

**STENOZLU KORONER ARTERE BAĞLI
İNFAKTÜS LOKALİZASYONUNUN YAPAY
ZEKÂ TEKNİKLERİ İLE BELİRLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Hatice Kübra ZİĞARLI

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Uğur FİDAN

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Haziran 2018

Bu tez çalışması 17.FEN.BİL.16 numaralı proje ile BAPK tarafından desteklenmiştir.

AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

STENOZLU KORONER ARTERE BAĞLI İNFARKTÜS
LOKALİZASYONUNUN YAPAY ZEKÂ TEKNİKLERİ İLE
BELİRLENMESİ

Hatice Kübra ZİĞARLI

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Uğur FİDAN

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Haziran 2018

TEZ ONAY SAYFASI

Hatice Kübra ZİĞARLI tarafından hazırlanan “Stenozlu Koroner Artere Bağlı İnfarktüs Lokalizasyonunun Yapay Zekâ Teknikleri İle Belirlenmesi” adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 29/06/2018 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından **oy birliği** ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Dr. Öğr. Üyesi Uğur FİDAN

Başkan : Doç. Dr. Rahmi CANAL
Gazi Üniversitesi
Teknoloji Fakültesi

Üye : Doç. Dr. Uçman ERGÜN
Afyon Kocatepe Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Uğur FİDAN
Afyon Kocatepe Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

İmza



Afyon Kocatepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun
...../...../..... tarih ve
..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....
Prof. Dr. İbrahim EROL
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI
Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

29/06/2018

İmza
Hatice Kübra ZİĞARLI

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

STENOZLU KORONER ARTERE BAĞLI İNFARKTÜS LOKALİZASYONUNUN YAPAY ZEKÂ TEKNİKLERİ İLE BELİRLENMESİ

Hatice Kübra ZİĞARLI

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Uğur FİDAN

Dünya Sağlık Örgütü (WHO) verilerine göre kalp-damar hastalıkları 2012 yılında yaklaşık 17,1 milyon kişinin yaşamını yitirmesine neden olmuştur. Bu sayının 2030 yılında 22,2 milyona ulaşacağı tahmin edilmektedir. Türkiye İstatistik Kurumu'nun (TÜİK) 2016 yılına ilişkin ölüm nedeni istatistiklerine göre ülkemizde dolaşım sistemi kaynaklı 162 876 ölüm gerçekleşmiştir. Ölüm nedenleri arasında dolaşım sistemi kaynaklı hastalıklar %39,8 ile ilk sırada gelmektedir. Bu çalışma ile 12 derivasyon elektrokardiyogram (EKG) işaretleri üzerinde sayısal işaret işleme ve yapay zekâ teknikleri uygulanarak koroner arter tıkanıklarını erken dönemde tespit etmek ve miyokard infarktüsü (Mİ) riskini azaltmak amacıyla hekime yardımcı bir uzman sistemin geliştirilmesi hedeflenmektedir.

Kalp kasının bir kısmının nekroze olmasını ifade eden Mİ, koroner arterlerin iç duvarlarında kolesterol ve yağ plaklarının oluşması sonucu miyokardın bir bölgesinin yeterli derecede kanla beslenememesi sonucu meydana gelir. Mİ tanısı tipik göğüs ağrısı, EKG ve plazma enzimlerindeki değişiklikler temel alınarak konulur. Kalp damarlarının daralması ve tıkanmasından sonraki ilk 40 dk. içinde oluşan doku ölümünün ilk bulguları, EKG'deki değişiklikler ile izlenebilmektedir. EKG'deki ST segmentinin çökmesi veya yükselmesi infarktüsü yansıtır. Çalışmada Mİ erken tanı ve infarktüs lokalizasyon tespiti için öncelikle farklı infarktüs şiddet ve lokalizasyonlarına sahip, farklı kalp atış hızı, genlik ve ST segment yükselme/çökmeli EKG işaretleri kaydedilmiştir. 12 kanal EKG işaretleri normalize edilmiş ve Welch Metodu ile güç

spektral yoğunluk değerleri elde edilmiştir. Güç spektral yoğunluğunun ilk 15 parametresi öznelik vektörü olarak belirlenmiştir. znelik vektörü yapay sinir ağının giriş parametreleri olarak alınmiştir. 340 adet 12 kanallı EKG verisinin güç spektral yoğunluk değerleri yapay sinir ağında öğrenme için kullanılmış ve ağa tanıtılmamış olan 60 veriyle de ağ test edilmiştir. Bu 60 test verisi yapay sinir ağı tarafından %99,85 doğru sınıflandırılmıştır. Eğitimi tamamlanan yapay sinir ağı normal, ST segment yükselme ve kmeli EKG işaretlerinden oluşturulan senaryolardan her bir infarktüs lokalizasyonu (Anterolateral, Anteroseptal, Anterobazal, Posteroinferior, Posteroseptal, Posterolateral ve Posterobazal) için 200'er adet, normal EKG verisi için 200 adet olmak üzere toplamda 1600 veri seti ile test edilmiştir. Yapılan test sonucunda 1600 veri seti %99,94 başarı ile doğru sınıflandırılmıştır.

2018, xii + 75 sayfa

Anahtar Kelimeler: Miyokard İnfarktüsü, EKG, Sinyal İşleme, Yapay Sinir Ağı, Sınıflandırma

ABSTRACT
M.Sc. Thesis

DETERMINATION OF STENOTIC CORONARY ARTERY INFARCTION
LOCALIZATION WITH ARTIFICIAL INTELLIGENCE TECHNIQUES

Hatice Kübra ZİĞARLI

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Biomedical Engineering

Supervisor: Asst. Prof. Uğur FİDAN

According to the World Health Organization (WHO), cardiovascular diseases caused about 17,1 million people to lose their lives in 2012 worldwide. It is estimated that this number will reach 22,2 million by 2030. According to the cause of death statistics for the Turkey Statistical Institute in 2016, our country circulatory system caused 162 876 deaths had occurred. Among the causes of death, circulatory system diseases are the leading cause with 39.8%. In this study, it is aimed to develop a physician assisted specialist system in order to detect coronary artery occlusions in early stage and decrease myocardial infarction (MI) risk by applying digital signal processing and artificial intelligence techniques on 12 lead electrocardiogram (ECG) signals.

MI, which means that part of the heart muscle is necrosis, the formation of cholesterol and fat plaques on the inner walls of the MI coronary arteries results in a region of the myocardium that can not be adequately fed to the bloodstream. The diagnosis of MI is based on changes in typical chest pain, ECG, and plasma enzymes. The initial findings of necrosis beginning within the first 40 minutes after the narrowing and occlusion of the heart vessels can be followed by changes in the ECG. Depression or elevation of the ST segment in the ECG reflects the infarction. In the study, different heart rate, amplitude and ECG signals with ST segment elevation/depression were recorded with different infarction severity and localization for MI early diagnosis and infarction localization. 12 channel ECG signals were normalized and power spectral density values were obtained with Welch Method. The first 15 parameters of the power spectral

density are specified as the feature vector. The attribute vector is taken as the input parameters of the artificial neural network. The power spectral density values of 340 12-channel ECG data were used for learning in the artificial neural network and the network was tested with 60 data that were not introduced to the network. These 60 test data classified 99.85% correctly by the artificial neural network. The completed artificial neural network was tested with a total of 1600 data sets, 200 normal for each infarct location (Anterolateral, Anteroseptal, Anterobasal, Posteroinferior, Posteroseptal, Posterolateral and Posterobasal) and 200 for normal ECG data from the scenarios formed from normal, ST segment elevation and ECG signals with collapsed ECG signals. As a result of the test, 1600 data sets were successfully classified with 99.94% success.

2018, xii + 75 pages

Keywords: Myocardial Infarction, ECG, Signal Processing, Artificial Neural Network, Classification

TEŞEKKÜR

Bu araştırmanın konusu, deneysel çalışmaların yönlendirilmesi, sonuçların değerlendirilmesi ve yazımı aşamasında yapmış olduğu büyük katkılarında dolaylı tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Uğur FİDAN'a, araştırma ve yazım süresince yardım ve desteğini esirgemeyen Erkan YILMAZ'a, her konuda öneri ve eleştirileriyle yardımlarını gördüğüm hocalarıma ve arkadaşlarıma teşekkür ederim. Ayrıca bu tez alışması 17.FEN.BİL.16 numaralı lisansüstü tez projesi olarak Afyon Kocatepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu (BAPK) tarafından desteklenmiştir. Desteklerinden dolaylı niversitemize ve Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonuna teşekkür ederim.

Bu araştırma boyunca maddi ve manevi desteklerinden dolaylı aileme ayrıca teşekkür ederim.

Hatice Kübra ZİğARLI
AFYONKARAHİSAR, 2018

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

Sayfa

ÖZET	i
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....	vi
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ	1
2. LİTERATÜR BİLGİLERİ.....	3
2.1 Ateroskleroza Bağlı Miyokard İnfarktüsü Oluşumu.....	3
2.2 Miyokard İnfarktüsünün Tanı Yöntemleri	4
2.3 Koroner Arterler.....	4
2.3.1 Sağ Koroner Arter (RCA).....	6
2.3.2 Sol Koroner Arter (LCA)	7
2.4 Kalbin Çalışması ve Elektrokardiyogramın Oluşumu	8
2.4.1 Einthoven Üçgeni ve EKG Derivasyonları	11
2.4.1.1 Ekstremitte Derivasyonları	13
2.4.1.2 Prekordiyal Derivasyonlar (Göğüs Derivasyonları)	14
2.4.2 Miyokard İnfarktüsü Tanısında EKG'nin Önemi.....	15
2.4.3 Miyokard İnfarktüsünde Ekg Bulguları.....	16
2.4.3.1 Akut Miyokard İnfarktüsünün EKG İşareti Üzerindeki Etkileri	17
2.4.3.2 Geçirilmiş Miyokard İnfarktüsünün EKG İşareti Üzerindeki Etkileri	18
2.5 Miyokard İnfarktüslerinin Lokalizasyonu.....	19
2.5.1 Anterolateral İnfarktüs.....	19
2.5.2 Anteroseptal İnfarktüs	19
2.5.3 Apikal İnfarktüs.....	20
2.5.4 Anterobazal İnfarktüs	21
2.5.5 Posteroinferior İnfarktüs.....	21
2.5.6 Posteroseptal İnfarktüs	22
2.5.7 Posterolateral İnfarktüs.....	23
2.5.8 Posterobazal İnfarktüs	23
2.6 Literatür Taraması	24

3. MATERİYAL VE METOT	28
3.1 Prosim 8	28
3.2 microCOR EKG Cihazı.....	28
3.3 MATLAB	29
3.4 Veri Ön İşleme	30
3.4.1 Sayısal Filtreler.....	30
3.4.1.1 Temel Filtreler	31
3.4.1.2 Ayrık Zamanlı Sonlu Dürtü Yanıtlı Filtre Tasarımı	33
3.4.1.3 Ayrık Zamanlı Sonsuz Dürtü Yanıtlı Filtre Tasarımı	34
3.4.2 Normalizasyon.....	34
3.4.2.1 İstatiksel veya Z-Score Normalizasyonu	35
3.4.2.2 Minimum-Maksimum Normalizasyonu	35
3.4.2.3 Medyan Normalizasyonu	36
3.4.2.4 Sigmoid Normalizasyonu	37
3.5 Öznitelik Çıkarımı.....	37
3.5.1 Güç Spektral Yoğunluğu	38
3.6 Yapay Sinir Ağları	40
3.6.1 Yapay Sinir Ağı Yapısı ve Elemanları	41
3.6.2 Yapay Sinir Ağı Mimarisi	42
3.6.3 Yapay Sinir Ağlarında Öğrenme Algoritmaları	44
3.7 Miyokard İnfarktüsli EKG İşaretlerinin Yapay Zekâ Teknikleriyle Sınıflandırılması	46
3.8 Miyokard İnfarktüsü Erken Tanı ve İnfarktüs Lokalizasyon Tespit Sisteminin Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi.....	48
4. BULGULAR.....	50
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	57
6. KAYNAKLAR	59
ÖZGEÇMİŞ.....	64
EKLER	67

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

cTnT	Kardiyak troponin T
dk	Dakika
dB	Desibel
Hz	Hertz
mV	Milivolt
s	Saniye

Kısaltmalar

AMİ	Akut miyokard infarktüsü
ART	Adaptif Rezonans Teori
AV	Atriyoventriküler
BGF	Bant geçiren filtre
BSF	Bant söndüren filtre
BSPM	Vücut yüzey potansiyel haritası
CPK	Creatine phosphokinase test
CPK-MB	Creatine phosphokinase test-muscle/brain
Cx	Circumflex artery
ÇKA	Çok katmanlı algılayıcı
DAQ	Data acquisition
EKG	Elektrokardiyogram
FFT	Fast Fourier transform
FIR	Finite Impulse Response
IBP	Invasive blood pressure
IIR	Infinite Impulse Response
GMİ	Geçirilmiş miyokard infarktüsü
GSY	Güç spektral yoğunluk
KST	Kolmogorov-Smirnov testi
LAD	Left anterior descending
LCA	Left coronary artery
LM	Levenberg–Marquardt
LVQ	Linear Vektor Quantization
MEES	Multiscale energy and eigenspace
Mİ	Miyokard infarktüsü
NIBP	Non invasive blood pressure
NSTEMI	non-ST segment elevation myocardial infarction
PSTM	Patient-specific torso model
PTB	Physikalisch-Technische Bundesanstalt
RCA	Right coronary artery
RBF	Radial basis function
SA	Sinoatriyal
STEMI	ST segment elevation myocardial infarction
TF	Transfer fonksiyonu
TVCM	Thoracic volume conductor model
TÜİK	Türkiye İstatistik Kurumu

Kısaltmalar(Devam)

YGF	Yüksek geçiren filtre
YSA	Yapay sinir ağı
WHO	World Health Organization

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1 Kroner arterlerde plak oluşumu	3
Şekil 2.2 Kroner arterin plak ile tıkanması.....	4
Şekil 2.3 Kroner arter ve venler	5
Şekil 2.4 Kalpteki depolarizasyon ve repolarizasyon sonucu EKG işaretinin oluşumu	10
Şekil 2.5 Einthoven üçgeni ve standart ekstremite derivasyonları.....	11
Şekil 2.6 Einthoven üçgeni ve Wilson santral terminali	12
Şekil 2.7 Standart ekstremite derivasyonları ve bağlantı şekilleri	13
Şekil 2.8 Güçlendirilmiş ekstremite derivasyonları ve bağlantı şekilleri.....	14
Şekil 2.9 Prekordiyal derivasyonlar ve bağlantı şekilleri.....	15
Şekil 2.10 Normal EKG işareti.....	16
Şekil 2.11 Miyokard infarktüsüne bağlı ST segment yükselmesi	17
Şekil 2.12 Miyokard infarktüsüne bağlı ST çökmesi	17
Şekil 2.13 Miyokard infarktüsünde EKG süreci	18
Şekil 2.14 Geçirilmiş Mİ sonrası EKG görünümü	18
Şekil 2.15 Anterolateral infarktüs	19
Şekil 2.16 Anteroseptal infarktüs	20
Şekil 2.17 Apikal infarktüs.....	20
Şekil 2.18 Anterobazal infarktüs	21
Şekil 2.19 Posteroinferior infarktüs	22
Şekil 2.20 Posteroseptal infarktüs	22
Şekil 2.21 Posterolateral infarktüs.....	23
Şekil 2.22 Posterobazal infarktüs	23
Şekil 3.1 Prosim 8 hayati belirtiler simülatörü.....	28
Şekil 3.2 microCOR EKG ölçüm cihazı	29
Şekil 3.3 AGF frekans cevabı.....	31
Şekil 3.4 YGF frekans cevabı.....	32
Şekil 3.5 BGF frekans cevabı.....	32
Şekil 3.6 BSF frekans cevabı	33
Şekil 3.7 Biyolojik sinir hücresinin yapısı	40
Şekil 3.8 Yapay sinir hücresinin yapısı	41
Şekil 3.9 Çok katmanlı algılayıcı modeli	43

Şekil 3.10 Mİ erken tanısı ve lokalizasyonu için geliştirilecek sistemin işlem basamakları	47
Şekil 3.11 Mİ erken tanı ve lokalizasyon tespit sisteminin blok diyagramı.....	48
Şekil 3.12 Mİ erken tanı ve lokalizasyon tespit sisteminin yazılım algoritması.....	49
Şekil 4.1 12 kanal EKG veri toplama düzeneği	50
Şekil 4.2 70 kalp atım hızlı anterolateral bölgede infarktüse sahip EKG işaretine ait I ve V6 derivasyonlarının normal değerleri	51
Şekil 4.3 70 kalp atım hızlı anterolateral bölgede infarktüse sahip EKG işaretine ait I ve V6 derivasyonlarının normalize edilmiş değerleri.....	51
Şekil 4.4 Anterolateral bölgede infarktüse sahip ve 0 ile 1 arasında normalize edilmiş örnek EKG işareti.....	52
Şekil 4.5 Anterolateral bölgede infarktüse sahip EKG işaretinin I ve II derivasyonuna ait güç spektral yoğunluk değerleri.....	53
Şekil 4.6 Normal EKG işaretinin I ve II derivasyonuna ait güç spektral yoğunluk değerleri.....	54
Şekil 4.7 Yapay sinir ağı parametre sonuçları.....	54
Şekil 4.8 Test verilerinin ağı sonuçları.....	55
Şekil 4.9 Geliştirilen yazılımın arayüzü.....	56

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 3.1 YSA ve sinir sistemi elemanlarının karşılaştırılması.....	42
Çizelge 4.1 Miyokard infarktüsü lokalizasyonlarına ait EKG derivasyonlarındaki ST segment değişimleri.....	53
Çizelge 4.2 İnfarktüslü 1600 EKG verisinin sınıflandırılma sonuçları.....	56

1. GİRİŞ

Günümüzde kronik hastalıklar içerisinde yer alan kalp hastalıklarının görülme sıklığı oldukça fazladır. Kalp hastalıkları 20. yüzyılın başlarında ölüm nedenlerinin %10'undan azını oluştururken bu oran giderek artmış ve ölüm nedenlerinin %25'inden sorumlu hale gelmiştir (Çam 2011). Dünya Sağlık Örgütü (WHO) verilerine göre kalp-damar hastalıkları 2012 yılında yaklaşık 17,1 milyon kişinin yaşamını yitirmesine neden olmuştur. Bu sayının 2030 yılında 22,2 milyona ulaşacağı tahmin edilmektedir (WHO 2016). Türkiye İstatistik Kurumu'nun (TÜİK) 2016 yılına ilişkin ölüm nedeni istatistiklerine göre dolaşım sistemi kaynaklı 162 876 ölüm gerçekleşmiştir. Ölüm nedenleri arasında dolaşım sistemi kaynaklı hastalıklar %39,8 ile ilk sırada gelmektedir (TÜİK 2016). Türk halkının %65'inin şehirlerde yaşaması ve hızlı endüstrileşmenin olumsuz etkileri (sigara tüketimi, yanlış beslenme alışkanlıkları, sedanter yaşam vb.) göz önüne alındığında bu oranın artarak devam edeceği öngörülmektedir. Bununla birlikte, kalp hastalıkları yaş gruplarına göre incelendiğinde, Türkiye'nin genç yaş grubunda en yüksek kalp hastalıkları oranlarına sahip olduğu görülmektedir (Onat 2001, Sakin 2007, Çam 2011).

İngiltere'de gerçekleştirilen 136 bin ölümcül kalp krizi vakasına (2006 ve 2010 yılları arası) ilişkin yapılan araştırmaya göre hastalığın erken teşhis edilememesi nedeniyle birçok insanın hayatını kaybettiği bildirilmiştir. Araştırmada insanların %16'sının ölümlerinden 4 hafta önce hastaneye gittikleri belirtilmiş, ancak hastane kayıtlarında kalp krizi belirtilerine dair bir kayıt bulunmadığı tespit edilmiştir. Bu araştırma, kalp krizinden hayatını kaybedenlerin birçoğunun bir ay öncesinden sağlık kuruluşlarına gittiklerini ancak kalp rahatsızlığı teşhisi konulamadığını göstermektedir. Bu araştırma sonucunda doktorların belirtileri gözden kaçırabildiği ve kalp krizi ön tanısında yetersiz kaldığı görülmektedir (İnt.Kyn.1). Yalnız öyküye dayanarak iskemi veya infarktüsü diğer göğüs ağrısı nedenlerinden ayırmak çoğu kez mümkün değildir. Göğüs ağrısıyla hastaneye müracaat eden hastaların sadece %20'sinde Akut miyokard infarktüsü (AMİ) gelişmektedir (Konuk 2001). ABD'de her yıl acil servise 6 milyondan fazla kişi akut göğüs ağrısı ya da akut kardiyak iskemiye düşündürülen semptomlar ile başvurmaktadır. Bunların yarısından fazlası hastaneye yatırılmaktadır. Hastaneye

yatışın ardından bu hastaların %85-90'ında akut koroner sendrom (AKS) bulgusu olmadığı görülmektedir. Başvuru sırasında akut iskemik kalp hastalığı tanısı konulması zor olduğu için gereksiz hastaneye yatış oranları artmaktadır. AKS bulunma olasılığı yüksek olan hastaları ayırabilecek, özgüllüğü yüksek olan bir tanısasal araç gereklidir. Böylece karar verme süreci hızlanacak ve iskemik koroner arter hastalığında yaşam kalitesinin korunması ve devam ettirilmesi sağlanacaktır (Çiftçi 2006).

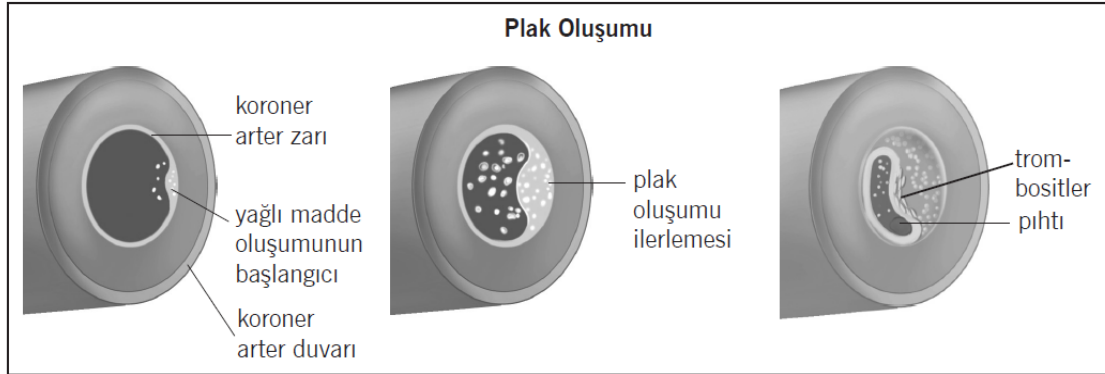
İnsan vücudu üzerinde operasyon yapmadan kolaylıkla ölçülebilen EKG işaretleri anormalliklerin ve komplikasyonların tespitinde, uygun tanı ve tedavinin belirlenmesinde büyük önem taşımaktadır (Gürkan vd. 2006). Tipik semptomlar ile miyokard iskemisi ve nekrozuna ilişkin karakteristik EKG bulguları, erken AKS tanısı koymada değerli bilgiler taşımaktadır. Bu çalışma ile 12 derivasyon EKG işaretleri üzerinde sayısal işaret işleme ve yapay zekâ teknikleri uygulanarak tıkalı olan koroner arteri tespit etme ve miyokard infarktüsü ön tanısı koymada hekime yardımcı olabilecek uzman bir sistemin geliştirilmesi amaçlanmaktadır.

2. LİTERATÜR BİLGİLERİ

Miyokard infarktüsü (Mİ) kalbin koroner arterlerinde gerçekleşen bozukluk sonrası şiddetli göğüs ağrısıyla ortaya çıkan patolojik bir durumdur. Koroner arterlerdeki tıkanıklık sonucu kalp kasının ilgili bölümünün oksijensiz kalması ile meydana gelir. Kalp krizinin üzerinden geçen her dakika kalp adalesindeki hasarı arttırmaktadır. Önemli miktarda kalp adalesinin zarar görmesi kalbin kan pompalama kapasitesini düşürmekte, kalp yetmezliğine hatta ölüme yol açmaktadır (İnt.Kyn.2).

2.1 Ateroskleroza Bağlı Miyokard İnfarktüsü Oluşumu

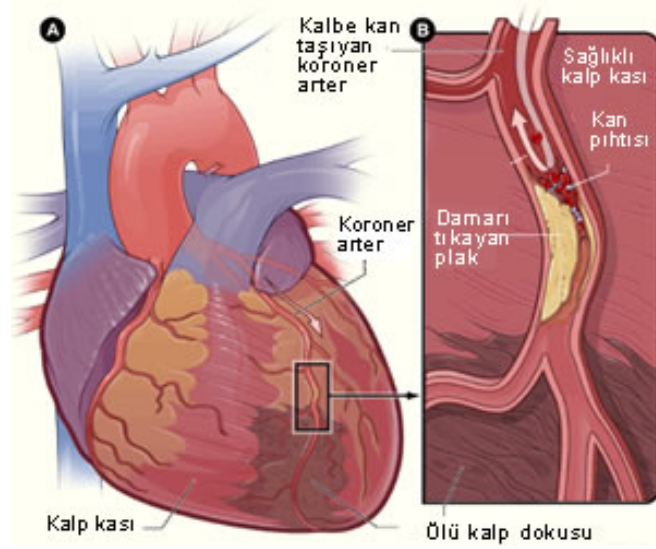
Jean Lobstein (1833) tarafından ortaya atılan ateroskleroz terimi, arterlerin iç duvarlarının sertleşmesi ve kalınlaşması anlamına gelir. Ateroskleroz, arterlerin iç duvarlarında kolesterol ve yağ birikintilerinin (plak) meydana gelmesiyle (Şekil 2.1) oluşur (Binak vd. 1977).



Şekil 2.1 Koroner arterlerde plak oluşumu.

Plaklar arteri fiziksel olarak tıkayarak veya anormal arter tonu ve fonksiyonuna neden olarak kalp kasına olan kan akışını sınırlandırmaktadır (Şekil 2.2). Kalp kasının bir kısmına akan kan tamamen kesilir veya kalbin enerji ihtiyaçları kan akışının miktarını aşarsa kalp kası hasar görür ve miyokard infarktüsü meydana gelir (İnt.Kyn.3). Miyokard infarktüsü sıklıkla kalp kasının ölümü ile sonuçlanır. Elektriksel olarak infarktüs geçirmiş kas üç zona bölünebilir: infarktüs zonu, hasar zonu ve iskemi zonu. Ölü kalp kası, hücre polarizasyonu mümkün olmayacak derecede harap olmuş kastır.

Hasar gören kalp kası genellikle arteryel kan beslenmesi yetersizliğiyle ortaya çıkar ve bu kas tam polarize olmayan hücre membranına sahiptir. İskemik kas, repolarizasyonun bozulduğu miyokardiyal dokudur. İskemi sıklıkla kan beslenmesinin yetersiz olması nedeniyle ortaya çıkar (Erol 2007).



Şekil 2.2 Koroner arterin plak ile tıkanması (İnt.Kyn.4).

2.2 Miyokard İnfarktüsünün Tanı Yöntemleri

Miyokard infarktüsü tanısı için 3 önemli bulgudan yararlanılır. Bunlar:

- 1- Klinik belirti ve bulgular (Şiddetli göğüs ağrısı vb.)
- 2- 12 derivasyonlu istirahat EKG'si
- 3- Biyokimyasal değişiklikler (CPK, CPK-MB, Troponin T ve I, myoglobin düzeyleri)

dir (Çiftçi 2006).

2.3 Koroner Arterler

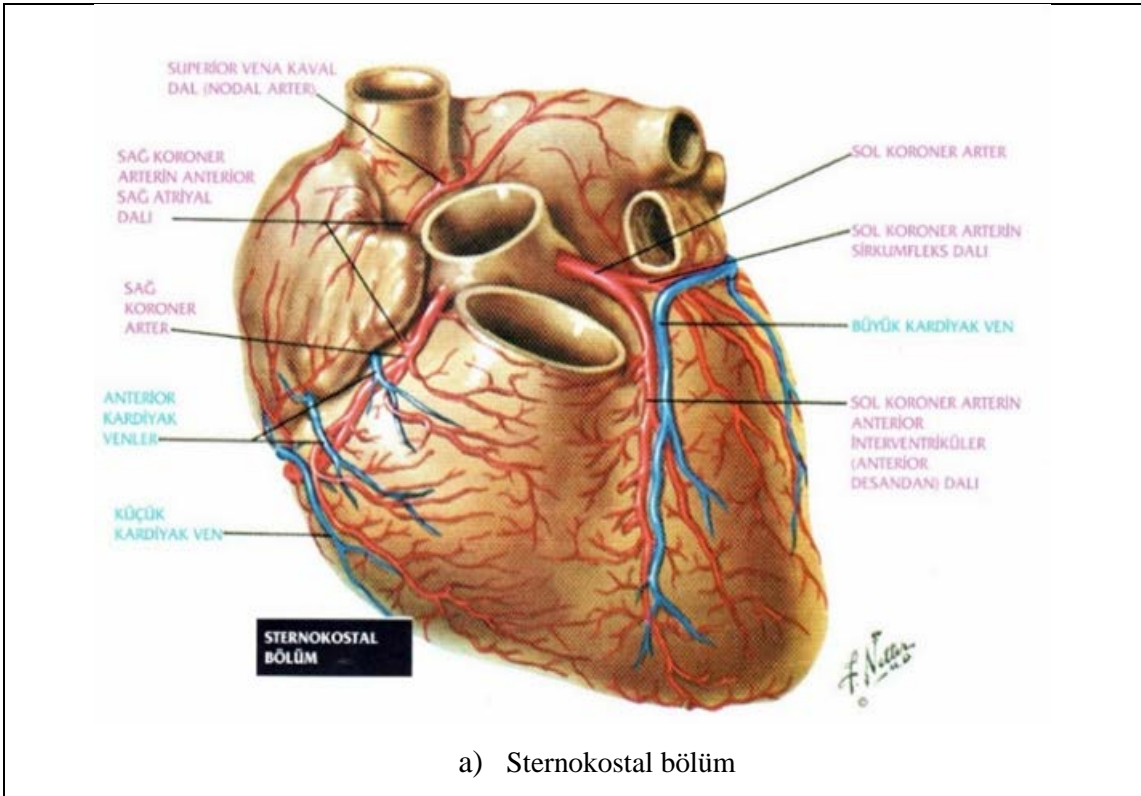
Kalp, vücudun gereksinim duyduğu oksijen ve besin maddelerini içeren kanın, dolaşım sisteminde hareket etmesini sağlayan oldukça dayanıklı kas grubundan oluşmuş bir pompadır. Kalbin dört odacığı da kanla dolu olmasına rağmen hücrelerinin

beslenmesini odacıklarındaki kanla değil; aort damarından ayrılan koroner arterler aracılığıyla sağlar (Solak vd. 2010). Koroner arterler (Şekil 2.3) aorta ile miyokart içindeki kapiller yataklar arasındaki damar yollarıdır. Koroner arterler aorttan 2 ana dal halinde çıkar. Bunlar:

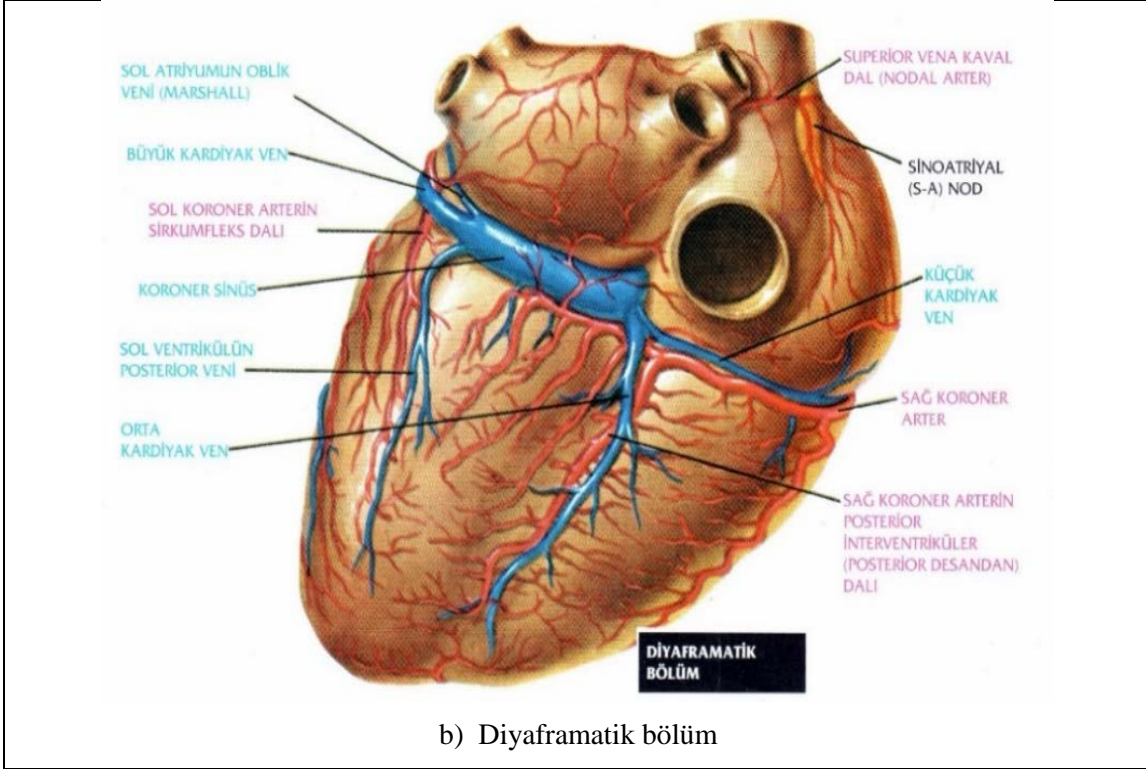
- Sağ koroner arter (right coronary artery, RCA)
- Sol koroner arter (left coronary artery, LCA).

dir.

Sol koroner arterin iki ana dalı vardır. Bunlar: sol ön inen arter veya anterior desandan dal (left anterior descending, LAD) ve sirkumfleks arter (circumflex artery veya kısaca Cx) dir.



Şekil 2.3 Koroner arter ve venler.



Şekil 2.3 (Devamı) Koroner arter ve venler.

2.3.1 Sağ Koroner Arter (RCA)

Sağ koroner arter; valsalva sinüsünün sağ anterior kısmından çıktıktan sonra atrioventriküler alan boyunca aşağıya doğru epikardiyal yağ dokusu içinde seyrederek. Sinoatriyal düğümüne giden arter sağ koroner arterin ilk 2 cm'sinden çıkar. İnsanların yaklaşık %90'ında atrioventriküler sulkustan posterior interventriküler sulkusa kadar uzanır ve anjiyografide sol anterior oblik pozisyonda "c" şeklinde izlenir.

İnsanların büyük çoğunluğunda anterior sağ ventriküler duvara değişken sayıda dal verir. İyi gelişmiş büyük bir dal kalbin akut sınırını takip eder. Başka bir dal olan posterior interventriküler (desandan) dal posterior interventriküler çukur boyunca aşağı iner ama tam olarak apekse erişmez. Bu dal interventriküler septumun posterior üçte birlik kısmını besler. Sağ ventrikülün diyaframatik bölümü büyük oranda, ana damarın kendisi tarafından değil marjinal ve posterior desandan arterlerden gelen küçük paralel dallarla beslenir. Posterior desandan arterler genelde kruksu geçerek posterior

interventriküler dal ve atriyoventriküler noda küçük bir dal verir. Sol ventriküler duvarda bir dizi dal oluşturarak sonlanır.

Sağ koroner arterin sağ atriyal dalları arasında bir tanesi büyük öneme sahiptir. Bu dal başlangıcından kısa bir süre sonra sağ koroner arterden köken alır ve sağ atriyumun anteromedial duvarı boyunca yukarı çıkar. Atriyal septumun üst kısmına girdikten sonra superior vena kaval açıklığının posteriorunda ve solunda superior vena kaval dal (nodal arter) olarak tekrar ortaya çıkar. Açıklığın çevresini dolaşır ve sinoatrial noda yakın seyrederek krista terminalis ile pektinat kaslara dallar verir.

2.3.2 Sol Koroner Arter (LCA)

Sol koroner arter, sol valsalva sinüsünden anteriora ve inferiora doğru seyreder. Bu damarın genellikle kısa ortak bir kökü vardır. Bu kök 10-20 mm uzunluktadır ama bazen 40 mm'ye kadar uzayabilir. Bu kök 2 veya 3'e ayrılır. Oluşturduğu dallardan bir tanesi olan anterior interventriküler (desandan) dal (LAD), anterior interventriküler çukur içinde büyük oranda yağın içine gömülü halde aşağı doğru iner. Apeksin hemen sağında kalbin akut sınırını dönerek posterior interventriküler çukura doğru kısa bir mesafe yukarı doğru çıkar. Sol koroner arterin anterior interventriküler komşusu olan anterior sağ ventriküler duvara dal verir. Sol koroner arter ayrıca septal dallara ve sol ventrikülün anteroapikal kısımlarına giden bir dizi dala kaynaklık yapar.

Anterior interventriküler dalın üst üçte birlik kısmından köken alan septal dallardan bir tanesi genelde diğerlerinden daha büyüktür. His demeti ve iletim sistemi demet dalları dâhil olmak üzere orta septumu besler. Ayrıca moderatör bant aracılığı ile sağ ventrikülün anterior papiller kasını da besler.

İkinci dal olan (genellikle daha küçük) sol koroner arterin sirkumfleks dalı sol atriyoventriküler sulkus içinde ilerleyerek sol ventriküler duvarın üst lateraline ve sol atriyuma dallar verir. Sirkumfleks dal genelde kalbin künt sınırında sonlanır ama bazı insanlarda kruska (posterior interventriküler sulkus ile posterior atriyoventriküler

çukurun kavşak noktası) erişir. Bu insanlarda sol ventrikülün tümünün ve ventriküler septumun kan ihtiyacını karşılar.

Sol koroner arterin üç dala ayrıldığı durumlarda anterior interventriküler ve sirkumfleks dallar arasından çıkan üçüncü dal sadece ana arterden köken alan bir sol ventriküler daldır.

İnsan kalbinde dallanma paternindeki varyasyonlar oldukça sıktır. İnsanların yaklaşık %67'sinde sağ koroner arter baskın olup kruksu geçerek sol ventriküler duvarı ve ventriküler septumu besler. İnsanların %15'inde ise sol koroner arter baskındır, bu durumda ise bu arterin sirkumfleks dalı kruksu geçerek posterior interventriküler dalı verir ve sol ventrikülün tamamını, ventriküler septumu ve sağ ventriküler duvarın bir kısmını besler. İnsanların %18'lik kadar bir kısmında her iki koroner arter de kruksa varır; bu patern “dengeli koroner arter paterni” olarak adlandırılmaktadır.

Superior vena kaval dal insanların yaklaşık %40'ında sağ koroner arterin anterior atriyal dalının bir devamı değil sol koroner arterin büyük anterior atriyal dalının bir devamıdır.

Son olarak sağ koroner arterin ilk dalının bu daldan değil de bağımsız olarak sağ Valsalva sinüsünden köken alması da oldukça sıktır. Nadiren sağ koroner arterin ikinci hatta üçüncü dalı da bağımsız olarak ortaya çıkabilmektedir (Erol 2007).

2.4 Kalbin Çalışması ve Elektrokardiyogramın Oluşumu

Kalbin iletim sistemi, uyarı oluşumu ve iletimi ile miyokardın kasılmasını sağlayan özelleşmiş kardiyak hücrelerden oluşmaktadır. Kardiyak hücrelerin uyarılması hücrelerdeki aksiyon potansiyeli ile oluşur. Aksiyon potansiyelini hücre içi ve dışı arasındaki iyonların yoğunluk farkı oluşturur.

İletim sistemini internodal traktlarda bulunan lifler, Bachmann demeti, atriyoventriküler nod, His demeti, demet dalları ve periferik Purkinje lifleri oluşturmaktadır. Elektriksel

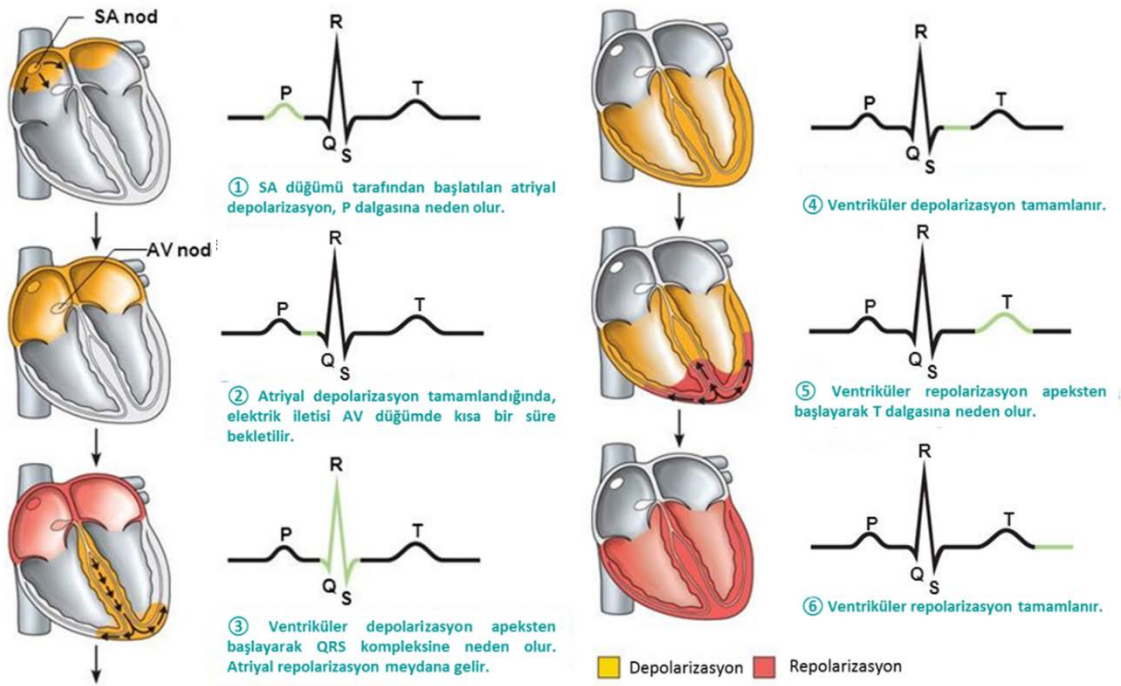
uyarı sağ atriyumdaki özelleşmiş bir hücre demetinden oluşan sinoatriyal nodda (SA düğümü) başlar. Bu hücreler eşit aralıklarla ve belli bir hızda uyarı çıkarmaktadır. Normalde dakikada 60-80 defa oluşan uyarılarla önce atriyumlar kasılır. Sağ atriyum vena kava superior ve vena kava inferior aracılığıyla vücuttan gelen oksijence fakir kanı sağ ventriküle boşaltırken, sol atriyum pulmoner venlerden gelen oksijence zengin kanı sol ventriküle boşaltır. Oluşan bu uyarı sağ atriyum boyunca yayılarak atriyoventriküler nodda (AV düğümü) ulaşır. Bu uyarı AV düğümde yavaşlamakta ve daha sonra AV düğümü ile bağlantılı His demeti ve Purkinje liflerine ulaşarak bu bölümlerde hızlanmaktadır. Purkinje liflerinin dalları ventrikül miyokard hücreleri ile bağlantılı olduğu için miyokard hücrelerine ulaşan elektriksel uyarı ventriküllerin kasılmasını başlatır. Sağ ventriküldeki oksijence fakir kan pulmoner arter vasıtasıyla akciğere, sol ventriküldeki oksijence zengin kan ise aort vasıtasıyla vücuda gönderilir (Beton 2011).

Kalpde üretilen elektrik sinyallerinin kaydedilmesini ve yorumlanmasını kapsayan bilime *elektrokardiyografi* denir. Bu sinyallere *elektrokardiyogram*, sinyalleri kaydeden cihaza da *elektrokardiyograf* adı verilmektedir (Binak vd. 1977). Elektrokardiyogram voltajdaki değişimlerin zamana karşı grafik halinde gösterilmesidir. Elektrotların yerleştirildiği vücut yüzeyine kadar erişen elektrik alanları, kalp kasındaki depolarizasyon (uyarının kasta yayılması) ve repolarizasyondan (kasın dinlenme haline dönmesi) kaynaklanır. Elektrokardiyograf genelde kâğıt üzerinde voltaj değişimlerini kaydeden bir galvanometredir. Bu tip bir makine ilk defa Wilhelm Einthoven tarafından 1906 yılında geliştirilmiştir. Bu makine sabit bir manyetik alan içine yerleştirilmiş gümüş kaplamalı kuartz bir şeritten oluşmaktaydı. Vücuttan gelen voltaj değişimleri şeritten geçiyor ve mıknatıs ile şerit arasındaki elektrik alanlarının etkileşimi şeridin hareket etmesine sebep oluyordu. Şeridin hareketlerinin ise filmi çekiliyordu. Günümüzde şerit galvanometre yerine transistörize edilmiş enstrümanlar kullanılmaktadır.

Elektrokardiyogramın uygulanabilir bir kayıt metodu olarak geliştirilmesinden sonra kalbin elektrofizyolojisi hakkında çok şey öğrenilmiştir. Nobel Ödülü sahibi Einthoven'ın en büyük katkısı, vektör konseptini tarif etmesi ve sıklıkla “ulaşım” veya

“regresyon” dalgası olarak isimlendirilen kalbin aksiyon dalgasının boyut, yön ve amacı olan bir vektörle temsil edilebileceğini işaret etmiş olmasıdır (Erol 2007).

Kalbin çalışması sırasında meydana gelen elektriksel aktiviteler EKG sinyalini oluşturur. SA düğümünde oluşan uyarı atriyumlarda depolarizasyona neden olur ve bu EKG işaretinin P dalgasını oluşturur. Depolarizasyon tamamlandığında AV düğümüne ulaşan uyarı burada kısa bir süre bekletilmektedir. Bunun nedeni atriyumlardaki kanın tamamen ventriküllere boşalmasının sağlanmasıdır. His demeti ve Purkinje liflerinde ilerleyen uyarı ventriküllerde depolarizasyona neden olur ve bu da EKG’deki QRS kompleksini oluşturur. Ventriküllerin repolarizasyonu ise EKG’de T dalgasını oluşturur. Böylece kalbin tek atımındaki PQRST dalgası oluşmaktadır (Şekil 2.4).



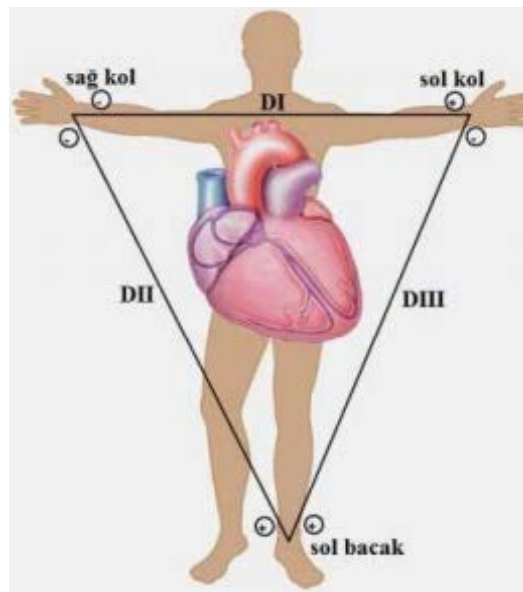
Şekil 2.4 Kalpteki depolarizasyon ve repolarizasyon sonucu EKG işaretinin oluşumu (İnt.Kyn.5).

Normal bir EKG işaretinin P dalgası II derivasyonunda 0,25 mV genliği ve 0,11 saniyeyi geçmemelidir. P dalgası ve P-R segmentini içeren P-R intervali, atriyal depolarizasyonun başlangıcı ile ventriküler depolarizasyonun başlangıcı arasındaki zaman aralığının bir ölçümüdür. Bu aralık dakikada 60 atımdan daha yüksek hızlar için 0,2 saniyeden fazla olmamalıdır. Q Dalgası QRS kompleksinde tespit edilen ilk aşağı defleksiyondur ve septal depolarizasyonu gösterir. R dalgası QRS kompleksindeki ilk

pozitif veya yukarı doğru defleksiyondur ve normalde apikal sol ventriküler depolarizasyona bağlı olarak oluşur. S dalgası R dalgasını takiben oluşan ilk negatif defleksiyondur ve sol ventrikülün posterior bazal bölgesinin depolarizasyonuna bağlıdır. R dalgasının prekordiyal derivasyonlardaki genliği 2,7 milivoltu geçmemelidir. Q-T intervali QRS kompleksinin başlangıcı ile T dalgasının bitimine kadar olan bölümdür ve QRS kompleksini, S-T segmentini ve T dalgasını kapsar. Q-T intervali kalp hızı ile birlikte değişir ve 60'tan büyük hızlar için 0,43 saniyeden büyük olmamalıdır (Erol 2007).

2.4.1 Einthoven Üçgeni ve EKG Derivasyonları

Kalbin elektriksel aktivitesini değerlendirebilmek amacıyla vücudun farklı bölgelerine elektrotlar yerleştirilir. Elektrotların vücuda yerleştirilme pozisyonuna göre elde edilen çizelgeye derivasyon denilmektedir. Derivasyon, yerleştirilen elektrotlar arasındaki voltaj farkını gösterir. Einthoven, vücut bölgelerine elektrotların nasıl yerleştirileceği konusunda bir standart oluşturmuştur. Bu standarda göre 10 elektrotla 12 derivasyon elde edilmektedir. Kalbin sağ kol, sol kol ve sol bacadan oluşan eşkenar bir üçgenin merkezinde bulunduğu kabul edilir ve bu üçgene, einthoven üçgeni denir. Einthoven üçgeninin kenarları bipolar ekstremite derivasyonlarının eksenlerini temsil eder (Şekil 2.5).



Şekil 2.5 Einthoven üçgeni ve standart ekstremite derivasyonları (Anonim 2011).

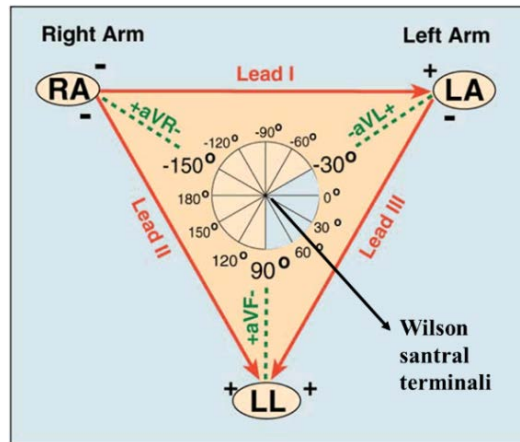
Standart ekstremite derivasyonları arasında $I+III=II$ şeklinde bir eşitlik vardır. Bu duruma einthoven eşitliği denilmektedir. I derivasyonunun voltajı ile III derivasyonunun voltajı toplanırsa II derivasyonunun voltajı elde edilir. EKG derivasyonları iki gruba ayrılır. Bunlar:

1- Ekstremitte derivasyonları

- Standart ekstremite derivasyonları (I, II, III)
- Arttırılmış ekstremite derivasyonları (aV_R , aV_L , aV_F)

2- Prekordiyal derivasyonlar (Göğüs derivasyonları) (V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 , V_6) dir.

Unipolar derivasyonlar ilk defa 1932 yılında Wilson tarafından uygulamaya konmuştur. Bu derivasyon sisteminde araştırıcı elektrot beden yüzeyinde belirli bir yere yerleştirilerek Wilson'un santral terminaline göre o yerin potansiyeli yazdırılır. Santral terminalin araştırıcı elektrotta göre potansiyel değeri sıfırdır. Wilson'un santral terminali; ekstremite derivasyonları için ise araştırıcı uç dışında kalan diğer iki ekstremite elektrotları arasında, göğüs derivasyonları için sağ kol, sol kol ve sol bacağına bağlı elektrotlar arasında bir bağlantı sağlandığında elde edilen noktadır. Wilson'un santral terminalini negatif uç olarak kullanan bir derivasyon unipolar bir derivasyon olup V harfi ile gösterilir. (Badır ve Türkmen 2002). Şekil 2.6'da Einthoven üçgeni ve Wilson santral terminali görülmektedir.

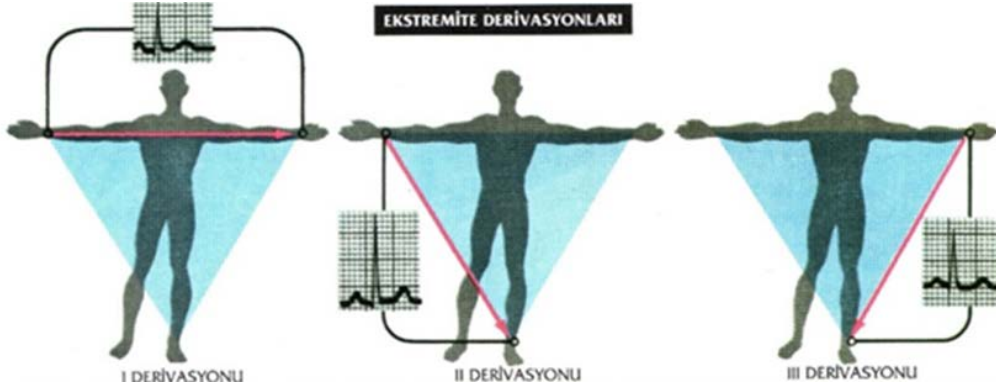


Şekil 2.6 Einthoven üçgeni ve Wilson santral terminali (İnt.Kyn.6).

2.4.1.1 Ekstremitte Derivasyonları

Ekstremitte derivasyonları standart ve güçlendirilmiş ekstremitte derivasyonları olmak üzere iki bölümde incelenebilir.

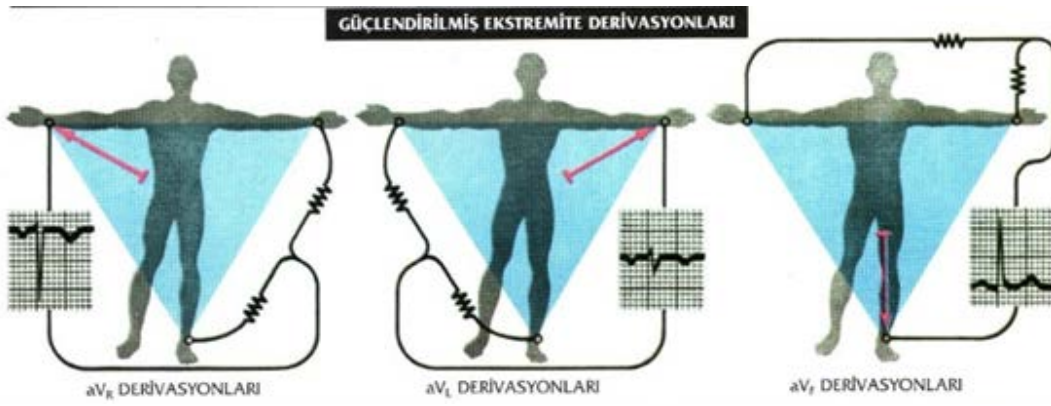
- *Standart Ekstremitte Derivasyonları:* Bu derivasyonlar bipolardır çünkü iki nokta arasındaki elektrik farklılıklarını tespit ederek farkı gösterirler. I derivasyonu sol kol ve sağ kola yerleştirilmiş elektrotlar arasındaki bir bağlantı sonucu elde edilmektedir. Sol kol sağ kola göre pozitif bir güç alanı ise I derivasyonunda yukarı (pozitif) defleksiyon görülür. II derivasyonu sol bacak ve sağ kol elektrotları arasındaki bağlantı sonucu elde edilmektedir. Sol bacak sağ kola göre pozitif bir güç alanı içinde ise bu derivasyonda yukarı defleksiyon saptanır. III derivasyonu sol bacak ve sol kol arasındaki bir bağlantı sonucu elde edilir. Sol bacak sol kola pozitif bir güç alanında olduğunda III derivasyonunda pozitif defleksiyon tespit edilir. Şekil 2.7’de standart ekstremitte derivasyonları ve bağlantı şekilleri görülmektedir.



Şekil 2.7 Standart ekstremitte derivasyonları ve bağlantı şekilleri.

- *Güçlendirilmiş Ekstremitte Derivasyonları:* Bu derivasyonlar unipolardır çünkü bir noktadaki (sağ kol, sol kol veya sol bacak) potansiyelde görülen elektrik değişimlerini, kardiyak kontraksiyon sırasında elektrik aktivitesi önemli derecede değişmeyen bir noktaya göre kaydederler. Derivasyon, elektrik bağlantısının tipi aracılığı ile güçlendirilmiştir, bunun sonucunda ise elde edilen kaydın genliği daha eski Wilson unipolar derivasyon bağlantıları ile

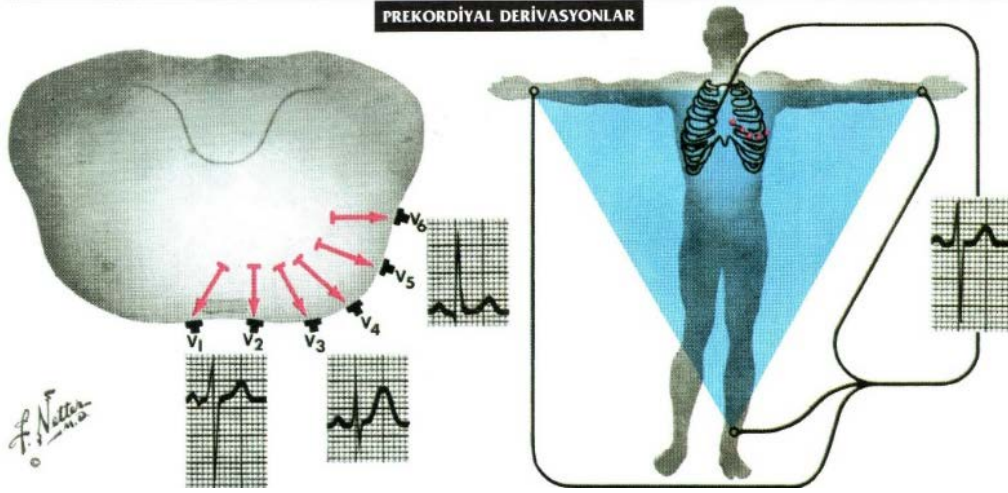
karşılaştırıldığında artmıştır. aV_R derivasyonu, sol kol ve sol bacaktan gelen tellerin birleştirilmesiyle oluşturulmuş bir sıfır noktasına göre sağ koldaki elektrik potansiyellerini kaydeder. aV_L derivasyonu, sağ kol ve sol bacaktan gelen tellerin birleştirilmesiyle yapılan bağlantıya göre, sol koldaki potansiyelleri kaydeder. aV_F derivasyonu sol ve sağ kollardan gelen tellerin birleştirilmesiyle oluşturulan bağlantıyı referans olarak alarak sol bacaktaki potansiyelleri kaydeder. Şekil 2.8’de güçlendirilmiş ekstremité derivasyonları ve bağlantı şekilleri görülmektedir.



Şekil 2.8 Güçlendirilmiş ekstremité derivasyonları ve bağlantı şekilleri.

2.4.1.2 Prekordiyal Derivasyonlar (Göğüs Derivasyonları)

Prekordiyal derivasyonlar unipolardır ve göğüs üzerine yerleştirilmiş 1 ila 6 arasındaki pozisyonlarında kaydedilirler (Şekil 2.9). V işareti, oynatılabilir elektrodun, elektrodun altındaki elektrik potansiyelini sağ kol, sol kol ve sol bacaktan gelen tellerin birleştirilmesiyle oluşturulmuş bir V veya santral terminal bağlantıya göre kaydettiğine işaret eder. Kardiyak siklus boyunca santral terminal bağlantının elektrik potansiyeli belirgin şekilde değişmez; bu yüzden V bağlantısı ile yapılan kayıtlar hareket ettirilebilir prekordiyal elektrodun altında meydana gelen elektrik değişimlerini gösterir. V_1 'in pozisyonu sternumun sağında dördüncü interkostal aralıktadır; V_2 sternumun solunda dördüncü interkostal aralıktadır; V_4 beşinci interkostal aralıktaki sol orta klaviküler hatta V_3 , V_2 ile V_4 arasında; V_5 anterior aksiller çizgide, beşinci interkostal aralıktadır ve V_6 sol orta midaksiller çizgide, beşinci interkostal aralıktadır (Erol 2007).



Şekil 2.9 Prekordiyal derivasyonlar ve bağlantı şekilleri.

2.4.2 Miyokard İnfarktüsü Tanısında EKG'nin Önemi

EKG, kalpteki aritmilerin yani iletim ve ritim bozukluklarının (taşikardi, bradikardi, atriyal fibrilasyon vb.) tayininde, kalp kası iltihabı (miyokardit) veya kalp zarı iltihabı (perikardit) tanısında ve kalp kası kalınlaşmalarının tespitinde yarar sağlamaktadır. Ayrıca kalp damarlarının ateroskleroz sonucu daralması ve kalp hücrelerinin beslenememesi ile ortaya çıkan koroner arter hastalığı teşhisinde ve kalp krizini belirlemede önemli rol oynamaktadır. Kalp damarlarının ateroskleroz sonucunda daralması ve tıkanmasından sonraki 40 dk. içinde oluşmaya başlayan doku ölümünün ilk bulguları, EKG'de değişiklikler ile izlenmektedir.

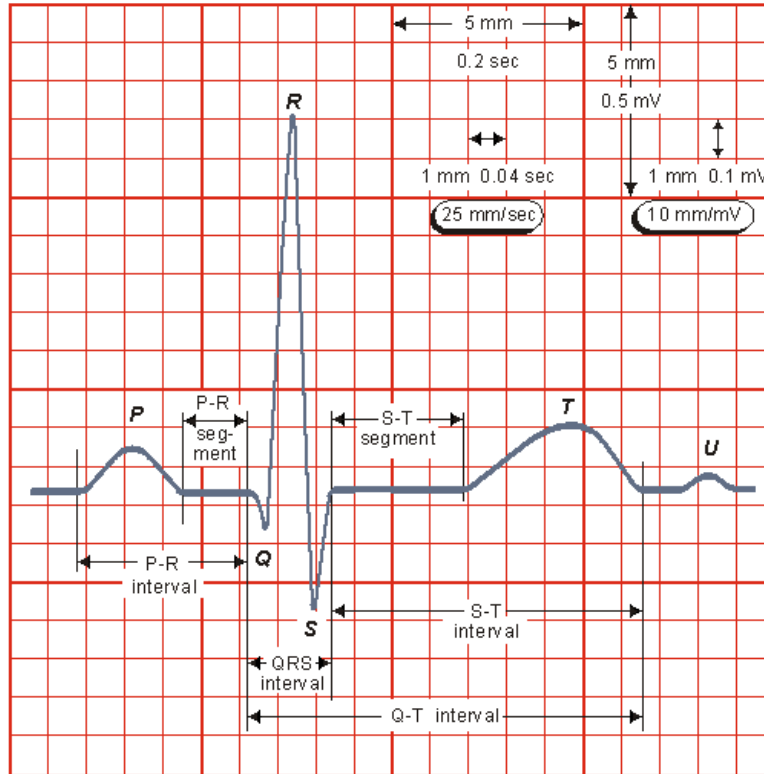
Miyokard infarktüsü tanısı tipik göğüs ağrısı, elektrokardiyografik değişiklikler ve plazma enzimlerindeki değişiklikler temel alınarak konur. İnfarktüsü diğer göğüs ağrısı nedenlerinden ayırmak çoğu kez mümkün değildir. İskemi ve infarktüsü ortaya çıkarmak bakımından EKG çok duyarlıdır. EKG'de erken T dalga tersleşmesi veya ST segment depresyonu (çökme) iskemi veya infarktüsü yansıtabilir. AMİ için ST segment elevasyonu (yükselme) daha spesifiktir. ST ve T dalgalarındaki anormalliklerin tipi AKS hastalarının ST segment çökmeli miyokard infarktüsü (non-ST segment elevation myocardial infarction, NSTEMI) ya da ST segment yükselmeli miyokard infarktüsü (ST segment elevation myocardial infarction, STEMI) olarak sınıflandırılmasını sağlar. NSTEMI nedeniyle görülen ciddi iskemide geçici ST yükselmesi olabilir, STEMI'deki

ST yükselmesi ise saatlerce sürer. EKG bulguları AKS'deki riski de belirler (Çiftçi 2006).

2.4.3 Miyokard İnfarktüsünde Ekg Bulguları

EKG sinyallerinde frekans genellikle 0.05 – 150 Hz, genlik ise 0.1 – 5 mV aralığındadır (Yazıcıoğlu *et al.* 2009). Bir EKG işaretinin normal olarak kabul edilebilmesi için çeşitli segment, aralık ve dalgaların belirli değerler arasında olması gerekmektedir. Örneğin P dalgası II derivasyonunda 0,25 mV genliği ve 0,11 saniyeyi geçmemeli, P-R intervali 60 atımdan daha yüksek hızlar için 0,2 saniyeden fazla olmamalıdır. Bu sinyaldeki sapmalar kalbin çalışmasındaki bozuklukları göstermektedir (Erol 2007).

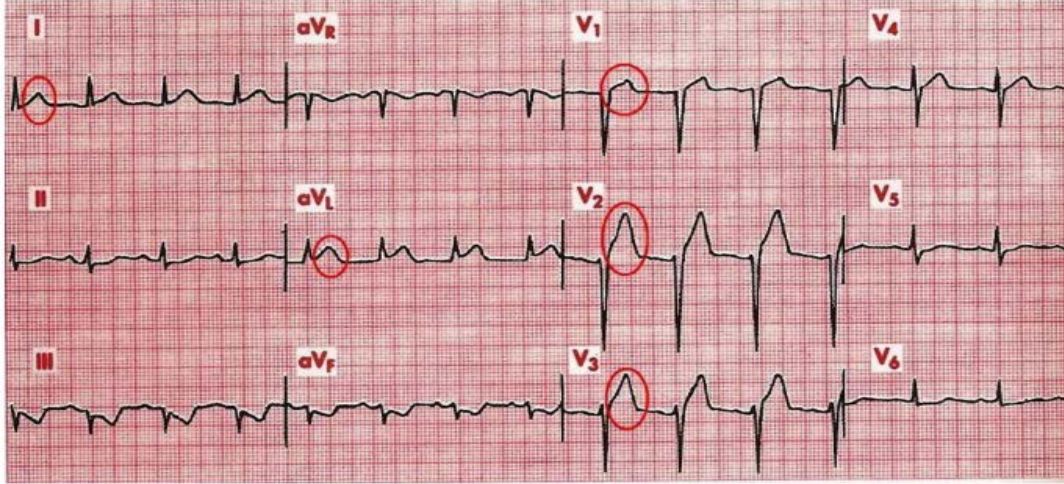
Normal bir EKG işaretinin ST segmenti izoelektriktir, pozitif ya da negatif değişiklik izlenmez (Şekil 2.10). Ancak gelişen infarktüs alanı, miyokarttaki elektriksel yükü değiştirmektedir. Bunun sonucunda EKG'nin ST segmentinde yükselme ve çökme meydana gelmektedir.



Şekil 2.10 Normal EKG işareti (İnt.Kyn.7).

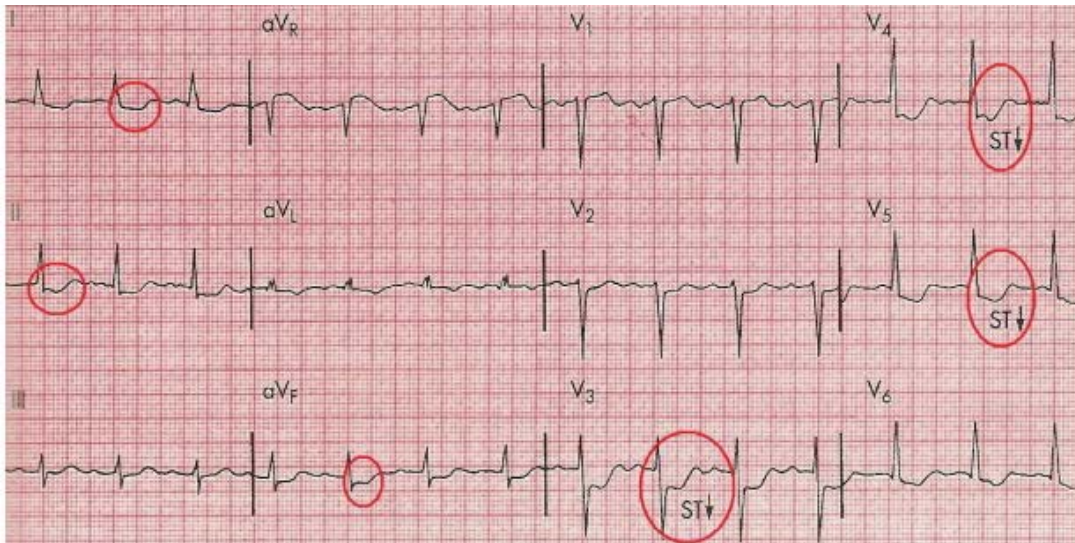
2.4.3.1 Akut Miyokard İnfarktüsünün EKG İşareti Üzerindeki Etkileri

Akut Mİ, EKG'nin ST segmentinde meydana gelen iki farklı değişiklikle izlenir. Koroner arterlerin tamamen tıkanmasıyla meydana gelen kalp kasındaki hasar EKG'de ST segmentinin yükselmesine neden olur (Şekil 2.11). Bu duruma ST segment yükselmeli miyokard infarktüsü denir.



Şekil 2.11 Miyokard infarktüsüne bağlı ST segment yükselmesi.

Koroner arterlerin kısmen tıkanmasıyla meydana gelen kalp kasındaki hasar EKG'de ST segmentinin çökmesine neden olur (Şekil 2.12). Bu duruma, ST segment çökmeli miyokard infarktüsü denir.

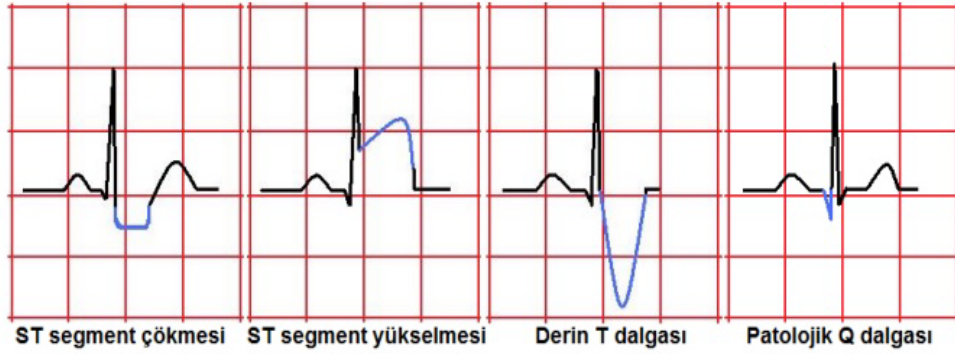


Şekil 2.12 Miyokard infarktüsüne bağlı ST çökmesi.

ST segmentinde meydana gelen bu değişiklikler, akut miyokard infarktüsünün erken belirtisidir ve değişiklikler saatlerce hatta günlerce sürebilmektedir. ST segmentindeki değişikliklerin EKG işareti üzerinden tespit edilmesi, miyokard infarktüsünün ön tanısının konulmasında yardımcı olacaktır.

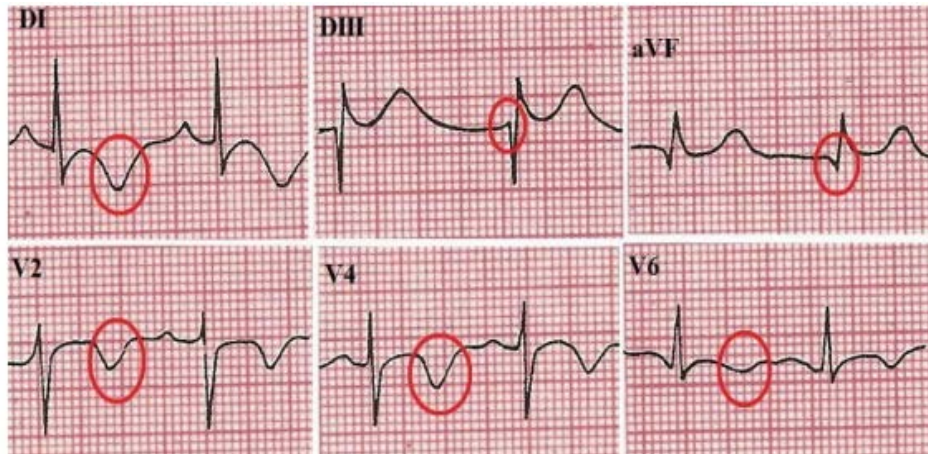
2.4.3.2 Geçirilmiş Miyokard İnfarktüsünün EKG İşareti Üzerindeki Etkileri

Akut Mİ'da ilk günden sonra T dalgası ters dönmekte ve S dalgasından daha fazla negatif defleksiyon gösteren patolojik Q dalgaları (Şekil 2.13) oluşmaktadır. Önce ST segment, sonra T dalga değişiklikleri kaybolur; fakat patolojik Q dalgaları ömür boyu devam eder.



Şekil 2.13 Miyokard infarktüsünde EKG süreci.

Geçirilmiş Mİ sonrasında EKG bulgusunda (Şekil 2.14) akut dönemde görülen ST segmenti değişikliklerinin yerini derin T dalgaları alır.



Şekil 2.14 Geçirilmiş Mİ sonrası EKG görünümü (Anonim 2011).

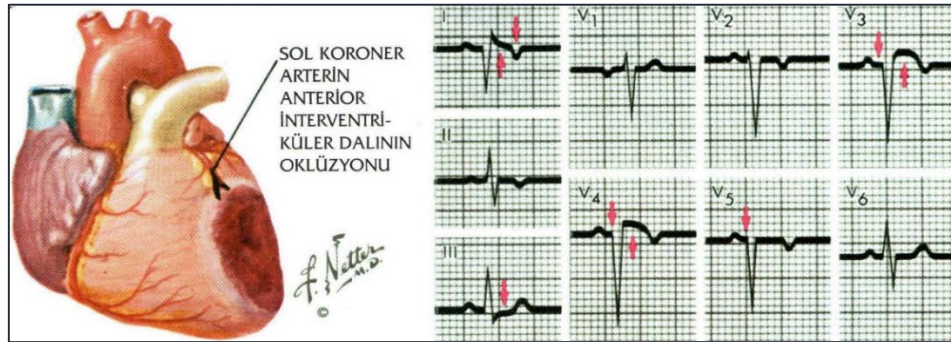
2.5 Miyokard İnfarktüslerinin Lokalizasyonu

Miyokardiyumdaki enfarktler kalbin değişik lokasyonlarında ortaya çıkabilir. Sol koroner arterin dallarında meydana gelen tıkanıklıklar kalbin anterior ve posterior bölgesinde infarktüs alanları oluştururken sağ koroner arterin dallarında meydana gelen tıkanıklıklar kalbin posterior bölgesinde infarktüs alanları oluşturmaktadır.

2.5.1 Anterolateral İnfarktüs

Sol koroner arterin anterior interventriküler dalının tıkanmasına bağlı olarak görülen bu enfarktler pozisyon olarak anterolateraldir. Damarın tıkanması ile beraber enfarkt üzerindeki prekordiyal derivasyonlarda (V₃-V₅ arası) ilk R dalgaları kaybolur. Ayrıca I derivasyonunda sıklıkla bir Q dalgası tespit edilir.

I ve III derivasyonlarında ST segmentleri ile T dalgaları arasında uyumsuz bir ilişki vardır. ST segmentlerindeki değişimler I derivasyonunda yukarı yönde olurken III derivasyonunda ise aşağı yöndedir. T dalgaları ise I derivasyonunda aşağı, III derivasyonunda yukarı yönde olmak üzere ST segmentlerindeki değişimlere zıt şekilde oluşmaktadır (Şekil 2.15).

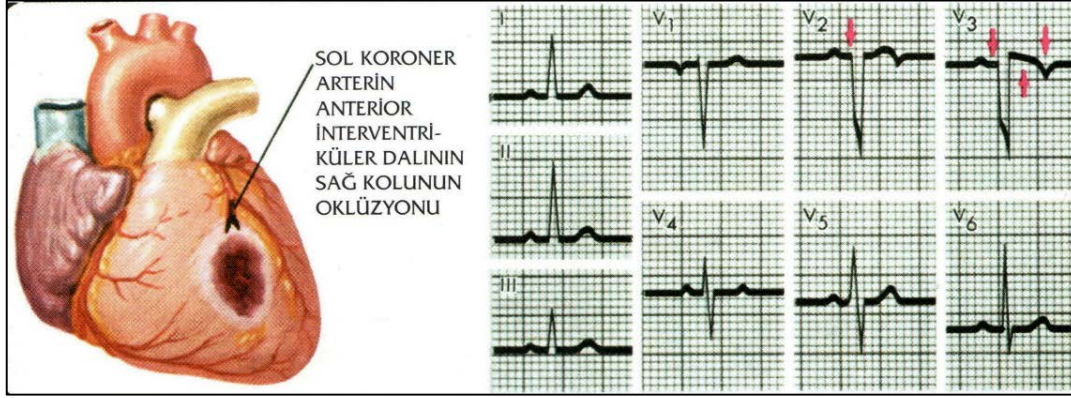


Şekil 2.15 Anterolateral infarktüs.

2.5.2 Anteroseptal İnfarktüs

Sol koroner arterin anterior intraventriküler dalının bir sağ kolunun tıkanmasına bağlı olarak ortaya çıkar. V₂ ve V₃ derivasyonlarında ilk R dalgası kaybolur ama bu durum

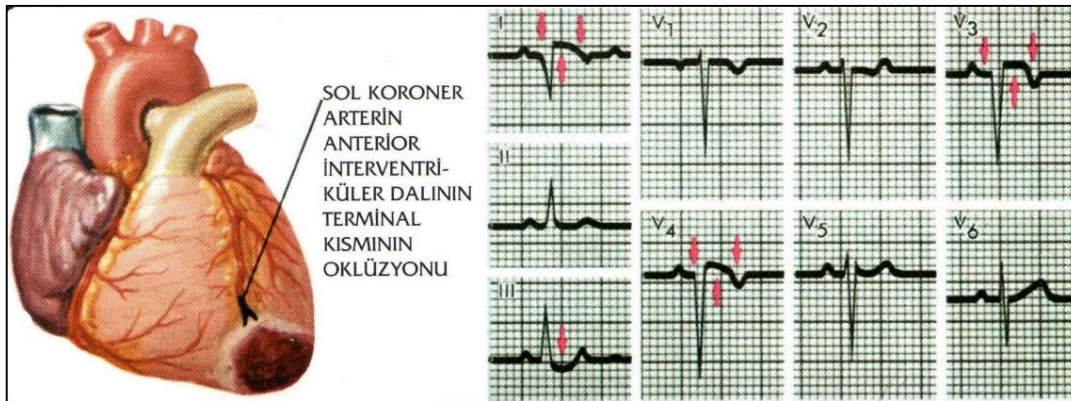
sıklıkla V₄, V₅ ve V₆ derivasyonlarında gözlenmez. Vücudun frontal düzleminde hareket eden elektriksel işaretler bu infarktüs sırasında değişmediği için ekstremitte derivasyonları normaldir. Şekil 2.16'da görüldüğü gibi I, II ve III derivasyonlarında infarktüse dair bir bulguya rastlanmamaktadır.



Şekil 2.16 Anteroseptal infarktüs.

2.5.3 Apikal İnfarktüs

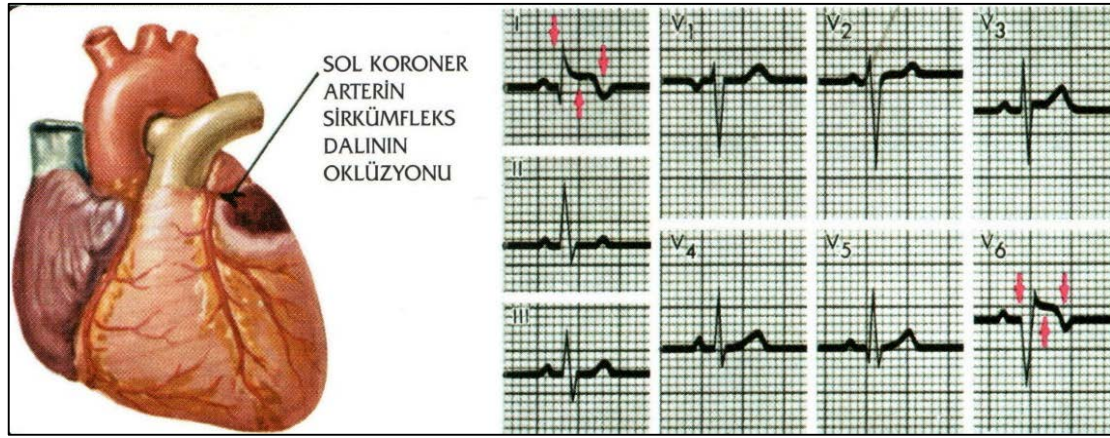
Apikal infarktüsün sebebi sıklıkla sol koroner arterin anterior interventriküler dalının terminal kısmındaki tıkanmadır. Küçük bir apikal infarktüs, vücudun düzleminde hareket eden elektriksel işaretleri değiştirerek I derivasyonunda Q dalgalarının kaybına neden olur. Enfarktın hafif anterior pozisyonundan dolayı V₃ ve V₄ derivasyonlarında da R dalgası kaybı vardır. Şekil 2.17'de I ve III derivasyonlarındaki ST segmentlerinde uyumsuz kaymalar (I'de yukarı ve III'de aşağı) oluşturmuş olan subakut bir infarktüs gösterilmiştir. T dalgaları segment kaymalarına göre zıt yönlü değişmektedir.



Şekil 2.17 Apikal infarktüs.

2.5.4 Anterobazal İnfarktüs

Anterobazal infarktüs sol koroner arterin sirkumfleks dalının bir kolunun tıkanmasına bağlı olarak gelişir. Anterobazal miyokardiyal infarktüs sol ventrikülün lateral bölümündeki elektriksel işaretleri değiştirir. Vücudun frontal düzleminde hareket eden işaretleri etkilerken, anteroposterior işaretleri belirgin şekilde değiştirmemektedir. Ama V_6 derivasyonunda Q dalgalarında kayıp vardır. Burada kaybolan güçler I derivasyonunu da etkiler ve bu derivasyonda Q dalgaları görülür. Eğer infarktüs akutsa, I ve V_6 derivasyonunda ST segmentlerinde pozitif kaymalar ve bunları takip eden ters T dalgaları oluşacaktır (Şekil 2.18).

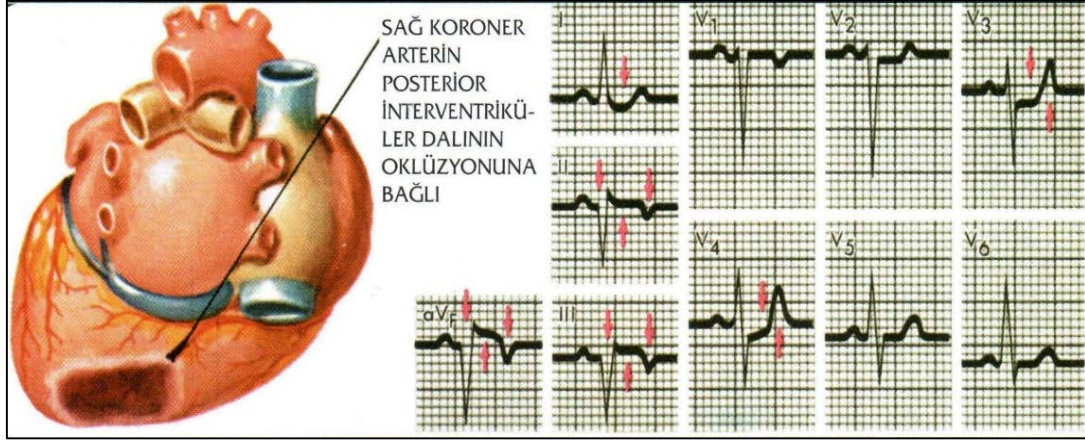


Şekil 2.18 Anterobazal infarktüs.

2.5.5 Posteroinferior İnfarktüs

Posteroinferior bir infarktüs genellikle sağ koroner arterin posterior interventriküler dalının tıkanması nedeniyle ortaya çıkar. Bu infarktüsler II, III ve aV_F derivasyonlarında büyük Q dalgalarına yol açtıkları için elektrokardiyogramda kolayca tespit edilmektedir. İnfarktüs, pozisyon olarak kalbin diyaframa komşu olan kısmında meydana geldiği için diyaframatik infarktüs olarak da anılmaktadır. Subakut evresindeki ST segmentlerinde oluşan kaymalar I, V_3 ve V_4 derivasyonlarında negatif, III derivasyonunda ise pozitiftir. Büyük Q dalgalarının, yükselmiş ST segmentlerinin ve ters dönmüş T dalgalarının varlığına bağlı olarak en açıklayıcı derivasyon aV_F derivasyonudur. Posterior bir infarktüsün tanısı sıklıkla aV_F derivasyonunun Q

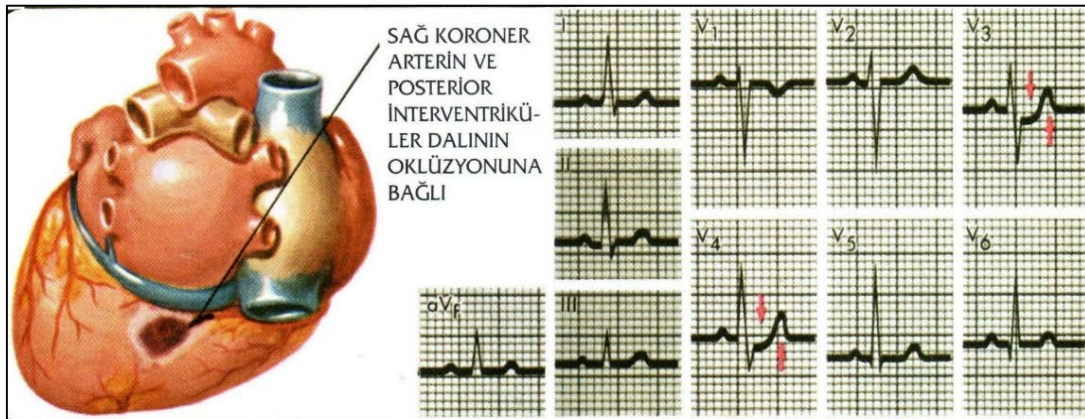
dalgasının, R dalgasının genliğinin en azından %25'ine ulaşması ile konulur (Şekil 2.19).



Şekil 2.19 Posteroinferior infarktüs.

2.5.6 Posteroseptal İnfarktüs

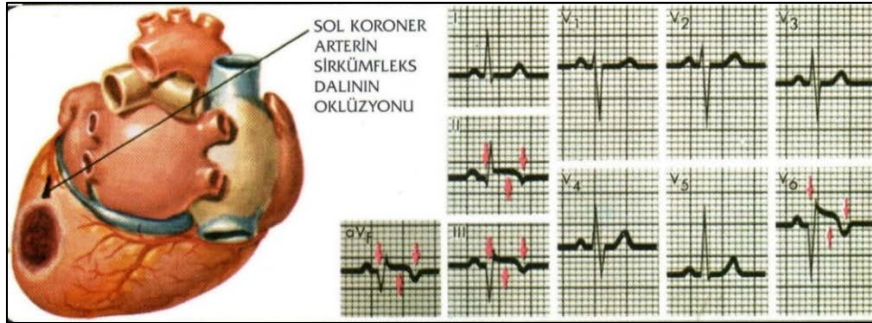
Posteroseptal infarktüs genellikle sağ koroner arterdeki veya bu arterin posterior interventriküler dalındaki bir tıkanmaya bağlıdır. Kesin şekilde posterior olan bir infarktüs genellikle interventriküler septumun üzerine yerleşmiştir ve posteroseptal infarktüs olarak anılır. V₃ ve V₄ derivasyonlarında en azından birkaç gün boyunca devam eden negatif ST segmenti kaymaları görülebilir. Sadece on iki standart derivasyon düşünüldüğünde bu infarktüs “kör noktayı” oluşturmaktadır. Kas kitlesi kaybı azdır ve voltaj değişiklikleri hafiftir. Prekordiyal derivasyonlar infarktüsten uzak oldukları için bu derivasyonların infarktüsü tespit etmesi zordur (Şekil 2.20).



Şekil 2.20 Posteroseptal infarktüs.

2.5.7 Posterolateral İnfarktüs

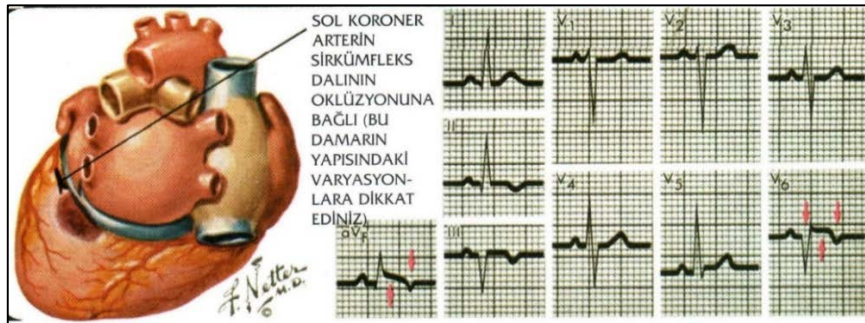
Posterolateral infarktüs genellikle sol koroner arterin sirkümfleks dalındaki tıkanma ile birlikte ortaya çıkar. İnfarktüsü karşıdan gören prekordiyal derivasyon V_6 'dır ve bu sebeple bu derivasyonda Q dalgaları saptanır. Eğer enfart subakut ise yükselmiş ST segmentleri ve ters T dalgaları tespit edilir. aV_F derivasyonu da enfarktı gördüğü için bu derivasyon V_6 'ya benzer. Hasar alanı genellikle kas ölümünün olduğu alandan çok daha geniştir. Buna bağlı olarak II, III ve aV_F derivasyonlarında yükselmiş ST segmentleri ve ters dönmüş T dalgaları görülür (Şekil 2.21).



Şekil 2.21 Posterolateral infarktüs.

2.5.8 Posterobazal İnfarktüs

Posterobazal infarktüs sıklıkla sol koroner arterin sirkümfleks dalının tıkanması ile ortaya çıkar. İnfarktüs küçük ve tabanda yüksek lokasyonda olduğu için varlığı V_6 derivasyonuna Q dalgaları, yükselmiş ST segmentleri ve ters T dalgaları olarak yansır. Hasar ve iskemi alanı infarktüsün etrafından daha geniş bir bölgeye yayılabilir. aV_F 'de anormal yükselmiş ST segmentler ve ters T dalgaları saptanabilir (Şekil 2.22).



Şekil 2.22 Posterobazal infarktüs.

2.6 Literatür Taraması

Jernberg ve arkadaşları (1999), ST segment monitörizasyonu ile saptanan iskemik atakların prognostik önemini değerlendirmek amacıyla gerçekleştirdikleri çalışmada göğüs ağrısı nedeniyle başvuran 630 koroner hastanın 12 saat boyunca takibini yapmışlardır. Holter tekniğinin 2 ila 3 derivasyonla sınırlı ve gerçek zamanlı olmayan bir yöntem olduğunu ve sonuçların iskemik olaylardan birkaç saat veya gün sonrasına kadar belirlenemediğini ifade ederek son zamanlarda kullanılmaya başlanan sürekli 12 derivasyonlu EKG ile ST segmentini çevrimiçi olarak izlemişlerdir. Bir ST epizodu, referans EKG'ye kıyasla en az 1 dakika süreyle herhangi bir derivasyonda en az 0,1 mV ST segmenti depresyonu veya yükselmesi olarak tanımlamışlardır. 30 günlük takip sonucunda 100 hastada toplam 176 ST epizodu meydana geldiğini belirtmişlerdir. Kardiyak enzimlerin de takip edildiği analizde, sadece troponin T 0,10 mg/l ve ST epizodlarının varlığının Mİ'nin veya kardiyak ölümün sebeplerinden olduğu sonucuna ulaşmışlardır (Jernberg *et al.* 1999).

Papaloukas ve arkadaşları (2002) uzun süreli EKG kayıtlarında sinyaldeki değişikliklerinin saptanması amacıyla bir bilgisayar sistemi geliştirmişlerdir. Bu sistem, ST segment sapması ve T dalga değişimlerini ayırt ederek teşhis konulmasında yardımcı olmaktadır. Çalışmada sistemin performansının değerlendirilmesi için Avrupa Kardiyoloji Derneği ST-T Veri Tabanı'ndan elde edilen veri setini kullanmışlardır. Bu veri seti 90 EKG kaydı ve 589 ST ve 393 T bölümü içermektedir. Çalışmada öncelikle sinyaldeki gürültüyü gidermiş ve EKG'deki QRS kompleksini tespit etmişlerdir. Daha sonra ST segmenti çökmesi, ST segmenti yükselmesi, T dalgası tersliği, T dalgası yassılaşması ve negatif T dalgası durumlarını belirlemişlerdir. Bu durumlara ait öznitelikleri kullanarak Beat sınıflandırması yapmışlardır. Sonuçta ST segment ataklarını saptamadaki duyarlılığı ve pozitif prediktif doğruluğu sırasıyla %92.02 ve %93.77, T dalgası ataklarında ise bu değerleri %91.09 ve %80.09 olarak elde etmişlerdir (Papaloukas *et al.* 2002).

Yıldız ve Arslan (2004), iskemik lezyonlardan sorumlu koroner arteri belirlemede EKG'nin kullanılabilirliğini ve önemini belirlemek amacıyla, Fırat Üniversitesi Tıp

Fakültesi Kardiyoloji Anabilim Dalı'na başvuran yaşları 28-74 arasında olan 78'i erkek, 23'ü kadın 101 hasta üzerinde inceleme yapmışlardır. Hastaları EKG'lerinde geçirilmiş miyokard infarktüsü olanlar (GMİ), T menfiliği olanlar ve istirahat EKG'leri normal olanlar olarak 3 gruba ayırmışlardır. EKG kayıtlarından sonra Koroner Anjiyografi işlemi gerçekleştirmişlerdir. Sonuçta EKG'nin miyokardiyal iskemik lezyonlardan sorumlu koroner arteri tahmin etmede kullanılabilir bir yöntem olduğunu ve GMİ paterni olan olgularda tanıda daha duyarlı sonuç verdiğini tespit etmişlerdir (Yıldız ve Arslan 2004).

Dhawan ve arkadaşları (2012), ABD'de akut miyokard infarktüsü teşhisinde acil servislerin hayati öneme sahip olduğunu belirtmiş, doğru ve uygun maliyetli çözümler bulmak amacıyla bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Ortalama 2015 hastaya seri EKG çekimi uygulamış ve bu işaretleri 3 boyutlu (3D) hale getirmişlerdir. 3D EKG işaretleyicilerini hesaplayıp kalbin elektriksel aktivitesi hakkında daha fazla bilgi toplamışlardır. AMİ diagnostik doğruluğunu uzman kardiyologlarınkilerle karşılaştırarak iyileştirmeyi amaçlamışlardır. Destek vektör makinelerini genetik algoritma arama yoluyla optimize etmiş ve çok katmanlı bir ağda kullanmışlardır. Elde ettikleri hasta veri setinden randomize alt gruplara göre %86,82 ±%4,23'lük ve %91,05 ±%2,10'luk bir duyarlılık elde etmişlerdir. Sonuç olarak önerilen algoritmayı kullanarak yapılan seri EKG işleminin acil servislerde AMİ saptama için bir tanı aracı olarak kullanılabileceğini bildirmişlerdir (Dhawan *et al.* 2012).

Liu ve arkadaşları (2015) çalışmalarında EKG sinyallerini analiz etmek için PolyECG-S olarak tanımlanan 20. derece bir polinom fonksiyonu temelli yeni bir parametreleme algoritması geliştirmişlerdir. Bu çalışma için gerekli EKG verilerini Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) veri tabanından elde etmişlerdir. Bu veriler 148 miyokard infarktüsü hastası ve 52 sağlıklı bireye ait 12 kanallı EKG verileridir. Çalışmada Rastgele Ağaçlar, Karar Ağaçları algoritmalarından biri olan J48 algoritması ve Naif Bayes sınıflandırma algoritmalarını kullanmışlar ve en yüksek %94,4 doğrulukta Mİ tespiti gerçekleştirmişlerdir. Geliştirdikleri bu sistem EKG sinyalleri zayıf veya saptanamayan ST segmentleri içerdiğinde bile Mİ tespitinde kullanılabilir (Liu *et al.* 2015).

Sharma ve arkadaşları (2015) çalışmalarında çok kanallı elektrokardiyografide miyokard infarktüsünün saptanması ve lokalizasyonu için çok ölçekli enerji ve eigenspace (MEES) yaklaşımı üzerine yeni bir teknik önermişlerdir. Çok ölçekli dalgacık enerjileri ve çok ölçekli kovaryans matrislerinin öz değerlerini tanı özellikleri olarak kullanmışlardır. Sınıflandırıcı olarak destek vektör makinelerinden doğrusal ve radyal temel fonksiyonu (RBF) ve K-en yakın komşu algoritması kullanmışlardır. Çalışma için Physikalisch-Technische Bundesanstalt veri tabanından elde ettikleri sağlıklı ve çeşitli Mİ tipleri içeren EKG veri setlerini kullanmışlardır. Sonuçta önerilen tekniğin Mİ patolojilerini başarılı bir şekilde tespit edebildiğini belirtmişlerdir. MEES yaklaşımı, farklı tiplerde Mİ'lerin lokalize edilmesine de yardımcı olmaktadır. Mİ saptaması için doğruluk, duyarlılık ve özgüllük değerleri sırasıyla %96, %93 ve %99 olarak tespit edilmiştir. Radyal temel fonksiyonu kullanılarak %99,58 doğrulukta lokalizasyon tespiti yapılmıştır (Sharma *et al.* 2015).

Daly ve arkadaşları (2017), vücut yüzey potansiyel haritasından (BSPM) türetilen epikardiyal potansiyellerin akut miyokard infarktüsü teşhisindeki rolünü araştırmışlardır. Ağustos 2009-Ağustos 2011 tarihleri arasında hem acil servis hem de koroner yoğun bakım ünitesinde istirahat halindeki akut iskemik tip göğüs ağrısı olan 320 hastadan 12 derivasyonlu elektrokardiyogramları ve BSPM'leri kaydetmişlerdir. Her hasta için vücut kitle indeksi hesaplanmış ve kardiyak troponin T (cTnT) miktarını ölçmüşlerdir. Standart torasik hacim iletken modeli (TVCM) ve vücut kütle indeksine dayanan hastaya özgü gövde modeli (PSTM) kullanarak elde ettikleri 80 derivasyonlu BSPM'den türetilen elektriksel potansiyelleri karşılaştırmışlardır. Sonuçta iskemik tip göğüs ağrısı ile başvuran hastalar üzerinde, yeni bir PSTM uygulayarak BSPM'den türetilen elektriksel potansiyellerin AMİ tanısında duyarlılığı belirgin olarak artırdığını gözlemlemişlerdir (Daly *et al.* 2017).

Acker ve arkadaşları (2017), miyokard infarktüsünün erken aşamalarda tespitini sağlamak için EKG'nin kullanımı ile ilgili bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. EKG verilerinin uzmanlar tarafından manuel olarak analiz edilmesinin verimsiz olduğunu ileri sürerek bir analiz sistemi önermişlerdir. Uygulanan yöntem EKG veri akışındaki morfolojik anormalliklerin saptanmasına yardımcı olmaktadır. Bu yöntem ile

Kolmogorov-Smirnov testine (KST) dayalı anlamlı bir dizi zaman serisi veri seti belirlenmekte ve sonra çevrimiçi kümeleme algoritması uygulanmaktadır. Böylece, sistem tarafından bireysel PQRST-kompleks segment morfolojileri öğrenilmekte ve EKG veri akışındaki anormallikleri tespit etmek için öğrenilen modeller kullanılmaktadır. Bu çalışmada daha önce elektrofizyologlar tarafından etiketlenmiş olan gerçek hasta verilerini kullanmışlardır. Sonuç olarak, KST'nin seçtiği özelliklerin, EKG veri akışlarını analiz etmek için özellikle uygun olduğunu belirtmiş ve ortalama duyarlılık oranlarını %98,82 ve ortalama özgüllük oranlarını %98,13 olarak tespit etmişlerdir. (Acker *et al.* 2017).

Kayıkçioğlu ve arkadaşları (2017) çalışmalarında EKG işaretinde ST segment değişikliklerinin miyokardiyal iskeminin önlenmesi ve oluşabilecek miyokard infarktüsünün önceden tespit edilmesi ve önlenmesi açısından oldukça önemli olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle ST segmenti değişimlerini önceden belirlemek amacıyla Choi-Williams zaman frekans dağılımı temelli bir algoritma geliştirmişlerdir. Algoritmanın performansını değerlendirmek amacıyla MIT-BIH aritmi ve European ST-T veritabanlarından elde ettikleri EKG verilerini kullanmışlardır. MIT-BIH veritabanından V1, V2, V4, V5 derivasyonlarına ait sağlıklı veya aritmi içeren 111688 R-R aralığı ve European ST-T veritabanından V1, V2, V3, V4, V5 derivasyonlarına ait 111688 tane ST segmenti düşmesi veya yükselmesi olan R-R aralıkları seçmişlerdir. Sonuçta sınıflandırma performans değerleri olan doğruluk, duyarlılık, özgüllük ve pozitif prediktif değerlerini sırasıyla %99.06, %99.08, %99.02 ve %99.02 olarak tespit etmişlerdir (Kayıkçioğlu vd. 2017).

Kayıkçioğlu ve arkadaşları (2017) çalışmalarında EKG işaretinde ST segmenti düşmesi, yükselmesi veya aritminin önceden tespiti amacıyla Zhao-Atlas-Mark zaman frekans dönüşümü tabanlı bir algoritma geliştirmişlerdir. Bu algoritmanın performansını değerlendirmek amacıyla MIT-BIH Aritmi, European ST-T ve Long Term ST veri tabanlarından elde ettikleri verileri kullanmışlardır. Sınıflandırma sonucunda doğruluk, duyarlılık, özgüllük, negatif prediktif değer ve F skor değerlerini sırasıyla %95.09, %95.08, %98.31, %98.31 ve %95.08 olarak elde etmişlerdir (Kayıkçioğlu vd. 2017).

3. MATERYAL VE METOT

3.1 Prosim 8

Miyokard infarktüsünün erken dönemde teşhisinde EKG büyük rol oynamaktadır. Farklı frekans ve genlikte, farklı oranlarda negatif veya pozitif ST değişimli EKG işaretleri elde edebilmek için ProSim 8 hayati belirtiler simülatörü kullanılmıştır (Şekil 3.1). ProSim 8 hasta izleme sistemi için hızlı ve önleyici bakım testleri yapabilmeye olanak sağlamaktadır. Çok fonksiyonlu bir simülatör olan ProSim 8 sayesinde EKG (fetal EKG ve ritim bozuklukları), solunum, sıcaklık, IBP, kardiyak çıktı/kardiyak kateterizasyon, NIBP, SpO2 testleri yapılabilmektedir. Prosim 8 hayati belirtiler simülatörü teknik özellikleri ekler bölümünde verilmiştir.

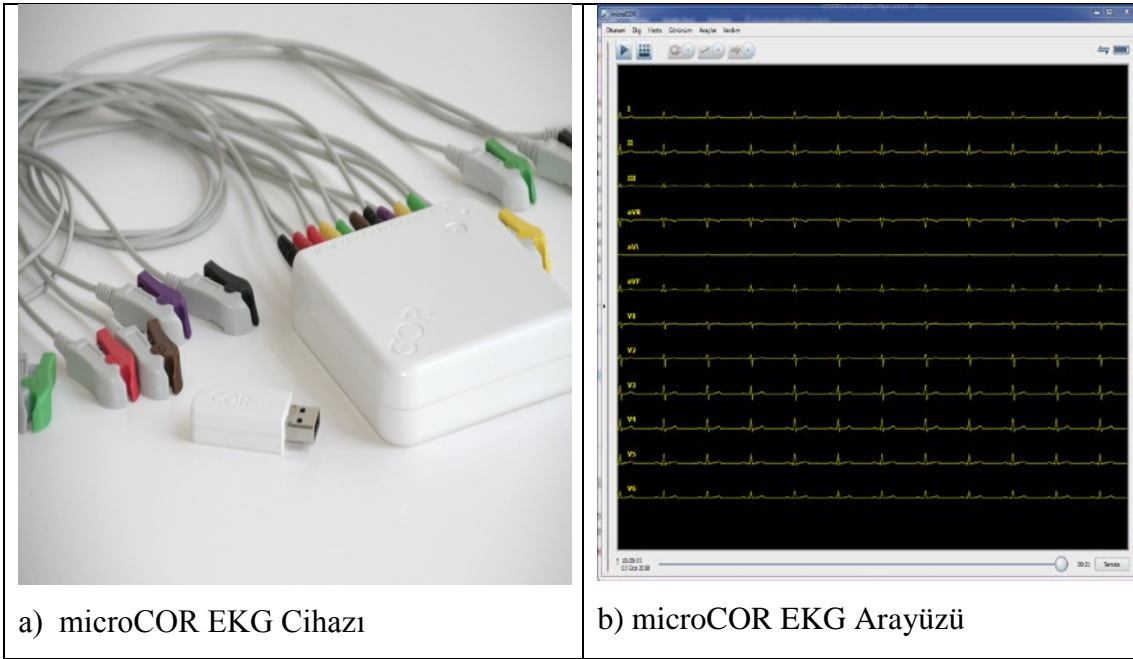


Şekil 3.1 Prosim 8 hayati belirtiler simülatörü (İnt.Kyn.8).

3.2 microCOR EKG Cihazı

Elektrotlar vasıtasıyla alınan 12 kanallı EKG sinyallerini yükseltmek, filtrelemek ve sayısallaştırmak için microCOR EKG cihazı çalışmada kullanılmıştır (Şekil 3.2). Bu veriler kablosuz olarak bilgisayara takılı olan USB çubuğuna oradan da bilgisayara

aktarılmaktadır. Kablosuz iletişimi sayesinde verinin bozulma, değişme riski ortadan kaldırılmıştır. Cihaz ve EKG kablolarının küçük ve hafif olması, farklı ortamlarda ve kolay bir şekilde EKG kaydına imkân sağlamaktadır. Cihaz 2 adet alkali pil ile çalışmakta ve 40 saatten daha uzun süre sürekli EKG kaydı yapabilmektedir. Bu da normal şartlarda binlerce EKG çekimi demektir. Pillerin uzun süre güvenle kullanabilmesi için cihazın yazılımında çeşitli önlemler alınmıştır.



Şekil 3.2 microCOR EKG ölçüm cihazı (İnt.Kyn.9).

microCOR EKG ölçüm cihazı 2.4 GHz ISM Bandı üzerinden haberleşmektedir. Cihazın veri örnekleme sıklığı 8800 örnek/s, veri kayıt sıklığı 550 örnek/s, örnekleme çözünürlüğü ise 24 bittir. Hat filtresi (50 veya 60Hz), Drift filtresi ($f_{-3dB} = 0,05 / 0,15 / 0,50$ Hz) ve EMG filtresine ($f_{-3dB} = 150 / 100 / 40$ Hz) sahiptir.

3.3 MATLAB

MATLAB, temel olarak sayısal hesaplama, grafiksel veri gösterimi ve programlamayı içeren bilimsel ve teknik hesaplamalar yapmak amacıyla yazılmış yüksek performanslı bir yazılımdır. MATLAB ismi, Matrix Laboratory (Matris Laboratuvarı) kelimelerinden oluşturulmuştur. Birçok klasik algoritmanın tek komut ile kullanıcının hizmetine

sunulması MATLAB'ın önemli üstünlüklerindedir. Bu sayede çok satıra sahip programlar kısalmakta, algoritmanın sona erme süresi ve bellek ihtiyacı azalmaktadır. MATLAB, diğer programlama dillerinin aksine programı derleyip çalıştırılabilir bir dosya (exe) haline getirmeden, yorumlayarak çalıştırmaktadır. MATLAB; kontrol, sayısal işaret işleme, sinir ağları, güç sistemleri, filtre dizaynı, genetik algoritma, grafik, veri tabanı, web sunucusu, finans vb. alanlarda güvenli bir şekilde kullanılacak araç kutuları içermektedir. Bunlardan bazılarından olan;

- Bulanık Mantık (Fuzzy Logic)
- Yapay Sinir Ağları (Neural Network)
- Genetik Algoritmalar (Genetic Algorithms)

araç kutuları son zamanlarda yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.

3.4 Veri Ön İşleme

Biyolojik sinyal verilerinin aykırı değerlere sahip olmaları, lineer olarak ayrılabilen yapıda olmaları, periyodik olmamaları gibi nedenlerden dolayı veriler hakkında net bilgiler ortaya koymak oldukça güçtür. Sinyallerin gürültüden arındırılması veya içerisinde gömülü bulunan gerekli bilginin ortaya çıkarılması için bir ön işleme tabii tutulmaları gerekmektedir (Gürsel Özmen 2010). Veri ön işleme teknikleri; filtreleme, normalizasyon, veri dönüşümü, veri ağırlıklandırma ve özellik çıkarımı gibi yöntemleri içerir (Polat 2008).

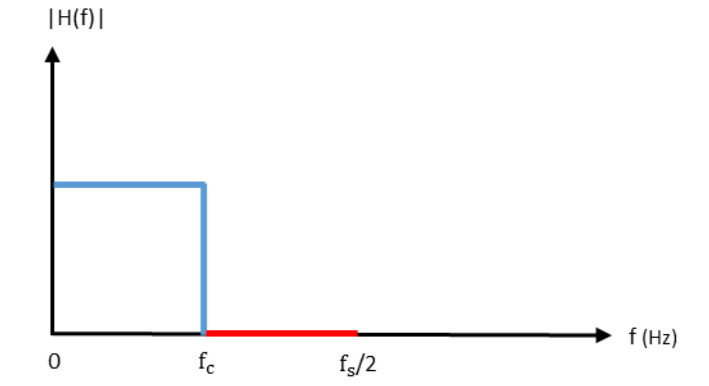
3.4.1 Sayısal Filtreler

Bir işaretin frekans spektrumundaki belirli özelliklerini pekiştiren, işaretin frekans spektrumunu yeniden biçimlendiren veya işaretin frekans spektrumunu istenen belirli özelliklere göre değiştiren sistemlere genel olarak filtre denilmektedir. Filtreler işaretlerin belirli frekanslarını güçlendirmek veya zayıflatmak, belirli frekanslarını tamamen bastırmak veya belirli frekanslarını yalıtımak gibi değişik amaçlarla kullanılabilir.

3.4.1.1 Temel Filtreler

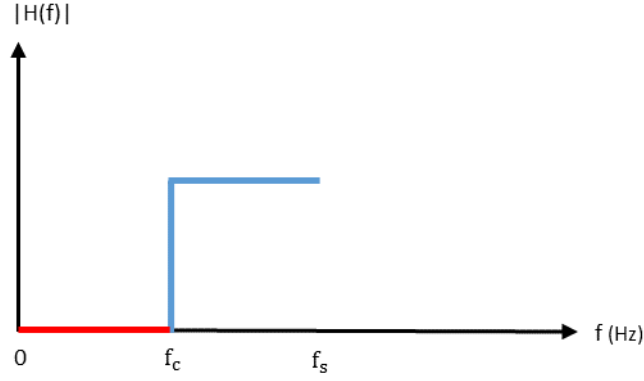
Filtreler arzu edilen frekans aralığını seçmek için kullanılmaktadır. Genellikle frekans (geçirdikleri veya bastırdıkları) bandına göre sınıflandırılır. Sistemlerde sıklıkla alçak geçiren (AGF), yüksek geçiren (YGF), bant geçiren (BGF) ve bant söndüren (BSF) filtre tipleri kullanılmaktadır (Ertürk 2009).

- *Alçak Geçiren Filtreler:* İstenilmeyen yüksek frekansları bastırıp düşük frekansları geçirmek amacıyla tasarlanan filtrelerdir. AGF'ler zamana bağlı serilerin kısa dönemli hareketlerini azaltarak uzun dönemli salınımlarını ortaya çıkarır. Kayan ortalamalar yöntemine benzeyen AGF zaman serisinin daha düzgün görünmesini sağlar. Her iki yöntem de kısa dönemli salınımların yok edilmesini ve uzun dönemli bileşenin ortaya çıkarılmasını amaçlamaktadır. Şekil 3.3'te AGF'nin frekans cevabı görülmektedir. Şekil 3.3 ve Şekil 3.4'te f_c kesme frekansını, f_s ise örneklem frekansını temsil etmektedir.



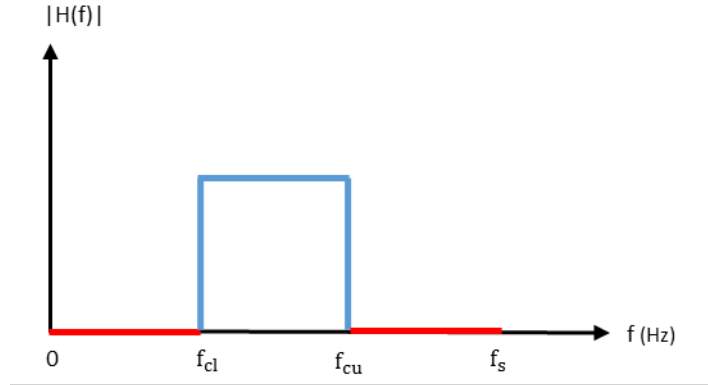
Şekil 3.3 AGF frekans cevabı.

- *Yüksek Geçiren Filtreler:* İstenilmeyen düşük frekansları bastırıp yüksek frekansları geçirmek amacıyla tasarlanan filtrelerdir. YGF ile zaman serilerindeki uzun dönemli salınımların zayıflatılarak kısa dönemli bileşenlerin öne çıkarılması amaçlanmaktadır. Şekil 3.4'te YGF'nin frekans cevabı görülmektedir.



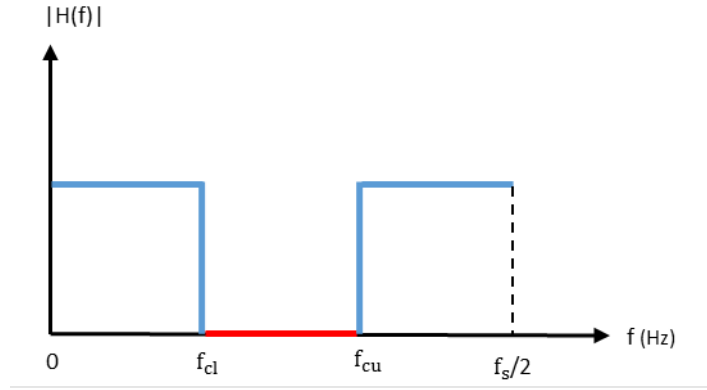
Şekil 3.4 YGF frekans cevabı.

- *Bant Geçiren Filtreler (BGF)*: İstenilen bant genişliğinin altındaki düşük frekansları ve üstündeki yüksek frekansları bastırarak ve istenilen frekans bandını geçirmek amacıyla tasarlanan filtrelerdir. Bant geçiren filtreler YGF ve AGF'lerin bir kombinasyonudur. Şekil 3.5'te BGF'nin frekans cevabı görülmektedir. Burada f_{cl} seçilen bandın alt frekans değerini ve f_{cu} üst frekans değerlerini temsil etmektedir.



Şekil 3.5 BGF frekans cevabı.

- *Bant Söndüren Filtreler*: Belirli bir frekansın altındaki ve üstündeki bandı geçirmek yani istenilmeyen bir frekans bandını bastırmak amacıyla tasarlanan filtrelerdir. Şekil 3.6'da BSF'nin frekans cevabı görülmektedir. Burada f_{cl} durdurulmak istenen bandın alt frekans değerini ve f_{cu} ise üst frekans değerini temsil etmektedir. (Yiğit 2010).



Şekil 3.6 BSF frekans cevabı.

3.4.1.2 Ayrık Zamanlı Sonlu Dürtü Yanıtlı Filtre Tasarımı

Ayrık zamanlı bir filtrenin dürtü yanıtı $h[n]$ 'in sadece sonlu sayıda sıfırdan farklı değeri varsa filtre, sonlu dürtü yanıtı (FIR, Finite Impulse Response) filtre olarak adlandırılmaktadır. Nedensel bir filtre ele alındığı takdirde filtrenin dürtü yanıtı $h[n]$ sadece $n=0,1,\dots,M$ için tanımlanmış ise, sistemin çıkış/giriş ilişkisi Eşitlik 3.1'deki gibidir.

$$y[n] = h[0]x[n] + h[1]x[n-1] + \dots + h[M]x[n-M] \quad (3.1)$$

Filtrenin giriş ile çıkış arasındaki ilişkinin z -dönüşümü alındığında, filtrenin transfer fonksiyonu (TF) Eşitlik 3.2'deki gibi elde edilmektedir.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = h[0] + h[1]z^{-1} + \dots + h[M]z^{-M} \quad (3.2)$$

$M+1$ dürtü yanıtı uzunluklu bir FIR filtrenin M adet sıfırı ve M adet kutbu vardır. Kutup sayısı M adet olduğu için filtre M ' inci derece filtre olarak adlandırılır. Bu sebeple M ' inci dereceden bir FIR filtrenin dürtü yanıtı $M+1$ uzunluğundadır.

FIR filtrelerin tüm kutupları $z=0$ konumunda olduğundan bu filtreler daima kararlıdır. Bu filtrelerin önemli bir özelliği de doğrusal faz yanıtını sağlayabilmeleridir. Bu durum herhangi bir faz kaymasına yol açmaz ancak sinyalde gecikmeye neden olur.

3.4.1.3 Ayrık Zamanlı Sonsuz Dürtü Yanıtlı Filtre Tasarımı

Dürtü yanıtı $h[n]$, sonsuza kadar devam eden filtreler, sonsuz dürtü yanıtı (IIR, Infinite Impulse Response) filtre olarak adlandırılmaktadır.

Sabit katsayılı fark denklemi şeklinde tanımlanan IIR filtrenin çıkış/giriş arasındaki ilişki Eşitlik 3.3'teki gibidir.

$$\sum_{k=0}^N a_k y[n-k] = \sum_{k=0}^N b_k x[n-k] \quad (3.3)$$

Sistemin transfer fonksiyonu Eşitlik 3.4'teki gibi elde edilmektedir.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{\sum_{k=0}^N b_k z^{-k}}{\sum_{k=0}^N a_k z^{-k}} \quad (3.4)$$

Sistem N'inci dereceden bir fark denklemdir. Bu nedenle filtre N'inci derece IIR filtre olarak adlandırılır. Filtrenin sonsuz dürtü yanıtı olması için impuls cevabında α sabit katsayı olmak üzere $a^n u[n]$ şeklinde bir terim yer almalıdır. Bu nedenle sistemin transfer fonksiyonunun $z=0$ 'dan farklı bir konumda olan ve bir sıfır tarafından nötrlenmeyen en az bir kutbu olmalıdır. Bir IIR filtenin kararlı olması için, TF'nin tüm kutuplarının birim çember içerisinde olması gerekmektedir (Ertürk 2009).

3.4.2 Normalizasyon

Normalizasyon, veri kümesindeki değerleri düzenli hale getirmek amacıyla uygulanan bir yöntemdir. Verilerin belirli aralıkta (0 ile 1 veya -1 ile +1 aralığında) ölçeklendirilmesi bilgilerin aynı ölçek üzerine indirgenmesini sağlamakla birlikte yanlış girilen çok büyük ve küçük şeklindeki değerlerin etkisini de ortadan kaldırmaktadır.

Literatürde birçok veri normalizasyon çeşidi vardır. Bunlara örnek olarak: İstatiksel veya Z-Score Normalizasyonu, Minimum-Maksimum Normalizasyonu, Medyan Normalizasyonu, Sigmoid Normalizasyonu gibi normalizasyon yöntemleri

gösterilebilir. Bu çalışmada farklı genliğe sahip EKG sinyalleri üzerinde normalizasyon metotlarından Minimum-Maksimum Normalizasyon Metodu kullanılmıştır.

3.4.2.1 İstatiksel veya Z-Score Normalizasyonu

Bir veri seti üzerindeki bazı değerlerin 0'dan küçük, bazılarının ise büyük değerlere sahip olması, veriler arasındaki uzaklıkların özellikle uç verilerin sonuçlar üzerinde daha etkin olacağını göstermektedir. Verilerin normalleştirilmesi giriş setindeki her bir parametrenin, modelin tahmin edilmesine eşit ölçüde katkıda bulunmasını sağlar. Her bir değişkenin aritmetik ortalaması ve standart sapması bulunur. Daha sonra Eşitlik 3.5'te belirtilen formül ile veriler normalleştirilerek, veriler arasındaki uzaklık ortadan kaldırılır ve verilerdeki uç noktalar azaltılır (Yavuz ve Deveci 2012).

$$x' = \frac{x_i - \mu_i}{\sigma_i} \quad (3.5)$$

Bu eşitlikte;

x' = Normalize veriyi,

x_i = Girdi değerini,

μ_i = Girdi verilerinin ortalamasını,

σ_i = Girdi verilerinin standart sapmasını

ifade etmektedir.

3.4.2.2 Minimum-Maksimum Normalizasyonu

Bu metot özellikle literatürdeki mühendislik problemlerinde kullanılan en yaygın metottur. Bu mühendislik çalışmalarında tıbbi veriler, görüntü verileri gibi kaynağı mühendislik olmayan veri setlerinde de yaygın olarak kullanılmaktadır. Minimum-maksimum modelinde yeni değerler Eşitlik 3.6'dan hesaplanabilir.

$$v' = \frac{v - \min_A}{\max_A - \min_A} (y_{\max_A} - y_{\min_A}) + y_{\min_A} \quad (3.6)$$

Bu eşitlikte;

v = eski değeri,

v' = yeni değeri,

\min_A = veri içerisindeki minimum değeri,

\max_A = değeri maksimum değeri,

y_{\max_A} = verinin taşınacağı aralığın üst değerini,

y_{\min_A} = verinin taşınacağı aralığın alt değerini

ifade etmektedir.

Veri eğer 0 ile 1 arasına taşınmak isteniyorsa yukarıdaki ifade Eşitlik 3.7'ye dönüşür.

$$v' = \frac{v - \min_A}{\max_A - \min_A} \quad (3.7)$$

Bu metot veri setinin doğrusal dönüşümünü sağlamaktadır. Herhangi iki değer arasındaki fark ya da değerlerdeki büyüklüklerin orantısallığı değişmemektedir. Sayısal veriler içerisinde negatif işaretli değerler olsa bile bu işaretler normalizasyon sonunda ortadan kalkmakta ve değerler pozitif işaretli hale gelmektedir (Akdemir 2009).

3.4.2.3 Medyan Normalizasyonu

Bu yöntem ile her girdinin medyan değeri alınarak, her örneklem için medyan normalize yöntemi kullanılır. Medyan aşırı sapmalardan etkilenmez. Bu yöntem için Eşitlik 3.8 kullanılır.

$$x' = \frac{x_i}{\text{Median}(\alpha_i)} \quad (3.8)$$

Bu eşitlikte;

x' = Normalize edilmiş veriyi,
 x_i = Girdi değerini,
 α_i = Girdi setinin medyanını,

ifade etmektedir.

3.4.2.4 Sigmoid Normalizasyonu

Sigmoid normalizasyonu fonksiyon verilerini 0 ile 1 veya -1 ile 1 arasında sınıflandırmaktadır. Tanjant sigmoid fonksiyonu süreçleri hızlandırmak açısından iyi bir seçimdir. Bu yöntem için Eşitlik 3.9 kullanılmaktadır.

$$x' = \frac{e^{x_i} - e^{-x_i}}{e^{x_i} + e^{-x_i}} \quad (3.9)$$

Bu eşitlikte;

x' = Normalize edilmiş veriyi,
 x_i = Girdi değerini,
 e = doğal logaritma değerini,

ifade etmektedir (Yavuz ve Deveci 2012).

3.5 Öznitelik Çıkarımı

Sinyallerin amaca yönelik kullanılabilmesi için sinyali en iyi ifade eden bazı özelliklerin belirlenerek, bu özelliklerle çalışılması gerekmektedir. Bu özellikler literatürde 'öznitelik' olarak adlandırılmakta ve bir öznitelik vektörü içerisinde saklanmaktadır. Kısaca öznitelik çıkarma işlemi, sinyallerin sınıflandırılmasını kolaylaştıracak bir forma dönüştürülmesi şeklinde ifade edilmektedir. Bir başka deyişle öznitelik çıkarma işlemi, sinyallerin gürültüden ve diğer gereksiz bilgilerden arındırılması, bunu yaparken aynı zamanda da sinyalin ayırt edici özniteliklerinin korunması işlemidir. Öznitelik çıkarma

işleminin diğeri bir amacı ise sınıflandırılacak verilerin boyutlarının küçültülmesidir. Kısaca öznitelik seçimi hangi özellikler seçilecek ve miktarı ne olacak sorularına cevap verecek şekilde yapılır.

İçinde birçok bilgi taşıyan biyomedikal işaretlerin göz ile incelenmesi yetersiz kalabildiğinden, biyomedikal işaretlere spektral değerlendirme metotları ile yaklaşılması, aynı işaretten daha çok ve daha net bilgi alınmasına imkân vermektedir (Gürsel Özmen 2010).

3.5.1 Güç Spektral Yoğunluğu

Frekans domeni analizleri için pek çok metot mevcuttur. Bunlardan en sık kullanılanı güç spektral yoğunluğu (GSY) analizleridir. GSY, sinyalin frekans bandı üzerindeki güç dağılımı olarak tanımlanabilir (Bayrak 2017). GSY analizinin temeli durağan rastgele bir sistemin sonlu uzunluktaki bir sinyale ait frekans bandındaki güç dağılımını tahmin etme işlemlerine dayanmaktadır.

Güç spektral yoğunluğunun belirlenmesi için klasik ve modern olmak üzere iki temel metot vardır. Büyük varyans ve düşük çözünürlük gibi klasik spektral tahmin problemlerinin üstesinden gelebildiği için modern spektral tahmin, sinyal işleme teknolojisi için idealdir (Uysal 2017). Modern spektral tahmin parametreleri parametrik ve parametrik olmayan güç spektral tahmini olarak ikiye ayrılmaktadır.

Parametrik olmayan metotlar ile elde edilen güç spektral yoğunluğunda, sinyalin kendisi direkt olarak değerlendirilir. Bu metotlar verinin nasıl üretildiği hakkında bir varsayımda bulunmaz, dolayısıyla parametrik olmayan metotlar olarak adlandırılır. Ayrıca bu metotlar kullandığı algoritmanın kolay uygulanabilmesi ve işleme hızının yüksek olması gibi avantajlara sahiptir. Parametrik olmayan modellere örnek olarak Periodogram, Welch ve Multitaper metotları gösterilebilir.

Parametrik metotlar sinyalden direkt olarak güç spektral yoğunluğu tahmini yerine beyaz gürültü ile lineer bir sistemin çıkışı olarak sinyali modellemektedir. Parametrik

modellere örnek olarak Yule-Walker, Burg, Coveriance ve Modified Covariance metotları gösterilebilir (Bilgin 2009).

Parametrik metotlar parametrik olmayan metotlardan daha yüksek bir kararlılığa sahiptir. Güç spektrumu aslında Fourier spektrumundan farklı bir şey değildir. Güç spektrumu Fourier spektrumu değerlerinin karelerini göstermekte olduğundan, her dalga bileşeninin yapılar üzerinde oluşturacağı etki güç spektrumunda belirgin olmaktadır.

Parametrik olmayan metotların en basiti Periodogram metodudur. Periodogram metodunun biraz daha ilerlemiş türü Welch metodudur.

Welch Metodu: Periyodogram metodu hızlı Fourier dönüşümü temelli klasik spektral yoğunluk belirleme yöntemidir. İşaretin ikinin üssü olacak şekilde çerçevesine bölünmesine dayanan Periyodogram metodu ile zaman serisi işaretinin güç spektral yoğunluğu elde edilir. Welch metodunda işaret üst üste çakışabilecek bölümlere ayrılır. Ayrılan bu bölümlerin iyileştirilmiş periyodogramları alındıktan sonra bu periyodogramların ortalaması alınır. Her ne kadar bölümler arasında üst üste binme sinyalde gereksiz bilgiye yol açsa da bu etkiyi azaltmak için dikdörtgensel olmayan pencereler kullanılır. Welch yöntemi ile iyileştirilmiş periyodogramların kestirimi Eşitlik 3.10 ile hesaplanır.

$$\hat{S}_{xx}^{(i)}(f) = \frac{T_s}{K.M} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n)w(n). e^{-j2\pi fn} \right|^2 \quad (3.10)$$

Eşitlikteki f normalize edilmiş frekansı, Ts ölçekleme faktörünü temsil edip ayrık zaman işaret spektrumunun genliğinin analog işaret spektrumuna eşit olmasını sağlar. w(n) ise pencereleme fonksiyonu ve K normalize sabiti olup Eşitlik 3.11'deki formül ile hesaplanmaktadır.

$$K = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w^2(n) \quad (3.11)$$

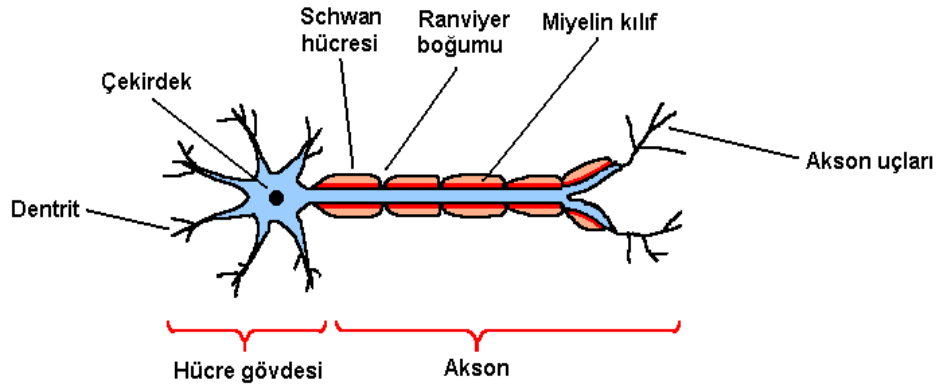
Sonuç olarak güç spektral yoğunluğunun kestirimi Eşitlik 3.12'deki formülle hesaplanmaktadır.

$$\hat{P}_{Welch}(f) = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} \hat{S}^{(i)}_{xx}(f) \quad (3.12)$$

Eşitlikteki L zaman dizisi serisinin uzunluğudur. İşaret gürültü oranının düşük olduğu işaretler için Welch metodu Periyodogram'a göre daha iyi bir çözünürlük elde edilmesini sağlar (Şeker, 2010).

3.6 Yapay Sinir Ağları

Yapay sinir ağları (YSA), insana özgü olan öğrenme yolu ile yeni bilgiler keşfedebilme ve türetebilme yeteneğinin makinalara kazandırılması için geliştirilen bir algoritmadır. Bu algoritma biyolojik sinir sisteminin çalışma şekli örnek alınarak geliştirilmiştir. Şekil 3.7'de biyolojik sinir hücresinin yapısı gösterilmektedir.



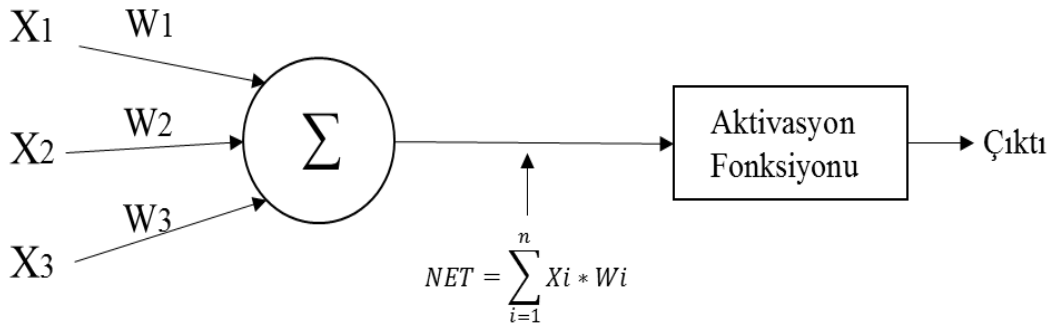
Şekil 3.7 Biyolojik sinir hücresinin yapısı (İnt.Kyn.10).

Biyolojik sinir ağının temel işlem elemanı olan nöronu şekilsel ve işlevsel olarak taklit eden yapay sinir ağları, gelişmiş canlılara özgü olan deneyerek (yaparak) öğrenme yeteneğini modelleyerek, gerçek dünya problemlerine çözüm bulmada avantajlar sunmaktadır. Biyolojik sinir ağında öğrenme, nöronlar arasındaki sinaptik bağlantıların kurulması ve gerektiğinde yeniden ayarlanması ile meydana gelir. Bu yaşayarak öğrenme süreci doğumla başlar ve yeni yaşantılarla birlikte sinir ağında sürekli bir gelişme meydana gelir. Yaşayıp deneyim kazandıkça yeni sinaptik bağlantılar oluşur ve mevcut sinaptik bağlantılarda da değişimler gözlenir. Bu şekilde gerçekleşen öğrenme, yapay sinir ağları için de geçerlidir. Yapay sinir ağında öğrenme, örnekler kullanılarak eğitime yoluyla gerçekleşir. Yani öğrenme, girdi ve çıktı verilerinin işlenip, öğrenme

kuralına bağılı olarak bağlantı ağırlıklarının bir yakınsama sağlanana kadar tekrar ve tekrar güncellenmesiyle meydana gelir (Yurtoğlu, 2005).

3.6.1 Yapay Sinir Ağı Yapısı ve Elemanları

Şekil 3.8’de yapay sinir hücresi verilmiştir. Yapay sinir hücresi girdi, ağırlıklar, toplam fonksiyonu, aktivasyon fonksiyonu ve çıkış olmak üzere 5 temel bölümden oluşmaktadır.



Girdiler Ağırlıklar

Şekil 3.8 Yapay sinir hücresinin yapısı.

Girdiler (x_1, x_2, x_3): Nöronlara gelen verilerdir. Biyolojik sinir hücrelerinde olduğu gibi bu veriler toplanmak üzere nöron çekirdeğine gönderilir.

Ağırlıklar (w_1, w_2, w_3): Çekirdeğe ulaşmadan önce yapay sinir hücresine gelen bilgiler bağlantıların ağırlığıyla çarpılarak bir sonraki nörona iletilir. Bu sayede girdilerin çıktı üzerindeki etkisi ayarlanabilmektedir.

Birleştirme (NET) Fonksiyonu: Birleştirme fonksiyonu ağırlıklarla çarpılarak gelen girdileri toplayarak o hücrenin net girdisini hesaplayan bir yapay sinir hücresi fonksiyondur.

Aktivasyon Fonksiyonu: Hücreye gelen net girdiyi işleyerek hücrenin bu girdiye karşı üreteceği çıktıyı hesaplayan fonksiyondur.

Çıktılar: Aktivasyon fonksiyonun değeri nöronun çıktı değerini oluşturur. Bu değer dış dünyaya verilebildiği gibi tekrar ağın içinde de kullanılabilir. Nöronun bir çıktısı olmasına rağmen bu çıktı istenilen sayıda nörona bağlı olabilir. (Kubat, 2015, Öztemel, 2016)

Yapay sinir hücresinde yapıların biyolojik sinir hücrelerinin hangi yapı taşına denk geldiği Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1 YSA ve sinir sistemi elemanlarının karşılaştırılması.

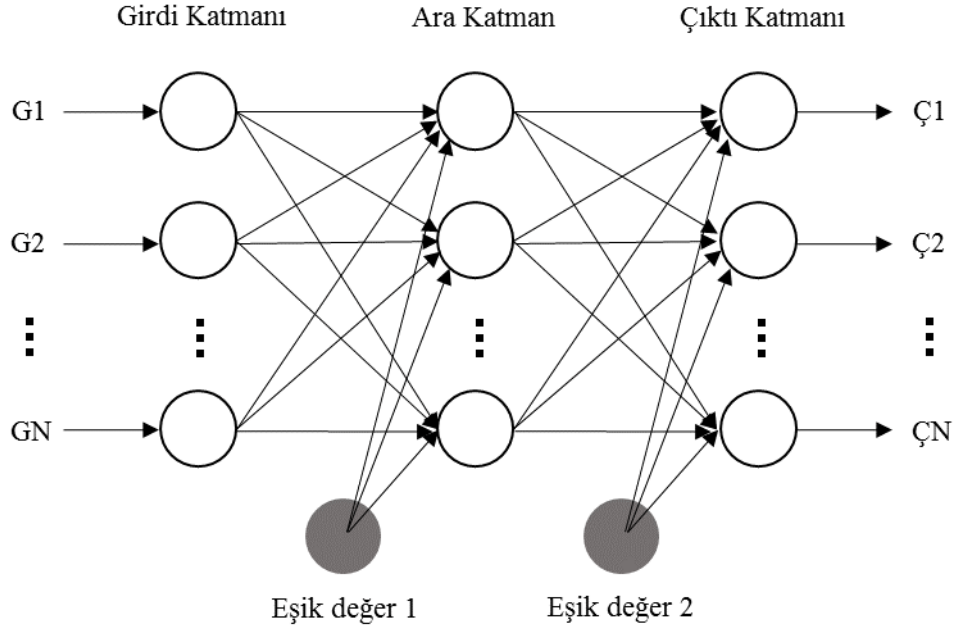
Sinir Sistemi Elemanları	Yapay Sinir Ağı Elemanları
Sinir	Yapay Sinir Hücresi
Sinaps	Ağırlıklar
Dentrit	Toplama Fonksiyonu
Hücre Gövdesi	Transfer Fonksiyonu
Aksonlar	Eleman Çıkışı

3.6.2 Yapay Sinir Ağı Mimarisi

Bir YSA’nın tasarım sürecinde ilk adım olarak ağ mimarisine karar verilmesi gerekmektedir. Araştırmacılar tarafından yaygın olarak uygulanan iki temel YSA mimarisi vardır. Bunlar: ileri beslemeli ağlar ve geri dönüşümlü ağlardır (Alba and Chicano 2004). İleri beslemeli ağ modeli, bağlantıların doğrudan ileri beslemeli olduğu ağları içerir. Bu ağ yapısı tek katmanlı veya çok katmanlı olarak kurulabilir (Can 2014).

Çok Katmanlı Algılayıcı: Bir YSA’nın öğrenmesi istenen olayların girdi ve çıktıları arasındaki ilişkiler doğrusal olmayan ilişkilerse bu tür olayların öğrenilmesi için gelişmiş modellere ihtiyaç duyulmaktadır. Çok katmanlı algılayıcı (ÇKA) modeli gelişmiş modellerden birisidir. Bu model XOR problemini çözmek amacıyla yapılan çalışmalar sonucu geliştirilmiştir. Rumelhart ve arkadaşları tarafından geliştirilen bu modele *hata yayma modeli* veya *geriye yayma modeli* de denilmektedir. Bu model sınıflandırma, tanıma ve genelleme yapmayı gerektiren problemler için çok önemli bir çözüm aracıdır. Delta Öğrenme Kuralı denilen bir öğrenme yöntemini kullanan bu

modelin temel amacı ağın beklenen çıktısı ile ürettiği çıktı arasındaki hatayı en aza indirmektir. Bunu hatayı ağa yayarak gerçekleştirdiği için bu modele hata yayma modeli denilmektedir. ÇKA ağlarının yapısı Şekil 3.9'da gösterildiği gibidir (Öztemel 2016).



Şekil 3.9 Çok katmanlı algılayıcı modeli.

Girdi katmanı: Dış dünyadan gelen verileri (G_1, G_2, \dots, G_N) olarak ara katmana gönderir. Her işlem elemanının sadece bir tane girdisi ve bir tane çıktısı vardır. Bu çıktı bir sonraki katmanda yer alan işlem elemanlarına gönderilir. Girdi katmanındaki her işlem elemanı bir sonraki işlem elemanlarının hepsine bağlıdır.

Ara katmanlar: Girdi katmanından gelen bilgileri katman arasındaki ağırlık katsayıları ile işleyerek bir sonraki katmana gönderir. Bir ÇKA ağında yer alan ara katman birden fazla işlem elemanı ve katmandan oluşabilir. Her işlem elemanının çıkışı bir sonraki katmandaki bütün işlem elemanlarına bağlanarak ağın yapısını oluşturur.

Çıktı katmanı: Ara katmandan gelen bilgileri işleyerek girdilere karşılık ağın ürettiği çıktıları ($\Ç_1, \Ç_2, \dots, \Ç_N$) hesaplar. Bir çıktı katmanında birden fazla çıkış olabildiği gibi tek bir çıkış da olabilir.

3.6.3 Yapay Sinir Ağlarında Öğrenme Algoritmaları

1990'lı yıllardan bugünlere kadar birçok öğrenme algoritması üzerine çalışılmış ve geliştirilmiştir. Öğrenme algoritmaları genel olarak üç grupta değerlendirilmektedir. Bunlar: eğitici öğrenme, eğitici öğrenme ve takviyeli öğrenme algoritmalarıdır. Eğitici öğrenmede, sistemin olayı öğrenmesi için bir eğiticiye ihtiyacı vardır. Eğitici sisteme girdi ve çıktıları set olarak verir. Her girdi için bir çıktı ağı gösterilerek sistemin bunlar arasında matematiksel bir bağ kurması hedeflenir. Çok katmanlı algılayıcı ağı bu sisteme örnek olarak gösterilebilir. Eğitici öğrenmede, sisteme sadece girdi verileri verilmektedir. Sistemde eğitici yoktur. Sistemin girdi ve çıktı arasındaki matematiksel bağı kendi öğrenmesi beklenir. Fakat sistemin öğrenmesinden sonra çıktıların ne anlama geldiğini gösteren işaretlemenin yine kullanıcı tarafından yapılması gerekmektedir. Adaptif Rezonans Teori (ART) ağları buna örnek olarak gösterilebilir. Takviyeli öğrenmede, sisteme bir eğitici yardımcı olmaktadır. Eğitici girdi setinin karşısına bir çıktı seti vermek yerine sistemin çıktılarının doğru ya da yanlış olduğuna dair bir sinyal vermektedir. Sistem bu sinyale göre eğitimi sürdürür. Bu öğrenmeye örnek olarak Doğrusal Vektör Parçalama (LVQ) Modeli verilebilir (Saray 2012).

YSA'ların eğitimi için problemin türüne en uygun algoritmanın seçilmesi gerekmektedir. Bu çalışmada, çok katmanlı ağların eğitim aşamasında kullanılan en yaygın yaklaşımlardan Levenberg–Marquardt eğitim algoritması kullanılmıştır.

Levenberg-Marquardt (LM) Yöntemi: Bu yöntem Kenneth Levenberg ve Donald Marquardt tarafından geliştirilmiştir. Hızlı ve sabit yakınsama özelliğine sahip olan bu algoritma, Gauss-Newton ve Steepest-Descent (geri yayılım) algoritmalarının en iyi özelliklerinden oluşur ve bu iki metodun kısıtlamalarını ortadan kaldırır. Gauss-Newton algoritmasının hız avantajı ve Steepest-Descent metodunun kararlılık özelliğini alan LM algoritması kombine bir eğitim süreci gerçekleştirmektedir. Bu anlamda en etkili eğitim algoritmalarından biri olarak kabul edilmektedir.

Hessian matrisi elde etmek amacıyla ağırlıkların güncellenmesinde Newton metodu kullanılırsa, toplam hata fonksiyonun ikinci dereceden türevinin hesaplanması

gerekmektedir ve bu işlem bazen çok karmaşık olmaktadır. Hesaplama işleminin basite indirgenmesi için Jacobian matrisi kullanılmaktadır. Hessian matrisi H ve Jacobian matrisi J arasındaki ilişki Eşitlik 3.13'teki gibi yazılabilir.

$$H \approx J^T J \quad (3.13)$$

LM algoritması Hessian matrisine Eşitlik 3.14'deki gibi farklı bir yaklaşım getirmektedir.

$$H \approx J^T J + \mu I \quad (3.14)$$

Burada I birim matrisi, μ ise birleşim katsayısıdır ve her zaman pozitiftir. Bu yaklaşımın Gauss-Newton (Eşitlik 3.15) ile birleşmesiyle LM algoritması Eşitlik 3.16'da olduğu gibi yazılır.

$$\Delta W^{r+1} = \Delta W^r - (J_k^T J_k)^{-1} J_k e_k \quad (3.15)$$

$$\Delta W^{r+1} = \Delta W^r - (J_k^T J_k + \mu I)^{-1} J_k e_k \quad (3.16)$$

LM algoritması ağız eğitimi süresince Gauss-Newton ve Steepest-Descent algoritmaları arasında gider gelir. μ 'nün sıfıra yakın olduğu durumlarda Gauss-Newton, μ 'nün büyük olduğu durumlarda ise Steepest-Descent algoritması kullanılır. Birleşim katsayısı μ çok büyük olduğunda, Steepest-Descent algoritması içinde öğrenme katsayısı olarak yorumlanabilir (Eşitlik 3.17, Eşitlik 3.18).

$$\Delta W^{r+1} = \Delta W^r - \alpha g_k \quad (3.17)$$

$$\alpha = \frac{1}{\mu} \quad (3.18)$$

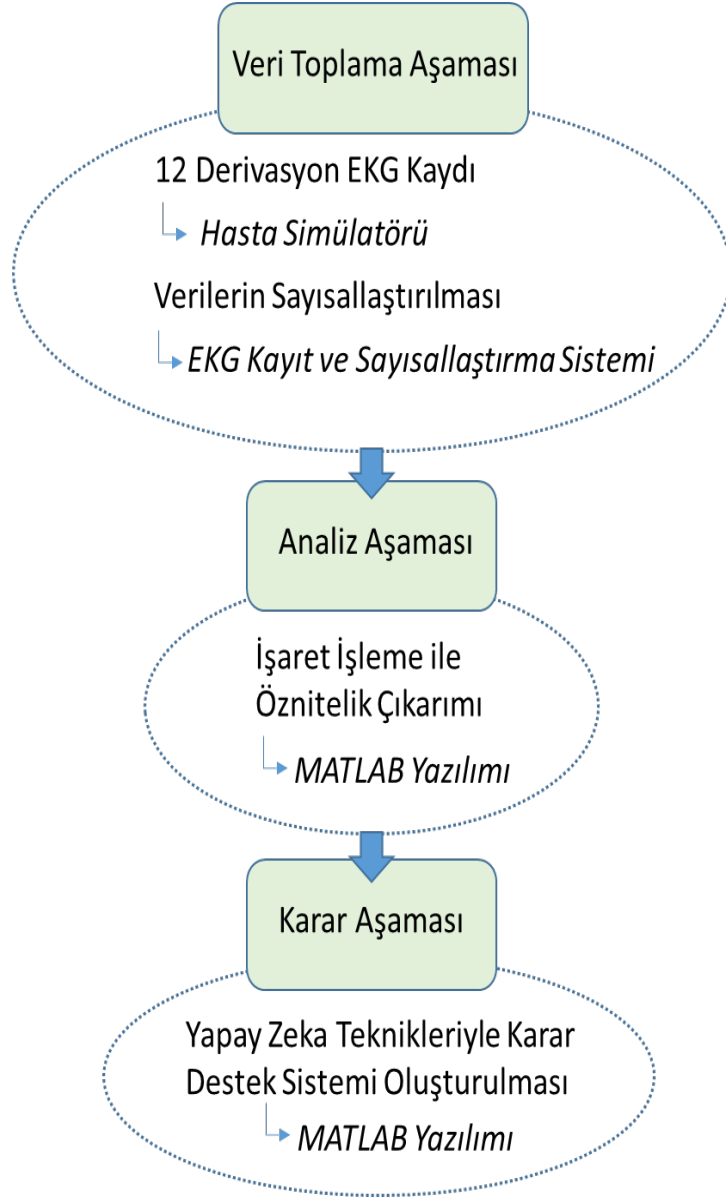
Levenberg–Marquardt algoritması, öğrenme oranı ve momentum faktörünü dikkate almaz. LM algoritması, eğitim süresi açısından iyi ve hızlı bir performans sağlasa da, sadece çok tabakalı yapay sinir ağları için kullanılabilir olması nedeniyle her zaman tercih edilemez. Algoritmanın en önemli problemi, Hessian matrisinin her ağırlık güncellemesinde tekrar tekrar hesaplanmasıdır. Bu durum da, küçük ölçekli ağlar için oldukça hızlı olan LM algoritmasının, büyük ölçekli ağlar için Steepest-Descent algoritmasından daha yavaş ve verimsiz olmasına yol açmasıdır. Ayrıca, Jacobian matrisinin hesaplanmasında da çok fazla yer gereksinimi olmasından dolayı yine büyük ölçekli ağlarda bellek problemi yaşanır. Bu nedenle LM algoritması küçük ve orta ölçekteki ağlar için önerilir (Can 2014).

3.7 Miyokard İnfarktüsü EKG İşaretlerinin Yapay Zekâ Teknikleriyle Sınıflandırılması

Bu çalışmada koroner arter tıkanıklarını erken dönemde tespit etmek ve Mİ riskini azaltmak amacıyla hekime yardımcı bir uzman sistemin geliştirilmesi hedeflenmektedir. Hedefe ulaşmak için uygulanacak yöntemin işlem basamakları Şekil 3.10’da görülmektedir. Çalışma temel olarak veri toplama, veri analizi ve karar aşaması olmak üzere üç ana bölümden oluşmaktadır.

Veri Toplama Aşaması

EKG’deki değişiklikleri tespit eden ve uyarı veren bir uzman sistem geliştirmek amacıyla öncelikle çok parametrelili bir hasta simülatöründen 12 derivasyonlu normal, ST yükselme ve ST çökmeli ($\pm 0.10-0.80$) EKG verileri elde edilecektir. EKG verilerini toplamak ve analizi yapılabilir hale getirmek amacıyla 12 derivasyon EKG verilerini bilgisayara aktaracak veri toplama kartı (DAQ) kullanılacaktır. Cihaz yazılımı ile normal ve Mİ riski olan birçok EKG verisi ham veri olarak elde edilecektir.



Şekil 3.10 Mİ erken tanısı ve lokalizasyonu için geliştirilecek sistemin işlem basamakları.

Veri Analiz Aşaması

Elde edilen EKG verileri işaret işleme yöntemleri ile analiz edilecek ve her bir EKG kanalı için ST segmentine ilişkin öznitelik parametreleri belirlenecektir. Bu amaçla öncelikle IIR ve FIR sayısal filtreler kullanılarak işaretin S/N oranı iyileştirilecektir. Daha sonra FFT, dalgacık dönüşümü ve istatistik yöntem vb. sinyal işleme teknikleri ile EKG işaretini tanımlayan öznitelik parametreleri tespit edilecektir.

Karar Aşaması

Hesaplanan öznitelik parametreleri kullanılarak yapay zekâ teknikleri ile bir karar destek sistemi oluşturulacaktır. Sistemin güvenilirliği infarktüs bölgelerindeki EKG değişiklikleri baz alınarak oluşturulacak senaryolarla test edilecektir. EKG verileri sisteme verildiğinde Mİ riski tespit edilecek ve kalbin hangi bölgesinde infarktüs olduğu belirtilecektir.

3.8 Miyokard İnfarktüsü Erken Tanı ve İnfarktüs Lokalizasyon Tespit Sisteminin Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi

Miyokard infarktüsü erken tanısı ve infarktüs lokalizasyonu tespiti için tasarlanan sistemin temelinde 12 kanal EKG işaretlerinden yararlanılmaktadır. Bu işaretler Prosim 8 hayati belirtiler simülatöründen elde edilmektedir. Elde edilen 12 kanal EKG işaretlerinin filtrelenmesi, sayısallaştırılması ve kablosuz olarak bilgisayar ortamına aktarılması için microCOR EKG cihazından yararlanılmaktadır. Şekil 3.11’de Mİ erken tanı ve lokalizasyon tespit sistemine ait blok diyagram görülmektedir.



Şekil 3.11 Mİ erken tanı ve lokalizasyon tespit sisteminin blok diyagramı.

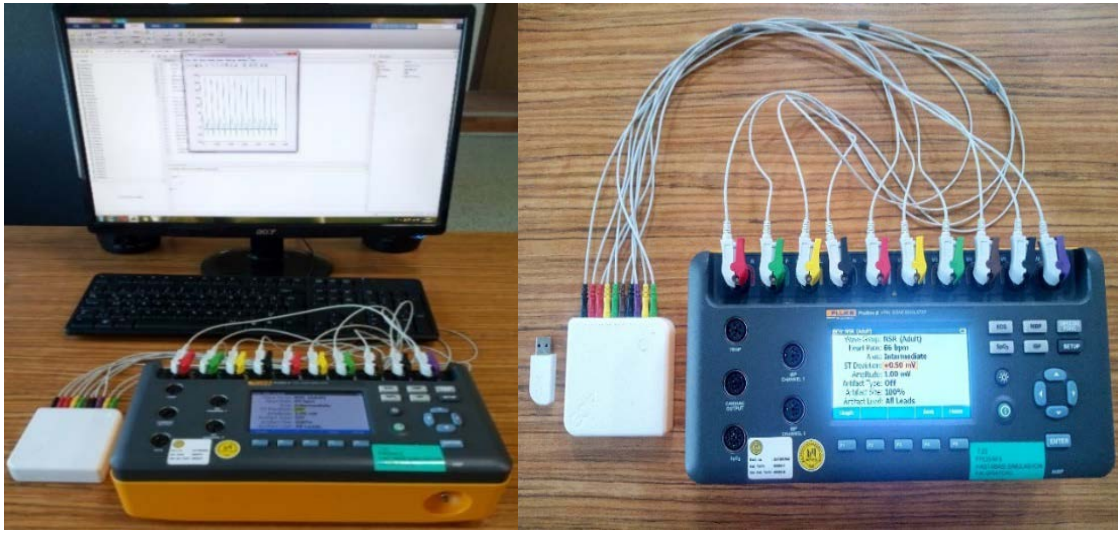
Bilgisayar ortamına aktarılan işaretlere sayısal işaret işleme yöntemi uygulanarak işaretin öznitelik parametreleri bulunmaktadır. Bu parametrelerden yararlanılarak yapay sinir ağları ile karar destek sistemleri oluşturulmaktadır. Erken tanı ve lokalizasyon tespit sisteminin yazılım algoritması 3.12’de görülmektedir.



Şekil 3.12 Mİ erken tanı ve lokalizasyon tespit sisteminin yazılım algoritması.

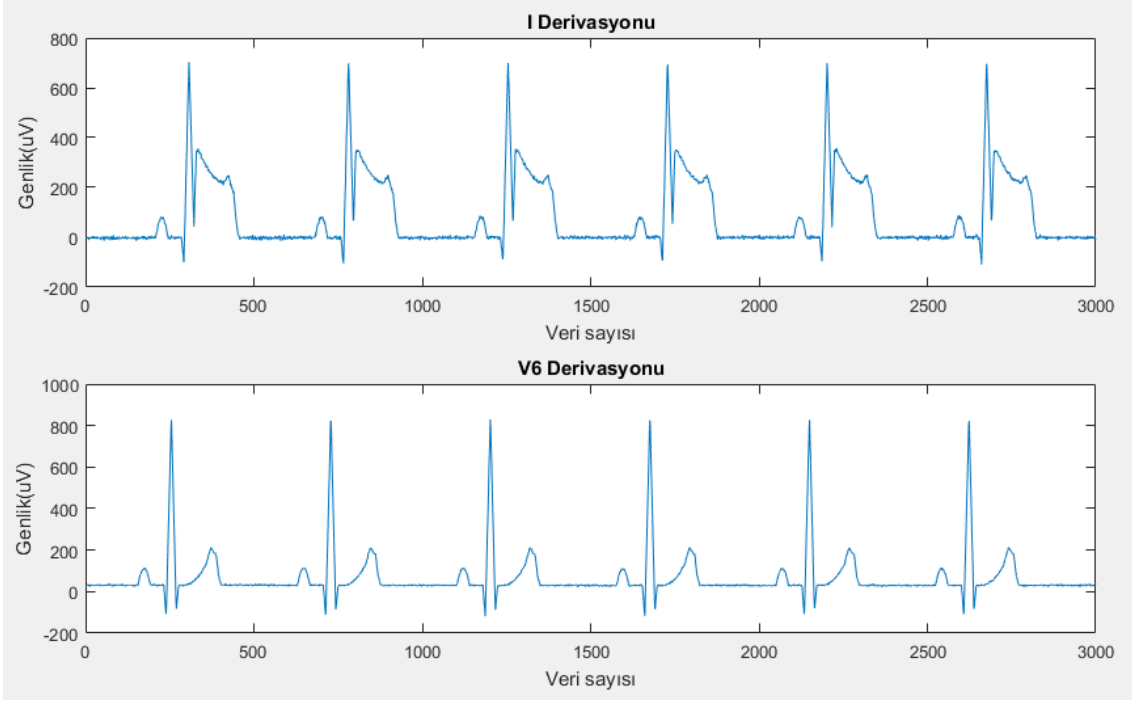
4. BULGULAR

Şekil 4.1’de veri toplama düzeneği görülmektedir. Miyokard infarktüsü erken tanı ve infarktüs lokalizasyon tespiti için öncelikle farklı infarktüs şiddet ve lokalizasyonlarına sahip, farklı kalp atış hızı, genlik ve ST segment yükselme/çökmeli EKG işaretleri kaydedilmiştir. EKG verileri 12 kanallı olarak Prosim 8 hayati belirtiler simülatöründen elde edilmiş, microCOR EKG cihazı ile sayısallaştırılarak kablosuz olarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır.

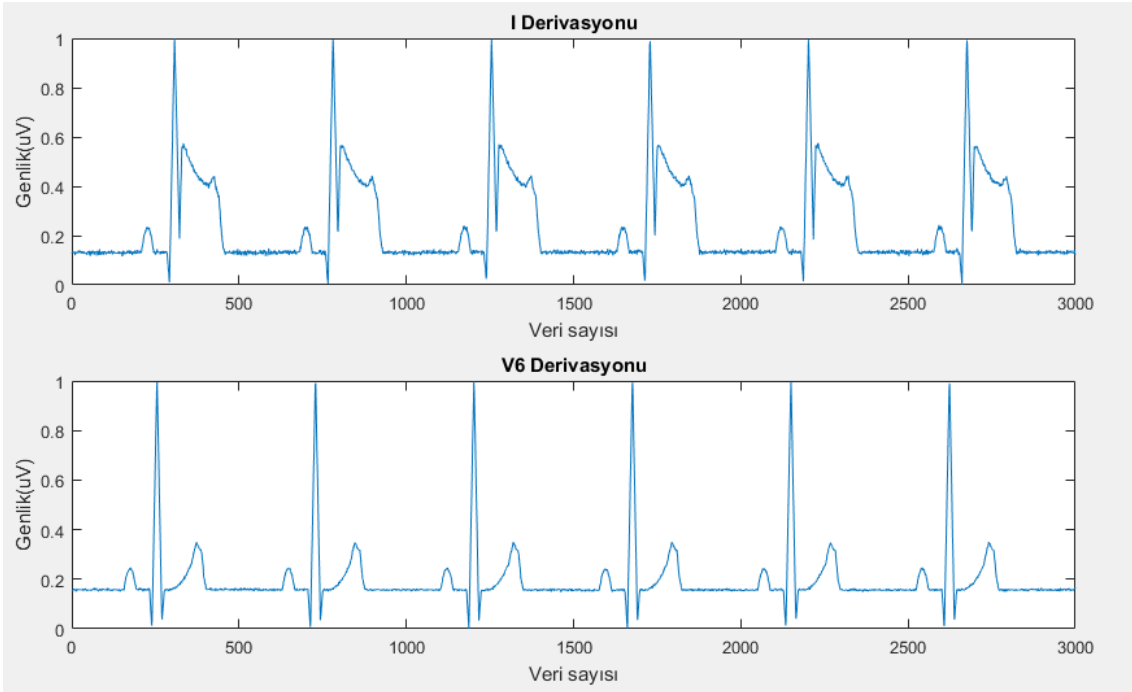


Şekil 4.1 12 kanallı EKG veri toplama düzeneği.

Elde edilen 12 kanallı EKG işaretlerine ait veri setindeki değerlerin dağılımını düzenli hale getirmek amacıyla normalizasyon metotlarından Minimum-Maksimum metodu uygulanmış ve veriler 0 ve 1 arasında normalize edilmiştir. Şekil 4.2’de örnek olarak alınmış 70 kalp atım hızlı anterolateral bölgede infarktüse sahip EKG işaretine ait I ve V6 derivasyonlarının normal değerleri, Şekil 4.3’de ise 0-1 arası normalize edilmiş değerleri görülmektedir.



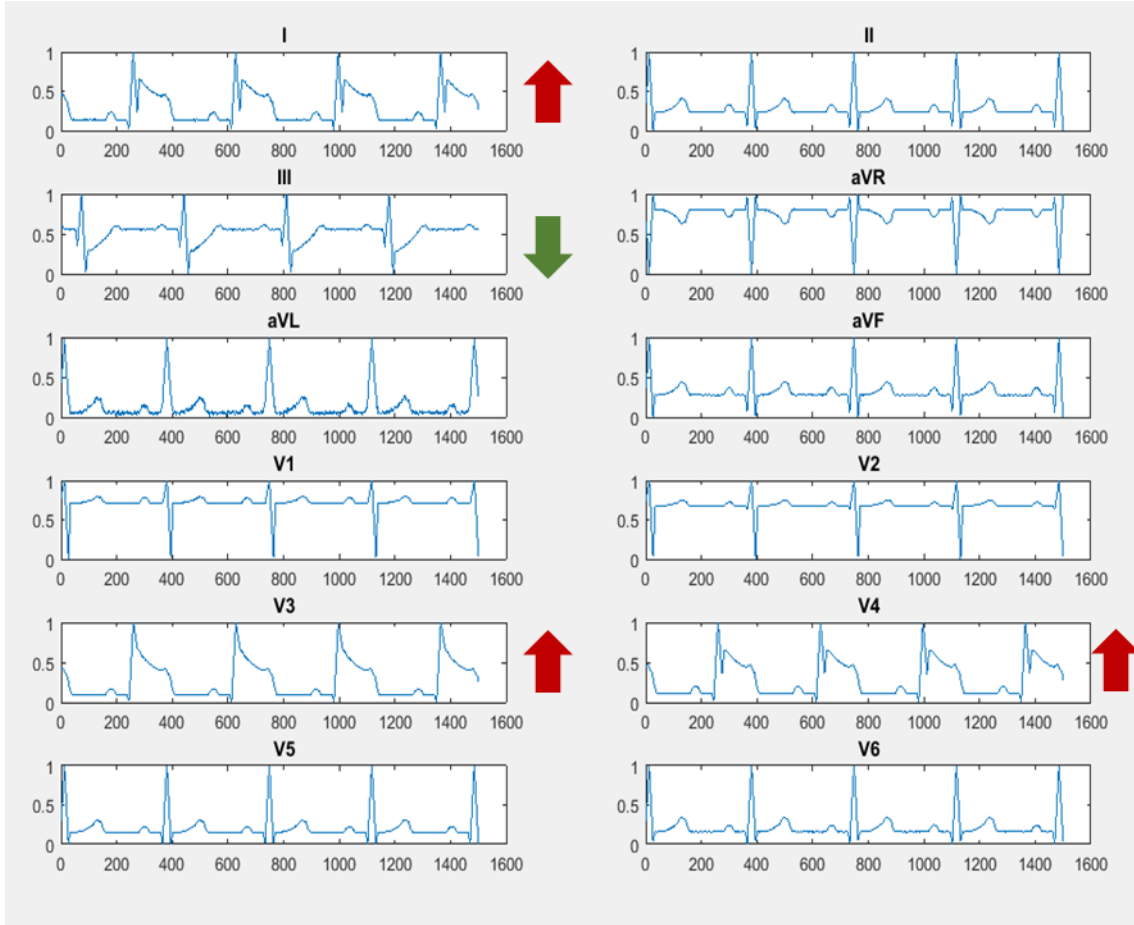
Şekil 4.2 70 kalp atım hızlı anterolateral bölgede infarktüse sahip EKG işaretine ait I ve V6 derivasyonlarının normal değerleri.



Şekil 4.3 70 kalp atım hızlı anterolateral bölgede infarktüse sahip EKG işaretine ait I ve V6 derivasyonlarının normalize edilmiş değerleri.

MATLAB ortamında geliştirilen yazılımla normal, ST segment yükselmeli ve ST segment çökmeli veriler kullanılarak tüm infarktüs lokalizasyonlarına ait senaryolar

oluşturulmuştur. Şekil 4.4'te örnek olarak alınmış anterolateral infarktüse sahip 12 kanal EKG işareti görülmektedir. Şekilde de görüldüğü gibi I, V₃, V₄ derivasyonlarında ST segment yükselmesi, III derivasyonunda ise ST segment çökmesi mevcuttur. Anterolateral, anteroseptal, anterobazal, posteroinferior, posteroseptal, posterolateral ve posterobazal infarktüs alanlarına ait patolojik EKG bulguları ekler bölümünde verilmiştir.



Şekil 4.4 Anterolateral bölgede infarktüse sahip ve 0 ile 1 arasında normalize edilmiş örnek EKG işareti.

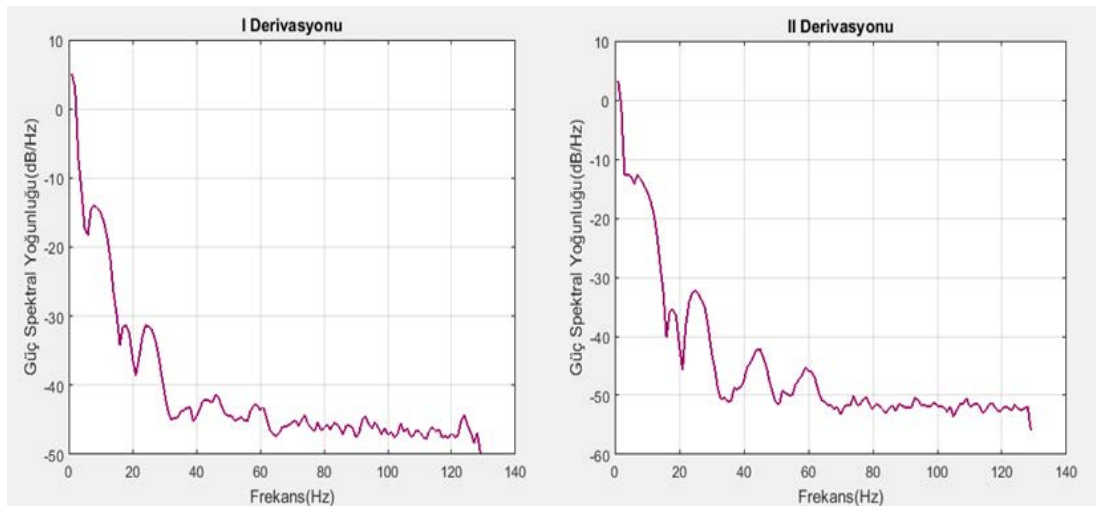
Çizelge 4.1'de infarktüs lokalizasyonlarına ait EKG derivasyonlarındaki ST segment değişimleri görülmektedir. “1” ST segment yükselmesini, “-1” ST segment çökmesini ve “0” ST segment değişimi olmamasını temsil etmektedir. Miyokard infarktüsü lokalizasyon tespiti için tüm 12 kanal EKG işaretindeki değişimler incelendiğinde lokalizasyon belirlemede aVR, aVL, V₁, V₂ ve V₅ derivasyonların etkili olmadığı

görülmüştür. Bu derivasyonlara ait öznitelikler, tespit için göz ardı edilerek sadece 7 derivasyon üzerinden işlem yapılacak şekilde sistem geliştirilmiştir.

Çizelge 4.1 Miyokard infarktüsü lokalizasyonlarına ait EKG derivasyonlarındaki ST segment değişimleri.

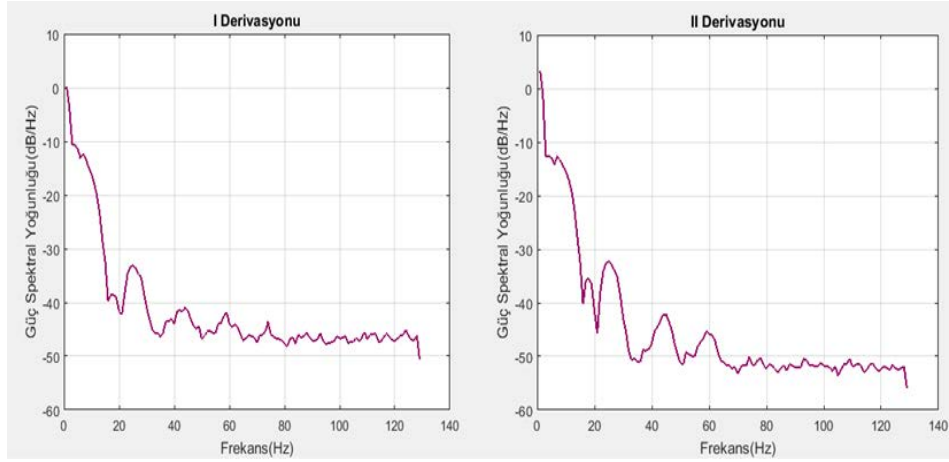
	I	II	III	aV _R	aV _L	aV _F	V ₁	V ₂	V ₃	V ₄	V ₅	V ₆
Normal	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Anterolateral	1	0	-1	0	0	0	0	0	1	1	0	0
Anteroseptal	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
Anterobazal	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
Posteroinferior	-1	1	1	0	0	1	0	0	-1	-1	0	0
Posteroseptal	0	0	0	0	0	0	0	0	-1	-1	0	0
Posterolateral	0	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	1
Posterobazal	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1

12 kanal EKG işaretlerine sayısal işaret işleme yöntemleri uygulanarak öznitelikler çıkarılmıştır. Güç spektral yoğunluğu yöntemlerinden olan Welch metodu ile güç spektral yoğunluk değerleri elde edilmiştir. Şekil 4.5'te 0,5 mV, 70 kalp atım hızlı, %80 anterolateral infarktüse sahip 12 kanallı EKG işaretine uygulanan Welch metodu ile elde edilen, I ve II derivasyonuna ait güç spektral yoğunluk değerleri görülmektedir.



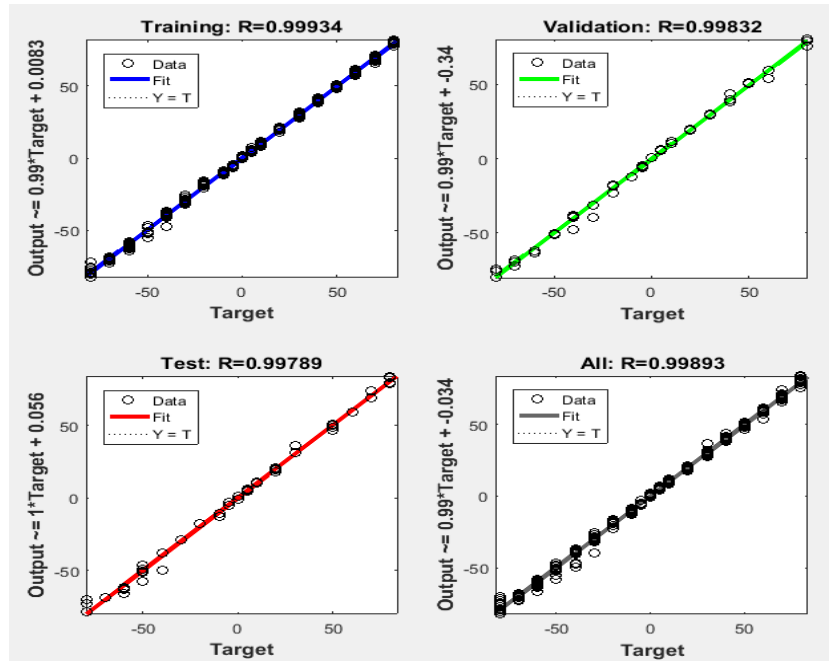
Şekil 4.5 Anterolateral bölgede infarktüse sahip EKG işaretinin I ve II derivasyonuna ait güç spektral yoğunluk değerleri.

Şekil 4.6’da ise 0,5 mV, 70 kalp atım hızlı, 12 kanallı normal EKG işaretine uygulanan Welch metodu ile elde edilen, I ve II derivasyonuna ait güç spektral yoğunluk değerleri görülmektedir.



Şekil 4.6 Normal EKG işaretinin I ve II derivasyonuna ait güç spektral yoğunluk değerleri.

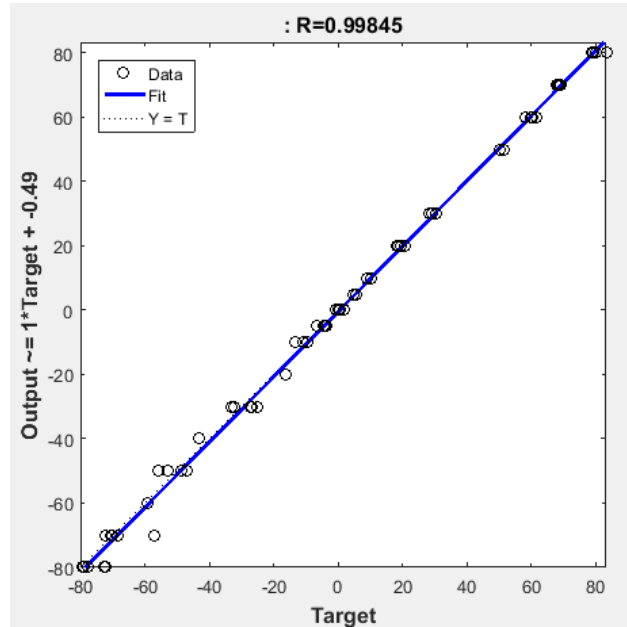
Elde edilen güç spektral yoğunluk değerleri incelendiğinde infarktüs oranlarını ayırt etmede 0-15 Hz arası değerlerin ayırt edici olduğu görülmüştür. Uygulanan yöntemle her 12 kanallı EKG işareti için 62 400 olan veri sayısından her kanal için 129, bu değerlerden de 15 anlamlı değer elde edilmiş olup veri yoğunluğu azaltılmıştır.



Şekil 4.7 Yapay sinir ağı parametre sonuçları

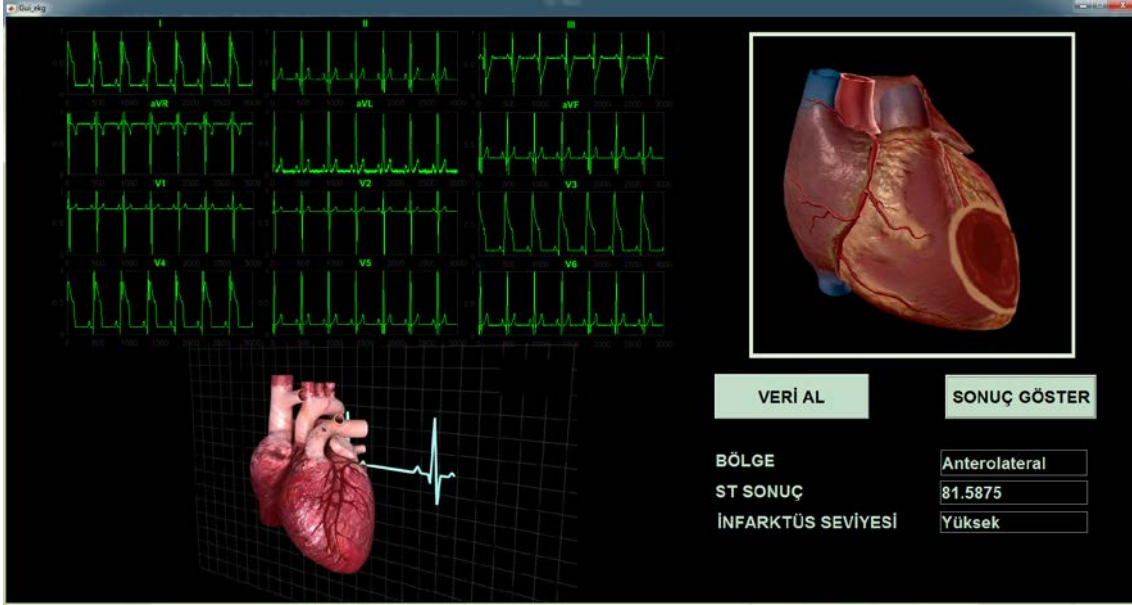
Anlamalı olan ilk 15 değer öznitelik olarak belirlenmiş ve sınıflandırma için kullanılan yapay sinir ağlarının girdi değerleri olarak alınmıştır. 340 adet 12 kanallı EKG verisinin güç spektral yoğunluk değerleri yapay sinir ağında öğrenme için kullanılmış ve ağa tanıtılmamış olan 60 veriyle de ağ test edilmiştir. şekil 4.7’de öğrenme, validasyon ve test sonuçları gösterilmektedir.

Ağa tanıtılmayan 60 EKG verisinin test sonuçları şekil 4.8’de verilmiştir. %99,85 gibi yüksek bir oranla oluşturulan yapay sinir ağının verileri sınıflandırma için güvenilir olduğunu ispatlamıştır.



şekil 4.8 Test verilerinin ağ sonuçları.

İnfarktöslü verileri sınıflandırmak amacıyla EKG’nin 12 kanalı için ayrı ayrı oluşturulan YSA fonksiyonlarını da içeren bir yazılım gerçekteşirilmıştir. Yazılıma ait arayüz şekil 4.9’daki gibidir.



Şekil 4.9 Geliştirilen yazılımın arayüzü.

12 kanal normal, ST segment yükselme ve çökmeli EKG işaretlerinden oluşturulan senaryolardan her bir infarktüs lokalizasyonu için 200, normal EKG verisi için 200 olmak üzere toplamda 1600 veri oluşturulan yazılım ile test edilmiştir. %99,94 başarı ile veriler sınıflandırılmıştır. Çizelge 4.2’de verilerin sınıflandırılma sonuçları gösterilmektedir.

Çizelge 4.2 İnfarktüslü 1600 EKG verisinin sınıflandırılma sonuçları.

EKG	Veri Sayısı	Doğru sayısı	Yanlış sayısı
Normal	200	199	1
Anterolateral	200	200	0
Anteroseptal	200	200	0
Anterobazal	200	200	0
Posteroinferior	200	200	0
Posteroseptal	200	200	0
Posterolateral	200	200	0
Posterobazal	200	200	0
Toplam	1600	1599	1

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Dünyada ve ülkemizde koroner kalp hastalıkları önde gelen morbidite ve mortalite nedenleri arasında yer almaktadır. Bu hastalıklardan miyokard infarktüsü ani gelişip, yıkıcı ilerleyebildiğinden dolayı bireylerin yaşamlarını derinden etkilemektedir. Miyokard infarktüsünün ön tanısının konulmasında hekimlerin uyguladıkları yöntemler yetersiz kalabilmekte veya infarktüs gözden kaçırılabilir. Bu nedenle sayısal verilerle işlem yapan bilgisayar tabanlı sistemler ön tanı koymada daha etkili olacaktır.

Bu çalışma ile öncelikle 12 kanal ham EKG verileri toplanarak sayısallaştırılmış daha sonra normalizasyon metotlarından Minimum-Maksimum metodu kullanılarak normalize edilmiştir. Kalbin anterolateral, anteroseptal, anterobazal, posteroinferior, posteroseptal, posterolateral ve posterobazal bölgelerindeki infarktüse bağlı olarak 12 kanal EKG'nin ST segmentlerindeki değişiklikler referans alınarak, kaydedilen EKG işaretleri ile her bölge için infarktüs senaryoları oluşturulmuştur. Daha sonra bu senaryolardaki EKG değerlerinin Welch metodu ile güç spektral yoğunluk değerleri hesaplanmıştır. 12 kanallı EKG işareti için her kanalda 5200 olmak üzere toplamda 62 400 olan veri sayısından her kanal için 129, bu değerlerden de 15 anlamlı değer elde edilerek veri yoğunluğu azaltılmıştır. Elde edilen bu anlamlı değerler öznitelik olarak belirlenmiş ve yapay sinir ağının girdilerini oluşturmuştur. YSA Çok Katmanlı Algılayıcı modeli kullanılarak geliştirilmiştir. YSA eğitiminde ise Levenberg-Marquardt Yöntemi kullanılmıştır. EKG'nin 12 kanalı için ayrı ayrı oluşturulan YSA fonksiyonları kullanılarak oluşturulan yazılım ile 7 infarktüslü bölge için 200'er ve normal 200 olmak üzere toplam 1600 12 kanallı EKG işareti geliştirilen yazılımla test edilmiş ve infarktüs lokalizasyonu ve şiddeti tespit edilmiştir. Çalışma sonucunda elde edilen %99,94'lük sınıflandırma başarısı ile literatürdeki çalışmalarda elde edilen sınıflandırma başarısının üzerine çıkmıştır.

Oluşturulan yazılım gerçek zamanlı olmayıp daha önceden kaydedilen EKG işaretlerini analiz edip yaklaşık 2 saniye sonra sonucu göstermektedir. Benzer amaç için BTL firması tarafından sporcuların ani kardiyak ölüm riskini değerlendirmek amacıyla geliştirilen CardioPoint yazılımı EKG verilerinin analizini 5dk'da tamamlamaktadır ve

%98 doğrulukta sonuç vermektedir. Bu bağlamda geliştirilen sistem mevcutlarına hem doğruluk hem de tepki cevabı bakımından avantajlar sunmaktadır.

Çalışmanın ileriki aşamalarında infarktüsli EKG verilerinin sınıflandırılması için bulanık mantık algoritmalarının kullanılması hedeflenmektedir. Böylece farklı metotların başarımı kıyaslanabilecektir. Gerçekleştirilen sistemin hekimlerce infarktüs lokalizasyonu belirlenmiş gerçek hasta verileriyle test edilmesi çalışmanın gerçek hayatta kullanılabilirliği hakkında bilgi verecektir. Bu amaçla gerekli etik kurul izinlerinin alınması gerekmektedir.

6. KAYNAKLAR

- Acker, A., Schmidt, F., Gulenko, A., Kietzmann, R. and Kao, O. (2017) Patient-Individual Morphological Anomaly Detection in Multi-lead Electrocardiography Data Streams. IEEE International Conference on Big Data (BIGDATA), 3841-3846.
- Akdemir, B. (2009). Tahmin Uygulamalarında Performans Geliştirmek İçin Kullanılan Normalizasyon Metotlarına Yeni Bir Yaklaşım. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- Alba, E. and Chicano, J. F. (2004). Training Neural Networks With GA Hybrid Algorithms. Genetic and Evolutionary Computation Conference, Springer, Berlin, Heidelberg, 852-863.
- Alcaraz, R., and José J.R. (2012). Application of wavelet entropy to predict atrial fibrillation progression from the surface ECG. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, **2012**: 1-9.
- Anonim, 2011. T.C. Milli Eğitim Bakanlığı, Acil Sağlık Hizmetleri, Kardiyak Aciller. Yayın No: 723H00055, Ankara.
- Anonim, 2011. T.C. Milli Eğitim Bakanlığı, Acil Sağlık Hizmetleri, EKG (Elektrokardiyografi). Yayın No: 723H00048, Ankara.
- Badır, A. ve Türkmen, E. (2002). Elektrokardiyografi. Özlem Grafik Matbaacılık, İstanbul.
- Bayrak, T. (2012). Uyku Apnesi Parametrelerinin Cerrahi Tedavi Öncesi Ve Sonrasında Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, Başkent Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Beton, O. ve Tandoğan, İ. (2011). Kalbin ileti sistemi. *Türkiye Klinikleri Journal of Cardiology Special Topics*, **4**: 1-8.
- Bilgin, G. (2009). Kalp Hızı Değişkenliğinin Spektral Kestirim Metotları Kullanılarak Analizi. Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya.

- Binak, K., Demiroğlu, C., Ersanlı, O., Garan, R., Göksele, F., Harmancı, N., Kayahan, Ş., Ogan, H., Onat, A., Önen, K., Uçak, D. (1977). Kalp ve Damar Hastalıkları. İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Yayınları, İstanbul.
- Can, A. (2014). Yapay Sinir Ağları İle Heyelan Duyarlılık Haritalarının Üretilmesinde Farklı Algoritmaların Kullanımının Araştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Çam, O. Ve Nehir, S. (2011). Miyokard infarktüsü geçirmiş hastaların psikososyal uyumları ile depresyon ve anksiyete düzeyleri arasındaki ilişkinin incelenmesi. *Ege Üniversitesi Hemşirelik Yüksek Okulu Dergisi*, **27**: 47-59.
- Çiftçi, B.(2006). Akut Koroner Sendromlar. CSA Global Publishing. 1. Baskı, İstanbul.
- Daly, M.J., *et al.* (2017) Epicardial potentials computed from the body surface potential map using inverse electrocardiography and an individualised torso model improve sensitivity for acute myocardial infarction diagnosis. *European Heart Journal: Acute Cardiovascular Care*, **6(8)**: 728-735.
- Dhawan, A., Wenzel, B., George, S., Gussak, I., Bojovic, B., and Panescu, D. (2012). Detection of Acute Myocardial Infarction from Serial ECG Using Multilayer Support Vector Machine. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Annual International Conference of the IEEE, 2704-2707.
- Erol, Ç. (2007). The Netter Collection of Medical Illustrations, Cilt 5: Kalp. Güneş Tıp Kitabevleri, Ankara.
- Ertürk, S. (2009). Sayısal İşaret İşleme. Birsen Yayınevi. 2. Baskı, İstanbul
- Gürkan, H., Yarman, S. ve Gönülenen, A.N. (2006). Elektrokardiyogram (EKG) işaretlerinin temel tanım ve zarf fonksiyonları ile modellenmesi. *İTÜ Dergisi/d*, **5**: 49-57.
- Gürsel Özmen, N. (2010). Beyin Bilgisayar Arayüzü Tasarımı İçin Farklı Zihinsel Aktiviteler Esnasında Oluşan EEG İşaretlerinin Analiz Edilmesi Ve Sınıflandırılması. Doktora Tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon.

- Jernberg, T., Bertil L., and Lars W. (1999). ST-segment monitoring with continuous 12-lead ECG improves early risk stratification in patients with chest pain and ECG nondiagnostic of acute myocardial infarction. *Journal of the American College of Cardiology*, **34**: 1413-1419.
- Kayıkçıoğlu, İ., Ulutaş, G., ve Kayıkçıoğlu, T. (2017). Time-Frequency Analysis Based Detection of ECG ST Segment Change Using Large Feature Set. Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), IEEE, May, 1-4.
- Kayıkçıoğlu, İ., ve Kayıkçıoğlu, T. (2017). ECG ST Change Detection Using Zhao-Atlas-Mark Time-Frequency Distribution. Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO), IEEE. October, 1-5.
- Konuk M. (2001). Kalp Hastalıkları El Kitabı. Nobel Tıp Kitabevleri, 9. Baskı, İstanbul.
- Kubat, C. (2015). MATLAB Yapay Zekâ ve Mühendislik Uygulamaları. Abaküs Kitap Yayın Dağıtım Hizmetleri, 1. Baskı, İstanbul.
- Liu, B., Liu, J., Wang, G., Huang, K., Li, F., Zheng, Y. and Zhou, F. (2015). A novel electrocardiogram parameterization algorithm and its application in myocardial infarction detection. *Computers in Biology and Medicine*, **61**: 178-184.
- Onat A. (2001) Risk factors and cardiovascular diseases in Turkey. *Atherosclerosis*, **156**: 1-10.
- Öztemel, E. (2016). Yapay Sinir Ağları. Papatya Yayıncılık Eğitim, 4. baskı, İstanbul.
- Papaloukas, C., Fotiadis, D. I., Likas, A., Stroumbis, C. S. and Michalis, L. K. (2002). Use of a novel rule-based expert system in the detection of changes in the ST segment and the T wave in long duration ECGs. *Journal of Electrocardiology*, **35**: 27-34.
- Polat, K. (2008). Biyomedikal Sinyallerde Veri Ön-İşleme Tekniklerinin Medikal Teşhiste Sınıflama Doğruluğuna Etkisinin İncelenmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- Sakin, T.Ş. (2007). Cerrahpaşa Tıp Fakültesinde Oluşturulan Populasyonda Kardiyovasküler Risk Faktörlerinin Araştırılması, Demografik Özellikler ve

Psikososyal Etkilerin Değerlendirilmesi. Tıpta Uzmanlık Tezi, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Kardiyoloji Anabilim Dalı, İstanbul.

Saray, U. (2012). Rüzgâr Potansiyelinin Yapay Sinir Ağlarıyla Analizi ve Uygulaması. Yüksek Lisans Tezi, Kırıkkale Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kırıkkale. HURST

Sharma, L. N., Tripathy, R. K. and Dandapat, S. (2015). Multiscale energy and eigenspace approach to detection and localization of myocardial infarction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **62**: 1827-1837.

Solak, H., Solak, T., Görmüş, N., Solak Görmüş, I. (2010). Koroner Arter Hastalıkları ve Cerrahisi. Efil Yayınevi, 2. Baskı, Ankara.

Şeker, M.(2010) Gebelik Sürecindeki Migrenli Hastalarda EEG Sinyallerinin İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri.

Uysal, F. (2017). Kalp Hızı Değişkenliği Ölçüm Sistemi. Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri.

Vasyiltsov, I., Bak, C., and Jeong, J. (2016). Statistical Approach For Lightweight Detection of Anomalies in ECG. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 13 October, 198-203.

Yavuz, S. ve Deveci, M. (2012). İstatiksel normalizasyon tekniklerinin yapay sinir ağı performansına etkisi. *Erciyes Üniversitesi İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi Dergisi*, **40**: 167-187.

Yazıcıoğlu, R. F., Van Hoof, C. and Puers, R. (2008). Biopotential Readout Circuits For Portable Acquisition Systems. Springer Science & Business Media, ISBN: 978-1-4020-9092-9.

Yıldız, A., ve Arslan, N. (2004). İskemik lezyon lokalizasyonlarının belirlenmesinde elektrokardiyogramın değeri ve koroner anjiyografi sonuçlarıyla karşılaştırılması. *Fırat Tıp Dergisi*, **9**: 11-14.

Yiğit, C. Ö. (2010). Yüksek Yapıların Farklı Sensörler ile Tam Ölçekli İzlenmesi ve Dinamik Parametrelerin Belirlenmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.

Yurtoğlu, H. (2005). Yapay Sinir Ağları Metodolojisi İle Öngörü Modellemesi: Bazı Makroekonomik Değişkenler İçin Türkiye Örneği, Uzmanlık Tezi, Devlet Planlama Teşkilatı, Yayın No: DPT-2683, Ankara.

İnternet Kaynakları

- 1- <http://www.iha.com.tr/haber-kalp-krizini-erken-fark-etmek-hayat-kurtariyor-628459/>, 09.12.2017
- 2- <https://www.anadolusaglik.org/blog/kalp-krizi>, 09.12.2017
- 3- www.clevelandclinic.org/heart, 11.12.2017
- 4- <http://apikal.net/kalp-krizi/>, 04.03.2018
- 5- <http://slideplayer.com/slide/11633400/>, 20.02.2018
- 6- <http://medfac.wikifoundry.com/photo/79298/Einthoven+triangle>, 28.05.2018
- 7- <http://www.bem.fi/book/15/15.htm>, 28.05.2018
- 8- <http://www.netes.com.tr/urundetay.asp?id=1149>, 21.02.2018
- 9- <http://infron.com.tr/microcor-ekg-cihazı/>, 21.02.2018
- 10- <https://bikifi.com/biki/dentrit-ve-akson-karsilastirmasi>, 04.03.2018

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Hatice Kübra ZIĞARLI
Doğum Yeri ve Tarihi : Pazar/TOKAT – 18.12.1994
Yabancı Dili : İngilizce
İletişim (Telefon/e-posta) : hatice.zigarli@hotmail.com

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Tokat-Niksar Prof. Dr. Mustafa Erol TURAÇLI
Anadolu Öğretmen Lisesi, (2008-2012)
Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi, Biyomedikal
Mühendisliği Bölümü, (2012-2016)
Yüksek Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri
Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim
Dalı, (2016-2018)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl : Sporsis Spor ve Sağlık Teknolojileri Tic. Ltd. Şti.
(2018)

Yayımları (SCI ve diğer):

Fidan, U., Yılmaz, E. ve Zığarlı, H.K. (2017). Mobil Cihazlarla Uyumlu CPM Cihazı Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi. *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, **17**: 124-130.

Fidan, U., Yılmaz, E. ve Zığarlı, H.K. (2016). İntravenöz Sıvı Tedavisi İçin Optik - Kapasitif Bubble Dedektörünün Gerçekleştirilmesi. *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, **16**: 285-291.

Fidan, U., Zığarlı, H.K. ve Yılmaz, E. (2018). Stenozlu Koroner Artere Bağlı İnfarktüs Lokalizasyonunun Yapay Zekâ Teknikleri İle Belirlenmesi. 2. Uluslararası Multidisipliner Çalışmaları Kongresi, Çukurova Üniversitesi, Adana, 4-5 Mayıs, 455.

Fidan, U., Yıldız M., Yılmaz, E ve Zıgarlı, H.K.. (2018). Kinetik ve Kinematik Ölçüm Parametrelerine Dayalı Üst Ekstremitte Antrenman Cihazının Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi. 2. Uluslararası Multidisipliner Çalışmaları Kongresi, Çukurova Üniversitesi, Adana, 4-5 Mayıs, 424.

Yarışmalar :

09/2016-TÜBİTAK 2241B-Sanayiye Yönelik Lisans Bitirme Tezleri Yarışması-ANKARA Proje : Artroplasti Cerrahi Sonrası FTR Amaçlı Cpm Cihazı Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi

Projeler :

11/2014- 2209A-Üniversite Öğrencileri Yurt İçi/Yurt Dışı Araştırma Projeleri Destekleme Programı Desteği-TÜBİTAK Proje: Optik Ve Kapasitif Bubble Dedektör Tasarımı

11/2014- 2209A-Üniversite Öğrencileri Yurt İçi/Yurt Dışı Araştırma Projeleri Destekleme Programı Desteği-TÜBİTAK Proje: Biyomalzemelerin Mekanik Özelliklerini Belirlemek İçin Kullanılan Çekme Deney Cihazının Görüntü İşleme ve Senkronizasyon Yoluyla Modernizasyonu

05/2015- PROJEPARK 2015- AR-GE Proje Pazarı-KAYSERİ Proje: UV Koruma Bantlı Yeni Nesil Kuvöz Tasarımı

Sertifika/ Katılım Belgeleri:

Etkili İletişim Sertifikası (Cem Öğretir)- AFYONKARAHİSAR

Diksiyon Sertifikası (Cem Öğretir)- AFYONKARAHİSAR

Hitabet Sertifikası (Cem Öğretir)- AFYONKARAHİSAR

Yönetim Becerileri Sertifikası (Bahri Aydın)- AFYONKARAHİSAR

Liderlik Sertifikası (Bahri Aydın)- AFYONKARAHİSAR

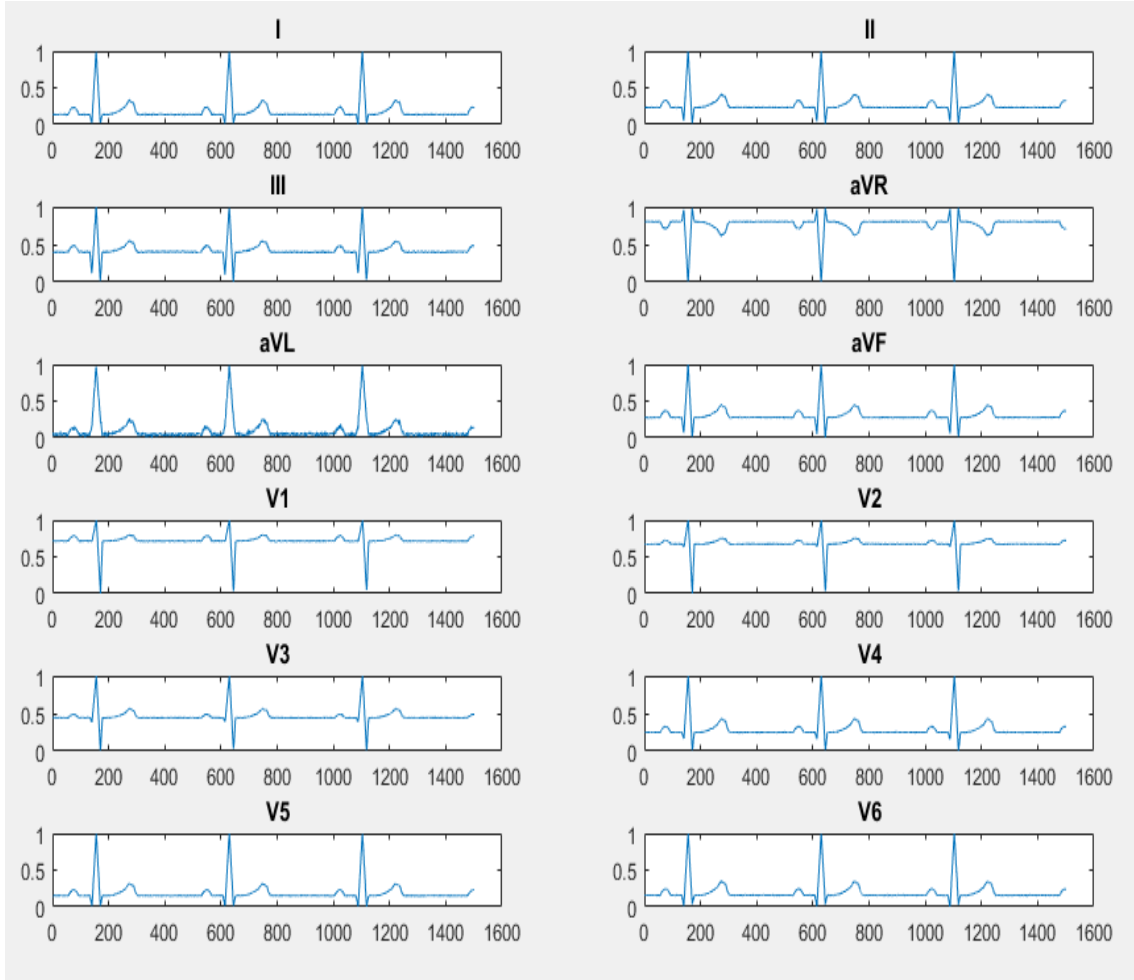
PROJEPARK 2015 Proje Pazarı Katılım Sertifikası- KAYSERİ
Kariyer.net Semineri Katılım Sertifikası-AFYONKARAHİSAR
K²Kocatepe-Kariyer Sektör Günleri Katılım Sertifikası- AFYONKARAHİSAR
Model Uçak Yapımı Sertifikası- TOKAT
EMO Bitirme Projeleri Sergisi Katılım Sertifikası- ANKARA
TÜBİTAK 2241B Sergisi Katılım Sertifikası- ANKARA
2. Uluslararası Multidisipliner Çalışmaları Kongresi Katılım Belgesi- ADANA

EKLER

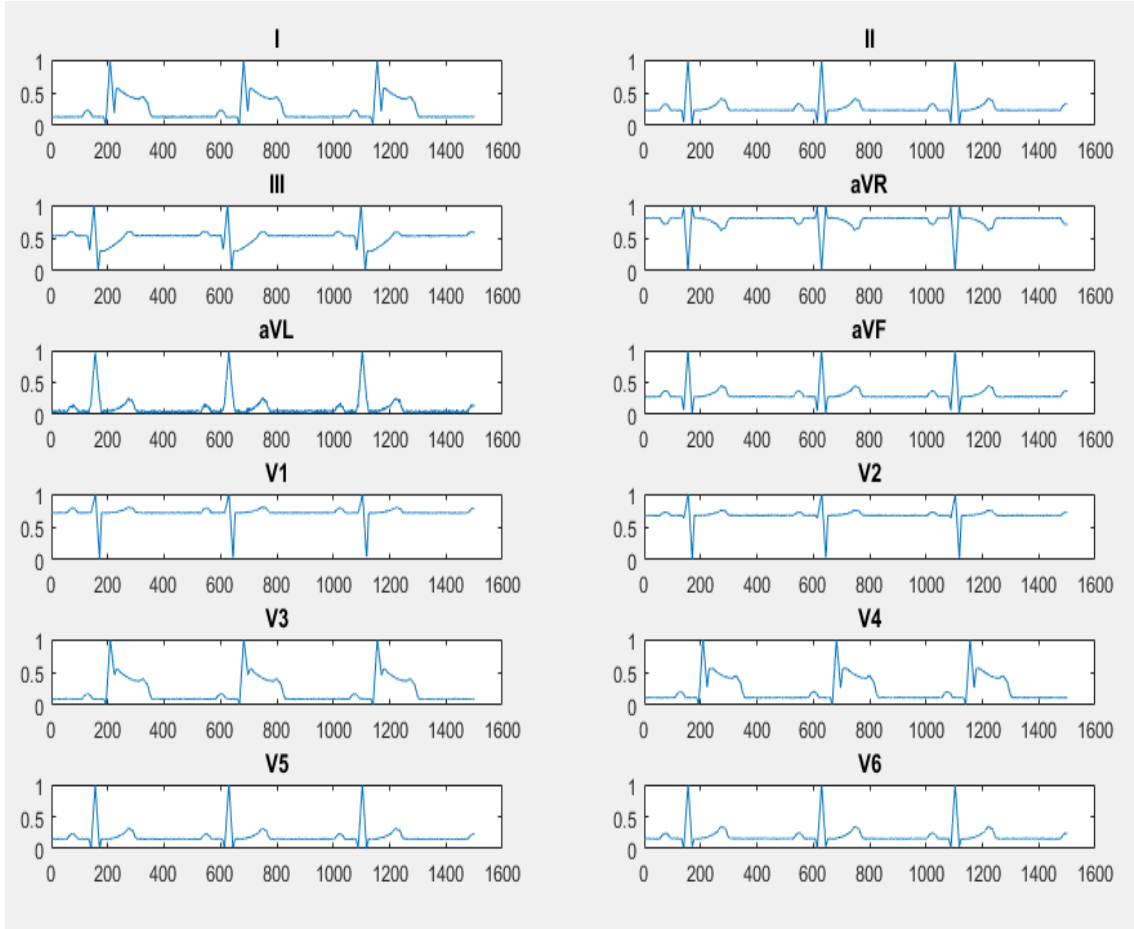
EK 1. Prosim 8 Hayati Belirtiler Simülatörü teknik özellikleri

EKG referansı	Belirtilen EKG genişlikleri, R dalgasının başlangıcından pikine kadar Uç II`ye (kalibrasyon) aittir. Diğer tüm uçlar orantısaldır.
Normal sinüs ritmi	Sağ bacağa (RL) sevk edilen bağımsız çıkışlarla 12 uç konfigürasyonu. 10 evrensel EKG jakına çıkış, AHA ve IEC standartlarına göre renk kodlu
Yüksek düzeyli çıkış	Bir BNC konektöründe bulunan EKG genişlik ayarının 0,2 V/mV \pm % 5`i
Genişlik	0,05 mV ila 0,5 mV (0,05 mV adımlar); 0,5 mV ila 5 mV (0,25 mV adımlar)
Genişlik hassasiyeti	\pm (% 2 ayar + 0,05 mV)
EKG hızı	1 BPM`lik adımlarla 10 BPM ila 360 BPM
Hız hassasiyeti	\pm % 1 ayar
EKG dalga biçimi seçimi	Yetişkin (80 ms) veya çocuk (40 ms) QRS süresi
ST segment yükselmesi	Yalnızca yetişkin modu. -0,8 mV ila +0,8 mV (0,1 mV adımlar). Ek adımlar: + 0,05 mV ve - 0,05 mV
Varsayılan güç açma	60 BPM, 1,0 mV, 0 mV`li yetişkin QRS ve ST segment yükselmesi

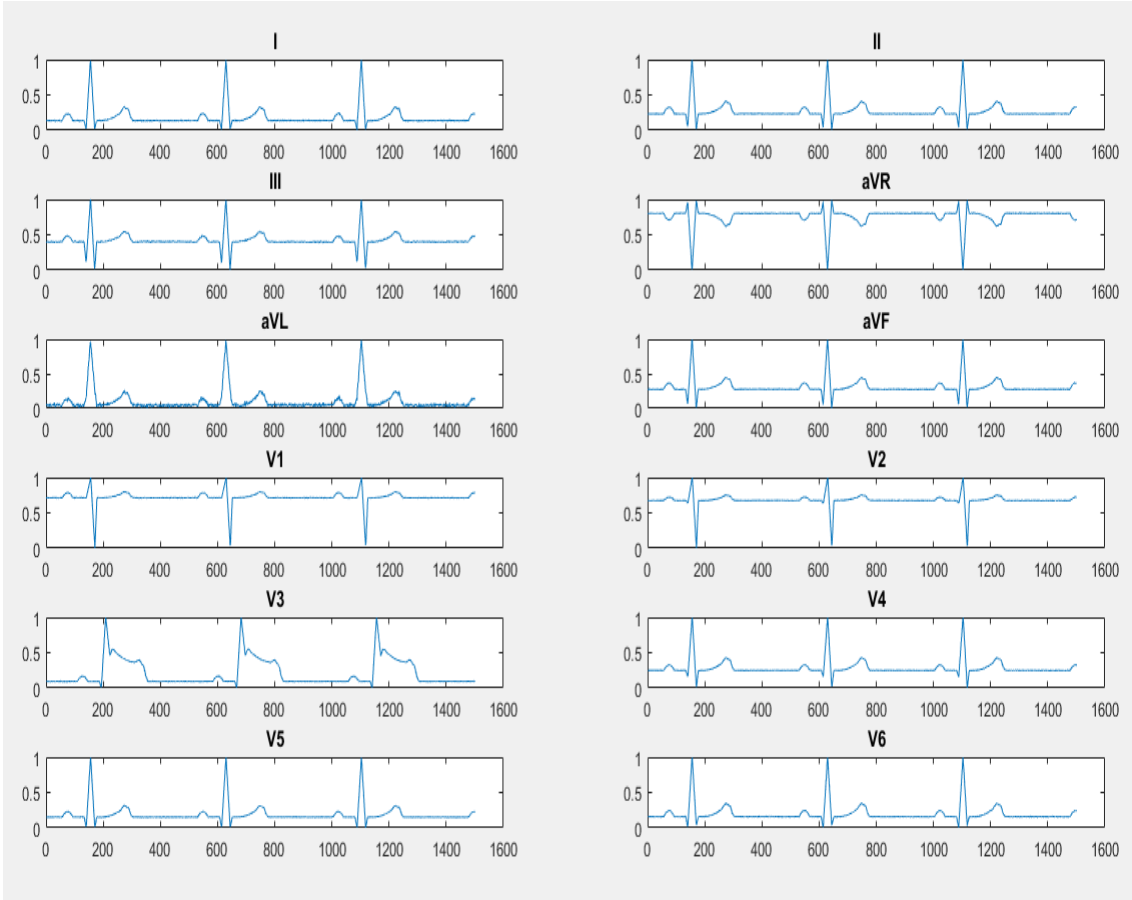
EK 2. Normal, 70 kalp atım hızlı 12 kanallı EKG örneği



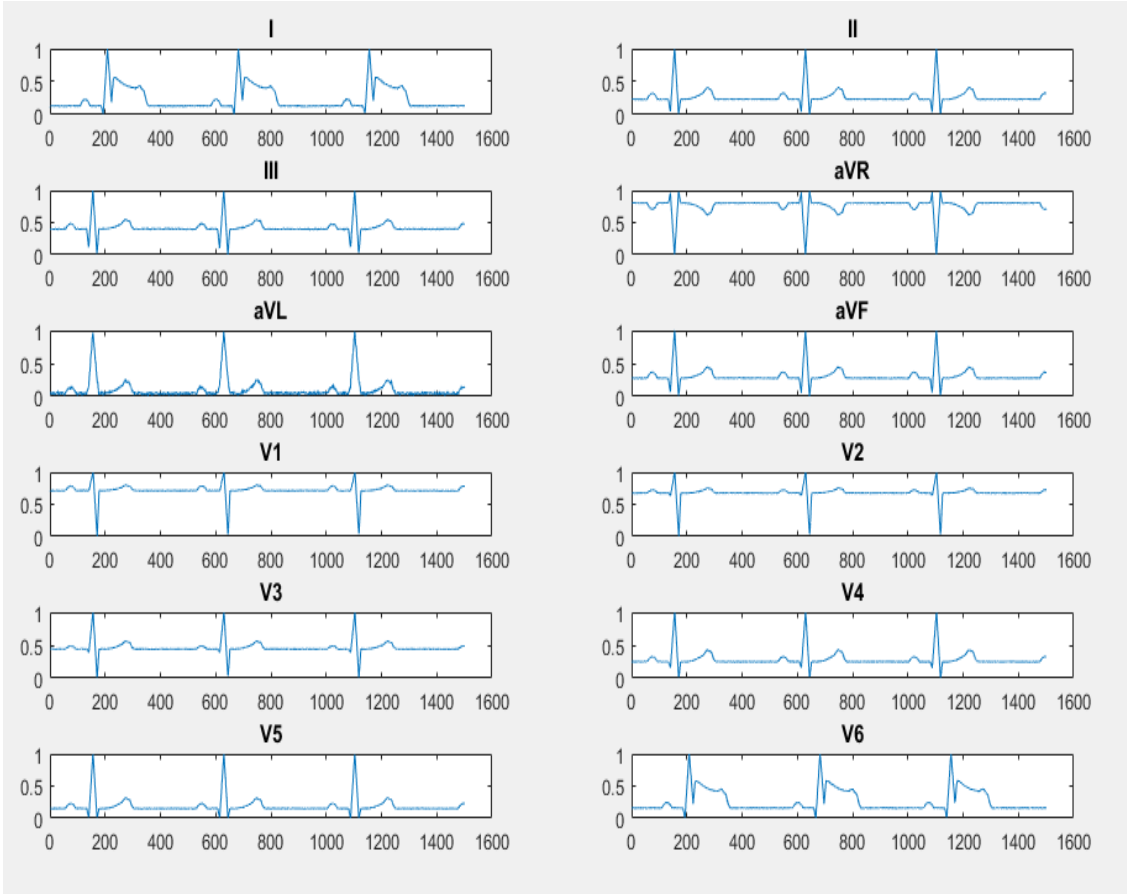
EK 3. Anterolateral bölgede infarktüse sahip, 70 kalp atım hızlı, 12 kanallı EKG örneği



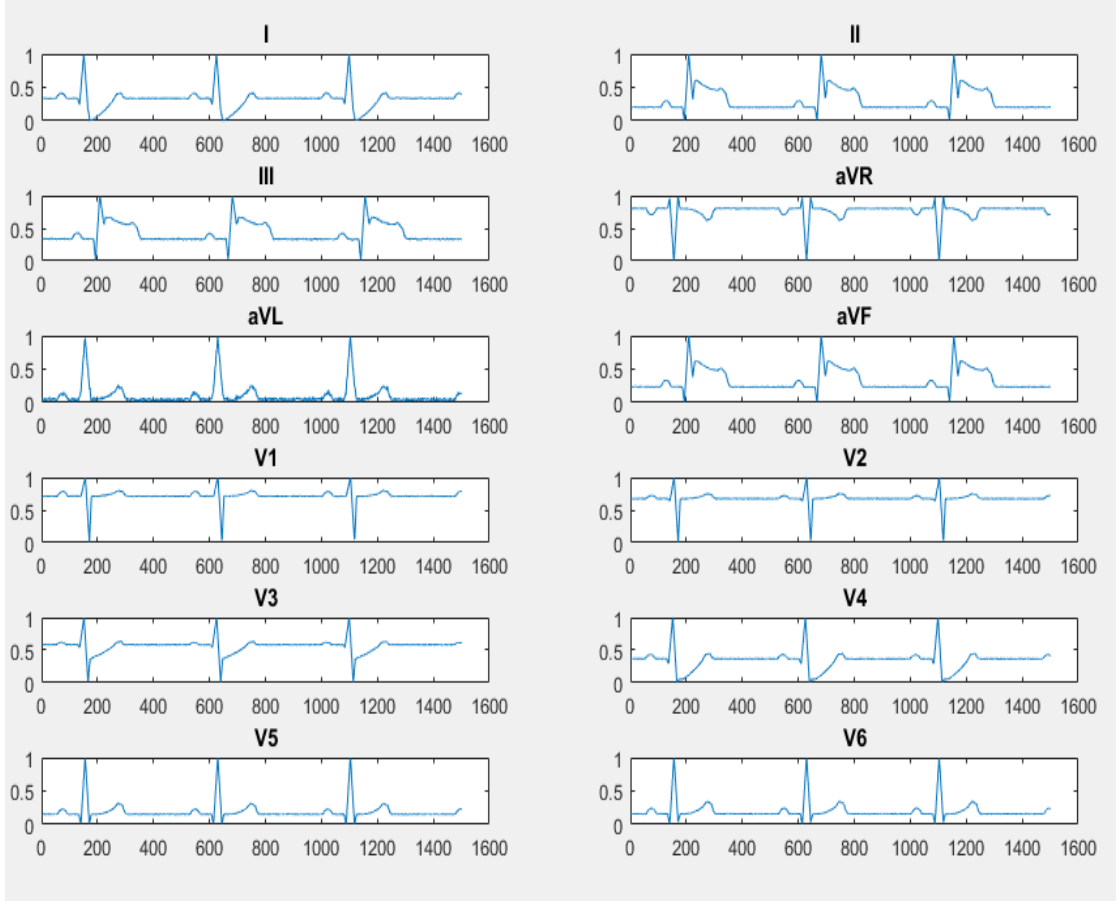
EK 4. Anteroseptal bölgede infarktüse sahip, 70 kalp atım hızlı, 12 kanallı EKG örneği



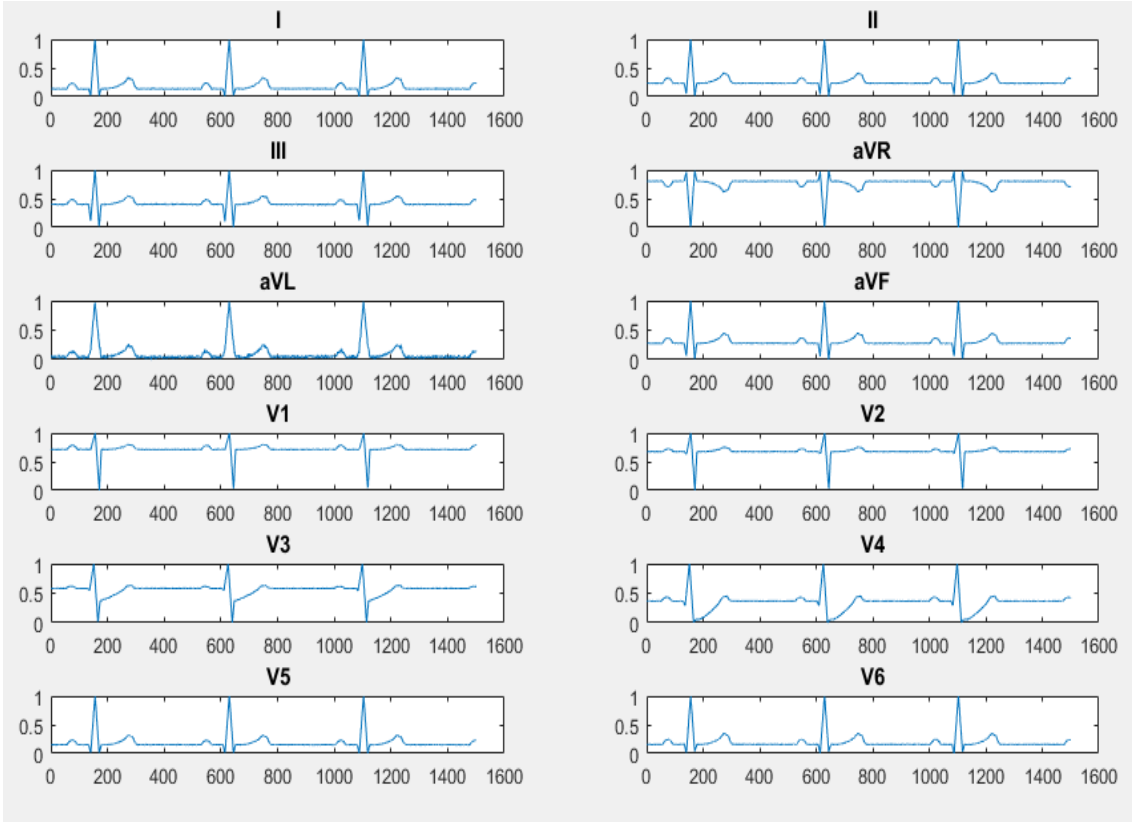
EK 5. Anterobazal bölgede infarktüse sahip, 70 kalp atım hızlı, 12 kanallı EKG örneği



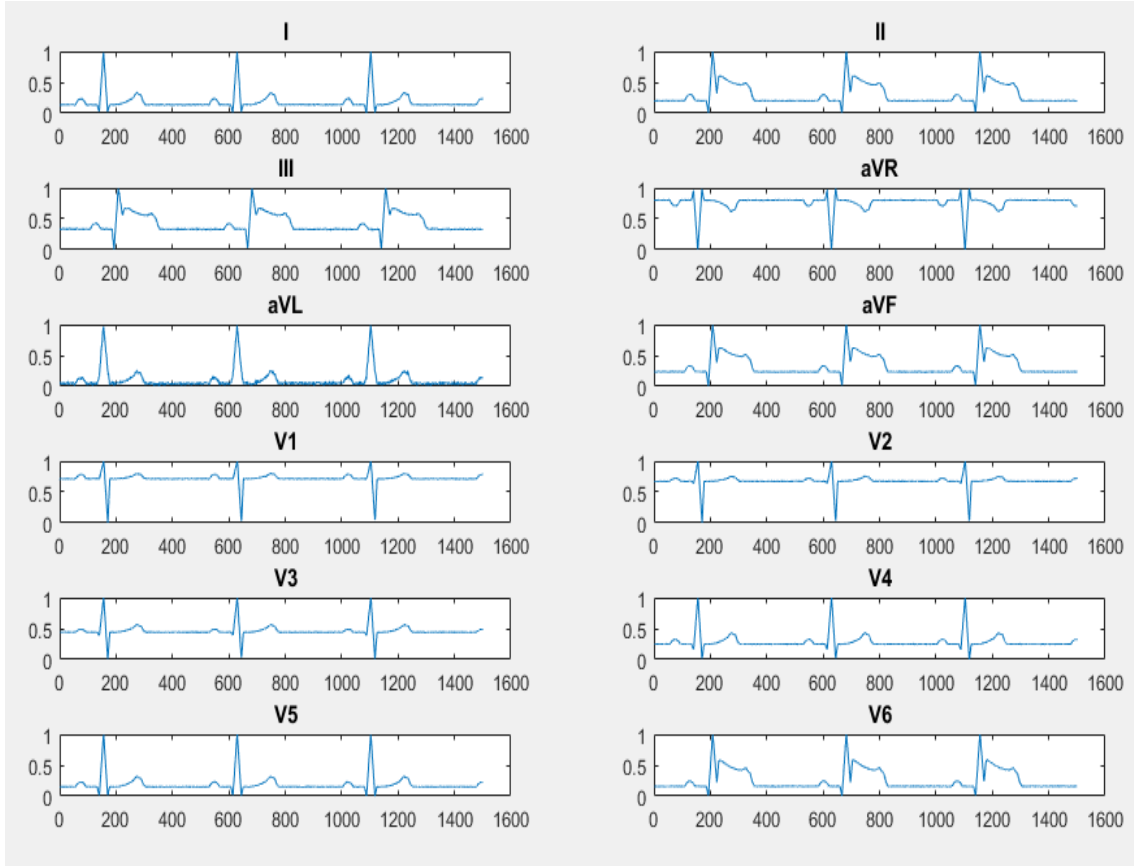
EK 6. Posteroinferior bölgede infarktüse sahip, 70 kalp atım hızlı, 12 kanallı EKG örneği



EK 7. Posteroseptal bölgede infarktüse sahip, 70 kalp atım hızlı, 12 kanallı EKG örneği



EK 8. Posterolateral bölgede infarktüse sahip, 70 kalp atım hızlı, 12 kanallı EKG örneği



EK 9. Posterobazal bölgede infarktüse sahip, 70 kalp atım hızlı, 12 kanallı EKG örneği

