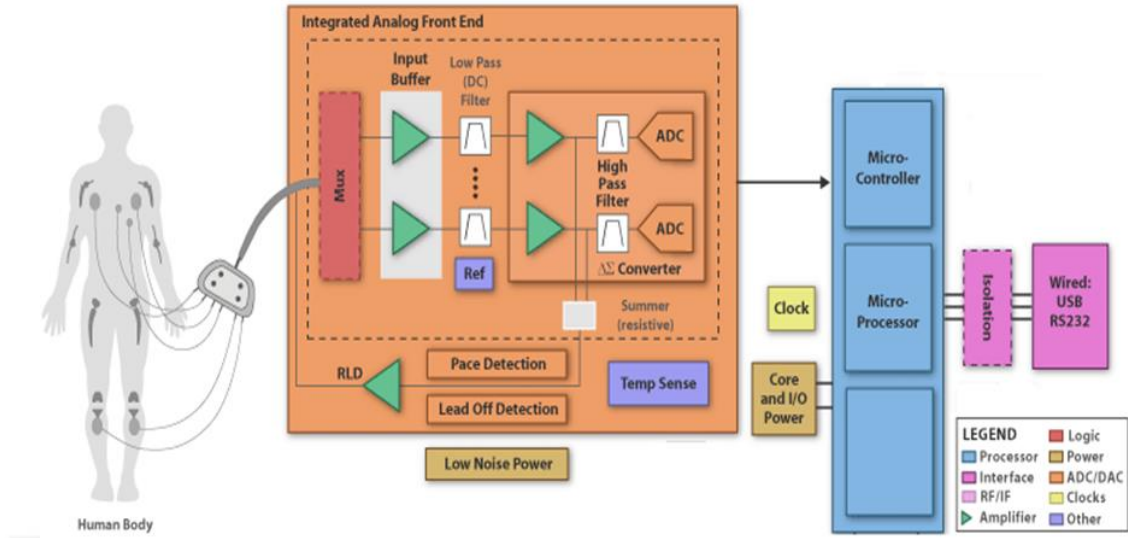
Çizelge 2.1: ADS1298'in 8 ADC kanalında üretilen standart EKG işaretleri

ADS1298 Giriş Kanalı	Standart EKG İşareti
1	$V_6 = V_6 - WCT$
2	$LEAD I = LA - RA$
3	$LEAD II = LL - RA$
4	$V_2 = V_2 - WCT$
5	$V_3 = V_3 - WCT$
6	$V_4 = V_4 - WCT$
7	$V_5 = V_5 - WCT$
8	$V_1 = V_1 - WCT$

Çizelge 2.1'de 6 adet göğüs işaretinin hesaplanmasında referans alınan WCT potansiyeli esasen WC potansiyelinin ADS1298 entegre devresinin WCT pini üzerinden MUX devrelerine aktarılması suretiyle ADC girişlerine aktarılan halidir. Buna göre, WCT işareti aşağıda Eşitlik 5'de verilen potansiyeli temsil etmektedir:

$$WCT = (LA + RA + LL) / 3 \quad (5)$$

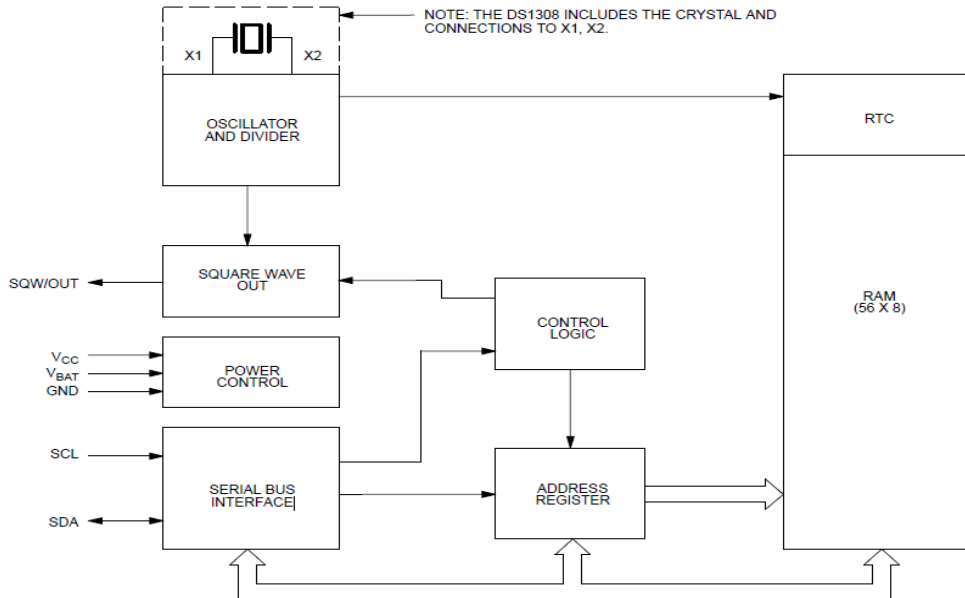
ADS1298 entegre devresinin yukarıda tanıtılan özellikleri bu tez çalışması ile gerçekleştirilmesi planlanan gömülü sistem tasarım çalışmalarına önemli boyutta destek sağlar niteliktedir. Buna göre; gömülü sistem tasarımının çekirdeğini oluşturan mikroişlemci ve EKG ön-işleme devresinin diğer devre elemanları ile birlikte yer aldığı sistemin blok şeması Şekil 2.7'deki gibi sunulabilir.



Şekil 2.7: Gömülü sistem tasarımının blok şeması (Url-7)

2.1.3 Gerçek zaman saati

Şekil 7'deki blok şemada yer alan ve sistemin donanım tasarımı sürecinde belirlenmesi gereken diğer bir birim de kısaca RTC (Real Time Clock) olarak anılan gerçek zaman saatidir. Bu birim sistemde yapılacak kayıtların zamanını belirlemek için kullanılmaktadır, Şekil 2.8.



Şekil 2.8: DS1307 gerçek zaman saatinin iç mimarisi (Url-9)

Tasarımda bu birim için Maxim firmasının DS1307 kodlu ürünü seçilmiştir. Bu ürün gerçek zaman darbeleri üretmenin yanı sıra yıl/ay/gün/hafta/saat özelliklerine sahip

olup, ayarlanan bir tarihte-zamanda alarm verebilmektedir. 56 byte dahili RAM'e sahip olup genel amaçlı olarak kullanıma açıktır. Besleme (Vcc) girişi haricinde batarya girişi de mevcuttur, bu sayede RAM silinmemekte ve zaman sayacı da çalışmaya devam edebilmektedir.

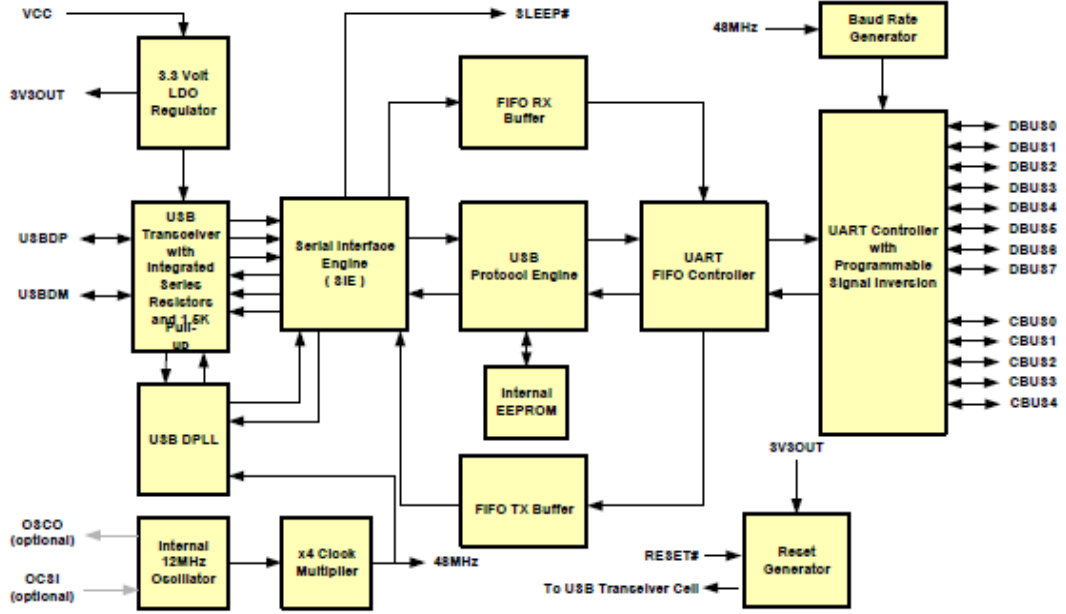
2.1.4 SD kart kayıt birimi

Tasarlanacak gömülü sistemin USB portu üzerinden kişisel bilgisayara bağlanarak çalıştırılması halinde sistemin güç ihtiyacı pil yerine bilgisayardan sağlanacaktır. Bu durumda sistem tarafından elde edilip ön işleme yapılan EKG verileri bilgisayardaki bir veri tabanına kaydedilebilecektir. Bununla beraber; sistemin bilgisayara bağlanmadan da çalışması mümkün olmalıdır. Bunun için sistemin güç ihtiyacı harici bir pil ile sağlanmalıdır. Bu durumda sistem tarafından elde edilip ön işleme yapılan EKG verileri bilgisayardaki bir veri tabanı yerine kart üzerine yerleştirilecek bir SD kart biriminde kayıt edilecektir. Böylece, cihazın taşınabilir bir kayıt cihazı özelliğine sahip olması sağlanacaktır.

2.1.5 USB haberleşme portu

Gömülü sistemin standart USB Mini kablosu üzerinden bilgisayar ile bağlantı kurmasına imkan sağlayan bu port esasen sanal bir seri porttur. Sistemde bu sanal portu oluşturmak için tüm işletim sistemlerinde ve gömülü sistemlerde sürücüsü mevcut olan FT232R kodlu RS232 – USB çevirici birimi kullanılmıştır. FT232R sanal seri port entegre devresinin iç mimari yapısını gösteren blok şema Şekil 2.9'da verilmiştir.

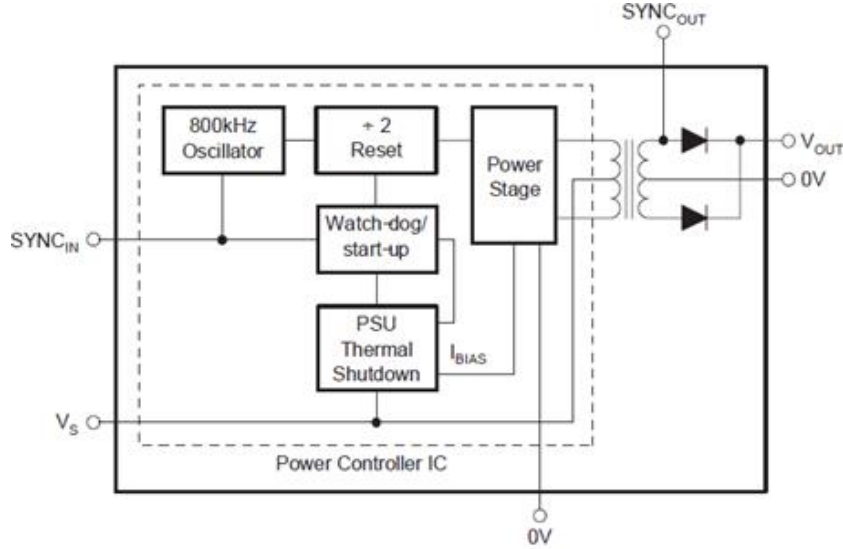
Bu çevirici, sahip olduğu dahili EEPROM'a yapılan kayıtlarla bilgisayar tarafından USB portu bağlantısı ile algılanan her bir cihazın özgün bir kimliğe sahip olmasını sağlamaktadır. Bu özellik sayesinde her cihaz MAC adresli portlar gibi özgün kimliğe sahip olabilmekte ve takibi kolaylaşabilmektedir. USB port üzerinden ayrıca, yapılmakta olan ölçüm yada önceden yapılmış ölçümler bilgisayara aktarılabilen ve gömülü sistem üzerindeki pilin sarj edilmesi de mümkün olabilmektedir.



Şekil 2.9: FT232R sanal seri port entegre devresinin iç mimarisi (Url-10)

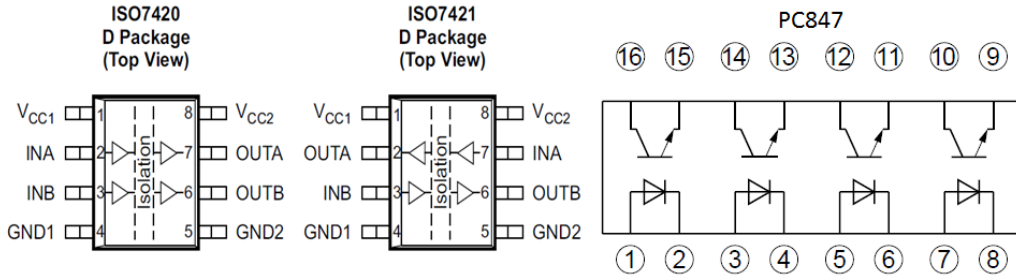
2.1.6 Hasta devrelerinin elektriksel izolasyonu

Sistemin güç ihtiyacının USB portu üzerinden sağlanması halinde, ilgili standartlara uygun olarak devrenin hasta tarafı ile de bağlantısı bulunan A/D ve diğer bileşenleri ile bilgisayar arasındaki elektriksel izolasyonunu sağlamak için DCP010505 entegre devresi çevresinde oluşturulan izole bir güç kaynağı kullanılmıştır, Şekil 2.10.



Şekil 2.10: DCP010505 izole güç kaynağı (Url-11)

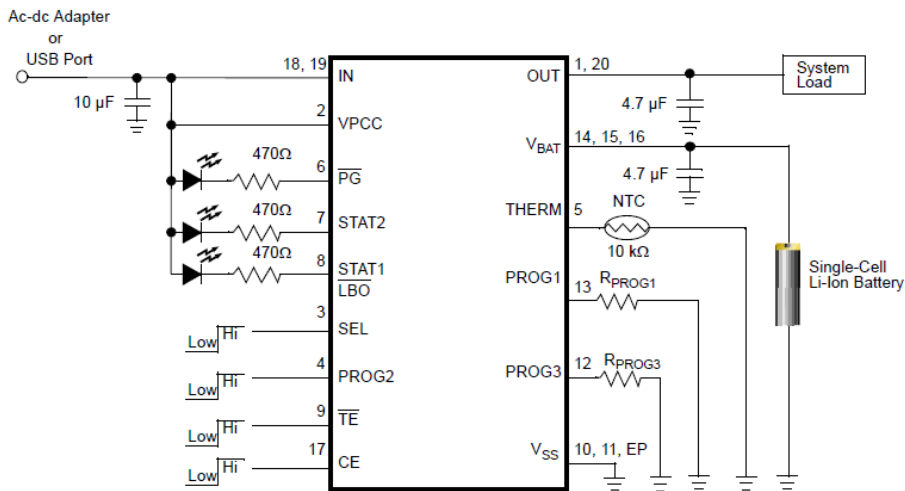
Bununla beraber; sistemin bilgisayarla USB portu üzerinden sağlanacak veri akışının izolasyonu, gerekli veri akış hızını destekler nitelikteki ISO7420/ ISO7421 entegre devre çifti ile; bilgisayar ve sistem arasındaki sayısal işaretleşme işaretlerinin izolasyonu ise, 4 adet opto-kuplör içeren PC847 entegre devresi ile sağlanmıştır, Şekil 2.11. Bunlardan ISO720 yüksek hızda tek yönlü veri akışını desteklerken, ISO721 yüksek hızda çift yönlü veri akışını desteklemektedir.



Şekil 2.11: Veri akışı ve işaretleşme izolasyonu entegre devreleri (Url-12)

2.1.7 Batarya ve şarj birimi

Gömülü sistemin bilgisayara bağlı değilken yada dışarıdan bir güç kaynağı bağlanmamışken içinde bulunan Li-Ion batarya üzerinden çalışabilmesi ve bunun dışındaki durumlarda batarya dışındaki enerji kaynaklarından çalışıp bataryayı şarj edebilmesi için bir şarj kontrol entegresi gereklidir. Bu amaçla, Microchip firmasının MCP73871 kodlu ürünü seçilmiştir. Bu ürün 500mA'e kadar şarj akımı verebilmekte ve batarya-şarj durumlarını LED diyotlar vasıtasıyla görsel olarak dış dünyaya bildirmektedir. Dijital kontrol uçları vasıtasıyla da şarj-kontrol birimine dışarıdan müdahaleye imkan vermektedir, Şekil 2.12.



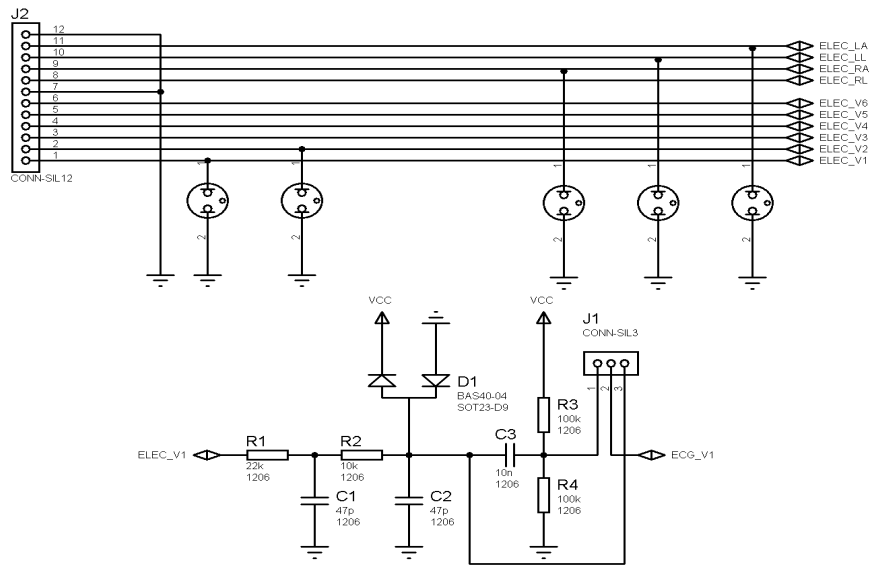
Şekil 2.12: Batarya ve şarj birimi (Url-13)

2.1.8 Hasta bağlantı devreleri

Vücudunun sağ kol (RA), sol kol (LA), sol bacak (LL) ve 6 adet göğüs (V) bölgesine yerleştirilen elektrotlar üzerinden elde edilen EKG işaretleri, 3, 5 veya 9 uçlu standart kablo ile sistemin girişine aktarılır. Gelen uçların her birisi burada aşırı gerilimi sınırlandıran bir paratoner ile karşılaşır. Böylece herhangi bir nedenle vücut üzerinden gelebilecek yüksek gerilimli elektriksel şokların gömülü sisteme ulaşarak hasara yol açması önlenmiş gibi, ters yönde yüksek gerilimli bir akımın akışı da engellenmiş olur.

Bununla beraber, gelen işaretin genliğinin sistemin girişlerine uygulanabilecek aralıkta kalmasını garanti etmek için, her bir uçtan gelen işaret ayrıca diyotlu bir kırpma devresinden geçirilir. Bu aşamalardan geçen her bir işaret daha sonra alt geçiren bir analog filtreden (low pass filter, LPF) geçirilerek ön-işleme devresinin girişine aktarılır. Böylece; bir yandan vücut üzerinden gelen sinyallerin ADC'ye uyumluluğu sağlanırken, diğer yandan da hasta güvenliğine destek sağlanır.

Sistemde vücuttan gelen işaretleri girişe aktaran 9 adet standart ucun yanı sıra, bir de sistemden vücuda işaret taşıyan sağ bacak (RL) bağlantısı vardır. Bu bağlantı, giriş işaretleri ile birlikte sisteme taşınan gürültünün bastırılmasını sağlar. Kablo girişinde bu uç için de paratoner koruması vardır. Böylece hasta vücuduna bağlanan toplam 10 uç için paratoner bağlantılarını gösteren bağlantılar, sembolik olarak bunlardan birisi için kurulan filtre devresi ile beraber Şekil 2.13'de gösterilmiştir.



Şekil 2.13: Hasta bağlantı devreleri

2.2 Prensip Şema

Hasta bağlantı devreleri üzerinden gelen 9 adet standart EKG işareti ön-işleme devresinde karşılık gelen uçlara bağlanır. Burada bir multipleks devresi üzerinde sayısal kontrol ile gerçekleştirilen anahtarlamalarla 12 standart EKG derivasyonunu üretmek için gerekli bağlantılar oluşturulur. Şekil 2.1 ve Şekil 2.7'den takip edilebileceği üzere, üretilen analog işaretler aynı anda çevirim yapabilen 8 adet 24 bitlik A/D çevirici vasıtasıyla sayısallaştırılarak kontrol devresine aktarılır.

Burada alınan işaretlerden ilave 4 farklı EKG işaretini üretmek için gerekli hesaplamalar yapılır. Ardından, elde edilen toplam 12 standart EKG derivasyon verileri SPI (serial peripheral interface) modunda haberleşme ile mikrodenetleyiciye aktarılır. Mikrodenetleyici, aldığı EKG derivasyon bilgilerini uygun bir sıra ile birleştirerek oluşturduğu veri paketlerini UART haberleşme yöntemi ile sanal UART bağlantısını sağlayan FT232 entegre devresi ve veri izolasyon devresi üzerinden USB bağlantısı ile kişisel bilgisayara aktarır.

Donanım birimleri arasında bütün bu işaret akış sürecine destek sağlayacak bağlantılar, Şekil 2.14, Şekil 2.15 ve Şekil 2.16'da verilen prensip şema çizimleri üzerinde gösterilmiştir. Bu çizimler, PROTEUS/ISIS programının v7.10 versiyonu kullanılarak oluşturulmuştur. Buna göre; Şekil 2.14'de ADS1298 çevre birimi ile beraber gerçek zaman saati ve anahtarlamalı tip güç kaynağı ve regülatör modülleri; Şekil 2.15'de EKG ön-işlem modülü ADS1298'nin 9 adet hasta giriş bağlantısı, 1 adet sağ bacak (RL) geri besleme ve 1 adet kablo ekran sürücü arayüzlerine ilişkin filtre modülleri; Şekil 2.16'da ise, 2 adet USB port sürücü, sistemin USB port üzerinden beslemesi ve işaretleşme için kullanılan optik izolasyon modülleri ile, pil şarj modülünü kapsayan devre bağlantıları gösterilmiştir.

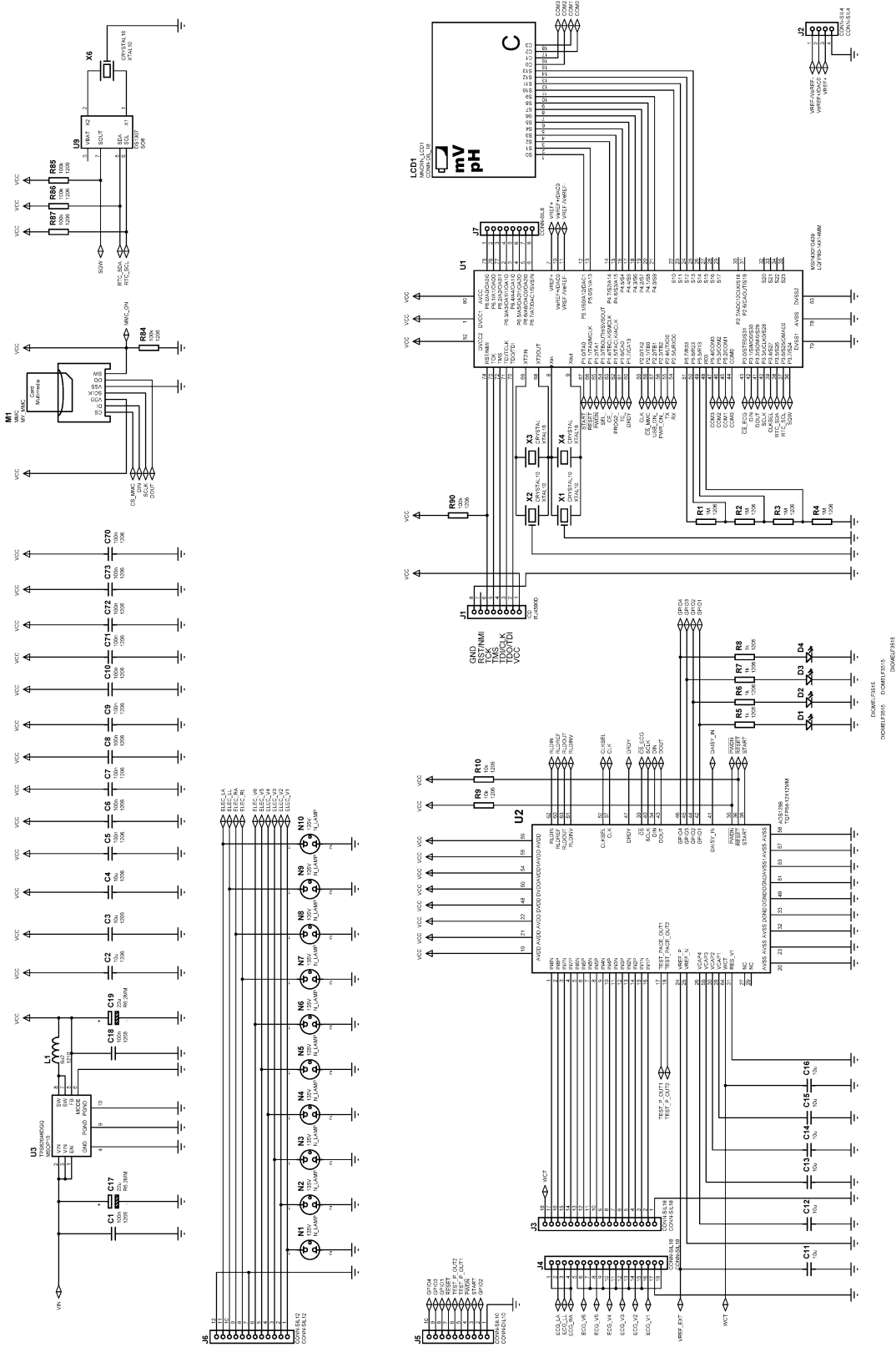
Şekil 2.14'de U1, MSP430 mikrodenetleyici entegre devresini; U2, 8-kanallı ve 24-bit Analog/Digital çeviriciyi de içeren EKG ön-işlemci entegre devresini; U3, anahtarlamalı tip besleme ve regülatör entegre devresini; U4, gerçek zaman saatini üreten entegre devreyi; M1, SD kart kayıt birimini; LCD1, sıvı-kristalli gösterge birimini göstermektedir. Hasta bağlantı uçlarından gelebilecek yüksek genlikli elektriksel deşarjları kesen 10 adet paratöner bağlantısı da bu şekil üzerinde gösterilmiştir.

Şekil 2.15, prensip şemanın EKG modülü ile hasta bağlantı uçları arasındaki analog filtre arayüzlerini göstermektedir. Buna göre, 12 standart EKG işaretinin elde edilmesine imkan sağlayan RA (sağ kol), LA (sol kol), LL (sağ bacak), V1 (göğüs-1), V2 (göğüs-2), V3 (göğüs-3), V4 (göğüs-4), V5 (göğüs-5), V6 (göğüs-6) uçları ile, RL (sağ bacak) geri besleme ucunun EKG modülüne bağlantısını sağlayan filtre ve kesme (klamp) devrelerinin ayrıntıları bu şekil üzerinde gösterilmiştir. Çevresel etkilerin işaret üzerinde oluşturacağı gürültüyü bastırmak amacıyla hasta kablosu üzerine geri besleme yapmak için kullanılan devre bağlantısı da bu şekil üzerinde gösterilmiştir.

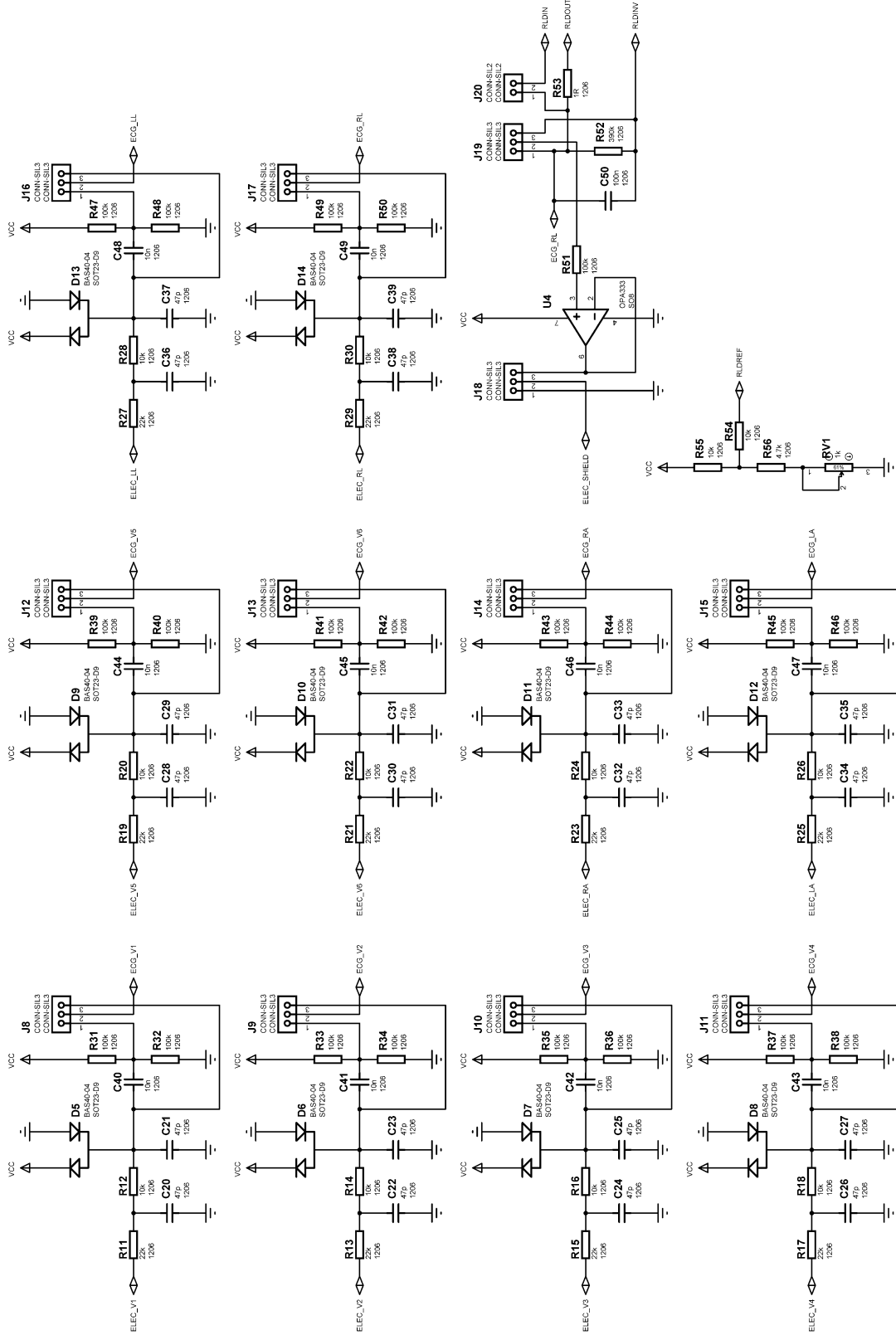
Şekil 2.16; U6, U7 ve U8 entegre devreleri çevresinde oluşturulan besleme ve pil şarj modülü; OC1 ve OC2 entegre devreleri ile oluşturulan işaret izolasyon modülü; OC entegre devresi çevresinde oluşturulan izole sayısal giriş-çıkış modülü ve U5 entegre devresi çevresinde oluşturulan 2 adet USB port modülüne ilişkin prensip şema ayrıntılarını göstermektedir. Buna göre; devrenin beslenmesi ve pil şarj işlemi, J24 konnektörü ve U8 regülatörü üzerinden bağlanan harici güç kaynağı vasıtasıyla yapılabildiği gibi, bilgisayarın USB portu üzerinden de yapılabilmektedir. Her durumda pil şarj süreci U7 entegre devresi tarafından yönetilmekte; mikrodenetleyici ve EKG modüllerinin izolasyonlu güç beslemesi ise U6 entegre devresi üzerinden elde edilmektedir.

Şekil 2.14 ve Şekil 2.16'da yer alan çeşitli modüllere ait prensip şema çizimleri ayrıntılı izlemeye imkan sağlamak üzere büyütülmüş haliyle Ek A bölümünde verilmiştir. Böylece, verilen prensip şemalara bağlı olarak gerçekleştirilen bir gömülü sistem tasarımı; PC bazlı EKG kayıt sistemi ve hasta başı monitörü gibi uygulamalarda bir bilgisayar arayüzü olarak kullanılabilmesi gibi; kendi pili üzerinden beslenerek, uzun süreli EKG kayıtlarını tutmaya imkan sağlayan holter v.b uygulamaları geliştirmeye uygun bir emülasyon sistemi olarak da kullanılabilir.

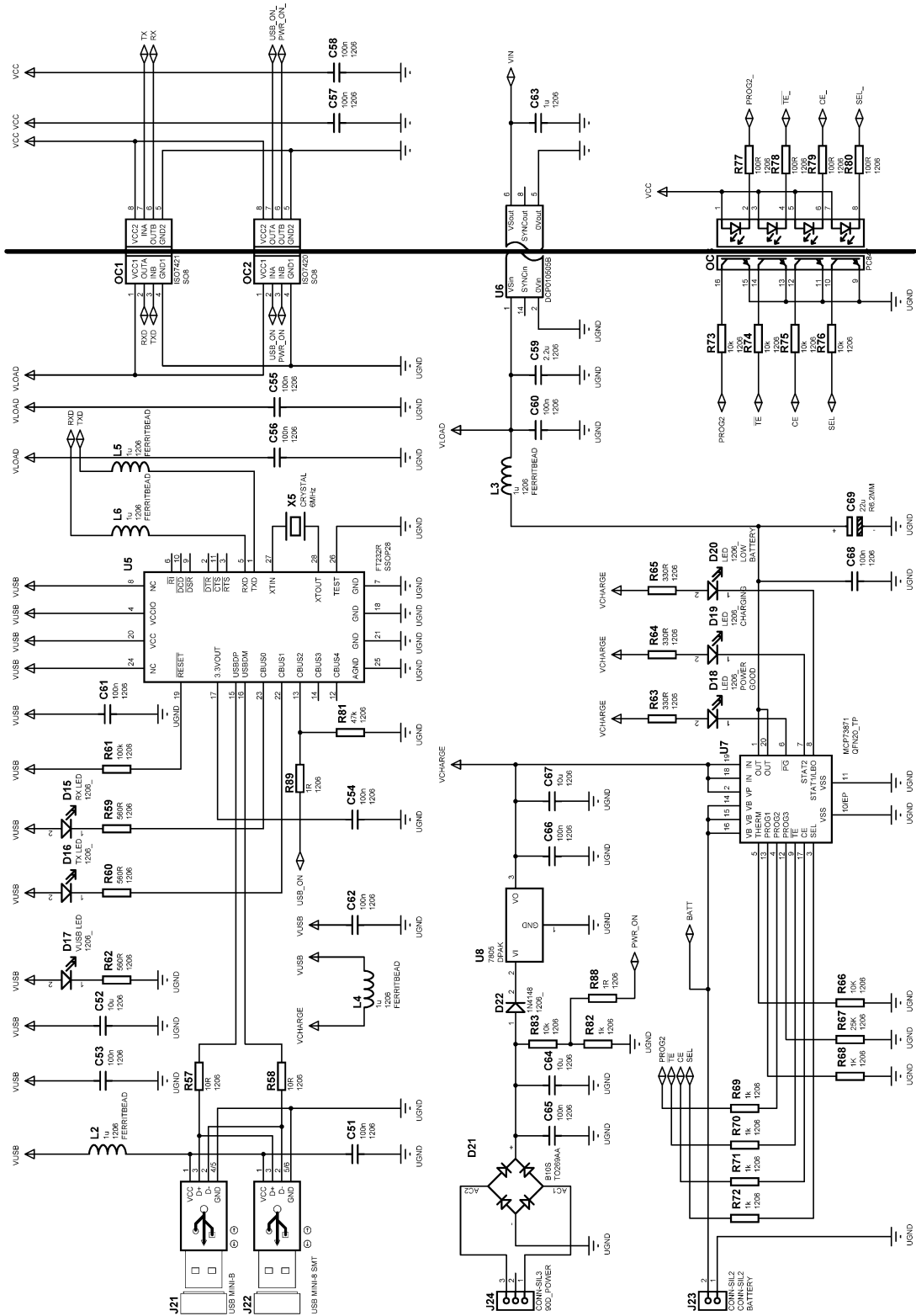
Her durumda ADS1298 EKG modülünün mikrodenetleyici ve diğer çevre birimleri ile güç ve işaretleşme bağlantıları optik izolasyonla desteklenmiştir. Bu durum, gerek PC üzerinden, gerekse mikrodenetleyici ve diğer çevre birimlerinin besleme ve/veya işaretleşme hatları üzerinde hastaya herhangi bir elektriksel deşarjın oluşmasını engellemektedir. Bu ise, bu tür cihazların sağlaması gereken standartlarla ilgili temel bir şartın sağlanmış olması anlamına gelir. Projede kullanılan malzeme listesi Çizelge 2.2 ve Çizelge 2.3'de verilmiştir.



Şekil 2.14: Proteus/ISIS programında oluşturulan prensip şema (ana bileşenler)



Şekil 2.15: Prensiş şema (devam): EKG modülü analog filtre arayüzleri.



Şekil 2.16: Prensiş sema (devam): Besleme ve işaret izolasyon modülleri.

Cizelge 2.2: PROTEUS programı tarafından üretilen devre elemanları listesi.

Bill Of Materials For ECG_FRONT_END_ANALOG_INTERFACE

Bill Of Materials For ECG_FRONT_END_ANALOG_INTERFACE

Design Title : ECG_FRONT_END_ANALOG_INTERFACE
Author : YUSUF YUKSEL
Revision : 1
Design Created : 01 January 2011 Saturday
Design Last Modified : 17 October 2014 Friday
Total Parts In Design : 246

1 Modules

<u>Quantity</u>	<u>References</u>	<u>Value</u>	<u>Package</u>	<u>Subcat</u>
1	M1	MMC	MY_MMC	SPI Memories

90 Resistors

<u>Quantity</u>	<u>References</u>	<u>Value</u>	<u>Package</u>	<u>Subcat</u>
4	R1-R4	1M	1206	Chip Resistor
6	R5-R8, R68, R82	1k	1206	Chip Resistor
20	R9, R10, R12, R14, R16, R18, R20, R22, R24, R26, R28, R30, R54, R55, R66, R73-R76, R83	10k	1206	Chip Resistor
10	R11, R13, R15, R17, R19, R21, R23, R25, R27, R29	22k	1206	Chip Resistor
25	R31-R51, R61, R85-R87	100k	1206	Chip Resistor
1	R52	390k	1206	Chip Resistor
1	R53	1R	1206	Chip Resistor
1	R56	4.7k	1206	Chip Resistor
2	R57, R58	10R	1206	0.6W Metal Film
3	R59, R60, R62	560R	1206	Chip Resistor
3	R63-R65	330R	1206	0.6W Metal Film
1	R67	25K	1206	Chip Resistor
4	R69-R72	1k	1206	0.6W Metal Film
4	R77-R80	100R	1206	Chip Resistor
1	R81	47k	1206	Chip Resistor
2	R84, R90	100k	1206	0.6W Metal Film
2	R88, R89	1R	1206	0.6W Metal Film

73 Capacitors

<u>Quantity</u>	<u>References</u>	<u>Value</u>	<u>Package</u>	<u>Subcat</u>
26	C1, C5-C10, C18, C50, C51, C53-C58, C60-C62, C65, C66, C68, C70-C73	100n	1206	Nickel Barrier
12	C2-C4, C11-C16, C52, C64, C67	10u	1206	Nickel Barrier
3	C17, C19, C69	22u	R6.2MM	Radial Electrolytic
20	C20-C39	47p	1206	Nickel Barrier
10	C40-C49	10n	1206	Nickel Barrier
1	C59	2.2u	1206	Nickel Barrier
1	C63	1u	1206	Nickel Barrier

Bill_Of_Materials_For_ECG_FRONT_END_ANALOG_INTERFACE.HTM[06.05.2016 09:34:10]

Çizelge 2.3: Devre elemanları listesi (devam)

Bill Of Materials For ECG_FRONT_END_ANALOG_INTERFACE

9 Integrated Circuits

Quantity	References	Value	Package	Subcat
1	U1	MSP430FG439	LQFP80-14X14MM	MSP430 Family
1	U2	ADS1298	TQFP64-12X12MM	Amplifiers
1	U3	TPS62046DGQ	MSOP10	Regulators
1	U4	OPA333	SO8	Single
1	U5	FT232R	SSOP28	Peripherals
1	U6	DCP010505B	ISO_DIP	Miscellaneous
1	U7	MCP73871	QFN20_TP	Regulators
1	U8	7805	DPAK	Regulators
1	U9	DS1307	SO8	Peripherals

22 Diodes

Quantity	References	Value	Package	Subcat
4	D1-D4	MY_LED_1	DIOMELF3515	LEDs
10	D5-D14	BAS40-04	SOT23-D9	Schottky
1	D15	RX LED	1206_	LEDs
1	D16	TX LED	1206_	LEDs
1	D17	VUSB LED	1206_	LEDs
3	D18-D20	LED	1206_	LEDs
1	D21	B10S	TO269AA	Generic,Bridge Rectifiers
1	D22	1N4148	1206_	Switching

51 Miscellaneous

Quantity	References	Value	Package	Subcat
1	J1	ICD	RJ4590D	SIL
1	J2	CONN-SIL4	CONN-SIL4	SIL
2	J3, J4	CONN-SIL18	CONN-SIL18	SIL
1	J5	CONN-SIL10	CONN-DIL10	SIL
1	J6	CONN-SIL12	CONN-SIL12	SIL
1	J7	CONN-SIL8	CONN-SIL8	SIL
12	J8-J19	CONN-SIL3	CONN-SIL3	SIL
2	J20, J23	CONN-SIL2	CONN-SIL2	SIL
1	J21	USBCONN	USB MINI-B	Miscellaneous
1	J22	USBCONN	USB MINI-8 SMT	Miscellaneous
1	J24	CONN-SIL3	90D_POWER	SIL
1	L1	6u2	1210	Surface Mount Inductors
5	L2-L6	1u	1206	Surface Mount Inductors
1	LCD1	MNCRN_LCD1	CONN-DIL_18	Alphanumeric LCDs
10	N1-N10	135V	N_LAMP	Lamps
1	OC1	ISO7421	SO8	Optocouplers
1	OC2	ISO7420	SO8	Optocouplers
1	OC3	PC847	DIL16	Optocouplers
1	RV1	1k	CONN-SIL3	Variable
3	X1, X2, X6	CRYSTAL10	XTAL10	
3	X3-X5	CRYSTAL	XTAL18	

Bill_Of_Materials_For_ECG_FRONT_END_ANALOG_INTERFACE.HTM[06.05.2016 09:34:10]

3. GÖMÜLÜ SİSTEM GELİŞTİRME ÇALIŞMALARI

Sistem tasarımında devre elemanlarının seçimi ve prensip şemayı oluşturmanın ardından Gömülü Sistem gerçekleştirme çalışmalarına geçildi. Bu kapsamda yapılan çalışmalar bu bölümde verilmiştir.

3.1 Baskılı Devre Tasarımı

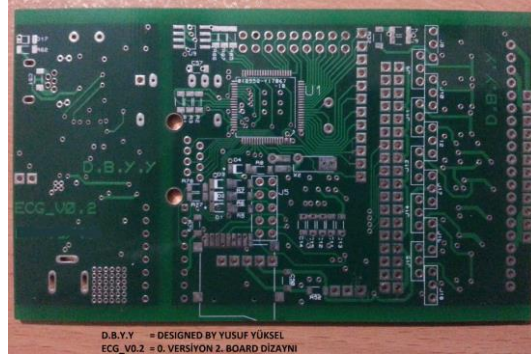
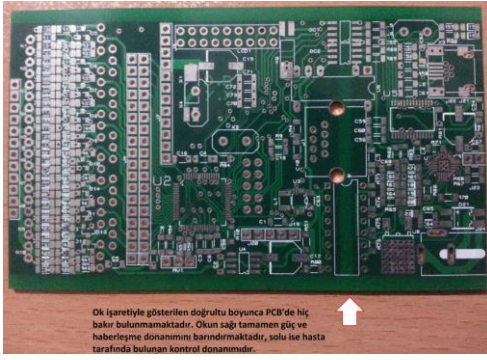
Şekil 2.14, Şekil 2.15 ve Şekil 2.16'da prensip şeması verilen gömülü sistem tasarımına ilişkin baskılı devre (PCB) çizimi Proteus/ARES programında geliştirilmiştir. Baskılı devre 6.2x10.4 cm boyutlarında ve 4 katlı olarak tasarlanmıştır.

Bunlardan 2 adet ara kat besleme ve toprak hatlarının bütün devre modüllerine dağıtımını için kullanılmış; toprak hattı bütün boşluklara yayılarak aynı zamanda devrenin EMI (electro-magnetic interference) standartlarına uygun olarak gürültü bağışıklığının artırılması amaçlanmıştır. Alt ve üst katlar ise, besleme hatları haricindeki diğer hatlara (işaretleşme hatları) tahsis edilmiştir.

Bu şekilde oluşturulan baskılı devre çizimi yurt dışındaki uzman bir kuruluşa gönderilerek baskılı devre imalatı gerçekleştirilmiştir. İmal edilen kartın alt ve üst katların ilişkin desenleri gösteren resimler Şekil 3.1'de verilmiştir.

Şekil 3.1'de sol taraftaki resim üzerine yerleştirilen ok ile belirtilen hat, devrede EKG modülüne ait besleme ve işaretleşme hatlarının diğer devre bileşenlerinden optik izolasyonla ayrıldığı hattı göstermektedir. Bu hat üzerinde bulunan entegre devreler, yukarıda prensip şemanın tanıtıldığı bölümde belirtilen izolasyon işlevini yerine getiren devre elemanlarıdır.

Baskılı devre kartının imalatının ardından, prensip şemada tanıtılan devre elemanları kısmen yurtiçi kısmen de yurt dışı satıcılarından temin edilerek kart üzerine montajı gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.1: İmal ettirilen 4 katlı baskılı devrenin alt ve üst kat görüntüleri.

3.2 Devre Montajı ve Başlangıç Testleri

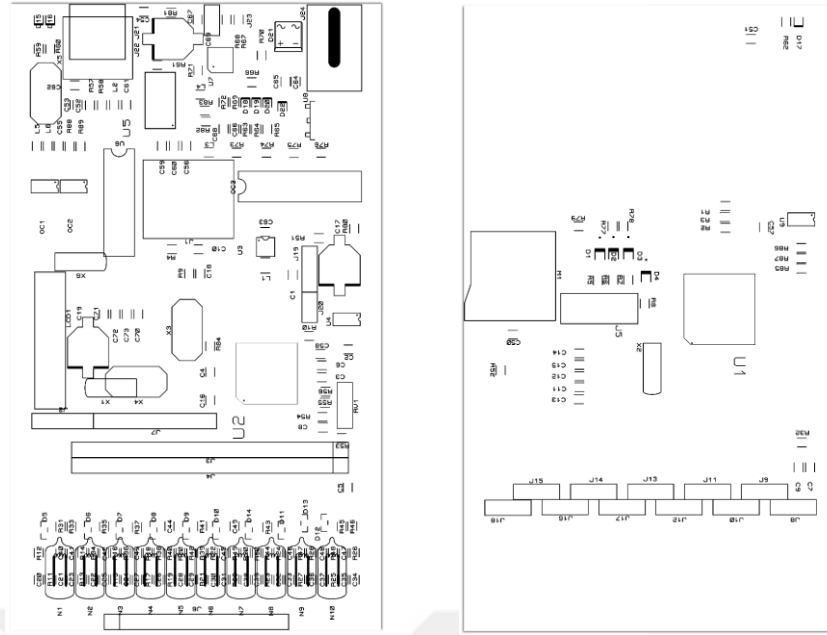
Eleman yerleşme sürecine ilişkin örnek bir resim karesi Şekil 3.2’de verilmiştir. Bu resimde, Şekil 3.1’te gösterilen izolasyon hattının sağ tarafında kalan ve EKG çevre biriminin haricindeki bütün devre elemanlarını barındıran bölgedeki devre elemanlarının yerleşimi görülmektedir.



Şekil 3.2: Kartın eleman yerleşimi yapılmış halinden bir görüntü.

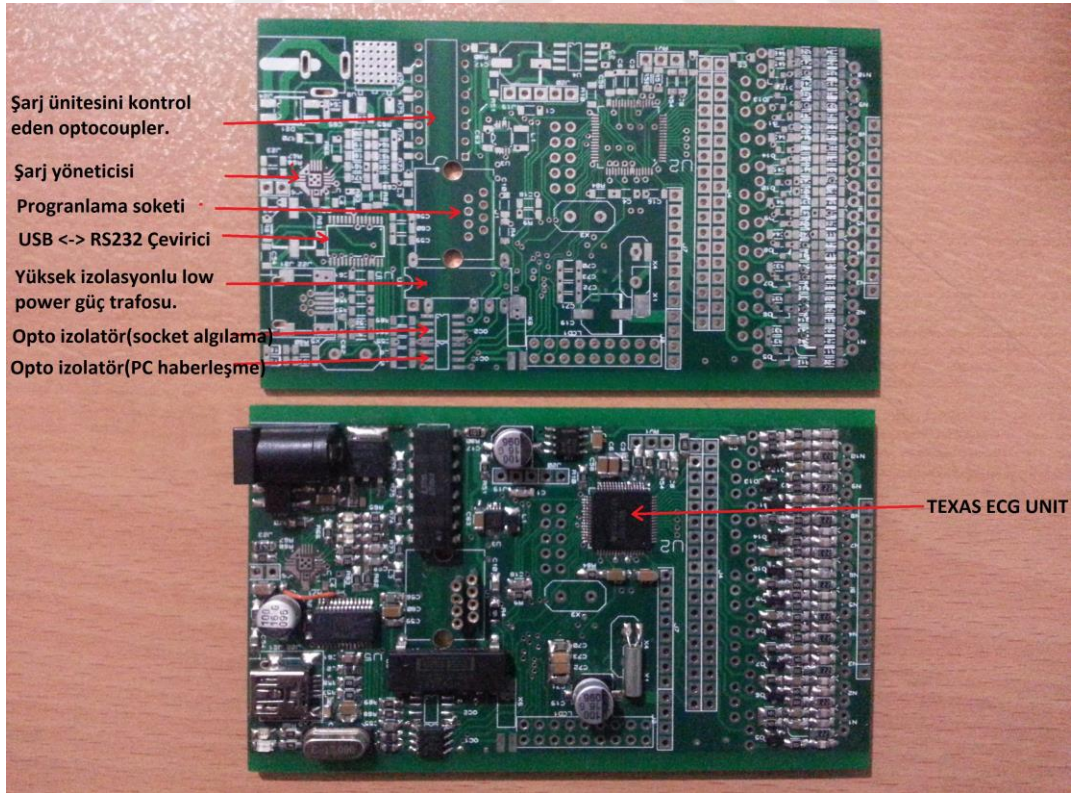
Şekil 3.2’deki monte edilmiş kartın ön ve arka yüzüne yerleştirilen elemanların prensip şemada belirtilen tanımlamaları birlikte Proteus/ARES programı tarafından oluşturulan eleman yerleştirme resimleri Şekil 3.3’da yan yana verilmiştir.

İleride mobil uygulamalar için kullanımı söz konusu olabileceğinden, baskılı devre imalatı olabildiğince küçük boyuta sıkıştırılmıştır. Bunun doğal bir sonucu olarak da, prensip şemada gösterilen bütün modüllerin gerçekleştirileceği bir devre yerleşimi kartın hem üst hem de alt yüzüne eleman yerleştirme ile mümkün olabilmektedir.



Şekil 3.3: Baskılı devre ön yüz ve arka yüz eleman yerleşim resimleri

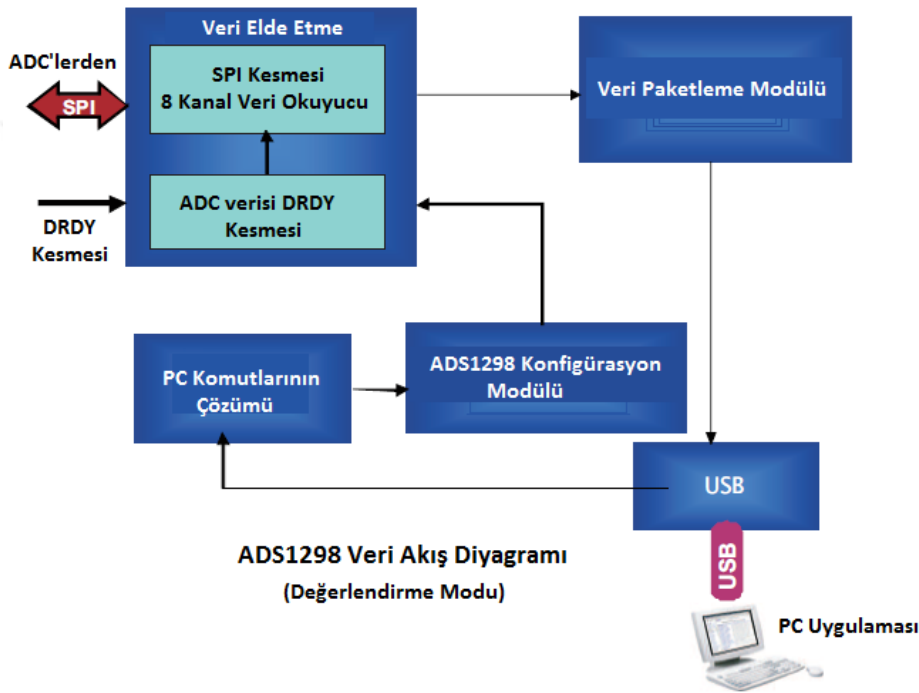
Kart montajı sürecinde kartın her iki yüzüne yapılan eleman yerleşimlerini gösteren örnek bir görüntü Şekil 3.4’de verilmiştir. Bu şekil üzerinde bazı devre elemanlarının konumunu gösteren tanımlamalar da yapılmıştır.



Şekil 3.4: Baskılı devrenin ön ve arka yüzüne eleman yerleşim resimleri

Devre montajı tamamlandıktan sonra USB portu üzerinden USART modunda PC bağlantısı yapılarak donanım testi aşamasına geçildi. Bu amaçla yapılan çalışmalar için MSP430 mikrodenetleyicisinin bilgisayarla haberleşmesini temin eden MSP430 USB debug arayüzü kullanıldı.

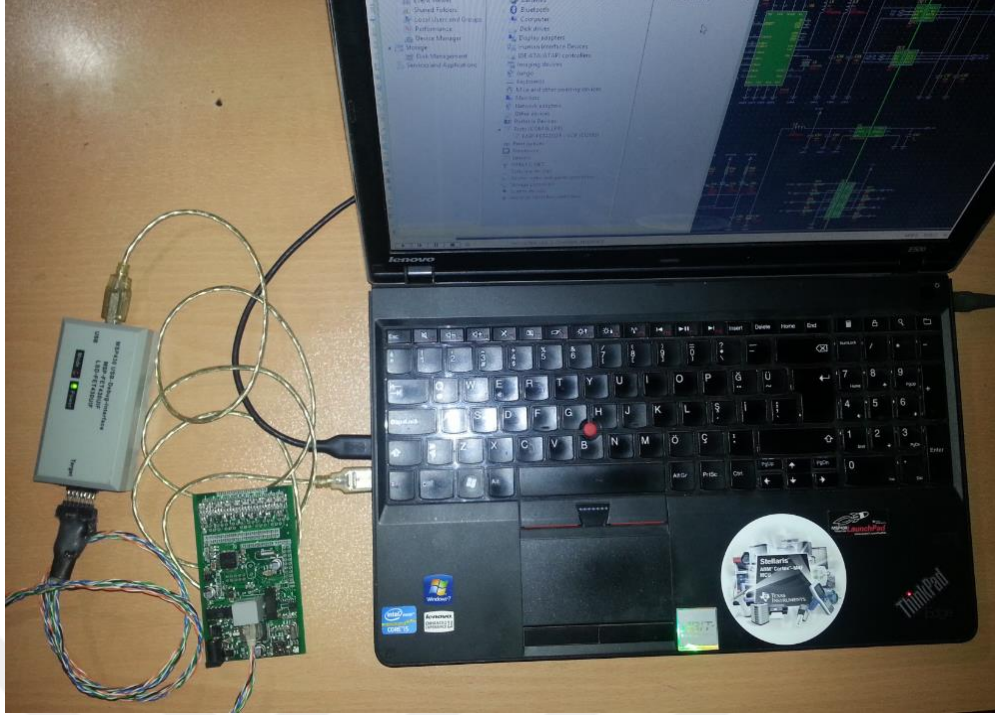
Bu birimin sağladığı destekle montajı tamamlanan gömülü sisteme bağlanılarak gerekli donanım testleri gerçekleştirildi. Buna göre; test sürecinin yürütülme şeklini gösteren blok şema Şekil 3.5’de verilmiştir.



Şekil 3.5: Donanım testlerinin yürütülme şeklini gösteren blok şema

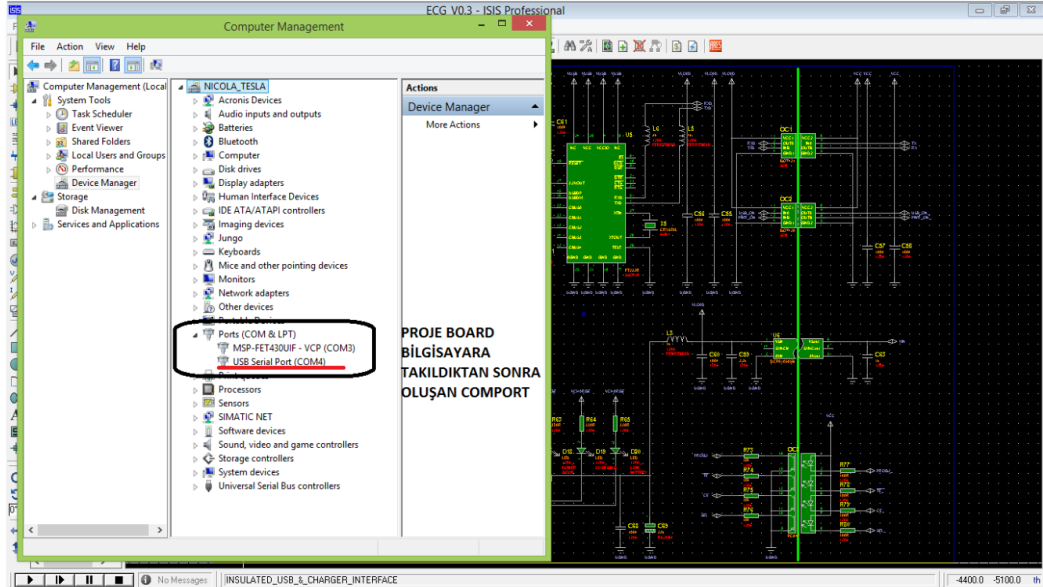
MSP430 mikrodenetleyicisi tarafından yürütülen değerlendirme sürecinde ADS1298 EKG ön işlemcisinin konfigürasyonu ve gerekli diğer testler PC üzerinden gönderilen komutlarla gerçekleştirildi. Bu amaçla öncelikle RealTerm terminal programıyla MSP430 mikrodenetleyicisinin PC ile bağlantısı gerçekleştirildi.

MSP430 mikrodenetleyicisinin bilgisayarla haberleşmesini temin eden MSP430 USB debug (hata ayıklama) arayüzü ile bağlantı için oluşturulan düzenek Şekil 3.6’da gösterilmiştir. Bağlantının kurulması için yapılan işlemler ve port ayarları aşağıda adım adım sunulmuştur.



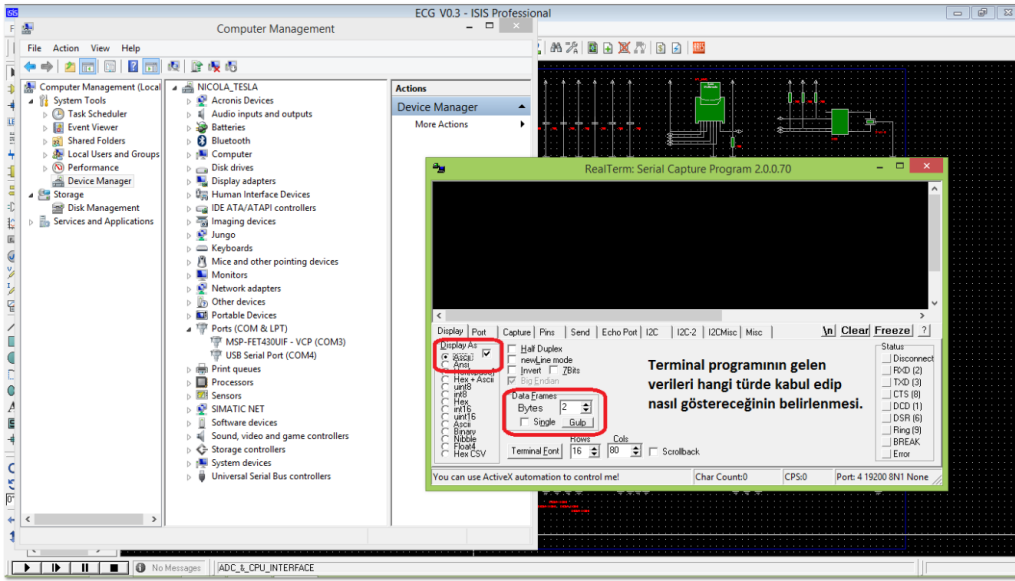
Şekil 3.6: MSP430 USB debug arayüzü bağlantısı için oluşturulan düzenek

MSP430 USB debug arayüz birimi üzerinden tasarlanan kartın bilgisayara bağlanmasının ardından, bilgisayarın tasarlanan kart ile COM4 seri portu üzerinden bağlantı kuruldu. Bağlantının kurulduğunu gösteren RealTerm terminal programının ‘device manager’ görüntüsü Şekil 3.7’de verilmiştir.



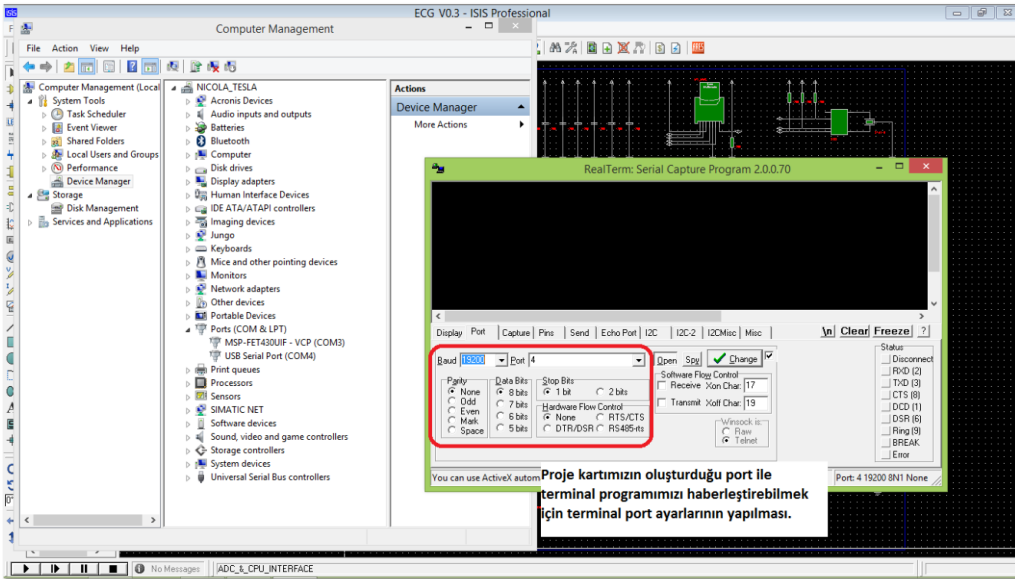
Şekil 3.7: MSP430 USB debug arayüzünde PCB ile seri haberleşmeye hazırlık

Bu bağlantının ardından, terminal programının PCBden gelen verileri hangi biçimde kabul edip, nasıl göstereceğine ilişkin ayarlar yapıldı, Şekil 3.8.



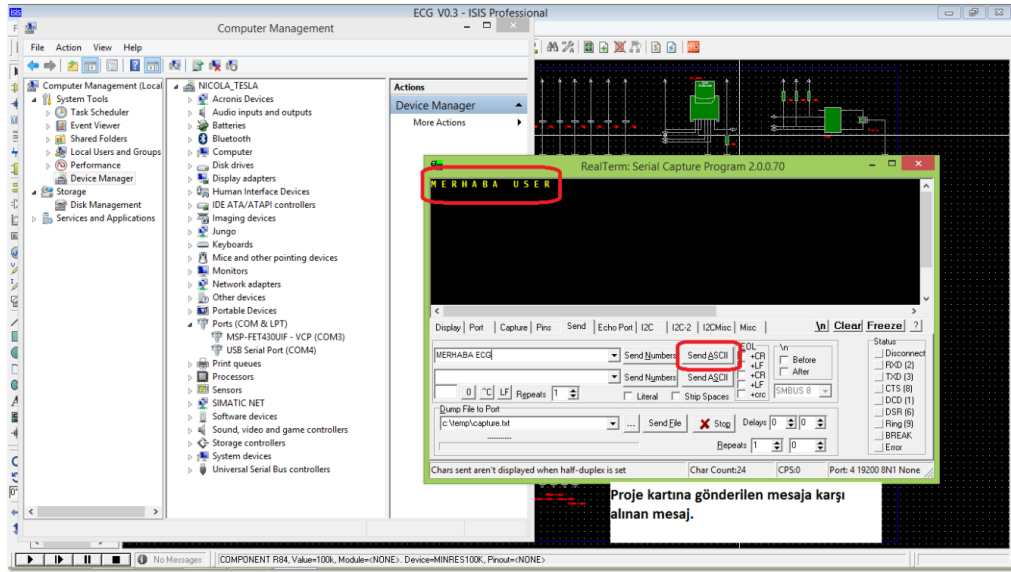
Şekil 3.8: Terminal programında yapılan ayarlar

Daha sonra, kartımızın oluşturduğu port ile terminal programını haberleştirebilmek için terminal portunun ayarları yapıldı, Şekil 3.9.



Şekil 3.9: Terminal programında port ayarları

Böylece kartımızla terminal programının haberleşmesi sağlandıktan sonra, terminal programından kartımıza bir mesaj gönderilerek, bu mesajın karşılığı olan 'merhaba user' mesajı alındı; böylece kartımızın programlanabilmeye hazır olduğu anlaşılabilir programlama süreci başlatıldı, Şekil 3.10.



Şekil 3.10: Programlama için ilk teşebbüsün başarılı olduğunu gösteren terminal ekranı

Bundan sonra, MSP430 mikrodenetleyicisini destekleyen uygun bir C-derleyici ve program geliştirme ortamında ADS1298 EKG modülünün yönetimini gerçekleştirecek programlama çalışmalarına geçildi. Bu amaçla IAR-program geliştirme yazılımı kullanıldı.

3.3 Gömülü Sistem Yazılımı

Yazılım geliştirme çalışmaları, gömülü sistem tasarımında EKG modülü ve diğer çevre birimlerini yönetecek olan MSP430 mikrodenetleyicisinin bilgisayarla haberleşmesini temin eden MSP430 USB debug arayüz biriminin sağladığı destekle yürütüldü. Gömülü sistem yazılımı IAR entegre program geliştirme ortamında geliştirildi. Bu kapsamda yapılan çalışmalar aşağıdaki alt bölümlerde sunulmuştur.

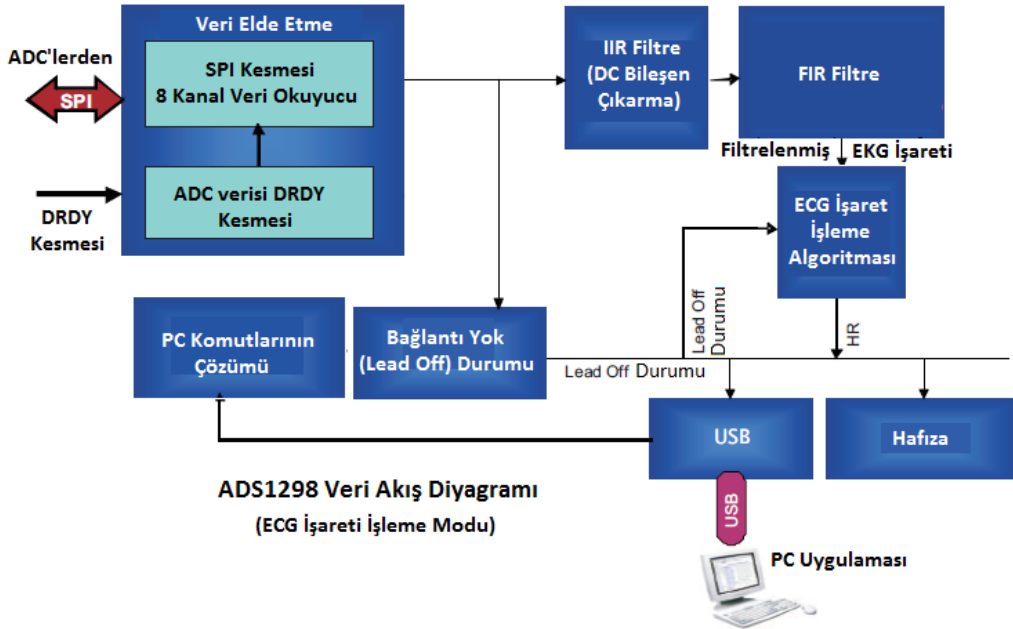
3.3.1 Fonksiyonlar

Gerçekleştirilen gömülü sistem tasarımında mikrodenetleyici SPI haberleşme modülü vasıtasıyla ADS1298 ön-işleme devresinin oluşturduğu her biri 24 bit uzunluğundaki 8 adet standart EKG işaretine ilişkin sayısal veri örneklerini alır, bunları filtreler ve filtrelenmiş örneklerden yararlanarak 4 adet ilave standart EKG işaretlerini üretir. Böylece elde edilen 12 adet standart EKG işaretinden sayısal işaret işleme yöntemleri kullanılarak yeni veriler üretilebilir. Sonuçta üretilen veriler paketlenerek bilgisayara gönderilir. Bütün bu fonksiyon süreçlerini gösteren blok şema Şekil 3.11'de verilmiştir.

Buna göre; gömülü sistem yazılımı bu süreçte aşağıda sıralanan fonksiyonları gerçekleştirir:

- Veri elde etme,
- ADC bağlantı kopukluğu tespiti,
- DC işaret bileşenini çıkartma (IIR üst geçiren filtre uygulaması),
- Çoklu band geçiren filtreleme (FIR band geçiren ve çentik filtre uygulaması),
- 12 Standart EKG verisini üretme ve gruplama,
- Gerekliğinde işaret işleme yöntemleri ile yeni bilgi üretimi (HR v.b.),
- Veri paketlerini hazırlama,
- PC ile USB üzerinden haberleşme,
- USB üzerinden yazılım güncelleme.

Mikrodenetleyici bu fonksiyonları yürütürken her DRDY (veri hazır) kesmesi geldiğinde ADS1298 tarafından üretilen 8 adet standart EKG işaretine ait her biri 24 bit uzunluğundaki veri örneklerini okur. Daha sonra bu verilerin her birini önce IIR ve ardından FIR sayısal filtrelerinden geçirir.



Şekil 3.11: Gömülü sistem fonksiyonlarını gösteren blok şema

Ardından bu örnekleri kullanarak Eşitlik 1-4'de verilen tanımlara uygun işlemleri yapar ve 4 adet ilave standart EKG işaretini üretir. Sonuçta 12 standart EKG işaretini içeren $12 \times 24 = 288$ bit uzunluğundaki veri örnekleri oluşturulan veri paketine yerleştirilir. Bu işlemler 500 Hz örnekleme hızı ile tekrarlanarak, her 2 milisaniyelik süre sonunda oluşan veri paketleri gruplandırılır ve USB haberleşmesi ile bilgisayara iletilir. Bununla beraber, PC arayüzü üzerinden uygulama programı ile haberleşme ve nabız (heart rate, HR) işareti gibi ilave verilerin üretilmesinde kullanılacak çeşitli işaret işleme algoritmaları da mikrodenetleyici tarafından yürütülür.

3.3.2 Sayısal filtreleme

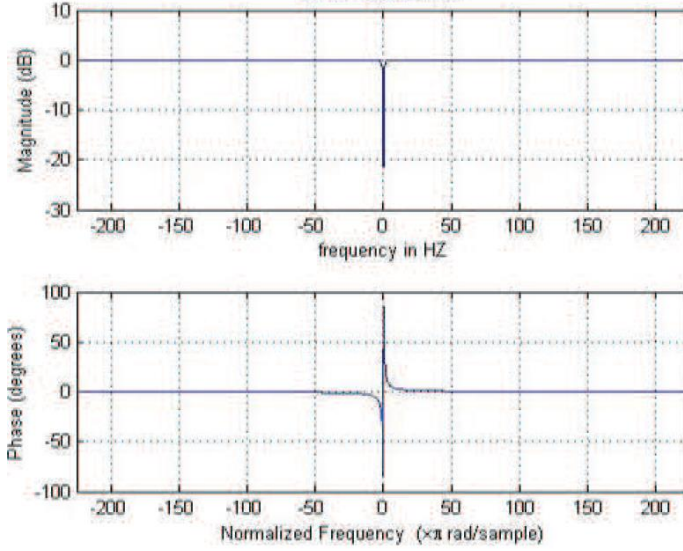
Gömülü sistem yazılımı ile gerçekleştirilen fonksiyonlardan birisi, ADS1298 EKG ön işlem biriminden alınan her biri 24 bit uzunluktaki 8 adet standart EKG verisinin sayısal filtreleme işlemini gerçekleştirmektir. Filtreleme işlemi her 24 bitlik veri grubu için örnekleme süresi olan 2 milisaniyelik süre içerisinde ard arda yürütülen hesaplamalarla gerçekleştirilir. Buna göre önce IIR filtre fonksiyonu aşağıda Eşitlik 6'da verilen puls transfer fonksiyonuna göre yapılır.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{b_0 + b_1 z^{-1}}{1 + a_1 z^{-1}} = \frac{1 - z^{-1}}{1 - 0.992z^{-1}} \quad (6)$$

Ardından FIR filtre fonksiyonu ise aşağıdaki Eşitlik 7'de verilen 161 dereceden bir puls transfer fonksiyonuna göre hesaplanır:

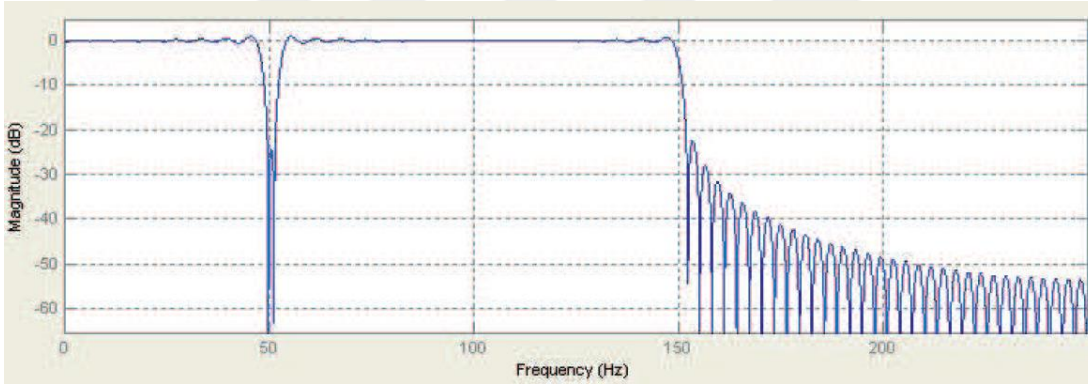
$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_{159} z^{-159} + b_{160} z^{-160} \quad (7)$$

Eşitlik 6'da verilen transfer fonksiyonuna ait frekans cevabı (frekans spektrumu) Şekil 3.12'de gösterilmiştir (Url-12, Url-13). Buna göre IIR filtreleme ile işaretin üzerindeki DC bileşen 22dB zayıflatılmakta ve işaretin 0Hz bileşeni haricinde bütün frekans spektrumu boyunca herhangi bir zayıflamaya maruz kalmadan iletiildiği görülmektedir. Böylece EKG işaretinin filtrelemesi için 0.05Hz frekansının altında gerçekleşmesi gereken alt kesim frekansı için bu şart kolaylıkla sağlanmaktadır.



Şekil 3.12: IIR filtreleme için kullanılan transfer fonksiyonunun frekans cevabı

Bunun gibi; Eşitlik 7’de verilen transfer fonksiyonuna ait frekans cevabı da (frekans spektrumu) Şekil 3.13’de gösterilmiştir.



Şekil 3.13: FIR filtreleme için kullanılan transfer fonksiyonunun frekans cevabı

Buna göre FIR filtre ile işaretin üzerindeki 50Hz frekanslı bileşen (şebeke frekansı) ve 150Hz üzerinde frekansa sahip bileşenler enaz 30dB zayıflatılmaktadır. Bütün bu filtre hesaplamaları için örnekleme frekansı 500Hz olarak alınmıştır.

Böylece ard arda üst geçiren ve band geçiren filtreleme işleminden geçirilen 8 adet standart EKG işareti bilgisayara iletilecek gürültüsüz işaret haline gelir. Bu işaretlerden ayrıca 4 adet ilave EKG işareti de türetilir ve standart EKG işaretlerinin sayısı 12’ye çıkarılır. Bu işaretler ilgili algoritmalarla işlenerek nabız (heart rate, HR) gibi diğer sayısal veriler de üretilebilir. Bu kapsamda bir örnek olarak RR aralıklarının tespit edilmesi suretiyle anlık HR değerinin hesaplaması için kullanılan algoritma aşağıda verilmiştir.

3.3.3 İşaret işleme algoritmaları

Bir örnek olarak; filtrelenmiş EKG işaretlerinden QRS kompleksinin belirgin olduğu LeadII derivasyonu anlık HR hesaplaması için esas alınan R tepeleri arasındaki (RR) aralık aşağıda verilen algoritmaya göre belirlenebilir. Buna göre, HR parametresi ard arda ölçülen 5 RR aralığının ortalamasına bağlı olarak aşağıdaki gibi hesaplanır (Url-12, Url-13):

1. Lead II EKG işaret örneklerinden birinci dereceden türev hesaplanır,

$$y_0(n) = |x(n+1) - x(n-1)|$$

Burada $y_0(n)$ birinci dereceden türevi; $x(n+1)$, $(n+1)$.nci örneğin değerini; $x(n-1)$ ise $(n-1)$.nci örneğin değerini temsil eder.

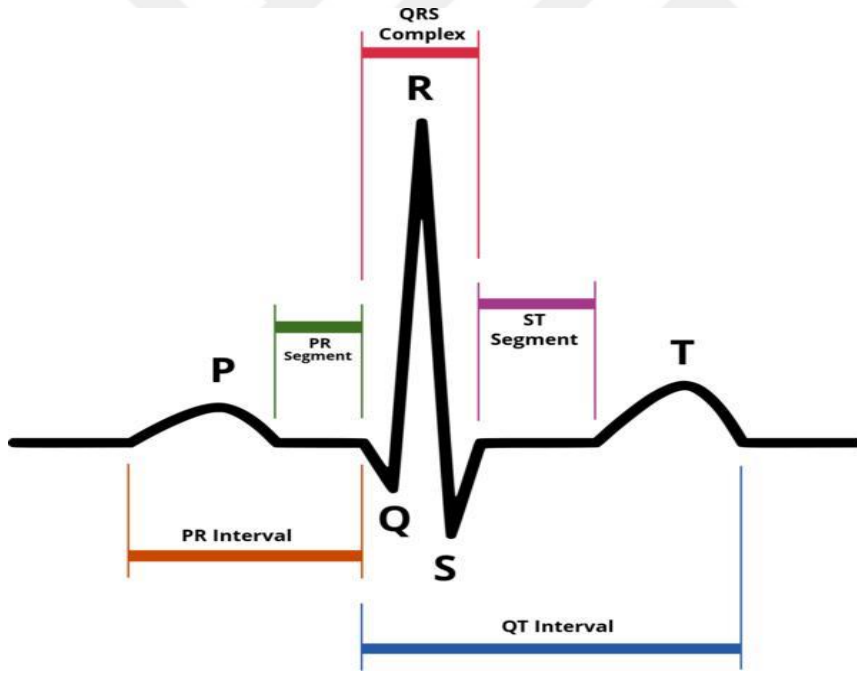
2. Başlangıçtaki 2 saniyelik birinci dereceden türev değerleri bir tampon hafızada tutulur ve bu tampondaki maksimum değer (P) elde edilir.
3. Eşik değeri $0.7 \times P$ olarak hesaplanır.
4. Bir türev eşik değeri geçtiğinde o EKG örneğine karşılık gelen indis numarası (S1) markalanır.
5. QRS kompleksinin tepe değeri (M1), bu örneği takip eden 40 türev değeri taranarak bulunur ($MAXIMA_SEARCH_WINDOW = 40$). Bu maksimum değer (M1) ayrı bir tamponda tutulur.
6. QRS kompleksinin tepe değeri bulunduktan sonra, tespit edilebilecek maksimum nabız değerine (i.e. 240 BPM) karşılık gelen minimum RR aralığını dikkate alarak takip eden 50 örnek atlanır ($SKIP_WINDOW = 50$).
7. 4-7 aralığındaki adımlar tekrarlanarak takip eden 5 QRS tepesi tespit edilir.
8. RR aralığı ard arda gelen QRS tepeleri arasındaki mesafe örnek sayısı cinsinden hesaplanır.
9. Nabız (HR) değeri aşağıdaki gibi hesaplanır:
$$HR = (60 * \text{örnekleme hızı}) / (5 \text{ ardışıl RR aralığının ortalaması})$$
10. Tespit edilen QRS tepe değerine göre eşik değeri yeniden hesaplanır.

Bu algorithmanda geçen QRS gibi EKG işareti ait ölçüm segmentleri ve bu segmentlerin tanımı için referans alınan karakteristik noktalar Şekil 3.14'de gösterilmiştir.

Bunun gibi; filtrelenmiş EKG derivasyonlarından özellikle LeadI, LeadII ve LeadIII işaretlerinin çeşitli işaret işleme yöntemleriyle işlenmesi sonucunda kalp hastalıklarının teşhisine yönelik başka veriler de üretilebilir. Bu kapsamda, Aritmi ya

da Ritim Bozukluğu (ARRYTHMIA) tespiti ile ilgili üretilebilecek veri çeşitleri aşağıdaki gibi sunulabilir:

- ASYSTOLE (Asistol, kasılma bozukluğu),
- VFIB/VTAC (Ventriküler fibrilasyon/Ventriküler taşikardi)
- R ON T (R ve T dalgalarının üstüste binmesi olayı)
- MULTI PVC (Çoklu erken atım kompleksi)
- COUPLE PVC (İkili erken atım kompleksi)
- PVC (Prematür ventriküler kompleks, erken atım kompleksi)
- BIGERMINY (Bigeminal nabız, iki atımdan sonra nabız kaybı)
- TRIGERMINY (Trigeminal nabız, üç atımdan sonra nabız kaybı)
- TACHYCARDIA (Taşikardi, 100 bpm'den yüksek nabız)
- BRADYCARDIA (Bradikardi, 60 bpm'den düşük nabız)
- MISSED BEATS (Atım bloğu)



Şekil 3.14: EKG işaretinin karakteristik noktaları ve ölçüm segmentleri.

Gerçekleştirilen tasarım, yukarıda sıralanan durumlarla ilgili algoritmaların yürütülmesi için yeterli bir donanım desteği sağlamaktadır. Ancak, bu kapsamdaki çalışmalar bu tasarım sürecinin dışında tutulmuştur.

3.4 Haberleşme Protokolü

Gerçekleştirilen gömülü sistem tasarımının kişisel bilgisayarla RS232 veya TTL uyumlu olarak haberleşebilir. Bunun için gerekli fiziksel bağlantı Bluetooth (BLE) veya USB portu üzerinden yapılabilir. Bu tasarımda USB portu üzerinden haberleşme seçeneği kullanılmıştır. Buna göre; USART modunda senkron seri haberleşme için gerekli parametre ayarları aşağıdaki gibi yapılmıştır:

- Haberleşme hızı (baud rate): 115200
- Eşlik sınaması (parity check): Non (yok)
- Veri bitlerinin sayısı (data bits): 8
- Durma biti sayısı (stop bit): 1

Senkron haberleşme protokolü aşağıda Çizelge 3.1’de verildiği gibi belirlenmiştir:

Çizelge 3.1: Senkron seri haberleşme protokolü.

Paket Başlığı	Paket Genişliği	Paket İçeriği	Checksum
0x55 0xAA	N	A1,A2,..., An	SUM

Burada;

- Paket başlığı: 2 bayt uzunluğundaki 0x55 0xAA paket başlangıç verisini;
- Paket genişliği: 1 bayt uzunluğundaki paketin kapsadığı 3~255 aralığındaki toplam kelime (byte) sayısını gösterir. Burada n, yukarıdaki tabloda An değişkeninin indis numarasıdır. ‘Paket Başlığı’, ‘Paket Genişliği’ ve ‘Checksum’ kelimeleri, paket genişliğine dahil değildir. Bununla beraber, N sayısının hesaplanmasında ‘Paket Genişliği’ ve ‘Check Sum’ kelimeleri de toplama dahil edilir: $N = n + 2$;
- Paket içeriği: Paket ile taşınacak ‘n byte’ uzunluğundaki gerçek veri kompozisyonunu (n byte kompozisyonu aşağıda verilmiştir);
- CheckSum: Paketin 1 bayt uzunluğundaki doğruluk sınama değerini temsil eder. Buna göre sınama değeri Eşitlik 8’de verildiği gibi hesaplanır.

$$SUM = \sim(N+A1+A2+...+An) \quad (8)$$

Burada ‘~’ işareti mantıksal DEĞİL (NOT) operatörünü temsil etmektedir.

Paketler PC ve gömülü sistem modülü arasında veri ya da komut taşırlar. Buna göre, her paketteki A1 kelimesi karşı tarafa iletilecek komutun ID numarasını, A2 de bu komutun parametresini taşır.

3.4.1 Kişisel bilgisayardan gömülü sisteme komut/veri iletimi

Kişisel bilgisayardan gömülü sistem modülüne gönderilen A1= 0x01 komutu (PC Host→Module Down-stream Command), aynı pakette gönderilen A2 parametresinin A2 = 0x00 değerini alması halinde EKG test sürecinin duraksatılacağını (Disable ECG Params Output), A2 = 0x01 değerini alması halinde ise EKG test sürecinin başlatılacağını (Enable ECG Params Output) bildirir.

Bunun gibi; PC'den gömülü sistem modülüne gönderilen A1= 0x05 komutu, aynı pakette gönderilen A2 parametresinin A2 = 0x01 değerini alması halinde ölçüm için esas alınan EKG derivasyonunun LeadI (ölçüm RA-LA uçlarından, geri besleme LL ucundan), A2 = 0x02 değerini alması halinde LeadII (ölçüm RA-LL uçlarından, geri besleme LA ucundan), A2 = 0x03 değerini alması halinde LeadIII (ölçüm LA-LL uçlarından, geri besleme RA ucundan), A2 = 0x04 değerini alması halinde ise, modül açıldığında seçilen EKG derivasyonunun varsayılan derivasyonun olduğunu bildirir.

Benzer şekilde; PC'den gömülü sistem modülüne gönderilen A1= 0x07 komutu, aynı pakette gönderilen A2 parametresinin A2 = 0x01 değerini alması halinde EKG işaretinin genlik kazancının 0.25, A2 = 0x02 değerini alması halinde 0.5, A2 = 0x03 değerini alması halinde 1.0, A2 = 0x04 değerini alması halinde ise 2.0 olduğunu bildirir.

PC'den gömülü sistem modülüne gönderilen A1= 0x08 komutu, aynı pakette gönderilen A2 parametresinin A2 = 0x01 değerini alması halinde gömülü sistemin işletme modunda (filtre bandı 1 ~ 25Hz), A2 = 0x02 değerini alması halinde monitör modunda (filtre bandı 0.5 ~ 75Hz), A2 = 0x03 değerini alması halinde ise teşhis modunda (filtre bandı 0.05 ~ 100Hz) çalışacağını bildirir.

Buna göre; kişisel bilgisayardan gömülü sistem modülüne (PC Host→Module) gönderilmek üzere hazırlanmış paket örnekleri aşağıda Çizelge 3.2'de verilmiştir:

Çizelge 3.2: PC'den gömülü sisteme gönderilen paket örnekleri.

Paket	A1	A2
0x55 0xAA 0x04 0x01 0x01 0xF9	0x01	0x01
0x55 0xAA 0x04 0x01 0x00 0xFA	0x01	0x00
0x55 0xAA 0x04 0x02 0x01 0xF8	0x02	0x01
0x55 0xAA 0x04 0x02 0x00 0xF9	0x02	0x00
0x55 0xAA 0x04 0x03 0x01 0xF7	0x03	0x01
0x55 0xAA 0x04 0x03 0x00 0xF8	0x03	0x00
0x55 0xAA 0x04 0x04 0x01 0xF6	0x04	0x01
0x55 0xAA 0x04 0x04 0x00 0xF7	0x04	0x00
0x55 0xAA 0x04 0x05 0x01 0xF5	0x05	0x01
0x55 0xAA 0x04 0x07 0x03 0xF1	0x07	0x03
0x55 0xAA 0x04 0x08 0x02 0xF1	0x08	0x02
0x55 0xAA 0x04 0x09 0x01 0xF1	0x09	0x01
0x55 0xAA 0x04 0x0A 0x4B 0xA6	0x0A	0x4B
0x55 0xAA 0x04 0x0F 0x03 0xE9	0x0F	0x03
0x55 0xAA 0x04 0xFB 0x01 0xFF	0xFB	0x01
0x55 0xAA 0x04 0xFB 0x00 0x00	0xFB	0x00
0x55 0xAA 0x04 0xFC 0x00 0xFF	0xFC	0x00
0x55 0xAA 0x04 0xFD 0x00 0xFE	0xFD	0x00
0x55 0xAA 0x04 0xFE 0x01 0xFC	0xFE	0x01
0x55 0xAA 0x04 0xFE 0x00 0xFD	0xFE	0x00
0x55 0xAA 0x04 0xFF 0x01 0xFB	0xFF	0x01
0x55 0xAA 0x04 0xFF 0x00 0xFC	0xFF	0x00

3.4.2 Gömülü sistemden kişisel bilgisayara komut/veri iletimi

Gömülü sistemden kişisel bilgisayara gönderilen bir paketin A1= 0x01 komutu (Modul →PC Host Up-stream Command) ile başlaması halinde, aynı paket içinde seçilen EKG derivasyonu (EKG dalga şekline) A2-A8 kelimeleriyle tanımlanan parametrelere göre şekillendirilir. Buna göre; A2 kelimesi ile LeadI; A3 kelimesi ile LeadII; A4 kelimesi ile LeadIII; A5 kelimesi ile aVR; A6 kelimesi ile aVL; A7 kelimesi ile aVF; A8 kelimesi ile V1-8 (göğüs) derivasyonlarının genlikleri 0-250 birim arasında kodlanırken; A9 kelimesi ile bu derivasyonlara ilişkin örnekleri taşıyan paketlerden saniyede kaç adet gönderileceği kodlanır.

Kişisel bilgisayara gönderilen bir paketin A1= 0x02 komutu ile başlaması halinde, A2 kelimesi ile EKG işaretinin durumu kodlanır. Öyle ki; bit0 en düşük değerlikli biti (LSB), bit7 en yüksek değerlikli biti (MSB) temsil etmek üzere, A2 kelimesinin ilgili bitleri ile kodlanan durumlar aşağıdaki gibi seçilmiştir:

- bit0 : EKG işaretinin genliği (0 normal, 1 zayıf),
- bit1 : Uç bağlantı durumu (0 normal, 1 kopuk),
- bit3~bit2 : EKG kazanç değeri (00, x0.25; 01, x0.5; 10, x1; 11, x2 kazanç),
- bit5~bit4 : EKG filtre modu (00, işletme modu; 01, monitör modu; 10, teşhis modu),
- bit7~bit6 : EKG bağlantı modu (0x01, Lead3; 0x02, Lead3; 0x03, Lead3; 0x04, Lead5 modu başlangıçta seçilen mod)

Kişisel bilgisayara gönderilen paketin A1= 0x02 komutu ile başlaması halinde, A3 kelimesi ile nabız değeri (0~250 bpm, atım/dakika), A5 kelimesi ile ST seviyesi (örneğin -100~+100 aralığındaki işaretli tam sayılarla -1mV~+1mV aralığındaki genlik kodlanır), A6 kelimesi ile seçilen aritmi türü (ARR) kodlanır. Buna göre; gömülü sistemden kişisel bilgisayara (Module →PC Host) gönderilmek üzere hazırlanmış paket örnekleri aşağıda Çizelge 3.3’de verilmiştir:

Çizelge 3.3: Gömülü sistemden PC’ye gönderilen paket örnekleri.

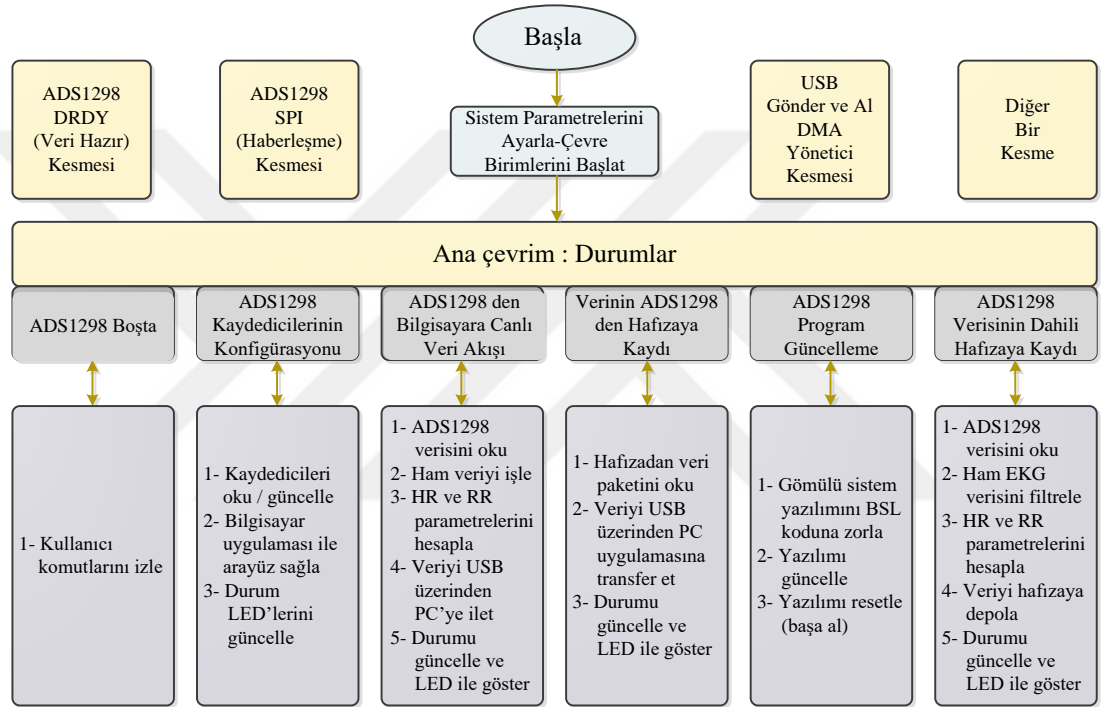
Paket	A1	A2
0x55 0xAA 0x0A 0x01 0x80 0x80 0x80 0x80 0x80 0x80 0x80 0x74	0x01	0x80
0x55 0xAA 0x08 0x02 0x58 0x3C 0x14 0x00 0x00 0x4D	0x02	0x58
0x55 0xAA 0x08 0x03 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0xF4	0x03	0x00
0x55 0xAA 0x06 0x04 0x01 0x00 0x00 0xF4	0x04	0x01
0x55 0xAA 0x08 0x05 0x03 0x00 0x00 0x00 0xEF	0x05	0x03
0x55 0xAA 0x07 0xFC 0x56 0x32 0x2E 0x32 0x14	0xFC	0x56
0x55 0xAA 0x07 0xFD 0x56 0x31 0x2E 0x33 0x13	0xFD	0x56
0x55 0xAA 0x04 0xFE 0x00 0xFD	0xFE	0x00
0x55 0xAA 0x04 0xFF 0x7E 0x7E	0xFF	0x7E

Burada 0x00 ile ANALYSIS; 0x01 ile NORMAL; 0x02 ile ASYSTOLE; 0x03 ile VFIB/VTAC; 0x04 ile R ON T; 0x05 ile MULTI PVCs; 0x06 ile COUPLE PVCs; 0x07 ile PVC; 0x08 ile BIGERMINY; 0x09 ile TRIGERMINY; 0x0A ile

TACHYCARDIA; 0x0B ile BRADYCARDIA ve 0x0C ile MISSED BEATS aritmi türleri kodlanır.

3.5 Gömülü Sistem Yazılım Mimarisi

Yukarıda sıralanan fonksiyonların gerçekleştirilmesi için kullanılan yüksek düzeyli yazılım mimarisi Şekil 3.15'te verilmiştir. Sistem tasarımında kullanılan 2 adet LED diyot, bu blok şemada tanımlanan 6 adet alt çevrimden hangisinin aktif olarak yürütülmekte olduğunu gösterir.



Şekil 3.15: Gömülü sistem yazılımının mimari yapısı

3.6 PC Arayüzü

Tasarlanan gömülü sistemin kişisel bilgisayarlarla haberleşerek komut ve/veya veri iletimini sağlamak ve alınan/gönderilen komutları çözümleyerek işlemek amacıyla Java dilinde bir uygulama arayüzü geliştirildi. Böyle bir program esasen gömülü sistemin gerçekleştirebileceği bütün fonksiyonlarla ilgili komut ve/veya veri akışını yönetecek özelliklere sahip olmalıdır. Ancak bu boyutta bir çalışmanın gerektirdiği iş yükü ve zaman kısıtları ile beraber bu çalışmanın konusunun gömülü sistem tasarımı ile sınırlı olduğu hususu dikkate alındığında, böylesi kapsamlı bir çalışmanın, bu tez çalışmasının kapsamını aşacağı açıktır.

Bu aşamada geliştirilen PC arayüz programını sadece gömülü sistem tarafından 500Hz sıklıkla örneklenen standart EKG işaretlerini USB portu üzerinden alma ve bu işaretlerin zamanla değişim şeklini PC ekranında gerçek zamanlı olarak izlemeye imkan sağlayan bir çerçeve ile sınırlı tutulmuştur. Bununla beraber; ekranda görüntülenen işaretin tarama hızı ve genliğini değiştirebilecek bir kısım parametrik ayarları yapabilmeye imkan sağlayan bir kısım denetimler de bu çerçeveye dahil edilmiştir.

Geliştirilen programda daha önce donanım testi sürecinde gerçekleştirilen ayarlara bağlı olarak standart EKG işaretlerinden Lead II kaydı yapıldı. Buna göre; bir hasta (denek) bağlantısı ile 500Hz sıklıkla örneklenerek elde edilen örnekler filtrelenerek gömülü sistem üzerindeki SD kart üzerine kaydedilen 10 saniyelik bir veri dosyası oluşturuldu. Her biri 16 bit uzunluğundaki veri örnekleri 125 birimlik gruplar halinde paketleni ve USB port üzerinden PC'ye iletilerek karşılık gelen EKG dalga şeklinin PC ekranında izlenmesi sağlandı.

Bu kapsamda gömülü sistem tarafından gerçek ölçüm hızına uygun olarak gönderilen verilerin sırasıyla 50, 25 ve 12.5 mm/saniye hızı ile grafiğe aktarılabilceği 3 ayrı hıza göre uygulamalar gerçekleştirildi. Bu çalışmalar sonucunda her 3 tarama hızı ile elde edilen ekran görüntüleri aşağıda Şekil 3.16, Şekil 3.17, ve Şekil 3.18'de verilmiştir.



Şekil 3.16: 50 mm/s hızlı EKG grafik çizim ekranı görüntüsü

Bu görüntülerde yaklaşık 20 cm genişliğindeki arayüz ekranı boyunca seçilen tarama hızına bağlı olarak; 50 mm/saniye hızı için yaklaşık olarak 4 QRS kompleksi, 25 mm/saniye hızı için yaklaşık olarak 8 QRS kompleksi ve 12.5 mm/saniye hızı için de yaklaşık olarak 16 QRS kompleksi ekranda izlenebilmektedir. Ekran taraması soldan sağa doğru seçilen hızda gerçekleştirilmekte ve tarama bitiminde tekrar başa dönülerek önceki taramada çizilen işaretten yaklaşık olarak 30 piksellik bir alan silinerek işaretin yeni gelen örneklerinin yerleştirileceği temizlenmiş alan oluşturulmaktadır.



Şekil 3.17: 25 mm/s hızlı EKG grafik çizim ekranı görüntüsü



Şekil 3.18: 12.5 mm/s hızlı EKG grafik çizim ekranı görüntüsü

Böylece, SD kart üzerine kaydedilen 10 saniyelik EKG kaydının ekrana aktarılma işlemi tamamlandıktan sonra dosyanın başına dönmek suretiyle kayıt işlemine devam edilmektedir.

Bu döngü, PC uygulaması üzerinden gönderilen ‘durdur’ uyarısı alınıncaya kadar devam etmektedir.

Şekil 3.16, Şekil 3.17 ve Şekil 3.18’de ekran görüntü örnekleri verilen ve çalışma kapsamında gerçekleştirilen PC uygulaması, bu tez çalışması kapsamında amaçlanan hedeflere ulaşıldığını göstermek açısından yeterli bir destek sağlamaktadır. Bununla beraber, gerçekleştirilen PC uygulamasının ekran görüntüleri ile beraber, bu kapsamdaki ticari ürünlerde görülen diğer bir çok özelliği de sağlayacak niteliğe sahip olacak şekilde geliştirilmesi önemli bir ihtiyaçtır.

Bu tez çalışmasının ardından planlanan çalışmalarla anılan ihtiyacı karşılayacak ilave ve değişiklikler gerçekleştirilecektir. Böylece, bu çalışmada gerçekleştirilen gömülü sistem tasarımı ile beraber sunulacak bir PC uygulaması, bu tasarımın ticari bir ürün haline dönüştürülmesi gayretlerin önemli bir katkı sağlayacaktır.

4. UYGULAMA ÇALIŞMALARI

Gerçekleştirilen gömülü sistem tasarımı EKG işaretlerinin kaydı, işlenmesi ve analizi ile ilgili çeşitli uygulamalarda bir ön işlem devresi olarak kullanılabilen donanım ve yazılım destekleri sağlamaktadır. Bununla beraber; gömülü sistemle yapılan kayıtların bir veri tabanına aktarılması ve izlenebilmesi için gerçekleştirilen tasarımın bir bilgisayar uygulama programı üzerinden yönetilmesi gereklidir.

Bu çalışmada bu amaçla geliştirilen PC uygulaması, standart EKG derivasyonlarını (I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6) tek tek izleyecek şekilde bir ekran konfigürasyonu desteği sağlamaktadır. Bununla beraber, bu tez çalışmasının devamında yapılacak çalışmalar sonunda ekranın standart EKG işaretlerini ticari ürün örneklerinde olduğu gibi üçlü veya altılı gruplar halinde izleyebilecek şekilde konfigüre edilmesi de mümkün olabilecektir.

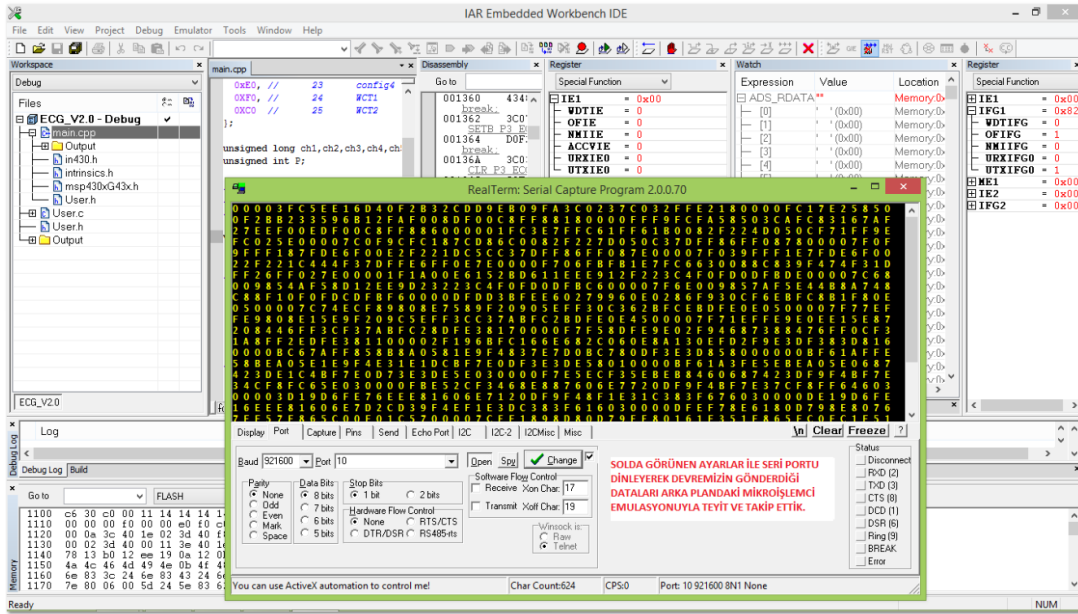
Buna göre; gerçekleştirilen gömülü sistem tasarımı, EKG işaretlerinin hasta üzerinden kayıt yapılıyorken gerçek zamanlı olarak PC ekranından izlenmesi şeklindeki uygulamalara destek sağladığı gibi; harici bir batarya ile beslenerek, bilgisayar bağlantısı olmadan tek başına bir EKG kayıt cihazı olarak da kullanılabilir. Her durumda hastadan alınan EKG kayıtları kişisel bilgisayar üzerindeki bir veri tabanına aktararak hastalık teşhisine yönelik çalışmalarda kullanılmaya hazır hale getirilmektedir.

Böylece, gerçekleştirilen tasarım, sağlık personeli tarafından sağlık kuruluşu ya da ev ortamında bir EKG cihazı gibi kullanılabilme özelliğinin yanı sıra, gerektiğinde hasta veya yakınları tarafından evde veya iş yerinde bir destek cihazı olarak kullanılabilme özelliği de sunmaktadır.

Bu çalışma kapsamında EKG işaretinin gömülü sistem üzerine yerleştirilmiş olan SD hafıza kartına kaydedilmesi ve daha sonra PC ekranından izlenmesi şeklinde bir uygulama gerçekleştirilmiştir. Aşağıda yapılan bu uygulama çalışması sunulmuştur. Ancak daha önce, ADS1298 biriminin sağladığı 1mV genlikli test işareti kullanılarak gerçekleştirilen kalibrasyon ve sayısal veri ölçeklendirme aşaması ile ilgili çalışmalar kısaca tanıtılmıştır.

4.1 Sayısal Veri Ölçeklendirme

Sistem geliştirme sürecinde yapılan uygulamalar kapsamında öncelikle gömülü sistem tarafından alınan EKG işaret örneklerinin genlik değerini belirlemek üzere, ADS1298 biriminin ADC dönüştürücüleri tarafından üretilen 24 bitlik sayısal verinin basamaklarının ağırlıkları tespit edilmeye çalışıldı. Bunun için ADS1298 biriminde ilgili MUX ayarları yapılarak dahili 1mV test işaretinin üretilmesi ve çıkışa aktarılması sağlandı. Bu örnekler için ADC birimi tarafından üretilen 24 bitlik verinin USB portu üzerinden PC’de RealTerm terminal programı tarafından alınarak ekranda izlenmesi sağlandı. Buna göre elde edilen sayısal verilerin heksadesimal olarak ekranda görüntülediğine ilişkin bir ekran görüntüsü Şekil 4.1’de verilmiştir.



Şekil 4.1: Gömülü sistemin gönderdiği EKG kaydı terminal programına ulaşıyor

Görüntülenen sayısal verilerden, 1mV genlikli bir işaret örneği için üretilen 24 bitlik veride 12.nci bit ve bundan daha düşük değerlikli bitlerin aktif olduğu görüldü. Buna göre; ADC çeviricilerin ürettiği 24 bitlik verinin; gürültü düzeyine karşılık gelen en düşük ağırlıklı 4 biti ile, ölçülebilecek değer aralığının çok üstündeki değerlere karşılık gelen en yüksek ağırlıklı 4 biti atılmak suretiyle 16 bit (2 bayt/kelime) uzunluğa sahip veriye dönüştürülmesinin uygun olacağı görüldü.

Ardından, gömülü sistem yazılımında ölçülen ve filtrelenen EKG işareti örneklerinin kaydedilmeden önce bu işlemlerden geçirilerek 16 bitlik veriler haline dönüştürülmesini sağlayacak değişiklikler yapıldı. Bu işlemlerden sonra yapılan denemelerde 1mV test örneklerinin 16 bitlik yeniden düzenlenmiş sayısal verinin beklendiği gibi 128-130 adu birimine (analog-digital unit) karşılık geldiği görüldü.

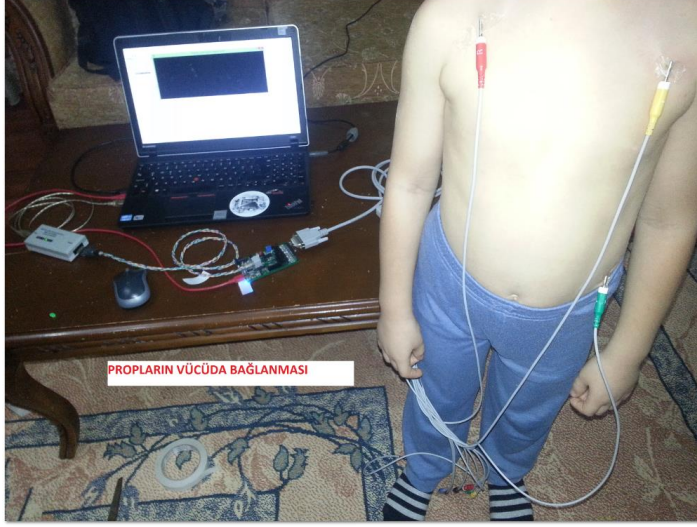
Bu durumda, yeniden düzenlenen 16 bitlik verinin 12 bitlik bölümünün EKG işaret örneklerinin sayısal karşılığının belirlenmesi için yeterli olacağı değerlendirildi. Öyle ki; ADC birimleri tarafından üretilen veri örneklerinin 12 bitle kodlanan karşılıkları +2048/-2047 adu aralığına karşılık gelmektedir. Bu da +16mV/-16mV aralığındaki genlik değerlerini temsil etmektedir. Bu aralıktaki bir kodlama ile bütün EKG kayıtları herhangi bir boyut aşımı olmadan yapılabilir.

Nitekim, normal bir insandan kaydedilen EKG işaretinin QRS tepe değerinin 1mV civarında olduğu ve bunun ADS1298 içerisinde 6 kat kuvvetlendirilerek işlenebildiği dikkate alınır, ölçüm için +6mV/-6mV ölçüm aralığının garanti edilmesi gerekir. Bu da seçilen kodlama aralığının uygun olduğunu göstermektedir. Bu durumda, bilgisayar uygulama programına aktarılacak 16 bit uzunluğundaki verilerin ilk 12 bitlik kısmı ile temsil edilen adu değerinin mV cinsinden karşılığını belirlemek üzere 1mV kalibrasyon işaretine karşılık gelen sayının belirlenmesi yeterli olacaktır. Yapılan denemelerden bunun 130 adu birimine karşılık geldiği tespit edilmiştir.

4.2 EKG Kaydı ve İzleme

Tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen gömülü sistem tasarımı ile gerçek zamanlı EKG işareti kaydını SD kart üzerine yaparak daha sonra PC üzerinde izlemeye imkan sağlayan bir uygulama gerçekleştirildi. Buna göre, sağlıklı bir deneğin vücuduna Şekil 4.2’de gösterildiği gibi yerleştirilen RA (kırmızı), LA (sarı) ve LL (mavi) elektrotlardan standart EKG kablosu ile alınan uçlar gömülü sistemim hasata bağlantı konnektörüne taşındı.

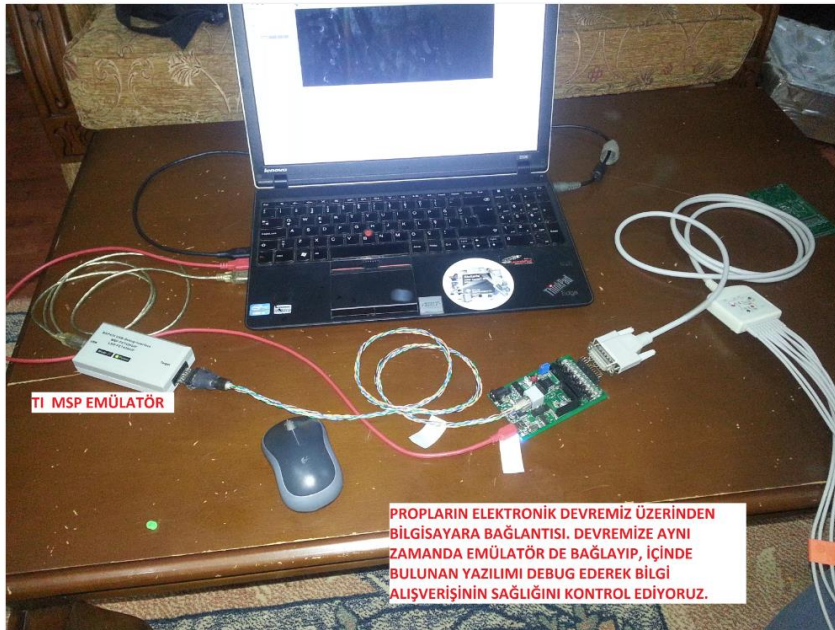
Ardından ADS1298 entegre devresinin MUX ayarları standart EKG işaretlerinden Lead II üretilecek şekilde yapıldı. Elde edilen Lead II işaretinden 500Hz sıklıkla örneklenen ve filtrelenen 10 saniyelik veriler gömülü sistem üzerinde bulunan SD kart üzerine 16 bit uzunluklu olarak kaydedildi.



Şekil 4.2: Uygulama kapsamındaki kayıt için hazırlık aşaması

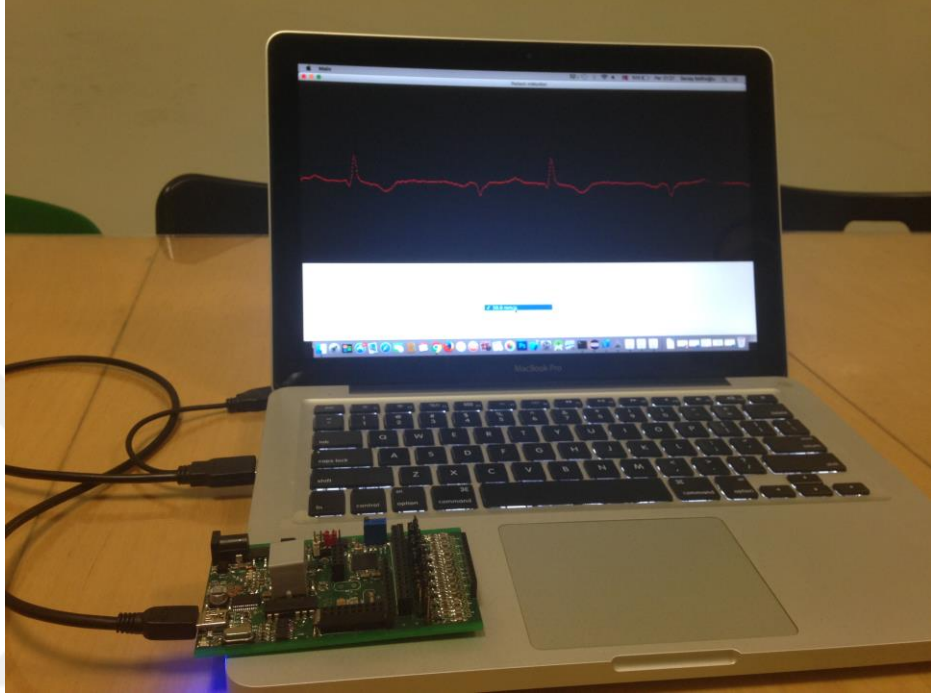
Bu aşamada gömülü sistem bir yandan da USB port üzerinden bilgisayarda debug arayüzüne bağlanarak vücut üzerinden alınan EKG işaretlerinin işleme süreçleri denetlendi. Bu kapsamda işaret örneklerinin SD kart üzerine kayıt aşaması ile ilgili işlemlerin denetlendiği sürece ilişkin bir görüntü Şekil 4.3’de verilmiştir.

Bu şekilde öelde edilen 16 bit uzunluklu veriler 10 saniye boyunca SD kart üzerine kaydedildi. Bu veriler daha sonra 125 birimlik gruplar halinde paketlenerek USB port üzerinden PC’ye iletildi ve karşılık gelen EKG dalga şeklinin PC ekranında izlenmesi sağlandı.

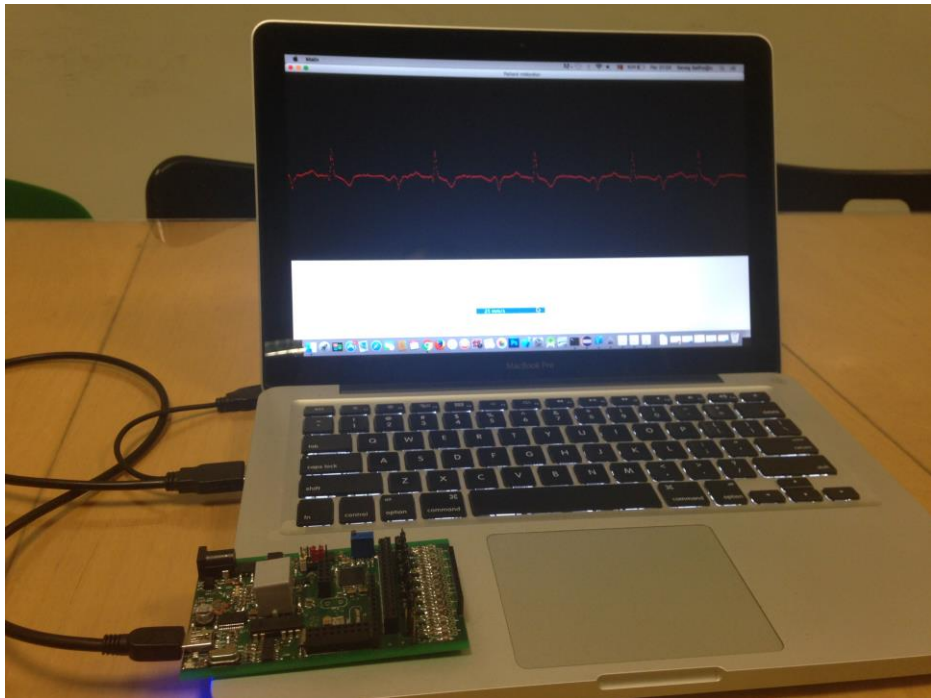


Şekil 4.3: Uygulama kapsamındaki kayıt işlemi yürütülüyor

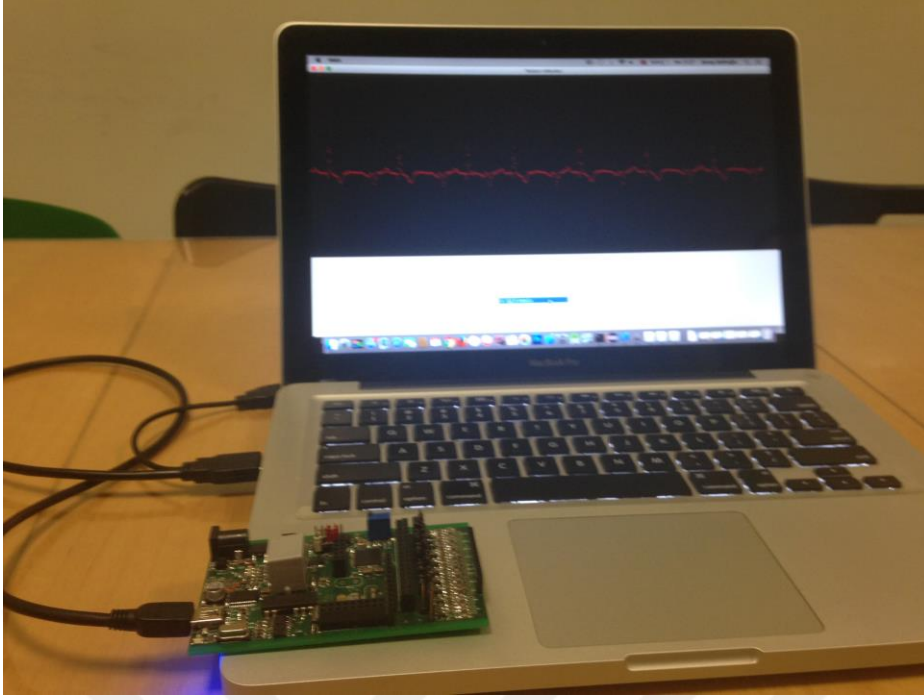
Gömülü sistem tarafından 500Hz sıklıkla örneklenen, filtrelenen ve 16 bitlik formata dönüştürülen Lead II standart EKG işaretinden 10 saniyelik kayıt SD kart üzerinden okunarak PC ekranında izlenmesi sağlandı. Buna göre; üç farklı tarama hızı ile gerçekleştirilen izleme sürecine ilişkin görüntüler Şekil 4.4, Şekil 4.5 ve Şekil 4.6’da verilmiştir.



Şekil 4.4: EKG kaydı bilgisayarda 50 mm/sn tarama hızıyla izleniyor



Şekil 4.5: EKG kaydı bilgisayarda 25 mm/sn tarama hızıyla izleniyor



Şekil 4.6: EKG kaydı bilgisayarda 12.5 mm/sn tarama hızıyla izleniyor

Buna göre işaret tarama hızı Şekil 4.4'de 50 mm/saniye, Şekil 4.5'te 25 mm/saniye ve Şekil 4.6'de 12,5 mm/saniye olarak gerçekleştirilmiştir. Ancak uygulama programı tarafından işlenen işaret örnekleri, genlikleri 130 adu/mV katsayısı ile çarpılmak suretiyle veri tabanına kaydedilmiştir.

Böylece, tez çalışması kapsamında amaçlanan işlemler tamamlanmıştır. Bununla beraber, geliştirilen üründen yararlanarak PC tabanlı çok kanallı bir EKG kayıt sistemi ve bir hasta başı monitörünün imalata esas prototipini geliştirme amacına yönelik çalışmalar devam edecektir.

5. DEĞERLENDİRME VE SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında, EKG işaretinin kaydı ve izlenmesi için bir ön-işleme (front-end) biriminin tasarımı ve bunun bir gömülü sistem uygulaması olarak gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın çerçevesi, hasta izleme ve kayıt işlemlerinin esasen bilgisayar tabanlı bir EKG sistem tasarımı ile gerçekleştirilebilecek olması nedeniyle, yalnız gömülü sistem tasarımı ve bu tasarım üzerindeki bir SD kart üzerine kayıt yapma ile sınırlı tutulmamıştır. Gömülü sistem üzerinden alınan EKG kayıtlarının kişisel bilgisayar üzerinden izlenmesi ve veri tabanına kaydedilmesini sağlayacak bir PC uygulaması da çalışma kapsamına dahil edilmiştir. Böylece, proje çalışması sonucunda elde edilen birikimle, ülkemizde henüz üretilmeyen çok kanallı EKG kaydedici ve Holter gibi tıbbi cihazların geliştirilmesine yönelik yeni çalışmalar için bir motivasyon sağlanmıştır.

Diğer taraftan, bu tez çalışmasının giriş bölümünde vurgulandığı gibi, önümüzdeki yıllarda kronik hastalıkların teşhis ve tedavi süreçleri ile ilgili bir kısım hizmetlerin evde veya sosyal hizmet kurumlarında da sunulabilecek hizmetler haline dönüştürülmesi beklenmektedir. Kalp-damar sistemi hastalıkları ile ilgili hasta takip süreçleri, bu kapsamda ihtiyaç duyulacak en önemli hizmet alanlarından birisini oluşturmaktadır. Buna göre; özellikle kalp sağlığının takibi için kişisel kullanıma uygun araçların geliştirilmesi ve bunların yaygınlaştırılması ülkemizde akademik çevreler için yeni bir Ar-Ge sorumluluk alanı açmaktadır. Bu tez çalışması ile bir anlamda bu sorumluluğun gereği yapılmıştır. Çalışma sonucunda elde edilen birikim, kalp sağlığı ile ilgili ölçme ve değerlendirme yapmaya imkan sağlayan teknolojik araçların, hastaların kendisi veya yakınları tarafından evde kullanılacak bir çeşitliliğe ulaşması gayretlerine katkı sağlayacaktır.

Bu amaçla, sistem tasarımının gerektiğinde düşük enerjili Bluetooth, Wi-Fi gibi haberleşme seçeneklerini kullanarak ölçtüğü ve kayıt ettiği verileri çevresindeki akıllı telefon ve tabletler aracılığı ile internet omurgasına, böylece bir sunucu sisteme aktarabilmesine imkan sağlayacak şekilde gerçekleştirilmesi yeni çalışmalara ihtiyaç vardır. Gerçekleştirilen gömülü sistem tasarımı ileriye dönük olarak bu tür yeni ürün geliştirilme çalışmalarına destek sağlamak için yeni modüllerin ilave edilmesine

imkan sağlayacak bir yaklaşımla geliştirilmiştir. Bu sayede bu kapsamda yapılacak çalışmalar için bir taban oluşturabilme özelliğine sahiptir. Bu kapsamda yeni çalışmalar planlanmaktadır.

Bu tür cihaz tasarımları, işaret kaydını PC üzerinde bir veri tabanında tutmaya imkân sağlaması itibariyle çeşitli işaret işleme çalışmaları için veri kaynağı oluşturma fırsatı da sunmaktadır. Bu tez çalışmasında gerçekleştirilen sistemle yapılan veri kayıtları kullanılarak işaret işleme çalışmaları yapılabilecektir. Ancak bunun için gerçekleştirilen tasarımın ticarileşme aşamalarının tamamlanmasını beklemek gerekecektir.

Bu nedenle bu tez çalışması ile ilgili olarak yürütülen bir işaret işleme çalışmasında da bu çalışmada üretilen veriler yerine internet kaynakları üzerinden sağlanan veriler kullanılmıştır. Yalova Üniversitesi BAP birimi tarafından sağlanan bir proje desteği ile yürütülen bu çalışma sonunda üretilen 'Evaluation of statistical metrics by using physiological data to identify the stress level of drivers' başlıklı bildiri 13-14 Aralık 2014 tarihinde Malezya'nın Kuala Lumpur kentinde düzenlenen uluslararası ICFB 2014 (The International Conference on Future Bioengineering) sempozyumunda sözlü olarak sunulmuş ve yayımlanmıştır.

KAYNAKLAR

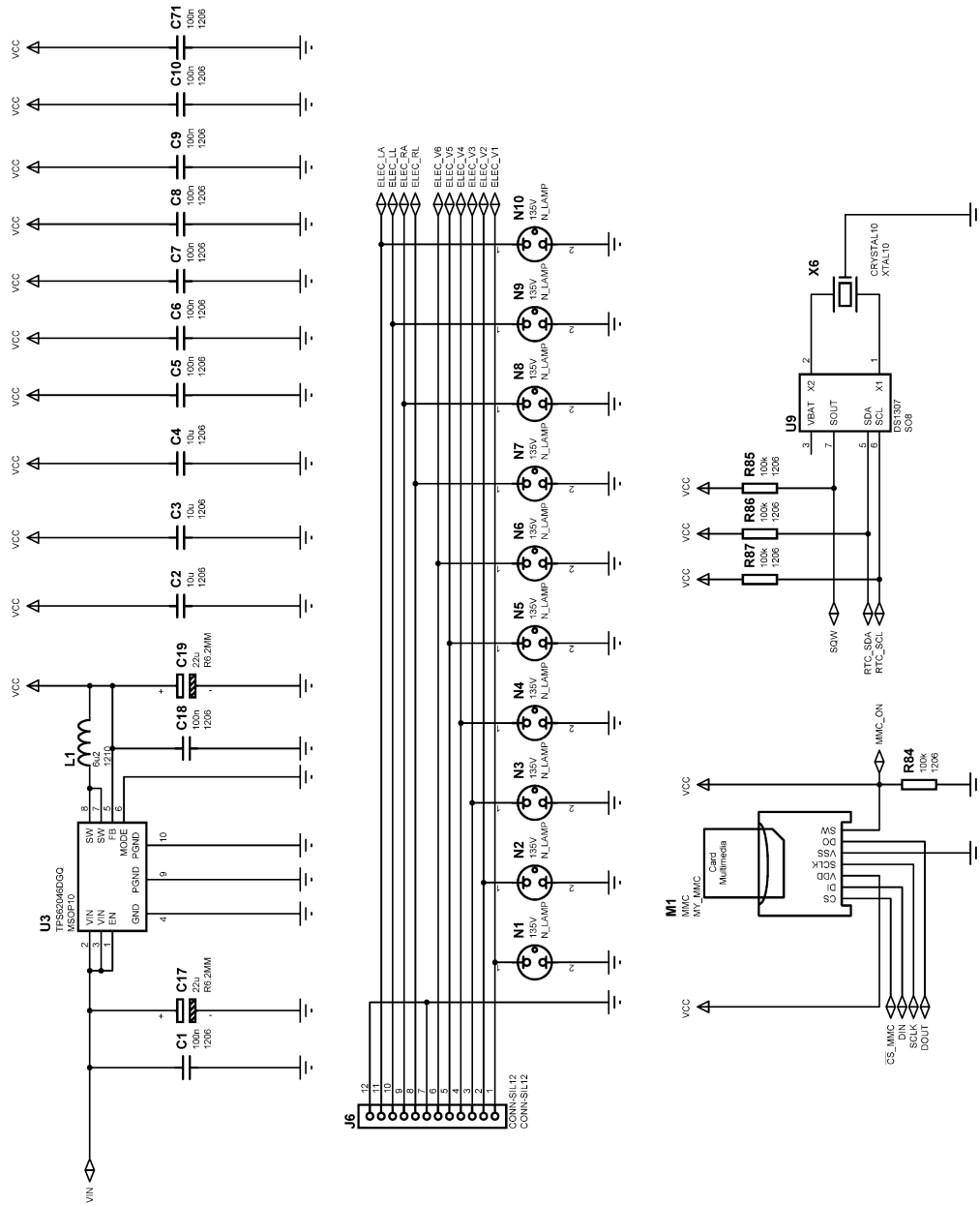
- Baker, R.L., and Koelling, T.M.** (2005): Prognostic value of ambulatory electrocardiography monitoring in patients with dilated cardiomyopathy. *Journal of Electrocardiology, Volume 38, Issue 1, January*, pp. 64-68.
- Baranowski, R., Poawska, W., Rydlewska, S.W.** (2003): Day to day reproducibility of beat by beat Holter QT analysis. *Abstract for National Institute of Cardiology, Warsaw, Poland.*
- Corday, E., Lang, T.** (1975): Accuracy of data reduction systems for diagnosis and quantification of arrhythmias. *Am. J. Card.* 35:927-28.
- Corday, E.** (1991): Historical Vignette Celebrating the 30th Anniversary of Diagnostic Ambulatory Electrocardiographic Monitoring and Data Reduction Systems. *JACC*, pp. 17:286-92.
- DiBianco, R., Katz, R.J.** (2007): Evaluation of Technician Audiovisual Scanning of Ambulatory Electrocardiographic Recordings Utilizing the Rapid Oscillographic Printout Technique of Validation: *Clin. Card.*:5,39-45.
- Du, L., Yan, Y., Wu, W., Mei, Q., Luo, Y., Li, Y., Wang, L.** (2013): Towards a smart Holter system with high performance analogue front-end and enhanced digital processing. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE* , vol., no., pp.1210,1213.
- Hammill, S.C.** (1987): Evaluation of a Holter System to Record ST-Segment Changes. *J. Electrocard.* Supplemental Issue-Oct.
- Hanås, S., Tidholm, A., Egenvall, A., Holst, B.S.** (2009): Twenty-four hour Holter monitoring of unsedated healthy cats in the home environment. *Journal of Veterinary Cardiology, Volume 11, Issue 1.* Pp. 17-22.
- Henkin R., Caref E.B., Kelen G.J., El-Sherif N.** (1991): A Comparative Analysis of Commercial Signal-Averaged Electrocardiogram Devices. In: High Resolution Electrocardiography. El-Sherif and Turitto (EDS.) *Futura Publisher.* pp. 173-185.
- Horner, S.L.** (1983): Ambulatory Electrocardiography Applications and Techniques: J.B. Lippincot Company.
- Hung, H.C., Wei, D., Chen, W.** (2012): A CMOS analog front end design in multi-lead ECG system for ubiquitous healthcare. *Biomedical and Health Informatics (BHI), 2012 IEEE-EMBS International Conference on* , vol., no., pp.281,284.
- Juarez, C.A.; Chong, Q.J. E.** (2011): Design and development of a holter prototype with Bluetooth transmission. *Health Care Exchanges (PAHCE), Pan American* , vol., no., pp.323,327.
- Kelen, G., Henkin, R.** (1989): Correlation Between the Signal-Averaged Electrocardiogram from Holter Tapes and from Real-Time Recordings. *Amer Jour of Card.* pp. 1321-1325.
- Kennedy, H.L.** (1980): Ambulatory Electrocardiography including Holter Recording Technology: Philadelphia. *Lea & Febiger.*
- Kennedy, H., Wiens, R.D.** (1988): Ambulatory (Holter) electrocardiography and myocardial ischemia. *St. Louis University School of Medicine.*

- McCall, V.R.** (1987): fully Automated Indirect Blood Pressure Measurement Techniques and Clinical Applications. © DMA.
- Nitin, M., Ryan, S., and Glenn, N.L.** (2014): Chapter 8 - Holter Monitors, Event Monitors, Ambulatory Monitors, and Implantable Loop Recorders. *In Cardiology Secrets (Fourth Edition)*. Philadelphia, pp. 60-67.
- Ritter, P.** (2013): Holter in Monitoring of Cardiac Pacing. *Progress in Cardiovascular Diseases*, Available online.
- Salerno, D.M., Granrud, G.** (1987): Accuracy of Commercial 24-Hour Electrocardiogram Analyzers for Quantitation of Total and Repetitive Ventricular Arrhythmias. *Am J. Card.* 60:1299-1305.
- TS-EN 61601**, 2010. Elektrikli tıbbi donanım temel güvenlik ve performans standartları, <http://www.verifysoft.com/en_en-61601.html>, *Türk Standartları Enstitüsü*, Ankara.
- TS-EN 61508**, 2010. Fonksiyonel güvenlik standardı, *Türk Standartları Enstitüsü*, <http://www.verifysoft.com/en_en-61508.html> Ankara.
- Url-1** <<https://biruni.tuik.gov.tr/gosterge/?locale=tr>> alındığı tarih: 26.04.2016.
- Url-2** <<http://www.tuik.gov.tr/UstMenu.do?metod=istgosterge>>, al tarih 26.04.2016.
- Url-3** <http://www.istanbulsaglik.gov.tr/w/sb/tekd/belge/Sonuc_Rapor.pdf> al. tarih: 26.04.2016.
- Url-4** <<http://www.saglik.gov.tr/TR/dosya/1-93613/h/turkiyede-ozellikli-planlama-gerektiren-saglik-hizmetle-.pdf>> alındığı tarih: 26.04.2016.
- Url-5** <<http://www.csb.gov.tr/db/mpgm/editordosya/file/HABITAT/RAPOR.pdf>>, alındığı tarih: 29.06.2006.
- Url-6** <<http://www.tuik.gov.tr/PreHaberBultenleri.do?id=18855>> ölüm nedeni oranları. alındığı tarih: 03.04.2016
- Url-7** <http://www.ti.com/lstds/ti/microcontrollers_16-bit_32-bit/msp/> MSP430 veri dosyası, alındığı tarih: 05.05.2016
- Url-8** <<http://www.ti.com/product/ADS1298>> ADS1298 veri dosyası, alındığı tarih: 04.05.2016
- Url-9** <<http://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS1307.pdf>> DS1307 veri dosyası, alındığı tarih: 02.05.2016
- Url-10** <<http://www.ftdichip.com/Products/ICs/FT232R.htm>> FT232 veri dosyası, alındığı tarih: 01.05.2016
- Url-11** <<http://www.datasheetspdf.com/datasheet/DCP010505.html>> DCP010505 veri dosyası, alındığı tarih: 02.05.2016
- Url-12** <<http://www.ti.com.cn/cn/lit/ds/symlink/iso7421.pdf>> ISO7420/7421 veri dosyası, alındığı tarih: 01.05.2016
- Url-13** <<http://www1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/20002090C.pdf>> MCP73871 veri dosyası, alındığı tarih: 04.05.2016
- Van Gelder, L.M., El Gamal, M.I.H.** (1988): Undersensing in VVI-Pacemakers Detected by Holter Monitoring. *PACE*. 11:1507-1511.
- Wojnarowski, T.; Kotas, R.; Marciniak, P.; Tomala, R.; Kulesza, Z.; Napieralski, A.** (2011): ECG signal filtering for high definition Holter monitoring system. *Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH). Proceedings of VIIth International Conference*, pp.137,141.

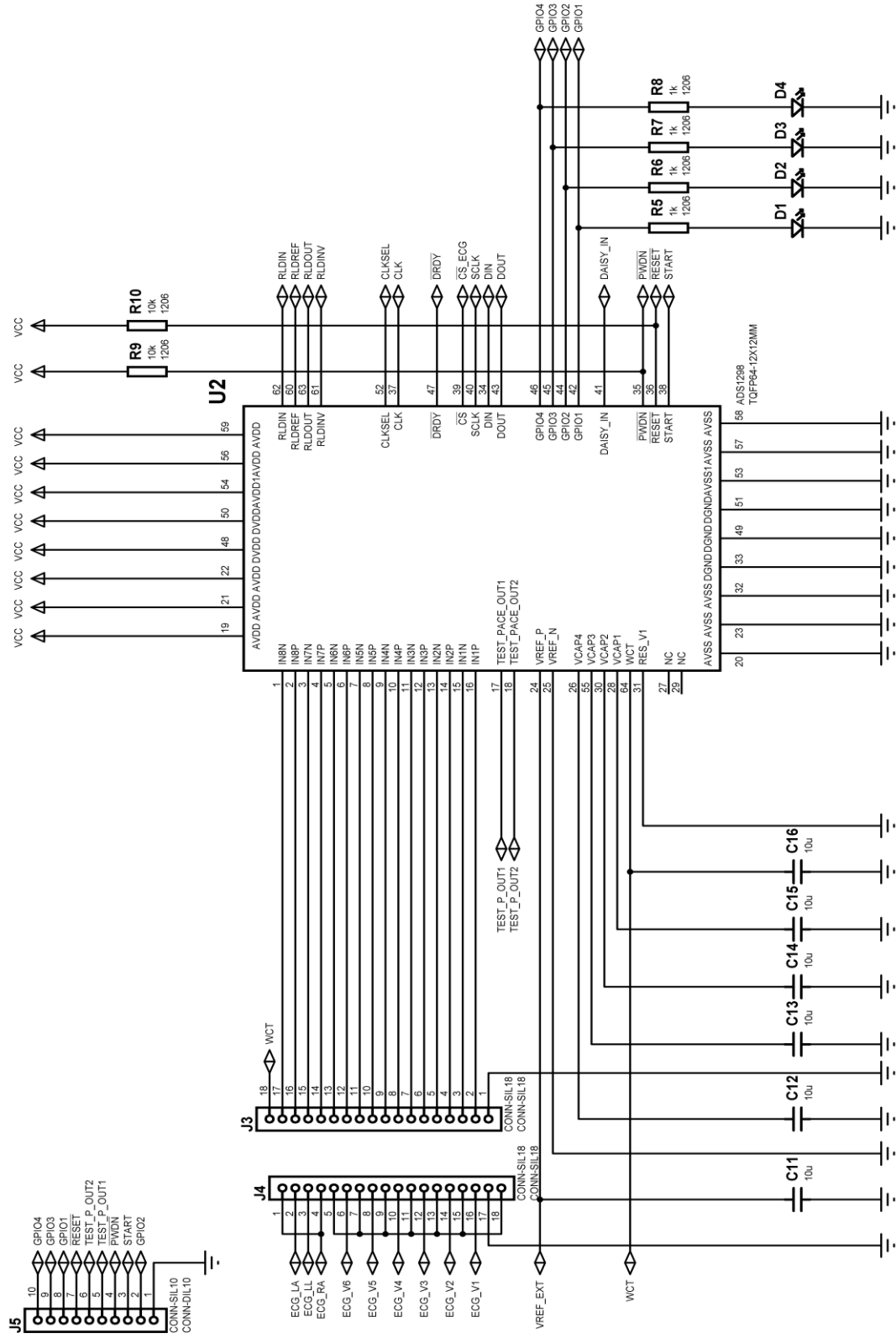
EKLER

EK A.1 Prensip Şema Modülleri

Şekil 2.14 ve Şekil 2.16'deki modüllerin büyütülmüş resimler aşağıda verilmiştir.

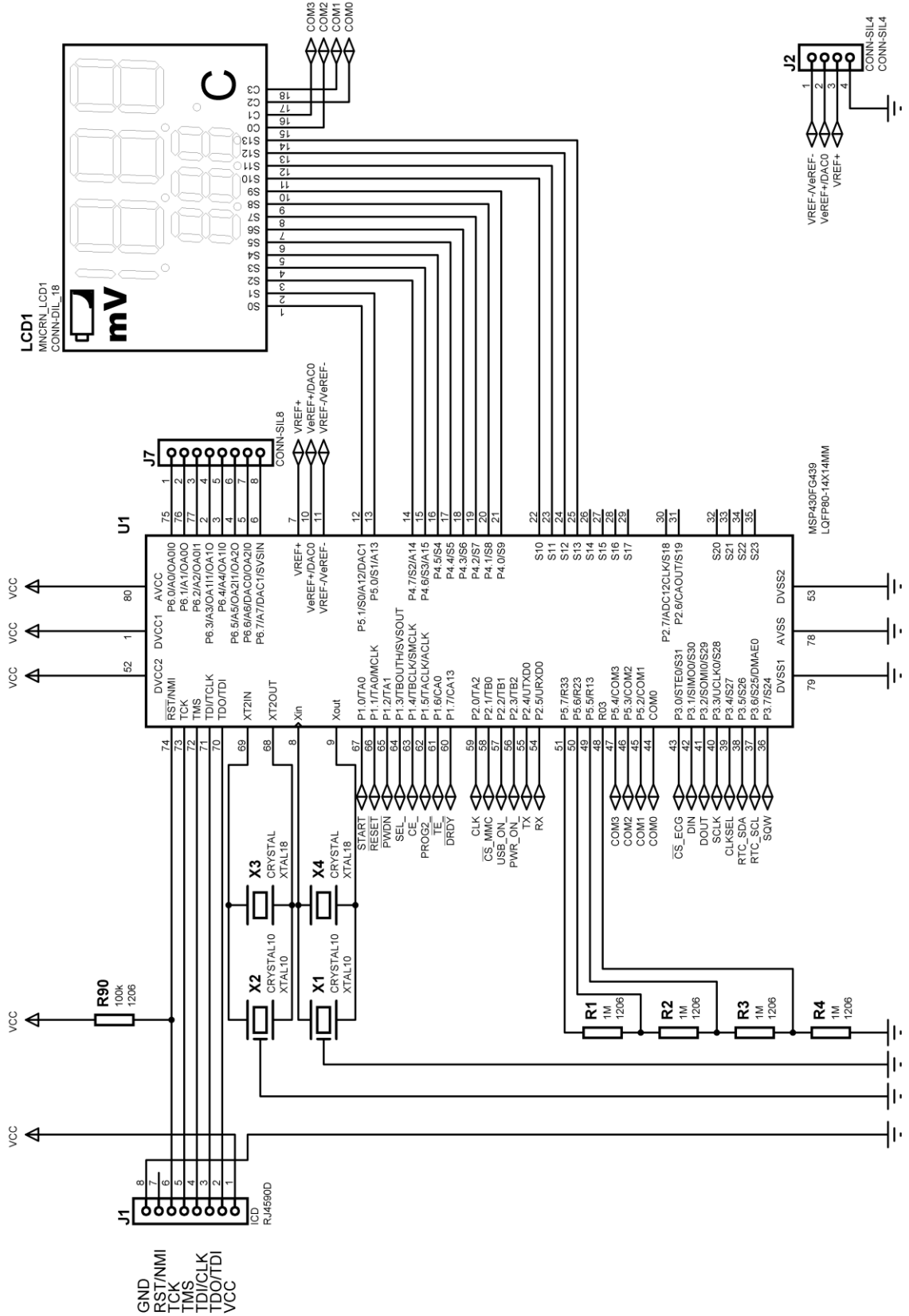


Şekil A.1: Güç girişi, prop girişi, MicroSD kart girişi

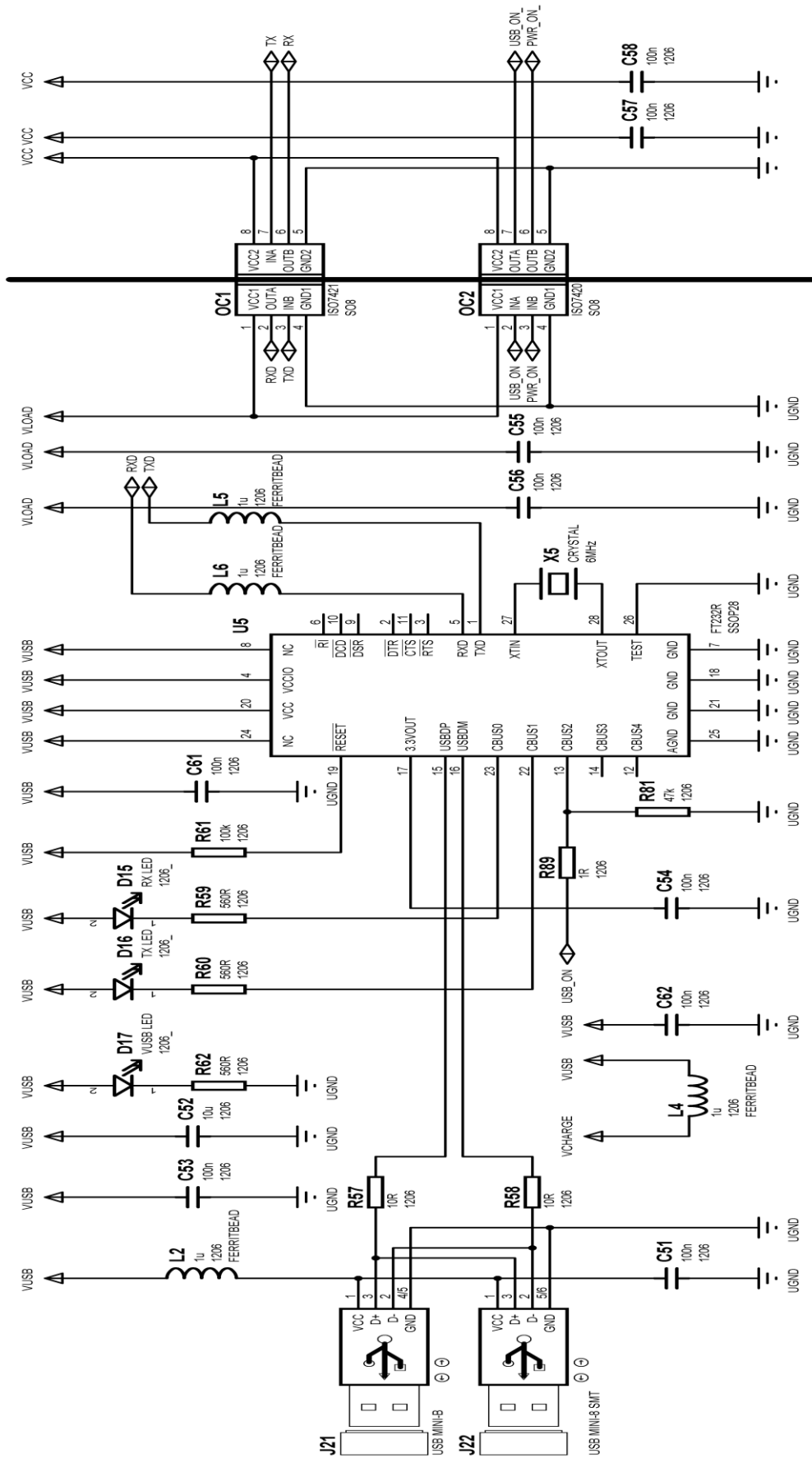


DIOMELF3515
 DIOMELF3515 DIOMELF3515
 DIOMELF3515

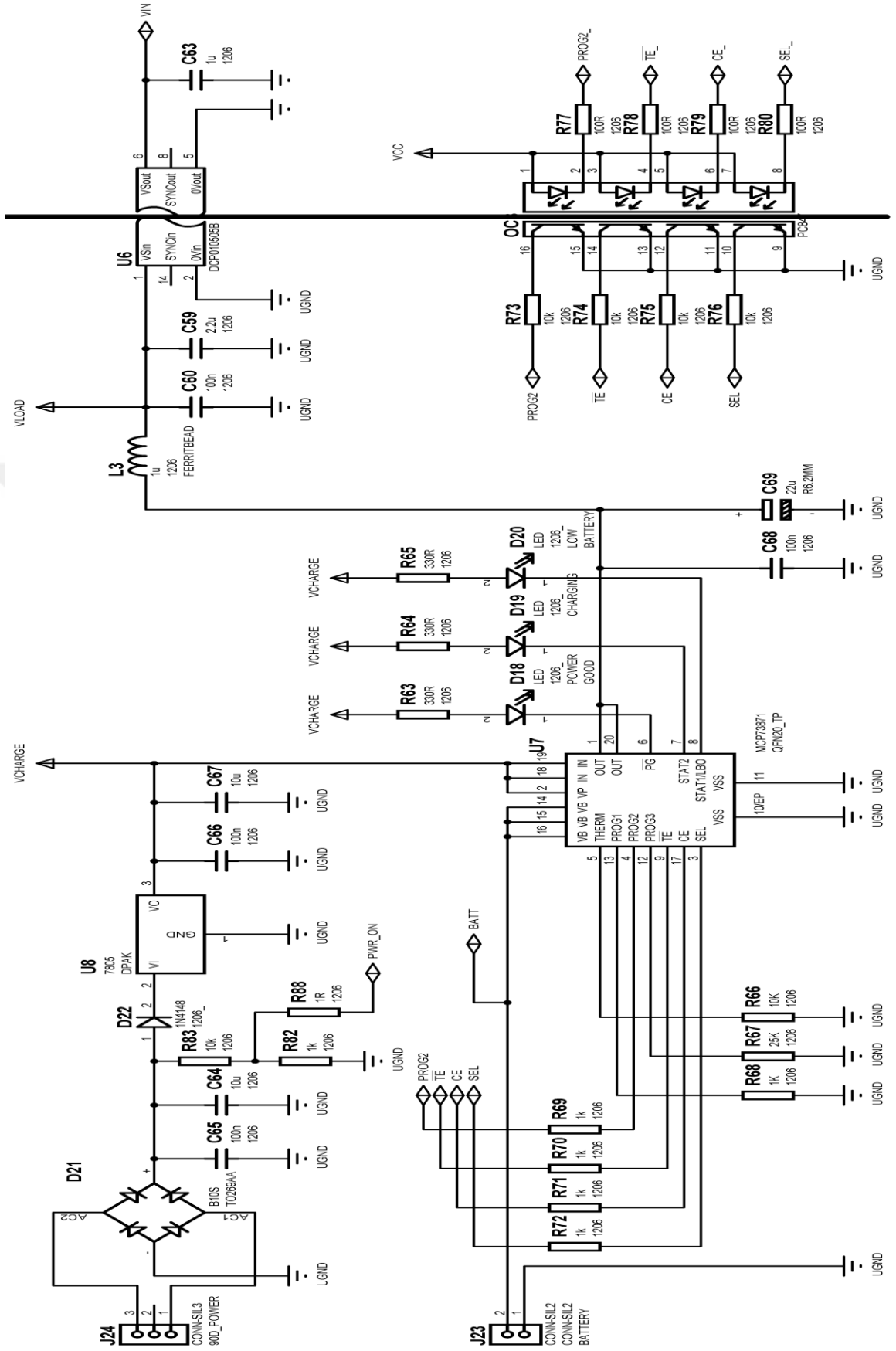
Şekil A.2: ADC modülü



Şekil A.3: CPU modülü



Şekil A.4: USB Arabirimi



Şekil A.5: Güç Devresi





ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad: Yusuf YÜKSEL
Doğum Yeri ve Tarihi: Üsküdar 04/07/1985
Adres: Ortaçeşme Mh. Akbaba Cd. Çifteçınarlar Sk. No:114/3
E-Posta: yusufun@gmail.com
Lisans: Kocaeli Üniverstesi Teknik Eğitim Fakültesi

Mesleki Deneyim ve Ödüller:

Step ve DC motor driver tasarımı. Rotary encoder dizynı (mekanik-donanım-yazılım). El tipi PHmetre yapımı (kutu-dizayn-yazılım). Medikal santrifuj makinesi elektronik kontrol sistem dizaynı ve yazılımı. Incubator süt test cihazı elektronik-mekanik dizayn ve yazılımı. Plastik extruder polyetilen hammadde besleyici elektronik-mekanik dizayn ve yazılımı. Trafo sargı makinesini projelendirme, elektronik dizaynı, plc yazılımı ve mekanik revizyon. 6 renk flekso baskı makinesini projelendirme, plc yazılımını yazma ve yurt dışında bizzat kurulumunu yapma-devreye alma (5 makine). Analog indikatör dizayn-yazılım. Rf üzerinden analog veri transferi ve kontrol. 2 adet tam otomatik toz dolun makinesi projelendirme-yazılım ve yurtdışında devreye alma. Metal tüp dolun makinesi projelendirme-yazılım ve devreye alma. 3 adet 50ton/24saat lik küp şeker tesisi projelendirme ve yazılım. 1 adet 50ton/24 saatlik tablet kömür makinesi projelendirme, yazılım ve devreye alma. 1 adet 400kg/saat lik exproof şeker kırma makinesi projelendirme ve devreye alma. 1 adet 25ton/24 saatlik küp şeker tesisi, 2 adet 2'li küp şeker sarma, 1 adet dikey şeker dolun, 1 adet 1-2-5kg un dolun makinesi projelendirme, yazılım ve devreye alma. Birçok otomasyon sistemine yenilik getirme ve iyileştirme (sargı-çözgü sistemleri, sıralama, paketleme, asenkron ve senkron motion control). Mikroişlemci tabanlı 100 üzerinde özel projenin yazılım ve donanımını gerçekleştirme. Cnc ve frezede toplamda 2000 saat üzeri tecrübe.

Sertifika alınan seminerler:

- 1- Lenze Endustrial Motion Solutions 19.11.2015
- 2- Beckhoff Twincat3 Certificate 29.12.2015
- 3- Beckhoff EtherCAT 27.05.2014
- 4- Lenze Endustrial Automation and Drive Solutions 16.05.2013
- 5- Designing With Freescale 15.05.2013
- 6- EBV Tech Trends Symposium 16.04.2013
- 7- STM32Fx 29.05.2012
- 8- TI MCUs 15.05.2012
- 9- DWF MARKET SOLUTIONS 03.05.2012
- 10- DWF MARKET SOLUTIONS 03.05.2012

- 11- NXP ARM CORTEX 17.04.2012
- 12- Beckhoff Twincat2 Certificate 03.07.2011
- 13- Analog Devices Blackfin DSPs 14.12.2005

Yayın ve Patent Listesi:

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR/SUNUMLAR

- Avcı C., Akbaş A. and **Yüksel Y.**, *"Evaluation of statistical metrics by using physiological data to identify the stress level of drivers"*, *The International Conference on Future Bioengineering (ICFB 2014), Kuala Lumpur, Malaysia, 13-14 Dec 2014*

