

**T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**YAPAY SİNİR AĞLARI VE BULANIK MANTIK DENKLİK
İLİŞKİLERİNİ KULLANARAK KALP HIZI DEĞİŞKENLİĞİ ANALİZİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELHOUCINE ELFATIMI

DENİZLİ, AĞUSTOS - 2018

T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI



YAPAY SİNİR AĞLARI VE BULANIK MANTIK DENKLİK
İLİŞKİLERİNİ KULLANARAK KALP HIZI DEĞİŞKENLİĞİ ANALİZİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELHOUCINE ELFATIMI

DENİZLİ, AĞUSTOS - 2018

KABUL VE ONAY SAYFASI

Elhoucine ELFATİMİ tarafından hazırlanan “YAPAY SİNİR AĞLARI VE BULANIK MANTIK DENKLİK İLİŞKİLERİNİ KULLANARAK KALP HIZI DEĞİŞKENLİĞİ ANALİZİ” adlı tez çalışmasının savunma sınavı 23.07.2018 tarihinde yapılmış olup aşağıda verilen jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Pamukkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir .

Jüri Üyeleri

İmza

Danışman
Prof.Dr. Sezai TOKAT



Üye
Dr. Öğr. Üyesi Mahmut SİNECEN
Adnan Menderes Üniversitesi



Üye
Dr. Öğr. Üyesi Elif HAYTAOĞLU
Pamukkale Üniversitesi

Pamukkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun
08/08/2018 tarih ve 32/18-2-2 sayılı kararıyla onaylanmıştır.



Prof. Dr. Uğur YÜCEL ✓

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırmalarının yapılması ve bulgularının analizlerinde bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini; bu çalışmanın doğrudan birincil ürünü olmayan bulguların, verilerin ve materyallerin bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterildiğini ve alıntı yapılan çalışmalara atfedildiğini beyan ederim.

İmza: 

Elhoucine Elfatimi

ÖZET

**YAPAY SİNİR AĞLARI VE BULANIK MANTIK DENKLİK
İLİŞKİLERİNİ KULLANARAK KALP HIZI DEĞİŞKENLİĞİ ANALİZİ
YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELHOUCİNE ELFATIMI
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
(TEZ DANIŞMANI: PROF. DR. SEZAI TOKAT)
DENİZLİ, AĞUSTOS - 2018**

Nabız değışkenliğinin analizi birçok hastalık patolojisinin incelenmesi için gittikçe popüler ve önemli bir araç haline gelmiştir. Vücuttaki pek çok sistemde olduğu gibi kalp de otonom sinir sistemi tarafından kontrol edilir. Otonom sinir sistemi, bu kontrol sürecini kalpte atımdan atıma meydana gelen farklılıkları dinamik olarak kontrol eden sempatik ve parasempatik yöntemler ile gerçekleştirir. Kalp hızında meydana gelen değışimler kalp hızı değışkenliği olarak adlandırılır ve atımdan atıma aralıkların değışimi olarak ölçülür. kalp hızı değışkenliği kalp atımları arasındaki zaman aralığındaki değışimin fizyolojik bir göstergesi, kalbin otonom fonksiyonunun bir ölçüsüdür

Bu çalışmada açık kaynaklı bir kalp hızı değışkenliği analiz yazılımı paketi tasarlanmıştır. İstatistiksel ve zaman-domeni analizi, frekans-domeni analizi, doğrusal olmayan analiz ve zaman-frekans domeni analizi olmak üzere dört ana kategoride analizler uygulanmıştır. Yazılımın gerçekleştirilmesi yapay sinir ağları ve bulanık denklik ilişkileri ile sağlanmıştır. Yapay sinir ağları, sınıflandırma amacıyla her bir grupta giriş verilerini karşılaştırmak ve ardından geri yayılım algoritması kullanarak kalp hızı değışkenliği eleman verilerinin hatalarını en aza indirmek için kullanılır. Bulanık eşdeğerlik ilişkileri, kalp hızı veri ögelerinin arasındaki ilişkiyi geliştirmek ve tanımlamak için kullanışlı bir tanı aracı olarak kullanılmaktadır. Elde edilen yazılımın değerlendirilmesi benzetim çalışmaları ve genel konjestif kalp yetmezliği verileri üzerinde gerçekleştirilmiştir. Çok düşük frekans (VLF), düşük frekans (LF), yüksek frekans (HF) ve standard sapma (SD), ortalama kalp nabızı (AHR), standart sapmaların karelerinin ortalamasının karekökü (RMSSD) gibi değerlendirme ölçütleri kullanılarak, elde edilen kalp hızı değışkenliği analizi paketinin kullanılabilmesi gösterilmeye çalışılmıştır.

ANAHTAR KELİMELELER: Kalp hızı değışkenliği, otonom sinir sistemi, sempatik, parasempatik, başarımlar ölçütleri, bulanık denklik ilişkileri, yapay sinir ağları.

ABSTRACT

HEART RATE VARIABILITY ANALYSIS USING ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS AND FUZZY EQUIVALENCE RELATIONS

MSC THESIS

ELHOUCINE ELFATIMI

PAMUKKALE UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE

COMPUTER ENGINEERING

(SUPERVISOR:PROF.DR SEZAI TOKAT)

DENİZLİ, AUGUST 2018

Heart rate variability analysis has become an important and popular tool for studying many disease pathologies. As in many systems in the body, heart is controlled by the autonomic nervous system. The autonomic nervous system is the part of the nervous system that controls the body's internal functions, and by using sympathetic and parasympathetic methods, autonomic nervous system performs the regulation of the heart branches which dynamically control the beat to beat differences of the heart. Including heart rate, heart rate variability is called the changes that occur at heart rate, it is the change and the variation in the time intervals between heart beats. That's why heart rate variability is measured by the variation in the beat-to-beat interval. It is a measure of autonomous function of the heart.

In this study, a heart rate variability analysis software package is designed that implements four important categories of heart rate variability techniques: frequency-domain analysis, and time-domain analysis, time-frequency domain analysis, and nonlinear analysis. The realisation of software was applied by using artificial neural networks and fuzzy equivalence relations. Artificial neural networks are used to compare the input data with each group for classification purpose, then minimizing the errors of heart rate variability element data by using back propagation algorithm. And fuzzy equivalence relations are used as a useful diagnostic tool to develop and define the relationship between heart rate data elements. And by performing heart rate variability analysis on general congestive heart failure data, it will concentrate on common measures and parameters and their difficulties. The common measures and parameters are very low frequency (VLF), low frequency (LF), high frequency (HF), standard deviation (SD), mean heart rate (HR), root mean square standard deviation (RMSSD) etc. It is seen that the presented application provides a useful tool for the researchers to use and evaluate the heart rate variability.

KEYWORDS:Heart rate variability, autonomic nervous system, sympathetic, parasympathetic, performance measure, fuzzy equivalence relations, artificial neural networks.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİL LİSTESİ.....	v
TABLO LİSTESİ	vi
SEMBOL LİSTESİ.....	vii
ÖNSÖZ.....	viii
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Tezin Amacı	2
1.2 Literatür özeti	3
2 Kalp Hızı Değişkenliği Analizi Genel Bilgiler ve Literatür Araştırması	5
2.1 Kalp Hızı Değişkenliğinin Fizyolojik Kökenleri.....	6
2.1.1 Kalp Fizyolojisi ve Anatomisi	6
2.1.2 Kalpte İleti Sistemi	7
2.1.3 Otonom Sinir Sisteminin Kalp Üzerindeki Etkisi.....	7
2.1.3.1 Sempatik Sinir Sistemi	8
2.1.3.2 Parasempatik Sinir Sistemi	8
2.1.3.3 Sempatik ve Parasempatik Sistem Arasındaki Farklar	9
2.1.4 Solunumsal Sinüs Aritmisi	9
2.2 Kalp Hızı Değişkenliğini Etkileyen Faktörler.....	10
2.3 Aralık Aralığı Algılama	10
2.4 IBI İşaretinin İşlenmesi.....	11
2.4.1 Ektopik Aralığı Algılama.....	12
2.4.2 Ektopik Aralığı Düzeltme	13
2.5 Kalp Hızı Değişkenliği Ölçüm Yöntemleri.....	14
2.5.1 Elektrokardiyografi (EKG).....	14
2.5.2 Osilometrik Yöntem	15
2.5.1 Fotopletismografi (PPG).....	16
2.6 Materyal ve Yöntem	17
2.6.1 Kalp Hızı Değişkenliği ile İlgili Yöntemler ve Parametreler	17
2.6.1.1 Zaman Domeni Analizleri.....	18
2.6.1.1.1 İstatistiksel yöntemler	18
2.6.1.1.2 Geometrik Yöntemler	20
2.6.1.2 Frekans Domeni Analizleri	22
2.6.1.3 Zaman-Frekans Domeni Analizi	24
2.6.1.4 Doğrusal Olmayan Analiz.....	25
2.6.1.4.1 Poincaré Plot.....	26
2.6.2 Göreceli RR Aralıkları.....	28
2.6.2.1 Nispi RR aralıklarına dayalı HRV	29
2.6.2.2 Avantajlar ve Örnek Uygulamalar	30

3. YAPAY SİNİR AĞI VE BULANIK MANTIK DENKLİK İLİŞKİLERİ İLE KALP HIZI DEĞİŞKENLİĞİ ANALİZİ.....	32
3.1 Yapay Sinir Ağı Kullanarak HRV.....	32
3.2 Bulanık Mantık Denklik İlişisini İle Kalp Hızı Değişkenliği.....	36
4. BENZETİM ÇALIŞMALARI.....	40
4.1 Kalp Atış Hızı Değişkenliği Analizi Süreci.....	40
4.2 Kalp Hızı Değişkenliğinin Dalga Şekli (Analiz ve Sonuç).....	42
4.3 HRV Önlemleri Kalp Hızı Değişkenliğini (İstatistiksel Analiz) Temsil Eder.....	44
4.4 Anlık kalp Atış hızı (RR Aralıklı Dizileri).....	45
4.5 Poincaré Kalp Hızı Değişkenliği Grafiği	47
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	49
6. KAYNAKLAR.....	52
7 ÖZGEÇMİŞ	56

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1: Kalbin anatomik olarak kısımları.	6
Şekil 2.2: HRV'yi etkileyen farklı faktörler	10
Şekil 2.3: N atım içeren bir EKG segmentinin IBI zaman serileri..	11
Şekil 2.4: Ektopik aralık ve eğilim tespiti (kırmızı); b) Ektopik düzeltme ve belirleme sonrası (mavi) IBI zaman serileri.....	12
Şekil 2.5: EKG işareti ve iki atım arası (iki R dalgası) aralık ölçümü.....	14
Şekil 2.6: Osilasyon başladıktan sonra kaf içerisinde oluşan basınç değişimi.15	
Şekil 2.7: Osilometrik yöntemle kan basıncının ölçülmesi.....	16
Şekil 2.8: Kan akışının boyutundaki farkı gösteren tipik bir PPG işaretinin bir örneği.....	16
Şekil 2.9: HRV analizi süreci	17
Şekil 2.10: RR aralığı histogramı (HRV analizi sonuçları örneği zaman alanı analiz yöntemi kullanımı).....	18
Şekil 2.11: Hesaplama HRV üçgen indeksi ve TINN detaylar.....	21
Şekil 2.12: grafiği tarafından gösterilen HRV	27
Şekil 2.13: RR Aralıklarının Poincaré Grafiği.....	27
Şekil 2.14: RR Aralığı Alım Süreci.	28
Şekil 2.15: RR Aralığı İşaretleri.....	29
Şekil 2.16: HRV ölçümlerinin, RR aralıklarının ham dizisini ve filtrelenmiş diziyi kullanarak sağlamlığı	31
Şekil 3.1: (a) Yapay bir nöronun modeli (işlem birimi). (b) Nöron aktivasyon fonksiyonları: (i) tek kutuplu ikili fonksiyonlar; ve (ii) unipolar sigmoid işlevi.	33
Şekil 3.2: Üç katmanlı ileri beslemeli sinir ağı.	34
Şekil 3.3: Bulanık Denklik İlişkisini Kullanımına ait Akış Diyagramı..	39
Şekil 4.1: HRV analiz süreci akış şeması.....	41
Şekil 4.2: Standart kalp hızı değişkenlik formunu	42
Şekil 4.3: (a) cevapsız kalp atışı, (b) yanlış pozitif kalp atışı ve (c) yanlış negatif kalp atışı algılama.....	43
Şekil 4.4: Yazılım sisteminden elde edilen HRV ölçüm ve parametrelerine ait örnek ekran çıktısı.	44
Şekil 4.5: Normal bireyler için RR interval diziler.	46
Şekil 4.6: RR aralığının Poincare grafiği.	48

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1: Sempatik ve parasempatik sistem arasındaki farklar.....	9
Tablo 2.2: Zaman domeni istatistiksel ve geometrik parametreleri ve tanımları	22
Tablo 2.3: HRV'nin frekans-alan ölçümleri	24
Tablo 4.1: HRV istatistiksel analiz RR=0:10 sonuçları.	45
Tablo 4.2: HRV istatistiksel analizler RR=10:20 sonuçları.....	45

SEMBOL LİSTESİ

ANS	:	Otonom sinir sistemi
DFA	:	Tahmini dalgalanma analizi
HZ	:	Hertz (1/sn)
HF	:	Yüksek frekans.
ECG	:	Elektrokardiyogram.
HR	:	Kalp hızı.
HRV	:	Kalp hızı değişkenliği.
HRVti	:	HRV üçgen indeksi.
IBI	:	Interbeat aralığı.
LF	:	Düşük frekans.
PRV	:	Vuru hızı değişkenliği.
PPG	:	Photoplethysmography.
NN	:	Normalden normal kalp atışı aralığı.
NNx	:	X'den daha farklı olan ardışık NN (veya IBI) aralıklarının sayısı.
pNN50	:	normal normal aralıkların yüzdesi.
PNS	:	Parasempatik sinir sistemi.
PSD	:	Güç spektral yoğunluğu.
RMSSD	:	Ardışık IBI interval farklarının kök ortalama karesi.
RR	:	RR aralığı.
RSA	:	Solunum sinüsü aritmi.
SA	:	Sinoatriyal.
SD1	:	Poincare'nin uzun ve kısa vadeli HRV'leri.
SDNN	:	Normal-normal aralıkların standard sapması
SNS	:	Sempatik sinir sistemi
STFT	:	Kısa süreli Fourier dönüşümü
TINN	:	IBI üçgen enterpolasyonu
Ms	:	Mili saniye
WT	:	Dalgacık dönüşümü

ÖNSÖZ

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde, iki yıl boyunca değerli bilgilerini benimle paylaşan, kendisine ne zaman danışsam bana kıymetli zamanını ayırıp sabırla ve büyük bir ilgiyle bana faydalı olabilmek için elinden gelenden fazlasını sunan her sorun yaşadığımda yanına çekinmeden gidebildiğim, güler yüzünü ve samimiyetini benden esirgemeyen ve gelecekteki mesleki hayatımda da bana verdiği değerli bilgilerden faydalanacağımı düşündüğüm kıymetli ve danışman hoca statüsünü hakkıyla yerine getiren Prof.Dr.Sezai TOKAT'a teşekkürümü sunarım. Teşekkürlerin az kalacağı diğer üniversite hocalarımda da bana 2 yıllık üniversite hayatım boyunca kazandırdıkları her şey için ve beni gelecekte söz sahibi yapacak bilgilerle donattıkları için hepsine teker teker teşekkürlerimi sunuyorum. ve son olarak çalışmamda desteğini ve bana olan güvenini benden esirgemeyen arkadaşım Berrin YALÇIN'a ve beni bu günlere sevgi ve saygı kelimelerinin anlamlarını bilecek şekilde yetiştirerek getiren ve benden hiçbir zaman desteğini esirgemeyen bu hayattaki en büyük şansım olan aileme sonsuz teşekkürler.

1. GİRİŞ

Nabız değişkenliği veya kalp hızı değişkenliği (HRV) analizi çok çeşitli klinik ve araştırma konularını incelemek için standart bir araç haline gelmiştir. HRV non-invaziv ölçüm yöntemlerindedir (Inoue ve Al 1995). En basit haliyle, HRV ardışık kalp atışları arasındaki zaman farkıdır. Kalp vücut sisteminde olduğu gibi otonom sinir sistemi tarafından da kontrol edilir. Otonom sinir sisteminin kalp üzerinde dengeli bir şekilde çalışıp çalışmadığını, uyanıklık merkezleri ve beyin sapı iletişimin bütünlüğünü gösteren HRV'nin bir belirtecidir (Taşcı 2018). Otonom sinir sistemi, sempatik ve parasempatik olarak iki kısımdan oluşur. Sempatik otonom sinir sistemi stres, heyecan ve tehlike anında ortaya çıkar. Parasempatik ise stres, heyecan ve tehlike geçtiğinde, organların çalışmasının normale dönmesini sağlar (Abacı 2017). Otonom sinir sisteminin nasıl değiştii bilgisi Elektrokardiyografi (EKG) kayıtları yardımıyla HRV ölçümleri ve analizleri ile gerçekleştirilir. EKG kalbin işlevinin değerlendirilmesinde kullanılan en önemli yöntemlerden biridir. EKG'de pletismograf ölçüm aracı yardımıyla alınan kalp atım işaretlerinden her bir atım arasında meydana gelen zaman aralıkları bulunarak HRV bilgisi zaman ve frekans domenlerinde elde edilir. HRV zaman domeni analizleri ya da güç spektral yoğunluğu analizlerini içeren frekans domeni analizleri ile gösterilir. EKG işaretindeki her bir R dalgası arasındaki süre farklılıkları otonom sinir sistemi tarafından düzenlenir. HRV analizlerinde EKG işaretleri altın standart olarak kabul edilmekle birlikte başka yöntemlerde kullanılmaktadır. Bu çalışmada, açık kaynaklı bir HRV analiz yazılım paketinin tasarımı, başarımlı değerlendirilmesi ve uygulaması yapılmıştır. HRV analizinde dört ana kategoride işaret işleme ve analiz işlemleri yapılmaktadır: istatikselsel ve zaman etki analizi, frekans-alan analizi, doğrusal olmayan analiz ve zaman-frekans analizi. Yazılım değerlendirmelerinin benzetimi yapılmış ve halka açık konjestif kalp yetmezliği ve hipoaldestronizm (hyperaldosteronizm) verileri üzerinde HRV analizleri yapılmış ve değerlendirilmiştir.

1.1 Tezin Amacı

Kalp hızı değişkenliği (HRV) analizi, araştırmacılar tarafından yaygın olarak kullanılan ve günden güne önemi artan bir analiz aracıdır. Bu tez çalışmasında HRV analizi konusuna değinilecektir ve HRV analizi ile ilgili olarak farklı konular üzerinde durulacaktır: ilk olarak yapay sinir ağları ve bulanık mantık denklik ilişkisinin HRV analizinde kullanılması üzerinde durulacaktır. Bu sayede bir HRV analiz yazılımı uygulaması tasarlanması ve hem araştırmacılar hem de klinisyenler için kullanımı kolay bir platformda güncellenmiş ve onaylanmış HRV analiz yöntemlerini içeren bir yazılım paketi elde edilmesi düşünölmektedir. Özellikle klinik tedavi uzmanları fizyolojik tanılarında yol gösterici olmak için yorumlayıcı yöntemlere ihtiyaç duymaktadır. İkinci olarak konjestif kalp yetmezliği ve hipoadestronizm (hyperaldosteronism) ile HRV analiz arasındaki ilişki üzerinde durularak HRV analizi ile sonuçların tetkik edilmesi sağlanmaya çalışılacaktır. Elde edilecek yazılım platformu HRV analizi yapılmasını, HRV analiz sonuçlarının görüntölenmesini kolaylaştıracak bir ara yüz sağlar. Bu sayede HRV analiz işlemleri basitleşir ve kullanıcıya esneklik sağlanmış olur. Elde edilecek yazılımının HRV analiz konusunda deneyimi olmayan bir araştırmacının da kolayca analizler yapmasını sağlanması amaçlanmaktadır. HRV analiz yöntemlerini içeren yazılım paketleri için sürekli bir ihtiyaç bulunmaktadır. Çünkü bazı güncel teknikler belirsiz sonuçlara neden olabilmektedir. Özellikle klinik tedavi uzmanları için HRV ıktılarına fizyolojik anlam veren, analiz edip yorumlayan yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Dolayısıyla bu çalışmada yapay sinir ağı ve bulanık mantık denkliği ilişkisini kullanarak tüm bu ihtiyaçları karşılayabileceğimiz yeni bir yazılım sistemi tasarlanmaya çalışılacaktır. Yapay sinir ağı ve bulanık mantık denkliği ilişkisini kullanarak, HRV analizinde kullanılan tekniklere katkı sunmaya çalışacağız. Bu tekniklerden her biri HRV Analizi Yazılımı kapsamında gerçekleştirilecektir. HRV analiz uygulamasının klinik ve tıbbi araştırma alanlarındaki kurumlarda yararlı olacağı düşünölmektedir.

1.2 Literatür özeti

Kalp hız değişkenliği (HRV) analizi son yıllarda birçok hastalık patolojisinin incelenmesi için gittikçe popüler ve önemli bir araç haline gelmiştir (Inoue ve Al 1995). Araştırmacılar ve klinisyenler arasında HRV konusunda yapılan çalışmalar ve konuya olan ilgi artmaya devam etmektedir. Uluslararası Tıp Kütüphanesi veri tabanında yapılan bir literatür araştırması, 2009'da 1,000'den fazla HRV makalesinin yayımlandığını, son 5 yıl içinde 4000'in üstünde ve 10 yıl öncesine kıyasla HRV konulu yayınlarda yılda iki kat bir artış olduğunu gösteriyor. Bu yoğun ilgi ve çalışmalar sonucunda, ticari HRV yazılımının artık klinisyenler için kardiyovasküler hastalıkların teşhisine yardımcı olması noktasına gelmiştir. Hastalık sınıflandırması, tedavi planlaması, ilerleme izleme ve sonuç tahmini, sağlık hizmetlerinde HRV konusunda ilgi çeken temel hedeflerdir. 1963'te Hon ve Lee, klinik anlamını ilk gösterenler arasında, kalp ritim arasındaki süre değişikliklerinin, hem fetal sıkıntıdan, hem de genel kalp hızındaki değişikliklerden önce geldiğini belirtmiştir. 1960'ların sonlarında ve 1980'lerin başında, IBI'de bulunan fizyolojik ritimler tanımlanmaya başlanmıştır. IBI farklılıklarını ele alan otonomik nöropati ile ilişkili 10 yıllık bir çalışma, Ewing tarafından 1985 yılında yayımlandı (Ewing 1985). Miyokardiyal enfarktüs sonrası yüksek mortalite riskleri ve düşük HRV arasında bir ilişki göstererek, 1977'de HRV çalışmalarına büyük ölçüde katkıda bulunmuştur. Yine 1980'li yıllarda HRV (Wolf ve Et 1978), enfarktüs sonrası ölüm oranı için "güçlü ve bağımsız öngörücü" olarak kurulmuştur. 1970 ve 1980 yıllarında, diyabetik otonomik nöropatinin şiddetine HRV azalması ile ilgili güçlü kanıtlar üretildi (Kruger ve Al 1997; Herring ve Paterson 2009). Kişisel bilgisayarların artan kullanılabilirlik ve hesaplama gücü kalp hızı değişkenliği analizindeki artışa katkıda bulundu. Akselrod, bir zaman serisinin spektral bileşenlerini nicel tayin için, bir işaret analiz aracı ilk dalgalanmalarına uyguladı (Akselrod ve et al. 1981). 1990'lardan günümüze, HRV'yi doğrusal olmayan bir işaret olarak tanımlamak için giderek artan bir çaba vardır ve sadece periyodik salınımların kombinasyonları değil HRV analizi kardiyak otonomik modülasyonların tahmin edilmesi için kabul görmüş bir araçtır (Zhang ve Et al 2009). Azalmış HRV kalp hastalığı olan hastalarda olumsuz bir prognozun güçlü ve bağımsız bir ön görücüsüdür. Özellikle post miyokard enfarktüsü ve diyabetik nöropati hastalarında, klinik uygulamada invaziv olmayan bir tanı ve prognostik indeks olma potansiyeline sahiptir. HRV'nin diğer klinik ortamlarda değerlendirilmesi faydalı ve umut verici gibi

görünse de, genel tıpta HRV'nin geçerliliğini değerlendirmek için daha büyük popülasyonda daha ileri prospektüs çalışmalara ihtiyaç bulunmaktadır.

2. Kalp Hızı Değişkenliği Analizi Genel Bilgiler ve Literatür Araştırması

Kalp hızı, önemli bir çalışma alanı haline getiren birçok farklı özellik ile karakterize edilen bir olgudur, ortalama kalp atış hızı dakikada 50 ila 90 atım (BPM) arasındadır. Gerçekte, kalp hızımız ritimden ritme değişiyor. Örneğin, nefes aldığınızda, kalp atışlarınız hızlanır ve nefes verirken yavaşlar. Dolayısıyla, ortalama 60 BPM kalp atış hızı, 55 ile 65 BPM arasında değişebilir. Kalp Hızı Değişkenliği (HRV), kalp hızında bu doğal olarak oluşan varyasyonun bir ölçüsüdür.

Sağlıklı bir insanda kalpteki ortalama atım sayısı 72 atım/dk olarak belirlenmiştir. Buna göre ortalama atım aralığı 833 ms olup standart sapma 40 ms şeklindedir . EKG (elektrokardiyogram) sinyalindeki tepeden tepeye aralıklar (iki R dalgası arası) arasında meydana gelen standart sapma değeri kalp hızı değişkenliği olarak tanımlanır. HRV kalp atımları arasında meydana gelen aralıkların uzunluğundaki dalgalanmaların derecesidir.

HRV, kalp atımları arasındaki zaman aralığındaki değişimin fizyolojik olgusudur. Genellikle EKG atım-atım aralıkları zaman serileri analiz edilerek hesaplanır. Tipik olarak QRS kompleksindeki kalp atışlarını işaret eden R zirvesidir. Bu nedenle, kalp atışları arasındaki aralıklara R-R aralıkları denir.

HRV, her birey için farklılık gösterebilir ve sıklıkla kalp sağlığı seviyesi ile ilişkilidir. Sağlıklı kalp atışı da sağlıklı bazı düzensizlikler içerir. Kalp atış hızınız dakikada 60 vuruş olsa bile, bu sizin kalbinizin her saniyede bir attığı anlamına gelmez. Aksine, kalp atışlarınız arasındaki aralıklar arasında farklılıklar oluşmaktadır. Ardışık kalp atımlarınız arasındaki aralık, örneğin, iki ardışık ritim arasında 0.85 saniye olabilir. Diğer ikisi arasında ise bu defa 1.35 saniye olabilir.

Fark saniyeler içerisinde ölçülse de, aslında farkı hissedebiliriz. HRV benzersizdir, bir bireye ait kalp hızı değişkenliği doğrudan diğer insanlarla karşılaştırılmaz, çünkü HRV bir dizi iç ve dış faktörden etkilenmektedir.

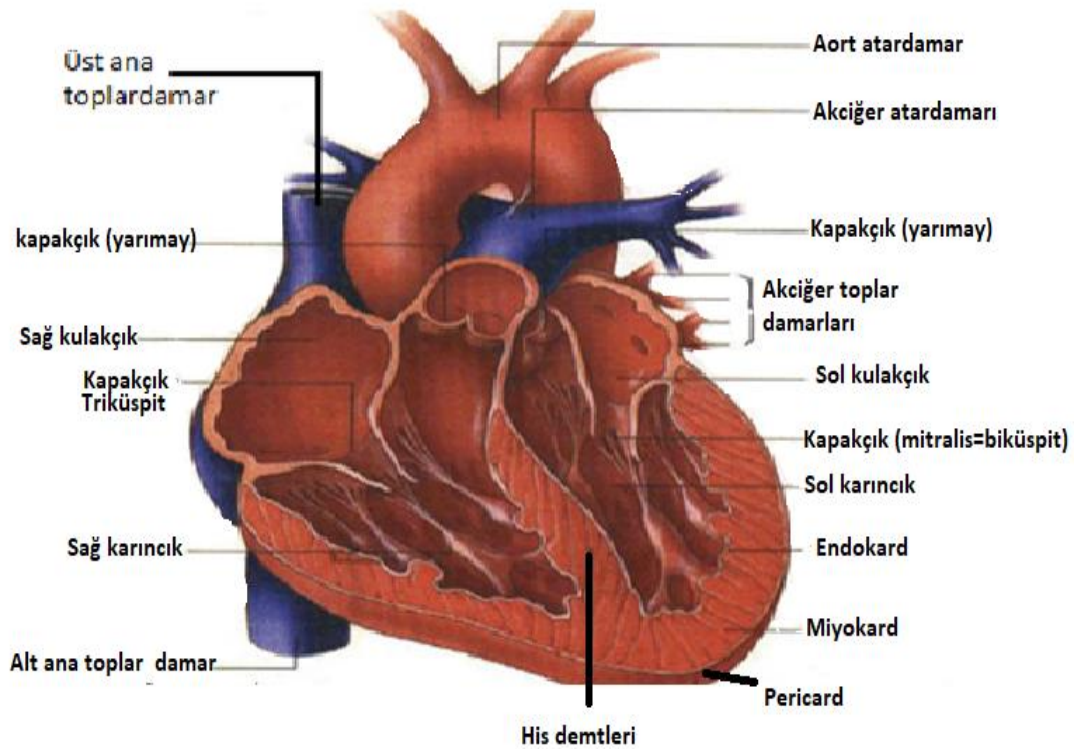
Bu çalışmanın hedefleri HRV'yi değerlendirmek ve uygulamaktır. Bu yüzden ilk olarak HRV tekniklerinin farklı kategorilerini ve yöntemlerini, sinir sistemimizi ve kalp hızımızı anlamamız gerekmektedir.

2.1 Kalp Hızı Değişkenliğinin Fizyolojik Kökenleri

2.1.1 Kalp Fizyolojisi ve Anatomisi

Kalp, göğüs kafesinde (thorax), iki akciğer arasında, göğüs kemiği (sternum)'nin arkasında, diyafram kası üzerinde dördüncü, beşinci ve altıncı kaburga (costae)'ların arka yüzünde, üçte ikisi orta çizginin solunda, üçte biri sağında yer alan bir organdır.

Kalbi dıştan saran üç tabaka vardır. Bu tabaklar; en dış tabaka perikard (pericardium), orta tabaka miyokard (myocardium) ve iç tabaka endokard (endocardium) olarak adlandırılır. Tabanı üstte (basis kordis) ve tepesi altta (apeks kordis) olan kalp bir koniye benzer. Büyüklüğü yaşa ve cinsiyete göre değişir. Kalp, normal bir kadında ortalama 200-280 gram, yetişkin bir erkekte 250-390 gr ağırlığındadır.



Şekil 2 1: Kalbin anatomik olarak kısımları (Ünal 2016).

2.1.2 Kalpte İleti Sistemi

Elektrik akımları sayesinde kasılma olur ve kalbin kasılması sonucunda kendisine gelen kan pompalanır. Bu sırada oluşan akımlar mili volt düzeyindedir. Ancak bu akımlar özel cihazlarla yükseltilerek (amplifiye edilerek) kayıt edilebilir. EKG olarak bilinen kalp testi (elektrokardiyogram), kalbin elektriksel aktivitesinin grafiksel resmidir. Kalbin ritmik bir şekilde çalışması sinoatrial düğüm, atrio-ventriküler düğüm (His demeti) ve Purkinje lifleri sayesinde olur.

Kalbin iletim sistemi, uyarı oluşumu ve iletimi ile miyokardiyal kontraksiyonu sağlayan özelleşmiş kardiyak hücrelerden oluşur. Bir kalp atımı, kalbin sağ kulakçığının üst taraflarında bulunan ve sinoatrial (veya sinüs) düğüm adı verilen özelleşmiş bir hücre demetidir. Oluşan bölgenin elektriksel bir uyarı çıkarması ile başlar. Bu bölgeye kalbin doğal pili denir (pacemaker). Sinüs düğümünden çıkan uyarı kalbin her iki kulakçığı boyunca, özelleşmiş iletim yolları boyunca doğru yayılır ve bu uyarı ile kulakçıklar kasılarak içlerindeki kanı karıncıklara gönderirler. Daha sonra uyarı, kulakçıklar ile karıncıklar arasında bulunan başka bir özel bölgeye; atrioventriküler (AV) düğümüne gelir. Böylelikle kulakçıklarla karıncıklar aynı anda kasılması engellenir. Kulakçıkların kasılması engellendikten sonra His-Purkinje Sistemi adı verilen bir elektriksel ağ ile uyarı tüm karıncıklara yayılır ve tüm karıncık kasılarak içlerindeki kanı akciğerlere ve aort yoluyla tüm vücuda pompalar. Sinüs düğümü tekrar başka bir uyarı çıkararak yeni bir döngüyü başlatır. Normalde sinüs düğümünden dakikada 60–100 civarında uyarı çıkar. Bu uyarı kalp hızını oluşturur (Beton ve Tandoğan 2011).

2.1.3 Otonom Sinir Sisteminin Kalp Üzerindeki Etkisi

Otonom sinir sistemi vücudun hayati öneme sahip olan fonksiyonlarını düzenleyen bir sistemdir. Sinir sisteminin bir parçasıdır. Bu sistem istem dışı çalışan kalp hızı, sindirim, solunum, idrar kesesi, tansiyon, beslenme ve Kan dolaşımı gibi birçok fonksiyonları kontrol eder. Vücuttaki pek çok sistemde olduğu gibi kalp otonom sinir sistemi tarafından kontrol edilir. Kalp kendi atımlarını ürettiği halde kalp hızı ve kalp kasılmasının kuvveti otonom sinir sisteminin kontrolündedir. Kalp atımı sırasında atımdan atıma (iki R dalgası arası) meydana gelen değişimler otonom sinir

sistemi tarafından düzenlenir (Henry ve Al 1995). Otonom sinir sistemi sempatik ve parasempatik olarak iki kısımdan oluşur. Sempatik; stres, heyecan ve tehlike anında ortaya çıkar. Kalp atışları, nefes alıp-verme hızlanır ve tansiyonu yükseltir. Parasempatik ise stres, heyecan ve tehlike geçtiğinde, organların çalışmasını normale dönmesini sağlar. Kalp hızı yani nabız düşer, salgı bezlerinin uyarılması ve sindirim sistemi kaslarının hareketi yavaşlar. Yani kısaca sempatik ve parasempatik kısımlar, organlara karşı türden etki ederler (Pek ve Gayrı 2017).

2.1.3.1 Sempatik Sinir Sistemi

Sempatik sinir sistemi (SNS) otonom sinir sisteminin bir parçasıdır. Vücudun rolü, bedeni fiziksel ve zihinsel aktiviteye hazırlamaktır. Kalbi daha hızlı ve daha güçlü bir hale getirir, solunum yollarını açar, böylece herhangi bir sorun olmadan daha kolay nefes alabilir ve sindirimi yavaşlatır. Sempatik sinir sistemi, insan vücudunun istem dışı işlevlerinden sorumlu olan ANS (Otonomik sinir sistemi)'nin ve otonom sinir sisteminin bir parçasıdır. Sinir sisteminin diğer bölümleri gibi, sempatik sinir sistemi de vücudun istem dışı süreçlerini düzenleyen birbirine bağlı bir dizi nöronlarla çalışır. SNS'nin fonksiyonları çeşitli ve lokalize bir şekilde vücudun üzerinde harekete geçip geçmediğine bağlı olabilir.

2.1.3.2 Parasempatik Sinir Sistemi

Parasempatik sinir sistemi (PNS) otonom sinir sisteminin iki ana bölümünden biridir. Vücudun dinlenme durumundaki işlevlerinden sorumludur. Sindirimi hızlandırır, çeşitli metabolik süreçleri harekete geçirir ve rahatlamamıza yardımcı olur. Bu nedenle genel işlevi, homeostaziye, vücudun dinlenme süresini ve sindirim tepkisini kontrol eder. Vücudu uykuya elverişli ve rahat bir duruma bırakır. PNS'in vücudumuzdaki enerjiyi koruduğunu ve devam etmesinden sorumlu, yumuşak, kararlı durum faaliyetlerinden sorumlu olduğunu söyleyebiliriz. Bedenin rahatlamasını hissettirir.

2.1.3.3 Sempatik ve Parasempatik Sistem Arasındaki Farklar

Sempatik ve parasempatik sinir sistemleri beynin otonom sinir sisteminin iki kisimidir. Vucudun homotetik durumunu desteklemek icin birbirleriyle iliski icinde hareket ederler. Karstilasiklari duruma gore vucudun cesitli organlarinin ve islevlerinin aktivitesini kontrol eder. Astagidaki tablolarda iki sistem arasindaki farklari belirtiyor (Pek ve Gayri 2017).

Tablo 2.1: Sempatik ve Parasempatik Arasındaki Farklar.

	Sempatik	Parasempatik
Kalp atislarlari	Hızlandırır	Yavaşlatır
Sindirim sistemi aktivitesi	Yavaşlatır	Hızlandırır
Akçigerlerdeki alveoller	Genişletir	Daraltır
Göz bebeği	Büyütür	Küçültür
Idrar kesesi	Kasılarak daraltır	Gevşetir ve idrar oluşumu artar
Tükürük salgısı	Azaltır	Artırır

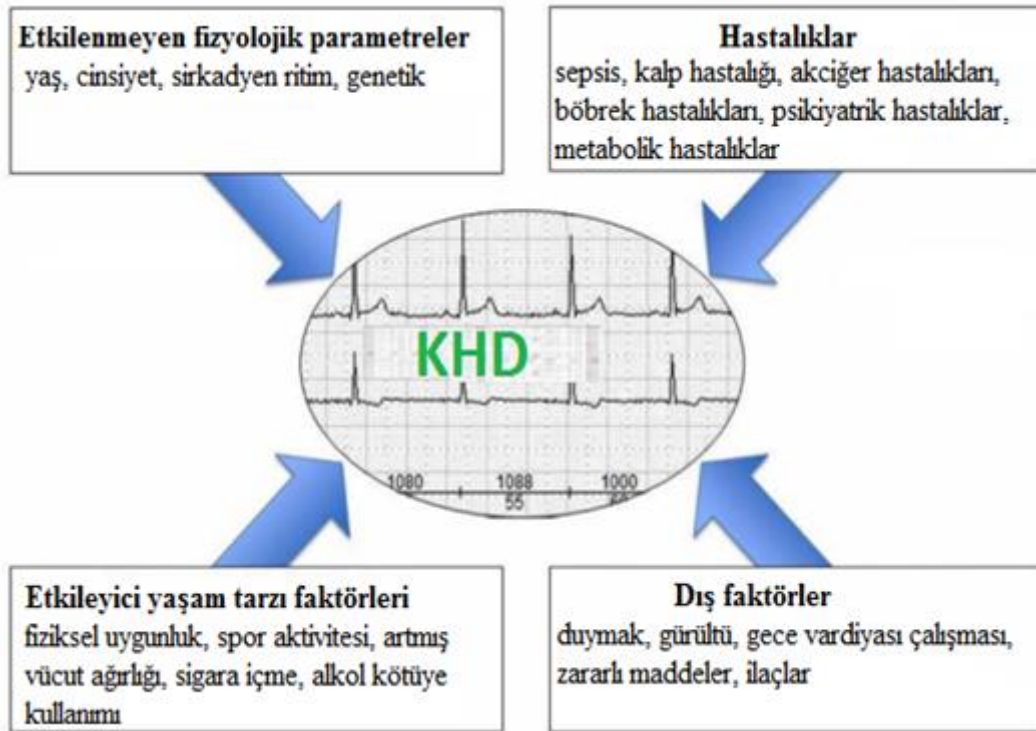
2.1.4 Solunum Sinüs Aritmisi

Solunum sinus aritmisi (respiratory sinus arrhythmia), HRV literatüründe sıklıkla belirtilen bir refleks tipidir. Solunumla ilişkili kalp hızında döngüsel bir geçiştir. Solunum sinüs aritmi ve kalp hızı değişkenliği arasındaki iliski, Solunum sinus aritmi spontan kalp hızı değişkenliğine (HRV) katkısı olarak gösterilmiştir. EKG'de ardışık RR aralıklarında yüksek frekanslı (HF) bir varyasyon bileşeni olarak ölçülür.

Solunum sinüsü aritmisi, inspirasyon sırasında kalp atış hızının hızlanması ve ekspirasyon sırasında yavaşlama ile ayırt edici özellik olmasıdır. Fizyolojik olarak sinüs solunum aritmisi, inspirasyon sırasında ortaya çıkan ve parasempatik sistemin inhibisyonuna neden olan venöz dönüş basıncındaki değişiklikler ile ilişkilidir. Bu aritmi formu, solunum ve kalp sistemleri arasındaki farklı nörolojik etkileşimlere bağlıdır (Pillou 2016).

2.2 Kalp Hızı Değişkenliğini Etkileyen Faktörler

HRV'yi etkileyen faktörler çok sayıdadır. Bir faktörden diğerine değişmektedir. Dolayısıyla HRV çeşitli hastalıklar gibi fizyolojik faktörlerin bir çoğundan etkilenmektedir, Bu faktörlerin farkındalığı bilimsel olarak HRV'nin analiz ve değerlendirmesinde büyük önem taşımaktadır. HRV'deki azalma, sadece yaş, cinsiyet gibi etkilenmeyen fizyolojik faktörlerle bağlantılı olarak değil, aynı zamanda çok sayıda akut ve kronik hastalıkla bağlantılı olarak da gözlenmiştir. Birçok yaşam tarzı faktörünün HRV üzerinde hem olumlu hem de olumsuz bir etkisi vardır. HRV'yi etkileyen fiziksel etkiler de vardır. Şekil 2.2'de, HRV'yi dört ana alana etkileyen önemli faktörleri gruplandırdık (Sammito ve Bockelmann 2016).



Şekil 2.2: HRV'yi etkileyen farklı faktörler

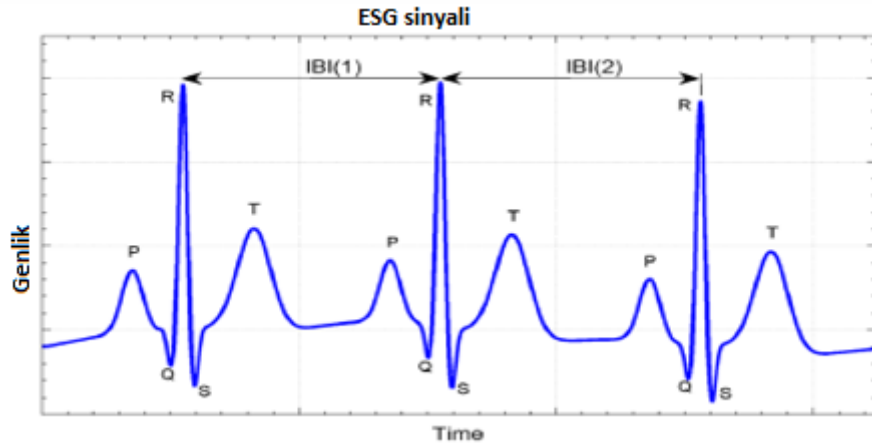
2.3 Aralık Aralığı Algılama

HRV, kalp atımları arasındaki zamandaki değişimdir, otonom kardiyovasküler regülasyonu karakterize etmek için uygun bir yöntemdir. Kalp atışlarının düzenliliği, bir sayı sayısından elde edilir; ardışık kalp atışı sayısı arasında geçen zamanlara eşittirler, IBI aralıkları olarak adlandırılır. Milisaniyede (ms) ölçülürler. Atım-atım aralıkları (IBI), EKG veya pletismogramdan elde edilir. Ardışık (RR aralığı) arasındaki zaman farkı olarak aralığı belirtilir. Normal sinüs ritimlerinden kaynaklanan RR aralıkları bazen NN (normalden normale) aralıklarla ifade edilir. Bu nedenle, IBI

veya RR yerine, ektopik aralık içermeyen IBI'ları göstermek için "NN" standart isimlendirmesi kullanılır. Bu nedenle RR aralığı veya (IBI) işaretlerinin genellikle EKG işaretlerinden ekstrakte edildiğini ve tespit edildiğini görürüz. Tespit ve ekstraksiyon prosesi genellikle bir ön işlem adımı ve bir tepe saptama adımını içerir. Gürültü bozulması ve önemli bir temel eğilim varsa, ham EKG işaretlerini önceden işlemek gerekir. RR aralıklarını hesaplamak için dalgacık tabanlı tepe saptama yöntemini kullanarak R pik değerlerini belirlenir. Şekil 2.3, IBI'lerin R dalgalarına göre nasıl belirlendiğini gösterir. N atım içeren bir EKG segmentinin IBI zaman serileri.

$$IBI(n) = beat(n + 1) - beat(n), 1 \leq n \leq N \quad (2.1)$$

Burada n ritmin vuruş zamanı, N ise toplam vuruş sayısıdır.



Şekil 2.3: N atım içeren bir EKG segmentinin IBI zaman serileri.

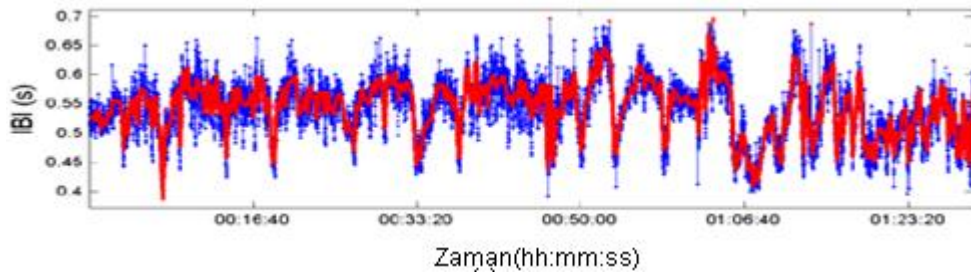
IBI'ye karşılık gelen zaman aralıkları IBI(1) ve IBI(2) ile gösterilir. EKG morfolojisi, beş karakteristik dalga P, Q, R, S ve T ile gösterilmektedir. IBI(1) ve IBI(2), IBI zaman serisi işaretinin birinci ve ikinci veri noktasını temsil etmektedir.

2.4 IBI İşaretinin İşlenmesi

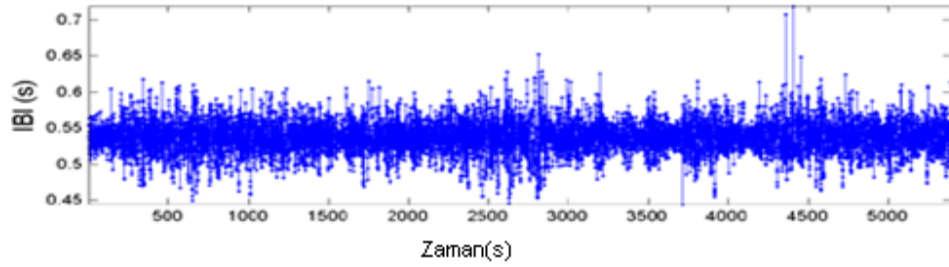
HRV hakkında düşündüğümüzde, IBI işaretinin ön işlenmesini düşünürüz, bu HRV' nin birçok farklı uygulamasında önemli bir veri türüdür. IBI işaretinin önceden

işlenmesi IBI zaman serisi verilerinden kaynaklanır, analiz hatalarını azaltmak için HRV analizinden önce gereklidir. Bazı HRV analiz yöntemleri Tarvainen(2004), IBI işaretlerinin sabit veya düşük frekanslı eğilimleri olmadığını doğrulamaktadır. Fourier dönüşümüne dayanan güç spektrumu tahminleri gibi bazı yöntemlerdir (Lippman ve *Et* 1994). Çünkü zamanın tersi zamanla değişmemesi gerektiği anlamına gelir. Aksi takdirde durağan olmalıdır.

IBI ön işlemenin en önemli türleri; IBI yeniden örnekleme, ektopik aralık düzeltmesi, ektopik aralık algılama ve belirlenmesidir.



(a)



(b)

Şekil 2.4: (a) Ektopik aralık ve eğilim tespiti (kırmızı); b) Ektopik düzeltme ve belirleme sonrası (mavi) IBI zaman serileri (Godoy 2014).

2.4.1 Ektopik Aralığı Algılama

HRV'de ektopik atımları tespit etmek için birçok etkili yaklaşım ve teknik geliştirilmiştir. RR aralığını bir öncesine ya da ortalamaya göre karşılaştıran çalışmalar bulunmaktadır. Böylece hatalı atımlar ortadan kaldırılır. Araştırmacılar şablon ekstraksiyon tekniğini kullanmayı tercih eder. Ama aslında ektopik aralıkların saptanması için tartışılan üç önemli teknik vardır; Ektopik aralıkların tespit edilmesinde kullanılan ilk yöntem standart sapma filtresidir. Bu yöntemde aykırı değerler, kullanıcı tanımlı bir standart sapma değeri ile genel ortalama IBI'nın ötesine

geçen aralıklarla işaretlenir (Aubert 1999). Ektopik aralıkların tespitinde kullanılan ikinci yöntem ise bu bölümde kullanılan yüzde (percentage) filtresidir. Bir önceki aralıktan kullanıcı tanımlı bir yüzdeden fazla (genellikle %20) değişen aralıkları bulur. Ektopik aralık tespitinde orijinal IBI'de herhangi bir değişiklik olmaz. Son olarak medyan filtre ektopik intervalleri tanımlamak için eşikli bir impuls reddetme (rejection) filtresi olarak davranır (Thuraisingham 2006). Bu filtrede aşağıdaki parametre kullanılır:

$$D(n) = \frac{|x(n) - med(x)|}{1.483 \cdot med\{|x(n) - med(x)|\}} \quad (2.2)$$

Bir eşik değeri τ kullanılarak ve bir n uzunluğundaki rasgele değişken x için eğer $D(n) \geq \tau$ ise ektopik değil, değilse ektopiktir.

2.4.2 Ektopik Aralığı Düzeltme

Ektopik aralıklar algılandıktan sonra düzeltilme işlemine geçilir. Genel olarak ektopik aralıkların düzeltilmesi için, bazı etkili ve kullanışlı teknikler literatürde önerilmiştir. Kullanılan dört önemli teknik bulunmaktadır. İlk teknik, bulunan tüm ektopik aralıkların çıkarılmasıdır. Başka bir yöntem, ektopik aralığı (2.3) denklemi ile ektopik aralık üzerinde ortalanmış komşu IBI aralıklarının ortalama değeri ile değiştirir.

$$IBI'(n) = mean\left\{IBI(n + m) : |m| \leq \frac{w-1}{2}\right\} \quad (2.3)$$

Burada n toplam RR sayısı, m ektopik aralık uzunluğu ve w ektopik aralıkta ortalanmış bir değerdir. Benzer şekilde, medyan metodu ektopik aralıkları denklem (2.4) ile ektopik aralık üzerinde ortalanmış olan komşu IBI aralıklarının medyan değeri ile yerini alır.

$$IBI'(n) = med\left\{IBI(n + m) : |m| \leq \frac{w-1}{2}\right\} \quad (2.4)$$

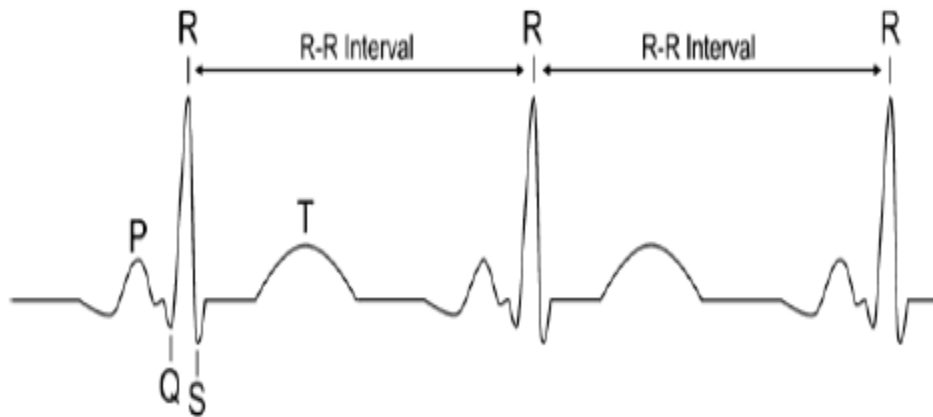
Son olarak, kübik spline replasmanı kübik spline interpolasyonu kullanarak ektopik aralıkların yerini alır (Shafqat ve Et 2007).

2.5 Kalp Hızı Değişkenliği Ölçüm Yöntemleri

2.5.1 Elektrokardiyografi (EKG)

Elektrokardiyograf, bireyin kardiyak sağlığı hakkında bilgi veren işlemdir. Cildin üzerine yerleştirilmiş elektrotlar kullanılarak kalbin elektriksel aktivitesini bir süre boyunca kaydeder. Elektrokardiyografi ile elektrokardiyogram (EKG) adlı bir grafik resmi elde edilir. Bu resim kasılmalar için gerekli olan kalbin elektriksel aktivitesinin kaydına karşılık gelir. Elektrokardiyogram kalp sağlığı hakkında anlık bilgi sağlar. Göğüs ağrısı durumunda ve bazı kardiyovasküler hastalıklar gibi farklı nedenlerle kullanılır, EKG'ler hızlı ve güvenlidir. Bu test yardımı ile bir doktor kalp ritmini kontrol edebilir. Kalp kasına zayıf kan akışı olup olmadığına bakılır.

Elektrokardiogramın okunması genellikle beş karakteristik dalgayı gösterir. Bunlar P, Q, R, S ve T olarak adlandırılır. Şekil 2.5'te normal bir elektrokardiyogramın neye benzetildiği görülmektedir. Burada P dalgası, atriyumun kasılması sırasında depolarizasyonu, PR aralığı, sinüs düğümü elektriksel dürtülerin ventriküler kaslara iletilmesi için gereken süreyi, QRS kompleksi depolarizasyon ve ventriküler kasılmayı, QT aralığı, global ventriküler repolarizasyonunu, T dalgası ise ventriküler repolarizasyonun sonunu tanımlamaktadır.

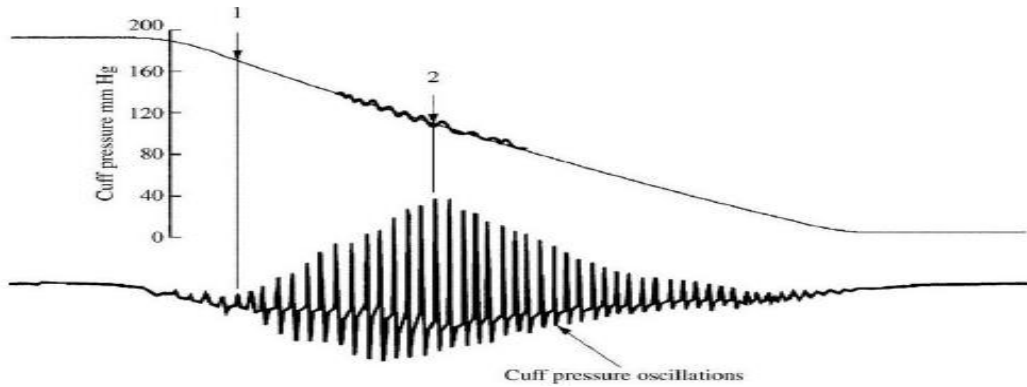


Şekil 2.5: EKG işareti ve iki atım arası (iki R dalgası) aralık ölçümü (MacDonald 2015).

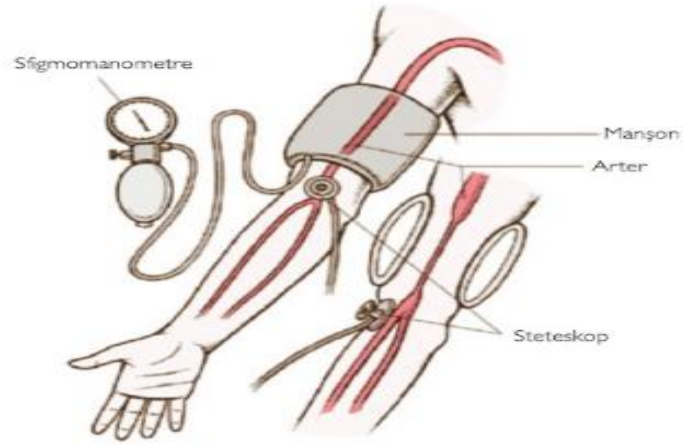
2.5.2 Osilometrik Yöntem

Kan basıncını ölçmek için farklı yöntemler vardır. Osilometrik yöntem genellikle uzmanlar tarafından en çok tercih edilen yöntemdir. Osilometrik yöntem genellikle evde tansiyon ölçme cihazlarında kullanılır. Osilometrik yöntemle, osilometrik genişliklerin ve kalp hızının şeklinin algoritmik olarak yorumlanmasıyla belirlenir. Osilometrik yöntem, HRV hakkında bilgi almak ve kan basıncını ölçmek için uygun bir yöntemdir. Osilometrik yöntemin ise başlıca olumlu yönleri BP ölçümü ve mikrofon sensörüne gerek olmamasıdır. Olumsuz yanları ise osilometri, işaretlerin bant genişliği nedeniyle hareketlere çok duyarlı olması, bazı osilometrik eğrilerin doğru okunmasının zor olması ve aynı zamanda bu iki yöntem ideal olarak aynı cihazla ilişkilendirilmelidir.

Osilometrik yöntem ilk olarak Marey tarafından 1876'da gösterilmiş ve tansiyon aleti manşonunun basıncındaki salınımların gözlemine içermiştir (40). Bu yöntemde, kan akışı, Şekil 2.7'de gösterildiği gibi kol veya bilek manşeti şişirilerek durdurulur. Daha sonra manşondaki hava yavaşça salınmaya başlar. Belli bir noktaya ulaştığı zaman, kan damarındaki kan basıncı manşetteki basınçtan geçer ve kan bir diğerinden akmaya başlar. Bu noktada, Şekil 2.6'da görüldüğü gibi, kalp hızına bağlı olarak, manşondaki basınçta salınımlar meydana gelir. Bu salınımlar bir basınç sensörünün yardımı ile yapılabilir.



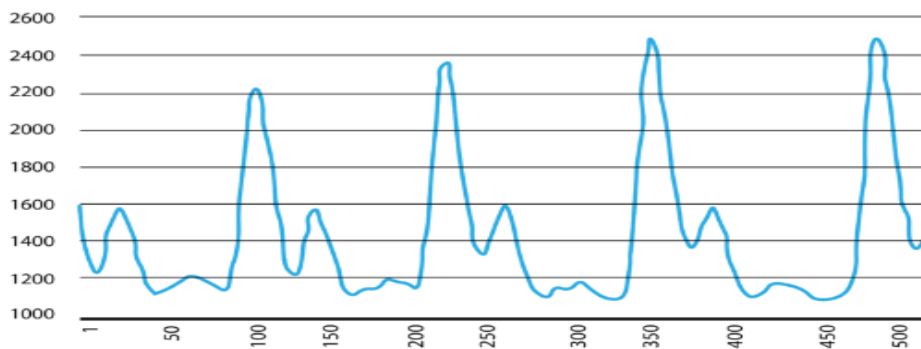
Şekil 2.6: Osilasyon başladıktan sonra manşet (cuff) içerisinde oluşan basınç değişimi (Yadav 2015).



Şekil 2.7: Osilometrik yöntemle kan basıncının ölçülmesi (Yadav 2015).

2.5.3 Fotopletismografi

HRV, otonom sinir sistemi (ANS) regülasyonunun en önemli işaretlerinden birini temsil eder. Fotopletismografi (PPG) tekniği EKG'nin HRV analizinde kullanılır. Çünkü EKG'den PPG ölçmek daha uygundur. PPG, ışık iletimini veya yansımayı ölçerek kalbin hacimsel değişimini ölçen bir tekniktir. HRV, PPG işaretindeki ardışık zirveler arasındaki zaman aralığının doğru tahminini gösterir. Bu nedenle, PPG işareti, yanlış zirveler algılanırsa kötü HRV tahminine yol açabilen hareket artefaktına çok duyarlıdır. Bireyin kalp hızını ölçmek için kolay uygulanan bir yoldur. Bununla birlikte, kişisel sağlık uygulamalarında her zaman kolay ve rahat bir şekilde bulunmayan RR aralıklarını güvenilir bir şekilde tespit etmek için EKG işaretinin edinilmesini gerektirir. Buna ek olarak, tek nokta optik sensörlerde ilerleme nedeniyle, daha uygun ve daha az müdahaleci bir ölçüm tekniği olduğundan, PPG kalp atışı aralığı ölçümleri için bir alternatiftir (MacDonald 2015).



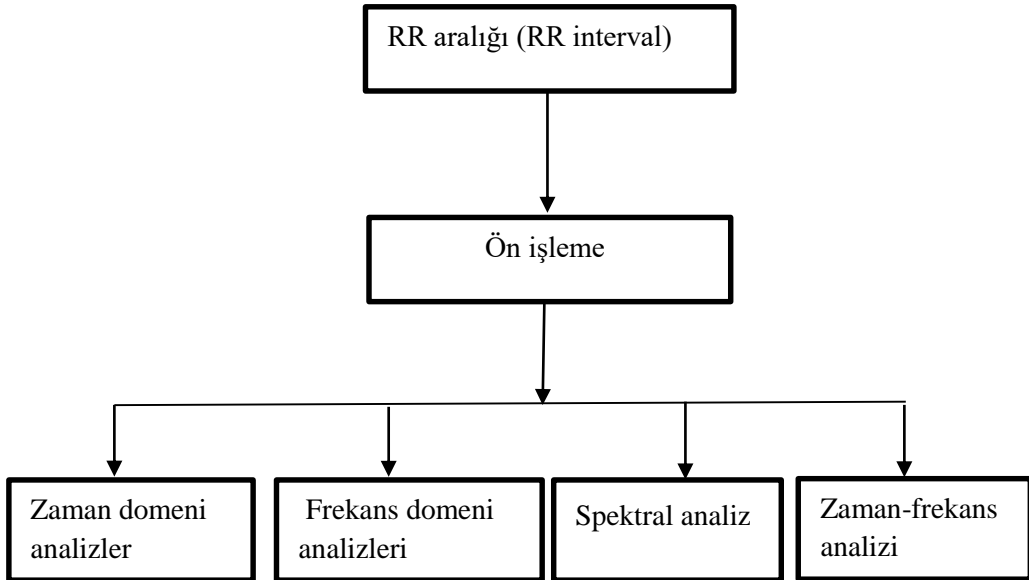
Şekil 2.8: Kan akış boyutundaki farkı gösteren tipik bir PPG işareti örneği (MacDonald 2015).

2.6 Materyal ve Yöntem

2.6.1 Kalp Hızı Değişkenliği ile İlgili Yöntemler ve Parametreler

HRV analizi Şekil 2.9’da belirtildiği gibi farklı tekniklerle kalp atımının ardışık RR aralıklarının ölçümüne dayanmaktadır. HRV, bir zaman-frekans analizi veya bir güç spektral yoğunluk (PSD) analizi olarak frekans alanında iki şekilde belirlenebilir. Zaman domeni analizi metodu sadece geçici RR aralık işaretlerini kullanarak birkaç özel ölçüm çıkarır. PSD analiz metodu RR aralıklarını belirli bir hızda ele alır. Bu aralıkları frekans alanına dönüştürür. Her iki yöntemde de, ilk önce zaman aralıkları arasındaki art arda normal QRS kompleksi belirlenir. Fakat aynı zamanda mühendisler, doğrusal olmayan analiz, geometrik analiz ve zaman-frekans analizi gibi farklı analizlerin yapılmasını sağlamak için uzun bir süredir diğer yöntemleri geliştirmiş ve tartışmışlardır.

HRV'yi analiz etmek için kullanılan bu yöntemlerin hepsi, farklı parametrelere ve farklı tekniklere sahiptir. Kullanılan yöntemin seçimi, parametrelerine göre öngörü hedefine uygun olmalıdır.



Şekil 2.9: HRV Analizi Süreci.

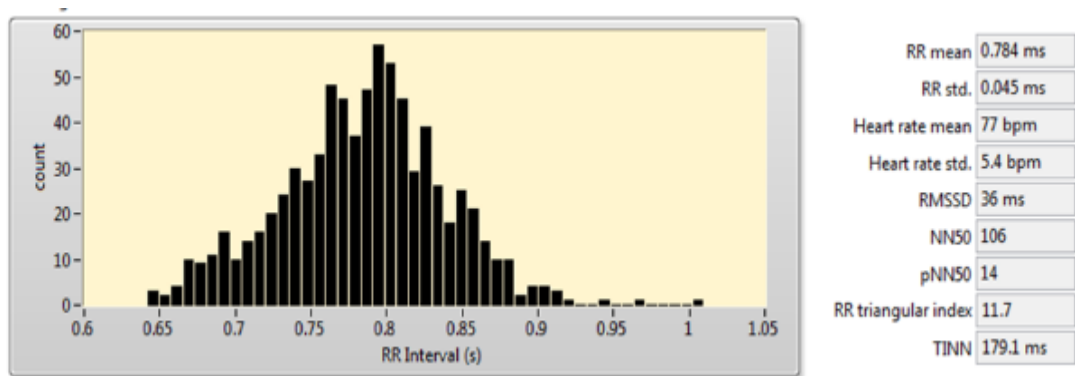
2.6.1.1 Zaman Domeni Analizleri

HRV analizi, bir dizi yöntemle gerçekleştirilebilir ve değerlendirilebilir, belki de zaman alanı ölçütleri bunu gerçekleştirmek için en basit olanıdır, zaman diliminde HRV, normal RR aralıkları ile EKG'deki standart sapmaları arasındaki süreleri ölçerek yapılabilir. Bu yöntemlerde, herhangi bir zamanda kalp atım hızı veya ardışık normal kompleksler arasındaki aralıklar belirlenir. Her bir QRS kompleksi saptanır ve normalden normale veya anlık kalp atış hızına karar verilir.

RR aralıklarından veya NN aralıklarından elde edilen değerler, zamanın bir fonksiyonu olarak çizilir. Bir Takogram veya Histogram olarak adlandırılan eğri verilir. Takogram analizi, HRV çalışmasının temellerinden biridir.

Temporal analiz hem sempatik hem de parasempatik etkinliklerden etkilenir. Otonom faaliyetin aksamalarının küresel olarak tespit edilmesi için yararlı bir klinik aracı temsil eder (National Instruments 2018).

Şekil 2.10, zaman-domeni analizi yöntemini kullanarak HRV Analizini göstermektedir. Zaman-etkileşim metodu'nun farklı parametreleri zaman domeni HRV analizleri sıklıkla istatistiksel veya geometrik yöntemler olarak sınıflandırılır.



Şekil 2.10: RR aralığı histogramı (National Instruments 2018).

2.6.1.1.1 İstatistiksel yöntemler

İstatistiksel zaman domeni ölçümleri, doğrudan IBI zaman serilerinden hesaplanan istatistiksel temel ölçümlerdir. Bir dizi anlık kalp hızından, daha karmaşık

İstatistiksel zaman domeni ölçümleri hesaplanabilir. Hesaplanacak en basit değişken, NN aralıklarının (SDNN) standart sapmasıdır. Yani varyansın kareköküdür. Varyans, spektral analizin toplam gücüne eşittir, İstatistiksel hesaplamada, iki tekniği kullanarak istatistiksel varyasyonu hesaplayabiliriz: Birincisi, NN aralıkları arasındaki farklardan türetilir ve ikincisi, NN aralıklarının doğrudan ölçümlerinden hesaplanır.

Hesaplanacak ilk varyant, SDNN indeksidir ($SDNN_I$) ve her bir IBI segmentinin standart sapmasını bularak ve sonra standart sapmaların ortalama değerini elde ederek hesaplanır. $SDNN_I$ ve $SDANN$, (2.5) ve (2.6) denklemleri kullanılarak matematiksel olarak temsil edilir:

$$SDNN_I = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M SDNN(i) \quad (2.5)$$

$$SDANN = \sqrt{\frac{1}{M-1} \sum_{i=1}^M [meanIBI(i) - \overline{meanIBI}]^2} \quad (2.6)$$

Burada $SDNN(i)$, IBI segmentinin SDNN değerini temsil ettiğinde, ortalama $IBI(i)$, IBI segmentinin ortalama IBI değerini temsil eder. Ve M , toplam segment sayısıdır.

İstatistiksel yöntem kullanılarak, ortalama RR aralığı, $RMSSD$, RR Mean & Std, $NN50$ sayımı, $pNN50$, $SDSD$ gibi bazı parametreler kullanılarak anlamı belirtilir.

a) Ortalama RR (RR Mean & Std): RR aralıkları arasında geçen sürelerin ortalama değeridir (Mean and standard deviation of all RR intervals.)

b) Ortalama HR (HR Mean & Std): Ortalama kalp hızını gösterir (Mean and standard deviation of all heart rates)

c) $RMSSD$ (Root Mean Square Of Successive Differences): Normal-normal aralıkları ortalama karesel farklarının kareköküdür. Bu ölçüm kalbin parasempatik bir düzenlemesini yansıtan kısa dönem normal-normal kayıtlarında kalp hızındaki yüksek frekans bileşenlerini tahmin eder Medicore(2017). Aşağıdaki denklemi kullanarak hesaplıyoruz:

$$RMSSD := \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} = \sigma(d) \quad (2.7)$$

$$rr_i := \frac{2(RR_i - RR_{i-1})}{RR_i + RR_{i-1}} \quad (2.8)$$

Burada RR_{i+1} , ($i=2, \dots, n$) nispi RR aralığını tanımlar.

SDNN İndeks (standard deviations of NN intervals): 24 saatlik EKG kayıtlarının her 5 dk'lık segmentleri için tüm normal RR aralıklarının standart sapmalarının tüm normal RR aralıklarının standartının ortalamasıdır.

Bu parametre HRV üzerindeki otonomik etkinin başlıca ölçümüdür Medico(2017).Kılavuzlarda (2.8) verilen standart HRV ölçümleri, RR aralıklarının varyansı ile ilgilidir. RR_i zirvesine kadar olan süreyi gösterir. RR, toplamda n aralık vererek ortalama aralıktır.

$$SDNN := \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (2.9)$$

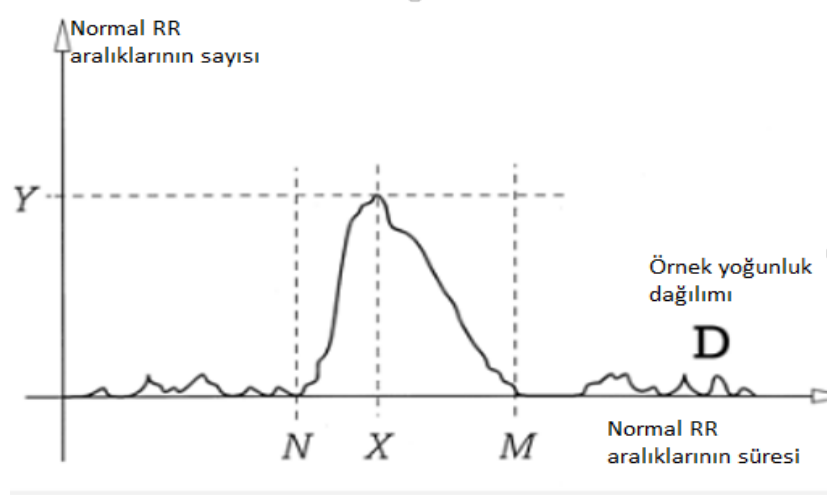
d) pNN50 (Percentage of Normal Normal Intervals): Aralarındaki fark 50 ms'den daha büyük normal normal aralıkların yüzdesini ifade eder (Medico2017).

$$pNN50 := P(|RR_{i+1} - RR_i| > 50ms) \quad (2.10)$$

2.6.1.1.2 Geometrik Yöntemler

Çoğu geometrik yöntem, RR (veya NN) aralık dizisinin, iyi olmayan ve düzeltilmiş histogramların oluşturulmasına izin veren ayrı bir ölçekte ölçülmesini veya dönüştürülmesini gerektirir. Kullanılan cihazların hassasiyetine bağlı olarak 1/128 sn ile elde edilen RR aralıklarının bir histogramına dayanır.

HRV üçgen indeks ölçümü, yoğunluk dağılımının maksimum yoğunluğuna bölünen yoğunluk dağılımının integralidir. NN aralığı histogramının üçgen enterpolasyonu (TINN), NN aralığı dağılımına yaklaşan bir üçgenin tabanı olarak ölçülen dağılımın taban genişliğidir (Richardson ve diğ. 1996).



Şekil 2.11: Hesaplama HRV üçgen indeksi ve TINN detayları en sık görülen (Richardson ve diğ. 1996)

NN aralık uzunluğu X , yani $Y=D(X)$ örnek yoğunluk dağılımı D 'nin maksimumudur, HRV üçgen indeksi, mutlak frekansı Y olan en yüksek değer X (mod) tarafından verilir.

$$\text{HRV üçgen indeksi} = \frac{N}{Y} \quad (2.11)$$

N , tüm NN aralıklarının toplam sayısıdır. Üçgen indeks D 'nin Alan integralini maksimum Y 'ye bölerek elde edilen değerdir. TINN ölçümü için RR aralıklarının ayırık dağılımının üçgen şeklindeki interpolasyonu kullanılır.

$$\text{TINN} = M - N \quad (2.12)$$

M ve N , $t \leq N$ ve $t \geq M$ için $T(t)=0$ ile üçgen fonksiyon T 'nin köşe noktalarıdır. Modal kutusu örnek dağılımı ile aynıdır: $T(X)=Y$. $T(N;0)$ $(X;Y)$ ve $(X;Y)$ ile $(M;0)$ arasında bağlayarak doğrusal fonksiyonların değerlerini alır. Numune dağılımına en iyi uyan üçgen fonksiyon M ve N 'yi tanımlar. Bu yüzden önemli Geometrik Ölçümlerin şu olduğu sonucuna varıyoruz:

HRV Üçgen İndeksi (HRV Triangular Index): Tüm RR aralıklarının toplam sayısı, tüm RR aralıklarının histogramının yüksekliğine bölünür. (Total number of all RR intervals divided by the height of the histogram of all RR intervals.)

TINN: 1/128s. uzunlukta ölçülen RR aralıklarının histogramının en yüksek noktasının kare farkın üçgen enterpolasyonunun taban genişliği

Zaman-domeni istatistiksel parametreleri ve geometrik parametreleri içeren Tablo 2.2’de bu parametrelere ait genel tanımlar verilmiştir.

Tablo2.2: Zaman Domeni İstatistiksel ve Geometrik Parametreleri ve tanımları.

Parametre	Birim	Tanım
İstatistiksel Parametreleri		
Ortalama RR	ms	Ortalama RR aralığı
	ms	Normal normal aralıkların standart sapması
SDNN		
pNN50	%	Aralarındaki fark 50 ms’den daha büyük normal normal aralıkların yüzdesi.
RMSSD	ms	Normal normal aralıkların ortalama karesel farklarının karekökü olup asıl olarak vagal aktiviteyi yansıtır.
Geometrik Parametreleri		
HRV Triangular Index	N/A	Tüm RR aralıklarının toplam sayısı, tüm RR aralıklarının histogramının yüksekliğine bölünür.
TINN	ms	En küçük kare farkının taban genişliği, tüm RR aralıklarının histogramının en yüksek pikinin üçgen enterpolasyonu, ayrı bir ölçekte 7.8125 ms (1/128 s) kutularla ölçüldü.

2.6.1.2 Frekans Domeni Analizleri

Frekans domeni analizleri, ardışık RR aralıklarının bir zaman serisinin spektral içeriğinin hesaplanmasıdır. 1981’de Akselrod ve arkadaşları ilk yazarlar olarak ANS’nin kardiyovasküler etkilerini ölçmek için RR serisinin spektral analizini kullanmışlardır. Bu analiz metodu, RR interval eğrilerini eğrisinden çıkarılabilen farklı frekanslardaki sinüzoidal dalgaların bir kombinasyonu olarak düşünmekten ibarettir. Bu, frekans dağılımı olarak güç dağılımı (RR aralıklarının varyansı) hakkında bilgi sağlar. Bu analiz için parametrik ve parametrik olmayan iki ana yöntem vardır. Parametrik olmayan teknikler, sadelikleri ve hızlarıyla karakterize edilir. Parametrik

olmayan analiz ise Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT) tekniği kullanılarak ve son zamanlarda dalgacık dönüşümü kullanılarak gerçekleştirilir. FFT, RR interval eğrisini, onu oluşturan sinüzoidal dalgaları çıkararak ve sonuçları spektral güç yoğunluğuna göre görüntüleyerek ayırır. Parametrik olmayan ve parametrik teknikler karşılaştırılabilir sonuçlar sağlar.

Parametrik olmayan yöntemlerin avantajları şunlardır:

- Yüksek işlem hızı
- Hızlı Fourier dönüşümü [FFT] kullanılan algoritmanın sadeliği

Parametrik yöntemlerin avantajları şunlardır:

- Spektrumun kolay işlenmesi, düşük ve yüksek frekanslı güç bileşenlerinin otomatik hesaplanmasının her bir bileşenin merkezi frekansının kolay bir şekilde belirlenmesini sağlar.
- Önceden seçilmiş frekans bantlarından bağımsız olarak ayırt edilebilen daha akıcı spektral bileşenler.
- İşaretin durağanlığı sürdürdüğü az sayıda örnekte bile doğru bir PSD tahmini.

Parametrik yöntemlerin temel dezavantajı, seçilen modelin ve karmaşıklığının (yani, modelin sırasının) uygunluğunun doğrulanması gerekliliğidir.

Frekans alanı analizi, genellikle ANS'nin durumunu izlemek için yararlıdır. ANS'nin bileşenleri olarak sempatik ve parasempatik olması kalp atış hızını artırır veya azaltır, RR aralıklarının spektrumundaki farklı bantları etkiler.

HRV analizinin frekans-alan metodu, RR interval işaretlerinden pik frekansı gibi frekans-alan parametrelerini çıkarır. Tablo 2.3 Çok düşük frekanslı (VLF), düşük frekanslı (LF) ve yüksek frekanslı (HF) bantlarda en yüksek frekans ve güç de dahil olmak üzere HRV analizinin ortak frekans alanı ölçümlerini göstermektedir.

Tablo2.3: HRV'nin Frekans- Domeni Ölçümleri.

<i>Frekans Domeni Parametreleri</i>		
Parametre	Birim	Tanım
VLF	ms ²	0.003-0.04 Hz aralığında güç spektrum bandıdır
LF	ms ²	0.04-0.15 Hz aralığındaki bölge olup hem sempatik hem parasempatik aktiviteyi yansıtmakla birlikte genel olarak sempatik aktivite göstergesidir.
HF	ms ²	0.15-0.4 Hz aralığındaki bölgedir ve parasempatik aktiviteyi yansıtır.
LF/HF		Sempatik ve parasempatik sistemler arasındaki dengeyi gösterir.
Peak Frequency	Hz	VLF, LF ve HF frekans bantları için güç spektral yoğunluk (PSD) tahmininin tepe frekansları.

2.6.1.3 Zaman-Frekans Domeni Analizi

Zaman-frekans analizi, çeşitli zaman-frekans gösterimlerini kullanarak, hem zaman hem de frekans alanlarındaki bir işareti eşzamanlı olarak içeren ve inceleyen bir tekniktir. 1 boyutlu bir işareti bir fonksiyon olarak görmek yerine, gerçek ya da karmaşık değerli ve bazı dönüşümler, zaman-frekans analizi iki boyutlu bir işaret üzerinde çalışmaktadır. Bu alan, işaretden elde edilen iki boyutlu gerçek düzlemdir. bir zaman-frekans dönüşümüdür. Frekans alanı analizi gibi, zaman frekanslı HRV analizi VLF, LF ve HF ile ilgili ölçümleri ölçmektedir. Kullanılan iki temel zaman-frekans analizi, pencereci Fourier dönüşümü ve sürekli dalgacık dönüşümüdür.

Zaman-Frekans analizi için pratik motivasyon, klasik Fourier analizinin işaretlerin zaman veya periyodik olarak sonsuz olduğunu varsayarsa da, uygulamadaki birçok işaretin kısa süreli olması ve süreleri boyunca önemli ölçüde değişmesidir. Bu çalışmanın matematiksel motivasyonu, fonksiyonların ve dönüşüm temsillerinin sık sıkıya bağlı olduğu ve birbirlerinden ayrı olarak değil, iki boyutlu bir nesne olarak ortaklaşa çalışarak daha iyi anlaşılabilceği yönündedir.

Geçerli bir zaman-frekans dağılımı fonksiyonunu formüle etmek için birçok farklı yol ve teknik vardır, bu da aşağıdaki gibi farklı zaman-frekans dağılımları ile sonuçlanır:

- Kısa süreli Fourier dönüşümü (Short-time Fourier transform).
- Dalgacık dönüşümü (Wavelet transform: Dalgacık dönüşümleri nispeten yeni, ama birçok zaman işaretini analiz etmek ve sıkıştırmak için son derece popüler bir araçtır).
- Bilinçli zaman-frekans dağılımı fonksiyonu (Bilinear time–frequency distribution function)
- Modifiye Wigner dağıtım fonksiyonu (Modified Wigner distribution function)

2.6.1.4 Doğrusal Olmayan Analiz

Bu teknik yakın zamanda yapıyı analiz etmek ve RR aralıklarının karmaşıklığıdır. RR serisinin tamamen rastgele olduğu göz önüne alındığında, farklı RR serilerinin, SDNN indeksine özdeş standart sapmalara sahip olabilirken, yapıları veya organizasyonu farklı olacaktır.

Doğrusal olmayan fenomenler, HRV'nin doğuşunda kesinlikle yer alırlar, elektrofizyolojik ve hümoral değişkenlerin ve ayrıca otonom sinirsel düzenlemelerin karmaşık etkileşimleri ile belirlenirler.

Yöntem, kaos teorisinden türetilen karmaşık matematiksel tekniklerin uygulanmasından oluşur. Bu teori genellikle çok düzensiz fizyolojik fenomenleri analiz etmek için kullanılır. Fakat rastgele olmayanlar, HRV (Görev Gücü, 1996).

Doğrusal olmayan dinamiklerin yöntemlerine dayanan HRV analizinin, HRV'nin fizyolojik yorumu için değerli bilgiler çıkarabileceğini düşünmüşlerdir. Doğrusal olmayan indeksler, HRV analizinde zaman ve frekans yöntemlerine göre daha az çalışılmıştır. Aralarında birkaç yaklaşım önerilmiştir:

- Sıklıkla belirtilen bir doğrusal olmayan indeks, RR aralıklarının fraktal analizinden elde edilir. Birçok çalışmaya göre, bu doğrusal olmayan indeks,

tüm nedenlere bağlı mortalitenin en iyi göstergesidir. Fakat çok değişkenli analizde, RR azaldı.

Şu anda, doğrusal olmayan yöntemler HRV tahmini için potansiyel araçları temsil etmektedir.ve bu yöntemlerin tam kapsamı değerlendirilemez. Bu yöntemler fizyolojik ve klinik çalışmalara hazır hale gelmeden önce teknolojideki ilerlemeler ve doğrusal olmayan yöntemlerin sonuçlarının yorumlanması gerekmektedir.

2.6.1.4.1 Poincaré Plot

Poincaré diyagramlarının yapımı bir yöntemi temsil eder, Her bir R-R alanına karşılık gelen noktaları çizmenin basit bir yolu 24 saat Holter EKG kaydı, grafikdir. Yani, büyük bir kuyruklu yıldız ile karşılaştırıldığında bir figürün elde edilmesi, üst uç ve daha uzamış bir alt uç oluşturulabilir. Bu grafikten, SD_{12} aşağıdaki denkleme göre hesaplanabilir;

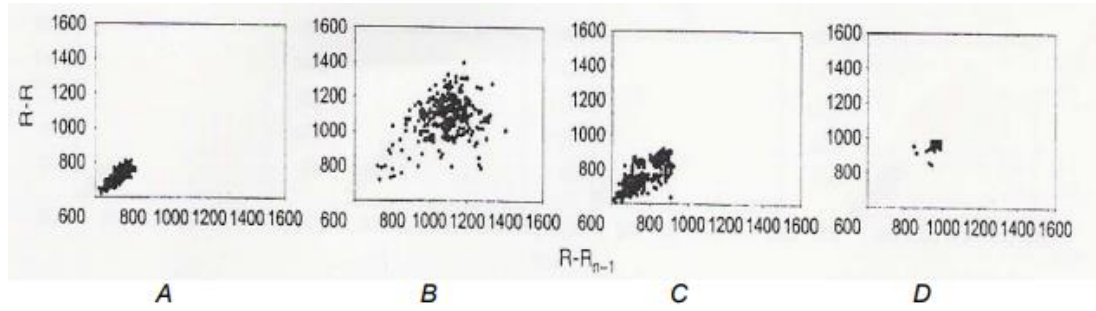
$$SD_{12} := \frac{SD_1}{SD_2} \quad (2.13)$$

(SD_1 küçük eksen ve SD_2 tutulmanın ana eksen).

SD_1 Kısa süreli değişkenliğin indeksi, parasempatik aktivitenin bir yansımasıdır. Sinüs düğümü, SD_2 , uzun vadeli değişkenliğin indeksidir ve hem aktiviteyi yansıtır. Sinüs düğümünde sempatik ve parasempatiktir. SD_1 ve SD_2 indekslerine karşılık gelen standart ünitelerde SD_1 nu ve SD_2 nu indeksleri de elde edilebilir, çünkü bunlar dinlenme İK'nın evrimini dikkate alırlar (Tulppo MP ve Ark 1998).Bu yöntem kardiyovasküler riskin sınıflandırılması için kanıtlanmamıştır. Ancak tespit hatalarını ve parazit işaretleri nötrleştiren ilginç görünüyor. Bu yöntem, grafiksel temsilinde, farklı popülasyon grupları arasında ayırım yapabilmeyi mümkün kılmaktadır (Mourot ve Et 2004).Gerçekten de, SD_1 ve SD_2 değerleri ile karakterize edilen tipik modellerin yanı sıra değerlerin dağılımı da ayırt edilebilir (Şekil 2.12).

Poincaré diyagramları kullanılarak yapılan HRV analizi, kötü fiziksel durumun egzersiz sırasında bozulmuş vagal fonksiyonla ilişkili olduğunu gösterirken,

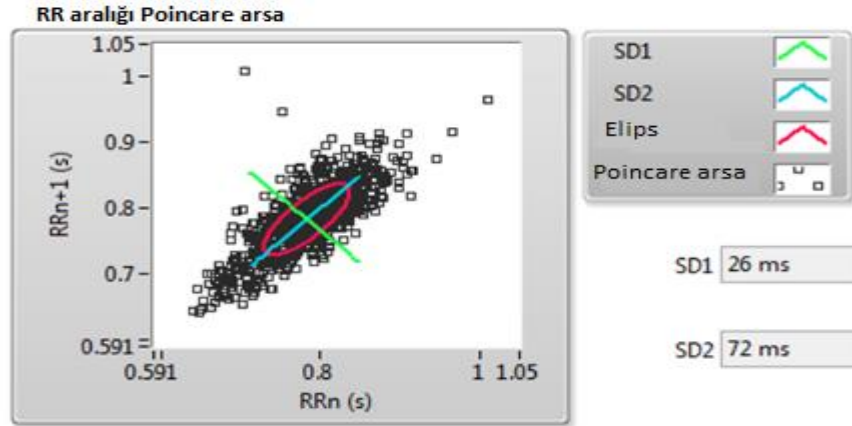
yaşlanmanın fonksiyon vagal restresinde daha belirgin bozulma ile sonuçlandığı gösterilmiştir.



Şekil 2.12: Poincaré grafiği tarafından gösterilen HRV (Mourot ve Et, 2004).

C: Konu sedanter olarak Kabul edildi. **B:** SD_1 ve SD_2 'nin dağılımı nispeten önemlidir. Bu konu dikkate alınarak, düzenli fiziksel aktivite ile bir konu olarak .**C:** Dağıtım daha az konu olarak düşünülebilecek önemli indeksler SD_1 ve SD_2 Overtraining sendromu çekiyor. **D:** atlet ciddi şekilde etkilendi overtraining sendromu (Mourot ve Et, 2004).

Poincaré grafiği, x ve y değerleri sırasıyla iki ardışık RR aralığı olan bir XY grafiğidir Şekil 2.4'de gösterildiği gibi, x eksenine 45 'lik bir açıda simetri çizgisine yerleştirilmiş bir elips olarak modellenmiştir (Richardson .P ve diğ. 1996).



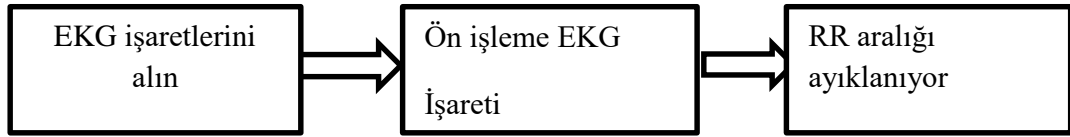
Şekil 2.13: RR Aralıklarının Poincaré Grafiği.

- SD_1 - Simetri çizgisine dik noktaların standart sapması. SD_1 Kısa vadeli değişkenliği açıklar.
- SD_2 - Noktaların simetri çizgisi boyunca standart sapması. SD_2 Uzun vadeli değişkenliği açıklar.

Özet olarak, bu doğrusal olmayan analiz yaklaşımı sadece HRV'nin geleneksel parametrelerinden bağımsız bir prognostik faktör olabilir, fakat klasik parametrelerden daha iyi bir prediktif değeri vardır. Bu yöntemin risk sınıflandırması için gerçekten umutlu olup olmadığını belirlemek için daha büyük ölçekli araştırmalara ihtiyaç olacaktır.

2.6.2 Göreceli RR Aralıkları.

Kalp atış hızı değişkenliğini (HRV) analiz etmek için, ilk olarak RR aralıklarını edinmelisiniz. Ve RR'nin tespit işlemi genellikle bir ön işlem adımını ve bir tepe saptama adımını içerir. Gürültü bozulması ve önemli bir temel eğilim varsa, ham EKG işaretlerini önceden işlemek gerekir. Ardından, RR aralıklarını RR aralık işaretlerini ham EKG işaretlerinden ayıklamak için dalgacık tabanlı tepe saptama yöntemini kullanarak ya da dalga boyu kullanarak R pik değerlerini belirleyebilirsiniz.



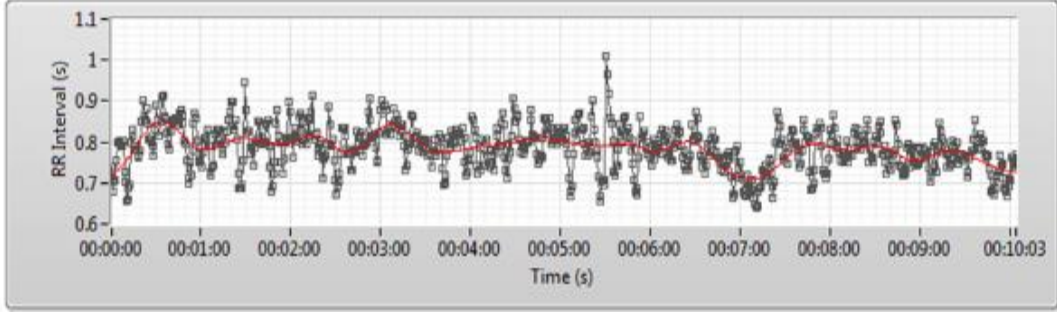
Şekil 2.14: RR Aralığı Alım Süreci.

RR Aralığı Sırasının Düzenlenmesi hakkında düşündüğümüz zaman, RR interval verilerinin gündelik düzenlenmesinin, geometrik yöntemlerle toplam HRV'nin yaklaşık olarak değerlendirilmesi için yeterli olduğunu bilmeliyiz, ancak düzenlemenin ne kadar hassas bir şekilde yapılmasının gerektiği bilinmemektedir. Diğer yöntemlerden doğru sonuçlar. Dolayısıyla, istatistiksel zaman alanı veya frekans alanı yöntemleri kullanıldığında, RR verilerinin elle düzenlenmesi, her QRS kompleksinin doğru tanımlanmasını ve sınıflandırılmasını sağlayan çok yüksek bir standartta gerçekleştirilmelidir.

Orijinal RR dizisinden bazı aralıkları hariç tutan otomatik “filtreler”, elverişsiz davranıldığı ve potansiyel olarak hatalara yol açabilecek istenmeyen etkilere sahip oldukları bilinen Manuel düzenleme yerine geçmemelidir. RR'yi aşağıdaki denklemi kullanarak tanımlarız:

$$rr_i = 2 \frac{(RR_i - RR_{i-1})}{RR_i + RR_{i-1}} \quad (2.14)$$

n, RR aralıklarının sayısıdır. rr, genellikle -20% ila +20% arasında olan, bir ile ardışık RR aralıklarının nispi değişimini açıklar. Şekil 2.6 RR aralık işaretleri için tarama işlemini göstermektedir. Kırmızı çizgi eğilimi gösterir.



Şekil 2.15: RR aralığı işaretleri.

2.6.2.1 Nispi RR aralıklarına dayalı HRV

Bir EKG'deki ardışık kalp atışları arasındaki zaman aralıkları, değişkenliği analiz edilebilecek bir sayısal seri olarak tarif edilmiştir. " HRV " terimi nereden geliyor? Bununla birlikte, bu terim kesin değildir, çünkü HRV, kalp kasılmaları arasındaki zaman aralıklarının değişkenliğini ifade eder. HRV analizi sinüs ritmi ve iyi EKG işaret kalitesini gerektirir.

R dalgalarının tespit edilmesinde iyi bir doğruluk sağlamak için, iyi kalitede bir RR serisinin elde edilmesini sağlar. Uzun bir süre için çeşitli yöntemler geliştirilmiş ve onaylanmıştır.

HRV analizi farklı türde gerçekleştirmek için izin ama yine biz ilk kalp hızında ardışık RR aralıkları ölçümüne dayalı analiz için RR aralığı analiz etmek zorunda kalan.

Kalp atım dinamikleri rr aralıklarının dönüş haritası kullanılarak tutarlı bir şekilde temsil edilebilir veya RR aralıklarının dizisi ve karşılık gelen nispi RR aralıkları. Dönüş haritası, merkez noktasının etrafında dairesel bir hareket gösterir. Bazı aykırı değerleri dışlamak için, merkeze olan ortalama mesafe HRV ölçümü için uygundur:

$$rrHRV: = \text{med}((d_i)_{-i=2 \dots n-1}) \quad (2.15)$$

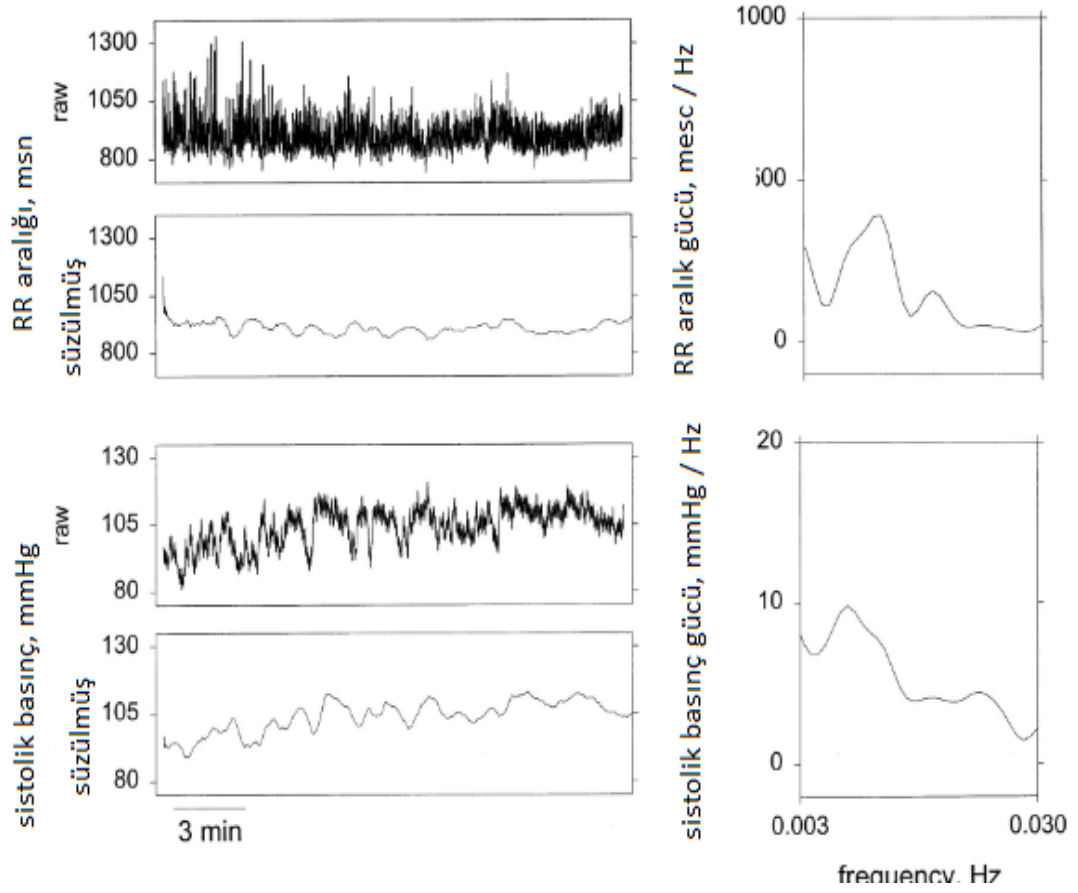
(rr_i, rr_{i+1}) ve merkez noktası c arasında öklid mesafesi ile d_i , $rr_i < 20$ olan nispi RR aralıklarının ortalamasıdır. (d_i)'nin çeyrekler arası aralığı (IQR), halka yoğunluğu hakkında bilgi sağlar.

2.6.3 Avantajlar ve Örnek Uygulamalar

RR aralıklarının mutlak farklılıklarına dayanan alan ölçüsü, ortalama kalp atış hızından ve saniyedeki kalp atış hızı değişikliklerinden etkilenir. Aynı HRV'yi elde etmek için mutlak farklılıklar sabit olmalıdır. Ortalama kalp hızı arttığında bile. 60 bpm'lik bir kalp hızı +0.1 ve -0.1 sn arasında değiştiğinde, RR sekansı [0.9 1.1 0.9 1.1] gibi görünecektir. 150 bpm'lik bir stres durumu için 0.1 sn'lik aynı varyasyon mümkün olmazdı. Böyle bir RR sekansı [0.3 0.5 0.3 0.5] gibi görünecektir. Bu, fizyolojik değildir ve kalp kapasitesi / kabiliyeti ile ilişkili değildir.

Dikkate değer, -0.04 ve -0.04 sn arasında değişebilir, bu da -10% ve +10%'a eşittir. Karşılaştırılabilir. RR sekansı [0.36 0.44 0.36 0.44] olacaktır. Dahası, ortalama kalp atım hızı ve kalp atış hızı değişiklikleri, hastalıklar ve HRV için karıştırıcı değişkenler olarak hareket edebilir. RMSSD ile ölçülen Sepsis ve HRV arasındaki ilişki, taşikardinin karıştırıcı bir etkisi olabilir, bu da RMSSD'yi tanım ile azaltır ve aynı anda bir SIRS kriteridir. Benzer şekilde, bazı araştırmacılar, akut miyokard enfarktüsünden sonra HRV'nin prognostik bilgilerinin tamamen kalp atım hızı riskinde olduğunu göstermiştir.

Ardışık değerleri karşılaştırırken RR aralıklarının göreceli değişimlerini almak için standart bir ilke ve verilerin bir tür normalleştirilmesidir. Bu nedenle önerilen HRV ölçü (Denklemler(2.15)) anlaşılabilir ve görselleştirme yoluyla kalp atışı dinamiklerinin tanısal olasılıklarını sağlar. Benzer şekilde, bazı araştırmacılar, akut miyokard enfarktüsünden sonra



Şekil 2.16: HRV ölçümlerinin, RR aralıklarının ham dizisini ve filtrelenmiş diziyi kullanarak sağlamlığı Yeni ölçülerin yanı sıra, aykırı değerlere ve eserlere karşı güçlü olan HRV uçgen endeksi:

Teknolojik gelişme karşısında. Göreli RR aralıklarına dayanan önerilen ölçü, kalp hızı değişkenliği için sağlam ve makul. Ayrıca, RR dizilerinden aykırı ve artefaktları filtrelemek için nispi RR aralıkları kullanılabilir. RR_i 'yi RR_{i-d} ile karşılaştırırken yüksek dereceli rr aralıkları işaret kalitesini değerlendirmek ve kalp pili algılamak için kullanılabilir.

3. YAPAY SİNİR AĞI VE BULANIK MANTIK DENKLİK İLİŞKİLERİ İLE KALP HIZI DEĞİŞKENLİĞİ ANALİZİ

Kalp hızı değişkenliği (HRV), sinir ağlarını ve bulanık mantığı birleştiren yöntemlerle incelenir. Birden çok özellik normal yetişkin bireylerin kalp hızı verilerinin örneklerinden, son zamanlarda kalp krizi geçiren deneklerden, koroner bir araştırma geçiren iskemik kalp hastalığı öyküsü olan konulardan ve atriyal fibrilasyonda deneklerden elde edilir. Kalp hızı sekanslarından çıkarılan fraktal özelliklerin analizine özel önem verilir. Yapay sinir ağları ve bulanık mantık denklik ilişkileri tanımlanmış ve kalp hızı değişkenliğine uygulanmıştır. Kalp hızı değişkenliği, belirli parametrelerin çıkarıldığı ve tespit ve sınıflandırma için ANN'ye sunulduğu temel işaret olarak kullanılır. Aynı veriler bulanık denklik ilişkisi için de kullanılır.

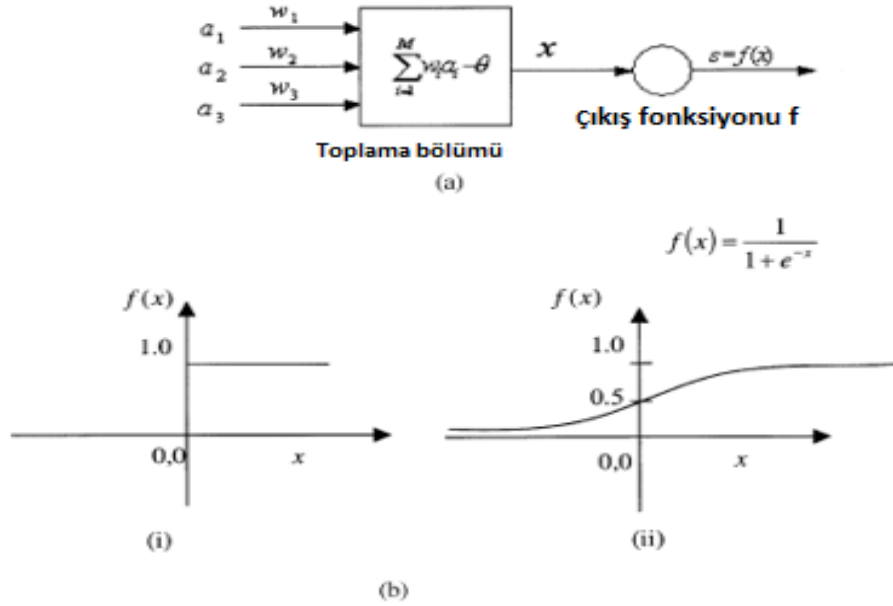
3.1 Yapay Sinir Ağı Kullanarak HRV

Bir öğrenme aşamasındaki ağırlık katsayılarını ayarlayarak örüntü tanıma veya doğal dil işleme gibi karmaşık sorunları çözen birbirine bağlı resmi nöronlar kümesidir. Bir sinir ağı, biyolojik nöronların işleyişinden ilham alır. ve bir bilgisayarda bir algoritma biçiminde şekillenir. Sinirsel ağ, kendi eylemlerinin sonuçlarına göre kendisini değiştirebilir. Bu da, algoritma olmaksızın problemlerin öğrenilmesini ve çözülmesini sağlar. Dolayısıyla geleneksel programlama olmadan, Yapay sinir ağları (YSA), insan beyninin nöronların organizasyonu ve karar verme sürecinden esinlenerek biyolojik olarak ilham alan ağlardır. Uygulama alanlarında yararlıdır. Çünkü örüntü tanıma, sınıflandırma ve YSA'nın karar verme süreci, tüm girdi modellerinin toplamına dayanarak bütünseldir. Oysa geleneksel bilgisayar, tek tek veri öğelerinin işlenmesini için sonuç sağlamaktadır.

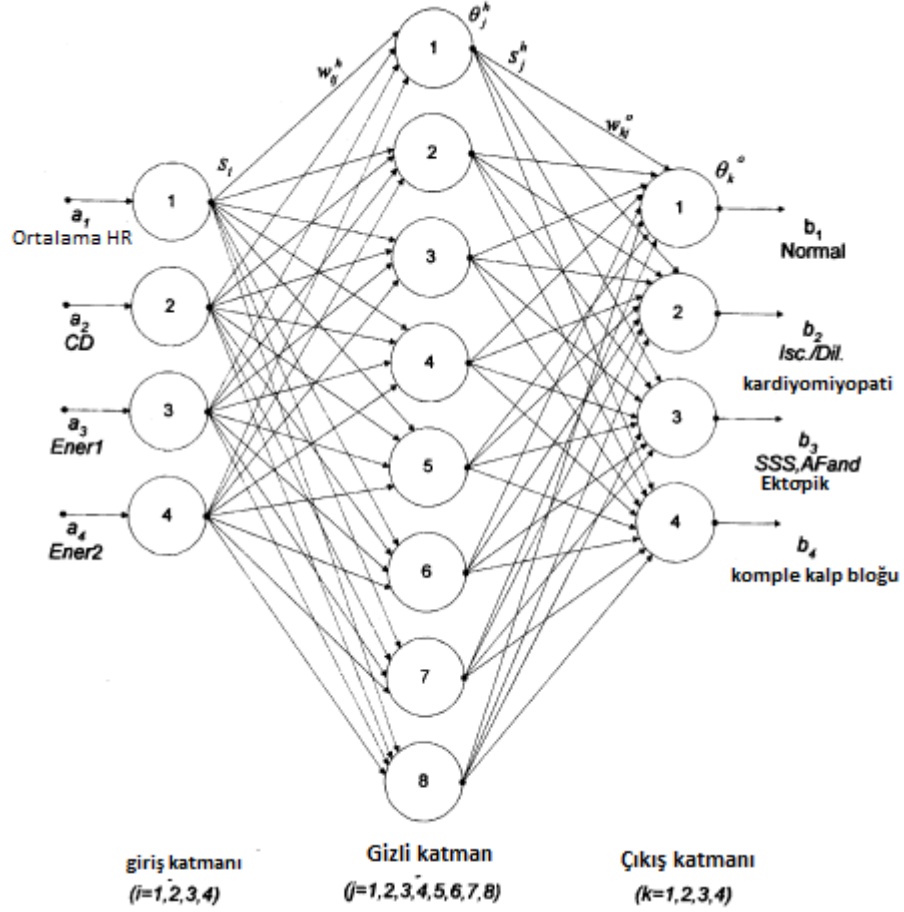
Yapay sinir ağları, güçlerini kitlesel olarak paralel yapıları ve deneyimlerden öğrenebilme yetenekleri nedeniyle türetirler. Oldukça doğru sınıflandırma için kullanılabilirler. Giriş verilerinin daha önceden eğitilmiş olmaları koşuluyla kategorilere ayrılır. Sınıflandırmanın doğruluğu eğitimin etkinliğine bağlıdır, bu da eğitimin zorluk ve derinliğine bağlıdır. Öğrenme deneyimi tarafından kazanılan bilgi,

taze girdiler hakkında karar vermek için kullanılan bağlantı ağırlıkları biçiminde saklanır. Belirli bir uygulama için bir ANN tasarlarken üç sorunun çözülmesi gerekmektedir: (i) ağın topolojisi; (ii) eğitim algoritması ve (iii) nöron aktivasyon fonksiyonu. Bir ağda birkaç "katman" nöron olabilir. Genel mimari geri besleme veya ileri besleme yapısı olabilir. Eğer görev sadece doğrusal olarak ayırma ve sınıfları ayırt etmekse, tek bir katman perceptron sınıflandırıcı olarak yeterlidir.

Sınıf ayırma sınırları parçalı doğrusal olabilirse, bu durumda iki katmanlı bir perceptron sınıflandırıcı kullanılmalıdır. Sınıf sınırları daha karmaşık ise, üç katmanlı ileri besleme ağı, anestezi aktivasyon fonksiyonu daha uygundur. Böyle bir ağı lehine olan en önemli sebep, $f(x)$ sigmoid fonksiyonunun x 'in tüm değerleri için ayırt edilebilir ve güçlü backpropagation öğrenme algoritması olmasıdır (Pillou 2016).



Şekil 3.1: (a) Yapay bir nöronun modeli (işlem birimi). (b) Nöron aktivasyon fonksiyonları: (i) tek kutuplu ikili fonksiyonlar ve (ii) unipolar sigmoid işlevi (Pillou 2016).



Şekil 3.2: Üç katmanlı ileri beslemeli sinir ağı.

Sınıflandırma için kullanılan ANN, Şekil 3.2'de gösterilmektedir. Giriş katmanı, verileri kabul etmek için düğümlerden oluşur. Sonraki katmanlar, aktivasyon fonksiyonunu kullanarak verileri işler. Çıkış katmanı, 16 olası sınıfın çıktı alanına neden olan dört nöron içerir. Bununla birlikte ağ, kodu çözülmüş ikili çıktılar tarafından verilen sadece dört sınıfı tanımlamak üzere eğitilmiştir [0001, 0010, 0100, 1000].

Çıktılar Gizli katman (S_j^k) ve çıktı katmanı (b_k), Denk kullanılarak değerlendirilir.

$$S_j^k = f \left(\sum_{i=1}^4 w_{ji}^k s_i - \vartheta_j^h \right) \quad (3.1)$$

$$b_k = f \left(\sum_{j=1}^8 w_{kj}^o s_j^h - \vartheta_{jk}^o \right) \quad (3.2)$$

Burada w_{ji}^k ve w_{kj}^o , bağlantı ağırlıklarındır ve ϑ_j^h ve ϑ_{jk}^o , sırasıyla öngerilim terimleridir. Gizli katmanın hata vektörleri (e_j) ve çıktı katmanının (e_k) hata vektörleri denklemleri kullanılarak hesaplanır. Sırasıyla (3.3) ve (3.4).

$$e_k = b_k(1 - b_k)(d_k - b_k) \quad (3.3)$$

$$e_j = s_j^h(1 - s_j^h) \sum_{k=1}^4 w_{kj} e_k \quad (3.4)$$

d_k istenen çıktı.

Çıkış ve gizli katmanların ağırlık güncelleme denklemleri aşağıda verilmiştir:

$$w_{kj}(new) = w_{kj} + \rho s_j^k e_k \quad (3.5)$$

$$w_{ji}(new) = w_{ji} + \rho s_i e_j \quad (3.6)$$

$$\vartheta_k^o(new) = \vartheta_k^o + \rho e_k \quad (3.7)$$

$$\vartheta_j^h(new) = \vartheta_j^h + \rho e_j \quad (3.8)$$

ANN kullanarak giriş katmanı için farklı form ve kalp hızı değişkenliği çalışmasına göre farklı parametre adı kullanılır. HF, LF, SDNN, average HR gibi bir HRV parametresi olabilir. Fakat fonksiyon ve adımlar değişmez aynı kalır. Yukardaki gibi (Şekil 3.2) Yapay sinir ağı, kalp atış hızı işaretinden elde edilen dört parametre ile beslenir:

1) **Ortalama kalp hızı:** Kalp hızı durağan olmayan bir işaret olmasına rağmen, çeşitli hastalık kategorileri için kalp atış hızı aralığı farklıdır. Kalp hızı, sınıflandırma parametresi olarak kullanılabilir. Ortalama 10 dakikalık aralıklarla değerlendirilir. İkinci olarak, çeşitli hastalıkların kalp hızı değişim sıklığı farklıdır.

Kalp hızı değişkenliği işaretinin güç spektrumu, farklı frekans bantlarında belirgin bir enerji konsantrasyonunu gösterir.

2) **Enerji**=[banttaki enerji içeriği (33.3–100Hz)]/[banttaki enerji içeriği (0–33.3Hz)]

3) **Ener2**=[banttaki enerji içeriği (66.7–100Hz)]/[banttaki enerji içeriği (0–66.7Hz)]

4) **Korelasyon boyut faktörü**: Durağan olmayan bir işaret olan kalp atım hızı, temsil edilen bir faz-uzay çiziminden önemli bir kavrayış elde edilebilir. X-ekseninde $x(k)$ 'yi ve Y-ekseninde gecikmiş kalp kası $x(k+m)$ 'yi bekler.

Ağların yapıları sabitlendiğinde ve yeni verilerin eklenmesiyle değişmeyen standart sinir ağı ve bulanık mantık teknikleri kullanılarak verilerin kullanılmasındır.ve sınıflandırılması sırasında zorluklar ortaya çıkabilir. Örneğin sabit bir giriş özellik seti, sabit bir üyelik işlevleri kümesi, nöronlar kümesi kullanarak. HRV modelinin mevcut olduğu zaman yeni verileri barındırması ve yapısını çevrimiçi moda uyarlaması mümkün ise tercih edilir. İlk olarak, seçilen özelliklerin sayısı çok büyük ya da fazla ise, model karışık olabilir ve düzgün bir şekilde gerçekleştirilemez. İkinci olarak, “kalp atış hızı dizisinde bifurkasyonlar olarak adlandırılan ani doğrusal olmayan geçişler” diziyi durağan hale getirebilir. Özellikle zaman ve frekans alanlarından, amaçlanan önemini kaybedebilir (ChuDuc ve diğ. 2013).

3.2 Bulanık Mantık Denklik İlişkisini İle Kalp Hızı Değişkenliği

İnsan bilgisinin tüm dalları, nesnelere ayırt etme ihtiyacı duyar. Onların söylem evrenleri, dolayısıyla bir çeşit eşitlik içinde tanımlanmalıdır. Klasik bakış açısından, bu eşitlik nesnelere X kümesinde denklik ilişkisi olmalıdır. Bununla birlikte, bu klasik bağlamda esas olarak sözde Yumuşak Bilimler'den kaynaklanan artan sayıda problem çözülemez, çünkü bu alanlarda tanımlanan eşitlikler geçişli değildir. Bu açıdan bakıldığında, eşitlik ya da benzerlik derecesi ile başa çıkabilmek için yeni bir yaklaşıma ihtiyaç vardır. Bu yaklaşım, daha genel bir eşitlik tanımına yol açarak, mahalle kavramıyla güçlü bir şekilde ilişkilidir. Bu nedenle de bazı topolojik altyapıyı tanıtılmaktadır. Bu genelleştirilmiş eşitliğin tanımlanmasındaki ana zorluk, geçişli mülkiyetin modellenmesinde yatmaktadır. Bulanık ilişkiler teorisi, bir kümenin keskin ilişkilerinin genelleştirilmesidir. Zadeh, bulanık ilişkiler kavramını tanıtımını yaptı. Aynı zamanda bulanık benzerlik ilişkilerinde tanıtımını yaptı. Bu konuda araştırma için bir ivme önemli alan sağlamıştır.

Bulanık denklik ilişkisi, yansıma, simetri ve geçişlilik özelliklerini gerektirir. Eğer sadece ilk ikisini (yani refleksivite ve simetri özellikleri) karşılarsa, bu bulanık

uyumluluk ilişkisi olarak adlandırılır. Doğrudan bir denklik ilişkisini tanımlama genellikle zor olsa da, uyumlu bir şekilde tanımlamak mümkündür.

Genellikle yapay sinir ağı ile bulanık mantık kullanırsanız, çalışmanızın sonucuna göre katman sayısını değiştirebilir. Ve neye ihtiyaç var ise sonuç ona uygun olabilir. Çünkü yapay sinir ağı, beş katman nöronlu ve dördü bir bağlantı katmanıdır. Nöronların ilk tabakası giriş bilgisini alır. İkinci katman, giriş değerlerinin, küçük, orta, büyük önceden tanımlanmış bulanık üyelik fonksiyonlarına ait olduğu bulanık üyelik derecelerini hesaplar. Üçüncü nöron tabakası, giriş ve çıkış değişkenleri arasındaki ilişkileri temsil eder. Bulanık kurallar. Dördüncü katman ise çıktı üyelik işlevlerinin giriş verileriyle ve beşinci katmanla eşleştiği dereceleri hesaplar. Çıkışı bozar ve çıkış değişkenleri için kesin değerleri hesaplar. Numara katmanların her birindeki nöronlar, operasyon sırasında potansiyel olarak büyüyerek veya küçülerek değişebilir. Bağlantı sayısı, unutmama, sıfırlama, budama ve diğer işlemler ile öğrenerek de değiştirilebilir. Kullanılan üyelik fonksiyonları bulanık değerleri temsil eder ve üçgen tiptedir. Üçgenlerin merkezleri karşılık gelen bağlantılara ağırlık olarak eklenir. merkezlerin ve üçgenlerin genişliklerinin değiştirilmesini içeren öğrenme yoluyla değiştirilebilir. Yapay sinir ağı ve bulanık mantık için çeşitli eğitim algoritmaları geliştirilmiştir.

HRV için bulanık denklik ilişkisini kullanarak birkaç eğitim algoritması geliştirilmiştir, aşağıdaki sınıflandırılmış HRV verisini kullanan algoritmalar tanımlanır.

Begin

1.Başlatma

1.1 Bir giriş dosyasından sınıflandırılmış verileri oku

$$[input_data]_{ij}[classes]_k < -Bufer$$

$i:1$ to m (number of data)

$j:1$ to n (number of attributes)

$k:1$ to i ;where there are '0 classes

1.2 Test dosyasından sınıflandırılmamış verileri oku

$$[unclassified]_{i,j} < -Buffer$$

$i:1$ to p (number of data)

$j:1$ to n (number of attributes)

2.ön işleme

2.1 Sınıflandırılmamış verileri input_data'ya ekle.

$$[input_data]_{ij} < -[classes]_k \downarrow [unclasunclassified_data]_{kj}$$

$i: m+1 \text{ to } m+p$
 $k: 1 \text{ to } p$
 $j: 1 \text{ to } n$

2.2 Her bir özellikteki maksimum değeri seçerek veri matrisi özelliğini normalleştirin.

$$[input_data]_{ij} < \frac{[input_data]_{ij}}{\max\{[input_data]\}_j}$$

$i: 1 \text{ to } (m+p)$
 $j: 1 \text{ to } n$

3.Bulanık Eşdeğerlik İlişisini Hesaplamak

3.1 Minkowski sınıfındaki mesafe fonksiyonunu kullanarak veriler arasındaki uyumluluk ilişkisini bulun

$$R_C(x_i, x_j) = 1 - \delta \left(\sum_l^n (x_{il} - x_{jl})^2 \right)^{1/2}$$

$i, j: 1 \text{ to } m+p$
where $\delta = \frac{1}{n^{1/2}}$

3.2. R_C 'nin geçişli kapatma bulmak.

4.Sınıflandırma

Satır $m+1$ 'den başlayarak, maksimum membership derecesine kadar sütun m 'ye kadar arama yapın ve matris max_membership'teki standart indeksi saklayın

$$[\max_membership]_i = \max[R_t]_{i,j};$$

$i: m+1 \text{ to } m+p$
 $j: 1 \text{ to } m$

Sınıflandırılmamış her bir veriye karşılık gelen sınıf, kendisine ait olan cadiya ait [class] [max_membership]; $i: 1$ 'den p 'ye

End

Mesafe fonksiyonu için kullanılan genel ifade (Minkowski sınıfı) aşağıda verilmiştir:

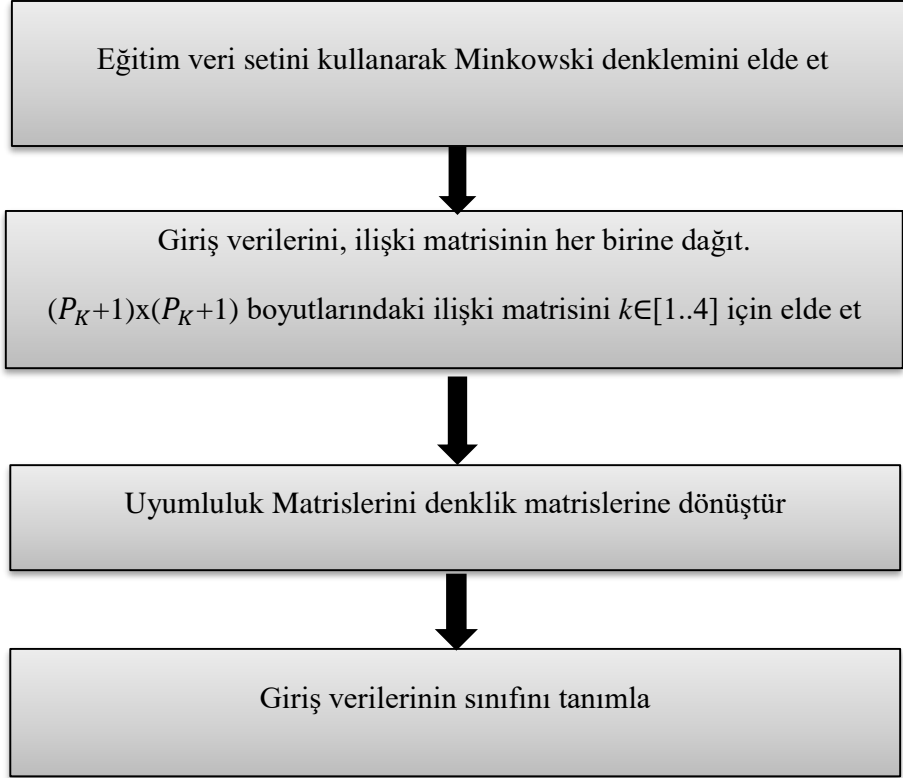
$$R(x_i, x_j) = 1 - \delta \left(\sum_{l=1}^n |x_{il} - x_{jl}|^q \right)^{\frac{1}{q}} \quad (3.9)$$

n , giriş veri noktasının toplam boyutsallığı. l ise giriş verisinin boyutsallık indeksi (1, 2,, n); i, j giriş indeksi, $i, j \in [1..p]$; ve p , giriş veri kümesinin boyutudur, q mesafe fonksiyonu parametresi ve δ sonuçta $R(x_i, x_j) \in [0..1]$ sağlamak için normalleştirici faktör.

Minkowski sınıfının ($q=2$) Euclidean mesafe fonksiyonu, belirli bir sınıfa ait giriş verileri arasındaki karşılıklı ilişkiyi tanımlamak için temel olarak kullanılır. Böylece Denklem (3.9)'a kadar indirir.

$$R(x_i; x_j) = 1 - \delta \left(\sum_{l=1}^4 |x_{il} - x_{jl}|^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (3.10).$$

Genel olarak kullanmamız gereken adımlar, bulanık denklik ilişkisini kullanarak tahmin yapmak için aşağıdaki şemada açıklanmıştır.



Şekil 3.3: Bulanık Denklik İlişkisini Kullanımına ait Akış Diyagramı.

Nöral ağ ve bulanık Mantık Denklik İlişkisini dayanan HRV modelin eğitimi için yeterli veri varsa, kalp hızı değişkenliği ve kalp hastalığı durumunun deneysel sınıfları için iyi bir sınıflandırma oranı üretir.

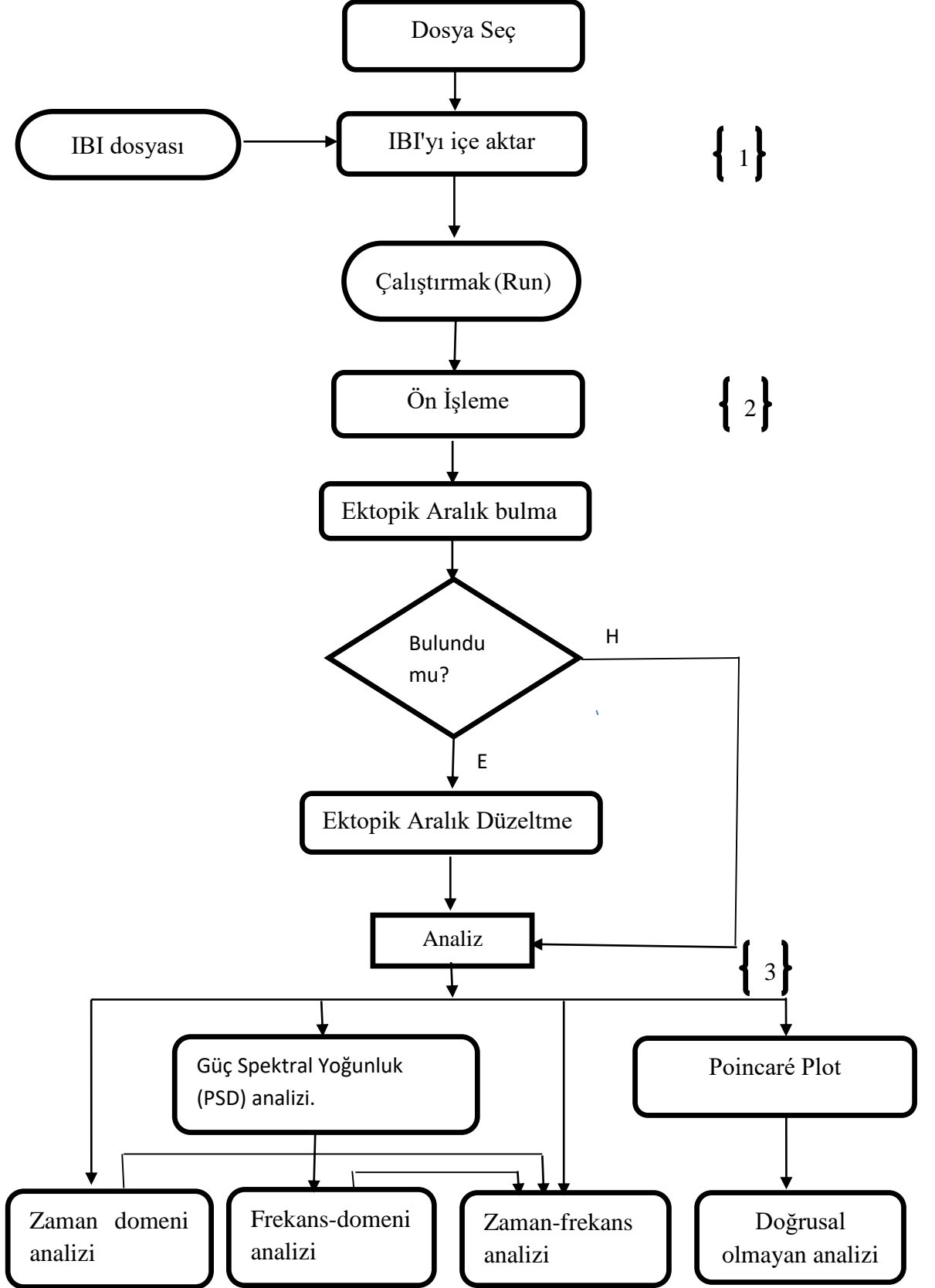
4. BENZETİM ÇALIŞMALARI

Bu bölümde çalışmamızın benzetimleri sunulmuştur. Bu benzetimler, HRV analiz programımızdan elde edilen analiz sonuçlarına göre yardımcı beş değerlendirme adımı sunmaktadır. İlk değerlendirme programımızı kullanarak Kalp Atış Hızı Değişkenliği Analiz Sürecini açıklanmasından oluşuyor. Bu bölümde programın metodolojisini ve kalp hızındaki değişkenliği anlamak için yapılması gereken ana başlıkları açıklıyoruz. İkinci değerlendirmede ise kalp atış hızı değişkenliğini, kalp ritmi, dalga şekli ve bu analizde bulduğumuz sonuç ile açıklayacağız. Üçüncü değerlendirmede HRV'nin genel standart verilerini kullanarak tüm HRV ölçümlerini (İstatistiksel Analiz) hesaplamayı, mevcut zamanda yeni ölçütleri hesaplayarak, standart ölçümler ve mevcut zaman ölçümleri arasındaki sonucu ayırt etmek, karşılaştırmak amacıyla RR'nin bütünlüğüne dayanmaktadır. Dördüncü değerlendirme, simüle edilmiş EKG işaretlerine dayanarak zaman-domeni, frekans-domeni ve zaman-frekans HRV ölçümlerini hesaplayarak anlık kalp hızı değişkenliğini (RR-interval dizileri) tartışır. Simülasyonun son kısmı Poincaré Plot'u ve HRV'yi tanımlamak için bu yöntemde kullanılan tekniği açıklamaktadır.

4.1 Kalp Atış Hızı Değişkenliği Analizi Süreci

HRV analiz paketinin tasarımı, HRV analizini hesaplamak ve görüntülemek için kolay bir arayüz kullanımı sağlar. Bu program ile kullanıcı, kalbi veya diğerlerinin değişkenliğini analiz edebilir. Kullanıcı bir bakışta ilgili tüm parametrelere ve ölçülen verilere sahip olur. Ve kullanıcının hangi HRV analizlerinin hesaplandığını seçmesine izin verir. Bu bölümde kalp atış hızı değişkenliği analizinin benzetimini açıklayacağız.

Şekil 4.1, HRV analizini ve HRV ölçümlerini hesaplamak için bu çalışmada kullanılan analiz sürecini temsil etmektedir. HRV analizinde ön işlem sırası ektojik aralık tespitidir. Veri setini herhangi bir bilgi hatası olup olmadığından emin olmak için değerlendirmemiz gerekir, o zaman ektojik aralık düzeltme tekniği, HRV analizi ile hataları düzelterek bir sonraki adıma geçeceğiz. Ayrıntılar bir önceki bölümde tartışılmıştır.



Şekil 4.1 HRV analizi süreci akış şeması

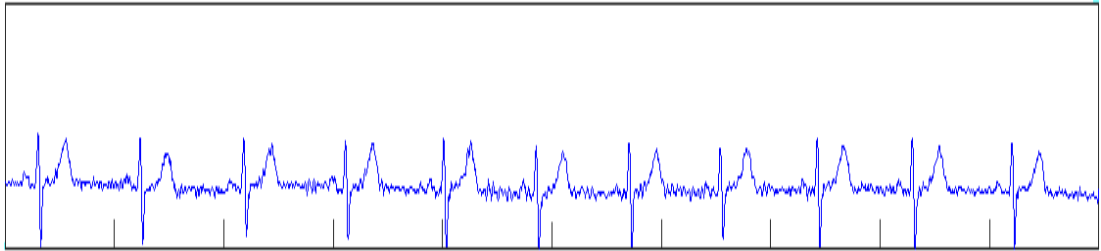
Bu programı kullanan HRV, sentetik EKG üretimi için kullanılan parametrelere çok yakın değerler verildi. Atım tespiti verimliliğini en üst düzeye

çıkarmak için EKG işareti gerekli ve kalp atımının elektriksel aktivitesine bakmak için, kalbin elektriksel ve kaslı fonksiyonlarını değerlendirmek için rutin olarak kullanılan bir teşhis aracıdır. Yüksek-geçişli filtreleme, temelde dolaşmayı kaldırmak için kullanıldı. EKG'den düşük frekanslı bir eğilim çizgisi çıkarılarak gerçekleştirilmiştir.

4.2 Kalp Hızı Değişkenliğinin Dalga Şekli (Analiz ve Sonuç).

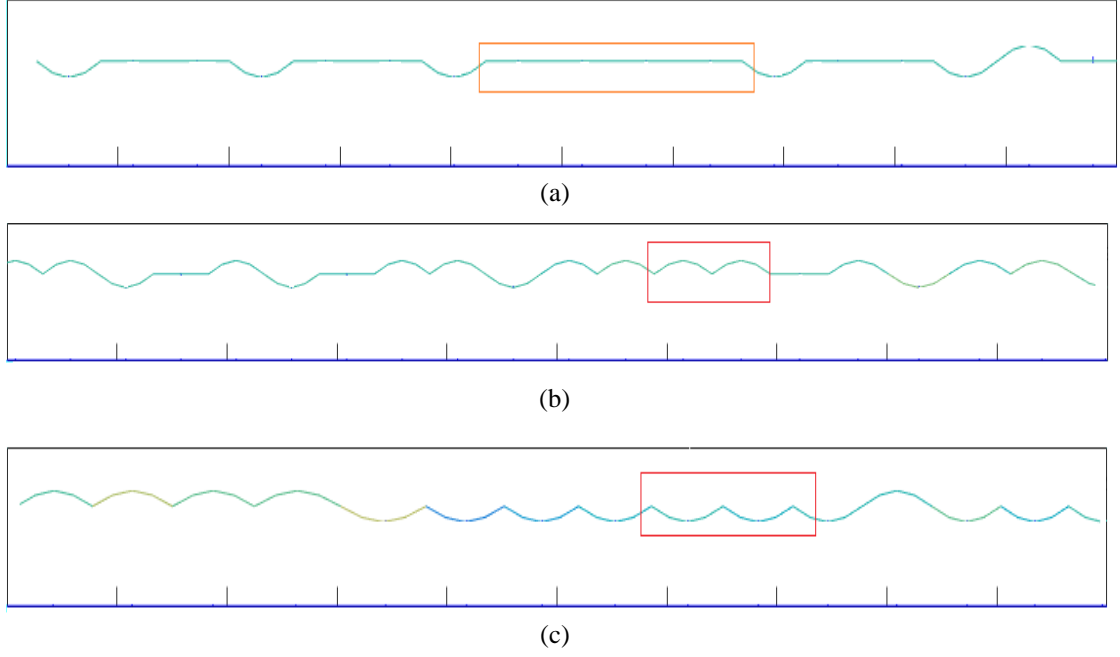
Programımızın ilk kısmı, dalga biçimi veya R pikleri (kalp atımları) ile zaman serilerini içerir. Çoğu grafik, IBI aralıklarını, eğilim çizgisini ve ektopik aralıklarını gösterir.

Kullanıcı bu bölümün ana işlevini kullanarak kalp atış hızı değişkenliğini kontrol edebilir ve bunun hakkında bilgi alabilir. HRV'de veya hiç bir bilgi hatası olup olmadığını da bilir. Şekil 4.2'de elde edilen yazılım sistemi tarafından kontrol edilen örnek bir kalp hızı değişkenlik formu gösterilmektedir.



Şekil 4.2 standart kalp hızı değişkenlik formu

QRS tespiti veya diğer rahatsız edici eserler sırasında ortaya çıkabilecek yanlış RR, opsiyonel olarak analizden tespit edilebilir ve çıkarılabilir. Verimli filtreleme teknikleri, verilerin temizlenmesine yardımcı olmalıdır. Genellikle RR aralıklarının belirsiz veya yanlış tespit edildiği bölümleri verir. Genel olarak, önlemler aykırı değerlerin ve yapay eserlerin filtrelenmesi sonucu ortaya çıkan eksik değerleri işleyebilmelidir. Yapay olarak yaratılan eserler, aynı oranlara gidilerek kalp atışlarının kaldırılması, eklenmesi veya taşınmasıdır. Zaman serisi verilerin analizi sırasında Şekil 4.3 a,b ve c'de sırasıyla gösterilen cevapsız kalp atışı (missed heartbeat) algılama, yanlış pozitif kalp atışı algılama, yanlış negatif kalp atışı algılama türleri gösterilmiştir.



Şekil 4.3 (a) cevapsız kalp atışı, (b) yanlış pozitif kalp atışı ve (c) yanlış negatif kalp atışı algılama

Kalp hızı dahil olmak üzere önemli klinik ölçümler, kullanılan işaret gürültülü olduğunda ölçüm hatasına ve daha sonra yanlış alarmlara maruz kalabilir. Kalp erimesine yönelik bir yaklaşım, multimodal fizyolojik işaretlerden saptamaların yanlış alarm oranını azaltma potansiyeline sahiptir. Çoklu fizyolojik işaretlerin pik tespitinin yapılması için farklı stratejiler önerilmiştir. Bölüm 2'de önerilen teknik, kalp atım hızını tespit etmek için başarılı yöntemlerdir. Ve sadece EKG kayıtlarını değil aynı zamanda diğer kalp işaretlerini de kullanarak kalp atımlarını bulmak için uygulanabilir. Bu yöntemler özellikle gürültülü işaretler veya işaret eksikliği gibi problemler ortaya çıktığında veya gelişmiş cihazların kullanılmasında diğer olası durumlarda yararlı olabilir. Hemodinamik işaretlerin kullanımı dikkatle yapılmalıdır. Bir aritmi varlığı bazen sadece EKG işaretlerinde görülebilir ve hemodinamik işaretlerde olmayabilir.

Bu problemleri çözmek için tespit edilemeyen kalp atımının pozisyonu, diğer kalp atımları arasındaki yerleşik düzene göre tahmin edilmiştir. Kullanılan işaretler uzun süreli işaretler olduğundan, kalp atım hızı işaretlerin farklı dakikalarında değişebilir. Böylece, eksik kalp atımlarının yerleri, eksik kalp atımından önce ve sonra yakın atımlar arasındaki mevcut düzene göre tahmin edilmiştir. Gürültü kadar bir kalp atımının tespit edilmemesinin başka nedenleri de vardı. Bazı durumlarda her iki EKG işaretinin gürültülü olduğu kayıtlar dikkate alınır. Bazı seslerin kalp atışı olarak tespit

edilmesi oldukça olasıdır. HRV analizi bilgi hataları ayrıntıları Bölüm 2'de ele alınmıştır.

4.3 HRV İstatistiksel Analizi

Analiz edilen verilerin sonuçları iki alana ayrılır. Vurgulanan alan, Göreli RR aralıklarını kullanarak Şekil 4.4'te en üstte ilk üç satırda verilen ve bulanık denklik ilişkilerine dayalı olarak Minkowski sınıfının mesafe fonksiyonunu kullanan veriler arasındaki uyumluluk ilişkisini kullanarak elde edilen üç adet HRV parametrelerini bulmayı içerir. Diğer tüm önlemler, "Task Force organizasyonu" kılavuzunda önerilen ve yapay sinir ağı kullanılarak sınıflandırılan değişkenliğin standart ortak ölçütüdür. Standart ölçümler(standart measures) sütunu, tüm veri setinin hesaplanan ölçümlerini gösterir. Şimdiki zaman (current time) sütunu, geçerli zaman periyodunun hesaplanan ölçümlerini gösterir. Süre, saniye cinsinden ifade edilir. Ayak-izi (footmark) sütunu, diğer zaman dönemleriyle karşılaştırmak için dağılım bulutunu ve onun HRV parametrelerini kaydetmek için ayak izini gösterir.

HRV Measures and Parametres		Standart Ms	0:10 Current Time	0:10 footmark
rrHRV	Median	1.69	7.91	7.91
	interquartile range	1.99	5.24	5.24
	Transfer point position	(-0.01,-0.01)	(-0.86,-0.56)	
	Mean IBI/Mean HR	499 120	813 74	813 74
	SDNN	184.8	58.3	58.3
	RMSSD	16.5	45.2	45.2
	pNN50	2.7	40.0	40.0
	TINN	11.9	5.5	5.5
	HRVTrI	117	16	16
	SD1 SD2	11.7 261.2	31.9 76.7	31.9 76.7
	SD1SD2 ratios	0.04	0.42	0.42
	LF HF	NaN NaN	72.5 27.5	72.5 27.5
	LFHF ratios	NaN	2.64	2.64

Şekil 4.4 Yazılım sisteminden elde edilen HRV ölçüm ve parametrelerine ait örnek ekran çıktısı

Zaman-domeni, frekans domeni ve doğrusal olmayan yöntem HRV ölçümleri, sentetik EKG'nin üretilmesinde kullanılan parametreler ile karşılaştırılmak üzere HRV analizi kullanılarak hesaplanmıştır. zaman-domeni HRV ölçümleri için ortalama IBI, SDNN, ortalama HR, TINN, pNN50 hesaplanmıştır. LF, HF, LF/HF oranları frekans-

domeni tekniği kullanılarak hesaplanmış ve hem zaman hem de frekans-domeni ölçüleri için güven aralıkları incelenerek istatistiksel değerlendirmeler yapılmıştır. Eşitlik testi yapılarak LF/HF rasyonları daha fazla düşünülmüştür. Hesaplama ayrıntıları Bölüm 2.6.1.1 ve 2.6.1.2'de verilmiştir.

Tablo 4.1 HRV İstatistiksel Analiz Sonuçları RR=0:10.

<i>Ölçü (birimleri)</i>	<i>Standart ölçü</i>	<i>Şimdiki zaman ölçü RR=0:10</i>
<i>Zaman Domeni Yöntemi</i>		
<i>Mean IBI/Mean HR</i>	<i>499/120</i>	<i>813/74</i>
<i>SDNN(ms)</i>	<i>184.8</i>	<i>58.3</i>
<i>RMSSD</i>	<i>16.5</i>	<i>45.2</i>
<i>PNN50(%)</i>	<i>2.7</i>	<i>45.2</i>
<i>TINN(ms)</i>	<i>11.9</i>	<i>5.5</i>
<i>HRVTri</i>	<i>117</i>	<i>16</i>
<i>Doğrusal olmayan yöntem</i>		
<i>SD1/SD2</i>	<i>11.7/261.2</i>	<i>31.9/76.7</i>
<i>SD1/SD2 ratios</i>	<i>0.04</i>	<i>0.42</i>
<i>Frekans Domeni Yöntemi</i>		
<i>LF/HF</i>	<i>-</i>	<i>72.5/27.5</i>
<i>LF/HF ratios</i>	<i>-</i>	<i>2.64</i>

Tablo 4.2 HRV İstatistiksel Analizler RR=10:20 sonuçları.

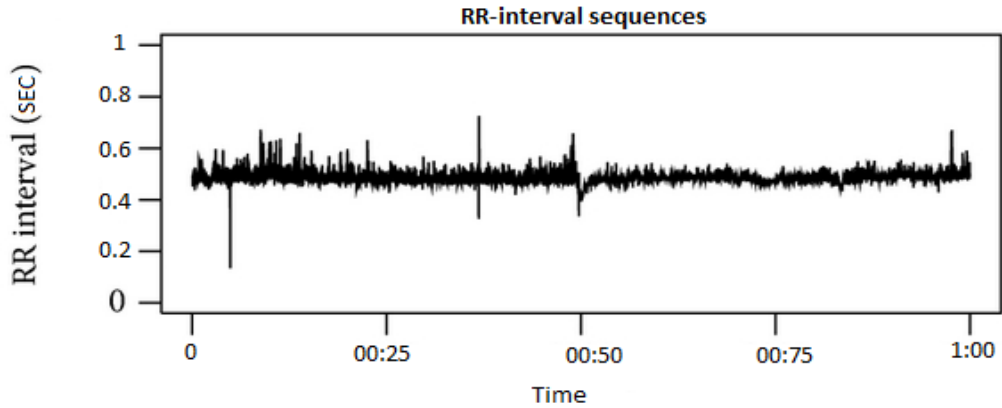
<i>Ölçü (birimleri)</i>	<i>Standart ölçü</i>	<i>Şimdiki zaman ölçü RR=10:20</i>
<i>Zaman Domeni Yöntemi</i>		
<i>Mean IBI/Mean HR</i>	<i>499/120</i>	<i>892/67</i>
<i>SDNN(ms)</i>	<i>184.8</i>	<i>26.6</i>
<i>RMSSD</i>	<i>16.5</i>	<i>36.7</i>
<i>PNN50(%)</i>	<i>2.7</i>	<i>22.2</i>
<i>TINN(ms)</i>	<i>11.9</i>	<i>5.0</i>
<i>HRVTri</i>	<i>117</i>	<i>94</i>
<i>Doğrusal olmayan yöntem</i>		
<i>SD1/SD2</i>	<i>11.7/261.2</i>	<i>25.3/24.4</i>
<i>SD1/SD2 ratios</i>	<i>0.04</i>	<i>1.03</i>
<i>Frekans Domeni Yöntemi</i>		
<i>LF/HF</i>	<i>-</i>	<i>21.9/78.1</i>
<i>LF/HF ratios</i>	<i>-</i>	<i>0.28</i>

HRV domeni sonuçları, zaman domeni yöntemlerine, frekans domeni yöntemlerine ve lineer olmayan analize dayanarak önceki bulgu ve beklentileri takip etmektedir. Beklenildiği gibi, zaman-domeni analizi sonuçları, HRV'nin standart değerine kıyasla HRV'de bir artış göstermektedir. Poincare kalp hızı değişkenliği grafiğinden elde edilen SD1/SD2 oranları, RR=10:20'den uzun vadeli değişkenlikte bir azalma olduğunu göstermektedir. Benzer şekilde, zaman domeni yöntemleri ve frekans domeni yöntemleri R=0:10'dan R=10:20'ye kadar olan parametrelerin parametreleri, daha düşük IBI işaret karmaşıklığına işaret eder.

4.4 Anlık Kalp Hızı Değişkenliği (RR Aralıklı Dizileri)

RR aralıklı diziler, kalp hızı değişkenliğini belirgin bir şekilde temsil eder. Anlık kalp hızının zaman serilerinde temsil edilmesi gerektiğinde, Bu çalışmada RR aralıklı diziler, kalp hızı değişkenliğini analiz etmek için iyi geliştirilmiş araçlardır.

HRV'deki RR-interval sekansları sağlanacaktır Kalp atış hızı işaretinin filtrelenmesi ve baskısı aşağıdaki şekilde, RR-interval sekanslarının nasıl çalıştığı pratik bir şekilde açıklanmaktadır.



Şekil

Şekil 4.5 Normal bireyler için RR interval diziler

Bölüm 2'de açıklandığı gibi, farklı tipte analizler yapmadan önce kalp atış hızı verilerinin kalp atım verileriyle elde edilmesi gerekmektedir. İlk olarak, kalp atış hızı işareti elde edilir. Aykırı değerleri ve tespit hatalarını gidermek için filtrelenmelidir. RR dizisinin vuruş pozisyonlarından HRV analizi yapmak için,

karşılık gelen kalp atış hızı işaretinin üretilmesi gerekli olacaktır. Bu işaret daha sonra frekans, zaman veya doğrusal olmayan parametreler açısından analiz edilebilir.

RR aralıklı dizileri çizmek için kullanılan algoritma, birbirini takip eden iki vuruş arasındaki mesafeye dayanmaktadır, her vuruşla ilişkili R dalgalarının mesafesine karşılık gelen iyi bilinen RR aralığıdır. Anlık kalp hızı, iki ardışık kalp atımı arasındaki zaman ayırımının tersi olarak tanımlanabilir. Bu serinin hesaplanmasına karşılık gelir:

$$RR[i] = (time[i] - time[i - 1]) \times 1000 \quad (4.1)$$

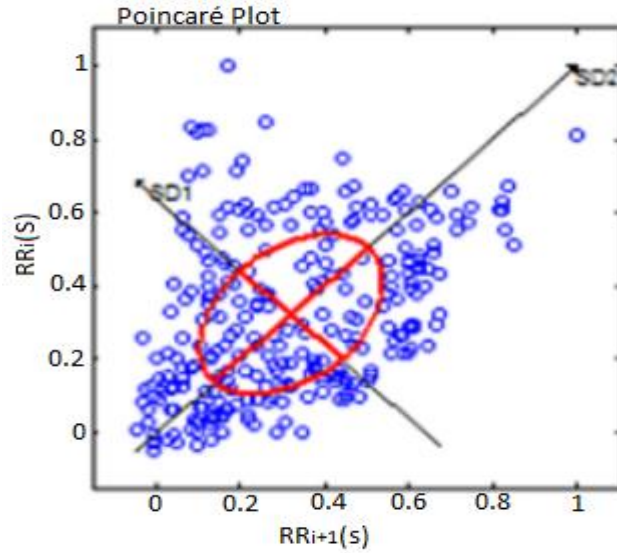
$$HR(i) = \frac{1000}{RR[i] \times 60} \quad (4.2)$$

burada $time[i]$ saniyede ölçülen rutinin gerçekleştiği zamandır. $RR[i]$, milisaniye cinsinden ölçülen atım-atım mesafesidir ve $HR(i)$ anlık kalptir. Oranı, dakika başına vuruş olarak ölçülür.

4.5 Poincaré Kalp Hızı Değişkenliği Grafiği

Kalp hızı değişkenliği analizi için Poincaré grafiği, her bir RR aralığı çiftinin değerlerini temsil eden basitleştirilmiş bir faz alanına dönüştürerek, kalp hızı değişkenliğinin dinamiklerini değerlendirmek için kullanılacak geometrik ve doğrusal olmayan bir tekniktir. Sistemin evrimi.

Bu çalışmada X ve Y değerleri sırasıyla iki ardışık RR aralığı olan XY grafiği olarak Poincaré'yi kullandık. Grafik, Şekil 4.7'de gösterildiği gibi, x eksenine 45°'lik bir açıda simetri çizgisine yerleştirilmiş bir elips olarak modellenmiştir.



Şekil 4.6 RR aralığının Poincare grafiği

Şekil 4.7'de gösterildiği gibi Poincare grafiği, gizli modelleri tanımak için bir zaman dizisi işaretinin görsel bir sunumudur. Her bir aralığın aşağıdaki aralığa göre çizildiği ardışık RR aralıkları arasındaki korelasyonun iki boyutlu bir grafik gösterimidir ve analizi, derecesini gösteren çekicinin oluşturduğu şekli değerlendirerek niteliksel olarak yapılabilir. RR aralıklarının karmaşıklığı veya niceliksel olarak. Kantitatif analiz, elipsin, elipsin majör ve minör eksenini boyunca dağılımını ölçerek elipsin oluşturduğu şekle yerleştirerek yapılır.

Poincare grafiği'nin iki standart tanımlayıcısı vardır:

- Standart sapma 1
 - Anlık (kısa süreli) ritim-R-R aralığı değişkenliğinin (elipsin veya SD1'in minör eksenini) standart sapmasıdır (SD).
- Standart sapma 2
 - Uzun süreli R-R aralığı değişkenliğinin SD'si (elipsin veya SD2'nin ana eksenini).

Bu çalışmada bazı gruptaki örneklem büyüklüğü mütevazı idi. Bu nedenle, Poincare grafiği endekslerinin katkısını değerlendirmek için tüm analizleri gerçekleştiremedik. Poincare plot analizinin öngörücü ve araştırmacı önemini daha da geliştirmek için daha geniş örneklem büyüklüğünde çalışmalar yapılmalıdır.

Bu benzetimlerin bir sonucu olarak, elde ettiğimiz yazılım sisteminin araştırmacılara grafiksel kullanıcı arabirimi ile verileri ie aktarmada birçok formatı kolayca kullanıma sunabildiği gösterilmiştir. Yazılımın ele ealdığı analizler arasında IBI n işlemi, zaman domeni, frekans domeni, zaman-frekansı domeni ve doğrusal olmayan HRV bulunur. HRV lmlerinin çoğunluğu analiz grupları, zamanın etkisi veya etkileşimleri arasında önemli farklılıklar göstermektedir. Elde edilen yazılım sisteminin geniş kullanıma sahip olması için çok sayıda kişiden alınan örneklerle çalışmalar, geliştirmeler ve analizler yapılmalıdır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

HRV, kişinin sağlığı hakkında önemli bilgileri sağlayan umut verici bir teknik olarak sağlık bilişim ve giyilebilir teknolojilerle önemini arttırmaktadır. Bazı karşı görüşler de olmasına rağmen, HRV, otonom sinir sisteminin organizmanın işleyişi üzerindeki fizyolojik ve patolojik etkilerini teşhis etmekte yardımcı olabilmektedir. Bir EKG'deki ardışık kalp atışları arasındaki zaman aralıkları, değişkenliği analiz edilebilen bir sayısal dizi olarak belirtilir. HRV kalp kasılmaları arasındaki zaman aralıklarının değişkenliğidir ve kalp hızındaki değişikliklerin bir ölçüsüdür. Genellikle EKG ritim aralıklarının veya kan basıncı çizgilerinin zaman serilerinin analiz edilmesiyle hesaplanır. Zaman domeninde, frekans domeninde ve zaman-frekans domeninde çeşitli kalp hızı değişkenliği ölçümleri önerilmiştir. HRV'nin patolojik alanlardaki klinik ilgisi henüz yoğun olarak çalışılmamıştır.

Sempatik ve parasempatik sinir sistemleri kardiyak düzeyde antagonistik etkiler gösterir. Adrenalin ve noradrenalin salınımı ile sempatik sistem, taşikardiye neden olur ve kalp kasılma gücünü parasempatik sistem artırır. Bu mekanizmalar bu nedenle kan basıncının düzenlenmesinde de rol oynarlar. Parasempatik sistem, sempatik sistemle işbirliği içinde vejetatif fonksiyonların homeostatik durumda kontrolünü sağlar. Vücudun geri kazanımındaki temel reaksiyonlarda yer alır.

HRV Analizi, dört ana HRV tekniği kategorisinde uygulanır: istatistiksel ve zaman-domeni analizi, frekans-domeni analizi, doğrusal olmayan analiz ve zaman-frekans analizi. Her yöntem, kendi farklılıklarına ve parametrelerine sahiptir.

HRV analizi, kalbin nöral kontrolüne dair önemli bilgiler sağlar. Otonomik sinir sistemi ve kardiyovasküler hastalığı olan hastaların değerlendirilmesinde önemli bir tanıya sahiptir.

HRV analizinde yapay sinir ağları ve bulanık denklik ilişkilerinden yararlanılmıştır. Yapay sinir ağları, sınıflandırma amacıyla her bir grupta giriş verilerini karşılaştırmak ve ardından geri yayılım algoritması kullanarak kalp hızı değişkenliği eleman verilerinin hatalarını en aza indirmek için kullanılır. Bulanık eşdeğerlik ilişkileri, kalp hızı veri öğelerinin arasındaki ilişkiyi geliştirmek ve tanımlamak için kullanışlı bir tanı aracı olarak kullanılmaktadır.

Birden çok özellik normal yetişkin deneklerden kalp krizi örneklerinden, son zamanlarda kalp krizi geçiren deneklerden ve koroner bir soruşturma geçiren iskemik kalp hastalığı öyküsü olan öznelerden elde edilir. Kalp hızı sekanslarından çıkarılan fraktal özelliklerin analizine özel önem verilir. Yapay sinir ağları ve bulanık denklik ilişkileri tanımlanmış ve kalp hızı değişkenliğine uygulanmıştır. Tıpta kalp hızı değişkenliği analizinin uygulamalarının bir açıklaması verilmiştir. Önerilen yöntemler bu alanda farklı uygulamalar için kullanılabilir. Hem yapay sinir ağları hem de bulanık denklik ilişkisi uzman doktor yardımcı olacak bir tanı aracı olarak geliştirilmiştir. Hiçbir teknolojik cihaz kesin doğrulukla sonuç vermez. Doğruluk, eğitim setinin boyutu ve kalitesi, verilen eğitim yöntemi ve girişi temsil etmek için seçilen parametreler gibi çeşitli faktörlere bağlıdır.

Bu tez çalışmasında elde edilen HRV analiz uygulaması araştırmacılara grafik kullanıcı arabirimi, verileri içe aktarmak için çeşitli biçimler ve dışa aktarma araçları için kullanımı kolay bir ortam sınımlanmaktadır. Bu program ile kullanıcının kalp işaretinin değişkenliği analiz edilebilir. Bir kullanıcı olarak, tüm ilgili parametreler ve ölçülen veriler bir bakışta görülebilir. HRV analiz özellikleri arasında IBI önışleme, zaman-domeni, frekans-domeni, zaman-frekans domeni ve doğrusal olmayan HRV analizi yer almaktadır. Araştırmacılar elde edilen yazılım sistemini kişisel tercihlerine veya çalışma ihtiyaçlarına göre tamamen özelleştirebilme özelliğine sahiptir. Bu kullanılabilirlik ve analiz özelliklerinin tümü HRV çalışmasında yararlıdır. Benzetimi yapılmış verileri ve genel CHF verilerini kullanan HRV analiz programı, doğruluğunu ve bir HRV analiz aracı olarak değerini göstermeye yardımcı olmuştur.

Elde ettiğimiz benzetim sonuçlarından, programımızın araştırmacılara kolay kullanılabilir bir grafik kullanıcı arayüzü sağladığını söyleyebiliriz. Kalp hızı değişkenliği veri elemanı arasında bağlantı kurarak ve sınıflandırma için her bir grupta girdi verilerini karşılaştırarak, daha sonra bu programın çalışmasını en basit şekilde gerçekleştiren yapay sinir ağları teknolojisi, daha sonra geri yayılımı kullanarak kalp hızı değişkenliği eleman verilerinin hatalarını minimuma indirir. Son çıktı katmanlarından başlayabilen ve sinir ağlarının çıkışındaki hataları en aza indirecek şekilde türetilen delta-kuralı temelli algoritmadır. Kullanılan ikinci teknoloji, kalp hızı veri elemanı arasındaki ilişkiyi tanımlamak için bulanık denklik ilişkilerine dayanmakta ve daha sonra Minkowski sınıfının Öklidyen uzaklık ve medyan uzaklık

hesaplamak için mesafe fonksiyonu kullanılarak veri seti unsurları arasındaki karşılıklı ilişki derecesini değerlendirmektedir.

Bu programı kullanarak kullanıcı birçok formatlı veri dosyasını içe aktarabilir. Poincare yönteminde, bu çalışmada bazı parametrelerde kullanılan örnek büyüklüğünün mütevazı olduğunu bilmemiz gerekir. Bu nedenle, Poincare plot endeksinin farklı sonuçlarını değerlendirmek için gerekli analizleri derinleştirmek mümkündür. Gelecekteki çalışmalarda, Poincare plot analizi ile daha gelişmiş öngörü bilgileri elde etmek için yapay zekaya dayalı karma yöntemler kullanımı ele alınabilir.

6. KAYNAKLAR

Abacı, A., "Otonom sinir sistemi [online]", <http://www.biyodoc.com/Sinir-sistemi-cevresel-sinir-sistemi.html>,(2017).

Açıkel, Ü., "Kalbin Genel Anatomisi [online]", (March2017), <http://www.Unalacikel.com.tr/kalp-damar-cerrahi.asp?alt=1>, (2013).

Akselrod, S ve Et, A., "Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control," *Science*, vol. 213, 220-2, (1981).

Aubert, A.E., Ramaekers, D., Beckers, F., Breem, R., Deneff, C., Van de Werf, F., Ector, H., "The analysis of heart rate variability in unrestrained rats. Validation of method and results", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol.60,197-213, (1999).

Beton, O. and Tandoğan, İ., "Kalbin ileti sistemi[online]", <http://www.turkiye.klinikleri.com/article/tr-kalbin-ileti-sistemi-61121.html>, (2011).

ChuDuc, H., NguyenDuc, T., LaiHuuPhuong, T., "Neuro-fuzzy approach to heart rate variability analysis", *International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics*, vol.3, no.5, 456-459, (2013).

Ewing, D.J. and Et, A., "The value of cardiovascular autonomic function tests: 10 years experience in diabetes," *Diabetes Care*, vol. 8, 491-498, (1985).

Godoy, E., Lopez, J., Bermudez, L., Ferrer, A., Garcia, N., Garcia-Vicent, C., Lurbe, E.F., and Saiz, J., "Time-domain, frequency domain and non-linear measurements in neonates' heart rate variability with clinical sepsis", *Computing in Cardiology*, vol. 41, 429-432, (2014).

Herring, N and Paterson, D. J., " *Experimental Physiology*, vol. 94, 46-53, (2009).

Inoue, K. and Et, A., "Assessment of autonomic function in traumatic quadriplegic and paraplegic patients by spectral analysis of heart rate variability," *J. Auton. Nerv. Syst.*, vol. 54, 225-234, (1995).

Kruger, C and Et, A., "Baroreflex sensitivity and heart rate variability in conscious rats with myocardial infarction," *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, vol. 273, H2240-2247, (1997).

Lippman, N ve Et, A., "Comparison of methods for removal of ectopy in measurement of heart rate variability," *Am J Physiol*, vol. 267, H411-8, (1994).

MacDonald, E., "Measuring the Heart –How do ECG and PPG Work? [online]", <https://imotions.com/blog/measuring-the-heart-how-does-ecg-and-ppg-work/>, (2015).

Medicore., "Heart Rate Variability Analysis System [online]", (2017) http://medicore.com/download/HRV_clinical_manual_ver3.0.pdf, (2017).

National Instruments, "Using LabVIEW for Heart Rate Variability Analysis [online]", <http://www.ni.com/example/30832/en/>, (2018).

Pek, K ve Gayrı, S., "Otonom Sinir Sistemi; (Sempatik ve Parasempatik Sistem) [online]", <http://www.yenibiyoloji.com/otonom-sinir-sistemi-sempatik-ve-parasempatik-sistem-3507/>, (2017).

Pek, K., "Kalbin ileti sistemi [online]", <http://www.yenibiyoloji.com/kalbin-ileti-sistemi-3853/>, (2017).

Pillou, J.F., "Arythmie sinusale respiratoire – Définition [online]", (28 juin 2016), <sante-medecine.journaldesfemmes.fr/faq/38517-arythmie-sinusale-respiratoire-definition>, (2016).

Pillou, J.F., "Réseau de neurones artificiels –Définition [online]", (28 juin 2016), <https://sante-medecine.journaldesfemmes.fr/faq/22419-reseau-de-neurones-artificiels-definition>, (2016).

Reisman, S., Measurement of physiological stress. In Proceedings of the IEEE Bioengineering Conference, 1997, 1997 23rd Northeast,(21-23), (1997).

Richardson, P., McKenna .W., Bristow .M ., ve Maisch .B., “Heart Rate Variability Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use[online]”,(March 1, 1996),[http:// circ.ahajournals.org/content/93/5/1043](http://circ.ahajournals.org/content/93/5/1043),(1996).

Sammito, S and Bockelmann, I.,“ Factors Influencing Heart Rate Variability [online]”,(2016),[file:///C:/Users/houssam/Downloads/242-1690-1-PB%20\(1\).pdf](file:///C:/Users/houssam/Downloads/242-1690-1-PB%20(1).pdf), (2016).

Shafqat, K ve Et, A., ", " *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 20, 267-70, (2007).

Tarvainen, M., "Estimation Methods for Nonstationary Biosignals," Ph.D., Evaluation of two detrending techniques for application in Heart Rate Variability Department of Applied Physics, University of Kuopio, Kuopio, Finland, (2004).

Taşci,B.,“Kalp Hızı Değişkenliği Nedir? [online]’<https://www.Banutascifresko.com/kalp-hizi-degiskenligi-nedir/>,(2018).

Thuraisingham, R.A., "Preprocessing RR interval time series for heart rate variability analysis and estimates of standard deviation of RR intervals," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 83(1), 78-82, (2006).

Wikipedia., "Electrocardiography [online]”,(24June2018),
<https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography#Electrocardiographs>, (2018).

Wikipedia.,“ Time–frequency analysis [online]”, (15 June 2018), https://en.wikipedia.org/wiki/Time%E2%80%93frequency_analysis, (2018).

Wolf, M. M and Et, A., "Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction," *Med J Aust*, vol. 2,52-3,(1978).

Yadav.J.,“BloodressureMeasure[online]”,<http://omronbloodpressuremonitorpictures.blogspot.com/2015/01/2015-blood-pressure-measure.html>,Blood Pressure Measure, (2015).

Zhang, J. Q.,and Et,A., "Stochastic vagal modulation of cardiac pacemaking may lead to erroneous identification of cardiac ``chaos", *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, vol. 19, pp. 028509-4, 2009. *et al.*, "Stochastic vagal modulation of cardiac pacemaking may lead to erroneous identification of cardiac chaos", *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, vol. 19,4-9, (2009).

7. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Elhoucine Elfatimi
Doğum Yeri ve Tarihi : 10/04/1991
Lisans Üniversite : Kazablanka Hassan II Üniversitesi
Elektronik posta : elhoucine.elfatimi123@gmail.com
İletişim Adresi : Asmalievler 6631 Sk 02582619436 No:817