

BİYOLOJİK İŞARETLERİN KABLOSUZ İLETİMİ

Uğur FİDAN

**DOKTORA TEZİ
ELEKTRONİK BİLGİSAYAR EĞİTİMİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2006

ANKARA

BİYOLOJİK İŞARETLERİN KABLOSUZ İLETİMİ

Uğur FİDAN

**DOKTORA TEZİ
ELEKTRONİK BİLGİSAYAR EĞİTİMİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2006

ANKARA

Uğur FİDAN tarafından hazırlanan BİYOLOJİK İŞARETLERİN KABLOSUZ İLETİMİ adlı bu tezin Doktora tezi olarak uygun olduğunu onaylıyorum.

Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER
Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Elektronik Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. İnan GÜLER

Üye : Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER

Üye : Doç. Dr. Hakan IŞIK

Üye : Doç. Dr. Fatih ÇELEBİ

Üye : Yrd. Doç. Dr. Halim Haldun GÖKTAŞ

Tarih : 25/12/2006

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

TEZ BİLDİRİMİ

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

Uğur FİDAN

BİYOLOJİK İŞARETLERİN KABLOSUZ İLETİMİ
(Doktora Tezi)

Uğur FİDAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Aralık 2006

ÖZET

Bu çalışmada, bina içerisindeki hastalara ait fizyolojik işaretlerin izlenebilmesi için 4 kanallı biyotelemetri sistemi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Vücut sıcaklığı, solunum oranı, kalp atım oranı, elektrokardiyogram (EKG), elektromiyogram (EMG) işaretleri ölçülmüş ve endüstriyel bilimsel medikal (ISM) standardına göre çalışan 10mW 433MHz FM/FSK vericisi ve 500mW 868MHz FM/FSK vericileri ile 9,6Kps iletim hızında alıcı sistemine kablosuz olarak aktarılmıştır. 433MHz ve 868MHz taşıyıcı frekansları için bina içerisindeki alıcı sinyal kuvvet göstergisi (Receive Signal Strength Indicator: RSSI) değerleri ölçülmüş ve birbiri ile kıyaslanmıştır. RSSI ölçüm sonucuna göre bina içerisine yerleştirilecek tekrarlayıcıların yerlerine karar verilmiştir.

Bilim Kodu : 704.3.032
Anahtar Kelimeler : Çok kanallı, Biyotelemetri, Tekrarlayıcı, ISM, RSSI
Sayfa Adedi : 92
Tez Yöneticisi : Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER

**WIRELESS TRANSMISSION OF THE BIOLOGICAL SIGNALS
(PhD Thesis)**

Uğur FİDAN

**GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

December 2006

ABSTRACT

In this study, 4 channel biotelemetry device was designed and implemented for monitoring physiological signals of the patients at indoor. Body temperature, respiratory rate, heart rate, electrocardiogram (ECG) and electromyogram (EMG) signals were measured and transmitted as wireless using 10mW 433MHz and 500mW 868MHz FM/FSK transmitter with 9.6Kps transmission speed at industrial scientific medical (ISM) band. At indoor, receive signal strength indicator (RSSI) levels were measured and compared with each other at 433MHz and 868MHz carrier frequencies. The placement of repeater at indoor was decided as a result of RSSI measurement.

Science Code : 704.3.032

Key Words : Multichannel, Biotelemetry, Repeater, ISM, RSSI

Page Number : 92

Adviser . : Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren danışmanım Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER' e, kıymetli tecrübelerinden faydalandığım hocam Prof. Dr. İnan GÜLER' e ve manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan çok değerli Aileme teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. BİYOTELEMETRİ SİSTEMİNİN TEMEL İLKELERİ.....	6
2.1. Biyolojik İşaretlerin Ölçülmesi.....	7
2.1.1. Elektrotlar.....	7
2.1.2. Dönüştürücüler.....	9
2.1.3. Biyolojik işaret çeşitleri, değerleri ve kullanılan dönüştürücü tipleri.....	9
2.2. İşaret İşleme.....	12
2.2.1. Ölçme ve tanılama sisteminde işaret işlemenin yeri.....	12
2.2.2. Biyolojik işaretlerin analog işlenmesi.....	13
2.3. Çoğullama.....	16
2.4. Veri İletimi ve İletim Hatları.....	17
2.4.1. Sayısal veri iletimi.....	17
2.4.2. Senkron - asenkron veri iletimi.....	19

Sayfa

2.5. RF Modüller.....	19
2.5.1. ISM bandı ve standartları.....	20
2.6. Antenler.....	21
3. 4 KANALLI BİYOTELEMETRİ CİHAZI TASARIMI.....	23
3.1. Biyolojik Sinyal Ölçüm Cihazları.....	23
3.1.1. EKG ölçüm cihazı.....	23
3.1.2. EMG ölçüm cihazı.....	27
3.1.3. Kalp atım hızı ölçüm cihazı.....	30
3.1.4. Solunum oranı ölçüm cihazı.....	32
3.1.5. Vücut sıcaklığı ölçüm cihazı.....	35
3.2. Verici Sistemi.....	36
3.2.1. 4 Kanallı analog sayısal dönüştürücü.....	40
3.3. FM/FSK Alıcı Verici Modülü ve Tekrarlayıcı Sistemi.....	41
3.4. Alıcı Sistemi.....	43
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	45
4.1. EKG Ölçümü.....	45
4.2. EMG Ölçümü.....	46
4.3. Kalp Atım Hızı, Solunum Oranı ve Vücut Sıcaklığı Ölçümü.....	47
4.4. Verici Sistemi.....	48
4.5. Alıcı Sistemi.....	49
4.6. İletim Mesafesi Ölçümü.....	50
5. SONUÇ.....	54
KAYNAKLAR.....	55

	Sayfa
EKLER.....	58
EK-1 Devre şemaları.....	59
EK-2 Program akış diyagramları.....	74
ÖZGEÇMİŞ.....	90

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 1.1. 4 kanallı biyotelemetri cihazının kullanım ve teknik özellikleri.....	5
Çizelge 2.1. Kardio – vasküler sistemine ait sinyallerin karakteristikleri ve kullanılan dönüştürücüler.....	10
Çizelge 2.2. Solunum sistemine ait sinyallerinin karakteristikleri ve kullanılan dönüştürücüler.....	11
Çizelge 2.3. Fizyolojik sinyallere ait karakteristikler ve kullanılan dönüştürücüler.....	11
Çizelge 3.1. Nominal EKG parametreleri.....	25
Çizelge 3.2. İşlemci port kullanımı ve eklenen kodlar.....	39

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Biyotelemetri sistemi blok diyagramı.....	6
Şekil 2.2. Elektrot çeşitleri.....	7
Şekil 2.3. Yüzey elektrotları.....	8
Şekil 2.4. Genel ölçme ve tanılama sisteminde işaret işlemenin yeri.....	13
Şekil 2.5. Biyolojik işaretlerin algılanması.....	14
Şekil 2.6. FDM tekilleyici blok diyagramı.....	16
Şekil 2.7. TDM blok diyagramı.....	17
Şekil 2.8. Seri veri iletimi.....	18
Şekil 2.9. RF blok diyagramı.....	19
Şekil 3.1. Biyotelemetri sistemin genel blok diyagramı.....	23
Şekil 3.2. Kalbin yapısı.....	24
Şekil 3.3. Elektrokardiogram temel dalga şekli.....	25
Şekil 3.4. EKG yükselteç devresi blok diyagramı.....	26
Şekil 3.5. Gerçekleştirilen sistemle ölçülmüş EKG işaretleri.....	27
Şekil 3.6. EMG ölçüm cihazı blok diyagramı.....	29
Şekil 3.7. Gerçekleştirilen stimulator cihazı ve kasa uygulanan stimulatör palsleri	29
Şekil 3.8. Gerçekleştirilen sistemle ölçülmüş EMG işaretleri.....	30
Şekil 3.9. Fotopletismograf.....	31
Şekil 3.10. Kalp atım hızı ölçüm cihazı blok diyagramı ve mikrodenetleyici akış diyagramı.....	31
Şekil 3.11. Solunum sistemi.....	32

Şekil	Sayfa
Şekil 3.12. Solunum hızı ölçüm cihazı blok diyagramı ve mikrodenetleyici akış diyagramı.....	34
Şekil 3.13. Vücut sıcaklığı ölçüm cihazı blok diyagramı ve mikrodenetleyici akış diyagramı.....	36
Şekil 3.14. Verici sistemi blok diyagramı.....	37
Şekil 3.15. Cygnal geliştirme bordu ve komut işleme hızı.....	37
Şekil 3.16. Analog sayısal dönüştürücü açık devre şeması.....	40
Şekil 3.17. Tekrarlayıcı sistemi.....	41
Şekil 3.18. UTR C12U alıcı verici modülü blok diyagramı.....	42
Şekil 3.19. UTR C12U UART haberleşmesi.....	42
Şekil 3.20. Alıcı sistemi blok diyagramı.....	44
Şekil 4.1. EKG işaretinin kablosuz iletimi.....	45
Şekil 4.2. Gerçekleştirilen stimulator cihazı ile abductor digiti mini kasına uygulanan stimulator palsleri.....	46
Şekil 4.3. Gerçekleştirilen sistemle ölçülmüş EMG işaretleri.....	46
Şekil 4.4. Damarlardan geçen kanın ışık geçirgenliği.....	47
Şekil 4.5. Solunum sırasındaki sıcaklık değişimi.....	48
Şekil 4.6. Verici sistemi oda içerisinde.....	51
Şekil 4.7. Verici sistemi koridorda.....	51
Şekil 4.8. Verici ve alıcı sistemi katlar arasında.....	52
Şekil 4.9. Verici ve alıcı sistemi açık alanda.....	53

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Verici sistemi.....	40
Resim 3.2. 4 Kanallı analog sayısal dönüştürücü devresi.....	41
Resim 3.3. Gerçekleştirilen tekrarlayıcı sistemi.....	43
Resim 3.4. Alıcı sistemi.....	44
Resim 4.1. 4 Farklı analog işaretin aynı anda iletimi.....	50

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklama
Ag	Gümüş
Kbps	Saniye başına bit sayısı
AgCl	Gümüş Klorür
m	Metre
mW	Mili Watt
MHz	Mega Hertz
f_a	Alt kesim frekansı
f_ü	Üst kesim frekansı
C	Karbon
dB	Desibel
Kısaltmalar	Açıklama
FDM	Frekans bölmeli çoğullama
TDM	Zaman bölmeli çoğullama
ASK	Genlik kaydırmalı anahtarlama
FSK	Frekans kaydırmalı anahtarlama
PSK	Faz kaydırmalı anahtarlama
EKG	Elektrokardiyogram
FM	Frekans modülasyonu
EMG	Elektromiyogram
LCD	Likit kristal ekran

1. GİRİŞ

Telemetri, nesne veya ortama ait karakteristiklerin analiz edilmek üzere farklı iletim kanalları üzerinden gönderilme işlemidir. Telemetri uygulamalarında iletim kanalı olarak; hava, uzay, koaksiyel kablo veya fiber optik kablo gibi iletim ortamları kullanılmaktadır. Telemetri uygulamalarında ölçülecek büyüklük ile ölçümlerin izlendiği kısım arasındaki mesafenin uzun olması veya ölçülen büyüklüğün iş güvenliğini tehlikeye düşüreceği yerlerde telsiz telemetri sistemleri tercih edilmektedir. Canlıların hareketlerini sınırlamadan doğal yaşam alanlarında izlenebilmesine olanak sağladığı için biyotelemetri uygulamalarında telsiz telemetri sistemleri tercih edilmektedir [1].

Biyotelemetri ile ilgili ilk çalışmalar 1903 yılında Einthoven tarafından yapılmıştır. Einthoven elektrokardiyogram (ECG) sinyallerini hastaneden kendi laboratuvarına telefon hattını kullanarak iletmeyi gerçekleştirmiştir. 1921'de kalp sesleri, denizcilerin kullandıkları radyo linkleri üzerinden iletilmiştir. 1950'lerde transistörlerin gelişmesi ile beraber vücut üzerinden biyolojik işaretlerin alınıp iletilmesi mümkün olmuştur. Bununla beraber biyolojik işaretlerin algılanması için değişik dönüştürücüler geliştirilmeye başlanmıştır. 1957 yılında Mackay ve Jacobson tarafından yapılan çalışmaların ışığı altında sıcaklık algılaması, pH, enzim aktivitesi gibi fizyolojik değerlerin biyotelemetri sistemi ile beraber iletilmesi mümkün olmuştur. 1958'lerde elektronik teknolojisinin gelişmesine paralel olarak çok az güç tüketimine sahip ve fiziksel olarak çok küçük tümdevrelerin geliştirilmesiyle biyotelemetri cihazlarının vücut içerisine yerleştirilmesi mümkün olmuştur [2].

Teletıp, hasta ve doktorun birbirinden uzakta oldukları durumlarda, iletişim teknolojilerinin sağlık hizmeti sağlamak için kullanılmasıdır. Teletıp kullanımı kişisel bilgisayarların ve internet ya da benzeri sistemlerin yaygınlaşmasıyla hız kazanmıştır. Gelişmiş ülkelerde birçok kamu kuruluşu ileri teknoloji uygulamalarının devlet politikalarını, eğitimi, ekonomiyi ve halk sağlığını olumlu biçimde etkilemesi için planlar yapmaktadır. Genellikle bilgisayar ağları aracılığıyla kullanıcılara ulaşan bu düzenlemeler teletıbbın ülke geneline yayılmasında etkin rol oynamıştır [3].

Mercury Projesi (1961-1963), ABD'nin uzaya insan götürmeyi planladığı ilk programdır. Bu projede biyotelemetri kalp atış hızı ve EKG gibi fizyolojik parametreleri toplamada kullanılmıştır. Bu ilk uçuşta sağlık hizmetleri sınırlı ve ilkyardım donanımı da yetersizdi. Astronotlar yanlarında ağrı kesici, uyarıcı, strese ve hareketsizliğe karşı ilaçlar götürmüşlerdi. 14 gün süren Gemini Projesi (1965-1966) gündeme geldiğinde bu defa biyotelemetriden yararlanıldı.

Apollo Projesinde (1967-1972) astronotların dünyadan ve gelişmiş bir tıbbi bakım ünitesinden 300000km uzakta olacakları planlanmıştı. Bu nedenle sağlık sistemleri uçuş sırasında tıbbi operasyon yapılmasına olanak tanıyacak biçimde geliştirildi. Teletıp ve uygun tıbbi donanım, astronotlara kendi kendilerine bir takım operasyonları gerçekleştirme olanağı sundu. Astronotlar kritik fizyolojik verileri uzay aracından ve ay yüzeyinden dünya'ya gönderen biyolojik algılayıcılar taşıyordu. Tıbbi operasyona yönelik gereçler ve sistemler sayesinde, Houston'daki Johnson Uzay Merkezi'nde bulunan sağlık görevlileri, astronotların uzay aracını kullanma, araç dışı etkinliklerde bulunma ve Ay'ın keşfi gibi önemli görevleri sırasında fizyolojik durumlarını denetleyebiliyor ve tehlikeli bir durumda müdahale edebiliyorlardı. Eşzamanlı biyotelemetri sistemi astronotlara uçuş sırasında olabilecek hastalık durumlarında da yardımcı olabiliyordu. Astronotların ay'a uçuşları sırasında ve ay yüzeyinde oldukları süre boyunca oksijen tüketimi, karbondioksit, sıcaklık değişimleri, elektrokardiyografi, soluk alıp verme, kalp atış sayısı gibi veriler anında dünya'daki merkezden denetleyebiliyordu.

Skylab projesinde (1973-1975) astronotlarının oldukça geniş tıbbi olanakları vardı. Teletıp sürekli olarak mürettebatın sağlık durumu hakkında bilgi edinmede ve biyomedikal araştırma verilerini denetlemede kullanıldı [3].

Günümüzde teletıp, uzay mekiği ve uluslararası uzay istasyonu olmak üzere iki uzay programında kullanılmaktadır. Uzay mekiğinde teletıp, mürettebatla yerdeki merkezde bulunan sağlık görevlileri arasında özel tıbbi görüşmeler ve yaşamsal fizyolojik verilerin iletimi için kullanılmaktadır. ABD, Rusya, Kanada, Japonya ve Avrupa uzay ajanslarının ortak çalışması olan ve Uluslararası Uzay İstasyonu

Projesinde kullanılmak üzere sağlık açısından çevreyi denetlemek ve uzay istasyonun kurulması sırasında sağlık risklerini en aza indirmek için mürettebat sağlık sistemi geliştirildi. Bu sistem üç bileşenden oluşmaktadır. Bunlardan ilki tıbbi olanakların sağlanacağı Sağlık Bakım Sistemi, ikincisi istasyonun içini denetleme olanağı sağlayan Çevre Sağlık Sistemi ve üçüncüsü de uzay uçuşunun vücut üzerindeki etkilerini en aza indirmede uçuş ekibine yol gösterecek olan Önlem Sistemidir [3].

Hastanelerin yürüttüğü teletıp programları ile hastaneler, bir kısım sağlık hizmetlerini uzaktan verebilmektedir. Ayrıca hava yolları şirketleri de uçuş sırasında yolcuların ve personelin olası sağlık sorunları için teletıp uygulamalarından yararlanmaktadır.

Teletıbbın başarıyla uygulandığı bir başka yerde hapishanelerdir. Tutukluların sağlık durumları teletıp yardımı ile sürekli olarak denetlenebilmektedir. Ayrıca 1999 Everest tırmanışında dağcıların taşıdıkları hafif algılayıcılar ve vericiler sayesinde yüksekliğin, soğğun ve yorgunluğun vücuttaki etkileri doktorlara iletilmiştir. Bu sayede tırmanışın çok daha güvenli yapılması sağlanmıştır [3].

Bunların dışında üniversitelerde biyoteleometri üzerine birçok çalışma yapılmaktadır. 1997 yılında Yale Üniversitesinde kurulan Tıbbi Bilgi ve Teknolojik Uygulamalar Ticari Uzay Merkezi, üniversite – sanayi – devlet işbirliği girişimidir. Merkezin amacı, uzay bilimi ve teknolojilerine dayalı sağlık hizmetleri geliştirmek; tıbbi bilgi ve teletıp konusundaki ticari uygulamaları artırmak ve telekomünikasyon ya da iki cisim arasındaki ara yüz aracılığı ile hastalarla sağlık ekibi arasındaki bağlantı kurmak biçiminde özetlenebilir. Moskova Üniversitesi'nde kurulan Biyomedikal Sorunlar Enstitüsü ise, uzay tıbbı ile ilgili ve uzay uçuşu etkinlik ve araştırma konusunda işbirliğine yönelik çalışmalar yapmaktadır. Bu merkezde tıp eğitimi ve teletıp konusunda birçok etkinlik yürütülmektedir. NASA teletıp konusundaki çalışmaları düzenlerken, Rusya Uzay Köprüsü “Space Bridge to Russia “ programı Biyomedikal Sorunlar Enstitüsü aracılığı ile Rusya tarafından düzenlenmektedir [3].

Biyolojik işaretlerinin kablosuz iletimi konusunda 1997 yılında araştırmacılar EEG işaretlerinin FSK kod iletim tekniği ile iletmıştır [4]. Diğer bir çalışmada EKG ve kan basıncı verileri internet üzerinden iletilmiştir [5]. 1997 yılında yapılan diğer bir çalışmada 902-928MHz ISM bandında 32 kanal EEG sinyalleri iletilmiştir [6]. 2001 yılında Mohseni ve arkadaşları EMG işaretlerini biyotelemetri sistemi ile 88-108 MHz FM bandı kullanarak iletmışlerdir [7]. 2003 yılında ECG, EMG veya EEG gibi biyolojik sinyallerinin iletilmesini ve görüntülenmesi üzerine çalışmalar yapılmıştır [8]. 2004 yılında araştırmacılar 94MHz – 108MHz çalışma frekansına sahip alıcı ve verici ile EKG işaretlerinin 12m uzaklığa kablosuz iletimini gerçekleştirmiştir [9]. 2004 yılında yapılan bir çalışmada telsiz ortamda 433MHZ ve 916MHz da çalışan alıcı ve vericilerle EKG işaretleri 30m uzaklığa iletilmiştir [10]. 2005 yılında araştırmacılar 94MHz -98MHz FM bandında çok kanallı biyotelemetri sistemini gerçekleştirmiştir [11]. Bunların dışında biyotelemetri konusunda yapılmış bir çok tez ve makale çalışması bulunmaktadır [12-14].

Bu çalışma ile hastaya ait fizyolojik verilerin ölçümü ve aynı anda 4 farklı ölçüm sonucunun bina içerisinde iletilebilmesini sağlayan 4 Kanallı biyotelemetri cihazının tasarımı ve gerçekleştirilmesi hedeflenmiştir. Bina içerisine yerleştirilecek tekrarlayıcı sistemlerle ölçüm sonuçları bina içerisinde daha uzak mesafelere iletilmesine çalışılmıştır. Bu amaçla, hastadan alınan EKG, EMG, kalp atım oranı, solunum oranı, vücut sıcaklığı gibi fizyolojik verilerin ölçümü ve aynı anda 4 farklı ölçüm sonucunun bina içerisinde iletilebilmesini sağlayan 4 kanallı biyotelemetri cihazı gerçekleştirilmiştir. Ölçümler zaman bölmeli çoğullama tekniğiyle çoğullanıp 433.4MHz’li FM/FSK vericisi ile UART kodunda iletilmiştir. Bina içerisine yerleştirilen 433.4MHz ve 434.6 MHz alma ve gönderme frekansında çalışan tekrarlayıcı sistemi ile verilerin 9600 baut ile daha uzak mesafeye iletimi sağlanmıştır. Çizelge 1.1’de gerçekleştirilen sistemin kullanım ve teknik özellikleri görülmektedir.

Çizelge 1.1. 4 kanallı biyotelemetri cihazının kullanım ve teknik özellikleri

<i>Kullanım Özellikleri</i>	<i>Teknik özellikleri</i>
Aynı anda 4 farklı verinin iletilebilmesi	PCM modülasyon tekniği
Bilgi sinyal girişlerinin modüler yapıya sahip olması	Manchester kodlama tekniği
Yazılı ikaz sistemi	FSK kod iletim tekniği
Yazılı mesaj gönderimi	Zaman bölmeli çoğullama (TDM)
Tarih, saat ve alarm sistemi	Asenkron veri iletimi
Kablosuz veri iletimi	Tek yönlü iletim hattı
Tekrarlayıcı sistemi ile verilerin iletim mesafesinin artırılması	

Bu çalışma ile bina içerisindeki kişilere ait fizyolojik verilerinin ulusal ve uluslararası standartlara uygun olarak tasarlanmış olan radyo frekans vericiler ile iletilmesi sağlanmıştır. Radyo frekans sinyallerinin iletim mesafesi binaların Faraday kafesinden dolayı sınırlı olmaktadır. Bu sorunu çözmek için ISM (Endüstriyel Bilimsel Medikal) bandındaki yasal zorunluluklara uygun olarak tasarlanmış olan tekrarlayıcılar ile fizyolojik verilerin bina içerisinde istenilen herhangi bir noktaya iletilmesi sağlanmıştır. Gerçekleştirilen sistemle aynı anda dört farklı veri gönderilebilmektedir. Bu sayede birbiri ile ilişkili olan veriler aynı anda görüntülenerek hastanın genel durumunun daha kolay takip edilebilmesi sağlanmıştır.

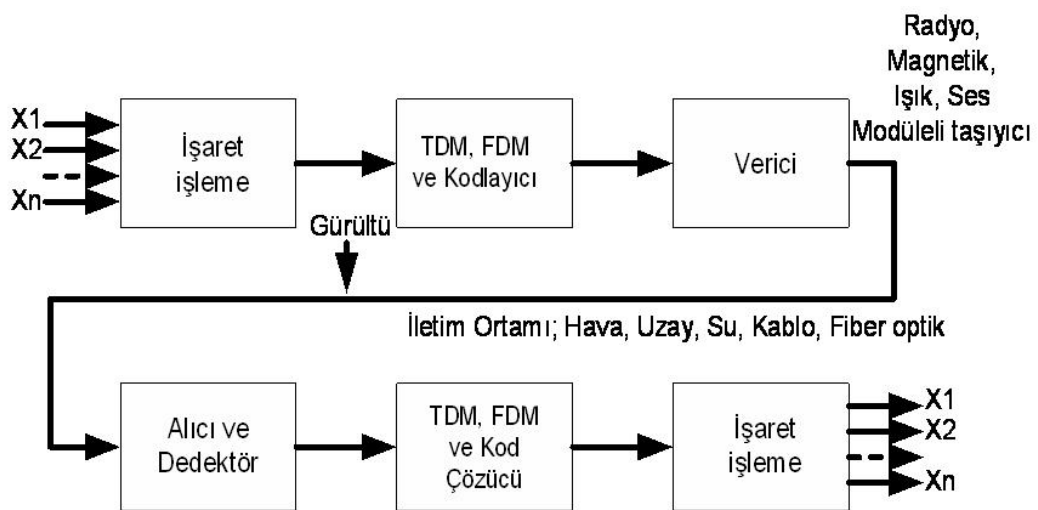
Tezin ikinci bölümde, biyotelemetrinin temel ilkeleri ve kullanılan yöntemler karşılaştırmalı olarak açıklanmıştır.

Tezin üçüncü bölümünde, ölçüm cihazı olarak tasarlanan EKG, EMG ölçüm cihazları, kalp atım oranı ölçüm cihazı, solunum oranı ölçüm cihazı ve vücut sıcaklığı ölçüm cihazları ve 4 kanallı biyotelemetri alıcı, verici ve tekrarlayıcı sistemi anlatılmıştır.

Tezin dördüncü bölümünde, 4 kanallı biyotelemetri sistemi ile elde edilen sonuçlar verilmiştir. Tezin beşinci bölümünde ise tezle ilgili genel sonuçlar verilmiştir.

2. BİYOTELEMETRİ SİSTEMİNİN TEMEL İLKELERİ

Biyotelemetri, canlılara ait karakteristiklerin ölçülerek sonuçların gösterilmesi, kayıt edilmesi ve analiz edilmek üzere uzak mesafelere gönderilmesi işlemidir (Şekil 2.1). İnsan vücudu üzerinden elektrot ve dönüştürücülerle alınan ve elektriksel işaretlere dönüştürülen biyolojik sinyaller işaret işleme devresine uygulanır. İşaret işleme devresinde biyolojik sinyaller kuvvetlendirilir ve gürültüden arındırmak için filtre devrelerinden geçirilir. Aynı anda birden fazla ölçüm sonucu tek bir iletim kanalı üzerinden iletmek istenirse çoğullama tekniklerinden biri ve birkaçı aynı anda kullanılır. Çoğullanan işaretler iletim kanalının çeşidine bağlı olarak modüle edilir. Canlıların hareket kabiliyetini sınırlamadan iletim olanağı sağladığı için biyotelemetri sistemlerinde radyo frekans haberleşmesi tercih edilmektedir. İletilmek istenen işaretin karakteristiğine bağlı olarak analog veya sayısal haberleşme tekniklerinden biri kullanılır. İletim ortamının çeşidine bağlı olarak modüle edilmiş olan işaret uygun iletim kanalı üzerinden alıcı sistemine ulaştırılır. Alıcı kısmında taşıyıcı ve bilgi sinyalleri ayrıştırılır. Çoğullama tekniğinin çeşidine göre uygun kod çözücü devreleri ile bilgi sinyalleri uygun çıkış terminaline yönlendirilir. İşaret işleme devresinde alıcı çıkışının kullanacağı yere bağlı olarak bilgi sinyalleri kuvvetlendirilir ve filtrelendirir [2].



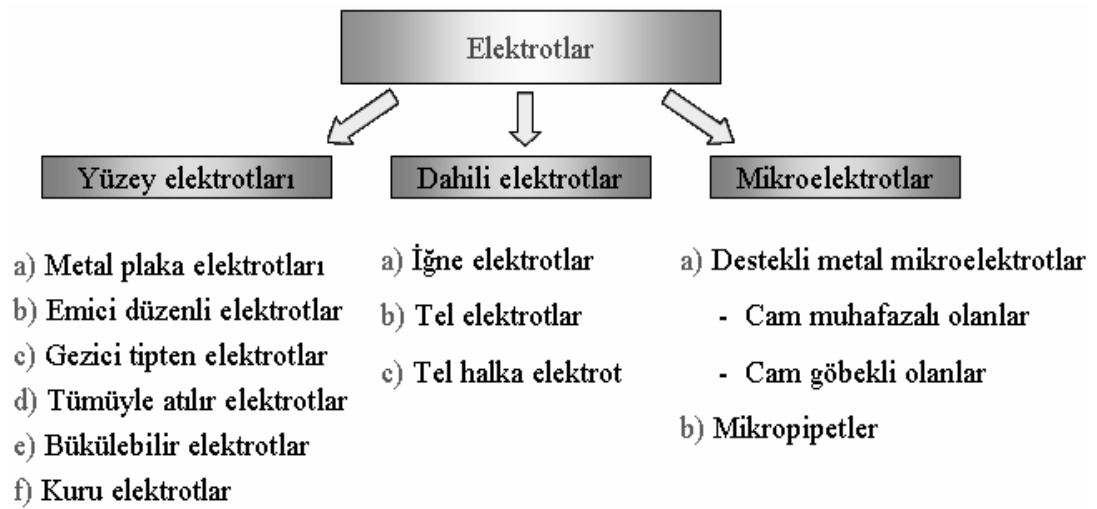
Şekil 2.1. Biyotelemetri sistemi blok diyagramı [2]

2.1. Biyolojik İşaretlerin Ölçülmesi

Bir büyüklüğü ölçmek, ölçülecek büyüklüğün aynı cins referans büyüklükle karşılaştırılmasıdır. Ölçüm düzenleri, karşılaştırma işlemini yapmak ve ölçülen büyüklükle orantılı gözlenebilir bir çıkış vermek üzere tasarlanır. Ölçme düzenlerinin girişlerinde, ölçülen büyüklüğü algılayan ve enerjiyi bir biçimden başka bir biçime dönüştüren dönüştürücüler bulunur. Tıp elektroniğinde kullanılan dönüştürücüler biyolojik ve fizyolojik işaretlerin ölçülmesinde kullanılırlar. İşaretler ölçüm düzenlerinde ki işaret işleme, görüntüleme ve saklama kolaylığı açısından elektrik enerjisine dönüştürülür [15].

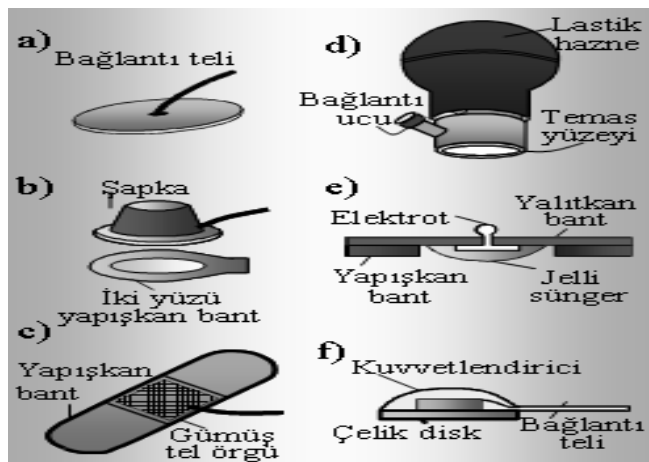
2.1.1. Elektrotlar

Biyolojik işaretlerin, özellikle tıpta teşhis amacına yönelik olarak algılanabilmesi için, vücut ile ölçme düzeni arasındaki iletişimi sağlayan ve ayrıca çeşitli amaçlar ve özellikle tedavi amacı için organlara akım gönderilmesini sağlayan elemanlara elektrot adı verilir. Elektrotlar, bu görevlerini iyon akımını elektron akımına veya elektron akımını iyon akımına dönüştürerek gerçekleştirirler. Değişik amaçlar için kullanılan elektrot çeşitleri Şekil 2.2'deki gibi sınıflandırılır.



Şekil 2.2. Elektrot çeşitleri [15]

- a) Metal plaka elektrot: Disk veya dikdörtgen biçimindedir. Ni-Ag (Ag-AgCl) alaşımı kullanılır. Deri ile arasına pasta (jel) sürülür. Özel lastik veya kayışla tutturulur. EKG, EMG ve EEG ölçümü için kullanılır. Yüzeyi büyük, empedansı küçüktür.
- b) Gezici tipten elektrot: Elektrot şapka muhafazanın içindedir. Şapkanın içinde elektrolit jel vardır. Şapka, yapışkan bantla tutturulur. Şapka hareket etse de elektrot elektrolite göre hareket etmez. Gürültü az olur. Ag-AgCl kullanılır.
- c) Bükülebilir elektrot: Bir yüzü yapışkan bant şeklindedir. Bant, plaster şeklinde bükülebilir. Küçük çocuklarda EKG ölçümü için kullanılır. AG-AgCl filmleri 2μ kalınlığındadır.
- d) Emici düzenli elektrot: Temas silindirik boruyla olur. Diğer uçta vakum pompası var. EKG için göğüs elektrotu olarak kullanılır. Yüzeyi küçük empedans büyüktür.
- e) Tümüyle atılır elektrot: EKG ölçümü için göğüs elektrotu olarak kullanılır. Ag-AgCl elektrottur. Elektrot tabanına yapışık jel emdirilmiş süngeri vardır. Bir kere kullanılır ve atılır.
- f) Kuru elektrot: Pasta gerektirmez. Üst deri ile elektrot arasında yalıtkan durumundadır. Kapasitesi küçük direnci büyüktür. Kapasitif kuplaj gibi olup kuvvetlendiricinin yakınına kurulur (izleyici) ve gürültü azaltılır. Si teknolojisi kullanılır. Tabanda SiO_2 yalıtkanı kullanılır.



Şekil 2.3. Yüzey elektrotları: a- Metal plaka, b- Gezici tip, c- Bükülebilir, d- Emici düzenli e-Tümüyle atılabilir ve f- Kuru elektrotlar [15]

Şekil 2.3’de biyolojik işaretlerin deri üzerinden algılanmasında kullanılan yüzey elektrot çeşitleri görülmektedir.

2.1.2. Dönüştürücüler

Tıpta; sıcaklık, yer değiştirme, hareket, kuvvet, basınç (kan basıncı), hız (kan akış hızı), ivme (titreme), hacim (akciğer hacmi), ses (kalp sesi) gibi fizyolojik büyüklükleri ölçmek için dönüştürücüler kullanılmaktadır. Bir amaç için birden fazla teknik kullanıldığı için dönüştürücüleri kullanıldıkları yere göre değil de, kullandıkları tekniklere göre anlatmak olağan olmuştur. Örneğin, kan akış hızı ölçümü için elektromanyetik, değişken indüktanslı veya değişken dirençli dönüştürücüler kullanılabilir. Kullanılan tekniklerin birbirine göre üstünlükleri vardır ve bu üstünlükler; frekans cevabı, giriş empedansı, lineerliği, doğruluğu, duyarlılığı, rezolüsyonu (en küçük değişimi fark edebilme yeteneği), operasyon (deşme, yarma) gerektirip gerektirmemesi, değişken ortam şartlarında (sıcaklık, nem, basınç) uzun süre kararlılığını koruması, fiyatı, yapım ve işleme kolaylığı, gürültüsü, boyutu, ağırlığı, ölçüm düzenine etkisi, ölçme sınırları, ataleti (cevap verme süresi), güç harcaması ve ömrü şeklinde sıralanabilir [15].

2.1.3. Biyolojik işaret çeşitleri, değerleri ve kullanılan dönüştürücü tipleri

Çizelge 2.1, Çizelge 2.2 ve Çizelge 2.3’de sırası ile kardio vasküler sistemi, solunum sistemi ve fizyolojik ölçüm çeşitlerinin adları ve karakteristik özellikleri ile bu parametrelerin ölçümü için kullanılacak olan dönüştürücü çeşitleri açıklanmıştır [16, 17].

Çizelge 2.1. Kardio – vasküler sistemine ait sinyallerin karakteristikleri ve kullanılan dönüştürücüler [16]

Ölçülecek biyolojik sinyal	Sinyalin karakteristiği	Kullanılan Dönüştürücüler
Kan basıncı (arter, doğrudan)	Frekans aralığı: dc ile 200Hz dc ile 40 Hz genelde yeterlidir Basınç aralığı: 20 ile 300mmHg; Sol ventricle'da negatif olabilir	Birleştirilmemiş iletken strain gage basınç dönüştürücü Birleştirilmiş yarıiletken strain gage basınç dönüştürücü Kapasitif tip basınç dönüştürücü LVDT
Kan basıncı (arter, dolaylı)	Frekans aralığı: dc ile 5Hz Basınç aralığı: 20 ile 300mmHg;	Krotkoff seslerini alan düşük frekans (10 ile 100Hz) mikrofon. Sinyal genliği kullanılan mikrofon tipine göre değişir.
Kan basıncı (arter, doğrudan)	Frekans aralığı: dc ile 40Hz Basınç aralığı: -5 ile +20mmHg;	Yüksek duyarlıklı strain gage basınç dönüştürücüsü
İkincil arter kan basıncı darbe şekli	Genellikle 0.1 Hz ile 50 Hz aralığında değişmektedir.	Parmak veya kulak memesinden alınır.(Işık kaynağı ve fotocell) ve piezoelektrik veya empadans yöntemi kullanılır.
Kan akışı (Aortic veya Venous)	Frekans aralığı: 0 ile 100Hz Oran: 0 ile 300 ml/s	Tracer yöntemi Elektromanyetik akış ölçer Ultrasonik Doppler akış ölçer
Kalp Çıkışı (Cardiac Output)	Frekans aralığı: 0 ile 60Hz Genelde 0 ile 5Hz arasındadır. Kan akışı litre/dakidaki olarak ölçülür.	Boya seyreltme yöntemi. Isı seyreltme yöntemi. Tracer yöntemi. Elektromanyetik akış ölçer
Kalp atım (Heart Rate)	Oran: 25 ile 300 atım/dakika Yetişkenlerde 60 ile 90 çocuklarda 110 ile 175 atım/dakika	ECG'den elde edilebilir veya arter kan basıncı şeklinden plethysmograph'dan elde edilir.
Kalp sesleri (Phonocardiogram)	Frekans aralığı: 20 ile 2KHz Sinyal genliği kullanılan mikrofona göre değişmektedir.	Kristal veya hareketli bobin içeren mikrofon
Ballistocardiogram (BCG)	Frekans aralığı: dc ile 40Hz Frekans aralığı: dc ile 50Hz	Strain gage hız ölçer
Empedans Kardiyogram (Rheocardiography)	Empedans aralığı: 10 ile 500 Ohm Ölçüm için 20KHz ile 50KHz frekansları kullanılır.	Yüzey veya iğne elektrot
Oximetry	Frekans aralığı: dc ile 60Hz; Genelde 0 ile 5Hz arasındadır.	Fotoelektrik metodu

Çizelge 2.2. Solunum sistemine ait sinyallerin karakteristikleri ve kullanılan dönüştürücüler [16]

Ölçülecek biyolojik sinyal	Sinyalin karakteristiği	Kullanılan Dönüştürücüler
Solunum Oranı (Respiration rate)	Normal Aralığı: 0 ile 50 solunum/dakika	Termistör Mikro anahtarlama yöntemi Karbondioksit dedektörü Strain gage Doppler kaydırma dönüştürücüsü
Solunum akış hızı (Pneumotachogram)	Frekans aralığı: dc ile 50 Hz	Fleisch Pneumotachograph BMR spirometer
Empadans pneumograph	Frekans aralığı: dc ile 30Hz Taşıyıcı frekansı 20KHz ile 50KHz	Yüzey ve iğne elektrot
Solunum hacmi (volume/breath)	Frekans aralığı: dc ile 5Hz Yetişkinler için 600ml/breath	Spirometreden Pneumotachogram'ın integralinden
Dakikadaki havalandırma (volume/min)	6 ile 8 l/min	Pneumotachogram'ın integralinden
Havadaki gazlar	CO ₂ normal aralığı: 0 ile 10% N ₂ O aralığı: 0 ile 100% Halothane aralığı: 0 ile 3%	İnfrared sensörler Hacim Spektrometresi

Çizelge 2.3. Fizyolojik sinyallere ait karakteristikler ve kullanılan dönüştürücüler [16]

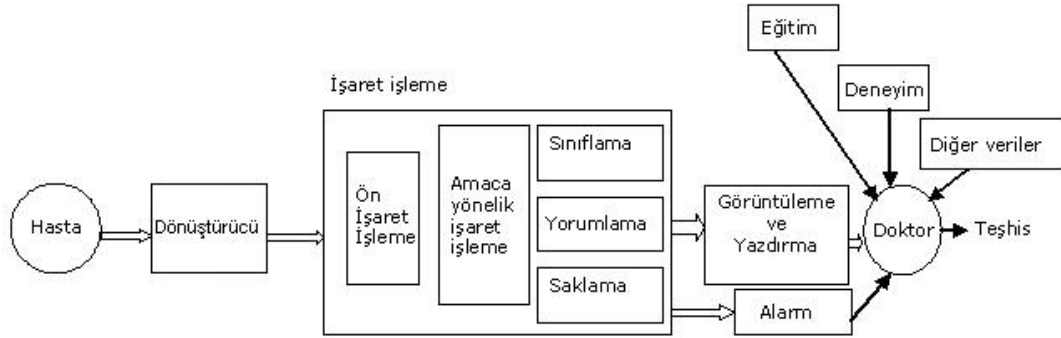
Ölçülecek biyolojik sinyal	Sinyalin karakteristiği	Kullanılan Dönüştürücüler
Sıcaklık	Frekans aralığı: dc ile 1Hz	Termistör, Silikon diyot Termokupl, Termometre
Galvanik deri direnci (GSR)	Direnç aralığı: 1K ile 500K	EKG'deki gibi yüzey elektrotları
Hacim ölçümü (Plethymogram)	Frekans aralığı: dc ile 30Hz	Fotoelektrik yöntemi Empadans yöntemi Piezoelektrik yöntemi
Tocogram	Frekans aralığı: dc ile 5Hz	Strain gage dönüştürücü
Isometric güç Boyutsal değişim		Strain gage dönüştürücü (Direnç veya yarıiletken

2.2. İşaret İşleme

İşaret işleme, algılanan işaretin değerlendirilebilir ve yorumlanabilir şekle getirilmesi için gerçekleştirilen işlemler dizisidir. Biyolojik işaretler, düşük genlikli olduklarından ve insan vücudu gibi çeşitli işaret kaynaklarına sahip olan ve gürültülü bir ortam içinde bulunan büyük hacimli bir yapıdan alınmalarından dolayı gürültülü işaretlerdir. Diğer işaretler gibi, biyolojik işaretlerin de anlaşılabilir bir şekle getirilmeleri için öncelikle bu gürültülerden temizlenmeleri gereklidir. İşaretin gürültüden temizlenmesinde, işaretin özelliğine uygun çeşitli filtreleme işlemleri gerçekleştirilir. Bu filtreler, analog olarak gerçekleştirilebileceği gibi sayısal ortamda yazılım olarak da gerçekleştirilebilmektedir. İşaret işlemenin önemli adımı olarak işaretin gürültülerden temizlenmesi gereklidir. Başka bir deyişle, işaretin İşaret/Gürültü oranı arttırılmaya çalışılmaktadır. İşaret/Gürültü oranını arttırmak için gürültü zayıflatma veya yok etme teknikleri veya işaret iyileştirme teknikleri uygulanmaktadır [15].

2.2.1. Ölçme ve tanılama sisteminde işaret işlemenin yeri

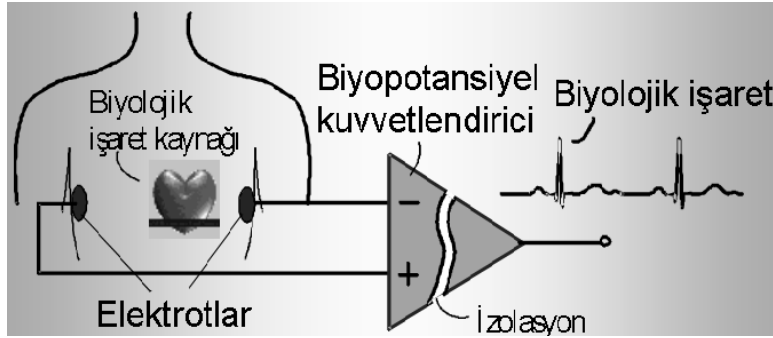
Şekil 2.4’de genel ölçme ve teşhis sisteminde işaret işlemenin yeri görülmektedir. Bu sistemde, dönüştürücü yardımıyla hastadan alınan işlenmemiş biyolojik işaretler, hastalığı bu işaretlere bakarak tanımaya çalışan doktor veya izleyicinin, işareti en iyi anlayabileceği, yorumlayabileceği düzeye getirilmesi için işaret işleme bloğundan geçirilmektedir. İşaret işleme bloğunda, işaret önce ön işaret işleme bloğundan geçirilmekte ve daha sonra amaca ve işarete uygun işaret işleme teknikleri uygulanarak görüntülenmektedir. Ayrıca, daha sonra karşılaştırma yapabilmek ve izlenmek üzere saklanmaktadır. Daha ileri işaret işleme teknikleri yardımıyla, işaretin yorumlanması ve sınıflanması da yapılabilmektedir. Sistem çıkışının, teşhis dışında kontrol amacına yönelik olarak kullanılması da mümkündür [15].



Şekil 2.4. Genel ölçme ve tanılama sisteminde işaret işlemenin yeri [15]

2.2.2. Biyolojik işaretlerin analog işlenmesi

Kuvvetlendirme, analog işaret işlemenin temelini teşkil eder (Şekil 2.5). Genel olarak, küçük genlikli biyolojik işaretlerin kuvvetlendirilmesinde kullanılan kuvvetlendiricilere biyopotansiyel kuvvetlendirici adı verilmektedir. Biyolojik işaret fark işaretleri şeklinde olduğundan, bunların kuvvetlendirilmelerinde kullanılan kuvvetlendiriciler de fark kuvvetlendiricileri şeklindedir. Özellikle ortamda bulunan ortak mod işaretlerinden arındırılmış olan biyolojik işaretlerin kuvvetlendirilmesi için fark kuvvetlendiricisi, enstrumantasyon kuvvetlendiricisi olarak tasarlanır. Biyopotansiyel kuvvetlendiricilerinde aranan önemli özelliklerden biri de izolasyondur. Özellikle EKG işaretlerinin kayıtlarında kaza ile oluşabilecek ve gerek devrenin beslemesinden ve gerekse EKG kuvvetlendiricisi çıkışına bağlı olan görüntüleyici ve kaydedici gibi cihazlardan gelebilecek şebeke gerilimi kaçaklarından hastayı koruyabilmek için, özel tasarlanmış izolasyon kuvvetlendiricilerine gerek duyulur. Bu kuvvetlendiriciler, hasta ile besleme veya çıkış katı arasında, direnç olarak 10^{12} ohm'luk veya gerilim olarak 2KV'luk bir izolasyon sağlarlar. Biyopotansiyel kuvvetlendiricilerinde aranan diğer bir özellik ise, giriş empedanslarının yüksek olmasıdır. Genelde biyopotansiyel kuvvetlendiriciler elektrodlarla hastaya bağlı olduklarından, bu kuvvetlendiricilerin giriş empedansları, girişte işaret zayıflamasını önlemek amacıyla, elektrod empedansları yanında çok büyük olmalıdır.



Şekil 2.5. Biyolojik işaretlerin algılanması [15]

Kuvvetlendirme işleminden sonra, işaret işlemenin önemli konusu olarak filtreleme önem kazanır. Biyoelektrik işaretlerin (EKG, EEG, EMG, EOG gibi) frekansları genellikle çok düşük frekanslara kadar indiğinden, biyopotansiyel kuvvetlendiriciler genellikle DC kuplajlı olurlar ve kuvvetlendirilecek işarete göre de üst kesim frekansları 100 KHz'e kadar çıkabilir. EKG kuvvetlendiricileri gibi elektrod kullanan kuvvetlendiricilerde ise elektrotlarda oluşan doğru (DC) gerilimin yüksek kazançlı kuvvetlendiriciyi doyuma sokmaması için AC kuplaj kullanılır. Bu durumda kuvvetlendirici alt kesim frekansı 0,04Hz'e çıkarılmış olur. Kuvvetlendiricilerin frekans karakteristiği, filtrelerle üstten de sınırlandırılır ve böylece yüksek frekanslı bozucu işaretlerden (gürültüden) etkilenmeden kuvvetlendirilmiş işaretler elde edilir. Kuvvetlendirici üst kesim frekansı, genellikle kuvvetlendirilecek işaretin en büyük frekanslı bileşeninin frekansı kadar yapılmaya çalışılır. Bazı durumlarda, özellikle EKG kuvvetlendiricilerinde, esas işarettaki şebeke frekanslı (50 Hz'lik) bozucu işaretleri zayıflatılabilmek için band durduran filtreler ("notch filter", çentik filtre) de kullanılmaktadır [15].

Aktif filtre devreleri; filtre devresi girişine gelen sinyal bileşenlerinden istenen frekansların devrenin çıkışına aktarılması, istenmeyenlerin ise zayıflatılmasını sağlayan pasif devre elemanları ile birlikte işlemsel yükselteçlerin kullanıldığı filtre devreleridir. Aktif filtre devrelerinin pasif filtrelere göre avantajlarını şöyle sıralanabilir;

1. İşlemsel yükselteçler ile kazanç sağlayabildiğinden, ilgilenilen frekans bölgesinde bir zayıflatma olmadan girişteki sinyaller çıkışa aktarılabilir.

2. Aktif filtreler bobin gerektiren pasif filtrelerden daha ucuzdur.
3. Aktif filtrelerin frekans cevapları kolay bir şekilde değiştirilebilir.
4. İşlemsel yükselteçlerin yüksek giriş, düşük çıkış empedanslarından dolayı sinyal kaynağı ile yük arasında izolasyon sağlanır.

Diğer taraftan aktif elemanların kullanılması bazı sınırlamalara ve dezavantajlara yol açar. Bunlar;

1. İşlemsel yükselteçlerin frekans kazanç çarpımı kataloglarda belirtilen belli bir değerde olabilmektedir. Buda yüksek frekanslarda kazancın düşmesine yol açtığı için aktif filtreler radyo frekansındaki filtreleme işleminde kullanılamazlar.
2. Aktif filtrelerin diğer bir dezavantajı ise çalışabilmeleri için bir kaynak voltajına ihtiyaç duymalarıdır.

Filtre devreleri pasif elemanlarla belirlenen kesim frekansının altındaki ya da üstündeki frekansları filtrenin derecesine bağlı olarak zayıflatır. Filtrenin derecesi arttıkça seçiciliği artar. Örneğin 1. dereceden bir alçak geçiren filtre kesim frekansının üstündeki frekansları 20 db/decade zayıflatırken 2. derece bir alçak geçiren filtre 40 db/decade' lik bir zayıflatma sağlar.

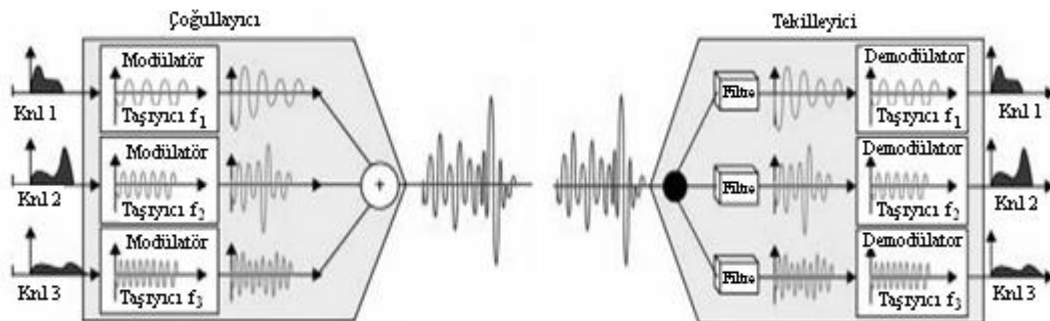
Kuvvetlendirme ve filtreleme dışında, biyolojik işaretlerin analog olarak işlenmelerinde bazı özel durumlarla karşılaşılır. Örneğin, elektromiyografik (EMG) işaretlerin üst kesim frekansı 10KHz gibi biyolojik işaretler için yüksek sayılabilen frekanslara çıktığından bu işaretlerin algılanmasında kullanılan elektrodların işaretin yüksek frekanslı bileşenlerini zayıflatan kapasite etkisini yok etmek için negatif giriş kapasiteli kuvvetlendiriciler gerekli olur. EMG işaretleri gibi bazı biyolojik işaretlerin mutlak değerleri alınarak işlenmeleri söz konusu olduğunda ise işaretlerin kuvvetlendirilirken doğrultulmaları da gerekir [18].

2.3. Çoğullama

Birçok telemetry uygulamasında aynı anda birden fazla büyüklüğün ölçülerek gönderilmesi gerekir. Bu amaçla her bir ölçüm farklı iletim hatları üzerinden iletebilmesine rağmen sistemin verimi, güç tüketimi, ağırlığı ve boyutunun artmasından dolayı tercih edilmemektedir. Bundan dolayı farklı ölçüm değerlerinin tek bir iletim kanalı üzerinden iletilmektedir. Telemetry sistemlerinde çoğunlukla frekans bölmeli çoğullama (FDM) ve zaman bölmeli çoğullama (TDM) teknikleri kullanılmaktadır [19-20].

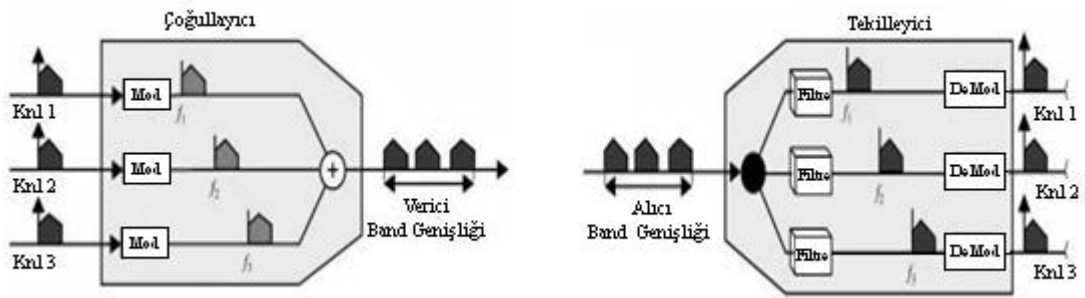
FDM tekniğinde her bir giriş işareti farklı alt taşıyıcı frekans ile analog ve/veya sayısal modülasyon tekniği ile modüle edilir. Şekil 2.6'da üç farklı işaretin FDM yöntemi ile nasıl modüle ve demodüle edildiği görülmektedir. Üç farklı işaret sırası ile f_1 , f_2 ve f_3 alt taşıyıcı frekansla modüle edildikten sonra toplanarak FDM elde edilmiştir [6]. Şekil 2.6'daki tekilleyici blok diyagramında FDM sinyalleri alt taşıyıcı frekanslara uygun bant geçiren filtreler yardımı ile birbirinden ayrıştırıldıktan sonra demodüle edilerek bilgi işaretleri tekrar elde edilmiş olur.

FDM tekniği kullanarak n adet bilgi daha uzak mesafelere gönderilmek istenirse alt taşıyıcı frekanslarından farklı ve çok daha yüksek frekanslı taşıyıcı ile analog modülasyon işlemine tabi tutulur. Buna bağlı olarak alıcıda ilk önce ana taşıyıcının ayrıştırılması yapılır.



Şekil 2.6. FDM tekilleyici blok diyagramı [6]

Çoğullayıcı devresindeki modülatörlerin farklı zaman dilimlerinde çalıştırılması ile zaman bölmeli çoğullama (TDM) elde edilir (Şekil 2.7). Çoğullanmış işaret RF sinyali ile uzak mesafelere iletmek istenirse genlik kaydırmalı anahtarlama (ASK), frekans kaydırmalı anahtarlama (FSK) veya faz kaydırmalı anahtarlama (PSK) sayısal kod iletim tekniklerinden biri kullanılmalıdır. Çoğullanmış işaret içindeki giriş bilgileri çoğullama devresi ile senkron çalışan demodülatör devreleri ile tekrar elde edilir.



Şekil 2.7. TDM blok diyagramı [6]

2.4. Veri İletimi ve İletim Hatları

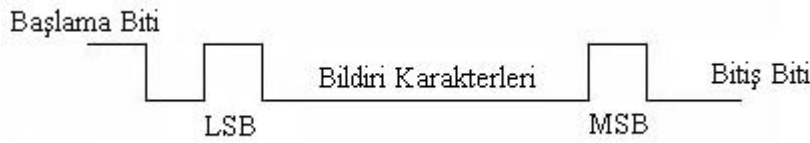
İletişim terimi bilgiyi elektriksel yolla göndermeye, almaya, işlemeye karşılık gelir. Modern bir iletişim sistemi, bilgiyi göndermeden önce onun sıraya koyulması, işlenmesi ve korunması ile ilgilenir. İşaretin alınması ise kod çözme, mesajı koruma ve bilgi algılama basamaklarından oluşur [4].

2.4.1. Sayısal veri iletimi

Gönderilecek bilgi işareti, iletim kanalını üzerinden verimli bir şekilde iletebilmesi için uygun biçime sokulmalıdır. Bu işlem modülasyon olarak adlandırılır. Genellikle iletim ortamına uygun olan bir taşıyıcı dalga vardır. Modülasyon işlemi taşıyıcı dalganın çeşitli parametrelerini bilgi işaretine bağlı olarak düzenli bir biçimde değiştirmektir. Bilgi işaretini yeniden elde etmek için alıcı kısmında demodülasyon işlemine gerek vardır. Modüle edilmiş işareten demodülasyon işlemi yardımı ile bilgi işaretinin aslına yakın bir işaretin elde edilebilmesi gerekir. Sayısal veri iletimi

için sayısal modülasyon ve demodülasyon teknikleri kullanılabileceği gibi analog modülasyon tekniklerini de kullanmak mümkündür. İletilecek işaretin özelliğine bağlı olarak analog ve sayısal modülasyon teknikleri birlikte kullanılabilir.

Seri veri iletimi, bir veri içindeki bitlerin, aynı hat üzerinden art arda gönderilmesidir. Bitlerden ilk önce gönderilen en düşük değerlikli LSB biti, en son gönderilen en çok değerlikli MSB bitidir. Her bit belli bir zaman aralığında gönderilir. Seri veri iletiminde verici ve alıcı senkron olarak çalışabildikleri gibi asenkron olarak da çalışabilir. Şekil 2.8’de görüldüğü gibi seri veri iletiminde verinin başlangıç noktasını belirtmek için "başlama" biti, veri aktarma işlemi sırasında oluşabilecek bozulmaları ortaya çıkarabilmek için veri bitlerinin hemen ardından "benzerlik" biti ve verinin bitiş noktasını belirtmek için "bitiş" biti kullanılır.



Şekil 2.8. Seri veri iletimi [4]

Sayısal olarak kodlanmış bilginin, tüm bitleri aynı anda iletiliyorsa, buna "paralel veri iletimi" denir. Verinin alıcıya gönderilmesi sırasında, verinin her biti için ayrı bir hat kullanılır. Paralel veri iletimi “veri yolu” olarak tanımlanan çok kablolu bir hattın kullanımını gerektirir.

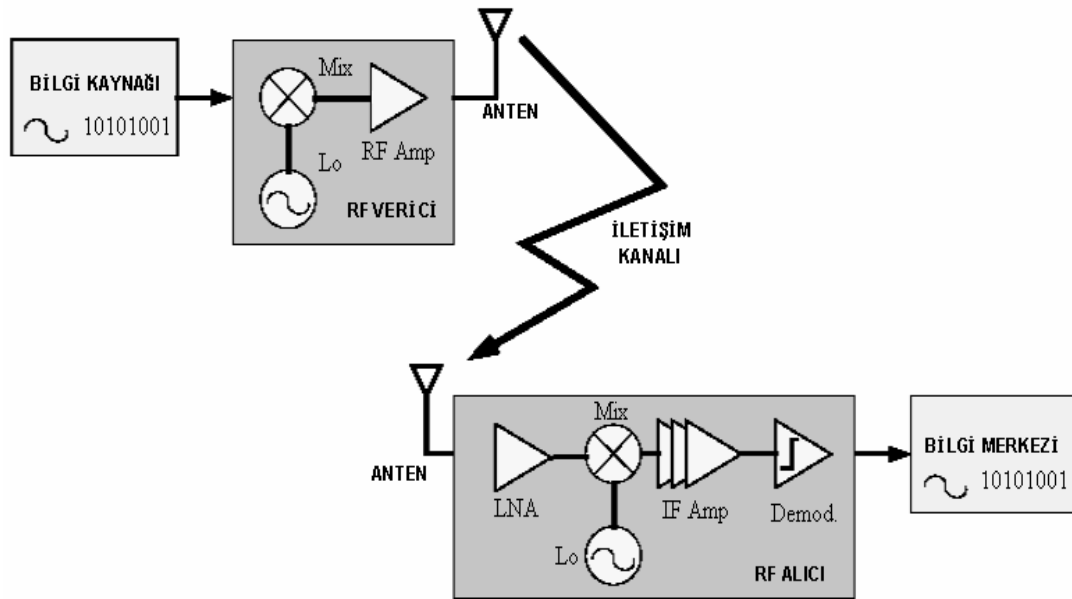
Seri ve paralel iletim kıyaslandığında seri veri iletiminde, bir kerede bir karakterin sadece bir biti iletilir. Alıcı, doğru haberleşme için karakter uzunluğunu, başlama-bitiş bitlerini ve iletim hızını bilmek zorundadır. Paralel veri iletiminde, bir karakterin tüm bitleri aynı anda iletildiği için başlama – bitiş bitlerine ihtiyaç yoktur. Dolayısıyla doğruluğu daha yüksektir. Paralel veri iletimi, bilginin tüm bitlerinin aynı anda iletimi sebebiyle çok hızlıdır. Paralel veri iletimi kısa mesafelerde seri veri iletimi ise uzun mesafelerde tercih edilir [4].

2.4.2. Senkron - asenkron veri iletimi

Bilginin uygun zamanda incelenmesine "senkronizasyon" adı verilir. Senkronizasyonu sağlamak için zamanlama sinyali kullanılır. Zamanlama sinyali veri alıcıya tamamen ulaşmadan önce alıcıyı senkronize eder ve alıcıyı gelen veri bitleriyle senkron halde tutar. Seri veri iletimi zamanlama sinyalinin iletilmesine göre ikiye ayrılır: Senkron veri iletiminde veri bloğunun başındaki ve sonundaki bildiri karakterleri dışında alıcı ve verici arasında saat/zaman sinyalinin taşıyan ayrı bir hat vardır. Bu hattan uygulanan zamanlama sinyali alıcı ve vericinin aynı bit zamanında çalışmasını sağlar. Senkron iletimde iletim sonunda "mesaj bitti" sinyali gönderilir. Asenkron veri iletimine çoğu zaman başlama-bitiş iletimi de denir. Asenkron iletimde saat sinyali iletilmez, çünkü senkronizasyon için başlama-bitiş bitleri kullanılır [19-20].

2.5. RF Modüller

Kablosuz (RF) teknolojisi 3 Hz ile 300 GHz spektrum içerisindeki elektromanyetik dalgaların iletilesidir.



Şekil 2.9. RF blok diyagramı [21]

Elektromanyetik dalgaların varlığı ilk olarak 1864 yılında James Maxwell tarafından öne sürülmüştür. 1887 yılında Heinrich Hertz tarafından varlığı kanıtlamış ve 1895 yılında Guglielmo Marconi tarafından icat edilen radyo ile birlikte iletişim için kullanılabilecek bir teknoloji olduğu ortaya çıkmıştır. Şekil 2.9’da kablosuz (RF) teknolojisinin genel blok diyagramı görülmektedir [21].

2.5.1. ISM bandı ve standartları

Elektromanyetik spektrumun farklı ihtiyaçların, ürünlerin, üreticilerin ve kullanıcıların ortaya çıkması ile hızla yaygınlaşan kullanımı neticesinde 1985’de Amerika’da FCC (Federal Haberleşme Komisyonu - Federal Communications Commission) adlı komisyon kullanıcıların lisans gerekmeksizin bazı telsiz sistemlerini ISM (Endüstriyel Bilimsel Medikal - Industrial Scientific Medical) diye adlandırılan bandda çalıştığı sürece kullanabileceğini kararlaştırmıştır. Amerika’da kablosuz ürünlerle ilgili her türlü uyumluluk ve onay işlemleri FCC tarafından yürütülür ve ISM bandları ve bu bandlarda lisanssız kullanım CFR47-Part 15 ile düzenlenir. Avrupa’da RF teknolojileriyle çalışan ve ISM bandı operasyonlarını da kapsayan telsiz vb. cihazların kullanımı ETSI (Avrupa Telekomünikasyon Standartları Enstitüsü - European Telecommunications Standards Institute) tarafından düzenlenmektedir. 9KHz-25GHz bandı ve bu bandda çalışacak kablosuz cihazlar uyumluluk ve onay açısından EN 300 220, EN 300 330 ve EN 300 440 standartları ile tanımlanmaktadır.

Lisans gerektirmeyen ve ISM bandı olarak anılan band Avrupa’da 433MHz ve 868MHz’de Amerika’da 260-470MHz ve 902-928MHz bandlarının belli bölgelerindedir. Bunun dışında son yıllarda universal ISM bandı diye anılan 2.4GHz bandı özellikle Bluetooth, DECT/DPRS, WLAN ve IEEE802.11 uygulamalarında çok önem kazanmış ve yaygınlaşmıştır. Türkiye’de bu bandların kullanımı Telekomünikasyon Kurulu tarafından Kısa Mesafe Telsiz Cihazları Yönetmeliğiyle düzenlenmektedir ve ISM bandları açısından Avrupa da kullanılan band ve standartlar uygulanmaktadır [22-25].

2.6. Antenler

RF antenleri elektromanyetik dalgaların iletimine kılavuzluk yapan bir devre elemanıdır. Anten alternatif akımı elektromanyetik alana dönüştüren bir dönüştürücüdür. Antenin yapısını oluşturan parçalar eleman olarak isimlendirilir. Literatürde yüzlerce farklı şekilde yapılmış antenler kullanılmaktadır. Verici antenleri RF sinyallerini verimli bir şekilde uzaya yayılmasını sağlar. Vericilerin çıkış gücü genelde yasal sınırlamaların üstünde tasarlanmaktadır. Bu sayede daha verimsiz antenler kullanılarak çıkış gücü dengelenmektedir. Bu nedenden dolayı verici antenleri alıcı antenlerine göre daha verimsizdir. Verici anteni tarafından boşluğa bırakılan elektromanyetik dalgalar alıcı anteni tarafından çok küçük gerilimlere dönüştürülür. Bu gerilimler verici tarafından gönderilen işaretin aynısı olup küçük akımlar şeklinde alıcıya gelir. Alıcı antenleri sadece istenilen frekansı yakalayacak, diğer frekansları bastırarak şekilde tasarlanır. Bu, band genişliğini ve anten performansını belirleyen önemli bir kısıttır [26].

RF linklerinin mesafesi kullanılan anten çeşidine ve çevre şartlarına göre değişmektedir. İyi bir anten tasarlamak ve iletim hattına uygunlaştırmak için çok özel test cihazları ve RF yayılımı hakkına çok iyi teorik bilgi birikimi gereklidir.

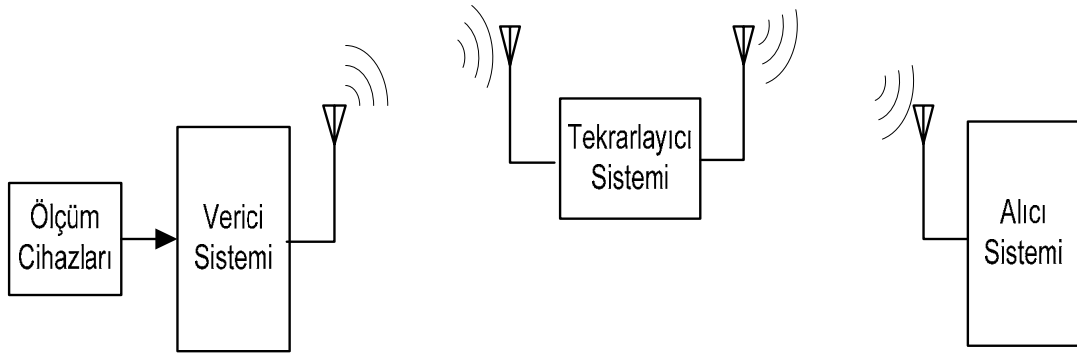
RF alıcı ve / veya verici anteni kullanırken dikkat edilmesi gereken hususlar şunlardır;

- Antenin kullanıcının eline, vücuduna veya metal objelere yakın olması durumunda anten ayarları bozulacaktır. Bundan dolayı antenlerin bu objelerden mümkün olduğu kadar uzak olmasında fayda vardır.
- $\frac{1}{4}$ veya $\frac{1}{2}$ dalga boyundaki whip antenlerle optimum performans elde edilebilmektedir. Ancak bazı durumlarda pratik ve ergonomik nedenlerden dolayı whip anten yerine başka anten çeşitleri de kullanılabilir.
- Yasal hükümlere uymak ve çıkış yayılım gücünü sabit tutabilmek için verici çıkışı ile anten arasına T zayıflatıcı (attenuation) kullanılması iyi bir uygulama şeklidir.

- Şayet dâhili anten kullanılması gerekli ise bu durumlardan antenleri metal parçalardan, transformatörden, bataryadan ve PCB'nin şasesinden mümkün olduğu kadar uzak tutulmasında fayda vardır.
- Antenler mümkün olduğu SMPS, osilatör, geciktirme devresi gibi girişim yapabilecek devrelerden uzak tutulmalıdır.
- Birçok uygulamada verici ve alıcı anteni ana devreden uzakta tutmak avantaj sağlamaktadır. Bu durumlarda dikkat edilmesi gereken antenin uygun değerde çalıştırılması için daima 50Ω 'luk koaksiyel kablo kullanılmasıdır [27, 28].

3. 4 KANALLI BİYOTELEMETRİ CİHAZI TASARIMI

4 kanallı biyotelemetri sistemi 4 ana kısımdan oluşmaktadır (Şekil 3.1). İlk kısım; EKG, EMG, vücut sıcaklığı, kalp atım hızı, solunum hızı gibi fizyolojik işaretleri vücut üzerinden algılayan ölçüm cihazlarıdır. İkinci kısım ölçüm cihazlarından gelen işaretleri işleyen ve elektromanyetik dalga olarak ileten verici sistemidir. Verilerin bina içerisinde daha uzak mesafelere iletilmesini sağlayan tekrarlayıcı sistemin üçüncü kısmını oluşturmaktadır. RF dalgalarını algılayan ve bilgi işaretlerini işleyen alıcı sistemi tasarımın son kısmını oluşturmaktadır.

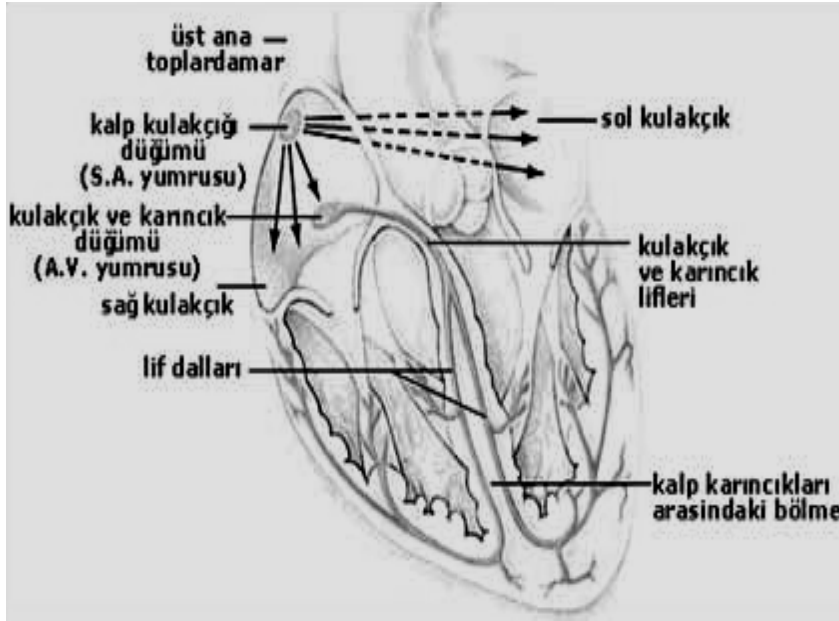


Şekil 3.1. Biyotelemetri sistemin genel blok diyagramı

3.1. Biyolojik Sinyal Ölçüm Cihazları

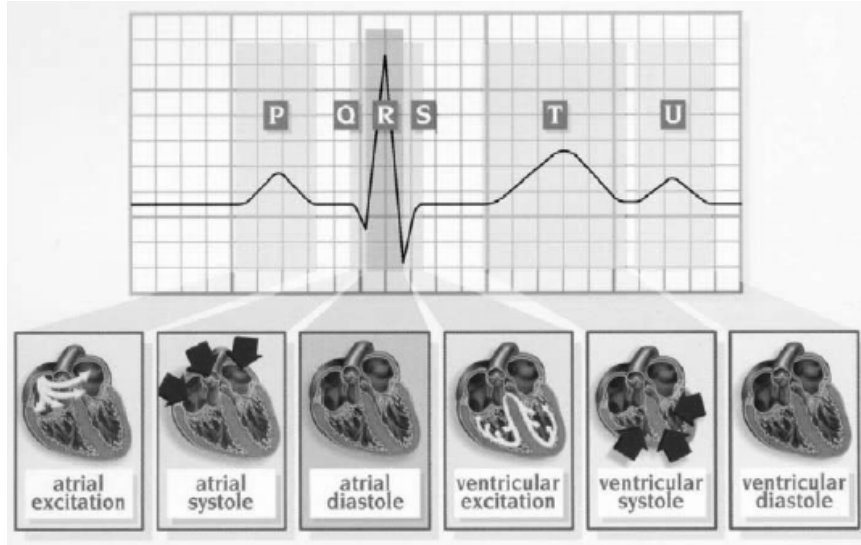
3.1.1. EKG ölçüm cihazı

Vücuttaki kan dolaşımını sağlayan ve dört bölmeye sahip olan kalbin sol tarafındaki iki bölme temiz kanın vücuda pompalanması işlemini gerçekleştirirken, sağdaki iki bölme vücuttan dönen kirli kanı, temizlenmek üzere akciğerlere gönderir. Kalp (Şekil 3.2) pompalama işini gevşeme (diastol) ve kasılma (sistol) evrelerinde gerçekleştirir. Diastol sırasında; sağ ve sol taraftaki karıncık (ventrikül) kanla dolmaktadır. Sistol ile birlikte her iki kulakçıktaki (atriumda) kan vücuda pompalanmaktadır.



Şekil 3.2. Kalbin yapısı [29]

Kalp kaslarındaki gevşeme ve kasılmalar, bütün diğer kaslarda olduğu gibi elektriksel uyartımla olmaktadır. Bu uyartımlar sino-atrial düğüm (SA) tarafından dinlenme sırasında dakikada 70 ile 80 kez üretilir. SA düğümünde kendi kendine oluşan aksiyon potansiyeli depolarizasyon dalgası halinde tüm kalbe yayılır. SA düğümü, sağ kulakçığın arka duvarında yer alan özelleşmiş kalp hücrelerinden oluşmuştur. SA düğümünün oluşturduğu aksiyon potansiyelinin frekansı değişen koşulların gereksinimini karşılamak üzere merkezi sinir sistemi tarafından kontrol edilir. SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli kulakçık üzerindeki iletim yolları üzerinden yayılarak kulakçığın kasılmasını sağlar ve buradaki kanı karıncığa iter. Kulakçıkta aksiyon potansiyelinin hızı 30cm/sn kadardır. SA ve AV düğümleri arasındaki özel iletim hatlarındaki hız 45cm/sn'dir. SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli 30-50 ms sonra AV düğümüne ulaşır. Bu süre kulakçık içerisindeki kanı tümü ile karıncığa doldurması için yeterli süre değildir. Bu nedenle, karıncık kasılmasının bir süre sonra yapılması gerekir. Bu işlem bir gecikme elemanı gibi çalışan AV düğümünde aksiyon potansiyelinin 110 ms geciktirilmesiyle yapılır. Kalp kaslarının aynı anda kasılması sonucu büyük bir elektriksel işaret (Şekil 3.3) oluşur ki bu; hastanın vücudu üzerinden algılanabilir. Bu işaretin zamana göre değişimine elektrokardiyogram (EKG) denir [29].



Şekil 3.3. Elektrokardiogram temel dalga şekli [29]

P,Q,R,S ve T dalgaları kalp kasının kulakçık ve karıncık ile ilgili elektriksel titreşimlerini ifade etmektedir. Elektrokardiogram kalple ilgili değişik hastalıkların klinik teşhisi için kullanılır. Aynı zamanda diğer ölçmeler içinde referans teşkil eder. Çizelge 3.1’de teşhiste kullanılan EKG parametreleri verilmiştir.

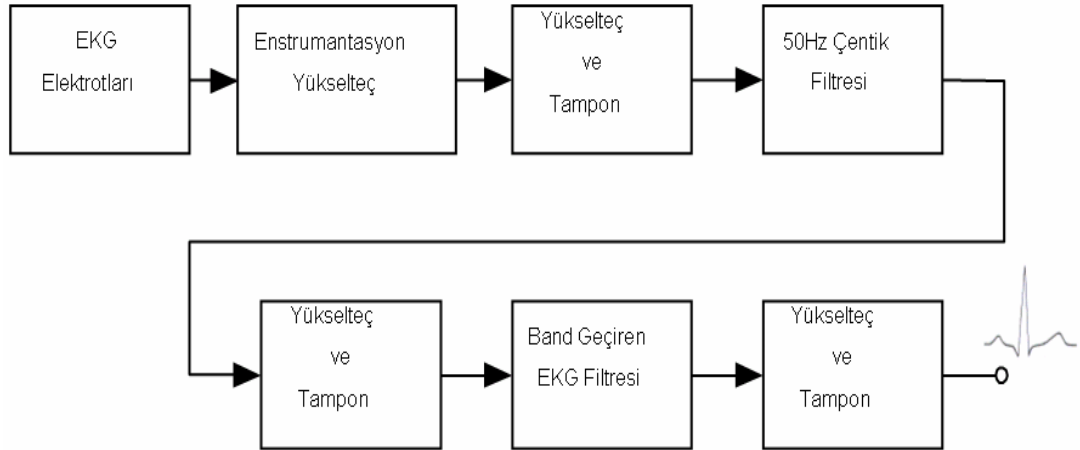
Çizelge 3.1. Nominal EKG parametreleri [9]

EKG DALGASI	GENLİK		EKG ARALIĞI	SÜRE
P	0.25 mV		P-R	0.12 - 0.20 sec
R	1.60 mV		Q-T	0.35 – 0.44 sec
Q	25% of R		S-T	0.05 – 0.15 sec
T	0.1-0.5 mV		Q-R-S	0.09 sec

Kardiolog, teşhis için ilk önce normal değerleri 60-100 vuruş/dakika arasında olan kalp vurusuna bakar. Kalp vurusu 60 vuruş/dakika’dan daha az olan değerler yavaş kalp (Bradycardia) ve 100 vuruş/dakika’dan daha çok olan değerler için hızlı kalp (Tachycardia) olarak isimlendirilir. Kalp titreşimleri düzenli değilse kalbin düzensiz vuruşları (arrhythmia) söz konusudur. Şayet P-R aralığı 0,2 sn.’den daha büyük ise (SA node)’nun tıklandığı söylenebilir. EKG’nin temel özelliklerinden bir veya birden

daha fazlası görülmez ise, kalbin bazı fonksiyonlarının yerine getiremediği görülür. Sağlıklı bir kişinin EKG'sinde kalp vuruşu vücudun istekleri ile değişse bile, verilen sınırlar içinde bir değer elde edilmesi gerekir [9].

Şekil 3.4'de blok diyagramı verilen EKG ölçüm cihazı ile EKG işaretleri vücut üzerinden vakumlu tip Ag/AgCl elektrotlarla algılanmış ve ortak işaret bastırma oranı (CMRR) 110dB ve gerilim kazancı 63dB olan enstrumantasyon yükselteç devresi ile kuvvetlendirilmiştir. Tasarımlanan EKG ölçüm cihazında şebeke gürültüsünü yok etmek için 4. dereceden 50Hz'lik çentik filtre kullanılmıştır. İstenmeyen gürültü işaretlerini bastırmak için alt kesim frekansı 0,05Hz, üst kesim frekansı 150Hz olan 4.dereceden band geçiren filtre kullanılmıştır. Filtre devrelerinde toplam -50dB kazanç oluşmuştur. Devreler arasında kullanılan ve her birinde ortalama 24dB kazanç sağlayan yükselteç ve tampon devreleri ile devrelerin birbirlerini yüklemesi önlenmiş ve ölçüm cihazı ile hasta arasındaki izolasyon sağlanmıştır. Gerçekleştirilen EKG ölçüm cihazı ile toplam 70dB kazanç elde edilmiştir.



Şekil 3.4. EKG yükselteç devresi blok diyagramı

Ölçülen EKG işareti ADC devresinde sayısal forma dönüştürüldükten sonra bina içerisine yerleştirilen 4 kanallı biyoteleometri cihazının birinci kanalına bağlanmıştır. Sağ ve sol kollar arasına bağlanan Ag/AgCl vakumlu tip elektrotlarla I nolu standart bipolar derivasyonuna ait EKG işareti (Şekil 3.5) ölçülmüştür.



Şekil 3.5. Gerçekleştirilen sistemle ölçülmüş EKG işaretleri

3.1.2. EMG ölçüm cihazı

Elektromiyografi (EMG) kasların kasılmasını sağlayan elektriksel aktivitenin izlendiği ve yorumlandığı bir kas incelemesidir. Kasların kasılması sinirler aracılığıyla beyinden iletilmiş olan uyarıcı potansiyellerin kaslarda oluşturduğu Motor Ünite Aksiyon Potansiyelleridir (MÜAP). Kasılmanın miktarı MÜAP'ların sayısı ve sıklığı ile değişir. Kasların kasılı olmadığı veya kasılı olduğu durumlarda MÜAP'ların incelenmesi, şeklinin veya sıklığının normal sınırlar içinde olup olmaması, veya normalde karşılaşılmayan elektriksel aktivitelere rastlanması kaslardaki sorunları belirlemek için incelenen değişkenlerdir. Günlük kullanımında EMG incelemesi denildiğinde kas incelemesi anlamının yanı sıra sinir incelemesini de içeren testler bütünü anlamına gelmektedir [30, 31].

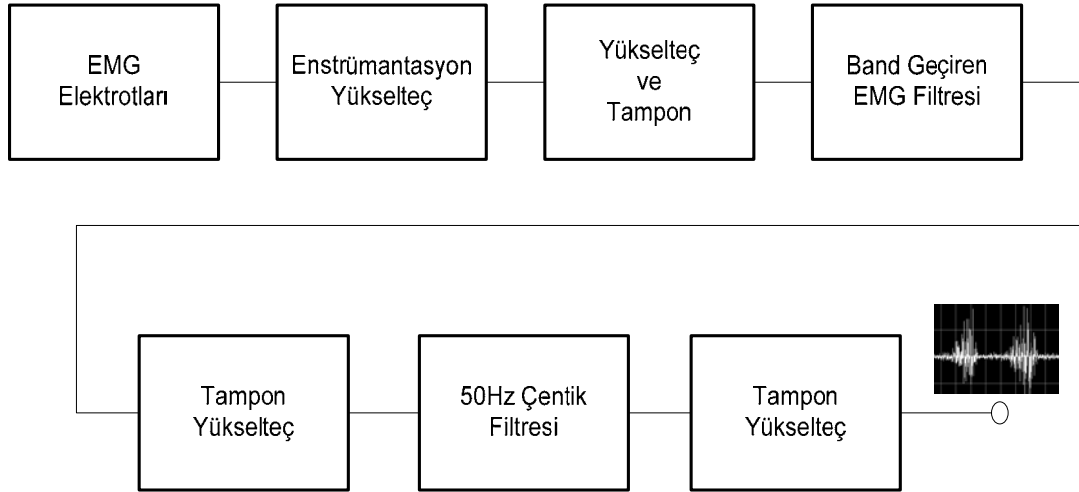
EMG ve sinir ileti incelemeleri omuriliğin sinir kökleri, sinir ağları, uç sinirler, sinir kas kavşağı ve kas hastalıklarının tanısını koymada kullanılan dolaylı bir yöntem olup uygulama kolaylığı nedeniyle çoğu zaman tek başına bazen de diğer yardımcı yöntemlerle olası en kesin tanıya götürmekte ya da hekimi tanı için doğrudan diğer yöntemlere (ör: biyopsi, operasyonla sorunlu bölgenin direkt görülmesi) sevk etmektedir. Sıklıkla bel ve boyun fıtıklarının, uç sinirlerin belli noktalarda sıkışmasının neden olduğu ağrılı durumlarda ve his kusurlarında, kol ve bacak

güçsüzlüklerinin görüldüğü bazı durumlarda, sınırlı veya yaygın kas erimelerinde sinir ve kasların ne kadar zarar gördüğünü ölçmek amacıyla kullanılır.

Kaslardaki sorunların tanısı için EMG incelemesinde iğne elektrot ya da yüzey elektrot kullanılır. Bu yüzden iğne EMG'si olarak da adlandırılır. Genellikle konsantrik iğneler kullanılır. Bu iğneler bilinen enjektör iğnelerinin içine çok ince bir tel konulması ile kayıt elektrodu haline getirilmişlerdir. Cihaza bağlı bir iğne ilk görüldüğünde elektrik verileceği korkusu uyandırır. Fakat iğne EMG incelemesinde herhangi bir elektriksel uyarı verilmez. Yalnız kaslarda normal veya anormal elektriksel aktivitenin kaydedilmesi için kullanılır. Araştırılan kasa iğnenin ucu direkt olarak yerleştirilir. İğne ucuna yakın olan kas bölgesinde o kasın kasılması için beyinden gönderilen uyarıların oluşturduğu MÜAP'lar veya diğer elektriksel işaretler çok özel yükselteçler aracılığıyla büyütülürler ve cihazın ekranından izlenirler. Görsel incelemenin yanında aynı sinyaller hoparlör sayesinde işitilir hale getirilirler ve incelemeyi yapan doktorun değerlendirmesine önemli katkıları olur. İncelemenin süresi; her zaman için bir vücut bölgesinde birden fazla sayıda sinir ve kasın incelenmesi gerekmektedir. Yöntem uygulama şekli nedeniyle ağırlı olabildiğinden uygulayıcı bilgi ve deneyimi yardımıyla incelemeyi sınırlayarak gereksiz girişimlerden kaçınır. Bazen de sınırlı gibi görünen ve kısa sürmesi planlanan incelemeler, uygulama sırasında elde edilen verilere göre genişletilebilir. EMG'de her hasta için hastalığına uygun ayrı inceleme planları uygulandığından standart bir inceleme süresinden bahsetmek güç olmakla birlikte bu süre 30 dakikadan 2 saate kadar uzayabilmektedir. Bu süre içerisinde hastanın mümkün olduğunca doktora yardımcı olması incelemenin daha sağlıklı olmasını sağlayacak, gereksiz uzamalara engel olacaktır [32, 33].

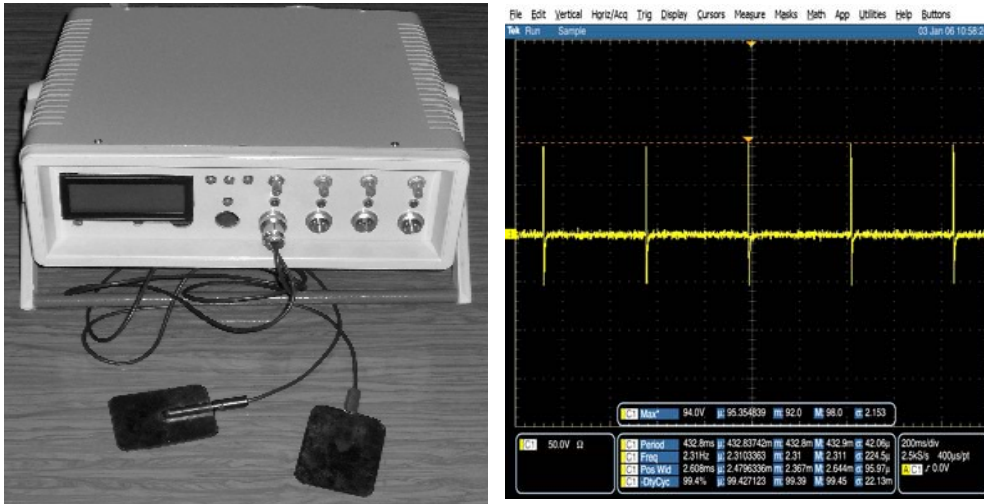
Şekil 3.6'da blok diyagramı verilen EMG ölçüm cihazı ile vücut üzerinden EMG işaretleri yüzey tip Ag/AgCl elektrotlarla algılanmış ve ortak işaret bastırma oranı (CMRR) 105dB ve gerilim kazancı 54dB olan enstrumantasyon yükselteç devresi ile elektrot üzerindeki biyoelektriksel işaretler kuvvetlendirilmiştir. EKG ölçüm cihazında olduğu gibi 50Hz'lik çentik filtre ve alt kesim frekansı 20Hz, üst kesim frekansı 500Hz olan 4.dereceden band geçiren filtre kullanılmıştır. Filtre

devrelerinde toplam -50dB kazanç oluşmuştur. Devreler arasında kullanılan yükselteç ve tampon devrelerinin her birinde ortalama 32dB kazanç sağlanmıştır. Gerçekleştirilen EMG ölçüm cihazı ile toplam 100dB kazanç elde edilmiştir.



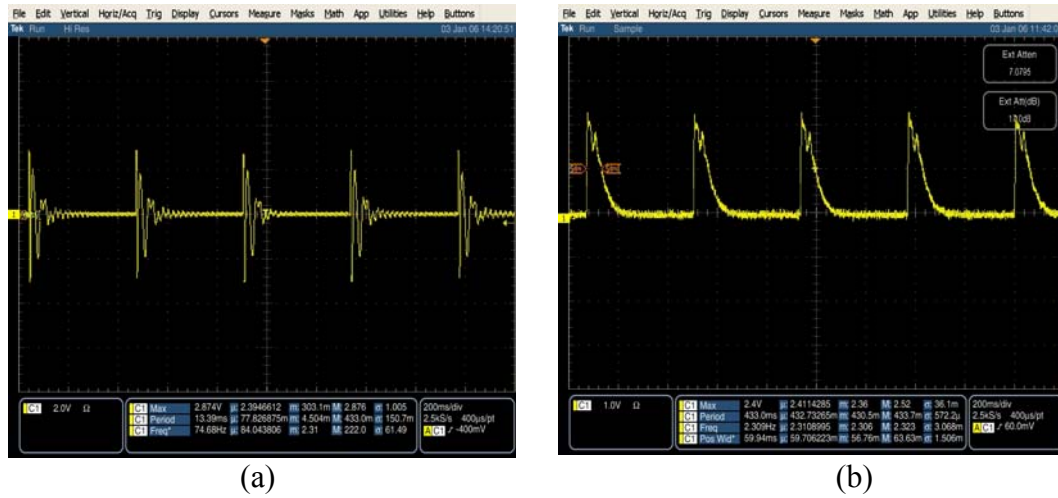
Şekil 3.6. EMG ölçüm cihazı blok diyagramı

EMG işaretinin ölçümü için sağ kolun ulvar nerve bölgesindeki Abductor Digiti Mini (ADM) kasına karbon elektrot üzerinden 94V ve 2,3Hz frekansına sahip stimulator darbeleri (Şekil 3.7) uygulanmıştır.



Şekil 3.7. Gerçekleştirilen stimulator cihazı ve kasa uygulanan stimulator pulsleri

Uyartılan kasın EMG işaretleri yüzey tip Ag/AgCl elektrotlarla ölçülmüştür. Ölçülen ham EMG işareti (Şekil 3.8a) ekler bölümünde açık devre şeması verilen RMS DC dönüştürücüsünde DC'ye çevrilmiştir (Şekil 3.8b). ADC devresinde 8 bit sayısal verilere çevrilmiş EMG işareti 4 kanallı biyotelemetri cihazının ikinci kanalına bağlanmıştır. EMG işareti 9600bps iletim hızında 10mW çıkış gücüne sahip 433MHz FM/FSK vericisi ile bina içerisindeki alıcıya aktarılmıştır.



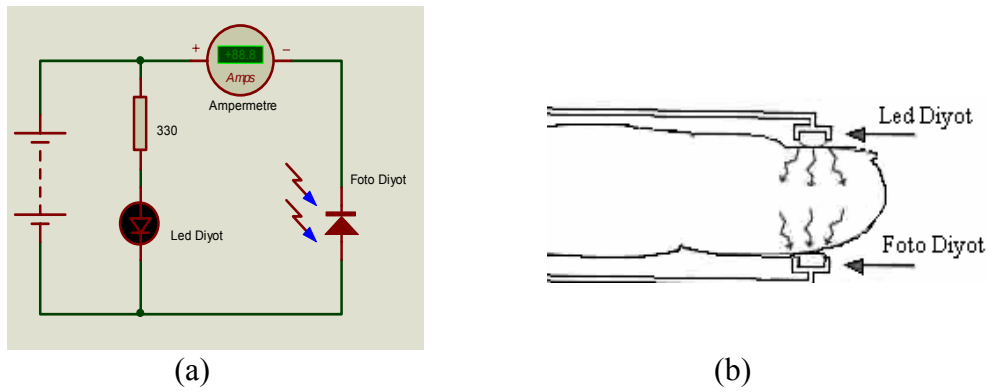
Şekil 3.8. Gerçekleştirilen sistemle ölçülmüş EMG işaretleri a) Ham EMG İşareti
b) Doğrultulmuş EMG İşareti

3.1.3. Kalp atım hızı ölçüm cihazı

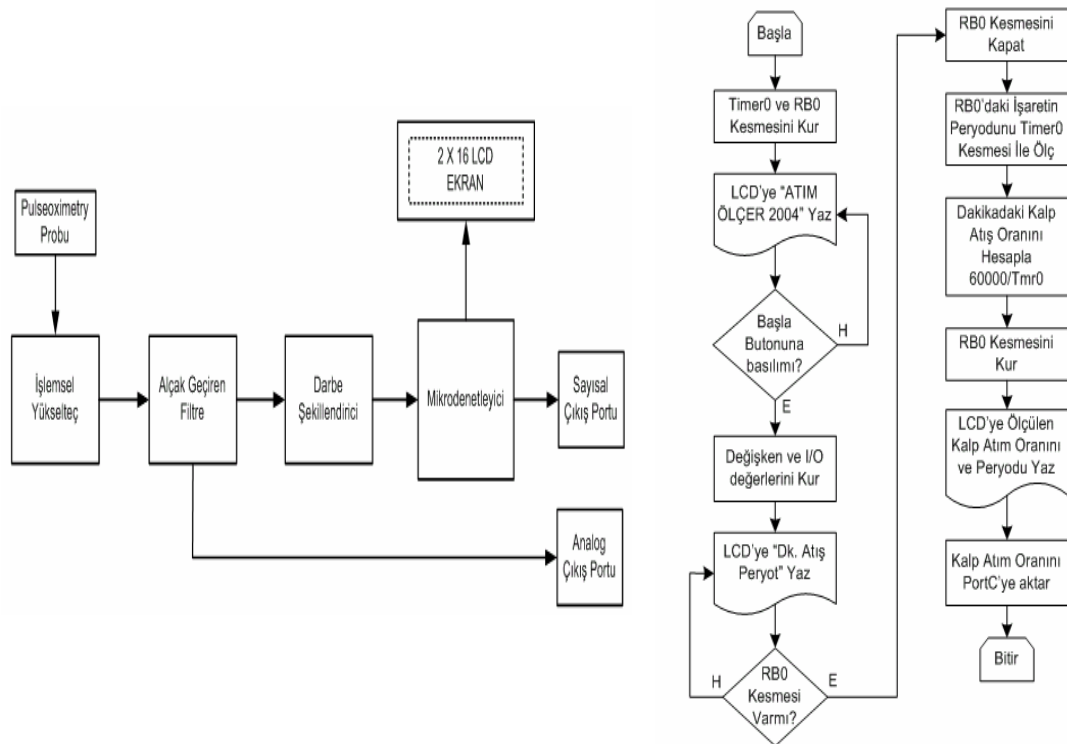
Hastada yapılması arzu edilen temel ölçümlerden en önemlisi dinamik şartlarda hücrelerdeki oksijen ve besin maddeleri yoğunluklarının belirlenmesidir. Fakat bu ölçümleri yapmak zor olduğu için doktorlar çoğu kez besin maddelerinin yoğunlukları ile ilişkili ikinci sınıf bir ölçüm olan kan akışı ve kan hacmi değişimi ölçümleri ile yetinirler. Bu ölçümlerin de zor olması durumunda üçüncü sınıf bir ölçüm olan ve kan akışı ile doğrudan ilgisi bulunan kan basıncının ölçümü ile yetinir. Kan basıncı ölçümünün de yapamadığı durumlarda kan basıncı ile orantılı dördüncü sınıf bir ölçüm olan EKG ve kalp vuru hızı ölçümü ile yetinilir. Kalp atım hızı, kanın sol ventrikülden büyük arterlere pompalanması sırasında atardamarda oluşan dalgalanmadır. Kalp atışının atardamlardan hissedilmesine kalp atım hızı (nabız) denir. Normalde nabız erişkinde 60-90 vuru/dk, çocukta 80-100 vuru/dk,

bebeğe 100-120 vuru/dk civarındadır. Kalp atım hızının ölçümü hastalıkların belirlenmesinde yardımcı bir ölçüm olup normal kalp hızı = $118 \text{ vuru/dk} - (0,57 \times \text{yaş})$ eşitliği ile bulunur [34].

Kalbin her bir vurusunda damarlardan geçen kanın hacmi ve buna bağlı olarak ışık geçirgenliği değişir (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Fotopletismograf a) Devresi b) Yandan görünüşü [34]

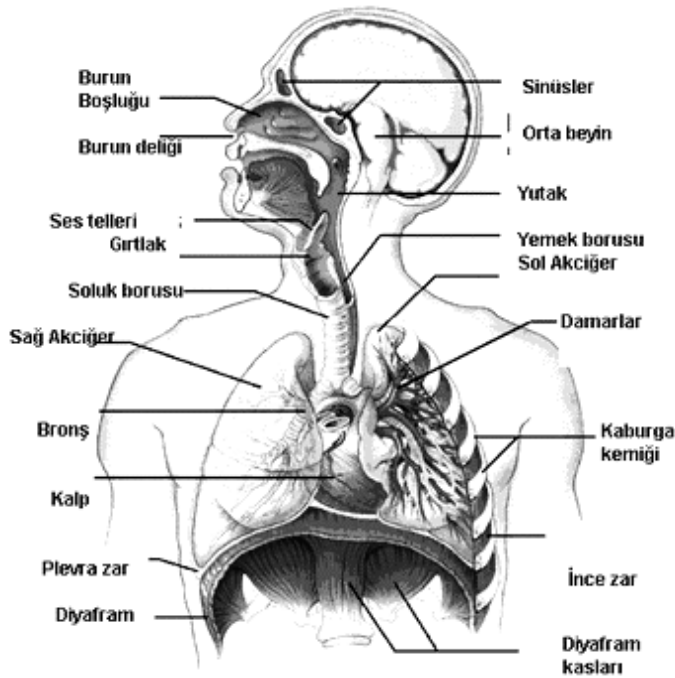


Şekil 3.10. Kalp atım hızı ölçüm cihazı blok diyagramı ve mikrodnetleyici akış diyagramı

Şekil 3.10’da blok diyagramı ve mikrodenetleyici akış diyagramı görülen kalp atım hızı ölçüm cihazı damarlardan geçen kanın yoğunluğuna bağlı olarak ışığın uğradığı değişikliğin algılanması prensibine göre çalışır [14]. Pulseoximetry probu ile ışığın değişimi algılanmıştır. Algılanan işaret işlemsel yükselteçte kuvvetlendirildikten sonra 10Hz’lik alçak geçiren filtre ile gürültü işaretleri bastırılmıştır. Damarlardan geçen kanın ışık geçirgenliği analog çıkış portu üzerinden görüntülenebilmektedir. Darbe şekillendirici devresinde, ölçülen işaret ile aynı işaretin ortalama gerilim değeri karşılaştırılmıştır. Böylece kalp atım hızı ile orantılı 0V ile 5V arasında değişen kare dalga işaret elde edilmiştir. Kare dalga işaretin periyodu mikrodenetleyici ile ölçülmüş ve kalp atım hızı belirlenmiştir.

3.1.4. Solunum oranı ölçüm cihazı

Solunum akciğerlerin atmosfer havası ile havalanması demektir. Solunum sistemi Şekil 3.11’de görüldüğü gibi burun, ağız, yutak (farinks), gırtlak (larinks), soluk borusu (trakea), bronşlar, bronsioller, ve alveollerden oluşur.



Şekil 3.11. Solunum sistemi [35]

İnsanda sağ ve sol olmak üzere 2 akciğer vardır. Akciğerler esas olarak alveol denilen içi hava dolu küçük keseciklerden oluşur. Alveol kanla, atmosfer havasının gaz değiştirdikleri yerdir ve her bir akciğerde yaklaşık 150 milyon alveol vardır. Havayolu dış ortamla, alveol arasında havanın geçtiği tüm tüplere verilen isimdir. Inspirasyon soluk alma demektir ve solunum sırasında dış ortamdan, havanın havayolları aracılığı ile alveollere hareket etmesidir. Ekspirasyon ise soluk verme demektir ve havanın alveollerden dış ortama, yine havayolu aracılığı ile verilmesi demektir. Soluk alıp verme sırasında, 1 dakikada yaklaşık 4 litre hava alveollere girip çıkarken, alveollerin çevresindeki damarlardan (kapiller) ise 1 dakikada 5 L kan geçer. Ağır egzersiz sırasında hava akışı 30-40 kat artarken, kan akışı da 5-6 kat artar. Her zaman için alveole giren hava ile alveol çevresindeki kapillerler içindeki kan birbiriyle orantılı olmalıdır. Alveoler hava ile kapiller kan birbirinden çok ince bir zar ile ayrılmıştır, bu zar oksijen ve karbondioksitin diffüze olmasına olanak tanır. Solunum kalitesini belirlemek için solunum saykılı ve solunum oranı kavramları kullanılmaktadır.

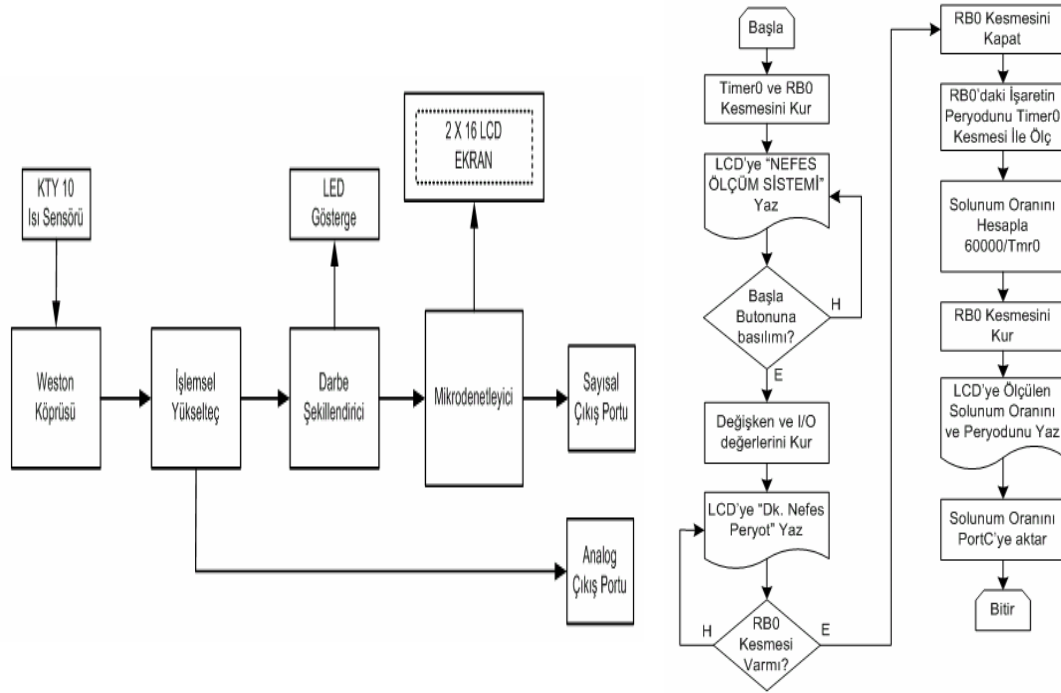
Solunum Sisteminin Fonksiyonları:

1. Oksijen temin eder.
2. Karbondioksiti atar.
3. Kanın hidrojen iyon konsantrasyonunu (pH sini) düzenler.
4. Konuşmak için gerekli sesleri üretir (fonasyon).
5. Mikroplara karşı vücudu savunur.
6. Kan pıhtısını tutar ve eritir.

Solunum Saykılı: Tam anlamıyla bir soluma olayı; bir insprasyon (soluk almayı) izleyen bir eksprasyondur (soluk verme), ikisi arasındaki hareketlilik her an gözlenebilir.

Solunum Oranı: Bu bir dakikadaki komple solunum saykılı adetidir. Normal bir erişkinde dakikada 20-50 arasındadır.

Solunum hızı ölçüm cihazı, solunan hava ile soluk verilen hava arasındaki sıcaklık farkının ölçülmesi prensibine göre çalışmaktadır. Sıcaklık dönüştürücüsü ile solunum sırasındaki ısı değişimi elektriksel işarete dönüştürülür [35].



Şekil 3.12. Solunum hızı ölçüm cihazı blok diyagramı ve mikrodenetleyici akış diyagramı

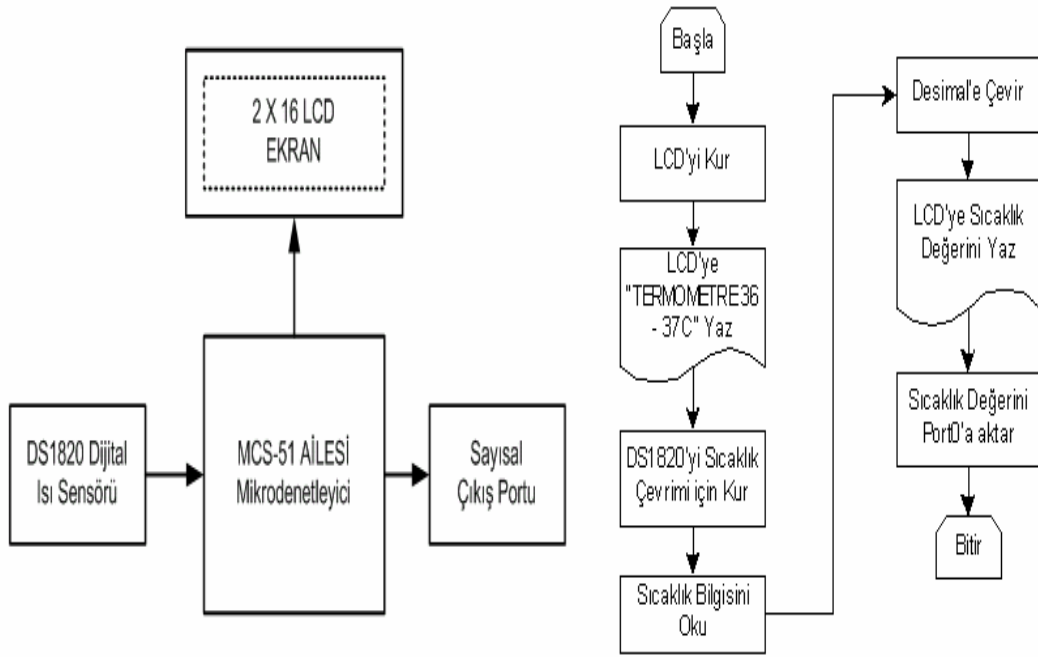
Şekil 3.12’de blok diyagramı ve mikrodenetleyici akış diyagramı görülen solunum hızı ölçüm cihazında sıcaklık değişimine hızlı cevap verme özelliğinden dolayı KTY10 sıcaklık sensörü kullanılmıştır. Wheatstone köprüsüne bağlanarak ısı algılaması gerçekleştirilmiştir. Algılanan işaret işlemsel yükselteçte kuvvetlendirildikten sonra 4. dereceden 10Hz’lik alçak geçiren filtre ile gürültü işaretleri bastırılmıştır.

Solunan hava ile soluk verilen hava arasında ki sıcaklık değişimi analog çıkıştan gözlenebilmektedir. Solunum işareti darbe şekillendirici devre ile kare dalga işarete dönüştürülmüştür. Kare dalga işaretin periyodu mikrodenetleyici ile ölçülmüş ve solunum hızı belirlenmiştir.

3.1.5. Vücut sıcaklığı ölçüm cihazı

Bütün organ ve dokularımız bir denge içinde çalışır. Ancak organların dengeli çalışabilmesi için vücut ısısının dengeli olması gerekir. Vücut ısısı beyindeki $36,7^{\circ}\text{C}$ 'ye ayarlı termostat gibi çalışan hipotalamus tarafından kontrol edilir. Vücudun iç ısısı $36,7^{\circ}\text{C}$ 'nin altına indiğinde hipotalamusa vücutta ısı üreten ve ısı kaybını engelleyen mekanizmaları çalıştırması emri verilir. Vücut ısısı $36,7^{\circ}\text{C}$ 'nin üstüne çıkarsa ısı üreten mekanizmaların durdurulması ve ısı kaybına yol açan mekanizmaların çalıştırılması komutu gelir. Isı ayar noktası deriden hipotalamusa gelen sıcaklık bilgisi ile artırabilir veya azaltabilir. Deri ısısı azaldığında termostatın ısı ayar noktası yükseğe ayarlanır. Bu durum, genellikle dış ortamın soğuk olmasına bağlı olarak deri ısısının düşük, vücudun iç ısısının normal veya yüksek olduğu zamanlarda gerçekleşir. Deri ısısı havanın sıcak olmasına bağlı olarak yükseldiğinde, vücudun iç ısısı normal veya düşük olduğu durumlarda termostatın ısı ayar noktası düşürülür. Vücudun iç ısısı düşük olduğu için, ısı üretici mekanizmaların devreye girmesi veya ısı azaltan mekanizmaların durdurulması beklenir. Ancak deri ısısı yüksek olduğundan ve termostatın ayarı düşüğe ayarlandığından, ısı üreten mekanizmalar durdurulur ve ısı azaltıcı mekanizmalar daha önceden devreye sokulur. Bu mekanizma olmasaydı, deri ısısı yüksek olmasına rağmen, vücut ısısı daha da artabilirdi. Bu durum ise yüksek ateş ve ateş çarpması gibi durumların oluşmasına neden olur [36].

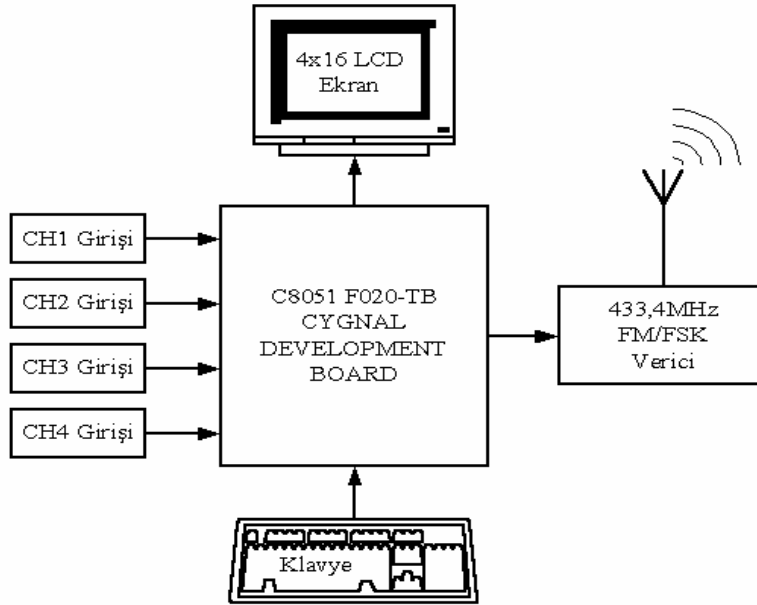
Vücut sıcaklığı ölçüm cihazının blok şeması ve mikrodenetleyici akış diyagramı Şekil 3.13'de görülmektedir. Vücut sıcaklığını algılamak için DS1820 sayısal sıcaklık dönüştürücüsü kullanılmıştır. Dönüştürücünün sayısal çıkış verme ve kalibrasyona ihtiyaç duymaması bu dönüştürücünün kullanılmasında etkili olmuştur. AT89C2051 mikrodenetleyicisi ile vücut sıcaklık değerleri LCD ekran ve sayısal çıkış portuna aktarılmıştır.



Şekil 3.13. Vücut sıcaklığı ölçüm cihazı blok diyagramı ve mikrodnetleyici akış diyagramı

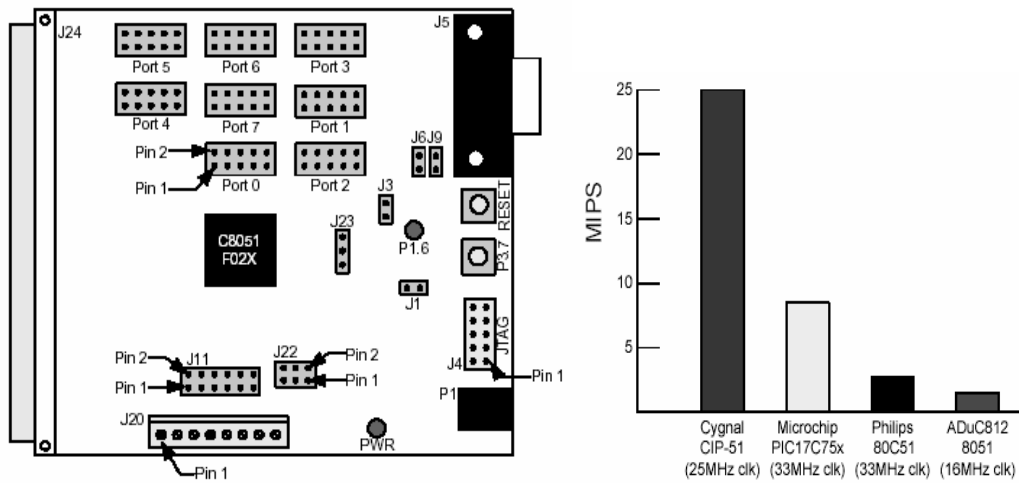
3.2. Verici Sistemi

Verici sistemi (Şekil 3.14); aynı anda 4 farklı ölçüm cihazının bağlandığı kanal girişleri, ölçüm sistemi ile verici sistemi arasındaki izolasyonu sağlamak için tampon devresi, yazılı ileti girişi ve kontrol paneli olarak kullanılan PC klavyesi, 40 karakterlik yazılı ileti ve menülerin görüntüleneceği 4X16'lık LCD ekran, TDM çoğullayıcı ve bunları RF dalgaları ile iletmek için kullanılacak olan 433.4MHz FM/FSK vericisinden oluşmaktadır. C8051 F020-TB Cygnal mikrodnetleyicisi ana işlemci olarak kullanılmıştır (Şekil 3.15). Ana işlemci ile tüm veri trafiği kontrol edilmektedir. RF veri iletimi sırasında senkronizasyon ve komut kodları sayısal veri üzerine ana işlemcide eklenmiştir. Komut kodları ile her bir verinin özelliği belirtilmiştir. Bu sayede alıcı sisteminde alınan veriler birbirinden ayrılabilir.



Şekil 3.14. Verici sistemi blok diyagramı

Verici sisteminde ana işlemci olarak Şekil 3.15’de görülen Cygnal geliştirme bordu kullanılmıştır. Cygnal geliştirme bordu 8X8 I/O portu, 25Mips komut işleme hızı, ardışık düzen komut yapısı, 256 dâhili ram ve 8K hafızası olmasından dolayı çalışmanın tüm işlevlerini kontrol edecek şekilde programlanıp kullanılmıştır. Çok sayıdaki I/O portunun bulunması işlemciye kadar olan tüm işlemlerin paralel veri yolu üzerinden yapılmasını olanak sağlamakta ve veri kaybını en aza indirmektedir [37].



Şekil 3.15. Cygnal geliştirme bordu ve komut işleme hızı [37]

C8051F020 işlemcisi ile 4 farklı sinyalin aynı anda iletilebilmesi için zaman bölmeli çoğullama yapılmıştır. Sinyallerin alıcı tarafta karışmadan alınması için zamanlama sinyalleri ve verinin içeriğini bildiren kodlar eklenmiştir. Ana işlemcinin yükünü azaltmak için çoğullayıcı ve tekilleyici devresi ana işlemcinin dışına alınmıştır. Çoğullayıcı ve tekilleyici devreleri 20MHz çalışma frekansına sahip AT89S8252 işlemcisi ile gerçekleştirilmiştir. Çizelge 3.2’de portların kullanımı ve eklenen kodlar görülmektedir. Cygnal geliştirme bordu ve çoğullayıcı yazılımlarının program akış diyagramları ekler bölümde verilmiştir. Resim 3.1’de gerçekleştirilen verici sisteminin resmi görülmektedir. Biyotelemetri verici sistemi çalıştırıldığında “4 KANALLI BIOTELEMETRI CİHAZI” başlığı ekrana yazılır ve 2 sn sonra ana menu LCD ekranına gelir. Menü seçimi klavyenin F1, F2, F3, F4 ve F5 tuşları ile gerçekleştirilmiştir. F1 tuşuna basıldığında dört farklı kanaldan hangi ölçümlerin (EKG, EMG, Kalp, Nefes, T.metre, Boş) yapılacağı belirlenir. Kanal girişleri belirlendikten sonra ekrana “GÖN” ifadesi gelir. Shift tuşuna basıldığında C8051 F020-TB işlemci iletişim hızını, senkronizasyon işaretlerini verinin özelliğini belirten komut kodu ve verileri düzenleyerek çoğullayıcı devresine uygular. Çoğullayıcı devresinde çoğullanan işaretler 9600baut veri iletim hızında 433.4MHz FM/FSK verici modül ve whip anten yardımı ile elektromanyetik dalga olarak boşluğa yayılır. Veriler iletildiğinde ekranda kanal girişlerinin gönderildiğine dair bilgi mesajı gelir. Yazılı mesaj gönderme alt menüsüne F2 tuşu ile ulaşılır. Gönderilmek istenen mesaj klavye ile yazılırken klavye devresinde her bir tuşa ait ASCII kodu üretilir ve C8051 F020-TB işlemcisine işlenmek üzere aktarılır. Mesaj shift tuşuna basılarak gönderilir. Mesaj alıcıya ulaştıktan sonra mesajın iletildiğine dair bilgi mesajı gelir. Hazır mesaj gönderme alt menüsüne F3 tuşu ile ulaşılır. Verici sisteminde önceden belirlenmiş 4 adet hazır mesaj bulunmaktadır. Ekrandaki hazır mesajlardan hangisi iletilmek istenirse klavyeden o tuşa basılması gerekir. Shift tuşuna basılarak mesaja ait bir kod alıcıya gönderilir. Alıcı bu koda bakarak hangi mesajın geldiğini belirler. Hazır mesaj iletildikten sonra mesajın iletildiğini gösteren ileti ekrana gelir. F4 tuşu kanal girişlerinden gelen verilerin görüntülenmesini sağlayan alt menü sistemini çalıştırmaktadır. F4 tuşuna basıldığında kanal girişlerinden gelen ölçüm değerleri ekrana yazılır. Bu verileri iletmek için shift tuşuna basılır. Kanal bilgilerinin gönderilmesi sırasında veri iletim hızını artırmak için verilerin görüntülenmesi iptal

edilir ve ölçüm değerleri eş zamanlı olarak alıcıya iletilir. F5 tuşuna basılarak yardım menüsü görüntülenir. Yardım menüsünde sisteminin çalışması ve nasıl kullanılacağına ait açıklamalar bulunmaktadır.

Çizelge 3.2. İşlemci port kullanımı ve eklenen kodlar

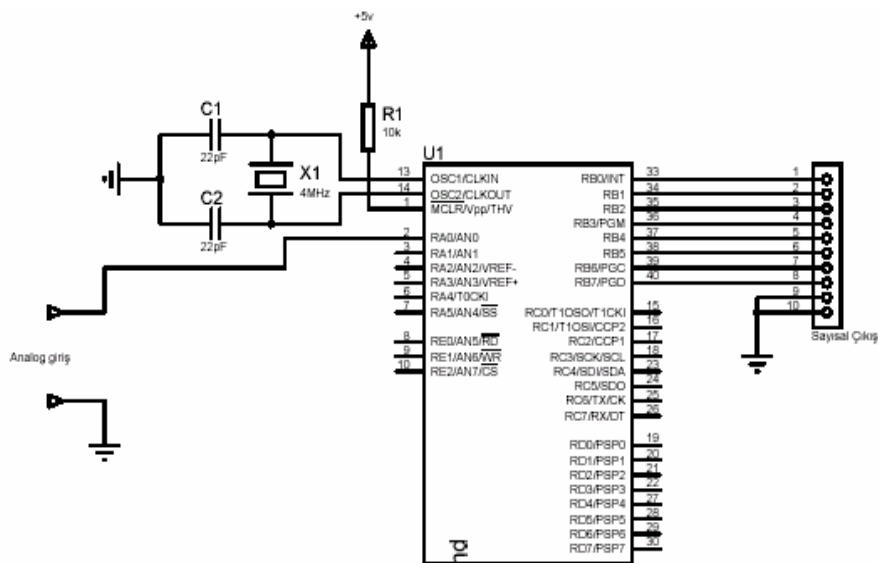
VERİCİ (Cygnl)				ALICI (Cygnl)							
P0.0 ... P0.5: Çoğullayıcı Komut Kontrol Çıkışı				P0.0 ... P0.4: Kullanılmıyor							
P0.6, P0.7: LCD Kontrol Uçları				P0.5, P0.6, P0.7: LCD Kontrol Uçları							
P2: LCD Data				P2: LCD Data							
P1: Çoğullayıcı Veri Çıkışı				P7: Tekilleyici Veri Girişi							
P6: Klavye Girişi				P5: Tekilleyici Komut Girişi							
P3: Kanal (1) Girişi				P1: Kanal (1) Çıkışı							
P4: Kanal (2) Girişi				P6: Kanal (2) Çıkışı							
P5: Kanal (3) Girişi				P3: Kanal (3) Çıkışı							
P7: Kanal (4) Girişi				P4: Kanal (4) Çıkışı							
ÇOĞULLAYICI (AT89S8252, verici)				TEKİLLEYİCİ (AT89S8252, alıcı)							
P1.0 .. P1.5 : Komut Kontrol Girişi				P1.0 .. P1.5 : Komut Kontrol Çıkışı							
P0: Veri Girişi				P0: Veri Çıkışı							
KOMUT KONTROL ve FONKSİYONLARI											
Sr	Fonks	Kmt	Kmt Kodu	Sr	Fonks	Kmt	Kmt Kodları	Sr	Fonks	Kmt	Kmt Kodları
1.	RESET	00		23.	Dijit 5	22	107	45.	Dijit 27	44	153
2.	F1	01		24.	Dijit 6	23	109	46.	Dijit 28	45	155
3.	F2	02		25.	Dijit 7	24	111	47.	Dijit 29	46	157
4.	F3	03		26.	Dijit 8	25	113	48.	Dijit 30	47	159
5.	F4	04		27.	Dijit 9	26	115	49.	Dijit 31	48	161
6.	EX	05	33	28.	Dijit 10	27	117	50.	Dijit 32	49	163
7.	KOMA	06	41	29.	Dijit 11	28	119	51.	Dijit 33	50	165
8.	112'i Ara	07	49	30.	Dijit 12	29	121	52.	Dijit 34	51	167
9.	NORMAL	08	57	31.	Dijit 13	30	123	53.	Dijit 35	52	169
10.	Giriş (ekg, emg vb)	09	56, 64, 72, 80, 88, 96	32.	Dijit 14	31	125	54.	Dijit 36	53	171
11.	Giriş (ekg, emg vb)	10	56, 64, 72, 80, 88, 96	33.	Dijit 15	32	127	55.	Dijit 37	54	173
12.	Giriş (ekg, emg vb)	11	56, 64, 72, 80, 88, 96	34.	Dijit 16	33	129	56.	Dijit 38	55	175
13.	Giriş (ekg, emg vb)	12	56, 64, 72, 80, 88, 96	35.	Dijit 17	34	133	57.	Dijit 39	56	177
14.	Gönder	13		36.	Dijit 18	35	135	58.	Dijit 40	27	179
15.	Kanal 1	14		37.	Dijit 19	36	137	59.			
16.	Kanal 2	15		38.	Dijit 20	37	139	60.			
17.	Kanal 3	16		39.	Dijit 21	38	141	61.			
18.	Kanal 4	17		40.	Dijit 22	39	143	62.			
19.	Dijit 1	18	90	41.	Dijit 23	40	145	63.			
20.	Dijit 2	19	95	42.	Dijit 24	41	147	64.			
21.	Dijit 3	20	100	43.	Dijit 25	42	149	65.			
22.	Dijit 4	21	105	44.	Dijit 26	43	151	66.			



Resim 3.1. Verici sistemi

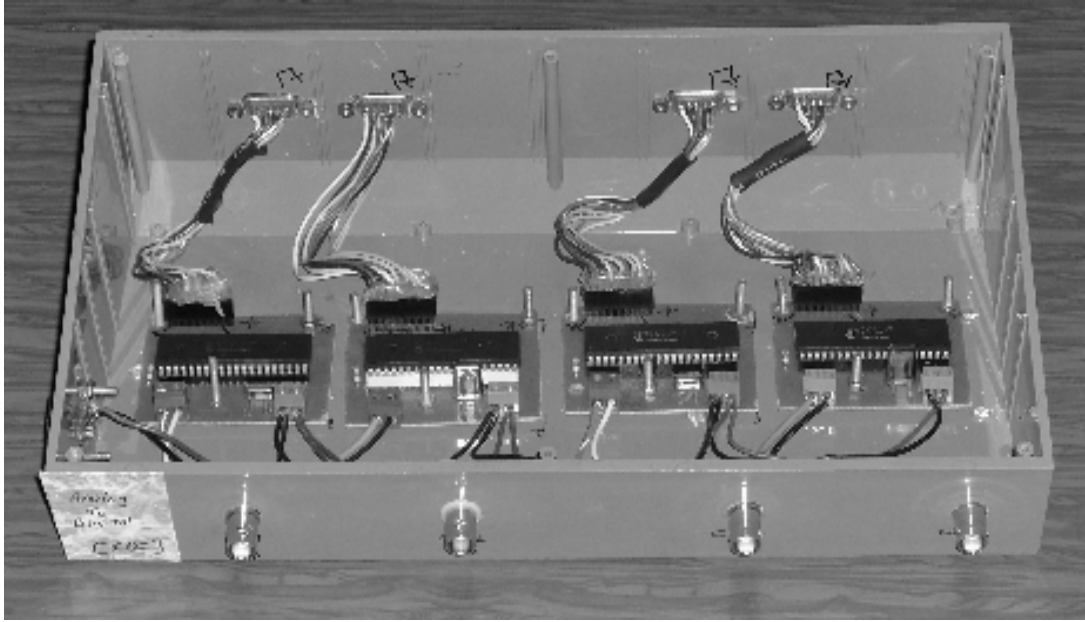
3.2.1. 4 Kanallı analog sayısal dönüştürücü

Şekil 3.16’da açık devre şeması görülen 4 kanallı analog sayısal dönüştürücü verici sistemine analog sinyal girişi yapabilmek için tasarlanmıştır. ADC, PIC16F877 mikrodeneleyicisinin ADC pini kullanılarak yapılmıştır. Analog sinyaller 2 KHz’lik örnekleme frekansı ile sayısal işaretlere çevrilmiştir. Mikrodeneleyici ile sayısal işarete çevrilen analog sinyal PortB üzerinden verici sistemine uygulanmıştır.



Şekil 3.16. Analog sayısal dönüştürücü açık devre şeması

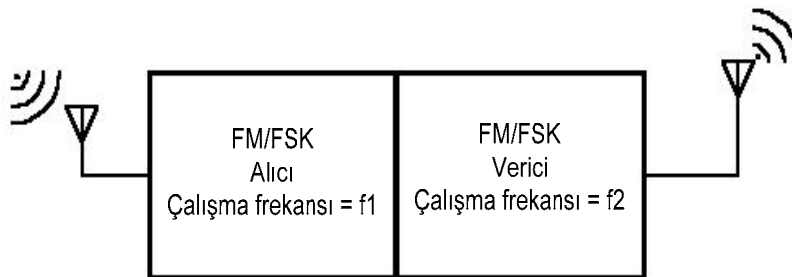
Resim 3.2’de gerçekleştirilen 4 kanallı ADC devresinin resmi görülmektedir. Kanallar arasındaki girişimi yok etmek ve paralel iletim hatlarını kullanarak veri kaybını azaltmak amacı ile her bir kanal için ayrı ayrı ADC devresi gerçekleştirilmiştir.



Resim 3.2. 4 Kanallı analog sayısal dönüştürücü devresi

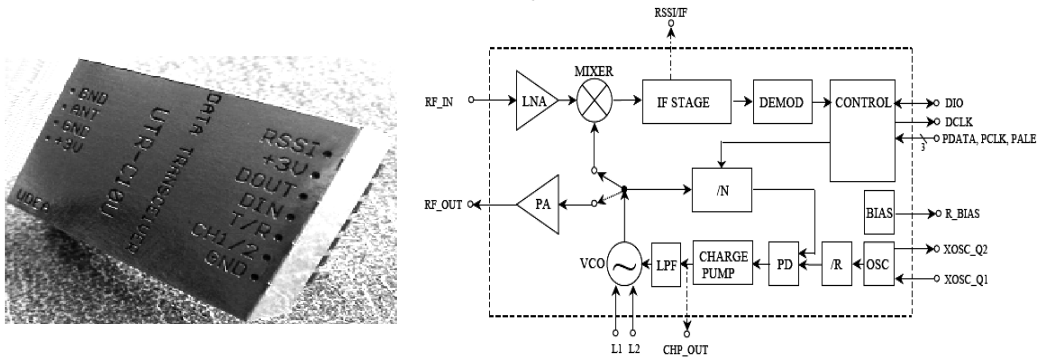
3.3. FM/FSK Alıcı Verici Modülü ve Tekrarlayıcı Sistemi

Radyo frekanslı sistemlerde alıcı ile verici arasındaki mesafeyi artırmak ve iletim ortamındaki engelleri aşmak için Şekil 3.17’deki gibi tekrarlayıcı sistemleri kullanılmaktadır. Bir tekrarlayıcı sistemi birbirlerinden farklı frekanslarda çalışan bir alıcı ve bir vericiden oluşmaktadır.



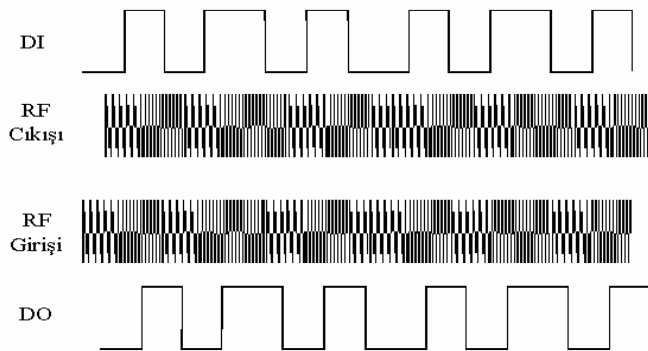
Şekil 3.17. Tekrarlayıcı sistemi

Şekil 3.18’de resim ve blok diyagramı görülen EN 300 220 uyumlu UTR-C12U UHF FSK alıcı verici modülü, Kısa Mesafe Erişimli Telsiz Cihazlarının Temel Standartları ile Kurma ve Kullanma Esasları Hakkında Yönetmeliğin (TGM-STK-001) 433-434MHz ISM bandı ile ilgili bölümünü kapsayacak şekilde tasarlanmıştır. UART data iletişimine uygun olarak tasarlanmış modül; RSSI çıkışı,; CH ½ kanal seçim ve T/R verici-alıcı seçim girişlerine sahiptir . Modül’de, data almak ve göndermek üzere DI ve DO pin’leri bulunur. DI pinine, modül transmitter moduna alınarak RF olarak gönderilmek istenen data verilir. DO pini ise, modül Receiver modunda iken RF’ ten alınan sinyallerin demodüle edilerek verildiği çıkış olarak kullanılmıştır [38].



Şekil 3.18. UTR C12U alıcı verici modülü blok diyagramı [38]

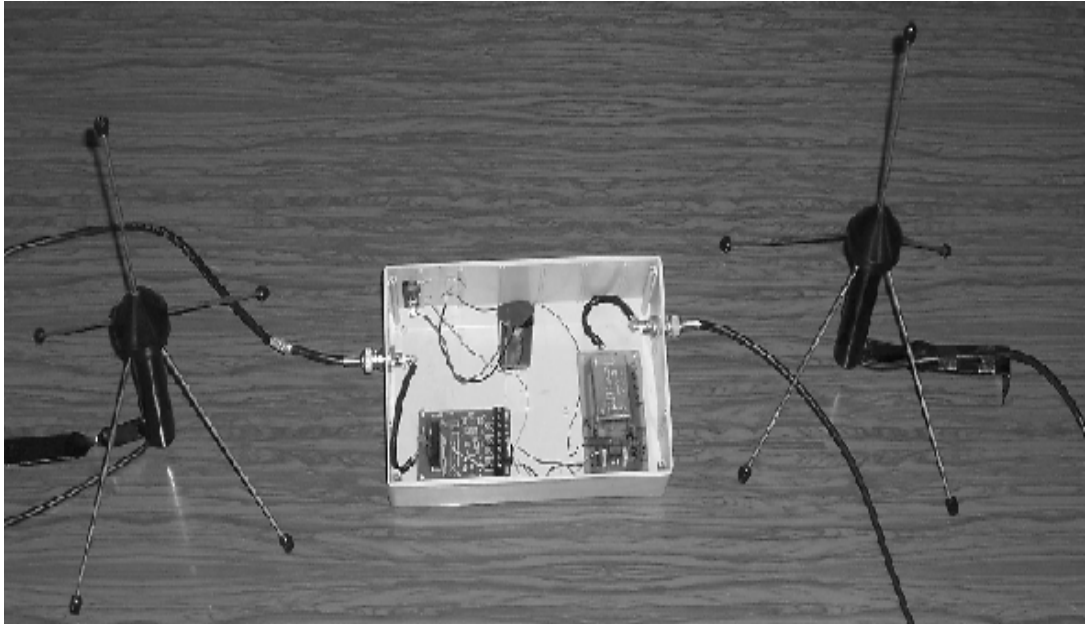
Şekil 3.19’da görüldüğü gibi veri göndermek için modül verici olarak ayarlanır ve gönderilmek istenen veri DI ucuna verilir. Modül içerisinde veri FSK kod iletim tekniği ile modüle edilerek anten üzerinden iletim ortamına gönderilir.



Şekil 3.19. UTR-C12U UART haberleşmesi [38]

Alıcı olarak ayarlanan modülün anteni ile alınan RF işaretleri demodüle edildikten sonra gönderilmek istenen işaret DO ucundan tekrar alınır.

UTR C12U alıcı-verici RF modülü ile tekrarlayıcı sistemi gerçekleştirilmiştir (Resim 3.3). Tekrarlayıcının çalışması iki konumlu iki anahtarla sağlanmıştır. İlk anahtar ile taşıyıcı frekansı seçilmektedir. Taşıyıcı frekans değerleri 433.4MHz ve 434.6MHz'dir. Diğer bir anahtar yardımı ile RF modülünün alıcı veya verici olarak çalışacağı belirlenmektedir. Bu sayede 433.4MHz ile alınan işaret 434.6MHz ile yeniden gönderilir.

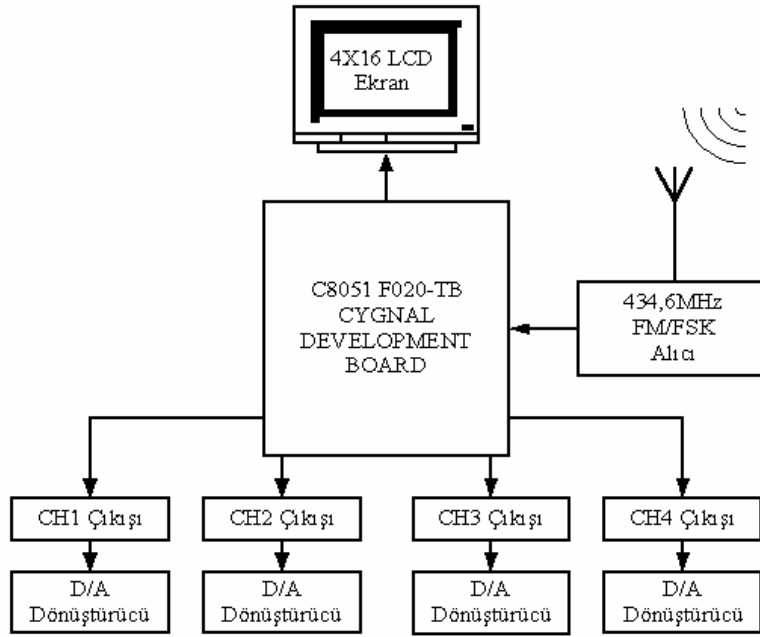


Resim 3.3. Gerçekleştirilen tekrarlayıcı sistemi

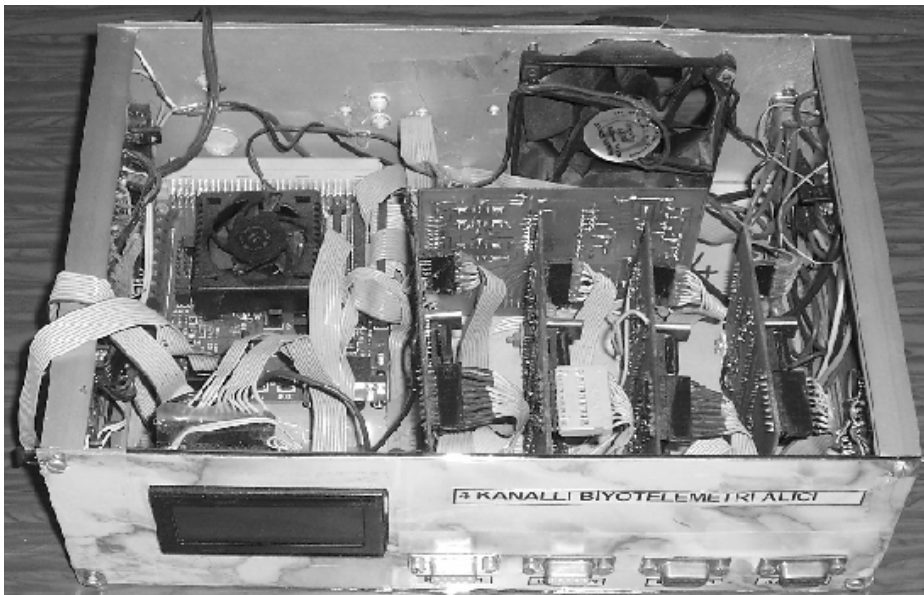
3.4. Alıcı Sistemi

Alıcı sistemindeki (Şekil 3.20) 434.6MHz FM/FSK alıcı modülü ile RF dalgaları demodüle edildikten sonra alıcı sisteminin tüm veri trafiğini kontrol eden C8051 F020-TB Cygnl ana mikrodnetleyicisine uygulanmıştır. C8051 F020-TB Cygnl ana mikrodnetleyicisinde vericiden gelen senkronizasyon işaretleri, komut kodları ve veriler ayrıştırılmıştır. Senkronizasyon işaretleri ile alıcı ve vericinin eşzamanlı çalışması sağlanmıştır. Komut kodları verileri sınıflandırmak için kullanılmış ve

komut kodlarına göre veriler sınıflandırılarak uygun çıkış terminallerine yönlendirilmiştir. Ölçülen büyüklükler LCD ekrana ve çıkış portlarına aktarılmıştır. EKG, EMG ve benzeri analog ölçümler D/A dönüştürücü devreleri ile analog işarete çevrilmiştir. Resim 3.4’de gerçekleştirilen alıcı sisteminin resmi görülmektedir.



Şekil 3.20. Alıcı sistemi blok diyagramı

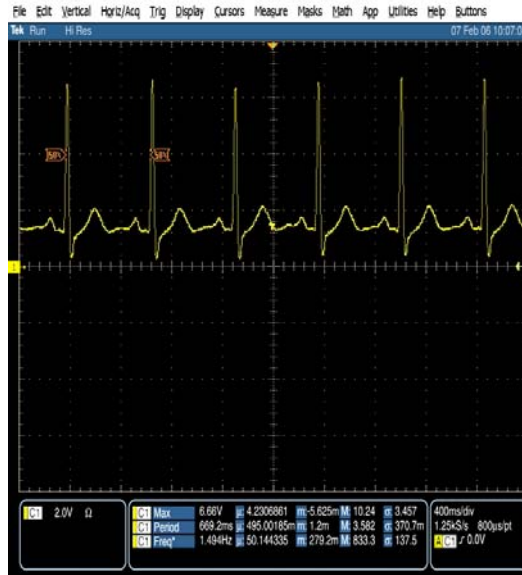


Resim 3.4. Alıcı sistemi

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

4.1. EKG Ölçümü

Einthoven derivasyonuna göre bağlanmış Ag/AgCl vakumlu tip elektrotlarla EKG işareti (Şekil 4.1.a) ölçülmüştür. Ölçülen EKG işareti ADC devresinde sayısal forma dönüştürüldükten sonra bina içerisine yerleştirilen 4 kanallı biyotelemetri cihazının birinci kanalına bağlanmıştır. EKG işareti 9600bps iletim hızında 10mW çıkış gücüne sahip 433MHz FM/FSK vericisi ile bina içerisindeki alıcıya aktarılmıştır. Kablosuz olarak transfer edilen EKG işareti alıcı sisteminin çıkışından sayısal olarak alınmış ve sayısal analog dönüştürücü devresinden geçirilerek EKG işareti elde (Şekil 4.1.b) edilmiştir. Şekil 4.1.a ve Şekil 4.1.b'deki işaretler kıyaslandığında EKG işaretinde çoğullama ve örnekleme frekansına bağlı olarak bir miktar bozulma olduğu görülmektedir. Ancak EKG işaretinin özelliğini belirleyen QRST bileşenleri kayıpsız olarak transfer edilmiştir. Buna bağlı olarak EKG işaretinin başarıyla iletildiği söylenebilmektedir.



(a)



(b)

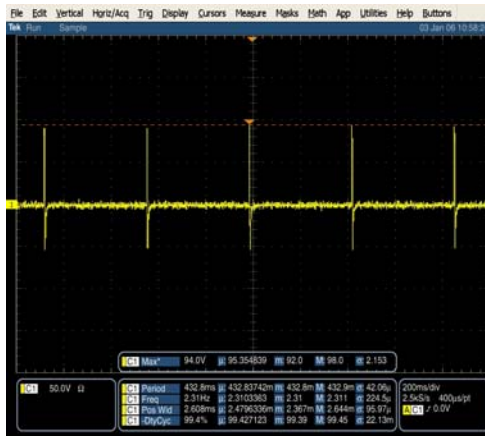
Şekil 4.1. EKG işaretinin kablosuz iletimi

a) Verici Girişi

b) Alıcı çıkışı

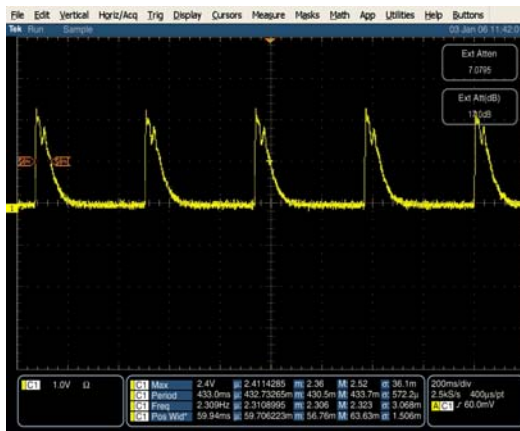
4.2. EMG Ölçümü

EMG işaretinin ölçümü için sağ kolun ulvar nerve bölgesindeki Abductor Digiti Mini (ADM) kasına karbon elektrot üzerinden 94V ve 2,3Hz frekansına sahip stimulator darbeleri (Şekil 4.2) uygulanmıştır. Gerçekleştirilen stimulator cihazının açık devre şeması ekler bölümünde verilmiştir.

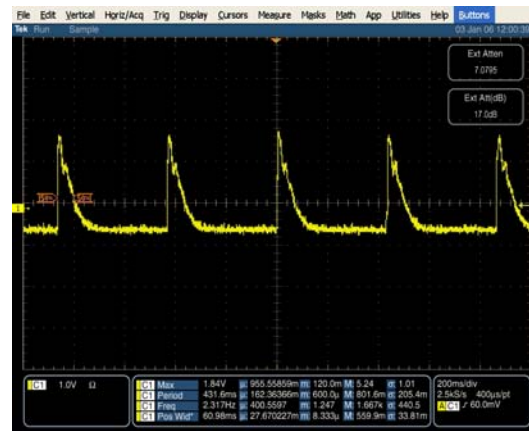


Şekil 4.2. Gerçekleştirilen stimulator cihazı ile abductor digiti mini kasına uygulanan stimulator pulsleri

Uyartılan kasın EMG işaretleri yüzey tip Ag/AgCl elektrotlarla ölçülmüştür. Ölçülen ham EMG işareti ekler bölümünde açık devre şeması verilen RMS DC dönüştürücüsünde DC'ye çevrilmiştir (Şekil 4.3.a).



(a)



(b)

Şekil 4.3. Gerçekleştirilen sistemle ölçülmüş EMG işaretleri a) Verici Sisteminin Girişi b) Alıcı Sisteminin Çıkışı

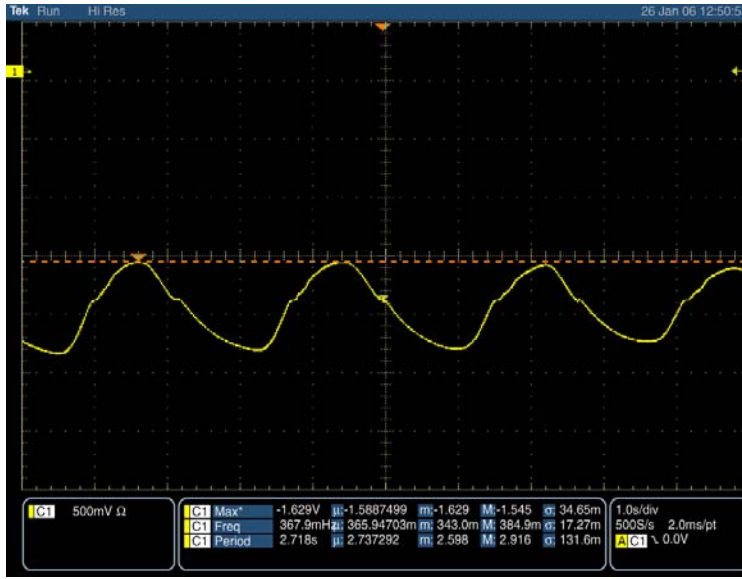
ADC devresinde 8 bit sayısal verilere çevrilmiş EMG işareti 4 kanallı biyotelemetri cihazının ikinci kanalına bağlanmıştır. EMG işareti 9600bps iletim hızında 10mW çıkış gücüne sahip 433MHz FM/FSK vericisi ile bina içerisindeki alıcıya aktarılmıştır (Şekil 4.3.b). Şekil 4.3.a ve Şekil 4.3.b kıyaslandığında EMG işaretinin gürültüsüz ve kayıpsız olarak transfer edildiği görülmektedir.

4.3. Kalp Atım Hızı, Solunum Oranı ve Vücut Sıcaklığı Ölçümü

Pulseoximetry probu ile damardan geçen kanın ışık geçirgenliği (Şekil 4.4) ve KTY10 sıcaklık dönüştürücüsü ile solunum sırasındaki sıcaklık değişimi (Şekil 4.5) algılanmıştır. Şekil 4.4 ve Şekil 4.5’deki ölçümlerin periyodu ölçülerek kalp atım hızı ve solunum oranı ölçülmüştür. Kalp atım hızı Kalp atım hızı, solunum oranı ve vücut sıcaklığı ölçüm cihazlarından alınan ölçüm sonuçları sayısal formda olduğundan ADC devresine girmeden doğrudan 4 kanallı biyotelemetri cihazının üçüncü ve dördüncü girişlerine bağlanmıştır. Ölçüm değerleri 9600bps iletim hızında 10mW çıkış gücüne sahip 433MHz FM/FSK vericisi ile bina içerisindeki alıcıya aktarılmıştır. Alıcı kısmından alınan bu değerler 4X16 LCD ekran üzerinde görüntülenmiştir.



Şekil 4.4. Damarlardan geçen kanın ışık geçirgenliği



Şekil 4.5. Solunum sırasındaki sıcaklık değişimi

4.4. Verici Sistemi

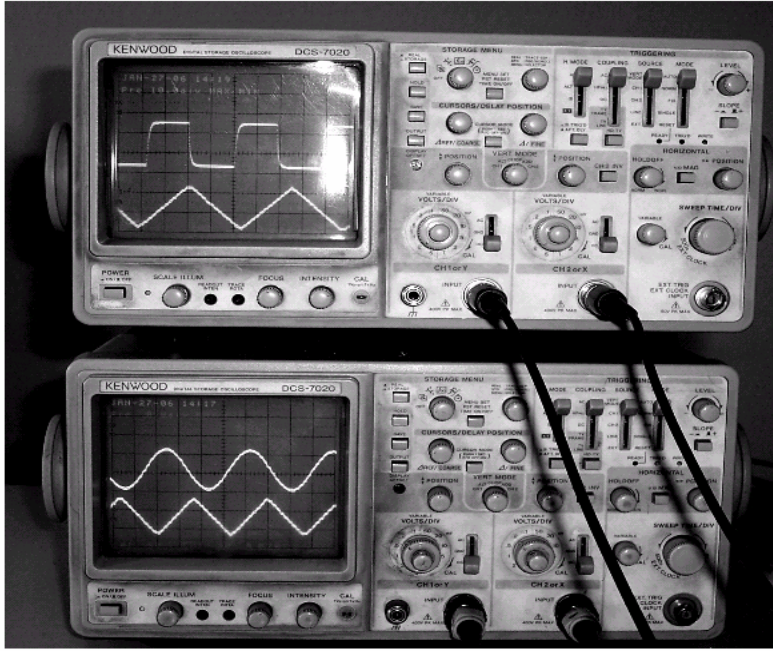
Biyotelemetri verici sistemi çalıştırıldığında “4 KANALLI BIOTELEMETRI CİHAZI” başlığı ekrana yazılır ve 2 sn sonra ana menu LCD ekranına gelir. Menü seçimi klavyenin F1, F2, F3, F4 ve F5 tuşları ile gerçekleştirildi. F1 tuşuna basıldığında dört farklı kanaldan hangi ölçümlerin (EKG, EMG, Kalp, Nefes, T.metre, Boş) yapılacağı belirlenir. Kanal girişleri belirlendikten sonra ekrana “GÖN” ifadesi gelir. Shift tuşuna basıldığında C8051 F020-TB işlemci iletişim hızını, senkronizasyon işaretlerini datanın özelliğini belirten komut kodu ve verileri düzenleyerek çoğullayıcı devresine uygular. Çoğullayıcı devresinde çoğullanan bu işaretler 433.4MHz FM/FSK verici modül ve whip anten ile elektromanyetik dalga olarak boşluğa yayılır. Veriler iletildiğinde ekranda kanal girişlerinin gönderildiğine dair ileti gelir. Yazılı ileti gönderme alt menüsüne F2 tuşu ile ulaşılır. Gönderilmek istenen ileti klavye ile yazılırken klavye devresinde her bir tuşa ait ASCII kodları üretilir ve C8051 F020-TB işlemcisine işlenmek üzere aktarılır. İleti shift tuşuna basılarak gönderilir. İleti alıcıya ulaştıktan sonra iletinin alındığına dair ileti gelir. Hazır ileti gönderme alt menüsüne F3 tuşu ile ulaşılır. Verici sisteminde önceden belirlenmiş 4 adet hazır ileti bulunmaktadır. Ekrandaki hazır iletilerden hangisi iletilmek istenirse klavyeden o tuşa basılması gerekir. Shift tuşuna basılarak iletiye

ait bir kod alıcıya gönderilir. Alıcı bu koda bakarak hangi iletinin geldiğini belirler. Hazır iletı gönderildikten sonra iletinin alındığını gösteren iletı ekrana gelir. F4 tuşu kanal girişlerinden gelen verilerin görüntülenmesini sağlayan alt menüyü çalıştırmaktadır. F4 tuşuna basıldığında kanal girişlerinden gelen ölçüm değerleri ekrana yazılır. Bu verileri iletme için shift tuşuna basılır. Kanal bilgilerinin gönderilmesi sırasında veri iletim hızını artırmak için verilerin görüntülenmesi iptal edilir ve ölçüm değerleri eş zamanlı olarak alıcıya iletilir. F5 tuşuna basılarak yardım menüsü görüntülenir. Yardım menüsünde sisteminin çalışması ve nasıl kullanılacağına ait açıklamalar bulunmaktadır.

4.5. Alıcı Sistemi

Biyotelemetri alıcı sistemine enerji verildiğinde ekrana “4 KANALLI BIOTELEMETRI CİHAZI” başlığı yazılır ve vericiden gelen radyo frekans dalgalarını algılanmaya başlar. Dağıtıcı devresinde kullanılan AT89S8252 işlemcisinde alıcı ve vericinin senkronizasyonu sağlanır, algılanan işaret içerisindeki komut kodları ile veriler ayrıldıktan sonra C8051 F020-TB ana işlemcisine uygulanır. Alıcı sistemi, komut kodlarına göre verileri sınıflandırır ve ölçümleri değerlerini uygun çıkış terminaline yönlendirilir. Ölçüm değerleri analog işaret olarak alınmak istendiğinde alıcının çıkış terminaline DAC bağlanmaktadır.

4 kanallı biyotelemetri cihazının aynı anda dört farklı analog işareti gönderebildiğini gösterebilmek için verici sisteminin girişine BK Precision 3040 sinyal jeneratörü ile 4 farklı analog işaret uygulanmıştır. Resim 4.1’de alıcı sisteminin çıkışında elde edilen bu işaretler Kenwood DCS-7020 osilaskopları ile görüntülenmiştir.



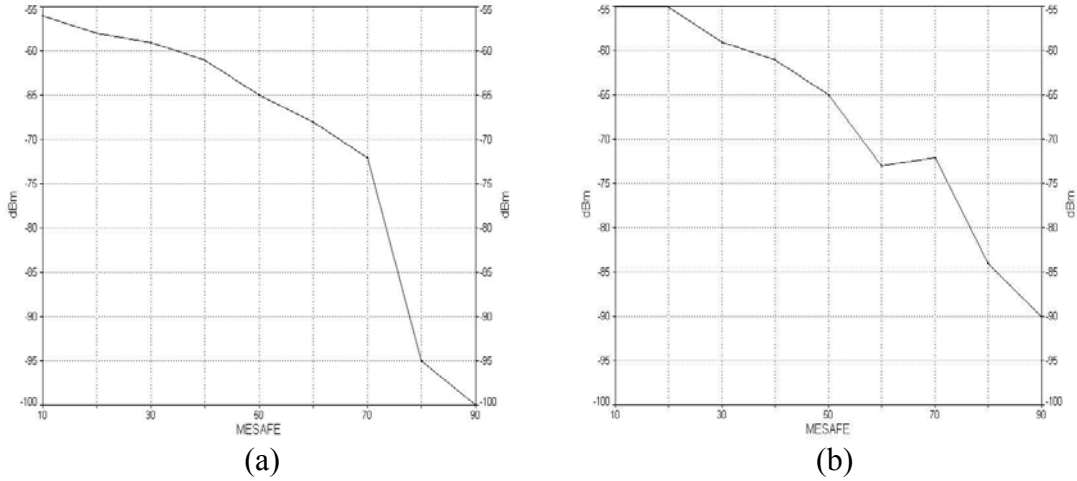
Resim 4.1. 4 Farklı analog işaretin aynı anda iletimi

4.6. İletim Mesafesi Ölçümü

Bina içi iletim mesafesini ve tekrarlayıcı sistemlerinin hangi noktalara yerleştirileceğini belirlemek için 4 kanallı biyotelemetri sisteminin RSSI seviyeleri bina içerisinde farklı noktalarda ölçülmüştür. İlk olarak verici sistemi bir odanın içerisine yerleştirilmiştir. Alıcı ve verici arasında duvarlar olacak şekilde alıcı oda içerisine yerleştirilmiştir. Bu durumda 433MHz ve 868MHz taşıyıcı frekansına sahip RF linkinin RSSI seviyeleri Fluke-45 Dual Display Multimeter ile ölçülmüştür. Ölçüm sonuçları RF modüllere ait veri sayfalarındaki tablolara göre dBm'e çevrilmiştir. Sırasıyla 433MHz ve 10mW çıkış gücüne sahip sistemde duvar başına ortalama 5,71dBm kayıp olduğu, 868MHz ve 500mW çıkış gücüne sahip sistemde ise duvar başına ortalama 2,87dBm kayıp olduğu görülmüştür.

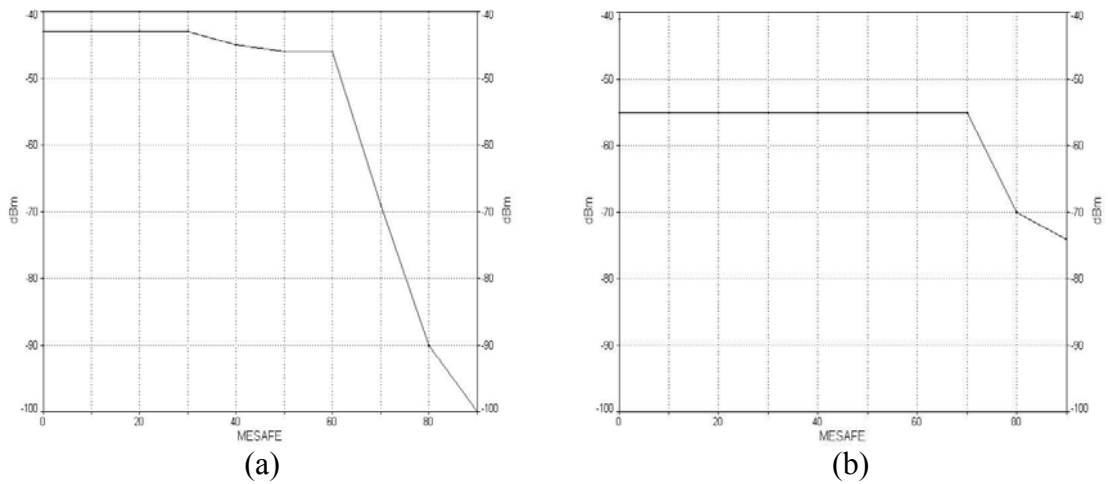
Verici oda içerisine yerleştirilip 10m aralıklarla bina içerisindeki 433MHz ve 868MHz taşıyıcı frekansına sahip RF linkinin RSSI seviyeleri ölçülmüştür (Şekil 4.6). Şekil 4.6.a ve Şekil 4.6.b kıyaslandığında 868MHz için RSSI seviyesinin daha büyük görülmesi ile birlikte RSSI seviyesinin düşüş eğiminin daha yüksek olduğu

görülmektedir. Bu bize bina içerisindeki 868MHz'lik sistemin 433MHz'lik sisteme göre daha fazla kayba uğradığını göstermektedir.



Şekil 4.6. Verici sistemi oda içerisinde a) 433MHz'lik RF linki
b) 868MHz'lik RF linki

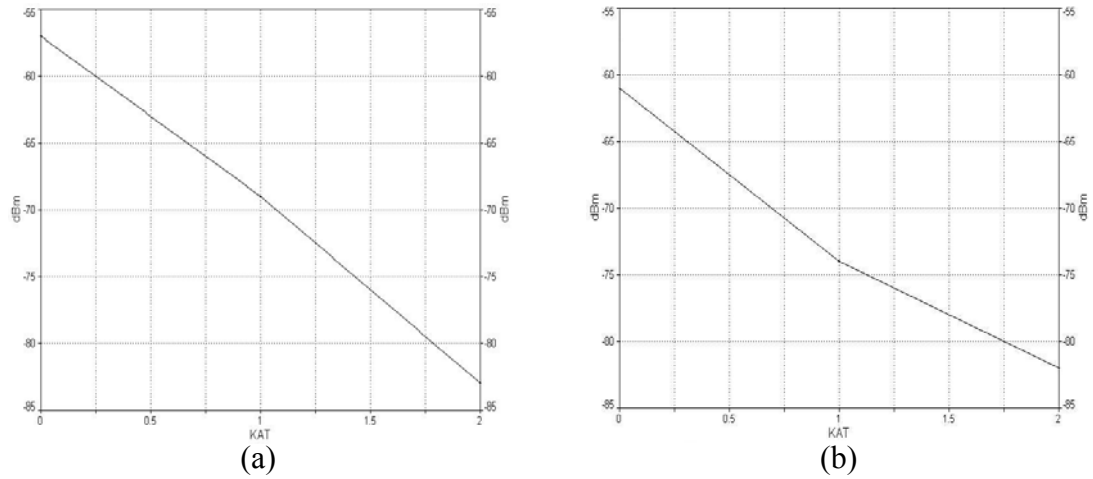
Verici koridora yerleştirilip 10m aralıklarla bina içerisindeki RSSI seviyeleri ölçülmüştür (Şekil 4.7). Şekil 4.7.a ve Şekil 4.7.b kıyaslandığında 433MHz'lik RF linkinin 60m'ye kadar çok az zayıfladığı ancak 60m'den sonra koridorun köşesi gelmiş ve zayıflama artmıştır. 70m'den sonra alıcı ve verici arasına odalar girmiş ve zayıflama daha fazla artmıştır. 868MHz'lik RF linki için ise 70m'ye kadar 500mW çıkış gücünün etkisi ile koridor içerisinde zayıflama görülmemiştir.



Şekil 4.7. Verici sistemi koridorda a) 433MHz'lik RF linki
b) 868MHz'lik RF linki

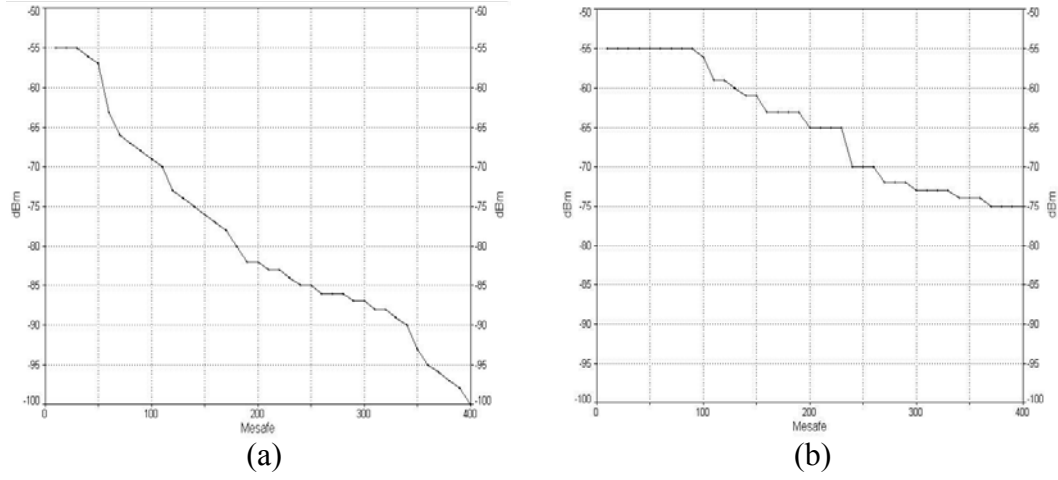
70m'den sonra alıcı ve vericinin arasına odaların girmesinden dolayı zayıflama artmıştır. 70m'den sonraki RSSI düşüm eğimine bakıldığında 868MHz'lik RF linkinin zayıflamasının 433MHz'den daha fazla olduğu görülmektedir.

Verici ve alıcı sistemi oda içerisine yerleştirilmiş ve aralarında 40m mesafe bırakılmıştır. Alıcı sistemi 3 katlı betonarme binada test edilmiş ve her bir kattaki RSSI seviyeleri ölçülmüştür (Şekil 4.8). 433MHz 10mW'lık RF linkinin her bir katta 13dBm, 868MHz 500mW'lık RF linkinin de her bir katta 10,5dBm kayba uğradığı belirlenmiştir.



Şekil 4.8. Verici ve alıcı sistemi katlar arasında a) 433MHz'lik RF linki
b) 868MHz'lik RF linki

Antenleri yerden 1,5m yüksekliğe yerleştirilmiş olan 433MHz ve 868MHz RF linki 2/4/2006 tarihinde Atatürk Kültür Merkezindeki 400m'lik açık alanda test edilmiş ve RSSI seviyeleri ölçülmüştür (Şekil 4.9). 433MHz RF linki her 10m başına ortalama 1,125dBm zayıflamıştır. -90dBm'de yayın karışmaya başlamış ve -95dBm'den sonra yayın kesilmiştir. 868MHz RF linki ise her 10m başına ortalama 0,5dBm zayıflamıştır. Yayında karışma ve kesilme gözlenememiştir.



Şekil 4.9. Verici ve alıcı sistemi açık alanda a) 433MHz'lik RF link
b) 868MHz'lik RF linki

Daha sonra 868MHz verici anteni bina balkonuna yerleştirildi. Alıcı sistemi de araç içerisine yerleştirdi ve şehir içerisinde yayın mesafesine bakıldı. Bu durumda maksimum 4Km'e uzaklıktan yayın tekrar elde edilmiştir. Ancak fiziki engeller yayının ara ara kesilmesine ve karışmasına neden olmuştur. Yapılan test, antenler uygun şekilde konumlandırıldığında 868MHz RF linki ile açık alanda uzak mesafe veri iletimi yapılabileceğini göstermiştir.

5. SONUÇ

Bu çalışma sayesinde hastadan alınan EKG, EMG, kalp atım oranı, solunum oranı, vücut sıcaklığı gibi fizyolojik verilerin ölçümü ve 4 farklı ölçüm sonucunun bina içerisinde iletilebilmesini sağlayan 4 kanallı kablosuz biyoteleometri cihazının bina içi iletim testleri yapılmıştır. Tekrarlayıcı kullanmadan -110dBm alıcı duyarlılığı olan FM/FSK verici modülleri ile bina içerisinde 70m uzaklığa veriler iletilmiştir. Gerçekleştirilen ölçüm cihazları ile fizyolojik işaretleri gürültüsüz ve kayıpsız olarak ölçüp kablosuz olarak tekrarlayıcı yardımı ile bina içerisinde istenilen herhangi bir noktaya iletilmiştir. RF linkini gerçekleştirmek üzere 433MHz 10mW FM/FSK ve 868MHz 500mW FM/FSK alıcı verici modülleri kullanılmıştır. Her iki frekans içinde bina içi RSSI seviyeleri ölçülmüştür. Binanın Faraday kafesi etkisinden dolayı 433MHz'lik sistemin 868MHz göre daha iyi sonuç verdiği ve bina içi RF iletiminde binanın frekans artıkça sinyali daha fazla zayıflatmaya uğradığı görülmüştür. Bunun sonucu olarak bina içi RF iletiminde 433MHz ve altındaki ISM bandlarının kullanılmasının daha uygun olduğu görülmüştür. Bir binadan bir başka binaya veya açık alan iletimi için 433MHz yerine 868MHz bandının kullanılmasının daha uygun bir çözüm olduğu tespit edilmiştir. İletim mesafesini artırmak için kullanılacak tekrarlayıcı sisteminin yeri için kesin bir şey söylemek mümkün değildir. Çünkü binaların mimari özellikleri tekrarlayıcı sisteminin yerini belirleyici olmaktadır. Tekrarlayıcı sistemlerinin yeri noktasında en doğru çözümün RSSI seviyeleri ölçülerek belirlenmesi olduğu görülmüştür.

Gerçekleştirilen sistem farklı biyolojik verilerin ölçülebilmesi ve sistemin ölçüm çeşidini artırmak için modüler olarak tasarlanmıştır. Yeni bir biyolojik veri ölçümünde sadece ölçüm cihazını tasarlamak yeterli olacaktır. Bu sayede hasta ile doktor arasındaki mesafe kaldırılmış ve devamlı gözetim altında tutulması gereken hastaların kendi yaşam alanları içinde hastalıklarının izlenebilmesine olanak sağlanmıştır.

KAYNAKLAR

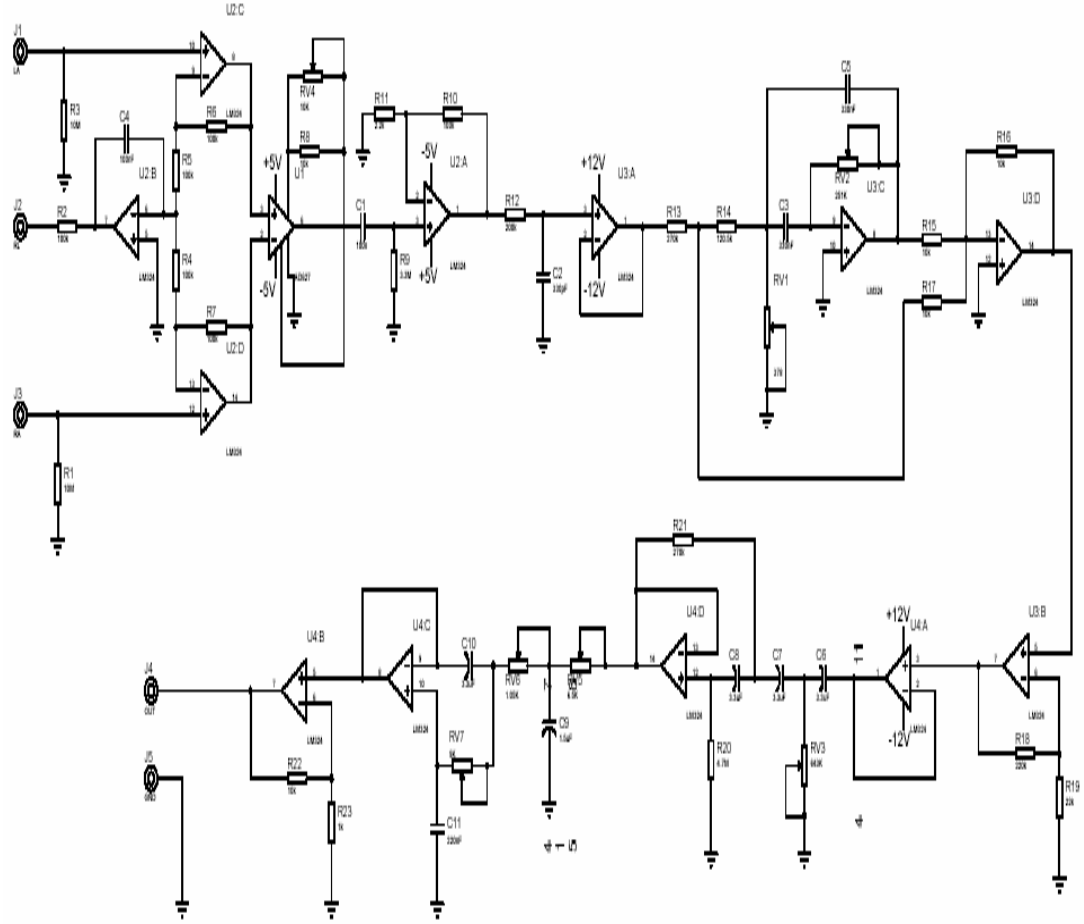
1. Garshnek V., Burkle F., “Applications Of Telecommunications To Disaster Medicine”, *Journal of the American Medical Informatics Association*, 6(1): 26-37, (1999).
2. Güler N. F., Übeyli E. D., “Theory And Applications Of Biotelemetry”, *Journal Of Medical Systems*, 26(2): 159-178, (2002).
3. Yılmaz E., “Uzayda Olsanız da Sağlığınız Denetim Altında” *Bilim Teknik Dergisi*, Mart (3): 44-47, (1999).
4. Filho P.B., Azevedo F.M., “Proposal of a Telemetry System for Bioelectrical Signals Monitoring”, *XV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingenieria Biomédica*, Valência Espanha, 140 – 143, (1997).
5. Bai J., Hu B., “A Communication Server for Telemedicine Applications”, *IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine*, 1(3): 205-209 (1997).
6. Modaneszadeh M., Robert N., “Wireless, 32-Channel9 EEG and Epilepsy Monitoring System, Proceedings”, *19th International Conference-IEEE/EMBS*, Chicago, IL. USA, 205-209, (1997).
7. Pedram M., Karthik N., Babak Z., Khalil N., and Crary S.B., “An Ultralight Biotelemetry Backpack for Recording EMG Signals in Moths”, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 48(6): 734-737, (2001).
8. Aman A. Al-Imari K., Rashid M., “Telemetry Based System for Measurement and Monitoring of Biomedical Signals”, *Proceedings of The 3rd IEEE International Workshop on System-on-Chip for Real-Time Applications*, Calgary Canada, (2003)
9. Melnyk M.D., Silberman J.M., “A Wireless Electrocardiogram System”, Yüksek Lisans Tezi, *Cornell University Master of Engineering*, Cornell University, 3-6 (2004).
10. Thaddeus R. F., Fulford J., Wei G., Welsh M., “A Portable, Low-Power, Wireless Two-Lead EKG System”, *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Francisco, CA, USA, 1.5: 2141-2144, (2004).
11. Mohseni P., Najafi K., Eliades S., Wang X., “Wireless Multichannel Biopotential Recording Using An Integrated Fm Telemetry Circuit”, *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 13(3): 263-271 (2005).

12. Engin M., Çağlar E., Engin E.Z., “Real-Time ECG Signal Transmission Via Telephone Network”, *Elsevier Measurement*, 37(2):167-171, (2005).
13. Pouloupoulos S., Kyriacou E., “A Novel Emergency Telemedicine System Based on Wireless Communication Technology – AMBULANCE”, *IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine*, 2(4):261-267, (1998).
14. Karagozoglu B., “A Multichannel Biotelemetry System”, *International Biomedical Engineering Days*, İstanbul, Turkey, 64-69, (1992).
15. Yazgan E., Korürek M., “Tıp Elektroniği”, *İTÜ Baskı Atölyesi*, İstanbul, 177-207, (1995).
16. Khandpur R.S., “Handbook of Biomedical Instrumentation”, 8. Edition, *Mcgraw-Hill*, New Delhi, 1987
17. Bhargava A., Zoltowski M., “Sensors and Wireless Communication for Medical Care”, *Proceedings of the 14th International Workshop on Database and Expert Systems Applications (DEXA'03)*, West Lafayette in USA, 1-5, (2003).
18. Yıldız M., “EKG ve EMG Sinyallerinin Yüksek Duyarlıklı Olarak Ölçülmesi”, Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 28-71, (2000).
19. Pastacı H., “Modern Elektronik Sistemler”, *Yıldız Teknik Üniversitesi*, İstanbul, 266-297, (1996)
20. Lozano-Nieto A., “The Measurement, Instrumentation and Sensors Handbook”, *CRC Press, Boca Raton*, Pennsylvania, 87.1 - 87.17, (1999)
21. Welkowitz W., Deutsch S., Akay M., “Biomedical Instruments Theory and Design”, *Academic Press*, 313-330, (1991).
22. EN 300 220-1 V1.2.1, *European Telecommunications Standards Institute*, (1997).
23. Egea-Lopez E., Martinez-Sala A., Vales-Alonso J., Garcia-Haro J., Malgosa-Sanahuja J., “Wireless Communications Deployment in Industry: A Review of Issues, Options and Technologies”, *Computers in Industry*, 29-53, (2004).
24. Commercial Wireless Technologies For Public Safety Users, *Criminal Justice Technology*, (2000).
25. Bradley J. B., “Wireless Communication:at WMU and Beyond”, *CEAS Weekly Seminar*, Michigan, (2003).

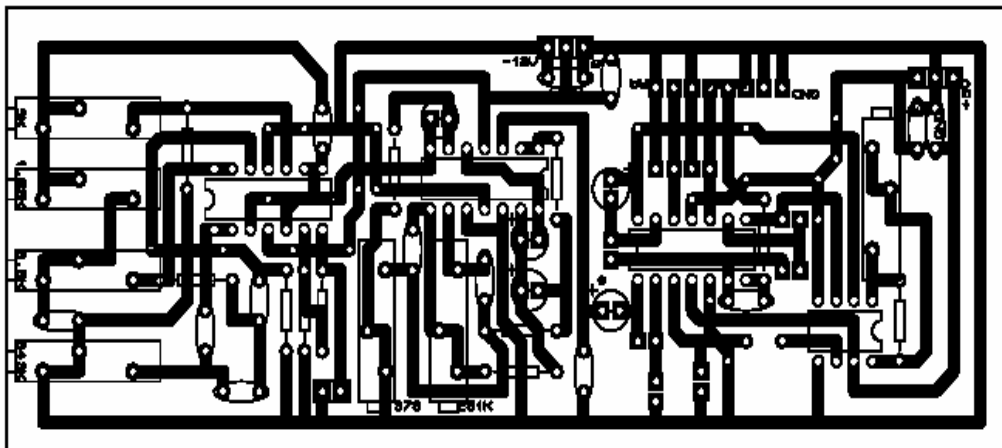
26. Linx Technologies , “AN-00500, Antennas: Design, Application, and Performance”, *Application Note*, (2006).
27. Udea, “UN-2305v02 RF Alıcı Ve Verici, Birimleri İçin Düşük Boyutlu PCB Anten Uygulamaları”, *Uygulama Notu*, (2003).
28. Tomas W., “Electronic Communication System”, *Prentice Hall*, USA, (1988).
29. Pfizer, “EKG El Kitabı”, *Current Medical Literature*, London, 25-78, (2000).
30. Kelly J., “Electromyography for Clinician in Clinical Medicine”, *J. A. Spittel Jr. Ed.* Philadelphia: Harper-Row, 247-304, (1981)
31. Kimura J., “Electrodiagnosis in Disease of Nerve and Muscle: Principles and Practice”, *F. A. Davis*, Philadelphia, 149-176, (1983).
32. Butchal P., Rosenfalck A., “Action Potential Parameters in Normal Human Muscle and Their Physiological Determinants” *Acta Physiologica Scandinavica*, 30: 219-229, (1954).
33. Fawcett P.R.W., “Macroelectromyography: a Review of The Technique and Its Value in The Investigation of Neuromuscular Disorders.”, *Muscle Nerve*, 11:36-45, (2002).
34. Guyton, Arthur C., “Textbook of Medical Physiology”, *W.B. Saunders Co*, Missisipi, 669-682, (1986).
35. Scott R., Harris MD., “Pressure-Volume Curves of the Respiratory System”, *Respiratory Care*, 50(1): 78-99, (2005).
36. Guyton, Arthur C., “Basic Human Physiology: Normal Function and Mechanisms of Disease”, *W.B. Saunders Co*, Missisipi, 1225-1240, (1971).
37. C8051F020-DS14, *Silicon Laboratories*, Preliminary Rev. 1.4 12/03 Copyright (2003).
38. Udea, “UTR-C12 UHF Data Modül”, *Operation Guide*, Version 1.4 (2004).

EKLER

EK-1 Devre şemaları

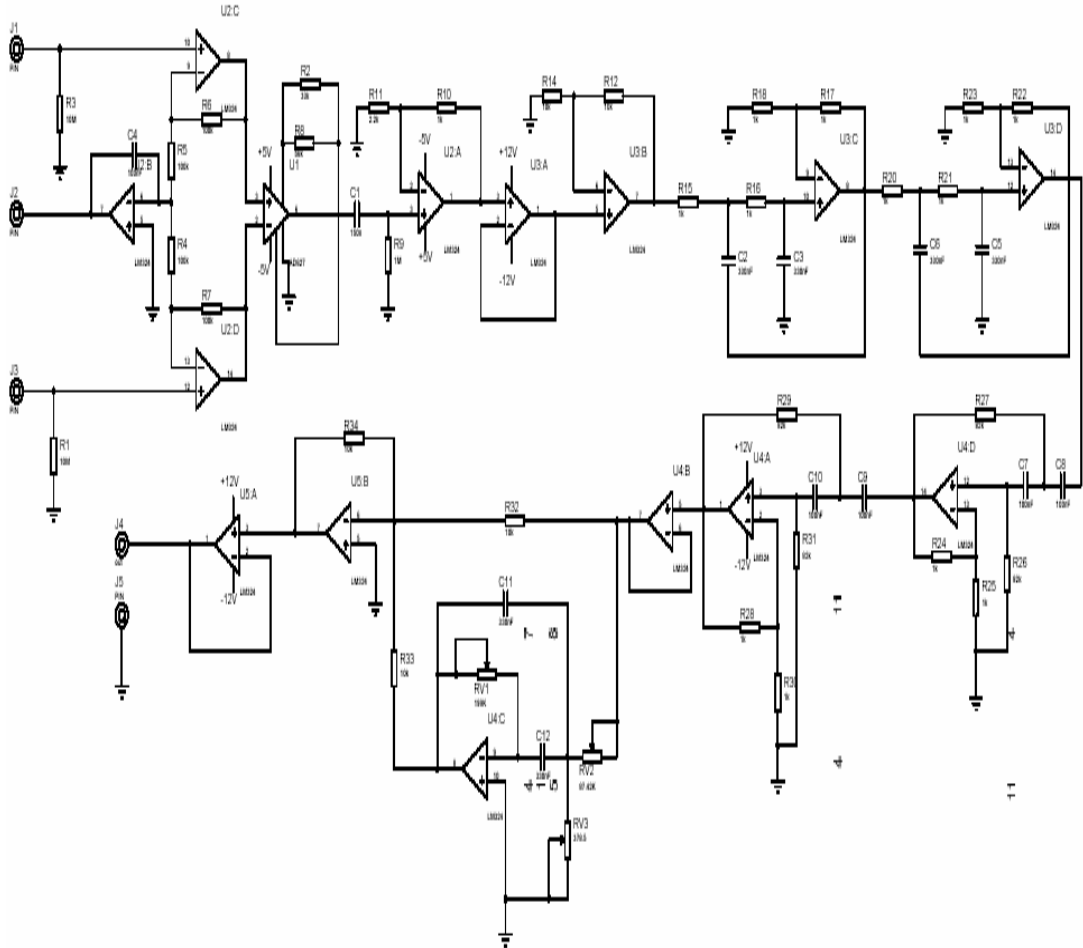


Şekil 1.1. EKG yükselteci açık devre şeması

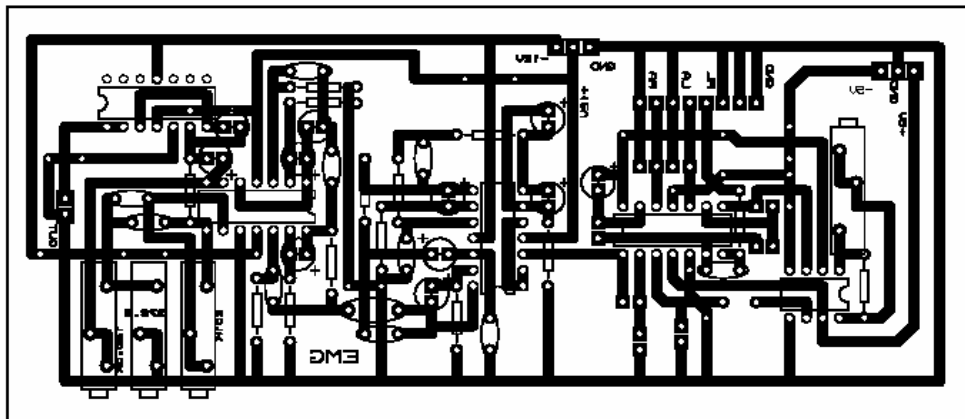


Şekil 1.2.EKG yükselteci baskı devre şeması

EK-1 (Devam) Devre şemaları

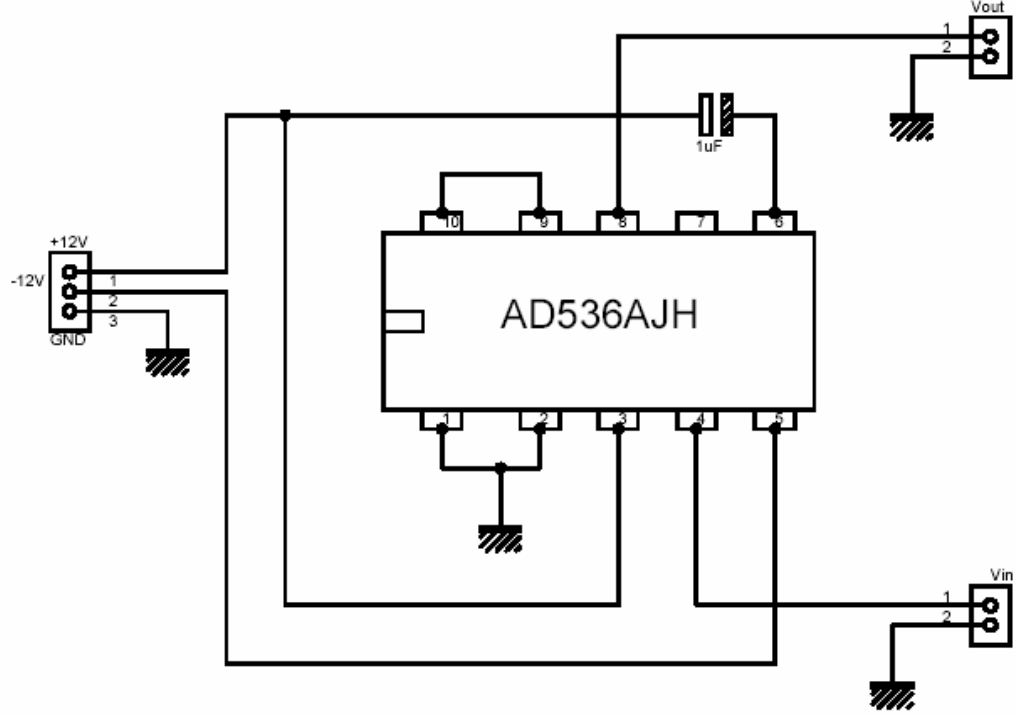


Şekil 1.3.EMG yükseltici açık devre şeması

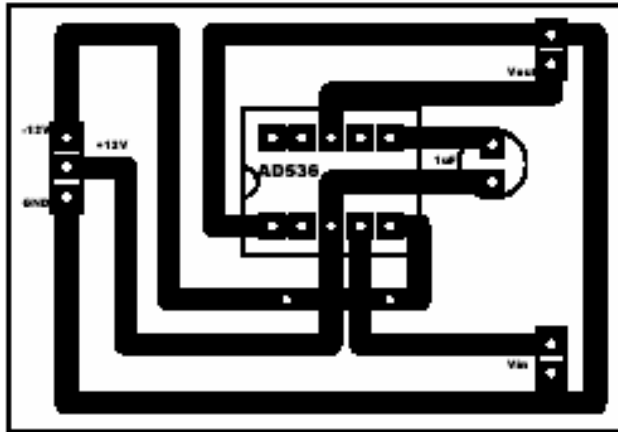


Şekil 1.4.EMG yükseltici baskı devre şeması

EK-1 (Devam) Devre şemaları

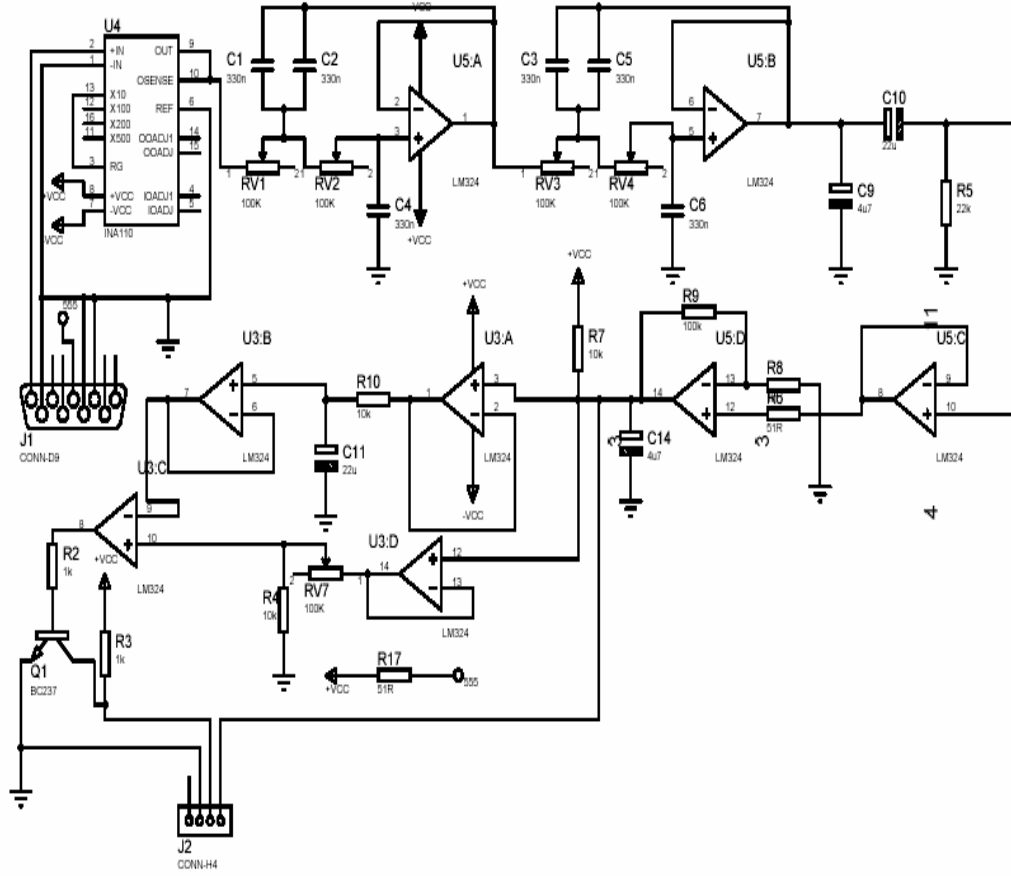


Şekil 1.5.RMS DC dönüştürücü açık devre şeması

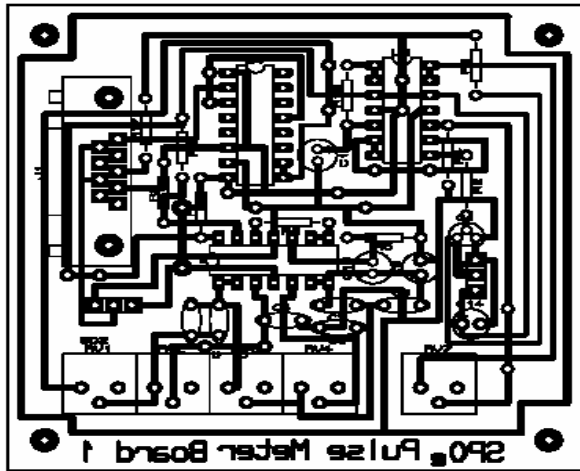


Şekil 1.6.RMS DC dönüştürücü baskı devre şeması

EK-1 (Devam) Devre şemaları

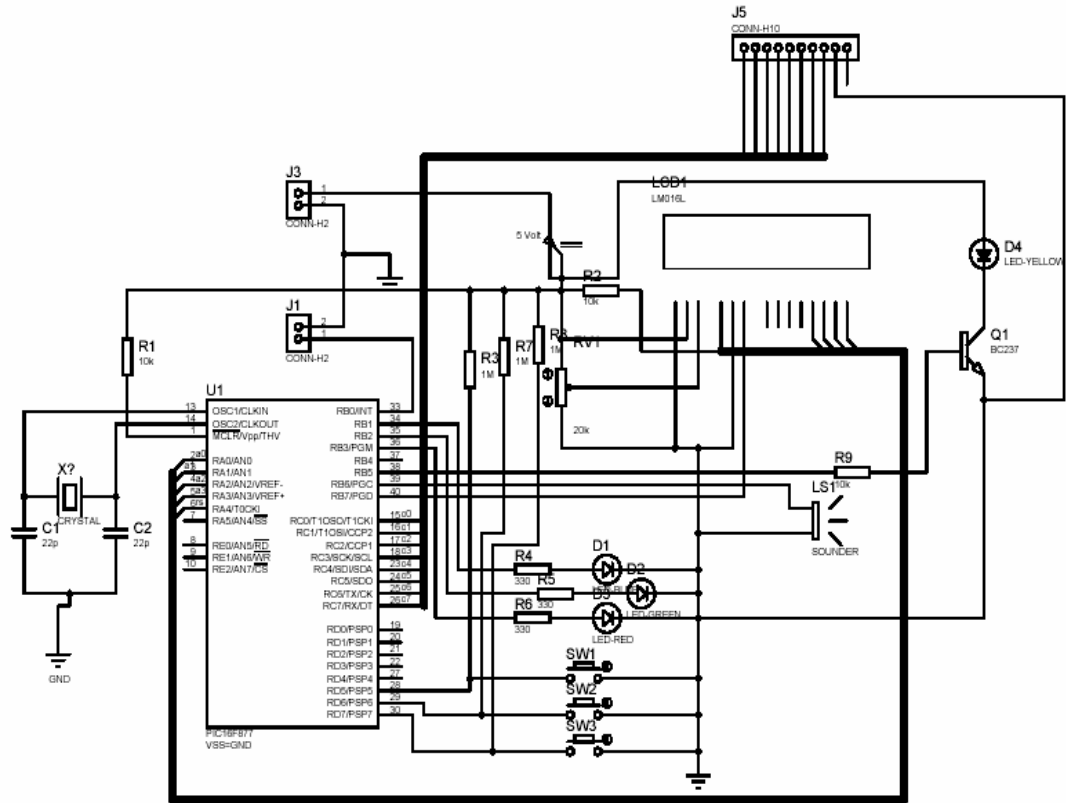


Şekil 1.7.Kalp atım hızı ölçüm kartı açık devre şeması

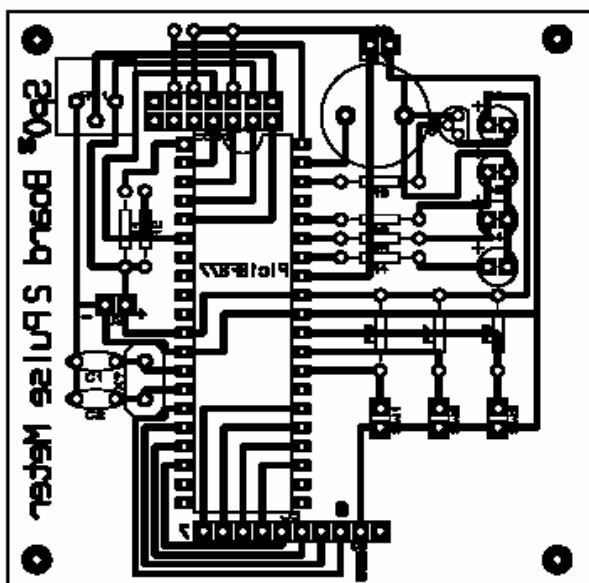


Şekil 1.8.Kalp atım hızı ölçüm kartı baskı devre şeması

EK-1 (Devam) Devre şemaları

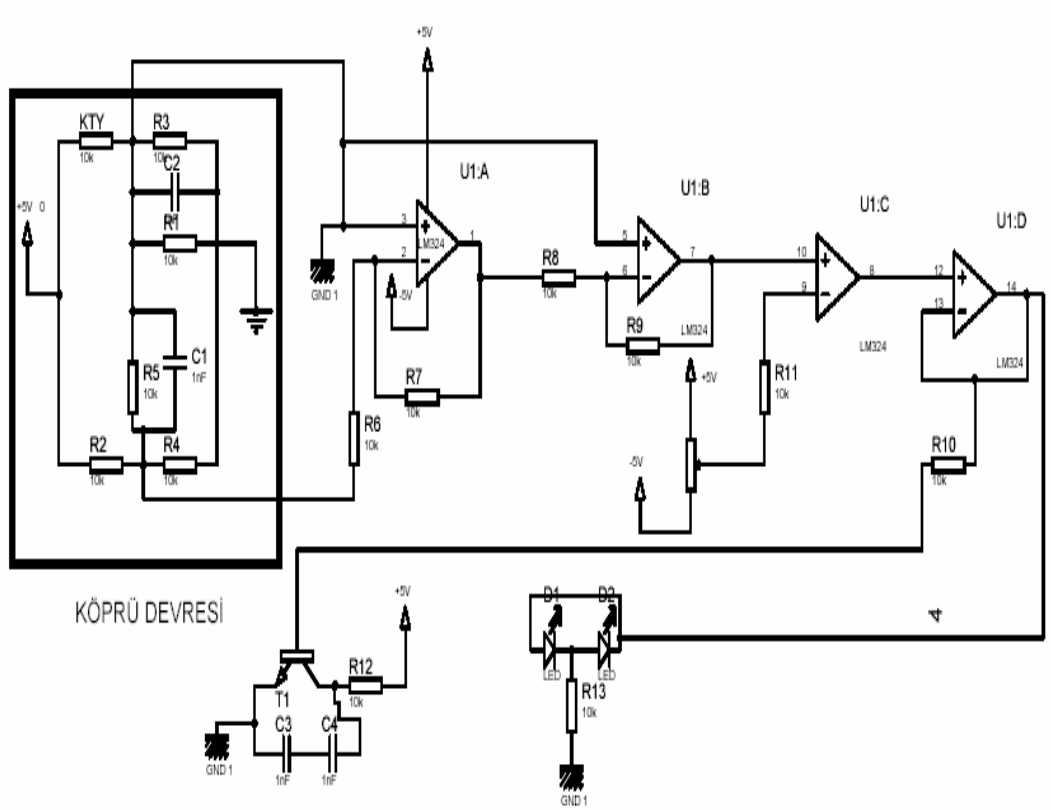


Şekil 1.9.Kalp atım hızı ana ölçüm devresi açık devre şeması

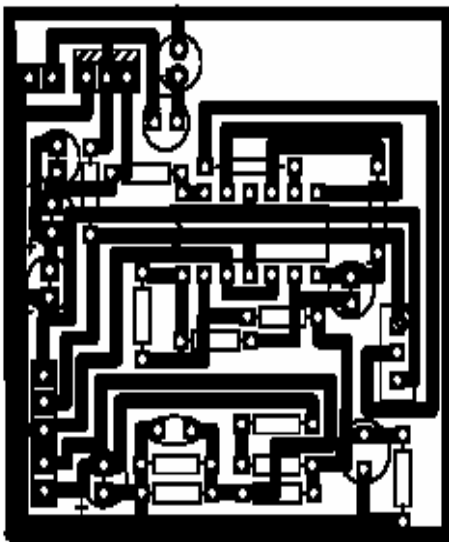


Şekil 1.10.Kalp atım hızı ana ölçüm devresi baskı devre şeması

EK-1 (Devam) Devre şemaları

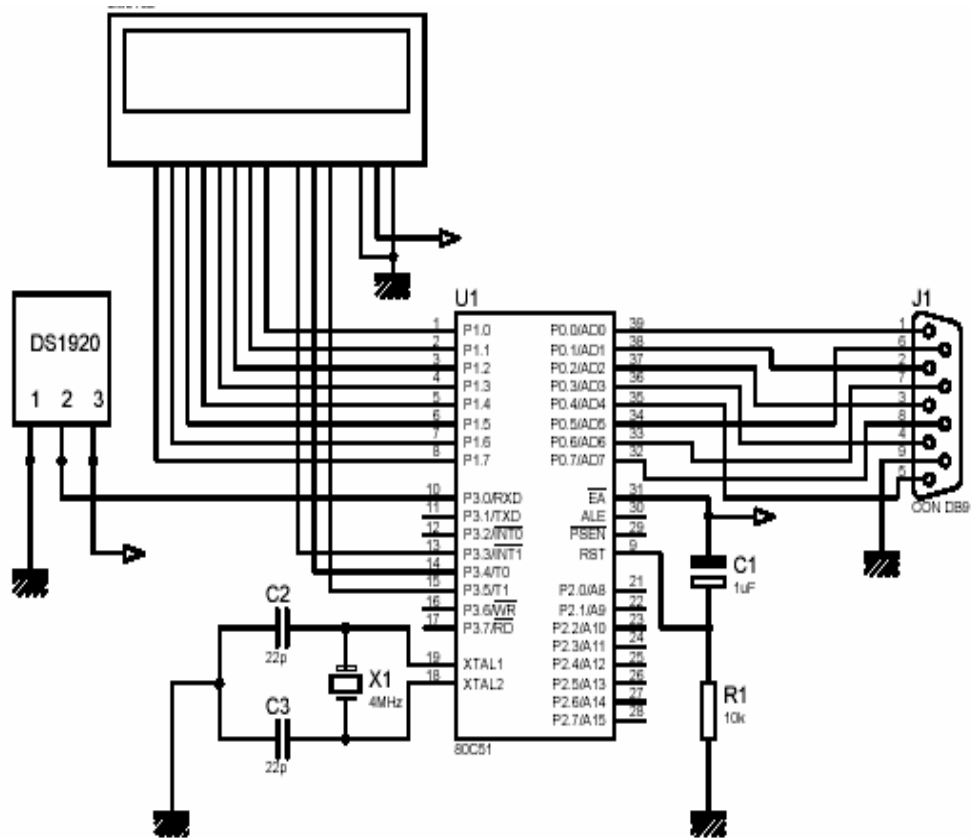


Şekil 1.11.Solunum oranı ölçüm kartı açık devre şeması

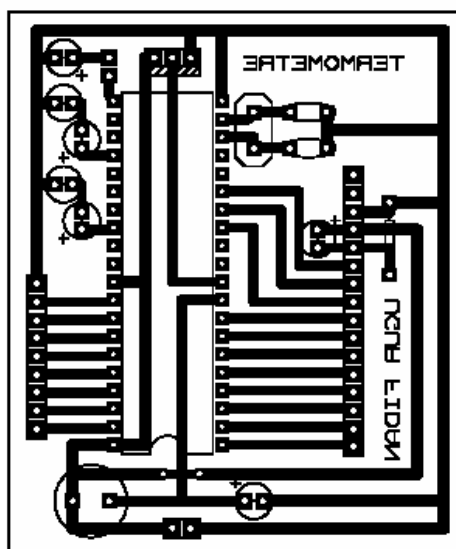


Şekil 1.12.Solunum oranı ölçüm kartı baskı devre şeması

EK-1 (Devam) Devre şemaları

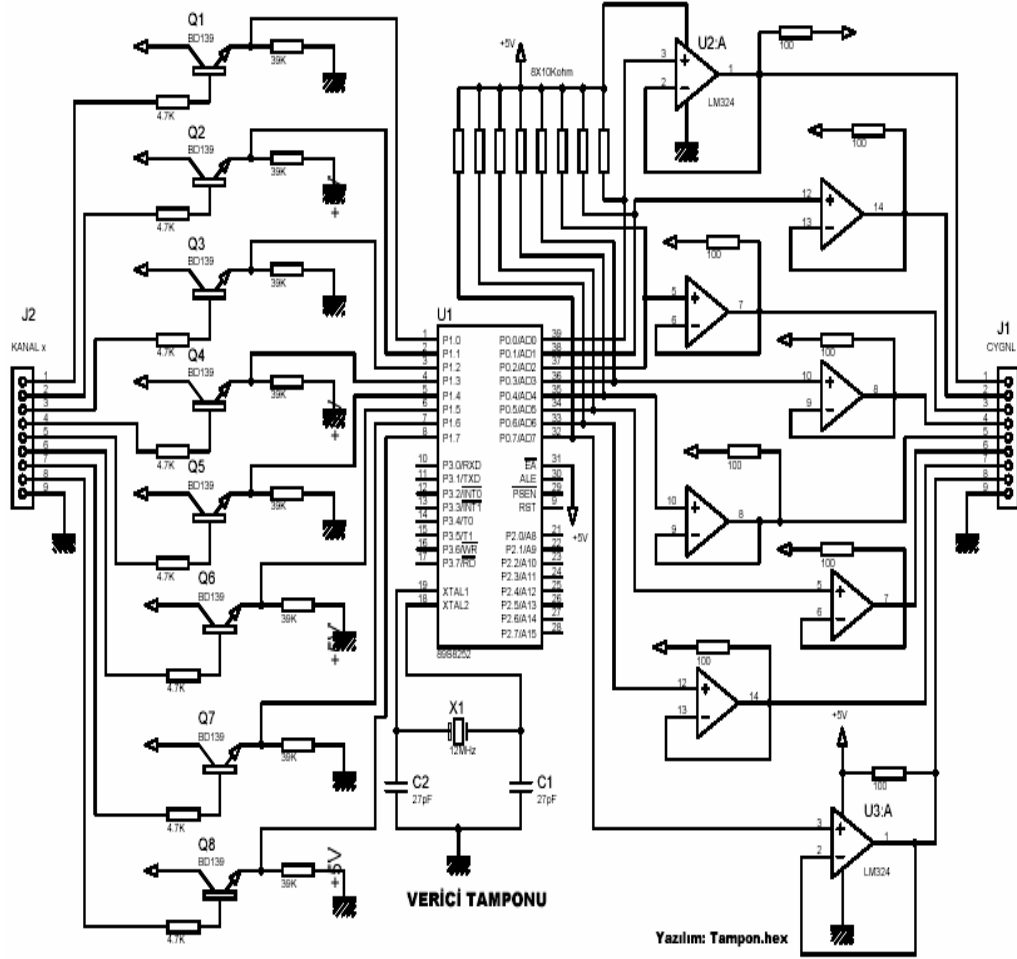


Şekil 1.15.Vücut sıcaklığı ölçümü açık devre şeması

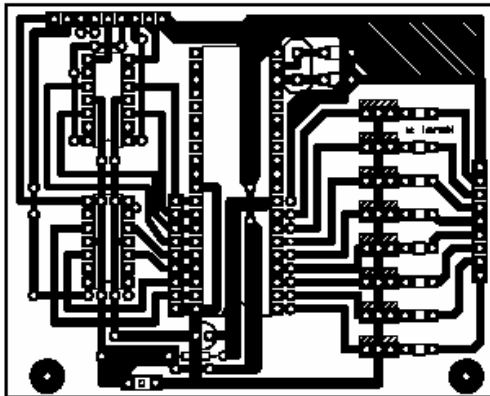


Şekil 1.16.Vücut sıcaklığı ölçümü baskı devre şeması

EK-1 (Devam) Devre şemaları

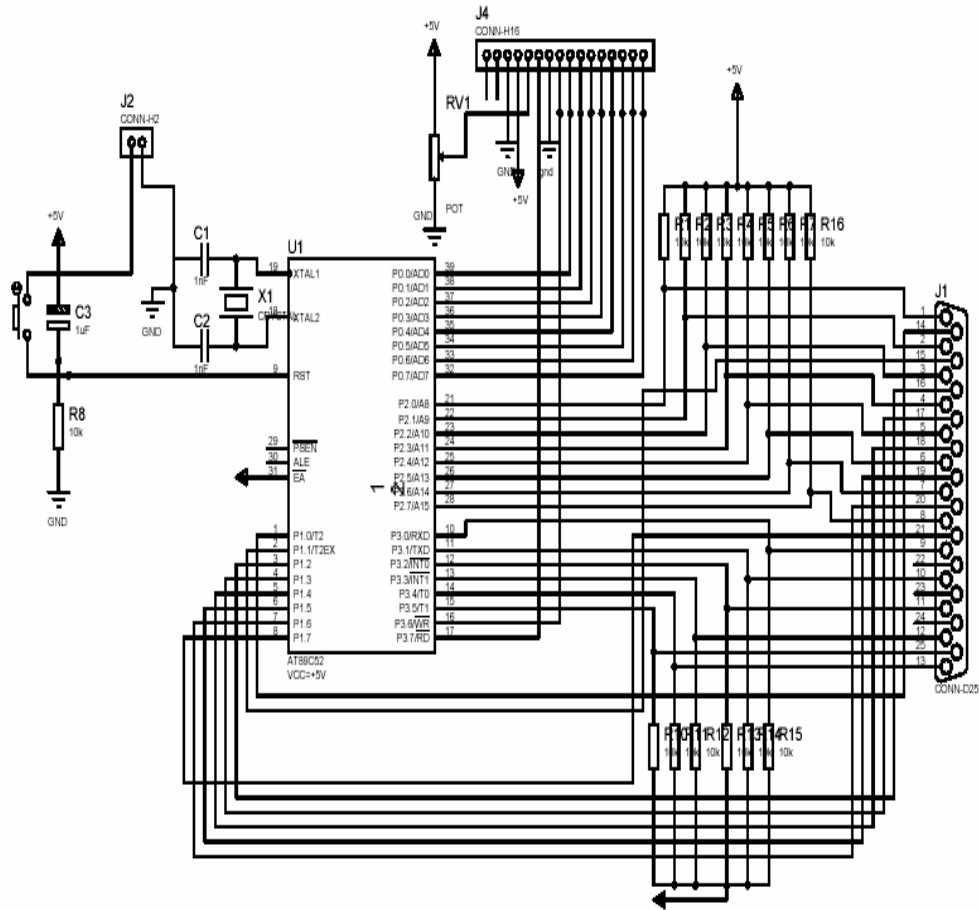


Şekil 1.17.Verici tampon devresi açık devre şeması

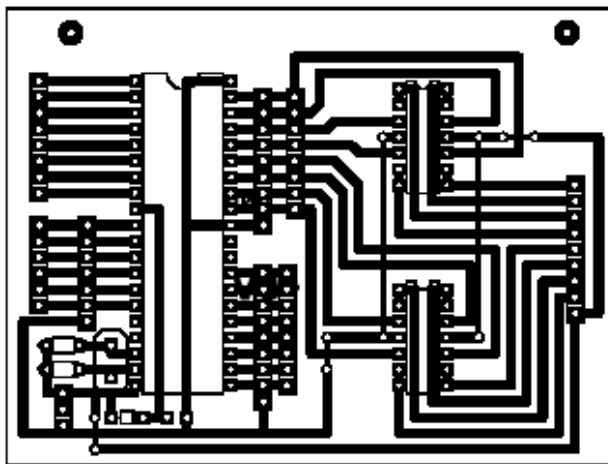


Şekil 1.18.Verici tampon devresi baskı devre şeması

EK-1 (Devam) Devre şemaları

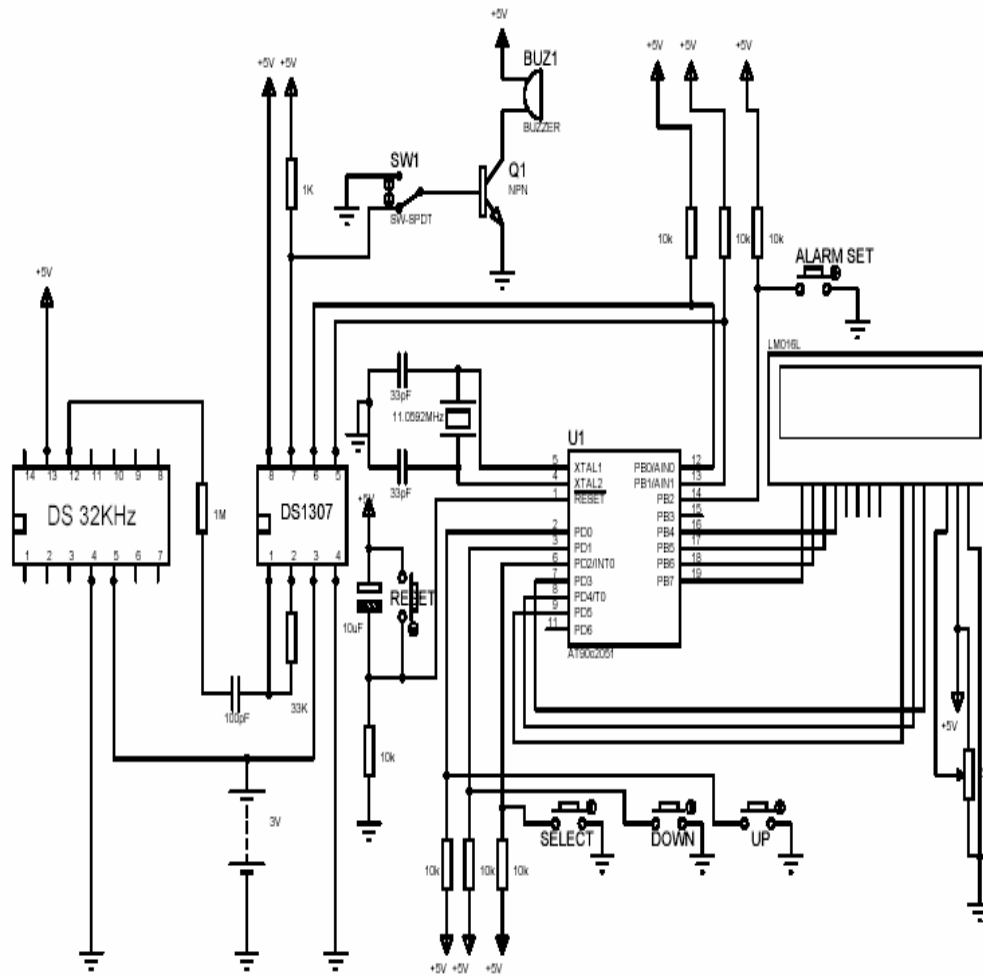


Şekil 1.19. Klavye devresi açık devre şeması

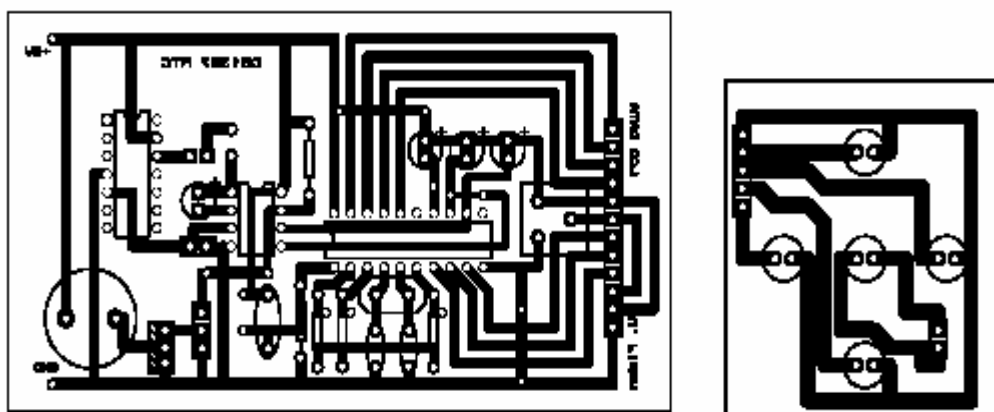


Şekil 1.20. Klavye devresi baskı devre şeması

EK-1 (Devam) Devre şemaları

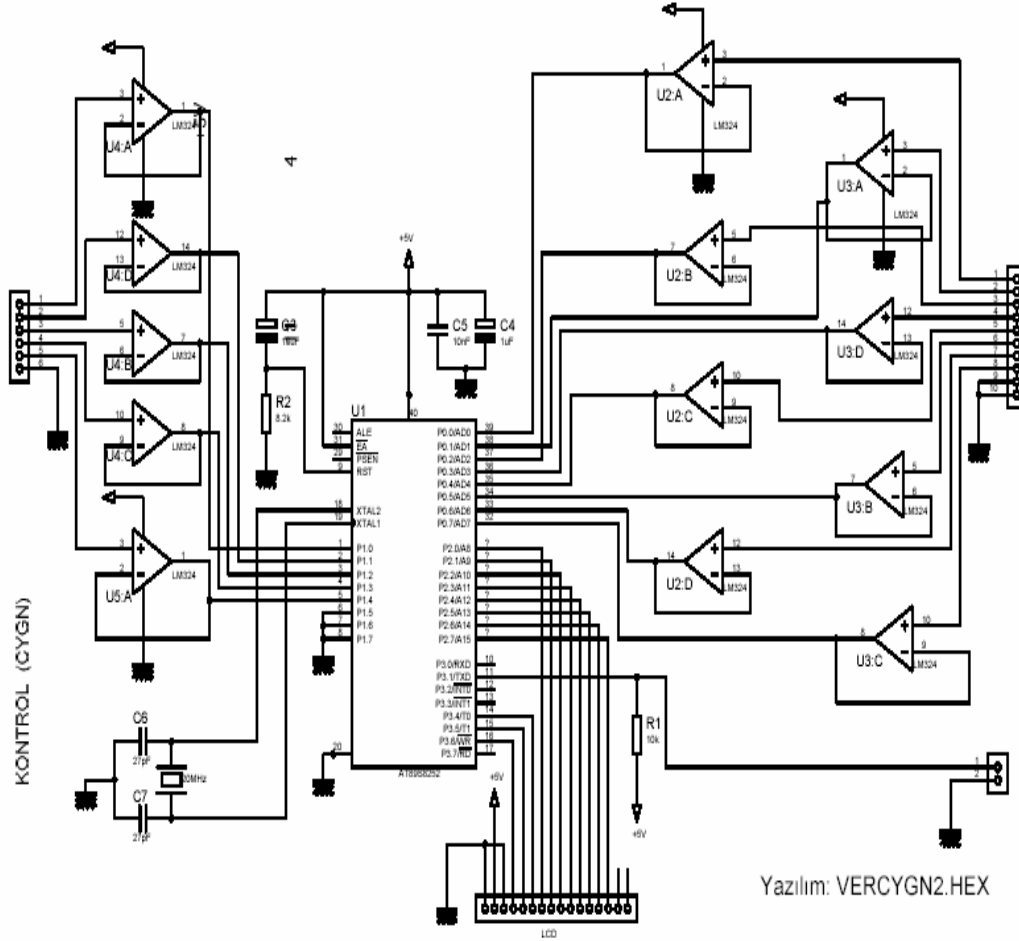


Şekil 1.21. Dijital saat devresi açık devre şeması

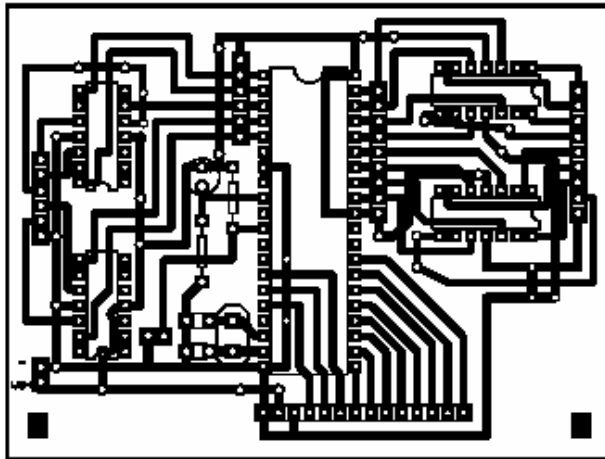


Şekil 1.22. Dijital saat devresi baskı devre şeması

EK-1 (Devam) Devre şemaları

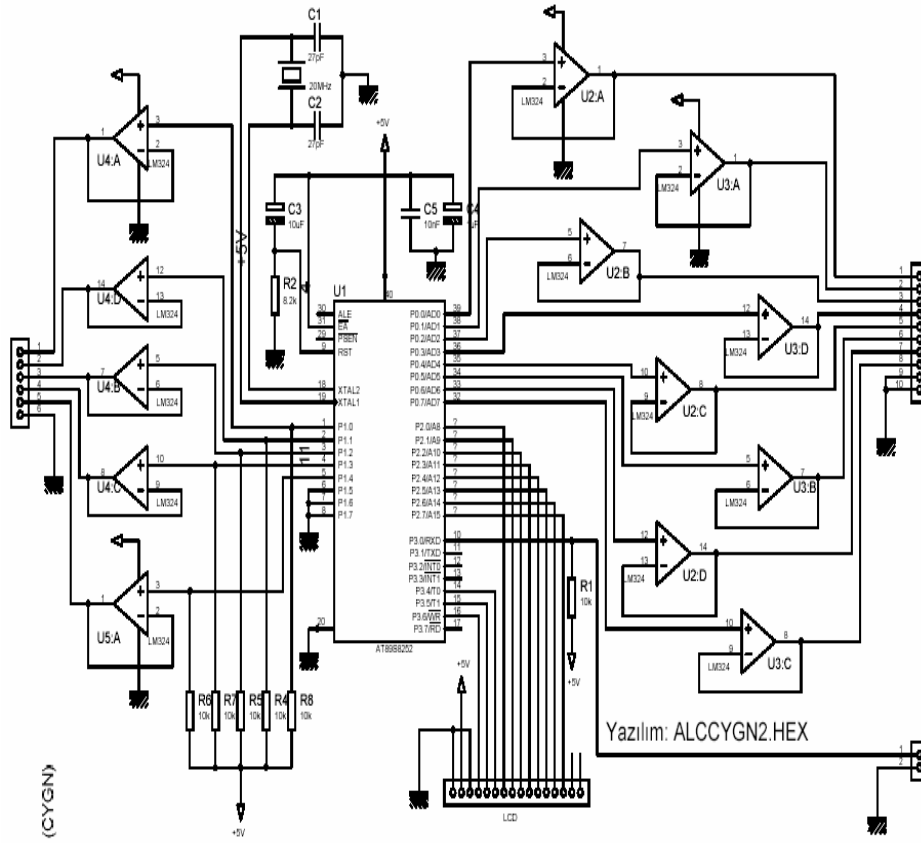


Şekil 1.23. Verici çoğullayıcı açık devre şeması

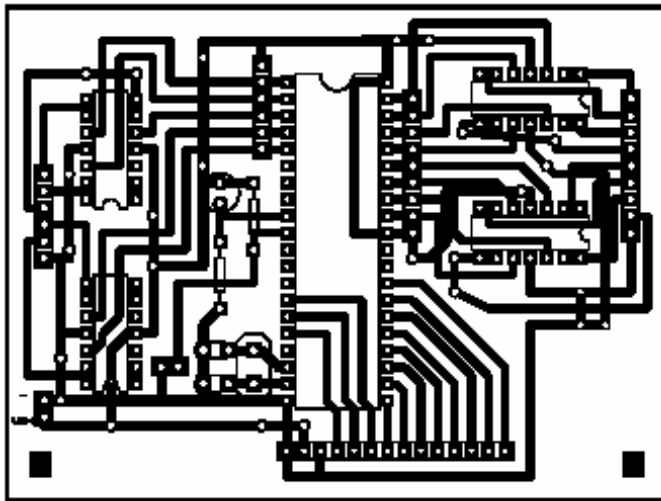


Şekil 1.24. Verici çoğullayıcı baskı devre şeması

EK-1 (Devam) Devre şemaları

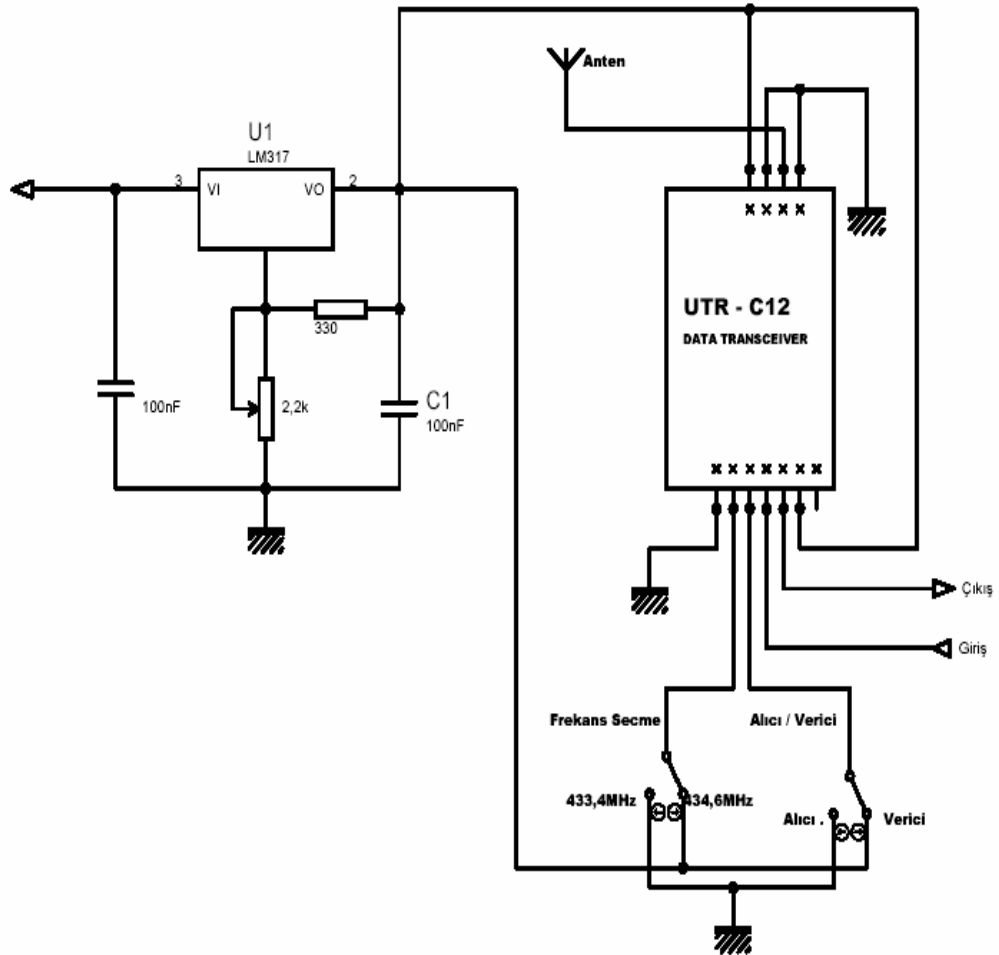


Şekil 1.25. Alıcı tekilleyici açık devre şeması

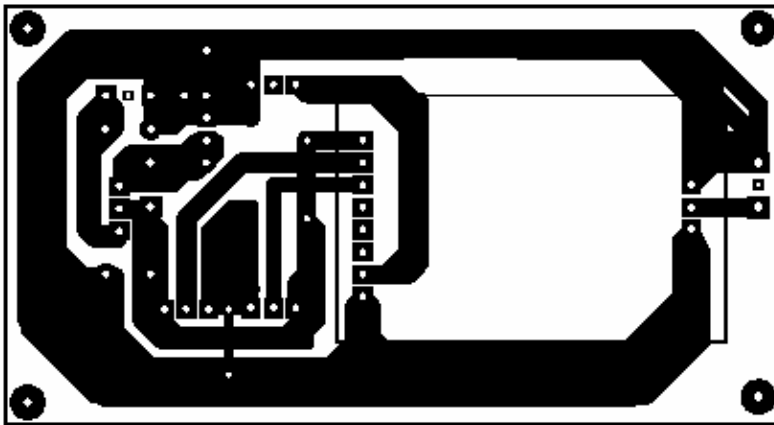


Şekil 1.26. Alıcı tekilleyici baskı devre şeması

EK-1 (Devam) Devre şemaları

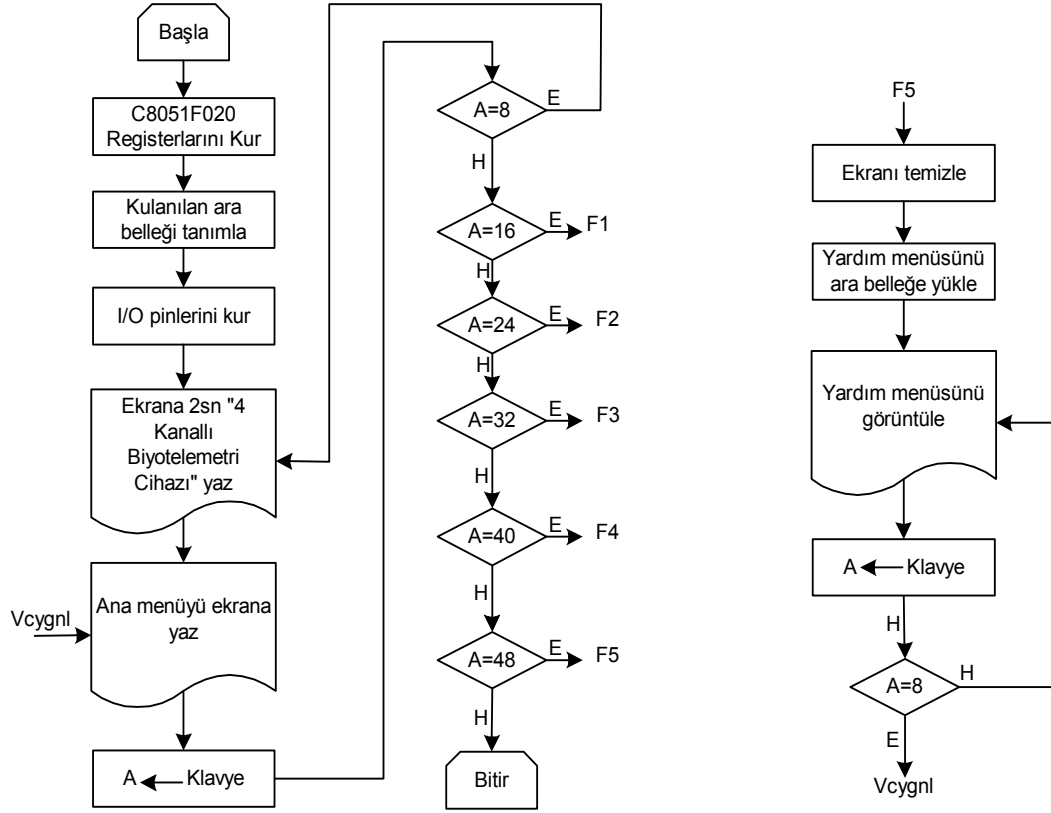


Şekil 1.29. FM/FSK alıcı verici açık devre şeması



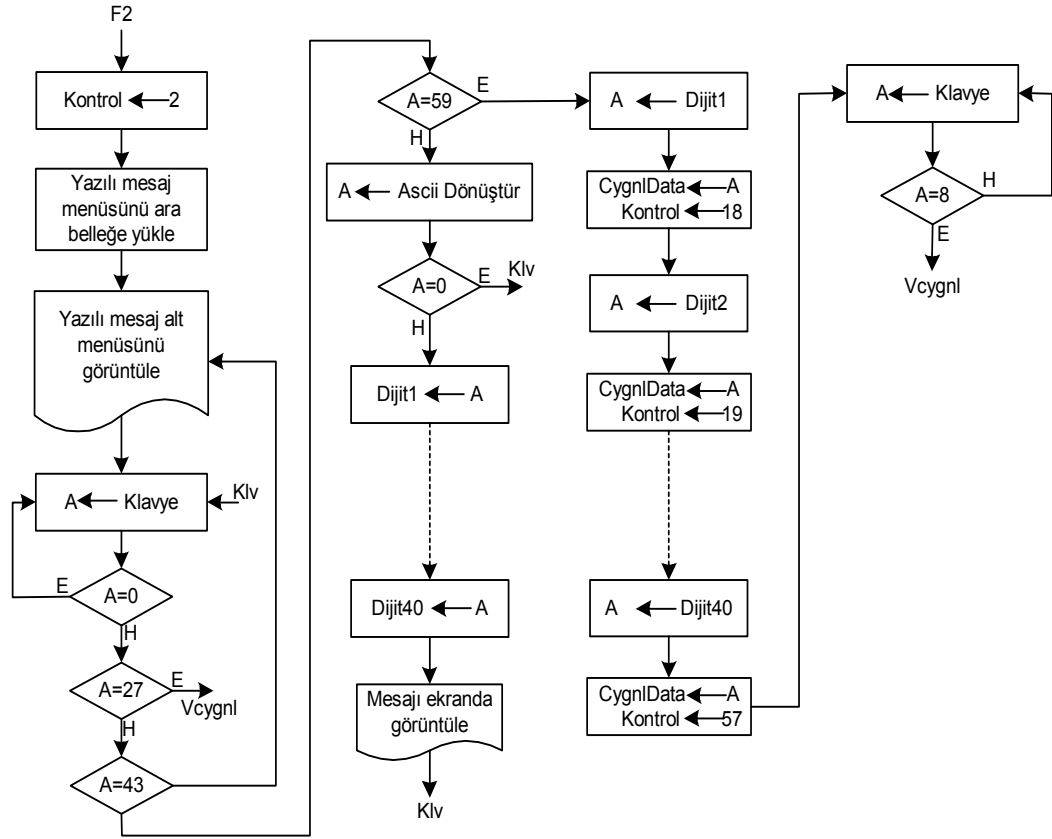
Şekil 1.30. FM/FSK alıcı verici baskı devre şeması

EK-2 Program akış diyagramları



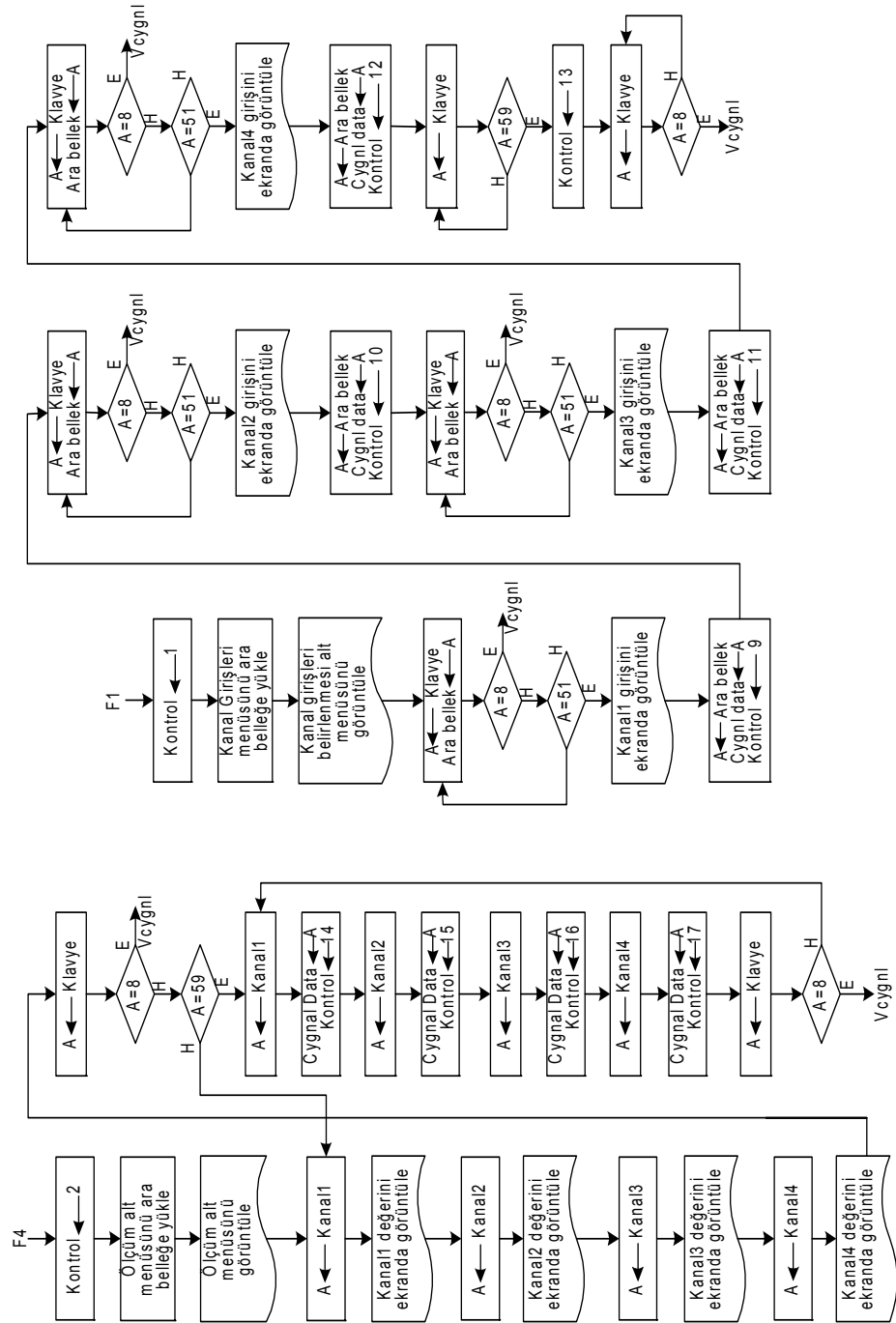
Şekil 2.1.Verici ana işlemci program akış diyagramı

EK-2 (Devam) Program akış diyagramları



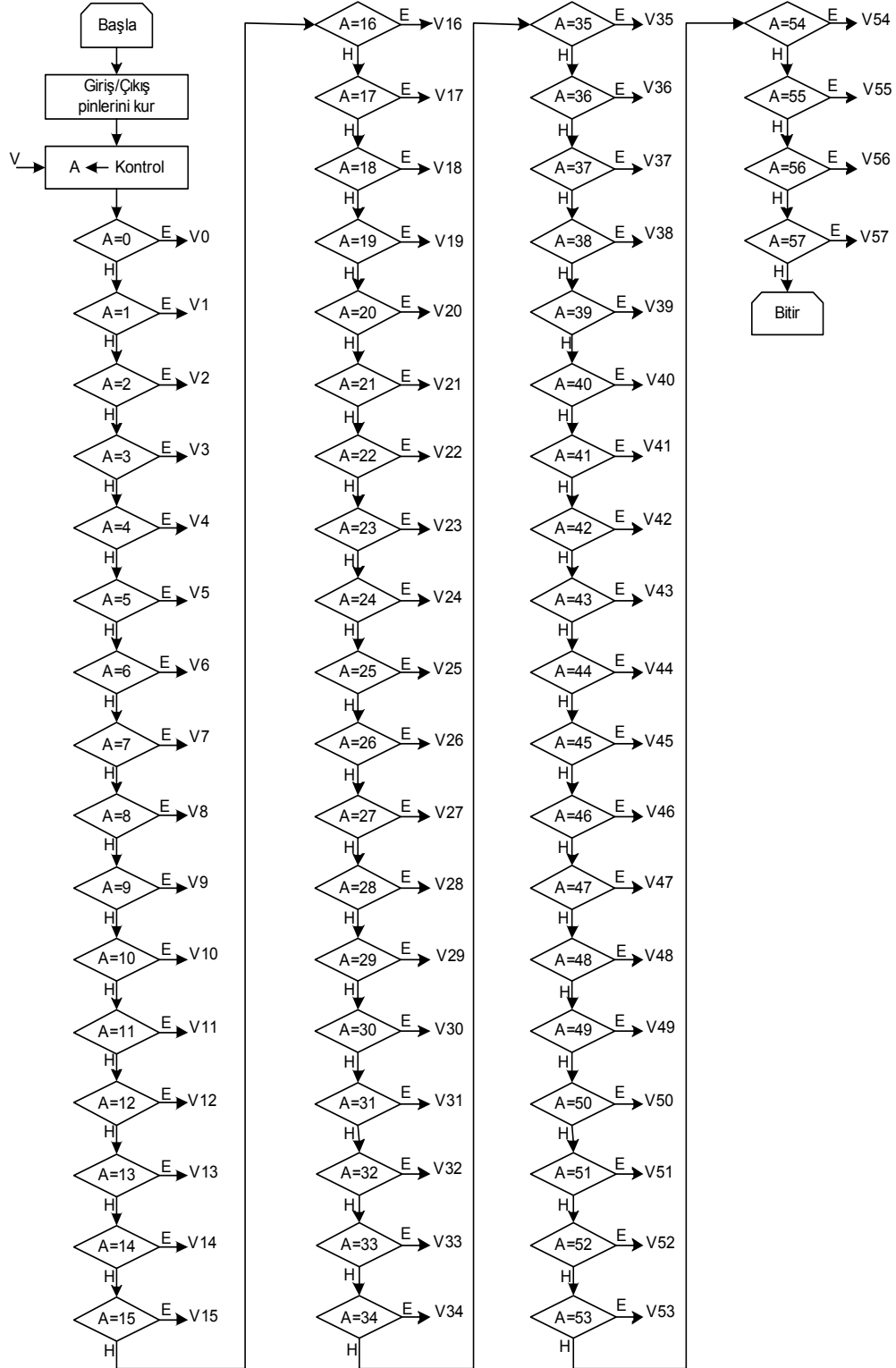
Şekil 2.1.(Devam) Verici ana işlemci program akış diyagramı

EK-2 (Devam) Program akış diyagramları



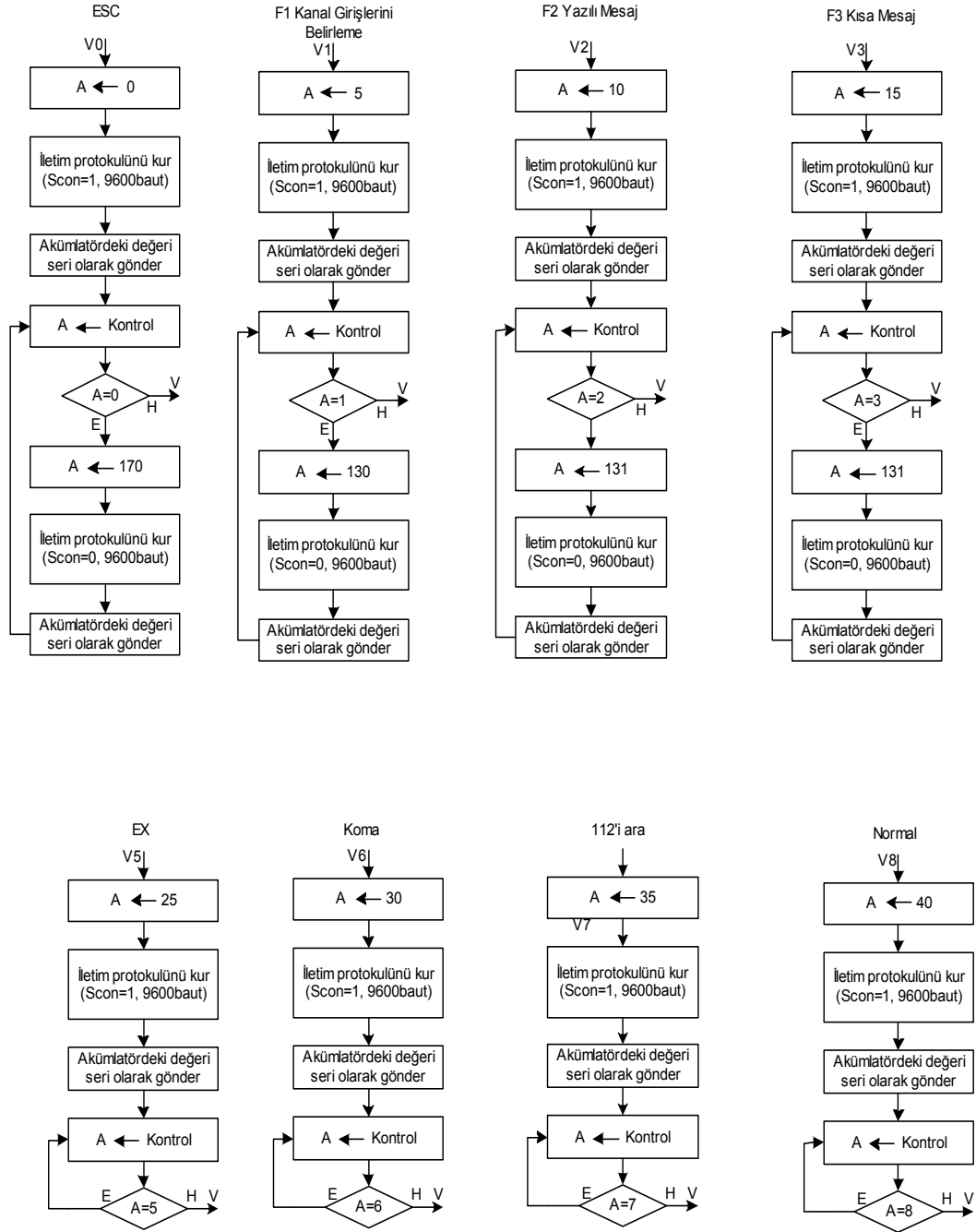
Şekil 2.1.(Devam) Verici ana işlemci program akış diyagramı

EK-2 (Devam) Program akış diyagramları



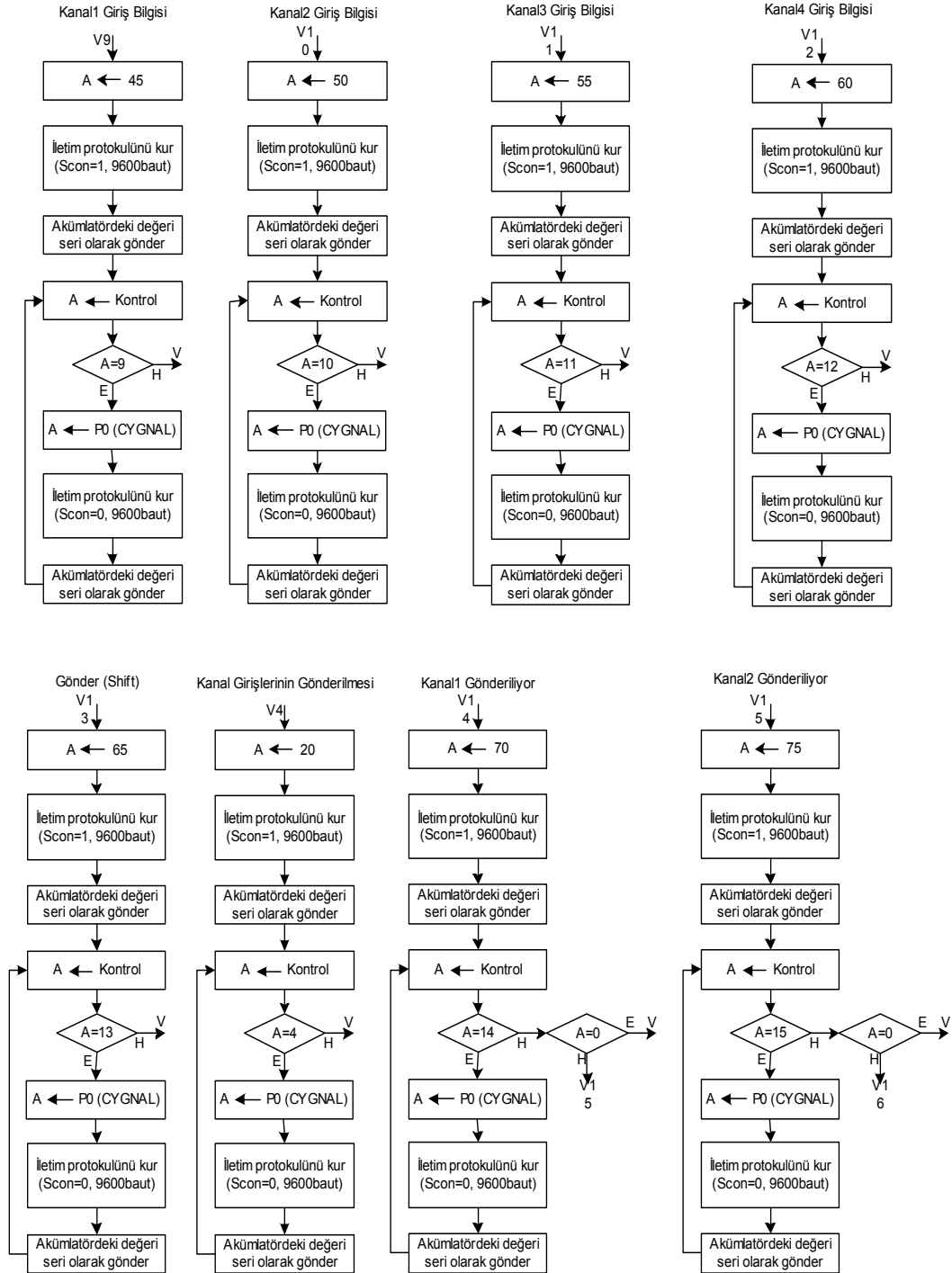
Şekil 2.2.Verici çoğullayıcı program akış diyagramı

EK-2 (Devam) Program akış diyagramları



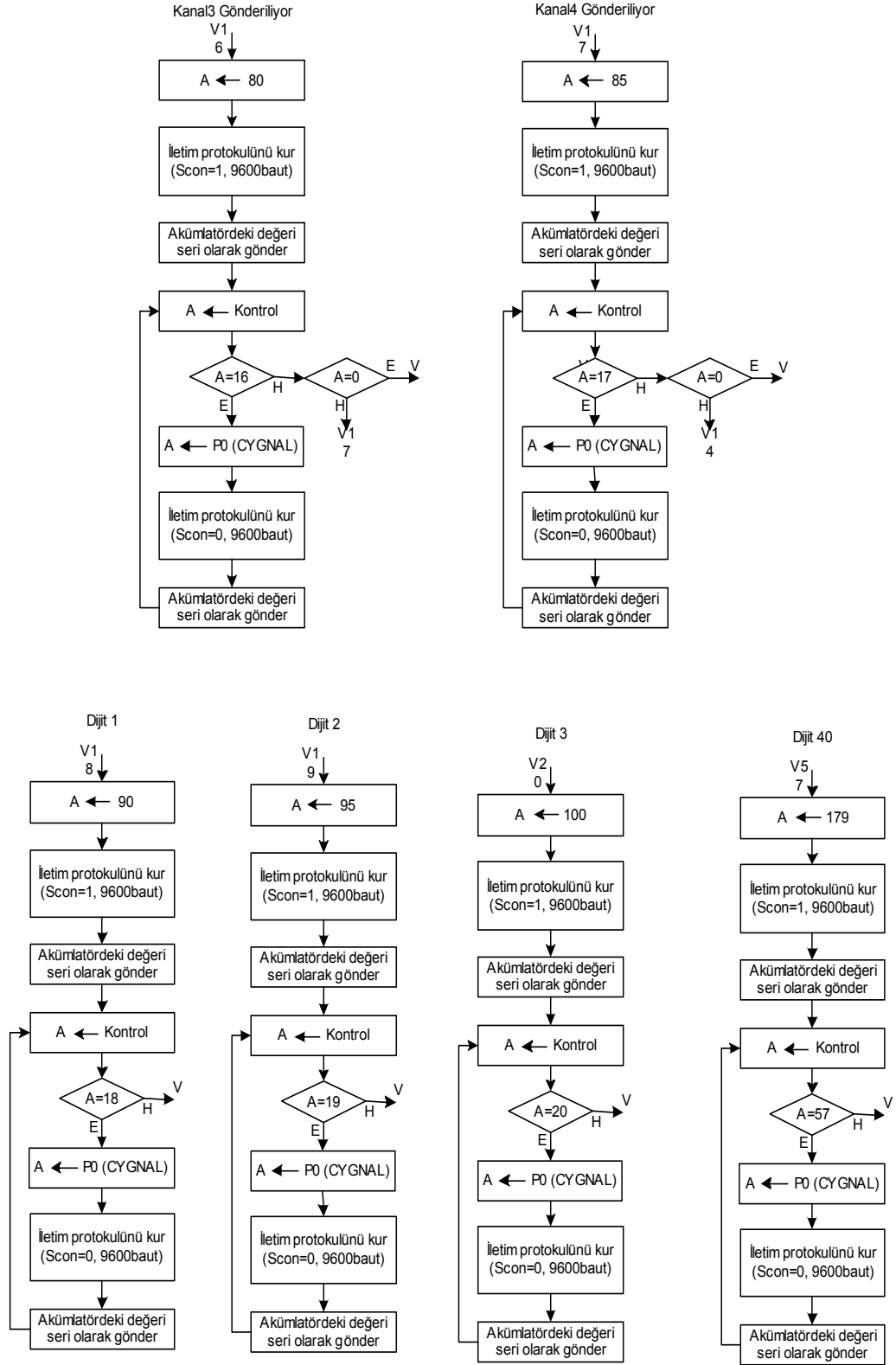
Şekil 2.2.(Devam) Verici çoğullayıcı program akış diyagramı

EK-2 (Devam) Program akış diyagramları



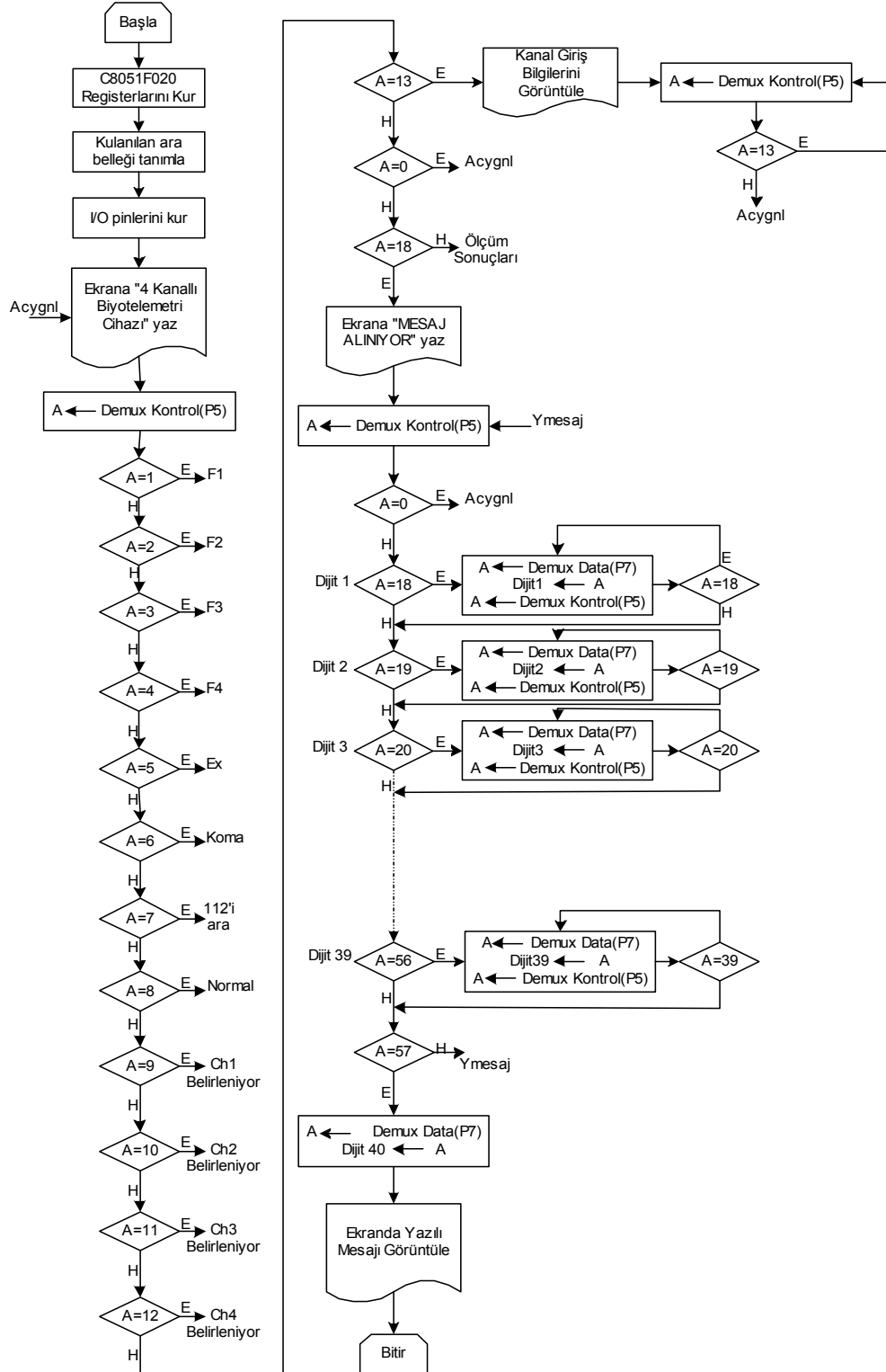
Şekil 2.2.(Devam) Verici çoğullayıcı program akış diyagramı

EK-2 (Devam) Program akış diyagramları



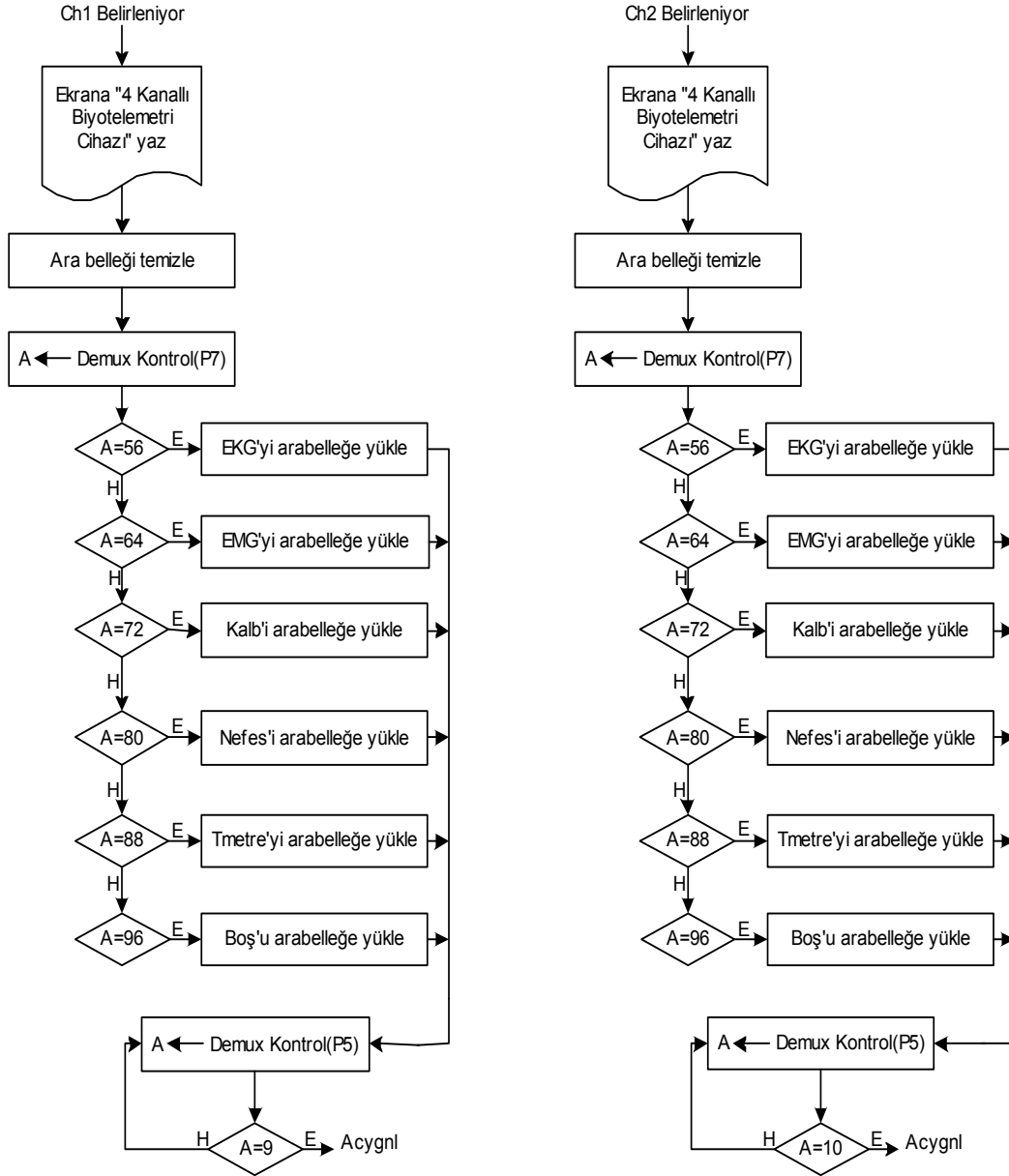
Şekil 2.2.(Devam) Verici çoğullayıcı program akış diyagramı

EK-2 (Devam) Program akış diyagramları



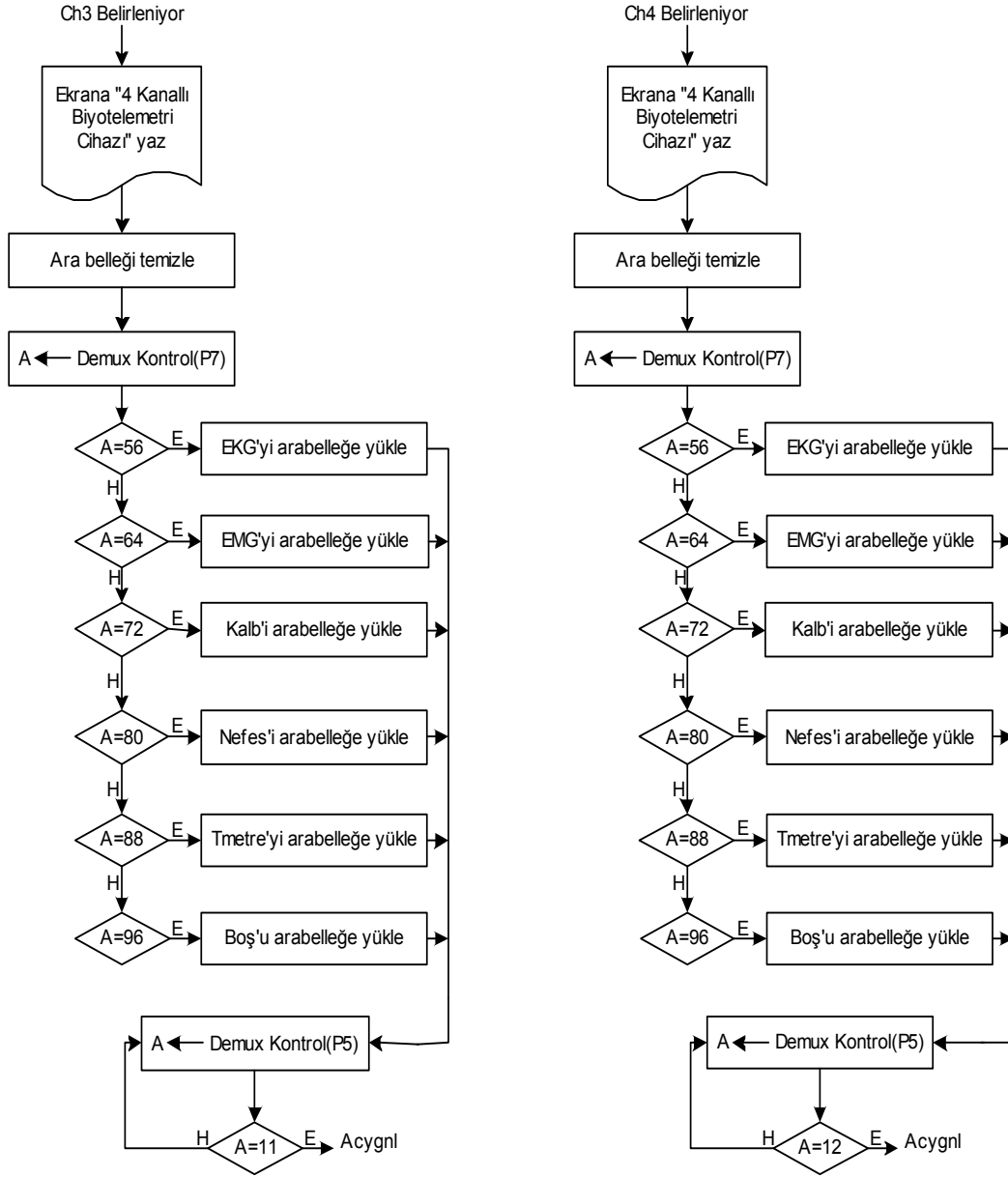
Şekil 2.3. Alıcı ana işlemci program akış diyagramı

EK-2 (Devam) Program akış diyagramları



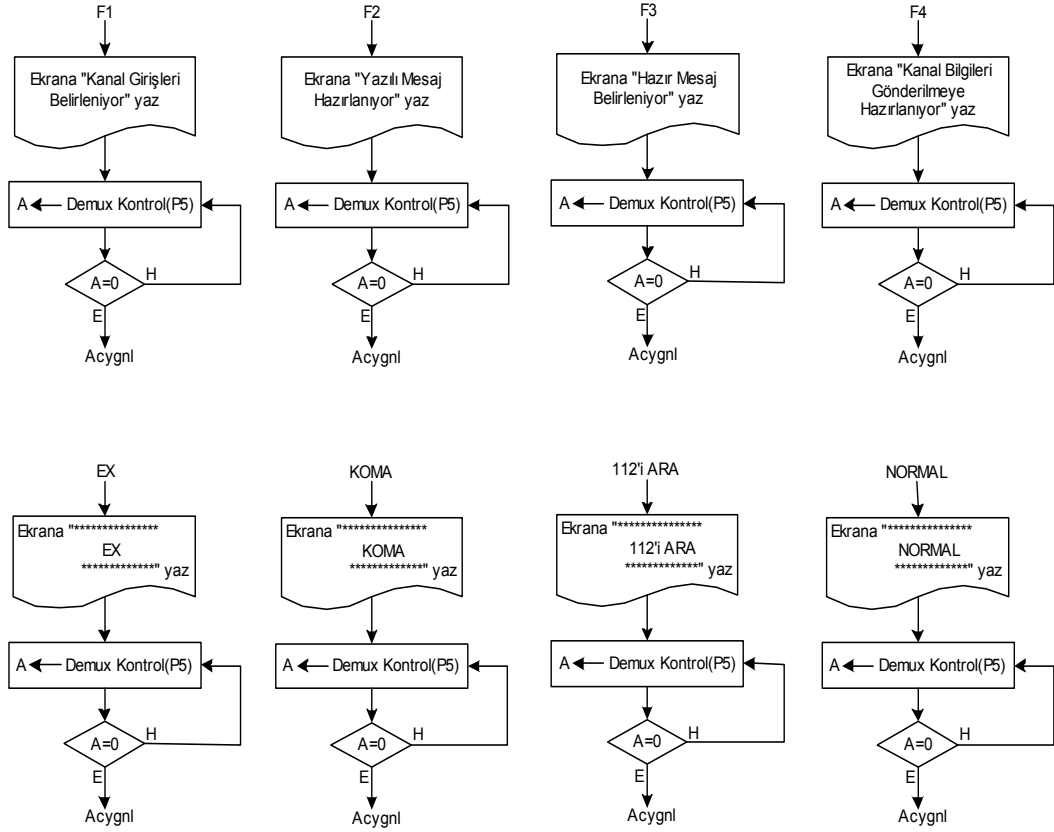
Şekil 2.3.(Devam) Alıcı ana işlemci program akış diyagramı

EK-2 (Devam) Program akış diyagramları



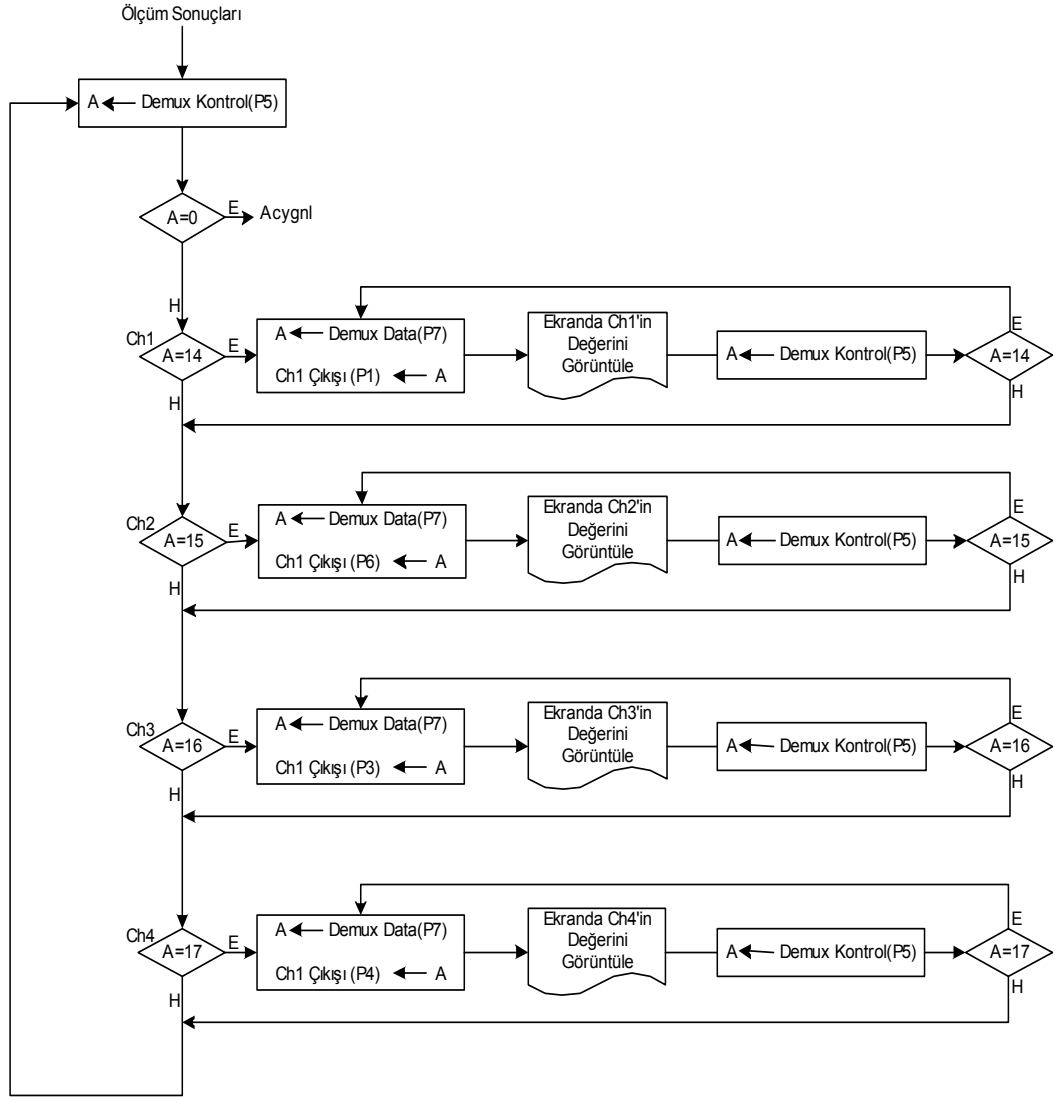
Şekil 2.3. (Devam) Alıcı ana işlemci program akış diyagramı

EK-2 (Devam) Program akış diyagramları



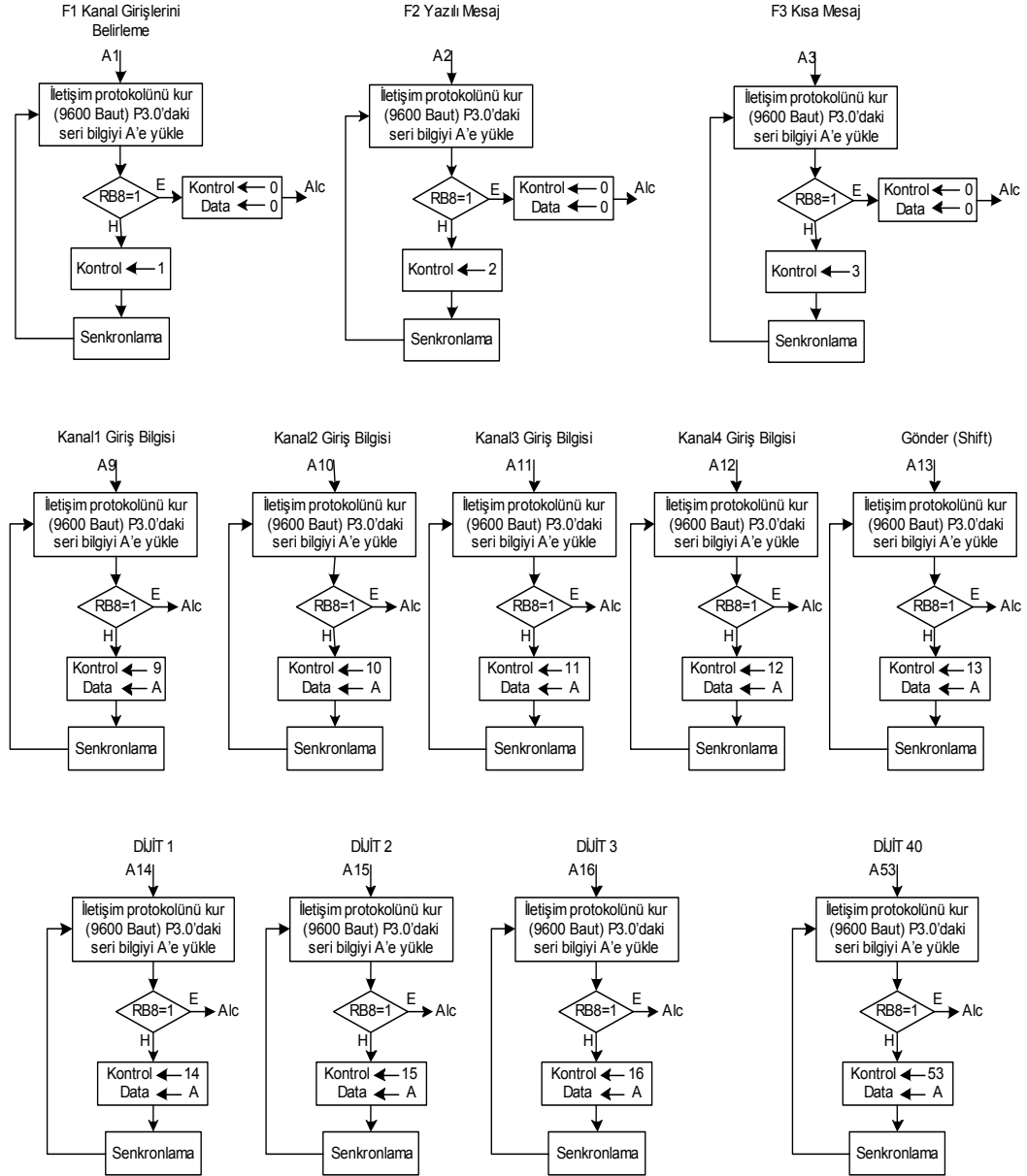
Şekil 2.3. (Devam) Alıcı ana işlemci program akış diyagramı

EK-2 (Devam) Program akış diyagramları



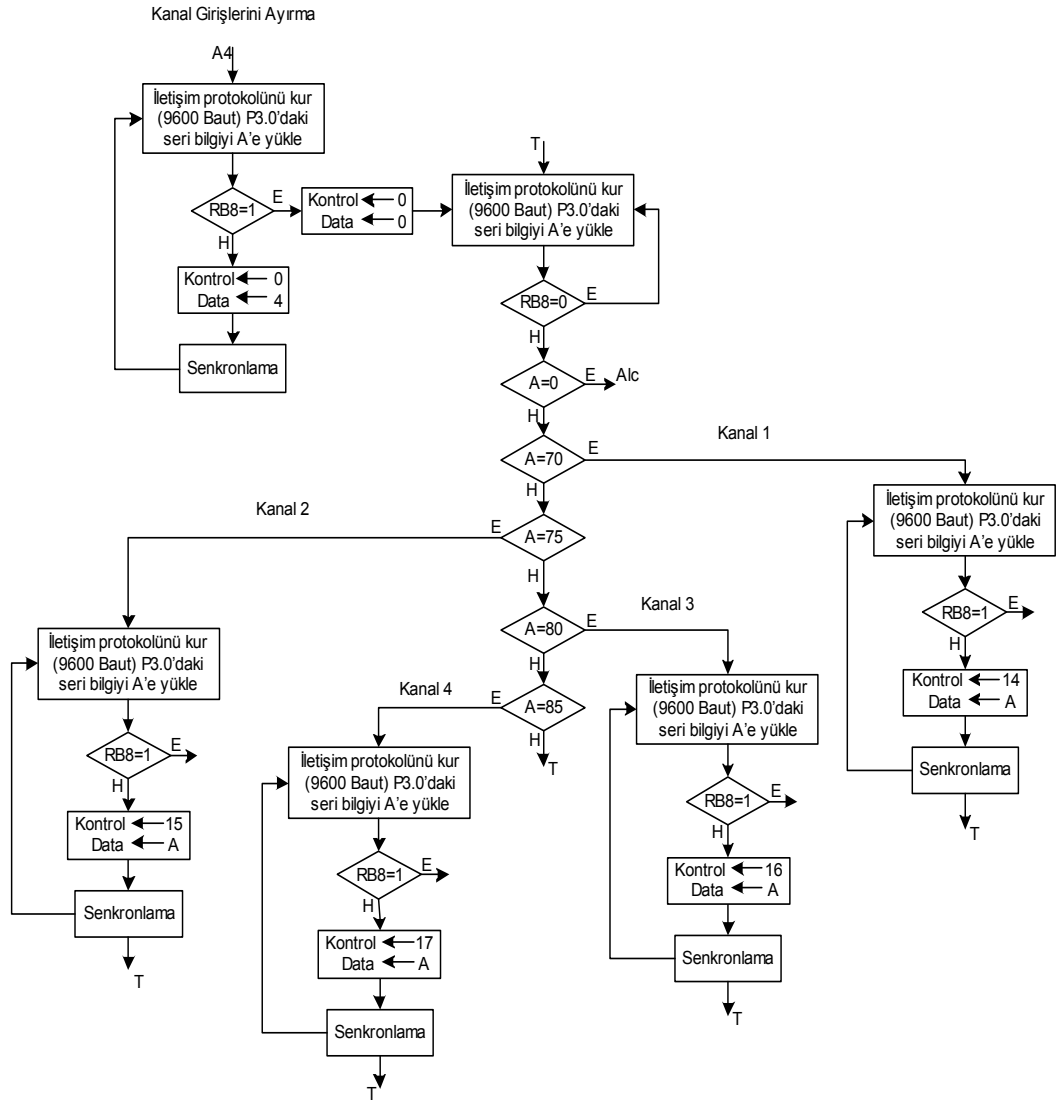
Şekil 2.3.(Devam) Alıcı ana işlemci program akış diyagramı

EK-2 (Devam) Program akış diyagramları



Şekil 2.4.(Devam) Alıcı tekilleyici program akış diyagramı

EK-2 (Devam) Program akış diyagramları



Şekil 2.4.(Devam) Alıcı tekilleyici program akış diyagramı

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : FİDAN, Uğur
 Uyruğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 18.02.1975 / İzmir
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 0 (312) 2028593
 Faks : 0 (312) 338 25 27
 e-mail : ufidan@gazi.edu.tr.

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi /Elektronik Eğt. Bölümü	
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi /Elektronik Eğt. Bölümü	2000
Lisans	Gazi Üniversitesi /Elektronik Eğt. Bölümü	1998
Lise	Çınarlı Anadolu Teknik Lisesi	1994

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
1998-1999	Vestel AŞ	Tasarım Mühendisi
1999-2006	Gazi Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

İndekslerde Taranan Hakemli Dergi Makaleleri

1. N.F. Güler, U. Fidan, “WIRELESS TRANSMISSION OF ECG SIGNAL”,
Journal Of Medical System,

2. U. Fidan, N. F. Güler, “A DESIGN AND CONSRUCTION OF 4 CHANNEL BIOTELEMETRY DEVICE EMPLOYING INDOOR”, Journal Of Medical System,
3. U. Fidan, N. F. Güler, “4 KANALLI BİYOTELEMETRİ CİHAZI TASARIMI”, Gazi Üniv Mühendislik Dergisi, 2007, cilt 22, sayı 1

Ulusal Hakemli Dergi Makaleleri

1. U. Fidan, Ö.F. Bay, “BULANIK MANTIK TABANLI MİKRODENETLEYİCİLİ SICAKLIK DENETİM SİSTEMİ” , Politeknik Dergisi, c.5, no.2, s.121-127, 2002

Bildiriler

1. U. Fidan, R. Ahıska, N.F. Güler, “MİKRODENEYLEYİCİ KONTROLLÜ TAŞINABİLİR TERMOELEKTRİK TIP KİTİ”, Eleco-2000 Elektrik-Elektronik-Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu, 255-258, 2000, Bursa
2. U. Fidan, S. Koçer, N.F.Güler, “EMG İŞARETLERİNİN KABLOSUZ İLETİMİ VE BİLGİSAYAR ORTAMINDA GÖRÜNTÜLENMESİ”, Biyomut 2006

Yardımcı Ders Kitapları

- 1 N.F. Güler, S. Koçer, U. Fidan, “ANALOG HABERLEŞME DENEYLERİ”, Ankara 2002
- 2 N.F. Güler, S.Z. Özgü, S. Koçer, U. Fidan, “GÖRÜNTÜ SİSTEMLERİ DENEYLERİ”, Ankara 2002
- 3 N.F. Güler, S. Koçer, U. Fidan, “SAYISAL HABERLEŞME DENEYLERİ”, Ankara 2002
- 4 N.F. Güler, H. Göktaş, S. Koçer, U. Fidan, “TELEFON ŞEBEKELERİ DENEYLERİ”, Ankara 2002

Araştırma Projeleri

- 1 Termoelektrik Tıp Kiti Tasarımı, Gazi Üniversitesi Araştırma Fonu, No: 07/2000-09, 2000
- 2 Mikro Denetleyici Kontrol Sistemi Tasarımı ve Termoelektrik Uygulanması, Gazi Üniversitesi Araştırma Fonu, No: 07/2001-10, 2001
- 3 EKG Sinyallerinin Kablosuz İletimi ve Bilgisayar Ortamında Görüntülenmesi, Gazi Üniversitesi Araştırma Fonu, No: 07/2003-06, 2003
- 4 EMG Sinyallerinin Kablosuz İletimi ve Bilgisayar Ortamında Görüntülenmesi, Gazi Üniversitesi Araştırma Fonu, No: 07/2004-26 , 2004

Uluslararası Proje

- 1 Leonardo da Vinci II , “Teknolojileri ve Eğitimi Üzerine Pratik ve Terminolojik Çalışmalar”, Proje Numarası:TR/04/A/F/EX1-023, Tarih:05.08.2005 19.08.2005, Varşova/Polonya

Hobiler

Elektronik kart tasarımı, yüzme, masa tenisi