



YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TAŞINABİLİR
EKG ARİTMİ DEDEKTÖRÜ**

Elektronik Müh. Sefa KAB

**F.B.E. Bilgisayar Bilimleri Mühendisliği Anabilim Dalında
hazırlanan**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı : Y.Doç. Dr. Tülay TİNLİ

İSTANBUL , 1994

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	III
TÜRKÇE ÖZET	IV
İNGİLİZCE ÖZET	V
1. ELEKTROKARDİYOGRAFİ	1
1.1 Tanım	1
1.2 Kalbin Anatomik Yapısı	1
1.3 EKG Derivasyonları	3
1.4 EKG'nin Görünümü	5
1.5 EKG'de Gürültü	6
1.5.1 Biyolojik Gürültü Kaynakları	8
1.5.2 Dış Gürültü Kaynakları	8
1.6 Aritmiler	9
1.6.1 Aritmilerin Tanımlanması ve Formüle Edilmesi	11
2. CİHAZ DONANIMI	16
2.1 Genel Özellikler	16
2.2 Portatif Cihazın Genel Özellikleri	17
2.3 Donanım Seçimi	18
2.3.1 Pil Seçimi	18
2.3.2 Mikroişlemci Seçimi	19
2.3.3 Dijital Elemanların Seçimi	19
2.3.4 ADC Seçimi	20
2.3.5 Analog Entegrelerin Seçimi	20
2.3.6 Elektrod Seçimi	20

2.4	Analog Devre Dizaynı	21
2.4.1	EKG Yükselteci	21
2.4.2	R-Dedektörü	23
2.4.3	ADC	26
2.5	Dijital Dizayn	29
3.	SİSTEM YAZILIMLARI	35
3.1	Giriş	35
3.2	Veri Sıkıştırma Algoritması	38
3.3	Algoritmik Yapının İncelenmesi	39
3.3.1	İç Register Değerlerinin Ayarlanması	39
3.3.2	Aritmi Analiz Parametrelerinin Oluşturulması	41
3.3.3	Idle Mode Çevrimi	41
3.3.4	Kesme Kaynakları	41
3.4	Program İşlem Kodu	42
3.4.1	Ana Program	42
3.4.2	Timer 0 Rutini	45
3.4.3	Timer 1 Rutini	49
3.4.4	INT 1 Rutini	50
	SONUÇLAR VE ÖNERİLER	65
	KAYNAKLAR	66
	ÖZGEÇMİŞ	

TEŞEKKÜR

Beni bu konu üzerinde çalışma yapmaya teşvik eden bölüm başkanımız Sayın Prof. M. Yahya Karslıgil'e, çalışmamı yönlendiren tez yöneticim Sayın Y.Doç.Dr. Tülay Tinli'ye, tecrübelerinden faydalanmamı sağlayan Sayın Doç. Kirkor Harutunyan'a, tezimde tamamlayıcı bir rol üstlenip, verilerin PC'ye aktarımı ve görüntülenmesini sağlayan YTÜ Bilgisayar Bil.Müh. son sınıf öğrencilerinden E.Yalçın Sürücü'ye, baskılı devre tasarımındaki değerli yardımlarından dolayı aynı bölüm öğrencilerinden İlker Taner'e, araştırmalarımnda bana yardımcı olan Cerrahpaşa Hastanesi Fizyoloji bölümü doktorlarından Doç.Halil Tunalı'ya ve Türk Kalp Vakfı personeline teşekkürü bir borç bilirim.

ÖZET

Kalp hastası olan veya hasta olduğundan şüphelenilen insanların yararlanabilmesi için, taşınabilir bir kalp atışı ritm bozukluğu dedektörü tasarlanmıştır.

Bu cihazın klasik yöntemlere karşı üstünlüğü, tüm gün boyunca normal aktiviteler esnasında kullanılabilmesidir. Ayrıca içinde mikroişlemcili akıllı bir birim kullanılmıştır. Bu birim sayesinde gerçek zamanlı analiz yapma imkanı sağlanmıştır. Mevcut Holter monitörlerinde ise 24 saat düz kayıt yapıp, daha sonra hastanede hemşireler tarafından analiz gerçekleştirilir ve doktor son teşhisi koyar. Tasarladığımız cihaz ise anında analiz yaptığından kayıt sonrası sıkıcı ve zaman alıcı rutinlerden kurtulmuş oluruz.

Aritmi analiz algoritmasında kullanılan alarm kriterleri muhakkak doktor onayından geçmelidir. Bu nedenle program, cihazı kullanacak doktorun önerilerine göre değişebilir esneklikte tasarlanmalıdır.

SUMMARY

A portable arrhythmia dedector has been designed for the use of patients of heart or people concerning of a heart problem.

The superiority of this new device to conventional ECG monitors is its practical usage during normal day life without restriction of daily activities. Also it consists of a smart unit using microprocessor. With this smart unit, you are capable to make real time analysis. In Holter monitors, it is only available to make the analysis by nurses after a record of 24 hours. Then the doctors make the diagnosis. Our device can make analysis in real time, though we don't need to face long and boring analysis routines.

The criterias which are used in arrhythmia analysis algorithm must have clinical acceptance. So the program must be flexible according to opinions of the doctor who will use the device.

BÖLÜM 1

ELEKTROKARDİYOGRAFİ

1.1 : TANIM

Elektrokardiyografi, ya da kısa adıyla EKG, kalbin oluşturduğu elektriksel aktiviteyi kaydeden bir tekniktir. Günümüzde ölüm nedenlerinin başında gelen kalp yetersizliğinin tedavisine yardımcı olması amacıyla geliştirilen bu teknik yüzyılımızın başından itibaren kullanılmaya başlanmıştır. Elektrokardiyogram ile kalbin ritm ve iletim sistemleri, miyokard dokusunun hasarı, ilaçların kalbe etkisi, kalp boşluklarının büyümeleri hakkında oldukça hassas bilgiler elde edilir.

Standart elektrokardiyografi ile kalbin iki eksenini (frontal ve horizontal eksenler) boyunca oluşan değişiklikler işlenebilir. Kalbin üçüncü eksenini için ortogonal elektrokardiyografi yardımcıdır (sagittal eksen). Fakat bu teknik kliniklerde az kullanılır ve daha çok araştırmaya yöneliktir.

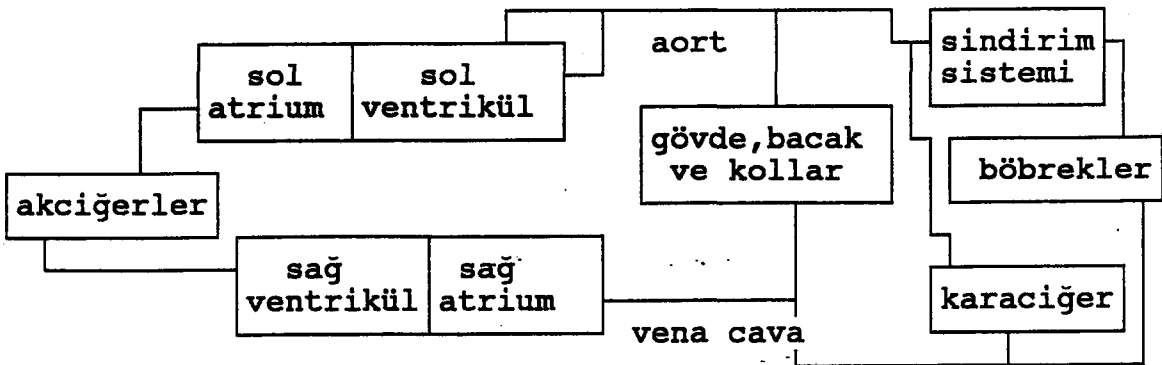
1.2 : KALBİN ANATOMİK YAPISI

Kalp göğüs kafesi içinde ters çevrilmiş bir koni şeklindedir. Kalp, seri bağlı iki kademeli bir pompa gibi düşünülebilir. Kalbin iki atriası ve iki ventrikülü yanyanadır. Kalp vuruşu anında önce atriumlar beraberce kasılır ve kısa bir beklemeden sonra tüm kalbin dinlenme durumunda bulunduğu daha uzun bir süre başlar. Sistemik dolaşım yüksek basınca ihtiyaç

gösterdiğinden,hareketi başlatan sol kalpte daha geniş ve kuvvetli bir kas kütlesi vardır.

Kan pompalama işlemi,kalbin odacıkları etrafını çeviren kalp kaslarının kasılmasıyla olur.Kalbin pompalama çevrimi sistol ve diastol olmak üzere iki kısma ayrılır.Sistol kalp kaslarının (özellikle sol ventrikül kaslarının) kasılarak kanın pulmoner arter ve aorta pompalanma zamanıdır.Diastol ise kalp odacıklarının gevşeyerek kanla dolduğu zamandır.Kan,arter sistemine pompalandıktan sonra kalp dinlenme durumuna geçer,çıkış kapakçıkları kapanır,kısa bir süre sonra giriş kapakçıkları açılarak diastol ve yeni bir kalp çevrimi başlar

Kalp dakikada ortalama 5 litre kan pompalar.Erişkinlerde kalp vuruş hızı ortalama 75 vuruş/dakika olup,bu rakam çok değişebilir.Fiziksel aktivite,psikolojik,fizyolojik ve çevresel etkenler kalp vuruş hızını etkiler.Kan basıncının maksimum değerine sistolik kan basıncı,en düşük değerine de diastolik kan basıncı denir.Bunların oranı mmHg olarak ifade edilir.Büyüklerde ortalama kan basıncı değeri 120 mmHg'dir.



1.3 : EKG DERİVASYONLARI

Kalbin elektrofizyolojik değişimleri, kalbe doğrudan yaklaşılamayacağından vücut yüzeyinde yapılır. Eklemler ve göğüs teki noktasal potansiyel farkı ölçümleri elektrokardiyografinin 12 derivasyonunu oluşturur. Bunlar standart derivasyonlar (bipolar ve unipolar) ve göğüs derivasyonları (unipolar) olarak ikiye ayrılabilir.

Üç adet standart bipolar derivasyon vardır. Bu yöntemde iki nokta arasındaki potansiyel farkı ölçülür :

I : Sağ kol (-) ve sol kol (+)

II : Sağ kol (-) ve sol bacak (+)

III: Sol kol (-) ve sol bacak (+) kutupları oluşturur

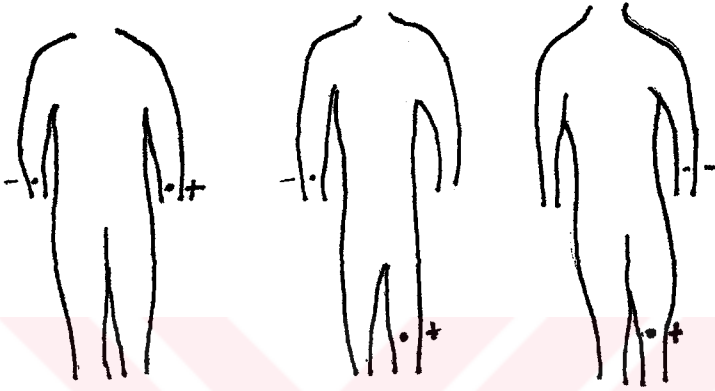
I, II ve III kutupları birleştirilerek Einthoven üçgeni oluşturulur. Bu üçgenin üç köşesindeki potansiyel farklarının toplamı sıfırdır. Pratikte de standart derivasyonların toplamı sıfırdır.

Standart unipolar derivasyonlar aVR, aVL ve aVF olarak adlandırılır. Üç elektrodun eşit dirençlerle birleştiği nokta sıfır potansiyeldedir ve Wilson Merkezi Terminali adını alır. Bu terminalle pozitif kutbu oluşturan araştırıcı elektrod arasındaki potansiyel farkı ölçülür.

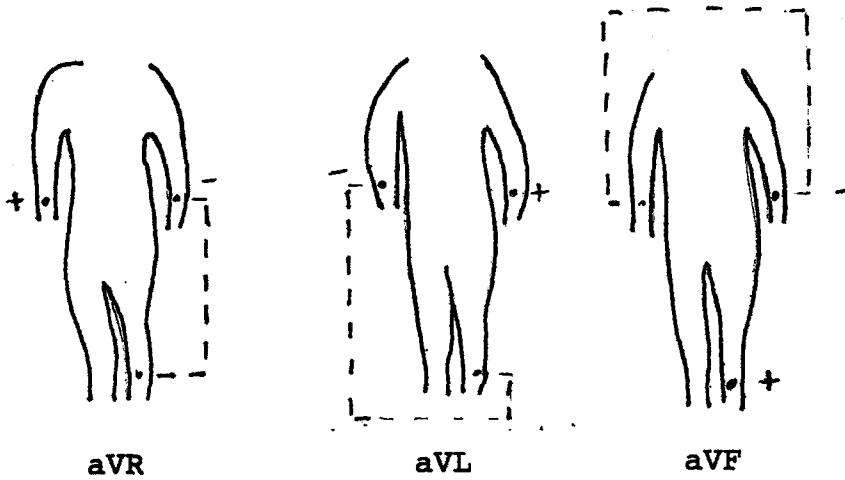
aVR : Sağ kol (+) ve sol kol+sol bacak (-)

aVL : Sol kol (-) ve sağ kol+sol bacak (-)

aVF : Sol bacak (+) ve sağ kol+sol kol (-)



şekil 1.2 :Bipolar I,II,III Standart Derivasyonlar



ŞEKİL 1.3 : Unipolar Standart Derivasyonları

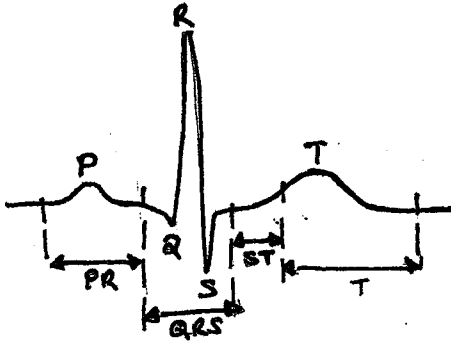
Unipolar göğüs derivasyonları V1,V2,V3,V4,V5,V6 olarak tanımlanır.Nötral elektrod (Wilson terminali) EKG cihazının (-) kutbuna bağlanarak araştırmacı (+) elektrod prekordiyal göğüs noktalarıyla birleştirilirse unipolar göğüs derivasyonları elde edilir.



ŞEKİL 1.4 : Unipolar Göğüs Derivasyonları

1.4 : EKG'NİN GÖRÜNÜMÜ

Kalbin elektriksel aktivitesinin başlıca 3 bileşeni P dalgası,QRS kompleksi ve T dalgasıdır.Bunlar sırasıyla atrium depolarizasyonu,ventriküllerin depolarizasyonu ve ventriküllerin repolarizasyonunu gösterir.



ŞEKİL 1.5 : Normal EKG Bileşiği

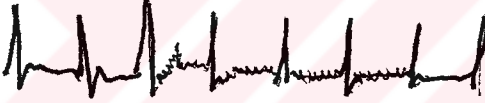
- .P Dalgası : P Dalgasının süresi en fazla 0.11 saniyedir. Yüksekliği 0.25 mV'den küçüktür.
- .PR Aralığı : P dalgası başlangıcından Q dalgasının olmadığı durumlarda ikinci ölçüm noktası R dalgasının başlangıcıdır.Süresi 0.10-0.20 saniyedir.
- .QRS Kompleksi : QRS kompleksi negatif bir Q pozitif bir R ve negatif bir S dalgasından meydana gelir. Süresi 0.05-0.10 saniyedir.Yüksekliği en düşük 0.5 mV,en yüksek 1.5 mV'dir.
- .ST Aralığı : ST aralığı taban çizgisi üzerindedir.Süresi 0.10-0.15 saniyedir.
- .T Dalgası : T dalgasının süresi 0.10-0.25 saniyedir.Yüksekliği en az 0.2 mV olmalıdır.
- .QT Aralığı : QRS kompleksinin başlangıcından T dalgasının bitimine kadar olan uzaklığı gösterir.Ventri küllerin depolarizasyon ve repolarizasyonu için geçen süre 0.35-0.45 saniyelik süreyi kapsar.

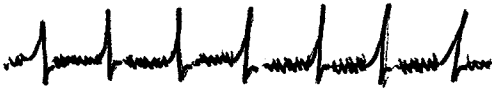
1.5 : EKG'DE GÜRÜLTÜ

Özellikle teşhis için kullanılan EKG işaretlerinin gürültüden büyük ölçüde arındırılması gerekir.EKG işaretinin büyüklüğü genelde 1mV civarındadır.Bu büyüklükteki işaretler biyolojik ve çevresel işaretlerden kolayca etkilenirler.Aşağıda gürültüden etkilenmiş EKG örnekleri görülmektedir :

a : 

b : 

c : 

d : 

ŞEKİL 1.6 : Çeşitli EKG Kayıtları

- | | |
|----------------------|------------------------|
| a) Hareket artifaktı | b) Taban hattı kayması |
| c) Kas gürültüsü | d) 50 Hz gürültüsü |

1.5.1 : Biyolojik Gürültü Kaynakları

İnsan derisi elektriksel potansiyel kaynağıdır. Deride hareket sonucu oluşan 20-25 mV dolayındaki DC potansiyel yüksek geçiren bir filtre ile elemine edilebilir. Elektrod kayması ve hasta hareketi sonucu oluşup yükselteçleri doymaya götürebilen deri potansiyellerine engel olmak için deri aşındırılır ve elektrodlar kaymayacak şekilde yerleştirilir.

İnsan vücudunun ürettiği kas gürültüsünün büyüklüğü EKG işareti civarındadır, fakat frekansı daha yüksektir. Bu gürültü elektrodların büyük kas gruplarının (kol, bacak) uzağına konulması ve filtre bant genişliğinin 0.5-40 Hz arasında tutulması ile azaltılabilir.

1.5.2 : Dış Gürültü Kaynakları

İnsan vücudu, elektrodlar ve EKG cihazı bir döngü oluşturur. Çevredeki elektromanyetik alanlar bu döngüden vücuda akım indükler. Bu akım elektrod ve yükselteçlerden geçerek EKG işaretini bozar. Bu gürültü elektrod kablolarının birbirlerine dolandırılmasıyla önlenabilir.

Çeşitli elektrikli ve tıbbi cihazların yaydığı radyo frekansı (RF) girişimi vücut üzerinde birkaç yüz volt civarında 1 Mhz.lik işaret oluşturabilir. Bu girişim RF şok bobinleri ile önlenabilir.

Elektrod empedansları farklı olursa, farksal mod girişi-
mi oluşur. Bu girişim derinin inceltilmesi ve yüksek iletkenli-
ęi olan elktrojel kullanılmasıyla ihmal edilebilir.

řebeke geriliminden indüklenen ortak mod girişimi ise
ortak mod yok etme oranı (CMMR) yüksek olan farksal yüksel-
teęler tarafından yok edilir.

1.6 : ARİTMİLER

Aritmi terimi, EKG işaretlerindeki ritm bozukluklarını i-
fade eder. İnsandan alınan EKG'nin çeşitli girişimler sonucu
bozulabileceği göz önüne alınırsa, P ve T dalgalarına oranla
büyük genlikli QRS kompleksinin belirleyici faktör olarak ele
alınması mantıklı olacaktır. Çalışmamızda R dalgalarının zaman
eksenindeki yeri tesbit edilerek aritmi teęhis algoritmaları
çalıştırılacaktır.

Toplanan EKG verileri geręek zamanlı (real time) iřlene-
ceğinden güvenli bir teğhis algoritması çalıştırabilmek için
kısıtlı bir süreye sahip oluruz. Bu nedenle dedektörümüz sade-
ce hayati tehlike yaratacak ya da bunların habercisi olacak
aritmilerin teęhisi ile ilgilenecektir.

Araştırılması gereken, insan hayatını doğrudan tehdit e-
den aritmiler şunlardır:

1. řiddetli taşikardi (extreme tachycardia)
2. řiddetli bradikardi (extreme bradycardia)

- 3.Sinüs duraklaması (sinus arrest)
- 4.Karıncık fibrilasyonu (ventricular fibrillation)
- 5.Asistol (asystole)

Cihaz ayrıca ilerde ciddi tehlikeler doğurabilecek önemli aritmileri de teşhis etmelidir :

- 1.Erken karıncık kasılması (premature ventricular contractions=PVCs)
- 2.Ara karıncık kasılması (interpolated PVCs)
- 3.Bigemi (bigeminy)
- 4.Trigemi (trigeminy)
- 5.T üzeri R dalgası (R on T phenomenon)
- 6.Eksik atım (skipped beat)
- 7.Erken kulakçık atımları (atrial premature beats=APBs)

Tüm bu aritmiler mikroişlemci tarafından tesbit edilebilecek matematiksel formüller halinde ifade edilecektir.

Aritmi teşhis algoritmaları,aritmik kayıtlar incelenerek kardiyologların görüşleri doğrultusunda hazırlanır.Fakat tecrübeleri doğrultusunda her doktor kendine has bir EKG analiz yöntemi geliştirmiştir.Bu nedenle doktorların EKG değerlendirme kriterleri farklı olabilir.Göz ve beyin kullanımıyla EKG analizi yapmak görsel bir yetenek işidir.Fakat bilgisayarın doğru kararlar verebilmesi için aritmilerin kesin şekilde tanımlanması gerekir.Algoritma geliştirme aşamasında kardiyologların deneyimi ile mühendislerin matematiksel birikimleri

kaynaştırılmalıdır.Ayrıca program farklı doktorların isteklerine cevap verebilecek esneklikte olmalıdır.

1.6.1 : Aritmilerin Tanımlanması ve Formüle Edilmesi

EKG analiz edilirken bir algılayıcı devre ile R dalgası sezilir.Daha sonra iki R dalgası arasında geçen süre hesaplanır.Aritmi teşhisi ve alarm üretiminde iki önemli kriter kullanılır.Birisi son iki R dalgası arasında geçen süre(RR), diğeri de son sekiz RR aralığının ortalamasıdır(AR).RR(t) son RR aralığını gösterirken,RR(t-1) bir önceki aralığı belirtir.

BRADİKARDİ : Kalp atış hızının aşırı yavaşlamasıdır.RR aralığının 1.5 sn'den fazla olması (40 atış/dakika) veya ortalama aralığın (AR) 1.2 sn'den fazla olması (50 atış/dakika) halinde dedektör alarm verir.

$$RR(t) > 1.5 \text{ sn}$$

$$AR(t) > 1.2 \text{ sn}$$

TAŞİKARDİ : Kalp atış hızının aşırı artmasıdır.Bu aritmi de basit bir EKG ritm analizi ile farkedilebilir.Ortalama RR aralığı 0.5 sn'den fazla olursa (120 atış/dakika) alarm koşulu oluşur.

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

ASİSTOL VE KARINCIK FİBRİLASYONU : Uzun bir süre QRS kompleksi oluşmaz.Bu süre 1.6 sn'yi geçerse alarm üretilir.

$$RR(t) > 1.6 \text{ sn}$$

Not:Yukarıdaki süre eşikleri ilgili doktoların tavsiye ve isteğine göre değiştirilebilir.

EKSİK ATIM VE SİNÜS DURAKLAMASI : RR aralığı bir önceki ortalama RR aralığının yaklaşık iki katı ise bir R dalgası kaybolmuştur.Fakat eksik atımdan sonra farkı kapatacak bir erken atım olmamalıdır.Eğer RR aralığı ortalama RR aralığının yaklaşık iki katı fakat 1.5 sn'den az ise "sinüs tutulması"na hükmedilir.

Tek bir eksik atım yerine saniyede oluş adedi belli bir sayıyı geçince de alarm verdirilebilir.

$RR(t) > 1.9 \cdot AR(t-1)$ ve takip eden erken atım yok (RR aralığı ortalama RR aralığının 0.9 katından küçükse erken atım vardır.)

PVC : RR aralığı ortalama RR aralığının 0.9 katından küçükse (erken atım) ve sonraki peryotta bunu kompanze edecek şekilde gecikmiş kasılmalar varsa PVC teşhisi konur.Kompanyasyonu tesbit etmek biraz zordur.Bunun için RR aralığı ortalama RR aralığının 0.9 katından küçük iken bir sonraki RR aralığı kendine ilave edildiğinde, toplam aralığın ortalama RR aralığının yaklaşık iki katı olup olmadığına bakılır.Genelde PVC bozukluğunda T dalgası tersdir ve P dalgası hiç yoktur. Fakat gürültü nedeniyle T ve P'nin tesbiti zor olacağından R dalgasına göre analiz yapılacaktır.PVC'lerin sayısı dakikada 10 adetten fazla ise alarm verilir.

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

$$RR(t-1) + RR(t) = 2 \cdot AR(t-2)$$

PVC sayısı > 10 adet/dakika

T ÜZERİ R DALGASI : Çok tehlikeli bir aritmi olup, karıncık repolarize olurken (gevşerken) aniden kasılmaya başlaması ile ortaya çıkar. Bu olay repolarizasyon süresinde ortaya çıkan T dalgası üzerinde karıncık kasılması ile oluşan QRS kompleksinin ortaya çıkması ile kendini belli eder. Fakat biz yine ritm analizi yöntemini kullanacağız. Genelde T dalgası RR'nin ilk üçte birlik döneminde ortaya çıkar. Eğer RR aralığı ortalama RR aralığının üçte birinden daha kısa bir sürede ortaya çıkarsa ve bunu kompanze edici bir RR aralığı izlerse, T üzeri R dalgası bozukluğuna hükmedilir.

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

$$RR(t-1) + RR(t) = 2 \cdot AR(t-2)$$

BİGEMİ : Normal bir sinüs ritminden sonra bir PVC oluşması arka arkaya iki kez tekrarlanırsa bigemi oluşur.

$$RR(t-3) < 0.9 \cdot AR(t-4)$$

$$RR(t-1) < 0.9 \cdot AR(t-4)$$

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

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

TRİGEMİ : Normal bir darbeden sonra peşpeşe iki erken fazlı darbe olur ve bunu takip eden darbe de kompanze edici şekilde olursa trigemi oluşur.

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

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

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

ARA PVC : Kompanze edici darbelerin izlemediği erken karıncık kasılmalarıdır(extrasistol).Normal RR aralığında fazladan bir darbe oluşması anlamına gelir.Dakikada 10 kezden fazla oluşursa alarma yol açar.

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

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

ERKEN KULAKÇIK ATIMLARI : Normal atımlar içinde birkaç atımda bir RR aralığı ortalama RR'nin 0.9'undan küçük kalır (erken) ve izleyen darbe kompanze edici değil de normal süreli ise bu aritmi ortaya çıkar.Sayısı dakikada 10'u geçerse alarm verilir.

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

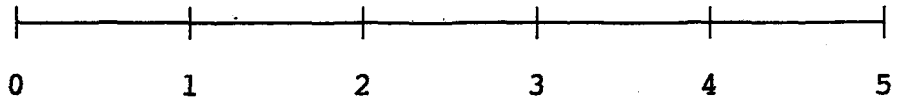
$$AR(t-2) < RR(t-1) + RR(t) < 2 * AR(t-2)$$

$$Hız > 10 \text{ adet/dakika}$$

Algoritma geliştirmede,tıbbi kabul görmesi amaç edinilmelidir.Bu nedenle esnek bir dizayn yapılmalıdır.

Aşağıdaki şekilde R dalgalarının zaman eksenindeki yerlerine göre tipik aritmilerin tespiti görülmektedir:

Normal Sinüs	I		I		I		I		I		I	
Bradikardi	I				I				I			I
Taşikardi	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I
Asistol	I		I		I							
Eksik Atım	I		I				I		I			I
PVC	I		I		I		I		I			I
T üzeri R	I		I	I			I		I			I
Bigemi	I		I		I		I		I		I	
Trigemi	I		I		I		I		I		I	
Ara PVC	I		I		I	I	I		I			I
APB	I		I		I	I			I			I



ŞEKİL 1.7 : Aritmilerde R Dalgalarının Zaman İçindeki Yerleri

BÖLÜM 2

CİHAZ DONANIMI

2.1 : GENEL ÖZELLİKLER

Cihazımızın sahip olması gereken başlıca özellikler şunlardır:

1.Portatif cihaz pil değiştirme ihtiyacı göstermeden tam gün çalışabilmeli.

2.Ağırlık ve boyut olarak,hasta üstünde taşınabilecek şekilde olmalı.

3.Cihaz,içindeki elektronik devreler sayesinde EKG'yi gerçek zamanlı analiz edebilmeli.

4.Eprom'a yüklü sistem programları tarafından belirlenen acil durum alarm koşulları esnek olmalı.

5.Cihaz belleğine yüklenen analiz sonuçları istendiğinde bilgisayar ortamına aktarılabilirmeli.

Mevcut teknolojik imkanlar çerçevesinde bu özellikleri en iyi karşılayabilecek bir dizayn yapılmaya çalışılmıştır. Tüm gün çalışacak portatif bir cihazın tasarımındaki en önemli sınırlama,devrenin tüketebileceği gücün,besleme devresini oluşturacak pillerin kapasitesini aşamayacak olmasıdır.

Düşük güç tüketimi ve ufak boyut gibi istekleri karşılayabilmek için dizayn minimum sayıda elektronik eleman içermelidir.Daha az data yolu içermesi,daha az çevre birim(bellek v.s.) gerektirmesi ve bu uygulama için yeterli çözünürlük

sağladığı için 12 bit yerine 8 bitlik mikroişlemci ve bununla uyumlu olacak 8 bitlik ADC ve bellek elemanları kullanmak akılcı bir seçim olacaktır.

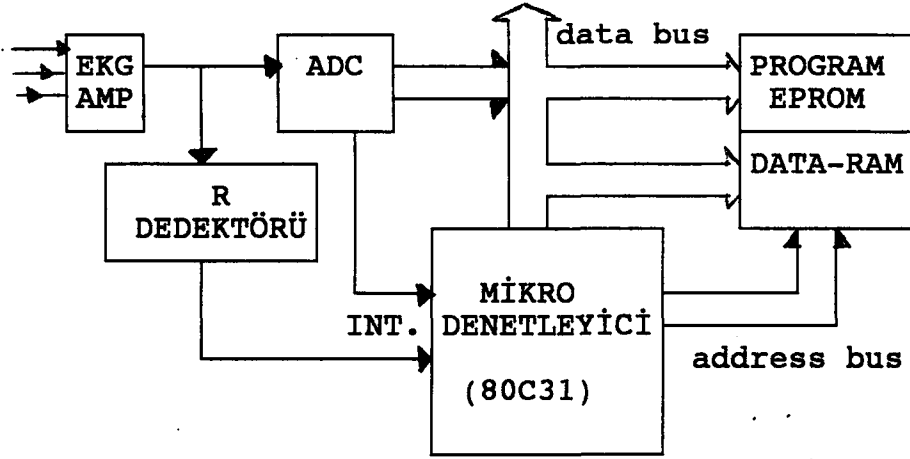
EKG örnekleme oranı uluslararası kardiyoloji kuruluşlarının tavsiyesine uygun olarak 500 örnek/saniye olarak belirlenmiştir. Tatminkar bilgi verebilmesi için EKG örnekleri 10 sn.lik bloklar halinde depolanır. EKG depolaması için statik RAM'lerden yararlanılırken, sistem programlarını yüklemek için EPROM kullanılmıştır.

Hasta işlem bitiminde sesli bir ikazla uyarılırken, cihazın düzgün çalışmakta olduğu da her kalp atışında yanıp sönen bir LED ile anlaşılır.

Amacımız EKG'yi gözleyip sıklığını denetlemek olduğundan yüksek kaliteli bir teşhis EKG'sine ihtiyacımız yoktur. Bu nedenle EKG görünümünü biraz bozmasına rağmen; elektriksel girişim, kas gürültüsü ve taban hattı kayması gibi olumsuzlukları önleyecek şekilde yükseltecin band genişliği 0.5-40 Hz olarak tesbit edilebilir. Ayrıca pille beslenen devrenin toprak bağlantısı olmadığından CMMR ve giriş empedansının büyük olması ihtiyacı normal tıbbi cihazlardan daha azdır.

2.2 : Portatif Cihazın Blok Diyagramı

Şekil 2.1'de EKG aritmi dedeksiyon sisteminin blok diyagramı görülmektedir:



ŞEKİL 2.1 : Sistem Blok Diyagramı

2.3 : Donanım Seçimi

Donanım, istenen özellikleri sağlayacak, sistem performansını optimize edecek ve güç tüketimini minimize edecek şekilde seçilir.

2.3.1 : Pil Seçimi

Hem devrenin beslenmesi hem de RAM'in backup devresi için pil kullanmak gerekir.

Bir tane 3V'luk lityum pili ile bellek backup ünitesi beslenebilir. Asıl devre ise, tüketilecek güç göz önünde bulundurularak gerekli kapasiteye sahip 5-6V'luk gerilim sağlayabilecek pillerle beslenir. Pil seçimindeki bir başka kriter de ağırlıktır. 1.5V'luk 4 alkalın ya da 3V'luk 2 lityum pil ile yaklaşık 250gr. ağırlığında ve 50 W*h kapasitesinde bir batary oluşturulabilir.

2.3.2 : Mikroişlemci Seçimi

Mikroişlemci aşağıdaki şartları sağlamalıdır:

- 1.Düşük güç tüketimi
- 2.Tek 5V'luk kaynak ile çalışabilme
- 3.Minimum çevre birimi
- 4.Yeterli hız

Çalışmamızda tüm bu özellikleri sağlayan 8 bitlik popüler bir CMOS işlemci olan Intel 80C31 kullanılmıştır.

2.3.3 : Dijital Entegrelerin Seçimi

Güç tüketimi çok daha az olduğundan TTL yerine CMOS teknolojisi tercih edilir.CMOS'un voltaj çalışma aralığının ve gürültü bağışıklığının yüksek olması da bir avantajdır.Bu özellikleri aşağıdaki karşılaştırmalarda görebiliriz:

a)Dijital hex inverter entegreler:

	7404 (TTL)	4069 (CMOS)
besleme gerilimi	4.75-5.25 V	3-18 V
besleme akımı	6 mA(high)	0.01 mA
	18 mA(low)	0.1 mA

b)İşlemsel yükselteçler:

	741	LM4250
besleme akımı	1.4 mA	8 mA

2.3.4 : ADC Seçimi

ADC 500 örnek/saniye'ye uygun dönüşüm süresine sahip ve mikroişlemci uyumlu (tristate) olmalıdır. Bu özelliklere sahip üç CMOS ADC belirlenmiştir:

- 1) Teledyne 8703
- 2) Analog Devices AD7570
- 3) National ADC0831

8703 çift kaynak gerektirdiğinden, 7570 de dış komparatör bağlantısı gerektirdiğinden elenmiştir. En uygun ADC olarak National'ın ADC0831'i belirlenmiştir.

2.3.5 : Analog Entegrelerin Seçimi

Piyasada 741 gibi ucuz-popüler opamp'lar olmasına rağmen giriş akımları programlanıp az akım çekmesi sağlanan yüksek performanslı ve kompakt CMOS opamplar kullanılmıştır (National LM4250 ve LM346).

2.3.6 : Elektrod Seçimi

Uzun dönemli kullanımda sağlıklı sonuçlar elde edebilmek için uygun elektrodlar seçilmelidir. Elektrodların yerinden kayması ya da elektrolitik jelin yetersiz olması elektrod empedanslarının birbirinden farklı ve aşırı yüksek olmasına neden olur. Bu durum da farksal gerilim gürültüsüne ve yükseltecin doymaya gitmesine yol açabilir. Bu nedenle en iyi seçim kağıt ya da köpük pad'li Ag-AgCl elektrodlarıdır. Ayrıca diğer

önemli bir nokta da elektrodların göğüste en uygun noktalara yerleştirilmesidir.

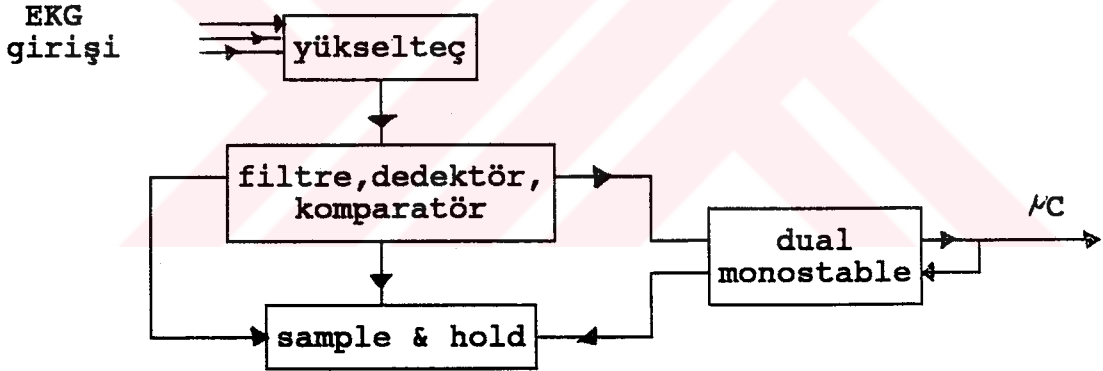
2.4 : Analog Devre Dizaynı

Analog devre üç kısımdan oluşur:

1.Farksal yükselteç,2.R dedektörü,3.ADC

2.4.1 : EKG Yükselteci

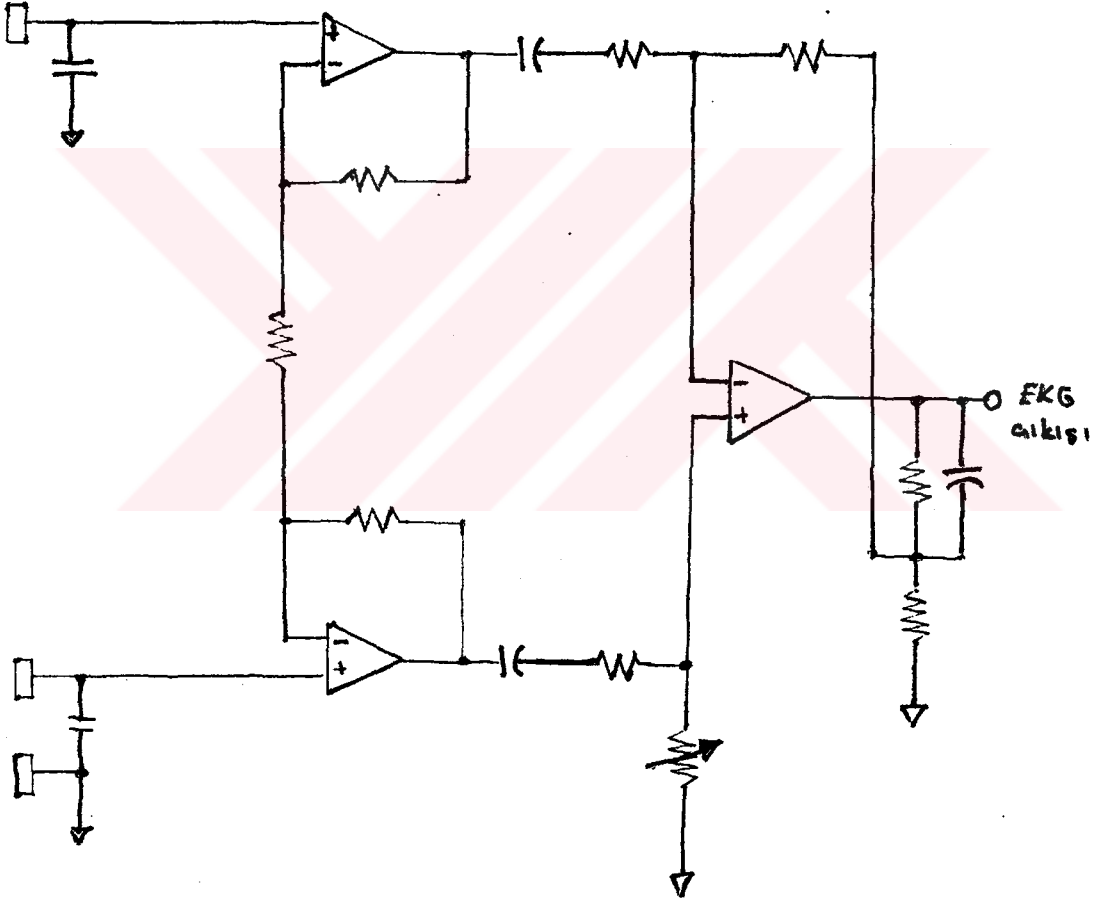
Yükselteç,düşük gerilimle çalışabilen (5-6 V),düşük güç tüketen kompakt entegreler kullanılarak gerçekleştirilmiştir.Entegreler 10 μ A'den az akım çekecek şekilde programlanmıştır.



ŞEKİL 2.2 : Yükselteç ve R-Dedektörünün blok diyagramı

İdeal bir yükseltecin giriş empedansı ve CMMR'si (common mode rejection ratio=ortak mod işareti zayıflatma oranı) yüksek olmalıdır.Bu amaçla 3 op-amp'dan oluşan ve 'enstrümantasyon kuvvetlendiricisi' olarak adlandırılan bir farksal yükselteç kullanılır.Üç op-amp'ın bu konfigürasyonda bağlaşımı CMMR ve giriş empedansını yükselttiği için tercih edilir.

Devremizde giriş empedansı $2M\Omega$ ve CMMR 60-70 dB'dir. Yükselteç devresindeki bir trimpot ile direnç dengesizlikleri giderilerek CMMR maksimize edilebilir. Band genişliğinin 0.5-40 Hz ile sınırlanması ile de elektriksel ve kas gürültüsü azaltılır.



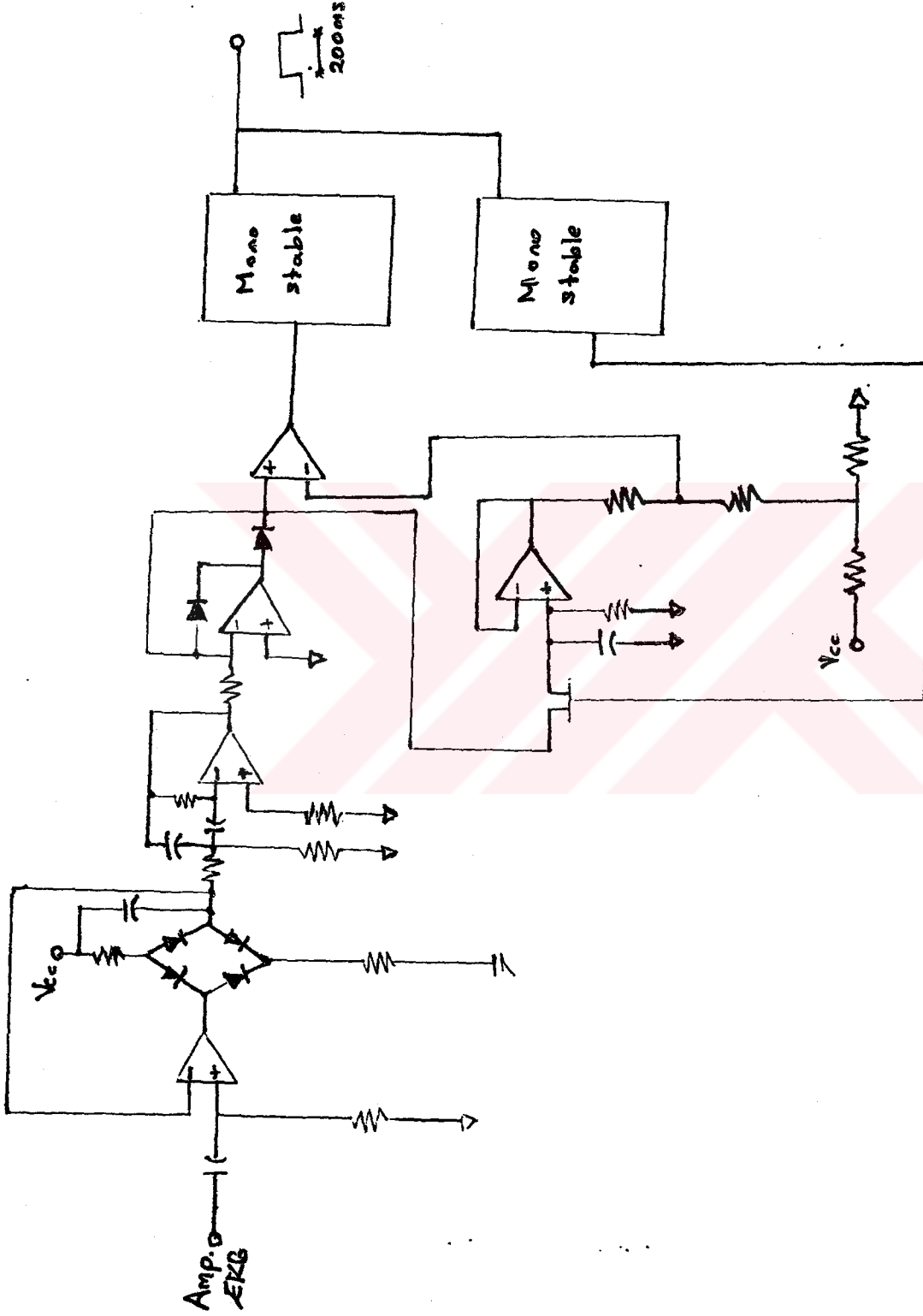
ŞEKİL 2.3 : EKG Yükselteci

2.4.2 : R-Dedektörü

Özel bir devre ile,yükselteç çıkışından yararlanarak R dalgaları tesbit edilir.Her R tesbiti sonucu mikroişlemci uyarılır.Bu uyarım sonucu mikroişlemci RR aralıklarını hesaplar ve bundan yararlanarak aritmi analizini yapar.R dedektörünün mikroişlemciye gönderdiği kesme sinyali 200 ms aktif kalır.Bunun nedeni gürültünün ya da aynı QRS sinyalinin başka bir tetiklemeye yol açmasını önlemektir.

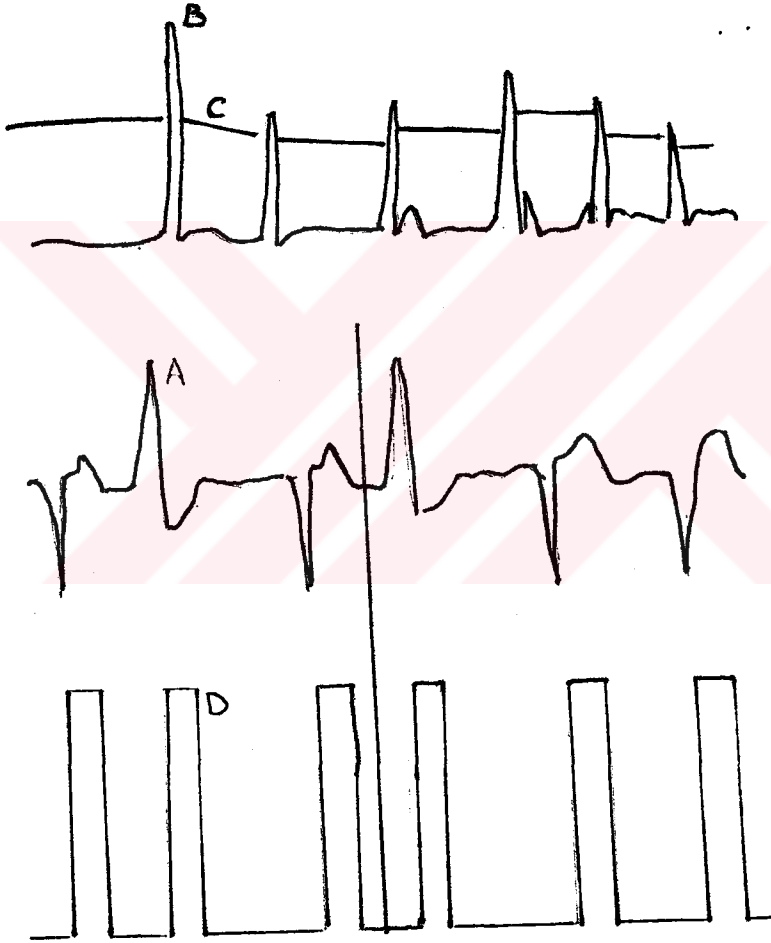
Literatürde değişik bandgenişliğinde filtrelerin kullanıldığı farklı tasarımlar olmakla birlikte,çalışmamızda NASA tarafından 1964'de geliştirilmiş olan devre kullanılmıştır.

İlk olarak vücuttan gelen,kalp atışına benzeyip yanlış anlamaya yol açacak 'pacemaker' denen işaretleri zayıflatacak bir devre kullanılır.2-10 ms süreli ve $1V/\mu s$ gibi yüksek değişim hızlı ve yüksek genlikli bu işaretler,yanlış algılamının yanında yükselteci doymaya götürme gibi olumsuzlukları da içerir.Köprü diod kapasite akımını sınırlar ve böylece değişim hızı maksimum 200 V/s olur (direnç ve kondansatör değerleri uygun ayarlanarak değişim hızı QRS'den büyük,pacemaker'den küçük yapılır).Yükselme hızı düşükse devre iletimdedir.C1'in gerilimi ani olarak değişemeyeceğinden çıkıştaki değişim sınırlanmıştır.Pacemaker işaretleri için kapasite kısa devre etkisi yaratarak, bu işaretlerin elemine edilmesini sağlar.



ŞEKİL 2.4 : R-Dedektörü

İşaret daha sonra 17 Hz merkez frekanslı band geçiren filtreye girer.EKG spektrum analizi,QRS sinyalindeki frekansların çoğunun 17 Hz civarında olduğunu gösterir.Filtre P ve T dalgalarını dışarıda bırakır.



ŞEKİL 2.5 : R-Dedektörünün Çıkış Dalga Şekilleri

A: PVC içeren yükseltilmiş EKG , B: R-dalgası filtre çıkışı
C: Otomatik Eşik Devre Çıkışı , D: R-dedektör çıkışı

Daha sonra gelen 'yarım dalga doğrultucu devresi', otomatik eşik devresince ayarlanmış eşik seviyesi ile karşılaştırmak üzere her zaman pozitif bir çıkış üretir.

Komparatörün diğer girişini sağlayan devre eşik seviyesini otomatik olarak ayarlar. Eşiğin sabit olmama nedeni girişim ve QRS'deki yapısal değişimlerdir. Minimum eşik seviyesi, en yüksek taban hattı ve en büyük genlikli P dalgası sonucu oluşacak filtre çıkışını geçer. Bir önceki R dalgasının filtre çıkışı S&H devresinde depolanır; %50 oranında za-yıflatılır ve minimum eşiğe eklenir. Böylece önceki QRS büyük-lükleri ile uyumlu, hızlı otomatik kazanç kontrolü sağlanır.

200 ms.lik monostable çıkışı ile, aynı R ya da T dalgasının yanlış tetiklemeye yol açması önlenir. 50 ms monostable çıkışı ile de her R sonrası depolanan filtre çıkışı silinir.

2.4.3 : ADC

EKG yükselteci ADC'nin giriş seviyesine uygun (0-5V) 0.5-40 Hz band genişliğine sahip sinyal üretir. ADC bu sinyali saniyede 500 kez örnekleyerek oluşturduğu dijital kodu mikroişlemci aracılığı ile RAM'e gönderir.

ADC 0831 8 bit'lik seri çıkış üreten, tek +5V'luk kaynak ile beslenebilen ve 200 μ A gibi düşük akım çeken, mikroişlemci uyumlu CMOS bir entegredir. EKG'nin maksimum 10 mV'luk bir dinamik değişim aralığı olduğu göz önüne alınırsa 8 bit ile yeterli çözünürlük sağlanacaktır: $10 \text{ mV}/256=40 \mu\text{V}$. Yani 40 μV

luk farklara ayrı sayısal kodlar karşılık gelecektir.ADC'nin maksimum dönüşüm süresi 40 μ s'dir.Bu da uygulamamız için yeterlidir.

Mikroişlemci Timer'i sayesinde her 2 ms'de bir ADC'nin 'chip select' girişini aktif ederek dönüşümü başlatır ve yaklaşık 20 μ s içinde uygun sayısal karşılığı alıp RAM'e kaydeder.

ADC'ler dönüştürme sürelerine göre üç tipe ayrılırlar: Yavaş,hızlı ve çok hızlı.

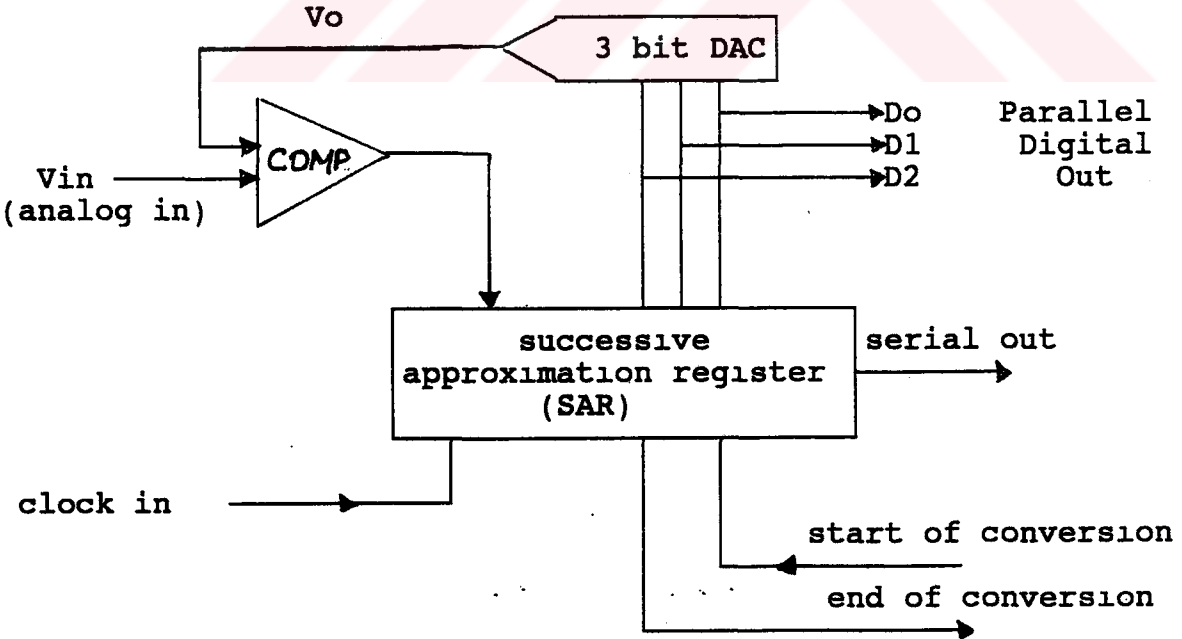
Tip	Özellik	Tipik Dönüştürme Süresi
.Integrating	Yavaş	Milisaniye
.Successive approximation	Hızlı	Mikrosaniye
.Flash	Çok hızlı	Nanosaniye

İlk iki tip ADC tüm piyasanın %80'ini oluşturur. Integrating ADC yavaş değişen işaretlerin dönüştürülmesinde (dc voltmetrelerde v.s.) kullanılır.Uzun dönüşüm süresi yüksek çözünürlüğe imkan verir.Flash dönüştürücüler 50 ns'ye kadar düşen dönüştürme süreleriyle neredeyse sürekli dönüşüm (continious conversion) yaparlar.

Successive approximation converter'ler (SAC) 1 μ s'ye kadar düşen sürelerde dönüşüm yaparlar.Tezimizde bu tip bir ADC

kullanılmıştır. SAC; bir DAC, bir komparatör ve bir successive approximation register (SAR) içerir. $V(in)$ için bir tane analog giriş vardır. Dijital çıkış seri veya paralel formda olabilir. Üç kontrol girişi vardır. 'Start conversion' dönüşümü başlatır, 'end of conversion' dönüşümün bittiğini gösterir, dış 'clock' girişi de dönüşüm bitirme süresini ayarlar.

İşlemin başında SAR, DAC girişine dijital kod verir. DAC bu kodu $V(o)$ gerilimine dönüştürerek komparatöre gönderir. Komparatör SAR'a giriş geriliminin DAC çıkışından büyük mü küçük mü olduğunu bildirir. Üç bitlik çıkış için üç kez karşılaştırma yapılır. Önce MSB biti, son olarak da LSB biti oluşturulur ve 'end of conversion' sinyali verilir.



ŞEKİL 2.6 : 3 Bit DAC

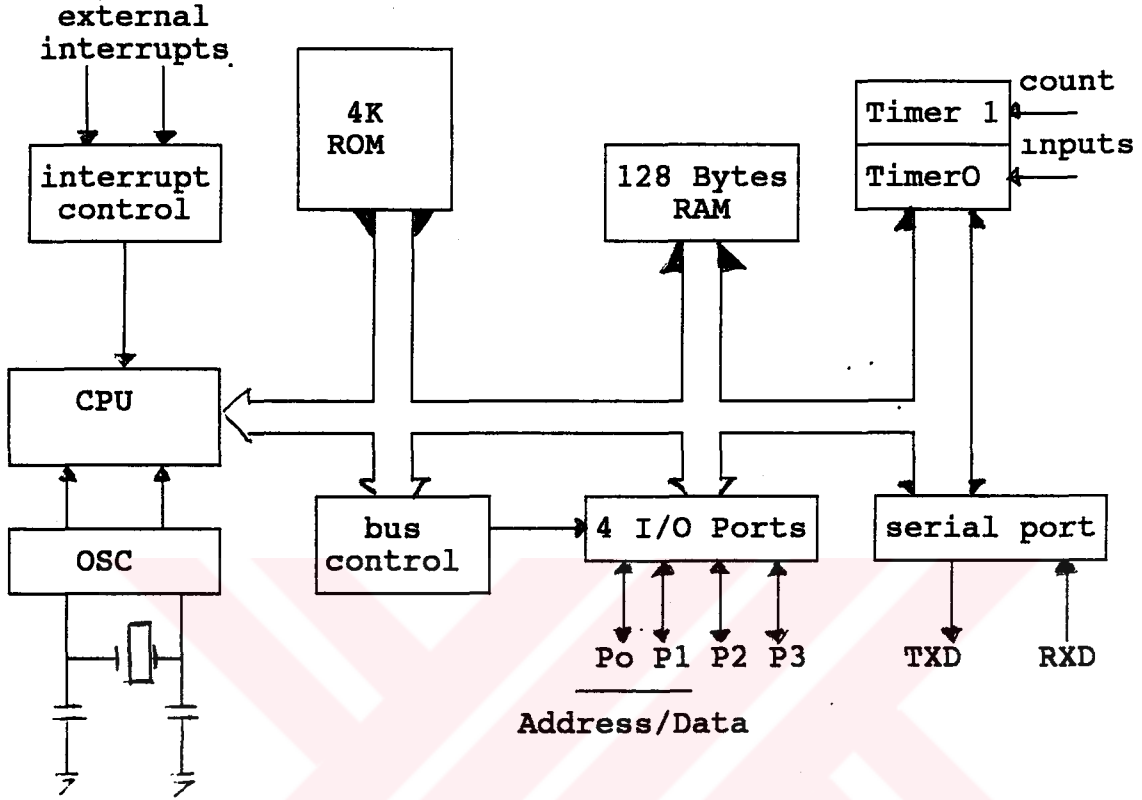
2.5 : Dijital Dizayn

Mikroişlemci içeren cihazlar;yüksek tümleşiklikleri,güvenilir (ortam şartlarından daha az etkilenir) olmaları,programlanabilmeleri sayesinde kompleks problemlerin çözümünde kolay ve esnek çözümlere uygun yapıları nedeniyle birçok alanda olduğu gibi biomedikalde de yaygın olarak kullanılır.

Mikroişlemcilerin,çevre birimleri ile birlikte tek bir entegre devre üzerinde gerçekleştirilmiş hali olan Mikrodenetleyiciler,daha yüksek tümleşiklikleri ,problemlere çok az entegre kullanarak çözüm sunmaları sayesinde bu konuda bir üst kuşağı temsil ederler.

Tezde Intel'in 8 bitlik mikrodenetleyici ailesi MCS-51 ailesinin bir üyesi olan 80C31 CMOS mikrodenetleyicisi kullanılmıştır.Temel özellikleri şunlardır:

- 8 bit CPU
- 64 K program memory addressing capability
- 64 K data memory addressing capability
- 128 byte on-chip data RAM
- 16 bidirectional,individually addressable I/O lines
- 2*16 bit timer/counters
- 6 source/5 vector interrupt structure with two priority levels
- On chip clock oscillator
- Extensive Boolean processing (single bit logic)

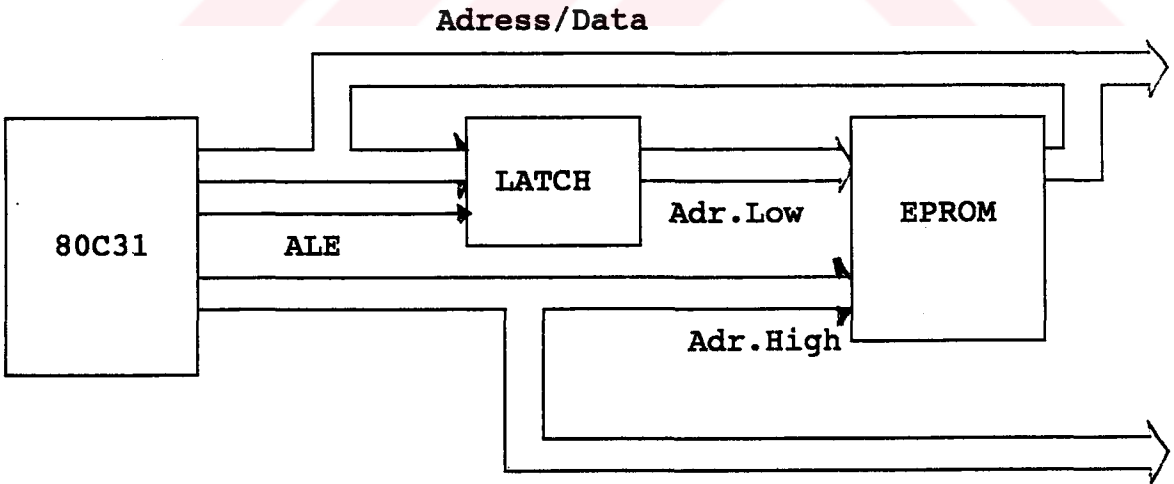


ŞEKİL 2.7 :MCS-51 Ailesi Blok Diyagramı

80C31'in içinde merkezi işlem biriminin yanısıra 128 byte RAM, paralel ve seri giriş-çıkış arabirimleri ve iki adet zamanlayıcı/sayıcı ünite bulunmaktadır. Ayrıca dışardan sadece bir kristal ve iki küçük değerli kondansatör ilavesiyle çalışabilen bir osilatör devresi de entegre üzerinde bulunmaktadır. Besleme gerilimi seri bir kondansatör aracılığı ile mikroişlemcinin "reset" bacağına bağlanarak reset devresi de basit bir şekilde elde edilir.

Entegre üzerinde bulunan kesme yapısı aracılığıyla R-dedektörünün çıkışı doğrudan mikroişlemcinin iki kesme girişinden birine bağlanıp RR aralıkları hesaplanabilmektedir.

Mikrodenetleyicinin, birbirinden ayrı adres ve veri yolları bulunmamakta, entegrenin sınırlı sayıdaki bacaklarının daha farklı amaçlarla kullanımına imkan verecek şekilde adres yolunun düşük anlamlı byte'ı ile veri yolu zaman paylaşımı (time-sharing) olarak çalışmaktadır. Aynı porttan çıkan bu iki işaretin karışmaması için "ALE" (address latch enable) adında özel bir kontrol işareti kullanılır. Bu özel yapı nedeniyle mikroişlemcinin, sistem programlarının yer aldığı Eprom ile bağlaşımı için 8 bitlik bir latch entegresi kullanılır.

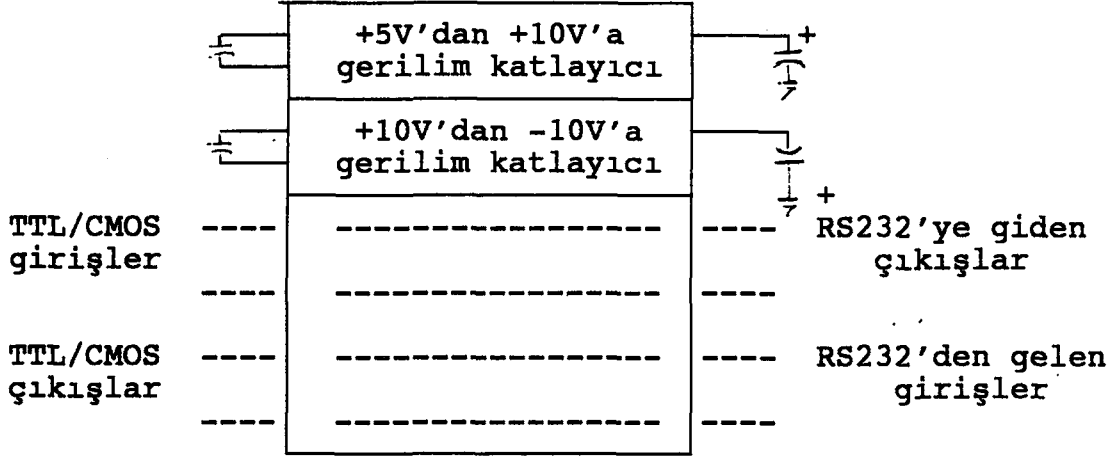


ŞEKİL 2.8 : Mikroişlemci Eprom Bağlaşımı

CMOS teknolojisi ile imal edilmiş olan 80C31 elemanı düşük güç tüketimi için şöyle bir imkan sunmaktadır:Kaynaktan çekilen gücün büyük bir bölümü CPU'nun çalışması (komut işlemi) esnasında harcanmaktadır.Kayda değer süreler boyunca CPU çalışmıyor,sadece belli sürelerde işlem yapılıyorsa,işlemci "Idle Mode" denen çalışma moduna geçirilerek güç harcaması %25'ine düşürülebilmektedir(20 mA yerine 5 mA).Idle mode durumunda CPU çalışmamakta,internal ram'in içeriği korunup çevre birimleri (zamanlama,kesme) aktif tutulur.Power-on reset sonrası (cihaz açıldıktan sonra),gerekli koşullamalar yapılip Idle mode'a geçilir.Kesme kaynaklarının birinden gelebilecek bir kesme ile işlemci Run Mode'a geçer ve kesme hizmet programını yürütür.Daha sonra ana programa döndüğünde sonsuz çevrim şeklinde düzenlenen idle mode'a geçirme komutuna gelinir.Dolayısı ile bir kesme ile normal çalışmaya başlayıp 20 ma çekerken,yapılacak işin tamamlanmasının ardından tekrar idle mode'a geçilip 5 mA çekilmeye devam edilir.

Program depolamak için 8 Kbyte'lık UV CMOS EPROM (27C64) kullanılır.Geçici bilgi depolama amacıyla da tazeleme gerektirmedüğinden 32 Kbyte'lık Static Ram kullanılmıştır.

Sayısala çevrilip SRAM'a depolanan EKG işareti,RS232 haberleşme standardı üzerinden PC'ye gönderilebileceği gibi,bir DAC (dijital-analog dönüştürücü) aracılığı ile osiloskopta da gözlemlenebilir.Çalışmamızda seri haberleşme tercih edilmiştir.

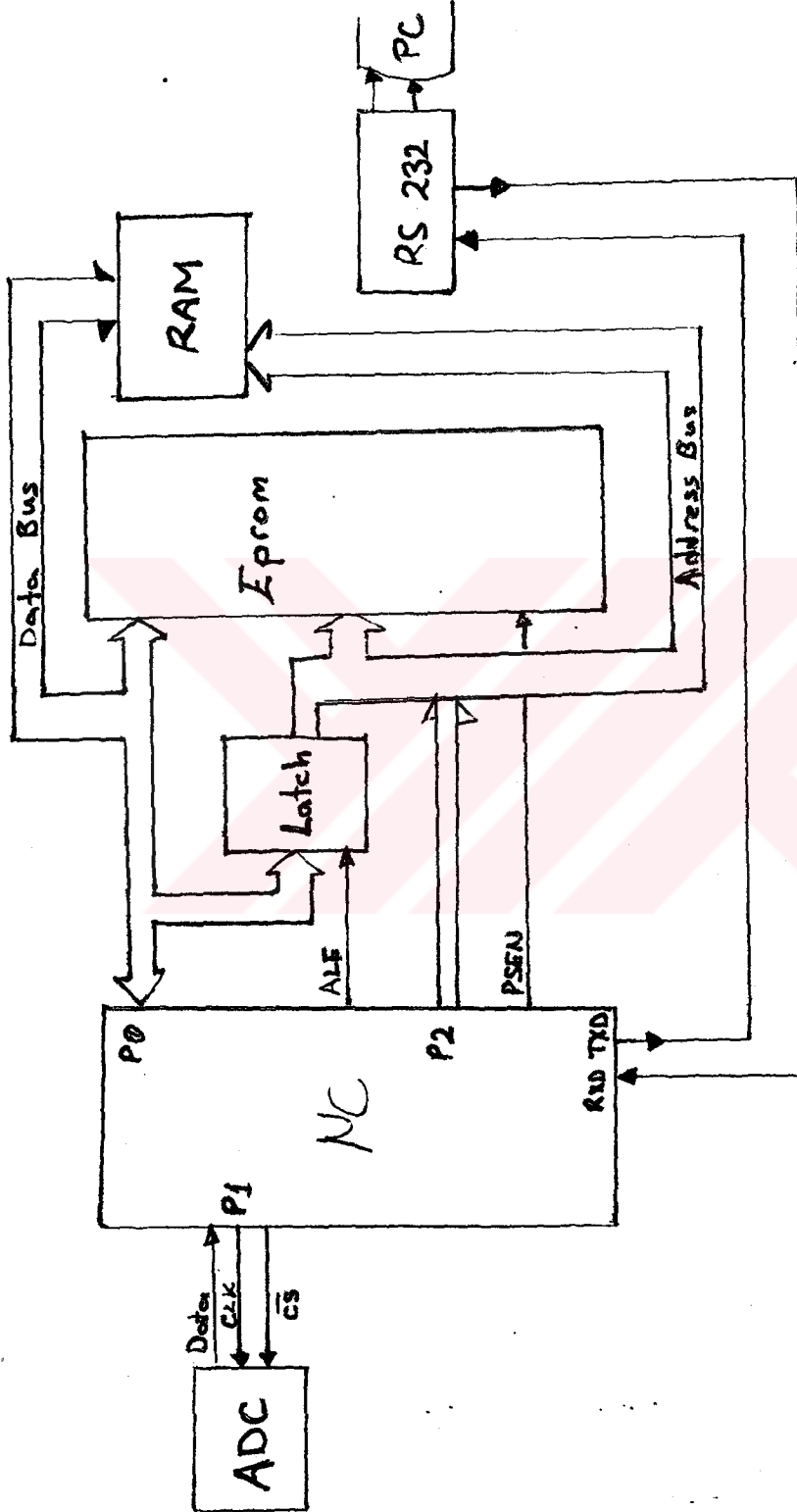


ŞEKİL 2.9 : TSC-232 Blok Şeması

Teledyne Semiconductor firması tarafından üretilen TSC-232 entegresi, RS-232 standardında haberleşme imkanı sağlayan bir arabirim olup, üzerinde iki çift alıcı-verici vardır.

Benzeri diğer entegrelerin aksine 12V'luk besleme gerektirmeden +5V'luk tek kaynak ile beslenebilmektedir. Bunu dışarıdan bağlanan dört adet kondansatör ile sağlamaktadır. Önce yük pompalama yöntemi ile +5V +10V'a çıkarılmakta, sonra bu gerilim -10V'a çevirilip iki gerilim de kullanılarak RS232 standardına uygun bir haberleşme ortamı sağlanmaktadır.

CMOS entegre 5 mA gibi düşük bir akım çekerek çalışabilmektedir. Bu da cihazımızın portatif olduğu düşünüldüğünde çok faydalı bir özelliktir. Aşağıda devrenin dijital kısmının blok şeması verilmiştir:



ŞEKİL 2.10 : Dijital Kısım Blok Diyagramı

BÖLÜM 3

SİSTEM YAZILIMLARI

3.1 : GİRİŞ

Gerçekleştirdiğimiz sistem hem analog hem de dijital elemanlar içerir. Bu sistemin uyumlu bir şekilde çalışarak istenen sonuçları üretmesi ancak uygun bir yazılım geliştirilmesi ile mümkündür.

Oluşturulan yazılım, program deposu görevini üstlenecek Eprom'a yüklenecek ve mikrodenetleyici gerekli işlem kodlarını buradan elde edecektir. Bu sayede ADC ve R-dekteröründen gelen işaretler değerlendirilip analiz edilecek ve EKG'ye ait gerekli bilgiler dijital kodlar halinde veri deposu olarak kullanılacak olan statik RAM'e yüklenecektir.

Programlamada son aşama da, gerekli tuşa basıldığında RAM'deki kayıtların tıbbi görevlilerin incelemesine sunulmak üzere dış birimlere (PC/osiloskop) aktarılmasının sağlanmasıdır.

Algoritmik akış diyagramı oluşturulduktan sonra, 8031'in komut setindeki işlem kodları kullanılarak, program bölümleri halinde oluşturulur. Daha sonra bu program 8031 'assembler'ı yardımıyla makina koduna çevrilir ve Eprom'a yüklenir. Artık program işletilmeye hazır haldedir.

Yazılım geliştirilirken donanımın getirdiği kısıtlamalar

da göz önüne alınmıştır.Örneğin cihazın pille besleniyor oluşu,tüketilebilecek azami gücün belli bir seviyede tutulmasını gerektirir.Program oluşturulurken,mikrodenetleyicinin özelliklerinden de yararlanılarak harcanacak güç önemli oranda azaltılabilir.Cihaz açıldıktan sonra gerekli ön koşullamalar yapılır ve mikrodenetleyici uyku moduna sokulur.Çevre birimlerden bir kesme (interrupt) işareti gelince.denetleyici normal moda geçer,ilgili kesme hizmet programını (int.service routine) ve tekrar uyku moduna geçer.Denetleyici bu modda %75 oranında daha az güç harcar.

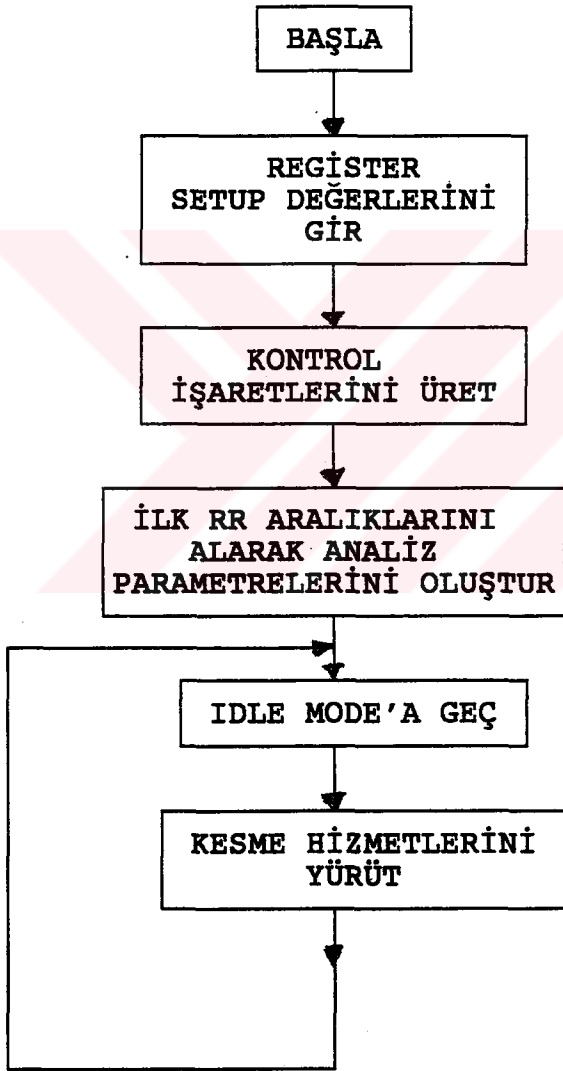
Mikrodenetleyici için 3 tane kesme kaynağı (int. source) vardır.Biri analog EKG'yi her 2ms'de bir örnekleyen ADC,ikincisi QRS kompleksini algılayıp haber veren R-dedektörü ve üçüncüsü de RAM'deki bilgilerin dış dünyaya aktarılmasını isteyten 'aktarma tuşu'dur.

Ayrıca mevcut veri belleğinin (RAM) en verimli şekilde kullanılması amacıyla da ADC'den gelen bilgiler orjinal halleriyle değil sıkıştırılarak depolanır.Bu amaçla çok değişik veri sıkıştırma algoritmaları kullanılabilir.Tezimizde ise, daha önce benzer bir algoritmada kullanılıp olumlu sonuç verdiği gözlenen 'Delta eşik kodlama' tekniği kullanılmıştır. (*)

(*) REFERANS : Elektrokardiyogramların Mikrobilgisayar Yardımıyla Telefon Hatları Üzerinden Taşınması-Doçentlik Tezi
Doç. Kirkor Harutunyan,Şubat 1979

Referans olarak alınan sistemde eşik seviyesi 8 olarak seçildiğinde %75'lik sıkıştırma sağlanabilmiştir.

Aşağıda ana programın algoritmik akış diyagramı görülmektedir:



Şekil 3.1 : Ana Akış Diyagramı

3.2 : Veri Sıkıştırma Algoritması

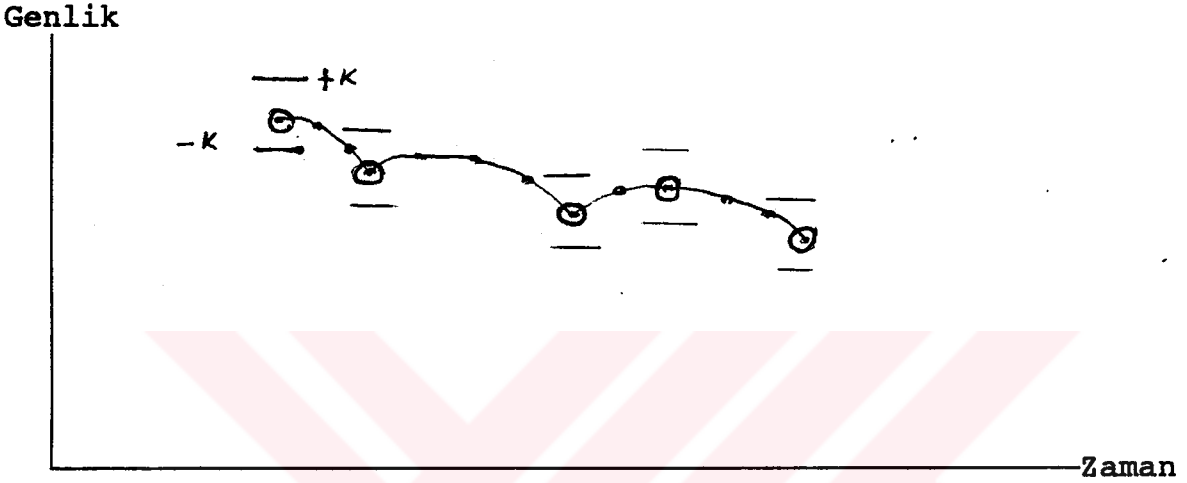
En iyi bilgi orjinal bilgidir.Fakat 500 örnek/saniye'lik örnekleme sonucu çok miktarda bilgi ortaya çıkar.Depolama alanımız sınırlı olduğundan,işaretin içerdiği klinik bilgiyi yitirmeden,veri miktarını azaltacak yöntemler kullanmak gerekir.

Delta eşik kodlama tekniğinde,ardışık örnekler arasındaki genlik farkının mutlak değeri,belirlenen eşik değerini aşarsa bu örnek kaydedilir ve bir sonraki örnekle karşılaştırılacak değer olarak atanır.Farkın eşik değerini aşmadığı durumlarda ise aynı değer örneklendiği varsayılır.Bu durumda yeni bir kayıt yapılmaz,son kaydedilen değer tekrar sayısını gösteren sayıcı (counter) bir arttırılır.

Eşik seviyesi sabit olabileceği gibi değişken de olabilir.Çalışmamızda eşik değeri sabit ve 8 olarak alınmıştır.Yani,örneklenen genlik değerinin son kaydedilen değerden farkı sekizden (100) büyükse bu örnek kaydedilir ve bir sonraki karşılaştırma için referana teşkil eder.Aksi takdirde referans değeri değişmez.

Örnekleme değeri yüksekse ve örneklenen dalga şekli tesadüfi olarak değişmiyorsa delta kodlama tekniği tatminkar sonuçlar verir.Eşik değeri arttıkça sıkıştırma oranı da artar,fakat dalgalar düzleşir ve orjinal sinyalden gittikçe uzakla

şılır.Bu nedenle optimum bir değer belirlenmelidir.Çalışmamız da %75 civarında sıkıştırma sağlamak amacıyla eşik seviyesi 8 olarak alınmıştır (bkz. Doçentlik Tezi-Kirkor Harutunyan).



Şekil 3.2 : . örneklenen bilgi
○ seçilen bilgi
+/-K eşik değeri

3.3 : Algoritmik Yapının İncelenmesi

3.3.1 : İç Register Değerlerinin Ayarlanması

Mikrodenetleyici içindeki özel registerlerin(SFR:special function registers),açılış sonrasında uygun değerlerle yüklenmesi gerekmektedir.

TMOD : Timer/Counter Mode Control Register

8031'de iki adet 16 bit timer/counter vardır.Bunlar timer veya counter olarak 4 değişik modda kullanılabilir.Timer makina

çevrimlerini(machine cycle=1/12 oscillator frequency),counter ise dışardan gelen uyarımları sayar.Mode0-13 bit timer,model-16 bit timer,mode2-8 bit auto reload timer ve mode3-1*16+2*8 bit timer kullanma imkanı sağlar.Biz açılıştan sonra,timer0 ve timer1 model'de çalışacak şekilde TMOD'u set ettik.

TCON : Timer/Counter Control Register

Bu register ile timer'lerin açılıp kapanması ve interrupt tetikleme tipi belirlenir.İki tetikleme tipi vardır.Birinde kesme girişi '0' seviye (low level) ile uyarılırken,diğerinde düşen kenar (falling edge) ile uyarılır.Açılış sonrası kesme girişlerinin düşen kenarla tetiklenmesi sağlanır.Ayrıca timer'ler kapalı tutulur.Timer'ler programın uygun bir yerinde yazılım müdahalesi ile açılırlar.

IE : Interrupt Enable Register

5 kesme kaynağı bu register ile enable/disable edilir.Kesme kaynakları şunlardır:Timer0,Timer1,Serial Port,External0,External1.Serial port disable edilir.

IP : Interrupt Priority Register

Bu register kesmelere 2 öncelikten birini atar.Bir kesme işlenirken bunu ancak daha yüksek öncelikli bir kesme kesintiye uğratabilir.Açılış sonrası kısa hizmet programlarına sahip olan Timer0/1 kesmelerine yüksek öncelik verilir.

PCON : Power Control Register

Idle Mode veya Power-down mode'a geçiş bu register ile

sağlanır.Başlangıçta normal modda çalışacak şekilde ayarlanır Program akışının uygun yerlerinde register'in LSB biti set edilerek Idle Mode'a geçilebilir.

3.3.2 : Aritmi Analiz Parametrelerinin Oluşturulması

Tüm aritmiler matematiksel eşitsizliklerle ifade edilir. Bu ifadelerde kullanılan parametreler şunlardır:RR(t),RR(t-1) AR(t),AR(t-1).RR(t);son iki QRS sinyali arasında geçen süredir.RR(t-1) ise sondan bir önceki aralıktır.AR(t) ise son 8 RR aralığının ortalamasıdır.AR(t-1) ise sondan bir önceki ortalamadır.Aritmi analizinin yapılabilmesi için bu değerlerin önceden belirlenip saklanması gerekir.Bu amaçla başlangıçta 11 adet RR aralığı alınıp hesaplamalar yapılır.

3.3.3 : Idle Mode Çevrimi

Tüm gerekli koşullamalar yapıp ön değerler belirlendikten sonra denetleyici PCON registeri sayesinde Idle Mode'a sokulur.Bu modda denetleyici az güç harcar(20 ma yerine 5 ma) Herhangi bir kesme kaynağından gelen kesmeler ile normal moda dönlür.Kesme hizmet programı bitiminde RETI(return from interrupt) komutu ile,sonsuz çevrim olarak oluşturulan Idle Mode'a geç komutuna dönlür.

3.3.4 : Kesme Kaynakları

INT1 : External Interrupt 1

Bu giriş R-dedektörü tarafından kontrol edilir.Her R dalgası

algılandığında dedektör 200 ms aktif olan bir çıkış üretir. Denetleyici bu çıkışın düşen kenarında tetiklenir ve ilgili hizmet rutinini gerçekleştirir. 200 ms boyunca başka bir kesme algılanamaz. Bu sayede aynı R'nin birden fazla kesmeye yol açması önlenir. Kesme rutininde bir aritmi oluşup oluşmadığı araştırılır ve eğer oluşmuşsa gerekli örnekler saklanıp alarm verilir. Ayrıca her R algılandığında bir led yakılarak cihazın doğru çalıştığı gösterilir.

Timer0 Interrupt :

Timer0 her 2ms'de bir sıfırlanacak şekilde yüklenir. Her sıfırlanışında ilgili kesme hizmet programına dallanılır. Bu program ile ADC uyarılarak üretilen sayısal kod alınır ve sıkıştırılarak RAM'e kaydedilir.

Timer1 Interrupt :

Timer1'in çalışması external interrupt1 ile kontrol edilir. INT1 aktif olduğunda Timer1 durur ve kesme işareti kalkmadan çalışmaya başlamaz. Bu sayede iki R dalgası arasında geçen süre kolaylıkla hesaplanabilir.

3.4 : Program İşlem Kodu

3.4.1 : Ana Program

```
ORG 0030H  
  
BEGIN:  SETB      CS_RAM  
        CLR       CLK_ADC      ;PORT PIN INITIAL  
        SETB      CS_ADC
```

-43-

```
      CLR      BEEPER
      MOV      R7,#100      ;DELAY 10 SN
DELAY3: MOV      R6,#100
DELAY2: MOV      R5,#100
DELAY:  DJNZ    R5,DELAY
        DJNZ    R6,DELAY2
        DJNZ    R7,DELAY3
        JB      LOAD,SERINIT ;SEND PC?
        MOV      R_SAY,#0    ;VARIABLE INITIAL
        MOV      DK_SAY_L,#0
        MOV      DK_SAY_H,#0
        MOV      BPM,#0
        MOV      AD_BPM_L,#0
        MOV      AD_BPM_H,#0
        MOV      IO_DL,#0
        MOV      IO_DH,#0
        MOV      PVC_PM,#0
        MOV      PVC_I_PM,#0
        MOV      TACHY_PM,#0
        MOV      ARITMI
        CLR      KEY
        CLR      FLAGBYTE,#0
        MOV      GECSAY,#15
        MOV      R0,#60H
        MOV      R1,#52H
        SETB     ILK
```

-44-

```
CLR      HOUREND
MOV      HOUR, #0
MOV      BLOK_NO#0
MOV      PAGEND, #04
MOV      ASISTOL, #0
MOV      BRADY, #0
MOV      TACHY, #0
MOV      DBEAT, #0
MOV      RONT, #0
MOV      PVC, #0
MOV      APB, #0
MOV      PVCI, #0
MOV      TRIGEM, #0
MOV      BIGEM, #0
CLR_RAM: CLR      CSRAM      ;EMPTY RAM CONTAIN ZERO
MOV      A, #0
MOVX     @DPTR, A
SETB     CSRAM
INC      DPTR
MOV      A, DPH
CJNE     A, #80, CLR_RAM
MOV      TMOD, #11H      ;SFR SETUP
MOV      TCON, #54H
MOV      IE, #8EH
SJMP     IDLE
SERINIT: MOV      SCON, #50H      ;LOAD MODE SFR SETUP
```

```
      MOV      TMOD,#20H
      MOV      TH1,#0FDH
      SETB     TR1
      MOV      IE,#90H
IDLE:  MOV      PCON,#1      ;IDLE MODE
      SJMP     IDLE
```

3.4.2 : Timer0 Rutini

```
      ORG      0200H
TMR0:  CLR      TR0
      MOV      TH0,#0F0H      ;AUTO RELOAD
      MOV      TL0,#22H
      SETB     TR0
      CLR      CSADC          ;READ SERIAL ADC
NEXTBIT: ACALL   PULSE
      MOV      B,#8
      ACALL   PULSE
      NOP
      MOV      C,DOUTADC
      RLC      A
      DJNZ     B,NEXTBIT
      MOV      EKG,A
      SETB     CSADC
      SJMP     PRESS
PULSE: SETB     CLKADC
      NOP
```

```

NOP
CLR      CLKADC
RET
PRESS:  MOV      DPH,IO_DH      ;WRITE DATA TO RAM
MOV      DPL,IO_DL
JNB      ILK,NOTFIRST
LJMP     FARKLI
NOTFIRST: INC      DPTR
MOV      A,DPH
CJNE     A,PAGEND,SIKISTIR
JB       ARITMI,ART
JB       HOUREND,HRND
JB       PAUSE,PSE
MOV      A,PAGEND
CLR      C
SUBB     A,#4
MOV      DPH,A
MOV      DPL,#0
SJMP     FARKLI
ART:    CLR      ARITMI      ;ARITMI FOUND
INC      BL_NO
MOV      DPH,#7FH
MOV      DPL,BL_NO
CLR      CSRAM
MOV      A,ARNO
SAME:  MOVX     @DPTR,A
```

```

    SETB     CSRAM
    MOV      A,BLNO
    CJNE     A,#30,UPPER    ;RAM FULL?
    SJMP     ALARM
HRND:    CLR      HOUREND    ;END OF HOUR
    INC      BLNO
    MOV      DPH,#7FH
    MOV      DPL,BLNO
    CLR      CSRAM
    MOV      A,#0EEH
    SJMP     SAME
PSE:    INC      BLNO        ;FINISH TO COLLECT
    MOV      DPH,#7FH
    MOV      DPL,BLNO
    CLR      CSRAM
    MOV      A,#0FFH
    SJMP     SAME
UPPER:   MOV      DPH,PAGEND  ;WRITE INTO FOLLOWING 1K
    MOV      DPL,#0
    MOV      A,PAGEND
    ADD      A,#4
    MOV      PAGEND,A
    SJMP     FARKLI
ALARM:   CLR      EA        ;WHENEVER RAM IS FULL
    MOV      DPTR,#7FD1
    MOV      R6,#10
```

```

      MOV      R0,#35H
      CLR      CSRAM
YAZ:   INC      R0
      MOV      A,@R0
      MOVX     @DPTR,A
      INC      DPTR
      DJNZ     R6,YAZ
      SETB     CSRAM
      SETB     BEEPER
      SJMP     SON
SIKISTIR: MOV      A,EKG      ;COMPRESS DATA
      CLR      C
      SUBB     A,BASE
      JNC      NOEKSI
      CPL      A
      INC      A
NOEKSI:  ANL      A,#0F2H
      JZ       AYNİ
FARKLI:  MOV      BASE,EKG    ;DATA DIFFERS
      CLR      CSRAM
      MOV      A,EKG
      MOVX     @DPTR,A
      INC      DPTR
      MOV      A,#1
      SJMP     FSON
AYNI:   MOV      A,DPL      ;SAME DATA
```

```

JNZ      AZALT
DEC      DPH
AZALT:  DEC      DPL
          CLR      CSRAM
          MOVX     @DPTR,A
          INC      A
FSON:  MOVX     @DPTR,A
          SETB     CSRAM
          MOV      IODL,DPL
          MOV      IODH,DPH
SON:   RETI

```

3.4.3 : Timer1 Rutini

```

TM1:  ORG      0100H
          CLR      TR1
          MOV      TL1,#05H      ;AUTO RELOAD
          MOV      TH1,#0DCH
          SETB     TR1
          INC      RSAY
          INC      DKSAYL
          MOV      A,DKSAYL
          CJNE     A,#100,NOT1DK
          MOV      DKSAYL,#0
          INC      DKSAYH
          MOV      A,DKSAYH
          CJNE     A,#60,NOT1DK  ;1 DK?

```

-50-

```
MOV      DKSAYH, #0
MOV      PVCPM, #0
MOV      PVCIPM, #0
MOV      APBPM, #0
MOV      TACHYPM, #0
MOV      DPH, ADBPMH
MOV      DPL, ADBPML
INC      DPTR
MOV      ADBPML, DPL
MOV      ADBPMH, DPH
MOV      A, BPM
CLR      CSRAM
MOV      BPM, #0
MOVB     @DPTR, A
SETB     CSRAM
INC      HOUR
MOV      A, HOUR
CJNE     A, #60, NOT1DK    ;1 HR
SETB     HOUREND
MOV      HOUR, #0
```

NOT1DK: RETI

3.4.4 : INT1 Rutini

```
ORG      0400H
INT1R1: CLR      TR1          ;READ RR(T) FROM TIMER1
MOV      TH1, #0DCH
```

-51-

MOV TL1, #05H
SETB TR1
INC BPM
MOV @R1, RSAY
MOV RSAY, #0
JB KEY, REAL
DEC R1
DJNZ GECSAY, ATLA

MOV R4, #4

DEV: MOV TOP8, #8 ;AVR(t)=?

MOV SUM, #0

MOV KALAN, #0

DEVAM: INC R1

MOV A, @R1

MOV B, #8

DIV AB

ADD A, SUM

MOV SUM, A

MOV A, B

ADD A, KALAN

MOV KALAN, A

DJNZ TOP8, DEVAM

MOV A, KALAN

MOV B, #8

DIV AB

ADD A, SUM

```
MOV      SUM,A
MOV      A,B
ANL      A,#04
JZ       CORRECT
INC      SUM
CORRECT: MOV    @R0,SUM
INC      R0
MOV      A,R1
CLR      C
SUBB     A,#7
MOV      R1,A
DJNZ     R4,DEVAM MOV    R1,#60H
MOV      R0,#50H
SETB     KEY
ATLA:    RETI
REAL:   MOV    A,@R1
MOV      R4,#8
EXCHANGE: INC    R1          ;SHIFT RR(t)s
XCH      A,R1
DJNZ     R4,EXCHANGE
MOV      SUM,#0
MOV      KALAN,#0
MOV      R4,#8
TOPLA:  MOV    A,@R1
MOV      B,#8
```

-53-

```
DIV      AB
ADD      A,SUM
MOV      SUM,A
MOV      A,B
ADD      A,KALAN
MOV      KALAN,A
DEC      R1
DJNZ     R4,TOPLA
MOV      A,KALAN
MOV      B,#8
DIV      AB
ADD      A,SUM
MOV      SUM,A
MOV      R4,#5
GOON:    INC      R0          ;SHIFT AVR(t)s
XCH      A,@R0
DJNZ     R4,GOON
MOV      R0,#50H
MOV      R1,#60H
MOV      A,RR0          ;ARITMI ANALIZI
CLR      C
SUBB     A,#160          ;ASISTOL?
JC       L1
MOV      ARNO,#1
INC      ASISTOL
SETB     ARITMI
```

```

      SJMP      ATLA
L1:   MOV      A,RR0
      CLR      C
      SUBB     A,#150          ;BRADY?
      JC       L2
BRADYC: MOV     ARNO,#2
      INC      BRADY
      SETB     ARITMI
      SJMP     ATLA
L2:   MOV      A,AVR0
      CLR      C
      SUBB     A,#50          ;TACHY?
      JNC      L4
      INC      TACHYPM
      INC      TACHY
      MOV      A,TACHYPM
      CJNE     A,#10,NO10TACHY
      MOV      ARNO,#3
      SETB     ARITMI
NO10TACHY: SJMP   ATLA
L4:   MOV      A,FLAGBYTE JNZ      PART_A
      MOV      A,AVR1
      MOV      B,#10
      DIV      AB
      MOV      NDOKUZ,A
```

```
MOV      A,AVR1
CLR      C
SUBB     A,NDOKUZ
MOV      NDOKUZ,A
ADD      A,AVR1
CLR      C
SUBB     A,RR0      ;SKIPPED BEAT?
JNC      L5
MOV      ARNO,#4
INC      DBEAT
SETB     ARITMI
LJMP     ATLA
L5:      MOV      A,RR0
CLR      C
SUBB     A,NDOKUZ
JC       L6
LJMP     ATLA
L6:      SETB     F1
MOV      B,#3
MOV      A,AVR1
DIV      AB
CLR      C
SUBB     A,RR0
JC       L7
SETB     F2
L7:      LJMP     ATLA
```

PART_A: JNB F1,PART_B
 MOV A,RR0
 ADD A,RR1
 MOV SAKLA,A
 MOV A,AVR2
 ADD A,AVR2
 MOV STORE,A
 CLR C
 SUBB A,SAKLA
 JNC ARTI

 CPL A
 INC A

ARTI:

 CLR C
 SUBB A,#6
 JNC KISIM2
 JNB F2,L8 ;R ON T ?
 MOV ARNO,#5
 INC RONT
 SETB ARITMI
 LJMP ATLA

L8:

 SETB FP
 CLR F1
 INC PVC
 INC PVCPM
 MOV A,PVCPM

-57-

```

      CJNE      A, #10, NOT10      ;PVC?
      MOV       ARNO, #6
      SETB      ARITMI
NOT10:  LJMP     ATLA
KISIM2:  MOV     A, STORE
      SUBB      A, SAKLA
      JC        KISIM3
      MOV       A, AVR2
      CLR       C
      SUBB      A, SAKLA
      JNC       KISIM3
      CLR       F1
      INC       APB
      INC       APBPM
      MOV       A, APBPM
      CJNE      A, #10, NOT10      ;APB?
      MOV       ARNO, #7
      SETB      ARITMI
      SJMP     NOT10
KISIM3:  MOV     A, AVR2
      CLR       C
      SUBB      A, SAKLA
      JNC       POZITIF
      CPL       A
      INC       A
POZITIF:  CLR     C
```

SUBB A,#6
JNC PART_C
CLR F1
INC PVC1
INC PVCIPM
CJNE A,#2,NOT10 ;EXTRA SISTOL?
MOV ARNO,#8 ;<2 TIMES/MIN
SETB ARITMI
SJMP NOT10

PART_B: JNB FP,BOLUM2
 MOV A,AVR3
 MOV B,#10
 DIV AB
 MOV NDOKUZ,A
 MOV A,AVR3
 CLR C
 SUBB A,RR0
 JC SIFIRLA
 SETB FB
SIFIRLA: CLR FP
 LJMP ATLA
BOLUM2: JNB FB,PART_D
 MOV A,RR0
 ADD A,RR1
 MOV SAKLA,A
 MOV A,AVR4

-59-

```
ADD      A,AVR4
CLR      C
SUBB     A,SAKLA
JNC      SONUC
CPL      A
INC      A
SONUC:   CLR      C
SUBB     A,#6
JC       BIGEMINY      ;BIGEMINY?
CLR      FB
LJMP     ATLA
PART_C:  MOV      A,AVR2
MOV      B,#10
DIV AB
MOV      NDOKUZ,A
MOV      A,AVR2
CLR      C
SUBB     A,NDOKUZ
CLR      C
SUBB     A,RR0
JC       NNOT
SETB     FT
CLR      F1
SJMP     L12
NNOT:    MOV      FLAGBYTE,#0
LJMP     ATLA
```

```
PART_D:  JNB      FT,L12
          MOV      A,RR0
          ADD      A,RR1
          MOV      SAKLA,A
          MOV      A,AVR3
          ADD      A,AVR3
          CLR      C
          SUBB     A,SAKLA
          JNC      KONTROL
          CPL      A
          INC      A
KONTROL: CLR      C
          SUBB     A,#10      ;TRIGEMINY
          JC       TRIGEMINY
          CLR      FT
          SJMP     L12
BIGEMINY: MOV     ARNO,#9
          INC      BIGEM
          SETB     ARITMI
          LJMP     ATLA
TRIGEMINY: MOV     ARNO,#10
          INC      TRIGEM
          SETB     ARITMI
          LJMP     ATLA
```

3.4.5 : Seri Haberleşme Rutini

```
ORG      0700H

SERIAL:   CLR      RI

MOV       A,SBUF

CJNE     A,#0AAH,REFUSE

CLR      ES

NEXTBYTE: CLR      CSRAM

CLR      TI

MOVX     A,@DPTR

SETB     CSRAM

MOV      SBUF,A          ;SEND RAM TO PC

NOJUMP:   JNB      TI,NOJUMP

INC      DPTR

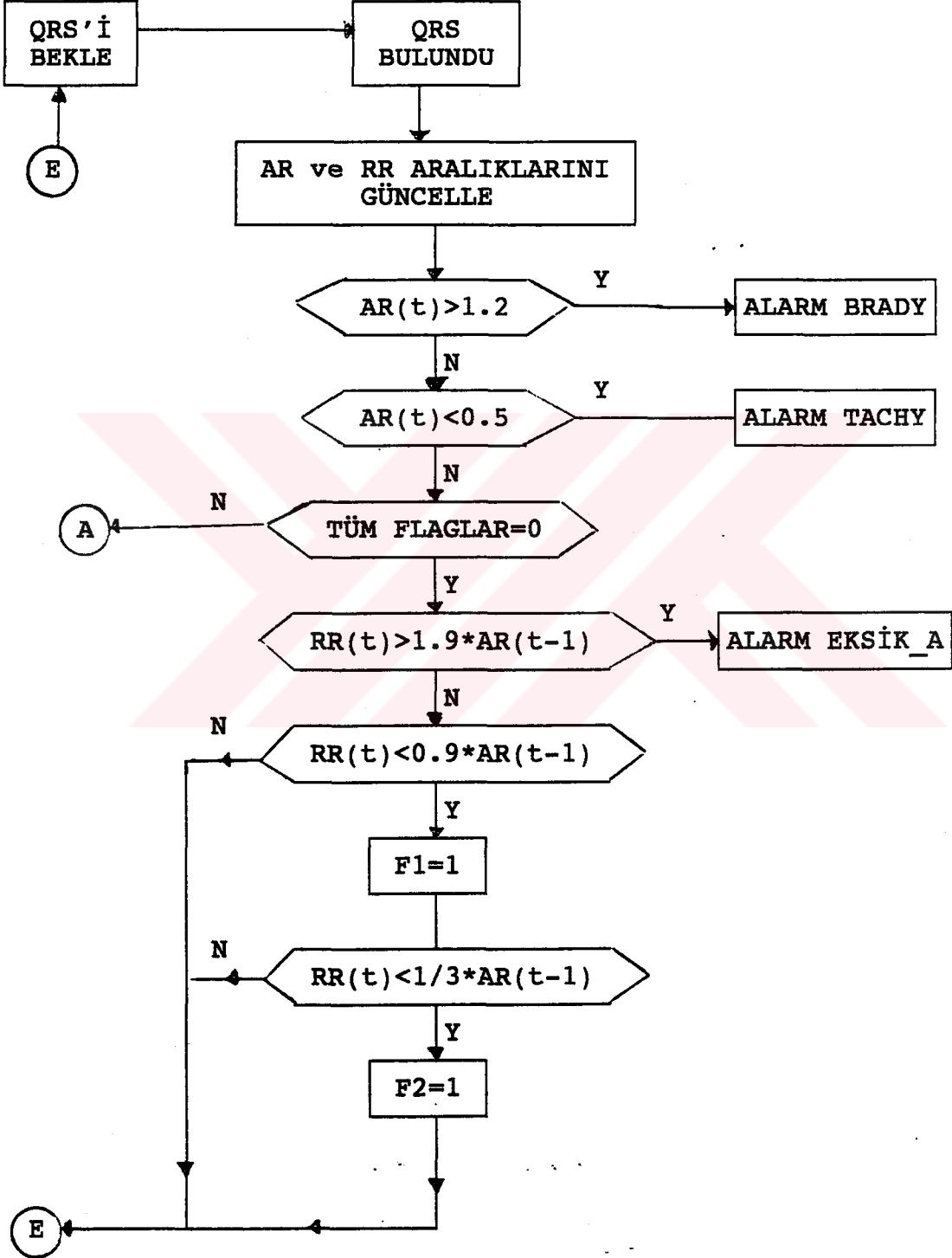
MOV      A,DPH

CJNE     A,#80H,NEXTBYTE

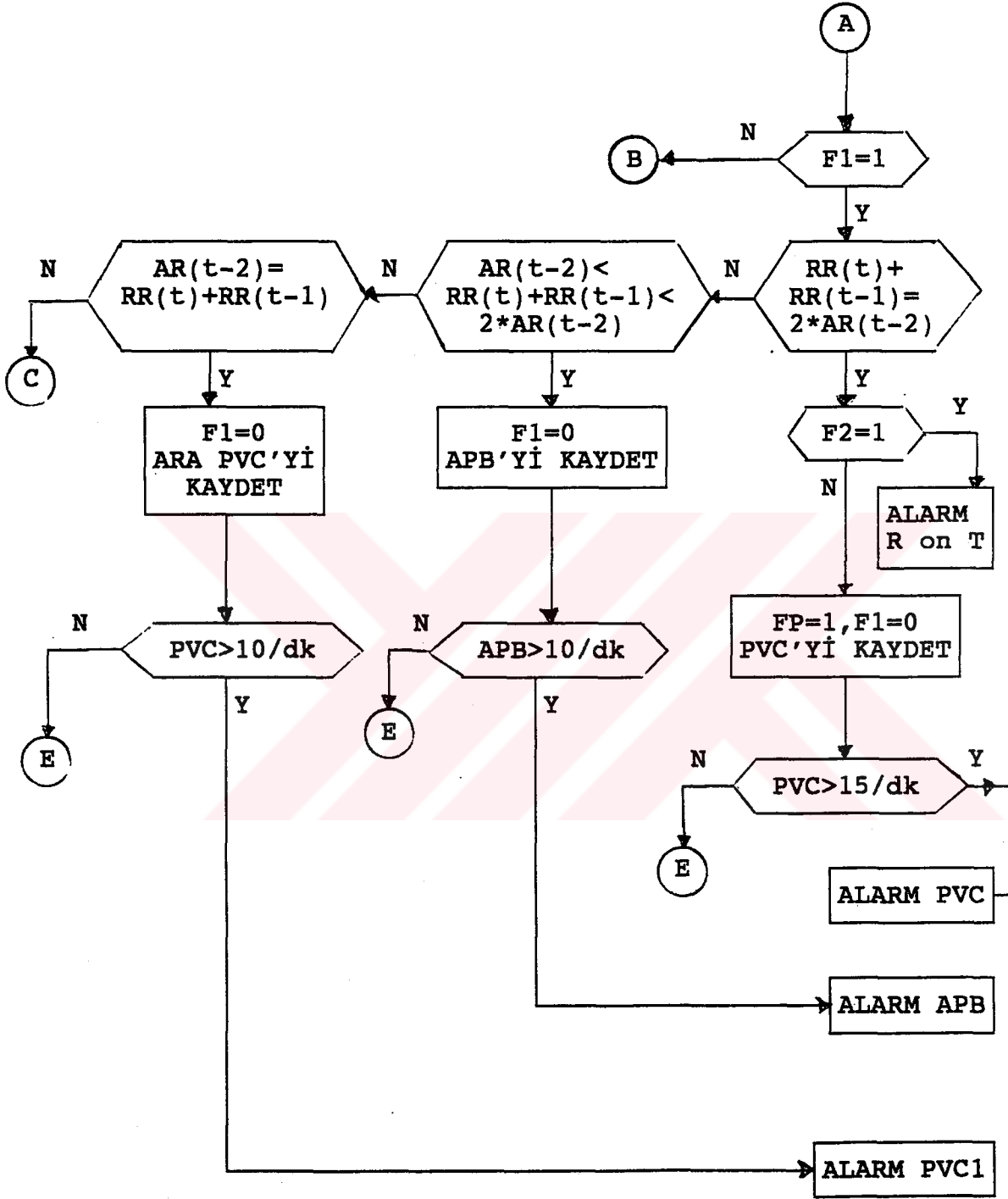
SETB     BEEPER

REFUSE:   RETI

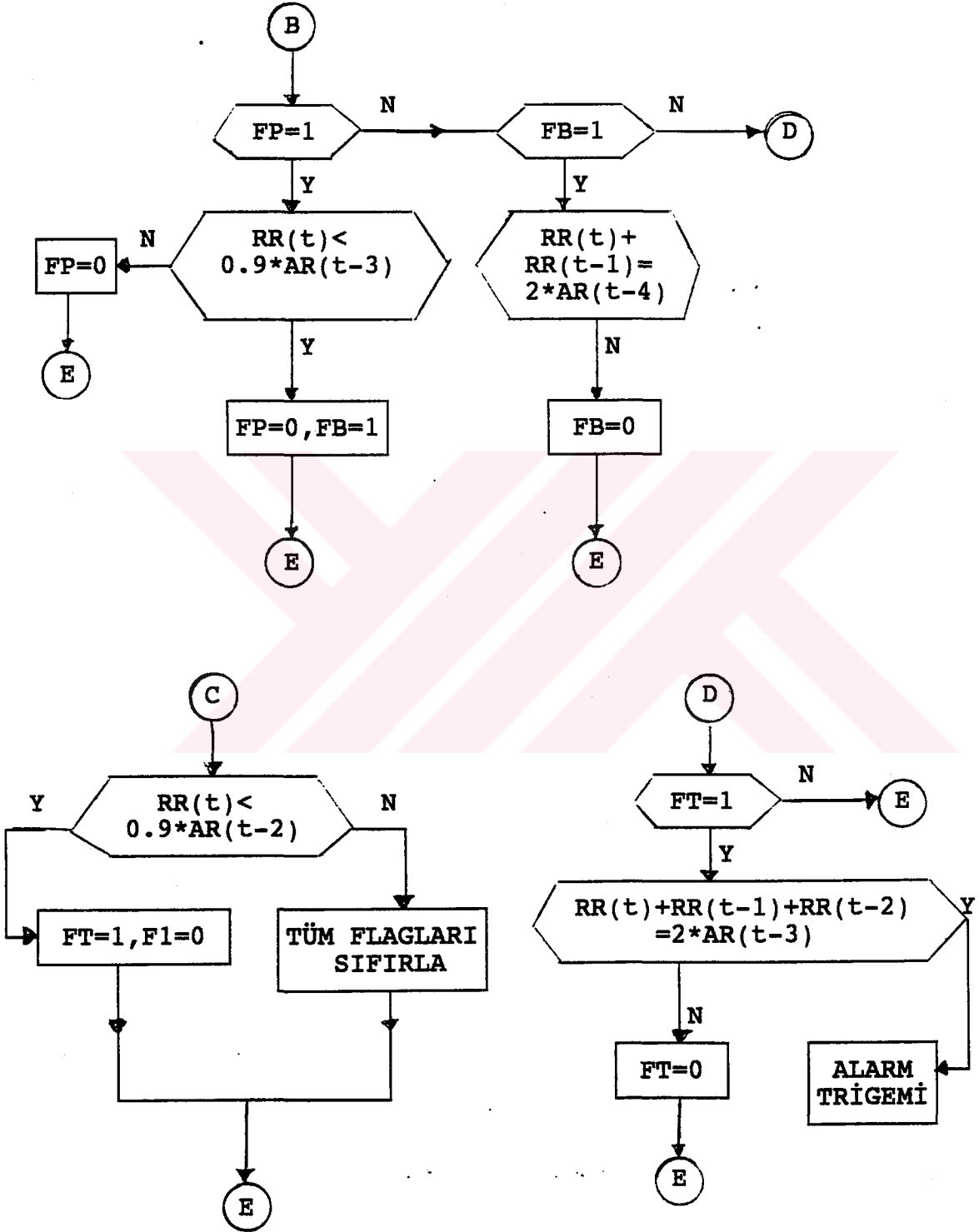
END;
```



ŞEKİL 3.3 : Aritmi Algılama Akış Diyagramı



ŞEKİL 3.3 : (DEVAM)



ŞEKİL 3.3 : (DEVAM)

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Yapılan çalışmada tasarlanan cihazın mümkün olduğunca hafif ve küçük boyutlu olmasına özen gösterilmiştir. Fakat seri üretim hedeflendiğinde, yüksek tümleşikli elemanlar ve yüzey montaj teknolojisi kullanılarak daha küçük ve hafif bir cihaz üretilebilir. Ayrıca maliyetin artmasına göz yumularak, daha fazla süreli EKG örneği alınmasını sağlayacak şekilde yüksek kapasiteli RAM entegreleri kullanılabilir.

Ayrıca şekil tanıma algoritmaları kullanarak daha fazla sayıda önemli kalp rahatsızlıklarının teşhisi de mümkün kılınabilir. Buna ek olarak donanıma bazı ilaveler yapılarak toplanan bilginin modem yardımıyla hastaneye iletimi sağlanarak çok daha mükemmel bir tasarım gerçekleştirilebilir.

KAYNAKLAR

- 1-Dilmaç,S.,1992.8031 mikrodeneleyici kontrolünün biyomedikalde uygulamaları,İTÜ Elektrik-Elektronik Fak. Y.L.Tezi
- 2-Harutunyan,K.,1979.Elektrokardiyogramların mikrobilgisayar yardımı ile telefon hatları üzerinden taşınması,Doçentlik Tezi.
- 3-Tompkins,W.J.,Webster,J.G.,1981.Design of microcomputer based medical instrumentation,Prentice Hall Inc.
- 4-Yazgan,E.,1989.Tıp elektroniğine giriş ders notları, İTÜ Elektrik-Elektronik Fakültesi.

ÖZGEÇMİŞ

Doğum Tarihi	17 Temmuz 1970
Doğum Yeri	İstanbul
İlköğrenim	1977-81,Cibali İlkokulu
Ortaöğrenim	1981-84,Bozdoğan Ortaokulu
	1984-87,Vefa Lisesi
Lisans	1987-91,Yıldız Ün. Elektronik Müh.
Yüksek Lisans	1991- ,YTÜ Bilgisayar Müh.

