PC TABANLI KABLOSUZ EKG BİYOTELEMETRİ SİSTEMİ TASARIMI VE YAPIMI

Ersan KABALCI

YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

HAZİRAN 2006
ANKARA

PC TABANLI KABLOSUZ EKG BİYOTELEMETRİ SİSTEMİ TASARIMI VE YAPIMI

Ersan KABALCI

YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

HAZİRAN 2006
ANKARA

Ersan KABALCI tarafından hazırlanan PC TABANLI KABLOSUZ EKG BİYOTELEMETRİ SİSTEMİ TASARIMI VE YAPIMI adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Yrd. Doç. Dr. Mustafa BURUNKAYA
Tez Yöneticisi

Bu çalışma jürimiz tarafından Elektronik Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında Yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. İnan GÜLER

Üye : Doç. Dr. Raşit AHISKA

Üye : Yrd. Doç. Dr. Mustafa BURUNKAYA (Danışman)

Üye : Yrd. Doç. Dr. Rahmi CANAL

Üye : Yrd. Doç. Dr. Mahir DURSUN

Tarih : 22/06/2006

Bu tez Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

TEZ BİLDİRİMİ

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

Ersan KABALCI

PC TABANLI KABLOSUZ EKG BİYOTELEMETRİ SİSTEMİ TASARIMI VE YAPIMI

(Yüksek Lisans Tezi)

Ersan KABALCI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Haziran 2006

ÖZET

Kalp hastalıklarının teşhisinde EKG ölçümleri önemli bir yere sahiptir. EKG sinyalleri kalbin elektriksel faaliyeti sonucu oluşan ve deri yüzeyinden elektrotlarla ölçülebilen biyopotansiyel sinyalleridir. Bu sinyaller enstrümantasyon yükselteçleri ile güçlendirilerek işlenebilir sinyallere dönüştürülür. Gerçekleştirilen bu çalışmada vücut yüzeyinden elektrotlarla alınan biyopotansiyel sinyallerinin yükseltilmesi ve EKG sinyalinin filtrelenmesi adımları uygulanmıştır. Elde edilen EKG sinyallerinin sayısal iletim teknikleri ile kablosuz olarak iletilebilmesi için mikroişlemci kontrolüyle dijitale dönüştürülmesi ve seri kodlanması işlemleri yapılmıştır. EKG sinyalleri UART veri iletim tekniği kullanılarak endüstriyel, bilimsel ve tıbbi iletim bandı olan ISM bandında 434 MHz frekansta iletilmiştir. Bu çalışmada veri iletim hızı 9600 bps'dir. Mikroişlemci kontrollü bir alıcı devre ile iletim ortamından alınan EKG sinyalleri demodüle edilerek sayısal sinyal tekrar analog sinyale dönüştürülmüştür. Analog EKG sinyalleri görüntüleme ve kayıt birimlerinde görüntülenerek teşhis amaçlı olarak kullanılabilir. Ölçüm sonuçları üzerinde QRS ve diğer aralıklar belirlenebilmektedir.

Bilim Kodu : **704.3.013**
Anahtar Kelimeler : **Enstrümantasyon Yükselteci, Elektrokardiyogram, EKG, Biyotelemetri, Transceiver, Mikroişlemci, UART**
Sayfa Adedi : **83**
Tez Yöneticisi : **Yrd. Doç. Dr. Mustafa BURUNKAYA**

PC BASED WIRELESS ECG BIOTELEMETRY SYSTEM DESIGN AND MANUFACTURE

(M.Sc. Thesis)

Ersan KABALCI

GAZİ UNIVERSITY

INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY

June 2006

ABSTRACT

ECG measurements have an important point to specify the heart diseases. ECG signals are generated by the heart's electrical actions and can be detected using electrodes over skin. These biological signals are amplified by using instrumentation amplifiers and can be processed with analog or digital signal processing techniques. The design and applications mentioned in this thesis covers how to detect biopotential signals by using skin surface electrodes and to filter ECG signals from noise signals. To transmit the obtained ECG signals by using digital communication techniques, microprocessor controlled digital conversion and serial data coding steps are also applied. The ECG signals were coded for UART communication and transmitted at 434 MHz frequency for industrial, scientific and medical (ISM) band. The transmitted data rate in this application is 9600 bps. Transmitted ECG signals are remotely received by a transceiver module and digital signal converted to analog signal after demodulating steps. The analog ECG signals may be used to diagnose in viewing and recording units. QRS and other intervals of ECG signal may be determined on the results of telemetry system

Science Code : **704.3.013**
Key Words : **Instrumentation Amplifier, Electrocardiogram, ECG, Biotelemetry, Transceiver, Microprocessor, UART**
Page Number : **83**
Adviser : **Assistant Prof. Mustafa BURUNKAYA**

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren Hocam Yrd. Doç.Dr. Mustafa BURUNKAYA'ya yine önemli tecrübelerinden faydalandığım Arş. Gör. Uğur FİDAN'a, kablosuz iletim konusunda yardımlarından dolayı UDEA elektronik çalışanlarına ve İbrahim UĞURLU'ya, Manisa Turgutlu Endüstri Meslek Lisesi Öğretmenleri Göksel ATURGİL ve Oktay KUTLU'ya, manevi destekleriyle beni yalnız bırakmayan aileme teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET ……..iv

ABSTRACT ……v

TEŞEKKÜR ……...vi

İÇİNDEKİLER ……..vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ ……ix

ŞEKİLLERİN LİSTESİ ……...x

RESİMLERİN LİSTESİ ……...xiii

SİMGELER VE KISALTMALAR ……..xiv

1. GİRİŞ ……...1

2. EKG SİNYALLERİNİN OLUŞUMU VE ÖZELLİKLERİ..……...7

2.1. Kalbin Anatomik Yapısı ve Dolaşım Sistemi ……7

2.2. Kalbin Elektriksel Yapısı ve EKG İşareti ……...8

2.3. Elektrokardiyogramın Gelişimi ve Ölçüm Yöntemleri ……12

3. EKG VE TELEMETRİ SİSTEMİ TASARIM İLKELERİ ……..16

3.1. Yükselteç Tasarım Kriterleri …….....18

3.2. Gürültü Bastırma Teknikleri …….....…22

3.3. Analog-Dijital ve Dijital-Analog Dönüştürücü Devreleri ……26

3.3.1. Analog ve dijital büyüklükler ……..…27

3.3.2. Analog-dijital dönüştürücüler ……..…27

3.3.3. Dijital-analog dönüştürücüler……...30

3.4. Dijital Biyomedikal Sinyallerin Sıkıştırılması ……..33

3.5. Biyotelemetri ve İletim Sistemi ……35

Sayfa

3.5.1. Biyotelemetri sisteminin bileşenleri …….36

4. TASARLANAN EKG BİYOTELEMETRİ SİSTEMİ ……...…...43

4.1. Sistemin Blok Diyagramı ……..43

4.2. Enstrümantasyon Yükselteci …….....45

4.3. Filtre Devreleri ……..47

4.4. ADC ve Verici Devreleri ……..53

4.5. Alıcı ve DAC devreleri …….....61

4.6. Biyotelemetri Sisteminin Güç Kaynağı ve Devresi ..……67

5. SONUÇ VE ÖNERİLER ……..……..70

KAYNAKLAR ……..73

EKLER ……..76
EK-1. EKG yükselteç devresi ……..77
EK-2. EKG biyotelemetri sisteminin verici devresi ……..78
EK-3. EKG sisteminin alıcı devresi ……...79
EK-4. Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde çekilen EKG örneği ……...80
EK-5. EKG biyotelemetri sisteminin fotoğrafları ……..81

ÖZGEÇMİŞ ……..83

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 2.1. Elektrokardiyogram sinyali ve oluşum noktaları …….....11

Çizelge 2.2. Ortalama EKG parametreleri …….15

Çizelge 4.1. UTR-C12U modülünün iletimde kazanç değerleri ……60

Çizelge 4.2. Yükselteç ve vericinin akım değerleri ……...69

Çizelge 4.3. Alıcının toplam akım tüketimi ……...69

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 2.1. Kalbin anatomik yapısı ve bölümleri ……...8

Şekil 2.2. Kalbin fiziksel hareketi sonucu oluşan elektriksel sinyaller ……9

Şekil 2.3. Elektriksel işaretlerin oluşum süreleri ……....10

Şekil 2.4. Kalp kaslarının hareketi sonucu oluşan QRS sinyali ……11

Şekil 2.5. Frontal düzlemde Eindhoven üçgeni ……12

Şekil 2.6. Tek kutuplu bağlantıda elektrot yerleşimi ……13

Şekil 3.1. Elektrot-elektrolit arabirimi ve akım geçişi ……...16

Şekil 3.2. Tek kullanımlık elektrotlar ve fiziksel yapısı ……18

Şekil 3.3. Enstrümantasyon yükselteç modelleri ……...20

Şekil 3.4. Enstrümantasyon yükseltecinin katları ……..21

Şekil 3.5. Enstrümantasyon yükselteci ve sağ bacak sürücüsü (OPA2131) …..…...24

Şekil 3.6. Temel farksal yükselteç devresi ve çıkış gerilim denklemi ……...25

Şekil 3.7. A/D ve D/A dönüştürücüler ……..…….……26

Şekil 3.8. 3-bit A/D dönüştürücü için giriş gerilimine göre çıkış geriliminin kodlanmış görünümü ……..…...28

Şekil 3.9. Analog sinyalin sayısal sinyale dönüşümü ve dijital çıkış ……..…..29

Şekil 3.10. ADC0801..5 serisi mikroişlemci uyumlu ADC için uygulama devresi ……..30

Şekil 3.11. İdeal 3-bitlik DAC için küçük sayısal giriş gerilimine karşı analog çıkış geriliminin noktalar serisi olarak gösterimi …..…….…31

Şekil 3.12. 3-bitlik DAC için tam sayı girişe karşılık analog çıkış voltajı ……31

Şekil 3.13. Dijital analog dönüştürme sistemi ……...32

Şekil 3.14. Temel biyotelemetri sistemi ……...36

Şekil **Sayfa**

Şekil 3.15. Bir telemetri sisteminde verici devre blok diyagramı ……..38

Şekil 3.16. Analog modülasyon teknikleri ……....39

Şekil 3.17. Taşıyıcı ve bilgi sinyallerine göre darbe modülasyon çıkışları ……..……...40

Şekil 3.18. Bir telemetri sisteminde alıcı kat blok diyagramı ……41

Şekil 4.1. Tasarlanan sistemin blok diyagramı ……..44

Şekil 4.2. Tasarımın sağ bacak sürücüsü ve yükselteç katları ……...46

Şekil 4.3. AD627 ve INA101 enstrümantasyon yükselteçlerinin CMRR-frekans eğrilerinin karşılaştırılması ……...46

Şekil 4.4. Yüksek geçiren ve alçak geçiren filtre devreleri ile oluşturulan bant geçiren filtre katı ……...48

Şekil 4.5. Bant geçiren filtrenin Proteus programı ile elde edilen frekans eğrisi ……49

Şekil 4.6. Devre tasarımında kullanılan bant durduran filtre ……49

Şekil 4.7. Bant durduran filtrenin Proteus programı ile elde edilen frekans eğrisi ……..50

Şekil 4.8. Tasarımda kullanılan üçüncü derece yüksek geçiren filtre devresi ...……51

Şekil 4.9. Üçüncü derece yüksek geçiren filtre devresinin Proteus programı ile elde edilen frekans eğrisi ……..52

Şekil 4.10. Uygulamada kullanılan seri ADC ve verici devresi ……54

Şekil 4.11. ADC080x serisi analog dijital dönüştürücü entegrelerin mikroişlemci kontrollü olarak çalıştırılmasına örnek uygulama devresi ……55

Şekil 4.12. AT89C2051 mikroişlemcisi bağlantı uçları ……....55

Şekil 4.13. Mikroişlemcinin ADC ve seri kodlama programının akış diyagramı …….....58

Şekil 4.14. UTR-C12 U uygulama devresi ……....59

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.15. UTR-C12U transceiver modülün iletim periyotları …….....59

Şekil 4.16. Uygulamada kullanılan alıcı ve DAC devresi ...……..62

Şekil 4.17. Mikroişlemcinin seri kod çözme ve DAC için akış diyagramı …….....64

Şekil 4.18. Yükselteç ve verici için tasarlanan güç kaynağı ……..67

Şekil 4.19. Alıcı ve DAC için tasarlanan güç kaynağı ……..68

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim **Sayfa**

Resim 4.1. EKG ölçüm devresi ile iki ayrı kişiden elde edilen kalp EKG sinyalleri …….53

Resim 4.2. UTR-C12U Transceiver modülünün değişik sinyal türlerinde test edilmesi …….....61

Resim 4.3. Tasarlanan sistemle gerçekleştirilen kablosuz EKG ölçüm sonucu ……...66

Resim 4.4. Sound Forge programı ile ölçülen EKG sinyali ……..66

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	**Açıklama**
dB	Desibel
µV	Mikrovolt
CO_2	Karbondioksit
mmHg	Milimetre Civa
$L_{1...3}$	Lead 1…3
µA	Mikroamper
Hz	Hertz
KHz	Kilo Hertz
A_{CM}	Ortak Mod Kazancı
A_{DIFF}	Farksal Mod Kazancı

Kısaltmalar	**Açıklama**
SA	Sinoatriyal Düğüm
AV	Atriyoventriküler Düğüm
EKG	Elektrokardiyogram
EEG	Elektroensefelogram
EMG	Elektromiyogram
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
BW	Bandwidth
EMI	Electromagnetic Interference
RFI	Radio Frequency Interference
ADC	Analog to Digital Converter
DAC	Digital to Analog Converter

Kısaltmalar	Açıklama
LSB	Least Significant Bit
MSB	Most Significant Bit
TTL	Transistor Transistor Logic
MOS	Metal Oxide Semiconductor
PAM	Pulse Amplitude Modulation
PCM	Pulse Code Modulation
PPM	Pulse Position Modulation
PWM	Pulse Width Modulation
TDM	Time Division Multiplexing
ADM	Adaptive Delta Modulation
AZTEC	Amplitude Zone Time Epoch Coding
DCT	Discrete Cosinus Transform

1. GİRİŞ

Günümüzde meydana gelen ani ölümlerin büyük bir çoğunluğunun sebebi kalp rahatsızlıklarıdır. Kalp hastalıklarından meydana gelen ölümlerin azaltılması için mühendislik metotları ve tıbbi cihazlar ışığında gerçekleştirilen bilimsel çalışmalar sürmektedir.

Bu nedenle gelişen tıp sahasında ve hastanelerde teşhis ve tedavi için birçok alet ve cihaz kullanılır. Kullanılan mühendislik teknikleri ile kan basıncı, akış hızı ve kan miktarı kolaylıkla ölçülebilir. Elektronik cihazlar ile kardiyoloji alanında kalbin elektriksel faaliyeti ve kalp sesleri ölçülebilir. Birçok hastanede yoğun bakım üniteleri çalışmalarını güvenilir cihazlar ile desteklemektedir. Aynı zamanda elektronik vuru düzenleyici (pacemaker), elektriksel darbe üreteci (defibrillator) gibi kalbin çalışmasına yardım eden cihazlar da kullanılmaktadır. Bu sistemler ölçüm cihazları olmamakla beraber ölçüm cihazları ile birlikte kullanılırlar. EKG sinyallerinin incelenmesi ve takibi dolaşım sisteminde meydana gelebilecek herhangi bir düzensizliğin teşhis edilmesini kolaylaştıracaktır. Bu nedenle EKG sinyallerini izlemek üzere elektrokardiyografi cihazları geliştirilmiştir. Bu cihazlar non-invasive (incitici olmayan) yöntemler ile cilt yüzeyinden kalp tarafından üretilen biyopotansiyel sinyaller kullanılarak kalbin fizyolojik durumunu saptamak için kullanılmaktadır.

Günümüzde EKG olarak da bilinen elektrokardiyografi cihazlarından klinik EKG ve eko kardiyografi gibi geniş kullanım alanlarında ihtiyaçlara cevap vermesi beklenmektedir. Bu tez çalışmasında kablosuz EKG cihazı olarak tasarlanan sistemin özellikleri ve sağladığı kullanım imkânları incelenmiştir. Bahsedilen bu EKG sistemi hasta ya da sistemin kullanılacağı kişilerin hareket yeteneklerindeki sınırlamaları ortadan kaldıracaktır. Bilindiği gibi klinik EKG sistemleri elektrotlardan oluşan ön düzen ekranlı kablolar ile vücuttan alınan EKG sinyallerini ölçüm düzenine taşırken ölçüm düzeninin çıkışı ise elde edilen sinyalleri yine kablolar aracılığı ile görüntüleme ve kayıt birimine taşır.

Bu şekilde yapılandırılmış bir elektrokardiyogram sistemi ölçüm esnasında hastanın hareket yeteneğini sınırlandıracaktır. Bu çalışmada gerçekleştirilen sistemin ölçüm düzeninde bulunan verici devre sayesinde çıkışındaki sinyaller görüntüleme ve kayıt birimine kalp işaretlerinin kablosuz olarak iletilmesini sağlayacaktır. Tez çalışmasını oluşturan sistemin bölümleri şunlardır;

i) Elektrotlar ve enstrümantasyon katı (CMRR=108 dB)
ii) Filtre Katı
iii) Analog-Dijital Dönüştürücü katı (Mikrodenetleyici kontrollü 8-bit örnekleme ve UART veri sıkıştırma)
iv) 433 MHz Dijital Verici
v) 433 MHZ Dijital Alıcı
vi) Dijital-Analog Dönüştürücü Katı
vii) Görüntüleme ve kayıt birimi (PC)

Temel bir EKG cihazının bileşenleri; EKG sinyallerini algılamak için kullanılan elektrotlar, bu elektrotlar ile alınan sinyallerin yükseltilmesi için bir yükselteç katı, yükselteç çıkışındaki karmaşık sinyal içinden sadece EKG sinyallerinin geçişine olanak tanıyacak filtreleme katı ve bu sinyaller için görüntüleme ve kayıt birimidir. Bu sistem üzerinde hastanın yalıtımı için ayrıca sağ bacak sürücüsü de kullanılır.

Bu sistemde kalbin ürettiği elektriksel sinyaller deri yüzeyinden elektrotlar aracılığıyla algılanır. Algılayıcı olarak kullanılan EKG elektrotları Ag ve AgCl içeren malzemelerden oluşturulur ve deri ile elektrot arasındaki elektrolit sıvının oluşturduğu iletken ortamda biyoelektrik sinyalleri algılamak için kullanılır. Elektrotlardan alınan EKG sinyalleri μV'lar seviyesindedir ve işlenebilmeleri için yükseltilmeleri gerekmektedir. Bu yükseltme işlemi giriş katındaki işlemsel yükselteç devreleri ve bu devrelerin birleşimi olan enstrümantasyon yükselteçleri ile gerçekleştirilir. EKG sinyallerinin ölçülmesi esnasında alınan biyoelektrik sinyaline vücutta bulunan EMG (Elektromiyogram), EEG (Elektroensefelogram) ya da ENG (Elektronörogram) gibi diğer biyopotansiyel sinyalleri de karışacaktır. Bahsedilen bu biyoelektrik sinyalleri farklı frekans spektrumunda ortaya çıkmaktadır. Bu özelliğe

bağlı olarak EKG sinyallerinin bu sinyaller arasından seçilebilmesi için filtreleme özellikleri kullanılmalıdır. Filtre katı alçak geçiren filtre ve yüksek geçiren filtreler ile birlikte çentik (notch - bant durduran) filtrelerden oluşur. Bu katın görevi yükseltilmiş bu biyopotansiyel sinyaller içinden sadece EKG sinyallerinin seçilmesini sağlamaktır. Elde edilen ve yükseltilen biyoelektrik işareti içerisinden sadece EKG geçişi sağlandığında sinyal görüntü katına uygulanabilir bir sinyal şeklinde açığa çıkmaktadır. Sistemin yükselteç katında elde edilen bir sinyal de sağ bacak sürücüsü ile hastaya geri besleme yoluyla uygulanarak hasta üzerindeki biyopotansiyel etkisi sıfırlanır ve aynı zamanda hastanın sistemden yalıtımı gerçekleştirilir. Bahsedilen bu temel sistemde bulunan katlar ayrı ayrı geliştirilerek sistemin özellikleri geliştirilebilir [1].

Bu tez çalışmasında gerçekleştirilen tasarımda giriş katında sağ kol, sol kol, sağ bacak ve sol bacak üzerinden dört elektrotla elde edilen EKG sinyalleri giriş yükseltecine uygulanmaktadır. Tasarlanan devrenin girişinde yükselteç olarak daha önceki çalışmalarda incelenen INA101 enstrümantasyon yükselteci yerine AD627 enstrümantasyon yükselteci kullanılmıştır. INA101 entegre devresi tıbbî yükselteç devrelerinde kullanılan ve küçük sinyal uygulamalarında yükseltme işlemini gerçekleştiren enstrümantasyon yükselteç yapısıdır ancak bu entegrenin 100 ile 1000 kat arasındaki kazanç durumunda çalıştırılması noktasında AD627 yükselteci CMRR oranları konusunda daha ciddi sonuçlar vermektedir. AD627, 1000 kata kadar yükseltme sağlarken 60 Hz'de 108 dB CMRR oranına sahiptir. Tasarımda devrenin enstrümantasyon yükselteci olarak AD627 entegre devresinin kullanılması devre girişindeki EKG sinyallerinin yüksek kesinlik oranıyla işlenmesini ve yükseltilmesini sağlayacaktır. Bu enstrümantasyon yükselteç yapısı üç adet işlemsel yükselteç ile oluşturulabilir, ancak sistem üzerinde entegre devre yapısında enstrümantasyon yükseltecinin kullanılması da gürültü etkenlerinin ölçüm katındaki etkisini azaltırken yükseltme işleminin daha hassas ve güvenilir olarak gerçekleştirilmesini sağlayacaktır.

Enstrümantasyon yükselteci çıkışındaki biyoelektrik sinyalinin filtrelenmesi analog filtrelerle gerçekleştirilmiştir. EKG sinyallerinin 0,05 Hz ile 140 Hz arasındaki

frekans spektrumunda açığa çıkması diğer sinyallerin bastırılması için de bir bant genişliği sunmaktadır. Bu nedenle alçak geçiren ve yüksek geçiren filtrelerle oluşturulan bant geçiren filtre için frekans bantgenişliği bu aralıkta seçilmelidir. Devre üzerinde çeşitli gürültü kaynakları vardır ve bu kaynakların en önemlilerinden bir tanesi de 50 Hz şebeke gürültüsüdür. Şebeke gürültüsünün bastırılması için filtre katında bir 50 Hz bant durduran filtre kullanılmalıdır. Bu filtrenin amacı 0,05 Hz ile 140 Hz frekans aralığı içinde bulunan 50 Hz osilasyon değerindeki şebeke gürültüsünün EKG sinyali üzerinde etkili olmasını önlemektir. Filtre katının çıkışında elde edilen elektriksel sinyal vücuttan elektrotlarla algılanan ve yükseltilen sinyal içinden sadece EKG sinyallerinin seçilmesini sağlamıştır. Sistemin bundan sonraki katları ise sinyal işlemeye yöneliktir [1].

Ölçüm sistemi çıkışındaki sinyal bir mikrodenetleyici sayesinde 8 bit sayısallaştırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Devrede 8 bit sayısallaştırma kullanılması ile 2^8=256 örnekleme oranında elde edilmiş ve devre çıkışındaki sayısal sinyalin de yüksek çözünürlükte olmasını sağlamıştır. Yüksek çözünürlüklü sayısallaştırma ile iletilen sinyalin aslına uygun olarak alıcıda elde edilmesini sağlamıştır. Analog dijital dönüştürme için bir mikrodenetleyicinin kullanılması sistemin esnek bir yapıda çalışmasını sağlamıştır. Elde edilen bu 8 bit sayısal sinyal bir mikroişlemci tarafından sıkıştırılıp tek bit seri sinyale dönüştürülerek verici modül ile iletime hazırlanmıştır. Sistemin buraya kadar anlatılan bölümü ölçüm sistemini oluşturmaktadır. Ölçüm katında verici kullanılması hastayı yatağa bağlı kalmaktan kurtaracaktır. Verici çıkışında kullanılacak yükselteç sistemlerle iletim aralığı da genişletilebilir. Verici ve alıcı olarak eşdeğer sayısal alıcı kullanılması veri aktarımında daha güvenilir ve kesin iletim sonuçları sağlamıştır. İletim için endüstriyel, bilimsel ve tıbbî verilerin iletildiği 300-434 MHz aralığındaki ISM bandı kullanılmıştır. Daha önceden tasarlanmış olan sistemlerde FM[1] bandının kullanılması iletimde radyo sinyallerinin EKG sinyalleri üzerinde gürültü etkilerine neden

[1] P. Mohseni ve K. Najafi'nin " Wireless Multichannel Biopotential Recording Using an Integrated FM Telemetry Circuit", *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA • September 1-5, 2004* makalesi ile tanıttığı çalışmada olduğu gibi

olmaktadır. Alıcı modül çıkışının sayısal olması bu sinyalin herhangi bir port aracılığıyla doğrudan bilgisayara uygulanmasına olanak sağlamıştır. Aynı zamanda elde edilen sinyal bir sayısal analog dönüştürücü devresi kullanılarak seri analog sinyal haline dönüştürülebilir. Bu dönüştürme işlemini gerçekleştirecek devre bir mikroişlemci ve DAC (Digital Analog Converter) entegre devresi ile sağlanabilir. Sistemde kayıt ve görüntüleme birimi olarak bilgisayarın kullanılması hastanın EKG kayıtlarının incelenmesine ve bir veri tabanı oluşturulmasına olanak tanımıştır. Bu özellik bilgisayarın kolay erişilebilir bir cihaz olması nedeniyle geliştirilen sistemin klinik EKG'ye oranla daha geniş kullanım alanı bulmasını sağlayacaktır. Herhangi bir hasta bu sistemi evinde rahatlıkla kullanabilecektir. Ayrıca görüntüleme yazılımına internet etkileşimi eklenerek sistemin özelliği genişletilebilir.

Çalışmanın bundan sonraki bölümleri EKG telemetri sistemi tasarlamak için gerekli olan teorik bilgileri ve bu bilgiler ışığında gerçekleştirilen tasarımın incelenmesini kapsamaktadır. İkinci bölümde kalbin fizyolojik olarak çalışması incelenmiş ve bu anatomik yapının meydana getirdiği elektriksel sinyaller ve bunların özellikleri göz önünde bulundurulmuştur. Bu bölüm bir EKG ölçüm sistemi tasarlamak için biyopotansiyel sinyalleri hakkında bilinmesi gerekenleri göz önünde bulundurmaktadır. Üçüncü bölümde ise kalbin oluşturduğu elektriksel sinyallerin deri yüzeyinden alınıp yükseltilmesi için gerekli devre yapıları incelenmiştir. Bu devre yapıları, elektrotlarla başlayan ve filtre devreleri ile son bulan ölçüm düzeninin yanı sıra ölçülen sinyalin kablosuz iletilmesi için gerekli olan sayısal A/D dönüştürme ve verici modülleri kapsamaktadır. Aynı zamanda alıcı bölümde alınan sinyallerin demodülasyonu ve D/A dönüşümü de bu bölümde incelenen teknikler arasındadır.

Dördüncü bölüm, temel ilkeler ışığında tasarlanan kablosuz EKG ölçüm sisteminin bölümlerini ve çalışmasının incelenmesini içermektedir. Bu bölümde gerçekleştirilen tasarımda kullanılan devre yapılarının test edilmesi, gerçek zamanlı ölçümler gerçekleştirilmesi ve bu ölçümlerin kablosuz iletimlerinin incelenmesi söz konusudur. Son bölümde ise gerçekleştirilen bu ölçüm ve iletim sistemi hakkındaki

sonuç ve yorumlar yer almaktadır. Sistemin genel özellikleri ve geliştirilebilir yönleri de aynı zamanda son bölümün içeriğini oluşturmaktadır.

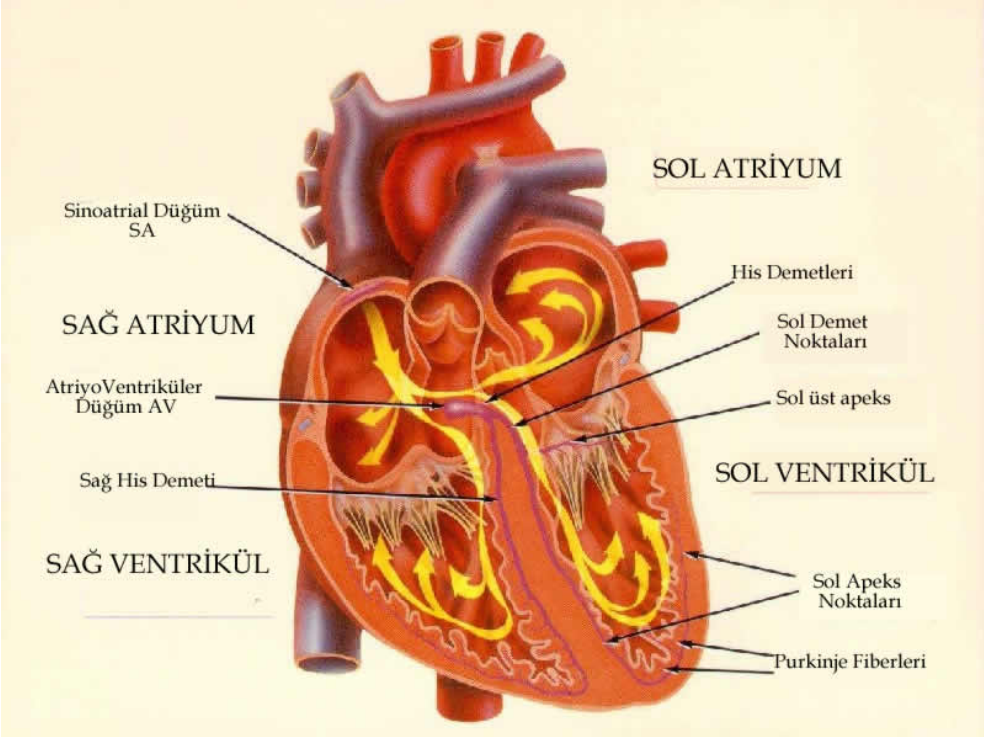
2. EKG SİNYALLERİNİN OLUŞUMU VE ÖZELLİKLERİ

2.1. Kalbin Anatomik Yapısı ve Dolaşım Sistemi

Kalp yapısı itibarıyla iki durumlu bir pompa düşünülebilir. Kalp, fiziki olarak paralel durumda düzenlenmiştir fakat pompalara giden kan dolaşımı yönünden seri bir çalışma sergiler. Dolaşım sistemi Şekil 2.1'de görüldüğü gibi bir pompa ve boru sistemine benzetilerek açıklanırsa; boruları temsil eden atar ve toplardamarlar katı ya da sert olmak yerine esnek ve bükülgendir. Bu damarlar; kendi kaslarının faaliyetleri, taşıma sistemi ve hücrelerin beslenmesi yoluyla kan dolaşımının kontrolünde etkili olmaktadırlar. Bununla birlikte kanın, oksijen sağlamak için akciğerlerin yardımına da ihtiyacı vardır ve birçok kimyasal değişimler ve hormonlar sistemin çalışmasında etkili olabilir.

Kan, iki ana damardan geçerek kalbin sağ tarafına gider. Bu ana toplardamarlardan birisi vücudun üst diğeri ise alt kısmından kalbe doğru uzanır. Toplardamarlardan kalbe gelen kan, sağ kulakçık boşluğuna dolar. Temiz kan kalbin sol karıncığı yardımıyla tüm vücuda, çeşitli organ ve dokulara ihtiyaç duyulan oksijeni sağlar. Vücuttaki kan dolaşım sistemi, kılcal damarlar ve hücrelerle birlikte tüm vücudu sarmıştır. Bu iki damara ek olarak ana toplardamar sisteminin kalbe getirdiği kan sağ kulakçığa girer ve koroner sinüs boşluğu kalbin toplardamarından gelen kanı barındırır [1].

Sağ kulakçık dolduğu zaman kasılarak ve baskı yaparak kanı üç parçalı kapakçık yapısı sayesinde sağ karıncığa gönderir. Sağ karıncık kasıldığı zaman meydana gelen basınç kulakçık basıncından daha büyük değerde olacaktır. Üç parçalı kapakçık kapanır ve bu basınçla aort ve akciğer arterinin başlangıcındaki kapakçık açılır. Bundan dolayı pulmoner arter akciğer atardamarına kan akmasını sağlar. Bu damar akciğerin her iki tarafı için iki kola ayrılır ve buna bağlı olarak akciğerdeki hava keselerinde değişme meydana gelir.



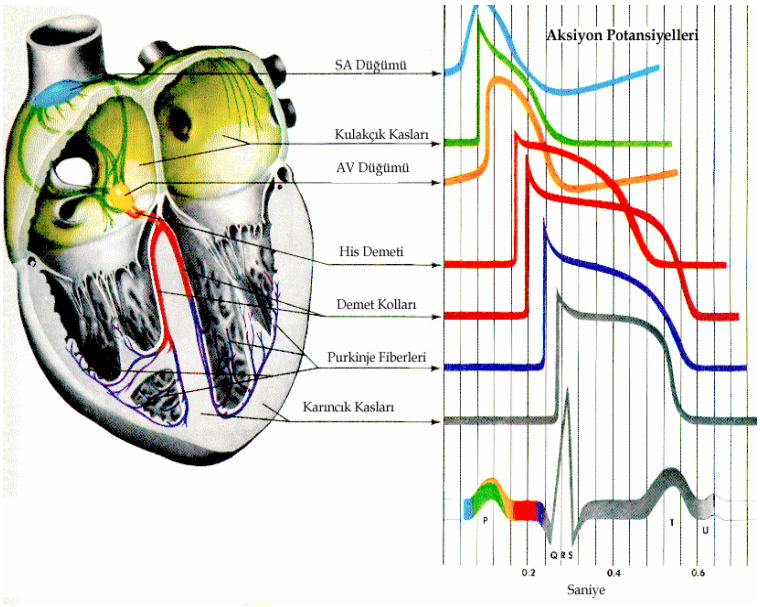
Şekil 2.1. Kalbin anatomik yapısı ve bölümleri

Kalbin pompalama zamanı başlıca iki bölüme ayrılır. Bu çevrim zamanları sistol ve diyastol olarak bilinir. Sistol, kalp kaslarının özellikle sol ventrikül kaslarının kasılmasıyla kanın pulmoner arter ve aorta pompalanma süresidir. Bu süre içinde özellikle sağ ve sol karıncığın eşzamanda akciğere ve aorta kan pompalaması gerçekleştirilir. Diyastol ise kalp odacıklarının gevşeyerek kanla dolma süresidir.

2.2. Kalbin Elektriksel Yapısı ve EKG İşareti

Kalbin elektriksel iletim sistemi sinüs düğümü (SA), his demetleri, atriyoventriküler düğüm (AV), demet kolları ve purkinje fiberlerinden oluşur. Sinüs düğümü kalbin vuru düzenleyicisi olarak çalışır ve hareketi başlatıp hızını düzenleme görevini üstlenir. SA düğümünde kendiliğinden oluşan aksiyon potansiyeli depolarizasyon dalgası halinde kalbin tümüne yayılır. Kalp hücreleri arasındaki geçiş ise Şekil 2.2'de görüldüğü gibi hücreler arası alçak direnç bölgelerini oluşturan geçit bölgeleri üzerinden gerçekleştirilir. SA düğümü sağ atriyumun arka duvarında yer alan 3x10 mm boyutunda özelleşmiş kalp hücrelerinden oluşmuştur.

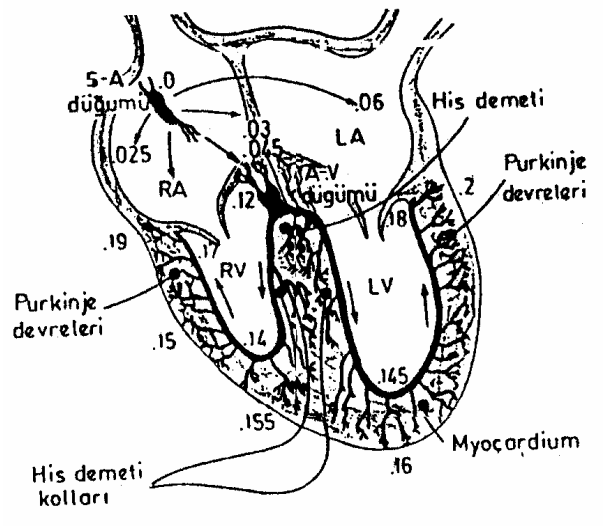
SA düğümünün oluşturduğu aksiyon potansiyelinin frekansı değişen koşulların gereksinimini karşılamak üzere merkezi sinir sistemi tarafından da kontrol edilmektedir.



Şekil 2.2. Kalbin fiziksel hareketi sonucu oluşan elektriksel sinyaller

SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli, kulakçıklar üzerindeki iletim yolları aracılığı ile hızlı bir şekilde yayılarak kulakçıkların kasılmasını sağlar ve buradaki kan karıncıklara aktarılır. Atriyumlarda aksiyon potansiyeli iletim hızı, 30 cm/s kadardır. Bu iletim sürelerinde kalp kasları tarafından üretilen elektriksel sinyallerin dalga şekilleri Şekil 2.2'de görülmektedir. SA ve AV düğümleri arasındaki özel iletim hatlarında ise iletim hızı 45 cm/s kadardır. SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli 30-50 ms sonra AV düğümüne ulaşır. Bu süre, atriyumların içerisindeki kanın tümüyle ventriküllere aktarılması için yeterli değildir. Bu nedenle ventriküllerin kasılmasının bir süre sonra yapılması gereklidir. Bu işlem, bir geciktirme elemanı gibi çalışan AV düğümünde aksiyon potansiyelinin 110 ms kadar geciktirilmesiyle sağlanır. Atriyumlarla ventriküller arasındaki yağlı septum bölgesi elektriksel yalıtımı sağlar ve kalbin bu iki bölgesi arasında aksiyon potansiyeli sadece iletim sistemi üzerinden yapılabilir [1].

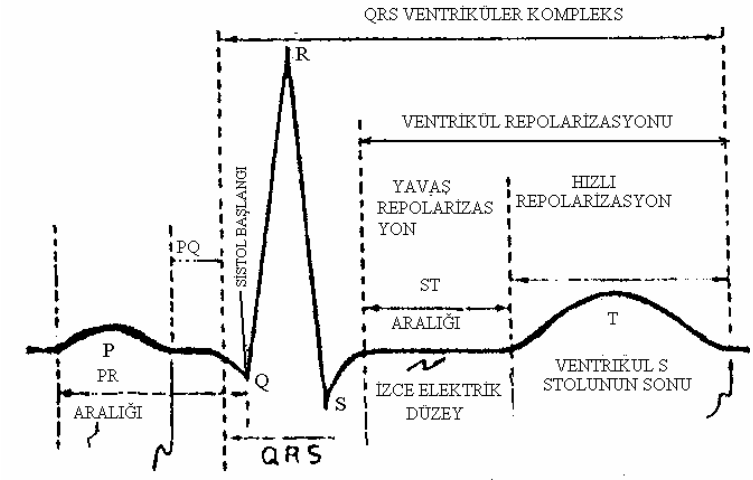
Ventriküllerin uyarılması purkinje fiberlerinin tepkisi ile gerçekleşir. Bu fiberlerde aksiyon potansiyelinin hızı 2-4 m/s kadardır. Purkinje fiberleri ve tüm iletim mekanizması üzerindeki aksiyon potansiyelinin ulaşım süreleri saniye olarak Şekil 2.3'te gösterilmiştir.



Şekil 2.3. Elektriksel işaretlerin oluşum süreleri [1]

Şekil 2.4'teki PQ aralığı, his demetinin iletim zamanını göstermektedir. QRST dalgası, ventriküler kompleks olarak isimlendirilir. QRS kompleksi, ventriküllerin depolarize olmasına karşılık gelen aralıktır ve karıncık kaslarının fonksiyonel aktivitesini ifade etmektedir. His demeti ve kollarındaki iletim bozuklukları da QRS aralığında değişikliklere neden olur. Ventriküllerin kasılması ile R dalgasının yukarı çıkışı aynı anda gerçekleşir.

Ventrikül kas hücreleri ST aralığında yavaş, T sürecinde ise hızlı repolarize olur. Dakikada kalp vuru hızı 75 olan sağlıklı bir kimsede P, PR ve QRS süreleri sırasıyla 0,1, 0,13 ve 0,08 ms kadardır. Bu sürelerde gerçekleşen değişiklikler Çizelge 2.1'de görülmektedir.



Şekil 2.4. Kalp kaslarının hareketi sonucu oluşan QRS sinyali [1]

Bir EKG kayıt cihazı tasarlayabilmek için kalbin anatomik yapısı ve elektriksel iletim sistemi bilinmelidir. Çalışmanın yukarıdaki bölümünde kalbin anatomik yapısı ve bu yapının oluşturduğu elektriksel sistem incelenmiştir. Bundan sonraki bölümler ise EKG sinyallerinin incelenmesi ve EKG tasarımına yönelik teorik bilgileri kapsamaktadır.

Çizelge 2.1. Elektrokardiyogram sinyali ve oluşum noktaları

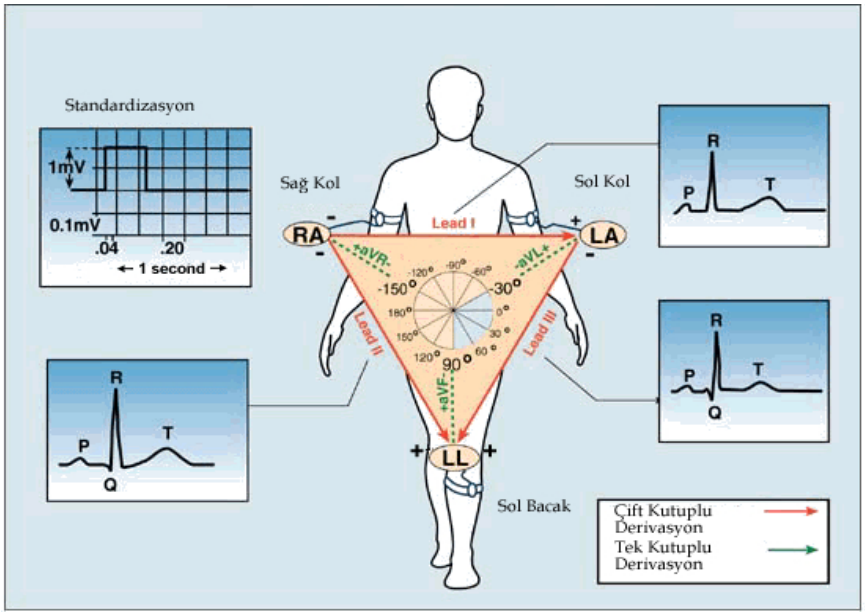
Elektrokardiyogram Bölümü	Kaynağı
P-Dalgası	Atrial Uyartım
QRS-Kompleksi	Atrium repolarizasyon+Ventrikül depolarizasyon
T- Dalgası	Ventrikül repolarizasyon
P-Q Aralığı	Uyartım Zaman Gecikmesi

Kardiyak değişimler ve potansiyel kardiyak problemlerinin teşhisi için EKG sinyallerinin elektriksel faaliyetleri incelenebilir. Bu teori vücuttaki sıvıların iyi iletkenlik özelliklerine sahip olmasıyla açıklanabilir. Kalbin oluşturduğu elektriksel darbeler, vücut sıvıları ve kan ile deri yüzeyine kadar taşınır ve elektrokardiyograf adı verilen cihazlarla bu sinyallerin algılanması ve görüntülenmesi sağlanabilir. Elde edilen görüntüler ise elektrokardiyogram ya da kısaca EKG olarak adlandırılır[1, 2].

2.3. Elektrokardiyogramın Gelişimi ve Ölçüm Yöntemleri

1946'larda doğrudan yazıcı ve kaydedicilerin geliştirilmesi ile görüntüleme ve kayıt dezavantajları ortadan kalkmıştır. Bu dönemde hareketli kâğıt şerit üzerine EKG izini kaydetmek için mürekkep kullanılmıştır ve sistemde herhangi bir işleme gerek kalmadan doğrudan grafik elde edilebilmektedir. Bu gelişimlerin ardından üretilen özel ısı duyarlıklı kâğıt günümüzdeki EKG'lerin neredeyse tümünde kullanılan kayıt mekanizması haline geldi. Temel olarak bu tip kaydedicilerin kalem motoru dairesel hareketli bir ibreye ve yazıcı uca sahiptir [3].

Elektrokardiyogram ölçümleri için çeşitli derivasyonlar kullanılmaktadır. Kalp gövde içerisinde bulunan bir elektrik üreteci olarak düşünebilir. Kalbin elektriksel sinyallerini elde etmek için kullanılan elektrotlar genellikle deri yüzeyinden kullanılır ve Şekil 2.5'te görüldüğü gibi Eindhoven üçgeni ya da diğer derivasyonlarla vücuda yerleştirilirler. EKG ölçüm tekniğinde frontal düzlemdeki kardiyak vektörü izdüşümünün belirlenebilmesi 60º'lik açılar yapan üç eksen üzerindeki izdüşümlerinin ölçülmesi ile mümkündür. Bu eksenlerin belirlediği üçgen Eindhoven üçgeni adını alır.

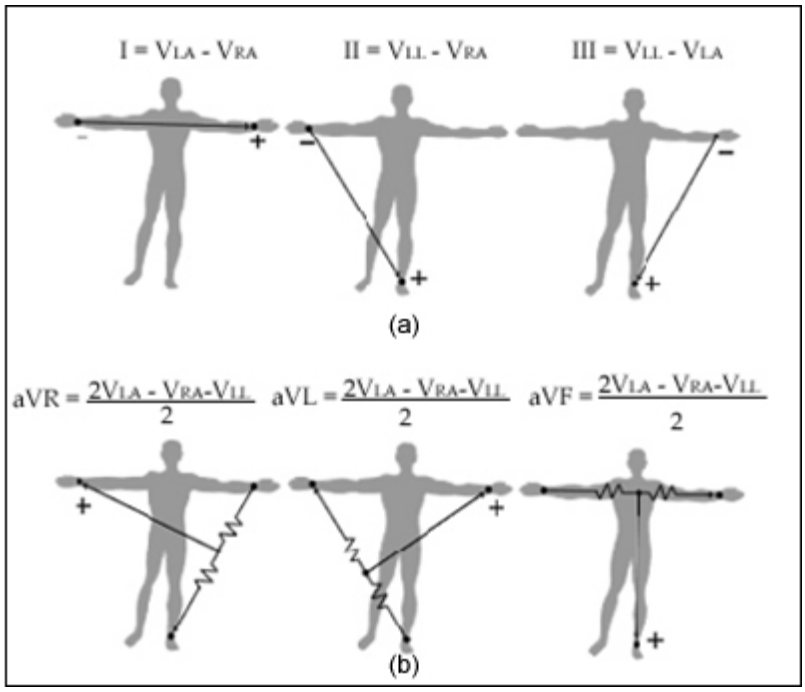


Şekil 2.5. Frontal düzlemde Eindhoven üçgeni

Diğer derivasyon yöntemleri ise standart çift kutuplu ve tek kutuplu derivasyonlar olarak bilinir. Bu derivasyon türlerinde ölçümün kolay yapılabilmesi için elektrotlar üçgenin köşe noktaları yerine Şekil 2.6'da olduğu gibi bu noktalara yakın olan kol ve bacaklara bağlanır. Bu bağlantıda sırasıyla;

i) Sağ ve sol kollar arasında,
ii) Sağ kol ve sol bacak arasında,
iii) Sol kol ve sol bacak arasında,

ölçümler yapılmaktadır. Bu ölçümlere sırasıyla I,II ve III numaralı standart çift kutuplu derivasyonlar adı verilir. Eindhoven, bu üç temel bağlantı üzerindeki çalışmalarında kalbin elektriksel ekseninin ifade edilen ön görünüş planında kalbin her saykılı esnasında iki boyutlu bir vektör olduğunu ispatlamıştır.



Şekil 2.6. Tek kutuplu bağlantıda elektrot yerleşimi a) Ölçüm noktalarında görülen potansiyel farklar b) Elektrotların bağlantı noktalarındaki potansiyelleri

Bundan başka üç temel bağlantının her birinden ölçülen EKG sinyali ait olduğu vektörün farklı bir zaman boyutundadır. Eindhoven, kalbin köşelerinin sağ omuz, sol

omuz ve kasıkta olan üçgenin merkezine yakın olduğunu tahmin ederek vektörleri referans almıştır [1].

Bu teori omuzlardaki EKG potansiyellerinin aslında bileklerdeki gibi aynı olduğunu, kasıklardaki potansiyellerin ise ayak bileğindekinden çok az farklı olduğunu kabul etmek suretiyle üç bağlantı için gösterilen elektrot üçgen olarak gösterilmesine izin vermiştir. Eindhoven üçgeni, her üç doğrultudaki gerilimlerden herhangi birinin aynı zamanda diğer ikisinin cebirsel toplamına eşit olduğunu veya bir başka deyişle üç doğrultudaki gerilimlerin vektörel toplamının sıfıra eşit olduğunu göstermektedir. Bu ifade edilenlerin gerçekte doğrulanması için L2 elektrotunun polaritesi ters olmalıdır. Üç koldaki ölçümlerden 2. elektrot olan L2 en büyük R dalgası potansiyelini meydana getirir. Böylece bu üç kolda ölçmeler yapıldığı zaman ikinci elektrotun R dalgası büyüklüğü birinci (L_1) ve üçüncü (L_3) elektrotların R dalgaları toplamına eşittir. Çift kutuplu bağlantı için EKG vücudun merkezine denk gelen bir potansiyele sahip merkez terminal ile geçici elektrot arasında kaydedilir. Bu merkez terminali, üç aktif elektrotun eşit büyüklükteki dirençlerle ortak bağlanmasıyla meydana getirilir [1, 4].

Dirençlerin birleşme noktasındaki potansiyel, üç elektroda gelen potansiyellerin ortalamasına eşit ya da çok yakın değerdedir. Tek kutuplu bağlantıda elektrotlardan birisi merkez terminalin meydana gelmesinde kullanıldığı gibi gezici elektrot olarak da kullanılabilir. Bu çift amaçlı kullanım EKG sinyalinin çok küçük genliğe sahip olmasına neden olur.

Geliştirilmiş iki kutuplu bağlantıda gezici elektrot olarak kullanılan elektrot, merkez terminal için kullanılamaz. Bu nedenle EKG sinyalinin dalga şekli değiştirilmeksizin yükseltilir. Bu bağlantılar aVR, aVL, aVF olarak isimlendirilir. Tek kutuplu göğüs elektrotları için bir göğüs elektrotu, göğüs üzerinde önceden tayin edilmiş altı noktanın her birine sırayla yerleştirilir. Bu göğüs pozisyonları “kalp yüzeyi tek kutuplu elektrotları” olarak isimlendirilir ve V1,...,V6 sırasına göre işaretlenir. Gezici elektrot olarak kullanılacak bir göğüs elektrotu ayrılırken, üç aktif elektrot merkez terminali meydana getirmek için kullanılır. Bir EKG çalışmasının

gerçekleştirilmesinde çeşitli yöntemler vardır. Örneğin geniş bir aralıkta dalga şeklini görüntülemek için 12 adet elektrot kullanılabilir ve bu durumda her bir elektrot bir öncekinden daha iyi kalp karakteristiği sağlayacaktır [4].

Bununla birlikte üç adet elektrot da standart EKG sinyalini görüntülemek ve kaydetmek için kullanılabilir. Bunlardan bir tanesi şase olarak diğer ikisi ise kalbin elektriksel faaliyetini görüntülemek için kullanılabilir. Bu çalışmada çeşitli elektrot bağlantısı kullanılabileceği gibi frontal düzemde elektrotlar kullanılmıştır. Bu ölçümlerde şase elektrotunun çeşitli kas faaliyetlerinden etkileneceği göz önünde bulundurulursa kalpten oldukça uzak tutulması faydalı olacaktır.

Bu elektrot için dirsekle bilek arası kullanılabileceği gibi genellikle şaseleme için sağ ve sol bacaklar kullanılır. Diğer iki elektrot için sol göğüsün alt kısmı ve sağ kaburga altı ya da bilekler iyi birer ölçüm noktası olacaktır. Dalga şeklinde görülecek gürültü ve berraklık bu elektrotların yerleşim noktaları ile doğrudan ilişkilidir ve en uygun ölçüm noktasının bulunabilmesi için çeşitli ayarlama yöntemleri kullanılabilir. Ölçülen EKG sinyallerinin aslına uygunluğu Çizelge 2.2'deki parametrelerle karşılaştırılabilir.

Çizelge 2.2. Ortalama EKG parametreleri

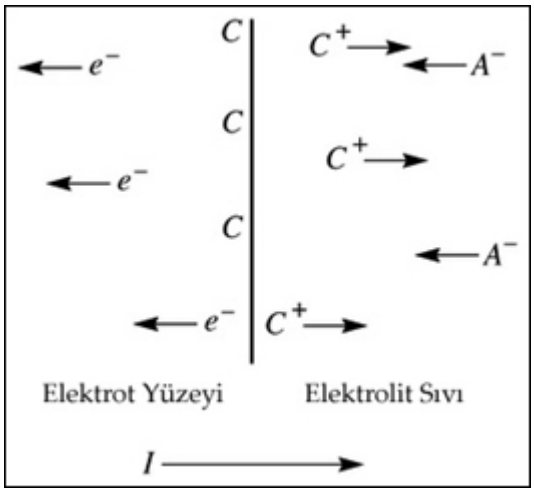
EKG Dalgası	Genlik	EKG Aralığı	Süresi
P	0.25 mV	P-R	0,12 -0,20 s
R	1.60mV	Q-T	0,35 – 0,44 s
Q	R'nin %25'i	S-T	0,05 -0,15 s
T	0.1-0.5 mV	Q-R-S	0,09 s

3. EKG VE TELEMETRİ SİSTEMİ TASARIM İLKELERİ

EKG sinyallerinin ölçümü ve iletimi için tasarlanacak bir sistemin katlarının özellikleri ve yapıları iyi bilinmelidir. Yükselteç katının ön sonlandırma bölümünde yer alan elektrotlar cilt yüzeyinden ölçümü gerçekleştirmektedir. Bir EKG elektrotu çok zayıf olan bu sinyalleri algılayacak şekilde çalışabilmelidir. En güçlü EKG sinyalinin dahi genliği 10 mV'tan daha küçüktür ve bu sinyallerin çok yüksek çıkış empedansı vardır. Buna bağlı olarak EKG ölçümünde kullanılacak sensörler şu özelliklere sahip olmalıdır [5];

- 0,05-10 mV aralığında düşük genliğe sahip sinyalleri algılama
- Çok yüksek giriş empedansı, > 5 MΩ
- Çok düşük giriş zayıflatma akımı, < 1μA
- 0,05-100 Hz aralığında frekans cevabı,
- Yüksek değerde ortak mod bastırma oranı

Biyolojik işaretlerin vücut ile ölçme düzeni arasında iletimini gerçekleştiren ve çeşitli amaçlar için organlara akım gönderilmesini sağlayan elemanlara elektrotlar adı verilir.



Şekil 3.1. Elektrot-elektrolit arabirimi ve akım geçişi [1]

Elektrotlar, bu görevlerini iyon akımını elektron akımına veya elektron akımını iyon akımına dönüştürerek gerçekleştirmektedir (Şekil 3.1). Elektrotların iyon akımını

elektron akımına dönüştürme işlemi, elektrotların içinde bulundukları sıvı ortamda ve elektrota yakın olan deri yüzeyinde gerçekleşir. Bu arabirimin elektrot tarafında akım taşıyıcı olarak elektronlar, elektrolit tarafında ise anyonlar (A^-) bulunur. Elektrottan akım çekilmediği sürece, kimyasal birer reaksiyon durumunda olan bu iki işlem, birbirlerini dengeleyecek biçimde Eş. 3.1 ve Eş. 3.2 ile gösterildiği gibi devam eder ve bu işlem termodinamik denge adını alır [1].

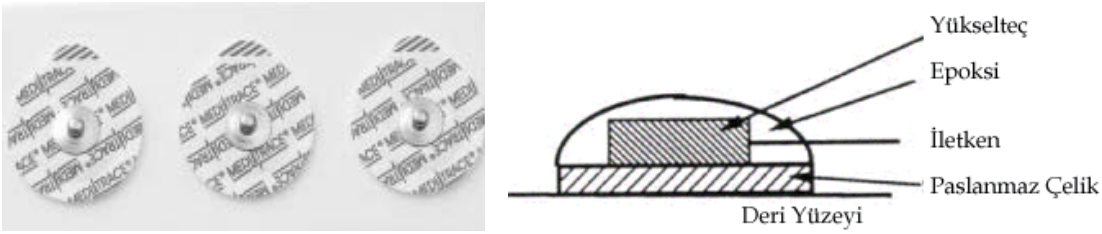
$$C \Leftrightarrow C^{n+} + n.e^- \quad (3.1)$$

$$A^{m-} \Leftrightarrow A + m.\, e^- \quad (3.2)$$

Eşitliklerde n ve m, sırasıyla katyon ve anyonların değerliklerini göstermektedir. Teorik olarak elektrotlar, polarize olan ve polarize olmayan elektrotlar olarak iki grupta incelenebilir. Polarize olan elektrotlarda, elektrot-elektrolit ara yüzeyindeki akım geçişi sınırlıdır ve elektrot bir kondansatör gibi davranır. Polarize olmayan elektrotlarda ise akım ara yüzeyi serbestçe geçecek ve bu elektrotlarda gerilim aşımı görülmeyecektir. Ag-AgCl elektrotlar pratik olarak polarize olmayan elektrot sınıfına girer ve bu nedenle bu elektrotların yarı-hücre potansiyelleri oldukça kararlıdır yani gürültüleri çok azdır, ayrıca bu elektrotların yapımı kolay ve ucuzdur [1].

EKG ölçümünde genellikle tek kullanımlık ya da vakum tipi elektrotlar kullanılır. Tek kullanımlık elektrotlar Şekil 3.2'de görüldüğü gibi Ag-AgCl yapıda oluşturulmuş ve deriye temas noktasında elektrolit sıvı içeren elektrotlardır. Bu elektrotlar EKG ölçümü için vücudun bütün ölçüm noktalarında kullanılabilir. EKG ölçümünde kullanılan diğer elektrot türleri ise metal plaka elektrotları, emici düzen elektrotlar ve bükülebilir elektrotlardır. Bu sınıftaki elektrotların yüzeyi geniş olduğundan empedansları küçüktür ve ortalama olarak 2-10 KΩ aralığındadır.

Emici düzenli elektrotlar metal plaka elektrotların geliştirilmiş bir türüdür ve genellikle göğüs üzerinden EKG ölçümünde kullanılmaktadır. Bu elektrotların deri ile temas eden yüzeyi halka şeklinde olduğundan empedansları oldukça büyüktür ve küçük giriş empedansına sahip yükselteçlerde kullanıma uygun değildir.



Şekil 3.2. Tek kullanımlık elektrotlar ve fiziksel yapıları

Bükülebilir elektrotlar ise genellikle pediatrik kardiyolojide kullanılır ve bu elektrotun kullanım yüzeyi gümüş tellerle örülüdür [1].

3.1. Yükselteç Tasarım Kriterleri

Yüzey elektrotları 50 Hz'de 1 KΩ ile 1 MΩ arasında değişken empedans değerine sahiptir. Deri ve elektrot arasındaki bu empedans değeri derinin durumuna ve hazırlığa bağlı olarak değişirken deri ve elektrot empedansında çeşitli değişkenler etkili olmaktadır. Yüksek seviyedeki elektrot-deri empedansı ölçüm sisteminin parazit ve gürültülerden kolaylıkla etkilenmesine neden olmaktadır. Bir yükselteç tipik elektrot-deri empedansını ve gürültü kaynaklarını engellemek için şu taleplere cevap verebilmelidir:

- Çok yüksek ortak mod giriş empedansı (50 Hz'de 100 MΩ'dan büyük) ,
- Yüksek farksal giriş empedansı (50 Hz'de 10 MΩ'dan büyük) ,
- Her giriş için eşit ortak mod giriş empedansı,
- Yüksek ortak mod bastırma oranı (50 Hz'de 80 dB'den büyük) ,
- Ekranlı giriş kabloları, kablo girişleri doğru koruma devreleri ile çevrelenmelidir,
- Sağ bacak sürücüsü ile ortak mod voltajında ek bastırma devreleri kullanılmalıdır

Elektrot-deri arabirimi galvanik bir yarı-pil potansiyeli oluşturur. Bu yarı-pil gerilim değeri elektrot-deri arabiriminden dolayı temelde derinin ve elektrotların durumuna bağlıdır. Elektrot ve deri arasındaki yarı-pil gerilimleri elektrotlar arasında ölçülen arabirim değerlerine eklenmelidir. Bu gerilim değeri kayıt esnasında düşük frekanslı gürültü sinyaline neden olacak şekilde yavaş yavaş değişir. Yükselteç ise doyuma

gitmeyi engellemek için milivoltlar seviyesinde açığa çıkan bu gerilimi ve düşük frekanslı giriş gerilimini bastıracaktır. Yüksek geçiren filtreleme işleminde yaklaşık olarak 0,15 Hz değerindeki bir kesim frekansı bu işlem için kullanılır [6].

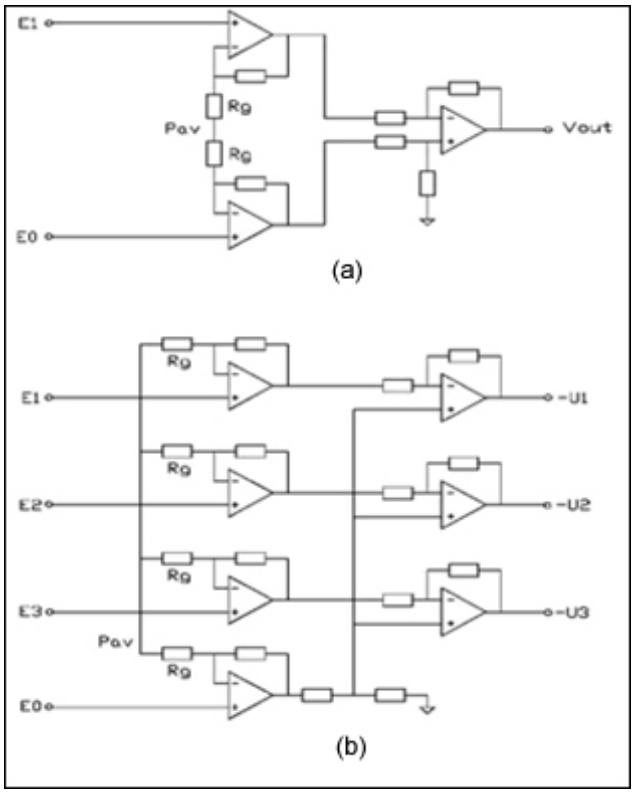
Yükselteçlerde küçük boyutların taşınabilir sistemlere ve telemetri ölçümlerine olanak tanıyacağı açıkça bellidir ancak küçük boyutlardaki yükselteçlerin kapasitans değerleri de düşecektir. Kapasitans değerinin düşmesi gürültünün temel nedeni olan ortak mod voltaj değerinin de düşmesini sağlayacaktır. Düşük güç tüketimi güç kaynağı olarak kullanılacak olan bataryalarında küçük boyutlu olmasına imkân tanıyacağı için önemlidir. Bu özellik yükseltecin taşınabilir yapıda çalışması için kesinlikle önemlidir fakat sabit ölçüm sistemlerinde de bazı önemli avantajlar sağlayacaktır. Şehir şebekesini izoleli transformatör aracılığı ile kullanan bir ölçüm sisteminde kapasitans değerinin büyük çoğunluğu yalıtım taşıyıcıları üzerinden güç kaynağı ile üretilmektedir.

Küçük bir pil kullanan yükselteçler ise çok daha düşük kapasitans değeri olan düşük ortak mod gerilimine sahip olacaktır. Bu tip sistemlerin bir diğer avantajı ise yükselteç katında yüksek gerilimler olmayacağı için sistemin daha güvenli olmasıdır. Sonuç olarak bataryalar düşük gürültü sunan temiz gerilim kaynakları olarak kullanılır. Çok kanallı yükselteçlere değinmeden önce üç adet işlemsel yükselteçle oluşturulan ve Şekil 3.3'te görülen enstrümantasyon yükselteçlerinin incelenmesi açıklayıcı olacaktır. Bu devrelerin avantajları şunlardır [6]:

- İlk kat üzerinde gürültü etkisi oluşturan farksal mod sinyallerinin bu etkisini 20 dB ve daha üst değer aralıklarında engelleyerek yükseltme işlemini gerçekleştirmesi,
- Ortak mod sinyallerinin ilk katta yükseltilmesini engelleme özelliği ile ortak mod geriliminin besleme gerilimi kadar yüksek tutulmasının yanı sıra kesin direnç ayarlamasına ihtiyaç duyulmadan ortak mod bastırma oranının elde edilmesi,
- Her iki giriş için eşit ve yüksek ortak mod giriş empedans değeri sağlaması,

Hibrid entegre devre olarak açığa çıkan ve üç işlemsel yükselteçle oluşturulan devre, tasarımda ölçüm elektrotları ile birlikte bir enstrümantasyon yükselteci olarak kullanıldığında çok kanallı yükselteç için etkili bir seçim olacaktır.

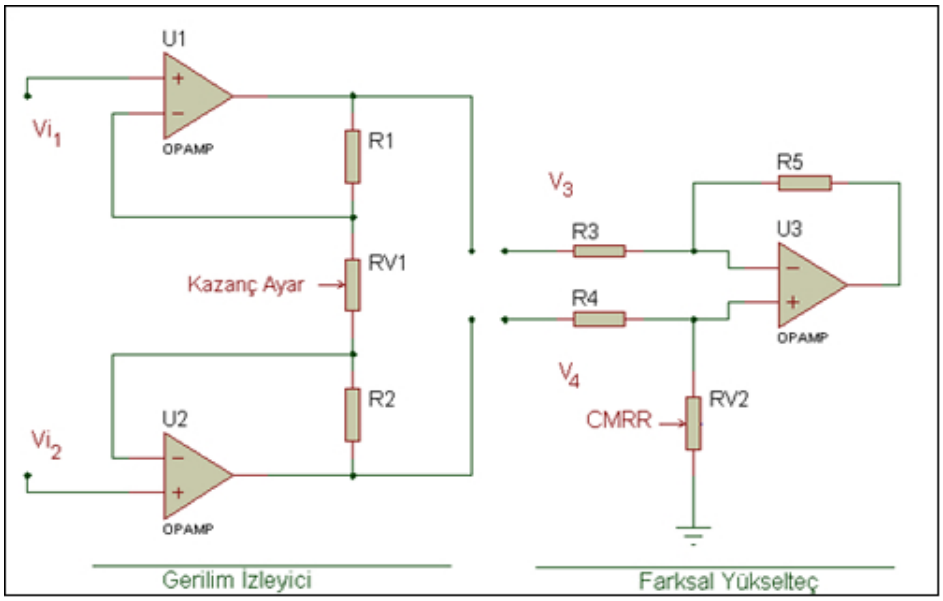
Bununla birlikte, bir elektrot dizisi ve ortak referans elektrotu ile tek kutuplu EEG veya EKG ölçümünde üç işlemsel yükselteç ile oluşturulan devre kullanışlı değildir. Gerçek bir ortak referans girişi elde etmek için birden fazla yükseltecin ardı ardına bağlanması gereklidir. Bu yöntem referans girişleri ile diğer girişler arasında ortak mod giriş empedansına ve potansiyel bölme etkisinden dolayı girişlerdeki gürültü etkenlerinin artmasına neden olacaktır. Referans girişine eklenecek olan tampon yükselteç ortak mod giriş empedansının azaltılmasını engelleyecektir fakat bu noktada yükseltilmese de giriş sinyallerine gürültüler eklenmesine neden olacaktır. Bu dezavantajları önlenmiş çok kanallı yükselteç yapısı Şekil 3.3.b'de görülmektedir.



Şekil 3.3. Enstrümantasyon yükselteç modelleri a) Üç işlemsel yükselteçten oluşan b) İşlemsel yükselteçli çok kanallı enstrümantasyon yükselteci [6]

Bu sistem üç işlemsel yükselteç içeren yapıdan geliştirilmiştir ve faydalı özellikleri korunmuştur. Her bir girişteki sinyal giriş sinyallerinin ortalamasına eşit olan Pαv noktasındaki gerilime bağlı olarak ortak mod gerilimi yükseltilir. Bu uygulamada bütün yükselteç girişlerinin eşit olduğuna dikkat edilmelidir. Pratik biyomedikal uygulamalarda bu devre yüksek geçiren ve alçak geçiren filtreleme, koruma devreleri ve sağ bacak sürücüsü eklenerek tasarım tamamlanır [6].

Enstrümantasyon yükselteçleri, girişlerinde yüksek giriş empedansına sahip gerilim izleyici devreler ve bu devrelerin çıkışını işleyen farksal yükselteçlerden oluşturulur. Biyopotansiyel yükselteci olarak kullanılan enstrümantasyon yükselteçlerinin en önemli özelliği ortak mod bastırma oranlarının yüksek olmasıdır ve tipik olarak CMRR oranları 100 ile 130 arasında değişmektedir.



Şekil 3.4. Enstrümantasyon yükseltecinin katları

Şekil 3.4'teki devre incelenecek olursa, girişlere ortak mod gerilimi (Vi_1=Vi_2=Vi) uygulandığı kabul edilsin. U_1 ve U_2 yükselteçlerinin eviren ve evirmeyen girişleri karşılıklı olarak birbirine eşit olduğundan Rv_1 direncinin her iki ucunda da aynı ortak mod gerilimi bulunmaktadır ve buna bağlı olarak R_1 ve R_2 dirençlerinden herhangi bir akım geçişi gerçekleşmemektedir. Bu durumda giriş yükseltecinin çıkışlarında aynı gerilim değeri olmakta yani birinci katın ortak mod işaret kazancı 1 olmaktadır.

Girişe $V_d=V_1-V_2$ fark işareti uygulandığında ise giriş katının farksal çıkış gerilimi Rv_1, R_1 ve R_2 direnç serisinden geçen akım *i* ile gösterildiğinde;

$$V_3-V_4 = (2R_2 + R_{v1}) \,.\, i \;\; ; R1 = R_2 \tag{3.3}$$

olarak ifade edilmektedir. Yükseltecin farksal giriş gerilimi de

$$V_1-V_2 = Rv_1 \,.\, i \tag{3.4}$$

olacaktır.

Bu durumda ilk katın fark kazancı,

$$Avi = \frac{v_3 - v_4}{v_1 - v_2} = \frac{2.R_2 + Rv_1}{Rv_1} \tag{3.5}$$

olur ve ilk katın ortak mod bastırma oranı, ortak mod kazanç değeri 1 olduğundan Avi değerine eşit olur. Enstrümantasyon yükseltecinin toplam fark kazancı da katların fark kazançları çarpımı olarak oldukça büyük değerler alabilmekte ve yükselteç çıkış gerilimi;

$$v_o = \frac{2R_2 + Rv_1}{Rv_1} . \frac{R_3}{R_4} \left(v_2 - v_1\right) \tag{3.6}$$

olarak hesaplanmaktadır [1].

3.2. Gürültü Bastırma Teknikleri

Deneysel gözlemler ışığında mikrovoltlar seviyesindeki EKG işaretlerinin yükseltilmesinde karşılaşılan en büyük problemi biyopotansiyel ve şebeke gürültülerinin oluşturduğu ifade edilebilir. Şehir gerilim hattının 220V/50 Hz alternatif akım ağıyla çevrili olması nedeniyle 50 Hz 'lik bir manyetik alan içinde

vücudumuz üzerinde bir gerilim indüklendiği kesin bir gerçekliktir. Bu sinüzoidal gerilim, EKG işaretlerinin gerilim seviyesinin çok üstündedir ve elektronik açısından EKG işaret kaynağına seri bir parazitik kaynak olarak düşünülebilir. Bu nedenle doğrudan doğruya yapılacak bir işaret yükseltmesinin bu parazitik gerilimin de aynı oranda yükseltilmesi anlamı taşıyacağı açıktır. Bu nedenle CMRR oranının olabildiğince yüksek tutulduğu bir yükseltmenin yanı sıra filtreleme de zorunlu ve çok önemli bir faktör olarak ortaya çıkmaktadır. 50 Hz gibi düşük frekanslı bir besleme gürültüsünün filtrelenmesinde indüktif bir devre elemanın kullanılması boyut yönünden uygun düşmeyeceği için en uygun çözüm aktif alçak geçiren bir filtre tasarımıdır [7].

Bir işlemsel yükselteç ve dışarıdan bağlanacak birkaç R, C elemanı ile tasarlanabilecek böyle bir devre bobin içermemesinden dolayı fazla yer işgal etmeyeceği gibi geçiren bölgede herhangi bir kazanç kaybına da neden olmayacaktır. Öte yandan seçilecek filtre tipinin zayıflatma bandındaki eğim açısı da göz önüne alınarak pozitif geri besleme yolu üzerinde kullanılacak 2. dereceden alçak geçiren bir aktif filtre, gerektiğinde birkaç filtrenin ardışık olarak kullanılmasıyla yeterli olacaktır. Kuplaj devresi kapasitif ya da manyetik olabilir ancak kapasitif filtreleme daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Bir hastanın şebeke gürültüsünü engelleyecek kapasite değeri yaklaşık olarak 0,2 pF'tır [7].

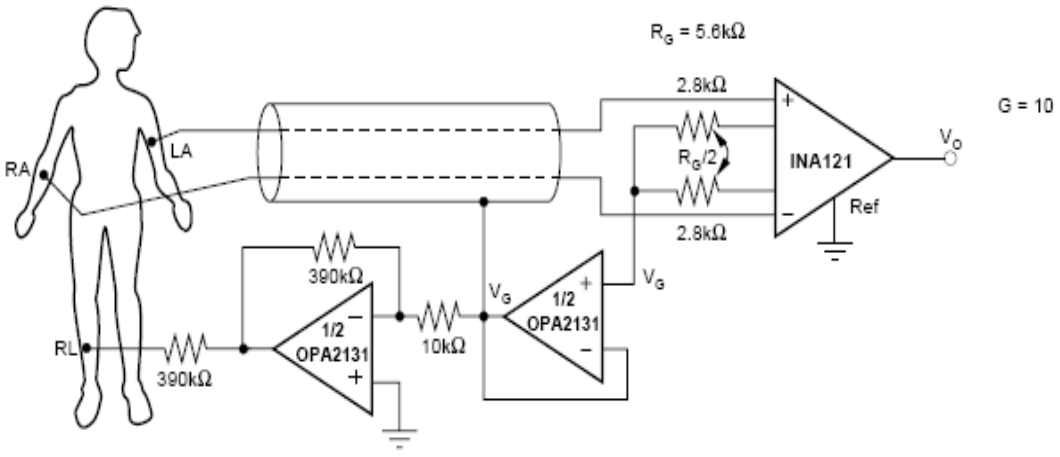
Elektrotlar deri yüzeyine temas ettiğinde ±300mV değerinde bir gerilim açığa çıkar. Bu gürültü sinyali elektrotların zayıf bağlı olması ya da aradaki elektrolit maddenin özelliğini yitirmesi gibi etkenlere bağlı olarak açığa çıkmakta ve EKG sinyali üzerinde kendisini göstermektedir. Hastanın kas hareketleri de EKG sinyali üzerinde gürültü etkenlerine neden olur.

Hastanın herhangi bir hareketi elektrotlar ile deri yüzeyi arasındaki teması bozmanın yanı sıra kas ya da sinir sinyallerinin de EKG sinyalleri ile birlikte yükseltece ulaşmasına neden olacaktır. Böyle bir durumda bahsedilen bu sinyallerin farklı frekans spektrumunda açığa çıkması gürültü bastırmayı kolaylaştıracaktır. Gürültü

etkenlerini ortadan kaldırmak için alçak geçiren, yüksek geçiren, bant geçiren ve bant durduran filtrelerin kullanılması gerekmektedir. Filtre devreleri pasif filtreler ve aktif filtreler olarak iki ayrı yapıda oluşturulabilir. Pasif filtre devreleri R, L, C gibi pasif devre elemanları ile oluşturulurken aktif filtre devreleri R, C elemanlarının yanı sıra işlemsel yükselteçler içerir [7].

EKG yükselteçlerinde kullanılan filtre katları vücuttan alınan EKG sinyalleri üzerinde yer alan ve gürültü olarak isimlendirilen harici sinyallerin bastırılmasını sağlamaktadır. EKG sinyali üzerindeki gürültü sinyallerinin bastırılması için diğer devre bileşenlerinin de gürültü yalıtma özelliğine sahip olması gerekmektedir. Buna bağlı olarak Şekil 3.5'te görüldüğü gibi elektrotlar ile yükselteç arasında sinyal iletimini sağlayacak olan kabloların ekranlı ya da korumalı kablo olması sisteme gürültü girişimini engelleyecektir.

Günümüzde kullanılan EKG ölçüm düzenlerinin çoğunda hastanın sağ bacak elektrotu topraklanmayıp yardımcı işlemsel yükselteç adı verilen aktif devre elemanları içeren bir devrenin çıkış ucuna bağlanmıştır. Enstrümantasyon yükseltecinin ön kat çıkışındaki işaretlerin ortalaması R_0 direnci ile alınmakta ve yardımcı yükselteç devresinin eviren girişine uygulanmaktadır. Böylece faz terslemesi vücuttan sadece ortak moda alınan işaretleri azaltılabilmekte, farksal moddaki işaretler üzerinde etkili olamamaktadır.

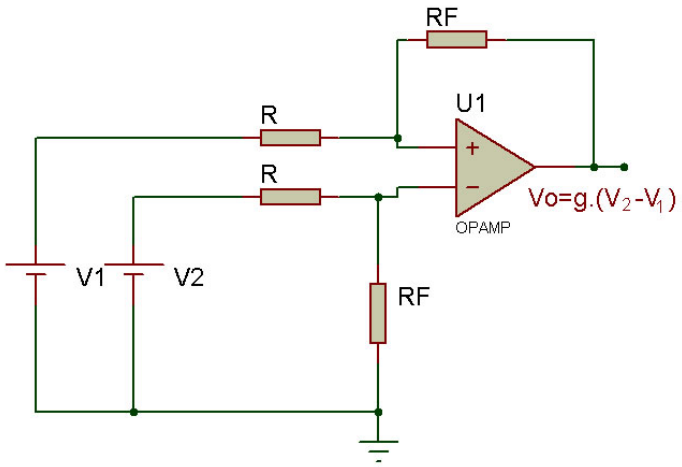


Şekil 3.5. Enstrümantasyon yükselteci ve sağ bacak sürücüsü (OPA2131)

450 MHz'de çalışırken 15 cm'den daha uzun kablolar rezonant anten durumunda çalışır ve elektromanyetik gürültü kaynağı oluştururlar. Ekranlı ya da kordonlu kablolarda giriş kablonun sinyal uçlarını radyo frekans (RFI) ve elektromanyetik gürültülerden (EMI) korumak için kullanılır [7].

Bir sistem tasarımında farksal girişler, toprak ile gürültü problemleri arasındaki en güçlü savunmayı sağlamaktadır. Bir farksal giriş sistemi veri toplama sistemine geri dönüşüm sağlamak için sensör hatlarının her ikisine de ihtiyaç duyacaktır. Sinyal ve sinyalin uzaktaki şasesi bir enstrümantasyon yükseltecine geri beslenmektedir. Şase potansiyel hatalarından bağımsız olarak gerçek ve doğru seviyede sinyal elde etmek için sinyal ve şase değerlerinin farkları alınmalıdır. Şekil 3.6'daki gibi farksal girişler sisteme aynı zamanda gürültü bağışıklığı da kazandırmaktadır.

Eğer çift dönüşlü kablolar kullanılırsa bu kablolardan herhangi birisine etki eden bir gürültü sinyali eşit seviyede diğer kabloya da etki edecektir. Bu etkiye ortak mod gürültüsü adı verilir. Farksal bir giriş, girişteki ölçüm kabloları arasındaki fark değerini alacaktır. Hat boyunca etkili olacak ortak mod gürültüleri bu yolla sistemden çıkarılmış olacaktır. Enstrümantasyon yükselteçleri özellikle etkili ortak mod gürültü bastırma (CMRR) yeteneklerine sahip olacak şekilde üretilirler.



Şekil 3.6. Temel farksal yükselteç devresi ve çıkış gerilim denklemi

Bu özellik basit olarak bir yükseltecin onlarca volt değerindeki sinyalle çalışırken milivoltlar seviyesinde açığa çıkan düşük seviyedeki gürültüleri belirleyebilme yeteneği olarak kabul edilmektedir. Enstrümantasyon yükselteçleri için tipik CMRR değeri 70 dB'den büyük olmalıdır. Bu yükselteçler farksal gerilim kazancı ve ortak mod gerilim kazancı sağlayacak şekilde kullanılabilir [7].

3.3. Analog-Dijital ve Dijital-Analog Dönüştürücü Devreleri

Enstrümantasyon katında vücuttan elde edilen elektrokardiyogram sinyalleri yükseltilip filtrelendikten sonra verici yoluyla iletime uygun bir sinyal haline dönüştürülmelidir. Dijital iletim için elde edilen bu analog sinyallerin bir dönüştürücü devre yardımıyla sayısallaştırılması gerekmektedir. Fiziksel büyüklüklerin daha çok analog değerlerden oluşmasına karşılık; dijital sistemler, mikroişlemciler, bilgisayarlar gibi bilgi işleyen cihazlar sinyalleri dijital girişler şeklinde tanırlar ve bu sistemler bilgiyi daha güvenli, daha hızlı işler ve değerlendirir. Dijital sistemlerin dışında açığa çıkan ısı, basınç, ağırlık gibi temel fiziksel değişkenler algılayıcı ve dönüştürücüler kullanılarak elektrik gerilimine dönüştürülür. Bu gerilim analog bir yapıda açığa çıkacaktır. Sinyallerin bilgisayar uygulanması ve işlenebilmesi için iki ayrı devre yapısına ihtiyaç vardır. Bunlar transduserler ve analog dijital dönüştürücülerdir.

Şekil 3.7'de analog bir değerin dijitale dönüştürülüp işlendikten sonra tekrar analog değere dönüştürülmesi sürecinin blok diyagramı görülmektedir. Girişteki gerilim bir dönüştürücü yardımı ile elektriksel büyüklüğe dönüştürülmüş bir fiziksel büyüklüğü temsil etmektedir.



Şekil 3.7. A/D ve D/A dönüştürücüler

3.3.1. Analog ve dijital büyüklükler

Analog giriş değişkenleri genelde transduserler tarafından dönüştürülen akım ve voltaj değerleridir. Bu elektriksel değerler doğru akım olarak, fiziksel olayların sonunda modüle edilmiş alternatif akım veya belli açılar altında dönen şekillerin bazı kombinasyonlarıdır. Birinci sinyale örnek olarak ısıl çift referanslı potansiyometreler, analog bilgisayarlar verilebilirken ikinci gruba dahil olarak da dilimlenmiş optik ölçümler, strain gage ve köprü çıkışlı devreler bu sinyalleri sağlamaktadır.

Bu şekildeki değerlendirme voltaj ve akım olarak normalize edilmiş, dönüştürücü girişlerine uygun hale getirilmişlerdir. Dijital değerler +5 volta ayarlanmış mantıksal "1" durumu ile ve toprak potansiyelindeki mantıksal "0" ile temsil edilen rakamlardan oluşmaktadır. Dijital rakamlar temelde ikili sayı sistemine uygun olarak kullanılmaktadır. Böylece her bit "1" ve "0" olmak üzere iki durumu ifade etmektedir [11].

3.3.2. Analog-dijital dönüştürücüler

A/D dönüştürücüler analog bir sinyali ona eşdeğer dijital bir sinyale dönüştüren devrelerdir. Analog olarak ölçülen sinyaller ısı, basınç veya ses olabilir. Böyle bir analog çıkış sinyali dijital sinyale dönüştürülerek bu ölçülen değer üzerinde daha geniş ve kapsamlı hesaplamalar yapılabilir. Aynı şekilde elde edilen bu ölçümlerin kaydedilmesi ve tekrar kullanılması mümkündür. Analog işaretlerin dijital işaretlere dönüştürülmesinde farklı teknikler kullanılmaktadır. Bu dönüşümler;

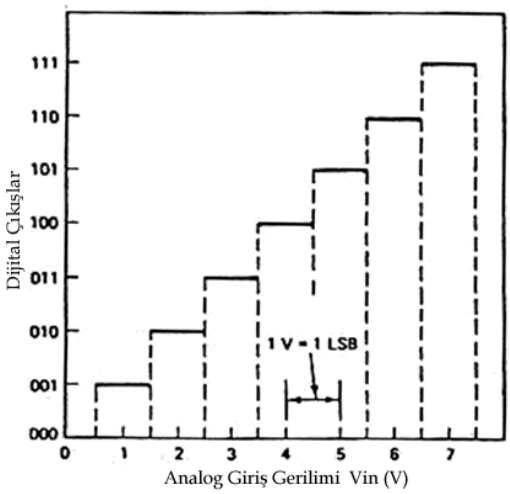
- Eş zamanlı A/D dönüştürücüler,
- Sayıcı yöntemine göre çalışan A/D dönüştürücüler,
- Sırayla yaklaşımlı A/D dönüştürücüler,
- Tek eğimli A/D dönüştürücüler,
- Çift eğimli A/D dönüştürücüler,

kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Burada bahsedilen tek eğimli ve çift eğimli A/D dönüştürücüler, ikili dijital çıkış vermekten ziyade çıkışına bağlı bir sayıcı devresiyle analog sinyalin değerine kadar sayma işlemi gerçekleştirmede kullanılırlar. Bu yaklaşımların yanı sıra faz modülasyon ve demodülasyon teknikleri kullanılarak da yüksek çözünürlük değerlerine sahip A/D dönüştürücüler elde edilebilir. Bu tip tasarımlarda çıkış için dijital filtreleme ihtiyacı da ortadan kalmıştır. İdeal 3 bit bir ADC' nin giriş çıkış karakteristiği Şekil 3.8'de görülmektedir.

V_i'nin 0 volt ile tam gösterge voltajı V_{fs}=7 volt arasında sürekli değiştiği varsayılsın; 3 bit ADC 2^3=8 muhtemel çıkışa sahip olacaktır. Bunlar ikili sistemde 000 ile 111 arasındadır. Her bir ilave volt dijital çıkışı 1 LSB[2] arttıracaktır. Bu ifadelere göre A/D dönüştürücünün çözünürlüğü;

$$Çözünürlük = \frac{giriş}{bit} = \frac{FS}{2^n - 1} \tag{3.7}$$

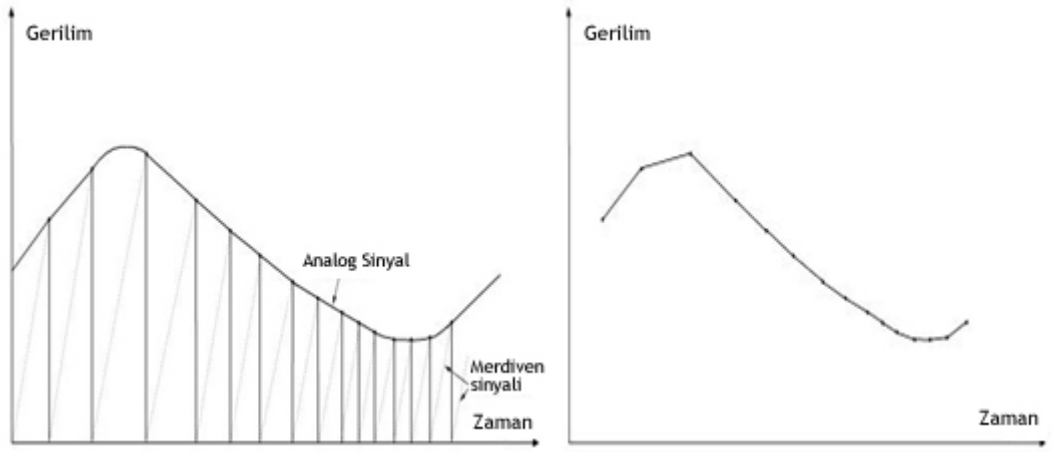
eşitliği ile belirlenir [9, 12].



Şekil 3.8. 3-bit A/D dönüştürücü için giriş gerilimine göre çıkış geriliminin kodlanmış görünümü [9]

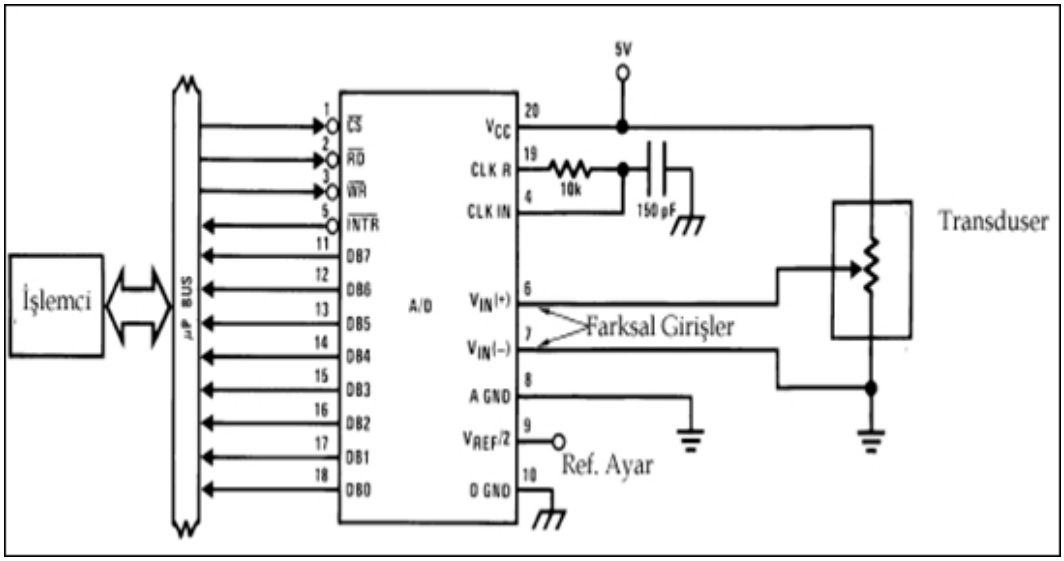
[2] LSB : En düşük değerlikli bit

Sayıcı tip ADC'ler dijital sistem elde edilirken çok yüksek çözümleme sağlarlar. Bu yöntem yüksek çözümleme için eş zamanlı dönüştürme yönteminden çok daha basittir fakat çözümleme zamanları daha uzundur. Sayıcı daima sıfırdan başlayarak iki tabanlı sayılarla analog değere ulaşana kadar saymaktadır. Bu şekilde dönüştürme işlemi gerçekleştiren bir sistemin analog girişe göre sağladığı sayısal çıkış sinyali Şekil 3.9'da görülmektedir.



Şekil 3.9. Analog sinyalin sayısala dönüşümü ve dijital çıkış

ADC0801…5 entegreleri 8-bit ardışık yaklaşımlı, 256R ürünlere benzer farksal direnç merdiveni içeren CMOS A/D dönüştürücü entegreleridir. Bu dönüştürücüler NSC800 ve I8080 işlemcileri ile yapılacak tasarımlarda üç durumlu çıkış mandalları ile doğrudan veri yolunun desteklenmesine olanak tanıyacak şekilde üretilmektedir. Bu analog dijital dönüştürücü devreleri mikroişlemciler tarafından bellek sırası ya da I/O portları olarak algılanır ve herhangi bir arabirime ihtiyaç duyulmaz. Farksal analog gerilim girişleri ortak mod bastırma oranını yükseltir ve analog sıfır giriş gerilim ofsetini ayarlamaya da imkân tanır. Bunlara ek olarak referans gerilim girişi 8 bit çözünürlüğe karşılık düşük analog gerilimlerin ayarlanmasına izin verecek şekilde tasarlanmıştır. CMOS teknolojisi ile üretilmiş bu A/D dönüştürücü devreler, mikroişlemci ile uyum sağlamak için gerekli mantık devresi ve 8 kanallı bir çoğullayıcı içerir. Bu entegre içinde dönüşüm, ardışıl yaklaşım yöntemi ile gerçekleşir. 8 kanallı çoğullayıcı ile 8 farklı giriş katına uygulanan analog sinyallerden ilgili olana erişilir.



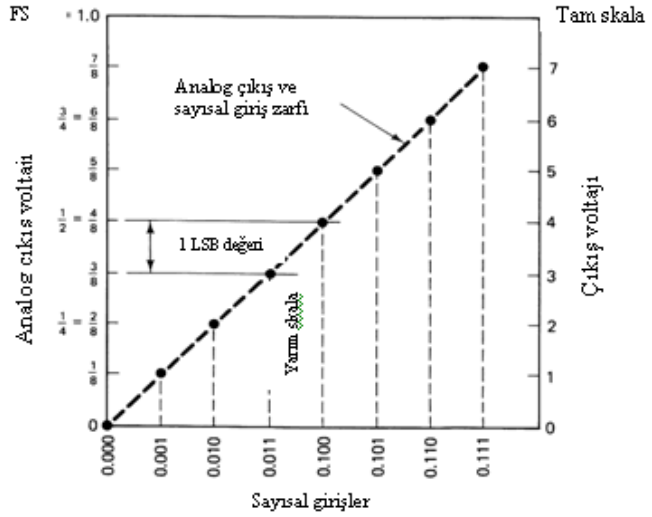
Şekil 3.10. ADC0801..5 serisi mikroişlemci uyumlu ADC için uygulama devresi [15]

ADC0808 ile çalışırken sıfırlama veya tam skala ayarlarına gerek yoktur. TTL uyumlu üç durumlu çıkış sürücüsü entegre devrenin mikroişlemci sisteminde kullanılmasını kolaylaştırır [15].

3.3.3. Dijital-analog dönüştürücüler

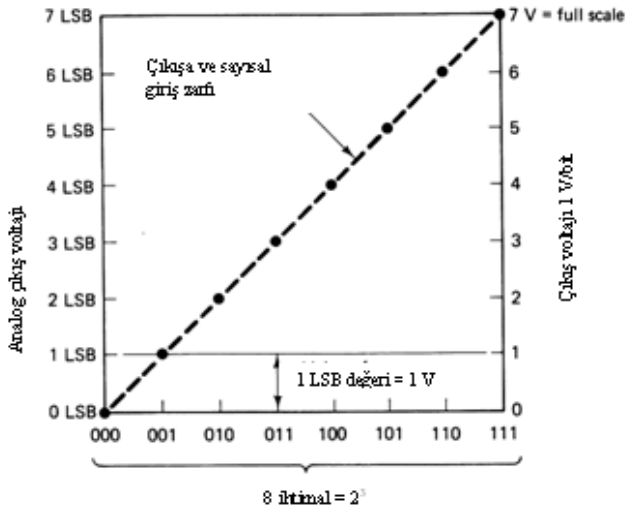
Dönüştürücü devreler analog ve dijital dünya arasında arabirim oluştururlar. Bu analog büyüklüklerin kaydedilebilir olması ve üzerinde çeşitli işlemlerin yapılabilmesi sayısallaştırma yani analog sinyalin dijital sinyal haline getirilmesi ile mümkün olmaktadır.

Dijital-Analog dönüştürücünün tam gösterge çıkışı, tüm sayısal girişleri 1 iken ölçülen çıkış voltajıdır. 3 bitlik ve her bir düşük değerlikli biti 1 V değerinde olan bir DAC devresini ele alalım. Sayısal giriş 001 iken, 1 V'luk bir çıkışa sebep olur. Bu durum Şekil 3.11'de görülmektedir.



Şekil 3.11. İdeal 3-bitlik DAC için küçük sayısal giriş gerilimine karşı analog çıkış geriliminin noktalar serisi olarak gösterimi

Tam gösterge sayısal giriş 111 ise tam skala çıkışı 7 V olur. Dijital-Analog Dönüştürücü için çözünürlük kavramı giriş sinyalinin çıkışta kaç bit ile ifade edileceğinin göstergesidir (Şekil 3.12). Çözünürlük değeri 3-bit olarak verilen bu örnek giriş çıkış eğrisinde $2^n=2^3$ ile toplamda 8 kademeli çıkış elde edilir. Bir DAC devresi için çözünürlük genellikle bit başına düşen gerilim değerine karşılık gelen V/bit birimi ile ifade edilir.



Şekil 3.12. 3-bitlik DAC için tam sayı girişe karşılık analog çıkış voltajı

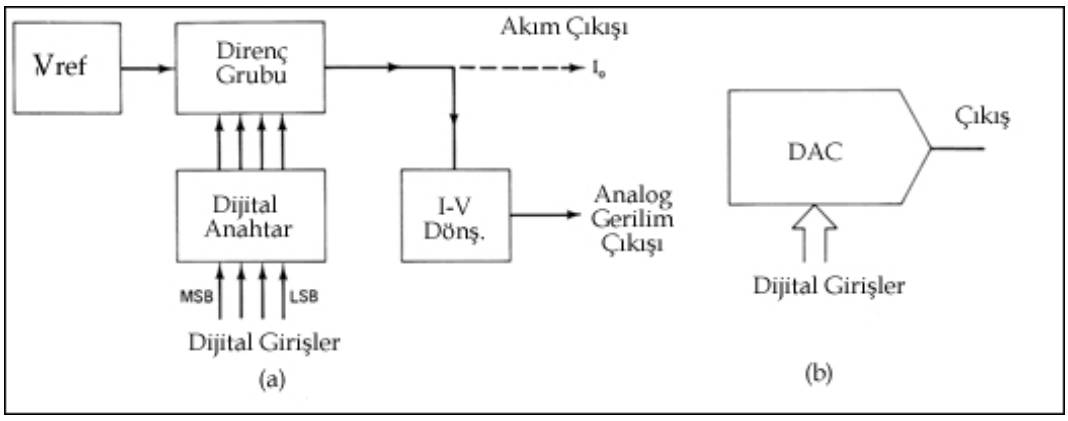
Buna göre örnek olarak verilen 3 bitlik DAC devresinde tam gösterge çıkışı 7V ve 3 bitten dolayı 8 dönüşüm aralığı alınacaktır. Devrenin tam gösterge çıkışı;

$$\text{Tam Skala} = \text{LSB}.\ (2^n - 1) \tag{3.8}$$

eşitliği ile belirlenir [9].

Temel bir dijital-analog dönüştürücü için blok diyagram Şekil 3.13'de görülmektedir. Referans voltajı V_{ref}, bir direnç grubuna bağlıdır. Bir sayısal giriş kodu, kontrol devresi yoluyla direnç grubuna anahtarlanır ve bu anahtarlama her bit için bir anahtar kullanılarak gerçekleştirilir. Direnç grubunun çıkışındaki sinyal akım olarak açığa çıkacaktır ve bu akım daha sonra gerilime dönüştürülebilir.

Bu akım ya da gerilim olarak alınacak çıkış sayısal giriş kodunun analog temsili olarak elde edilecektir. Blok diyagramda görülen direnç grubu ağırlık dirençleri ile oluşturulan devredir. Ağırlık direnç yaklaşımlı dijital analog dönüştürücü devreleri düğüm noktasına gelen akımların giden akımlar toplamına eşit olması prensibine göre çalışmaktadır [9].



Şekil 3.13. Dijital analog dönüştürme sistemi a) D/A dönüşüm işleminin temel blok diyagramı b) DAC devresinin blok diyagramı [9]

Dijital-analog dönüştürücü devrelerin maliyet ve boyutlarını azaltmanın ve daha kullanışlı hale getirmenin en etkili yolu bu devre yapısının tek bir sistem halinde

entegre devre içerisine yerleştirmektir. Böyle bir sistemde yüksek hız ve çözünürlük değerlerine sahip bir dijital-analog dönüştürücüye (DAC) olan ihtiyaç oldukça fazladır. Bu tip bir DAC dönüştürücü, CMOS teknolojisi kullanılarak dijital ve analog katların tek bir entegre üzerinde yer almasına imkan sağlayacak şekilde tasarlanabilir [18].

3.4. Dijital Biyomedikal Sinyallerin Sıkıştırılması

EKG sinyallerinin sıkıştırılması işlemi biyolojik sinyallerin işlenmesinde en önemli konudur. Elektrokardiyografik işaretler için veri azaltma yöntemleri herhangi bir klinik veri kaybına neden olmadan kaydetme, iletim ve analiz işlemleri için veri hacminin küçültülmesine yönelik olarak açığa çıkmaktadır. EKG veri sıkıştırma teknikleri arasında karşılaştırma yapılırken şu özellikler dikkate alınmalıdır [1, 25];

- İşaret Örnekleme Frekansı: EKG işaretlerini sayısala dönüştürmekte kullanılan analog-sayısal dönüştürücülerde örnekleme frekansı amaca göre çeşitlilik gösterip genellikle 500 Hz'lik örnekleme frekansı kullanmaktadır.
- Sayısal Örnek Bit Sayısı: Kaydedilecek olan sayısal EKG bilgilerinin çözünürlüğünün göstergesi olan bit sayısı 8 veya 12 olabilmektedir.
- Veri Sıkıştırma Oranı: Sıkıştırma algoritmasının en önemli parametrelerinden birisi olup, bu oranın büyüklüğü algoritmanın kalitesini gösterir.
- Performans İndeksi (PRD): Orijinal EKG işareti x_{org} ile sıkıştırılmış işareti belirtirken yeniden yapılandırılmış EKG işareti x_{rec} ile ifade edilir. Bu iki işaret arasındaki farkın bağıl karesel ortalamasının karekökü olarak tanımlı olup yeniden yapılandırılmış EKG sinyalinin aslına ne kadar benzer olduğunun ölçüsü olarak kullanılan bu değer performans indeksi olarak bilinir. Bu değerin küçük olması sıkıştırma algoritmasının başarısını gösterir.

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n} \left\{ x_{org}(i) - x_{rec}(i) \right\}^2}{\sum_{i=1}^{n} x_{org}^2(i)}} \cdot 100 \qquad (3.9)$$

Eğer bu işlem için yapay sinir ağları kullanılırsa veri sıkıştırma değeri ve oranı oldukça yüksek olacaktır ancak sıkıştırma işlemi oldukça yavaş gerçekleşecektir. Sıkıştırma işleminde hızı arttırmak için çeşitli ölçümler alınmalıdır. Bu tip sistemler EKG sinyallerinin kalitesini arttırmak için yapılacak olan sinyal işleme gereksinimini dört adet filtre devresiyle karşılarlar.

EKG sinyallerinin sıkıştırılması konusunda çeşitli araştırmalar yapılmış ve üç temel teknik geliştirilmiştir. Bu teknikler şu şekilde gruplandırılabilir;

1) Parametre seçme tekniği: EKG sinyallerinin parametre ve karakteristik özelliklerini yitirmemek için kullanılan ve terslenemeyen bir işlemdir. Farksal darbe kod modülasyonu bu teknikte kullanılır.
2) Doğrudan zaman-eksenli teknikler: Genlik alan, zaman ve devir kodlaması (AZTEC), delta kodlaması ve entropi kodlamasını içeren teknikler
3) Transform-eksen teknikleri: Fourier dönüşümü, Walsh dönüşümü, Karhunen-Loeve dönüşümü (KLT) ve dalgacık dönüşümü gibi teknikleri içeren gruptur.

En sık kaydedilen sıkıştırma örnekleri kalp atımları arasında elde edilen örnek bilgilerin sıkıştırılması sonucu elde edilebilir. Kalp atımları arasındaki korelasyon periyotları sonucu elde edilen sıkıştırma örnekleri en iyi sonucu veren işlem olarak kabul edilir. Örneğin uzun süreli tahmin ve ortalama kalp atım farkı kalp atımları arasındaki korelasyonu kullanır. Bununla birlikte bu yöntemlerle ilgili çeşitli sınırlamalar da mevcuttur. Ayrık dalgacık dönüşümlü periyot-genlik normalizasyonu sağlayan dalgacık tabanlı algoritma (PAN-DWT) ile ilgili yapılan bir araştırma gerçek EKG sinyallerindeki gereksiz parçacıkların azaltılmasını sağlayan bir çözüm sunmuştur [21].

Bununla birlikte genlik normalizasyonu, periyot normalizasyonu ve ara değer filtrelerinin kullanılmasıyla gerçekleştirilen sıkıştırma işlemlerinin karmaşıklığı bilgisayar etkisini azaltmaktadır. Benzer şekilde ara değer ve alt örnekleme filtrelerinin uygunsuz tasarımları nedeniyle örtüşme sorunları da açığa çıkabilir. Tek değer ayrıştırma (SVD) yöntemi 1970 yılında uygulamaya koyuldu ve resim sıkıştırma, örnek işleme ve özellik geliştirme gibi geniş aralıklı alanlarda kullanıldı. Bu nedenle kısaltılmış SVD yöntemi elektroensefalografi (EEG) ve manyetoensefalografi (MEG) ölçümlerindeki gürültü etkilerini kontrol etmek için kullanılmıştır [20].

3.5. Biyotelemetri ve İletim Sistemi

Biyotelemetri, biyomedikal enstrümantasyonun özel bir alanı olup, biyolojik büyüklük ve işaretlerin genel olarak bilgi işleme için erişilmesi ya da bulunulması güç olan ortamdan, işleme veya inceleme ortamına gürültüsüz olarak taşınması veya aktarılması işlemidir. Kullanıldıkları yerlere göre biyomedikal telemetri, radyo telemetri veya kısaca telemetri adını da almaktadırlar. Telemetri, uzaktan ölçme anlamını taşır. Ölçme dışında telemetri sistemi izleme ve kontrol için de kullanılmaktadır.

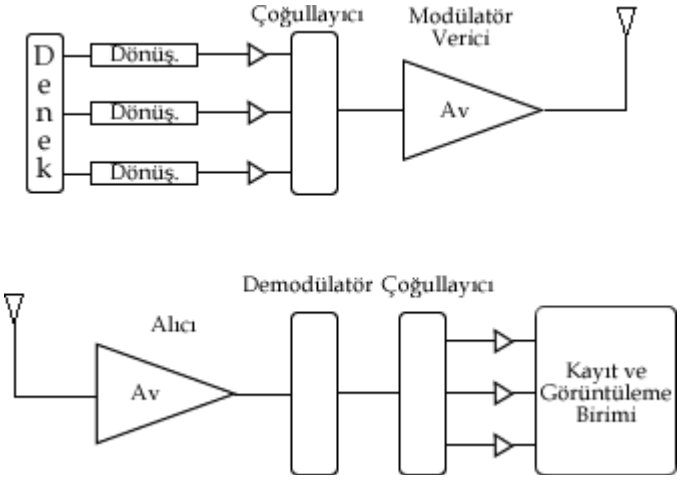
Biyotelemetrinin amacı, insan ve hayvanlardan hareketlerini kısıtlamadan ve normal yaşamlarını sürdürürken verimli biyolojik ve fizyolojik işaret verileri alıp verilerin işleneceği ve gözlemleneceği ortama gürültüsüz olarak aktarmaktır. 1950'lerde gelişme gösteren biyomedikal telemetri, tıbbi araştırma ve klinik izleme gibi çeşitli alanlarda yararlı ve esnek bir araç olarak kullanılmaktadır [1, 28].

İnsan ve hayvanların hareketlerinin incelenmesi, insanların stres ve egzersiz fizyolojilerinin izlenmesi, astronotların sağlık durumlarının izlenmesi, hastaların hastalıkla ilgili pH, tansiyon, sıcaklık, kas kasılma kuvvetleri, kan akış hızı gibi biyolojik parametrelerle EKG ve EMG gibi biyolojik işaretlerinin uzaktan izlenmesi telemetri sisteminin kullanılmasını gerektirir.

Hastane ortamı gibi hareketleri sınırlayıcı ve psikolojik olarak hastayı etkileyici ortamdan uzakta ve normal yaşantısı içinde dinlenen, serbestçe hareket eden veya çalışan denekten alınan EKG işareti gibi hasta verilerinin doktor tarafından uzaktan izlenmesi, uzaktan hasta kontrolü veya uzaktan hasta izlenmesi olarak biyomedikal mühendisliğinin değişik bir çalışma alanıdır. EKG işareti, telemetri üzerinde taşınan biyolojik işaretlerin hemen hemen en üst sırasında yer almaktadır. Vücut içinden biyolojik işaretlerinin algılanmasında veya uyarıcılar ve ilaç enjeksiyon sistemlerinde olduğu gibi vücut içi çalışan cihazların kontrol ve programlanmasında, telsiz telemetri vücutta iltihap meydana getirecek kablo bağlantılarına gerek kalmadan güvenli bir şekilde kullanılmaktadır [27, 28].

3.5.1. Biyotelemetri sisteminin bileşenleri

Bir biyotelemetri sisteminin temel elemanlarını içeren basit blok diyagramı Şekil 3.14'te gösterilmiştir. Biyotelemetri sisteminin genel yapısında; denek, işaret algılayıp işleyici, yükselteç ve verici, iletişim ortamı, alıcı, işaret işleme bölümü ve kayıt-görüntüleme birimleri bulunmaktadır.



Şekil 3.14. Temel biyotelemetri sistemi

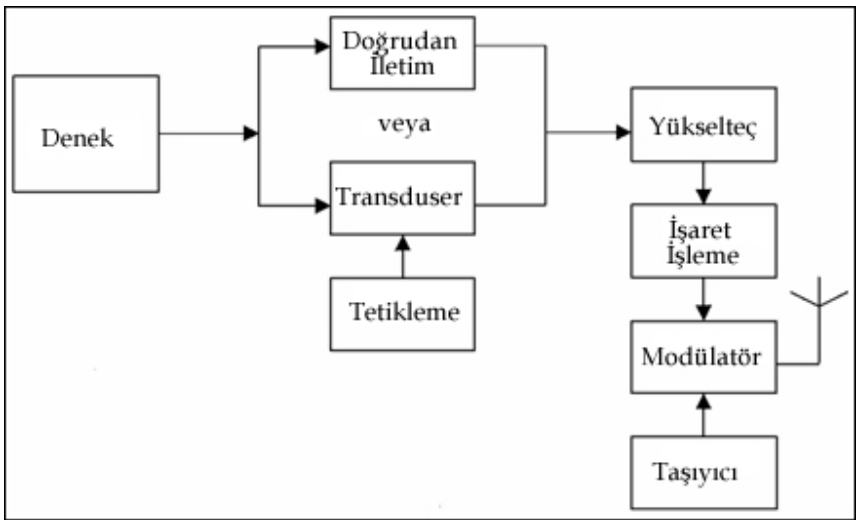
Denek tarafında biyolojik işaret verileri denekten dönüştürücüler aracılığıyla alınıp işlenir ve kodlandıktan sonra modüle edilerek bir verici üzerinden gönderme ya da iletim ortamına verilmekte, alıcı tarafta ise; alıcı yardımıyla alınan işaretler, kod

çözme, demodülasyon ve diğer işaret işleme işlemlerinden geçirilerek bir monitör veya yazıcıda görüntülenmekte ve bir bilgisayar ortamında kaydedilmektedir [29].

Gönderilen işaret verileri, çok kanallı iletim hattı üzerinden birden fazla türde veri olabilmektedir. Bu amaçla kullanılan çoğullayıcı, birden çok kanal işaretini bileşik işaret olarak tek kanal işaretine çevirir. Bazı durumlarda, izleme ortamından denek tarafına, geri besleme veya kontrol amacına yönelik olarak bir bilgi de gönderilebilmektedir. Garaj kapısını uzaktan açma, televizyon kanallarını uzaktan seçme gibi kontrol amaçları için kullanılan telemetri sistemlerinde, denekten gözlem ortamına bilgi iletimi daha çok göz ile olmakta ve ters yöndeki kontrol işareti ise deneğe iletim ortamı üzerinden gönderilmektedir. İşaret tek yönde gönderilecekse yani geri beslemesi olmayacaksa, gönderilmeye hazırlanmış olan bileşik işarete eşleme bitleri de eklenir. Bu, özellikle sayısal işaret gönderirken bilgi bozulması ve kaybını önler ve bu yolla vericiyle alıcı arasındaki senkronizasyonu sağlar. Verici ve alıcı taraftarıyla gönderme ortamında gürültü karışması olabilmektedir [29].

Verici ve alıcı modülleri

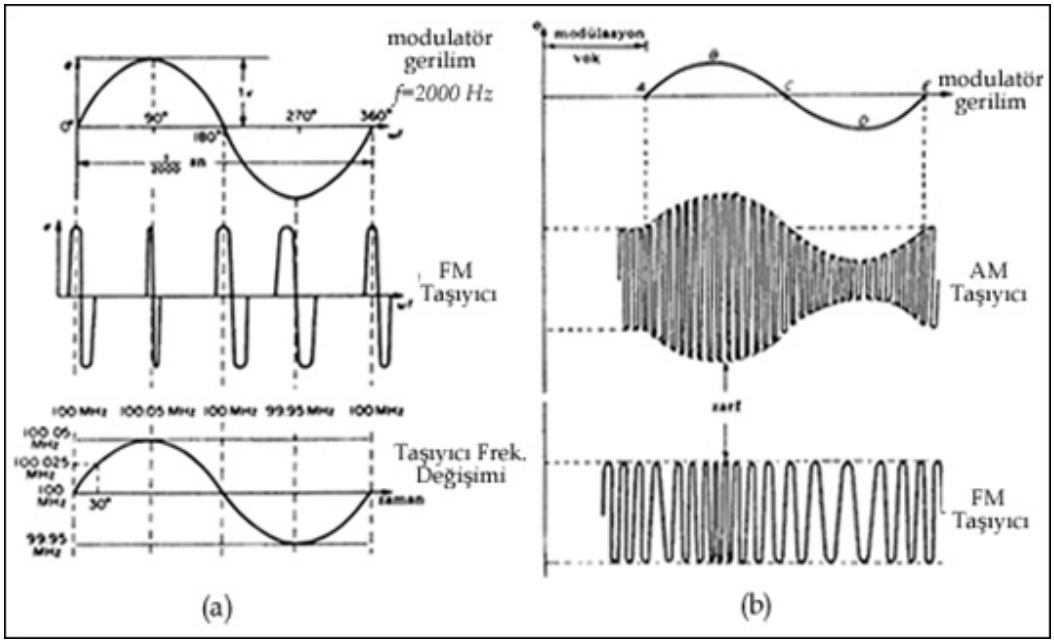
Bir biyotelemetri sisteminin tasarımında göz önünde bulundurulması gereken etkenler; iletim tipi, kanal sayısı, modülasyon tipi, vericideki bilgi işleme yöntemi, verici kontrolü gerekip gerekmemesi, vericideki güç kaynağı tipi, vericinin boyutlarıyla ömrü ve iletim alanı olarak sıralanabilmektedir. Bir telemetri sisteminin katları verici devresi ve alıcı devresi gibi fonksiyonel bloklara ayrılabilir. Vücuttan algılanan fizyolojik sinyaller yükselteç ve işaret işleme katlarından geçtikten sonra iletim için Şekil 3.15'deki gibi modülasyon katına uygulanır. Alıcı katı ise iletim frekansını algılayacak bir tuner devresi içerir. Verici devre taşıyıcı sinyali üretir ve iletilmek istenen bilgi sinyalini buna göre modüle eder. Alıcı devre alınan bu sinyali demodüle etme yeteneğine sahiptir böylece yeniden yapılandırılan bilgi sinyaline işaret işleme teknikleri uygulanabilir. İletilecek bilgi sinyali modülasyon olarak bilinen işlem yoluyla taşıyıcı sinyale eklenir. Verici tarafında bilgi sinyalinin modüle edilip iletilebilmesi için analog ya da sayısal modülasyon teknikleri kullanılabilir [27].



Şekil 3.15. Bir telemetri sisteminde verici devre blok diyagramı [27]

Analog iletim teknikleri, sinyalin genlik değerinin değiştirilmesine olanak tanıyan genlik modülasyonu (AM), frekans modülasyonu (FM) ve faz modülasyonu (PM) olarak incelenebilir (Şekil 3.16). Genlik modülasyonu işaret iletiminde ve basit uygulamalarda kullanılan kısıtlamalı bir yöntemdir. Bu kısıtlamalardan ikisi; işaretin genlik bilgisinin ancak iletimde kalibrasyon işareti de varsa nicelendirilebilmesi ve diğer radyo dalgalarının toplamsal gürültü olarak taşıyıcı frekans genliğini taşıyıcı işaretin diğer parametrelerini bozduğundan daha çok bozmasıdır. Analog giriş işareti girişinde taşıyıcı işaret bulunan kuvvetlendiricinin kazancını değiştirerek genlik modülasyonunu gerçekleştirmektedir. Genlik demodülasyonunda ise basit bir özelliğe sahip diyot ve hemen arkasında basit bir RC alçak geçiren filtresi kullanılmıştır. Demodülatör devresi zarf detektörü olarak da bilinmektedir [30].

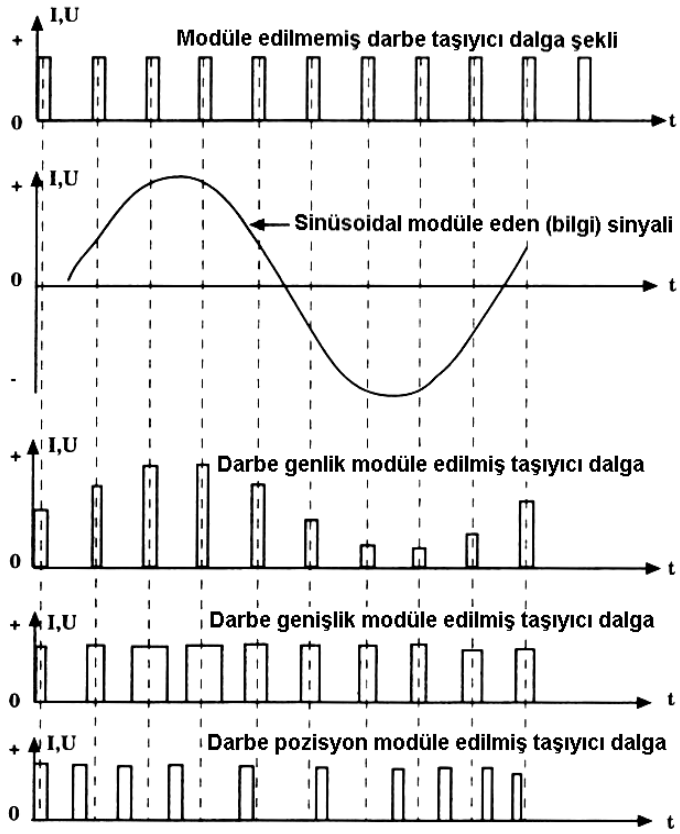
Frekans modülasyonunda, gönderilen işaretin genliği sabit kalmaktadır. Anten durumunun değişmesi gibi zamana ve transfer şartlarına bağlı olarak gönderilen işaret genliğindeki bozulmalar, alıcıdaki otomatik kazanç kontrolü (AGC) aracılığıyla kompanze edilmekte ve işaretin demodülatöre hep aynı şartlarda gitmesi sağlanmaktadır. Sayısal iletim tekniklerinden olan darbe modülasyonunda kullanılan taşıyıcı dalga sinüzoidal sinyal olmayıp, tekrarlanan darbelerden oluşur [30].



Şekil 3.16. Analog modülasyon teknikleri a) Modüle edici dalganın işarete göre değişimi b) Frekans Modülasyonu [30]

Burada bilgi taşıması, akım veya gerilim darbeleri ile gerçekleşmektedir. Darbe modülasyonu Şekil 3.17'de incelendiği gibi; darbe genlik modülasyonu (PAM), darbe genişlik modülasyonu (PWM), darbe konum modülasyonu (PPM) olmak üzere 3 çeşittir.

Darbe genlik modülasyonunda (PAM), sabit genişliği, sabit konumlu bir darbenin genliği, analog sinyalin genliğine uygun olarak değiştirilir. Darbe genlik modülasyonunda (PAM) elde edilen darbe genlikleri modülasyon işaretinin genliği ile orantılıdır. Bu modülasyon çeşidi en basit modülasyon tipidir. Bu modülasyon sisteminde örnek alma periyodik bir şekilde olmaktadır. Elde edilen bu darbeler ile daha yüksek bir taşıyıcı modüle edilir. PAM devresinin yapısı basit olduğu için bazı uygulama alanlarında tercih edilir. Ancak PWM ve PPM sistemlerinde genlik değeri sabit olduğu için gürültü bakımından diğer modülasyon tekniklerine göre daha fazla üstünlükleri vardır. PWM ve PPM sistemlerinin ikisi de darbe zaman modülasyonu (PTM) olarak ifade edilir [22, 27, 30].

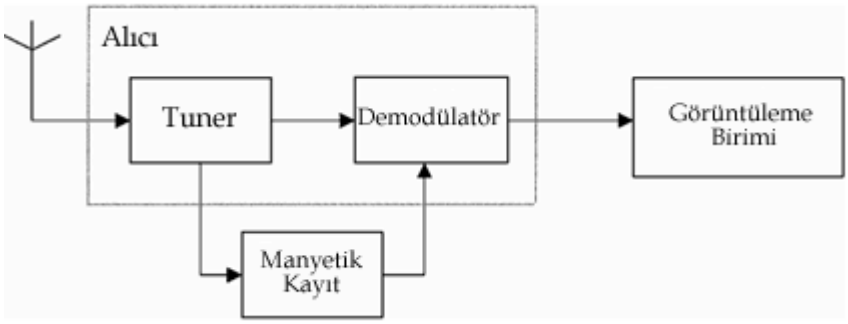


Şekil 3.17. Taşıyıcı ve bilgi sinyallerine göre darbe modülasyon çıkışları [30]

PPM modülasyonunda sabit genişlikli darbenin konumu, önceden belirlenmiş bir zaman bölmesi içinde analog sinyalin genliğiyle orantılı olarak değiştirilir. PWM modülasyonunda ise darbe genişliği, analog sinyalin genliği ile orantılı olarak değişir. Bu modülasyon yöntemlerinden farklı olarak sayısal haberleşmede kullanılan bir diğer iletim tekniği olarak PCM modülasyonu yer almaktadır. Bu modülasyon türünde, analog sinyal örneklenir ve iletim için sabit uzunlukta, seri binary (ikili) sayıya dönüştürülür. Elde edilen binary sayı, analog sinyalin genliğine uygun olarak değişmektedir [22, 27, 30].

Şekil 3.18'de telemetri sisteminin alıcı bölümü görülmektedir. FM vericide düşük güçle iletilen sinyaller alıcı devre ile yakalanıp tuner aracılığıyla doğru frekans değerine ayarlanır. RF taşıyıcı sinyalinden alt taşıyıcı sinyalleri ayrıştırılarak genlik ve frekans değerlerine göre orijinal işaretin yeniden oluşturulması sağlanır. Elde edilen bu sinyal

daha sonra kayıt ve görüntüleme birimlerinde kullanılabilir, demodüle edilmiş sinyal olarak alıcı çıkışında sinyal işleme bölümüne beslenir.



Şekil 3.18. Bir telemetri sisteminde alıcı kat blok diyagramı [27]

Verici çıkışından gönderilen sinyalin algılanabildiği aralık sistemin menzili olarak isimlendirilir. Bu menzil değeri vericinin gücüne ve frekansına, verici ve alıcı antenlerin konumuna ve alıcının hassasiyetine bağlıdır. Telemetri tasarımında antenle ilgili olarak dikkat edilmesi gereken çeşitli faktörler vardır. Bu faktörlerin bazıları antenin şeklini korumaya yönelik iken bazıları da antenin tasarım özellikleri ile ilgilidir. Hasta telemetri sistemleri için tasarlanan vericiler daha hafif ve hareket sınırlamasına neden olmayacak yapıda olmalıdır.

<u>İletim ortamı</u>

Telemetrinin en yaygın tipi telsiz ya da kablosuz telemetridir. Bu yöntem hastanın hareketlerini kısıtlamaz ve hasta üzerindeki psikolojik ve fiziksel etkisi de fazla değildir. Yüksek frekanslı taşıyıcı, elektromanyetik, mekanik, ultrasonik, optik ve kızılötesi ışık dalgalarıyla iletilebilir. Söz konusu iletim ortamı hava olduğunda, genellikle elektromanyetik dalgalar kullanılır.

Kapalı bir oda içerisinde vericinin hareketli olduğu durumlarda, yayının hiç alınamadığı veya çok zayıfladığı karanlık noktalar meydana gelmektedir. Ayrıca modern hastanelerde, elektrik motorları, aydınlatma tesisleri, monitörler ve benzeri cihazların kullanımı ve burada oluşacak anahtarlama darbelerinin etkileri, bu yöntemin uygulama zorluklarını ortaya çıkarır. Bütün bu mahzurları önleyecek

ticari cihazlar yapılmıştır, fakat bunların sistemi çok karmaşıklaşmış ve fiyatları da yükselmiştir. Bu tip hastane uygulamalarında IR iletim hattının kullanılması bant sınırlamasını da ortadan kaldıracaktır [27].

Deniz suyu gibi iletken ortamlarda elektromanyetik dalgaların daha çabuk zayıflayacağı göz önünde bulundurulursa su altı telemetri için kullanılmaya elverişli olmayacağı görülmektedir. Bu ortamlarda genellikle ses veya ultrasonik şeklindeki mekanik dalgalar kullanılır. Basınç dalgaları, engellerden kolay yansıdığı için, ölçülen bilgilerin aktarımından çok takip amaçları için oldukça elverişlidir. İletken ortamlarda yapılan bazı çalışmalarda ise bilgi, deney hayvanı veya hastadan, yüzeydeki hareketli bir radyo vericisine kablo ile taşınır ve oradan da alıcıya elektromagnetik dalgalarla gönderilir. Bunların dışında, sığ sularda izleme amaçları için elektromanyetik dalgalar ve basınç odalarındaki dalgıçların fizyolojik izlenmesi için kızılötesi ışınlar kullanılmaktadır. İletim mesafesi arttıkça verici için gerekli olan güç de artmaktadır. Bu da vericinin fiziksel boyutlarını ve maliyetini artırmaktadır. Bazı durumlarda telli ve telsiz telemetriyi birleştirerek küçük vericilerle yapılan yayınların hastalara sağladığı serbestlikten ve telli sistemin uzak mesafelere bilgi taşıyabilme özelliklerinden beraber yararlanmak en uygun çözüm olarak tercih edilmektedir.

Değinilen bu frekans bantlarındaki iletimin yanı sıra tamamen endüstriyel, bilimsel ve tıbbi iletimler için iletim bantları da tahsis edilmiştir. Bu iletim bantları medya yayınları dışında ayrıldığı için herhangi bir bant sınırlaması olmayan ISM bandı olarak bilinir. ISM bant frekansları 1 GHz'in altında 315/433/868 ve 915 MHz gibi frekans değerlerinde kullanılmaktadır. ISM bandı geçmişteki kullanımının aksine günümüzde çok kanallı iletimi de destekleyebilecek niteliktedir [27, 31].

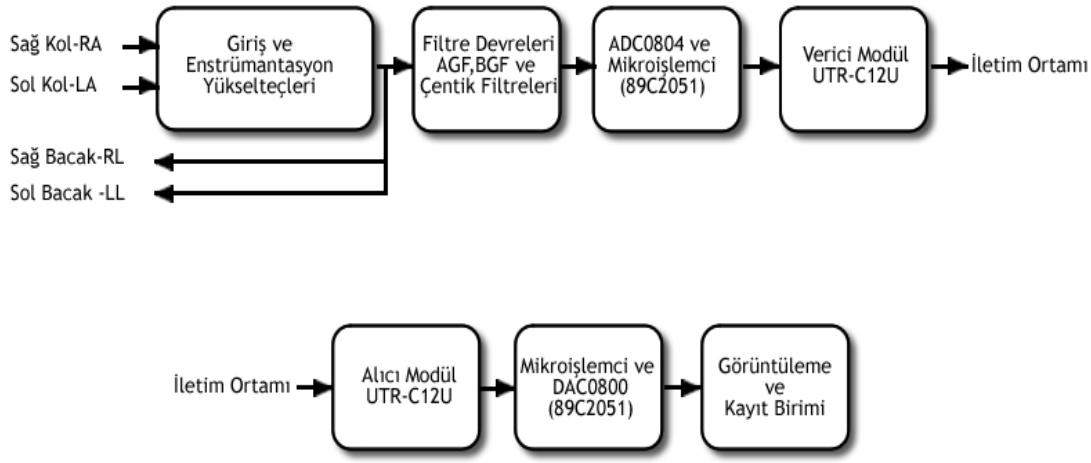
4. TASARLANAN EKG BİYOTELEMETRİ SİSTEMİ

Üçüncü bölümde bir EKG yükselteci tasarlamak için bilinmesi gereken temel ilkeler incelenmiştir. Bu ilkeler ışığında, kalp tarafından üretilen ve cilt yüzeyinden ölçülebilen çok düşük gerilim değerindeki EKG işaretlerinin yükseltilip işlenmesi için kullanılacak olan devre yapıları üzerinde çalışılmıştır. Bu devre yapıları, elektrotlarla ölçülen işaretlerin yükseltilmesinde önemli uygulama alanlarına sahip enstrümantasyon yükselteçleri ve filtre devreleridir. Tasarlanan ve uygulaması gerçekleştirilen EKG biyotelemetri sistemi yükselteç, sinyal işleme katları ve verici devrelerden oluşmaktadır. Sistemin alıcı bölümünde ise elde edilen ve demodülasyonu gerçekleştirilen sayısal sinyallerin analog dönüşümü ve görüntülenmesi işlemleri gerçekleştirilmiştir. Bu bölümde tasarlanan sistemi oluşturan devre yapıları ve bunların teknik özellikleri incelenmiştir.

4.1. Sistemin Blok Diyagramı

Tasarlanan ölçüm sistemi, üç ayrı elektrot aracılığıyla vücuttan alınan biyopotansiyel sinyalleri içerisinden filtre devreleri kullanılarak EKG sinyallerinin elde edilmesini sağlamaktadır. Sol bacak elektrotu ise hastanın sağ bacak yükselteci üzerinden toprak potansiyeline sahip olması için kullanılmıştır. Ölçülen bu biyopotansiyel sinyali içerisinde doğrudan ya da yalnızca EKG sinyalleri elde edilemez çünkü ölçümler cilt yüzeyinden gerçekleştirileceği için EMG sinyalleri ve ölçüm yapılan kişinin psikolojik durumuna bağlı olarak ENG sinyalleri de ölçüm sonuçlarını etkileyecektir. EKG sinyalinin yanında gürültü olarak adlandırılan bu sinyallerin sistemde bastırılması için tasarlanan sistemde kullanılan enstrümantasyon yükselteci ve filtre devrelerinin EKG sinyallerinin frekans spektrumunda ölçüm yapabilecek şekilde tasarımları yapılmıştır.

Tasarımı gerçekleştirilen bu sistemin blok diyagramı Şekil 4.1'de görülmektedir. Bu blok diyagramda elektrotlarla başlayan giriş bölümünden vericinin çıkışına kadar olan bölüm hasta üzerinden ölçümü gerçekleştiren devrelerden oluşmaktadır.



Şekil 4.1. Tasarlanan sistemin blok diyagramı

Enstrümantasyon yükseltecinin ön kat çıkışındaki işaretlerin dirençler yardımıyla ortalaması alınmış ve yardımcı işlemsel yükseltecin eviren girişine uygulanmıştır. Hasta üzerinde hayati tehlikelere neden olabilecek bir durumda yardımcı işlemsel yükselteç doyuma giderek hasta üzerinden geçen akım küçük değerde tutulabilmektedir. Devredeki sağ bacak sürücüsü hastanın aynı zamanda küçük değerde bir direnç üzerinden topraklanmasını sağlamıştır. Elektrotlarla deri yüzeyinden ölçülen EKG sinyalleri için enstrümantasyon yükselteçleri ile 1000 kata kadar yükseltme gerçekleştirilmiştir. Sistemde kullanılan alçak geçiren filtrenin kesim frekansı 0,48 Hz, yüksek geçiren filtrenin kesim frekansı ise 2410 Hz olarak gerçek zamanlı simülasyon programında görülmüştür. Ölçülen bu değerler teorik hesaplamaları da doğrulamaktadır. Bu devrelerle elde edilen analog biyoelektrik sinyalleri sinyal işleme birimini oluşturan ADC, mikroişlemci ve verici yoluyla iletim ortamına gönderilmiştir.

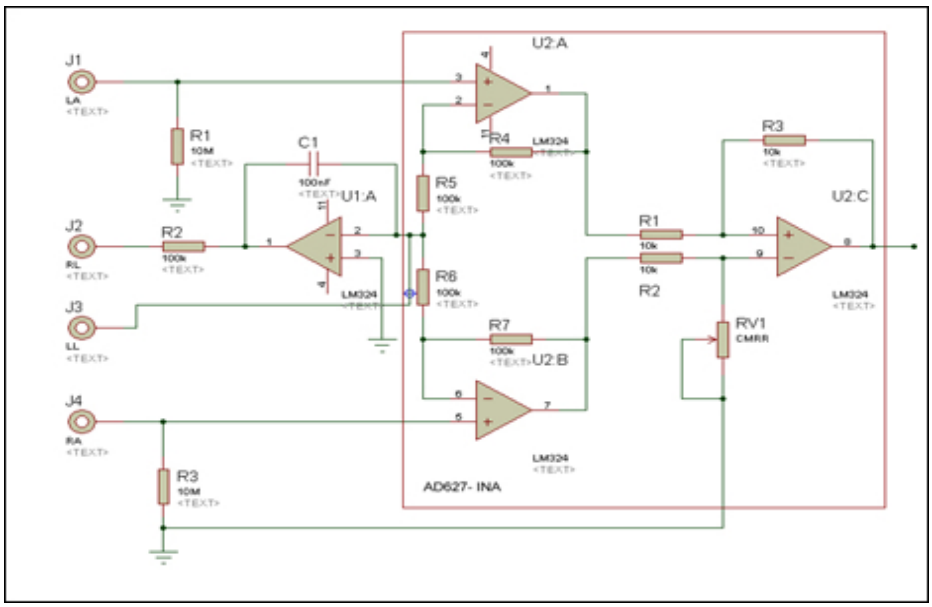
Sistemin alıcı bölümünü oluşturan devreler ise alıcı modül ile demodüle edilen verinin mikroişlemci tarafından kodunun çözülmesi ve dijitalden analoga dönüştürülmesi ile görüntüleme ve kayıt birimi için uygun hale getirilmesi işlemlerini gerçekleştirir. Alıcı devrede modül olarak verici ile aynı veri iletim oranında (9600 Baud UART) çalışan UTR-C12U modülü kullanılmıştır. Alıcı

tarafından demodüle edilen EKG sinyali mikroişlemci ile 8 bit dijital veriye dönüştürülür ve bu veri bir DAC entegresiyle seri analog sinyal olarak sistemin çıkışında görüntüleme ve kayıt için kullanılır. Tasarlanan sistemin içerdiği devre yapıları ve özellikleri bu bölümün devamında incelenmektedir.

4.2. Enstrümantasyon Yükselteci

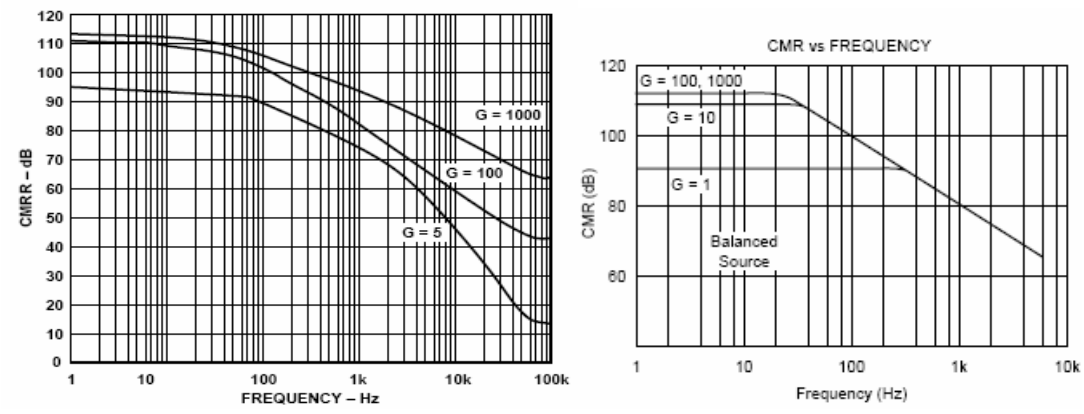
EKG biyotelemetri sisteminin elektrotlarla belirlenen ön sonlandırma bölümünün ardında yer alan ölçüm katında LM324 entegresi ile bir sağ bacak sürücüsü ve LM324 ve AD 627 enstrümantasyon yükselteci bulunmaktadır. Devredeki sağ bacak sürücüsü ölçüm yapılan hastanın devreden izolasyonunu sağlamaktadır. LM324 ile oluşturulan sağ bacak sürücüsü işlemsel yükseltecin girişinde sonsuza yakın çıkışında ise sıfıra yakın değerde empedansa sahip olmasından dolayı hastayı ölçüm devresinden yalıtmaktadır. Sağ bacak sürücüsü aynı zamanda Eindhoven üçgenini oluşturarak sağ kol ölçümüne eşit ve ters yönde bir sağ bacak beslemesi ile hastanın biyopotansiyelinin de sıfırlanmasını sağlamaktadır. Sağ bacak sürücüsünün girişine uygulanan sinyal sağ ve sol kollardan elde edilen ölçüm değerinin ortalaması olarak belirlenmektedir. Bu değer enstrümantasyon yükseltecinin farksal girişlerinde yer alan ve Şekil 4.2'de R_4 ve R_5 ile gösterilen eşdeğer dirençlerin oluşturduğu $R_g/2$ ile sağlanır.

Sağ bacak sürücüsünün yanı sıra LM324 entegresi ile bir farksal girişli enstrümantasyon yükselteci oluşturulmuştur. Farksal girişli bir enstrümantasyon yükselteci olarak kullanılacak olan EKG yükseltecinin giriş sinyal işleme bölümlerinde LM324 işlemsel yükselteçleri kullanılmıştır. Ölçülecek olan EKG sinyallerinin 0,5 ile 120 Hz frekans spektrumunda olduğu kabul edilirse kullanılan bu işlemsel yükseltecin 100 Hz'de ortalama 80 dB kazanç ve 70 dB CMRR oranlarına sahip olması devrenin farksal girişlerinde ortak mod sinyal bastırma özelliğinden dolayı kullanıma uygun olduğunu göstermektedir.



Şekil 4.2. Tasarımın sağ bacak sürücüsü ve yükselteç katları

Bu farksal girişlerin yanı sıra kullanılacak olan enstrümantasyon yükselteç entegresi olarak INA101 yerine 100 Hz'de yaklaşık 108 dB CMRR oranına sahip olan AD627 seçilmiştir. Bu seçimde Şekil 4.3'de görüldüğü gibi AD627'nin INA101'e göre 0-100 Hz aralığında daha kararlı ve yüksek CMRR oranına sahip olması etkili olmuştur. AD627'nin 2,2 V ile ±18 V gibi geniş bir gerilim aralığında besleme gerilimine sahip olması bu sistemin bir batarya ile kullanılabilmesine de olanak tanır. Uygulamanın taşınabilir bir sistem haline dönüşebilmesi için enstrümantasyon yükseltecinin bu özelliği de olumlu sonuçlar verecektir.



(a) (b)

Şekil 4.3. AD627 ve INA101 enstrümantasyon yükselteçlerinin CMRR-frekans eğrilerinin karşılaştırılması a) AD627 için b) INA101 için [32, 33]

AD627 yükseltecinde CMRR oranı 100 Hz'e kadar sabit değerde olduğu için 50 Hz yükselteç şebeke gürültüsünü bastıracaktır. Bu özellikler göz önünde bulundurulduğunda tasarımda AD627 enstrümantasyon yükseltecinin kullanılması sistemin INA101'e göre daha kesin sonuçlar vermesini sağlayacaktır. Bu yükseltecin farksal girişleri arasında LM324 işlemsel yükselteçleri aracılığıyla oluşturulan sağ bacak sürücüsü aynı zamanda ortak mod bastırma oranının da enstrumantasyon yükseltecine uygun ve yakın değerde olmasını sağlamaktadır. Sistemin Şekil 4.2'de verilen bu katı elde edilen sinyaller içerisinden EKG sinyallerinin seçilmesini sağlayacaktır ancak ölçülen sinyal üzerindeki bütün gürültü sinyallerini engellemeye yetmeyecektir. Bu durumun sebebi EKG sinyallerinin içinde bulunduğu 0,5-120 Hz'lik frekans spektrumunun enstrümantasyon yükselteci tarafından seçilememesidir. Enstrümantasyon yükseltecinin girişinde μV'lar seviyesinde ölçülen sinyaller yükselteç tarafından 1000 kata kadar yükseltilip filtre devreleri tarafından işlenebilir gerilim seviyelerine getirilmektedir.

4.3. Filtre Devreleri

Biyopotansiyel sinyallerinin elektrotlar aracılığıyla vücuttan algılanıp enstrümantasyon yükselteci tarafından yükseltilmesi işleminden sonra bu sinyal üzerindeki çeşitli gürültü sinyallerinin bastırılması ve sadece EKG sinyalinin elde edilebilmesi için bir dizi filtreleme işlemi gerçekleştirilmektedir. Bu filtreleme işleminde temel amaç EKG için belirli frekans spektrumundaki EKG sinyallerinin elde edilmesi ve bu sinyalin işlenebilir hale getirilmesidir. EKG sinyalleri elde edildikten sonra sinyal işleme adımları uygulanabilecektir.

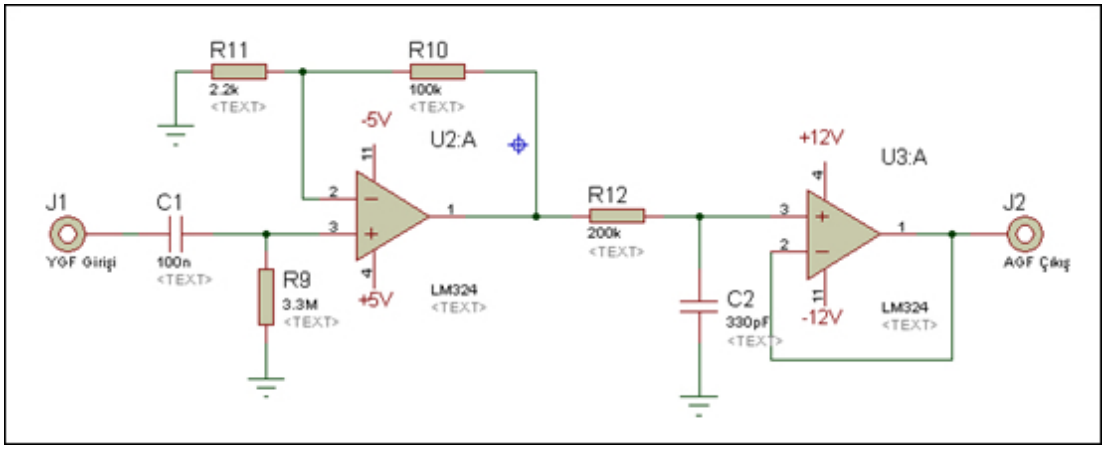
Ölçülen işlenmemiş biyopotansiyel sinyali üzerinde ölçüm yapılan kişinin ya da hastanın o anki psikolojik ve fizyolojik durumlarına göre sırasıyla elektronörogram ve elektromiyogram sinyalleri olabilir. Bu sinyallerin yanı sıra çalışma ortamında bulunan 50 Hz şebeke gürültüsü de ölçülen EKG sinyallerinde gürültü olarak yer alan bir diğer etkendir. Bu gürültü sinyallerinin bastırılması amacıyla devre üzerinde sırasıyla yüksek geçiren ve alçak geçiren filtrelerle oluşturulan bir bant geçiren filtre,

50 Hz şebeke gürültüsünü bastırmak için bir bant durduran filtre ve üçüncü dereceden yüksek geçiren filtre devreleri kullanılmıştır.

Şekil 4.4'de görülen filtre devresinde kullanılan ilk işlemsel yükselteç kazanç değerine de sahip olan bir yüksek geçiren filtreyi oluşturmaktadır. Bu bant geçiren filtrenin bant genişliği alçak geçiren ve yüksek geçiren filtrelerin kesim frekansları arasındaki farkla belirlenir. Her iki filtrenin kesim frekansları ise Eş. 3.7 ve Eş. 3.8 eşitliklerinde gösterildiği gibi direnç ve kondansatör değerlerine bağlıdır. Bu eşitliklere göre alçak ve yüksek kesim frekansları şu değerlerde elde edilir;

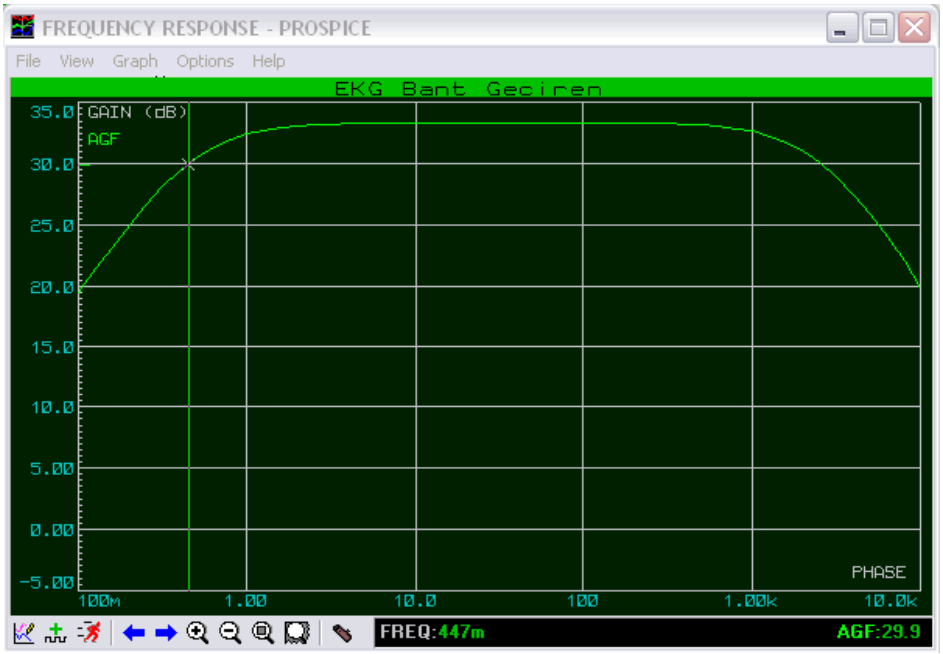
$$f_L = \frac{0.1591}{R_{.12} C_2} \Rightarrow f_L = \frac{0.1591}{200.10^3.330.10^{-12}} \Rightarrow f_L = 2410Hz \tag{4.1}$$

$$f_H = \frac{0.1591}{C_1.R_9} \Rightarrow f_H = \frac{0.1591}{100.10^{-9}.3{,}3.10^6} \Rightarrow f_H = 0.48Hz \tag{4.2}$$



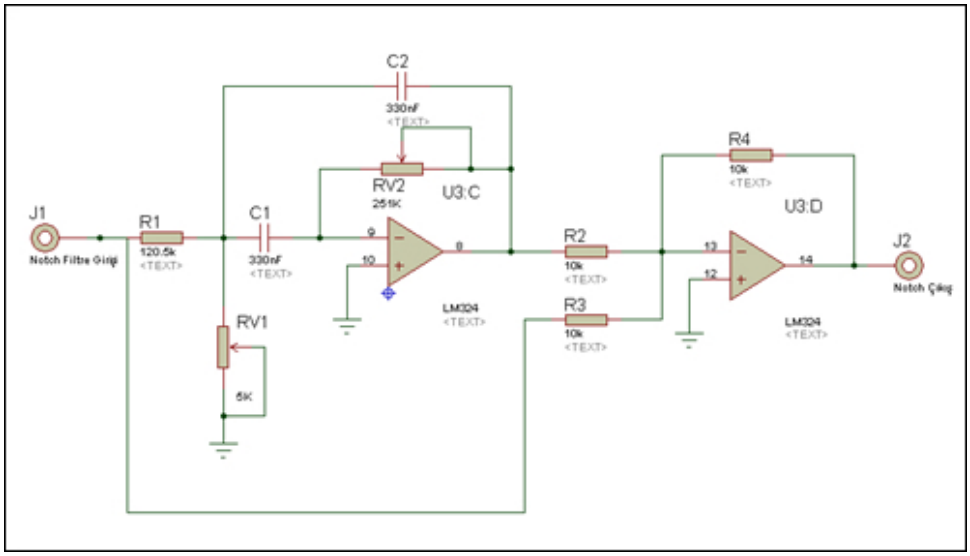
Şekil 4.4. Yüksek geçiren ve alçak geçiren filtre devreleri ile oluşturulan bant geçiren filtre katı

Bant geçiren filtrenin Proteus programında gerçekleştirilen simülasyonu da yapılan hesaplamalara oldukça yakın sonuçlar vermektedir. Bu simülasyonun sonucunda elde edilen frekans grafiğinde 30 dB kazanç durumuna alt kesim frekansı 0,447 Hz ve üst kesim frekansı 2410 Hz olarak Şekil 4.5'te görülmektedir.



Şekil 4.5. Bant geçiren filtrenin Proteus programı ile elde edilen frekans eğrisi

Bu devre üzerinde şebekeden sızabilecek şebeke gürültüleri bant durduran filtre ile bastırılmalıdır. Bu nedenle yukarıda frekans analizi görülen bant geçiren filtrenin devamında Şekil 4.6'daki gibi bir 50 Hz kesim frekansına sahip bir bant durduran filtre kullanılmıştır.



Şekil 4.6. Devre tasarımında kullanılan bant durduran filtre

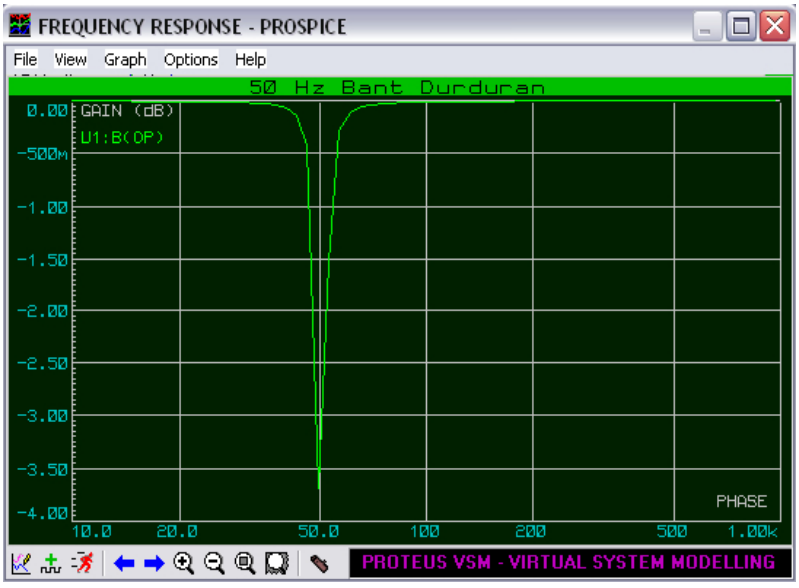
Kullanılan bant durduran filtre devresi bir dar bant geçiren filtre ve birim kazanca sahip toplayıcı yükselteç devrelerinden oluşmaktadır. Bant durduran filtrede Q faktörüne ve R eşdeğerine bağlı olarak R_{V1} potansiyometresinin değeri belirlenir. Devrede filtrenin bastıracağı frekans değeri ve frekans aralığı R_{V1} ve R eşdeğerleri ile belirlenir. Buna göre;

$$Rv_1 = \frac{R}{2Q^2 - 1} \quad , \qquad Rv_1 = \frac{10.10^3}{2.10^2 - 1} \quad , \; Rv_1 = 50,25\Omega \tag{4.3}$$

$$f_r = \frac{0,1125}{R.C}\sqrt{1+\frac{R}{Rv_1}} \quad , \; f_r = \frac{0,1125}{10.10^3.330.10^{-9}}\sqrt{1+\frac{10.10^3}{50,25}} \tag{4.4}$$

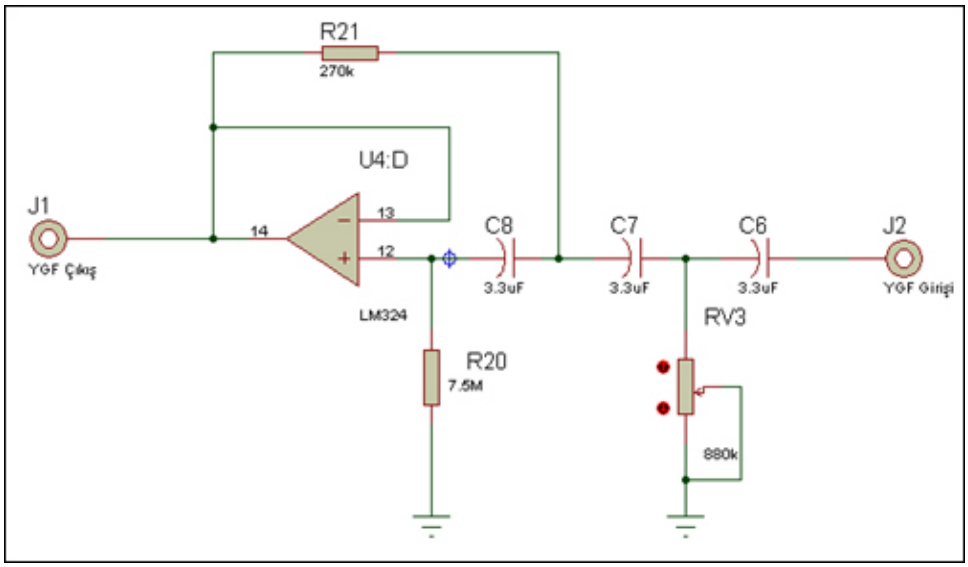
$$f_r = 49,55Hz$$

değerlerinde bulunur. Şekil 4.7'de ise bu değerleri içeren bir bant durduran filtrenin gerçek zamanlı frekans analizi görülmektedir. Burada bastırılan frekans değeri 50 Hz iken bant genişliği 10 Hz değerindedir.



Şekil 4.7. Bant durduran filtrenin Proteus programı ile elde edilen frekans eğrisi

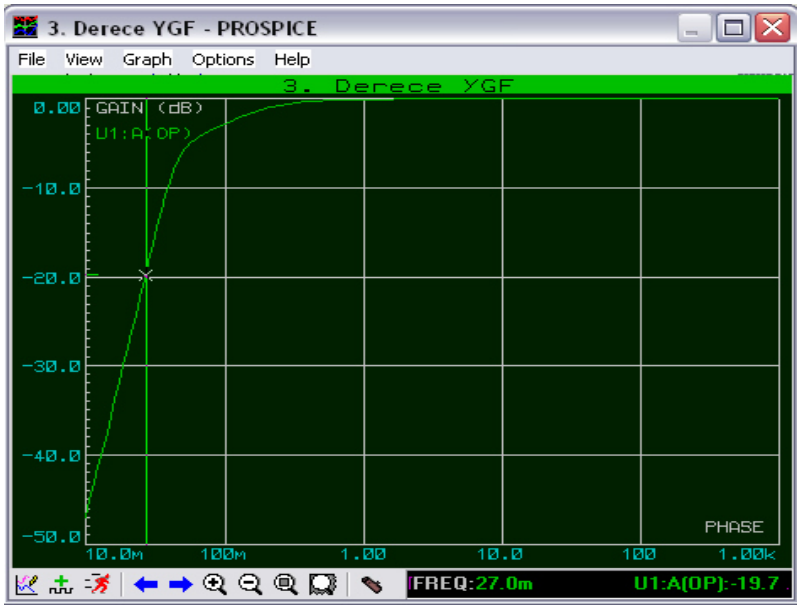
Tasarımda 50 Hz bant durduran filtre katının çıkışında Av=10 değerine sahip bir evirmeyen yükselteç kullanılarak elde edilen bu sinyal 10 kat güçlendirilir. Bu evirmeyen yükseltecin çıkışında elde edilen sinyal 3. dereceden bir yüksek geçiren filtre devresine uygulanarak sinyalin çıkış katından önceki alt kesim frekansı belirlenir (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. Tasarımda kullanılan üçüncü derece yüksek geçiren filtre devresi

Yükseltecin çıkış katında kullanılan 3. dereceden yüksek geçiren filtre ile EKG sinyallerinin alt kesim frekansı belirlenmiştir. Gerçekleştirilen bu filtreleme işlemi için kesim frekansı 0,1 Hz değerindedir. Proteus programıyla gerçekleştirilen ve Şekil 4.9'da verilen simülasyon sonucuna göre bu değer -3 dB'de 0,1 Hz olarak görülmektedir.

Bu devrenin devamında kullanılan 3. dereceden bir alçak geçiren filtre ile çıkış sinyalinin üst kesim frekansı 150 Hz olarak belirlenmiştir. Bu değerler sonucunda EKG sinyallerinin ölçüm ve yükseltilmesini sağlayan bu devrenin bant genişliği 0,1-150 Hz aralığında belirlenmiştir.



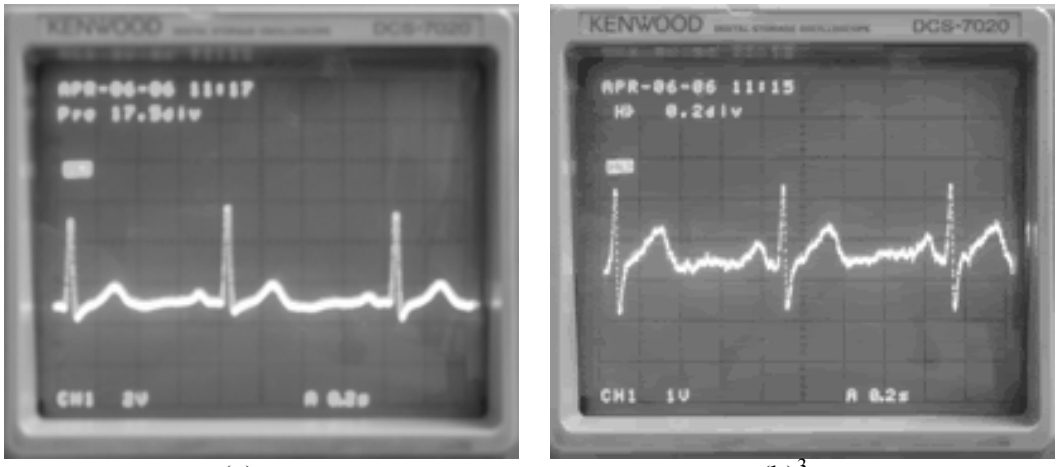
Şekil 4.9. Üçüncü derece yüksek geçiren filtrenin Proteus programı ile elde edilen frekans eğrisi

EKG ölçüm katının çıkışında elde edilen EKG sinyalleri verici katını oluşturan ADC ve mikrodenetleyici devresi tarafından sayısala dönüştürülüp sıkıştırılarak kodlanır. Verici modül ile iletim ortamına verilecek sinyaller Resim 4.1'de görülmektedir. İki ayrı kişiden alınan EKG sinyallerinin görüldüğü bu resimde ilk EKG yaklaşık 5,8 V_{p-p} değerinde QRS genliğine sahiptir. Bu ölçüm, volt/div = 2V, time/div= 0,2s kademesinde görüntülenmiştir (Kenwood DCS-7020 marka osiloskop). Buna göre sinyalin frekansı ve bu frekansa göre 1 dakikadaki kalp atım sayısı (BPM) şu şekilde hesaplanır ;

$$f = \frac{1}{Time/div \times Periyot} \quad ; \; f = \frac{1}{0{,}2 \times 4} \; , \quad f = 1{,}25 Hz \tag{4.5}$$

$$BPM = f \times 60 \; , \qquad BPM = 1{,}25 \times 60 \; , \; BPM = 75 \, atım/dk \tag{4.6}$$

Resim 4.1.a'da görülen EKG sinyalinin periyotu osiloskop ekranında 4 kare ile ölçülmüştür. Buna göre Eş. 4.5'te hesaplandığı gibi saniyedeki kalp atım sayısını gösteren frekans değeri 1,25 Hz olarak ölçülmüştür.



(a) (b)[3]

Resim 4.1. EKG ölçüm devresi ile iki ayrı denekten elde edilen kalp EKG sinyalleri
a)Birinci ölçümde QRS aralığı V_{p-p}= 5,8 V (Volt/div =2V,Time/div = 0,2
b)İkinci ölçümde QRS aralığı V_{p-p}=3V (Volt/div = 1V, Time/div = 0,2 s)

Bu ölçüm için dakikadaki kalp atım sayısı ise 75 olarak hesaplanmıştır. Resim 4.2.b'deki ölçüm diğer ölçümden farklı birisinden elde edilmiştir. Aynı time/div aralığında frekansı yaklaşık olarak önceki ile aynı olmasına rağmen QRS genlikleri farklılık göstermektedir. QRS üzerindeki bu farklılıklar kişisel ve fizyolojik durumlardan kaynaklanabilir.

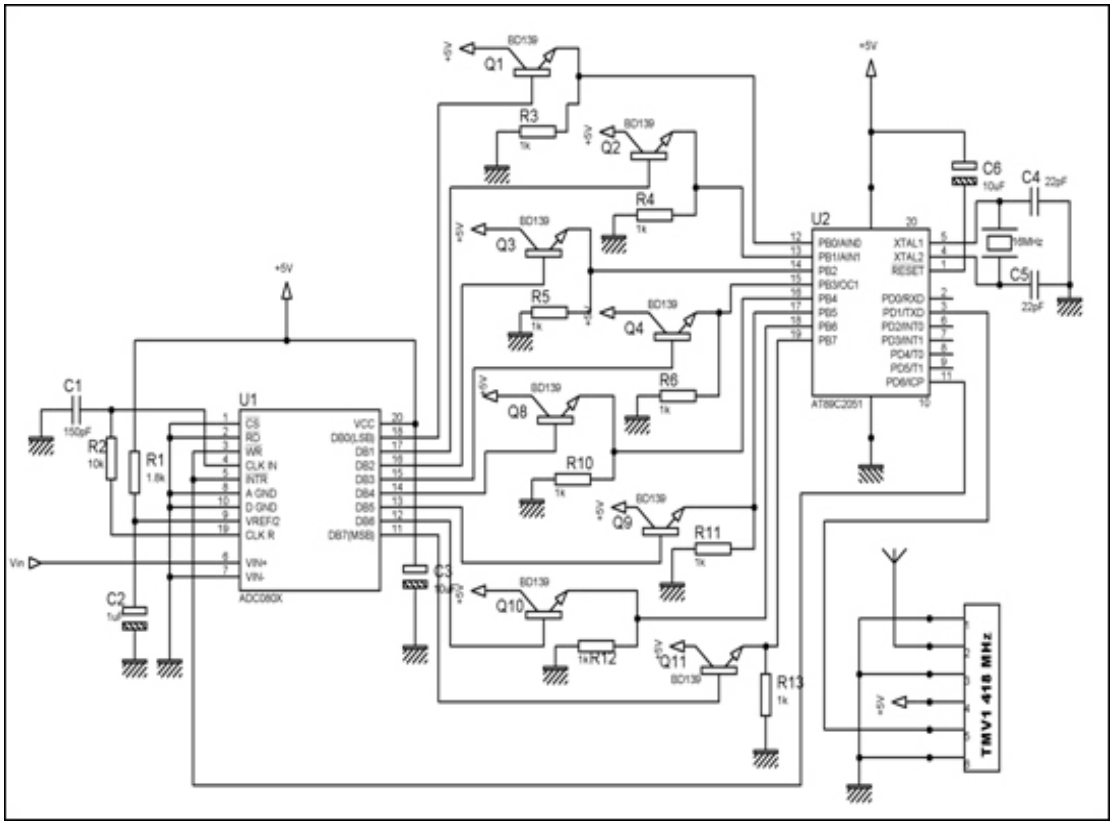
4.4. ADC ve Verici Devreleri

EKG yükselteci çıkışında yükseltilmiş ve filtrelenmiş olarak elde edilen EKG sinyallerinin iletime uygun hale getirilmesi ADC ve verici devrelerden oluşan iletim katında gerçekleştirilecek dönüştürme işlemlerine bağlıdır. Bu katlarda gerçekleştirilecek işlemler elde edilmiş olan EKG sinyallerinin iletim ortamına seri olarak aktarılmasını sağlayacaktır.

İletim katının girişinde görülen analog EKG işaretleri çıkışta anten ile iletim ortamına aktarılacak dijital veriye dönüştürülmelidir. Bu dönüşüm işlemi bir ADC

[3] Aynı kişinin Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde 11.06.2006 tarihinde çekilmiş EKG grafiği Ek-4'de verilmiştir.

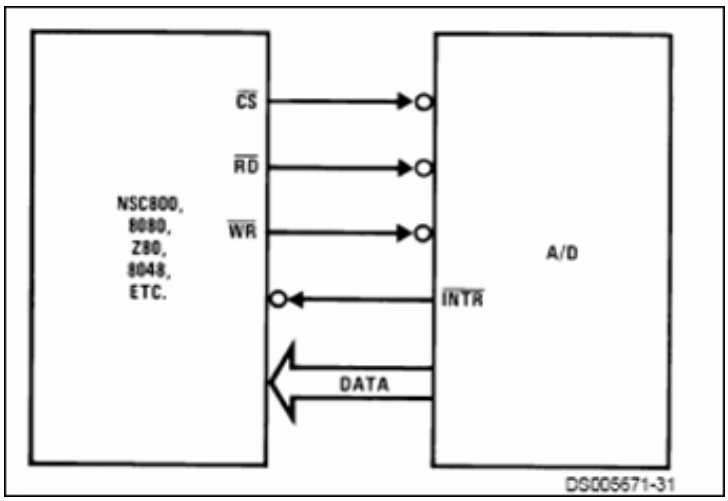
aracılığıyla sağlanır ancak devrede yer alacak ADC'nin seçiminde iletilecek olan verinin dönüşümünde verici ile uyumlu olması gerektiği göz ardı edilmemelidir.



Şekil 4.10. Uygulamada kullanılan seri ADC ve verici devresi

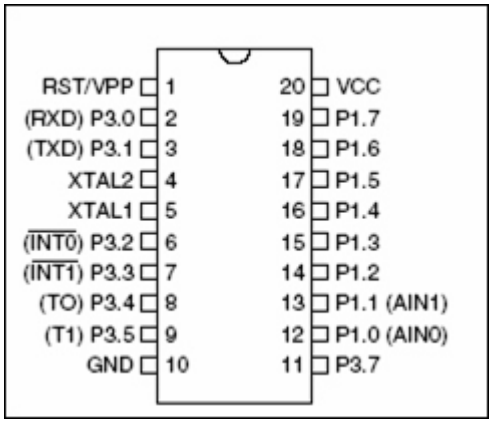
Sistemde verici olarak kullanılan verici modül ile ADC arasındaki veri bağdaştırma özelliği mikroişlemci aracılığıyla sağlanır. Buna göre sinyal iletim katının blok diyagramı ADC, mikroişlemci ve vericiden oluşmaktadır.

Buna göre Şekil 4.11'de görülen devre ile analog EKG sinyalleri ADC0804 entegresi aracılığıyla 8 bit dijital sinyal olarak dönüştürülecektir. ADC080x serisi analog-dijital dönüştürücüler mikroişlemcilerle uyumlu çalışmaları ve 100 µs dönüştürme sürelerine sahip olmalarından dolayı bu dönüştürme işleminde oldukça etkili sonuçlar verecektir [15]. ADC entegresinin çıkışındaki 8-bit dijital EKG sinyali AT89C2051 mikroişlemcisi kontrolüyle seri iletime elverişli tek bit seri sinyale dönüştürülebilir.



Şekil 4.11. ADC080x serisi analog dijital dönüştürücü entegrelerin mikroişlemci kontrollü olarak çalıştırılmasına örnek uygulama devresi

AT89C2051 entegresi sahip olduğu 8051 mikroişlemci mimarisi ve RxD-TxD pinleri (Şekil 4.12) ile programlanabilir UART iletişimine olanak tanıyan bir mikroişlemci olmasından dolayı seri veri iletiminde mikrodenetleyicilere göre daha geniş kullanım alanına sahiptir [35].



Şekil 4.12. AT89C2051 mikroişlemcisi bağlantı uçları [35]

Bu dönüştürücü devrede 89C2051 entegresi ADC'nin yazma ve kesme pinleri aracılığı ile dönüştürme işlemini başlatmasını kontrol eder. ADC'nin dönüştürme işlemine hazırlanmasını sağlayan kontrol sinyali mikroişlemcinin P3.7 (11) numaralı ucundan sağlanır. ADC'nin dönüştürmeye başlamasının kontrolü şu komut satırları ile gerçekleştirilir;

```
CLR     P3.7
MOV     TMOD,#83H
MOV     TH0,#15H
MOV     TL0,#9FH
MOV     GEC0,#200
BAS:
SETB    TR0
CLR     TF0
DJNZ    GEC0,BAS
SETB    ADC
MOV     A,#00
MOV     P1,A
```

Burada zamanlamayı gerçekleştirmek için mikroişlemcinin dahili TIMER modülleri TMOD, TH0 ve TL0 kurulur ve GEC sayacına aktarılır. Mikroişlemci kontrolü ile dönüştürme işlemine başlayan ADC devresi çıkışındaki 8 bit dijital sinyal mikroişlemcinin P1 portuna iletilir. P1 portundan okumaya başlanmadan önce programın son iki satırındaki MOV komutu ile port resetlenir. Portun resetlenmesinin ardından mikroişlemcinin TCON ve SCON kaydedicileri iletime hazır duruma getirilir. Burada bahsedilen özel fonksiyon kaydedicilerinden TCON zamanlamayı kontrol eden "Timer Control" ve SCON kaydedicisi de mikroişlemcinin seri iletimini kontrol eden "Serial Control" kaydedicileridir.

Mikroişlemcide verici için yazılan programın akış diyagramı Şekil 4.13'te görülmektedir. Mikroişlemci P1 portundan sürekli olarak okuduğu 8 bit veriyi 9600 Baud değerinde seri olarak kodlayıp 3. portunda yer alan ve seri iletişimi destekleyen P3.1/TXD pini üzerinden verici modüle sürer. Bu dönüştürme, kodlama ve iletim işlemlerinde zamanlama sinyalleri de yine mikroişlemci tarafından oluşturulur. Bu zamanlama işlemi ADC'nin kontrol sinyali ve vericiye gönderilecek sinyalin periyotları olarak her iki sistemin senkronizasyonu sağlar.

Seri olarak gönderilecek verinin kristal frekansına göre iletim oranı Timer 1 sayacı ile şu şekilde belirlenir;

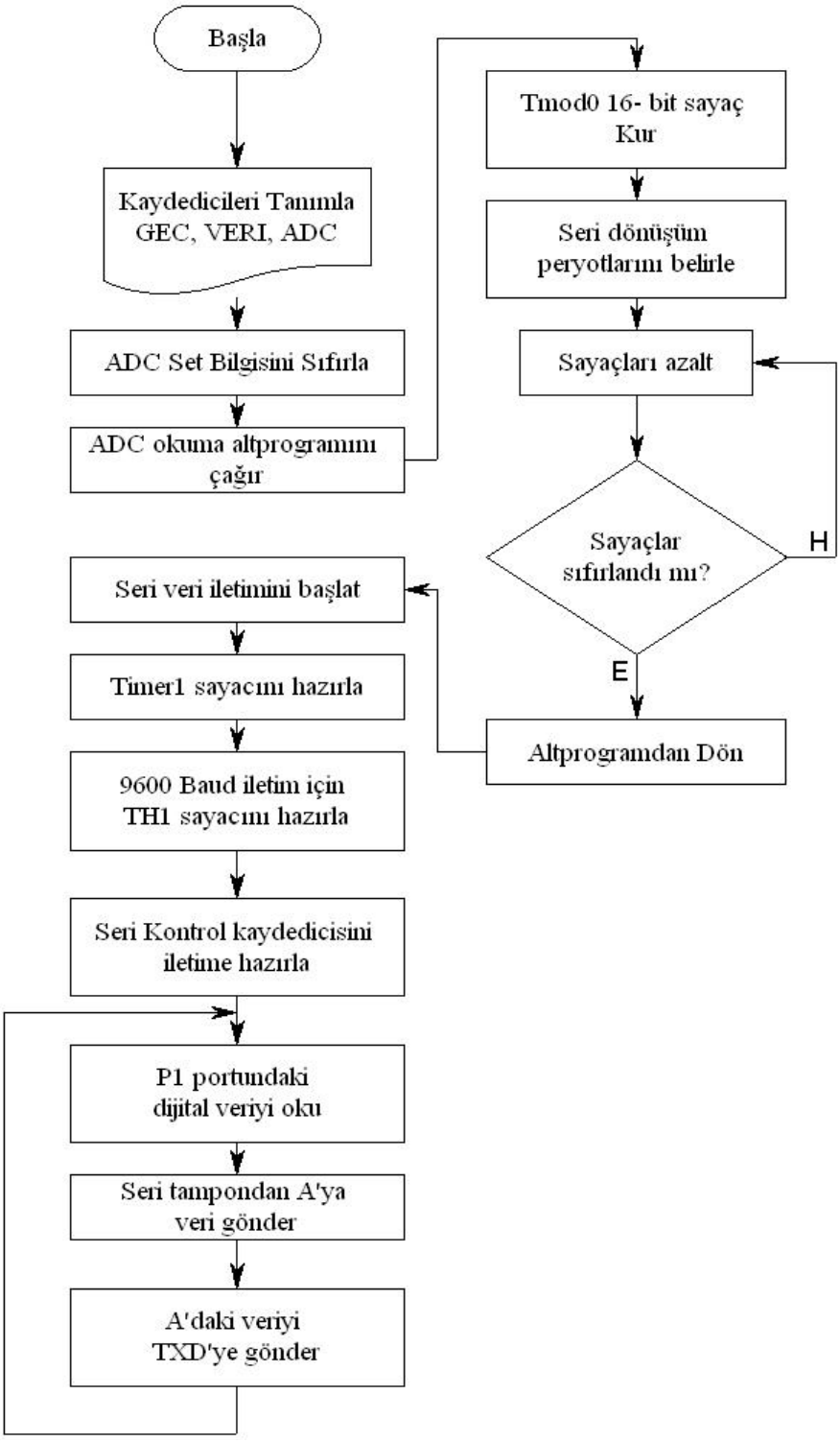
TH1= 256-((Kristal Frekansı/384)/ Baud Oranı)
TH1= 256 -((12 000 000/384)/9600)
TH1= 256-((31250/9600)
TH1= 256-3
TH1= 253

Elde edilen bu değer mikroişlemcinin ikinci sayacına aktarılacak sayıyı ifade eder ve bu sayının onaltılık sayı sistemindeki karşılığı sayaca aktarılır. 253 sayısı onaltılık sistemde FDh ile gösterilir.

Mikroişlemcinin 9600 Baudda oranında seri iletim yapmasını sağlayacak program parçası şu şekilde yazılmıştır;

```
MOV     TMOD, #20H
MOV     TH1, #0FDH
MOV     TCON, #00H
MOV     SCON, #50H
SETB    TR1
BEKLE:
JNB     TI, BEKLE
CLR     TI
MOV     A, SBUF
```

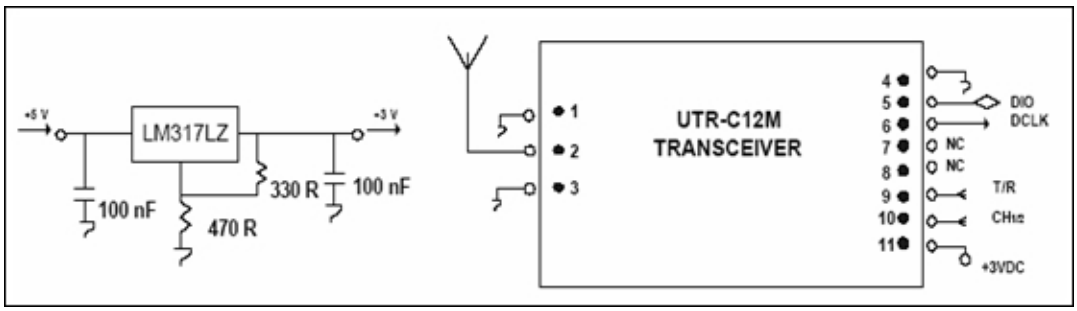
EKG ölçüm katının çıkışında elde edilen sinyalin iletim ortamı aracılığı ile alıcı sisteme ulaştırılabilmesi için verici modülün iletim tekniğine uygun hale dönüştürülmesi gerekmektedir.



Şekil 4.13. Mikroişlemcinin ADC ve seri kodlama programının akış diyagramı

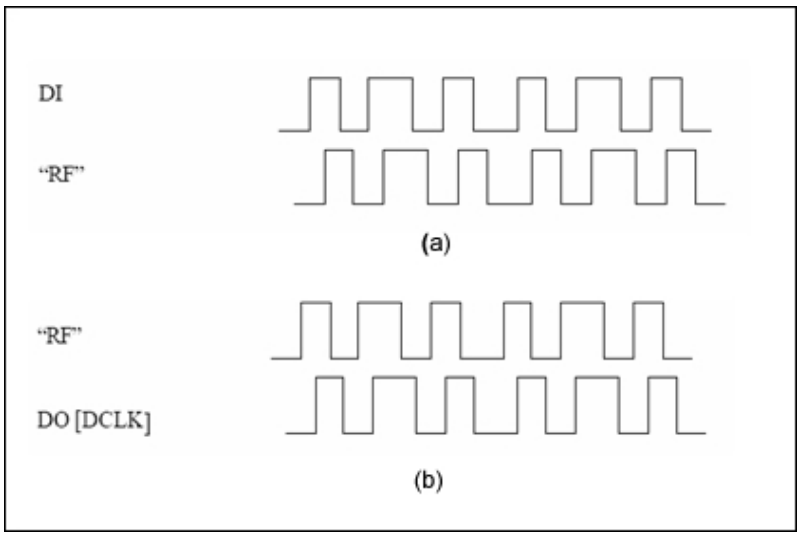
Sistemde verici ve alıcı işlevlerini yerine getiren verici modülü olarak UDEA firmasının ürettiği UTR-C12U kullanılmıştır. Bu modülün UART veri formatında

iletim yapan C12-U ve Manchester veri kodlama formatında iletim yapan C12- M modelleri mevcuttur. Tek kanal seri veri iletimini desteklemesi yönünden C12- U modeli kullanılarak gerçekleştirilen bu verici devrede 433 MHz ve 434 MHz frekanslarında iki ayrı kanal seçimi mevcuttur.



Şekil 4.14. UTR-C12 U uygulama devresi [34]

UTR-C12U modülünün 2,4 - 9,6 KBaud veri oranlarında iletim sağlamasının yanı sıra mikroişlemci uyumlu çalışması da verici devresinde AT89C2051 kullanımına olanak tanımaktadır. İletim ortamında UART verici ve alıcının iletimde neden olduğu gecikme süreleri ve sinyal iletimi Şekil 4.15'te görülmektedir.



Şekil 4.15. UTR-C12U verici modülün iletim periyotları a) Verici modda çalışma b) Alıcı modda çalışma

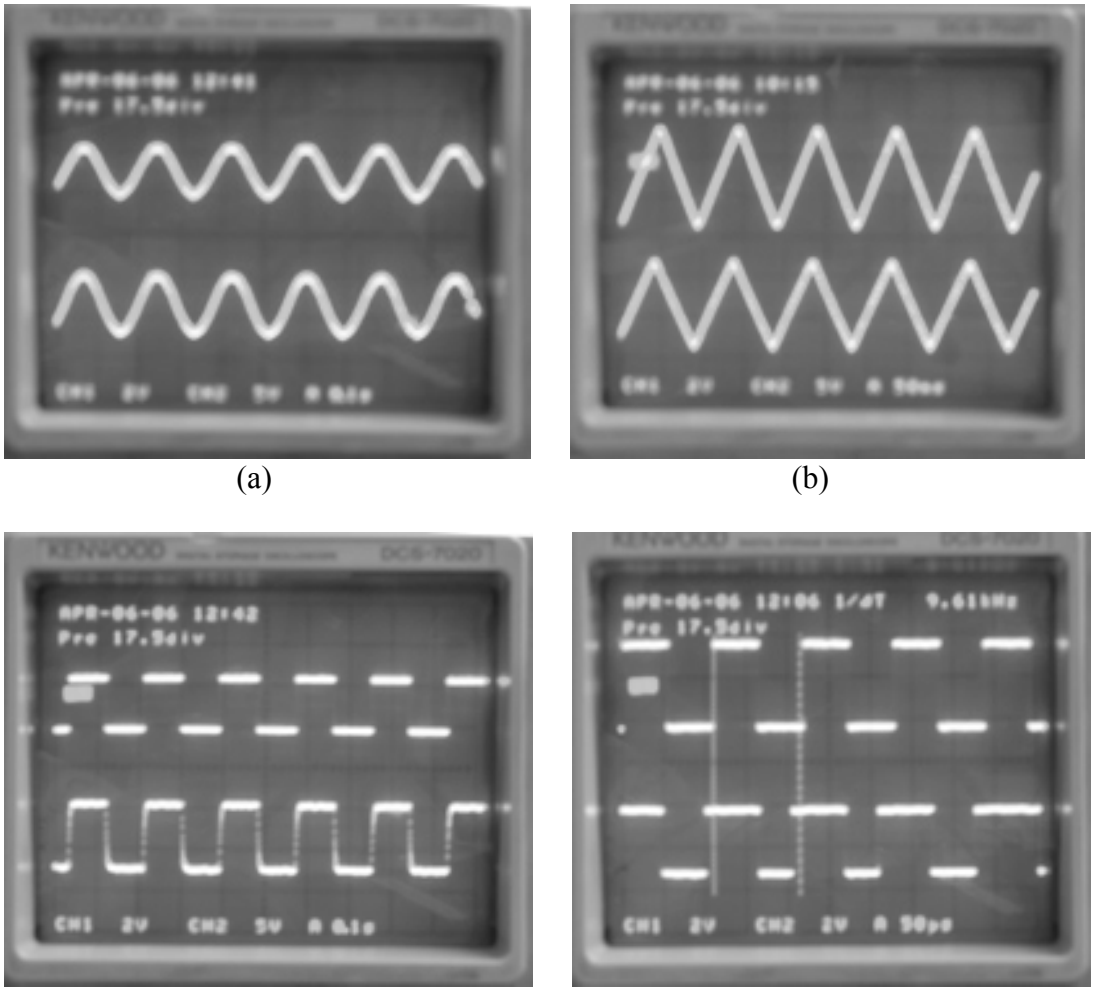
Burada görüldüğü gibi DI ile ifade edilen kaynak sinyali ile iletilen RF sinyali arasında bir gecikme süresi mevcuttur. Modülün neden olduğu bu gecikme süresi üretici firma tarafından 1 μs ile ifade edilmektedir [34]. Verici ve alıcı modülün kataloğunda verilen bu gecikme değerleri ile ilgili olarak laboratuarda yapılan testlerde Resim 4.2'deki ekran görüntüleri elde edilmiştir. Burada sinyal jeneratörü (NIDA Function Gen. Model 440) aracılığı ile vericiye uygulanan sinüs, üçgen ve kare dalga sinyallerin yükseltilerek iletildiği görülmüştür.

Verici ve alıcının FSK kodlaması yapmasından dolayı bir saniyede iletilecek bit sayısı (bps) baud değerine eşittir. Değişik frekans değerlerinde ve 9600 Baud seri iletimde verici modülün ilettiği sinyalin aslına uygunluğu yapılan bu ölçümlerle görülmüştür. 9600 baud iletim için uygulanan testlerde sinyal jeneratöründen 9600 Hz'lik örnek sinyaller uygulanmıştır. Resim 4.2.b ve Resim 4.2.d'de verici ve alıcı arasında ölçülen sinyallerde 2 μs'lik gecikmeler olduğu da bu ölçümler sonucunda belirlenmiştir. Verici katında ADC ve mikroişlemci ile işlenen sinyallerin iletim ortamına aktarılmasının ardından alıcı taraftaki sistem UTR-C12U verici ile bu sinyali işlenmek üzere yine bir mikroişlemci ile kontrol edilen DAC devresine ulaştırmaktadır.

Verici modülü ile çeşitli işaret türlerinde ve değişken gerilim değerlerinde ölçümler gerçekleştirilmiştir. Bu ölçüm sonuçlarına göre UTR-C12U modülünün destekleyebildiği en yüksek iletim oranı olan 9600 Baudda kazancının yaklaşık olarak A= 1,6 değerinde olduğu görülmüştür. Bu sinyal türlerinde alıcının kazanç değerleri Çizelge 4.1'de incelenmiştir.

Çizelge 4.1. UTR-C12U modülünün iletimde kazanç değerleri

Uygulanan Sinyal	Giriş Gerilimi (V_{p-p})/ Frekans Değeri (Hz)	Çıkış Gerilimi (V_{p-p})/ Frekans Değeri (Hz)	Kazanç (A=Vout/Vi)
Sinüs	4 V / 5 Hz	9 V/ 5 Hz	2,25
Üçgen	5 V / 9600 Hz	13 V / 9600 Hz	2,6
Kare	3 V/ 5 Hz	6 V / 5 Hz	2
Kare	3 V / 9600 Hz	5 V / 9600 Hz	1,66



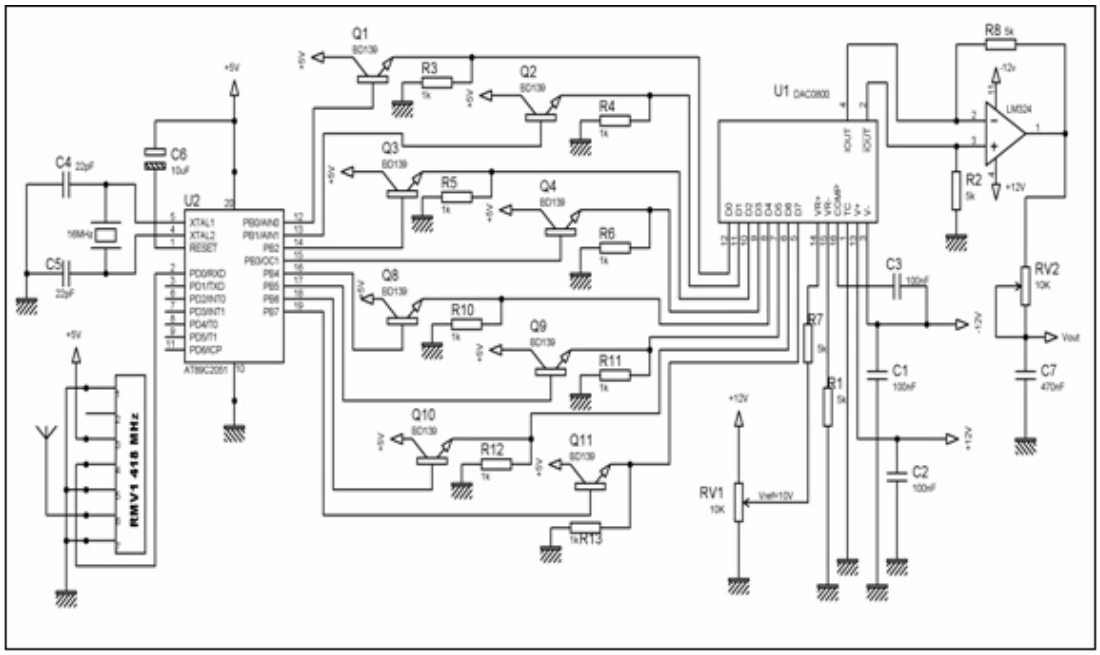
Resim 4.2. UTR-C12U Verici modülünün değişik sinyal türlerinde test edilmesi
a) V_{p-p}= 4V sinüs sinyalin (alt eksen) iletimi alıcı tarafta CH2 ile üst eksende yaklaşık olarak V_{p-p} 9V değerinde ölçülmüştür (Time/div = 0,1 s) b) V_{p-p}= 5V üçgen sinyalin (alt eksen) iletimi alıcı tarafta CH2 ile üst eksende yaklaşık olarak V_{p-p} 13 V değerinde ölçülmüştür (Time/div = 50 µs) c) V_{p-p}= 3V kare dalga sinyalin (alt eksen) iletimi alıcı tarafta CH2 ile üst eksende yaklaşık olarak V_{p-p} 6 V değerinde ölçülmüştür (Time/div =0,1 s) d) V_{p-p}= 3V kare dalga sinyalin(alt eksen) 9600 Baudda iletimi alıcı tarafta CH2 ile üst eksende yaklaşık olarak V_{p-p} 5 V değerinde ölçülmüştür (Time/div = 50 µs)

4.5.Alıcı ve DAC devreleri

Telemetri sisteminin verici bölümünü oluşturan ölçüm ve sinyal işleme devrelerinden gönderilen EKG sinyalleri alıcıda yer alan modül ile demodüle edildikten sonra

mikroişlemci ile kontrol edilen bir DAC devresi tarafından analog sinyale dönüştürülmelidir. Alıcı tarafından analog sinyale dönüştürülen EKG işaretleri görüntüleme ve kayıt birimlerine iletilmek üzere işlenmektedir. Alıcı bölüm demodülasyonu sağlayacak UTR-C12U modülü, bu modülün sağladığı UART olarak kodlanmış veriyi 8 bit paralel sinyale dönüştüren mikroişlemci ve bu 8 bit dijital sinyali analoga dönüştüren DAC0800 dijital analog dönüştürücü entegresinden oluşmaktadır.

Alıcı olarak kullanılan UTR-C12 verici bölümündeki modülle eşdeğer çalışma özelliklerine sahiptir. Verici ve alıcı devreler modülün desteklediği iki iletim kanalından 433 MHz'de iletimi sağlayan 1. kanalda FSK modülasyonunda çalışmaktadır. UTR-C12U modülü alınan sinyal üzerinde frekansa bağlı olarak değişen değerlerde yükseltme işlemi gerçekleştirmektedir (Bkz. Çizelge 4.1) . Bu yükseltme değerlerinde ve yüksek frekanslarda iletilen sinyalin aslına uygunluğunun korunması modülün EKG sinyalleri iletiminde olumlu sonuçlar vereceğini göstermektedir. EKG sinyalleri için frekans bandı 0,1 Hz ile 150 Hz aralığında kabul edilmektedir [1].



Şekil 4.16. Uygulamada kullanılan alıcı ve DAC devresi

Mikroişlemci, alıcı modül çıkışından RXD ucuna verilen dijital verinin seri iletimini gerçekleştirip elde ettiği veriyi P1 portu aracılığıyla DAC entegresine 8 bit olarak aktarmaktadır. Bu işlemi gerçekleştirmek için mikroişlemci öncelikle zamanlama sinyalini ve periyotları oluşturur. Alıcının zamanlama frekansı verici ile eş zamanlı çalışmayı sağlayacağı için verici ile eşdeğer 9600 baud seri iletime olanak tanıyacaktır. Seri olarak iletilen verinin bu değerde alınabilmesi için mikroişlemcinin Timer1 sayaçlarının vericide olduğu gibi ayarlanması gereklidir.

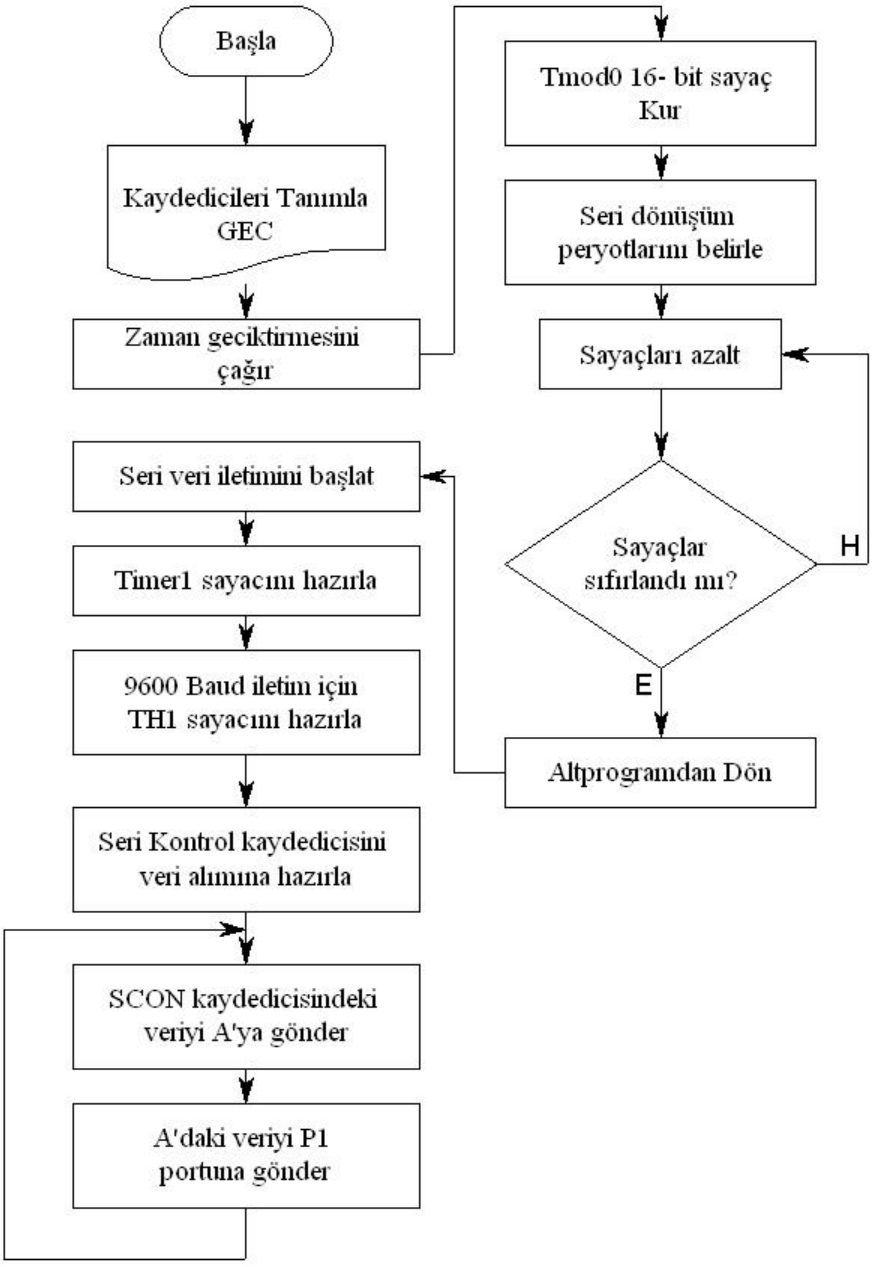
AT89C2051 işlemcisi 8051 mikroişlemcisi ile aynı mimariye sahip olduğu için TH1 sayacına aktarılacak onaltılık sayı vericide olduğu gibi hesaplanarak 253 sayısı bulunur. Alıcı devresinde demodüle edilen sinyali dönüştürme işlemini gerçekleştiren mikroişlemci programının akış diyagramı Şekil 4.17'de görülmektedir. Bu akış diyagramında gösterilen işlemler zamanlama açısından verici ile aynı periyotlara sahiptir.

Onaltılık sayı sisteminde FDh sayısına karşılık gelen bu değer mikroişlemci kod çözme işlemini gerçekleştirecek programında şu şekilde kullanılır;

```
MOV     TMOD, #20H
MOV     TH1, #0FDH
MOV     TCON, #00H
MOV     SCON, #50H
SETB    TR1
BEKLE:
JNB     RI, BEKLE
CLR RI
MOV     A, SBUF
```

Verici programında olduğu gibi TCON ve SCON kaydedicileri verinin kod çözme işleminde zamanlama ve kontrol sinyallerini sağlar. Paralel 8 bitten oluşan EKG sinyalleri DAC0800 entegresi kullanılarak analoga dönüştürülür. DAC0800 entegresi 8 bit ve yüksek hızda dönüşüm gerçekleştirmektedir. DAC0800 akım çıkışı sağladığı

için bir işlemsel yükselteçle akım-gerilim dönüştürücü oluşturulur. Bu entegre devre için dönüşüme başlama süresi 100 ns, tam skala dönüştürmede ise çekilen akım 1,99 mA'dir [36].



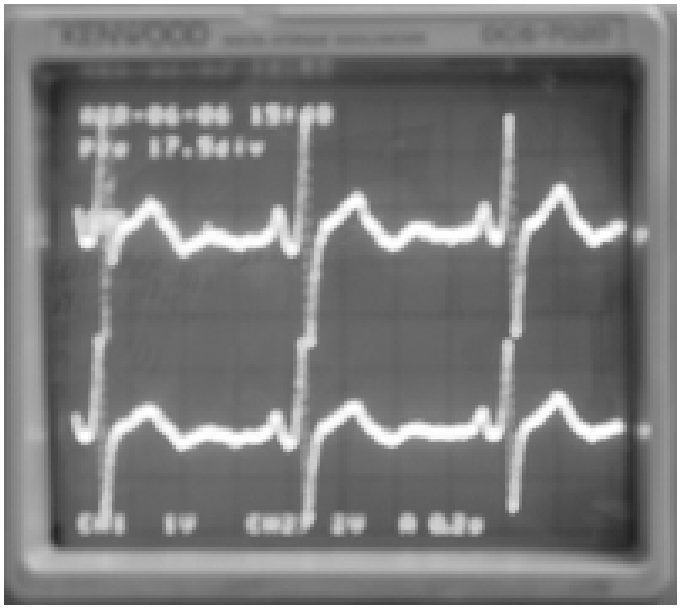
Şekil 4.17. Mikroişlemcinin seri kod çözme ve DAC için akış diyagramı

DAC çıkışında işlemsel yükselteçle gerilime dönüştürülen sinyal EKG yükselteci ile elde edilen ve verici yoluyla iletim ortamına gönderilen EKG sinyalinin aslına uygun olarak elde edilir. Alıcı çıkışında görülen bu sinyal bir osiloskop ya da bilgisayar ile görüntüleme ve kayıt işlemlerine uygun olarak kullanılabilir.

EKG biyotelemetri sistemiyle yapılan bir kablosuz ölçüm sonucu Resim 4.3'te görülmektedir. Bu ölçümde osiloskopun üst ekseninde alıcı çıkışı alt ekseninde ise vericiye sağlanan sinyal görülmektedir. CH1 ile alt eksende görüntülenen bu sinyalin QRS genliği tepeden tepeye 3 V iken alıcıda elde edilen ölçüm için bu değer tepeden tepeye 8 V olarak ölçülmüştür.

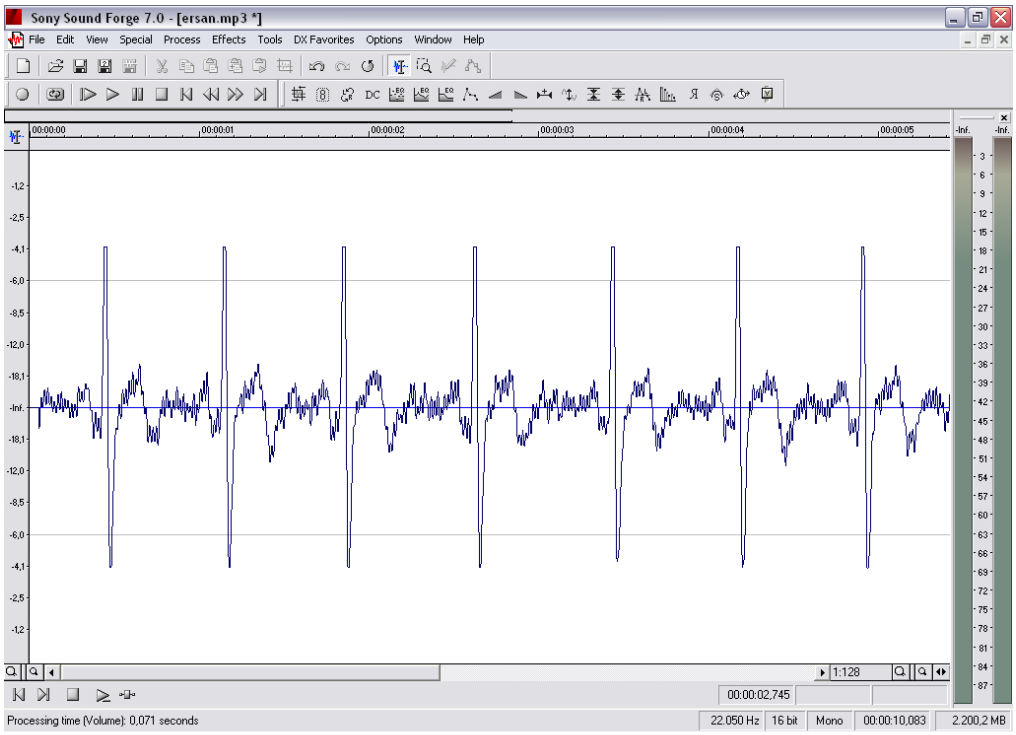
Bu ölçümlerde osiloskopun birinci kanalı için volt/div kademesi 1 V'ta ikinci kanal için volt/div kademesi 2 V'ta görüntüleme yapmaktadır. Ölçümün gerçekleştirildiği time/div değeri 0,2s'dir. Aynı kişiye ait olan ve EK-4'te verilen EKG ölçümünde ise göğüs elektrotlarından V3 elektrotu QRST aralıkları için Resim 4.3'teki sinyale eşdeğer çıkış vermiştir. Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde (Bkz. EK-4) yapılan bu ölçümde V3 elektrotundan alınan sinyalde QRS genliği tepeden tepeye 1,5 mV olarak elde edilmiştir.

Resim 4.1.b'de görülen EKG sinyali yükselteç katı çıkışında elde edilmiştir. Resim 4.2'de verilen sinyal ise önceki ölçümün verici modül ile iletimi sonucu Kenwood DCS-7020 model osiloskopla görüntülenmiştir. Bu şekilde üst eksendeki alınan sinyal ile alt eksende görülen ve verici çıkışından ölçülen sinyaller arasındaki zaman gecikmesi Resim 4.2'deki test sonuçları ile açıklanabilir. Buna göre verici ve alıcı modüllerin test edilmesinde karşılaşılan 1 μs'lik gecikme Resim 4.3'te görülen verici ve alıcı çıkışlarındaki gecikme olarak kendini göstermiştir. Bu resimdeki ölçüm açık alanda yaklaşık olarak 35 metre mesafede gerçekleştirilmiştir. Alıcı çıkışında ölçümü gerçekleştirilen EKG sinyali tek bit seri bir sinyaldir ve bir bilgisayar aracılığıyla görüntülemeye elverişlidir.



Resim 4.3. Tasarlanan sistemle gerçekleştirilen kablosuz EKG ölçüm sonucu

Tasarlanan sistemle Sony firmasına ait Sound Forge 7.0 programı kullanılarak bilgisayarda elde edilen ölçüm sonucu ise Resim 4.4'de görülmektedir.

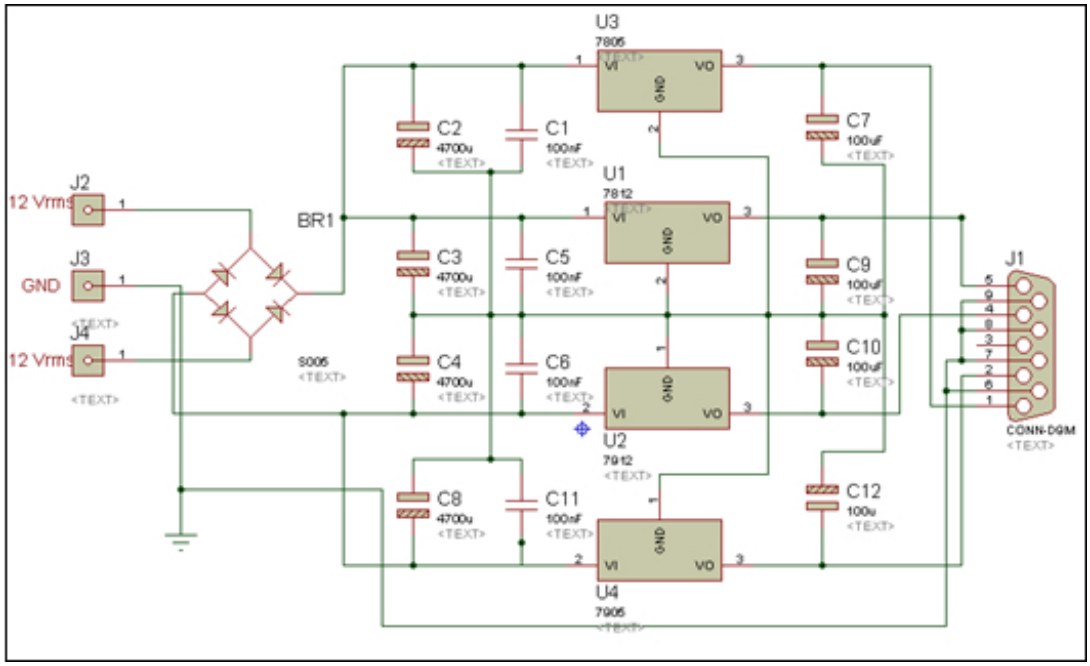


Resim 4.4. Sound Forge programı ile ölçülen EKG sinyali

Bu ölçüm için alıcı çıkışının tek bit seri sinyal olmasından yararlanılmıştır. Buna göre seri olarak elde edilmiş olan EKG sinyali bir stereo konektör aracılığı ile ses kartı üzerinden bilgisayara uygulanmıştır. Bilgisayarda alınan bu ölçüm sonucu herhangi bir ses işleme programı ile düzenlenebilir. Ses işleme programlarının sağladığı dijital filtreleme özelliklerinden de yararlanılarak elde edilen sinyal üzerinde çeşitli frekans değerlerinde gürültü bastırma işlemi yapılabilir. Kullanılan Sound Forge programının da bant geçiren ve bant durduran filtreleme özellikleri mevcuttur. Programda görüntüsü elde edilen EKG sinyalleri aynı zamanda mp3 ya da wav gibi ses formatlarında da kaydedilebilmektedir.

4.6. Biyotelemetri Sisteminde Kullanılan Güç Kaynağı ve Devresi

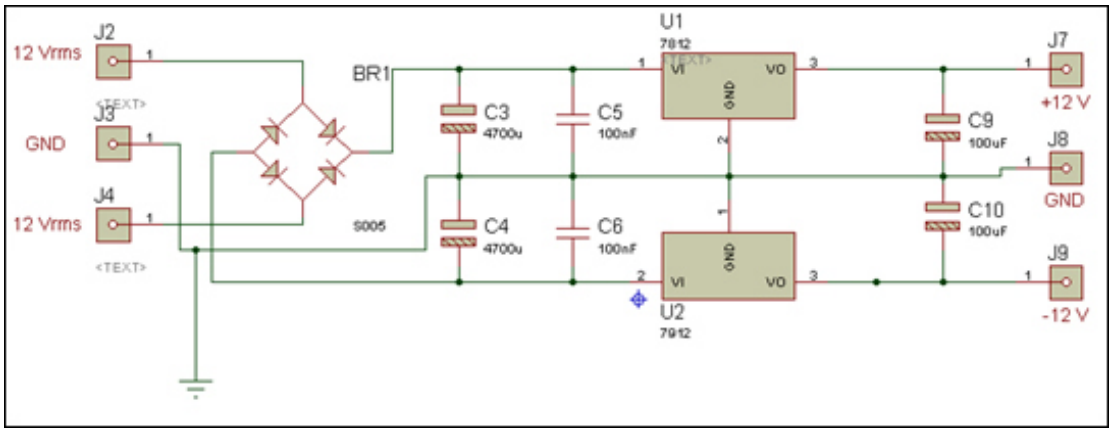
Tasarlanan sistemde devrelerde değişen değerlerde besleme gerilimleri kullanılmaktadır. Kullanılan işlemsel yükselteçler ± 12V, enstrümantasyon yükselteci ±5V, vericide yer alan ADC0804 ve AT89C2051 entegreleri +5V, UTR-C12 ise +3 V besleme gerilimlerine sahiptir. Yükselteç ve verici bölümlerin tek bir kaynaktan çalıştırılabilmesi için tasarlanan güç kaynağı Şekil 4.18'de görülmektedir.



Şekil 4.18. Yükselteç ve verici için tasarlanan güç kaynağı

UTR-C12 için gerekli olan +3V besleme gerilimi devre üzerinde LM317 entegresi ile sağlanmıştır. Bir DB-9 seri konnektör ile devreye aktarılan simetrik besleme gerilimleri güç kaynağında kullanılan 2x12 V/ 35 W transformatör tarafından köprü diyotlara sağlanır. Güç kaynağında 50 Hz şebeke gürültüsünü bastırmak için 4700 µF /63V değerinde elektrolitik kondansatörler kullanılmıştır. Kondansatörlerle AC bileşenleri filtrelenen tam dalga doğrultulmuş DC gerilim 78xx ve 79xx pozitif ve negatif voltaj regülatörleri ile devre için gerekli gerilim değerlerinde elde edilmiştir.

Alıcı devre için gerekli olan besleme gerilimleri ise UTR-C12U alıcısı için +3V, AT89C2051 mikroişlemcisi için +5V, DAC0800 dijital analog dönüştürücüsü için +12V ve LM324 işlemsel yükselteci için ±12V değerlerindedir. Alıcı ve DAC devreleri için tasarlanan güç kaynağı Şekil 4.19'da görülmektedir.



Şekil 4.19. Alıcı ve DAC için tasarlanan güç kaynağı

Alıcı için tasarlanan bu güç kaynağı çalışma yönünden Şekil 4.18'de görülen kaynakla aynı çalışma sistemine sahiptir. Ancak bu kaynakta sadece 7812 ve 7912 voltaj regülatörleri kullanılmıştır. Buna bağlı olarak güç kaynağı çıkışında simetrik 12 V DC gerilim elde edilir. Güç kaynağı çıkışındaki bu simetrik gerilim UTR-C12 için vericide olduğu gibi LM317 ile 3 V değerine ayarlanır. Mikroişlemci için gerekli olan +5V devre üzerinde kullanılan 7805 voltaj regülatörü ile elde edilir.

Tasarlanan biyotelemetri sistemi temel olarak üç bölümden oluşmaktadır. Bu bölümler yükselteç, verici ve alıcı katı olarak gruplandırılabilir. Yükselteç katı üç adet LM324 entegresi ve bir AD627 entegresi içermektedir ve bu katın gerilim değerleri ±12V, ±5V olan güç kaynağından çektiği akım Çizelge 4.2'de görüldüğü gibi yaklaşık olarak 50 mA değerindedir.

Çizelge 4.2. Yükselteç ve vericinin akım değerleri

Yükselteç Elemanları	Akım Tüketimi (mA)	Verici Devre Elemanları	Akım Tüketimi (mA)
3 x LM324	3x 10 = 30	ADC0804	1,1 mA
1x AD627AN	1x 20 = 20	AT89C2051	15 mA
		UTR-C12U (verici modunda)	23,4 mA
Toplam	50	Toplam	39,5 mA

Yükselteç katının çıkışına bağlanan ve yükselteç ile aynı güç kaynağını kullanan ADC ve verici devresinde yer alan elemanlar yaklaşık olarak ±12V gerilimde 39,5 mA akım çekmektedir. Alıcı modunda çalışan UTR-C12 modülü +3V gerilimde yaklaşık olarak 16,9 mA akım çekmektedir. Alıcı devrede yer alan diğer elemanların ve devrenin güç kaynağından çektiği toplam akım Çizelge 4.3'de görülmektedir.

Çizelge 4.3. Alıcının toplam akım tüketimi

Alıcı Devre Elemanları	Akım Tüketimi (mA)
UTR-C12U (alıcı modunda)	16,9
AT89C2051	15
DAC0800	2,3
LM324	10
Toplam	44,2

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Kalbin çalışmasında meydana gelen bozukluklar EKG sinyalleri üzerindeki incelemeler sonucu belirlenebilmektedir dolayısıyla kalp rahatsızlıklarının teşhisinde EKG görüntülerinin incelenmesi önemli bir parametre olarak kullanılır. Kalbin kasılıp gevşeyerek vücuda kan pompalaması kaslar üzerindeki elektriksel iletimle gerçekleşmektedir. Bu elektriksel sinyaller SA düğümleri, AV düğümleri, his demetleri ve purkinje fiberleri üzerindeki iletim sürelerine göre kalbin çalışma periyotlarını belirler. Kalbin çalışma periyotlarını oluşturan bu elektriksel faaliyetler aynı zamanda cilt üzerinden ölçülebilen EKG sinyallerini de meydana getirir.

Cilt yüzeyinden elektrotlar kullanılarak ölçülebilen EKG sinyalleri 100-500 μV aralığında değişen genlik ve 0,1-150 Hz bant genişliğinde frekans değerlerine sahip olabilir. Çok düşük genlik değerlerine sahip olan bu sinyallerin yükseltilmeden görüntülenmesi oldukça zordur. Biyolojik sinyallerin işlenebilmesi için gerekli olan değerlere yükseltilmesi enstrümantasyon yükselteçleri ile sağlanabilir. Cilt üzerinden elde edilen biyolojik sinyaller içinde kasların elektriksel faaliyetleri sonucunda oluşan EMG, sinir sisteminin faaliyetleri ile oluşan ENG ve kalbin elektriksel aktiviteleri ile oluşan EKG sinyalleri bulunmaktadır. Elde edilen biyolojik sinyallerin işlenebilmesi için filtreleme yoluyla istenmeyen sinyallerin bastırılması gereklidir.

Bu çalışmada teorik olarak özellikleri belirlenmiş bir EKG ölçüm sisteminin uygulaması gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan sistemde cilt yüzeyinden dört elektrotla elde edilen biyolojik sinyaller içerisinden EKG sinyalleri yükseltilerek bu sinyallerin kablosuz iletimi sağlanmıştır. Ölçümde kullanılan elektrotlardan sağ ve sol kol elektrotları enstrümantasyon yükselteci için farksal girişleri sağlamaktadır. Sağ bacak elektrotu enstrümantasyon yükseltecinin izolasyon özelliği ile hastanın sistemden yalıtılmasını sağlamaktadır. Tasarımın giriş empedansı hasta güvenliği için 20 GΩ değerinde sağlanmıştır. Sol bacak elektrotu ise ölçümde hastanın devre ile eşdeğer şase potansiyeline sahip olmasını sağlamak amacıyla kullanılmıştır. Tasarımda kullanılan elektrotlar kuvvetlendirilmiş modda ölçüm gerçekleştirmektedir ve

unipolar elektrot bağlantı modeline göre %50 daha fazla genlik değeri elde edilmiştir.

Sistemin kazancı enstrümantasyon yükselteci ile 0-1000 arasında ayarlanabilmektedir. Ölçümler sırasında çoğu uygulamada 100 kat kazancın yeterli olduğu görülmüştür. Filtre devrelerinde iki ayrı evirmeyen yükselteç ile sinyal üzerinde elde edilen 100 kat kazanç da göz önünde bulundurulursa sistemin toplam kazancı A= 100 000 değerine ulaşmaktadır. Yükselteç devresi ile elde edilen bu sinyalin kablosuz iletimi verici devresi ile gerçekleştirilmiştir. Verici devresi üzerinde yer alan ADC entegresi ile 8 bit dijitale dönüştürme işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu dönüştürmede analog EKG sinyali 8 bit üzerinden $2^8 = 256$ örnekleme ile dijital iletime uygun bir veriye dönüştürülmüştür. Vericide kullanılan modül endüstriyel, bilimse ve tıbbi iletim bandı olan 433 MHz ISM bandında 9600 Baud veri oranında modülasyonu FSK tekniği ile geçekleştirmektedir. Alıcıda gerçekleştirilen demodülasyon işlemi de alıcı için bir mikroişlemci tarafından oluşturulan zamanlama ve kontrol sinyalleri ile sağlanmaktadır.

Uygulamada elde edilen analog sinyalin 8 bit ile dijitale dönüştürülmesi örnekleme sayısı açısından yeterli olmuştur. Tasarlanan sistemde gönderilen ve alınan sinyaller arasında farklılık görülmemektedir (Bkz. Resim 4.3). Örnekleme sayısının arttırılması sistemde iletilecek sinyalin bant genişliğinin yükselmesine neden olacağı için vericinin de bu değerlere cevap verecek özellikte seçilmesi gerekecektir.

Tasarlanan EKG biyotelemetri sisteminin toplam maliyeti yaklaşık olarak 234 YTL olarak çıkmaktadır. Gerçekleştirilen uygulama klinik EKG sistemleri ile kullanım ve maliyet açısından karşılaştırılacak olursa kablosuz iletim özelliklerine göre oldukça düşük maliyet değerine sahiptir.

Sistemin geliştirilmesi aşamasında PDIP paket yapısında entregreler yerine daha düşük güç tüketimine sahip olan SOIC kılıfında entegrelerin kullanılması sistemin batarya ile beslenmesine olanak tanımıştır. Güç tüketimini düşürecek bir diğer etken ise kullanılan ISM modülü yerine bluetooth iletim gerçekleştirecek

modülatör/demodülatörlerin kullanılması olacaktır. Tasarımda bluetooth kullanılması da daha geniş alanda sinyallerin aslına uygun olarak iletimini sağlayacaktır.

Tasarlanan sistemde alıcı çıkışında elde edilen analog EKG sinyalleri bir osiloskop ya da bir bilgisayar aracılığıyla görüntülenip kaydedilebilir. Bilgisayarla yapılacak olan bu görüntüleme ve kayıt işlemi için ses kartı ya da istenirse seri port kullanılabilir. Bunun için istenirse ses kartından stereo olarak sağlanacak sinyaller SONY firmasının Sound Forge ses işleme programı ile ses ve görüntü olarak kaydedilir. Seri port kullanımında ise yazılacak olan bir seri port grafik programı ile görüntü kaydı gerçekleştirilebilir. Bu işlemi gerçekleştirecek programın Visual Basic programlama dilinde Winsock eklentisi ile internet üzerinden çalıştırılması da sağlanabilir. Sistemin bilgisayar yazılımında internet etkileşiminin olması sürekli ve mesafeye bağlı kalmadan görüntüleme ve kayıt işlemlerinin gerçekleştirilmesine olanak tanıyacaktır.

KAYNAKLAR

1. Yazgan, E., Korürek, M., "Elektrokardiyogram İşaretlerinin Ölçülmesi", Tıp Elektroniği, ***İ.T.Ü. Yayınları***, İstanbul, 5.1-5.41 (1994).

2. İnternet: Cardiovascular Physiology Concepts, http://www.cvphysiology.com (2005).

3. İnternet: A Brief History of ECG, http://www.ecglibrary.com/ecghist.html (2005).

4. Melnyk, M. D., Silberman, J. B.,"A wireless electrocardiogram system", ***Engineering Division of the Graduate School of Cornell University***, New York, 3-7 (2004).

5. Marr, D., "ECG application featuring data transmission by bluetooth", ***The Department of Electrical and Computer Systems Engineering The University of Queensland***, Queensland, 5-8 (2001).

6. İnternet: High Quality Recording of Bioelectric Events. II : A Low-Noise, Low-Power Multichannel Amplifier Design, http://www.biosemi.com/publications/artikel4.htm (2005).

7. Brims, W., "Wireless ECG", ***The Department of Electrical and Computer Systems Engineering The University of Queensland***, Queensland, 10- 26 (2002).

8. Lambourn, J., "Portable ECG Logger", ***The Department of Electrical and Computer Systems Engineering The University of Queensland***, Queensland, 25- 28 (2003).

9. Coughlin, R. F., Villanucci, R. S., "Introductory Operational Amplifiers and Linear ICs", ***Prentice Hall***, New Jersey, 249-259 (1990).

10. Hamilton, P. S., "A comparison of adaptive and non adaptive filters for reduction of power line interference in the ECG", ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 43(1): 105-109 (1996).

11. Yağımlı, M., Akar, F., "Dijital Elektronik", ***Beta Basım Yayın***, İstanbul, 354-369 (2000).

12. Rylov, S.Y., Bunz, L. A., Gaidarenko, D. V., Fisher, M. A., Robertazzi, R. P., and Mukhanov, O. A., "High resolution ADC system", ***IEEE Transactions on Applied Superconductivity***, 7(2): 2649-2652 (1997).

13. Balasubramanian, K., "Improving the resolution of selected ADCs", ***IEEE Transactions on Consumer Electronics***, 37(1):81-85 (1991).

14. İnternet: Zywietz, C., "A brief history of electrocardiography- Process through technology", In Biosignia Institute for Biosignal Processing and Sys. Research, Hannover, http://www.openecg.net/Tutorials/A_Brief_History_of_Electrocardiography.pdf (2005).

15. İnternet: ADC0800 8 Bit A/D Converter, National Semiconductors. http://cache.national.com/ds/DC/ADC0800.pdf (2005).

16. Le, H. P., Zayegh, A., Singh, J., "A 12 bit high performance low cost pipeline ADC", ***IEEE Transactions on Consumer Electronics***, 7:471-474 (2003).

17. Rofougaran, A., Chang, G., Chang, J., Rofougaran, M., Roth, E. W., Abidi, A. A., "A Single-Chip 900-MHz spread-spectrum wireless transceiver in 1-µm CMOS-Part I: Architecture and transmitter design", ***IEEE Journal of Solid State Circuits***, 33(4): 515-534 (1998).

18. Zhou, Y., Yuan, J.,"An 8-Bit 100-MHz CMOS linear interpolation DAC", ***IEEE Journal of Solid State Circuits***, 38(10): 1758-1761 (2003).

19. Zhenyan, J., Shanxi, D., "A compression system of ECG data based on neural network", ***Proceeding of ICSP***,Chicago, 1654-1657 (1998).

20. Wei, J. J., " ECG data compression using truncated singular value decomposition", ***IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine***, 5(4): 290-299 (2001).

21. Ramakrishnan, A. G., Saha, S., "ECG coding by wavelet-based linear prediction", ***IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine***, 44(12): 1253-1261 (1997).

22. Kayran, A. H., Panayırcı, E., Aygölü, Ü., "Sayısal Haberleşme", ***Sistem Yayıncılık***, İstanbul, 21-42 (1993).

23. Balasubramanian, K., Camur, H., Mahmutoğlu, H., "A novel high performance adaptive delta modulator", ***IEEE Transactions on Consumer Electronics***, 9: 204-208 (1999).

24. Mammen, C. P., Ramamurthi, B., "Vector quantization for compression of multichannel ECG", ***IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine***, 37(9): 821-825 (1990).

25. Heber, J. G., Aase, S. O., Husoj, J. H., "ECG data compression by modelling of subbands",***IEEE Journal of Computers in Cardiology***, 8: 621-624 (1994).

26. Çetin, A. E., Tevfik, A. H., Yardımcı, Y., " Coding of ECG signals by wavelet transform extrema", ***Proceedings of the IEEE-SP International Symposium***, Philadelphia, 544-547 (1994).

27. Güler, N. F., Ubeyli, E. D., "Theory and applications of biotelemetry", Journal of Medical Systems, 26(2): 159-178 (2002).

28. Holzer, W. H., "Telemedicine : New application of communications technology", ***IEEE Transactions On Communications***, 685-688 (1974).

29. İnternet:Biotelemetry Dept., McGraw Hill Access-Science Internet Sources, http://www.accessscience/server- java/Arknoid/science/AS/arknoid/science/AS/Encyclopedia/0/08/Est_084400_frameset.html?q=biotelemetry&qq (2005).

30. Pastacı, H., "Modern Elektronik Sistemler", ***Yıldız Teknik Üniversitesi Yayın Komisyonu***, İstanbul, 271-280 (1996)

31. Jacobs, P., Janssens, J., Geurts, T., Crols, J., "A 0,35µm CMOS fractional-N transmitter for 315/433/868/915 MHz ISM applications", ***29th European Solid-State Circuits Conference (ESSCIRC)***, Madrid, 425-428 (2003).

32. İnternet: AD627 - Micropower, Single and Dual Supply Rail-to-Rail Instrumentation Amplifier, Analog Devices, http://www.analog.com/UploadedFiles/Data_Sheets/50795201AD627_c.pdf (2005) .

33. İnternet: INA101 Very High Accuracy Instrumentation Amplifier , Texas Instruments, http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ina101.pdf (2005).

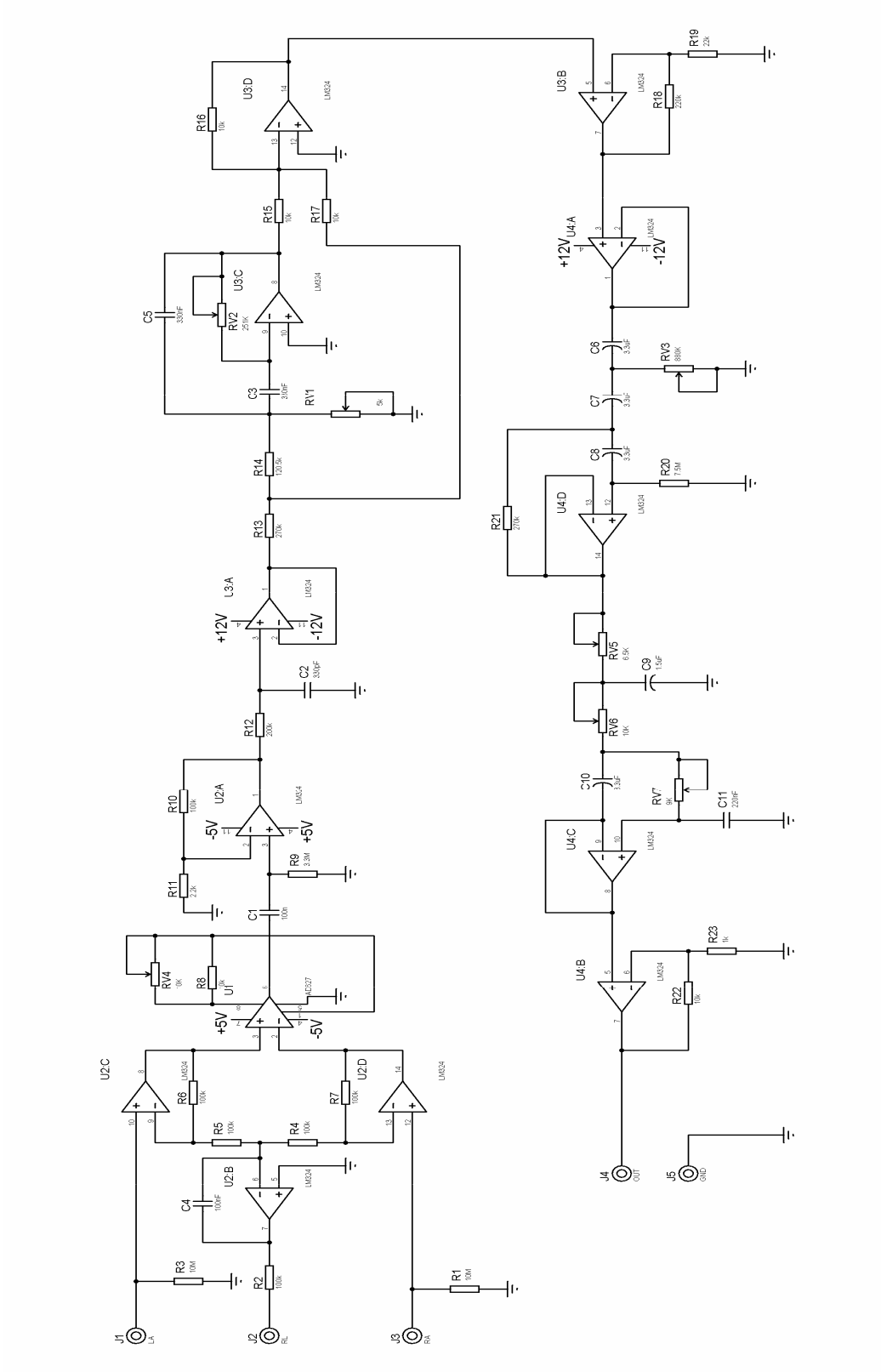
34. İnternet: UTR-C12 UHF Data Transceiver Modules, UDEA Elektronik, http://www.udea.com.tr/Turkce/T_PDFs/UTR-C12_PDS_T.pdf (2006).

35. İnternet: AT89C2051, 8051 Architecture Microprocessor, Atmel Corporation http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc0368.pdf (2005).

36. İnternet : DAC0800 8 Bit D/A Converter, National Semiconductors, http://cache.national.com/ds/DA/DAC0800.pdf (2005).

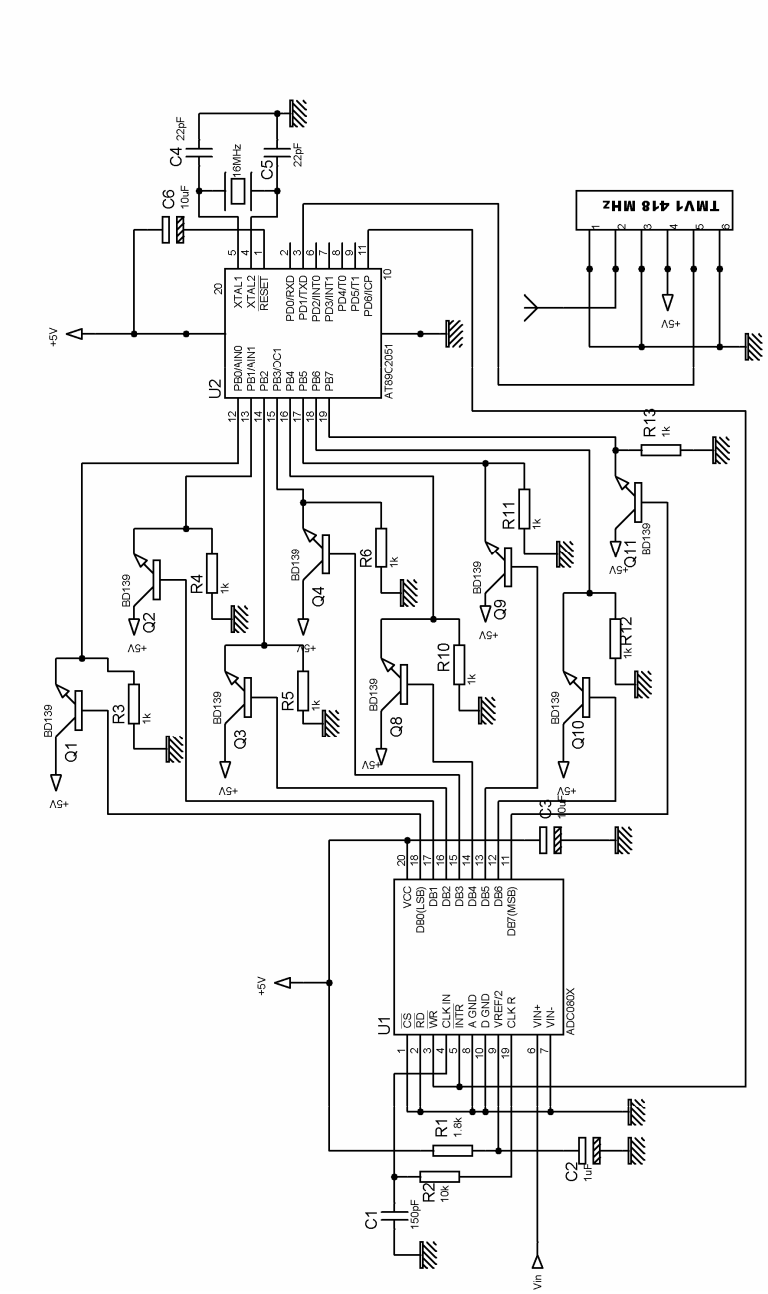
EKLER

EK-1 EKG yükselteç devresi



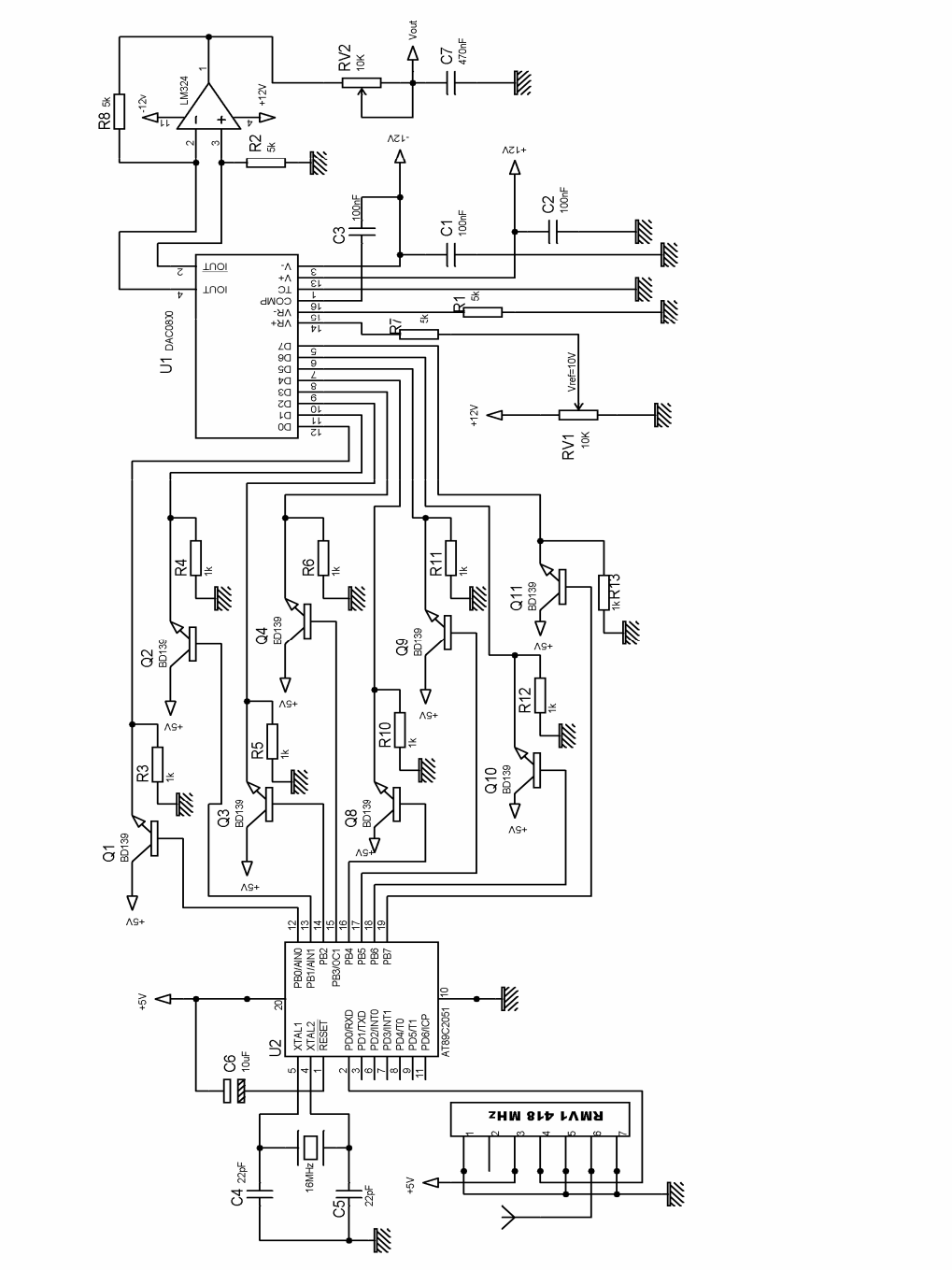
Şekil 1.1. EKG yükselteç devresine ait şema

EK-2 EKG biyotelemetri sisteminin verici devresi



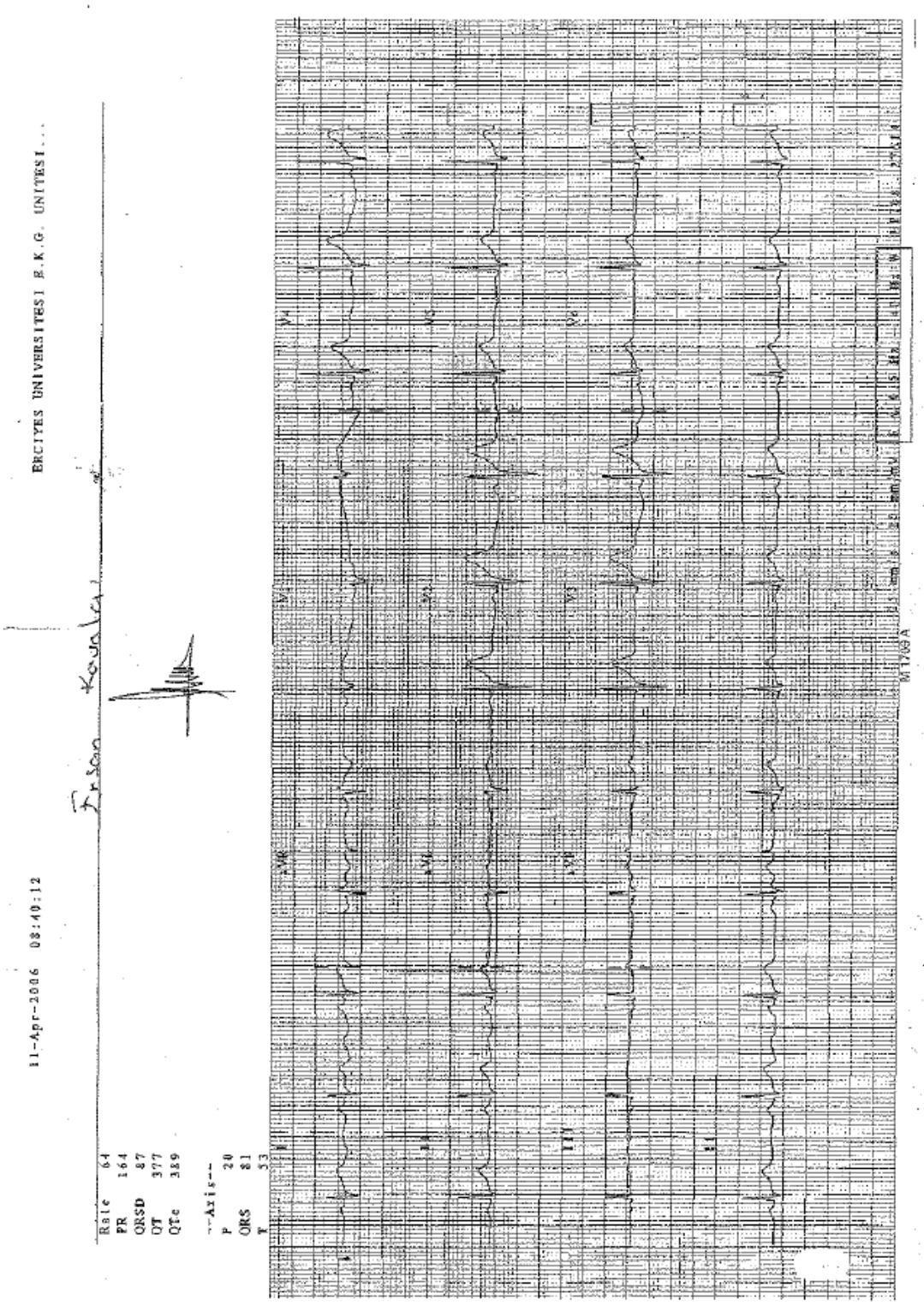
Şekil 2.1. ADC dönüştürme ve UART kodlama devresinin şeması

EK-3 EKG biyotelemetri sisteminin alıcı devresi



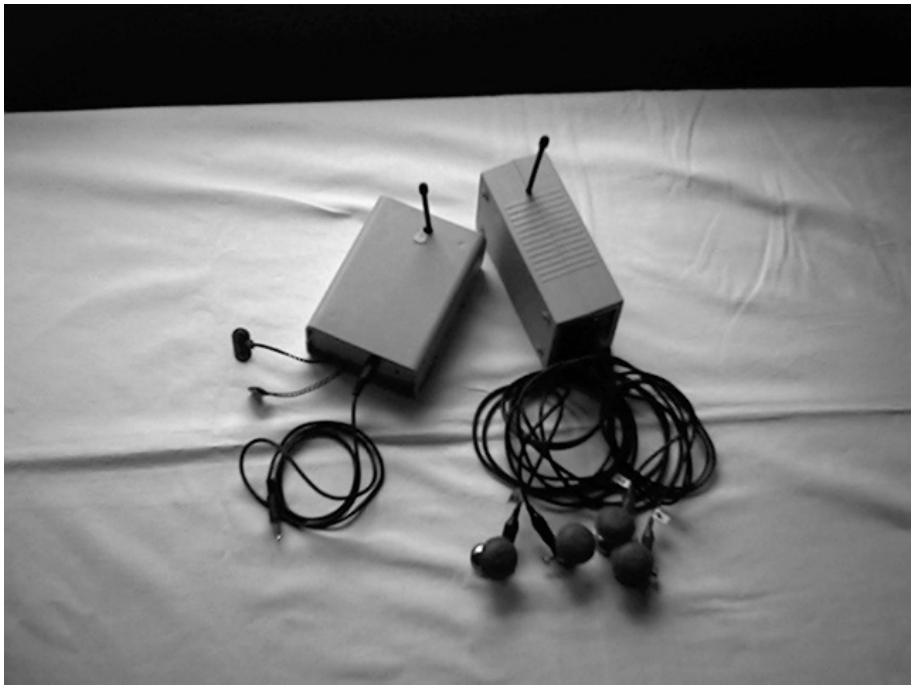
Şekil 3.1. DAC ve UART kod çözücü devrenin şeması

EK-4 Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde çekilen EKG örneği



Şekil 4.1. Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde çekilen EKG örneği

EK-5 EKG biyotelemetri sisteminin fotoğrafları

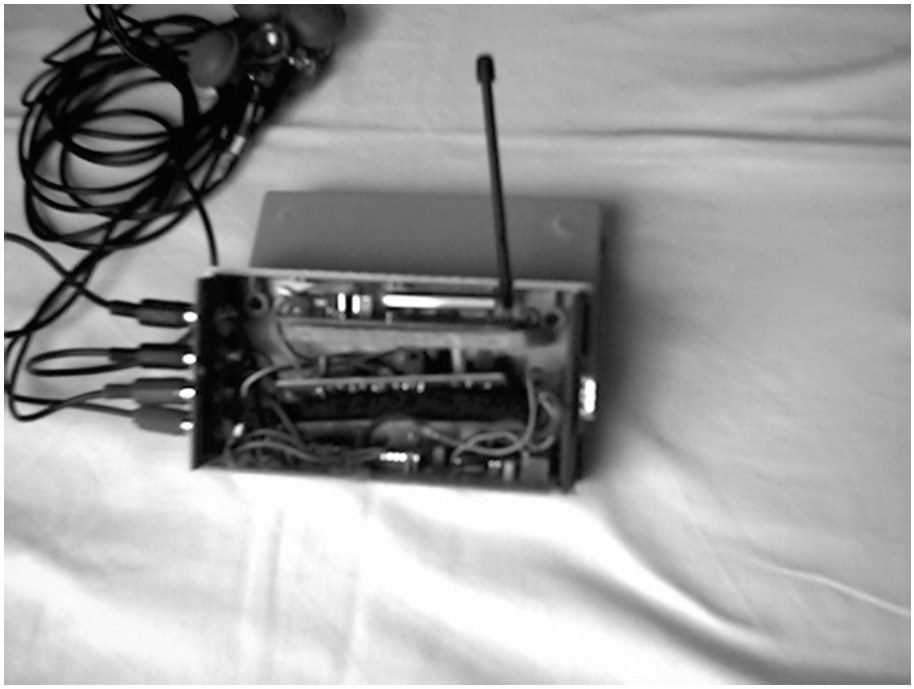


Resim 5.1. Tasarlanan biyotelemetri sistemi

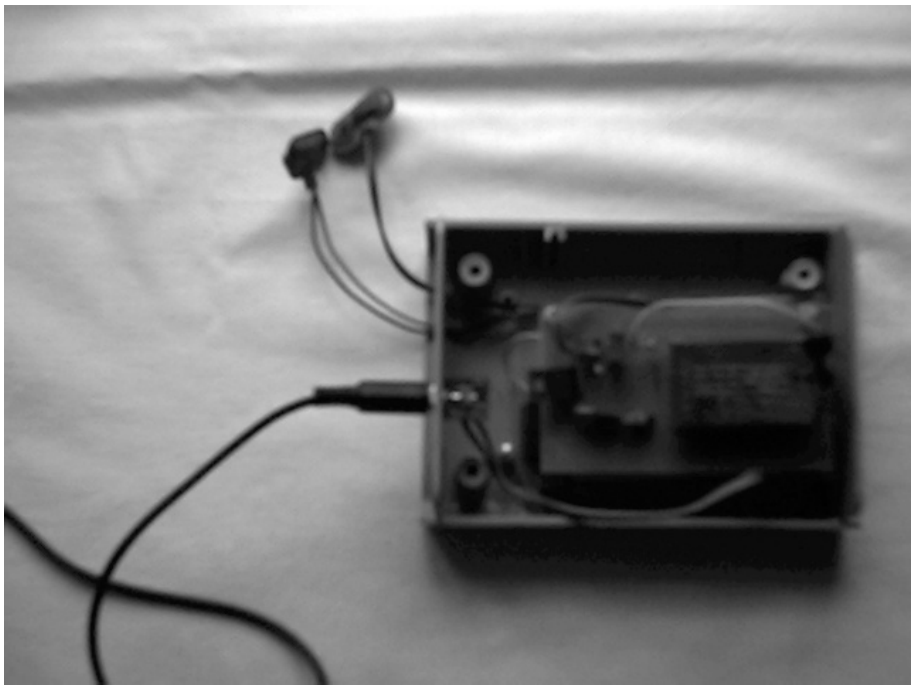


Resim 5.2. Tasarlanan biyotelemetri sisteminin başka açıdan görünümü

EK-5 (Devam) EKG biyotelemetri sisteminin fotoğrafları



Resim 5.3. Yükselteç ve verici bölümün iç yapısı



Resim 5.4. Alıcı bölümün iç yapısı

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı	: KABALCI, Ersan
Uyruğu	: T.C.
Doğum tarihi ve yeri	: 14.08.1981, Nevşehir
Medeni hali	: Bekar
Telefon	: 0 (384) 441 34 32
Faks	: 0 (384) 441 34 41
e-mail	: ekabalci@gazi.edu.tr

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi /Elektronik-Bil. Eğt.	…
Lisans	Gazi Üniversitesi/ Elektronik-Bil. Eğt.	2003
Lise	Melikgazi A.T.L., Kayseri	1999

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2005- …	Gazi Ün. Hacı Bektaş Veli M.Y.O.	Öğr. Görevlisi
2003-2005	Manisa Turgutlu ATL ve EML	Öğretmen

Yabancı Dil

İngilizce

Hobiler

Uzaktan eğitim, Programcılık, Telekomünikasyon Sistemleri, Masa tenisi, Binicilik