

39359

8031 MİKRODENETLEYİCİ KONTROLUNUN BİYOMEDİKALDE UYGULAMALARI

EKG ARITMI DETEKTÖRÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Müh. Selim DİLMAC

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: 22 Haziran 1992

Tezin Savunulduğu Tarih : 21 Eylül 1992

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Mehmet Korürek
Diğer Jüri Üyeleri : Prof. Dr. Erdal Panayircı
Prof. Dr. Emre Harmancı

EYLÜL 1992

ÖNSÖZ

Tezin hazırlanması sırasında değerli yardımlarını
esirgemeyen. sayın hocam Doc. Dr. Mehmet KÖRUREK'e
tesekkürlerimi sunarım.

Selim DILMAC



İÇİNDEKİLER

ÖZET	v
SUMMARY	vi
BÖLÜM 1. GİRİŞ	1
BÖLÜM 2. KALBIN ELEKTROFİZYOLOJİK YAPISI	4
2.1. Kalbin Elektriksel İletim Sistemi ...	4
2.2. Kalp Dalgaları - Elektrokardiyogram .	9
2.3. Elektrokardiyogram Ölçüm Düzeni	14
BÖLÜM 3. ARİTİMİ	18
3.1. Aritmi Kavramı, Teşhis Yöntemi	18
3.2. Aritmi Çeşitleri, Matematiksel İfa- deleri	20
BÖLÜM 4. ARİTİMİ DETEKTÖRÜ	26
4.1. Genel Yapı	26
4.2. Sistemin Çekirdek Yapısı	28
4.3. Gerçekleştirilen Sistem	32
4.4. Sistemde Kullanılan Programların Akış Diyagramları	40
4.4.1. Aritmi Teşhis Algoritmasının Akış Diyagramı	40
4.4.2. Mikroislemci Programlarının Akış Diyagramları	42
4.4.3. Quick BASIC de Yazılan Bilgisayar Programlarının Akış Diyagramları	44
BÖLÜM 5. ARİTİMİ SİMULATÖRÜ	45
5.1. Genel Yapı	45
5.2. Gerçekleştirilen Sistem	46
5.3. Sistemde Kullanılan Programların Akış Diyagramları	51
BÖLÜM 6. VERİ TOPLAMA CİHAZI	53
6.1. Genel Yapı	53
6.2. Gerçekleştirilen Sistem	54
6.3. Sistemde Kullanılan Programların Akış Diyagramları	56

BÖLÜM 7. MONARK ERGOMETRESİ DEVİR SAYACI	58
7.1. Geliştirilen İlk Model	59
7.1.1. Genel Yapı	59
7.1.2. Gerçekleştirilen Sistem	60
7.1.3. Sistemde Kullanılan Programların Akış Diyagramları	61
BÖLÜM 8. GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEMLERE AİT DEVRE ŞEMALARI	62
SONUÇLAR VE ÖNERİLER	66
KAYNAKLAR	68
EKLER	70
ÖZGEÇMİŞ	89

ÖZET

Çeşitli üstün özellikleri nedeniyle her sahada giderek çok daha yaygın bir şekilde kullanılan mikrobilgisayar ve bilgisayar bağlantılı cihazlar, biomedikal alanına da girmişlerdir. En belirgin özellikleri programlanabilir olmaları sayesinde her çeşit probleme uygulanabilmekte, biomedikal cihazlarda kullanıldıklarında, veri toplama, işleme, saklama, analiz etme ve teşhis koyma gibi fonksiyonları yerine getirebilmektedirler.

Bu çalışmada Intel'in 8 bitlik mikrogenetleyici ailesi MCS-51 Ailesi'nin ROM'suz üyesi olan 8031 mikrogenetleyicisinin biomedikal sahasında kullanımı örnekler üzerinde incelenmiştir. Ana konu olarak insandan alınan Elektrokardiogram işaretlerini işleyen ve bir aritmi teşhis algoritmasından hareketle hazırlanan programı ile kalp hastalıklarının teşhisinde kullanılabilecek bir cihaz hazırlanmıştır. Aritmi detektörünün yanında bir "EKG - Aritmi Simülatörü" ve bir "Veri Toplama" cihazı da aynı konuyla ilgili olarak tasarlanmıştır.

Çalışmalar sürdürülürken İstanbul Tıp Fakültesinden gelen bir istek üzerine "Monark Ergometresi Devir Sayacı", biyomedikalde bir mikrogenetleyici uygulaması olarak tez kapsamı dahilinde gerçekleştirilmiştir.

SUMMARY

APPLICATIONS OF 8031 MICROCONTROLLER IN BIOMEDICAL ENGINEERING - ECG ARRHYTHMIA DETECTOR

There is a rapid growth in use of computers and microcomputer based devices in Biomedical Engineering. Circuits and systems included microprocessors are used widely because of their lower costs, high reliabilities, and high noise immunities. Such devices are also simple to implement. They're suitable to be applied to almost every kind of subjects, also complex problems which cannot be solved by other methods. The same circuitry can be used by changing only some peripheral devices and changing the software, for different problems or to improve the features of devices.

The evolutionary tree representing of microprocessor technology is marked by a major fork. One branch is represented by microprocessors which have evolved in the direction of enlarged work widths (16 or 32 bits) and increasingly powerful CPUs. Another branch is represented by microprocessors which have been combined with RAM, ROM, and various I/O facilities on a single chip, and which are commonly referred to as microcontrollers.

The distinguishing characteristic of a microcontroller chip is the inclusion, on one chip, of all the resources which permit it to serve as the controller in a device or instrument. Furthermore, to support the expansion of resources beyond what is available on the chip itself, a microcontroller may include the "hooks" to make such expansion easy.

Because of their suitable characters, the area of microcontroller applications is very wide. One of them is biomedical engineering. In this study, we use an eight bit microcontroller belongs to MCS-51 Family developed by INTEL. The 8031 is ROMless version of the 8051 which is the original member of the family and is the core for all devices. The basic architectural structure of this core is shown in Figure 1.

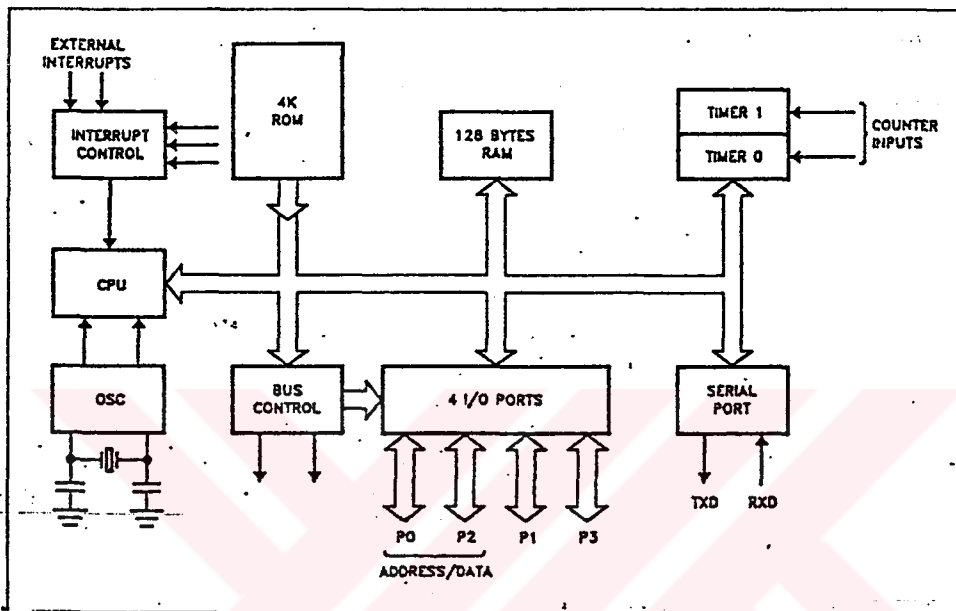


Figure 1: Block diagram of MCS-51 Family core

The features of this core are:

- 8 bit CPU
- Extensive Boolean processing (single bit logic) capabilities
- 64 K Program Memory address space
- 64 K Data Memory address space
- 128 bytes of on-chip data RAM
- 16 bidirectional and individually addressable I/O lines
- Two 16 bit Timer/Counters
- Full duplex UART (for serial communications with other processors or PCs)

- 6 source/5 vector Interrupt Structure with two priority levels
- On chip clock oscillator

In this study, we use 8031 to design a microcomputer based biomedical system - an Electrocardiographic (ECG) Monitoring and Arrhythmia Detection Device. After that device has designed a normal ECG and arrhythmia simulator device and a data acquisition device was developed. During all these studies, there was a wish to a device which can count and display cycles of Anaerobic Monarc Ergometer from Medical Faculty of Istanbul University. It was also an application example of microcontroller in Biomedical Engineering area, so another device has been designed for this purpose. All of these devices are connected to a PC through the RS-232 cable so control parameters and state reports may be sent to each other. In another words these devices have data acquisition feature.

Because the main example of this study is ECG monitoring and arrhythmia detection system, it's necessary to have some knowledge about electrocardiography and arrhythmias. The electrical activity of the human heart can be detected on the body surface and, though quite small (about 1mV), can be recorded as an electrocardiogram (ECG). Electrocardiography began late in the nineteenth century, with the aid of capillary electrometers. By time, new techniques have been developed and the invention of the Braun tube, a precursor of the modern oscilloscope, made it possible to visualise biopotentials with higher fidelity and in real time.

Although the oscilloscope is still used in patient monitors, modern ECG machines use digital sampling techniques to produce "nonfade" or scrolling displays. The first ECG recorders employed waxed paper, and later a carbon-black-coated surface, to acquire visible and recorded copies of ECG signals. These older recorders have now been replaced by chart-paper recorders using ink, thermal, or laser-based techniques to produce permanent copies of excellent quality. Computers have had perhaps the greatest impact on ECG technology, making automatic data acquisition, analysis, and diagnosis routine. The electrocardiogram has considerable diagnostic significance and applications of ECG monitoring are diverse and in wide use.

Any disturbance in the hearts normally rhythmic contraction is called an arrhythmia.

After the heart attack, the patient will be under the care of a cardiologist. The cardiologist may gather ECGs several times a day while the patient is in the hospital. In an attempt to determine exactly what is wrong with the heart. Of course, more than just ECGs are used to make a diagnosis. But after the patient leaves the hospital, there is no monitoring at all.

A few patients may be monitored with a Holter monitor, a tape recorder that the patient carries around for a day. The monitor makes a tape recording of the ECG for a 12-24 Hour period. After the recording is taken, it must be analyzed by coronary care nurses.

Many patients have dangerous cardiac events that occur only once every few days or even weeks. Even if the arrhythmia is captured on tape, it must be found by the coronary care nurse. The nurse's job is tedious, time consuming, and subject to a great deal of human error.

There is a need for a portable arrhythmia and conduction disturbance monitor. It should detect arrhythmias and conduction disturbances, store samples of such arrhythmias transmit them to a central computer for display and analysis, and generate alarms. The device has a general purpose computer as its heart; therefore, it is reprogrammable, thus providing for implementation of other applications.

This device must alarm on catastrophic arrhythmias that pose a direct threat to the patient's life. These include:

- Extreme tachycardia
- Extreme bradycardia
- Sinus arrest
- Ventricular fibrillation
- Asystole

The device must also detect premonitory arrhythmias that indicate a serious threat to patient. These include:

- Premature Ventricular Contractions (PVCs)
- Interpolated PVCs
- Bigeminy
- Trigeminy
- R on T phenomenon
- Skipped beat
- Atrial Premature Beats (APBs)

Each arrhythmia must be defined in mathematical terms so that the microcomputer has the capacity to detect it in real time. In definitions, two variables are used, RR and AR, where RR is the R-to-R interval and AR is the average of eight R-to-R intervals. Subscripts denotes the time relations. $RR(t)$ is the latest R-to-R interval, $RR(t-1)$ is the previous interval and so on. $AR(t)$ is the average over eight R-to-R intervals, including $RR(t)$. Therefore $AR(t-1)$ is the previous average.

Flowcharts of Arrhythmia detection algorithm, system programs in assembly language and PC programs in BASIC language are in chapters 4.4.1 , 4.4.2 and 4.4.3 respectively.

The arrhythmia simulator which is realised in the scope of thesis is explained in section 5. This simulator is performed to test the dedector of ECG arrhythmia and to present the laboratory instrument to the students who attend electronic and medical faculties. The instrument could drive 11 kind of arrhythmias. They are Bradycardia, Tachycardia, Ventricular Fibrillation or Asystol, Skipped Beat, PVC, R-on-T, Bigeminy, Trigeminy, Interpolated PVC and APB. The rate of arrhythmia can also be selected by user from front control panel.

Data acquisition instrument is explained in section 6. By using of this instrument, the analog signs from real world are converted to digital form. These datas can be

saved and examined in the memory of PC. Various sampling frequencies may be selected. But during real time processing it is limited by 800 Hz. It is because of the limitation caused by RS-232 serial interface cable and insufficient speed of BASIC programming language.

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Elektronik ve tıp bilimlerinin ortak çalışma alanı olan Biyomedikalde bilgisayar ve bilgisayar bağlantılı cihazların kullanımı son yıllarda giderek artmaktadır. Mikroislemci, mikrobilgisayar içeren cihazlar yüksek tümleşiklikleri, nispeten düşük maliyetleri, daha güvenilir (ortam şartlarından daha az etkilenir) olmaları, programlanabilir olmaları sayesinde kompleks problemlerin çözümünde kolay ve esnek çözümlere uygun yapıları gibi nedenlerle diğer pek çok sahada olduğu gibi biyomedikalde de tercih edilmektedirler.

Mikroislemcilerin, çevre birimleri ile birlikte tek bir entegre devre üzerinde gerçekleştirilmiş hali olan mikrogenetleyiciler, daha yüksek tümleşiklikleri, problemlere bir veya bir kaç entegre devre ile çözümler sunmaları sayesinde bu konuda bir üst kuşağı temsil etmektedirler.

Bu çalışmada Intel'in 8 bitlik mikrogenetleyici ailesi MCS-51 ' in ROM'suz üyesi olan 8031 mikrogenetleyicisinin biyomedikal sahasında kullanımı örnekler üzerinde incelenmiştir. Ana konu olarak insandan alınan Elektrokardiyogram işaretlerinin işlenmesi ve kalp hastalıkları teşhisinde kullanılagelen aritmilerin bir algoritmadan yararlanarak hazırlanan bir program aracılığıyla detekte

edilmesi ele alınmıştır [1]-[2]. Aritmi deteksiyonu konusunun incelenebilmesi için tezin ikinci bölümünde Kalbin Elektrofizyolojik Yapısı ve üçüncü bölümünde de Aritmi Kavramı ve Aritmi Çesitleri izah edilmiştir.

Gerçekleştirilen aritmi detektörünün yanısıra biyomedikal alanında kullanılmak üzere aşağıda isimleri verilen mikrodnetleyici kontrollü cihazlar da tasarlanmıştır. Aritmi detektörü bu çalışmanın dördüncü bölümünde ele alınmıştır. Aritmi detektörünün test edilebilmesi amacıyla gerçekleştirilen "Aritmi Simülatörü" bu ek cihazlardan biri olup genel yapısı itibariyle Tıp Fakültesi öğrencileriyle Elektronik Fakültesi öğrencilerinin eğitimlerinde laboratuvar cihazı olarak kullanılabilecek özelliğe sahiptir. Aritmi Simülatörü ile ilgili açıklamalar Bölüm 5 de yer almaktadır. Yine aritmi detektörüne destek olarak tasarlanan "Veri Toplama" cihazı da mikrodnetleyici kontrollü biyomedikal cihazı uygulaması olarak verilmiştir. Bu cihaz çeşitli aritmi örneklerinin sayısal olarak örneklenmiş değerlerini toplayıp saklamak üzere gerçekleştirilmiştir. Aynı zamanda genel amaçlı A/D veri toplama cihazı olarak da sanayi ve laboratuvarlar da kullanılabilecek niteliktedir. Veri toplama cihazına ait açıklamalar bu çalışmada altıncı bölümde yer almaktadır.

Cihazlar tasarlanırken çeşitli tıp fakülteleri ile irtibat kurulmuş, cihazların gerçek hayatta kullanılmaları halinde pratikte arzu edilen çeşitli özellikleri karşılar durumda olması için gerekenler araştırılmıştır.

Bu alışmalar sürdürülürken İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Sporcu Sağlığı Bölümünden gelen bir istek zerine Anaerobik monark ergometresi için bir devir sayacı tasarlanmıştır. Sözkonusu cihaz halihazırda ilgili bölümde kullanılmaktadır. Yine aynı bölümde gelen, cihazın bazı başka özelliklere daha sahip olması isteği de mikrodenetleyicinin yeniden programlanabilir oluşu ve gelişmelere açık esnek bir tasarım yapılmış olması nedenleriyle yerine getirilebilmiştir.

Benzer şekilde, aynı işleve sahip bilgisayar bağlantılı bir cihaz temel yapının üzerine eklenen haberleşme arabirimi ve sistem programlarında yapılan değisikliklerle hazırlanmıştır. Her iki tip cihaza ait açıklamalar çalışmanın yedinci bölümünde yer almaktadır.

Gerçekleştirilen sistemlerin genel teknik özellikleri kullanılan malzemelerin listeleri, çıkabilecek herhangi bir arıza durumunda başvurulabilecek genel arıza tesbit rehberi, devre şemaları gibi bilgiler sekizinci bölümde bulunmaktadır.

BÖLÜM 2

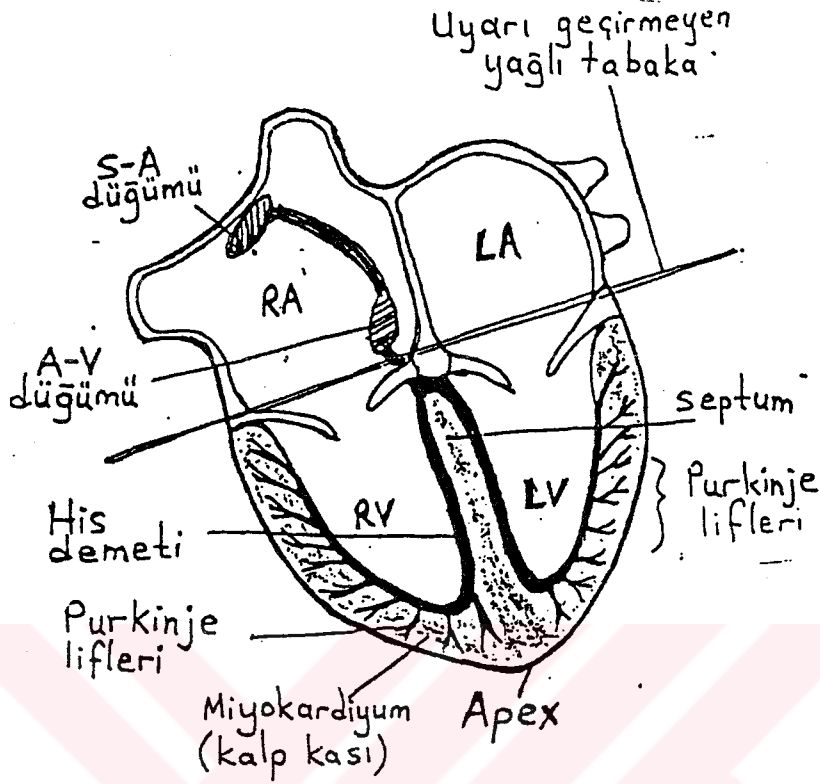
KALBIN ELEKTROFİZYOLOJİK YAPISI

İnsan vücudundaki tüm kaslar biyoelektrik uyarılarla kasılmaktadır. Uyarılan kasın yakınına konan bir çift elektrot aracılığıyla, kasın kasılmasını sağlayan elektriksel işaretlerin izlenmesi mümkündür. İnsan kalbi de, belirli bir ritimde, kendi içindeki sinüs düğümü (SA düğümü) tarafından üretilen elektriksel işaretlerle uyarılmakta, bu uyarı sonucunda da periyodik olarak kasılıp gevseyerek vücudun ihtiyaç duyduğu kanı pompalamaktadır. Kalpteki elektriksel değişikliklerin kaydedilmesi işlemine Elektrokardiyografi (EKG), kaydedilen (ve/veya görüntülenen) değişime Elektrokardiyogram ve kaydedici cihazlara da Elektrokardiyograf adı verilir.

Elektrokardiyografi işleminin nasıl gerçekleştirildiği incelenmeden önce aşağıda kalbin elektriksel iletim sistemi açıklanmıştır.

2.1. Kalbin Elektriksel İletim Sistemi

Sekil-2.1 de kalbin elektriksel iletim sistemi görülmektedir. İletim sistemi sinoatriyal düğüm (sinoatrial node - SA), his demeti (bundle of his), atrioventriküler düğüm (atrioventricular node-AV), demet kolları (bundle branches) ve purkinje fiberlerinden oluşur [3].



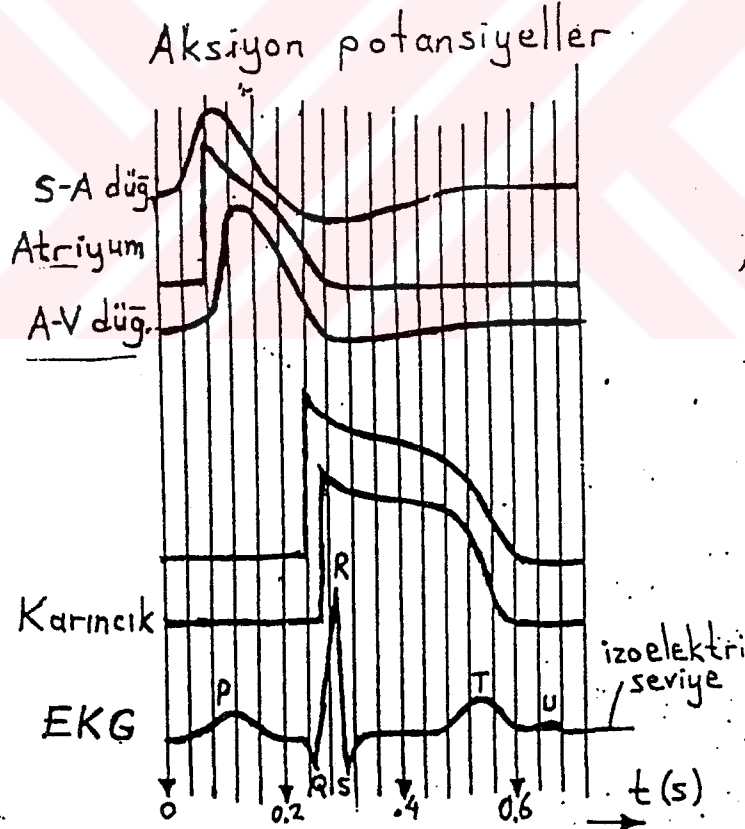
Sekil-2.1 Kalbin elektriksel iletim sistemi [2]

Superior vena-kava'nın sağ kulakçığa açıldığı yerde, kulakcığın iç tarafında (sağ atriyum'un arka duvarında yer alan, kendi kendine aksiyon potansiyeli üreten (3x10 mm boyutunda) özelleşmiş kalp hücrelerinden oluşmuş olan bir sinoatrial düğüm (sinüs düğümü, SA düğümü) mevcuttur. S-A düğümü, kalbin kendi kendine uyarım yapan hücrelerinden (pacemaker) biri olarak çalışır. Pacemaker, hareketi başlatan, hareketin hızını belirleyen anlamına gelmektedir.

S-A düğümünde kendi kendine oluşan aksiyon potansiyeli, depolarizasyon dalgası halinde tüm kalbe yayılır.

S-A düğümünün oluşturduğu aksiyon potansiyellerinin frekansı, değişen koşulların gereksinimini sağlamak üzere merkezi sinir sistemi tarafından da kontrol edilmektedir.

Sekil-2.2 'de kalbin çeşitli bölgelerindeki aksiyon potansiyellerinin zamana göre değişim şekilleri görülmektedir. S-A düğümü, bu potansiyellerin kaynağı olduğundan bu düğüme ait aksiyon potansiyeli zaman ekseninde en solda görülmektedir.



Sekil-2.2 Kalpdeki aksiyon potansiyelleri [2]

S-A düğümünde meydana gelen depolarizasyon dalgası, atriyumlar üzerindeki iletim yolları üzerinden hızla

yayılarak her iki atriyum'un kasılmasını sağlar ve buradaki kan ventriküllere basılır. Atriyumlardaki aksiyon potansiyeli hızı 30 cm/s kadardır. Şekil 2.2 'de görülen, tüm aksiyon potansiyellerinin bileşkesi olan ve kalbin elektriksel aktivitesini temsil eden, elektrotlarla vücut yüzeyinden algılanan EKG (Elektrokardiyogram) işaretinde, kalbin istirahat durumundaki izoelektrik seviyesi üzerinde P dalgası oluşur. 0,1 saniye kadar süren P dalgasının genliği, atriyum kasının aktivitesi hakkında bilgi verir.

Sağ kulakçıkta (Right atrium) (kulakçıklar arası bölmeye ve sağ karıncığa yakın bir yerde) kendi kendine uyarım yapabilen, S-A düğümü gibi ince lifli (Şekil -2.1) ikinci bir düğüm daha vardır ki buna A-V düğümü, atriyo-ventriküler düğüm adı verilir. Bunun kendi kendini uyarma hızı S-A düğümünün uyarı hızından daha düşüktür [3].

"Pacemaker" hücrelerinin (S-A düğümü, A-V düğümü gibi) ve kalp kası hücrelerinin kendiliklerinden aktivite göstermelerine katesolaminlerin (epinefrin, norepinefrin vb) neden olduğu sanılmaktadır. Katesolaminler, hücre içine Ca^{++} girişini kolaylaştırmaktadırlar. Hücre içine Ca^{++} girişi ise, katesolaminlerin hücreden çıkmasına neden olur (depolarizasyon). Bütün katesolaminlerin hücre dışına çıkması hücre içine Ca^{++} girişini durdurur ve böylece depolarizasyon sona erer. Aktif pompa ile kalsiyum hücreden dışarı pompalanır ve hücre yeniden

polarize (repolarize) duruma geçer. Yavaş yavaş kateşo-laminler şekillenerek yeter düzeye erişince depolarizasyon yeniden başlar.

Sino-atriyal ve atriyo-ventriküler düğümler arasında özelleşmiş bir ileti sistemi bulunmaz ve uyarılar, A-V düğüm lifleri arasına kadar uzanan atriyum kas lifleri tarafından iletilir. A-V düğümünde iletim hızı 45 cm/s kadardır. S-A düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli, 30-50 milisaniye sonra A-V düğümüne ulaşır. Bu süre atriyumların içindeki tüm kanın ventriküllere boşaltılabilmesi için yeterli değildir. A-V düğümü, içindeki ileti hızının (5 cm/s) düşük olması nedeniyle, bir gecikme elemanı gibi görev yapar ve aksiyon potansiyelinin, ventriküllere 110 ms sonra ulaşmasına neden olur. Atriyumlarla ventriküller (kulakcıklarla karıncıklar) arasında bulunan, elektriksel uyarıları geçirmeyen yalıtkan ve yağlı bir tabakanın varlığı da, uyarının sadece iletim sistemi (AV düğümü) üzerinden gecikerek geçmesini sağlar. Bu şekilde geciktirilen aksiyon potansiyeli sayesinde karıncıklar, kulakcıklardan yeterince bir süre sonra kasılırlar. Aksi halde kulakcık ve karıncıklar aynı anda kasılacak ve bunun sonucunda karıncıklar, tam dolmadan kasılmaya çalışacaktı.

ileti sisteminin A-V düğümünden sonraki elemanı olan His demeti, uyarıyı "apex" bölgesine (kalp ucu bölgesine) kadar çok hızlı bir şekilde (3 m/s) iletir. His demetinin sağ ve sol kolları apeks bölgesinden sonra,

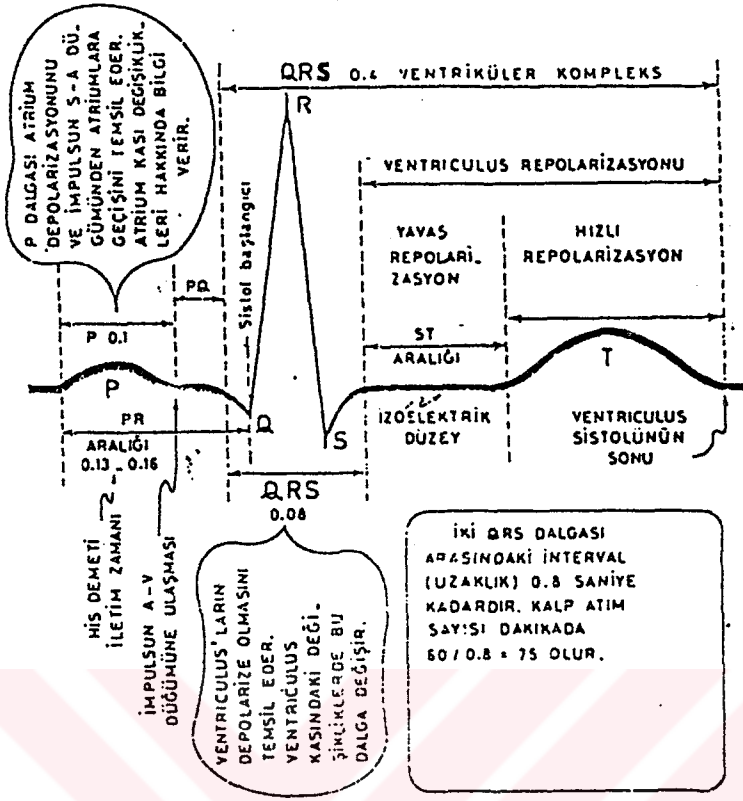
miyokardiyum (kalp kası) içinde kalbin yukarı taraflarına doğru uzanır ve ince dallara ayrılarak purkinje sistemi (ağı)'nı oluştururlar. Ventriküllerin uyarılması Purkinje sistemi ile olur. Kasılan miyokardiyum, ventriküllerdeki kanı arterlere (atar damarlara) pompalar.

2.2 Kalp Dalgaları ve Elektrokardiyogram

Kalp kaslarının aynı anda kasılması sonucu büyükçe bir elektriksel işaret oluşur. Hastanın vücudu üzerinden algılanabilen bu işaretin zamana göre değişimine de "Elektrokardiyogram" adı verilir.

EKG egrisi üzerinde değişik özellikler gösteren kısımlar harflerle karakterize edilir. P dalgası olarak isimlendirilen kısım atriyumların kasılması sonucu oluşur. Uyarı A-V düğümüne geldiğinde kulakçık kasları kasılma durumundadır. P dalgasının süresi, Aksiyon potansiyelinin S-A düğümünden A-V düğümüne geçişini belirtir. P dalgasından Q dalgasına kadar EKG işareti izoelektrik seviyede kalır [4].

PR aralığı his demeti iletim zamanını gösterir. P dalgasının başlangıcından Q'ya kadar geçen en çok 0.2 sn lik süre içinde uyarı dalgası, sinüs düğümünden itibaren kulakçıklardan, A-V düğümünden ve his demetinden geçerek kalp ucuna (apekse) gelir. Bu ileti zamanının (Şekil2.3) veya PR aralığının 0.2 sn'den uzun olması, his demetinde bir ileti bozukluğunu belirtir.



Sekil-2.3 EKG işareti [4]

QRST dalgaları Ventriküler Kompleks olarak isimlendirilir. A-V düğümünden his demetine geldiğinde kalp ucuna henüz uyarı gelmemiştir ve kalp ucu tabana (yalıtkan plakaya) göre daha negatiftir (Q dalgası). Uyarı kalp ucuna geldiğinde ise o bölgedeki kas hücreleri depolarize olur ve apeks tabana göre oldukça fazla pozitif olur (R dalgası). Uyarı bütün karıncığa yayılırken potansiyel farkı azalır, hatta bilinmeyen nedenlerle, S çıkıntısına uyan süre içinde uç tabana göre daha negatif olur. Buna göre QRS kompleksi ventriküllerin depolarize olmasını temsil eder ve 0.1 sn sürer. QRS kompleksinin 0.1 sn'den daha uzun sürmesi karıncıkların her zaman olarak uyarılmadıklarını gösterir. Karıncık kaslarının,

kulakcık kaslarından daha fazla ve güçlü olması nedeniyle R dalgası P dalgasından genlik olarak oldukça büyüktür. Bunun yanında R dalgasının genliğinin çok yüksek olması hipertansiyonda kalp büyümesinin bir göstergesi olabilir. S dalgasından sonra karıncık kasları aynı potansiyeldedir ve bu nedenle T dalgasına kadar EKG, izoelektrik seviyededir (ST segmenti). Karıncık kaslarının hızlı repolarizasyonu sonucu T dalgası oluşur. T dalgasının pozitif olmasının nedeni repolarizasyona önce, en son depolarize olan, tabana yakın kas hücrelerinin başlamasıdır. Q dalgasından, T dalgasının sonuna kadar karıncık sistolü (kasılması) devam eder. T dalgasından sonra karıncıklar dinlenmeye geçer ve EKG izoelektrik seviyede kalır. Şekil-2.2 de kalbin çeşitli bölümlerindeki aksiyon potansiyellerinin değişimleri gösterilmiştir [4]. Görüldüğü gibi EKG işaretinde dalgalar, aksiyon potansiyellerinin hızlı değişimlerinde ortaya çıkar. Buna göre EKG işareti, aksiyon potansiyellerinin türevleri ile ilgilidir.

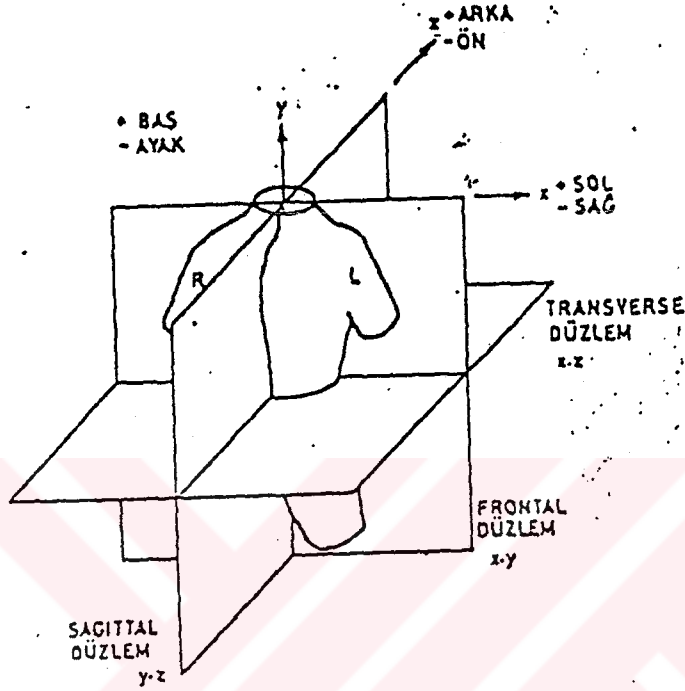
Kalp kasının diğer bir özelliği de, iskelet kasından daha uzun refrakter (cevap vermeme, tesirsiz kalma) süreye sahip olmasıdır. Kalp, sistol süresince uyarılara cevap vermez ki bu süreye mutlak refrakter devir adı verilir. Kalp kası diyastol (gevşeme) süresinde (fazında) uyarılabilir, ancak diyastol başlangıcında (relatif refrakter fazda) uyarılabilmesi için kuvvetli uyarılar gereklidir. Diyastol başlangıcında tatbik edilen etkili

uyaranla kalpte vaktinden evvel meydana gelen sistole ekstrasistol denir. Ekstrasistolden sonra gelen dinlenme devri (diyastol süresi), önceki diyastol süresini kompanze edecek şekilde daha uzundur. Çünkü kalbin normal ritmik faaliyetini sağlayan uyarı, ekstrasistolün mutlak refrakter fazına rastladığı için etkisiz kalır ve bundan sonra yeni doğacak uyarıya kadar, kalpte uzun bir dinlenme devri görülür.

Kalbin ritmik faaliyeti durdurulduktan sonra eşik değerden daha zayıf elektriksel bir uyarı uygulanırsa cevap alınamaz; uyarı eşik değere ulaşır, kalp maksimal bir kasılma ile cevap verir. Eşik değerden daha şiddetli uyarılarla hep aynı maksimal kasılma elde edilir ki buna "Ya Hep Ya Hiç" yasası adı verilir. Bu sayede, kalpte bir kas lifinin uyarılmasıyla bütün lifler faaliyete geçirilerek kısa zamanda toplu kas kasılması elde edilebilir.

Kalpdeki elektriksel değişikliklerin kaydedilmesi işlemine ve bu işlemle ilgili sisteme elektrokardi-yografi (EKG) denildiği yukarıda belirtilmişti. Bir elektrik üretici gibi çalışan kalbin gövde içerisine tamamen gömülü olması nedeniyle üretici çıkışı ancak bir ameliyatla doğrudan ölçülebilir. Bir hacimsel iletken olan gövdenin yüzeyindeki çeşitli noktalar arasında yapılan potansiyel ölçümleri aracılığı ile kalbin durumu belirlenebilir. Böylece kardiyak vektörü istenilen referans düzlemlerindeki eksenler üzerine izdüşürülebilir.

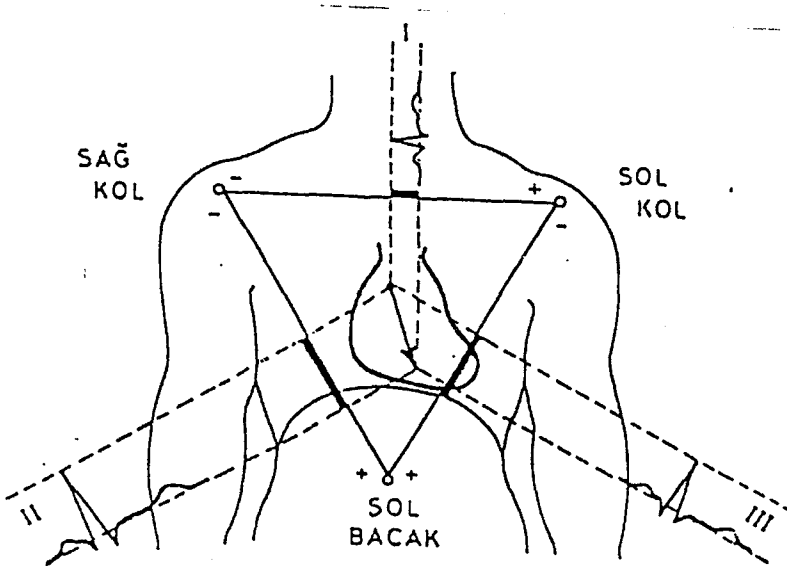
Uygulamada referans düzlem olarak, "Frontal", "Transverse" ve "Sagittal" düzlemler alınır (Şekil-2.4) [3].



Şekil-2.4 Referans düzlemler [3]

Einthoven Üçgeni

Elektrokardiyografin elektrotları sol kol, sağ kol ve sol bacağı bağlanarak (sağ bacak referans noktası alınmak üzere) Şekil-2.5'de gösterilen Einthoven üçgeni oluşturulur. Bu üçgenin merkezinde kalp bulunur. Burada kalp tabanı ile ucu (apex) arasında bağlı olan ve şekilde bir vektörle gösterilen bir biyoelektrik gerilim kaynağı ile temsil edilmektedir. Bu vektörün, Einthoven üçgeninin kanarları üzerindeki izdüşümleri, standart bipolar derivasyonlar olarak bilinir [4]:



Şekil-2.5 Einthoven üçgeni [3]

Derivasyon I : sağ kol, sol kol

Derivasyon II : sağ kol, sol bacak

Derivasyon III: sol kol, sol bacak

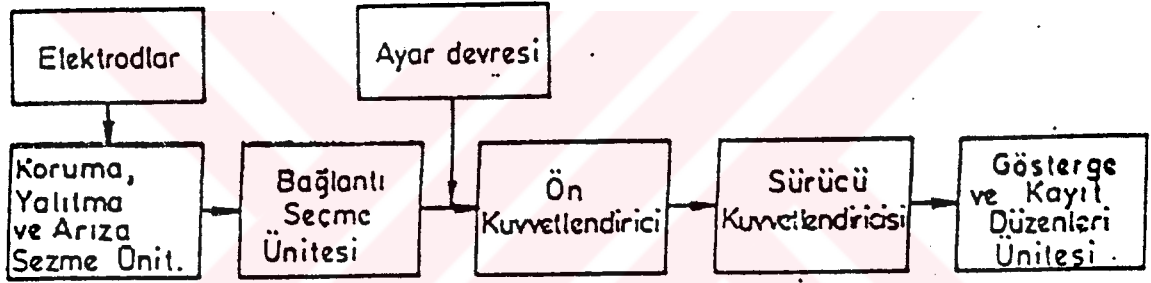
Üç elektroddan ikisi derivasyon seçici (komutator) ile elektrokardiyografa bağlanabilmektedir. Ayrıca unipolar göğüs derivasyonları (V1'den V6'ya kadar) ve unipolar kol ve ayak derivasyonları (aVR, aVL, aVF) da mevcuttur.

2.3 Elektrokardiyogram Ölçüm Düzeni

EKG ölçüm düzeni, kalbin elektriksel faaliyetlerini kaydeden düzendir. Bu düzen yardımıyla kaydedilen grafiğe elektrokardiyogram denildiği yukarıda açıklanmıştır. Kayıtlar kâğıt seritler üzerine yapılabildiği gibi bir teybe veya video teybe de yapılabilir. Günümüzde

gelişmiş teknoloji ürünü cihazlar kullanılarak, bilgisayar hafızasına (Hard-Disk, floppy disket vb.) da kayıt yapılabilmektedir.

Kaydedilen EKG lerin normal EKG ler ile karşılaştırılmasıyla kalbin çalışması ile ilgili bazı hastalıklar belirlenebilir. Şekil-2.6 da tipik bir elektrokardiyograf cihazının blok diyagramı görülmektedir.



Şekil-2.6 Elektrokardiyograf cihazının blok diyagramı [3]

a) Elektrodlar:

Kalbin elektriksel aktivitesi sonucunda oluşan iyon akımını elektrik akımına dönüştüren çeviricilerdir. Bu amaçla üç tür elektrod kullanılır. Doğrudan temaslı (Direct-contact) elektrodlarda elektrodun metal yüzeyi ile deri doğrudan temaslıdır. Uzun süreli kullanılmaları halinde deride tahrişe neden olurlar. Metal yüzeyli ve emme kaplı olmak üzere iki tipe ayrılırlar. Diğer ikisi dolaylı temaslı ve iğne elektrodlarıdır [3].

b) Koruma, yalıtım ve arıza sezme ünitesi:

Bu üç işlem tek bir ünite de gerçekleştirilebilir. Bu üç işlem tek bir ünite de gerçekleştirilebilir.

Koruma ve yalıtım devresinin yalıtım kısmı EKG cihazında oluşabilecek ve hasta için tehlikeli olabilecek akımlardan hastayı korur. Kısaca elektrodlarla cihaz ve enerji kabloları arasında izolasyon sağlar. Koruma kısmı ile hasta üzerinde oluşabilecek yüksek gerilimin EKG cihazına zarar vermemesini sağlar. Arıza sezme kısmı ise elektrodların bağlantı kablolarında oluşacak bir kopmayı veya elektrodların uygulandığı noktalardan kaymalarını sezerek ilgili kişilere bildirir.

c) Bağlantı seçici ünite:

Hasta üzerine uygulanmış tüm elektrodlar bu üniteni girişine uygulanmıştır. Bu ünite yardımı ile istenilen elektrodlar EKG cihazına uygulanır. Yani istenilen derivasyonun seçilmesini sağlar.

d) Ayar devresi:

1 mV' luk darbe şeklinde işaret bu devre yardımıyla gerekli ayarların yapılabilmesini sağlamak amacıyla cihazın girişine uygulanır.

e) Ön kuvvetlendirici:

Bu ünite EKG işaretlerini kuvvetlendirir. Giriş empedansının çok büyük, ortak moddaki işareti reddetme oranının (CMRR) yüksek olması gerekir. Enstrümantasyon kuvvetlendiricisi tipindeki bir kuvvetlendirici bu amaç için kullanılabilir.

f) Sürücü kuvvetlendirici ünitesi:

Bu ünite EKG işaretlerini gösterge ve kayıt düzenlerinin bulunduğu üniteyi sürecekt seviyeye kadar kuvvetlendirir. Ön kuvvetlendiricinin çıkışındaki D.C. kaymadan etkili olmaması için girişı A.C. kuplajlı olarak gerçekleştirir. Cihaz için gerekli frekans band genişliğı bu kat tarafından belirlenir. Kayıt düzenindeki kalemin pozisyonunu ayarlamak amacıyla bir sıfır kayma (zero - offset) kontrol ayarı vardır. Bu kontrol yardımıyla ünitenin çıkışındaki D.C. seviye ayarlanır.

g) Gösterge ve kayıt düzenleri ünitesi:

Bu ünite EKG işaretleri bir kağıt seride kayıt edilir ve varsa bir monitör yardımı ile de izlenebilir. İstenirse özel düzenler yardımı ile bir manyetik bant üzerine de kayıt yapılabilir.

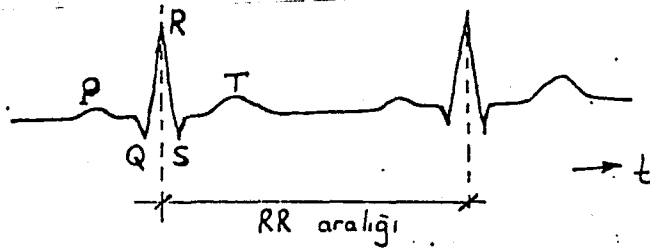
Kroner yoğun bakım merkezlerinde EKG işaretleri monitörler yardımı ile izlenir. Hasta başında bulunan monitöre ilaveten her hastaya ait monitörler merkezi hasta izleme konsolunda bulunmaktadır.

BÖLÜM 3

ARİTİMİ

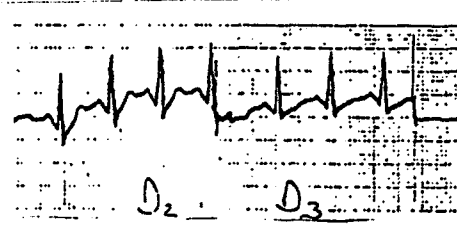
3.1 Aritmi Kavramı, Teshis Yöntemi

EKG işaretleri için kullanılan aritmi terimi, ritm bozukluğu anlamını taşımaktadır. Şekil-3.1 de ideal bir EKG işaretinin değişim şekli görülmektedir. Şekilde görüldüğü gibi EKG işareti P dalgası, QRS kompleksi ve T dalgasından oluşmaktadır. P dalgası, sinüs düğümünden başlayan elektriksel uyarının başlaması ve kalp kaslarına yayılması QRS kompleksi karıncığın kasılması ve T dalgası ise karıncığın gevşemesi sonucu ortaya çıkmaktadır.



Şekil-3.1 İdeal EKG işareti [2]

İnsan hareketi veya nefes alışı verisi sırasında EKG işaretinde küçük frekanslı bozucu işaretler ortaya çıkar. Şekil-3.2 de insandan alınmış böyle bir EKG işareti görülmektedir.



Sekil-3.2 İnsandan alınan EKG işareti [2]

İdealde düz olması gereken EKG tabanı görüldüğü gibi bozucu işaretlerin etkisiyle değişmektedir. P ve T dalgaları küçük genlikli olduklarından bozucu işaretlerin arasından ayırdedilmeleri her zaman mümkün olmamaktadır. Bunlara oranla daha büyük genlikli olan R dalgalarının varlığı kolayca anlaşılabılır. Bu çalışmada kullanılan aritmi teşhis yönteminde R dalgalarının genliği değil de zaman içindeki yerleri incelenerek hastalık (aritmi) teşhisi yapılmaktadır. R dalgalarının zaman ekseninde içindeki yerleri hastalık teşhisinde kullanıldığı için bu teşhis yöntemi aritmi teşhisi olarak isimlendirilmektedir.

Çeşitli kalp rahatsızlıkları sonucu ortaya çıkan aritmiler aşağıdaki gibi sıralanabilirler.

- 1- Bradikardi
- 2- Taşikardi
- 3- Asistol veya Karıncık Fibrilasyonu
- 4- Eksik Atım
- 5- Ön Karıncık Kasılması, PVC
- 6- T Üzeri R Dalgası
- 7- Bigemi

8- Trigemi

9- Ara Karıncık Kasılması (Ara PVC)

10- Ön Kulakçık Atımları, APB

Her aritmi, mikrobilgisayarın teşhis edebilmesine imkan verecek şekilde matematiksel ifadelerle belirlenmelidir. Söz konusu matematiksel modellerde kullanılacak olan çeşitli tanımlar aşağıda açıklanmıştır.

Aritmi analizinde, EKG işaretinde peşpeşe gelen R dalgalarının zaman içindeki yerine bakılır. Bu şekilde peşpeşe gelen en son iki R dalgası arasında geçen zaman aralığı $RR(t)$, sondan bir önceki RR aralığı $RR(t-1)$, k önceki RR aralığı $RR(t-k)$ olarak tanımlanır. $AR(t)$, peşpeşe gelen 8 RR aralığının ortalamasıdır. RR aralıkları için geçerli olan indisler $AR(t)$ 'ler için de geçerlidir. Şekil-3.3 de çeşitli aritmilerde R dalgalarının durumları normal EKG işaretlerindeki R dalgaları ile karşılaştırmalı olarak verilmektedir.

3.2 Aritmi Çeşitleri, Matematiksel ifadeleri

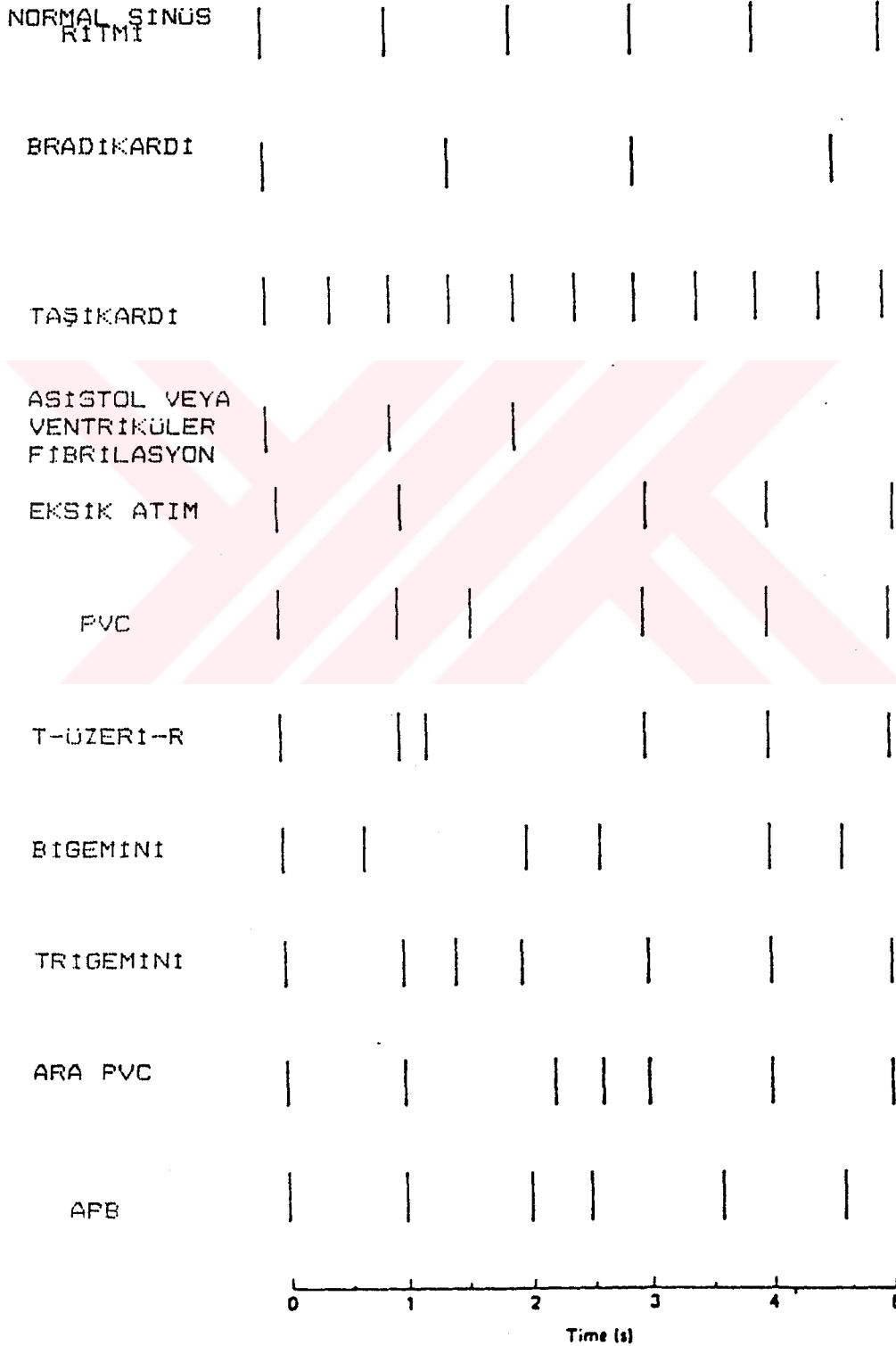
1. BRADİKARDİ:

Kalbin çok yavaş atması anlamına gelmektedir. RR aralığı 1.5 s den fazla (Kalp vurum hızı (KVH) < 40 atım/dk) veya ortalama RR aralığının 1.2 s den fazla (KVH dakikada 50 atımdan az) olması durumu ile belirginleşir. Matema-

tiksel olarak ifadesi:

$$RR(t) > 1.5 s$$

$$AR(t) > 1.2 s$$



Şekil-3.3 Aritmilerde R dalgalarının durumları [1]

2. TAŞIKARDİ:

Kalbin hızlı atması anlamını taşır. Ortalama RR aralığı 0.5 s den küçük olduğunda ($KVH > 120$ atım/dk) taşikardi tespisi yapılır.

Matematiksel ifadesi:

$$AR(t) < 0.5 \text{ s}$$

3. ASİSTOL VEYA KARINCIK FİBRİLASYONU:

Uzun bir süre QRS kompleksinin ortaya çıkmaması halinde aritmi tespisi konur. Teshis için kullanılan kriter 1.6 s içinde R dalgasının bulunmamasıdır.

Matematiksel ifadesi:

$$RR(t) < 1.6 \text{ s}$$

4. EKSİK ATIM:

RR aralığı bir önceki ortalama RR aralığının yaklaşık iki katı ise arada R dalgalarından biri kaybolmuş demektir. Bu durum eksik atım olarak değerlendirilir. Yalnız bu eksik atımdan sonra farkı kapatacak yönde fazla atım bulunmaması gerekir. Eğer RR aralığı ortalama RR aralığının iki katı civarında fakat 1.5 s den az ise "Sinüs tutulması" tespisi yapılmalıdır.

Matematiksel ifadesi:

$$RR(t) > 1.9 (AR(t-1)) \text{ ve sonraki periyot}$$

"erken fazlı" olmamalıdır.

(Eğer RR aralığı ortalama RR aralığının 0.9 katından küçükse darbe erken fazlıdır denir)

5. ÖN KARINCIK KASILMASI, PVC:

Eğer RR aralığı bir önceki ortalama RR aralığının 0.9 katından küçük (erken fazlı) ve sonraki periyotta ise bunun kompanze edecek yönde gecikmiş kasılmalar mevcutsa ön karıncık kasılması teşhisi konur. Bunun için RR aralığı önceki ortalama RR aralığının 0.9 katından küçük iken bir sonraki RR aralığı kendisine ilave edildiğinde toplam aralığın ortalama RR aralığının yaklaşık iki katı olup olmadığına bakılır. Genelde PVC bozukluğu durumunda T dalgası ters döner ve P dalgası ise hiç bulunmaz. Gerek yüksek frekanslı harici gürültüler ve gerekse yavaş olan vücut hareket ve fonksiyonlarından ileri gelen alçak frekanslı işaret bozucuların bulunması nedeniyle bilgisayara bu durumları farketmesi (analiz etmesi) mümkün olmaz. Fakat bilgisayar kendi içindeki algoritma aracılığıyla tesbit ettiği aritmilerde EKG işaretlerinin birkaç periyodunu saklayabilir ve/veya anabilgisayara telefon veya telsiz bağlantısı ile yollayabilir. PVC lerin sayısı dakikada 10 taneden fazla ise aritmi teşhisi konulur ve cihaz alarm verir.

Matematiksel ifadesi:

$$RR(t-1) < 0.9 AR(t-2)$$

$$RR(t-1) + RR(t) = 2 * AR(t-2)$$

$$PVC \text{ hızı} > 10 / dk.$$

6. T ÜZERİ R DALGASI:

Çok tehlikeli bir aritmi olup karıncık repolarize olurken (gevsemeye çalışırken) aniden kasılmaya başlaması

ile ortaya çıkar. Bu olay repolarizasyon süresinde ortaya çıkan T dalgası üzerinde karıncık kasılması ile oluşan QRS kompleksinin ortaya çıkması ile kendisini belli eder. T dalgasını mikrobilgisayar ile birleştirmek güç olduğundan, bu bozukluk ritm analizi ile ortaya çıkarılmaya çalışılacaktır. Genelde T dalgası RR aralığının ilk üçte bir aralığında ortaya çıkar. Bu durumda eğer RR aralığı bir önceki ortalama RR aralığının üçte birinden daha kısa sürede ortaya çıkarsa ve bunu kompanze edici bir RR aralığı izlerse, böylece T üzeri R dalgası bozukluğu teşhis edilmiş olur. Aritmi analiz cihazının alarm vermesi için bu olayın bir kere oluşması yeterlidir.

Matematiksel ifadesi:

$$RR(t-1) < 0.33 AR(t-2)$$

$$RR(t-1) + RR(t) = 2 * AR(t-2)$$

7. BIGEMİNİ :

Eğer pespese (en az iki tane) PVC ardarda gelirse bigemini bozukluğu ortaya çıkmış demektir.

Matematiksel ifadesi:

$$RR(t-3) < 0.9 * AR(t-4)$$

$$RR(t-1) < 0.9 * AR(t-4)$$

$$RR(t-3) + RR(t-2) = 2 * AR(t-4)$$

$$RR(t-1) + RR(t) = 2 * AR(t-4)$$

8. TRİGEMİNİ :

Eğer normal bir darbeden sonra pespese iki erken fazlı darbe olur ve bunu takiben darbe de kompanze edici

tipten olursa trigemini aritmisi ortaya çıkmış olur.

Matematiksel ifadesi:

$$RR(t-2) < 0.9 * AR(t-3)$$

$$RR(t-1) < 0.9 * AR(t-3)$$

$$RR(t-2) + RR(t-1) + RR(t) = 2 * AR(t-3)$$

9. ARA KARINCIK KASILMASI (Ara PVC):

Ekstrasistol, kompanze edici darbelerin izlemediği ön karıncık kasılmalarıdır. Buna göre normal RR aralığında fazladan bir darbe oluşuyor demektir. Bu olay dakikada 10 dan fazla oluyorsa aritmi analiz cihazı alarm verecektir.

Matematiksel ifadesi:

$$RR(t-1) < 0.9 * AR(t-2)$$

$$RR(t-1) + RRt = AR(t-2)$$

$$\text{hız} > 10 / \text{dk.}$$

10. ÖN KULAKÇIK ATIMLARI, APB :

Normal atımlar içinde birkaç atımda bir RR aralığı önceki ortalama RR aralığının 0.9 undan daha küçük kalır ve izleyen darbe ise kompanze edici nitelikte olmayıp normal aralığında ise bu aritmi ortaya çıkar. APB lerin sayısı 10 / dk.'dan fazla ise aritmi analiz cihazı alarm verir.

Matematiksel ifadesi:

$$RR(t-1) < 0.9 * AR(t-2)$$

$$AR(t-2) < RR(t-1) + RR(t) < 2 * AR(t-2)$$

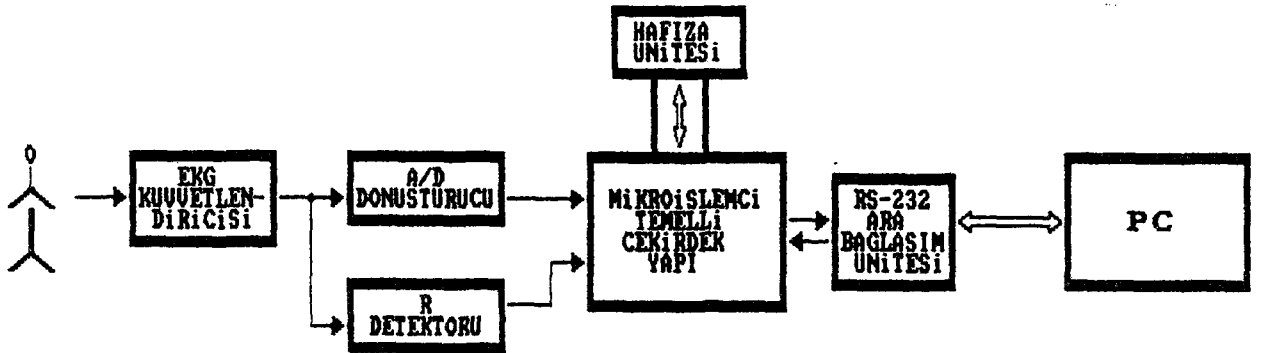
$$\text{hız} > 10 / \text{dk.}$$

BÖLÜM 4

ARITMI DETEKTÖRÜ

4.1 GENEL YAPI

Tezin ana konusu olarak gerçekleştirilen Elektrokardiyografik (EKG) işaretlerdeki aritmilerin deteksiyonunda kullanılan cihaz, merkezi işlem birimi ve onu tamamlayan çeşitli çevre birimlerinden oluşmaktadır. Bu çevre birimleri EKG işaretlerinin insandan alınıp işlenebilmesine imkan veren analog arabirimler ile verilerin geçici olarak saklandığı ve sonuç verilerin uzun süre saklanıp işlenebilmesine müsait bir ortam olan kişisel bilgisayarlarla (Personal Computers - PC) aktarılabilmesini sağlayan sayısal (digital) arabirimlerden oluşmaktadır. Cihazı oluşturan elektronik sistemin blok şeması Şekil-4.1 de görülmektedir.



Şekil-4.1 Gerçekleştirilen Sistemin Blok Şeması

İnsandan alınan EKG işaretleri, herşeyden önce bir EKG kuvvetlendiricisinden geçmekte böylece mV lar mertebesinde olan işaretler (0-5V) olan çalışma aralığına uygun olacak şekilde genlikleri büyütülmektedir.

Kuvvetlendirilmiş olan işaretler, mikroişlemcinin işleyebilmesi için bir Analog-Sayısal Dönüştürücü (A/D Converter) aracılığıyla analogdan sayısala dönüştürülmektedir. A/D dönüştürücünün kontrolü mikroişlemci tarafından gerçekleştirilmekte, böylece istenilen örnekleme frekansını kullanmak mümkün olmaktadır.

Benzer şekilde, kuvvetlendirilmiş EKG işaretleri bir R-dedektörü devresinin girişine uygulanmakta, bu devre QRS dalgasındaki R tepelerini algıladıkça bir çıkış üretmektedir. Bu çıkış, mikroişlemcinin kesme (interrupt) girişine uygulanmakta, bu sayede R tepelerinin zaman eksenindeki yerleri kolayca tespit edilebilmektedir.

Mikroişlemci temelli çekirdek yapı gerçekte, bir mikroişlemci (CPU) ve çeşitli çevre birimlerinin tek bir entegre devre (kırk - chip) üzerinde imal edilmesinden oluşan bir mikrodenetleyici (microcontroller) ile sistem programlarının yüklenip çalıştırılmasına (istendiğinde değiştirilebilmesine imkan veren bir Epromdan oluşmaktadır. Çekirdek yapı (blok olarak çekirdek yapı, ama gerçekte eleman olarak mikroişlemci), belli aralıklarla periyodik olarak A / D dönüştürücüden aldığı (EKG işaretlerine ait örnekleri) hafıza ünitesine yazmaktadır. Aynı

zamanda R-dedektöründen gelen kesmelerle bir kesme hizmet programında RR aralıkları ve ortalama RR aralıkları belirlenmekte, bunlardan hareketle bir aritmi deteksiyon algoritması da çalıştırılmaktadır. Aritmi teşhisinde bulunulması halinde sesli ve ışıklı uyarı için gerekli çıkışları üretmekte ve belli bir miktar daha örnek alınıp durmaktadır. "Aktarma" tuşuna basılması halinde veya PC'den böyle bir istek kodu alındığında hafıza ünitesindeki o ana kadar depolanmış olan EKG işaretine ait örnekler RS-232 ara bağlaşım ünitesi ve hattı üzerinden kişisel bilgisayara aktarılır.

4.2 SİSTEMİN ÇEKİRDEK YAPISI

Çekirdek yapı, yukarda kısaca açıklandığı üzere bir merkezi işlem birimi ve bir Epromdan oluşmaktadır. Temelde bu elemanlar olmakla birlikte, bunların yanısıra devrenin çalışabilmesi için gerekli bazı başka yan elemanlar da çekirdek yapıda yer almaktadır. Bu yan elemanlar ve çekirdek yapının temel elemanlarının ayrıntılı özellikleri ve fonksiyonları aşağıda açıklanmıştır.

Mikroişlemci tabanlı tüm sistemlerde bulunması gereken bazı temel elemanlar şu şekilde sıralanabilir. Merkezi İşlem Birimi (CPU), çevre birimleri, Eprom, RAM, Paralel ve seri giriş/çıkış ara birimleri, Zamanlayıcı/Sayıcılar (Timer / Counter), Osilatör devresi, Reset devresi, Güç katı vb. Normalde söz konusu devrelerin ayrı ayrı gerçekleştirilip bir araya getirilmesi gerekmektedir. Oy-

sa bunların herbiri ya ayrı birer entegre devre (40 veya 28 bacaklı gibi) veya başlı başına tasarlanması gereken bir elektronik devredir. Bu kadar çok ayırık elemanın kullanılması halinde baskı devre (PCB) üzerinde kaplayacakları yer çok miktarda artacak, bacak bağlantılarının artmış olması nedeniyle ortamdan sisteme girecek gürültünün artışı da sözkonusu olacaktır.

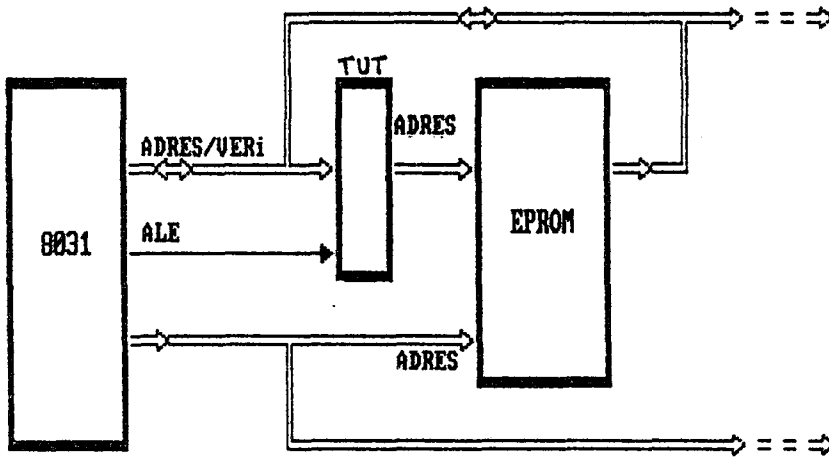
Son yıllarda üretici firmalar tümlesikliği arttırarak sözkonusu devre ve çevre birimlerin büyük bir bölümünü, merkezi işlem birimi ile aynı entegrenin üzerinde gerçekleyerek, mikrodenetleyici adı altında kullanıma sunmuştur. Bu çalışmada kullanılmış olan mikroişlemci de böyle bir mikrodenetleyicidir. İçerisinde merkezi işlem biriminin yanı sıra 128 byte RAM, paralel ve seri giriş-cıkış arabirimleri ve iki adet de zamanlayıcı/sayıcı ünite bulunmaktadır. Ayrıca dışarıdan sadece bir kristal ve iki küçük değerli kondansatör ilavesiyle çalışabilen bir osilatör devresi de entegre üzerinde bulunmaktadır. Benzer şekilde, besleme gerilimi seri bir kondansatör aracılığıyla mikroişlemcinin "Reset" bacağına bağlanarak reset devresi de gayet basit bir şekilde elde edilebilmektedir.

Entegre üzerinde bulunan kesme yapısı aracılığıyla R-detektörünün çıkışı doğrudan mikroişlemcinin iki kesme girişinden birine bağlanıp RR aralıkları hesaplanabilmektedir. Diğer taraftan paralel giriş/cıkış ara biriminin bit bit kullanılabilir nitelikte olması sayesinde kulla-

nılan analog-sayısal dönüştürücü ile çok kolay bir bağ-
laşım ve haberleşme sağlanabilmektedir.

Mikrodenetleyicinin, klasik mikroişlemcilerde oldu-
ğu gibi birbirinden ayrı adres ve veri yolları bulunma-
makta, entegrenin sınırlı sayıdaki bacaklarının daha
farklı amaçlarla kullanımına imkan verecek şekilde adres
yolunun düşük anlamlı "byte"ı ile veri yolu zamanda payla-
sımlı (time-sharing) olarak çalışmaktadır.

Aynı porttan sürülen bu iki yolun işaretlerinin bir-
birinden ayrılabilmesi amacıyla "ALE" (Adress Latch Enab-
le) adında özel bir kontrol işareti kullanılmaktadır. Bu
özel yapı nedeniyle mikroişlemcinin, sistem programları-
nın yer aldığı Eprom ile bağlaşımı esnasında özel bir
arabirim gerekmekte, bu amaçla içinde 8 bitlik bir latch
dizisi bulunan bir entegre kullanılmaktadır. Bağlaşım şe-
kil-4.2 de görülmektedir.



Sekil-4.2: Çekirdek yapıda Mikroişlemci-Eprom bağlantısı

Söz konusu Eprom'un dışarıdan bağlanmasına gerek kalmayacak bir çekirdek yapı da geliştirmek mümkündür. MCS-51 mikrodenetleyici ailesinin ROM'suz 8031 üyesi yerine entegre üzerinde Eprom içeren üyesi olan 8751 kullanılması halinde daha da basit ve küçük boyutlu bir çekirdek yapı elde edilebilir. Fakat söz konusu Epromlu işlemcinin fiyatının, ROM'suz işlemcinin fiyatından yaklaşık 20 misli daha pahalı olması nedeniyle bu çalışmada ekonomiklik tercih edilmiş ve sistem 8031 kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Cihazın bir hastaya takılarak gerçek hayatta kullanılması aşamasında, maliyet faktörü ön planda olmayacak minyatürleştirme (daha küçük fiziksel boyutlara sahip olmak) öncelikle istenecekse, sistem programlarında bir değişiklik yapılmasına gerek olmadan sadece PCB tasarımı yenilenip kullanılan işlemci 8751'e dönüştürülebilir.

Besleme kaynağının transformatör hariç diğer elemanları için de çekirdek yapı üzerinde yer hazırlanmıştır. İstenmesi halinde (söz konusu elemanlar monte edilmeden) doğrudan +5V devreye uygulanabilir. Veya bir trafo çıkışı PCB üzerinde Köprü-diyot'un girişine veya bir 12V adaptör çıkışı (diyotlar takılmadan) köprü çıkışına uygulanıp 7805 gerilim regülatörü kullanılarak besleme gerilimi elde edilebilir. Çekirdek yapının bir başka önemli özelliği de, baskı devre üzerinde bulunan birbirine özdeş üç ayrı genisleme yuvasının bulunmasıdır. Bu yuvalarda adres ve veri yolları ALE, RD ve WR işaretleri ayrıca +5V (VCE ve

GND) bulunmaktadır. Dolayısıyla veri yolu aracılığıyla haberleşmek üzere çeşitli kartlar çekirdek yapıya eklenebilmektedir. Örnek olarak bir RAM kartı (hafıza ünitesi), bir D/A kartı (sayısal/analog dönüştürücü ünitesi) istenmesi halinde bir display ünitesi vb. ilaveler yapılarak sistem her türlü genişleme ve gelişmeye açıktır.

Çekirdek yapının geliştirilmiş olması sayesinde, gerekli ekleme kartlar ve sistem programlarının ilavesi ile çok çeşitli aşamalara yönelik devreler elde edilebilmektedir. Bunun somut örneği bu çalışmada gerçekleştirilmiş olan temel EKG cihazı (aritmi dedektörünün yanısıra bir Bilgi Toplama/İşleme (Data acquisition) ve bir aritmi simülatörü cihazlarının aynı temel çekirdek yapının üzerinde yan devrelerin ve sistem programlarının değiştirilerek gerçekleştirilmiş olmasıdır.

4.3 Gerçekleştirilen Sistem

Bölüm 4.1 de genel yapısı verilen sistemi oluşturan çeşitli alt bloklara dair açıklamalar ve sistemin genel olarak çalışmasının izahı aşağıda verilmiştir.

Gerçekleştirilen sistemde insan vücudundan elektrokardiyografi işaretlerinin algılanması ve bu işaretleri oluşturan dalgaların belli bir kısmının (R dalgalarının) zaman eksenindeki yerlerinden hareketle aritmi olarak adlandırılan ritm bozukluklarını (kalp hastalıklarını) teşhis etmek amaçlanmıştır. Klasik EKG cihazları, insandan alınan işaretlerin kuvvetlendirilmesini ve bir moni-

tör veya yazıcı aracılığı ile dış dünyaya aktarılmasını sağlayan elektronik devrelerden oluşmaktadır. Doktorlar genellikle ince kağıt şeritler üzerine cihazın çizdiği işaretlere bakarak tecrübeleri doğrultusunda gözlem yaparak hastalık teshisi koymaktadırlar.

Bu şekildeki çalışmalarda, cihazlar, doktor tarafından hasta üzerine bir kaç dakika süre ile uygulanmaktadır. Ancak bazı durumlarda kalbin hastalığı ve hastalığın türü bir kaç dakikalık EKG işaretlerinde gözükmemekte ve bu durum doktoru yanıltabilmektedir. Bu eksikliği gidermek üzere hasta vücudu üzerine sürekli olarak takılabilen ve EKG işaretlerini teyp kasedi mantığıyla kaydeden, zaman içinde oluşabilen ritm bozukluklarını tesbit etmekte kullanılan Holter tipi EKG cihazları kullanılmaktadır. Ancak bunlar da günümüzde oldukça pahalıdır.

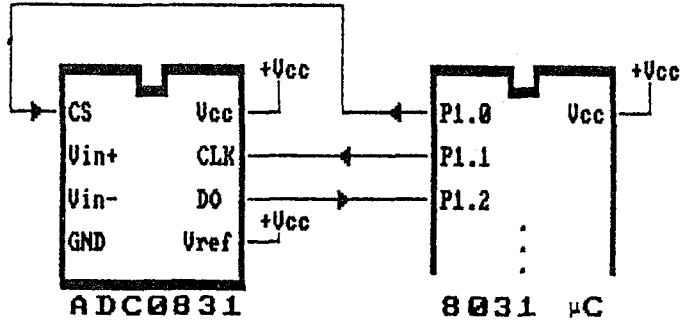
Belli başlı aritmilerin, R tepelerinin arasındaki zaman aralıkları cinsinden matematiksel modellerinin çıkartılması halinde bir algoritma geliştirerek mikrobilgisayarın teşhis etmesi mümkün kılınabilir. Nitekim bölüm 3 de isimleri ve matematiksel ifadeleri verilmiş olan aritmiler için böyle bir algoritma geliştirilmiştir [1].

Bu algoritmadan hareketle bir akış diyagramı verilmiş ve 8031 mikrodenetleyicisi için makine dilinde (machine language) bir program yazılmıştır. Söz konusu akış diyagramı Bölüm 4.4.1 de verilmiştir.

Bu çalışmada gerçekleştirilen sistemde sözkonusu aritmileri otomatik olarak teşhis edebilen, aritmi detekte edildiğinde alarm vererek hastayı uyaran, aritmiden önce ve sonraki belli sayıdaki EKG periyodunu daha sonra doktorun incelemesine sunmak üzere hafızasında saklayabilen bir cihaz yapılması hedeflenmiştir. Ayrıca, hafızasındaki veriler, RS-232 hattı üzerinden kişisel bir bilgisayara aktarılabilir şekilde düzenlenmiştir.

Yüksek maliyet unsurunun ikinci planda önemli kabul edilmesi halinde oldukça pahalı olan yüksek tümleşiklikte hafıza entegreleri kullanılması ve EKG kuvvetlendirici, R-detektörü gibi PCB üzerinde geniş yer kaplayan elektronik devrelerin hibrit devre teknolojisi kullanılıp boyutlarının küçültülmesi halinde, şu anda mevcut diğer özellikleri açısından gerçek hayatta hastaların kullanabileceği nitelikte bir sistem geliştirilmiştir.

İnsandan elektritler aracılığıyla alındığında milivoltlar mertebesinde olan EKG işaretleri bir EKG kuvvetlendiricisinden geçtikten sonra genliği 0...+5 Volt olan çalışma aralığına uygun bir şekilde analog/sayısal dönüştürücünün girişlerine uygulanır. Bu çalışmada kullanılmış olan A/D dönüştürücü NATIONAL'ın ADC 0831 isimli 8 bitlik seri analog/sayısal dönüştürücüdür. ADC 0831'in, 8031 mikrodenetleyicisi ile olan bağlaşımı ve analog girişleri Şekil-4.3 de görülmektedir.



Sekil-4.3 ADC0831 in, 8031 ile bağlaşımı

Sekilde görülen altı bacağıının dışında geri kalan iki bacağından da entegreye besleme gerilimi (Vcc ve GND) uygulanmaktadır.

Mikroişlemci ile yalnızca 3 hat üzerinden bağlaşım yapılabilmesi (Chip Select, Serial Clock ve Data Out), Vref girişi sayesinde düşük genlikli işaretler ile çalışırken dinamik çalışma aralığının arttırılabilmesi, +Vin ve -Vin girişleri sayesinde diferansiyel giriş uygulanabilmesi gibi özellikleri bünyesinde toplayan bu elemanın yalnızca 8 bacağına sahip olup PCB üzerinde çok küçük bir yer kaplıyor olması da önemli bir başka özelliğidir.

A/D dönüştürücünün seri olması, yani dönüşüm sonucunda elde edilen sayısal (digital) verinin bit bit olarak mikroişlemciye aktarılması ilk bakışta yavaşlatıcı bir unsur olarak görülebilir. Fakat 1 mikrosaniyelik komut işletme süresine sahip olan 8031 mikroişlemcisi için yazılan ADC alt programının işletim süresinin 37 mikrosaniye olduğu gözönüne alınırsa pek çok paralel dönüştürücüden daha hızlı olduğu anlaşılmaktadır. Bu sürenin içine tüm

dönüştürme işlemi için gereken komutların işletimi dahildir ve sonuçta örneklenmiş veri Akümülatörde yer almaktadır.

Örnekleme ve veri aktarma işlemi işlemi esnasında ADC ile mikroişlemci arasında geçerli olan işaretler şekil-4.4 de görülmektedir. ADC 0831 aracılığıyla analog verilerin örneklenmesi 8031 mikroişlemcisi için yazılmış olan EKG_ORNEKLEME_PROGRAMI adlı bir alt programda gerçekleştirilmektedir.

SİSTEM PROGRAMLARI

Sistem programları hazırlanırken, cihazın gerçek hayatta, hareket edebilen bir hastaya bağlanacağı dolayısıyla bir pil devresinden besleneceği düşünülerek kaynaktan olabildiğince az akım çekilmesi hedeflenmiştir. Bu doğrultuda, çok düşük akımla çalışabilen CMOS entegreler seçilmiştir. Ayrıca, program yapısını geliştirme esnasında da mikroişlemcinin bir özelliğinden yararlanılarak güç harcaması daha da azaltılmıştır. Mikroişlemcinin CMOS teknolojisiyle imal edilmiş tipi olan 80C31BH elemanı kullanıcıya şöyle bir imkan sunmaktadır; kaynaktan çekilen gücün büyük bir bölümü CPU nun çalışması (komut işletimi) esnasında harcanmaktadır. Eğer kayda değer süreler boyunca CPU nun çalışmasına gerek yok, sadece belli zamanlarda yapılacak işlemler söz konusu ise işlemci IDLE MODE denilen özel bir çalışma moduna geçirilerek güç harcaması %25'ine düşürülebilmektedir (20 mA yerine 5 mA). IDLE modda iken CPU çalışmamakta, internal RAM ın içeriği muhafaza edilip çevre birimleri de (Zamanlama üniteleri, Kesme yapıları vb.)

aktif durumda bulunmaktadır. Bölüm 4.4.2 de de ayrıntılı bir şekilde görülebileceği gibi power-on reset sonrası (cihaz açıldığı zaman), gerekli koşullamalar yapıp IDLE moda geçilmektedir. Kesme kaynaklarından herhangi birinden gelen bir kesme (interrupt) ile işlemci IDLE moddan kurtulup ilgili Kesme Hizmet Programının (Interrupt Service Routine 'in) başından itibaren olmak üzere normal çalışmaya dönmektedir. Kesme hizmet programı işletilip RETI komutu ile ana programa dönüldüğünde bir sonsuz çevrim şeklinde düzenlenmiş olan IDLE moda geçirme komutuna gelinir. Dolayısıyla bir kesme ile normal çalışmaya başlayıp 20 mA çekerken, yapılacak işin tamamlanmasının akabinde tekrar IDLE moda geçilip 5 mA çekilmeye devam edilir. Zamanlayıcı 0, Zamanlayıcı 1, Dış Kesme 0 ve Seri Haberleşme Kanalı kesme hizmet programları (Timer0, Timer1, INTO ve Serial Interrupt service routines) arasında yapılacak işlemler paylaştırılmıştır.

Zamanlayıcı 0'a ait olan kesme hizmet programında EKG işaretinden alınan örnekler hafıza ünitesine kaydedilirken, R-detektöründen gelen kesmelerle de RR aralıkları ve bunlardan hareketle ortalama RR aralıkları belirlenmektedir. Yine aynı kesme hizmet programının içinde aritmi deteksiyon algoritması çalıştırılmakta eğer varsa Taşikardi, Bradikardi, Asistol (veya Ventriküler Fibrilasyon) ve Eksik Atım aritmileri tesbit edilip alarm verilmekte aynı zamanda diğer aritmiler için gerekli şartların oluşup oluşmadığı, eğer oluşmussa bunun dakikadaki

hızına bakılıp belli bir miktardan fazla ise alarm verilmektedir.

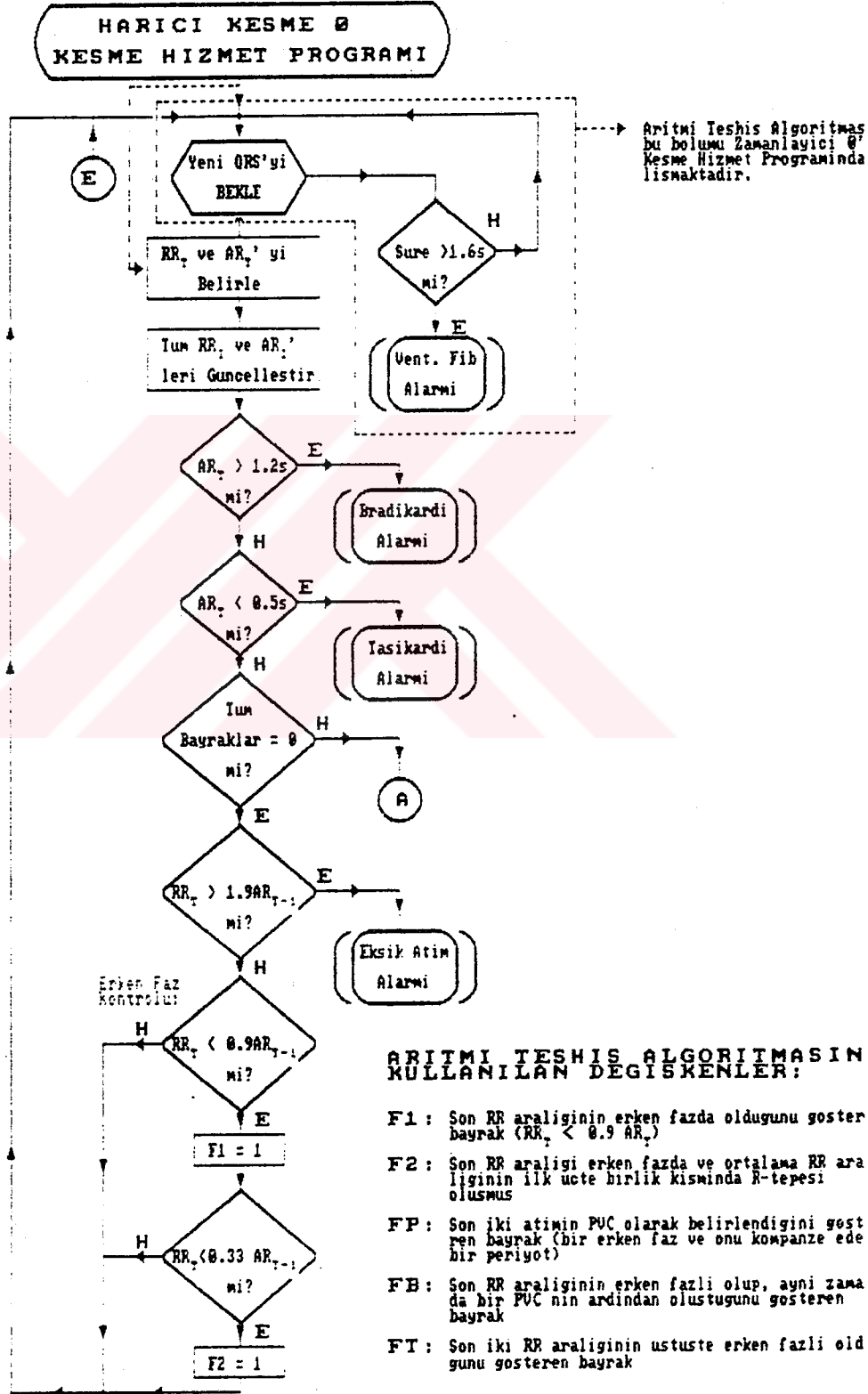
Bölüm 4.4.1 de, kullanılan aritmi teşhis algoritmasına ait akış diyagramı verilmiştir. Bu akış diyagramında E girişi ile yeni RR aralığı algılanır ve bradikardi veya taşikardi aritmisini oluşturacak durum yoksa ilk çevrimde tüm bayraklar sıfır olduğundan A grubuna dallanma olmadan bir aşağıya geçilerek "eksik atım" aritmisi oluşup oluşmadığı ($RR_t > 1.9 * AR_{t-1}$ olup olmadığı) araştırılır. Eksik atım yoksa daha sonraki adımlarda RR aralığının erken fazda ($F1=1$) olup olmadığı ve erken fazda ise $RR_t < 0.33 * AR_{t-1}$ olup olmadığına bakılarak T üzeri R dalgası olayının oluşup oluşmadığı ($F2 = 1$) araştırılır. Eğer erken faz olayı yoksa program başa döner. Eğer erken faz olayı oluşmuşsa "F1" veya "F1 ve F2" bayrakları kaldırılır. Sonraki periyotta da hemen "A" grubuna dallanılır. A grubuna ilk girişde muhakkak $F1=1$ olduğundan program, bu girişde aşağıya dallanarak bir sonraki darbenin kompanze edici nitelikte olup olmadığına bakılır ($RR_t + RR_{t-1} = 2 * AR_{t-2}$). Erken faz kompanze edilmişse ve F2 bayrağı da önceden 1 yapılmışsa T üzeri R aritmisi gerçekleşmiş olacaktır ki bu durumda cihaz alarm verecektir. Eğer $F2 = 0$ ise; $F1 = 0$ ve $FP = 1$ yapılarak PVC lerin hızı hesaplanmak üzere tekrar akış diyagramının başına dönlür. Program başında yeni RR aralığı alınıp "A" grubuna ve burada $F1 = 0$ olduğundan hemen "B" grubuna gelinir. Burada da $FP = 1$

oldugundan $RRt < 0.9 \text{ ART}-3$ araştırması yapılır ve şart sağlanıyorsa (yani 3. darbe erken fazlı ise) bigemi araştırması yapmak (yani 4. darbenin kompanze edici olup olmadığına bakmak) üzere $FB = 1$ yapılır. Her iki durumda da $FP = 0$ yapılarak tekrar başa "E" ye dönülür. Bir sonraki çevrimde yeni RR aralığı alınıp hemen "B" grubuna gelir. Bu $FB = 1$ olduğundan bigemi soruşturmasına geçilir. Şart sağlanıyorsa bigemi alarmı verilir. Aksi takdirde $FB = 0$ yapıp tüm bayraklar sıfırlanmış olarak alınan hız değerleri (çeşitli aritmilerin dakikada kaç kez oluştuğuna dair bilgiler) saklı kalmak şartıyla her şey sıfırlanmış olarak yeni araştırmalar için en başa dönülür.

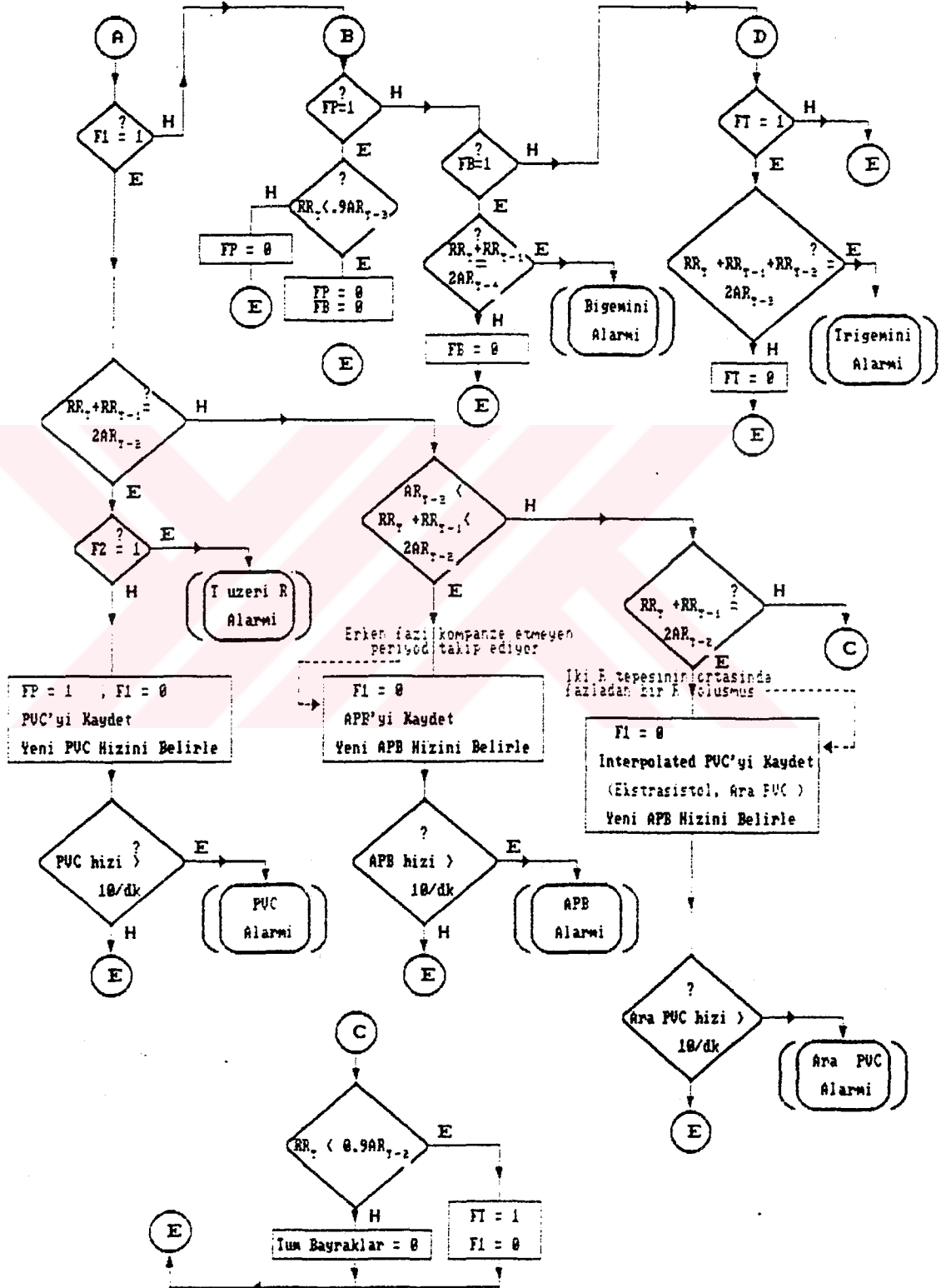
$F1 = 1$ iken $RRt + RRt-1 = 2 * \text{ART}-2$ kompanzasyon şartı sağlanmıyorsa Trigemi, APB ve ara PVC aritmi şartları araştırılır. Bu şartlardan hiç biri sağlanmıyorsa bütün bayraklar sıfırlanarak aritmi araştırma algoritmasında en başa dönülür. Alarmlardan her hangi biri söz konusu olunca ilgili aritmi alarmı verilerek aritmi araştırma işlemine son verilir.

4.4 SİSTEMDE KULLANILAN PROGRAMLARIN AKIS DIYAGRAMLARI

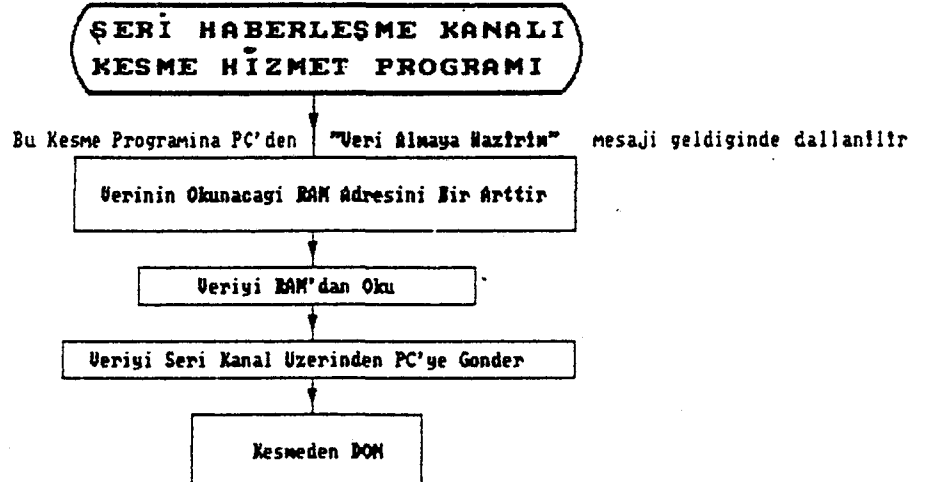
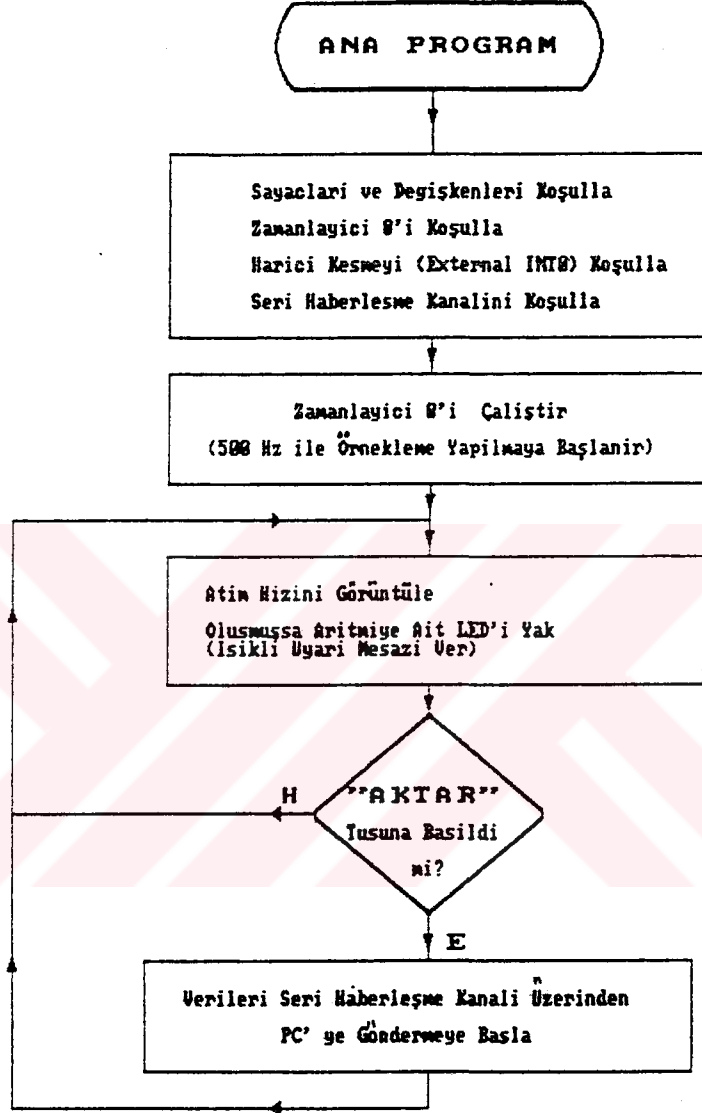
4.4.1. ARITMI TESHİS ALGORİTMASININ AKIS DIYAGRAMI



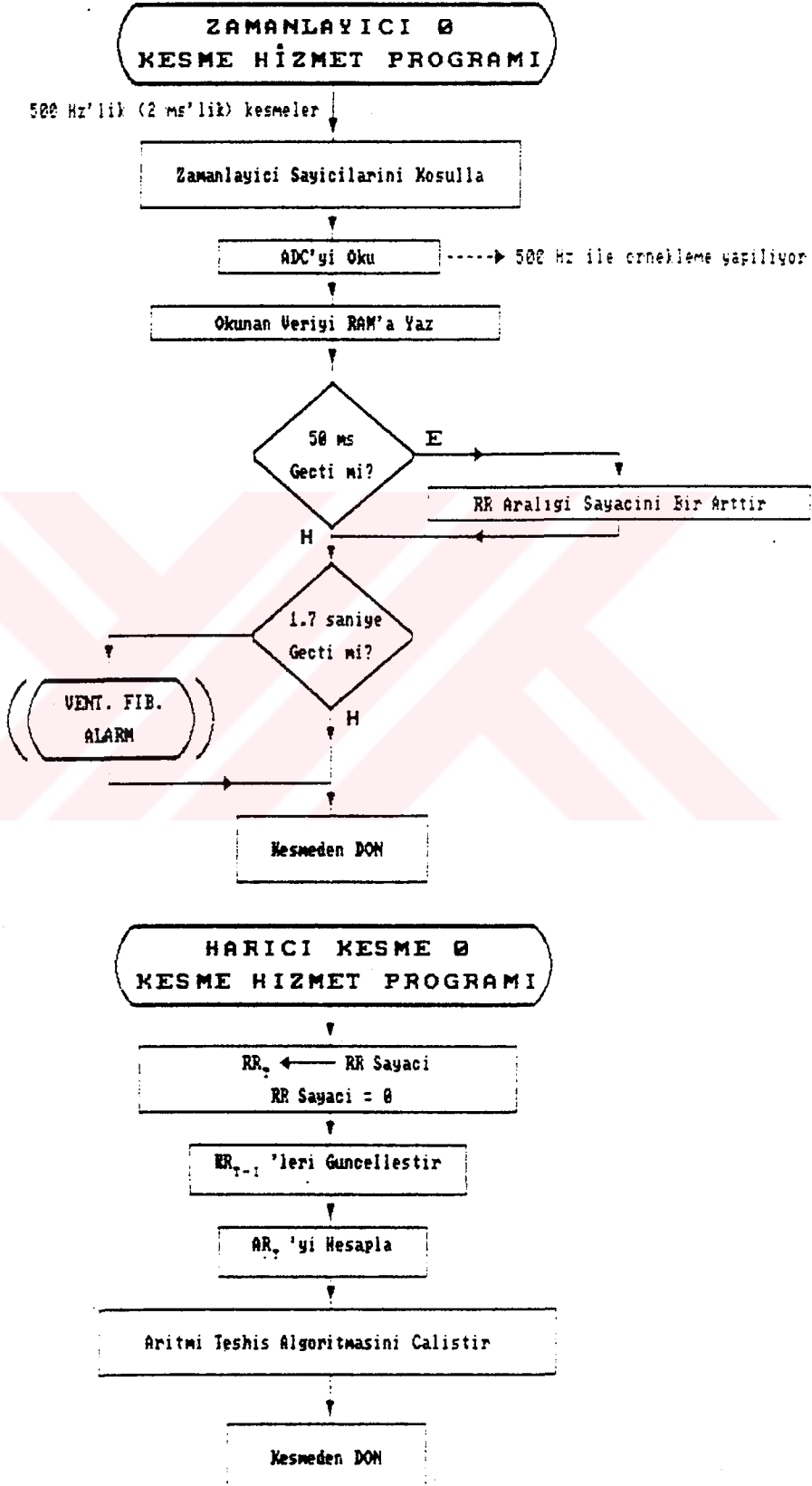
Şekil-4.4: Sistem programlarına ait akış diyagramı



4.4.2. MIKROISLEMCİ PROGRAMLARININ AKIŞ DİYAGRAMI

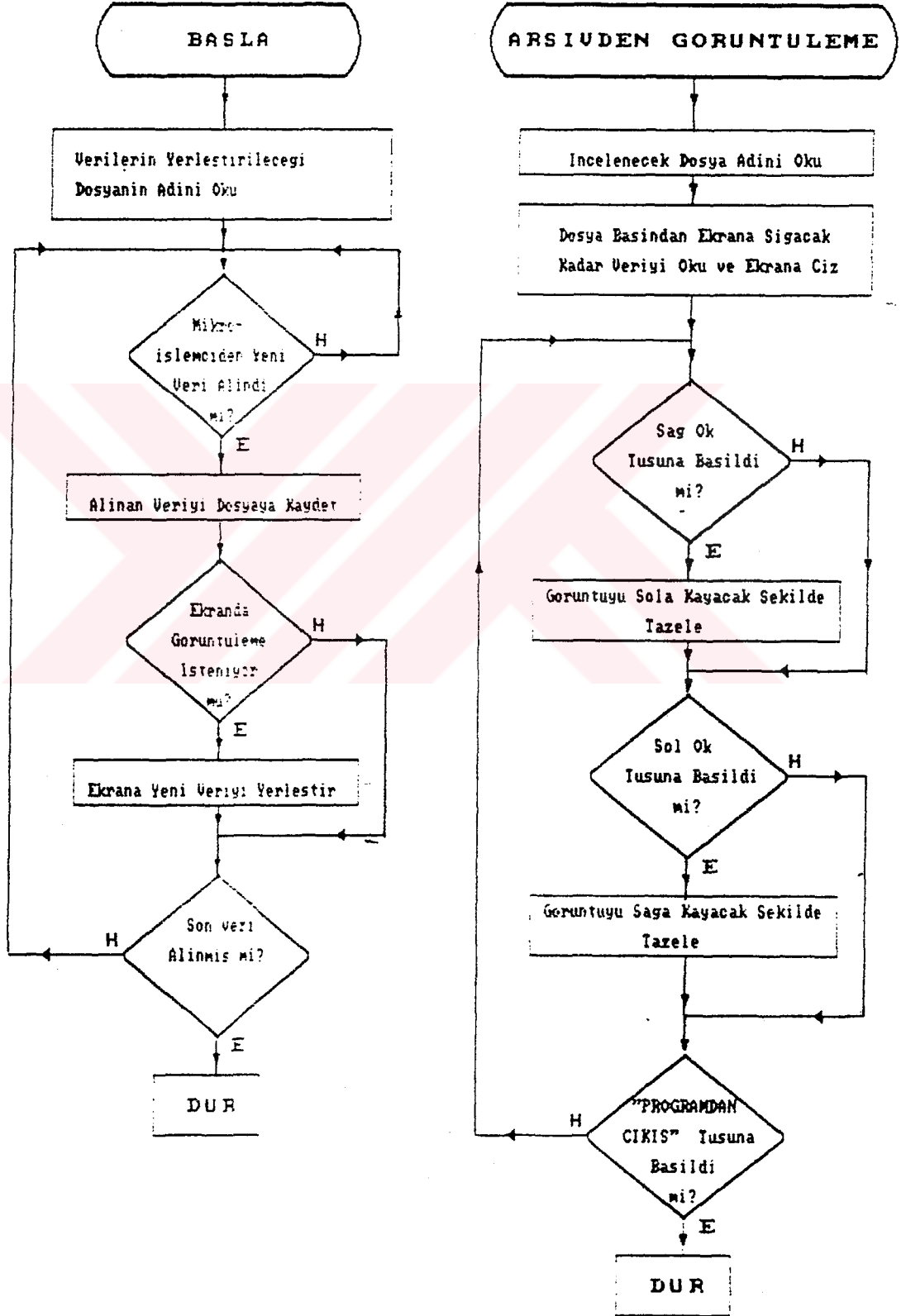


Şekil-4.5: Sistem programlarına ait akış diyagramı



Şekil-4.6: Sistem programlarına ait akış diyagramı

4.4.3. QBASIT PROGRAMLARININ AKIS DIYAGRAMI



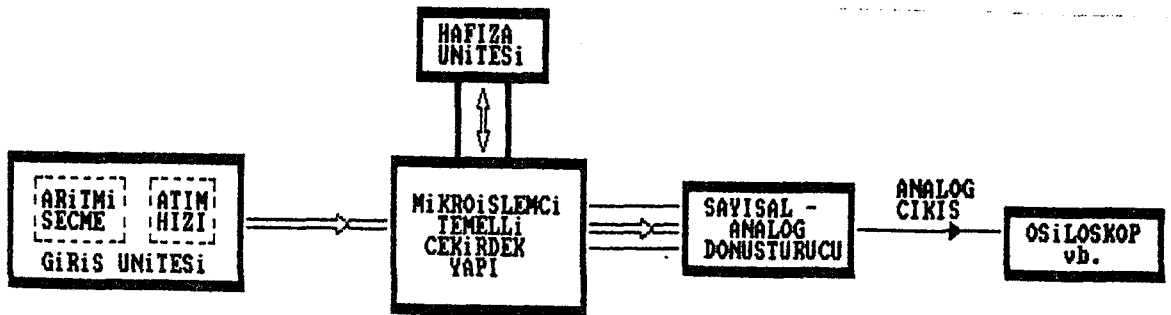
Şekil-4.7: Sistem programlarına ait akış diyagramı

BÖLÜM 5

ARITMI SİMULATÖRÜ

5.1 GENEL YAPI

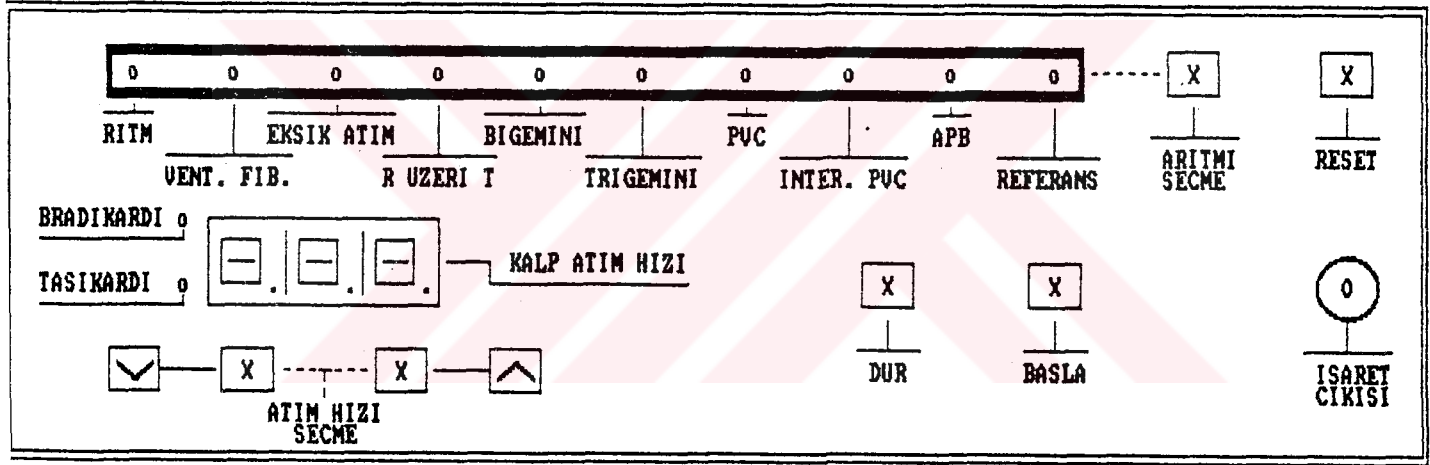
EKG işaretlerindeki aritmilerin deteksiyonunu yapmak üzere bir cihaz tasarlanmış ve kullanılan aritmi teşhis algoritmasına göre 11 değişik aritmeyi teşhis etmesi hedeflenmiştir. Diğer taraftan, gerçekleştirilmiş olan bu cihazı denemek, teşhis algoritmasının gerçekten de doğru çalışıp çalışmadığını tesbit etmek amacıyla bir aritmi similatörü hazırlanması gündeme gelmiştir. Söz konusu simülör, normal EKG işareti ve değişik aritmilere ait kayıtların dijital karşılıklarını hafıza ünitesinde bulundurmaktadır. Cihazın üzerindeki tuşlar aracılığıyla seçilebilen, istenen bir aritmi çeşidini bir sayısal-analog dönüştürücü üzerinden çıkışa vermekte, bu işaret bir osiloskop veya bilgisayar ekranında gözlenebilmektedir. Cihaza ait blok şema şekil-5.1 de görülmektedir.



Şekil-5.1: Gerçekleştirilen sistemin blok şeması

5.2. GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEM

Cihazın üzerinde atım hızını, normal ritm işaretini veya aritmilerden birini seçmekte kullanılan tuşlar bulunmaktadır. Ayrıca DAC üzerinden üretilen çıkışı kontrol etmek (Başlatıp-Durdurmak) için kullanılabilecek tuşlar da mevcuttur. Atım hızı yedi parçalı göstergeler (seven segment displays) üzerinde görüntülenmekte, istenirse değişik bir atım hızı seçilebilmektedir. Şekil-5.2 de cihazın giriş ünitesi (ön paneli) görülmektedir.



Şekil-5.2: Aritmi simülörünün önden görünüşü

Cihaz açıldığında dakikada 75 atımlık ritmik işaret modunda bulunmaktadır. Sadece RİTM modunda iken çalışan iki adet ayar tuşu aracılığıyla, 10, 15, 20, 30, 45, 50, 54, 60, 75, 90, 108, 120, 135, 150, 165, 180 atım/dk hızlarından biri seçilebilir. Yavaş atımda bradikardi sınırı olarak kabul edilen 50 'nin altına düştüğünde BRADİKARDİ LED'i hızlı atımda, taşikardi sınırı olarak kabul edilen 120 atım/dk'nın üstüne çıktığında ise TASİKARDİ LED'i

otomatik olarak yanar. ARİTMİ MODU seçme tuşu ile bir başka işaret seçildiğinde az önce ayarlanan atım hızı değerine bakılmaksızın atım hızı 75 atım/dk ya koşullanır ve BAŞLA tuşuna basılması beklenir. BAŞLA ve DUR tuşları, sayısal / analog dönüştürücü (DAC) olarak kullanılan 7224'ün çıkışını kontrol eder, işaretin çıkışa sürülüp sürülmemesini sağlarlar.

Sistem programları, daha sonra ilave edilebilecek aritmilerin de cihaza kolayca eklenebilmesine imkan verecek modüler bir yapıda hazırlanmıştır. Sadece EKG aritmi işaretleri değil, çeşitli başka biyomedikal işaretler, en genel olarak her türlü periyodik işaretin bir periyotluk örneklenmiş kısmı cihazın hafıza ünitesine yerleştirilerek programlara yapılacak küçük eklemelerle genel amaçlı bir işaret üretici (signal generator) olarak kullanılabilir.

Ventriküler Fibrilasyonda alışılmış EKG işaretinden çok uzak bir yapı gözlenir (ve R tepeleri de hiç bulunmaz) iken diğer aritmiler normal ritm işaretinin arasına yerleştirilmiş olan zaman eksenindeki yeri kaymış R dalgaları olarak elde edilir. Bunlardan "Eksik Atım", "T üzeri R", "Bigemini" ve "Trigemini" bir kez oluşmaları halinde bile detektör cihazın alarm vereceği aritmiler olmalarına karşın, Simülatörün deney ve eğitim amaçlı kullanımı esnasında izleme kolaylığı sağlamak amacıyla her on normal ritmik periyodun arasına bir kez yerleştirilmiştir.

"PVC", "Inter PVC" ve "APB" aritmilerinde ise detektör cihazın alarm vermesi için dakikada oluşum miktarının 10'un üzerine çıkmasını kontrol ettiğinden bu şartı sağlayacak şekilde (hızlılıkta) aritmiler üretilmiştir. Her n normal periyot da bir aritmi oluşacak düşünülerek,

$$10 \text{ aritmi/dk.} = \text{Aritmi Hızı} = 75 / (n+1)$$

$n+1 \leq 7.5$ dan "n" in en az 6 olması gerektiği görülür. Bu çalışmada $n=5$ seçilerek aritmi hızı 12.5 /dk. olacak şekilde belirlenmiştir.

Cihazın, çıkışında üretmesi istenen periyodik işaretlerin bir periyotluk kısmının örneklenmiş değerleri (sayısal karşılıkları) hafıza ünitesine yerleştirilmiştir.

İdeal EKG işareti olarak alınmış olan 0.8 saniye uzunluğundaki bir tam EKG periyodunun 320 Hz ile örneklenmesinden elde edilen 256 örnek (sayısal değer) hafıza ünitesine RITM_TABLOSU adresinden itibaren yerleştirilmiştir. Değişik atım hızlarında EKG işareti elde etmek amacıyla hep bu tablo kullanılmıştır.

Sözkonusu periyodik işaretleri elde etmek için şöyle bir yöntem kullanılmıştır: 8031 üzerindeki zamanlayıcı üniteye ait sayıcılara yüklenen değerler ile hızı ayarlanabilen periyodik kesmeler üretilmiştir. Zamanlayıcı 0'a ait Kesme Hizmet Programında RITM_TABLOSU taban adresinden kaç byte ötedeki verinin alınacağını gösteren sayacın değeri her seferinde bir arttırılıp ilgili byte alınmakta ve

sayısal-analog dönüştürücüye (DAC'a) yazılmaktadır.

Kesme Hizmet Programının oluşum frekansını belirleyecek sabit sayılar önceden hesaplanmış ve sistem programlarına yerleştirilmiştir. Örneğin 75 atım/dakika 60'a bölünerek 1.25 atım/saniye bulunmuştur. 1 kalp atım periyoduna ait 256 örnek olduğundan $1.25 \times 256 = 320$ Hz ile çıkışın sürülmesi gerektiği belirlenmiştir. Bu amaçla önce, kristalli osilatör frekansı, entegre üzerindeki sabit ön-bölme katsayısı olan 12'ye bölünerek dahili frekans belirlenir;

$$\begin{array}{lcl} \text{Osilatör frekansı} & \text{---->} & 11,059,200 \text{ Hz} \\ \text{Ön bölme katsayısı} & \text{--->} & 12 \end{array} \quad \frac{\quad}{\quad} = 921,600 \text{ Hz}$$

Zamanlayıcıya ait sayıcıya yüklenecek değer:

$$\begin{array}{lcl} \text{Bölme oranı:} & \frac{921,600 \text{ Hz}}{320 \text{ Hz}} & = 2.880 \text{ (Desimal)} \\ & & \text{0B40H (Heksadesimal)} \end{array}$$

Benzer şekilde 90 atım/dk için 1.5 atım/sn,

$$1.5 \times 256 = 384 \text{ Hz} \quad \text{çıkış sürme frekansı ve}$$

$921,600 / 384 = 2400$ (0960H) şeklinde sayıcılara yüklenecek değer hesaplanabilir.

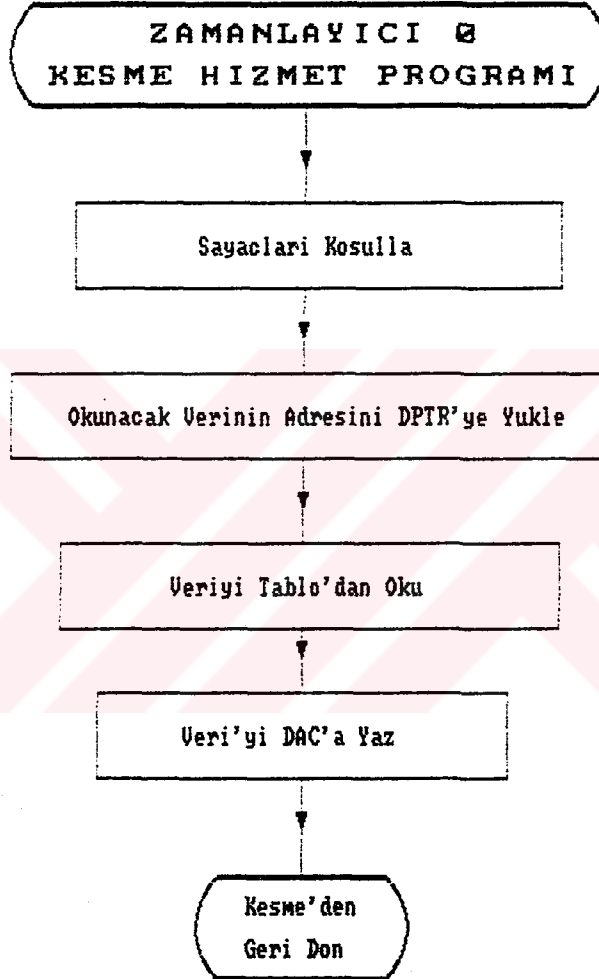
Çeşitli atım hızlarından bol miktarda örnekler (normal ve normale yakın, taşikardi ve bradikardi örnekleri) cihaz üzerindeki çıkıştan alınabilecek şekilde hazırlanmıştır. Alınabilecek değişik atım hızları ve bunları

retmekte kullanılan zamanlayıcıya klenen bölme katsayılarına Tablo 5.1 de görülmektedir.

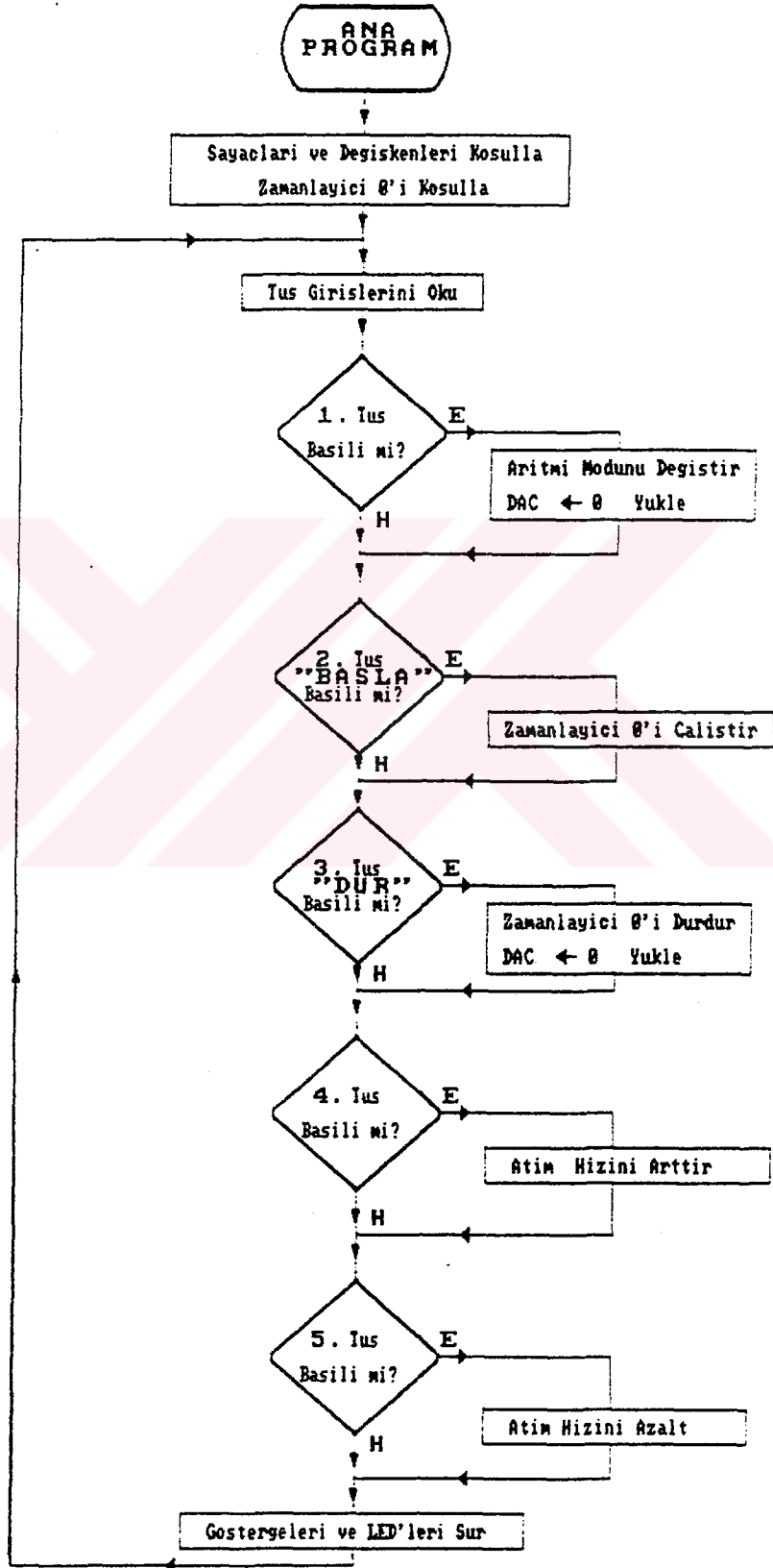
Tablo-5.1:Alınabilecek atım hızları ve klenen katsayılar

ATIM DAKİKA	ATIM SANİYE	KESME FREKANSI	TİMER DESİMAL	TİMER HEKSADESİMAL	B R A D İ K A R D İ N O R M A L A T İ M T A S İ K A R D İ
5	0.083	21.333 Hz	43,200	A8C0H	
10	0.167	42.667 Hz	21,600	5460H	
15	0.25	64.000 Hz	14,400	3840H	
20	0.333	85.333 Hz	10,800	2A30H	
30	0.5	128.000 Hz	7,200	1C20H	
45	0.75	192.000 Hz	4,800	12C0H	
50	0.833	213.333 Hz	4,320	10E0H	
54	0.9	230.400 Hz	4,000	0FA0H	
60	1.	256.000 Hz	3,600	0E10H	
75	1.25	320.000 Hz	2,880	0B40H	
90	1.5	384.000 Hz	2,400	0960H	
108	1.8	460.800 Hz	2,000	07D0H	
120	2.	512.000 Hz	1,800	0708H	
135	2.25	576.000 Hz	1,600	0640H	
150	2.5	640.000 Hz	1,440	05A0H	
165	2.75	704.000 Hz	1,309.1	051DH	
180	3.	768.000 Hz	1,200	04B0H	

5.3. SİSTEMDE KULLANILAN PROGRAMLARIN AKIŞ DİYAGRAMLARI



Şekil-5.3: Sistem programlarına ait akış diyagramı



Şekil-5.4: Sistem programlarına ait akış diyagramı

BÖLÜM 6

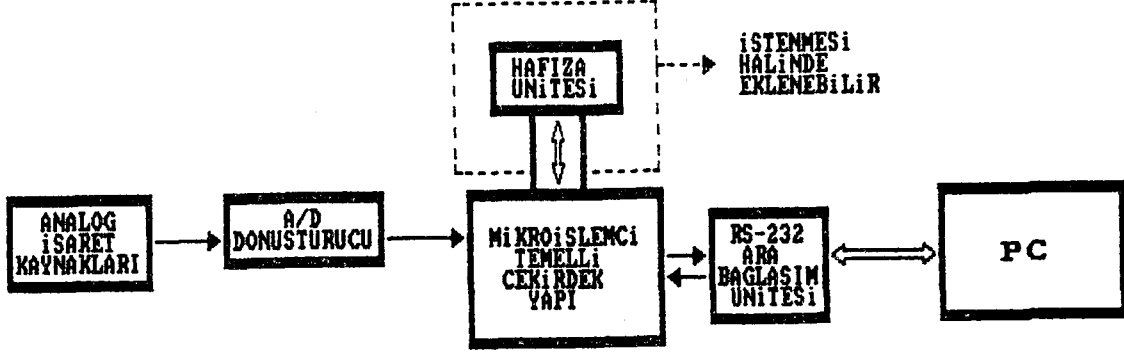
VERİ TOPLAMA CİHAZI

6.1 GENEL YAPI

Tüm sayısal (digital) sistemlerde olduğu gibi bilgisayarlar ve mikrobilgisayar temelli cihazlarda veriler sayısal olarak saklanır ve işlem görürler. Yani bir mikrobilgisayarın işleyeceği verilerin kendisine sayısal formda verilmesi gerekir. Oysa cihazın dışında kalan gerçek dünyada tüm işaretler ve onlara dair veriler analogdur. Benzer şekilde bir önceki bölümde açıklanmış olan EKG aritmi simülatörü cihazının söz konusu biyomedikal işaretleri üretebilmesi için bunların en az bir periyodunun hafıza ünitelerinde sayısal olarak kayıtlı bulunması gereklidir. Ancak bu verileri alarak bir sayısal-analog dönüştürücü üzerinden dış dünyaya analog çıkış olarak verebilir.

Sözkonusu cihaz hafızasına EKG-Aritmi işaretlerini ve diğer çeşitli işaretleri yükleyebilmek amacıyla bir veri toplama cihazı geliştirilmiştir. Öncelikle bu amaca yönelik olarak tasarlanmış olsa da, cihaz gerçekte genel amaçlı bir veri toplama cihazı olarak kullanılabilir. Bunların yanısıra sayısal olarak bir hafıza ünitesinde kayıtlı bulunan veri bloklarının analog karşılıklarının gerçek elektriksel işaretler halinde elde edilmesi de sık sık istenilen bir özelliktir. Bu çalışmada, hazırlanan temel

yapının üzerine bir sayısal analog dönüştürücü (DAC) devresi eklenmiştir.



Sekil-6.1: Gerçeklenen Sistemin Blok Şeması

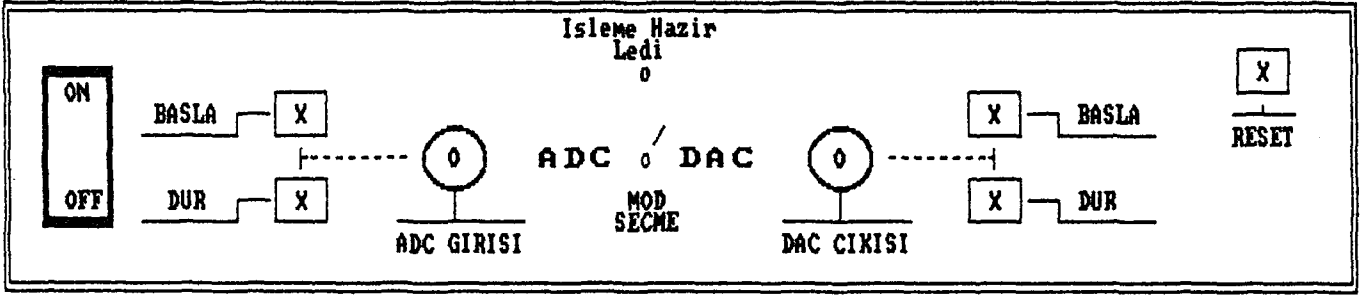
Cihazı oluşturan elektronik sistemin blok şeması sekil-6.1 de görülmektedir.

6.2 GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEM

Cihaz, başta 8031 mikrodenetleyicisine ait çekirdek yapı olmak üzere dört bölümden oluşmaktadır. Analog işaretleri örneklemede kullanılan bir analog sayısal dönüştürücü devre, sayısal işaretleri analoga dönüştürüp çıkışa yazmak için bir DAC devresi ve cihazın PC ile veri haberleşmesini sağlayan veri iletim hattına bağlaşımda kullanılan bir arabirim diğer üç bölümü oluşturmaktadır.

Bir kontrol paneli üzerindeki "Başla" ve "Dur" tuşları, çekirdek yapıdaki merkezi işlem birimi tarafından izlenir ve analog-sayısal dönüştürme işleminin kontrol edilmesi amacıyla kullanılırlar. Sekil 6.2 de cihazın ön paneli görülmektedir.

Bilgisayar bağlantılı olan cihaz örneklediği değerleri seri iletişim hattı üzerinden PC'ye aktarır. Bu

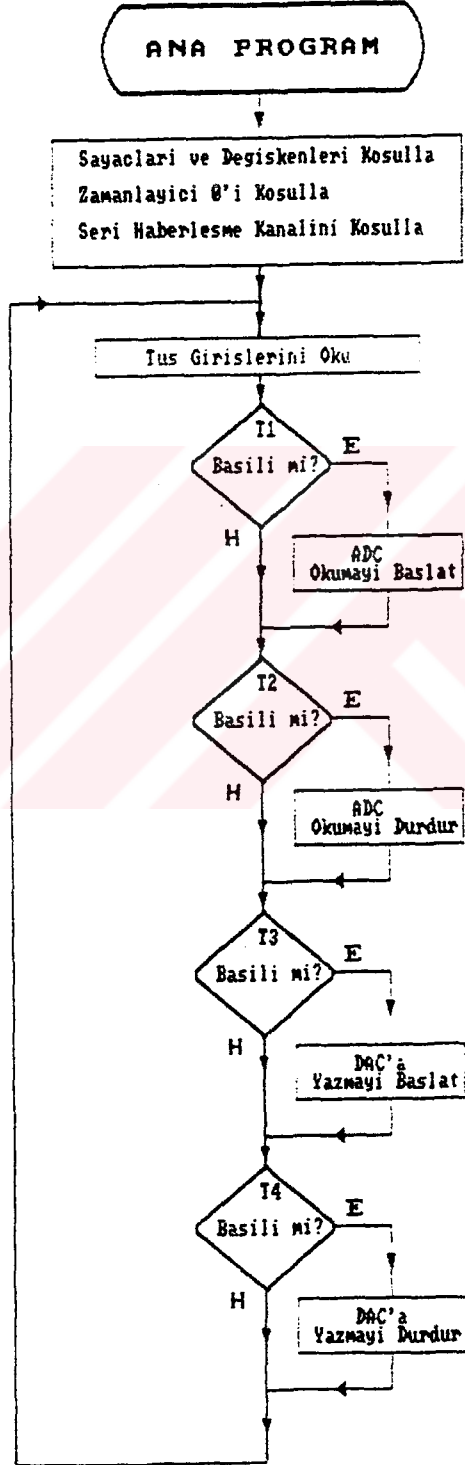


Sekil-6.2: Veri toplama cihazının önden görünüşü

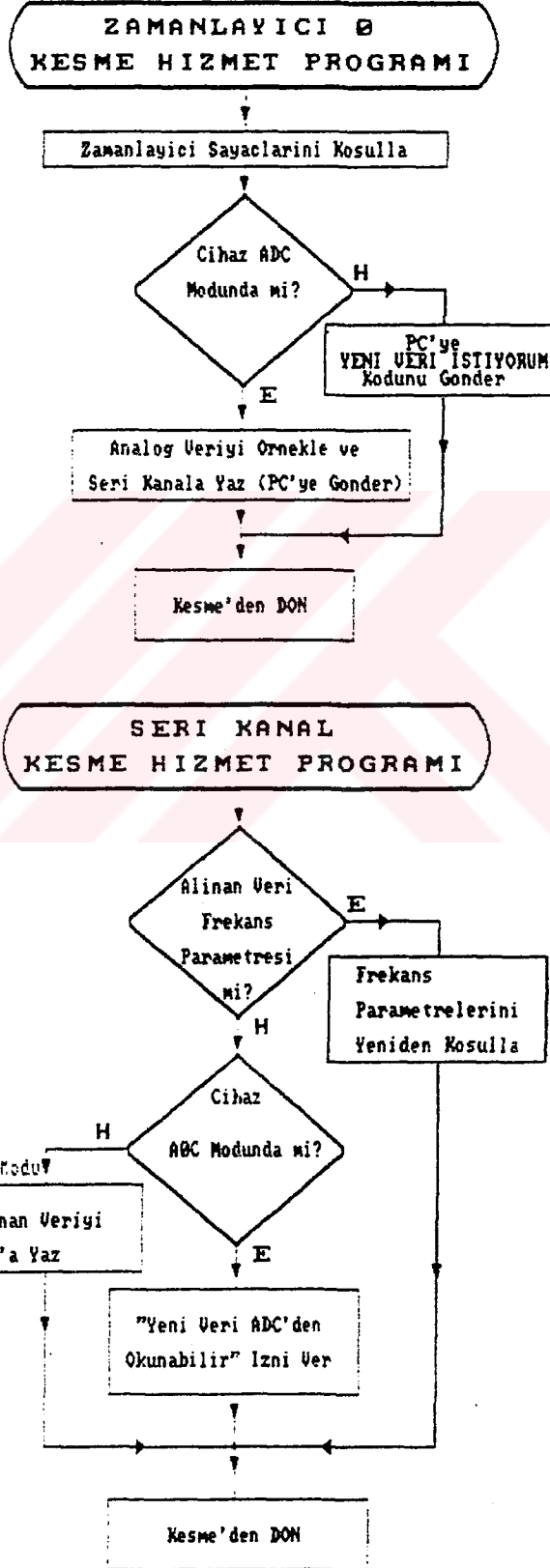
veriler grafik şeklinde ekranda görüntülenir (gerçek zamanda ON LINE) ve bir dosyada saklanabilir. PC de çalışan bilgisayar programında hangi örnekleme frekansının kullanılacağı seçilebilir ve bu değer cihaza aktarıldığında örnekleme periyodunu oluşturan zamanlayıcıya ait kesme hizmet programında sayıcılara yüklenerek frekans değişikliği yapılmış olur. Kullanıcıya kademeli olarak değişik frekans seçenekleri sunulmuş, maksimum örnekleme frekansı 800 Hz olarak belirlenmiştir. İstenmesi halinde bir hafıza ünitesi eklenip RS-232 standartının ve BASIC programlama dilinin (BAUD Rate nedeniyle) frekans sınırlayıcı etkisi ortadan kaldırılarak gerçek zamanda olmayan çalışma (OFF-LINE) modunda daha yüksek frekanslarda örneklenebilir. ADC çevirme hızı ve ADC okuma programının getirdiği hız sınırlamaları nedeniyle bu hız teorik olarak 20 KHz civarındadır.

Gerçeklenen devre genel amaçlı bir veri laboratuvar cihazı olarak kullanılabilir. Arzu edilmesi halinde uygun dönüştürücüler eklenerek sıcaklık, basınç, nem vb. büyüklükler okunup bilgisayara aktarılabilir, veri dosyalarında saklanıp üzerlerinde işlem yapılabilir.

6.3. SİSTEMDE KULLANILAN PROGRAMLARIN AKIŞ DİYAGRAMLARI



Şekil-6.3: Sistem programlarına ait akış diyagramı



Şekil-6.4: Sistem programlarına ait akış diyagramı

BÖLÜM 7

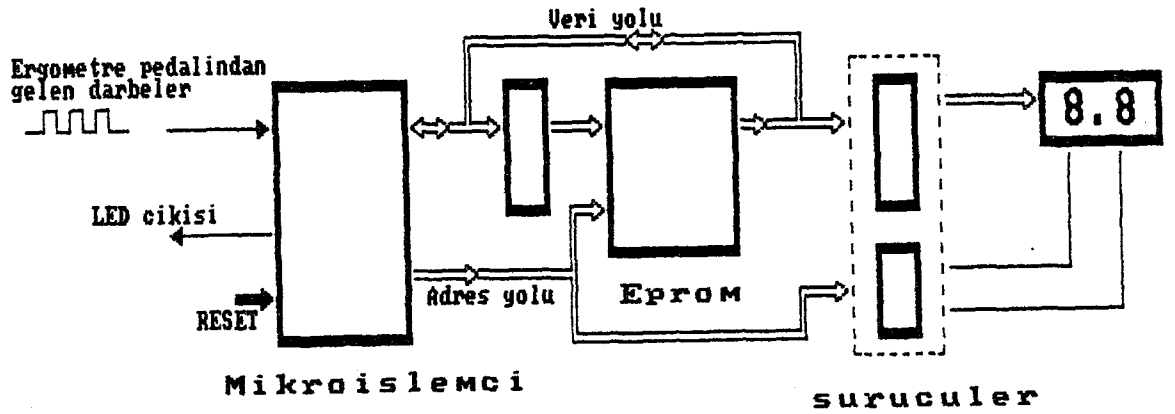
MONARK ERGOMETRESİ DEVİR SAYACI

8031 mikrodenetleyicisinin Biyomedikal'deki uygulamaları elektrokardiyografi konusu üzerinde devam ettirilirken İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Sporcu Sağlığı Bölümünden gelen bir istek üzerine Anaerobik Monark Ergometresi için bir devir sayacı tasarlanması gündeme gelmiştir. Sadece devir hızını görüntüleyecek bir cihaz söz konusu olsa, kombinezonsal ve ardışıl lojik devre elemanlarını içeren ayırık entegreler ile tasarım yapılması düşünülebilirdi. Fakat talep edilen cihazın, ileriye dönük olarak bir kisisel bilgisayarla (PC) bağlanabilmesi ve okunan verilerin hafızada saklanıp istatistiksel hesaplara tabi tutulması da istenmekteydi. Sonuç olarak düşük devre yoğunluğu (istenen özelliklerin programlar ile sağlanması sayesinde azalan donanım düzeni), hata oranının minimuma indirilmesi ve en önemlisi bilgisayar bağlantılı olmaya imkan veren yapısı nedeniyle mikrodenetleyici temelli bir cihaz hazırlanması kararlaştırılmıştır. Önce, bilgisayar bağlantılı olmayan bir model hazırlanmış, çalışır vaziyette Tıp Fakültesine teslim edilmiştir. Halen kullanılmakta olan bu modelin ardından bilgisayar bağlantılı olan şekli de geliştirilmiştir. Aşağıda her iki modele ait ayrıntılı bilgi verilmiştir.

7.1 GELİŞTİRİLEN İLK MODEL

7.1.1 GENEL YAPI

Yukarda açıklandığı üzere bir devir sayacı tasarlanmıştır. Cihazda ergometrik bisikletin tekerleğinden gelen darbeleri okumak için bir giriş, okunan değerlerin görüntüldüğü bir gösterge bölümü ve mikrodenetleyicinin yer aldığı çekirdek yapı bulunmaktadır. Söz konusu cihazın elektrokardiyografik düzenlerle hiç bir ilişkisi olmamasına rağmen başlangıçta geliştirilen çekirdek yapının her türlü konuya uyarlanabilecek esnek bir yapıda tasarlanmış olması nedeniyle bu problemde de aynı çekirdek yapı, dışardan bir gösterge katı eklenmesi ve sistem programlarının uygun şekilde hazırlanmasıyla kullanılmaktadır. Gerçekleştirilen devrenin blok şeması şekil-7.1 de görülmektedir.



Şekil-7.1 Gerçekleştirilen sistemin blok şeması

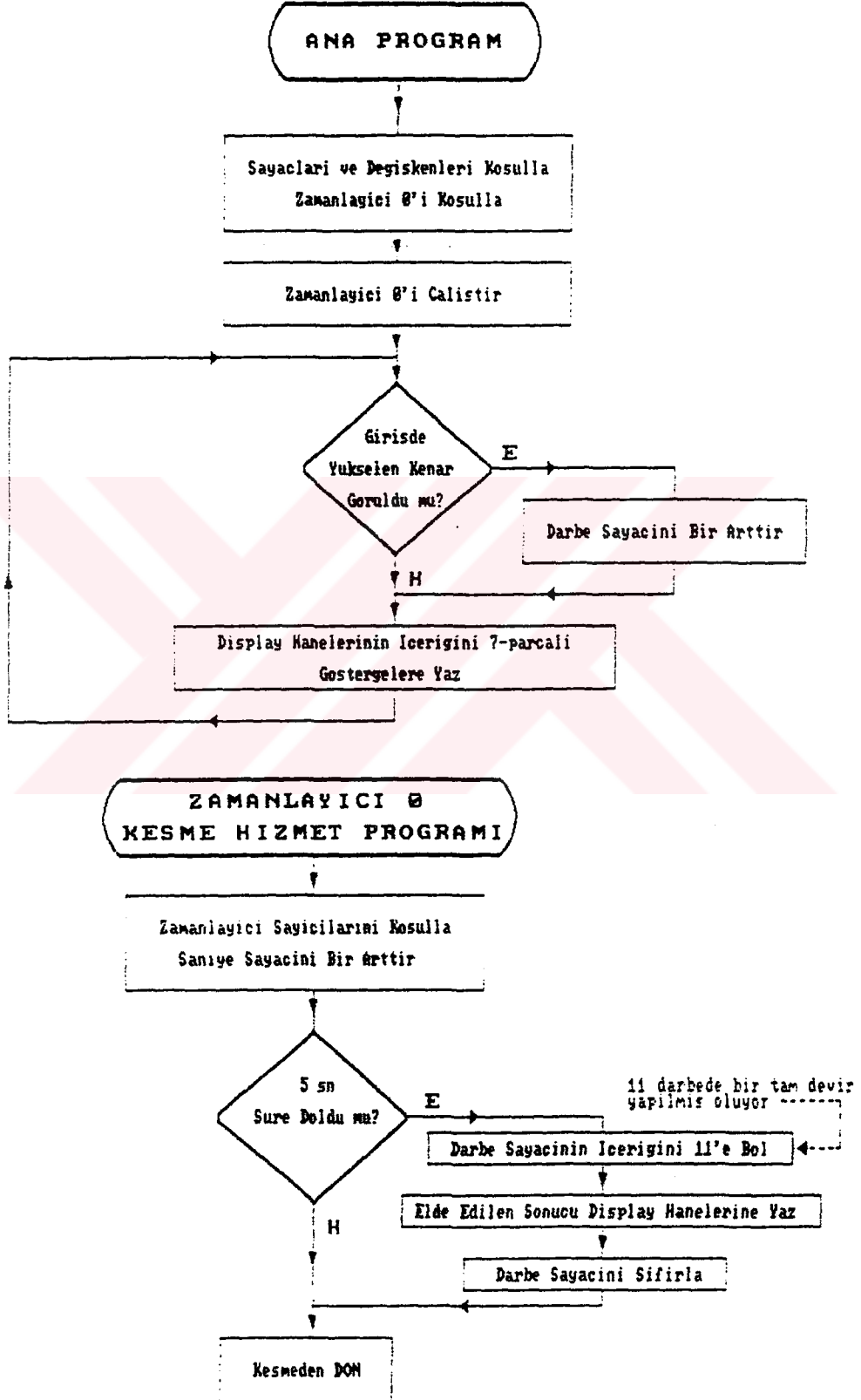
7.1.2 GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEM

Kullanılan mikrodenetleyici temelli çekirdek yapı bölüm 4.2 de ayrıntılı olarak açıklanmıştır. Ergometreden gelen darbelerin okunacağı giriş için genel amaçlı I/O portu olan P1 kullanılmıştır. Sonuçlar, iki adet ortak katotlu yedi parçalı göstergede (seven segment displayde) görüntülenmiştir. Söz konusu göstergelerin segment bilgileri veri yoluna bağlı olan 74HC574 (sekizli D-FlipFlop) ile sürülmüş. ortak katot uçları ise aktif low çıkışlı olan 74HC137 (3-e-8 adres çözücü ve 3 bitlik giriş tutucusu) nin çıkışlarına bağlanmıştır. Yüksek verimlilikte (high efficient) olan göstergelerin sürülmesi için ayrıca tranzistörlü akım kuvvetlendiricileri kullanılmamıştır. Göstergeler zamanda paylaşımlı olarak sürülmüştür.

Mikrodenetleyicideki Zamanlayıcı-0, 11,059,200 Hz'lik kristalli osilatörden elde edilen sistem saat frekansından hareketle 10 milisaniye periyotlu kesmeler üretecek şekilde koşullanmış yazılımla oluşturulan dahili RAM daki sayacılar 5 saniyelik süreler elde edilmesinde kullanılmıştır.

Pedalın bir devrinde ergometreden 11 darbe geldiği osiloskopta görülmüş, dolayısıyla gelen darbe sayısı 11'e bölünerek görüntülenmiştir. Bu amaçla 230 ile çarpıp 256 ya bölme yapılmıştır (Çarpma sonucunda oluşan iki byte dan yüksek anlamlısı alınmıştır). Pedal devir sayısı'nın hic bir zaman 9.9 devir / 5 sn. yi aşmayacağı varsayımından hareketle 2 haneli gösterge kullanılmıştır.

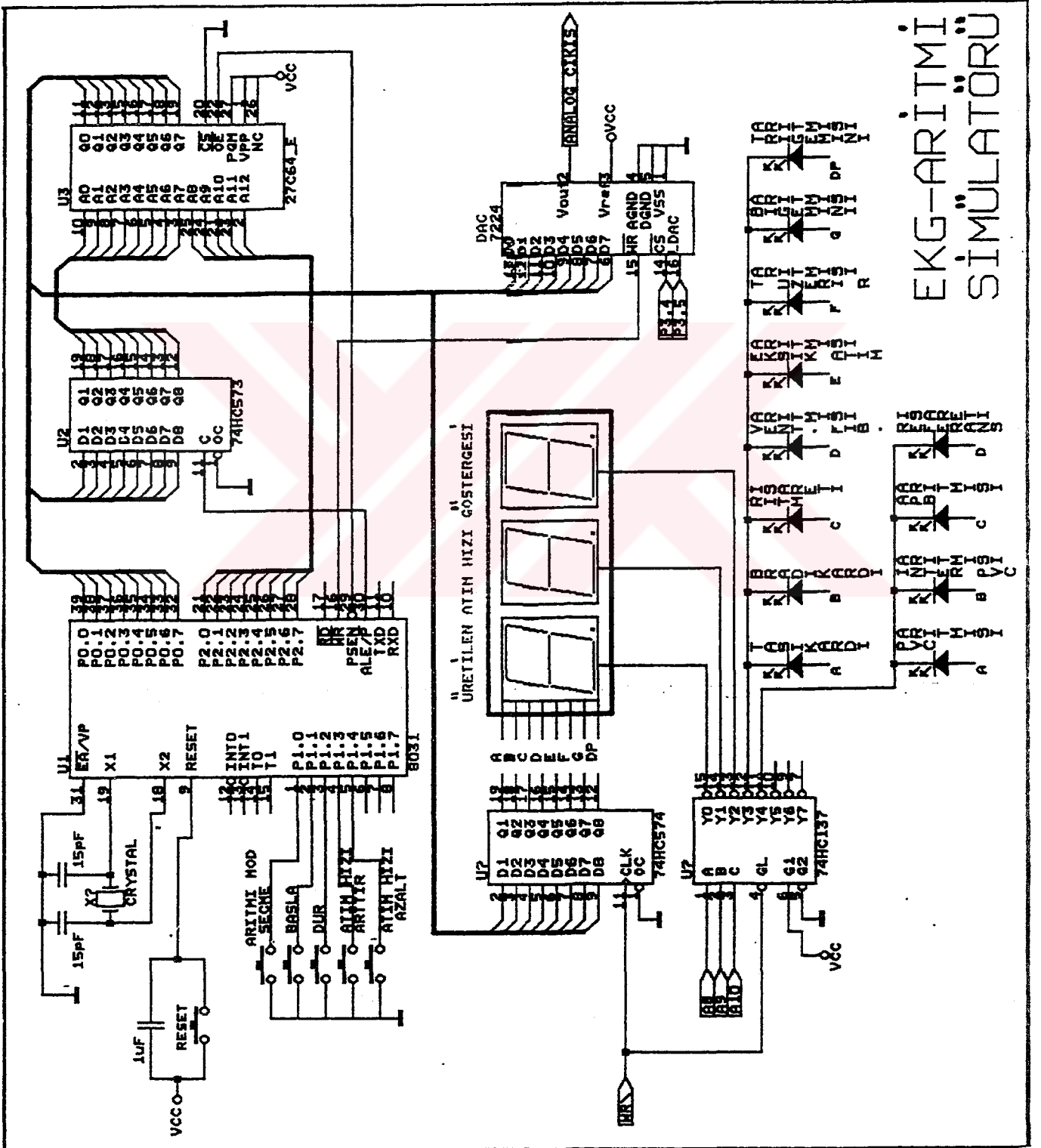
7.1.3 SİSTEMDE KULLANILAN PROGRAMLARIN AKIS DIYAGRAMLARI



Şekil-7.2: Sistem programlarına ait akış diyagramı

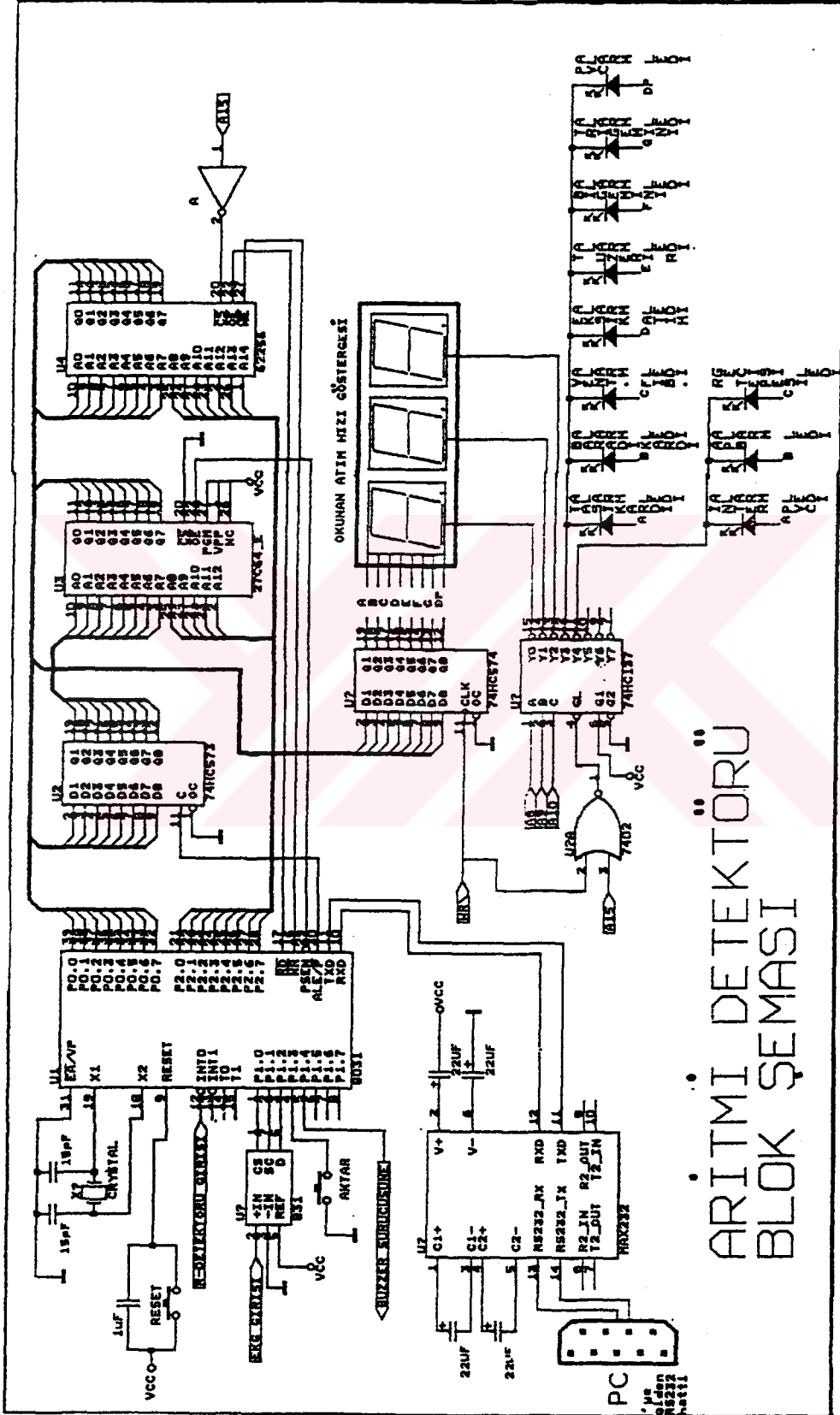
BÖLÜM 8

GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEMLERE AİT DEVRE ŞEMALARI

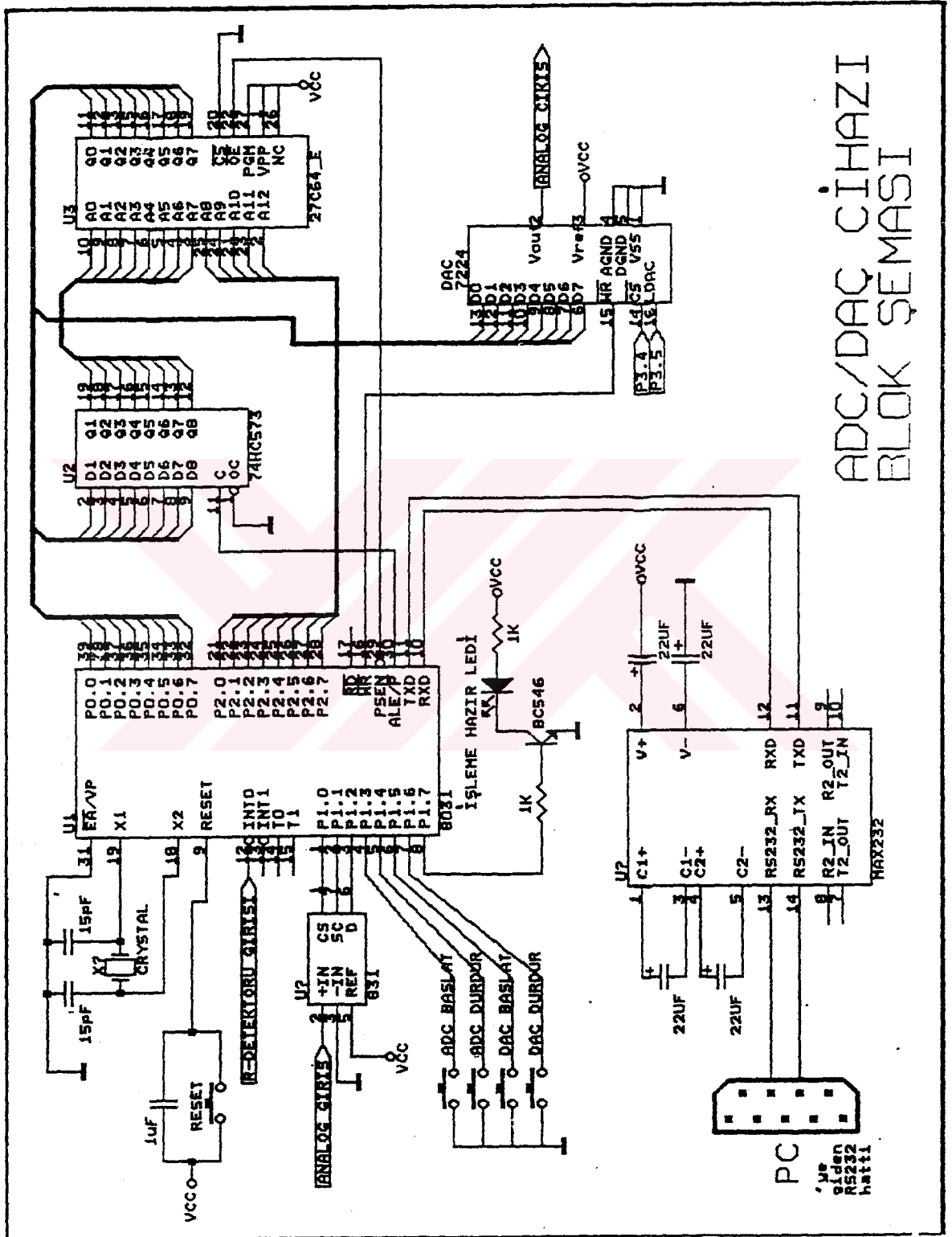


EKG-ARİTİMİ
SİMÜLATÖRÜ

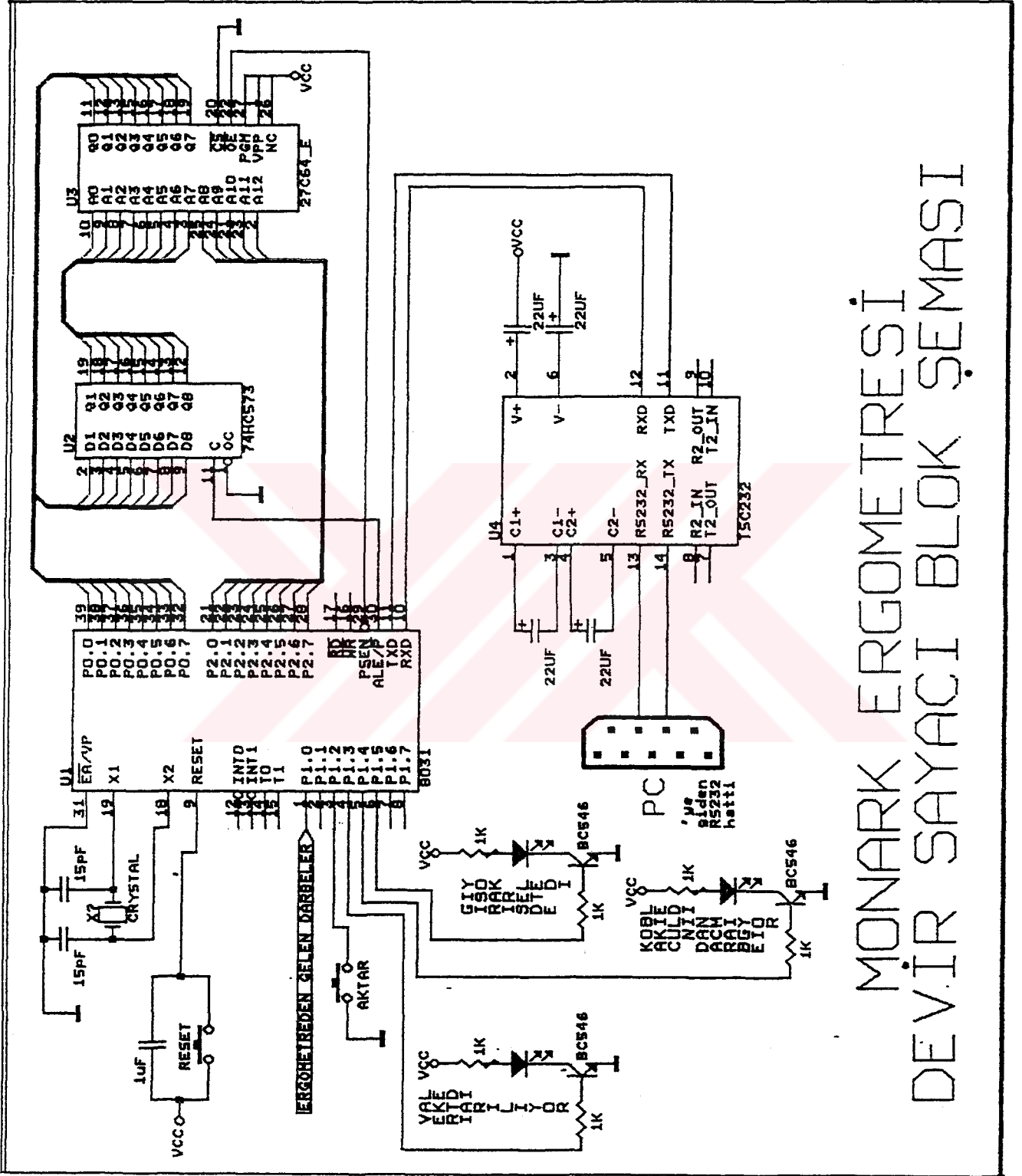
Şekil-8.1 EKG Aritmi Simülatörü Devre Şeması



Şekil-8.2 Aritmi Detektörü Devre Şeması



Şekil-8.3 Analog-Dijital Çevirici ve Dijital-Analog Çevirici Devre Şeması



Şekil-8.4 MONARK Ergometresi Devir Sayacı Devre Şeması

SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın " Holter Tipi Aritmi Detektörü " tasarımı aşamasında, fiziksel küçük boyutlara sahip olup az yer kaplama, besleme kaynağından düşük akım çekip bir pil devresi ile uzun süre kullanılabilme, hafif olup kolay taşınabilme, uzun süreli bir hafıza kapasitesine sahip olabilme gibi çeşitli özelliklere daima dikkat edilmiştir. Fakat gerçekleştirme aşamasında mevcut teknolojik imkanların yetersiz veya ulaşılabılır konumda olanlarında (tek bir cihaz imali için) yüksek maliyetli olması nedeniyle idealde istenen şartlardan uzaklaşmıştır. Uzun vadede bundan sonra yapılacak çalışmalarda zaman içinde maliyet faktörünün değişmesi (çeşitli pahalı entegre devrelerin bilhassa yüksek kapasiteli RAM ların fiyatlarının düşmesi vb.) ve/veya yüksek adetli imalat programı doğrultusunda hibrit devreler yapımı yoluna gidilmesi halinde ideal şartlara yaklaşılabilecek, sistem tasarlanırken bu durum düşünülüp eleman seçimi ve program yazılımı uygun şekilde yapıldığından büyük bir değişikliğe gerek kalmadan cihaz yeni çalışma şekillerine kolayca adapte edilebilecektir.

Çalışma sonucu olarak elde edilen cihaz Tıp Elektromiği bölümü ile Tıp Fakültesi öğrencileri için eğitimde kullanılacak bir laboratuvar cihazı şeklindedir. Bununla birlikte gerekli izolasyon ve ara bağlaşımın sağlan-

lanması halinde sabit konumdaki hastalara da bağlanabilecek niteliktedir.

Tez kapsamında gerçekleştirilen ikinci cihaz olan EKG Aritmi Simülatörü oldukça iyi bir netice vermiş, belli başlı aritmilerin tamamı üretilebilmektedir. Eğitim amaçlı kullanılan simülatörler ile karşılaştırıldığında benzer fonksiyonları çok daha düşük bir maliyetle (yazılım aracılığıyla) sağlamakta oluşu dikkat çekicidir. Aynı zamanda, gelişmelere açık yapısı, istenmesi halinde başka periyodik işaretlerin üretilebilmesini kolayca destekleyebilmektedir.

Tez kapsamında gerçekleştirilen üçüncü cihaz ADC/DAC cihazı bu sahada ihtiyaç duyulan bir boşluğu doldurmakta, her türlü analog işaretin (biyomedikal işaretler dahil) kayıt ortamına (PC ye) aktarılabilmesini sağlamaktadır. Veri toplama esnasında, veriler PC ekranında gerçek zamanda izlenebilmekte, bir dosyaya kaydedilip daha sonra incelenebilmektedir. Ayrıca üzerindeki sayısal analog dönüştürücü aracılığıyla dosyalarda bulunan (başka kaynaklardan da toplanmış olabilir) verileri tekrar analog işaret olarak üretebilmektedir.

Son olarak, Monark Ergometresi Devir Sayacı cihazı mikrodenetleyicilerin tıp elektronigindeki bir uygulaması olarak ortaya çıkmaktadır. Cihazın halihazırda İstanbul Tıp Fakültesi, Sporcu Sağlığı bölümünde kullanılıyor olması teorik bilgilerin pratiğe dökülmesinin örneğidir.

KAYNAKLAR

- [1] TOMPKINS, W.J., WEBSTER, J.G., Design of Micro-computer Based Medical Instrumentation, Prentice Hall Inc., (1981)
- [2] KORUREK, M., Tıp Elektronikinde Tasarım İlkeleri, Ders Notları, İTÜ Elektrik - Elektronik Fakültesi, (1988)
- [3] YAZGAN, E., Tıp Elektronikine Giriş Ders Notları, İTÜ Elektrik - Elektronik Fakültesi, (1989)
- [4] KORUREK, M., Fizyoloji Ders Notları, İTÜ Elektrik-Elektronik Fakültesi, (1989)
- [5] INTEL, Embedded Controller Handbook, MCS-51 Family Microcontrollers, 80C31BH, (1989)
- [6] INTEL, MCS-51 Macro Assembler. User's Guide for DOS Systems, (1986)
- [7] NATIONAL, Linear Databook 2, Analog to Digital Converters, ADC 0831, (1989)
- [8] ANALOG DEVICES, Linear Products Databook, Digital to Analog Converters, DAC 7224, (1988)
- [9] SAMSUNG, MOS Memory Databook, 62256, (1989)
- [10] TELEDYNE, Linear Databook, Data Communications Interface Circuits, TSC-232, (1989)

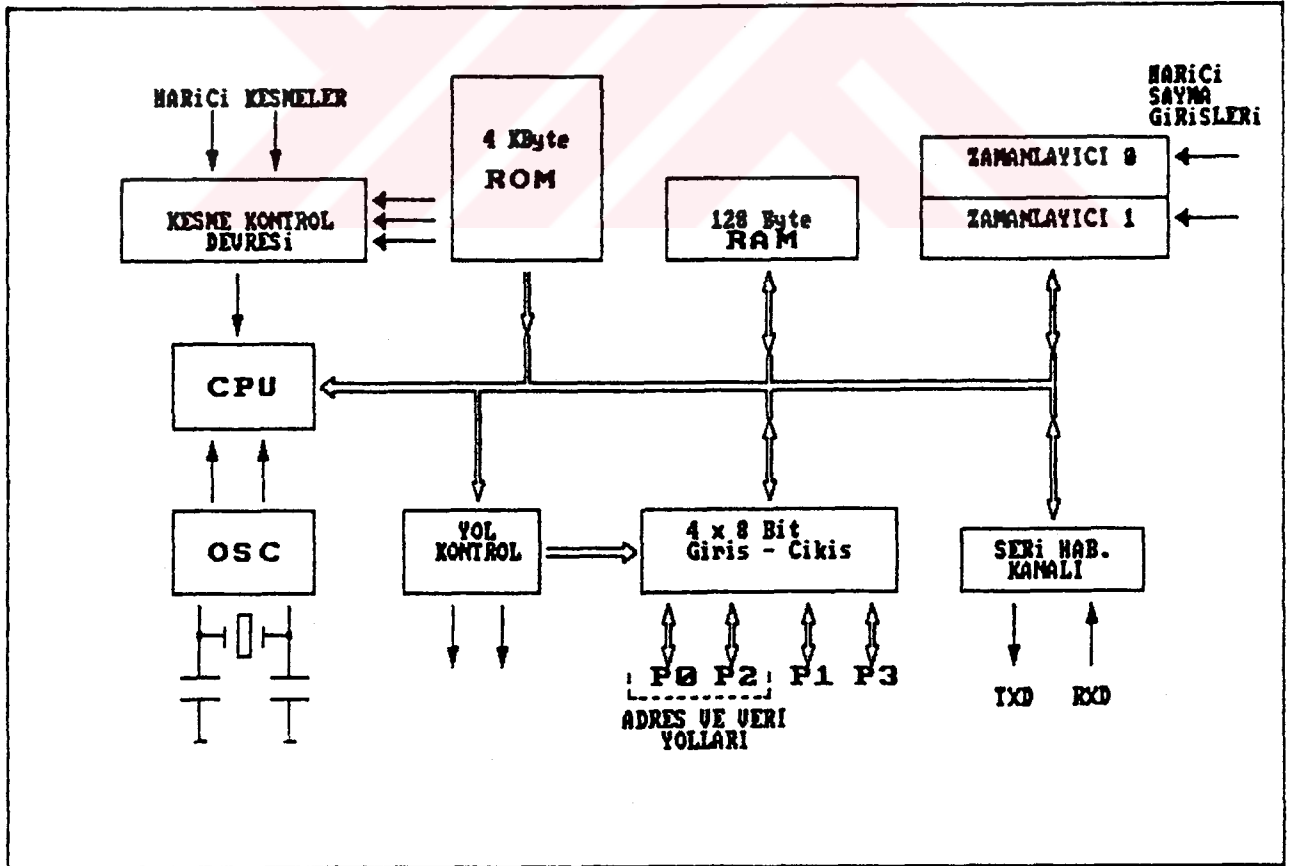
EKLER:

EK.A MCS-51 AİLESİ MİKRODENETLEYİCİLERİ
EK.B ADC 0831 YAPISI
EK.C DAC 7224 YAPISI
EK.D 62256 RAM YAPISI
EK.E TSC 232 YAPISI

EK-A

MCS-51 AİLESİ MİKRODENETLEYİCİLERİ

MCS-51 Ailesi, Intel Semiconductor tarafından geliştirilmiş, 8 bitlik mimariye sahip mikrodeneleyici ailesidir. Bu çalışmada kullanılmış olan 8031, ailenin temel elemanı olan 8051'in ROM suz seklidir. İçinde iki adet 16 bitlik zamanlayıcı/sayıcı'sı, 128 byte yaz/oku belleği (RAM), dört adet 8 bit giriş çıkış portu, anda veri gönderilip alınabilen seri haberleşme kanalı (full duplex UART) bulunmaktadır. Mikrodeneleyicinin mimari yapısını gösteren blok şema şekil-A.1 de görölmektedir.



Sekil-A.1 : Mikrodeneleyicinin mimari yapısı [5]

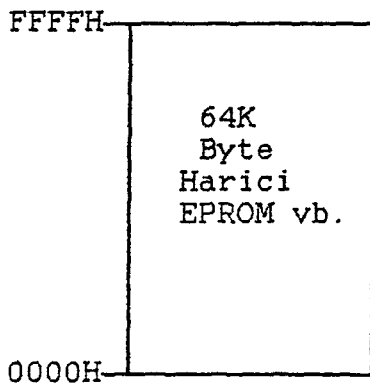
HAFIZA ORGANİZASYONU

MCS-51 mikrodnetleyici ailesinin tüm üyelerinde olduğu gibi 8031 de de "Program" ve "Veri" hafızalarına ait adres alanları birbirinden ayrıdır. PSEN (Program Store Enable) işareti ile erişilen Program Hafıza Alanı ve RD, WR (Read, Write) işaretleri ile erişilen Veri Hafıza alanı ayrı ayrı 64K Byte olup 8031 toplam 128K Byte harici (external) hafıza alanını adresleyebilmektedir [6].

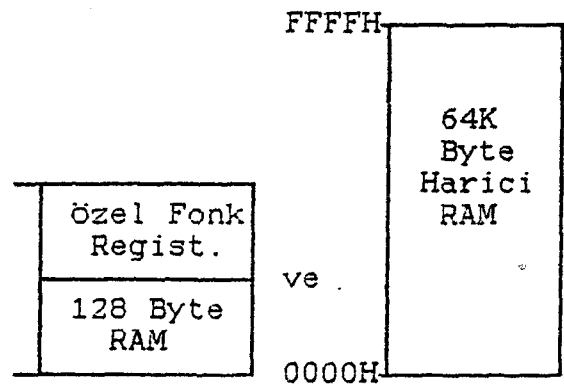
8031, harici hafıza birimleri dışında 128 byte entegre üzerinde (on-chip) dahili RAM ve Özel Fonksiyon Registerlerine (Special Function Registers - SFRs) sahiptir.

Harici hafıza birimlerine erişirken MOVX komutunun kullanıldığı işlemcide doğrudan (direct) (MOV dataaddr) ve dolaylı (indirect) (MOV @Ri) adresleme yöntemleri dahili RAM'a erişirken kullanılabilir.

Sekil-A.2a ve sekil-A.2b de 8031 e ait program ve veri hafıza organizasyonları görülmektedir.



Sekil-A.2a: Program Hafızası



Sekil-A.2b: Veri Hafızası

DOĞRUDAN VE DOLAYLI ADRESLENEBİLİR BÖLGELER

128 'Byte' uzunluğundaki dahili RAM alanı aşağıda açıklandığı gibi 3 segmente bölünmüştür.

1. Kayıt Blokları 0-3:

00H ile 1FH adresleri arasında kalan toplam 32 byte-lık alan 8'er bytelık 4 blok olmak üzere özel bir şekilde yapılandırılmıştır. Kayıt bloklarında bulunan ve R0... R7 olarak isimlendirilmiş olan 8 byte genel amaçlı register olarak kullanılabilir. Bu RAM bölgelerinin kullandığı komutlar program hafızasında daha az yer kaplamakta ve daha hızlı çalışmaktadırlar.

Herhangi bir register bloğu aktif iken diğer bloklardaki registerler doğrudan adresleri ile erişilmek şartı ile kullanılabilirler. Bir başka kayıt bloğunun aktif edilmesi Program Durum Sözcüğündeki (Program Status Word - PSW) iki bitin yazılım ile koşullandırılması aracılığı ile sağlanır. Dolaylı adreslemede kullanılan R0 ve R1 registerleri her register bloğunun ilk iki registeridir.

2. Bit Adreslenebilir Bölge:

20H ile 2FH adresleri arasındaki toplam 16 byte lık bölgede registerların 8 bitinin her biri ayrı ayrı adreslenebilme özelliğine sahiptir. Bu bölgede bulunan 128 bitin herbirinin ayrı adresi (0-7FH) kullanılabileceği gibi, hangi byte ın kaçıncaı biti olduğu bilgisi ile de adreslenebilirler (0.1.....,7FH veya 20H.0,20H.1.....,2FH.7 gibi).

3. Genel Amaçlı RAM Alanı:

30H ile 7FH adresleri arasında bulunan bölgedeki alan genel amaçlı veri hafızası (RAM) olarak kullanılabilir.

Yığın göstergesi (Stack Pointer - SP) dahili RAM üzerinde tanımlanmış olduğundan yeterli bir miktar RAM alanı (Byte), yığının büyümesi ile veri bozulmalarını (ezilmelerini) önleyecek şekilde boş bırakılmalıdır.

ÖZEL FONKSİYON REGISTERLERİ

8031 mikrodenetleyicisinde çeşitli fonksiyonları gerçekleştirmek için özel olarak yapılandırılmış Özel Fonksiyon registerleri (Special Function Registers - SFRs) isimli registerler bulunmaktadır. Akümülatör ve Program Durum Sözcüğünün de aralarında bulunduğu bu registerler tüm mikro işlemciler için geçerli olan CPU işlemlerinin yanı sıra Paralel ve Seri giriş/çıkış arabirimlerini, Zamanlayıcı/Sayıcılar devreleri, Kesme yapısını kontrol etmek, durum raporu almak, Güç harcama modlarını seçmek gibi fonksiyonları yerine getirmek için kullanılırlar.

Tablo-A.1 de Özel Fonksiyon Registerlerine ait sembol, isim, adres, bit adreslenebilme özelliği ve reset sonrası aldıkları binary değerler görülmektedir. Akümülatör (ACC) ve Program Durum Sözcüğünün (PSW) yanı sıra işlemcide bulunan bu özel fonksiyon registerlerine ait kısa açıklamalar aşağıda verilmiştir.

Tablo-A.1: Özel Fonksiyon Registerleri

Sembol	Isim	Adres	Bit Adreslenebilme	Reset Sonrası
ACC	Akümlatör	0E0H	x	00000000
B	B Registeri	0F0H	x	00000000
PSW	Program Durum Sözcüğü	0D0H	x	00000000
SP	Yığın Göstergesi	81H	-	00000111
DPTR	Veri Göstergesi (Data Pointer) 2 byte			
	Low Byte (Düşük anlamlı)	82H	-	00000000
	High Byte (Yüksek anlamlı)	83H	-	00000000
P0	Port 0	80H	x	11111111
P1	Port 1	90H	x	11111111
P2	Port 2	0A0H	x	11111111
P3	Port 3	0B0H	x	11111111
IP	Kesme Öncelik Kontrol	0B8H	x	###00000
IE	Kesme İzin Kontrol	0A8H	x	0##00000
TMOD	Timer/Counter Mod Kontrol	89H	-	00000000
TCON	Timer/Counter Kontrol	88H	x	00000000
TH0	Timer/Counter0 High Byte	8CH	-	00000000
TL0	Timer/Counter0 Low Byte	8AH	-	00000000
TH1	Timer/Counter1 High Byte	8DH	-	00000000
TL1	Timer/Counter1 Low Byte	8BH	-	00000000
SCON	Seri Haberleşme Kontrol	98H	x	00000000
SBUF	Seri Haberleşme Tamponu	99H	-	Belirsiz
PCON	Power Kontrol	87H	x	0###0000
	(Besleme Akımı Seçimi)			

: Tanımlanmamış

B Saklayıcısı (B):

Çarpma ve bölme işlemlerinde ACC'ün yanında diğer operandı içerir. Diğer işlemlerde genel amaçlı kullanıma yönelik bir saklayıcıdır.

Program Durum Kelimesi (PSW):

CPU'nun o andaki durumunu gösteren 8-biti içerir.

Yığın Göstergesi (SP):

İç RAM'da programcının seçeceği herhangi bir yerde bulunabilen bu saklayıcı 8 bitliktir. PUSH ve CALL komutlarının işletilmesinden önce otomatik olarak içeriği artar. Reset sonrası içeriği 7H olduğundan bir ön koşullama yapılmaması

halinde Yığın 8H'den başlar.

Veri Göstergesi (DPTR):

İki 8 bitlik saklayıcının (DPH ve DPL) biraraya gelmesinden oluşur. Temel fonksiyonu 16 bitlik adreslerin tutulmasıdır. Tek bir 16 bitlik saklayıcı veya iki ayrı 8 bitlik saklayıcılardan gibi üzerlerinde işlem yapılabilir.

Seri Veri Tutucusu (SBUF):

Seri veri tutucusu(buffer) gerçekte iki saklayıcıdan oluşmuştur. Veri gönderme ve veri alma tutma saklayıcıları. SBUF'a bir veri yazıldığında gönderme tutucusuna yazılmış, SBUF'tan bir veri okunduğu zaman ise alma tutucusu okunmuş olur.

Zamanlama Saklayıcıları:

TH0-TL0 ve TH1-TL1 saklayıcı çiftleri sırasıyla Zamanlayıcı/Sayıcı 0, 1 ve 2 'ye ait olan 16 bitlik sayıcı saklayıcılarıdır.

Kontrol Saklayıcıları:

IP, IE, TMOD, TCON, T2CON, SCON ve PCON saklayıcıları kesme sistemi, zamanlayıcılar/sayıcılar ve seri port için kullanılan kontrol ve durum bitlerini içerir.

2-5 Port Yapıları ve İşlem Yapma:

8031'in tüm portları çift yönlüdür. Her biri bir tutucu bir çıkış sürücüsü bir giriş tamponundan oluşmaktadır. Port 0 ve 2'nin çıkış sürücüleri ile port 0'ın giriş tamponu dış belleğe ulaşmak için kullanılır.

Port3'ün tüm pinleri çok fonksiyonludur. Sadece port pini olmakla kalmayıp aşağıda görülen fonksiyonlara da sahiptir

Port Pin	Fonksiyonları
P3.0	RXD (Seri giriş portu)
P3.1	TXD (Seri çıkış portu)
P3.2	INT0 (Dış kesme)
P3.3	INT1 (Dış kesme)
P3.4	T0 (Timer/count.0 dış giriş)
P3.5	T1 (Timer/count.1 dış giriş)
P3.6	WR (Dış veri belleğine yazma izni)
P3.7	RD (Dış veri belleğinden okuma izni)

Bu fonksiyonlardan kullanılmak istenmeyenlerin bulunduğu bacaklar genel amaçlı port pini (I/O) olarak kullanılabilir.

Port 1, 2 ve 3'ün iç pull-up ları mevcuttur. Fakat Port0 open kollektör sürücülere sahip olduğundan dışarıdan pull-up dirençlerinin bağlanması gereklidir.

Port0 ve 2 adres/veri yolu olarak kullanıldığı zaman giriş/çıkış port'ları olarak kullanılamazlar. 8031 de port0 ve 2 daimi adres-veri yolu olarak kullanılmak zorundadır. Port 1,2 ve 3'ün her biri 4 LSTTL girişi sürebilirken port0 çıkış tanponu 8 LS TTL girişi sürebilir.

Zamanlayıcılar/Sayıcılar

8031 iki adet 16 bitlik zamanlayıcı/sayıcıya sahiptir. Zamanlayıcı (Timer) 0 ve zamanlayıcı (Timer) 1

seklinde adlandırılırlar. Bunların her biri zamanlayıcı ve olay sayıcı olarak düzenlenip kullanılabilir.

Zamanlayıcı fonksiyonunda, saklayıcıların içeriği her bir makina çevriminde bir artar. Makina çevrimi 12 osc. periyodundan oluştuğundan sayma oranı 1/12 osc. frekansıdır.

Sayıcı fonksiyonunda, ilgili pin girişinin 1 den 0'a geçişinde saklayıcıların içeriği bir artar. 1-0 geçişini algılayabilmek için 2 makina çevrimi gerektiğinden maksimum sayma oranı 1/24 osc. frekansı olabilir. Giriş işaretinin darbe periyot oranında bir sınırlama yoktur. Fakat algılanabilmesi için en az bir tam makina çevrimi süresince konumunu (0 veya 1) koruması gereklidir.

Zamanlayıcı veya sayıcı modu seçiminin yanısıra zamanlayıcı 0 ve 1, iki farklı çalışma moduna sahiptirler. Zamanlayıcı 0 ve 1 için geçerli olan dört moddan istenilenler TMOD saklayıcısının içindeki kontrol bitleri ile seçilir. Mod 0, 1 ve 2 her iki zamanlayıcı için aynı özelliklere sahip iken mod 3 farklıdır.

Mod 0:

Bu modda zamanlayıcı, 5 bitlik bir ön bölücüye sahip 8 bitlik zamanlayıcı (veya sayıcı) 13 bitlik bir saklayıcı gibi çalışır. FF - 00 geçişinde zamanlayıcı kesme bayrağı (TF1) kalkar (aktif olur). TR1'in 1 yapılmasıyla zamanlayıcının sayma girişine izin verilir (GATE=0 veya INT1=1 iken TR1=1).

TMOD'da bulunan bir kontrol biti olan GATE'in =1 yapılması zamanlayıcının INT1 girişinden kontrol edilmesini sağlar. Bu özellik darbe genişliği ölçümlerinde kullanılabilir.

Zamanlayıcının çalıştırılıp durdurulması, saklayıcının içeriğini etkilemez.

Mod 1:

13 bit yerine 16 bitlik çalışma söz konusu olup diğer tüm özellikler mod 0 ile aynıdır.

Mod 2:

Bu modda, zamanlayıcı otomatik yüklemeli 8 bitlik bir sayıcı gibi çalışır. TL1'in taşması TF1'i 1 yapar ve aynı zamanda TH1'in içeriğini TL1'e yükler (TH1 etkilenmez). Bu şekilde, ilk koşullar kısmında TH1'e istenen sayının yüklenmesi ve TR1'in 1 yapılması ile, bir daha başka yükleme veya koşullama yapılmasına gerek olmadan periyodik olarak kesmeler elde edilir. Zamanlayıcı 0 için de aynı şeyler geçerlidir.

Mod 3:

Zamanlayıcı 1, mod 3 de içeriğini muhafaza eder. TR1=0 yapılmış gibi bir etkisi bulunur. Zamanlayıcı 0 ise bu modda birbirinden bağımsız iki ayrı zamanlayıcı olarak çalışır. TL0 saklayıcısı zamanlayıcı 0'a ait kontrol bitlerini (C/T, GATE, TR0, INTO ve TF0) kullanır. TH0 ise zamanlayıcı fonksiyonuna kilitlenir (sayıcı olmaz, makina çevrimlerini sayar) ve TR1 ile TF1 bitlerini kullanır.

Bu sırada zamanlayıcı 1, seri port tarafından seri haberleşme kaynağı olarak kullanılabilir veya kesme gerektirmeyen herhangi bir uygulamada kullanılabilir.

Kesme Yapısı

8031 de 5 kesme kaynağı bulunmaktadır. Dış kesmeler INTO ve INT1 her biri seviye tetiklemeli veya kenar tetiklemeli olarak programlanabilir (TCON'un içindeki ITO ve IT1 bitleri ile seçilir). Eğer kenar tetiklemeli seçilmiş ise Kesme Hizmet Programına dallerken kesme bayrağı donanım tarafından sıfırlanır. Eğer seviye tetiklemeli ise istek bayrağını kontrol eden dış istek kaynağıdır.

Zamanlayıcı 0 ve zamanlayıcı 1 kesmeleri TFO ve TF1 tarafından üretilir (onlara ait sayıcı saklayıcılarının taşma bitleri). ilgili kesme bayrakları (bitleri) donanım tarafından sıfırlanır.

Seri port kesmesi, RI ve TI nin lojik olarak "OR" lanmasından oluşur. Bu bayrakların kesme hizmet programının başında yazılım ile sıfırlanmaları gereklidir.

Kesme üreten tüm bitler, yazılım ile 1 veya 0 yapılabilir. Bu uygulamalar, donanım tarafından meydana gelenler ile aynı sonucu verir.

Her kesme kaynağına, ilgili kontrol biti aracılığı ile bağımsız olarak izin verilir veya izin verilmez. Bu kontrol bitleri IE saklayıcısında bulunmaktadır. EA (genel izin) biti ise tüm kesmeleri toptan yasaklamak

amacıyla kullanılır.

Öncelik Seviyeleri

Her bir kesme kaynağı diğerlerinden bağımsız olarak iki farklı öncelik seviyesinden birine sahip kılınabilir. Düşük öncelik seviyesine sahip bir kaynağa ait kesme hizmet programı, yüksek öncelikli seviyeye sahip bir kaynaktan gelen kesme isteği tarafından kesilebilir.

Eğer aynı öncelik seviyesine sahip iki kaynaktan aynı anda kesme istekleri gelirse, bir iç öncelik mantığına göre, hangisinin kabul edileceği belirlenir.

İç öncelik seviyesi uygulaması sadece aynı anda meydana gelen kesme isteklerinden birini seçmek içindir.

Bir kesme isteği geldiğinde aşağıdaki koşullardan hiçbirinin bulunmaması halinde ilgili kesme hizmet programının başına kesme sisteminin ürettiği bir LCALL ile dallanılır.

-Aynı veya daha büyük bir öncelik seviyesindeki kesme hizmet programının halihazırda çalışıyor olması.

-O andaki çevrimin (current cycle), işletilmekte olan komutun son çevrimi olması.

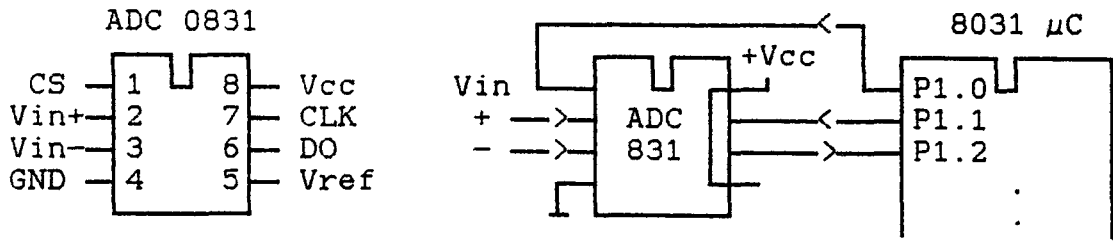
-İşletilmekte olan komutun RETI olması veya hedefi IE veya IP saklayıcılarından biri olan herhangi bir yazma komutu olması.

EK-B

ADC 0831 YAPISI

National Semiconductor tarafından geliştirilmiş olan ADC 0831, 8 bitlik rezolüsyona sahip bir analog/sayısal dönüştürücü olup seri veri çıkışı bulunmaktadır [7].

Analog işaretlerin diferansiyel giriş olarak uygulanabildiği dönüştürücü, +5V DC tek kaynaktan beslenmekte, 32 μ s lik dönüştürme süresi ve 15 mW güç sarfiyatına sahip bulunmaktadır. Küçük eleman boyutları, yeterli rezolüsyon (8 bit - 256 ayrı dönüşüm değeri) ve dönüştürme hızı (10 KHz in üzerinde örnekleme frekanslarını destekliyebilme), üç hatlı basit bağlaşımı, nispeten düşük güç tüketimi ve maliyeti gibi özellikleri nedeniyle bu çalışmada kullanılacak olan A/D dönüştürücü olmak üzere seçilmiştir.



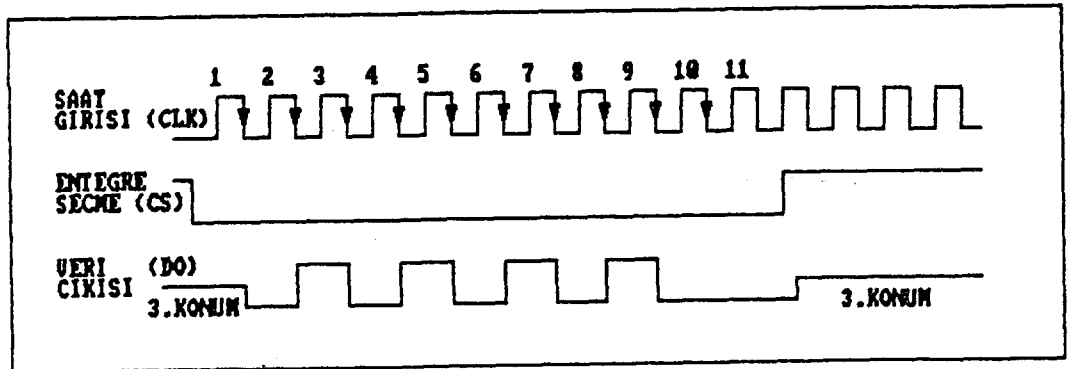
Sekil-B.1 : ADC 0831 bacak tanımları ve 8031 mikrodene-
tleyicisi ile bağlaşımı [7]

Portatif, taşınabilir bir cihazın tasarlanması hedef-
lendiğinden böyle bir cihazın sahip olması gereken küçük

boyutlar, ve benzer şekilde pil ile besleneceğinden düşük güç sarfiyatına sahip olması, tek kaynak ile (+5V) beslenebilmesi gibi özellikleri elemanı oldukça cazip hale getirmektedir.

Referans gerilimi girişi sayesinde düşük genlikli işaretler ile çalışırken 8 bitlik (256 farklı değer) rezolüsyonun tamamını çalışma bölgesine ayırarak dinamik çalışma aralığını arttırmak mümkün olabilmektedir. Vref girişinin +5 V'a bağlanması halinde $5V/256 = 20 \text{ mV}$ luk aralıklarla +1V'a bağlanması halinde 0V-1V arası $1V/256 = 3.9 \text{ mV}$ aralıklarla giriş işareti örneklenebilir.

ADC 0831 e ait analog-sayısal dönüştürme ve veri aktarma zamanlama diyagramı aşağıda şekil-B.2 de görülmektedir.



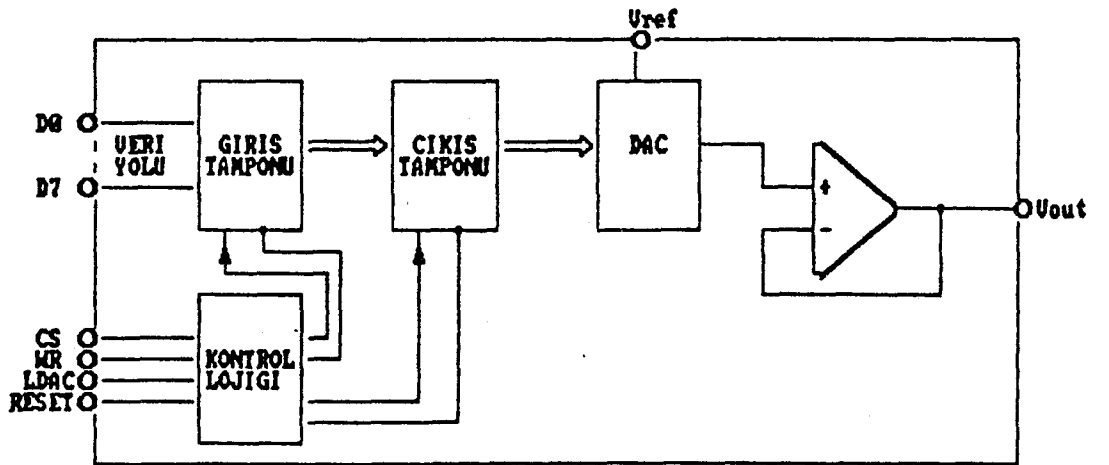
Sekil-B.2 : ADC 0831 e ait zamanlama diyagramı [7]

EK-C

AD 7224 YAPISI

Analog Devices tarafından geliştirilmiş olan AD 7224 8 bitlik rezolüsyona sahip bir sayısal - analog dönüştürücü (digital to analog converter) olup entegre üzerinde bir çıkış kuvvetlendiricisine sahip bulunmaktadır [8].

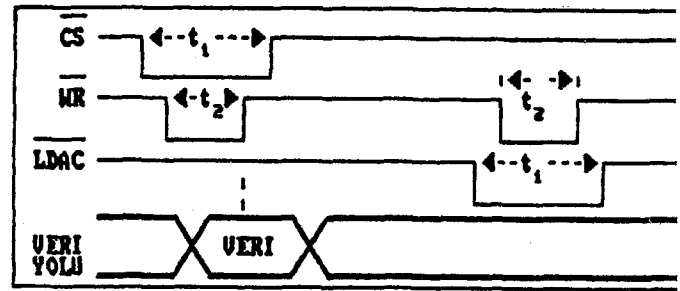
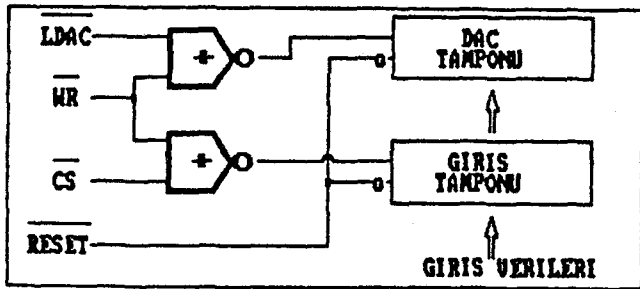
Analoga dönüştürülmesi istenen sayısal değer, binary olarak veri yolu üzerinden 7224'e uygulanmakta, iki seviyeli tampon registerler aracılığıyla DAC'a erişip onun çıkışında analog olarak oluşmakta, çıkış kuvvetlendiricisi sayesinde gerilim olarak elde edilmektedir. İki seviyeli tamponlar nedeniyle sayısal değer iki yazma çevrimi ile DAC'a yüklenebilmektedir.



Sekil-C.1 : AD 7224 Sayısal-analog dönüştürücü [8]

Fonksiyonel blok diyagramı şekil-C.1 de görülen 7224 DAC çıkışında entegre üzerinde hazır bulunan kuvvetlendirici sayesinde tasarım basitleşmekte. klasik DAC larda bulunan akım çıkışının bir OPAMP üzerinden kuvvetlendirilip gerilime dönüştürülmesi işlemine gerek kalmamaktadır. CMOS olarak üretilmiş olması 35 mW gibi düşük güç harcamasını sağlamaktadır.

+5 V tek kaynaktan beslenebildiği ve bazı DAC larda bulunan (-) negatif referans gerilimi isteme özelliği söz konusu olmadığından. kullandığı tüm gerilimler 0V-5V arasında olabilmektedir. İstenmesi halinde Vref girişine +10 volta kadar gerilim uygulayıp kuvvetlendirici çıkışından 2 K ohm luk bir yük üzerinde +10V çıkış alınabilir. Ayrıca çift kaynaktan da beslenip bipolar (+ ve -) çıkış gerilimi alınabilir. Giriş kontrol lojigi ve yazma çevrimindeki zamanlama diyagramı şekil-C.2 de görülmektedir.



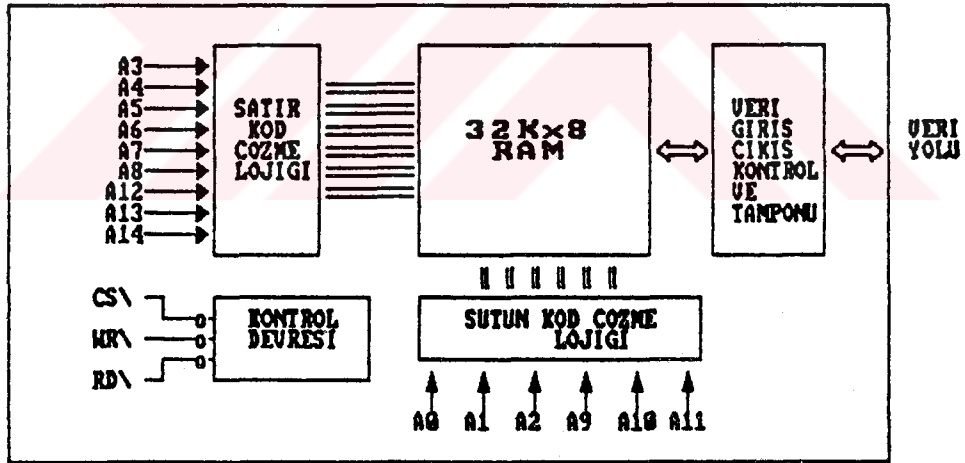
NOT: t_1 ve t_2 en az 20 ns olmalı

Şekil-C.2 Giriş kontrol lojigi ve Yazma çevrimi zaman diyagramı [8]

EK-D

KM-62256 YAPISI

Samsung Semiconductor tarafından geliştirilmiş olan 62256, hızlı erişim süresine sahip olan 32 KByte lık statik RAM elemanıdır. +5 V güç kaynağı ile çalışabilen 62256'nın 250 mW olan düşük güç tüketimi, pilli uygulamalarda avantaj sağlayan bir özelliğidir. İlave saat darbesi ve tazeleme gibi eklere ihtiyaç u nayan elemanın blok diyagramı şekil-D.1 de görülmektedir.

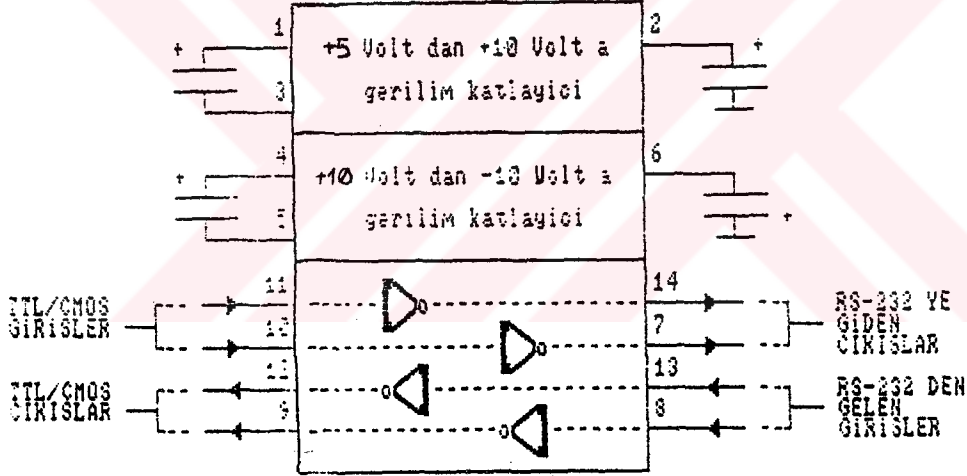


Şekil-D.1 : KM-62256 Blok Şeması [9]

EK-E

TSC 232 YAPISI

Teledyne Semiconductor tarafından geliştirilmiş olan TSC 232, RS-232 standartında haberleşme yaparken kullanılabilecek bir arabirim olup, üzerinde iki çift alıcı verici bulunmakta, yalnızca +5 V güç kaynağı ile çalışabilmektedir [10].



Sekil-E.1 : TSC-232 Blok Şeması [10]

Blok şeması şekil-D.1 de görülen TSC-232 nin en belirgin özelliği şu ana kadar geliştirilmiş olan tüm RS-232 arabirimlerinin aksine 12V luk beslemelere ihtiyaç duymamasıdır. Entegrenin bacaklarına dışardan bağlanan dört adet kondansatör yardımıyla, yük pompalama (charge pumping) yöntemini kullanarak önce +5V'u +10V'a çıkarmakta, sonra bu gerilimi de -10V'a çevirip her iki gerilimi de

kullanarak RS-232 standartının şartlarına uygun bir haberleşme ortamını sağlamaktadır.

Yine üzerindeki alıcı vericilerin ikişer tane olması sayesinde iki ayrı haberleşme hattını veya bir haberleşme hattındaki veri ve el sıkışma (hand-shaking) işaretlerini aynı anda tek bir entegre ile destekliyebilmektedir.



ÖZGEÇMİŞ

Yazar 1967 senesinde Kütahyada doğdu. 1984 de Ataköy Lisesini bitirdi. Lisans öğrenimini İstanbul Teknik Üniversitesi. Elektrik - Elektronik Fakültesi. Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümünde 1988 de tamamlayan yazar 70.70 bitirme derecesi ile mezun oldu. 1984-1985 öğretim yılında İstanbul Sanayi Odası'ndan karşılıksız burs alan yazar. 1988 yılında İTÜ de aynı bölümde Yüksek Lisans öğrenimine başlamıştır.