

**TÜRK HAVA KURUMU ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SOL VENTRİL HİPERTROFİ HASTALIĞININ TEŞHİSİ İÇİN YENİ BİR
BULANIK KURAL TABANLI SİSTEM**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mohanad MAHROUS

Elektrik ve Bilgisayar Anabilim Dalı

Elektrik ve Bilgisayar Mühendisliği Programı

OCAK 2018

**TÜRK HAVA KURUMU ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SOL VENTRİL HİPERTROFİ HASTALIĞININ TEŞHİSİ İÇİN YENİ BİR
BULANIK KURAL TABANLI SİSTEM**



YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mohanad MAHROUS

1406010006

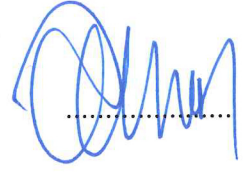
Elektrik ve Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Elektrik ve Bilgisayar Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Tansel DÖKEROĞLU

Türk Hava Kurumu Üniversitesi Fen Bilimler, Enstitüsü'nün 1406010006 numaralı Yüksek Lisans öğrencisi, “Mohanad Saad Mahrous”, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “Sol Ventril Hipertrofi Hastalığının Teşhisi İçin Yeni Bir Bulanık Kural Tabanlı Sistem” başlıklı tezini, aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

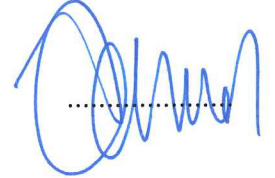
Tez Danışmanı : Doç. Dr. Tansel DÖKEROĞLU
Türk Hava Kurumu Üniversitesi



Jüri Üyeleri : Prof. Dr. Ahmet Coşar
Orta Doğu Teknik Üniversitesi
Bilgisayar Mühendisliği



: Doç. Dr. Tansel DÖKEROĞLU
Türk Hava Kurumu Üniversitesi
Bilgisayar Mühendisliği



: Yrd. Doç. Dr. Meltem Yıldırım İMAMOĞLU
Türk Hava Kurumu Üniversitesi
Bilgisayar Mühendisliği



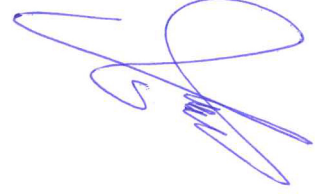
Tez Savunma Tarihi: 11/1/2018

**TÜRK HAVA KURUMU ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE**

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum, “Sol Ventril Hipertrofi Hastalığının Teşhisi İçin Yeni Bir Bulanık Kural Tabanlı Sistem” adlı çalışmamın, tarafımdan akademik etik ve kurallara aykırı düşecek bir yardıma başvurmaksızın yazıldığını ve yararlandığım kaynakların kaynakçada gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve bunu onurumla doğrularım.

03.01.2018

Mohanad saad MAHROUS



İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	iv
TABLO LİSTESİ	vi
ŞEKİL LİSTESİ	vii
KISALTMALAR	viii
ÖZET	ix
ABSTRACT	x
BİRİNCİ BÖLÜM	1
1. GİRİŞ	1
1.1 Genel Bakış	1
1.2 Problemin tanımlanması	3
1.3 Araştırmanın Amaçları	4
1.4 Katkıları	5
İKİNCİ BÖLÜM	7
2. LİTERATÜR TARAMASI	7
2.1 Giriş	7
2.2 EKG Sinyalinin Temel Kavramları	8
2.2.1 Kardiyak İletim Sistemi	8
2.2.2 EKG Bileşenleri	10
2.2.3 12 derivasyonlu EKG	12
2.2.3.1 Ekstremitte derivasyonları	12
2.2.3.3 Göğüs (prekordiyal) derivasyonları	14
2.3 12-derivasyonlu EKG'nin veri kaynakları	15
2.3.1 EKG makinesi	15
2.3.2 EKG Veri tabanı	16
2.3.2.1 MIT-BIH aritmi veritabanı	17
2.3.2.2 QT EKG veri tabanı	17
2.3.2.3 Tanı amaçlı 12-derivasyonlu EKG veritabanları	17
2.4 EKG Sinyali Analizi	18
2.4.1 EKG Dalgalarının Belirlenmesi	18
2.5 12-derivasyonlu EKG Sinyali Analizine dayanan Kalp Hastalığının teşhis edilmesi	19
2.5.1 Yüksek Riskli Kalp Hastalıklarının Teşhisi	20
ÜÇÜNCÜ BÖLÜM	22
3. ARAŞTIRMA YÖNTEMİ	22
3.1 Giriş	22
3.2 12-derivasyonlu EKG verileri	24
3.2.1 Online EKG verileri	24
3.3 EKG Dalgalarının Zaman Karakteristiklerinin Açıklanması	25
3.4 Yüksek Riskli Kalp Hastalıklarının Teşhisi	26
3.4.1 Sol Ventriküler Hipertrofi Tanısı	26
3.4.1.1 SVH kalp hastalığı için standart tanı kriterleri	27

3.4.1.2 SVH Kalp Hastalığının tanısı için önerilen kriter.....	28
3.4.1.3 Önerilen teşhis kriteri için EKG voltaj parametreleri.....	30
3.4.1.4 SVH kalp hastalığının tanısı için önerilen FS.....	30
DÖRDÜNCÜ BÖLÜM	35
4. DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA	35
4.1 Giriş	35
4.2 SVH Kalp hastalığının teşhisi için Test edilen EKG Verilerinin Seçimi	35
4.3 SVH Kalp Hastalığının Teşhisinin Performans Değerlendirmesi	36
4.3.1 Teşhis Prosesinin Kantitatif Değerlendirmesi.....	36
4.3.2 Önerilen SVH Teşhis Yaklaşımının Analitik Sonuçları	37
4.3.3 Önerilen FS'i kullanarak SVH Teşhis Sonuçları	40
4.3.4 Önerilen Teşhis Yaklaşımının Doğrulanması	48
BEŞİNCİ BÖLÜM	49
5. SONUÇ VE GELECEKTEKİ ÇALIŞMALAR	49
REFERENCES	51
ÖZGEÇMİŞ	59

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1 : SVH kalp hastalığının ilave tanı kriterleri.	28
Tablo 4.1 : SVH tanı kriterlerinin EKG voltaj parametreleri.....	38
Tablo 4.2 : Önerilen yaklaşım ile elde edilen SVH tanı sonuçları ile farklı kalp hastalıklarından yakınan 25 EKG olgusunu kullanılarak dokuz geleneksel tanı kriteri arasındaki kıyaslama.	39
Tablo 4.3 : Önerilen kriteri kullanarak SVH kalp hastalığının teşhisi için değerlendirme parametreleri ile diğer doku tanı kriterinin kıyaslaması. .	48

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1	: EKG proses sinyalinin genel blok diyagramı	2
Şekil 1.2	: Bilgisayara dayalı tekniği kullanarak EKG sinyalinin sınıflandırılması / tanısı için genel blok diyagramı	2
Şekil 2.1	: İnsan kalbinin kardiyak iletimi	8
Şekil 2.2	: EKG sinyali yoluyla insan kalbi'nin elektriksel iletim sisteminin temsili.	9
Şekil 2.3	: Tipik bir EKG sinyalinin dalgaları, aralıkları ve segmentleri	11
Şekil 2.4	: İnsan vücuduna ekstremite derivasyonlarının elektrik bağlantısı.....	13
Şekil 2.5	: (a) İnsan kalbi'de EKG göğüs derivasyonlarının yerleştirilmesi, (b) Göğüs derivasyonlarının yukarıdan görünümü	15
Şekil 3.1	: 12-derivasyonlu EKG sinyalinin analizi ve tanısı için önerilen sistemin genel blok diyagramı	23
Şekil 3.2	: EKG sinyalinde QRS kompleksi, P ve T dalgalarının başlangıç, pik ve bitiş zamanı konumlarının açıklanması için genel blok diyagramı	26
Şekil 3.3	: SVH Kalp hastalığının teşhisi için önerilen FS	31
Şekil 3.4	: Önerilen FS'te MF girişlerinin grafik şemaları	32
Şekil 3.5	: Önerilen FS'te Çıkış MFlerinin grafik şemaları.....	34
Şekil 4.1	: I21 hastasında önerilen FS tarafından oluşturulan rule viewer (kural görüntüleyici) diyagramı.....	42
Şekil 4.2	: I36 hastasında önerilen FS tarafından oluşturulan rule viewer (kural görüntüleyici) diyagramı.....	43
Şekil 4.3	: I73 hastasında önerilen FS tarafından oluşturulan rule viewer (kural görüntüleyici) diyagramı.....	44
Şekil 4.4	: I10 hastasında önerilen FS tarafından oluşturulan rule viewer (kural görüntüleyici) diyagramı.....	45
Şekil 4.5	: I50 hastasında önerilen FS tarafından oluşturulan rule viewer (kural görüntüleyici) diyagramı.....	46
Şekil 4.6	: I28 hastasında önerilen FS tarafından oluşturulan rule viewer (kural görüntüleyici) diyagramı.....	47

KISALTMALAR

ANFIS	:	Adaptif Ağ Tabanlı Bulanık Çıkarım Sistemi
ANN	:	Yapay Sinir Ağı
APC	:	Atriyal Prematüre Atım
ARVC	:	Aritmojenik Sağ Ventriküler Kardiyomiyopafi
AV	:	Atriyoventriküler
AVNB	:	Atriyoventriküler nodal blok
DCT	:	Ayrık Kosinüs Dönüşümü
ECHO	:	Ses Dalgalarını Kullanan Ekokardiyografi
EKG	:	Elektrokardiyogram
FOAM	:	Birinci Derece Mutlak Moment
FS	:	Bulanık Sisteminin
GMM'ler	:	Gauss Karma Modelleri
GUI	:	Grafiksel Kullanıcı Arabirimi
HOCM	:	Hipertrofik Obstrüktif Kardiyomiyopati
LA	:	Sol Kol
LK	:	Sol Bacak
LL	:	Sol Bacak
MOS	:	Ortalama Yargı Değeri
MV	:	Ana Karar Değeri
PRD	:	Yüzde Ortalama Karekök Farkı
PTB	:	Physikalisch Technische Bundesanstalt
PVC	:	Prematüre Ventriküler Kontraksiyonlar
RA	:	Sağ Kol
RFEM	:	Yükselen Alçalan Kenar Yöntemi
SA	:	Sinoatriyal Düğüm
SCD	:	Ani Kardiyak Ölüm
SHT	:	Standart Hough Dönüşümü
SVH	:	Sol Ventriküler Hipertrofi
SVM'ler	:	Destek Vektör Makineleri
SVT	:	Supraventriküler Taşikardi
TIA	:	Geçici İskemi Atağı
VBG	:	Ventriküler Büyük Emin
VF	:	Ventriküler Fibrilasyon
VPC	:	Ventriküler Prematüre Atım
VT	:	Ventriküler Taşikardi
WCT	:	Wilson Merkez Terminali
WT	:	Dalgacık Dönüşümü

ÖZET

Sol Ventril Hipertrofi Hastalığının Teşhisi İçin Yeni Bir Bulanık Kural Tabanlı Sistem

MAHROUS, Mohanad

Yüksek Lisans, Bilgisayar Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Tansel DÖKEROĞLU

Ocak 2018, 59 Sayfa

Elektrokardiyogram (EKG) sinyali, insan kalbinin performansını bir elektrik sinyali olarak yansıtır. Uzun bir süre boyunca EKG kayıtları, kalp hızı değişkenliğinin etkin şekilde ölçümü için kullanıldı. Oluşturulan EKG verilerinin çok büyük olması ve insan gücüyle açıklanması hatalı analiz sonuçlarına yol açabilmektedir. Literatürde kalp hastalıklarının tanısı için çok az sayıda bilgisayar tabanlı teknik önerildiği bilinmektedir. Bu tez ile birlikte, sol ventriküler hipertrofi (SVH) adı verilen yüksek riskli bir kalp hastalığının, doğru bir şekilde tanısını ortaya koymak amacıyla yeni ve sağlıklı yöntem önerilmiştir. Bu yöntem, SVH kalp hastalığı için önerilen tanı kriterlerine dayalı bir tanılama kullanmaktadır. Konvansiyonel SVH tanı kriterlerinin aksine, önerilen kriterdeki karar, üç mantıksal ifade ile hesaplanmaktadır. Bunların ikisi klasik kriterlerin bir kombinasyonu ile belirlenirken, üçüncüsü ise sekiz EKG voltajı ile elde edilmekte ve her cinsiyet için iki farklı seviye almaktadır. Bu ifadeler, bulanık çıkarım sisteminin önerilen tasarımı içindeki üyelik fonksiyonlarıyla temsil edilmektedir. Önerilen tanı sistemi, doğrulama sonuçları skorunun duyarlılık, özgüllük ve doğruluk bakımından yüksek bir orana sahip olduğu yirmi beş EKG kaydı ile doğrulanmıştır. Geleneksel tanı kriterleri ile karşılaştırıldığında daha yüksek bir başarı elde edildiği deneysel olarak gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Sol Ventrikül Hipertrofi, EKG, QRS kompleksi

ABSTRACT

A New Fuzzy Rule for the Diagnosis of Left Ventricular Hypertrophy Based System

MAHROUS, Mohanad

Yüksek Lisans,

Master, Computer Engineering program

Supervisor: Doç. Dr. Tansel DÖKEROĞLU

January 2018, 59 page

The Electrocardiogram (EkG) signal reflects the performance of the human heart as an electrical signal. For a long time, EKG recordings were performed to get an effective measure of heart rate variability. The generated EkG data is huge and the probability of wrong analysis or misreading by manual annotation is increased. However, very few computerized based techniques have been proposed in literature for diagnosing cardiac diseases. In this thesis, a new robust intelligent system has been proposed to perform an accurate diagnosis of a high risk cardiac disease named left ventricular hypertrophy (LVH). The proposed approach is a diagnostic system for LVH cardiac disease based on proposed diagnostic criterion. In contrast to the conventional LVH diagnostic criteria, the decision in the proposed criterion is computed by three logical expressions; two of which are determined by a combination of classic criteria, whereas the third is obtained by eight EkG voltages and takes two different levels for each gender. These expressions are represented by the membership functions in the proposed design of the fuzzy system. The proposed diagnosing system is validated by twenty five EkG records, in which the validation results score were perfect (100%) in terms of sensitivity, specificity, and accuracy, while the best diagnosing accuracy achieved by traditional diagnostic criteria does not exceed 90%.

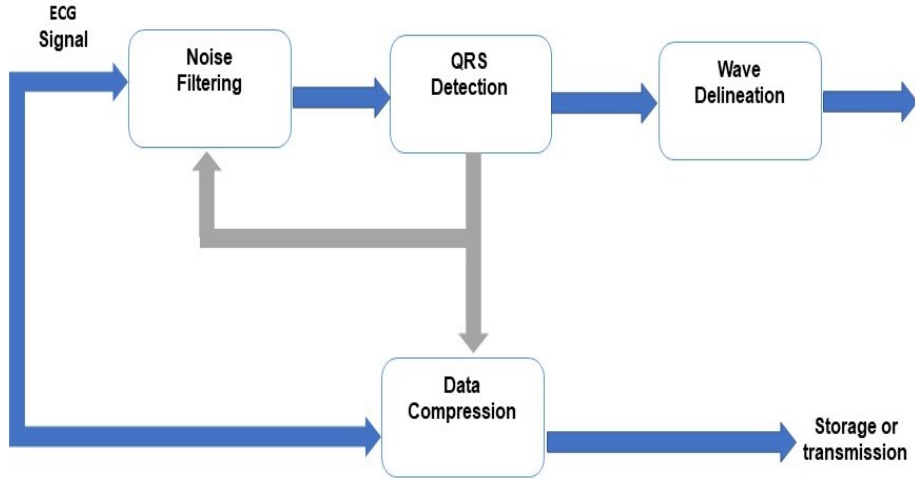
Keyword: left ventricular hypertrophy, EKG, QRS Complex

BİRİNCİ BÖLÜM

GİRİŞ

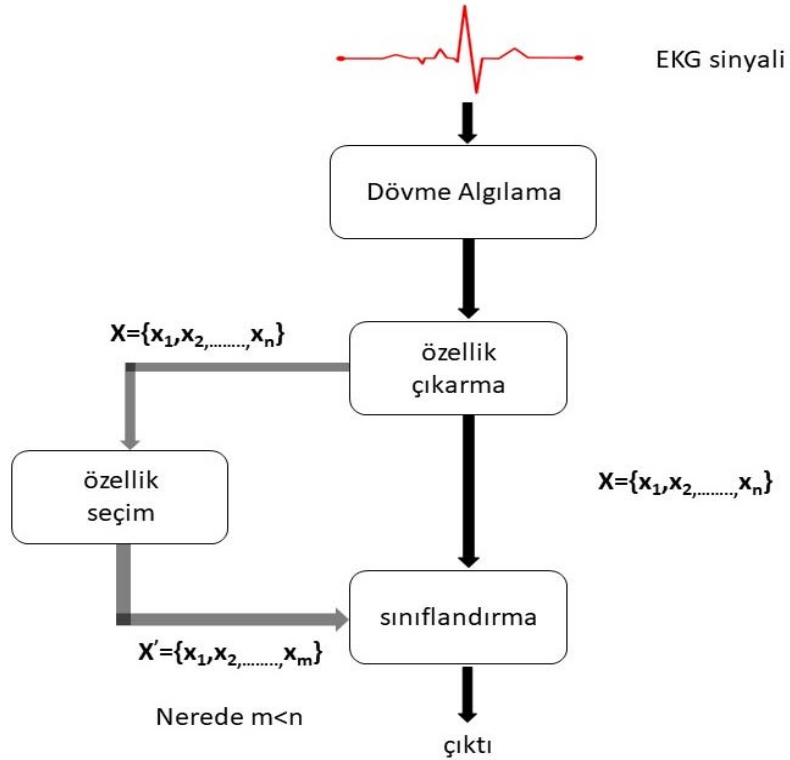
1.1 Genel Bakış

Elektrokardiyogram (EKG), insan kalbinin elektriksel aktivitesini temsil eder ve insan kalbi kasının sistematik kasılmasını ve gevşemesini de ifade eder. Elektrokardiyografi, insan kalbi durumunun tanısında önemli bir araçtır [1]. Ayrıca insan kalbinin ve kardiyovasküler sistemin fonksiyonel açıları hakkında doktorlara hassas bilgiler sağlar ve bu da doğru bir kalp teşhisi koymalarına yardımcı olur [2,7-11]. Kalp hastalıklarının / anormalliklerinin erken tespit edilmesi, insan yaşamını uzatabilir ve uygun tedavi ile yaşam kalitesini artırabilir. Diğer taraftan, EKG verileri gibi çok büyük verilerinin manuel olarak teşhisinde hatalı okuma (ya da hatalı analiz) olasılığının yüksek olduğunu dikkate alırsak, uzun süreli EKG kayıtları için doğru bir analizin yapılması, doktorlar için çok zor ve zaman alıcıdır. Bu nedenle EKG sinyali analizi ve atım sınıflandırması için bilgisayara dayalı teknikler, farklı kalp hastalıklarının tanısında oldukça faydalı olabilir [1,12-17]. Literatürde, bu konuyla ilgili olarak çok sayıda bilgisayar tabanlı teknik önerilmiştir [5]. Bu tür yöntemlerin ana kavramları, farklı adapte edilmiş patern tanıma tekniklerine dayanır [10, 18]. EKG sinyal işleminin genel blok diyagramı, Şekil 1.1'de gösterilmiştir. Bu şekilde, QRS kompleks detektörü tarafından çizilen zaman karakteristiği bilgileri, performanslarını arttırmak için veri sıkıştırma ve gürültü filtreleme işlemleriyle (gri oklarla işaretlenmiştir) beslenebilir. Buna ek olarak, QRS kompleksinin zaman özellikleri, temel olarak sınırlar (başlangıç ve bitiş) ve pik zaman konumları da dahil olmak üzere diğer EKG dalgalarının (P ve T dalgaları) ilgili temporal bilgilerini tasvir etmek için kullanılmaktadır [2]. EKG sinyalinin dinamik sürecinden elde edilen değerli bilgilere göre bu sinyal, alanındaki en önemli uygulamalardan birini temsil eder.



Şekil 1.1: EKG proses sinyalinin genel blok diyagramı.

Otomatik EKG tanısı amacıyla bilgisayar tabanlı tekniklerin önerildiği bilinmektedir [12, 19-21]. Ancak tüm EKG tanı süreci genel olarak çeşitli aşamalara bölünebilir. Şekil 1.2’de gösterildiği gibi EKG atım belirlemesi, tanı özellikleri/parametrelerinin ekstraksiyonu ya da seçimi ve sınıflandırması.



Şekil 1.2: Bilgisayara dayalı tekniği kullanarak EKG sinyalinin sınıflandırılması / tanısı için genel blok diyagramı.

Elektrokardiyografik değişiklikleri saptamak ve EKG sinyalini analiz etmek için geliştirilen bilgisayarlı tekniklerin çoğu, tanı özelliklerini çıkarmak ve daha objektif bir sayısal olarak EKG sinyalini dönüştürmek amacıyla otokorelasyon fonskiyonunu, frekans alanı özelliklerini, zaman frekans analizini ve dalgacık dönüőümünü (WT) kullanır [14, 16, 22]. Literatürde önerilen ilgili yöntemlerde raporlanan sonuçlar, WT'nin EKG sinyallerinden değerli özellikler çıkarmak için en güvenilir dönüşüm olduğunu göstermektedir [1, 12, 13]. En büyük WT verimi, zaman alanında orijinal EKG sinyali içinde belli olmayan diğer EKG özelliklerini belirlemek için, özellik vektörleri olarak kullanılan dalgacık katsayıları kabiliyetinden ve aynı zamanda sabit olmayan EKG sinyalleri problemine cevap verme kabiliyetinden kaynaklanır. Ayrıca, WT'den üretilen çoklu çözünürlük, EKG sinyalinin çeşitli skalalara ayrıştırılmasını sağlar ve bu skalaların her biri, test edilen EKG sinyalinin belirli bir özelliği olarak temsil edilebilir [25, 26].

1.2 Problemin tanımlanması

Literatürde görülen birçok araştırma, EKG dalgalarını (P, QRS kompleks ve T) tespit etmek ve sonra da, esas olarak EKG atım sınıflandırmada ve farklı kardiyak hastalıkların teşhisinde kullanılan bir çok teşhis kriterinin hesaplanması için çok önemli olan bu dalgaların zaman özelliklerini belirlemek amacıyla, 12 derivasyonlu EKG sinyalinin işlenmesi ve analizini incelemektedir.

Çalışmaların çoğu, ücretsiz online EKG veritabanlarından toplanan farklı EKG kayıtlarıyla doğrulanırken, bazı çalışmalar ise, klinik merkezlerden toplanan özel EKG verilerini kullanmaktadır. Online EKG veri tabanları; farklı morfolojilere sahip tek ya da çok derivasyonlu EKG verileri sunar. Ayrıca bu veri tabanlarının çoğu, EKG yaklaşımları ile elde edilen bulguları değerlendirmek için kullanılan EKG dalgalarının kalp durumu ve zaman konumu olayları hakkındaki önemli bilgilerle kardiyologlar tarafından manuel olarak açıklanmıştır. Son olarak, mevcut olan EKG dedektörlerinin çoğunun (WT, Walsh Transform, vb.) belirli frekans veya zaman dönüőümünü kullanarak, dönüőürme sonrasında EKG verilerine uygulanacağı da belirtilmelidir. Sonuç olarak EKG verilerini işlemek uzun zaman almaktadır.

Diğer taraftan, mevcut olan genel kalp hastalıklarının teşhis edilmesi amacıyla bilgisayarlı tekniklere ilişkin literatürde pek fazla çalışma bulunmamaktadır. Ayrıca, birçok insanda genç yaşıta (40 yaşıml altında) ani kardiyak ölüme neden olan yüksek

riskli hastalıklar için, bilgisayar tabanlı tekniklere sahip olan sistemler bulunmamaktadır. Bu araştırma alanındaki kısıtlı çalışmalar için iki temel neden belirlenebilir. İlk olarak, bazı kalp hastalıklardan yakınan kişiler için dijital olarak sınırlı miktarda 12 derivasyonlu EKG verileri bulunmasıdır. İkinci neden, kardiyak hastalıkların, belli EKG parametrelerinin tespitindeki zorluklar veya yüksek doğruluk yüzdeleri doğru teşhise ilişkin teşhis kriterleri nedeniyle, ilave kalp testleri (stres testi, ekokardiyograf vs gibi) yapıldıktan sonra kardiyolog tarafından teşhis konulması gerekliliği gibi klinik konularla ilgilidir.

Akıllı tekniklerle birleştirilmiş olan sistemler, 12 derivasyonlu EKG sinyal analizine dayanarak yüksek hassasiyetli yüksek riskli kalp hastalıklarının teşhisi amacıyla istinaden literatürde bulunmamaktadır.

1.3 Araştırmanın Amaçları

Bu tezde, EKG sinyalini işlemek, tüm EKG dalgalarını (P, QRS kompleksi ve T dalgaları) saptamak ve zaman özelliklerini tanımlamak ve belirlenen EKG dalgalarının tanımlanan zaman özelliklerinden hesaplanan tanı özelliklerine / parametrelerine dayalı olarak spesifik yüksek riskli kalp hastalıklarını teşhis etmek için, yeni bir EKG sistemi önerilmektedir. Aşağıda özetlenen şekilde önerilen EKG sisteminde iki amaç göz önüne alınmıştır:

- 1- EKG dalgalarının (P, QRS kompleksi ve T) belirlenmesi için yeni yüksek hızlı algoritmaları ve yüksek hassasiyetle zaman konumlarını tanımlama becerisini kazanmak. Önerilen belirleme ve tanımlama algoritmaları, herhangi bir matematiksel dönüşüm veya tahmin süreci olmaksızın EKG giriş sinyalinin kendisi üzerinde anlık süreç teknikleri ile doğrudan bir akış izlemektedir.
- 2- 12 derivasyonlu EKG sinyalini analiz ederek hesaplanan tanı kriterlerine dayanan her iki cinsiyette yüksek seviyede hassasiyet, özgünlük ve doğruluk gösteren yüksek riskli kalp hastalıkları için akıllı teknikleri içeren bir tanı sistemi tasarlamak.

Araştırmanın kapsamı

Bu tezin amacı, tüm EKG dalgalarını P, QRS kompleksi ve T dalgasını belirlemek, zaman özelliklerini tanımlamak ve spesifik yüksek riskli kalp hastalıklarını teşhis etmek için 12 derivasyonlu EKG sinyallerinin süreci için yeni bir

sistem önermektedir. Bu amaçların uygulanması, önerilen EKG sistemi içerisinde önerilen dört yaklaşım yoluyla gerçekleştirilecektir. Bu yaklaşımların, zaman faktörlerinin süreci, farklı EKG morfolojilerinin süreç kapasitesi ve adapte edilen işlere kıyasla nihai sonuçların kesinliği açısından her bir yaklaşımın tüm performansını geliştirmek amacıyla her birinde EKG sinyallerinin süreci için tamamen yeni bir algoritma önerilmiştir. Ayrıca, nihai sonuçların hassas seviyelerini hesaplamak için standart değerlendirme ölçüm setleri kullanılarak her bir yaklaşım için ayrı ayrı yürütülmüştür. Önerilen yaklaşımlar, bu yaklaşımların çeşitli EKG yöntemleri ile adapte olma kabiliyetini kanıtlamak amacıyla farklı kategorilerde EKG verileri ile doğrulanmaktadır.

Sol ventriküler hipertrofi adı verilen yüksek riskli bir kalp hastalığının doğru şekilde teşhisi için önerilmiştir. Bu teşhis yaklaşımı, 12 derivasyonlu EKG'de anormalliğin tespit edilmesi olasılığını en üst düzeye çıkarmak için sekiz EKG derivasyonunun voltaj parametreleri tarafından ifade edilen şekilde önerilen kritere dayanmaktadır. Önerilen teşhis kriteri, her bir cinsiyet için farklı karar seviyeleri elde etmek üzere tasarlanmıştır. Genel teşhis yaklaşımı, "bulanık çıkarım sistemi" olarak adlandırılan bilgisayarlı akıllı sistemler kullanılarak uygulanmaktadır. Bu nedenle bu yaklaşım, teşhis modülü olarak EKG makinesine eklenen taşınabilir bir donanım ünitesi olarak entegre edilebilir.

1.4 Katkılar

Bu araştırmanın temel katkıları, aşağıda belirtilen şekilde özetlenebilir:

Akıllı Bilgisayar tekniği kullanarak, sol ventriküler hipertrofi (SVH) adı verilen spesifik yüksek riskli kalp hastalığını teşhis etmek için yeni bir sistem önerilmektedir. SVH kalp hastalığı için yeni bir teşhis kriteri, 12 derivasyonlu EKG verisinin analiz edilmesinden çıkarılan sekiz parametreyi içeren şekilde bu sistemde önerilmiştir. SVH kalp hastalığını teşhis etmek için nihai karar, önerilen tanı kriterine ve nihai teşhis sonuçlarının hassasiyetini ve özgünlüğünü arttırmak için iki geleneksel kritere göre hazırlanır. Önerilen sistem, her iki cinsiyetten de 12 derivasyonlu verilerin analiz edilmesine dayanarak SVH kalp hastalığının doğru tanısını gerçekleştirmek için tasarlanmıştır. Ayrıca her iki cinsiyetten de 50 EKG kaydı ile doğrulanmıştır. Bu verilerin yalnız %42'si SVH hastalarınındır. Diğer veriler, diğer kalp hastalıklarından ve bazı normal hastalardan elde edilmiştir. Bu

seçim, farklı kalp hastalıkları arasında teşhis konusundaki girişimin üstesinden gelmek için önerilen tanı sisteminin sağlamlığını kanıtlamak için yapılır. Ayrıca bazı değerlendirme senaryoları, teşhis edilen sonuçların doğruluğunu hesaplamak için gerçekleştirilir.

Bölüm 2’de kardiyak iletim sisteminin, EKG bileşenlerinin ve EKG derivasyonu türlerinin kısa açıklamaları yoluyla EKG sinyalinin temel kavramları açıklanmıştır. 12 derivasyonlu EKG verilerinin tüm kaynakları da raporlanmıştır. Bu bölümün ikinci kısmı, dört konu açısından (ham EKG verilerinin dijital kurtarması, QRS kompleks belirlemesi, P ve T dalga belirleme ve yüksek riskli kalp hastalıklarının teşhisi) bu tezde sunulan temel katkılara ilişkin iyi bilinen yayınlanmış çalışmaların literatür taramasını sunmaktadır.

Bölüm 3’de 12 derivasyonlu bir EKG sinyalinin analiz edilmesi ve SVH yüksek riskli kalp hastalığının teşhisi için önerilen bir akıllı sistem sunulmaktadır. Önerilen sistem, üç temel aşamayı içermektedir: EKG sinyalinin ön işleme, EKG dalgalarının analizi, belirlenmesi ve SVH yüksek riskli kalp hastalığının teşhisi.

Bölüm 4’de önerilen yaklaşımın herbiri tarafından elde edilen sonuçlar ve bu yaklaşımların performansını değerlendirme senaryosunda kullanılan tüm değerlendirme ölçülerinin matematiksel tanımlarıyla birlikte değerlendiren senaryolar bulunmaktadır. Literatürde iyi bilinen yayınlanmış çalışmalar tarafından raporlanan diğer sonuçlara istinaden, elde edilen sonuçların karşılaştırılması bu bölümde gerçekleştirilmiştir.

Özgünlükler, mevcut sorunu ele alma yetileri ve belirlenen amaçları gerçekleştirmek için uyguladıkları aktiviteler yoluyla önerilen tüm yaklaşımlar ve yeni bulgular için genel bir tartışmayı sunmaktadır. Ayrıca önemli konular ve gelecek çalışmalar için öneriler de bu bölümde sunulmuştur.

İKİNCİ BÖLÜM

LİTERATÜR TARAMASI

2.1 Giriş

Tıbbi uygulamalarda akıllı bir bilgisayar sistemi geliştirilmesi, doktorlar, mühendisler ve bilgisayar uzmanlarının karşılaştığı önemli bir sorundur. Tıbbi sinyalleri uzman sistemler ile işleme yeteneği, temel olarak sayısal formda tıbbi verilerin mevcut olması ve aynı zamanda farklı morfolojilerin yeterli miktarda bulunması ile elde edilebilir.

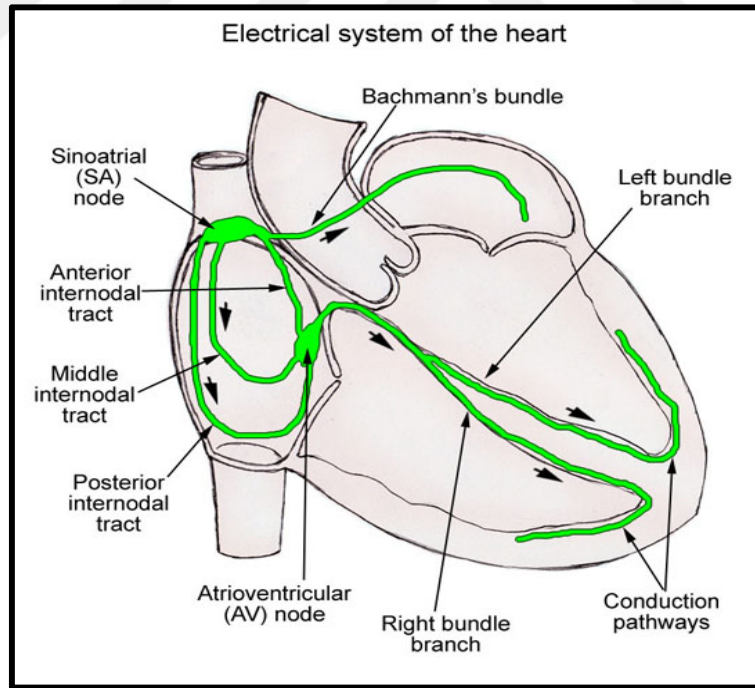
Her iki cinsiyette de her yaşta, hatta fetusta da kaydedilebilen en popüler tıbbi sinyallerden biri EKG sinyalidir. Birçok kardiyolog, periyodik tıbbi testlerin bir parçası olarak sağlıklı kişilere altı veya on iki ayda bir, özellikle kırk yaşın üzerindeki kişiler için bu testin yaptırılmasını önerir. EKG sinyali, zamana karşı insan kalbi tarafından oluşturulan elektriksel sinyalin grafik olarak kaydıdır [4, 27]. EKG, iletim bozuklukları, aritmiler ve kalp morfolojisi (örn., hipertrofi ve gelişmekte olan miyokard iskemisi veya enfarktüsü) gibi anormal kalp durumlarının bazı türlerini yorumlamak için kullanılır. Klinik uygulamalar, bazı kalp hastalıklarının EKG testine dayanarak doğru bir şekilde teşhis edilebileceğini öyle ki diğer hastalıkların kabul edilebilir bir olasılıkla tahmin edildiğini göstermektedir [28]. EKG diyagramı aynı zamanda, anormal kalp ritimlerini kontrol etmek için taşınabilir kalp pili cihazlarının performansını değerlendirmek için de kullanılmaktadır. Örneğin, Amerika Birleşik Devletleri'nde yıllık yüz milyon EKG'nin %50'sinden fazlası, bilgisayar sistemleri tarafından tanımlanır ve teşhis edilir [29].

2.2 EKG Sinyalinin Temel Kavramları

Basit bir şekilde insan kalbi, insan vücudunun farklı bölümleri yoluyla kan pompalamak için sürekli çalışan bir kastır. İnsan kalbi, bir septumla ayrılan sağ ve sol ünitelerden oluşmaktadır. Dört odacıktan (sırasıyla sağ / sol atriyum ve ventrikül) ve arterlerden/arterlere kalbin odacıkları arasındaki kan akışını yönetmek için dört kapakçık bulunmaktadır [30].

2.2.1 Kardiyak İletim Sistemi

Şekil 2.1'de gösterilen kardiyak iletim sistemi, insan kalbi, kanı pompaladığında gerçekleştirilen tüm aktiviteleri kontrol eder. Dolayısıyla bu sistem, insan kalbinin elektriksel kontrol sistemi olarak ve aynı zamanda tekrarlı ritmik atımların sağlayıcısı olarak adlandırılır. Bu elektriksel aktiviteler, makinenin zamanına karşı bir sinyal değişikliği olarak kaydedilir; bu sinyal, kareli kağıda yazdırılan ya da ekranda görüntülenen EKG olarak adlandırılır [30].



Şekil 2.1: İnsan kalbinin kardiyak iletimi [3].

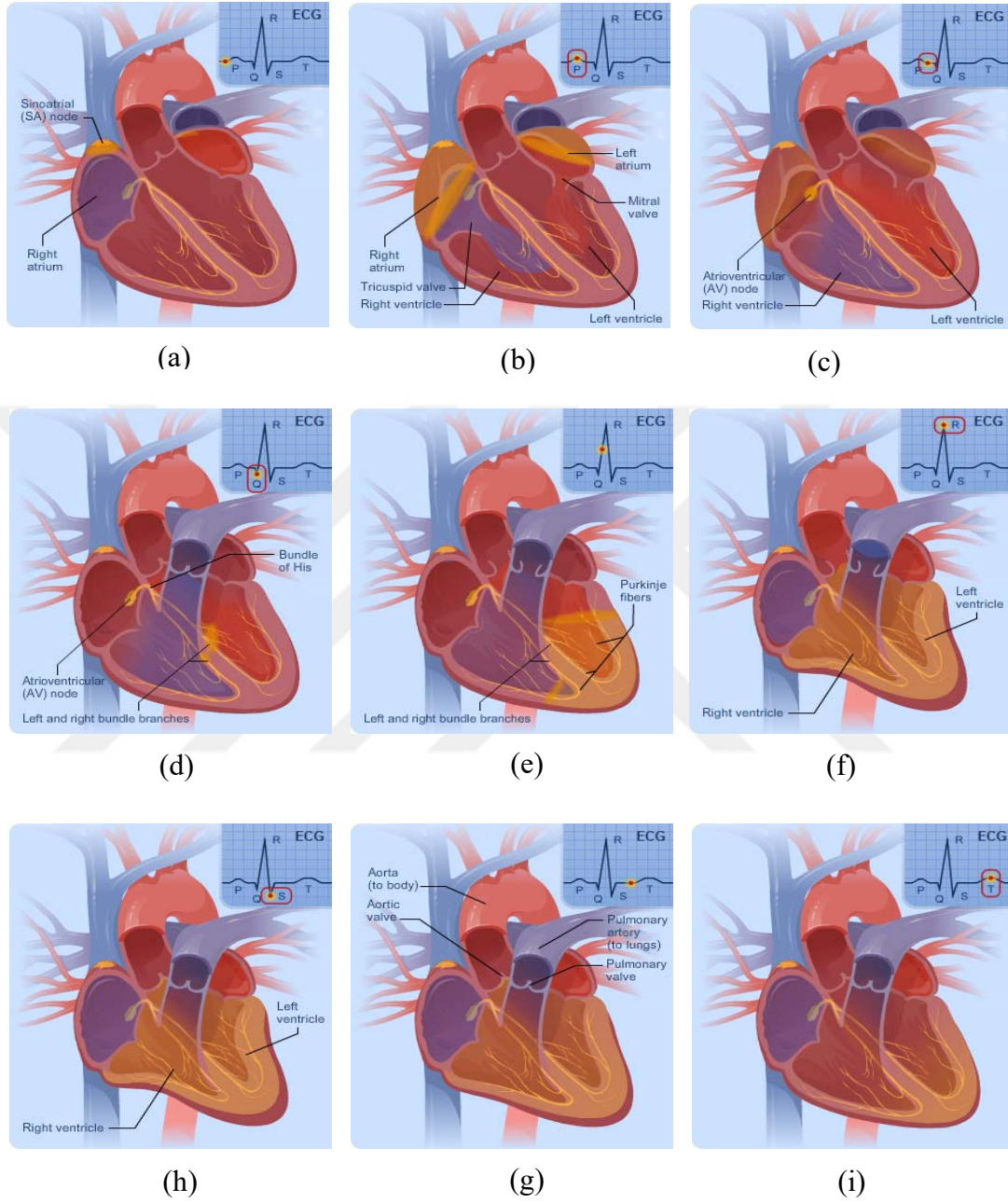
Kardiyak iletim sistemindeki ilk olay, Şekil 2.2.a'da gösterildiği gibi sinoatriyal düğümü (SA) bir impuls oluşturduğunda (sağ atriyuma kan dolduğunda) başlar ve daha sonra atriyoventriküler düğümü (AV) [8] ulaşmaya kadar sağ ve sol

atriyum hücreleri üzerinde bir depolarizasyon olarak dolaşır. Bu şeklin sağ üst köşesinde, EKG sinyalinin tam bir döngüsünü taklit eden bir diyagramı içerir. Yuvarlak notun pozisyonu, kalp iletim sisteminin başlangıcını (EKG döngüsündeki ilk atım) gösterir.

AV düğümünün, sağ ve sol atriyumdan sırasıyla sağ ve sol ventriküle elektrik impulsunu iletmek için tekil yol olduğu belirtilmelidir [8]. Kardiyak iletim döngüsündeki bir sonraki adım, SA düğümü tarafından üretilen ilk impulsun AV düğümüne ulaşması ve kasılması için atriumlardan yayılması ile başlar. Atriyum kasılması, ilgili ventriküllere serbest bırakma kapakçıkları (sırasıyla insan kalbi'nin sağ ve sol tarafındaki triküspid ve mitral kapakçıklar) yoluyla kanı (sırasıyla insan kalbi'nin sağında ve solunda triküspid ve mitral kapak aracılığıyla) ilgili ventriküllere pompalar. Bu kasılma, Şekil 2.2.b'de gösterildiği şekilde EKG'de P dalgasıyla ifade edilir. Kan, ventriküllere geçtiğinde, her iki ventrikülün de kan ile dolması için gerekli bir süre vardır. Bu zaman aralığı, Şekil 2.2.c'de gösterilen şekilde PQ segmenti (P ve Q dalgaları arasında sınırlı) tarafından EKG üzerinde gösterilir.

Kardiyak iletim sisteminin bir sonraki aşamasında elektriksel sinyal, his demetine geçer (Alman kardiyolog Wilhelm His tarafından keşfedilmiştir (1836-1934)) ve insan kalbi septumu yoluyla sağ ve sol dal bloğuna ayrılır. Bu ilerleme, Şekil 2.2.d'de gösterilen şekilde EKG'de, Q dalgası ile temsil edilir. Elektriksel sinyal daha sonra sağ ve sol dallardan ayrılır ve ventriküllerin duvarları çevresinde yayılmış olan Purkinje fiberlerinden geçer [8]. Sonuç olarak, her iki ventrikülün kasları, Şekil 2.2.e'de gösterildiği gibi, Purkinje fiberlerinden aşağı doğru hareket eden elektrik impulsu tarafından ancak farklı zamanlarda uyarılmıştır (sol ventrikül, sağ ventrikülün yerine geçer) [31]. Bir EKG'de R dalgası, sol ventrikülün kasılmasını temsil ederken S dalgası, sırasıyla Şekil 2.2.f ve g'de gösterildiği gibi sağ ventrikülün kasılmasını temsil eder. Sağ ventrikülün kasılmasının, kanı, pulmoner kapakçık yoluyla akciğerlere pompaladığı, sol ventrikülün kasılmasının da kanı, aort kapağı vasıtasıyla insan vücudunun geri kalanına pompaladığı belirtilmelidir. Bu kasılmaların elektriksel sinyalleri geçildiğinde her iki ventrikülün de duvarı, kademeli olarak gevşer. Bu süreç, ventriküllerin, Şekil 2.2.h'de gösterildiği gibi EKG'de ST segmenti tarafından temsil edilen başka elektrik katalizörlerine tepki vermediği bir zaman dönemini içerir [31]. Bu da, ventriküllerin duvarlarının

tamamen dinlenme durumuna geri dönmesi durumunda sürekli olarak meydana gelir. Bu süreç, Şekil 2.2.i’de gösterilen şekilde EKG’de, T dalgası ile temsil edilir.

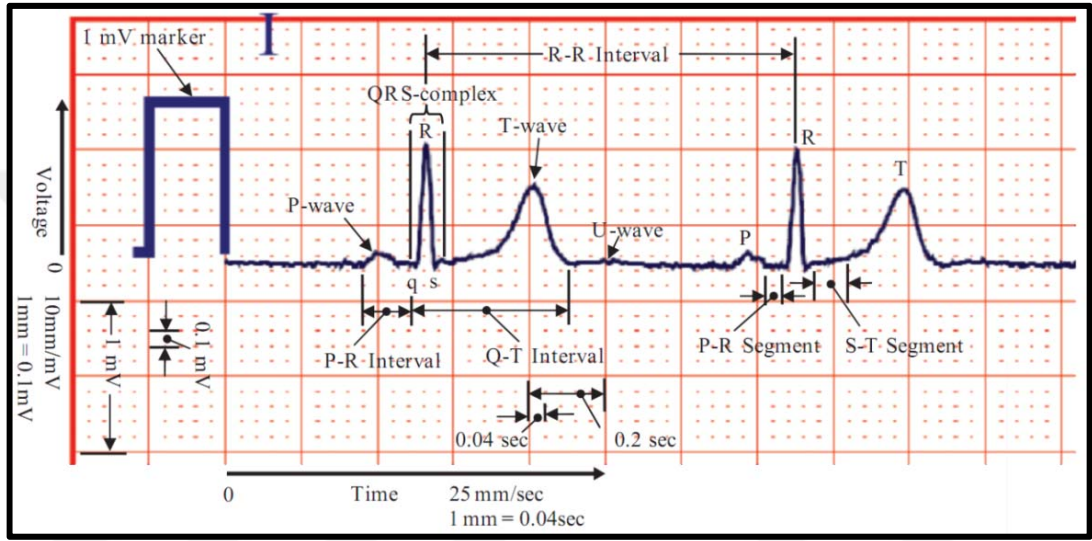


Şekil 2.2: EKG sinyali yoluyla insan kalbi'nin elektriksel iletim sisteminin temsili[9].

2.2.2 EKG Bileşenleri

Normal bir hastanın tipik bir EKG kaydı, Şekil 2.3'te gösterilmiştir. EKG sinyali, altı dalgayı içerir (P, Q, R, S, T ve U). Üç dalga (Q, R ve S) genellikle QRS-kompleksi olarak adlandırılan tek bir kompozit dalga olarak ifade edilir [4]. Ayrıca

EKG dalgaları arasında, iki zaman aralığı ve bir segment vardır. İlk zaman aralığı, PR aralığı olarak adlandırılır ve P dalgasının başlangıç noktasından QRS kompleksinin başlangıç noktasına kadar hesaplanır. İkinci zaman aralığı QT aralığı olarak adlandırılır ve QRS kompleksinin başlangıç noktasından T dalgasının bitiş noktasına kadar hesaplanır. Bununla birlikte, EKG'deki standart zaman segmenti, QRS kompleksinin (J-noktası) sonlandırılması ile T dalgasının başlaması arasındaki zaman dilimi olan ST segmentidir.



Şekil 2.3: Tipik bir EKG sinyalinin dalgaları, aralıkları ve segmentleri [4].

Yukarıda belirtilen aralıklara ve segmentlere ilaveten, EKG sinyalinde diğer bir zaman aralığı da göz önüne alınır ve RR aralığı olarak ifade edilir. Bu aralık, iki ardışık R dalgasının pikleri arasında ölçülür. RR aralığı, bir tam kardiyak döngüyü temsil eder ve temel olarak kalp hızının hesaplanması için kullanılır. Ayrıca PR dalgası olarak adlandırılan küçük bir zaman dilimi de, P dalgasının sonundan QRS kompleksinin başlangıç noktasına kadar ölçülür. PR segmentinin, P dalgasının süresini içermediği, ancak PR aralığını içerdiği de belirtilmelidir [32].

QT_c olarak belirtilen diğer bir EKG bileşeni, yukarıda belirtilen QT aralığına ilaveten modern EKG makinesi ile ölçülmüştür. QT_c aralığı, orijinal QT aralığının düzeltilen değerini temsil eder ve Denklem (2.1)'de tanımlanan şekilde Bazett formülü ile belirlenir. Bu formülde gözlemlenen QT aralığı, $RR_{\text{successive}}$ aralıklarının kareköküne bölünür (yani, mevcut ve bir sonraki RR aralığı arasındaki mesafe varyasyonu) [27, 31].

$$QT_c = \frac{QT}{\sqrt{RR_{successive}}}$$

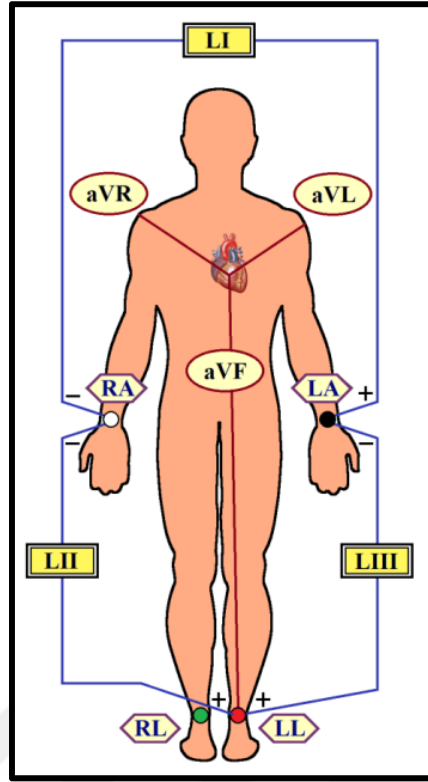
Denklem (2.1)

2.2.3 12 derivasyonlu EKG

Daha önce belirtildiği üzere EKG, zamana karşı insan kalbinin elektriksel aktivitelerini kaydeder. EKG, doğrudan göğüs ve ekstremitelere olmak üzere insan vücuduna bağlanan elektrotlarla kaydedilir. İnsan kalbinin elektriksel faaliyetleri elektrotlar tarafından algılanır ve bağlantı kablolarından EKG makinesine geçirilir. Buna ek olarak, iki elektrot arasındaki potansiyel fark (birinin pozitif polaritesi ve diğerinin negatif polaritesi), belirli bir zaman diliminde insan kalbinin belirli bir bölümündeki ortalama kardiyak aktiviteyi değerlendirmek için tek bir EKG derivasyonu ile ifade edilir [7].

2.2.3.1 Ekstremitte derivasyonları

Ekstremitte derivasyonları, frontal düzlemde insan kalbi'nin elektriksel aktivitesini algılar. Aşağıda belirtilen şekilde etiketlenen altı ekstremitte derivasyonu vardır: I, II, III, aVR, aVL ve aVF. Bu derivasyonların insan vücuduna ilişkin elektrik bağlantıları, Şekil 2.4'te gösterilmiştir. Ekstremitte derivasyonları, iki gruptan oluşur: bipolar derivasyonlar ve arttırılmış (unipolar) derivasyonlar.



Şekil 2.4: İnsan vücuduna ekstremitte derivasyonlarının elektrik bağlantısı [7].

2.2.3.1.1 Bipolar derivasyonlar

EKG, bu grupta ekstremitelere (sol kol, sağ kol ve sol bacak) bağlı olan iki elektrod arasındaki elektriksel aktiviteyi (biri pozitif, diğeri negatif polarite olarak hareket eder) değerlendirir. Şekil 2.5'te gösterildiği gibi bu grup, aşağıda belirtilen şekilde üç EKG derivasyonunu içerir:

1. Uç I, (pozitif) sol kol (LA) elektrodu ve sağ kol (RA) elektrodu arasındaki potansiyel farktır.
2. Uç II, (pozitif) sol bacak (LL) elektrodu ve sağ kol (RA) elektrodu arasındaki potansiyel farktır.
3. Uç III, (pozitif) sol bacak (LK) elektrodu ve sol kol (LA) elektrodu arasındaki potansiyel farktır.

2.2.3.2 Arttırılmış (Unipolar) derivasyon

Ekstremitte derivasyonlarının ikinci grubu, arttırılmış derivasyonlardır. Bu derivasyonların temel kavramları, ilk olarak 1931 yılında Frank Wilson tarafından açıklanmıştır. Wilson, yukarıda açıklanan iki bipolar derivasyonlar arasındaki

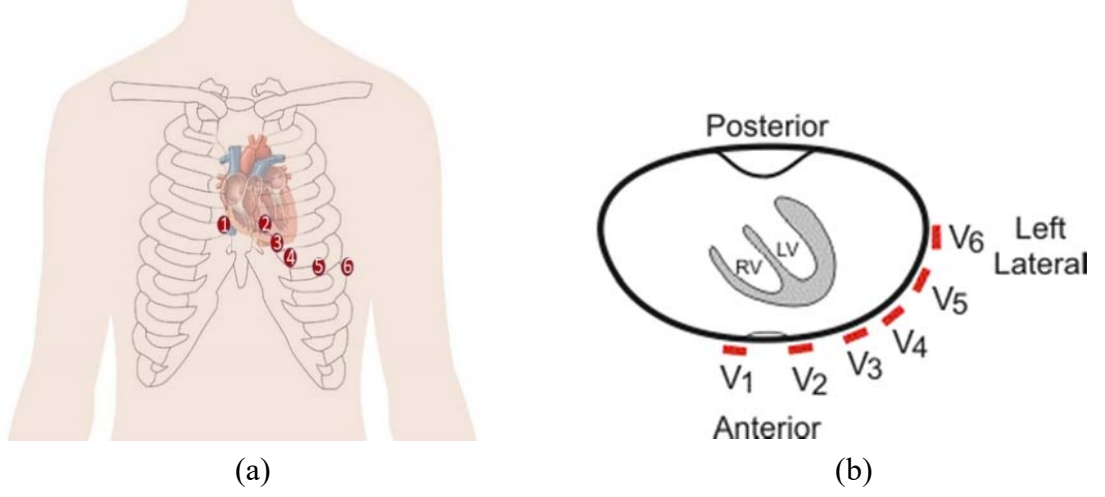
potansiyel farkın ortalamalarından elde edilen üç derivasyonu tanıtmıştır. Ayrıca, insan kalbi boyunca ortalama potansiyel farkı elde etmek için ekstremite elektrotlarının (LA, RA ve LL) "Wilson Merkez Terminali" (WCT) olarak adlandırılan bir bağlantı referans noktası oluşturmuştur [6]. Ayrıca WCT, insan kalbinin elektrik merkezini temsil etmektedir [5]. Yeni oluşturulan derivasyonlar:

1. Derivasyon aVR; LA ve LL'nin ortalamasına istinaden RA'nın potansiyel farkıdır.
2. Derivasyon aVL; LL ve RA'nın ortalamasına istinaden LA'nın potansiyel farkıdır.
3. Derivasyon aVF; LA ve RA'nın ortalamasına istinaden LL'nin potansiyel farkıdır.

2.2.3.3 Göğüs (Prekordiyal) Derivasyonları

Frontal düzlemden insan kalbinin elektriksel aktivitesini değerlendiren ekstremite derivasyonlarına ilaveten, (V1, V2, V3, V4, V5 ve V6) olarak adlandırılan altı prekordiyal göğüs derivasyonu vardır. Her bir göğüs derivasyonu, göğüs derivasyonu olarak adlandırılan pozitif elektrot ve WCT ile temsil edilen sanal bir negatif elektrot arasındaki potansiyel farkla belirlenir. Dolayısıyla göğüs derivasyonları, unipolar derivasyonları olarak bilinir. Göğüs derivasyonlarının insan kalbine yerleştirilmesi, Şekil 2.5.a'da gösterilmiştir.

Göğüs derivasyonları, Şekil 2.4'de gösterildiği gibi çapraz düzlemde EKG'yi değerlendirmeyi amaçlar. Derivasyonlar V1 ve V2, sağ ventrikülün frontal duvarına yerleştirilir. Bu amaçla Şekil 2.5.b'de gösterilen şekilde sağ ventriküler derivasyonlar olarak belirtilirler. Kalp, normal olarak uzun eksen boyunca yönlendirildiğinde, V5 ve V6 derivasyonları, sol ventrikülün lateral duvarının üzerine yerleştirilir. Böylece sol ventrikül derivasyonları olarak bilinir. Sol ve sağ ventriküller arasındaki geçiş bölgesi (interventriküler septum), V3 ve V4 derivasyonlarının seviyesine ayarlanır (R dalgası ve S dalgasının eşit amplitüdüleri) [27].



Şekil 2.5: (a) insan kalbi’de EKG Göğüs derivasyonlarının Yerleştirilmesi, (b) Göğüs derivasyonlarının yukarıdan görünümü [6].

Göğüs derivasyonlarının farklı yerleştirmeleri, EKG çıktı diyagramında benzer olmayan paternler üretir. Başka bir deyişle, göğüs derivasyonunun insan kalbinin soluna, sağına veya septum tarafına yerleştirilmesinden dolayı EKG dalgaları (P, QRS ve T) farklı bir amplitüd ve yöne sahiptir.

2.3 12-derivasyonlu EKG’nin veri kaynakları

EKG sinyalinin temel incelemesi ve klinik tanısı, farklı morfolojilere sahip EKG verisinin kullanılabilirliğine bağlıdır. Ayrıca bu veriler sayısal ham formda bulunabilir mi? Bunu, uzman bilgisayarlı sistem ile kolayca işlemek için, EKG sinyalinin ana veri kaynakları, aşağıdaki metinde vurgulanmıştır.

2.3.1 EKG makinesi

EKG makinesi, her bir kalp atımı sırasında kalp kası serbest bırakıldığında oluşan, ciltteki küçük elektriksel değişiklikleri değerlendirir ve güçlendirir. İnsan kalbinin elektrik sinyali, insan kalbinin herhangi bir tarafına yerleştirilen iki EKG elektrotu arasında küçük bir yükselen ve düşen voltaj olarak algılanır ve bir ekran veya kağıt üzerinde dalgalı bir çizgi olarak gösterilir. EKG sinyali, bir grafik olarak kağıda basılır. Voltaj çıktının y-ekseninde, süre ise x-ekseninde gösterilir.

EKG makinesi, her bir 1 mV’yi y ekseninde 1 cm olarak ve her 1 saniyesi x ekseninde 25 mm olarak temsil edecek şekilde kalibre edilmelidir. Ayrıca EKG kağıdı, 1 mm’lik küçük kareler ve her 5 mm’de bir hem yatay hem de dikey

yönde büyük kareler olan şekilde bir arka plan deseni içerir. EKG makinesinden çıkan hareketli kağıdın standart hızı, 25 mm/s'dir. Bu hızda, EKG kağıdındaki küçük bir kare, EKG sinyalinin 40 ms'si olarak çevrilir [6, 31].

2.3.2 EKG Veri tabanı

EKG sinyal işleme alanındaki araştırmacıların çoğu, çalışmalarını doğrulamak için çok miktarda EKG verilerine ihtiyaç duymaktadır. Bazı uzmanlık çalışmalarında, sağlıklı (veya sağlıklı olmayan) insanların yanı sıra, yüksek riskli kalp hastalıklarına sahip bazı hastaların, bu hastalıklarının teşhis edilmesi için farklı teknikler geliştirilmelidir. Bu verilerin, klinik merkezlerden veya genel hastanelerden yeterli miktarda toplanması çok zordur. Dolayısıyla, literatürde bulunan birçok çalışma, bir veya daha fazla online EKG veritabanından toplanan belirli EKG kaydı gruplarıyla çalışmalarını doğrulamıştır.

EKG veritabanı basit bir şekilde, bir veya daha fazla klinik merkez tarafından kaydedilen ve özellikle belirli patolojik koşullar veya veri kaynaklarına bağlı olarak karakterize edilen bazı EKG sinyallerinin bir listesidir. Uzman klinik yorumlama web sitelerinde bulunan birçok EKG veritabanı bulunmaktadır. Dünyanın dört bir yanındaki biyomedikal sinyallerin karakterize edilen dijital kayıtlarının en büyük ve en iyi bilinen arşivi, Ulusal Araştırma Merkezi, Ulusal Sağlık Enstitüleri Araştırma Kaynakları'nın sponsorluğunda kurulan PhysioBank'tır. Farklı sağlık konularından ve miyokard enfarktüs, hareket bozuklukları, konjestif kalp yetmezliği, uyku apnesi, ani kardiyak ölüm, yaşlanma, vb. gibi halk sağlığı üzerinde önemli etkilere sahip olan durumları olan hastalardan 50'den çok parametrelili sinyal veritabanını içerir [33].

PhysioBank EKG veri tabanlarında, her bir EKG kaydı için ham dijital veriler, tek bir dosyada saklanır. Ayrıca; kalp hızı, RR aralığı, atımdan atıma açıklamalar, EKG dalgalarının zaman konumları vs. gibi bir veya daha fazla açıklama seti, aynı veritabanında ayrı dosyalarda mevcuttur. Bazı PhysioBank EKG veritabanında, her kayıta kalp hastalığının tam tanısı, ayrı bir açıklama dosyası olarak mevcuttur. Bu açıklamalar, araştırmacılar için yeni algoritmaların analitik performansını değerlendirmek için daha fazla imkân sağlamaktadır. Son olarak, PhysioBank'ın tüm veri tabanlarının bir PhysioNet web sitesi yoluyla bilimsel araştırmacılar topluluğunun kullanımına sunulduğu unutulmamalıdır (<http://www.physionet.org/>) [77].

2.3.2.1 MIT-BIH aritmi veritabanı

MIT-BIH Aritmi Veritabanı, Massachusetts Institute of Technology'nin yardımlarıyla oluşturulmuştur [34]. Aritmi detektörlerinin performansını değerlendirmek için dünya çapındaki ilk standart veri setidir. Ayrıca, 1980 yılından bu yana dünya genelinde 500'den fazla alanda EKG sinyalinin analizi ve teşhisi konusundaki temel araştırmalar için kullanılmıştır [35]. Bu veri tabanı, 47 denekten alınan ve 360 Hz'de örneklenen 48 EKG okumasını içermektedir. Her bir kayıt, 30 dakikalık süreler için iki EKG derivasyonunu içerir (ekstremita derivasyonu II ve göğüs derivasyonu V1, V2, V4 ya da V5'ten biri). Bu veri tabanındaki EKG kayıtları, iki ya da daha fazla kardiyolog tarafından açıklanmıştır. Açıklama bilgileri; cinsiyet, yaş, R-pik zaman konumu, R-R aralığı ve atımdan atıma açıklamaları içermiştir [36].

2.3.2.2 QT EKG veri tabanı

PhysioNet'ten diğer bir açıklanan EKG veritabanı, QT veritabanıdır. Bu veri tabanı, 15 dakikalık 150 EKG kaydını içerir. PhysioNet'te iyi bilinen yedi veritabanından seçilmiştir (MIT-BH aritmi, Avrupa ST-T, ST değişikliği, supraventriküler aritmi, normal sinüs ritmi, ani ölüm ve uzun süreli). Bu nedenle, mevcut veri tabanı, farklı morfolojilere sahip çok çeşitli EKG dalgalarını içerir. Tüm kayıtlar, P dalgası, QRS kompleksi ve T-dalgasının başlangıcı, pik noktası ve bitiş zamanı konumları ile kardiyologlar tarafından 250 Hz'de örneklenmiş ve açıklanmıştır. Tüm kayıtlar için kalp hastalığı teşhis edilmemiştir [37].

QT veritabanındaki EKG morfolojilerinin kayda değer notları ve varyasyonu sayesinde, bu veritabanının EKG kayıtları, araştırmacılar tarafından çoğunlukla tüm EKG dalgalarını algılayan yeni teknikleri doğrulamak için kullanılabilir.

2.3.2.3 Tanı amaçlı 12-derivasyonlu EKG veritabanları

Önceki bölümlerde bahsedilen EKG veritabanlarının aksine, PhysioNet'deki EKG veritabanlarının bazılarında geleneksel 12 derivasyonu mevcuttur. Tüm kayıtların kalp hastalığı, kardiyologlar tarafından teşhis edilmiştir. Bu şekilde ilk veri tabanı, St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-derivasyonlu Aritmi

Veritabanıdır (INCART). 30 dakikalık sürelerle 75 EKG kaydı içermektedir ve her biri, 257 Hz'de örneklenmektedir. Ayrıca her kayıt, 12 standart derivasyonu içerir. Orijinal kayıtlar, koroner arter hastalığı (çoğu, ventriküler ektopik atımlardı) geçiren hastalardan toplanmıştır. INCART veritabanı, iskemi, koroner arter hastalığı, aritmiler ve iletim anormallikleri ile EKG'si uyumlu olan tercihli kalp hastalıkları içerir. Önemli olan tanı bilgilerine ek olarak, her kayıt için ayrıntılı bir klinik özet de (yaş, cinsiyet ve kan basıncı da dahil) mevcuttur [38, 39].

PhysioNet'ten diğer bir tanı amaçlı EKG veri tabanı Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) veritabanıdır. PTB veritabanı, 290 denekten seçilen 549 kaydı içermektedir. Her bir denek, (1 ila 5) EKG kaydı ile ifade edilir. Sadece 268 denek başarılı bir şekilde teşhis edilmiş ve 9 adet sınıfa ayrılmıştır (Miyokard enfarktüsü, Kardiyomiyopati / Kalp yetmezliği, Bundle dal bloğu, Disritmi, Miyokard hipertrofi, Kalp kapak kalp hastalığı, Miyokardit, çeşitli ve Sağlıklı kontroller). Öyle ki diğer (22) deneğin teşhis detayları mevcut değildir [40].

INCART ve PTB veritabanlarında bulunan önemli teşhis bilgileri yoluyla, birçok çalışma, EKG atım sınıflandırmasını ele alır ve kardiyak hastalıkların teşhisi, nihai analitik sonuçların kantitatif değerlendirilmesi ve validasyonu için referans olarak bu veri tabanları kullanılarak sağlanır [41, 42].

2.4 EKG Sinyali Analizi

EKG sinyali analizleri, insan kalbinin farklı fonksiyonlarını yorumlamak için açık halde kullanılır ve kolay bir yöntemdir. Amplitüdler, zaman aralıkları ve EKG dalga morfolojisi, EKG sinyallerinde klinik olarak faydalı olan parametrelerin çoğunu elde etmek için kullanılır [43, 44]. EKG dalgasının çizimi için sağlam ve kesin tekniklerin geliştirilmesi, EKG aritmi tiplerini sınıflandırmak ve T dalgası alternansı, atriyal fibrilasyon ve QT-uzaması gibi spesifik EKG fenomenlerini teşhis etmek, daha iyi bir çözüm bulabilmek amacıyla kardiyologlar ve biyomedikal mühendisleri için çok ilgi çekici bir sorundur [45].

2.4.1 EKG Dalgalarının Belirlenmesi

Son yıllarda, EKG'leri analiz etme süreci, birçok kalp hastalığının teşhisinde temel rolünden ötürü ilgi çekmektedir. Sonuç olarak, EKG dalgalarının saptanması

ve zaman özelliklerinin belirlenmesi için etkili ve yoğun bir yöntemin geliştirilmesi büyük önem taşımaktadır [46].

Genellikle, 12 derivasyonlu EKG sinyalinin analizine dayanan insan kalbinin kalp hastalıklarının teşhis süreci, tanı özellikleri olarak adlandırılan bazı özelliklerin hesaplanmasıyla gerçekleştirilir. Üç temel teşhis özelliği tipi vardır. Süre, amplitüd ve şekil özellikleri [46]. Süre ve amplitüd özellikleri; P, QRS ve T (P-QRS-T) dalgalarının sınırlarında ve pik zaman konumlarında bulunan belirli zaman konumu noktalarından ve aynı zamanda tekli kardiyak döngüde bu noktalarla sınırlandırılan teşhis özelliklerinden çıkarılır.

Şekil 2.3, bu konumlarla sınırlandırılan tüm aralıkları ve segmentleri gösterir. Farklı olarak şekil özelliklerinin hesaplamaları, tamamen EKG dalgalarının tekstürüne dayanır [46-49].

2.5 12-derivasyonlu EKG Sinyali Analizine dayanan Kalp Hastalığının teşhis edilmesi

EKG sinyal prosesinin en önemli amacı, Bölüm 2.4.1'de belirtilen şekilde, EKG dalgalarını analiz etmek ve belirlemekten çıkarılan teşhis özelliklerine dayanan insan kalbinin kalp hastalığını teşhis etmektir. Bu özelliklerin hassasiyeti, kalp hastalığının doğru teşhisinde önem kazanmaktadır. Literatürde kalp hastalıklarının teşhisi için önerilen çalışmaların sonuçları, WT'nin 12 derivasyonlu EKG sinyalinden özelliklerin ekstraksiyonunu gerçekleştirmek için en umut verici yöntem olduğunu ortaya koymaktadır [12, 13, 16, 50].

Birçok kalp hastalığı olmasına rağmen, 12 derivasyonlu EKG kayıtlarının zaman özelliklerinden elde edilen teşhis özelliklerine dayalı olarak son derece doğru bir şekilde teşhis edilebilir [28].

HH'nin büyüklük ve şeklini tanımlayan, odacık ve valflerin ne kadar iyi çalıştığını gösteren bir dizi hareketli görüntünün elde edilmesi, ses dalgalarını kullanan Ekokardiyografi (ECHO) ile sağlanmaktadır. Ayrıca bu test, normalde temas etmeyen HH kas alanları ve HH'ye zayıf kan akış alanlarını yakalayabilir. HH durumu ile ilgili daha fazla değerli bilgi elde etmek ve doğru bir teşhisin kolayca yapılabilmesi için, kardiyologlar başka klinik kalp testleri de tavsiye etmişlerdir.

2.5.1 Yüksek Riskli Kalp Hastalıklarının Teşhisi

Kalp hastalıkları arasında başlıca ani kardiyak ölüme (SCD) neden olan bazı hastalıklar vardır ve bu nedenle bu hastalıklara yüksek riskli kalp hastalıkları denir. SCD'nin en basit kabul edilmiş yorumu, belirli kardiyak hastalığı olan veya olmayan bir kişide, akut semptomların başlamasından itibaren bir saat içinde ani bilinç kaybına neden olan insan kalbi nedenlerine bağlı beklenmeyen kardiyak arrestten kaynaklanan ölümdür [51]. Hipertrofik obstrüktif kardiomyopati (HOCM), genç atletik insanlarda SCD'ye neden olan en yaygın kardiyak hastalıdır. HOCM'den kaynaklanan SCD patofizyolojisi, kişiyi fatal ventriküler fibrilasyona hazırlayan kompleks aritmojenik substratı içerir [52]. Ayrıca aritmojenik Sağ Ventriküler Kardiomyopati (ARVC), Wolf Parkinson White sendromu (WPW), SVH, uzun QT düzeltilmiş sendromu (LQTcS) ve brugada sendromu, HOCM için daha düşük oranla (düşük risk) SCD'ye neden olan yüksek riskli kalp hastalıkları olarak sınıflandırılmıştır. Bazı yüksek riskli kalp hastalıkları için SCD'nin risk oranı, Amerikan Kardiyoloji Enstitüsü ve Avrupa Kardiyoloji Derneği'nin iyi bilinen standart kılavuzlarına göre bir dilim grafiği şeklinde sunulmuştur.

Farklı iyi bilinen kardiyoloji referanslarında bulunan birçok teşhis kriteri, sınırlı doğruluk ile yüksek riskli kalp hastalıklarını teşhis etmek için kullanılabilir. Bu kriterler orijinal olarak 12 derivasyonlu EKG'de P, QRS ve T dalgalarını analiz etmenin zaman özelliklerine ve bu zaman özellikleriyle sınırlandırılmış standart EKG aralıklarına göre elde edilmiştir. Bazı teşhis kriterleri, EKG dalgalarının kendi şekillerine dayanmaktadır. Ancak bu kriterlerin çoğu, programlama dilleri veya bulanık mantık, yapay sinir ağları (ANN) gibi modern akıllı sistemler kullanılarak bilgisayarlı sistemler tarafından kolayca hesaplanabilen basit mantıksal koşullar veya temel matematiksel tanım biçimini alır. Farklı bilgisayar teknikleri kullanarak akıllı bir tanı sistemi tasarlamak için bu kolaylıklara rağmen, literatürde 12 derivasyonlu EKG sinyaline dayanan yüksek riskli kalp hastalıklarının teşhisini ele alan çalışmaların birçoğu, seçilen hasta grubunda yeni tanı kriteri geliştirmek ya da kalp hastalıklarının çoğu nedeni ve doğru tedavi şekilleri hakkında detaylı tıbbi raporlar elde etmek için istatistiksel tıbbi çalışmalar şeklindedir.

Diğer taraftan literatürde, ardışık bilgisayarlı sistemler kullanarak jenerik kalp hastalıklarının teşhis edilmesi amacıyla az sayıda çalışma önerilmiştir. Çalışma [19]'da, çok derivasyonlu EKG'ye (V1, V2, V3 ve V4) dayanarak miyokard

enfarktüs (MI) sınıflandırması için yeni bir teşhis sistemi önerilmiştir. Bu dört derivasyon, insan kalbinin anterior ve septum duvarındaki MI enfeksiyonunu yansıtmaktadır. Bu nedenle gizli Markov modellerini (HMM'ler) kullanarak EKG özelliklerinin dört karşılık gelen setini belirlemek için bu sistem kapsamında dikkate alınmaktadır. Bu 4 HMM, yalnız EKG bölümünü keşfetmek için değil, aynı zamanda ihtimal değerini de hesaplamak (ya da HMM'deki olasılık değeri) için uygulanmıştır. Her kalp atışı için olasılık; logaritma, log olasılığı ve her kalp atımının EKG kompleksinin istatistiksel avantaj verilerine taşınmaktadır. Bu olasılık değerleri her bir kalp atım EKG kompleksi için çeşitli istatistiksel özellikler olarak benimsenmiştir. Daha sonra, iki iyi bilinen sınıflandırma yöntemi olan destek vektörü makineleri (SVM) ve Gauss Karma modelleri (GMM); dört iyi bilinen HMM serisi ile temsil edilen test verileri setini, miyokard enfarktüsü ve normal sınıflara sınıflandırmak için uygulanır. Bu sistem, özel klinik merkezlerden toplanan ve 582 MI örneği ve 547 normal numune de dahil olmak üzere 1129 EKG örneği ile doğrulanmıştır. Hassasiyet, özgünlük ve doğruluğun nihai teşhis sonuçları, sırasıyla %85.71, %79.82 ve %82.50'tir.

Farklı EKG aritmilerinin tiplerinin doğru şekilde tespit edilmesi ve sınıflandırılması, kalp hastalarının doğru medikal tedavisi için çok önemlidir. Dolayısıyla, EKG sinyalini kullanarak EKG aritminin saptanması en önemli konudur [17, 56, 57]. Çeşitli aritmi tiplerini belirlemek ve sınıflandırmak amacıyla literatürde birçok bilgisayara dayalı yaklaşım önerilmiştir. Adaptif Sinirsel Bulanık Sonuç Çıkarım Sisteminin (ANFIS) akıllı tanı sistemi; EKG atımlarını altı aritmi tipine sınıflandırmak için [58] tarafından önerilmiştir. Bağımsız bileşen analizi ICA, güç spektrumu ve RR aralığından elde edilen bir özellik vektörüne dayanarak normal sinüs ritmi (NSR), ventriküler prematüre kontraksiyon (VPC), atriyal prematüre kontraksiyon (APC), ventriküler taşikardi (VT), ventriküler fibrilasyon (VF) ve supraventriküler taşikardi. "Aralık bindirme yöntemi" olarak adlandırılan basit ve güvenilir bir yöntem, kardiyak aritmileri beş tür halinde sınıflandırmak amacıyla [59] tarafından önerilmiştir; bunlar NORM, VPC, APC ve sol/sağ dal bloğu (LBBB ve RBBB)'dir.

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

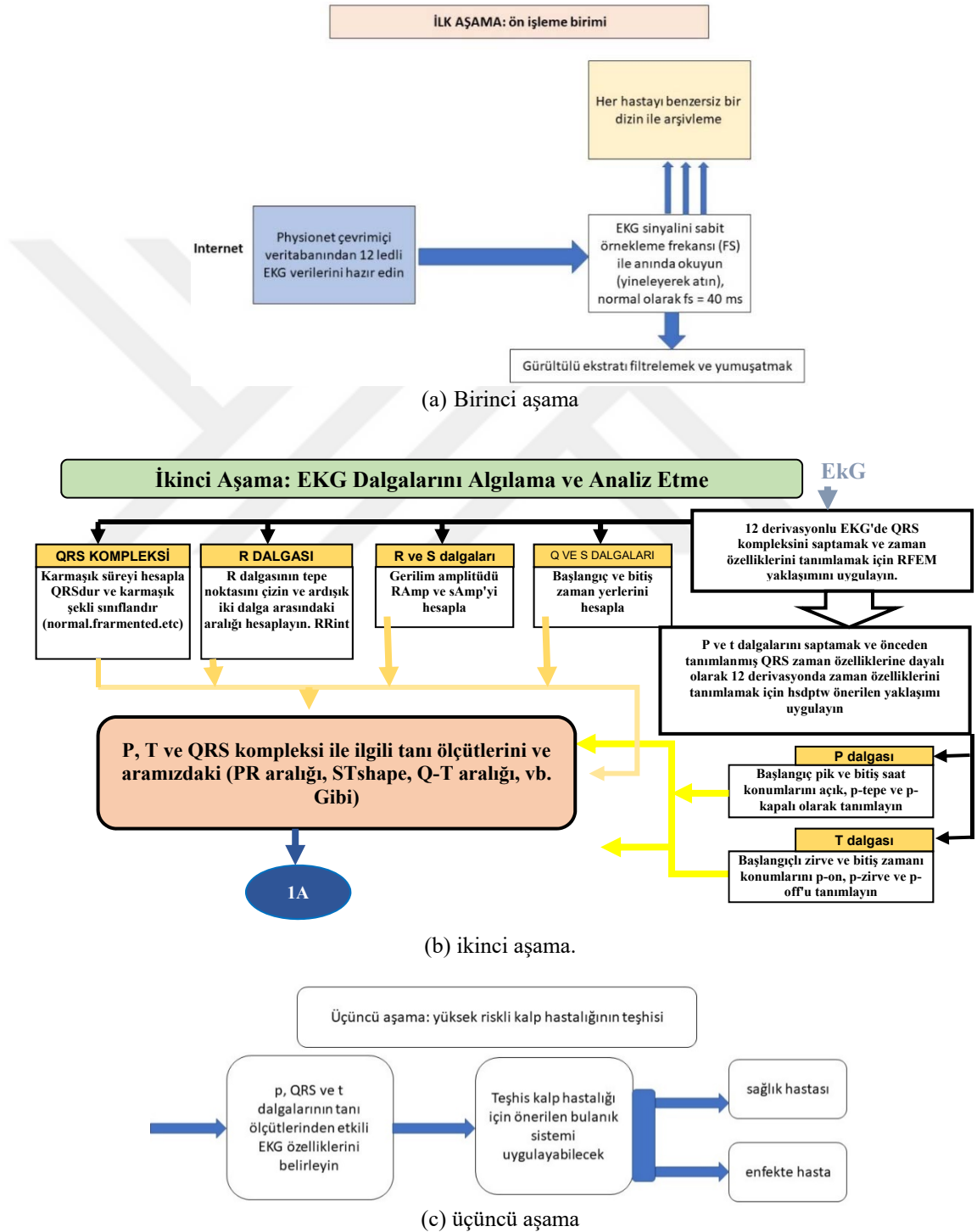
ARAŞTIRMA YÖNTEMİ

3.1 Giriş

Literatürde, EKG dalgalarını analiz etmek, belirlemek, açıklamak, bu dalgaların zaman özelliklerini belirlemek ve insan kalbinin farklı işlevsel faaliyetlerini yorumlamak ve birçok önemli parametre ve teşhis unsuru çıkarmak için çeşitli bilgisayar tabanlı teknikler önerilmiştir. Bu tekniklerin çoğu, Bölüm 2.3.2'de bahsedilen, PhysioNet gibi uzman fizyolojik web sitelerinden indirilen online EKG verileriyle doğrulanmıştır. Bu tekniklerin çoğu kabul edilebilir sonuçlar sağlar, ancak gerçek zamanlı uygulamalar için, özellikle bu tekniklerin uyumsuzluğundan ötürü mükemmel sonuçların üretilmesi için daha fazla iyileştirmeye ihtiyaç duyarlar. Bu tekniklerin çoğunun DWT, PT gibi bazı matematiksel dönüşümler kullanarak veya SE.EMD gibi matematiksel tahmin serilerini kullanarak EKG verisinin (EKG verilerinin kendisinde değil) dönüşümlü versiyonuna uygulanmasına bağlıdır. Sonuç olarak bu hesaplamaların yapılmasında daha fazla zaman harcanmaktadır.

Bölüm 2.5.1'de belirtildiği gibi, literatürde 12 derivasyonlu EKG sinyalinin analizinden elde edilen teşhis özelliklerine dayalı kalp hastalıklarının teşhisi amacıyla sınırlı sayıda bilgisayar tabanlı teknik önerilmiştir. Bu kısıtlamanın birçok nedeni vardır, birincisi, dijital 12 derivasyonlu EKG verilerinin kısıtlamasıdır. Belirli kalp hastalıklarından yakınan kişiler, bilgisayarlı bir sistemde işlem yapmak için uygundur. İkincisi, birçok kalp hastalığı, özellikle yüksek riskli kalp hastalıkları, kardiyologlar tarafından normalde bildirilenlerden daha fazla uzman kardiyak bilgiye ve daha fazla insan kalbi testine ihtiyaç duyulmasıdır.

Bu bölümde, 12 derivasyonlu bir EKG sinyalinin analiz edilmesi ve SVH yüksek riskli kalp hastalığının teşhis edilmesi için önerilen akıllı sistem açıklanmıştır. Önerilen sistem, üç temel aşamayı içermektedir: EKG sinyalinin ön işleme, EKG dalgalarının analizi ve belirlenmesi ve SVH yüksek riskli kalp hastalığının teşhisi. Önerilen EKG sistemi için genel blok diyagramı, Şekil 3.1’de sunulmuştur.



Şekil 3.1: 12-derivasyonlu EKG Sinyalinin analizi ve tanısı için Önerilen Sistemin Genel Blok Diyagramı.

Bölüm 2.5.1'de belirtildiği şekilde SVH kardiyak, genç insanlarda SCD'ye neden olan yüksek riskli kalp hastalıklarından biridir. Önerilen EKG sisteminin üçüncü aşamasında, önceki belirleme aşamasından ve bazı geleneksel tanı kriterlerinden belirlenen bazı voltaj parametrelerine dayanarak SVH kalp hastalığını teşhis etmek için yeni bir yaklaşım tanımlanmaktadır. Önerilen tanı yaklaşımı, bulanık çıkarım sisteminin (FS) yeni tasarımı ile modellenmiştir ve herhangi bir 12 derivasyonlu EKG verisini test etmek ve her iki cinsiyet için de SVH kalp hastalığını doğru bir şekilde teşhis etmek üzere tasarlanmıştır.

3.2. 12-derivasyonlu EKG verileri

Bölüm 2.1'de belirtildiği gibi, herhangi bir tıbbi veriyi bilgisayar sistemini kullanarak yorumlama becerisi, temel olarak bu verilerin çeşitli morfolojilere sahip dijital bir biçimde mevcut olması ile ilgilidir. Bu bölümde, analiz, tespit ve teşhis için önerilen yaklaşımları doğrulamak amacıyla kullanılan EKG veri kaynakları, daha ayrıntılı olarak tartışılmaktadır.

3.2.1 Online EKG verileri

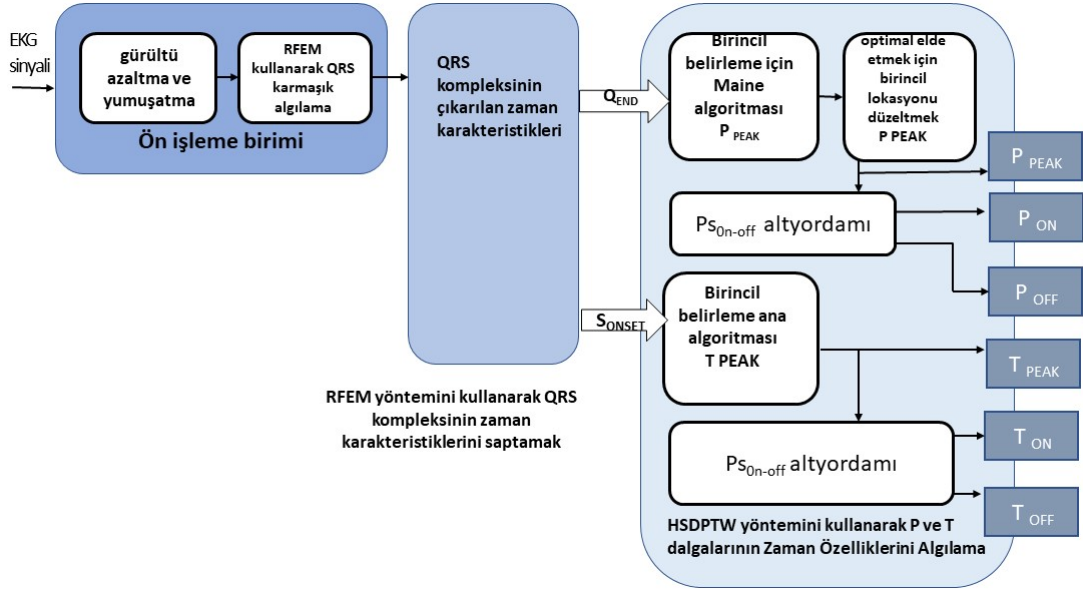
Literatür araştırmasında EKG sinyallerinin analizi, sınıflandırılması ve teşhisi için yapılan çalışmaların çoğu, internette bulunan uzman veritabanlarından indirilen hazır verilerle doğrulanmıştır. Online EKG verileri, dijital formda farklı konulardaki veritabanı grupları olarak düzenlenmiştir. Bu veriler için orijinal EKG kayıtları, dünya çapında birçok uzman klinik merkezinden toplanmıştır.

Bölüm 2.3.2'de belirtildiği gibi, Physionet web sitesi, farklı fizyolojik sinyaller için önemli bir kaynaktır. Farklı sayıdaki kayıtlarla 50'den fazla EKG veritabanında düzenlenen PhysiBank adlı büyük bir veri bankasını içerir ve çoğu veri tabanı, RR aralığı, EKG dalgalarının zaman özellikleri, EKG kendi sınıflandırması gibi önemli analiz bilgileri sayesinde kardiyologlar tarafından manuel olarak açıklanır. Bu bankadaki bazı EKG veritabanları, kalp hastalığının tam bir teşhisini içerir. Bu nedenle bu veritabanları, EKG analizi, sınıflandırması ve teşhisi ile uyumlu olan literatür araştırmasında sunulan tüm çalışmalar için EKG verisinin ana kaynakları haline gelmiştir.

Önerilen EKG sisteminin Şekil 3.1.b'de gösterilen ikinci aşamasında iki yaklaşım; biri QRS kompleksinin algılanması/çizilmesi ve P ve T dalgaları için olmak üzere EKG dalga karakteristiklerinin belirlenmesi için önerilmiştir. Herhangi bir detektörü doğrulamak için uygun EKG veritabanını seçmek, temel olarak bu veritabanında bulunan açıklamalı bilgilere bağlıdır. QRS kompleksi için ilk detektör, Bölüm 2 içerisindeki 2.3.2.1'de ele alınan Physiobank'ın MIT-BIH veritabanındaki EKG kayıtlarıyla doğrulanır. Ayrıca, aynı veri bankasında, Bölüm 2 içerisindeki 2.3.2.2'de tartışılan QT veritabanındaki EKG kayıtları, P ve T dalgalarının ikinci detektörünü doğrulamak için kullanılır. Ayrıca Bölüm 2 içindeki 2.3.2.3'te belirtilen şekilde tanısal 12 derivasyonlu EKG veri tabanı INCART'taki bazı EKG kayıtları, Şekil 3.1.c'de gösterilen önerilen EKG sisteminin üçüncü aşamasında SVH kalp hastalığını teşhis etmek için önerilen yaklaşımın valide edilmesi için kullanılır. Özellikle SVH gibi yüksek riskli kalp hastalıkları için olmak üzere teşhis validasyonu için uygun olan şekilde bu veritabanlarındaki sınırlı sayıdaki EKG kaydı, basılı EKG şemasından 12 derivasyonlu EKG verilerini yeniden oluşturmak gibi diğer EKG kayıt kaynakları için yolu açmaktadır.

3.3 EKG Dalgalarının Zaman Karakteristiklerinin Açıklanması

QRS kompleksi ve P, T dalgalarının zaman karakteristiklerini tanımlamak için literatürde kayda değer bir oranda doğruluk, hassaslık ve özgüllüğü olan iki algoritma bulunmuştur. Birinci algoritma, QRS kompleksini açıklamak için Yükselen Alçalan Kenar Yöntemi (RFEM) olarak adlandırılır. Ortaya çıkan ölçülmüş hassasiyet, (%99.84), öngörülebilirlik (%99.94) ve hata belirleme oranı (%0.22)'dir. İkinci algoritma; belirgin kesinlik oranı (%99'dan fazla) ile P ve T dalgalarını açıklamak için P ve T dalgalarının açıklanması için yüksek hızlı yaklaşım (HSADPT) olarak adlandırılır. Bu yaklaşımların genel blok diyagramı, Şekil 3.2'de gösterilmiştir.



Şekil 3.2: EKG sinyalinde QRS kompleksi, P ve T dalgalarının başlangıç, pik ve bitiş zamanı konumlarının açıklanması için genel blok diyagramı.

3.4 Yüksek Riskli Kalp Hastalıklarının Teşhisi

Bölüm 2 içerisinde 2.5'de belirtildiği gibi, yüksek riskli kalp hastalıklarının tanısı ile ilgili literatürde bulunan birçok çalışma, istatistiksel çalışma şeklindedir. Öte yandan, literatürde önerilen birçok yöntem, bilgisayarlı sistem araçlarını, 12 derivasyonlu EKG sinyaline dayalı kalp hastalıklarının teşhis edilmesi amacıyla kullanmaktadır [60]. Aşağıdaki metinde, SVH kalp hastalığını teşhis etmek için standart tanı kriterleri daha ayrıntılı olarak vurgulanmış ve SVH kalp hastalığının yeni tanı kriterlerine dayanarak teşhis edilmesine yönelik akıllı bir bilgisayarlı sistem önerilmiştir.

3.4.1 Sol Ventriküler Hipertrofi Tanısı

Bölüm 2.5.1'de belirtildiği gibi, SVH kalp hastalığı, SCD'ye neden olan yüksek riskli kalp hastalıklarından biridir ve SVH'nin elektrokardiyografik bulgusu, tüm dünyada kardiyovasküler morbiditenin ve geçiciliğin önemli bir göstergesidir [61]. SVH kalp hastalığında sol ventrikülün kas yığılımı artar. Bu da, ventriküler depolarizasyonun büyük vektörünü daha fazla sol ventriküle yönlendirir ve boyutu büyür. Etki olarak yan prekordiyal derivasyonlardaki (V5 ve V6) R dalgası daha uzun hale gelir, V1'deki S dalgası daha derin hale gelir ve derivasyon (I ya da aVL) içindeki R dalgasının amplitüdü artar.

SVH'nin doğru ve erken teşhisi, hipertansiyon hastalarının bakımında önemli bir konudur [62]. 12 derivasyonlu bir EKG'den SVH tanısı koyma süreci, temel olarak, diğerine istinaden her tekli uca ilişkin çeşitli voltaj ve süre kriterlerine dayanır. SVH kalp hastalığını EKG parametrelerine dayanarak teşhis etmek için standart tanı kriterleri bir sonraki bölümde daha ayrıntılı olarak açıklanmaktadır.

3.4.1.1 SVH kalp hastalığı için standart tanı kriterleri

Genel olarak, SVH'nin tanısal kriterleri, hem voltaj hem de voltaj dışı kriterler olarak sınıflandırılabilir [63]. SVH teşhisi için birçok kriter, literatürde önerilmiştir. Bu teşhis kriterleri, birçoğunun anekdotsal olarak kalmış olması ile 12 derivasyonlu bir EKG sinyalinde belirli parametrelerle elde edilir [62]. Bilgisayarlı EKG ile, daha uygun şekilde SVH'yi teşhis etmek için sıklıkla kullanılan bazı kriterler vardır [64]. Tipik olarak bu kriterlerle (%90'dan fazla) yüksek spesifikasyonlar doğrulanır. Öyle ki hassasiyetleri düşüktür (%20-%60) [65, 66].

SVH'nin teşhisi için ilk standart kriter, erken bir çalışmada önerilmiştir ve genellikle "Sokolow-Lyon" olarak anılmaktadır. Bu kriter, SVH'nin atipik ve erken paternlerini saptamak için unipolar ekstremiteyi ve prekordiyal derivasyonları kullanır [67]. SVH teşhisi için diğer bir kriter, "Cornell voltajı"dır [68]. Bu kriter, sırasıyla erkekler ve kadınlarda SVH'yi belirlemek için iki farklı koşulun şeklini alır. [69]'da, Cornell voltaj ürününe dayanan modifiye edilmiş bir kriter geliştirilmiş ve analiz edilmiştir. "Gubner kriterleri" olarak adlandırılan eski bir çalışmada [70] başka bir tanı kriteri önerildi. Farklı bir yaklaşıma, "Romhilt-Estes skorları" adı verilir ve SVH'yi çok kriterli bir puan sistemi kullanarak teşhis eder [71]. SVH tanısında literatürde birçok tanı kriteri bulunmaktadır. Ancak en önemli kurallar Sokolow-Lyon, Cornell gerilimi, Cornell ürünü, Gubner ve Romhilt-Estes skorlarıdır. Bu kriterlerin çoğu, bir sonraki bölümde tartışılan SVH kalp hastalığının teşhisi için önerilen kriterde göz önüne alınmaktadır.

Yukarıda belirtilen standart tanı kriterlerine ek olarak, SVH kalp hastalığı için diğer tanı kriterleri, iyi bilinen çeşitli klinik web siteleri tarafından raporlanmıştır. Bu kriterleri çoğu, SVH kalp hastalığının tanısındaki kısıtlı doğruluğu göstermektedir. Bu düşük doğruluk oranı, SVH kalp hastalığı bulunmadığında EKG derivasyonlarında uzun R dalgası ve derin S dalgasının bulunduğu gençlerde (özellikle 40 yaşın altında) SVH kalp hastalığının yanlış teşhisinden

kaynaklanmaktadır. SVH kalp hastalığının teşhis edilmesi için ilave kriterler, Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1: SVH kalp hastalığının ilave tanı kriterleri.

#	Kısaltma	Tarifname
1	CRTA1	$R(aVL) > 13\text{mm}$
2	CRTA2	$R(I) + S(III) > 25\text{mm}$
3	CRTA3	$R(aVF) > 20\text{mm}$
4	CRTA4	$S(aVR) > 14\text{mm}$
5	CRTA5	$R(V4 \text{ ya da } V5 \text{ ya da } V6) > 25\text{mm}$
6	CRTA6	$S(V1 \text{ ya da } V2) + R(V5 \text{ ya da } V6) > 35\text{mm}$
7	Önerilen Kriter (REC-CRTA)	$S(III) + \text{Max}(R, S(V1-V6)) > 30 \text{ ya da } R(aVL) > 13\text{mm}$

3.4.1.2 SVH Kalp Hastalığının tanısı için önerilen kriter

Bu bölümde, SVH kalp hastalığının tanısında yeni bir kriter önerilmiştir. Yeni kriter, hassaslık ve özgünlük açısından doğru olan teşhisi koyarken önceki tanı kriterlerinin sorunlarını da ele almaktadır. Literatürde bulunan mevcut tanı kriterlerinin aksine, yeni kriter, SVH kalp hastalığının nihai tanısını hesaplamak için sekiz EKG derivasyonundan sekiz voltajı göz önüne alır. Yeni kriterde göz önüne alınan voltaj parametreleri iki gruba ayrılmıştır; birinci grup, V4, V5, V6 ve aVF derivasyonlarındaki R dalga amplitüdünü içerir. İkinci grup, V1, V2, V3 ve III derivasyonlarındaki S dalga amplitüdünü içerir. Sekiz EKG voltaj parametresini seçme fikri, tüm EKG kategorilerindeki (ekstremiteler [standart, genişletilmiş] ve prekordiyal) derivasyonlardaki düzensizlikleri tespit etmek için alanın maksimize edilmesinden gelir. Yeni tanı kriterinde, SVH kalp hastalığının teşhisi için ana karar değerini (MV) hesaplamak için önerilen Denklem (3.1)’de tanımlanan bir polinom denklemi vardır. Bu denklemdeki göğüs derivasyonlarına istinaden, sol ventrikül derivasyonları, sol ventrikül hipotrofisini değerlendirmek için insan kalbindeki geçiş alanının solundaki konumdan ötürü çok yaygındır [27]. Dolayısıyla, MV denkleminde yalnızca sol ventrikül V5 - V6 (sol ventrikülün yan kenarı üzerinde ayarlanan) tam voltaja (ağırlık = 1) sahip sayılırken, sağ ventriküller V1 - V2 ve V3 - V4’ün (ventriküller ile sol ventrikülün ön duvarı arasına yerleştirilen) MV

denkleminde çoklu aralık (ağırlık = X) sahip oldukları düşünülmektedir. Göğüs derivasyonlarına ek olarak, ekstremiteler derivasyonlarının ikisi (III ve aVL) aynı denkleme düşünülür; çünkü bu derivasyonlar, çoğunlukla geleneksel SVH tanı kriterlerinde kullanılır. SVH hastaları için hesaplanan MV değerleri, normal veya SVH olmayan hastalarla karşılaştırıldığında yüksektir. Ancak, birkaç olguda SVH kalp hastalığı olmadığında hesaplanan MV değeri yüksektir. Bu zorluk, önerilen kriterin nihai kararında, geleneksel bazı tanı kriterlerine sahip ardışık mantıksal ifadelerle mantıksal olarak çözülmüştür.

$$MV = XS(V1) + R(V5) + R(V6) + XR(aVF) + XR(V4) + XS(V2) + XS(V3) + S(III) \quad (3.1.)$$

MV denkleminde ek olarak, SVH kalp hastalığını teşhis etmek için önerilen kriter, üç mantıksal ifade içermektedir. Denklem (3.2) içinde tanımlanan ilk ifade (Ifade1), ya Cornell ya da önerilen kriterin (REC-CRTA) doğrulanmasına göre doğrudur. Öyle ki Denklem (3.3) içinde tanımlanan ikinci ifade (Ifade2), Sokolow ve Cornell kriterlerinin doğru olması ve en altı kriterin (CRTA1...6) en az beşinin doğru olması durumunda doğrulanır. Denklem (3.4) 'te tanımlanan son ifade, daha önce elde edilen MV, Ifade1 ve Ifade2'ye dayalı olarak SVH kalp hastalığının teşhisi konusundaki ana kararı temsil eder.

Denklem (3.2.)

$$\exists [Ifade1]: Cornell \text{ is true } \mathbf{OR} REC - CRTA \text{ is true}$$

Denklem (3.3.)

$$\exists [Ifade2]: (Cornell \mathbf{AND} Sokolow \mathbf{AND} \sum_{i=1}^6 TRUE(CRTA_i) \geq 5)$$

Denklem (3.4.)

$$\exists! [SVH_{C,D}]: (([MV_F > 75 \mathbf{OR} MV_M \geq 105] \mathbf{AND} Ifade1) \mathbf{OR} Ifade2)$$

Denklem (3.4) 'te tanımlanan ana ifadede, her cinsiyet için MV'nin iki farklı eşik seviyesi vardır. Eşik seviyeleri, SVH ve diğer kalp hastalıklarına yakalanan bazı hastaların 12 derivasyonlu EKG kayıtlarını analiz ederek istatistiksel olarak hesaplanmıştır. Az sayıda normal hasta da bu test için göz önüne alınmıştır. İstatistiksel sonuçlar, MV için uygun limitin kadınlar için 75, erkekler için ise 105 olduğunu göstermektedir. Ancak bazı sonuçlar, SVH kalp hastalığının yokluğunda

MV sınırlarını karşılamış ve yanlış tanıya neden olmuştur. Dolayısıyla Ifade1 ve Ifade2, bu sorunun üstesinden gelmek ve SVH kalp hastalığının doğru teşhisini koymak için ana teşhis ekspresyonuna dahil edilir.

3.4.1.3 Önerilen teşhis kriteri için EKG voltaj parametreleri

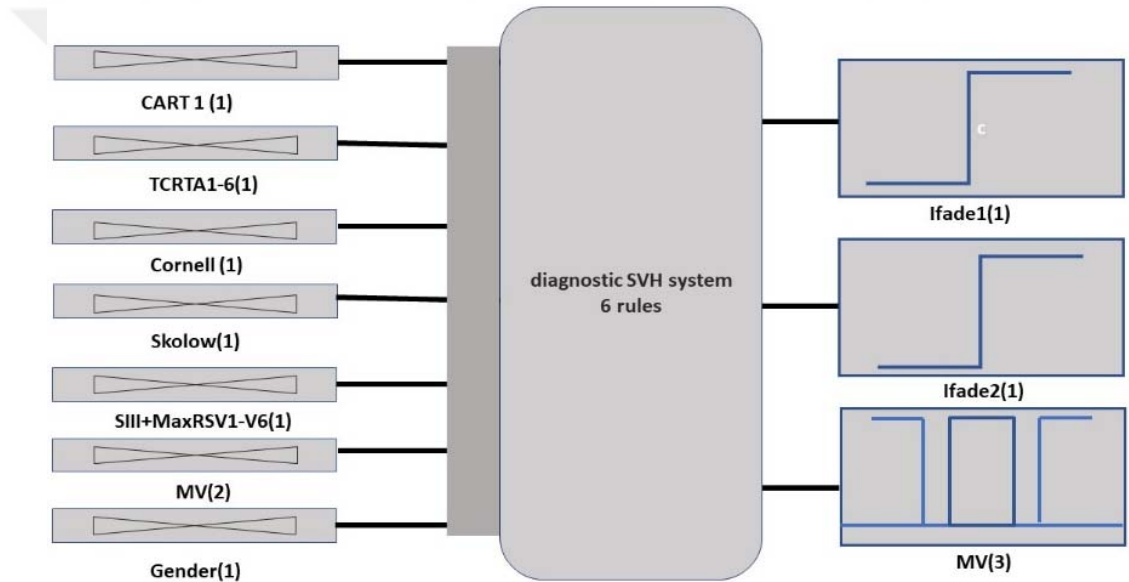
Önerilen kriter için gerekli olan toplam voltaj parametreleri, 12 derivasyonlu EKG sinyalinden elde edilen onbir voltajdır. Voltaj parametreleri; I, aVL, aVF, V4, V5 ve V6 derivasyonlarının R dalgası amplitüdlerini ve III, aVR, V1, V2 ve V3 derivasyonlarının S dalgası amplitüdlerini içerir. Bu voltajlar, RFEM algoritması kullanılarak QRS kompleksinin zaman özelliklerini kullanarak doğrudan belirlenir.

3.4.1.4 SVH kalp hastalığının tanısı için önerilen FS

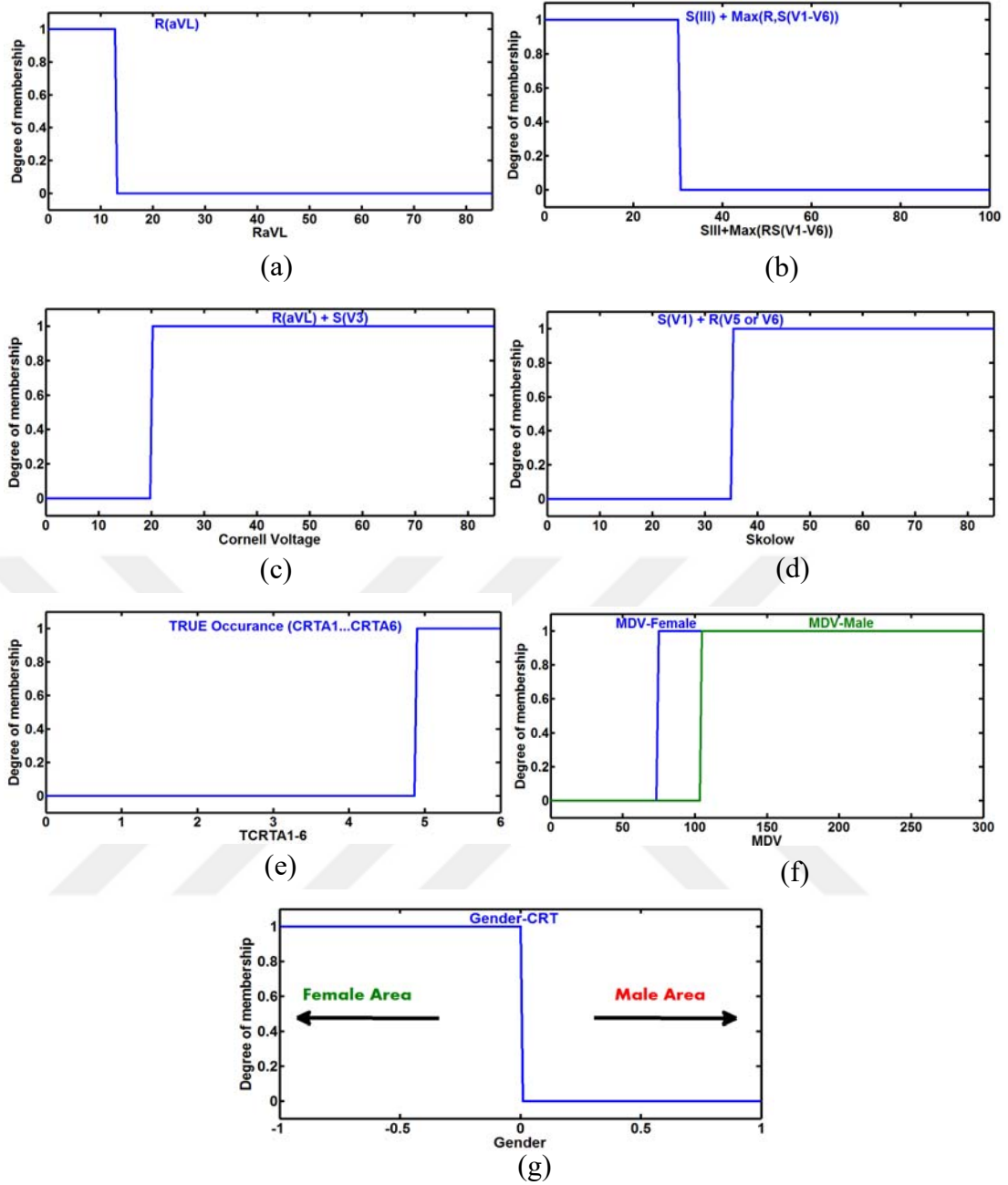
Bulanık bir sistem, girişlerin çıkışlara eşleştirilmesinin kısmen bir "IF-THEN" kuralları dizisi ile karakterize edilen giriş-çıkışlar arasındaki doğrusal olmayan bir eşleştirmedir. Tipik bir bulanık mantık tabanlı yaklaşım, üç ana birimi içerir. Bulanıklık birimi, etkileşim motoru ve bulanıklaştırma birimi. SVH kalp hastalığını teşhis etmek için kullanılan birçok geleneksel kriterde olduğu gibi, önerilen tanı kriterinin hesaplama denklemi, koşullu bir şekil alır. Gerçekte, SVH'nin teşhisi konusundaki nihai karar, Denklem (3.4)'te tanımlanan dört koşulun mantıksal değerine göre doğrulanır. Dolayısıyla, bu mantıksal yapı, FS'de kullanılan eşleştirme kurallarının temel kavramlarına göre bir FS ile kolayca temsil edilebilir.

Bu bölümde, SVH kalp hastalığının teşhisi için yeni bir FS önerilmiştir. Önerilen FS, bulanık Mamdani yöntemi kullanılarak oluşturulmuştur; ayrıca, MFler olarak GIS tarafından kolaylıkla ifade edilen şekilde Basit koşullandırma ifadelerine dönüştürmek için Denklem (3.1), Denklem (3.2) ve Denklem (3.3)'te tanımlanan tanı kriterlerinin mantıksal ifadelerini analiz ederek matematiksel olarak belirlenen yedi giriş üyelik fonksiyonuna (MF) sahiptir. Denklem (3.4)'te tanımlanan SVH kalp hastalığının nihai teşhisinde ana parametreleri oluşturan üç çıkış MF'sinin (Ifade1, Ifade2 ve MV) karar değerlerini elde etmek için bu MFler, 6 bulanık kural tarafından kullanılmaktadır. MATLAB ortamları tarafından görüntülenen şekilde, önerilen FS'in genel diyagramı, Şekil 3.3'te gösterilmiştir. Sokolow-Lyon, Cornell voltajı, CRTA1 ve REC-CRTA teşhis kriterlerini simüle etmek için dört MF girişi

tasarlanmıştır. Ayrıca CRTA1 ila CRTA6 teşhis kriterlerinin gerçek oluşumu, diğer bir MF girişi tarafından ifade edilir. Bu MFlerin grafik şemaları, sırasıyla Şekil 3.4.a-e’de gösterilmiştir. Altıncı MF girişi, Denklem (3.4)’te tanımlanan MV değerini değerlendirmek üzere tasarlanmıştır. Bu MF, dahili olarak iki alt-MF’den oluşur. İlk MF, SVH tanısının belirlenmiş eşğine göre kadınlar için MV kriterlerini hesaplamak amacıyla MV-Kadın adı verilir (75). İkinci MF, SVH tanısının belirlenmiş eşğine göre erkekler için aynı kriteri hesaplamak amacıyla MV-Erkek adı verilir (105). İki alt-MF’nin grafik diyagramı, Şekil 3.4.f’de gösterilmiştir. Son giriş kriteri, Şekil 3.4.g’de gösterilen şekilde test edilen hastanın cinsiyetini belirtmek üzere Cinsiyet-CRT olarak adlandırılır.



Şekil 3.3: SVH Kalp Hastalığının teşhisi için önerilen FS.



Şekil 3.4: Önerilen FS'te MF girişlerinin grafik şemaları.

Genel olarak bulanıklaştırma, gerçek bir skalar değerın bulanık bir değere değiştirilmesi sürecidir. Bu da üç bulanıklaştırıcı tip ile gerçekleştirilir (Gauss, tekil ve trapezoidal ya da üçgen). Denklem (3.4)'te tanımlanan önerilmiş teşhis kriterindeki tüm matematiksel ifadeler, tek bir mantıksal koşul (sabit eşikten büyük veya daha düşük) şeklini alır. Trapezoidal bulanıklaştırıcı, dört ölçek skalar parametreyi içerir (a, b, c ve d) [72, 73]. Trapezoidal bulanıklaştırıcı için bir üyelik tanımı, Denklem (3.5) içinde tanımlanmıştır. Bu tanımda, beş sınıflandırma bölgesi vardır, öyle ki mantıksal koşul, iki sınıflandırma bölgesini gerektirir. Bu nedenle, beş

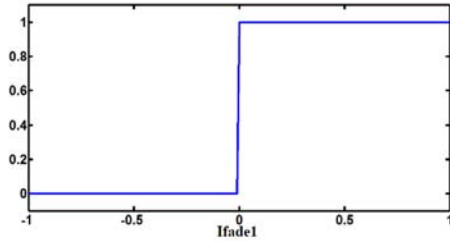
yerine iki sınıflandırma bölgesini ele almak için dönüştürmek amacıyla orijinal trapezoidal bulanıklaştırıcıda küçük bir değişiklik yapılmalıdır. Bunu yapmak için, a ve b parametreleri sabit eşik seviyesine atanırken, c ve d de, giriş parametresi için üst limiti alır. Sonuç olarak, önerilen teşhis kriterindeki tüm mantıksal ifadeler, değiştirilmiş trapezoid bir bulanıklaştırıcı kullanılarak MF girişi ile ifade edilir.

$$F(x) = \begin{cases} 0, & \text{if } x \leq a \\ \frac{x-a}{b-a} & \text{if } x \in [a,b] \\ 1, & \text{if } x \in [b,c] \\ \frac{d-x}{d-c} & \text{if } x \in [c,d] \\ 0, & \text{if } x \geq d \end{cases} \quad \text{Denklem (3.5)}$$

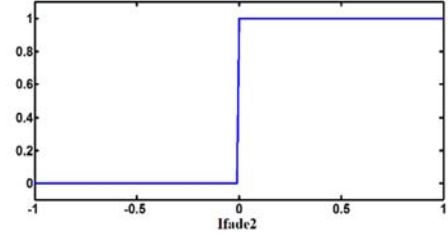
Önerilen FS'de SVH kalp hastalığı teşhisinin nihai kararı, üç MF tarafından verilir. Bu MFler, sırasıyla Denklem (3.2), (3.3) ve (3.4)'te tanımlanan şekilde Ifade1, Ifade2 ve MV değerlerini hesaplar. Çıkış MF'leri, altı bulanık kuralla elde edilir; bu şekilde, MF girişinde bulunan teşhis kriterlerinin doğru olması durumunda her MF doğrulanır. Birinci ve ikinci çıkış MF'si, sırasıyla Şekil 3.5.a-b'de gösterilen şekilde tekil alt-MF'yi içerir. Üçüncü çıkış MF'si, üç alt-MF'yi içerir. Birincisi MV-Fe-SVH olarak adlandırılır ve MF MV-Female girişinin ne zaman doğru olduğunu ve Cinsiyet-CRT değerinin kadın bölgesinde olduğunu teyit eder. Benzer şekilde, ikinci alt-MF, (MV-Ma-SVH) olarak adlandırılır ve MF MV-Erkek'in ne zaman doğru olduğunu ve Cinsiyete-CRT'nin erkek bölgesinde olduğunu doğrular ve üçüncü alt-MF ise, MV-Normal olarak tanımlanır ve ilk MF'lerin ne zaman sahte olduğunu doğrular. Üçüncü MF çıktısının grafik diyagramı, Şekil 3.5.c'de gösterilmiştir.

Genel olarak, bulanıklaştırma süreci, tüm bulanık MF'ler için elde edilen değerlerin toplanmasıyla gerçekleştirilen her bulanık sistemin son adımını temsil eder. Önerilen FS'de, SVH kalp hastalığı teşhisi konusundaki nihai karar, her biri ile ilgili bulanık kuralları kullanarak üç MF çıktısı için (Ifade1, Ifade2 ve MV) sonuç değer toplanarak bulanıklaştırma prosesini temsil eder. Kullanılan bulanıklaştırma yöntemi, çok hızlı oranda bulanıklaştırılmış değeri hesaplayan ve çok doğru sonuçlar üretebilen bir sendroiddir [73]. Sendroid yöntemi, eğri altındaki alanın merkezini döndürür. Ifade1 ve Ifade2'deki etkin aralık, sırasıyla Şekil 3.5.a-b'de gösterildiği gibi [0, 1] 'dir, dolayısıyla sendroid bulanıklaştırma yöntemi kullanılarak toplanan

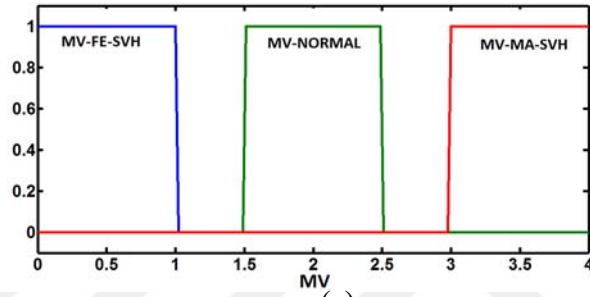
değer 0.5'dir. Bununla birlikte, MV'de iki aktif aralık $[0, 1]$ ve $[3, 4]$ vardır ve aynı bulanıklaştırma yöntemini kullanarak toplam değer sırasıyla 0.5 veya 3.5'tir.



(a)



(b)



(c)

Şekil 3.5: Önerilen FS'te Çıkış MFlerinin Grafik şemaları.

DÖRDÜNCÜ BÖLÜM

DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA

4.1 Giriş

Bu bölümde, tüm deneyler Intel® Core™ i7-4500U CPU @ 1.8GHz ve Windows 10 işletim sistemi olan 2.00 GB harici GPU belleği ile 8.00 GB bellek kapasiteli bir bilgisayar kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Mathworks Matlab® R2013a kullanılmıştır [76]. Önerilen EKG sistemindeki her yaklaşım, bir veya daha fazla standart online veritabanından toplanan bazı EKG kayıtlarıyla veya EKG çıktı kayıtlarından, dijital kurtarmanın önerilen yaklaşımını kullanarak yeniden oluşturulmuş ham EKG verileriyle doğrulanmıştır. Yaklaşımlardan elde edilen bulgular (dijital kurtarma, EKG dalgalarını saptama, zaman özelliklerini tanımlama ve SVH olarak adlandırılan yüksek riskli bir kalp hastalığını teşhis etme) farklı biçimler alır ve bu nedenle bu yaklaşımların genel performansını değerlendirmek için birçok senaryo önerilmektedir. Aynı zamanda, bu değerlendirme senaryoları, elde edilen sonuçların mevcut çalışmalarda bulunanlarla birlikte elde edilen sonuçların doğrulanmasını kolaylaştırmak için literatürde yayınlanmış iyi bilinen çalışmalar tarafından göz önüne alınanlar ile uyumludur.

4.2 SVH Kalp hastalığının teşhisi için Test edilen EKG Verilerinin Seçimi

Önerilen tanı sistemi için uygun EKG verilerini seçme süreci, kalp hastalığı, özellikle SVH gibi yüksek riskli kalp hastalığı ile 12 derivasyonlu EKG verilerinin sınırlı kaynakları nedeniyle daha zor bir konudur. Bu nedenle, önerilen teşhis yaklaşımının performansını valide etmek için yalnızca 25 12-derivasyonlu EKG kaydı seçilmiştir. Test edilen veriler, INCART veritabanından toplanan 25 EKG kaydı içermekle birlikte, bu veritabanındaki EKG kayıtlarının çoğu 2. Bölüm'de

bahsedildiği gibi kardiyologlar tarafından manuel olarak teşhis edilmiştir. Seçilen kayıtlar, SVH kardiyak hastalığı olan 11 hastayı ve Akut Miyokard İnfarktüsü (AcMI), Geçici İskemi Atağı (TIA), Ventriküler Büyük Emin (VBG), Atriyoventriküler nodal blok (AVNB), Sinüs Düğümü (SND), Atriyal Fibrilasyon (AF), Prematüre Ventriküler Kontraksiyonlar (PVC), Daha Önceden Miyokard İnfarktüsü (EarMI), WPW ve ST yükselmesi (STeLe) gibi farklı kalp hastalıkları olan diğer hastaları içerir.

4.3 SVH Kalp Hastalığının Teşhisinin Performans Değerlendirmesi

Bu bölümde SVH kalp hastalığının teşhisinin Bölüm 3'te sunulan önerilen yaklaşımının performansı, kardiyologlar tarafından önceden teşhis edilen 25 EKG kaydı üzerinde bu yaklaşımın uygulanması yoluyla değerlendirilir. Bu yaklaşımın doğru tanı sonuçlarını verme yetisi, üç istatistiksel metriklerin (hassasiyet, özgünlük ve doğruluk) hesaplanmasıyla değerlendirilir. Ek olarak, bu metriklerin simülasyon sonuçları, literatürde önerilen iyi bilinen SVH teşhis kriterleriyle elde edilen sonuçlarla doğrulanmıştır.

4.3.1 Teşhis Prosesinin Kantitatif Değerlendirmesi

Önerilen tanı yaklaşımının sayısal değerlendirilmesi, çeşitli bilgisayar destekli akıllı sistemler kullanılarak EKG analizine dayanan kalp hastalıklarının teşhisi konusundaki farklı yaklaşımların performansını değerlendirmek amacıyla çoğunlukla kullanılan üç istatistiksel metriğin hesaplanmasıyla yapılabilir [19, 74, 75]. İlk metrik, EKG dalga belirlemesini değerlendirmek için kullanılan hassasiyettir. Denklem 4.1'de tanımlanan matematiksel ilişki, teşhis hassasiyetini belirlemek için kullanılır. Burada, TP, gerçek pozitif teşhis sayısını (SVH vardı ve teşhis edilmişti), FN ise yanlış negatif teşhisi (SVH vardı ama teşhis edilmedi) belirtmektedir. İkinci metrik, Denklem 4.2 ile tanımlanan özgünlüktür; burada TN, toplam gerçek negatif teşhis sayısını (SVH bulunamadı ve teşhis edilmedi) ve FP, yanlış pozitif teşhisi (SVH bulunamadı ancak teşhis edildi) belirtmektedir.

$$Se = \frac{TP}{TP+FN} \times 100\% \quad \text{Denklem (4.1)}$$

$$Specificity = \frac{TN}{TN+FP} \times 100\% \quad \text{Denklem (4.2)}$$

Bu değerlendirme için son olarak kabul edilen metrik, Denklem 4.3'te tanımlanan teşhisin doğruluğudur. Hesaplanan doğruluk, pozitif (doğru ve yanlış) yanı sıra olumsuz (doğru ve yanlış) olayları da göz önüne aldığı için teşhis yaklaşımının genel performansını tanımlar.

$$Accuracy = \frac{TN+TP}{TP+FP+FN+TN} \times 100\% \quad \text{Denklem (4.3)}$$

4.3.2 Önerilen SVH Teşhis Yaklaşımının Analitik Sonuçları

Bu bölümde, SVH kalp hastalığının teşhisi için önerilen yaklaşım, önceki bölümde bahsi edilen 25 EKG kayıtlarına uygulanmaktadır. Bu kayıtlardan her biri, EKG sinyalinin standart 12 derivasyonunu içerir.

Bu uygulamada, MV denkleminde X parametresinin dört değeri (0,1, 0,3, 0,5 ve 0,7), SVH kalp hastalığının nihai teşhisi için varolanlara göre doğrulama sonuçlarına göre kullanılan değerlendirme ölçümlerine göre en uygun değeri belirlemek için düşünülmüştür Aynı kalp hastalığını teşhis etmek için teknik literatür.

Bu uygulama sürecinin ilk aşaması, Bölüm 3'te belirtilen şekilde (MV, Ifade1 ve Ifade2)'i hesaplamak için gereken onbir EKG voltaj parametresini belirlemektir. Bütün bu parametreler, QRS kompleksinin karakteristikleriyle, yani R veya S dalgalarının voltaj amplitüdüyle, bu özellikleri karakterize etmek için belli bir QRS belirleme yöntemine ilişkindir. Bölüm 3'te bahsedilen QRS belirlemesinin RFEM yaklaşımı, R ve S dalgalarının zamana bağlı konumlarını ve ardından üç teşhis ifadesi için gerekli olan voltaj parametrelerini (MV, Ifade1 ve Ifade2) belirlemek için göz önüne alınır. On bir voltaj parametresinin simülasyon sonuçları ve daha önce önerilen teşhis işlemi için test edilmiş veriler olarak seçilen 25 EKG kaydının MV ifadesi ile elde edilen ilgili önerilen karar değerleri, Tablo 4.1'de gösterilmektedir.

SVH kalp hastalığının tanısı ile ilgili nihai karar, Bölüm 3'te tanımlanan mantıksal değer ile elde edilir. Bu ilişki, Bölüm 3 Şekil 3.3'te gösterilen önerilen FS kullanılarak entegre edilmiş SVH kalp hastalığının teşhisi için önerilen teşhis kriterini temsil etmektedir. Önerilen yaklaşım ile elde edilen SVH kalp hastalığının teşhis edilmesinin sonuçları ve Bölüm 3'te açıklanan dokuz geleneksel tanı kriteri (Sokolow, Cornell gerilimi, REC-CRT ve CRTA1... CRTA6) Tablo 4.2'de gösterilmektedir.

Tablo 4.1: SVH tanı kriterlerinin EKG voltaj parametreleri.

#	Kayıt	Cinsiyet	Önceden teşhis edilen kalp hastalığı	Voltaj Parametreleri										
				R(I)	S(III)	S(aVR)	R(aVL)	R(aVF)	S(V1)	S(V2)	S(V3)	R(V4)	R(V5)	R(V6)
1	I10	F	AVNB	12,2	2,7	9,4	9,1	4,6	10,7	11,6	10,6	5,1	10,3	12,6
2	I20	F	SVH	4,7	15,8	12,0	6,8	17,8	10,6	9,1	13,4	10,2	17,6	15,4
3	I21	F	SVH	2,0	17,6	10,3	8,9	18,8	9,2	8,9	11,3	11,9	16,5	14,0
4	I22	F	SVH	4,3	13,3	18,2	17,1	33,9	13,0	23,0	39,2	27,9	26,3	20,2
5	I24	M	EarMI	1,9	8,0	7,8	3,7	8,2	5,3	23,8	16,7	16,8	5,0	3,0
6	I26	F	SND	4,3	5,1	5,7	1,6	6,3	9,0	7,8	11,0	7,1	15,5	14,2
7	I28	M	PVC'ler	1,2	15,9	8,7	7,2	14,8	7,8	16,1	13,3	16,0	35,5	17,0
8	I32	F	VBG	1,1	6,6	4,1	1,3	4,1	5,1	4,8	5,7	1,9	7,1	10,8
9	I33	M	PVC'ler	4,3	10,7	8,6	4,1	12,4	11,9	23,8	20,9	9,7	12,0	12,0
10	I35	F	SVH	8,6	50,4	25,4	24,5	47,2	18,9	26,0	64,9	39,9	40,1	76,6
11	I36	F	SVH	8,5	27,8	18,9	10,9	26,1	19,1	18,3	34,8	17,8	29,3	49,9
12	I37	F	SVH	8,8	43,9	24,2	21,0	39,2	14,5	25,3	55,3	39,8	33,5	61,9
13	I40	M	TIA	5,9	4,2	7,2	4,2	3,6	5,2	8,3	9,7	12,1	15,9	12,1
14	I41	M	TIA	3,5	5,5	4,7	3,5	1,1	3,7	6,2	14,2	16,8	28,1	19,7
15	I44	F	SVH	6,8	44,3	23,3	23,7	43,5	12,8	20,4	25,4	31,7	28,6	19,8
16	I50	M	AF	8,8	6,7	11,7	3,0	9,8	10,9	16,2	13,5	10,0	12,4	10,5
17	I55	M	EarMI	12,0	23,3	6,0	16,7	14,9	12,0	7,6	18,0	13,4	8,6	6,2
18	I70	M	WPW	8,5	8,4	11,7	3,5	11,8	13,7	27,5	7,9	11,4	17,2	16,8
19	I71	M	WPW	7,3	8,2	10,1	1,6	10,8	13,7	11,7	8,7	8,6	15,2	16,7
20	I72	M	SVH	7,7	66,0	41,9	10,3	31,1	35,3	22,7	42,4	12,7	31,2	22,5
21	I73	M	SVH	5,8	41,9	17,1	21,5	37,3	4,7	8,2	26,0	22,0	11,9	46,0
22	P73	M	SVH	27,0	11,5	18,0	19,0	31,0	21,5	25,4	31,3	16,0	42,0	43,0
23	H1	M	SVH	10,7	17,0	17,1	9,1	22,9	9,6	27,1	28,6	21,4	34,3	29,8
24	P74	M	Normal	11,3	4,5	11,3	7,5	3,5	12,3	22,5	13,1	21,0	22,5	20,0
25	P75	F	Normal	7,3	4,5	8,8	2,1	8,0	11,0	9,5	10,5	13,3	12,5	9,5

Tablo 4.2'de gösterilen SVH kalp hastalığının teşhisinin doğrulama sonuçları, bazı EKG kayıtlarının SVH kalp hastalığı ile manuel olarak teşhis edildiğini göstermektedir. Bununla birlikte, SVH kalp hastalığı ile ilgili belirlenen teşhis doğrulanmamıştır (örn., Yanlış negatif teşhis). Örneğin Kayıt I20, I21, yedi geleneksel kritere (Skolow, CRTA1 ila CRTA6) göre SVH kalp hastalığı ile teşhis edilmezken, bu kayıtlar SVH ile manuel olarak açıklanmıştır. Ayrıca, aynı tablodaki diğer EKG kayıtları normal ise veya diğer kalp hastalıkları (SVH dışı kalp hastalığı) önceden manuel olarak teşhis edilmişse, ancak belirlenen tanı SVH kalp hastalığı ise

(örn. Yanlış teşhis, Kayıt I55), dört geleneksel kritere göre (Cornel, REC-CRTA, CRTA1 ve CRTA2) SVH olarak yanlış teşhis konmuştur. Öyle ki bu kayıt, Erken MI kalp hastalığı olarak manuel olarak açıklanmıştır. Diğer tarafta, önerilen sistem tarafından elde edilen teşhis sonuçları, tüm SVH örneklerinin başarıyla bilindiğini ve SVH dışı tüm örneklerin dışlandığını kanıtlamaktadır. Ayrıca bu sonuçlar, önerilen yaklaşımın diğer kalp hastalıklarıyla herhangi bir etkileşimi olmaksızın doğru bir teşhis sağlamadaki belirgin yetkinliğini ispatlamaktadır.

Tablo 4.2: Önerilen yaklaşım ile elde edilen SVH tanı sonuçları ile farklı kalp hastalıklarından yakınan 25 EKG olgusunu kullanarak dokuz geleneksel tanı kriteri arasındaki kıyaslama.(✓: doğru teşhis , □: yanlış teşhis)

#	Kayıt	Cinsiyet	Önceden teşhis edilen kalp hastalığı	MV 0.1	MV0.3	MV 0.5	MV 0.7	Skolow	Cornell	REC-CRTA	CRTA1	CRTA2	CRTA3	CRTA4	CRTA5	CRTA6
1	I10	F	AVNB	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
2	I20	F	SVH	✓	✓	✓			✓	✓						
3	I21	F	SVH	✓	✓	✓			✓	✓						
4	I22	F	SVH	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓
5	I24	M	EarMI	✓	✓	✓	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓	✓
6	I26	F	SND	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
7	I28	M	PVCs			✓	✓		✓		✓	✓	✓	✓		
8	I32	F	VBG	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
9	I33	M	PVCs	✓	✓	✓	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓	
10	I35	F	SVH	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
11	I36	F	SVH	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓
12	I37	F	SVH	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
13	I40	M	TIA	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
14	I41	M	TIA	✓	✓	✓	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓		✓
15	I44	F	SVH	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
16	I50	M	AF	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
17	I55	M	EarMI	✓	✓	✓	✓	✓					✓	✓	✓	✓
18	I70	M	WPW	✓	✓	✓	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓	
19	I71	M	WPW	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
20	I72	M	SVH	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓
21	I73	M	SVH	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
22	P73	M	SVH	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
23	Oteh	M	SVH	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓
24	P74	M	Normal	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	
25	P75	F	Normal	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓

4.3.3 Önerilen FS'i kullanarak SVH Teşhis Sonuçları

Bu bölümde, bazı EKG kayıtları için önerilen FS ile elde edilen SVH kalp hastalığı teşhisinin sonuçları sunulmuştur. Şekil 3.3'te gösterilen önerilen FS yapı tasarımı, MATLAB ortamında bulanık grafik kullanıcı arabirimi (GUI) editörü kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu uygulamada doğrulama verileri olarak, önceki bölümde belirtilen test verilerinden alınan altı EKG kaydı seçilmiştir. Erkek hastalardan üç EKG kaydı (I28, I50 ve I73) seçilmiştir ve sırasıyla PVC, SVH, AF kalp hastalıkları ön tanısı konmuştur. Diğer üç EKG kaydı (I10, I21 ve I36) kadın hastalardan seçilmiştir ve sırasıyla AVNB, SVH ve SVH ile ön tanı konulmuştur. Önerilen FS'deki nihai teşhis, önerilen FS'de göz önüne alınan bulanık kuralların koşullu sonuçlarına dayanarak Şekil 3.5'te bahsedilen bir veya daha fazla çıkış MF'sinin aktive edilmesi şeklini alır. Ayrıca bu kuralların sonuçları, EKG giriş kaydı ile istenilen giriş değerlerine göre değişir.

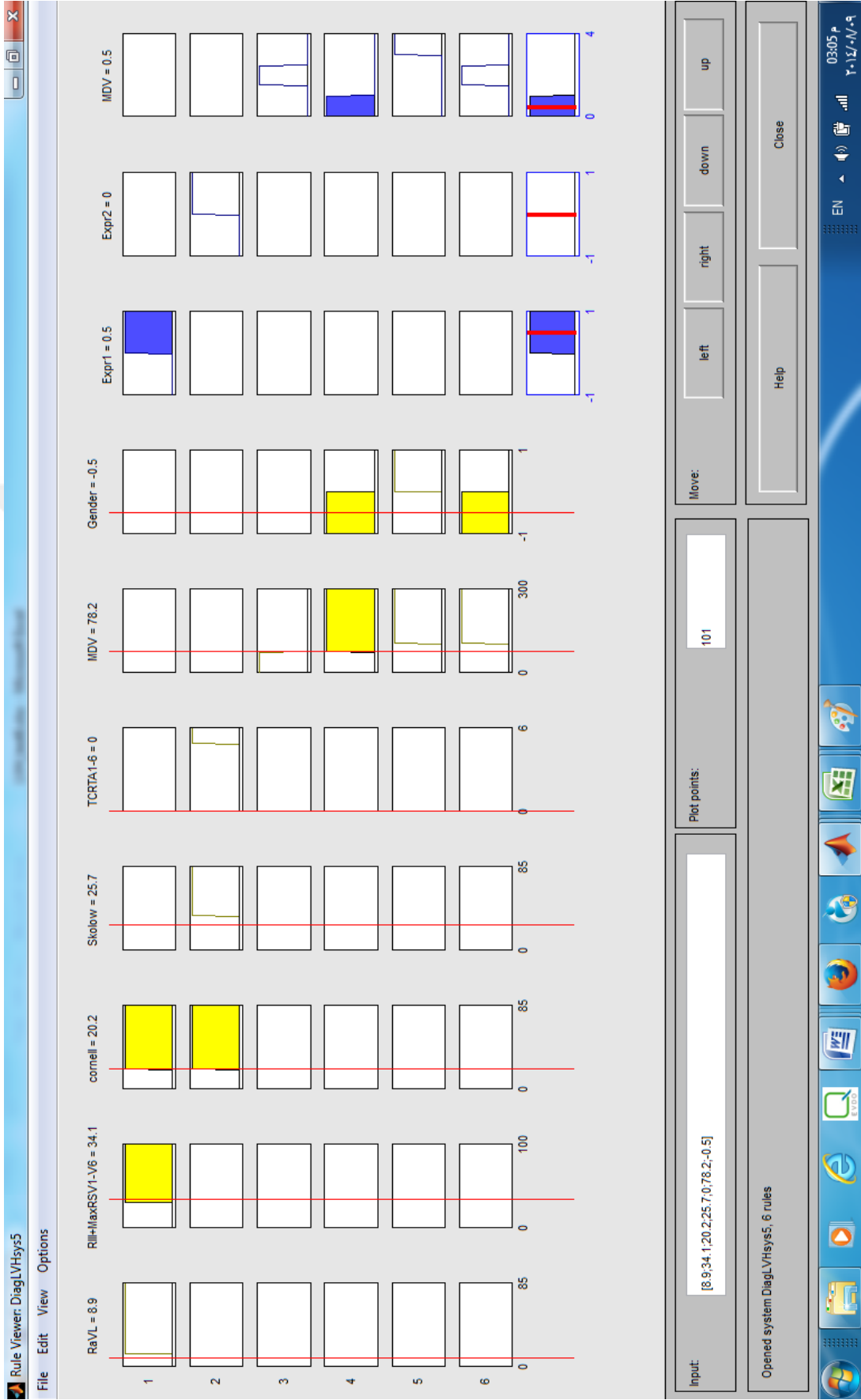
Yukarıda sunulan altı EKG kaydı üzerinde önerilen FS yaklaşımının uygulanması yoluyla, üç vaka (I21, I36 ve I73) SVH hastaları olarak sınıflandırılır ve diğer vakalar (I10, I28 ve I50) SVH olmayan hastalar olarak sınıflandırılır. Bununla birlikte, nihai sınıflandırma kararını hazırlamak için önerilen FS yaklaşımının davranışı, altı durumda da farklıdır. Bu nedenle, her bir olgunun uygulanması, bulanık GUI editörü tarafından otomatik olarak oluşturulan kural görüntüleyici diyagramı ile daha ayrıntılı olarak vurgulanır. Bu diyagram, önerilen FS'deki tüm MF giriş ve çıkışlarını görüntüler.

Üç MF çıkışı, önerilen FS'te göz önüne alınmıştır. Birincisi, Cornell ya da REC?CRTA teşhis kriteri kararını belirten Ifade1'dir. İkincisi, CRTA1-6 teşhis kriterinde ardışık oluşumları ve Cornell ve Skolow'un kararını belirten Ifade2'dir ve üçüncüsü ise üç MF (MV-Fe-SVH, MV-Normal ve MV-Ma-SVH) yoluyla önerilen teşhis kriterinin kararını belirten şekilde MV'dir. Bu MF'ler, sırasıyla SVH kadın hastalar, SVH dışı hastalar ve SVH erkek hastalar için bir teşhisi yansıtmaktadır.

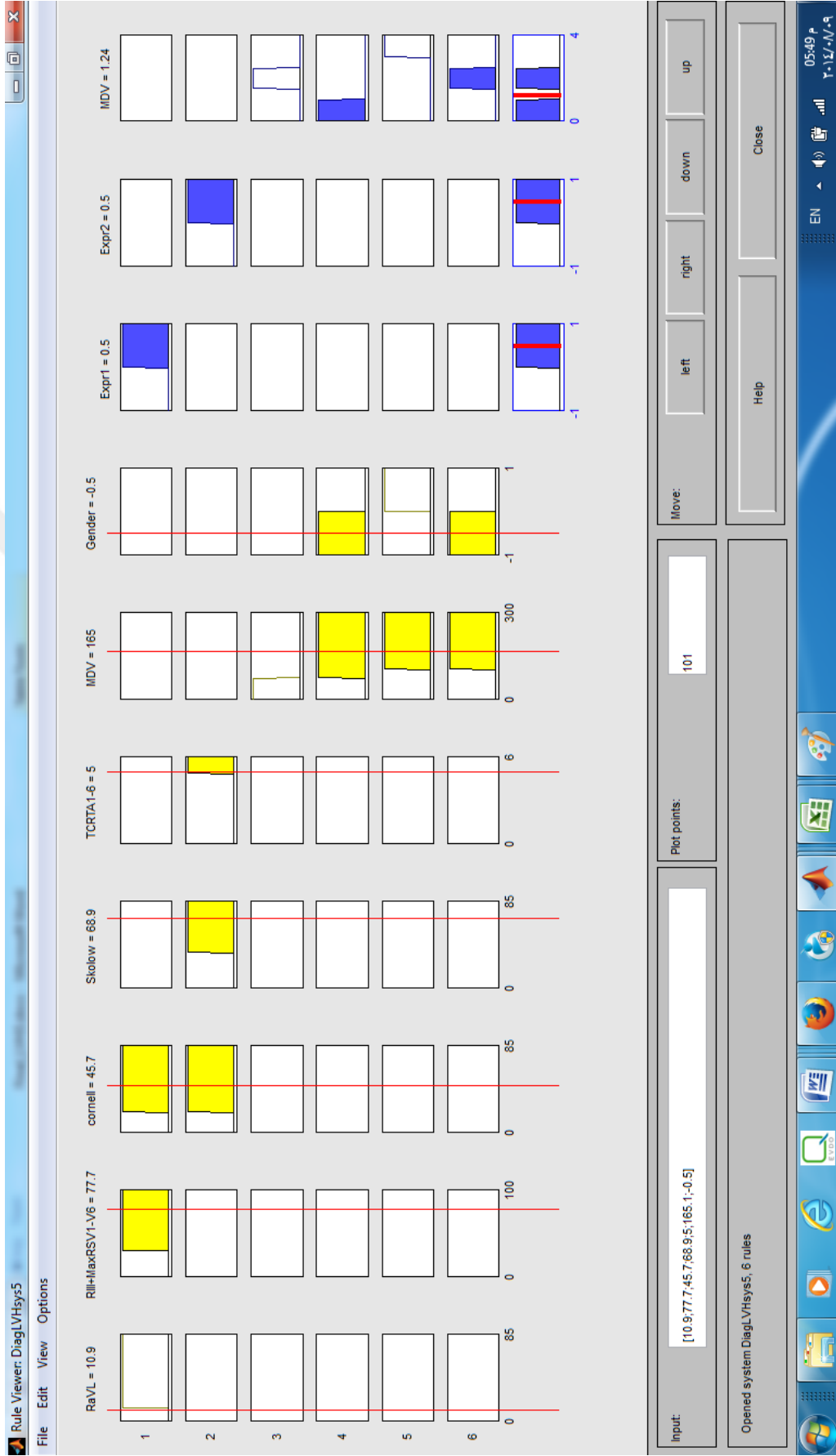
1. EKG kaydında (I21), MV-Fe-SVH ve Ifade1 MF'leri etkinleştirilirken, Ifade2 MF, Şekil 4.1'deki kural görüntüleyici diyagramında gösterildiği gibi etkinleştirilmez. Bu MF çıktılarının sonuçlarına göre, nihai teşhis, Denklem 3.4'te tanımlanan ana tanı karar kuralına dayalı olarak SVH'dir.

2. EKG kaydında (I36), hem MV-Fe-SVH hem de MV-Normal MF'ler aktive olduğundan, SVH kalp hastalığının tanısı, MV kriterine göre belirlenmemiştir. Aynı zamanda hem Ifade1 ve Ifade2 MF'leri, Şekil 4.2'de gösterilen şekilde aktive edilmiştir. Bu nedenle, ana teşhis kararını verme kuralı nedeniyle son tanı SVH'dir. Bu olaydaki teşhis, ana teşhis kararı kuralındaki bazı geleneksel SVH kriterlerinin kullanılmasının ardındaki nedeni açıkça ortaya koymaktadır.
3. EKG kaydında (I73), ardışık çıkış MF'lerinin (MV-Ma-SVH, Ifade1 ve Ifade2) Şekil 4.3'te gösterilen şekilde aktive edilmesi nedeniyle SVH kalp hastalığı tanısı sorunsuz bir şekilde konulmuştur.

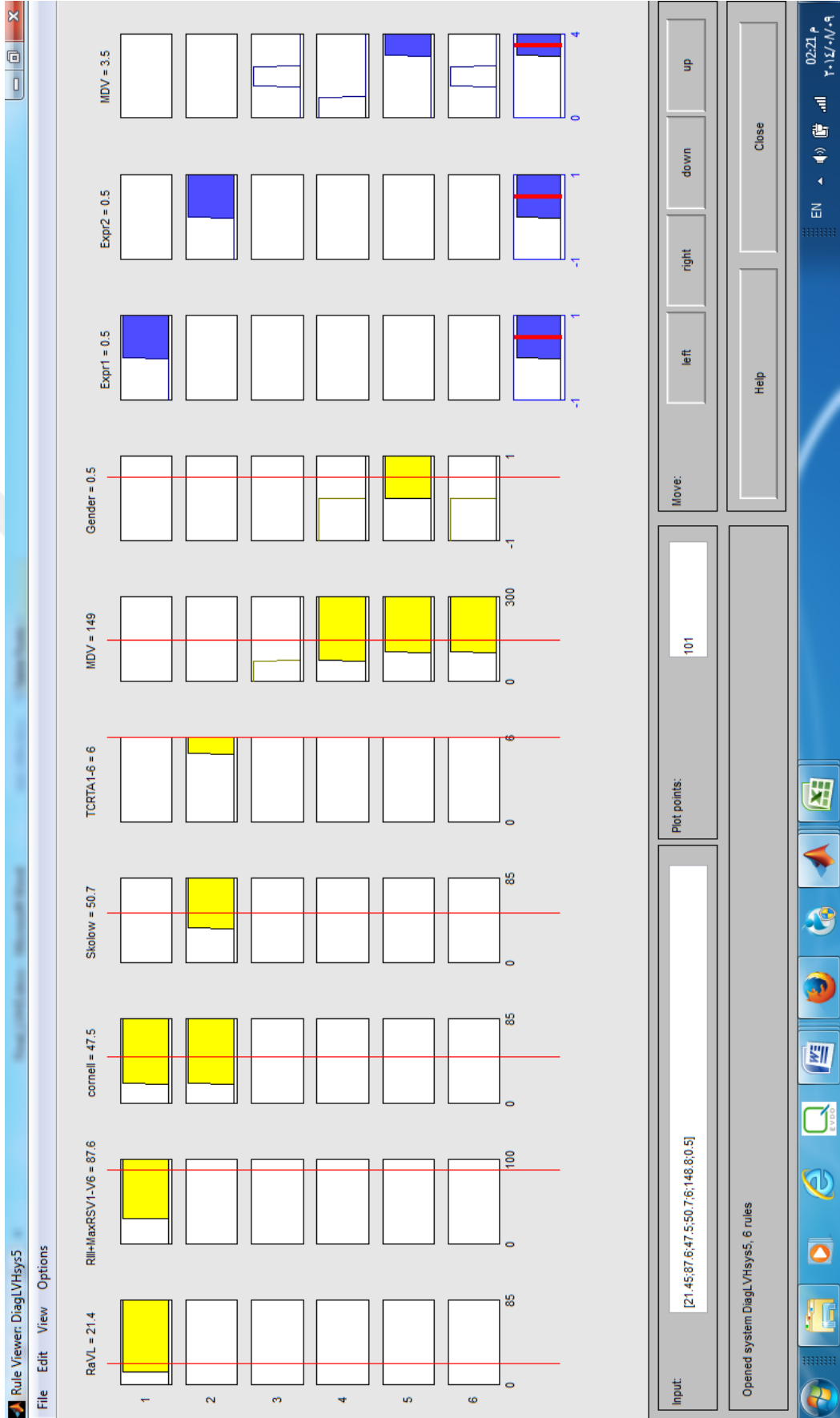
Diğer kalp hastalıkları ile ön tanı konulan diğer EKG kayıtlarında MV-Normal MF etkinleştirilir ve sırasıyla Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'te gösterildiği gibi 4. ve 5. EKG kayıtlarında (I10 ve I50), Ifade1 ve Ifade2 aktive edilmez. Dolayısıyla her iki durumda da teşhis, SVH dışı hastalar olarak hazırlanır. 6. EKG kaydında (I28), Ifade1 etkinleştirilir, ancak Ifade2 ve MV MF'ler Şekil 4.6'da gösterildiği gibi etkinleştirilmez. Bu nedenle nihai teşhis, ana teşhis kararı kuralı ile elde edilen mantıksal değere göre SVH değildir.



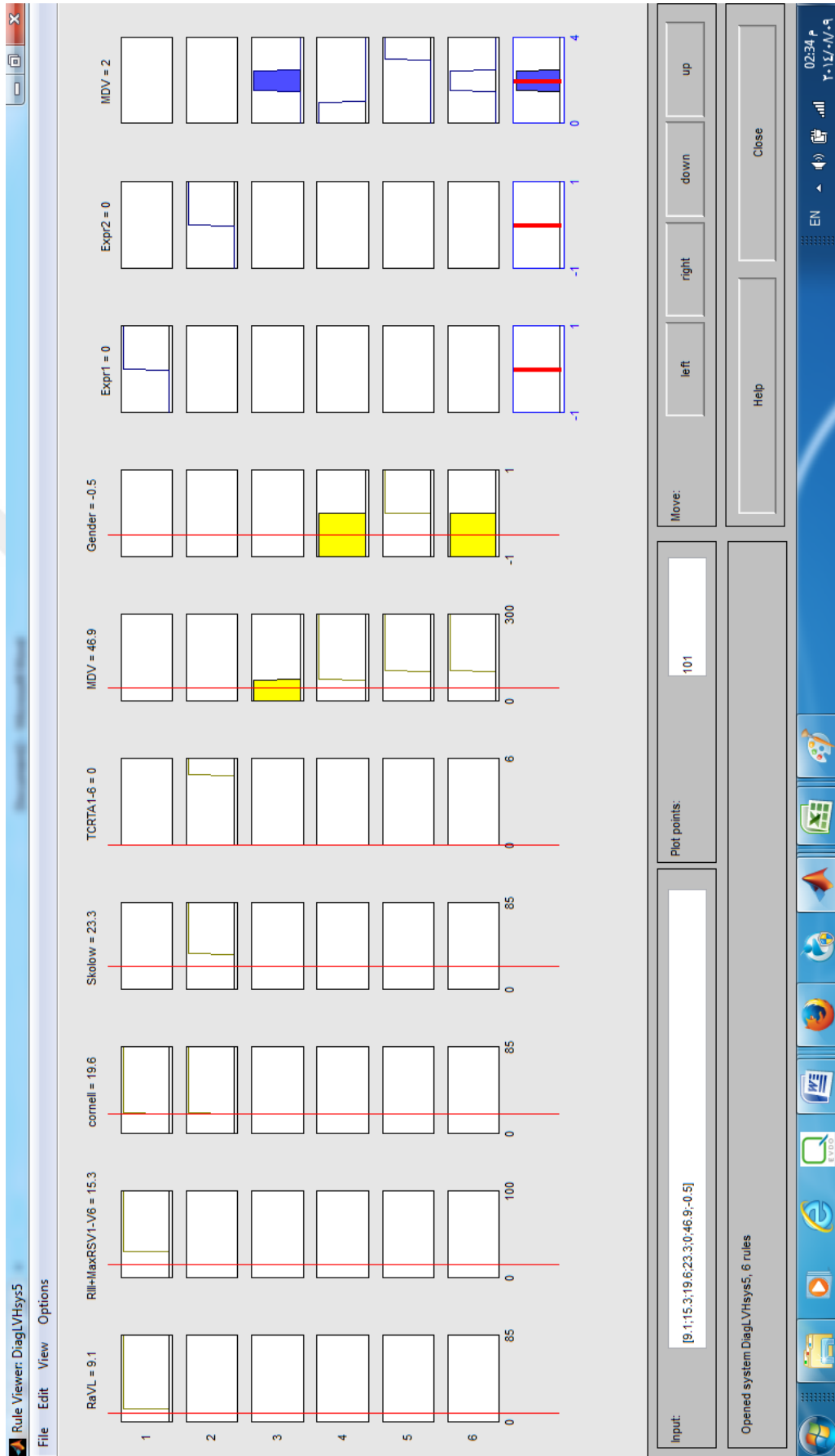
Şekil 4.1: I21 hastasında önerilen FS tarafından oluşturulan rule viewer (kural görüntüleyici) diyagramı.



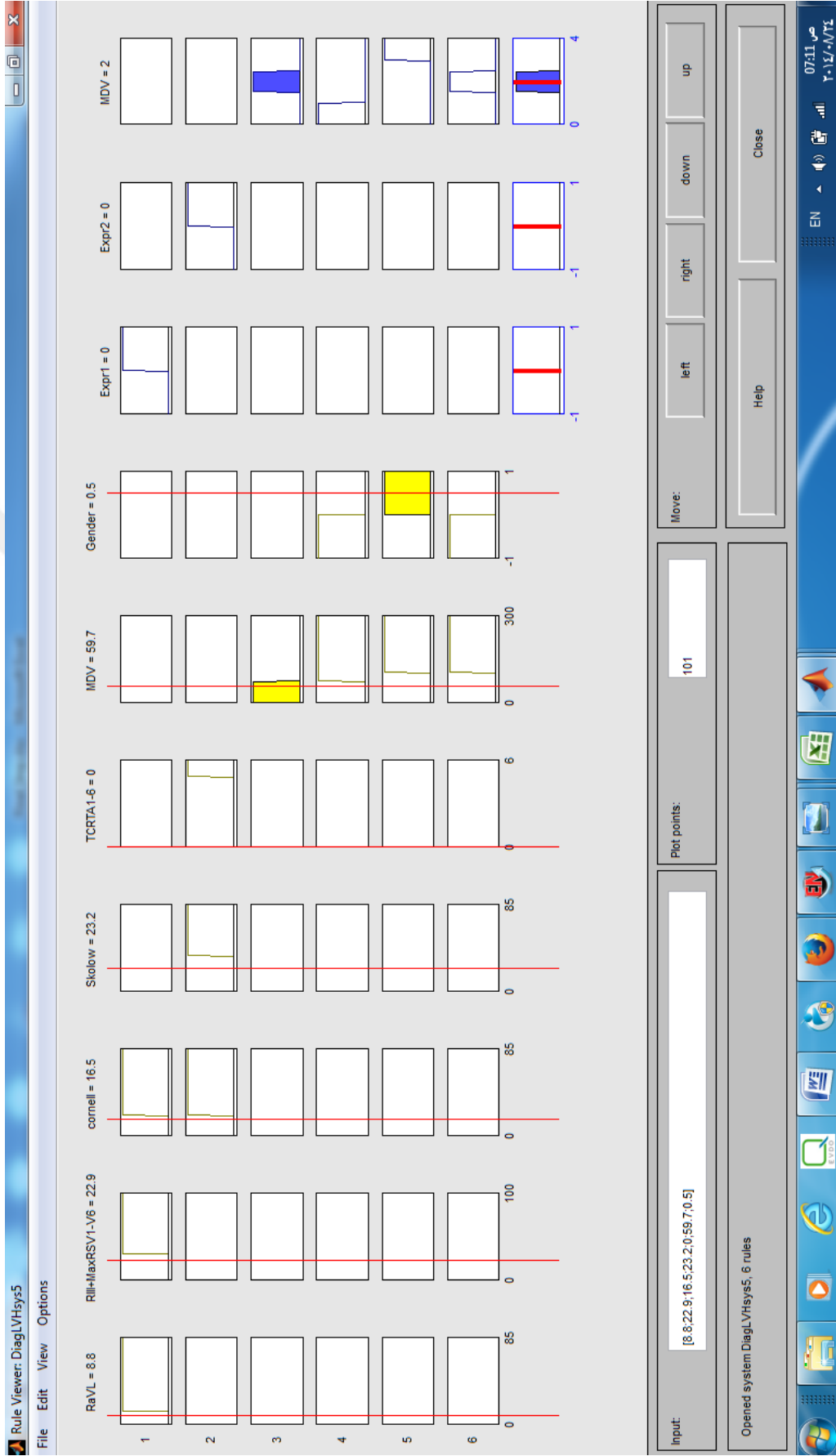
Şekil 4.2: I36 hastasında önerilen FS tarafından Oluşturulan rule viewer (kural görüntüleyici) diyagramı.



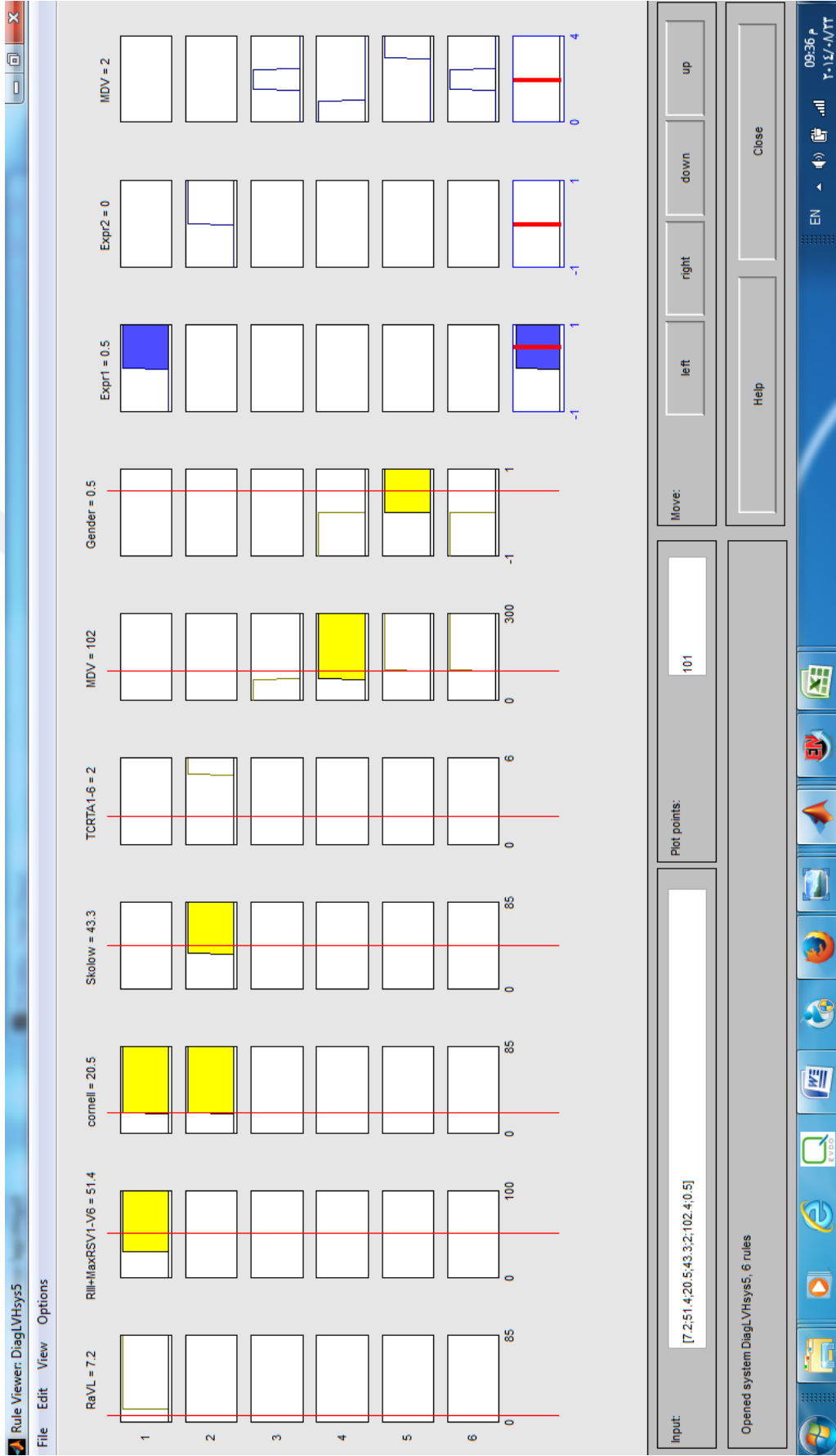
Şekil 4.3: I73 hastasında önerilen FS tarafından oluşturulan rule viewer (kural görüntüleyici) diyagramı.



Şekil 4.4: I10 Hastasında önerilen FS tarafından oluşturulan rule viewer (kural görüntüleyici) diyagramı.



Şekil 4.5: I50 hastasında önerilen FS tarafından oluşturulan rule viewer (kural görüntüleyici) diyagramı.



Şekil 4.6: I28 hastasında önerilen FS tarafından oluşturulan rule viewer (kural görüntüleyici) diyagramı.

4.3.4 Önerilen Teşhis Yaklaşımının Doğrulanması

Bu bölümde, SVH kalp hastalığını teşhis etmek için önerilen yaklaşımın performansı, bu bölümün birinci kısmında bahsedilen istatistiksel değerlendirme metriklerini (hassasiyet, özgünlük ve doğruluk) kıyaslayarak değerlendirilir. Bunlar, önerilen yaklaşımla test edilmiş olan EKG kayıtlarını, aynı EKG kayıtlarını kullanarak dokuz SVH tanı kriteri ile elde edilen ilgili metriklerle birlikte kaydeder. Tablo 4.3'te sunulan doğrulama sonuçları, her iki metrik için de mükemmel bir performans sergileyen önerilen kriter haricinde, hassasiyet veya özgünlükten yalnızca bir metriğin yüksek ve diğerinin düşük veya sınırlı olduğunu göstermektedir.

Tablo 4.3: Önerilen kriteri kullanarak SVH kalp hastalığının teşhisi için değerlendirme parametreleri ile diğer doku tanı kriterinin kıyaslaması.

#	Kriter adı	EKG hastalarının tanımı	Doğru Teşhis (TP)	Yanlış Negatif (FN)	Yanlış Pozitif (FP)	Doğru Negatif (TN)	Hassasiyet (%)	Özgünlük (%)	Doğruluk (%)
1	Önerilen Kriter	Test edilen toplam hasta sayısı: 25	11	0	0	14	100	100	100
2	Skolow		9	2	1	13	81,81	92,85	88,00
3	Cornell		11	0	1	13	100,00	92,85	96,00
4	REC-CRTA		11	0	6	8	100,00	57,11	76,00
5	CRTA1	11 SVH Hastaları	6	5	1	13	54,54	92,85	76,00
6	CRTA2		8	3	1	13	72,72	92,85	84,00
7	CRTA3		9	2	0	14	81,81	100	92,00
8	CRTA4	Diğer kalp hastalıklı hastaları olan 14 Hasta	9	2	0	14	81,81	100	92,00
9	CRTA5		9	2	2	12	81,81	85,71	84,00
10	CRTA6		9	2	4	10	81,81	71,42	76,00

Ek olarak, tüm geleneksel tanı kriterleri için tanısal doğruluğun sonuçları, aynı doğruluk sınırlarına (%90'ı aşmamak kaydıyla) sahipken, önerilen tanı kriteri kullanılarak mükemmel bir tanı doğruluğu oranı (%100) elde edilir. Önerilen yaklaşımla elde edilen istatistiksel ölçümlerin (hassasiyet, özgünlük ve doğruluk) mükemmel sonuçları, EKG ile test edilen verilerdeki çeşitli kalp hastalıkları arasında doğru bir SVH tanısı koymada bu yaklaşımın sağlamlığını göstermektedir.

BEŞİNCİ BÖLÜM

SONUÇ VE GELECEKTEKİ ÇALIŞMALAR

Bölüm 3'te belirtildiği gibi, 12 derivasyonlu EKG sinyalini analiz etmek, EKG dalgalarını (P, QRS kompleksi ve T) saptamak, EKG dalgalarının zaman özelliklerini belirlemek ve SVH olarak adlandırılan yüksek riskli bir kalp hastalığını teşhis etmek için üç ana aşamaya sahip yeni bir sistem önerilmiştir.

Önerilen EKG sistemi, akıllı bilgisayarlı teknikler kullanarak kalp hastalıklarının teşhisine odaklanmaktadır. SVH kalp hastalığını teşhis etmek için yeni bir Bulanık Sistem, yeni tanı kriterlerine dayanarak geliştirilmiştir. Tüm giriş voltaj parametreleri ve önerilen teşhis kriteriyle ilgili mantıksal ifadelerin çıkışı, önerilen FS'de MF olarak ifade edildi. Geleneksel SVH teşhis kriterlerinin aksine önerilen kriterin kararı, üç mantıksal ifade ile elde edilmiştir. İki tanesi bazı geleneksel tanı kriterlerinin bir kombinasyonu iken, diğer ifade ise (MV), her bir cinsiyet için farklı bir seviye ile 12 derivasyonlu EKG'den sekiz voltaj ile elde edilmiştir. Önerilen tanı sistemi, farklı yaşlardaki her iki cinsiyetten alınan 25 EKG örneği ile başarıyla valide edilmiştir. Ancak, valide edilen örneklerden alınan 14 kişi, SVH'den yakınmıyordu. Önerilen teşhis sistemi, hassasiyet, özgünlük ve doğruluk bakımından mükemmel sonuçlar (%100) sağladı.

Önerilen SVH teşhis sisteminin tekli FS modeline entegre edilmesi sürecine göre, önerilen FS'deki tüm MF giriş ve çıkış değerleri için koşullandırma ifadelerinin basitliği, mükemmel tanı doğruluğu ve RFEM yaklaşımıyla takip edilen şekilde temel teknolojinin kolaylığı ve yüksek işlem hızı; QRS kompleksinin zaman özelliklerini ortaya koyar ve önerilen tanı sistemi için teşhis parametreleri üretir. SVH kalp hastalığının gerçek teşhisini yapmak için, akıllı bir donanım biriminde (EKG makinesine eklenebilecek) önerilen teşhis sisteminin uygulanması fikri, daha gerçekçi hale gelmiştir.

Bu tezde önerilen yaklaşımlara dayanarak, gelecekte yapılması önerilebilecek çalışmalar şunlardır:

- 1- 12 derivasyonlu EKG sinyalinin ayrıntılı analizine dayanarak HOCM, WPW, LQTcS, ARVC gibi diğer yüksek riskli kalp hastalıklarını teşhis etmek için daha fazla akıllı bilgisayar sistemlerinin geliştirilmesi.
- 2- Yüksek riskli kalp hastalıklarının teşhis sonuçlarına, standart insan kalbi testlerine ve diğer kalıtsal sorunlara dayalı olarak SCD'yi öngörmek amacıyla akıllı bir bilgisayar sistemin tasarlanması.



REFERENCES

- [1] İ. Güler, "ECG beat classifier designed by combined neural network model," *Pattern recognition*, vol. 38, pp. 199-208, 2005.
- [2] R. Ghongade and A. Ghatol, "A brief performance evaluation of ECG feature extraction techniques for artificial neural network based classification," in *TENCON 2007-2007 IEEE Region 10 Conference*, 2007, pp. 1-4.
- [3] L. Sörnmo and P. Laguna, "Electrocardiogram (ECG) signal processing," *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, 2006.
- [4] R. Assadi, A. Motabar, and R. A. Lange, "Conduction System of the Heart " in <http://emedicine.medscape.com/article/1922987-overview>, ed: MedScape, 2011.
- [5] J. S. Suri and J. A. Spaan, *Advances in cardiac signal processing*: Springer, 2007.
- [6] S. Bowbrick and A. N. Borg, *ECG complete*: Elsevier Health Sciences, 2006.
- [7] B. J. Aehlert, *Pocket reference for ecgs made easy*: Elsevier Health Sciences, 2012.
- [8] D. B. Foster, *Twelve-lead electrocardiography: Theory and interpretation*: Springer, 2007.
- [9] <http://eastsidearrhythmiaservices.com/heart-electrical-conduction-system-video-animation>, Cardiology Clinic Bellevue, WA 98004
- [10] S. Mehta and N. Lingayat, "Development of SVM based classification techniques for the delineation of wave components in 12-lead electrocardiogram," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 3, pp. 341-349, 2008.

- [11] M. Llamedo and J. P. Martínez, "Heartbeat classification using feature selection driven by database generalization criteria," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 58, pp. 616-625, 2011.
- [12] P. S. Addison, J. N. Watson, G. R. Clegg, M. Holzer, F. Sterz, and C. E. Robertson, "Evaluating arrhythmias in ECG signals using wavelet transforms," *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, vol. 19, pp. 104-109, 2000.
- [13] Z. Dokur and T. Ölmez, "ECG beat classification by a novel hybrid neural network," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 66, pp. 167-181, 2001.
- [14] M. Kundu, M. Nasipuri, and D. Kumar Basu, "Knowledge-based ECG interpretation: a critical review," *Pattern Recognition*, vol. 33, pp. 351-373, 2000.
- [15] U. Rajendra Acharya, P. Subbanna Bhat, S. S. Iyengar, A. Rao, and S. Dua, "Classification of heart rate data using artificial neural network and fuzzy equivalence relation," *Pattern Recognition*, vol. 36, pp. 61-68, 2003.
- [16] K. Sternickel, "Automatic pattern recognition in ECG time series," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 68, pp. 109-115, 2002.
- [17] Y. Özbay and G. Tezel, "A new method for classification of ECG arrhythmias using neural network with adaptive activation function," *Digital Signal Processing*, vol. 20, pp. 1040-1049, 2010.
- [18] M. Korürek and B. Doğan, "ECG beat classification using particle swarm optimization and radial basis function neural network," *Expert systems with Applications*, vol. 37, pp. 7563-7569, 2010.
- [19] P.-C. Chang, J.-J. Lin, J.-C. Hsieh, and J. Weng, "Myocardial infarction classification with multi-lead ECG using hidden Markov models and Gaussian mixture models," *Applied Soft Computing*, vol. 12, pp. 3165-3175, 2012.
- [20] B. Doğan and M. Korürek, "A new ECG beat clustering method based on kernelized fuzzy c-means and hybrid ant colony optimization for continuous domains," *Applied soft computing*, vol. 12, pp. 3442-3451, 2012.
- [21] H. M. Rai, A. Trivedi, and S. Shukla, "ECG signal processing for abnormalities detection using multi-resolution wavelet transform and Artificial Neural Network classifier," *Measurement*, vol. 46, pp. 3238-3246, 2013.

- [22] C. D. Nugent, J. Webb, N. D. Black, G. Wright, and M. McIntyre, "An intelligent framework for the classification of the 12-lead ECG," *Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 16, pp. 205-222, 1999.
- [23] I. Daubechies, "The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis," *Information Theory, IEEE Transactions on*, vol. 36, pp. 961-1005, 1990.
- [24] M. Unser and A. Aldroubi, "A review of wavelets in biomedical applications," *Proceedings of the IEEE*, vol. 84, pp. 626-638, 1996.
- [25] S. Choi, "Detection of valvular heart disorders using wavelet packet decomposition and support vector machine," *Expert Systems with Applications*, vol. 35, pp. 1679-1687, 2008.
- [26] Y. Kutlu and D. Kuntalp, "Feature extraction for ECG heartbeats using higher order statistics of WPD coefficients," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 105, pp. 257-267, 2012.
- [27] A. Gacek and W. Pedrycz, "ECG Signal Analysis, Classification, and Interpretation: A Framework of Computational Intelligence," in *ECG Signal Processing, Classification and Interpretation*, ed: Springer, 2012, pp. 47-77.
- [28] J. Malmivuo and R. Plonsey, *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*: Oxford University Press, 1995.
- [29] E. Drazen, N. Mann, R. Borun, M. Laks, and A. Bersen, "Survey of computer-assisted electrocardiography in the United States," *Journal of electrocardiology*, vol. 21, pp. S98-S104, 1988.
- [30] J. R. Hampton, *The ECG made easy*: Elsevier Health Sciences, 2008.
- [31] T. Azeem, M. Vassallo, and N. J. Samani, *Rapid Review of ECG Interpretation*: Manson Publishing, 2005.
- [32] A. Luthra, *ECG made easy*: JP Medical Ltd, 2011.
- [33] A. L. Goldberger, L. A. Amaral, L. Glass, J. M. Hausdorff, P. C. Ivanov, R. G. Mark, *et al.*, "Physiobank, physiotoolkit, and physionet components of a new research resource for complex physiologic signals," *Circulation*, vol. 101, pp. e215-e220, 2000.

- [34] T. Lin and S. Tian, "An ECG Signal Processing System Based on MATLAB and MIT-BIH," in *Recent Advances in Computer Science and Information Engineering*, ed: Springer, 2012, pp. 787-792.
- [35] G. B. Moody and R. G. Mark, "The impact of the MIT-BIH arrhythmia database," *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, vol. 20, pp. 45-50, 2001.
- [36] G. B. Moody and R. G. Mark, "The MIT-BIH arrhythmia database on CD-ROM and software for use with it," in *Computers in Cardiology 1990, Proceedings.*, 1990, pp. 185-188.
- [37] P. Laguna, R. G. Mark, A. Goldberg, and G. B. Moody, "A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG," in *Computers in Cardiology 1997*, 1997, pp. 673-676.
- [38] M. Llamedo, A. Khawaja, and J. Martínez, "Analysis of 12-lead classification models for ECG classification," in *Computing in Cardiology, 2010*, 2010, pp. 673-676.
- [39] G. Moody, "The physionet/computers in cardiology challenge 2008: T-wave alternans," in *Computers in Cardiology, 2008*, 2008, pp. 505-508.
- [40] "PTB Diagnostic ECG Database," ed.
- [41] J. Martínez, R. Almeida, S. Olmos, A. Rocha, and P. Laguna, "stability of QT measurements in the PTB database depending on the selected lead," in *Computers in Cardiology, 2006*, 2006, pp. 341-344.
- [42] G. B. Moody, H. Koch, and U. Steinhoff, "The physionet/computers in cardiology challenge 2006: Qt interval measurement," in *Computers in Cardiology, 2006*, 2006, pp. 313-316.
- [43] L. Sörnmo and P. Laguna, "ECG Signal Processing," in *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*, ed: Academic Press, 2005, pp. 453-566.
- [44] S. Petrutiu, J. Ng, G. M. Nijm, H. Al-Angari, S. Swiryn, and A. V. Sahakian, "Atrial fibrillation and waveform characterization," *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, vol. 25, pp. 24-30, 2006.

- [45] A. Minhas and M. Arif, "Robust electrocardiogram (ECG) beat classification using discrete wavelet transform," *Physiological Measurement*, vol. 29, pp. 555-570, 2008.
- [46] Y. Zigel, A. Cohen, and A. Katz, "The weighted diagnostic distortion (WDD) measure for ECG signal compression," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 47, pp. 1422-1430, 2000.
- [47] C. Lin, C. Mailhes, and J.-Y. Tournier, "P-and T-wave delineation in ECG signals using a Bayesian approach and a partially collapsed Gibbs sampler," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 57, pp. 2840-2849, 2010.
- [48] J. P. Martínez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, and P. Laguna, "A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 51, pp. 570-581, 2004.
- [49] M. Mneimneh, R. Povinelli, and M. Johnson, "Integrative technique for the determination of QT interval," in *Computers in Cardiology, 2006*, 2006, pp. 329-332.
- [50] S. Saxena, V. Kumar, and S. Hamde, "Feature extraction from ECG signals using wavelet transforms for disease diagnostics," *International Journal of Systems Science*, vol. 33, pp. 1073-1085, 2002.
- [51] I. Vasiliadis, G. Kolovou, S. Mavrogeni, D. Nair, and D. Mikhailidis, "Sudden cardiac death and diabetes mellitus," *Journal of diabetes and its complications*, 2014.
- [52] R. Kelly and J. Galvin, "Sudden cardiac death in the young: causes and prevention," *Royal College of Surgeons in Ireland Student Medical*, pp. 42-46, 2010.
- [53] B. J. Maron, "Sudden death in hypertrophic cardiomyopathy," *Journal of cardiovascular translational research*, vol. 2, pp. 368-380, 2009.
- [54] T. Graham, D. Driscoll, W. Gersony, J. Newburger, A. Rocchini, and A. Towbin, "36th Bethesda Conference: Eligibility recommendations for competitive athletes with cardiovascular abnormalities. Task Force 2: Congenital heart disease," *J Am Coll Cardiol*, vol. 45, pp. 1326-1333, 2005.
- [55] A. Pelliccia, R. Fagard, H. H. Bjørnstad, A. Anastassakis, E. Arbustini, D. Assanelli, *et al.*, "Recommendations for competitive sports participation in athletes with cardiovascular disease A consensus document from the Study Group of Sports Cardiology of the Working Group of Cardiac Rehabilitation

and Exercise Physiology and the Working Group of Myocardial and Pericardial Diseases of the European Society of Cardiology," *European Heart Journal*, vol. 26, pp. 1422-1445, 2005.

- [56] Y. Kutlu and D. Kuntalp, "A multi-stage automatic arrhythmia recognition and classification system," *Computers in biology and medicine*, vol. 41, pp. 37-45, 2011.
- [57] J. A. Nasiri, M. Naghibzadeh, H. S. Yazdi, and B. Naghibzadeh, "ECG arrhythmia classification with support vector machines and genetic algorithm," in *Computer Modeling and Simulation, 2009. EMS'09. Third UKSim European Symposium on*, 2009, pp. 187-192.
- [58] T. Nazmy, H. El-Messiry, and B. Al-Bokhity, "Adaptive neuro-fuzzy inference system for classification of ECG signals," in *Informatics and Systems (INFOS), 2010 The 7th International Conference on*, 2010, pp. 1-6.
- [59] Y.-C. Yeh, W.-J. Wang, and C. W. Chiou, "Feature selection algorithm for ECG signals using Range-Overlaps Method," *Expert Systems with Applications*, vol. 37, pp. 3499-3512, 2010.
- [60] A. Ebrahimzadeh, B. Shakiba, and A. Khazaei, "Detection of Electrocardiogram Signals Using an Efficient Method," *Applied Soft Computing*, 2014.
- [61] D. Levy, S. B. Labib, K. M. Anderson, J. C. Christiansen, W. B. Kannel, and W. P. Castelli, "Determinants of sensitivity and specificity of electrocardiographic criteria for left ventricular hypertrophy," *Circulation*, vol. 81, pp. 815-820, 1990.
- [62] D. Pewsner, P. Jüni, M. Egger, M. Battaglia, J. Sundström, and L. M. Bachmann, "Accuracy of electrocardiography in diagnosis of left ventricular hypertrophy in arterial hypertension: systematic review," *Bmj*, vol. 335, p. 711, 2007.
- [63] F. Morris, W. J. Brady, and J. Camm, *ABC of clinical electrocardiography* vol. 93: John Wiley & Sons, 2009.
- [64] P. N. Casale, R. B. Devereux, D. R. Alonso, E. Campo, and P. Kligfield, "Improved sex-specific criteria of left ventricular hypertrophy for clinical and computer interpretation of electrocardiograms: validation with autopsy findings," *Circulation*, vol. 75, pp. 565-572, 1987.

- [65] R. B. Devereux, P. N. Casale, R. R. Eisenberg, D. H. Miller, and P. Kligfield, "Electrocardiographic detection of left ventricular hypertrophy using echocardiographic determination of left ventricular mass as the reference standard Comparison of standard criteria, computer diagnosis and physician interpretation," *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 3, pp. 82-87, 1984.
- [66] N. Reichek and R. B. Devereux, "Left ventricular hypertrophy: relationship of anatomic, echocardiographic and electrocardiographic findings," *Circulation*, vol. 63, pp. 1391-1398, 1981.
- [67] M. Sokolow and T. P. Lyon, "The ventricular complex in left ventricular hypertrophy as obtained by unipolar precordial and limb leads," *American heart journal*, vol. 37, pp. 161-186, 1949.
- [68] P. N. Casale, R. B. Devereux, P. Kligfield, R. R. Eisenberg, D. H. Miller, B. S. Chaudhary, *et al.*, "Electrocardiographic detection of left ventricular hypertrophy: development and prospective validation of improved criteria," *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 6, pp. 572-580, 1985.
- [69] T. J. Molloy, P. M. Okin, R. B. Devereux, and P. Kligfield, "Electrocardiographic detection of left ventricular hypertrophy by the simple QRS voltage-duration product," *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 20, pp. 1180-1186, 1992.
- [70] R. GUBNER and H. E. UNGERLEIDER, "Electrocardiographic criteria of left ventricular hypertrophy: factors determining the evolution of the electrocardiographic patterns in hypertrophy and bundle branch block," *Archives of Internal Medicine*, vol. 72, p. 196, 1943.
- [71] D. W. Romhilt and E. H. Estes Jr, "A point-score system for the ECG diagnosis of left ventricular hypertrophy," *American heart journal*, vol. 75, pp. 752-758, 1968.
- [72] M. Hanss, *Applied fuzzy arithmetic*: Springer, 2005.
- [73] S. Sumathi and S. Paneerselvam, *Computational intelligence paradigms: theory & applications using MATLAB*: CRC Press, 2010.
- [74] J. Han and M. Kamber, *Data Mining, Southeast Asia Edition: Concepts and Techniques*: Morgan kaufmann, 2006.

- [75] F. Jager, G. B. Moody, A. Taddei, and R. G. Mark, "Performance measures for algorithms to detect transient ischemic ST segment changes," in *Computers in Cardiology 1991, Proceedings.*, 1991, pp. 369-372.
- [76] Guide, M. U. S. (1998). The mathworks. Inc., Natick, MA, 5, 333.
- [77] <https://www.physionet.org>, by the National Institute of General Medical Sciences (NIGMS) and the National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIBIB) under NIH grant number 2R01GM104987-09.



ÖZGEÇMİŞ



KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : MOHANED SAAD MAHROUS
Uyruğu : Irak
Doğum Yeri ve Tarihi : Baghdad 16.3.1989
Medeni Hali : Evli
Adres : Ahi Mesut Mh.1776 Cad 11/45 Etnesgut-Ankara
E-Posta : muhanedm@hotmail.com
İletişim : 05347276920

EĞİTİM

Lise : Al-Mansour / Irak-Baghdad
Lisans : Bilgisayar Mühendisliği
Yükse Lisans : Türk Hava Kurumu Üniversitesi

MESLEKİ DENEYİM

20011- : Bilgisayar Mühendisliği

YABANCI DİL

İngilizce, Arapça, Türkçe