İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİLGİSAYAR DESTEKLİ QRS DETEKSİYONU VE EKG PARAMETRELERİNİN HESAPLANMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Müh. Engin MÖNGÜ

Anabilim Dalı : ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ

Programı : BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

HAZİRAN 2003

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİLGİSAYAR DESTEKLİ QRS DETEKSİYONU VE EKG PARAMETRELERİNİN HESAPLANMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Müh. Engin MÖNGÜ
(504991187)

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 1 Mayıs 2003
Tezin Savunulduğu Tarih : 28 Mayıs 2003

Tez Danışmanı : Doç.Dr. Mehmet KORÜREK
Diğer Jüri Üyeleri Doç.Dr. Coşkun Sönmez
Doç.Dr. İnci Çilesiz

HAZİRAN 2003

ÖNSÖZ

Bu tezin hazırlanmasında benden özverili yardımlarını esirgemeyen saygıdeğer hocam Doç.Dr. Mehmet KORÜREK'e, yüksek lisans öğrenimim süresince beni teşvik eden ve sürekli desteğini hissettiğim arkadaşım Türkan ERCAN'a gönülden teşekkürlerimi sunarım.

Haziran 2003 Engin MÖNGÜ

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR iv

ŞEKİL LİSTESİ v

ÖZET vii

SUMMARY viii

1 GİRİŞ **1**
1.1 Konunun Tanıtılması 4
1.2 Çalışmanın Amacı 5

2 KALBİN ELEKTRİKSEL İLETİM SİSTEMİ **6**
2.1 Elektrokardiyografi 6
2.2 Elektrokardiyogram 6

3 EKG İŞARETİNİN ANALİZİ VE PARAMETRELERİ **9**
3.1 EKG İşaretinin Analizi 9
3.2 EKG Parametreleri 11
3.3 Gürültü Analizi 12
3.3.1. EKG'deki İşaret Bozulmaları 12
3.3.1.1 Şebeke Gürültüsü 13
3.3.1.2 Elektrot Temassızlık Gürültüsü 13
3.3.1.3 Hareket Gürültüsü 14
3.3.1.4 Kas (EMG) Gürültüsü 15
3.3.1.5 Elektronik Cihazlardan Kaynaklanan Gürültüler 15
3.3.1.6 Elektrokoter Gürültüsü 16
3.3.1.7 Taban Hattı Kayması 16
3.3.1.7.1 Morfolojik Filtreler 17
3.3.1.7.2 Önerilen Algoritma ve Sonuçları 21
3.4 QRS Deteksiyonu ve Diğer EKG parametrelerinin hesaplanması 24
3.4.1 QRS Genişliğinin Ölçülmesi 33
3.4.2 QRS Ofsetinin Belirlenmesi 34
3.4.3 QRS Alanının Hesaplanması 35
3.4.4 P Dalgası Deteksiyonu 36
3.4.5 T Dalgası Deteksiyonu 37
3.5 ST Segmenti 37

4 SONUÇLAR VE TARTIŞMA **42**

KAYNAKLAR **48**
EKLER **50**
ÖZGEÇMİŞ **59**

KISALTMALAR

AV	**:**	Atriyoventriküler
aVF	**:**	Kuvvetlendirilmiş Bacak Derivasyonu
aVL	**:**	Kuvvetlendirilmiş Sol Kol Derivasyonu
aVR	**:**	Kuvvetlendirilmiş Sağ Kol Derivasyonu
ECG	**:**	Elektrocardiogram
EKG	**:**	Elektrokardiyogram
EMG	**:**	Elektromiyogram
FN	**:**	Hatalı Negatif (Dışlama)
FP	**:**	Hatalı Pozitif (Kabullenme)
MIT/BIH	**:**	Massachusetts Institute of Tecnology / Beth Israel Hospital
mm	**:**	Milimetre
ms	**:**	Milisaniye
mV	**:**	Milivolt
PVC	**:**	Erken Ventriküler Atım
SA	**:**	Sinüs (Sinoatriyal)
sn	**:**	Saniye
TH	**:**	Eşik
TN	**:**	Doğru Negatif
TP	**:**	Doğru Pozitif
VF	**:**	Ventriküler Fibrilasyon
VT	**:**	Ventriküler Taşikardi

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1 :Kalbin Elektriksel İletimi 7
Şekil 2.2 :Aksiyon Potansiyelleri ve EKG 8
Şekil 3.1 :Milimetrik özel kağıdında çizdirilmiş tipik bir EKG işareti 9
Şekil 3.2 :Bazı normal ve anormal EKG dalga şekilleri 10
Şekil 3.3 :Çeşitli EKG parametreleri 11
Şekil 3.4 :EKG işaretine ait bazı ayrıntılı parametreler 12
Şekil 3.5 :Şebeke gürültüsü karışmış EKG 13
Şekil 3.6 :Elektrot Temassızlık Gürültüsü 14
Şekil 3.7 :Hareket Gürültüsü 14
Şekil 3.8 :Kas Gürültüsü 15
Şekil 3.9 :Cihaz kaynaklı gürültüler 15
Şekil 3.10 :Taban hattı kayması 16
Şekil 3.11 :EKG işareti gibi tepe ve vadi içeren test işareti 18
Şekil 3.12 :Kullanılacak Structuring Element 19
Şekil 3.13 :"Erosion" işlemi 19
Şekil 3.14 :"Dilation" işlemi 20
Şekil 3.15 :"Opening" işlemi 20
Şekil 3.16 :"Closing" işlemi 21
Şekil 3.17 :Taban hattının kaldırılması 23
Şekil 3.18 :"Opening" işlemi için kullanılan yapısal eleman 24
Şekil 3.19 :"Closing" işlemi için kullanılan yapısal eleman 24
Şekil 3.20 :EKG işaretinin ve EKG'ye karışan çeşitli gürültülerin frekans Spektrumu 25
Şekil 3.21 :Ön işlemci çıkışında QRS olan ve olmayan olaylara ait V parametresinin dağılımı; TP: Doğru pozitif (doğru kabullenme), TN: Doğru negatif (doğru dışlama), FP: Hatalı pozitif (hatalı kabullenme), FN: Hatalı negatif (hatalı dışlama) 26
Şekil 3.22 :QRS deteksiyonunun adımları 28
Şekil 3.23 :Çalışmamızda kullanacağımız EKG verisi 29
Şekil 3.24a:BGF için frekans-kazanç karakteristiği 29
Şekil 3.24b:BGF genlik karakteristiği 30
Şekil 3.25 :EKG işaretinin BGF çıkışı 30
Şekil 3.26 :Türev çıkışı 31
Şekil 3.27 :İşaretin karesinin alınmış hali 31
Şekil 3.28 :Kayan pencere çıkışı 32
Şekil 3.29 :QRS kompleksinin kayan pencere integrasyonu ile ilişkisi a) EKG işareti b)Kayan pencere integratörünün çıkışı QS: QRS genişliği W: İntegratör penceresi genişliği 32
Şekil 3.30 :QRS genişliğinin ölçülmesi 34
Şekil 3.31 :QRS ofsetinin hesaplanması 34
Şekil 3.32 :Simpson Kuralı 35
Şekil 3.33 :P dalgasının detekte edilmesi 36
Şekil 3.34 :T dalgasının detekte edilmesi 37

Şekil 3.35 :ST segmenti 38
Şekil 3.36 :ST yükselmesi ve çökmesi 38
Şekil 3.37 :J noktası 39
Şekil 3.38 :J+60 ve J+80 noktaları 40
Şekil 3.39 :ST çökmesinin ölçülmesi 40
Şekil 3.40 :ST alanının hesaplanması 41

BİLGİSAYAR DESTEKLİ QRS DETEKSİYONU VE EKG PARAMETRELERİNİN HESAPLANMASI

ÖZET

Ani, kalp nedenli ölümlerin her yıl beşyüzbinden fazla kurban aldığı gözönüne alındığında kalp ile ilgili sorunların zamanında teşhisinin ve tedavisinin önemi anlaşılmaktadır. Çeşitli şekilleriyle kalp yetersizliği, asrımızda ölüm nedenlerinin başında gelmektedir. Mühendislik tekniklerinin kullanılması ve bu konu ile ilgili cihazların gelişmesi ile önceleri bilinmeyen birçok konu aydınlatılmış ve kalp yetersizliğinden kaynaklanan ölüm oranları azalmıştır. Kalp hastalıklarının teşhisinde kullanılan en temel yol elektrokardiyografi çekimidir. Halen birçok hastanede, tıbbi elektronik cihazlara dayalı yoğun ve koroner bakım üniteleri de bulunmaktadır. Ölçü ve izleme düzenlerinin yanısıra kalp çalışmasını desteklemek amacıyla "pace-maker", defibrillator" gibi çeşitli elektronik cihaz ve düzenler de geliştirilmiştir.

EKG işareti P dalgası, QRS kompleksi ve T dalgalarından oluşmaktadır. Bu dalgaların biçimleri, süreleri ve birbirleriyle ilişkileri genel olarak EKG Parametreleri olarak adlandırılır ve hastalık teşhisinde büyük önem taşımaktadır. Kalbin normal atım düzeni dışındaki bütün düzensizlikler aritmi olarak adlandırılmakta ve bu aritmilerin bazıları da hasta için büyük tehlike oluşturmaktadır.

EKG Parametreleri'nin hesaplanması amacıyla yapılan bu tez çalışmasında normal bir EKG verisi kullanılmış ve MIT/BIH Arrhythmia Database'den yararlanılmıştır. Önerilen model için Matlab V5.3 programı kullanılarak bir uygulama geliştirilmiştir. Bu uygulama; filtreleme, lineer olmayan dönüşüm, karar verme algoritmaları, QRS, P ve T dalgalarının deteksiyonu, diğer EKG parametrelerinin hesaplanması, sonuçların tablo halinde gösterilmesi, ilgili grafiklerin çizdirilmesini içermektedir. Bu yöntemle FP ve FN sıfır olacak şekilde QRS deteksiyonu yapılabilmekte ve diğer parametreler doğru bir şekilde hesaplanabilmektedir.

COMPUTER AIDED QRS DETECTION AND CALCULATION OF ECG PARAMETERS

SUMMARY

The importance of diagnosis and medical treatment of heart diseases in time is understood when sudden cardiac hearth, the toll of which is over 500.000 per year, considered. In this century, heart diseases is the main reason of human deaths. Using some engineering technics and developing new equipments the death ratio because of the myocardial infarction have been decreased and got new informations that is unknown before. The basic way to diagnose heart diseases is to use electrocardiogram signals. Still, so many hospital include intensive and coronary care units using medical electronic equipments. Besides measurement and care units, various electronic equipments and systems were developed to support heart work.

ECG signals are formed of P wave, QRS complex and T waves. The shape, duration and interrelations of these waves are called "ECG parameters" and very important in diagnosis. All of the irregularities, which are different from normal heartbeat, are called arrhytmia and some of them are quite dangerous.

A normal ECG signal was used in this thesis study to calculate ECG parameters. Also these ECG signals are from MIT/BIH database. To implement the foundations of the study an application has been developed by using Matlab V5.3. This application includes filtering, non-linear transformations, decision rule algorithms, detection of QRS, P and T waves and determination of other ECG parameters, displaying outputs as table, drawing related graphics. We can detect all QRS complexes with zero FP and FN and determine other parameters correctly.

1. GİRİŞ

Bu çalışma EKG parametrelerinin, bilgisayar destekli analizler yardımıyla belirlenmesini konu almaktadır. Yüzonbeş sene önce Augustus D.Waller'in ilk EKG kaydını yapmasıyla başlayan bu alandaki çalışmalar günümüzde de büyük bir hızla devam etmektedir. Daha eski zamanları da hesaba katarak elektrokardiyogram işaretinin tarihçesini incelersek; 1842 yılında İtalyan Fizikçi Carlo Matteucci her kalp atışına karşılık bir elektrik akımının eşlik ettiğini gösterdi. 1843'de Alman Fizyoloji uzmanı Emil Dubois-Reymond, Matteucci'nin kurbağalarla ilgili buluşlarını doğrulayan ve her kas kasılmasına denk gelen "aksiyon potansiyeli" ni tanımladı. 1856 yılında Rudolph von Koelliker ve Heinrich Muller aksiyon potansiyelini kaydettiler. 1869-70'de Londra, St Bartholomew's Hastanesi'nden Alexander Muirhead, bir insan elektrokardiyogramı kaydedebildi ancak kabul görmedi. 1872'de Fransız fizikçi Gabriel Lippmann kılcaldamar elektrometresi geliştirdi. Bu, sülfirik asit altındaki civa sütunlu ince cam bir tüptü. Bu civa menisküsü değişken elektriksel potansiyel ile hareket ediyordu ve bir mikroskop yardımıyla gözlendi. 1876 yılında Marey, açıktaki bir kurbağa kalbinin elektriksel aktivitesini kaydetmek için bir elektrometre kullandı. 1878 yılında İngiliz Fizyoloji uzmanları John Burden Sanderson ve Frederick Page, bir kılcal damar elektrometresi ile kalbin elektrik akımını kaydettiler ve bunun iki fazdan oluştuğunu söylediler. (Daha sonraları bunlara QRS ve T adı verildi.) 1884'de John Burden Sanderson ve Frederick Page bazı kayıtlarını yayınladılar. 1887'de Londra, St Mary's Medikal Okulu'ndan İngiliz Fizyoloji uzmanı Augustus D.Waller, ilk insan elektrokardiyogramını yayınladı. Bu kayıt Thomas Goswell isimli bir laboratuar teknisyenine aitti. 1889 yılında Alman Fizyoloji uzmanı Willem Einthoven ilk uluslararası Fizyoloji uzmanları kongresinde Waller'in kendi tekniğini kullandığını gördü. 1890'da GJ Burch of Oxford, elektrometrenin belirlenen iniş-çıkışları için bir aritmetik düzeltme algoritması geliştirdi. Bu algoritma bazı yorucu hesaplamalardan sonra doğru bir elektrokardiyogram dalga şekli görülmesini sağladı. 1891 yılında London University College'dan İngiliz Fizyoloji uzmanları William Bayliss ve Edward Starling, kılcaldamar elektrometresi geliştirdiler. Terminallerin birini sağ ele,

diğerini ise deri üzerine yerleştirerek her kalp atışına üç fazın eşlik ettiğini gösterdiler. Bu sapmalar daha sonra P, QRS ve T olarak isimlendirildi. Ayrıca atrial uyarı ile ventriküler depolarizasyon arasında 0.13 saniyelik bir gecikme olduğunu gösterdiler. (Daha sonra bu PR aralığı olarak isimlendirildi.) 1893 yılında Willem Einthoven, Alman Medikal Birliği toplantısında "elektrokardiyogram" terimini tanıttı. 1895'de Einthoven, gelişmiş bir elektrometre ve bağımsız olarak Burch tarafından geliştirilmiş düzeltici formül kullanarak beş sapmayı birbirinden ayırdı ve bunlara P, Q, R, S ve T olarak isim verdi. 1897'de Fransız Elektrik Mühendisi Clement Ader, "String Galvanometer" adını verdiği yükseltici sistemini duyurdu, bu sistem denizaltı telegraf hatlarında kullanıldı.

1901'de Einthoven, elektrokardiyogram üretebilmek için string galvanometresi üzerinde değişiklik yaptı. 1902 yılında string galvanometresi ile kaydedilmiş ilk elektrokardiyogramı yayınladı. 1903'de ise, Londra Bilimsel Cihazlar şirketinden Horace Darwin ve Max Edelmann (Münih) ile string galvanometresinin ticari amaçlı üretimi ile ilgili görüşmelere başladı. 1905 yılında da telefon kabloları yardımıyla elektrokardiyogramları hastaneden 1.5km uzaklıktaki kendi laboratuarına iletmeye başladı. 22 Mart tarihinde ilk defa sağlıklı ve enerjik bir insandan "telekardiyogram" kaydedildi. 1906 yılında Einthoven, string galvanometresi ile kaydedilmiş normal ve anormal elektrokardiyogramlara ait ilk organize sunuşunu yayınladı. Sol ve sağ ventriküler hipertropi, sol ve sağ atriyal hipertropi, U dalgası (ilk defa), QRS'nin filtrelenmesi, erken ventriküler atım, ventriküler bigeminy, atriyal çırpıntı ve tüm kalp blokları tanımlandı. 1908'de Edinburgh Üniversitesi'nden Edward Schafer, string galvanometresini klinik kullanım amaçlı olarak ilk satın alan kişi oldu. 1910 yılında Columbia University'den Walter James ve New-York Cornell University Medical College'dan Horatio Williams, ilk Amerikan elektrokardiyografi incelemesini yayınladı. Bu inceleme, ventriküler hipertropi, atriyal ve ventriküler ektopikleri, atriyal fibrilasyon ve ventriküler fibrilasyonu tanımlıyordu. Kayıtlar, bir kablo sistemi yardımıyla koğuşlardan elektrokardiyogram odasına gönderiliyordu. 1911'de Thomas Lewis "The mechanism of the heart beat" isimli bir kitapçık yayınladı ve bunu Willem Einthoven'e ithaf etti. 1912'de Einthoven, Londra'da Chelsea Clinical Society'de söyleşi yaptı ve daha sonra "Einthoven üçgeni" olarak adlandırılacak eşkenar üçgen şeklindeki derivasyonlarını tanıttı. Bu, ilk olarak kısaltma şeklinde "EKG" kullanılan yerdi. 1920 yılında Mount Sinae Hospital'dan

Hubert Mann, daha sonraları "vektörkardiyogram" olarak adlandırılacak "monokardiyogram" derivasyonunu tanımladı.

1920'de New York'tan Harold Pardee, bir insandaki akut miyokart enfarktüs elektrokardiyogramını ilk kez olarak yayınladı ve T dalgasını uzun ve R dalgasının bitiminden sonra başlayan bir dalga olarak tanımladı. 1924 yılında Willem Einthoven, elektrokardiyografi buluşundan dolayı Nobel ödülü kazandı. 1928'de Ernstine ve Levine, elektrokardiyogramların yükseltilmesi için string galvanometresinde kullanılan mekanik yükselticilerin yerine, vakum tüplerinin kullanılmasını önerdi. Yine 1928 yılında Frank Sanborn şirketi (daha sonraki adı Hewlett-Packard), "dolap tipi" olan elektrokardiyogram cihazlarını, 6V'luk pille çalışabilen ilk taşınabilir versiyona dönüştürdü. 1932'de Charles Wolferth ve Francis Wood, göğüs derivasyonlarının klinik kullanımını tanımladı. 1938 yılında American Heart Association ve Cardiac Society of Great Britain V1-V6 göğüs derivasyonlarının standart pozisyonlarını ve bağlanmalarını tanımladı. 1942 Emanuel Goldberger, Einthoven'in üç standart derivasyonuna aVR, aVL ve aVF olarak bilinen üç adet kuvvetlendirilmiş derivasyon ve altı adet ise göğüs derivasyonunu ekleyerek bugün kullanılan 12 derivasyonu oluşturmuştur [1].

Tıbbi tanılarda objedeki işaret büyüklüğünün bilinmesi ve ölçümü önemlidir. Ölçümü yapılacak işaret birden fazla değişkene bağlı olabilir. Gürültü işaretinin şiddeti, ölçme hatası, kullanılan dönüştürücünün sınır aralığı ve sistem transfer fonksiyonu ölçülmesi istenen işaret üzerinde etkilidir. Bir tür yarı-deterministik biyolojik işaret olan elektrokardiyografik (EKG) işaret klinik uygulamalarda rutin olarak kullanılır. Çok miktarda EKG değişimlerinin analizi, uzman kişiler açısından zaman alıcı ve yorucu olmaktadır. Bu analiz işlemini daha kısa sürede ve doğru yapmak gerekir. EKG işaretinin analizi çalışmaları yüz yıla yakın bir geçmişe sahip olup günümüzde incelenmesinde bilgisayar tabanlı sistemlerin kullanımı yaygınlaşmıştır. Birçok tıbbi karar verme ve teşhis destek araçlarında da bilgisayar tabanlı sistemlerin kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır.

EKG parametrelerinin hesaplanması amaçlı yapılan bu tez çalışması dört bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde, konunun genel tanıtımı yapılarak tıp açısından elektrokardiyografinin önemi vurgulanmıştır.

İkinci bölümde, insanın hayati organlarından biri olan kalbin elektriksel iletim sistemi incelenmiş, elektrokardiyografi ve elektrokardiyogram tanımları yapılmıştır.

Üçüncü bölümde EKG işaretinin genel hatlarıyla analizi yapılmış, parametreleri belirlenmiştir ve bunların hesaplanma yöntemleri verilmiştir. P, QRS ve T dalgalarının deteksiyonu yapılmış, bu dalgaların aralarındaki süreler ve genlikleri hesaplanmıştır. ST segmenti ayrı bir başlık olarak ele alınmış ve önemi üzerinde durulmuştur. Bunun yanında gürültü konusu incelenmiş ve EKG işaretinin gürültülerden temizlenme yolları üzerinde durulmuştur.

Dördüncü bölümde ise kullanılan uygulama ile edinilen sonuçlar ve yorumlar verilmiştir.

1.1 Konunun Tanıtılması

Bilindiği gibi elektrokardiyogram kalbin elektriksel potansiyelinin kayıt edilmesini anlatır. Kalp hastalığı teşhisinde standart bir yöntem olarak kullanılan EKG, insan vücuduna cerrahi müdahale olmaksızın (noninvasive) takılan elektrotlar ve EKG cihazıyla kayıt edilir. Hastada, gün boyunca az miktarda anormal EKG periyotlarını bulmak amacıyla hastanın ambulatuvar EKG'si gözlemlenir. EKG'de P dalgası, QRS kompleksi, T dalgası ve varsa U dalgasında ölçüm noktalarına bakılır. Bu dalga ve komplekslerin şekilleri yorumlanır. EKG gösteriminde hastalık olup olmadığına karar vermede parametreler hesaplanır. RR aralığı, PP aralığı, QT aralığı, PR segmenti, ST segmenti, TP segmenti, QRS kompleksinin genişliği gibi süre ve şekil bilgileri; R, S, Q gibi dalgaların genlik bilgileri; aks, eksen sapmaları bu parametrelere örnek olarak verilebilir.

Bu tez çalışmasında yukarıda bahsi geçen EKG parametrelerinin hesaplanması için Matlab V5.3 programı kullanılarak bir bilgisayar programı hazırlanmıştır.

1.2 Çalışmanın Amacı

Parametrelerin hesaplanması ve ölçüm noktalarının tanınması doktorlar için yorucu bir işlemdir. Örneğin, Holter cihazı ile bir günde hastanın 100.000 EKG periyodu kayıt edilir. Anormal periyotları bulmak için bu miktardaki EKG verisinin yorumunu yapmaya yardımcı olmada otomatik bir EKG yorumlayıcı sisteme mutlaka ihtiyaç vardır. Doktorların bu kadar geniş verileri yorumlarken birçok anormal periyodu gözden kaçırması kaçınılmazdır. Birkaç hastanın EKG'sini yorumladıktan sonra yapılacak diğer yorumlamalarda yorgunluktan kaynaklanan hatalar artacaktır. Otomatik bir EKG yorumlayıcı sistem yardımıyla gözden kaçan anormallikler önlenebilir. Bazı otomatik yorumlayıcı sistemlerde önce referans noktalar tanımlanır, sonra parametreler hesaplanır. Daha sonra hesaplanan bu parametreler kullanılarak kalp hastalığı saptanır. Bu çalışmanın amacı da bu parametrelerin hepsinin doğru bir şekilde hesaplanmasını sağlamaktır.

2. KALBİN ELEKTRİKSEL İLETİM SİSTEMİ

Kalp, birbirini izleyen dönemler boyunca hiç durmadan belirli bir elektriksel potansiyel üreten ve bu etkinliğin ardından kontraksiyon olarak da adlandırılan mekanik işi yapan bir organdır. Bu yüzden kalbin bir elektromotor kuvvet kaynağı olduğundan söz edilebilir.

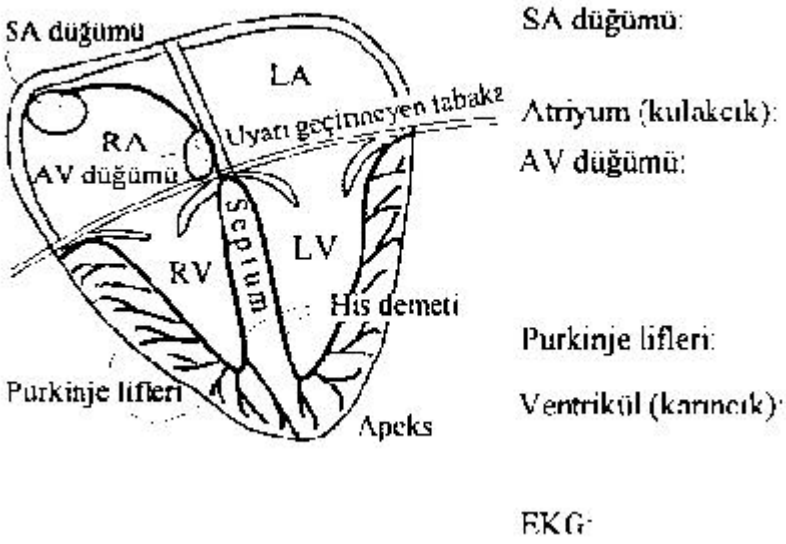
2.1 Elektrokardiyografi

İnsan vücudu üzerinden algılanan ve kalbin elektriksel aktivitesinin sonucu olarak ortaya çıkan belli tipteki biyolojik işaretlere, elektrokardiyogram, elektrokardiyografik işaret, EKG işareti veya kısaca EKG adı verilir. EKG işaretlerinin gösterilmesini veya kaydedilmesini sağlayan cihazlara elektrokardiyograf ve EKG ile ilgili sistemlere de genel olarak elektrokardiyografi denir. İnsan ölümlerinin büyük bir yüzdesini, kalp rahatsızlıkları oluşturmaktadır. Bu yüzden, kalbin çalışması sırasındaki bozukluklarının iyi bir göstergesi olan ve insan vücudu üzerinden operasyon yapmadan kolaylıkla elde edilebilen EKG işaretleri, işlenme ve yorumlanma açısından büyük önem taşımaktadır.

2.2 Elektrokardiyogram

İnsan vücudundaki tüm kaslar, biyoelektrik uyarılarla kasılmakta ve bunun yanında kendisine has biyolojik işaretler üretmektedir. Uyarılan kasın yakınına konan bir çift elektrot aracılığıyla, kasın kasılması sırasında ortaya çıkan elektriksel işaretlerin izlenmesi mümkündür. Kalp kasları da, belli bir ritimde kendi içindeki sinüs düğümü (SA düğümü) tarafından periyodik olarak kendiliğinden üretilen elektriksel işaretlerle uyarılmakta, bu uyarı sonucunda da kalp, periyodik olarak kasılıp gevşeyerek vücudun ihtiyacı olan kanı damarlara pompalamaktadır. Bu pompalama işlemi için, kalp kaslarının, bir düzen içinde kasılması gerekmektedir ki bu, kalbin elektriksel iletim sistemi yardımıyla olur, Şekil (2.1). Kalbin elektriksel iletim

sistemi, SA düğümü (sinoatrial düğümü, sinüs düğümü), AV düğümü (atriyo-ventriküler düğümü), his demeti ve purkinji liflerinden oluşur.

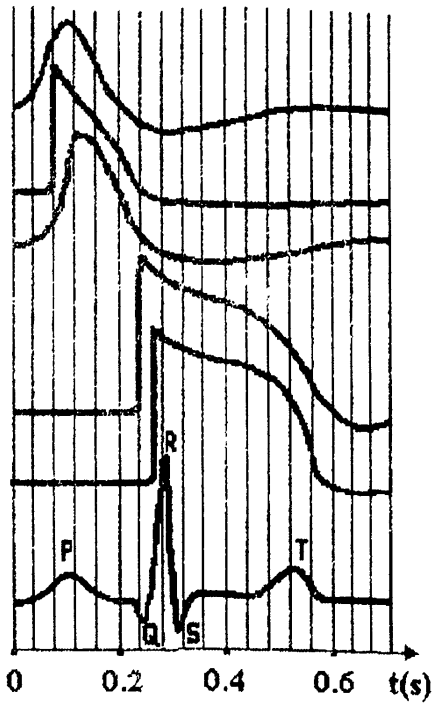


Şekil 2.1 Kalbin Elektriksel İletimi [2].

Normal EKG işareti, kalbin dinlenme durumundaki izoelektrik seviyesi (taban seviyesi, taban hattı) üzerinde sıralanan belli başlı P, Q, R, S ve T adları verilen dalgalardan oluşur, Şekil (2.2). S-A Düğümünde meydana gelen depolarizasyon dalgası, kulakçıklar (atriyumlar) içindeki iletim yolu üzerinde 30 cm/s hızla ilerlerken, kulakçık kaslarını uyarır ve bunun sonucunda kulakçıklar bir bütün olarak kasılarak kendi içinde kalmış kanın tümünü karıncıklara pompalar. Kulakçıkların kasılması sırasında, EKG işaretinde P dalgası adı verilen değişim oluşur.

0,1 s kadar süren P dalgasının genliği, kulakçık kasının aktivitesi hakkında bilgi verir. Depolarizasyon dalgası, kulakçıklarla karıncıklar (ventriküller) arasındaki AV düğümüne gelince, hızı, 5 cm/s'ye kadar düşer. Böylece, AV düğümü, bir gecikme elemanı gibi görev yaparak aksiyon potansiyel dalgasının karıncıklara, kulakçıklar kasıldıktan 0,1 s sonra ulaşmasına neden olur. Aksiyon potansiyeli dalgası, his demeti ve purkinje lifleri yardımıyla tüm karıncık kaslarına 3 m/s gibi bir hızla yayılınca karıncık bir bütün olarak kasılır. Karıncıkların kasılması sırasında EKG işaretinde 0,12 s kadar süren ve QRS kompleksi adı verilen değişim gözlenir. Q, R ve S dalgalarından oluşan QRS kompleksinin 0,12 s'den daha uzun sürmesi karıncıkların hem zaman olarak uyarılmadıklarını gösterir. Karıncık kaslarının kulakçık kaslarından daha çok ve güçlü olması nedeniyle QRS kompleksindeki R

dalgası, P dalgasından genlik olarak oldukça büyüktür. Bunun yanında R dalgasının genliğinin normalden büyük olması, hipertansiyonda kalp büyümesinin bir göstergesi olabilir. S dalgasından sonra, karıncık kasları aynı potansiyeldedir ve bu nedenle T dalgasına kadar EKG işareti, izoelektrik seviyededir. Bu seviye, ST segmenti olarak bilinmektedir. Karıncık kaslarının hızlı repolarizasyonu sonucunda T dalgası oluşur. EKG işaretinde dalgalar arasında kalan uzaklıklara aralık adı verilir. PR aralığı, his demeti iletim zamanını gösterir. PR aralığının 0,2 s'den uzun olması, his demetinde bir ileti bozukluğu olduğunu belirtir. ST aralığı, özel olarak ST segmenti olarak isimlendirilir ve normalde izoelektrik seviyededir. ST segmentinin izoelektrik seviyeden olan sapmaları ve anormal uzunluğu da kalbin normal çalışmayışının göstergeleri olarak kullanılmaktadır. İki R dalgası arası uzaklığa RR aralığı veya bir kalp periyodu adı verilir. RR aralığı, kalbin dakika vurum hızının bir göstergesidir ve kalp rahatsızlıklarının teşhisinde kullanılan parametrelerden biridir [2].

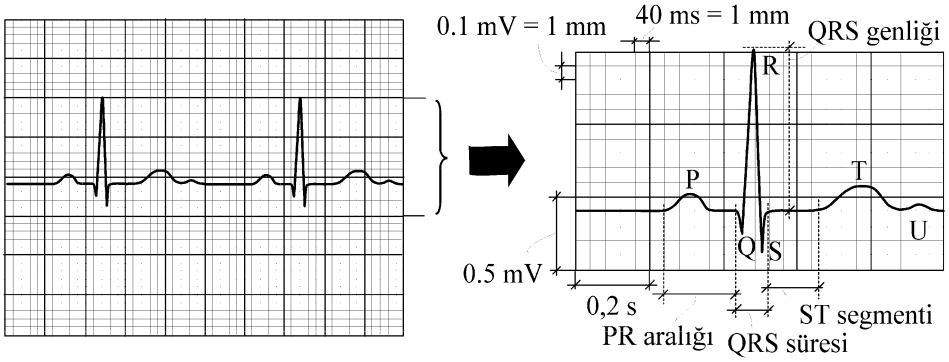


Şekil 2.2 Aksiyon Potansiyelleri ve EKG [2].

3. EKG İŞARETİNİN ANALİZİ VE PARAMETRELERİ

3.1 EKG İşaretinin Analizi

Şekil (3.1)'de, normal bir EKG işareti görülmektedir. Eğri, alfabetik sıraya göre bölümlendirilmiştir.



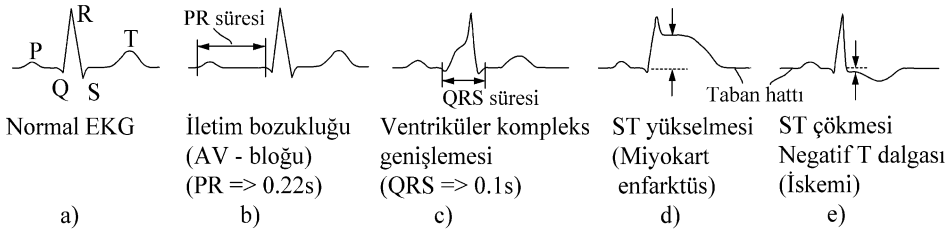
Şekil 3.1 Milimetrik özel kağıdında çizdirilmiş tipik bir EKG işareti [3].

Şekildeki bölmelemeler, bir EKG kayıt cihazının kağıt çıktısının milimetrik bölmelemelerini temsil etmektedir. Buna göre, elektrokardiyografın standart 25 mm/s hız ve 10 mm/mV kazancı için; kağıdın her düşey milimetresi, işaretin 0,1 mV'luk gerilimine ve her yatay milimetresi de, 40 ms'lik zamana karşı düşer. Kağıt hızını 50 mm/s'ye çıkartmak, kazancı da 20 mm/mV'a çıkartmak veya 5 mm/mV'a indirmek mümkündür.

Elektrokardiyogramın yorumlanması, eğrinin genlik ve süre analizinin yapılması temeline dayanır ve birimleri mm olarak da değerlendirilir.

İletim zamanı, P dalgasının başlamasından ventriküler depolarizasyonun ilk başladığı an olan Q veya R dalgasına kadar geçen sürenin hesaplanmasıyla elde edilir. P-R (veya P-Q) aralığı (süresi), normal olarak 0,10 ~ 0,20 saniye kadardır, Şekil (3.2a).

PR aralığının daha uzun olması, kulakçıklardan karıncıklara olan yayılmada bir engelleme - AV tıkanması - olduğunu gösterir, Şekil (3.2b). P dalgasının R dalgasına göre konumu ve genliği de önemlidir [3].



Şekil 3.2 Bazı normal ve anormal EKG dalga şekilleri [3].

QRS kompleksinin genişliği, normal olarak 0,06 s ~ 0,1 s kadardır. Bu sürenin artması, ventrikül duvarında uyarının yayılması sırasında iletim sisteminin bir kısmında oluşan kesintiyi gösterir. Bu durum dal tıkanması olarak bilinir ("Bundle branch block"), Şekil (3.2c). Tıkanma, His dalının sağ veya sol parçasında olabilir.

Miyokard enfarktüs'de, EKG'de karakteristik değişiklikler vardır. Elektrokardiyogram, enfarktüsü izleyen saatlerde de tipik değişiklikler gösterir (Örneğin ST segmenti yükselir), Şekil (3.2d).

Koroner yetmezlikte, kalbi besleyen koroner arterlerdeki kan sirkülasyonu yetersizdir. Bunun EKG'ye yansıması, S-T aralığının çökmesi ve bazen de T dalgasının ters dönmesi şeklindedir, Şekil (3.2e). Burada, oksijen yetersizliği, kalp kaslarının repolarizasyonunu engellemektedir.

EKG değişimleri fiziksel efor ile artar. Daha geniş amaçlı bir kayıt almak için hastadan bisiklet ergonometresinin pedalını çevirmesi veya koşu bandında koşması istenebilir. Bu şekilde, normal durumda ortaya çıkmayan aritmiler de açık olarak gözlenir duruma getirilmiş olur. Yapılan bu işlemle elde edilen EKG, Egzersiz EKG'si (Eforlu EKG) adını alır [3].

3.2 EKG Parametreleri

‘3.1. EKG İşaretinin Analizi’ alt bölümünde, EKG işaretinin temel bazı parametreleri gözden geçirilmişti. Şekil (3.3)’de, bu parametreler ve bazı tipik değerleri, Şekil (3.4)’de ise, daha ayrıntılı parametreler gösterilmiştir. Normal bir EKG işareti için bu parametre (öznitelik) değerleri:

RR aralığı: 0,6 ~ 1 s

QRS süresi: 0,06 ~ 0,10 s

P dalga süresi: 0,09s

PR (PQ) segmenti: 0,08 s

PR (PQ) aralığı, PRI: 0,10 ~ 0,20 s

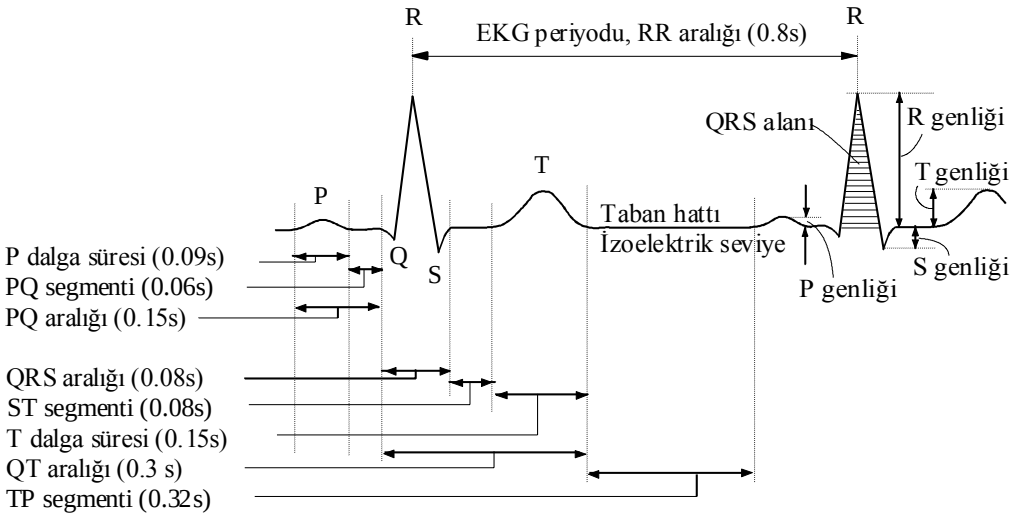
ST segmenti: 0,08 s

T dalga süresi: 0,15 s

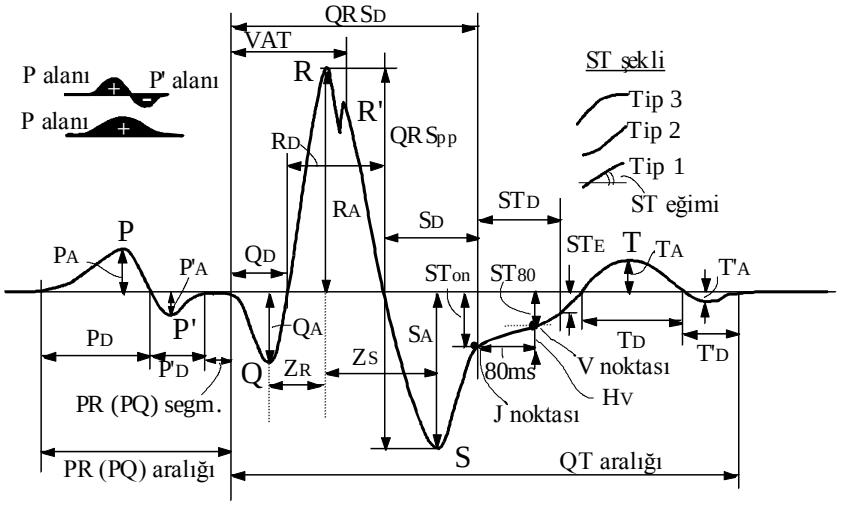
QT aralığı: 0,35 ~ 0,425 s

TP segmenti: 0,32 s

Kalp vuru hızı: 60 ~ 100 vuru/dak. kadar olacaktır.



Şekil 3.3 Çeşitli EKG parametreleri [3].



Şekil 3.4 EKG işaretine ait bazı ayrıntılı parametreler [3].

3.3 GÜRÜLTÜ ANALİZİ

Son yıllarda otomatik elektrokardiyogram analiz sistemlerine olan eğilim hızla artmıştır. Birçok sistem bu işi, 12 derivasyonlu elektrokardiyogram analizi, "Holter-tape" analizi ve gerçek zamanlı hasta izleme şeklinde yapmaktadır. Kardiyak pacemaker'ların tasarımı ile ilgili literatür, bu cihazların EKG analiz yeteneğinin olmasını önermektedir. Tüm bu uygulamalar, gürültüye rağmen QRS komplekslerinin doğru bir şekilde detekte edilmesini gerektirmektedir. Birçok EKG analiz programı, nispeten gürültüsüz dijital EKG verisi gerektirmektedir. Oysa gürültü ile bozulan veri filtrelenmeli veya ayrıştırılmalıdır. EKG'nin kaliteli olması sadece insan veya yazılımsal gürültü azaltma tekniklerine bağlı değil, klinik olarak değerli verinin kayıp oranına da bağlıdır. Filtreleme işlemi işareti değiştirebileceği gibi ötesinde önemli işlemler de gerektirebilir. Bunlar, gerçek zamanlı kalp monitörü uygulamalarında tasarım açısından önemli noktalardır [4].

3.3.1 EKG'deki İşaret Bozulmaları

EKG işareti, çeşitli gürültüler nedeniyle bozulabilir. Bilinen temel gürültüler (artefaktlar) aşağıdaki gibi sıralanabilir:

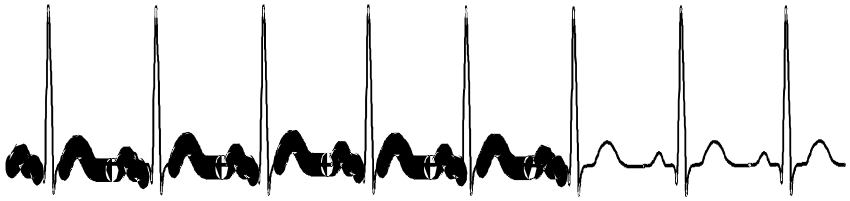
- Şebeke gürültüsü (power-line interference)
- Elektrot temassızlık gürültüsü (electrode contact noise)

- Hareket Gürültüsü (Motion artifacts)
- Kas gürültüsü karışmış EKG (muscle contraction)
- Taban hattı kayması (Baseline drift)
- Sinyal işlemede kullanılan elektronik cihazlardan kaynaklanan gürültüler
- Elektrokoter gürültüsü

Başka daha az etkili gürültüler de mevcuttur [5].

3.3.1.1 Şebeke Gürültüsü

Şebeke gürültüsü, bir sinüzoidal ve onun harmonikleri ile modellenebilecek 50Hz.lik şebeke girişiminden oluşur. Genlik olarak ise EKG işaretinin tepeden tepeye değerinin %50'sine kadar çıkabilir. Şekil (3.5)'de şebeke gürültüsü karışmış EKG işareti görülmektedir.



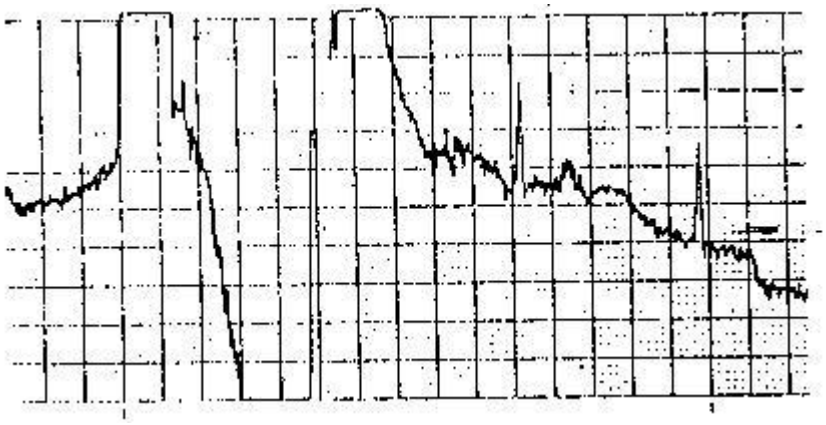
Şekil 3.5 Şebeke gürültüsü karışmış EKG [3].

3.3.1.2 Elektrot Temassızlık Gürültüsü

Elektrot temassızlık gürültüsü, elektrot ile deri arasındaki temasın kaybolması nedeni ile oluşan geçici bir girişimdir, ki bu durum efektif olarak ölçüm sistemini nesneden ayırır. Bu temas kaybı sürekli veya kesik kesik olabileceği gibi, hareket veya titreşim ile devreye girip çıkabilir. EKG işareti kapasitif olarak sisteme bağlı olduğu için, bu anahtarlama işlemi ölçüm sisteminin girişinde büyük artefaktlara neden olabilir. Bağlantısı kesilen kuvvetlendirici girişi ile 50Hz girişimi önemli hale gelebilir.

Elektrot hareket artefaktı, taban hattına göre logaritmik olarak bozulan ve 50Hz'lik bileşeni olan, hızlı ve rasgele oluşan taban hattı geçişleri olarak modellenebilir. Şekil(3.6)'da bu gürültünün etkisi gösterilmiştir. Bu geçiş bir defa olabileceği gibi hızlı bir şekilde defalarca da olabilir. Gürültü işaretin parametreleri, ilk geçişin

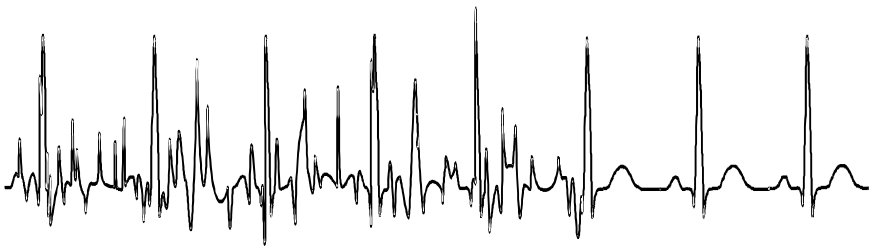
genliği, 50Hz bileşeninin genliği ve bozulmanın zaman sabitidir. (süre: 1s- genlik: max. kaydedici çıkışı- frekans: 50Hz zaman sabiti, yaklaşık 1s.)



Şekil 3.6 Elektrot Temassızlık Gürültüsü [5].

3.3.1.3 Hareket Gürültüsü

Hareket gürültüsü, (Şekil 3.7) elektrot hareketinden dolayı deri-elektrot arası empedans değişimi nedeniyle taban hattında oluşan geçici (basamak şeklinde değil) artefaktlardır. Aşağıda bu gürültü ile ilgili şekil görülmektedir. Bu empedans değiştikçe, EKG kuvvetlendiricisi, kuvvetlendiricinin giriş empedansı ile gerilim bölücü oluşturan farklı bir kaynak empedansı görür. Dolayısıyla kuvvetlendiricinin giriş gerilimi, elektrot pozisyonunun değişimi ile değişen kaynak empedansına bağlıdır. Hareket artefaktının genel nedeni, nesnenin hareket etmesi veya titremesi olarak kabul edilmektedir. Hareket artefaktından dolayı oluşan taban hattı bozulması, sinüs dalgasının bir çevrimine benzeyen iki fazlı bir işaret olarak kabul edilebilir. Bu gürültünün değişkenleri tepe genliği ve süresidir. (Süre 100-500 ms arası, genlik ise EKG genliğinin tepeden tepeye değerinin %500 kadar olabilir.)



Şekil 3.7 Hareket Gürültüsü [3].

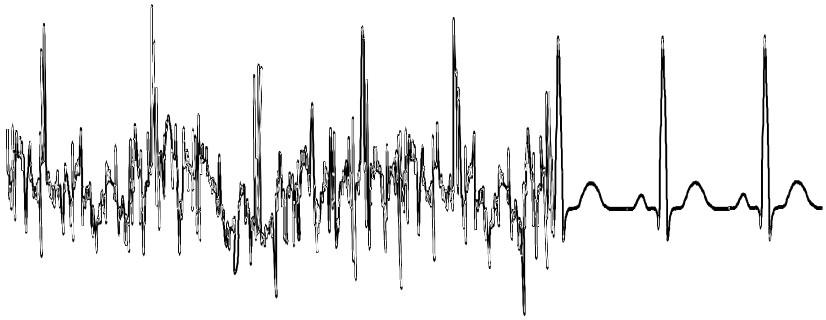
3.3.1.4 Kas (EMG) Gürültüsü

Kasların kasılması milivolt seviyesindeki gerilimlerin oluşmasına neden olmaktadır. EMG taban hattı genellikle mikrovolt mertebesindedir ve bu yüzden genellikle önemsizdir. Şekil(3.8)'de de görüldüğü gibi kas kasılmasından oluşan işaret, sıfır ortalamalı band sınırlı Gauss gürültüsünün geçici değişimleri olarak kabul edilebilir. Bu gürültüye ait parametreler:

Standart sapma: EKG genliğinin tepe-tepe değerinin %10'u.

Süre: 50ms.

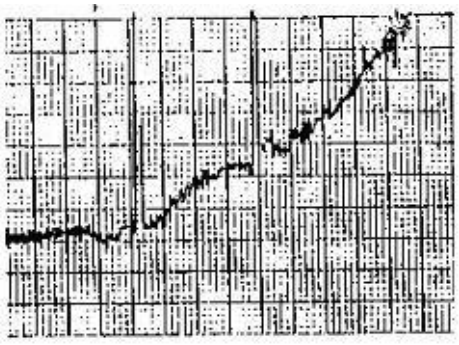
Frekans bileşeni: dc 'den 10 000Hz'e



Şekil 3.8 Kas Gürültüsü [3].

3.3.1.5 Elektronik Cihazlardan Kaynaklanan Gürültüler

Elektronik cihaz kaynaklı gürültüler (Şekil 3.9) QRS deteksiyon algoritmaları ile düzeltilemez. Giriş kuvvetlendiricisi doymadadır ve EKG hakkında herhangi bir bilgi detektöre ulaşmaz. Bu durumda sistem bir sesli uyarı vererek teknisyeni düzeltici faliyet için uyarmalıdır.



Şekil 3.9 Cihaz Kaynaklı gürültüler [5].

3.3.1.6 Elektrokoter Gürültüsü

Elektrocerrahi gürültüsü EKG işaretini tümüyle bozar ve yaklaşık 100kHz ve 1MHz frekanslı yüksek genlikli bir sinüzoidal olarak temsil edilebilir. EKG işareti 250 ila 1000Hz gibi bir frekansla örneklendiğinde, bu örtüşen işaret de EKG işaretine eklenmektedir. Genlik, süre ve muhtemel örtüşme frekansı değişken olmalıdır. Tipik parametreler:

Genlik: EKG genlik tepe-tepe değerinin %200'ü.

Frekans bileşeni: 100kHz-1MHz.

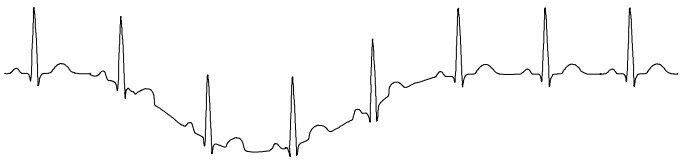
Süre: 1-10 s

3.3.1.7 Taban Hattı Kayması

Taban hattının solunum ile değişimi, solunum frekansındaki sinüzoidal bileşenin EKG işaretine karışması şeklinde açıklanabilir. Şekil (3.10)'da taban hattı bozulmasını görülmektedir. Sinüzoidal bileşenin frekansı ve genliği değişken olmalıdır. Ayrıca EKG işaretinin genliği solunum ile %15 seviyelerinde değişir. Taban hattına eklenen sinüzoidal bileşen ile EKG arasında genlik modülasyonu uygulanarak bu değişim tekrar elde edilir. Bu işaret ile ilgili parametreler:

Genlik değişimi: EKG genliğinin tepe-tepe değerinin %15'i.

Taban hattı değişimi: 0.15-0.3Hz arası EKG genlik tepe-tepe değerinin %15'i.



Şekil 3.10 Taban hattı kayması [3].

Bu çalışmada taban hattı kaymasının elimine edilmesi için "morfolojik filtreler" kullanılmıştır. Şimdi bu konuyu daha detaylı inceleyelim.

3.3.1.7.1 Morfolojik Filtreler

Taban hattı değişimi, EKG işaretinin kaydedilmesinde ve görüntülenmesinde çok sık karşılaşılan bir problemdir. EKG işaretinin kaydedilmesi için, insan vücudunda belirli bölgelere yerleştirilmiş yüzey elektrotları kullanılır. Kayıt esnasında, deri ve elektrot arasındaki empedans değişir ve bu durum EKG işaretinde 0-2Hz. arası değişen istenmeyen frekans bileşenlerinin oluşmasına neden olur. Bu amaçla ayrık zamandaki EKG işareti kullanılır. Bu amaçla EKG işaretinin işlenmesi sırasında lineer filtreleme işlemi tercih edilmez, çünkü bu yöntem EKG işaretinde dalga genişliği ve süresi gibi teşhiste büyük önemi olan bazı semptomik parametrelere de zarar verir. Lineer filtreleme taban hattı değişimi ile aynı frekansa sahip EKG işareti bileşenlerini de yok eder.

Matematiksel morfoloji (MM), matematiğin "set teorisi" üzerine kurulan bir dalıdır. Bu dal bize çok faydalı non-lineer filtreleme teknikleri sağlamaktadır. Yani morfolojik filtreler, lokal olarak işaretin geometrik özelliklerini değiştiren non-lineer işaret dönüşümleridir. Bu yöntemde, her işaret uygun boyutlu Öklid uzayında bir "set" olarak ele alınır ve morfolojik filtreler işaretin geometrik yapısından nicel bilgi elde etmek için işaret şeklinde dönüşüm meydana getiren set operasyonları olarak tanımlanır. Set olarak ele alınan binary işaretler için temel morfolojik işlemler; "erosion, dilation, opening ve closing" dir. Morfolojik operasyonlarla ilgili temel bazı tanımlar aşağıda verilmiştir [6]:

Z: Tamsayılar kümesi

f[n], $n \in Z$, EKG işaretini içeren ayrık dizi

g[n], $n \in Z$, yapısal eleman dizisi, bazı kabuller ışığında morfolojik operasyonlar için şekil.

$g^s[n]$, orijine göre g[n] dizisinin simetriğini temsil eder. $g^s[n] = -g[n]\ \forall n \in Z$.

$Ros(g[n]) \subset Z$, g[n]'in destek bölgesi, g[n]'in tanımlı olduğu n değerlerinin aralığı. Bu temel tanımlar ışığında, temel morfolojik operasyonlar aşağıdaki gibi tanımlanabilir:

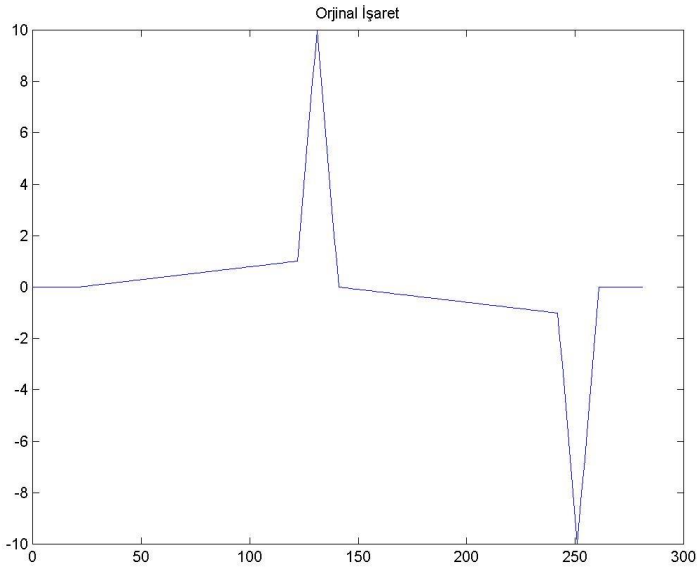
Erosion işlemi : $(f \ominus g^s)[n] = f[n] \ominus g[-n] = \min_{k \in Ros(g[k-n])} \{ f[k] - g[k-n] \}$

Dilation işlemi : $(f \oplus g^s)[n] = f[n] \oplus g[-n] = \max_{k \in Ros(g[k-n])} \{ f[k] + g[k-n] \}$

Opening işlemi : $(f \circ g)[n] = f[n] \circ g[n] = ((f \ominus g^s) \oplus g[n]$

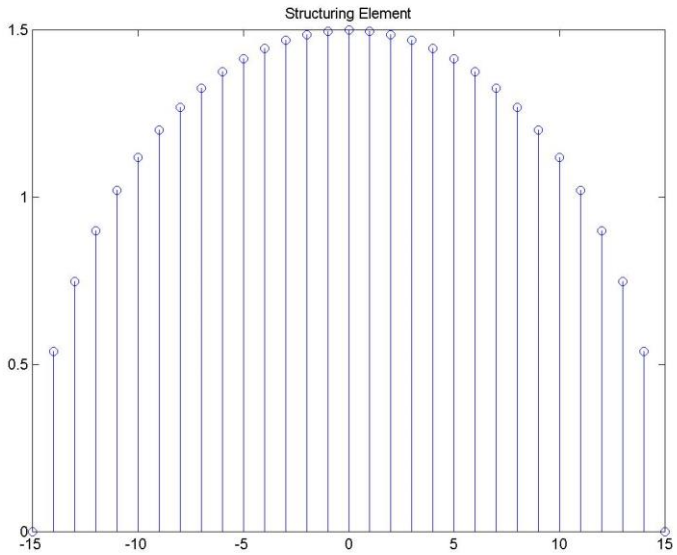
Closing işlemi : $(f \bullet g)[n] = f[n] \bullet g[n] = ((f \oplus g^s) \ominus g[n]$

Bizim çalışmamızda $g[n] = g^s[n]$ şeklindeki simetrik yapısal eleman dizisi kullanılmıştır. Bu operasyonların nicel etkisini görebilmek için aşağıdaki örnek şekli ele alabiliriz. (Şekil 3.11) Bu şekil EKG işaretinde gözlenen bazı şekil özelliklerini taşımaktadır ve yaklaşık 300 örnek noktasından oluşmaktadır.



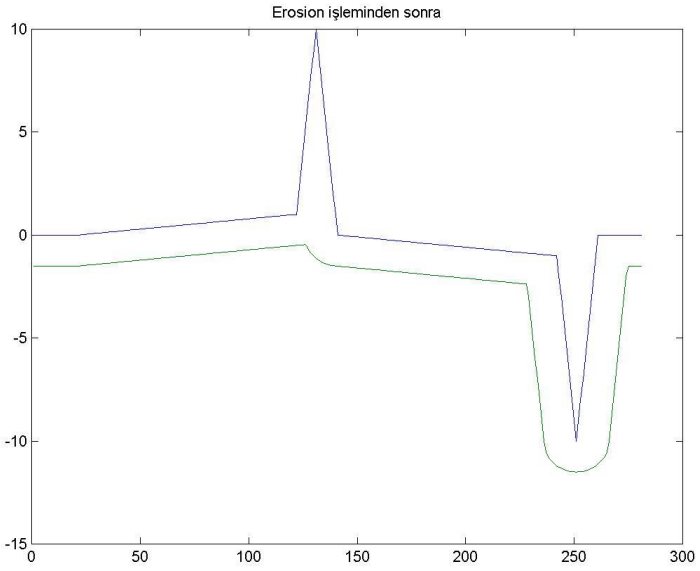
Şekil 3.11 EKG işareti gibi tepe ve vadi içeren test işareti

Şekil(3.12) ise bu operasyonlar için kullanılacak g (“structuring element”) fonksiyonunu göstermektedir.

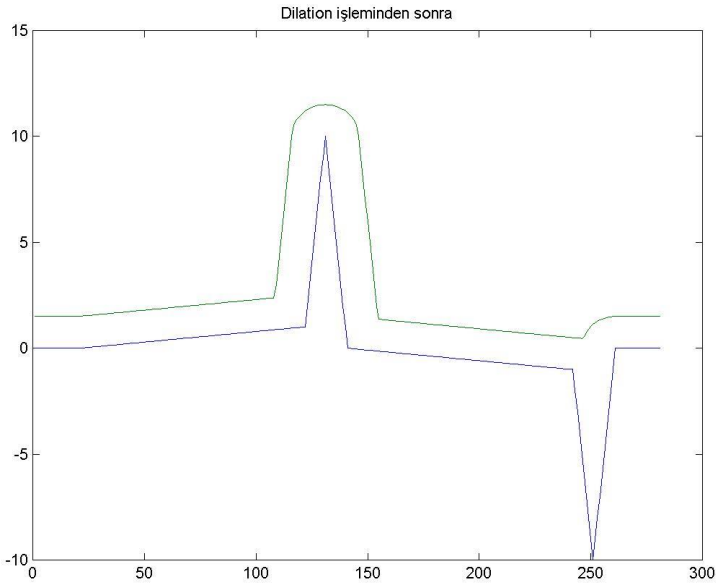


Şekil 3.12 Kullanılacak Structuring Element

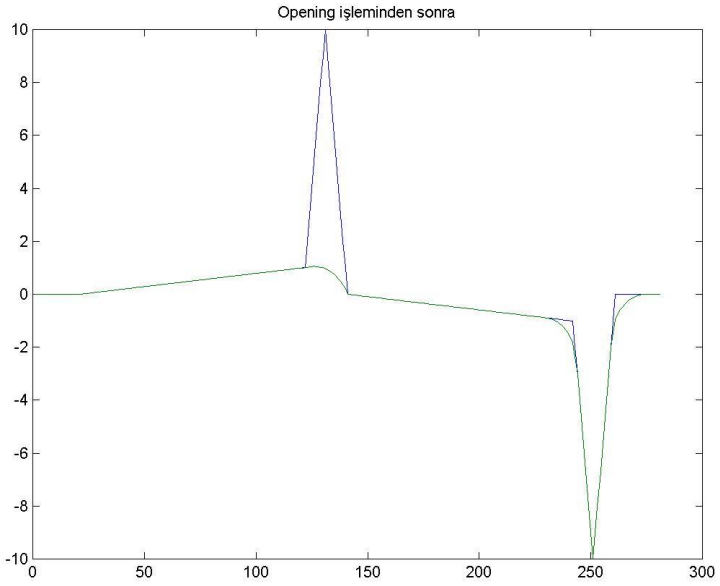
Şekil(3.13) – Şekil(3.16) arası ise sırası ile giriş işaretine "erosion, dilation, opening ve closing" işlemlerinin uygulanmış halini vermektedir.



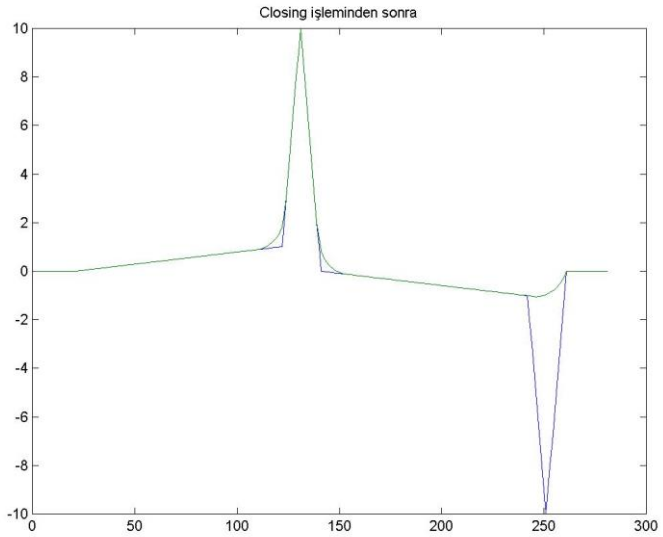
Şekil 3.13 "Erosion" işlemi (alt taraftaki çizim)



Şekil 3.14 “Dilation” işlemi (üst çizim)



Şekil 3.15 “Opening” işlemi



Şekil 3.16 “Closing” işlemi

Görülmektedir ki, “erosion” işlemi, dizideki tepeleri zayıflatır ve minimumları ise genişletir, Şekil (3.13). “Dilation” işlemi ise tepeleri doldurur ve maksimumları genişletir, Şekil (3.14). “Opening” işlemi Şekil (3.15)‘de görüldüğü gibi, tepe noktaları alt tarafından keserek diziyi düzgünleştirir. Filtrelenmiş dizi her zaman orijinal diziden küçüktür. Şekil (3.16)’daki “closing” işleminde ise, vadileri üstten doldurarak diziyi düzgünleştirir. Burada da filtrelenmiş dizi, orijinal diziden daha büyüktür. Şekil (3.15) ve (3.16)’dan görüleceği üzere, bir diziden, o dizinin “opening” veya “closing” yapılmış hallerinin çıkarılması ortaya o diziye ait tepe ve vadilerin çıkmasını sağlar. Bu tepe ve vadilerin genişliği, yapısal eleman olarak seçilen g fonksiyonunun genişliğine (destek bölgesine) bağlıdır. Darbe genişliği “structuring element” genişliğini aşmaz ise bu durumda “opening” ve “closing” işlemleri pozitif ve negatif dalgaları (tepe ve vadiler) yok eder. Bu gerçekler, taban hattını yok etmede kullanacağımız algoritmanın temelini oluşturmaktadır.

3.3.1.7.2 Önerilen Algoritma ve Sonuçları

Problemimiz EKG işaretinden taban hattının kaldırılmasıdır. Taban hattı kayması, EKG işaretinde 0-2 Hz aralığında değişen ek bir girişim olarak görülür. Kaydın kalitesine göre taban hattı değişimi işaretinin dinamik hızı çok fazla olabilir. Taban hattı değişiminin bu doğası, EKG işaretinin morfolojik özelliklerini taban hattı değişimi üzerinde, periyodik ve yüksek frekanslı girişim haline getirir.

Taban hattı değişiminin bu özelliklerinden yola çıkarak**,** orijinal işaretten EKG işaretinin normal morfolojik özelliklerini kaldırmak için (P, R, T ve QRS kompleksi) önce "opening" ardından ise "closing" işlemi uyguladık. Temel olarak "opening" işlemi P, R, T ve U dalgalarını kaldırır, bunun yanında "closing" işlemi ise Q ve S dalgalarını yok eder.

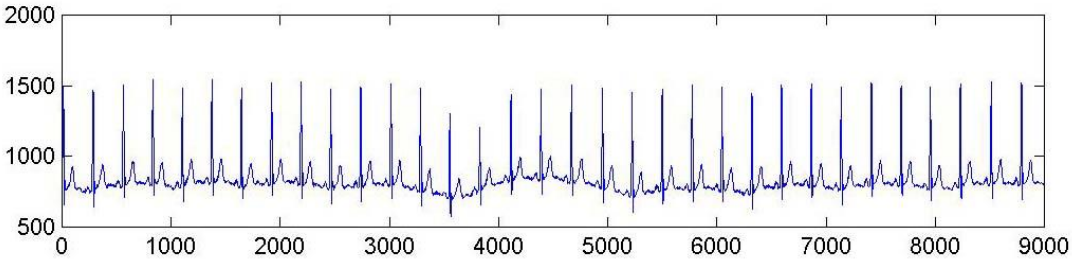
"Opening" ve "closing" işlemleri için farklı "structuring element" dizileri kullandık, çünkü bu filtrelerin uygulandığı morfolojik özellikler birbirinden oldukça farklı. "Structuring element" dizisinin seçimi, bu "structuring elementin" şeklinin ve genişliğinin seçiminden ibarettir. Şu an için bizim için önemli olan daha çok "structuring elementin" genişliğidir. Taban hattı değişimini elimine etmek amaçlı bu çalışmada kullandığımız "structuring element" yarım daire şeklindedir. "Structuring elementin" genişliği kaldırılacak dalganın beklenen maksimum genişliğine göre seçilir. Bu parametre temel olarak aşağıdaki özelliklere bağlıdır.

- EKG kayıt cihazının hızına veya işaretin örnekleme frekansına
- EKG derivasyonuna, (normal dalga morfolojisi bir derivasyondan diğerine değişir.)
- Kalp vuru hızına
- Kalp-damar sistemindeki belli patolojilere

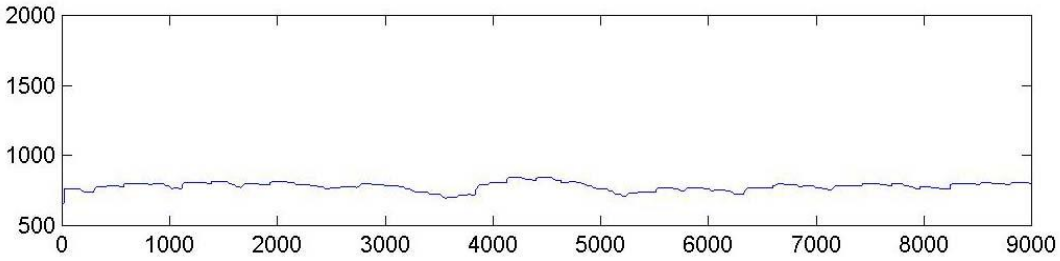
Çalışmamızda "opening" işlemi için genişlik olarak 100 örnek noktasına sahip bir "structuring element" kullandık. 100 örnek noktası yaklaşık olarak T dalgalarının ortalama genişliğinin 1.5 katıdır. "g" fonksiyonunun genişliğini yok edilmek istenen dalga genişliğinin 1.5 katı almak çok iyi sonuçlar vermektedir. Bu kuraldan yola çıkarak "closing" işlemi için 10 örnek noktası genişliğine sahip bir "structuring element" kullandık. Şekil (3.17a)'da orjinal EKG işareti görülmektedir. "Opening" ve "closing" işlemlerinden sonra elde edilen sonuç dizisi ise Şekil (3.17b)'de verilmiştir. Bu elde edilen işaret, orijinal işaretten çıkarılacak olan taban hattı değişimini vermektedir. Şekil (3.17c)'de ise detekte edilen taban hattı işaretinin orijinal işaretten çıkarılması ile elde edilen taban hattı kayması düzeltilmiş EKG işaretini göstermektedir.

İlk olarak “closing” işlemi uygulanırsa P-R ile R-T dalgaları arasındaki vadiler dolu hale gelebilir. Bu durum ise taban hattı değişiminin çok iyi detekte edilememesine neden olur. Bu yüden her zaman ilk önce “opening” işlemi uygulanır.

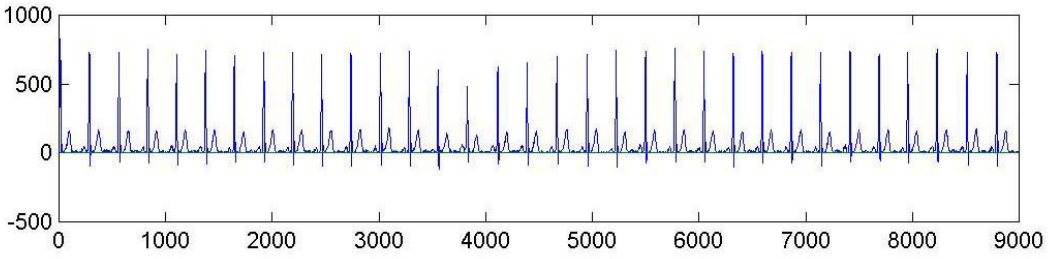
Morfolojik filtreler kullanım kolaylığı ve verdiği sonuçlar dolayısıyla çok faydalı bir yöntemdir. Bu özellikleri nedeniyle gerçek zaman uygulamalarında da oldukça fazla kullanılırlar [7,6,4].



Şekil 3.17a. Orjinal EKG işareti

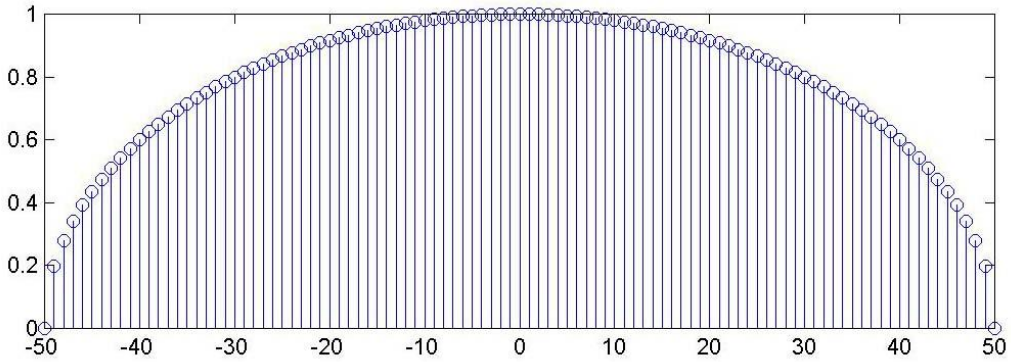


Şekil 3.17b. Taban hattı değişimi

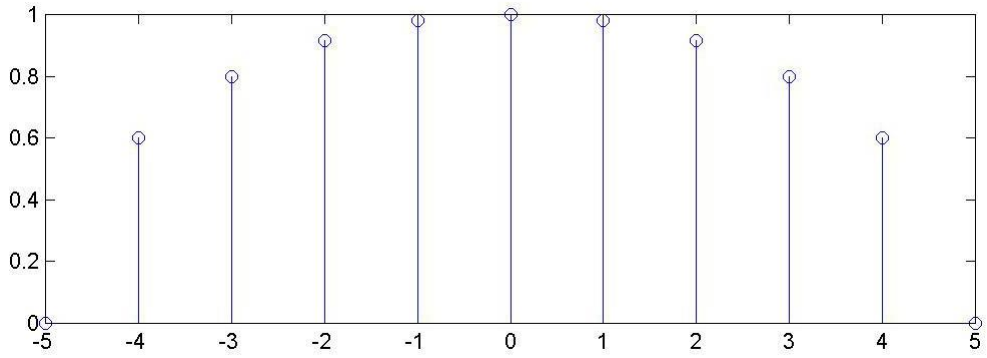


Şekil 3.17c. Düzeltilmiş EKG işareti

Aşağıdaki Şekil(3.18) ve Şekil(3.19) ise sırası ile opening ve closing işlemleri için yukarıda anlatılan kriterlere göre seçilen “structuring element” (yapısal eleman) fonksiyonu verilmiştir. Taban hattının kaldırılmasına ilişkin program akış diyagramı Ek-A’da verilmiştir.



Şekil 3.18 “Opening” işlemi için kullanılan yapısal eleman [4].

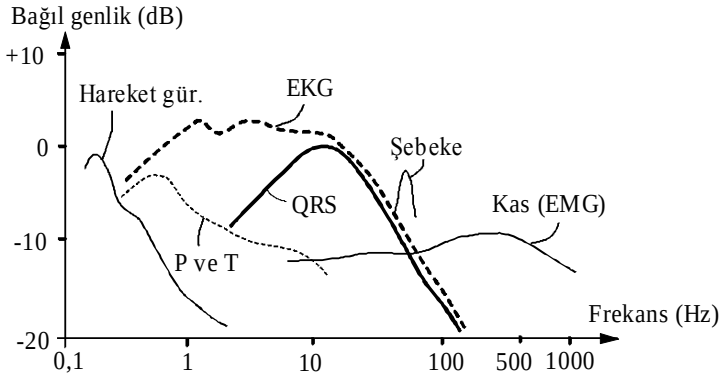


Şekil 3.19 “Closing” işlemi için kullanılan yapısal eleman [4].

3.4 QRS DETEKSİYONU VE DİĞER EKG PARAMETRELERİNİN HESAPLANMASI

QRS veya R dalgası deteksiyonu, örüntü tanımanın önemli olduğu ilk işaret işleme adımıdır. Ayrıca her aritmi analiz algoritmasında kritik bir birimdir. Sadece QRS komplekslerinin fizyolojik farklılıklarından değil ayrıca EKG işaretinde bulunan çeşitli gürültülerden dolayı QRS deteksiyonu zor bir işlemdir. Bu gürültüler temel olarak daha önce “Gürültü Analizi” bölümünde bahsettiğimiz gürültülerden oluşmaktadır. Bu gürültülerin etkisini azaltmak amaçlı kullanacağımız dijital filtreler dolayısıyla işaret/gürültü (S/N) oranını da iyileştirecektir. Literatürde kullanılan birçok QRS detektörü gürültü azaltma işine çok önem vermektedir. Zaman domenindeki EKG parametrelerinin hassas bir şekilde belirlenmesi için, R dalgası, referans noktası olarak seçilir. Analog R deteksiyonunda, kabaca, R dalgası uygun

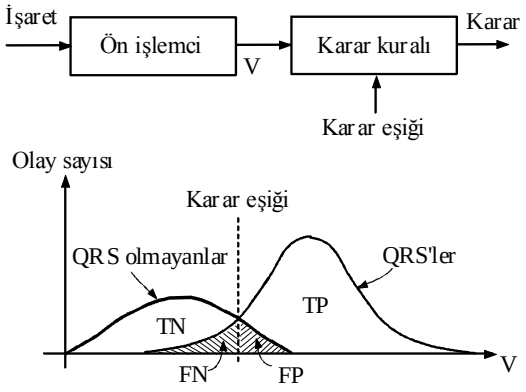
bir bant geçiren filtreden geçirilir ve bir eşik detektörüne uygulanarak her bir R dalgası için bir darbe elde edilir. Filtre, T dalgasını ve yüksek frekans bölgesindeki EMG işaretlerini zayıflatır. Filtrenin merkez frekansı 8 ~ 20 Hz arasında, bant genişliği de 5 ~ 10 Hz arasında seçilir, iyilik faktörü küçük tutulur. Şekil (3.20)'de, çeşitli tip artefaktlarla birlikte EKG eğrisinin frekans spektrumu verilmiştir [3].



Şekil 3.20 EKG işareti ve EKG'ye karışan çeşitli gürültülerin frekans spektrumu [3].

Şekil (3.21)'de, QRS belirlenmesinin içerdiği iki önemli adım; ön işleme ve karar verme, gösterilmiştir. Ön işlemci bloğunda, QRS kompleksleri kuvvetlendirilmeye, buna karşılık gürültü, artefakt ve QRS olmayan bölgeler bastırılmaya çalışılır. Ön işlemler doğrusal olabilir veya olmayabilir. Lineer ön işleme; işareti kuvvetlendirme, işaret eğimlerini ölçmek için türev alma ve filtreleme işlemlerini kapsayabilir.

Lineer olmayan işlemler ise doğrultma ve kare almadır. Sadece QRS kompleksleri ve geniş PVC'leri geçirecek bir bant geçiren filtre, en yaygın kullanılan ön işlemcilerden biridir. Bu filtreler tipik olarak 10 ~ 20 Hz'deki bandı geçirirler. Fakat T dalgalarının enerjisinin büyük bölümü çıkarılırken, frekansları T dalgalarına yakın olan anormal genişlikteki QRS kompleksleri (dal blokları ve PVC'ler gibi) korunmalıdır [3].



Şekil 3.21 Ön işlemci çıkışında QRS olan ve olmayan olaylara ait V parametresinin dağılımı; TP: doğru pozitif (doğru kabulleme), TN: doğru negatif (doğru dışlama), FP: hatalı pozitif (hatalı kabulleme), FN: hatalı negatif (hatalı dışlama) [3].

Ön işlemcinin çıkışı, karar verme kuralına ("decision rule") uygulanır, Şekil (3.21). Ön işlemcinin işaret segmentinden (parçasından) elde ettiği V özniteliği (parametresi) belirli bir eşik ("threshold") değerini geçerse QRS olarak karar verilir. Bu V değeri, birden çok sayıda özniteliği içeren vektör de olabilir. Eşik değeri sabit veya adaptif olabilir. Şekilde, işaretin QRS içeren ve içermeyen parçalarına ait V parametresinin dağılım (yoğunluk fonksiyonu) eğrileri görülmektedir. Örnek olarak V parametresi, belli bir zaman aralığı (belli bir işaret parçası) içindeki en büyük işaret genliği olarak düşünülebilir. QRS parçalarına ve QRS olmayan parçalara ait şekildeki eğriler için eğrilerin kesim noktası, eşik değeri olarak seçilmektedir. Bu durumda, eşik değerinin üstündeki V değerleri için karar mekanizması QRS olarak kararını verecek ve bu, gerçek QRS'e ait V değerleri için doğru bir karar olacaktır, (doğru kabulleme, doğru pozitif, TP, "true positive"). Eşik değerinin altındaki V değerleri için ise QRS kararı verilmeyecek ve bu da QRS'e karar verme yönünde bir dışlama olacaktır. Doğru dışlama (doğru negatif, TN, "true negative"), QRS içermeyen işaret parçalarına ait V değerleri için söz konusudur. Sınıflama öncesi yapılan ve bilinen QRS parçaları üzerinde yapılan uzun denemeler sırasında, bazı QRS parçalarının, eşiğin altında kalan V değerleri de verdiği tespit edilmiş olmasına rağmen, bu çeşit V parametrelerine sahip QRS'ler için karar mekanizması bu parçaları dışlayacaktır (hatalı dışlama, hatalı negatif, FN, "false negative"). Başka bir hata durumu da hatalı kabulleme (hatalı pozitif, FP, "false positive") adını alır ve

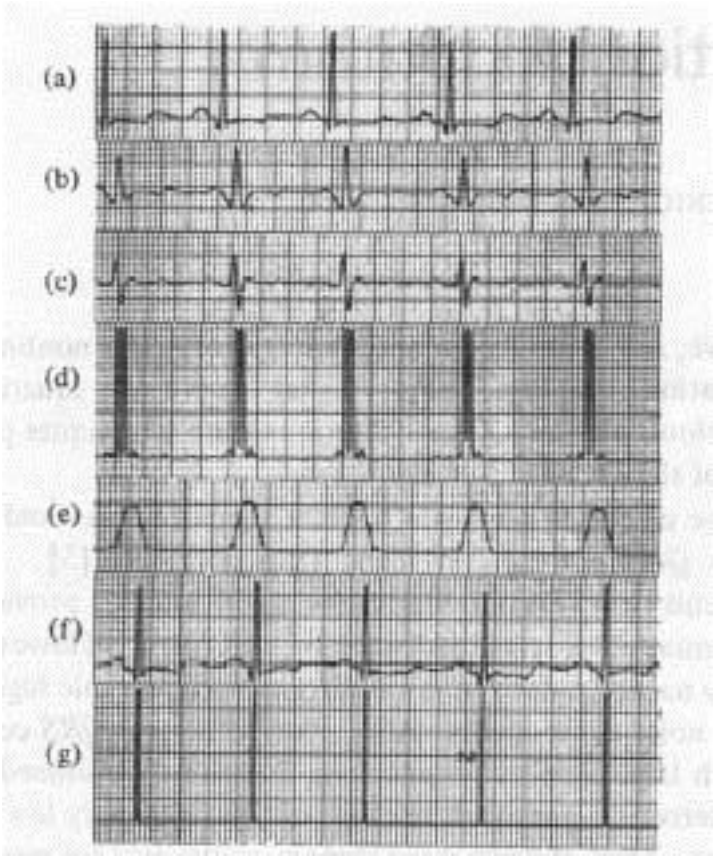
eşiğin üzerinde V değerleri veren QRS olmayan parçaların kararında ortaya çıkar. Hatalar, karar eşiğinin değerine göre değişecektir. Düşük QRS belirleme duyarlığı da, hatalı dışlama (bir QRS kompleksinin analiz sırasında belirlenmemesi) ve hatalı kabulleme (bir bölgenin hatayla QRS olarak belirlenmesi) oranlarını artırır. Böylece düşük kalp atım hızı alarmları verilebilir ve artefaktları reddetmekle sorumlu sonraki birimlere fazladan görev yüklenir. Bazı bant tarayıcıları ("tape scanners") yüksek hızlara ulaşmak için analog detektörler kullansalar da, çoğu QRS belirleme sistemleri sayısal yöntemler kullanırlar.

Genel olarak QRS deteksiyonu ile ilgili bu bilgileri verdikten sonra çalışmamızda kullandığımız yöntemden bahsetmeye başlayabiliriz. Yazılımsal olarak QRS deteksiyonu yapan sistemler de benzer şekilde üç veya daha fazla adımdan oluşurlar: Lineer dijital filtreleme, Non-lineer dönüşüm ve karar verme algoritmaları. Lineer işlemler, bant geçiren filtre, türev ve kayan pencere integratörünü içerir. Kullanacağımız non-lineer dönüşüm ise genliğin karesini almak şeklinde olacaktır. Eşik kararı ve T dalgalarının ayrıştırılması ise karar verme algoritmasını oluşturacaktır. R dalgasının eğimi, birçok QRS detektöründe QRS kompleksinin yerini bulmak için kullanılan önemli bir özelliktir. Gerçek zamanlı bir türev algoritması bize bu bilgiyi vermektedir. Ancak türev aynı zamanda istenmeyen gürültü bileşenlerini de kuvvetlendirmektedir. Bununla beraber yüksek genlikli ve uzun süreli QRS kompleksleri düşük eğimli R dalgaları nedeniyle bu türev yaklaşımında kaçırılabilmektedir. Dolayısıyla uygun QRS deteksiyonu için tek başına R-dalgası eğimi yeterli bir özellik değildir. Güvenilir bir performansa ulaşabilmek için QRS enerjisi, genlik ve genişlik gibi diğer parametreleri de kullanmamız gerekmektedir. Çalışmamızda MIT/BIH aritmi veritabanı referans olarak alınmıştır.

Elimizde 360Hz ile örneklenmiş, 9000 örnekten oluşan (25sn.lik EKG kaydı) dijital EKG verisi bulunmaktadır. Şekil (3.22) dijital işaret işleme adımlarını göstermektedir. Öncelikle gürültüleri azaltmak için işaret bant geçiren filtreden geçirilmektedir. Bant geçiren filtre kaskad bir şekilde önce yüksek geçiren ardından alçak geçiren bir filtreden oluşmaktadır. Şekil (3.22b) bu filtrenin çıkışını göstermektedir. Filtrelemeden sonraki adım diferansiyel, kare alma ve kayan pencere yaklaşımıdır. QRS'nin eğimi hakkındaki bilgi türev alma işlemi esnasında ortaya

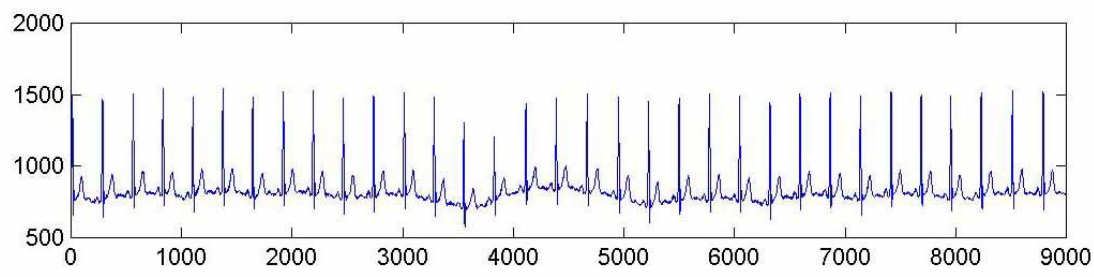
çıkar. Kare alma işlemi, türev alma işleminin frekans cevabı üzerine yoğunlaşır ve normal spektral enerjinin üzerindeki T dalgaları nedeni ile oluşan hatalı kabullenmeleri (FP-False Positive) önler. Kayan pencere integratörü ise QRS kompleksinin hem genişliği hemde eğimi hakkında bilgi içeren bir işaret üretir. Şekil (3.22f) orijinal EKG işaretinin aynısıdır ancak deteksiyon algoritmasının toplam işlem zamanı kadar kaymıştır. Şekil (3.22g) ise eşik uygulamasından sonra QRS komplekslerinin yerini gösteren darbeleri göstermektedir [9].

Şekil (3.23)'de ise bu tez çalışmasında kullanacağımız gürültülü EKG verisi gösterilmiştir. Aynı işlemler sırası ile elimizdeki bu veriye uygulanacaktır. Bu algoritma çeşitli gürültülerin varlığında bile doğru QRS deteksiyonu yapabilmektedir.



Şekil 3.22 QRS deteksiyonunun adımları [9].

QRS deteksiyonuna ilişkin program akış diyagramı Ek-B'de verilmiştir.



Şekil 3.23 Çalışmamızda kullanacağımız EKG verisi

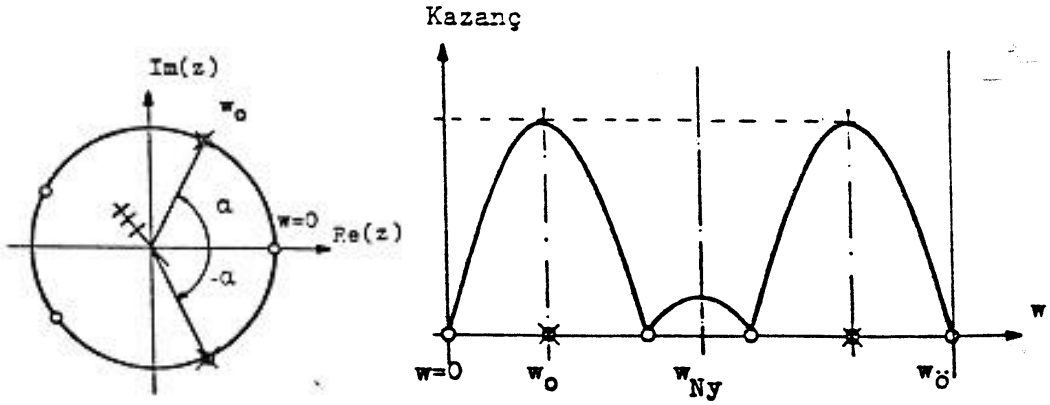
Kullandığımız algoritmada bant geçiren filtre için tamsayı katsayılı dijital filtre kullanılmıştır. Şekil (3.24a) ve (3.24b)'de bant geçiren filtre için frekans-kazanç karakteristiği gösterilmektedir. Buna göre çember üzerindeki kutuplar, z=1 noktasına en yakın sıfırların üzerine getirilmiştir. Bu nedenle filtrenin kazancı, geçirme bandı merkez frekansı olan Wo için 1'dir ve transfer fonksiyonu,

$$H(z) = \frac{(1-z^{-k})^{\ell}}{[1-(\cos\alpha + j\sin\alpha)\,z^{-1}]^{\ell}.\,[1-(\cos\alpha - j\sin\alpha)\,z^{-1}]^{\ell}}$$

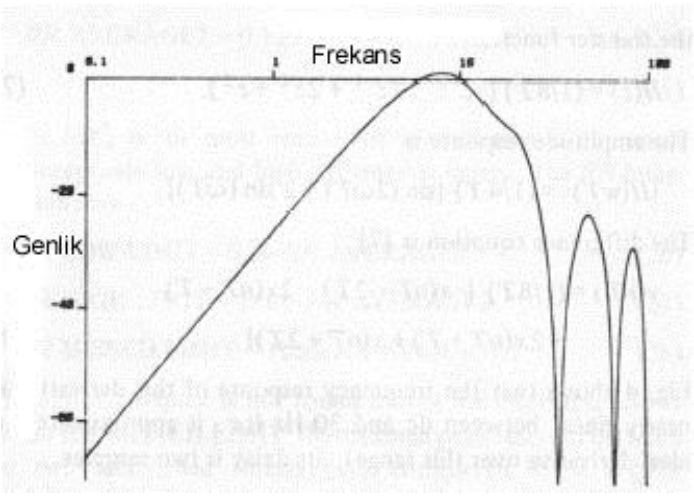
$$H(z) = \frac{(1-z^{-k})^{\ell}}{[(1-\cos\alpha . z^{-1})^{2} + (\sin\alpha . z^{-1})^{2}]^{\ell}}$$

$$H(z) = \frac{(1-z^{-k})^{\ell}}{(1-2\cos\alpha . z^{-1} + z^{-2})^{\ell}}$$

biçimindedir. BGF'nin geçirme bandı merkez frekansı Wo=α/T olarak hesaplanır. Bu frekans QRS kompleksi merkez frekansına yakın olduğu için filtre çıkışında QRS işaretinin belirginleşmekte olduğu görülür [10].



Şekil 3.24a BGF için frekans-kazanç karakteristiği [10].



Şekil 3.24b. BGF genlik karakteristiği [9].

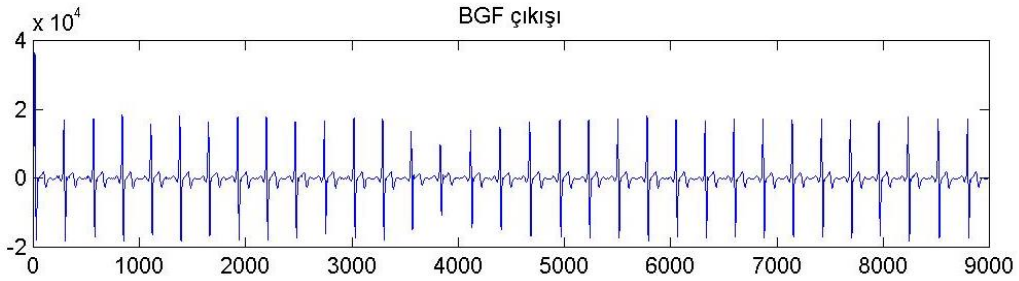
Yukarıdaki eşitlik kullanılarak BGF'nin fark eşitliği y(n) (n. andaki/örnekteki filtre çıkışı) yazılmak istenirse;

$y(n)=2\cos\alpha y(n-1)-y(n-2)+x(n)-x(n-k)$

olarak bulunur. Burada,

k=fs/f olduğundan k=360/15=24 olarak bulunur.

Sonuç olarak x(n) orijinal EKG veri dizisi, y(n) ise bunun bant geçiren filtreden geçmiş halidir, Şekil(3.25).



Şekil 3.25 EKG işaretinin BGF çıkışı

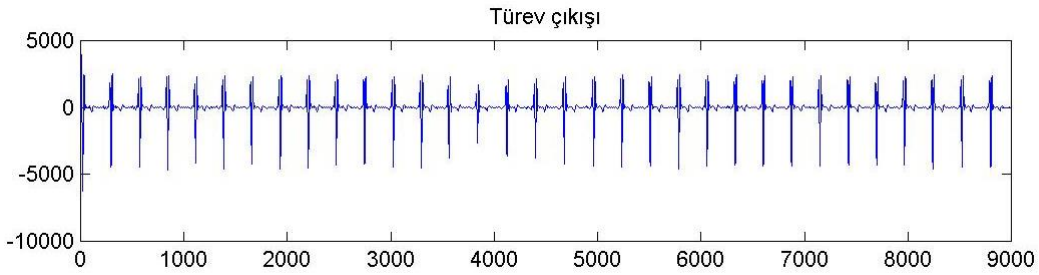
Filtreleme işleminden sonra ise QRS kompleksine ait eğim bilgisinini elde edilmesi için türev alma işlemi uygulanmıştır. Transfer fonksiyonu,

$H(z)= (1/8T) (-z^{-2}-2z^{-1}+2z+z^{2})$ olan beş noktalı türev kullanılmıştır.

Bu durumda fark eşitliği;

y(n)= (1/8T) [-x(n-2)-2x(n-1)+2x(n+1)+x(n+2)]

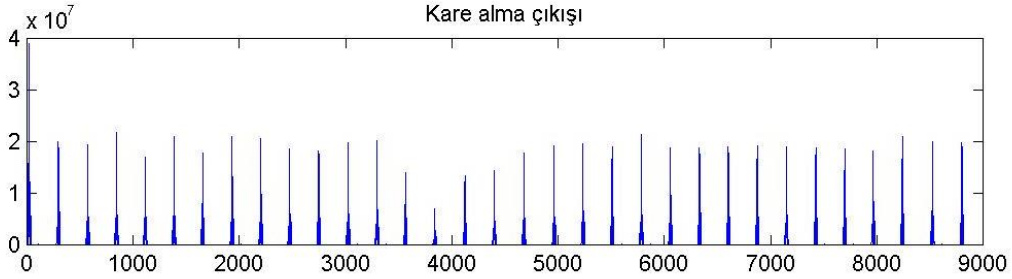
şeklinde olur. Şekil(3.26)'da işaretin türev çıkışı görülmektedir.



Şekil 3.26 Türev çıkışı

Türev alma işleminden sonra işarete nokta-nokta kare alma işlemi uygulanır. Herbir işleme ait çıkış dizisi bir sonraki operasyona ait giriş dizisi olmaktadır. Bu operasyona ilişkin denklem ise;

y(n)= [x(n)]^2 'dir. Şekil (3.27)'de çıkış işaretinin şekli verilmiştir.



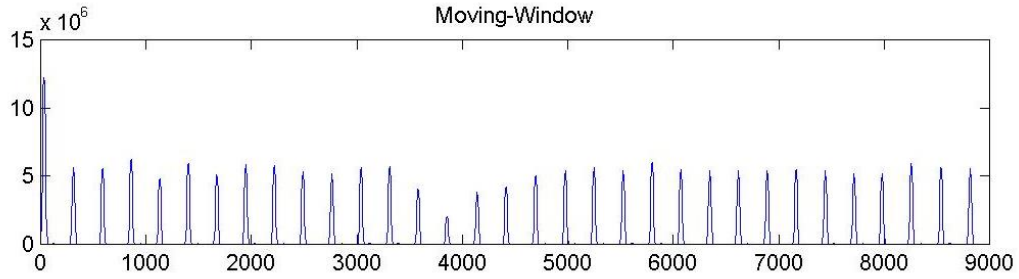
Şekil 3.27 İşaretin karesinin alınmış hali.

Bu işlem bütün noktaları pozitif yapar aynı zamanda yüksek frekansları vurgulayan türev çıkışı üzerinde lineer olmayan kuvvetlendirme yapar.

Ardından kayan pencere yaklaşımı uygulanır. Bunun nedeni R-dalgasının eğim bilgisi ile beraber dalga şekli hakkında bilgi elde etmektir. Bu işleme ait fark eşitliği;

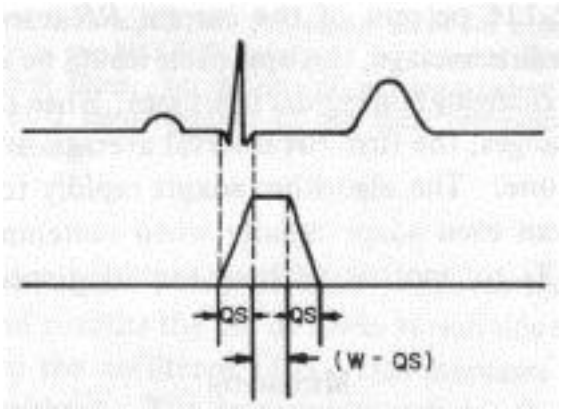
y(n)= (1/N) [x(n-(N-1))+x(n-(N-2))+.....+x(n)]

Şekil (3.28)'de işarete kayan pencere yaklaşımı uygulandıktan sonraki hali gösterilmiştir.



Şekil 3.28 Kayan pencere çıkışı

biçiminde olur. Burada N, integrasyon penceresi genişliği içindeki örnek sayısını verir. N sayısının seçimi önemlidir. Genellikle pencerenin genişliği, mümkün olan en geniş QRS ile aynı alınır. Pencere çok geniş olursa, integrasyon penceresi QRS'lerle beraber T dalgalarını da içine alacaktır. Çok dar olursa da QRS kompleksleri integrasyon dalga şeklinde çok sayıda tepeler oluşturacaktır. Bu durum bir sonraki deteksiyon işleminde sorun çıkarır. Çalışmamızda bu N değeri 30 olarak alınmıştır [11,9].



Şekil 3.29 QRS kompleksinin kayan pencere integrasyonu ile ilişkisi [9].
a) EKG işareti
b) Kayan pencere integratörünün çıkışı
QS: QRS genişliği
W: İntegratör penceresi genişliği

Algoritmanın devam eden kısmında değişik eşik değerleri kullanılmıştır. İlk eşik olarak TH1=2000000 değeri kullanılmıştır. Bu değerin altındaki değerler 0 kabul edilip bu değere karşılık gelen indis noktaları bulunmuştur. Bu noktalardan geriye doğru giderek taban hattı kayması düzeltilmiş orijinal EKG işareti (Matlab kodunda f1 isimli dosya) üzerinde R dalgasının tam yeri ve genlik değeri hesaplanmıştır. Eşik noktalarının QRS komplekslerine ait olduğunu düşünürsek ortalama bir RR

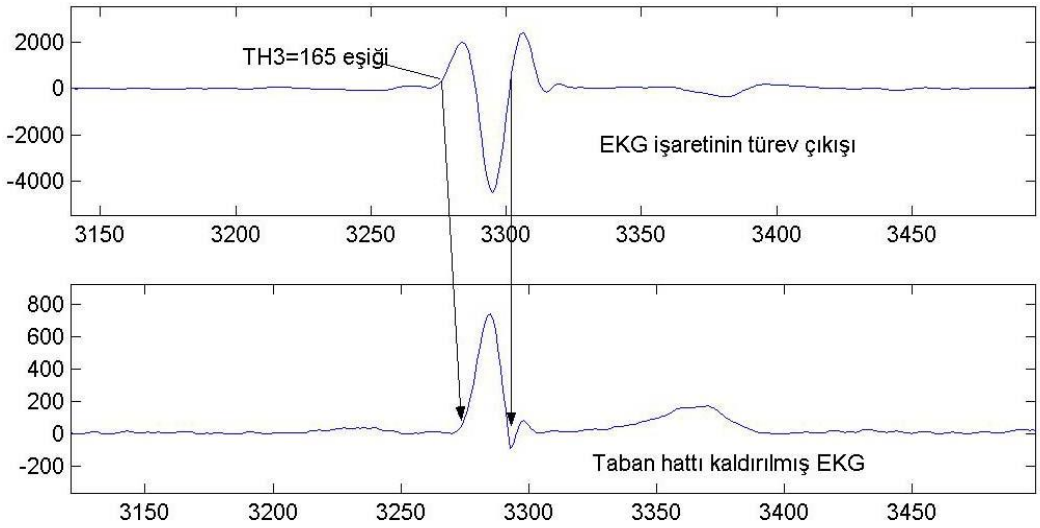
aralığının bulunması için 6 adet RR aralığının ortalaması (RRort) alınmıştır. Bu RRort değerinden iki yeni değer hesaplanmıştır. RRmissed2 ve RRfault2. Bu değerlerin hesaplanması aşağıdaki şekilde olmuştur.

RRmissed2= round(1.66*RRort)

RRfault2= round(0.66*RRort) Bu değerlerin hesaplanmasındaki amaç (FP ve FN) hatalı kabullenme ve hatalı dışlamaların tespit edilmesidir. Eğer bulunan bir R dalgasından RRmissed2 kadar (ortalama RR aralığının %166'sı) ileri gidildiğinde halen bir R dalgası ile karşılaşılmamış ise arada bir R dalgası kaçırılmış demektir. Aynı şekilde bir R dalgasından RRfault2 kadar (ortalama RR aralığının %66'sı.) ileri gidildiğinde yeni bir R dalgası ile karşılaşıyorsa, arada R dalgası olmayan bir dalganın sanki R dalgasıymış gibi detekte edildiği anlaşılır. FP ve FN'nin sıfır ya da sıfıra yakın olması seçilen eşik değerleri ile doğrudan ilişkilidir. Kullandığımız algoritmada seçilen TH2=1200 eşik değeri için FP ve FN sıfır çıkmaktadır. Programda bu eşik değiştirilirse bunların da sıfırdan farklı değerler aldığı görülebilir.

3.4.1 QRS genişliğinin ölçülmesi

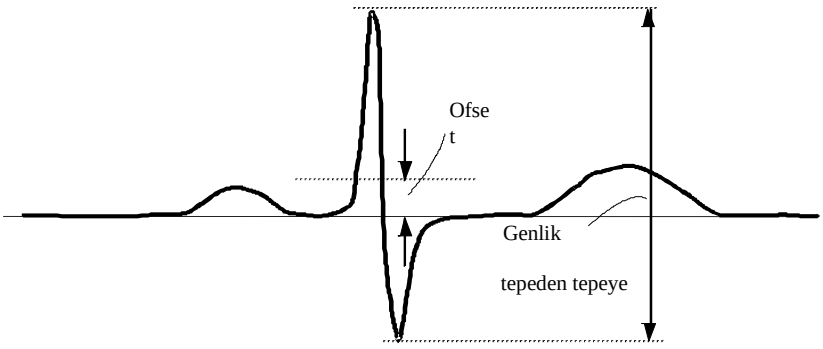
QRS kompleksinin genişliğinin belirlenmesinde kullanılacak kriterin zorluğu nedeniyle genişlik ölçüsü, genlik eşiği yardımıyla sağlanır. Çalışmamızda bu eşik TH3=165 olarak alınmıştır. Ancak bu eşik direkt QRS kompleksine değil, QRS kompleksinin (EKG işaretinin) türev çıkışına uygulanır [9]. Türev çıkışının bu eşiğin üstüne çıktığı iki değer arası QRS genişliği bilgisini verir. Şekil (3.30)'da ölçüm algoritması grafiksel olarak gösterilmiştir. QRS genişliğinin ölçülmesine ilişkin program akış diyagramı Ek-C'de verilmiştir.



Şekil 3.30 QRS genişliğinin ölçülmesi

3.4.2 QRS Ofsetinin Belirlenmesi

QRS kompleksinin genliği veya kısaca QRS genliği (QRS yüksekliği), R ile S dalgalarının genlikleri toplamı (QRS_{pp}) olarak hesaplanmaktadır. Bazı durumlarda ise QRS yüksekliği, R dalgasının taban hattından olan yüksekliği (R genliği) olarak ele alınmaktadır ki bizim çalışmamızda bu şekilde ele alınmıştır. Bu genliğin orta noktasının taban hattından olan yüksekliği QRS ofseti olarak tanımlanmaktadır. Bahsedilen şekilde QRSoffset değerleri bir EKG parametresi olarak hesaplanmıştır [3]. QRS ofsetinin belirlenmesine ilişkin program akış diyagramı Ek-D'de verilmiştir.



Şekil 3.31 QRS ofsetinin hesaplanması [3].

3.4.3 QRS Alanının Hesaplanması

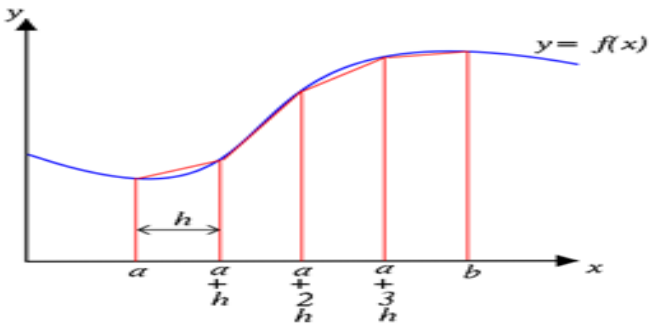
Bir sonraki adım QRS alanlarının hesaplanmasıdır. Bu amaçla öncelikle QRS kompleksinin sınır değerlerini hesaplanmıştır. Elimizdeki dijital veri ayrık zamanlı olduğundan bu iki sınır değer arasında direkt integral kullanarak alan hesabı yapamıyoruz. Dolayısıyla QRS alanının hesaplanması için bulunan bu sınır değerler arasında "Simpson kuralı" uygulanmıştır. Bu kurala göre eğri küçük yamuklara bölünür ve tek tek bu dikdörtgenlerin alanları toplamı bize o aralıkta toplam yaklaşık alanı verir. Buna göre;

3 noktalı bir aralıkta 2. dereceden polinom yaklaşımını düşünerek, f(x) fonksiyonunun bu aralıktaki yaklaşık integrali hesaplanmak istenirse,

$$\int_a^b f(x)\,dx \cong \int_a^b p_2(x)\,dx = h\int_{\alpha=0}^{1}\left[f_0 + \alpha\Delta f_0 + \frac{\alpha(\alpha-1)}{2!}\Delta^2 f_0 \right]\cdot d\alpha$$

$$= h\left[2f_0 + 2\Delta f_0 + \frac{1}{3}\Delta^2 f_0 \right]$$

$$= \frac{h}{3}\left[f_0 + 4f_1 + f_2 \right]$$ Simpson kuralı olarak çıkarılır [12].



Şekil 3.32 Simpson Kuralı [12].

QRS alanının hesaplanmasına ilişkin program akış diyagramı Ek-E'de verilmiştir.

3.4.4 P Dalgası Deteksiyonu

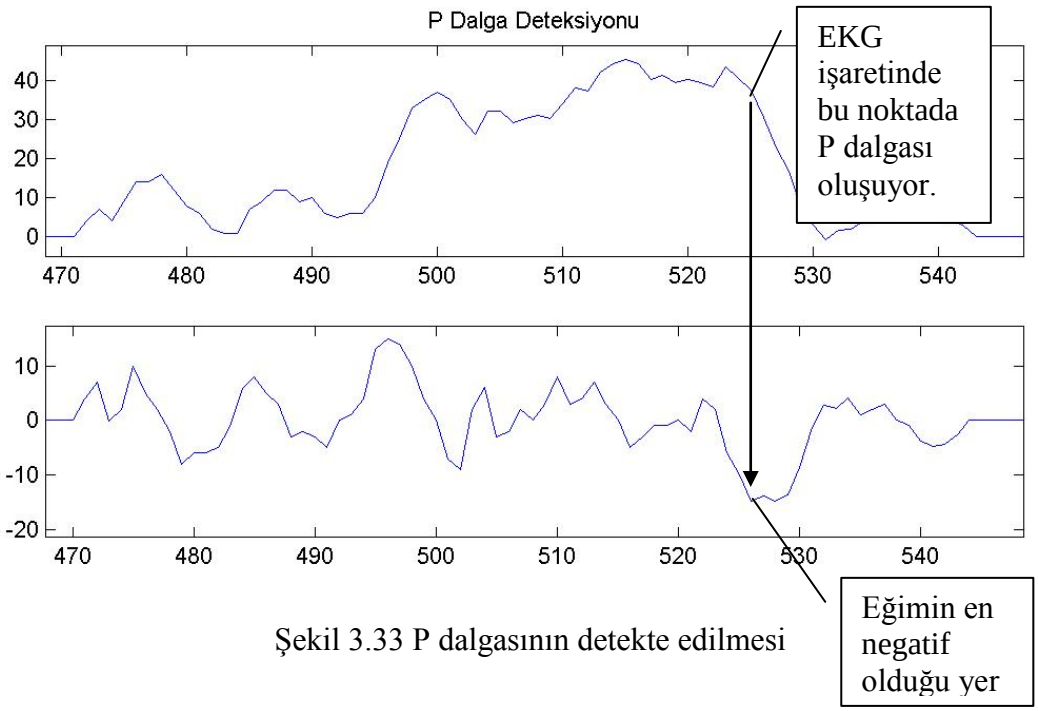
P dalgası deteksiyonu için kullandığımız algoritma öncelikle QRS deteksiyonu yapılmış olmasını gerektirmektedir. Bulunan QRS kompleksleri P dalgası deteksiyonu için referans olarak kullanılmaktadır. P dalgasının, QRS kompleksine ait R dalgasından önce 240 ila 400ms. arasında bir yerde olduğu kabul edilmektedir. Çalışmamızda R tepesinden önce 20 ila 55. örnek arasında (55,5ms – 152,7ms) P dalgası aranmıştır. Bu amaçla 3 Noktalı Türev Yöntemi (First Derivative Algorithm), kulanılmıştır. Bu yöntem P dalgası deteksiyonu için P dalgasının negative eğimini kullanmaktadır. Bu amaçla EKG'nin birinci türevi aşağıdaki şekilde hesaplanır:

D(n)=W(n)*[X(n+1)-X(n-1)] n=1,2,3.....,N-1

W(n)=1 ; pencerenin içinde

W(n)=0 ; pencerenin dışında

En büyük negatif eğimin olduğu yerde bir P dalgası oluşmuş demektir. Bu noktadan geriye doğru gidilerek P dalgasının tepe noktası bulunabilir. Bu deteksiyona ilişkin program akış diyagramı Ek-F'de verilmiştir. Bulunan bu tepe noktasından ileri ve geriye gidilerek yaklaşık sıfırın kesildiği noktalar yardımıyla P dalga süresi hesaplanmıştır [13].

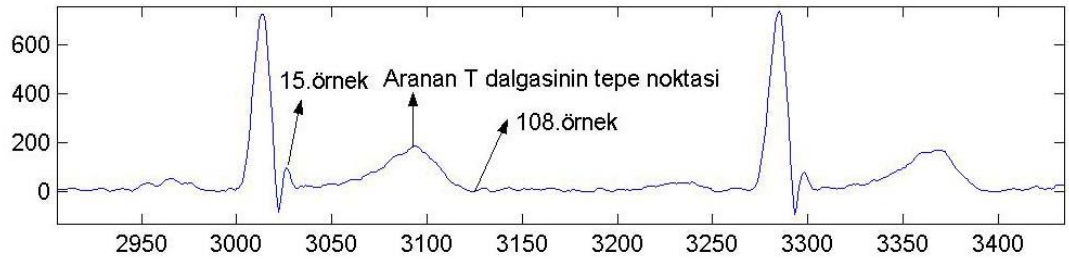


Şekil 3.33 P dalgasının detekte edilmesi

3.4.5 T Dalgası Deteksiyonu

T dalgalarının bulunması için daha önce bulunan R dalgaları (tepe noktaları) referans olarak alınmıştır. Bu tepelerden sonra 15 ila 108. örnek arasında maksimum nokta aranmış ve bulunan noktalar T dalgalarının tepe noktası olarak kabul edilmiştir. P dalgalarının süresinin bulunmasındaki benzer yaklaşım kullanılarak aynı şekilde T dalga tepelerinden ileri ve geri gidilerek yaklaşık sıfırın kesildiği arası olan süre T dalga süresi olarak hesaplanmıştır. Şekil(3.34)'de yöntem şekille açıklanmıştır. Programa ilişkin akış diyagramı ise Ek-G'de verilmiştir.

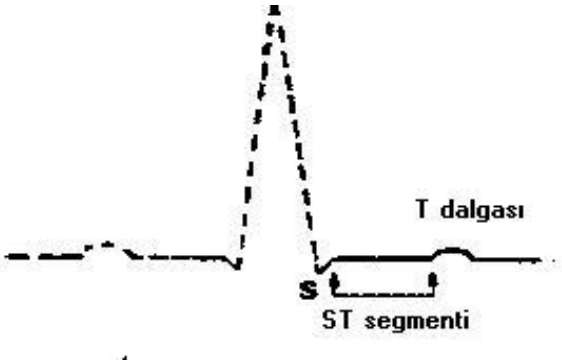
TP segmenti ise, T dalgasının bittiği yerden bir sonraki P dalgasının başlangıç noktası (işaretin taban hattında olduğu seviye) arasındaki fark olarak hesaplanmıştır. Yine benzer mantıkla PR aralıkları ve QT aralıkları da hesaplanmıştır.



Şekil 3.34 Tdalgasının detekte edilmesi

3.4. ST SEGMENTİ

ST segmenti normalde QRS kompleksi ile T dalgası arasındaki düz bölgeyi temsil eder. Daha değişik bir ifade ile, ventriküllerin tam depolarizasyonuna karşı düşen R dalgasından sonra gelen S dalgasının bitim noktası olarak bilinen J noktası ile ventriküllerin repolarizasyonuna karşı düşen T dalgasının başlangıç noktası arasında kalan bölge olarak tanımlanır. (Şekil 3.35)



Şekil 3.35 ST segmenti [14.]

Ventriküler kasılma, kalp kası hücrelerinin depolarize olarak kaldıkları süre içinde oluşur. Son kısmı T dalgası ile karıştığından çoğu zaman uzunluğu belirsizdir. Çeşitli hastalıklar veya geçici durumlar için ST segmentinin şeklinde ve izoelektrik çizgiye göre olan seviyesinde değişiklikler olabilir. ST segmentinin yükselmesi veya çökmesi TP aralığına göre değerlendirilir ve Şekil (3.36)'da bu durum gösterilmiştir. TP aralığı izoelektrik seviyede değilse PR segmentine göre ölçüm yapılır. Genellikle izoelektrik olmakla beraber normalde çevre derivasyonlarında (-0,5)-(+1) mm'lik sapmalar gözlenebilir [14,15].

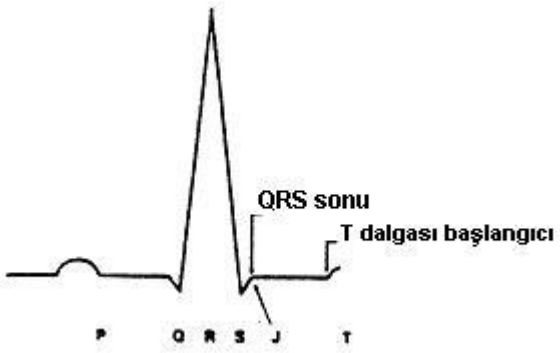


Şekil 3.36 ST yükselmesi ve çökmesi [14].

Kalp kaslarının depolarizasyon sonucunda kasılmış bir şekilde kalabilmeleri için oksijene, dolayısıyla oksijenlendirilmiş kana ihtiyaçları vardır. Eğer bu oksijenlendirilmiş kan kalp kaslarına sağlanıyorsa kalp kasları depolarize halde kalacaklar ve daha sonra yavaş bir değişimle repolariza olacaklar ve tekrar eski dinlenme hallerine döneceklerdir. Fakat kalp kaslarına bu oksijenlendirilmiş kan sağlanamazsa bu durumda kalp kasları kasılı kalmak için ihtiyaç duydukları enerjiyi oksijensizlik nedeniyle ortaya çıkaramayacaklarından erken repolarizasyonlar meydana gelecektir ve bunun sonucunda EKG'de ST segmenti kısalacaktır.

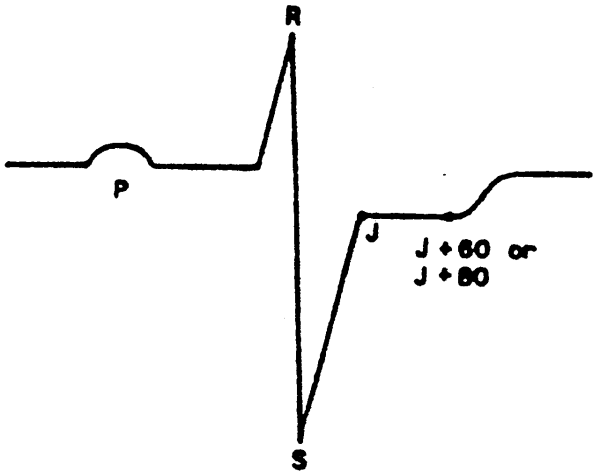
Kalp kaslarına kanın dengesiz bir şekilde sağlandığını düşünelim. Bu durumda da bazı kalp kası hücrelerinde erken repolarizasyonlar meydana geleceğinden kalp kasları üzerinde belli bölgeler oluşacak ve bu nedenle dengesizlikler olacaktır. Bunun sonucunda bir akım oluşacak ve bu da kendini vücut yüzeyinde belli edecektir. Böylece EKG'de ST segmentinin şeklinde değişmeler oluşacak, yükselmeler veya çökmeler görülebilecektir.

J noktası olarak tanımladığımız nokta ST segmenti analizinde kullanılmaktadır. Bu nokta QRS kompleksinin bittiği yer ile ST segmentinin başladığı yerin birleşme noktası olarak tanımlanır, Şekil (3.37).



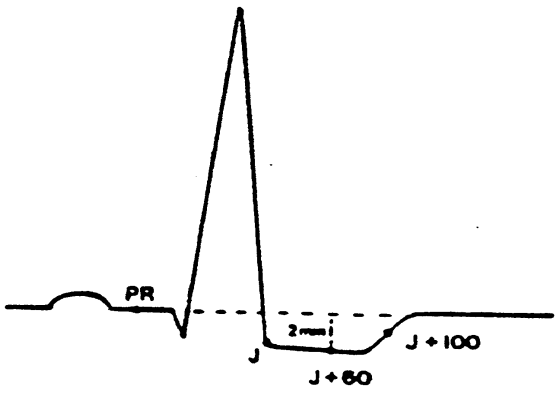
Şekil 3.37 J noktası [14].

ST segment değişimi tipik olarak QRS kompleksinden önceki izoelektrik seviye üzerinde bir nokta ile (genellikle PR aralığı), J noktasından 60-80ms sonraki bir nokta arasındaki milimetre cinsinden dikey fark olarak ölçülür. Ardından ST segmenti, izoelektrik seviyedeki nokta ile ST noktası (J+60) arasındaki "ofset" olarak ölçülür. ST seviyesi milimetre cinsinden yükselme veya çökme olarak ifade edilir.

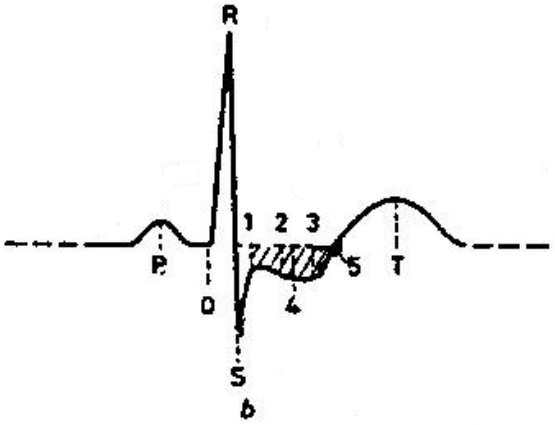


Şekil 3.38. J+60 ve J+80 noktaları [14].

ST segmenti ile ilgili diğer bazı nokta ve parametre açıklamaları Şekil (3.38) ve Şekil (3.39)'da verilmiştir. Çalışmamızda bu değerler de hesaplanmış ve tabloya eklenmiştir.



Şekil 3.39 ST çökmesinin ölçülmesi [14].



Şekil 3.40 ST alanının hesaplanması [14].

Yukarıdaki Şekil (3.40) incelendiğinde rakamlarla belirtilen noktaların açıklamasını şu şekilde yapabiliriz:

0.....S noktası

1....J noktası

2....J40=J+40ms.

3....J80=J+80ms.

4....minimum ST noktası

5....T onset

Buna göre ST segmenti ile ilgili bazı parametrelerin hesaplanma yöntemi aşağıda verilmiştir.

S genliği = Genlik (0)

ST eğimi = Genlik (3) – Genlik (1) [μV/10ms]

ST seviyesi = İzoelektrik seviye – Genlik (J80) [mm]

ST alanı = (1) ve (5) noktaları arasında kalan alan.

ST segmentine ilişkin yukarıda bahsi geçen parametrelerin hespalanmasına ait program akış diyagramı Ek-H'da verilmiştir.

4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu tez çalışmasının amacı aritmi teşhisinde çok büyük önem taşıyan EKG parametrelerinin doğru bir şekilde hesaplanmasıdır. Kalp kasları belli bir ritimde kasılarak kanı damarlara pompalar ve bu işlem sırasında EKG işaretinde P dalgası, QRS kompleksi ve T dalgası adını verdiğimiz elektriksel değişimler oluşur. EKG işaretinin yorumlanması eğrinin genlik ve süre analizinin yapılması temeline dayanır. Elde edilen standart genlik ve süre bilgileri EKG parametreleri olarak bilinir ve bu değişimlerin anormal olması durumunda ortaya muhtemel kalp rahatsızlıkları çıkar.

Örneğin iletim zamanı olarak adlandırılan "PR aralığı" parametresinin normalden uzun (>0,2s) olması, kulakçıklardan karıncıklara olan yayılmada bir engelleme-AV tıkanması- olduğunu gösterir. Diğer bir parametre olan "QRS kompleksinin genişliği" normal değerinden fazla ise (>0,1s) bu durum, ventrikül duvarında uyarının yayılması sırasında iletim sisteminin bir kısmında oluşan kesintiyi gösterir. Benzer şekilde miyokard enfarktüs durumunda da "ST segmenti" yükselmesi gibi EKG işaretinde karakteristik değişiklikler vardır. Kalp vuru hızı olarak da adlandırdığımız "RR aralığı" parametresinin normalden (0,6s<RR<1s) sürekli küçük veya büyük olması durumunda taşikardi veya bradikardi teşhisi konulabilir.

EKG değişimi fiziksel efor ile artacağından, normal durumda ortaya çıkmayan bazı aritmilerin açık olarak gözlenir duruma gelmesi için hastadan Eforlu EKG alınır.

Yukarıda da verilen bazı örneklerden görüleceği üzere aritmilerin teşhis edilebilmesi için EKG parametrelerinin doğru bir şekilde hesaplanması gereklidir.

Bu tez çalışmasında da Matlab V5.3 programı kullanılarak elimizde bulunan 9000 örneklik (360Hz ile örneklenmiş, 25s'lik EKG kaydı) EKG verisi için tüm parametreler hesaplanmıştır.

Parametrelerin hesaplanma işleminden önce EKG işaretine karışan gürültüler incelenmiştir. Buna göre bilinen temel gürültüler; Şebeke gürültüsü, Elektrot temassızlık gürültüsü, Hareket gürültüsü, Kas gürültüsü, Taban hattı kayması, Cihazlardan kaynaklanan gürültüler ve Elektrokoter gürültüsüdür. Bu gürültülerin oluşum nedenleri anlatılmış, frekans ve genlik bileşenleri verilerek EKG işaretini ne derece bozabilecekleri üzerinde durulmuştur. Bu gürültüler QRS deteksiyon işlemi sırasında kullanılan filtreler yardımıyla büyük oranda temizlenmektedirler. Ancak özellikle EKG parametreleri genlik ve süre analizine dayandığı için taban hattı kaymasının düzeltilmesi ayrı bir önem taşımaktadır. Bu parametrelerin doğru hesaplanması için eğrinin bu gürültü kaldırılarak tabana oturtulması gereklidir. Bu amaçla "morfolojik filtreler" kullanılmıştır. Morfolojik filtreler ile ilgili temel bazı teorik tanımlar yapıldıktan sonra gürültü kaldırılması işlemini yapan dört temel işlem "erosion, dilation, opening ve closing" anlatılmıştır. Burada, opening ve closing aslında ayrı birer işlem olmayıp opening; önce erosion, sonra dilation ve closing ise; önce dilation, sonra erosion işleminin beraber yapılmasına denktir.

Temelde opening işlemi (erosion+dilation) EKG işareti üzerinde bulunan tepeleri (P dalgası, QRS kompleksi, T dalgası) kaldırırken, closing işlemi ise (dilation+erosion) yine EKG işaretinde bulunan vadileri (Q ve S dalgaları) yok eder. Bu amaçla kullanılan yardımcı "g" structuring element (yapısal eleman) fonksiyonunun seçimi çok önemlidir. "g" fonksiyonunun iki parametresi şekli ve genliğidir. Şekil olarak yarım daire kullanılmıştır. Daha hassas olan parametresi genişliğidir ve bizim çalışmamızda opening ve closing işlemleri için iki ayrı genişlik dolayısıyla iki ayrı "g" fonksiyonu kullanılmıştır. Bunun nedeni, teorik olarak "g" fonksiyonunun genişliği yok edilmek istenen yapının genişliğinin yaklaşık 1,5 katı olması gereğindendir. Buna göre EKG işaretinde bulunan tepelerden en genişi olan T dalgasının yaklaşık genişliği 70 örnek civarındadır. Bu sayının yaklaşık 1,5 katı olan 100 sayısı opening işlemi için kullanılacak olan "g" fonksiyonunun genişliği olarak alınmıştır. Benzer mantıkla closing işlemi için bu genişlik değeri 10 alınmıştır. Çünkü yok edilecek Q ve S dalgalarının genişliği oldukça dardır. Opening ve closing işlemlerinden sonra EKG işaretinde bulunan tepe ve vadiler yok edildiği için elde yalnızca taban hattı değişimi kalmıştır. Bu değişim orijinal işaretten çıkarılınca "taban hattı kayması düzeltilmiş EKG" elde edilir. Opening işlemi içindeki erosion işlemi tepeleri yok ederken vadileri daha da genişletir. Ardından uygulanan dilation

işlemi ise bu genişleyen vadileri eski haline getirir. Aynı şekilde closing işlemi sırasında da dilation işlemi vadileri yok ederken tepelerde de bir miktar genişlemeye yol açar. Ardından uygulanan erosion işlemi bu tepeleri eski haline dönüştürür.

Parametrelerin hesaplanması için bundan sonraki en önemli adım QRS deteksiyonudur. Bu amaçla R dalgası referans olarak seçilir. R dalgalarının yerleri ve genlikleri detekte edilir. Bu amaçla uygulanacak iki temel yol; ön işlemci bloğu ve karar verme algoritmasıdır. Ön işlemci bloğunda, QRS kompleksleri kuvvetlendirilmeye, buna karşılık gürültü ve QRS olmayan bölgeler bastırılmaya çalışılır. Bu amaçla ön işlemci bloğunda lineer ve lineer olmayan işlemler uygulanır. Filtreleme, türev, kayan pencere yaklaşımı gibi işlemler lineer işlemlerdir. Kare alma işlemi ise lineer olmayan işlemlere örnektir.

Filtreleme adımında merkez frekansı 15Hz olan bir bant geçiren filtre yardımıyla QRS kompleksleri kuvvetlendirilip diğer bölgeler zayıflatılır. Bundan sonraki adım QRS kompleksine ait eğim bilgisini elde etmek için türev alma işleminin uygulanmasıdır. Bu amaçla 5 noktalı türev kullanılmıştır. Ardından nokta-nokta kare alma işlemi uygulanır. Bu işlem bütün noktaları pozitif yapar aynı zamanda yüksek frekansları vurgulayan türev çıkışı üzerinde lineer olmayan kuvvetlendirme yapar. Ardından uygulanan kayan pencere yaklaşımı R-dalgasının eğim bilgisi ile beraber dalga şekli hakkında bilgi elde etmemizi sağlar. Bu aşamada seçilen N "integrasyon penceresi genişliği" , mümkün olan en geniş QRS ile aynı olmalıdır. Dolayısıyla bizim çalışmamız için bu sayı 30 olarak alınmıştır. Buraya kadar olan işlemler ön işlemci bloğunu oluşturmaktadır, bundan sonraki adımlar ise karar verme algoritmasını oluşturacaktır.

Karar verme algoritması için kullandığımız temel parametre genlik eşiğidir. Burada belli bir eşiğin altındaki değerler sıfır kabul edilerek sadece gerçek R dalgaları detekte edilmeye çalışılır. Buna göre kayan pencere işleminden sonra elde edilen işaret de R dalgalarının yerleri ve genlikleri bellidir. Buradan ortalama RR aralığının bulunması için 6 adet RR aralığının ortalaması hesaplanmıştır. TH2=1200 gibi bir genlik eşiği seçilerek, taban hattı düzeltilmiş orijinal EKG işareti üzerinde ortalama RR aralığının %166'sı kadar gidildiğinde halen bu eşiği aşan bir işaret görülmemişse arada bir yerde bir R dalgası kaçırılmış demektir ve bu durum FN (False negative-

Hatalı dışlama) sayısını 1 artırır. Aynı şekilde ortalama RR aralığının %66'sı kadar gidildiğinde seçilen eşiği aşan bir işaret bulunduğunda bu arada R dalgası olmayan bir dalganın sanki R dalgasıymış gibi detekte edildiği anlaşılır ve bu durum FP (False Positive-Hatalı kabullenme) sayısını 1 artırır. Normalde istenen durum FP ve FN sayılarının 0 olmasıdır. Bizim çalışmamızda 1200 eşik değeri için bu sayılar 0 olarak elde edilmiştir. Eşiğin değiştirilmesi durumunda FP ve FN'in sıfırdan farklı değerler aldığı görülebilir. Böylece diğer parametrelerin hesaplanması için referans olarak kullanacağımız R dalgalarının yerleri ve genlikleri %100 bir doğrulukla hesaplanmış oldu.

Bundan sonra hesaplanacak diğer bir parametre QRS genişliğidir. Burada da yine genlik eşiği kullanılır. QRS işaretinin türev çıkışının seçilen bu eşiğin üzerine çıktığı iki değer arası QRS genişliği bilgisini verir. Bu eşik TH3=165 olarak seçilmiştir. Normalde türev eğrisinin sıfır kestiği noktalar olarak hesaplanmalıdır. Ancak işarette kalan bazı gürültüler nedeni ile eşiği sıfır seçmek mümkün olmamaktadır. 165 sayısı orijinal işaret de QRS genişliğine denk düşecek şekilde seçilmiş hassas bir eşiktir.

R ve S dalgalarının toplamının (QRS_{pp}) orta noktasının taban hattından olan yüksekliği QRS ofseti olarak tanımlanır ve parametre de uygun algoritma ile hesaplanmıştır.

QRS alanının hesaplanmasında elimizde 360Hz ile örneklenmiş ayrık veri bulunduğu için iki nokta arasında sürekli integral kullanmamız mümkün değildir. Bu yüzden QRS alanının hesaplanması için Simpson yöntemi kullanılmıştır. Buna göre hesaplanacak alan (QRS kompleksinin sıfırı kestiği noktalar arası) yüksekliği iki örnek olacak şekilde yamuklara bölünerek tek tek bu bölgelerin alanları bir seri şeklinde toplanmıştır.

P dalgası deteksiyonu için 3 noktalı türev yöntemi kullanılmıştır. Buna göre P dalgasının R dalgasından belli bir zaman önce olduğu kabul edilerek (bizim çalışmamızda yaklaşık 20-55. örnek arası) diğer bölgeler sıfır kabul edilmiş ve bu aralıkta işaretin türevi alınmıştır. Türevin en negatif olduğu yerler P dalgasının oluştuğu yerleri göstermektedir. Buna göre bu noktalardan belli miktar geriye gidilerek P dalgasının tepe noktaları ve genlikleri hesaplanmıştır.

T dalgası içinse R tepesinden sonra 15 ila 108. örnek arası maksimum nokta aranmış ve bulunan nokta T dalgasının tepesi olarak kabul edilmiştir.

ST segmenti ile ilgili önemli noktalar ; S noktası, J noktası, J+40 ve J+80 noktaları noktalarıdır. Bu noktalar bulunarak S genliği, ST eğimi, ST seviyesi ve ST alanı gibi ST segmentine ait parametreler hesaplanmıştır. Burada özellikle J noktalarının bulunması önemlidir. J noktalarının bulunma yöntemi Ek-H'da anlatılmıştır.

Benzer yöntemler kullanılarak geliştirilen yazılım uygulaması ile sonuçta, QRS komplekslerinin yerleri ve genlikleri belirlenmiş, RR aralığı, QRS süresi, P dalga genliği ve süresi, T dalga genliği ve süresi, TP segmenti, QRS ofseti, PR aralığı, QT aralığı, QRS alanı, ST seviyesi, ST eğimi ve ST alanı gibi parametreler hesaplanmıştır. Tüm parametrelerin hesaplanmasından sonra elde edilen sonuçlar Tablo 4.1'de verilmiştir. Süre ile ilgili birimler örnek sayısı cinsindendir. Buna göre bazı parametrelerin yaklaşık olması gereken değerleri ve bizim uygulamamızın elde ettiği değerleri karşılaştırmalı olarak aşağıda görebiliriz.

	Standart Değer	Programın Hesapladığı Değer
RR aralığı:	0,6-1 sn	Ortalama 0,76 sn
QRS süresi	0,06-0,1 sn	Ortalama 0,075 sn
P süresi	0,09 sn	Ortalama 0,1 sn
T süresi	0,15 sn	Ortalama 0,19 sn
PR aralığı	0,1-0,2 sn	Ortalama 0,13 sn
QT aralığı	0,35-0,425 sn	Ortalama 0,347 sn
TP aralığı	0,32 sn	0,25 sn

Elektrokardiyogram eğrisinde, belli sıra ve düzen içinde seyreden normal sinüs ritminden olan her türlü şekil ve ritim bozukluğu, aritmi oluşturur. EKG parametrelerinin hesaplanmasının bu tip aritmilerin teşhisinde önemli bir payı vardır, böylece ölümcül bir sonucun önceden belirlenmesi durumunda gerekli önlemler önceden alınabilir. Bu amaçla 1960'lı yıllarda, miyokard enfarktüs geçirmiş hastaların sürekli izlenmesini sağlayan koroner yoğun bakım üniteleri geliştirilmiştir.

Bu üniteler, hastaların sürekli izlenmesini sağlayan sistemlerin yanı sıra, hastayı hayata döndürme amacıyla, kalp masaj ve defibrilatör cihazlarıyla da donatılmışır. Önceleri, ventriküler fibrilasyona girilip girilmediğinin belirlenmesi için EKG işaretleri, büyük boyutlardaki monitörlerde, hemşireler tarafından sürekli olarak incelenirdi. Daha sonra, EKG'lerin daha ayrıntılı olarak incelenmesi sonunda, erken ventriküler atımların ("premature ventricular contractions", PVC), daha ciddi aritmiler olan ventriküler taşikardi ("tachycardia") ve fibrilasyonun habercileri olduğu gözlendi.

Yapılan araştırmalar, akut miyokard enfarktüs geçiren hastaların büyük çoğunluğunda aritmi oluştuğunu göstermiştir. Bunların yarısı, hayati tehlike oluşturan aritmilerdir. Bu aritmiler, EKG kayıtlarında çok belirgin bir şekilde görülmektedir. Son 15 yıldır, hayati tehlike oluşturan aritmiler nedeniyle ölümle karşı karşıya gelmiş olan hastaların yeniden yaşama döndürülmesi amacıyla yeni yöntemlerin aranması yerine, bu aritmilerin önceden detekte edilip hastanın tedavi edilmesi yönünde çalışmalar yoğunlaştırılmış ve bu olayları ortaya çıkaracak güvenilir ve otomatik aritmi detektörleri geliştirilmeye çalışılmıştır.

KAYNAKLAR

[1] **Jenkins, D.,** 1997. A Brief History of Elektrocardiography, http://www.ecglibrary.com

[2] **Korürek, M.,** 1996. Tıp Elektroniğinde Tasarım İlkeleri, İ.T.Ü Elektrik-Elektronik Fakültesi Ofset Baskı Atölyesi, İstanbul.

[3] **Yazgan, E. ve Korürek, M.,** 2000. Biyomedikal Düzenler Ders Notları, İ.T.Ü. Elektrik Elektronik Fakültesi, İstanbul.

[4] **Oğuz, H.S., and Asyalı, H.M.,** 1992. A Morphology Based Algorithm for Baseline Wander Elimination in ECG Records, International Biomedical Engineering Days, 157-160.

[5] **Friesen, M.G. and Jannett, C.T.,** 1990. A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithm, IEEE Transactions on Biomedical Eng, Vol. BME-37, No.1, 85-98.

[6] **Maragos, P. and Schafer, W.R.,** 1987, Morphological Filters-PartI: Their Set-Theoretic Analysis and Relations to Linear Shift-Invariant Filters, IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing, Vol. ASSP-35, No.8, 1153-1169.

[7] **Güneş, A. ve Yıldız, K.,** 1997. MATLAB (Matematik ve Grafik Programlama Dili), Türkmen Kitabevi, İstanbul.

[8] **Asyalı, H.M.,** 2003. Kişisel görüşme (e-mail).

[9] **Pan, J. and Tompkins, W.J.,** 1985. A Real-Time QRS Detection Algorithm, IEEE Transactions on Biomedical Eng, Vol. BME-32, No.3, 230-236.

[10] **Yazgan, E. ve Korürek, M.,** 1996. Tıp Elektroniği, İ.T.Ü Elektrik-Elektronik Fakültesi Ofset Baskı Atölyesi, İstanbul.

[11] **Samuel D, S.,** 1993. Signal Processing Algorithms in Matlab, Prentice Hall.

[12] **Kinariwala, B., Kuo, F. and Tsao, N.,** 1973. Linear Circuits and Computation, John Willey&Sons.

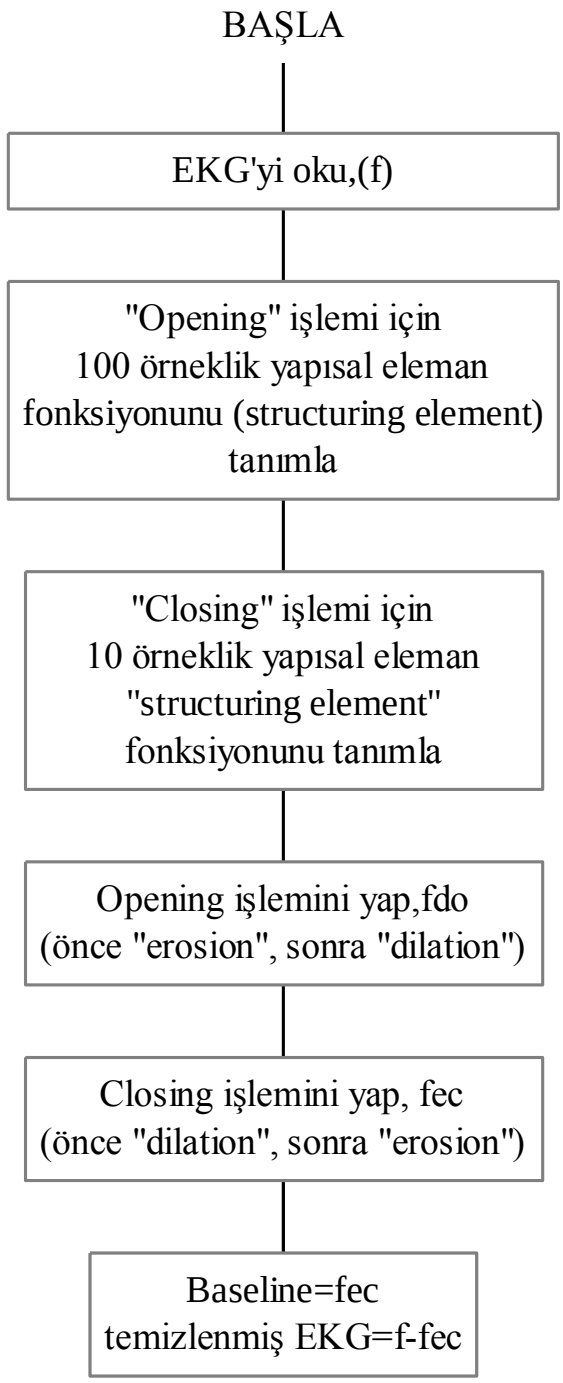
[13] **Freeman, K. and Singh, A.,** 1991. P Wave Detection of Ambulatory ECG Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol.13, No.2.

[14] **Sakkaf, H.T.**, 1988. ST Segmentinin Uzunluğunun En Küçük Kareler Yöntemiyle Ölçülmesi, *Yüksek Lisans Tezi,* İ.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

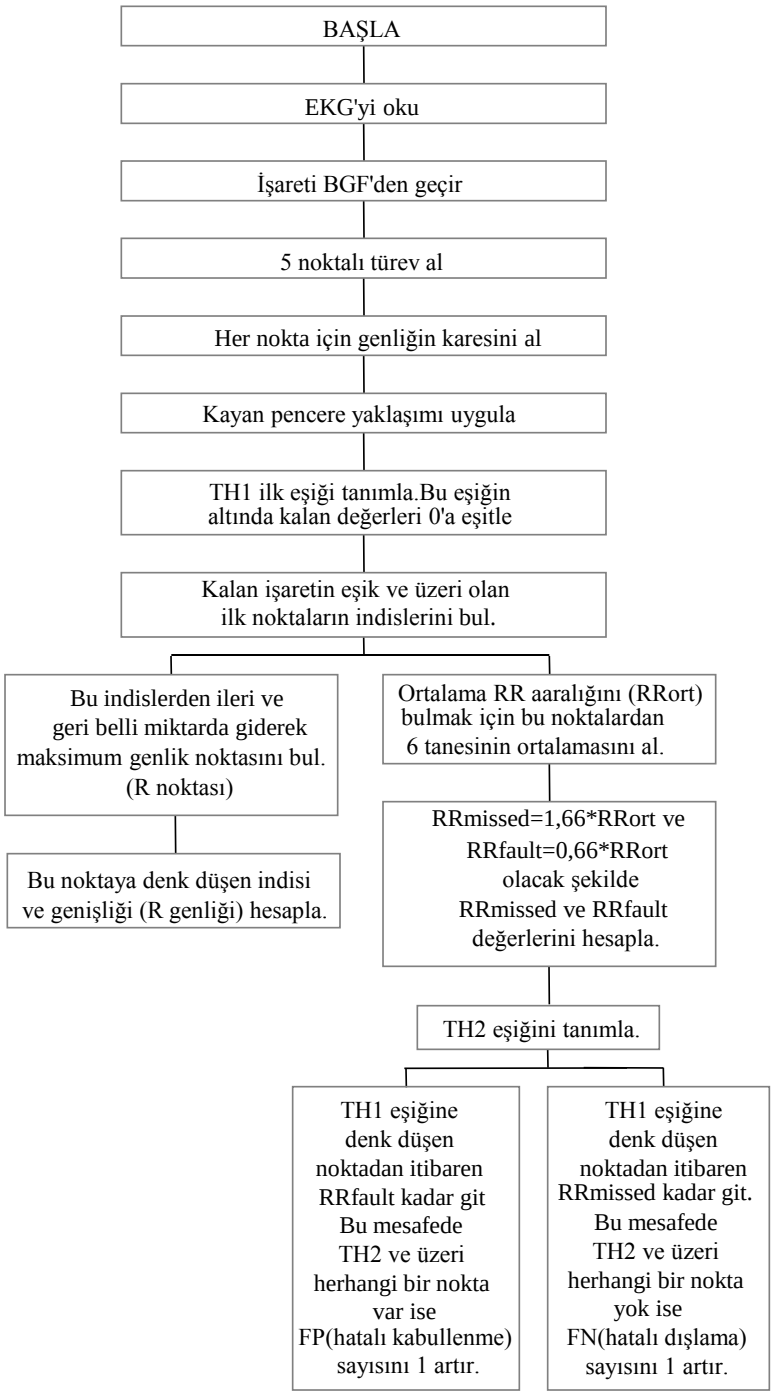
[15] **Şeker, H.A.,** 2002. Hilbert Transformundan Yararlanarak EKG İşaretlerinin Analizi ve Sınıflanması, *Yüksek Lisans Tezi*, İ.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

EKLER

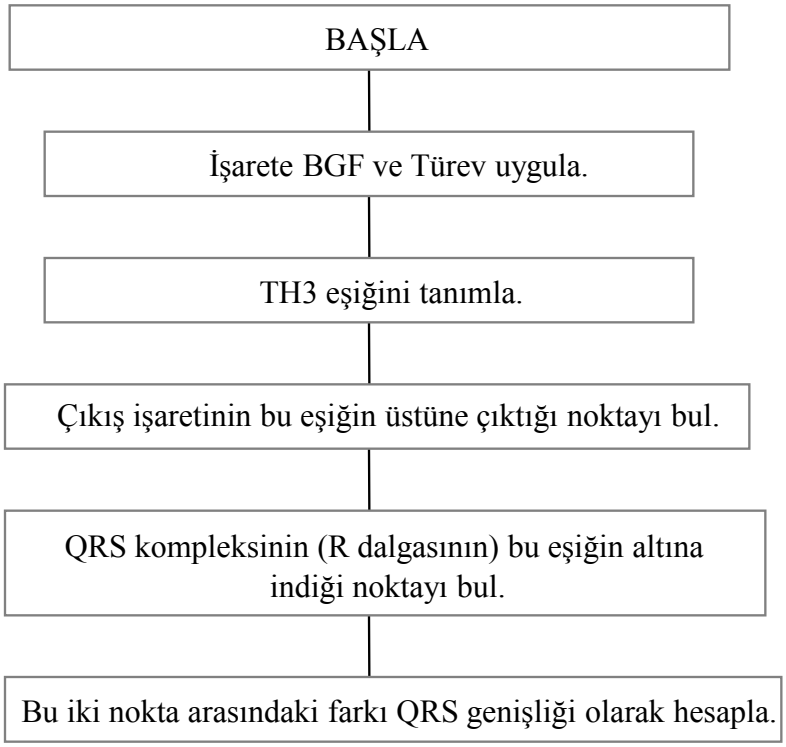
EK-A : Taban hattı kaldırılmasına ilişkin akış diyagramı.



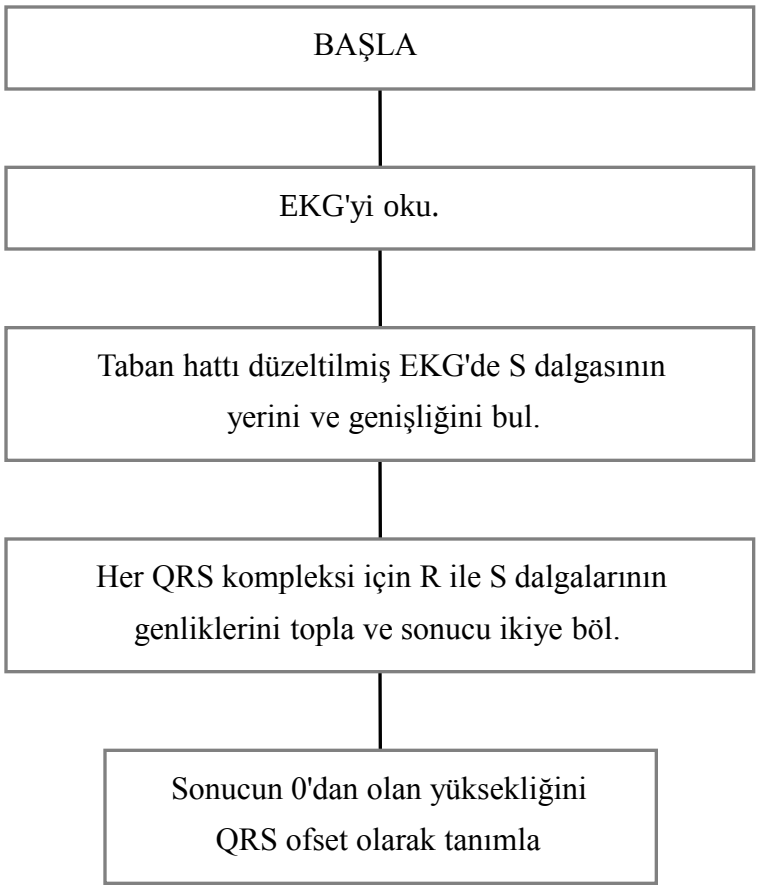
EK-B : QRS deteksiyonuna ilişkin akış diyagramı



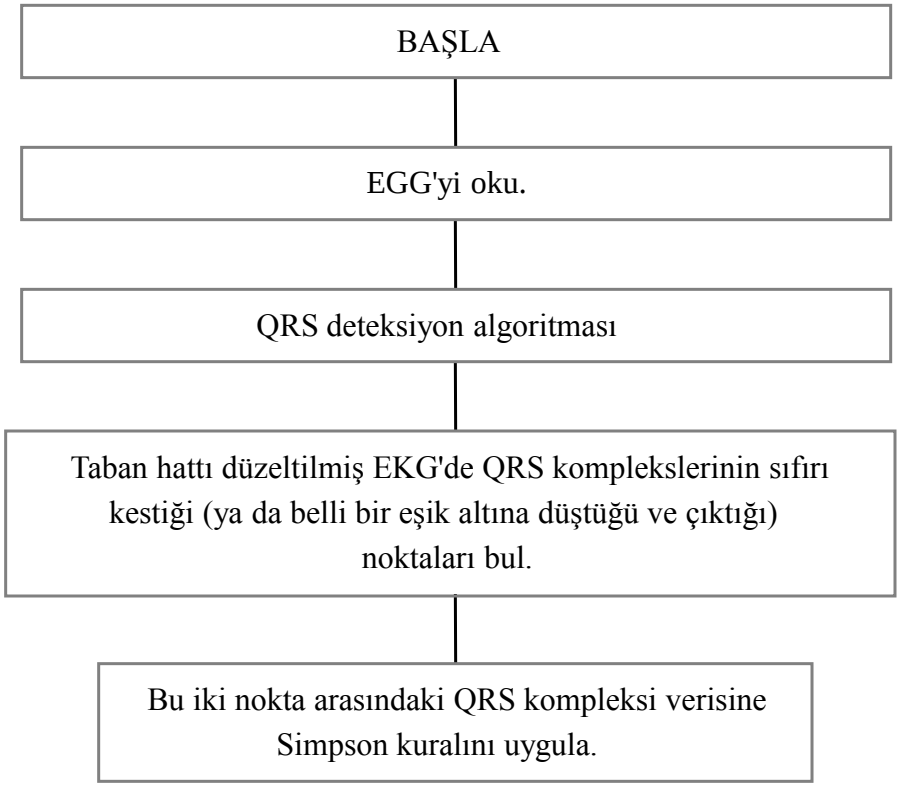
EK-C : QRS genişliğinin ölçülmesine ilişkin akış diyagramı



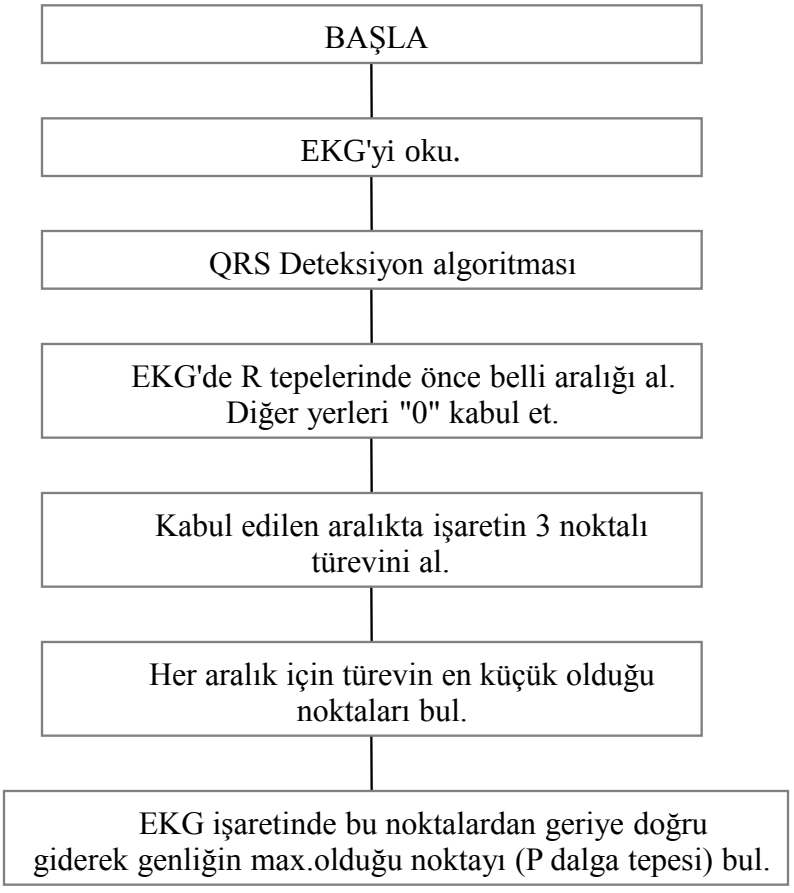
EK-D : QRS ofsetinin ölçülmesine ilişkin akış diyagramı



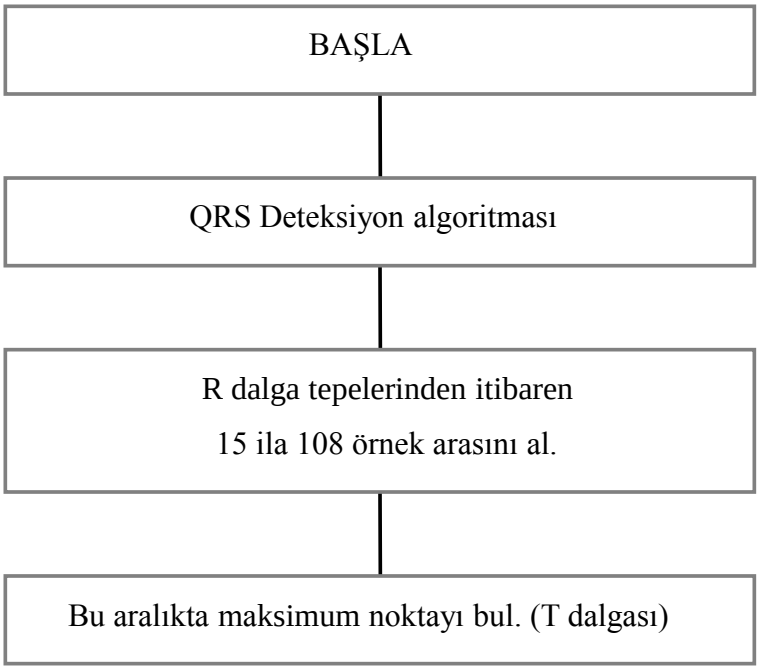
EK-E : QRS alanının ölçülmesine ilişkin akış diyagramı



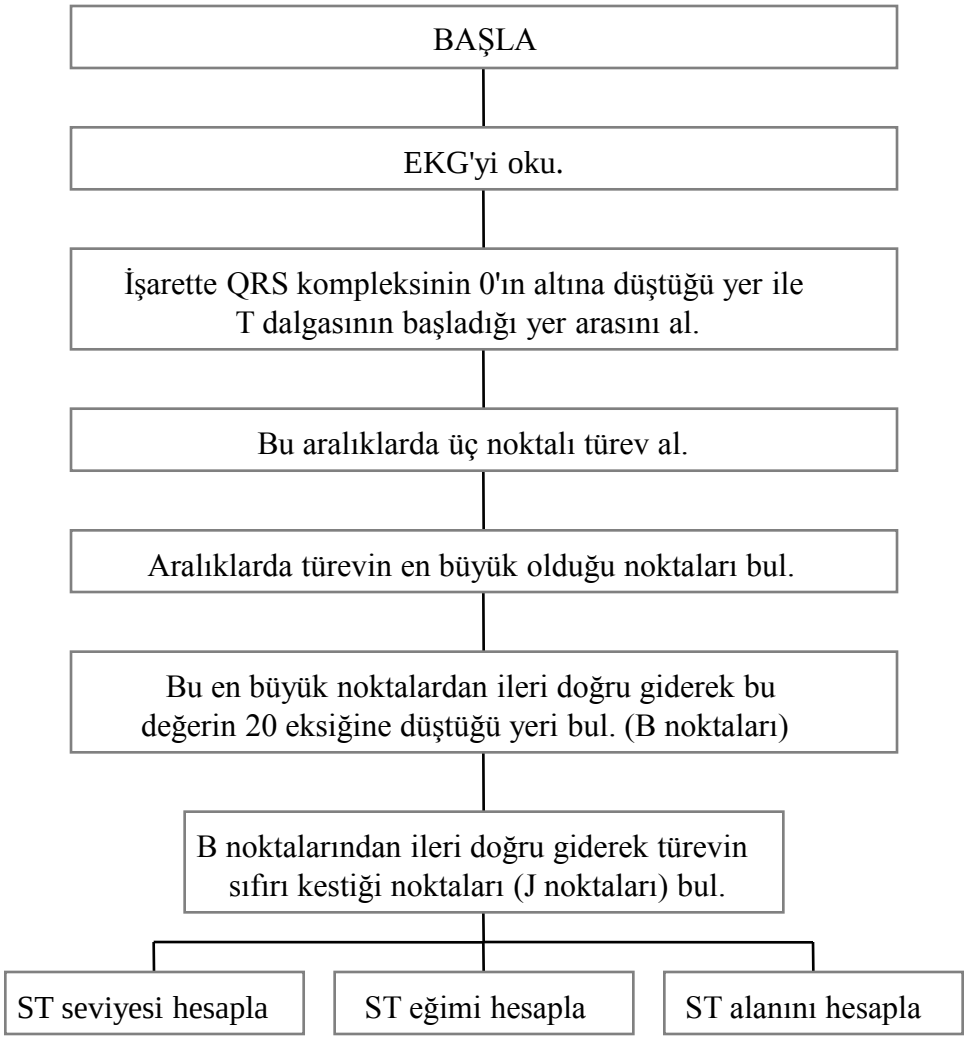
EK-F : P dalga deteksiyonuna ilişkin akış diyagramı



EK-G : T dalga deteksiyonuna ilişkin akış diyagramı



EK-H : ST segmentine ilişkin akış diyagramı



TABLO 4.1 (QRS TABLOSU)

Number of FALSE Positives: 0

Number of FALSE Negatives: 0

Sample No	R Amplitude	RR Intervals	QRS Int.	Psure.	P.Amp.	TAmp.	Tsure	TPseg.	QRSoffset	PRint.	QTint.	QRSalan	STseviye	STeğim	STalan
12	828.95	273	21	0	0.00	163.36	73	90	413.96	0	120	9277.99	-9.72	-32.94	250.70
285	732.47	277	28	41	46.22	164.34	73	92	317.96	47	139	8141.77	-16.95	-46.58	299.06
562	730.37	270	26	35	45.27	163.48	71	90	331.76	46	124	7118.43	-8.19	-64.60	262.16
832	750.41	271	26	36	47.36	156.38	69	88	340.80	47	117	7631.84	-5.43	-53.64	307.31
1103	718.09	271	27	45	53.61	166.77	69	89	315.96	53	126	7437.37	-14.43	-52.14	266.79
1374	743.43	271	27	39	47.13	165.30	77	90	332.32	50	128	8076.57	-7.59	-57.83	297.97
1645	708.42	275	27	30	40.24	148.82	62	99	320.11	42	121	7029.35	-8.23	-67.35	311.56
1920	728.40	270	27	35	49.75	170.39	69	89	332.29	45	123	7922.92	-12.00	-57.69	286.38
2190	732.45	272	27	37	41.22	167.42	72	92	322.84	48	120	7854.97	-8.56	-59.80	331.77
2462	711.42	274	27	36	43.28	162.44	73	95	307.37	47	127	6980.11	-15.93	-40.76	445.03
2736	719.46	278	25	34	50.25	165.52	77	91	313.83	44	132	6656.64	-5.26	-85.49	301.82
3014	723.43	271	27	35	53.18	185.28	88	90	319.07	45	119	7400.45	-28.34	-67.61	214.39
3285	739.46	268	27	39	38.35	170.32	73	96	323.17	50	119	7567.69	-17.34	-53.60	315.29
3553	600.48	275	26	30	27.35	142.57	78	87	240.18	42	132	5538.97	-14.14	-24.34	279.09
3828	485.28	286	26	39	65.72	128.34	59	101	211.27	41	139	5171.71	-1.20	-37.17	254.87
4114	625.96	275	26	44	52.44	150.75	77	78	272.94	46	140	6284.66	-5.55	-55.08	237.03
4389	654.35	279	27	49	53.00	157.57	76	94	283.83	60	124	6151.28	-5.37	-52.23	241.08
4668	696.46	284	27	38	45.28	170.55	85	95	308.36	50	132	7174.68	-13.83	-61.80	254.20
4952	714.46	271	27	39	49.26	172.65	71	98	309.68	49	120	6944.13	-9.73	-67.66	339.14
5223	741.48	276	26	31	35.29	155.80	69	87	317.86	41	125	6834.15	-1.80	-57.00	166.23
5499	738.49	275	27	46	59.02	165.65	67	91	333.36	55	126	7801.97	-7.37	-70.19	211.37
5774	760.46	272	27	40	49.28	168.54	69	91	347.95	51	125	8179.56	-5.26	-75.29	238.31
6046	739.45	275	27	34	43.29	163.68	77	94	336.84	46	124	7198.97	-12.83	-60.72	258.55
6321	720.33	271	27	37	42.81	152.79	64	96	310.33	47	120	7006.48	-0.20	-30.98	196.00
6592	737.49	273	27	35	50.25	167.54	69	88	331.37	45	124	7333.08	-6.20	-72.56	326.39
6865	733.34	274	27	40	44.26	164.53	78	91	332.21	51	125	7644.98	-12.80	-68.80	309.81
7139	733.44	277	26	39	48.28	152.72	66	92	320.44	49	125	7030.84	0.40	-57.94	202.69
7416	735.44	272	27	42	58.89	167.59	74	91	335.31	51	123	7163.30	-3.97	-54.50	249.22
7688	713.41	267	28	34	51.25	166.28	69	91	327.80	46	120	7971.48	-10.34	-54.64	265.37
7955	730.32	276	26	36	36.28	159.64	76	93	328.69	47	124	7138.74	-9.71	-46.68	212.25
8231	754.26	283	27	41	50.77	166.44	79	99	345.65	49	131	8207.07	-1.44	-48.37	250.11
8514	733.40	277	26	33	50.25	175.54	76	100	322.77	44	124	7282.16	-9.84	-58.84	268.11

Normal değerler:

RR aralığı : 0,6 ~ 1sn.
QRS süresi : 0,06 - 0,1sn.
P dalga süresi : 0,09sn.
T dalga süresi: 0,15sn.
TP segmenti: 0,32sn.
PR aralığı: 0,1 ~ 0,2sn.
QT aralığı: 0,35 ~ 0,425sn.

ÖZGEÇMİŞ

1976 yılında Erzurum'da doğdu. Erzurum Fen Lisesi'ndeki öğrenimini 1993 yılında tamamlayarak aynı yıl yüksek öğrenimine başladı. 1998 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi'nden Elektronik ve Haberleşme Mühendisi ünvanı aldı. 1999 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi, Elektronik ve Haberleşme Anabilim Dalı, Biyomedikal Mühendisliği dalında yüksek lisans öğrenimine başladı. Halen Beko Elektronik A.Ş., Ürün Deneme Takımı'nda "Ürün Deneme Mühendisi" olarak çalışmaktadır.