

**KONJESTİF KALP YETMEZLİĞİ HASTALARININ TEŞHİSİNDE VERİ
AZALTMA YÖNTEMLERİ KULLANILARAK EN YAKIN KOMŞU
SINIFLANDIRICI ÇALIŞMA SÜRESİNİN KISALTILMASI**

UĞur ÖZTÜRK

**Bülent Ecevit Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında
Yüksek Lisans Tezi
Olarak Hazırlanmıştır**

**ZONGULDAK
Mayıs 2012**

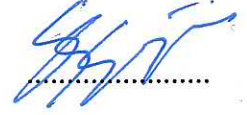
KABUL:

Uğur ÖZTÜRK tarafından hazırlanan "KONJESTİF KALP YETMEZLİĞİ HASTALARININ TEŞHİSİNDE VERİ AZALTMA YÖNTEMLERİ KULLANILARAK EN YAKIN KOMŞU SINIFLANDIRICI ÇALIŞMA SÜRESİNİN KISALTILMASI" başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından değerlendirilerek, Bülent Ecevit Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Lisans Tezi olarak oybirliği ile kabul edilmiştir. 07/05/2012

Başkan: Yrd. Doç. Dr. Yalçın İŞLER (BEÜ)



Üye : Doç. Dr. Sırrı Sunay GÜRLEYÜK (BEÜ)



Üye : Yrd. Doç. Dr. Seda Tığlı AYDIN (BEÜ)



ONAY:

Yukarıdaki imzaların, adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım. .../.../2012



Prof. Dr. Özden ÖZEL GÜVEN
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

"Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim."

Uğur ÖZTÜRK



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

KONJESTİF KALP YETMEZLİĞİ HASTALARININ TEŞHİSİNDE VERİ AZALTMA YÖNTEMLERİ KULLANILARAK EN YAKIN KOMŞU SINIFLANDIRICI ÇALIŞMA SÜRESİNİN KISALTILMASI

Uğur ÖZTÜRK

Bülent Ecevit Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Yalçın İŞLER

Mayıs 2012, 65 sayfa

Kalbin asıl görevi vücut için gerekli oksijen ve besinleri taşıyan kanı dolaştırmaktır. Kalp Yetmezliği, kalbin doldurma veya boşaltma ile ilgili yeteneklerinin azalması durumudur. Vücudun çeşitli yerlerinde sıvı birikmesi durumu bu rahatsızlığa sahip hastalarda yaygın olduğu için bu rahatsızlığa Konjestif Kalp Yetmezliği (KKY) ismi de verilmektedir. Kalp yetmezliğinin teşhisi basit olmasına rağmen, hastalık belirtilerinin çoğu zaman diğer hastalıkların belirtileri ile karıştırılması nedeniyle özellikle pratisyen hekimler teşhiste zorlanmaktadır.

Son zamanlarda veri madenciliği ve karar verme teknikleri üzerine çok gelişmiş teknikler sunulmuştur. KKY teşhisi için Elektrokardiyogram (EKG) veya EKG'den türetilmiş kalp hızı değişkenliği (KHD) analizi daha önce yapılan birçok çalışmaya konu olmasına rağmen, bu çalışmaların hepsi hasta ve sağamlardan elde edilen verilerin çevrimdışı çalışan algoritmalar kullanılarak incelenmesi esasına dayanmaktadır. Eğitim için kullanılan verinin boyutundan dolayı, gerçek zamanlı bir algoritmayı geliştirmek uygulamada zor olmaktadır.

ÖZET (devam ediyor)

Bu çalışma KKY hastalarının teşhisi için gerçek zamanlı çalışabilecek KHD analizi tekniği geliştirilmesi için sınıflandırıcı eğitim kümesi boyutunun veri azaltma teknikleri kullanılarak düşürülmesi üzerine odaklanmıştır. Basitliği ve kolay uygulanabilirliği nedeniyle *k-yakın komşu sınıflandırıcısı* tercih edilmiştir. Bu çalışmaları yürütebilmek için, KKY hastalarının normal kişilerden ayırt edilmesinde MIT/BIH tarafından sağlanan ve herkesin erişimine açık olan KHD veritabanları kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlar, bu veritabanlarından kullanılan örnek sayısının sınıflandırıcı başarımını etkilemeden düşürülebileceğini göstermektedir. Böylece KKY hastalarının çevrimiçi teşhisi için daha düşük özellikli bir donanım kullanılması mümkündür.

Anahtar Kelimeler: Konjestif Kalp Yetmezliği, Veri Azaltma, En Yakın Komşu Sınıflandırıcısı

Bilim Kodu: 609.01.00

ABSTRACT

M.Sc. Thesis

DECREASING THE ELAPSED TIME OF NEAREST NEIGHBOR CLASSIFIER IN DIAGNOSING THE PATIENTS WITH CONGESTIVE HEART FAILURE USING DATA REDUCTION TECHNIQUES

Uğur ÖZTÜRK

Bülent Ecevit University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Electrical and Electronics Engineering

Thesis Advisor: Asst. Prof. Yalçın İŞLER

May 2012, 65 pages

The major purpose of the heart is to circulate blood, which carries oxygen and nutrients to the body. Heart Failure is a decreased ability of the heart to either fill itself with blood or emptying it. Because the fluid accumulation in various parts of the body is common in the patients with heart failure, this disease is also named as Congestive Heart Failure (CHF). Although, at times, the diagnosis of heart failure is straightforward, it often challenges physicians because particular aspects of the syndrome lead to confusion.

Recently, many advanced techniques on data-mining and decision-making have been presented. Although Electrocardiogram (ECG) and ECG-derived Heart Rate Variability (HRV) analysis have been the subjects of many studies in the literature, all of these studies have used to analyze data acquired from patients with CHF and normal subjects using offline algorithms. Because of the size of training data, it may be difficult to develop a real-time algorithm in practice.

ABSTRACT (continued)

This study is focused on reducing the number of samples using data reduction methods to develop a real-time HRV analysis technique for diagnosing in CHF patients. *k-nearest neighbors classifier* is preferred due to its simplicity and easy-to-use features. In order to conduct these studies, open-source databases from MIT/BIH are used to discriminate the patients with CHF from normal subjects. The results show that the number of records from these databases can be reduced with no reduction in the accuracy of the classifier. Hence a low-cost hardware can be used for online diagnosing the patients with CHF.

Key Words: Congestive Heart Failure, Data Reduction, Nearest Neighbors Classifier

Science Code: 609.01.00

TEŞEKKÜR

Bana her konuda rehberlik eden ve yardımlarını esirgemeyen, değerli danıőman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Yalçın İŞLER'e teőekkürü bir borę bilirim.

Tezin çeşitli aőamalarında benden yardımlarını esirgemeyen değerli arkadaşlarım Öğr. Gör. Murat ŐEN'e ve Öğr. Gör. Burçin ER'e teşekkür ederim.

Beni yetiőtiren, bugüne kadar maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman üzerimden eksik etmeyen aileme teşekkür ederim.

Son olarak, fakat asla daha az değil, sonsuz desteği için eőime ve hayatıma kattıkları renk için çocuğuma teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL.....	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR.....	vii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xvii
BÖLÜM 1GİRİŞ.....	1
1.1 KONJESTİF KALP YETMEZLİĞİ	1
1.2 DOLAŞIM SİSTEMİ.....	4
1.3 KALP	5
1.3.1 Kalpteki Elektriksel İletim	5
1.3.2 Elektrokardiyografi	6
1.4 AMAÇ.....	7
BÖLÜM 2KALP HIZI DEĞİŞKENLİĞİ ANALİZİ.....	9
2.1 GİRİŞ	9
2.2 FİZYOLOJİK ANLAMI.....	9
2.3 KLİNİK GEÇERLİLİĞİ	10
2.4 VERİ UZUNLUĞU SEÇİMİ	11
2.5 KALP HIZI VERİLERİNİN ELDE EDİLİŞİ.....	12
2.6 ÖNİŞLEM BASAMAKLARI.....	13
2.6.1 Hatalı verilerin yok edilmesi	13
2.6.2 Ara değerlendirme.....	15
2.6.3 Eğilim yok etme.....	18

İÇİNDEKİLER (devam ediyor)

	<u>Sayfa</u>
2.7 KHD ANALİZİ ÖLÇÜMLERİ	19
2.7.1 Zaman alanı ölçümleri.....	19
2.7.2 Frekans alanı ölçümleri	20
2.7.2.1. Fourier Dönüşümü Yöntemi	21
2.7.2.2. Lomb-Scargle Periyodogram Yöntemi	21
2.7.2.3. Dalgacık Analizi Yöntemi	22
2.7.3 Doğrusal Olmayan Ölçümler.....	25
BÖLÜM 3YÖNTEM.....	29
3.1 YAKIN KOMŞU SINIFLANDIRICI.....	29
3.2 SINIFLANDIRICI BAŞARIMLARININ BELİRLENMESİ	31
3.2.1 Çapraz Geçerlilik	31
3.3 VERİ AZALTMA YÖNTEMLERİ.....	32
3.3.1 Mümkün Olan Tüm Olasılıklar Yöntemi	34
3.3.2 Geriye Doğru Eleme Yöntemi	34
3.3.3 Eleme ve Ekleme Yöntemi	34
3.3.4 Geriye Doğru Tekrarlı Eleme Yöntemi.....	34
3.3.5 Genetik Algoritmalarla Seçme Yöntemi	35
3.3.5.1 Gösterim	36
3.3.5.2 Uygunluk	36
3.3.5.3 Seçim.....	37
3.3.5.4 Çaprazlama	37
3.3.5.5 Mutasyon	38
3.3.5.6 Temel Genetik Algoritma.....	38
BÖLÜM 4SONUÇLAR VE ÖNERİLER	41
4.1 VERİLERİN ELDE EDİLİŞİ.....	41
4.2 ÖNİŞLEMLER.....	43
4.3 ÖZNİTELİK ÇIKARMA	44
4.4 ÖRNEK SEÇİMİ	47
4.5 SINIFLANDIRMA.....	48

İÇİNDEKİLER (devam ediyor)

	<u>Sayfa</u>
4.6 MODEL DEĞERLENDİRME.....	48
4.7 GELECEK ÇALIŞMALAR.....	52
KAYNAKLAR	53
ÖZGEÇMİŞ	65

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>No</u>	<u>Sayfa</u>
1.1 İnsanın dolaşım sistemi.....	4
1.2 Kalbin elektrofizyolojisi	6
1.3. Standart EKG ölçümü için elektrot bağlantısı.....	7
2.1 EKG işaretinden KHD işaretinin elde ediliş: (a) ham EKG işareti, (b) KHD'nin takogram gösterimi ve (c) KHD'nin fonksiyon gösterimi.	12
2.2 Vurular arasındaki sürelerin durumuna göre Normal vuru, APC (kulakçık erken vurusu) ve VPC (karıncık erken vurusu).....	14
2.3 RR verileri içinden karıncık kökenli ektopik vurunun tespiti örneği.	14
2.4 Ara değerlendirme yöntemleri: solda doğrusal ve sağda kübik spline. İlk satırda verinin gerçek değerleri, ikinci satırda değerlere uydurulan fonksiyonları ve son satırda 10 Hz örnekleme hızında alınmış yeni veriyi göstermektedir.	16
2.5 Kübik Spline ara değerlendirme yöntemi.	17
2.6. Üç seviyeli dalgacık paket dönüşümü.	23
2.7. Dalgacık paket dönüşümünün frekans alanı gösterimi.	23
2.8. Daubechies 4 ana dalgacık fonksiyonu.....	24
2.9 SD1 ve SD2 ölçüleriyle birlikte örnek bir Poincare çizimi.	26
3.1 KNN sınıflandırıcı örneği.	30
3.2 İkiye ikilik karar matrisi.....	31
3.3. Geçerlilik hatası en düşük düzeyine ulaşıncaya kadar sınıflandırıcı eğitimine devam edilir	32
3.4 Öznitelik uzayının N-bit ikilik gösterimi.....	36
3.5 Tek noktadan çaprazlama yöntemi.	38
3.6 Genetik mutasyon.....	38
4.1 Tüm çalışmanın akış şeması.....	42
4.2 (a) Normal bir kişiye ait ve (b) bir KKY hastasına ait KHD verileri.	43
4.4. Sınıflandırıcı çalışma sürelerinin örnek ve öznitelik sayılarına göre gösterimi.....	52

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>No</u>	<u>Sayfa</u>
4.1 Normal ve KKY hasta verilerine ait hasta bilgisi.....	45
4.2 Beş dakikalık veriler için elde edilen zaman alanı KHD analizi ölçümleri.....	45
4.3 5 dakikalık veriler için elde edilen frekans alanı ölçümleri.....	46
4.4 5 dakikalık veriler için doğrusal olmayan yöntemlerle elde edilen KHD ölçümleri.....	47
4.5. Örnek sayısının azaltılmasıyla elde edilen sınıflandırıcı başarımları.....	49
4.6. Örnek sayısının azaltılması için herbir yöntem içerisinde k yakın komşu sınıflandırıcısı algoritmasının çalıştırılma sayıları.....	50
4.7. Herbir yöntem içerisinde k yakın komşu sınıflandırıcısı algoritmasına göre örneklerin elenme yüzdeleri.....	51

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

- λ : Smoothness Priors yönteminde kullanılan düzenleme parametresi
NN_i : i-inci zamanda oluşan normal vuru ile bir önceki normal vuru arasında geçen süre
RR_i : i-inci zamanda oluşan kalp vurusu ile bir önceki vuru arasında geçen süre
t_i : i-inci zaman değeri
T_i : i-inci zaman bir önceki zaman arasında geçen süre

KISALTMALAR

- APC : Kulakçık erken vurusu
ApEn : Yaklaşık Entropi (Approximate Entropy)
AR : Özyinelemeli (Auto Regressive)
AV : Atriyoventriküler düğüm
DFA : Eğilim Yokedilmiş Dalgalanma Analizi (Detrended Fluctuation Analysis)
EKG : Elektrokardiyografi
FFT : Hızlı Fourier Dönüşümü
HF : Yüksek frekans
KHD : Kalp Hızı Değişkenliği
KKY : Konjestif Kalp Yetmezliği
KNN : k-En Yakın Komşu
LF : Düşük frekans
LS : Lomb-Scargle
NN : Peşpeşe gelen iki normal kalp vurusu arasında geçen süre
QRS : EKG içindeki karıncık kasılmasını gösteren kompleks işaret
RR : Peşpeşe gelen iki kalp vurusu arasında geçen süre
SA : Sinoatriyal düğüm
SampEn : Örnekleme Entropi (Sample Entropy)
VLF : Çok düşük frekans
VPC : Karıncık erken vurusu
WE : Dalgacık enerjisi

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (devam ediyor)

- WS : Dalgacık entropisi
WV : Dalgacık değişintisi (varyansı)

BÖLÜM 1

GİRİŞ

1.1 KONJESTİF KALP YETMEZLİĞİ

Vücudumuz için gerekli oksijeni ve besini taşıyan kan, kalp sayesinde vücuda dağılır ve dokulara ulaşır. Kalp bir pompa vazifesi görerek bu işlevini yerine getirir (Berne ve Levy 1997). Kalbin, vücudun ihtiyacını karşılayacak düzeyde kanı pompalayamamasına kalp yetmezliği denir (Flavell ve Stevenson 2001). Kalp yetmezliğinde ise kalp çalışmaya devam eder, ama yeterli miktarda kanı dokulara ulaştırılmaz. Dokulara yeterli kan ulaşmadığı için oksijen de ulaştırılmaz. Bu sorun başka ciddi hastalıklara yol açabilir. Kan akımındaki yetersizlik sonucu kan damarlarında birikir. Kol, bacak ve akciğer gibi organlarda sıvı birikimi sonucu konjestif kalp yetmezliği ortaya çıkar. Bu durum kalp yetmezliği hastalarının birçoğunda ortaya çıktığından, kalp yetmezliği rahatsızlığı sıklıkla konjestif kalp yetmezliği (KKY) olarak isimlendirilir (Wilbur ve James 2005).

KKY kronik kalp-damar hastalıklarının son aşamasıdır ve başta gelen ölüm sebeplerinden bir tanesidir (Albert 2000, Zambroski 2003). Yıllık 500,000 yeni KKY hastasının eklendiği ve 250,000 civarında KKY hastasının öldüğü tahmin edilmektedir (Gura ve Foreman 2004). 1993 yılında ABD'deki tüm ölümlerin %42'si kalple ilgili rahatsızlıklardan kaynaklanmıştır. Yaşla birlikte teşhisten sonra beş yıl içindeki ölüm oranı hızla artmaktadır (Clark ve ark. 2003, Artinian ve ark. 2003). KKY teşhisi konulan hastaların yaklaşık %50'si 5 yıl içinde ölmektedir (American Heart Association 2006). Bu istatistikler sağlıklı bir şekilde ABD'den sağlanabilmiş olsa da, ülkemizin de içinde bulunduğu diğer ülkelerde de durumun farklı olmadığı düşünülmektedir (İşler ve Kuntalp 2010). Özellikle rahatsızlığın ilk evrelerinde teşhis konulabilirse, bu ölümlerin birçoğu engellenebilir veya en azından hastanın yaşam kalitesi korunabilir.

KKY kalbi etkileyen çeşitli hastalıklara bağlı olarak ortaya çıkar: kalp kasında meydana gelen rahatsızlıklar, kalbin kanı pompalama gücü, kalp damar hastalıkları, tansiyon yüksekliği (hipertansiyon), kalp kapaklarında sorun olması ve alkol kullanımı (American Heart Association 2005). Damar sertleşmesi, kalp kasında iltihap oluşması, tiroit bezinde fazla miktarda hormon salgılanması, kalp krizi sırasında beslenemeyen kalp kasında hasar oluşması da kalp yetmezliğine yol açar.

New York Kalp Derneği (NYHA) tarafından kişinin günlük yaşam şartlarına göre kalp hastaları şu şekilde sınıflandırılır (American Heart Association 2009):

- Sınıf 1 kalp hastaları için hiç bir sınırlama yoktur. Fiziksel bir aktivite sonrasında herhangi bir kalp rahatsızlığı belirtisi (çarpıntı, nefes almada güçlük gibi) görülmez.
- Sınıf 2 kalp hastaları için az miktarda kısıtlama vardır. Göğüste ağrı, çarpıntı, nefes darlığı görülebilir. Fakat hasta istirahat halinde hiç bir sorun yaşamaz.
- Sınıf 3 kalp hastalarında belirgin bir sınırlama vardır. Hafif bir fiziksel aktivite sırasında bile belirtiler ortaya çıkar.
- Sınıf 4 hareketi rahat bir şekilde yapamaz. Çok az bir fiziksel aktivite sırasında veya istirahat halinde de belirtiler görülür.

Hastalığın belirtilerini bilmek hastalığın ağırlaşmadan düzeltilmesi bakımından önemlidir. Bazı bulgular kalbin yetersiz kalmaya başladığını gösterir (American Heart Association 2006):

- Göğüste ağrı,
- Kesik kesik nefes almak,
- Halsizlik, yorgunluk, çabuk yorulma,
- Basit hastalıklara (nezle, soğuk algınlığı gibi) direnç gösterememek,
- Ayak bileklerinin şişmesi,
- İştah azalması nedeni ile kilo kaybı,
- Sık idrara çıkmak,
- Kalbin ritminin bozulması ve hızlı kalp atışı,
- Akciğerlerde kan birikmesi.

Bu bulgular başta hiçbir belirti olmadan aniden şiddetli bir güç harcadıktan sonra ortaya çıkmaya başlar. Hasta olduğunun farkında olmadan kişi yokuş veya merdiven çıkarken

zorlanır. Sağlıklı gibi görünse de sık sık dinlenmek zorunda kalır. Çok yorulduğu bir günden sonra ayak bileklerinde şişlik (ödem) oluşur. Bu şişlik sabah saatlerinde iner ve başlangıçta hafif seyreder. Daha sonra şiddeti artmaya başlar ve hastanın el, ayak ve yüzünde morarmalar meydana gelir. Çok basit hareketlerde bile nefes almada güçlük çeker. Kan dokulara yeterince ulaşmadığından morarma da gittikçe artar. Üstelik akciğerde kan birikimi oluşabilir. Kalp yetmezliği nefes darlığı ya da yatarken nefes almada güçlkle kendini belli eder. Boğazda gıcıklanma tarzında öksürüğe yol açar. Bununla birlikte, bazı kalp yetmezliği vakalarında hiçbir belirtiye rastlanmadığı da olmaktadır (Wilbur ve James 2005, Gillespie 2006).

Kalp yetmezliği teşhisinde izlenen ilk adım hastanın tüm klinik geçmişi temin edilir (Shamsham ve Mitchell 2000). Her ne kadar klinik geçmiş ve bulgular yeterli olmasa da, yukarıda sayılan belirtilerin varlığı klinik muayene ile araştırılır (Wilbur ve James 2005). Ne yazık ki bu klinik incelemelerden bilgiler de yeterli olmamaktadır. Üstelik kalp yetmezliği teşhisi için izlenecek Framingham ve Boston gibi bazı teşhis takip yöntemleri mevcut olsa da, bunların klinik geçerlilikleri hala sorgulanmaktadır (Di Bari ve ark. 2004).

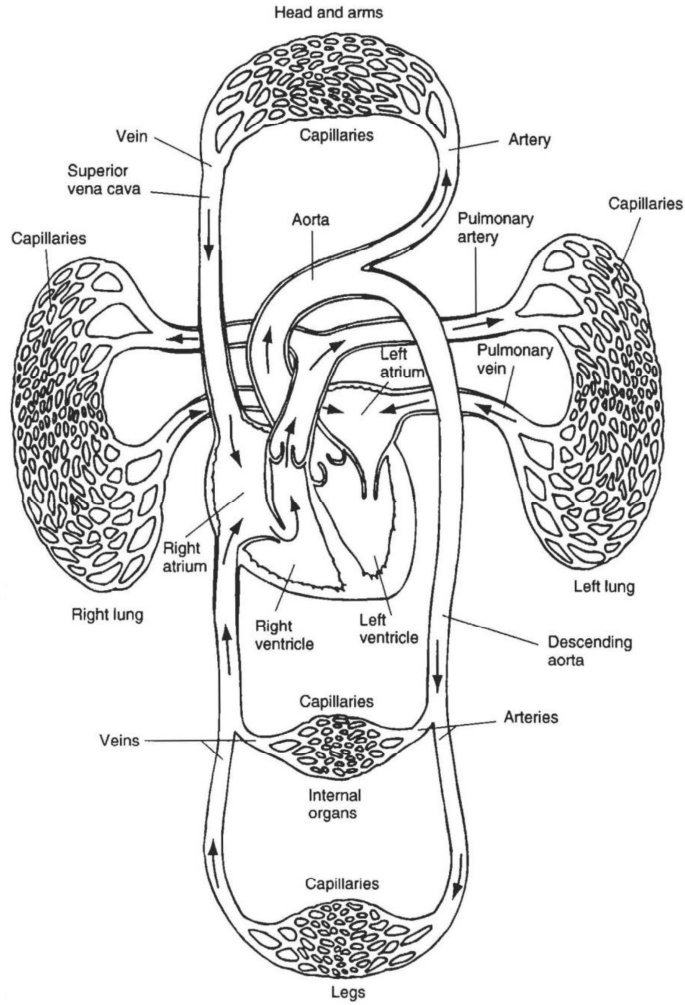
Kalp yetmezliğinden şüphelenilen hastalara elektrokardiyografi, ekokardiyografi ve göğüs röntgeni başta olmak üzere birçok klinik inceleme testleri uygulanmaktadır (Chiarugi, Colantonio, Emmanouilidiou, Moroni ve Savletti 2008). Bu testler sonucunda kalbin bir kasılmada pompaladığı kan miktarı ve kalple akciğerin vücuda nasıl oksijen sağladığına bakılmaktadır. Ayrıca hastaların egzersiz sırasında sarf ettiği oksijen miktarını öğrenmek için efor kapasitesine bakılır. Bu da kalp-akciğer egzersiz testleri ile sağlanır. Özellikle efor testi ve ekokardiyografi hastalığın teşhisinde kullanılan önemli ölçütlerdir. Bununla birlikte kalp yetmezliği hastalarının teşhisinde kullanılabilecek kesin bir yöntem mevcut değildir ve özellikle pratisyen hekimler tarafından tespiti ancak ileri aşamalarda mümkün olabilmektedir.

Avrupa'da çok uluslu olarak gerçekleştirilen ve belli başlı kalple ilgili kliniklerin katılımıyla gerçekleştirilen bir çalışmaya göre, başvuran hastalardan gerek duyulanlara EKG kaydı alınabilmesi için ortalama 48 saat sonrasına randevu verilmesine rağmen ekokardiyografi kaydı için ortalama 3 ay sonraya randevu verilebilmektedir (Hobbs, Korewicki, Cleland, Eastaugh ve Freemantle 2005). Bu nedenle EKG tabanlı hızlı bir KKY teşhis algoritmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

1.2 DOLAŞIM SİSTEMİ

Dolaşım sistemi vücuttaki doku ve organlara ihtiyaç duydukları besin ve oksijeni sağlamak ve atık olarak üretilen maddeleri ve karbondioksiti doku ve organlardan uzaklaştırır. Bu haliyle sistem kapalı döngü bir hidrolik sistem gibi düşünülebilir (Webster 1998).

Basitleştirilmiş bir dolaşım sistemi aşağıdaki şekilde gösterildiği gibidir (Şekil 1.1). Kalp kanın damarlara hareketini sağlayan pompa gibi çalışmaktadır. Kan atardamarlar aracılığıyla kalpten dışarı doğru hareket ederken, toplardamarlar aracılığıyla kalbe geri döner. Kan vücutta hareket ederken, oksijen ve besinleri vücuttaki doku ve organlara, karbondioksiti akciğerlere ve atıkları ise böbreklere iletilmektedir.



Şekil 1.1 İnsanın dolaşım sistemi (Webster 1998).

1.3 KALP

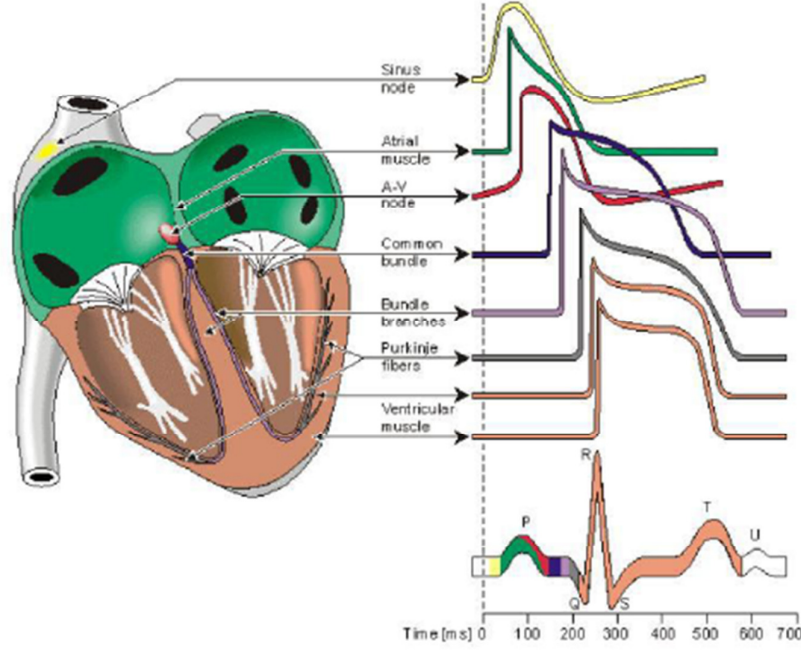
Kalp iki farklı pompalama işlevini yerine getiren dört bölmeden oluşur. Üstteki bölmelere kulakçık (atrium) ve alttakilere ise karıncık (ventricle) denir (Webster 1993). Ayrıca ikisi kulakçıklarla karıncıklar arasında ikisi de karıncıkların atardamarlara bağlantısında olmak üzere toplam dört adet kalp kapağı da bulunmaktadır. Kalpteki bölmelerin sırayla kasılması ve kalp kapaklarının yerleşimi nedeniyle, kanın tek yönlü akışı sağlanmaktadır.

Elektriksel uyarımla kasılabilmesi nedeniyle, kalp bir pompa görevi görmektedir. Elektriksel bir uyarım alındığında, önce kulakçıklar kasılır. Böylece kulakçıklara dolan kanın karıncıklara aktarılması sağlanır. Belli bir zaman gecikmesi sonrasında, elektriksel uyarım karıncıklara iletilir ve karıncıkların kasılması sağlanır. Elektriksel uyarımdan kurtulan kalp kasları gevşemeye ve yeniden kanla dolmaya başlar. Karıncıkların kasılmasına sistol ve gevşemesine diyastol adı verilir.

Özetle, kalbin karıncıklarının kasılmasıyla kirli kan (karbondioksit olarak yüksek oksijen olarak düşük) sağ karıncıktan akciğerlere pompalanır. Akciğerlerde temizlenen (yeniden oksijenle dolan) kan kalbin sol kulakçığına geri döner. Kulakçıkların kasılmasıyla sol kulakçıktaki temiz kan sol kulakçığa aktarılır. Karıncıkların kasılmasıyla ise sol karıncıktaki temiz kan vücuda pompalanmış olur. Vücuttaki doku ve organlarda kirlenen kan kalbin sağ kulakçığına geri döner. Böylece kalp eş zamanlı çalışan (sağ ve sol) iki pompa gibi davranır.

1.3.1 Kalpteki Elektriksel İletim

Şekil 1.2’de sinoatriyal (SA) düğüm, His demeti, atriyoventriküler (AV) düğüm, demet dalları ve Purkinje hücrelerinden oluşan kalbin elektriksel iletim sistemi görülmektedir. SA düğüm kendiliğinden elektrik işareti üretme yeteneğine sahip olan ve kalbin sağ kulakçığında bulunan bir hücre grubudur. SA düğümde bir elektriksel işaret üretildiğinde, elektrik akımı her iki kulakçığı da kapsayacak şekilde hızla yayılır. Böylece kulakçıklardaki kan karıncıklara aktarılır. Bu şekilde His demetini geçerek AV düğümüne gelen elektrik akımı, belirli bir süre geciktirilerek dal demetlerine aktarılır. Dal demetlerinde hızla iletilen elektrik akımı kalbin alt ucuna kadar geldikten sonra Purkinje hücrelerine dağıtılır. Böylece karıncıkların kasılmasıyla kanın atardamarlara pompalanması sağlanmış olur.



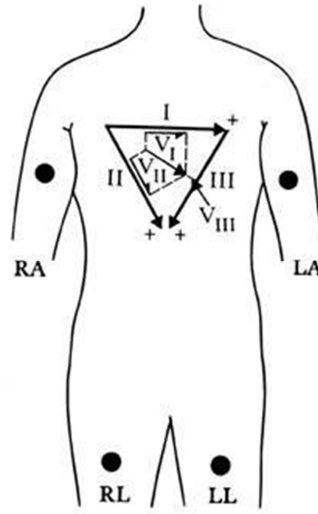
Şekil 1.2 Kalbin elektrofizyolojisi (Webster 1993).

1.3.2 Elektrokardiyografi

SA düğüm noktasından başlayarak kalbin kasılmasına sebep olan elektrik akımı, birçok hücrenin elektriksel aktivitelerinin birleşiminden oluşmaktadır. Kalpteki bu kas faaliyetleri insan göğsünden veya kol ve bacaklarından ölçülebilecek düzeydedir. Bu elektriksel faaliyetin zamanın bir fonksiyonu olarak oluşan dalga şeklinin kayıt edilmesi ve kağıda çizdirilerek bir grafiğe dökülmesine Elektrokardiyografi (EKG) denilmektedir. Şekil 1.2’de bu oluşan aktivitelerin dalga şekilleri ve bunların toplamı olarak oluşan EKG işareti görülmektedir.

Tipik bir EKG işareti P, QRS ve T dalgalarından oluşmaktadır. Burada P dalgası kulakçıkların kasılması sırasında oluşmaktadır. P-Q arasındaki bekleme ise AV düğümdeki gecikmeden kaynaklanmaktadır. Karıncıkların kasılmasıyla QRS dalga şekli oluşmaktadır. Ayrıca bu sırada kulakçıkların gevşemesi de bulunmaktadır. Son olarak karıncıkları gevşemesiyle T dalga şekli oluşmaktadır. Bazı EKG şekillerinde takip eden küçük bir U dalgasına da rastlanmaktadır. Bunun karıncıklardaki meme şeklindeki bir kas oluşumunun yavaş gevşemesinden kaynaklandığı düşünülmektedir (Conratha ve Opthof 2005; van Eck, Kors, ve van Herpen 2005; Riera, Ferreira, Filho ve ark. 2008).

EKG işareti elektrotların farklı bağlantı yapılandırmalarına göre kayıt edilir. En genel anlamda kullanılan şekilde, elektrotlar kol ve bacaklara bağlanır (Şekil 1.3).BU şekilde 4 adet elektrot sağ kol (RA) sol kol (LA) sağ bacak (PA) ve sol bacağı (LA) bağlanır. Elektrotlar arasında ölçülen gerilim farkları EKG deki lead adı verilen ölçümlere karşılık gelir. Örnek olarak Lead II için, negatif terminal elektrotu sağ kola ve pozitif terminal elektrotu sol bacağı takılır. QRS kompleksi en rahat bir şekilde Lead II içinde görülebildiği için, kalp hızı değişkenliği analizi ve ritim bozuklukları tespitinde daha çok Lead II kullanımı tercih edilir.



Şekil 1.3. Standart EKG ölçümü için elektrot bağlantısı (Webster 1998).

KHD analizi için öncelikle EKG kaydı içerisindeki QRS komplekslerinin yerleri tespit edilir. Bu işlem için literatürde gerçekleştirilmiş birçok yöntem bulunmakta olup ayrıntılı bilgi için Kohler, Henning ve Orglmesiter (2002) tarafından gerçekleştirilen literatür taraması çalışmasına bakınız.

1.4 AMAÇ

Son yıllarda kalbin atım zamanları arasındaki değişimler üzerine yapılan çalışmalarda bir artış bulunmaktadır. Bu değişimler üzerinden yapılan çalışmalara genel olarak Kalp Hızı Değişkenliği (KHD) adı verilmekte ve KKY hastalığının teşhisi üzerine gerçekleştirilen bazı çalışmalar bulunmaktadır (İşler ve Kuntalp 2007a, 2007b, 2010). Bu çalışmada KHD analizi ölçümleri kullanılmıştır.

EKG kalple ilgili patolojik değişimlerin tespit edilmesi için en yaygın kullanılan güvenilir bir yöntemdir. Piyasada kardiyologlara teşhiste yardımcı olabilecek mevcut birçok ticari tümleşik EKG kayıt ve analiz sistemi bulunmaktadır (Macfarlane 1992). Son yıllardaki gelişmelerin ışığı altında EKG yorumlama sistemlerinde önemli markaların da ürünleri bulunmaktadır (General Electric Company 2009). Bununla birlikte, bunların hiçbirisinde KKY teşhisi fonksiyonu bulunmamaktadır.

KKY teşhisi için kullanılabilir bir çok yöntem geliştirilmesine rağmen, bunların basit mikroişlemci tabanlı elektronik düzeneklerine aktarılmasında karşılaşılabilecek en büyük problem hafıza ve işlem hızı problemi olacaktır. Bu sorunların aşılabilmesi için kullanılacak verinin boyutunun düşürülmesi ve basit sınıflandırma yöntemlerinin kullanılması gereklidir. Bu yüzden gerçekleştirilen çalışmada sınıflandırma işlemi için, literatürde kolaylığı ve basitliği nedeniyle sık kullanılan k en yakın komşu sınıflandırıcısı tercih edilmiştir. Ayrıca, kullanılacak verilerden diğer verilerle benzer bilgileri içerenlerin silinmesiyle hem sınıflandırıcının hızlanması hem de daha az hafıza kullanımı hedeflenmiştir.

BÖLÜM 2

KALP HIZI DEĞİŞKENLİĞİ ANALİZİ

2.1 GİRİŞ

Son yıllarda kalbin atım zamanları arasındaki değişimler üzerine yapılan çalışmalarda bir artış bulunmaktadır. Bu değişimler üzerinden yapılan çalışmalara genel olarak Kalp Hızı Değişkenliği (KHD) adı verilmektedir. KHD incelemesi kalp damar sağlığının önemli bir göstergesi olarak kabul edilmektedir (Malik ve Camm 1995). Bununla birlikte, KHD'nin klinik kullanımıyla ilgili birbiriyle çelişen birçok çalışma bulunmaktadır. KHD analizinin nasıl yürütüleceği ile ilgili kesin bir standart bulunmayışı, hastalık teşhisi için klinik kullanımına engel teşkil etmektedir. Bu nedenle, Task Force (1996) tarafından yayınlanan çalışma ile KHD alanındaki çalışmalara bir standart getirilmeye çalışılmıştır. Bu bölümde genel olarak KHD analizinde kullanılan özniteliklerin elde edilişiyle ilgili kısa bir bilgi verilecektir.

2.2 FİZYOLOJİK ANLAMI

Sinoatriyal düğüm kalbin kendi kendine uyarımını sağlar ve KHD'nin kaynağıdır. Bu düğümdeki hücreler kendiliğinden aksiyon potansiyeli oluştururlar. Bu aksiyon potansiyelinin kalp kası hücreleri boyunca yayılımı ile kalp kasılır. Sağlıklı bir kalpte, sinoatriyal düğümde üretilen aksiyon potansiyellerinin sıklığı merkezi sinir sisteminin hem sempatik hem de parasempatik (vagal) alt bölümleri tarafından kontrol edilir. Sempatik bölüm kalbin hızlanmasını sağlarken parasempatik bölüm ise yavaşlatılmasını sağlar (Chang, Monahan, Griffin, Lake ve Moorman 2001). Bu kontrol mekanizması KHD'nin kaynağı olarak kabul edilir (Cao 2004).

2.3 KLİNİK GEÇERLİLİĞİ

KHD'nin klinik geçerliliği ilk defa Hon ve Lee (1965) tarafından anne karnındaki bebeğin stres durumuna göre kalp hızının değiştiğini ortaya koymasıyla gösterilmiştir. 30 yıl kadar önce, Sayers (Sayers 1973) and diğer araştırmacılar (Hirsh ve Bishop 1981, Luczak ve Luring 1973, Penaz, Roukenz ve Van der Vaal 1968) kalp hızı işareti içinde gömülü diğer fizyolojik işaretlerin varlığını araştırmışlardır. 1970'li yıllarda, Ewing ve arkadaşları diyabet hastalarında otonomik nöropati tespiti için kısa süreli kalp hızı değişimleri analizinin etkili olduğunu göstermişlerdir (Braune ve Geisenorfer, 1995, Ewing, Martin, Young ve Clarke, 1985).

Ayrıca kalp krizi geçiren hastaların ölüm riskinin KHD analizi verilerinin düşük değerli olmasıyla arttığı da gösterilmiştir (Wolf, Varigos, Hunt, ve Sloman, 1978). Özellikle, 1980'li yılların sonunda kalp krizi geçiren hastaların ölüm riskinin tespitinde KHD'nin etkili olduğu gösterildikten sonra, KHD üzerine yapılan çalışmalarda bir artış olmuştur (Bigger et al. 1992; Huikuri et al. 2003, Kleiger, Miller, Bigger, ve Moss, 1987, Lombardi, Makikallio, Myerburg, ve Huikuri, 2001, Malik, Cripps, Farrel, ve Camm, 1989, Malik, Farrel, Cripps ve Camm 1989).

Daha sonra kalp hızı verileri üzerinde güç izgel yoğunluğu analizinin nasıl kullanılabileceği gösterilmiştir (Akselrod vd. 1981). Bu frekans alanı ölçümleri KHD'nin otonom sistemi ile bağlantısının gösterilmesinde ve anlaşılmasında etkili olmuştur (Pagani, 2000, Pagani vd. 1986, Pomeranz vd. 1985).

Sonuç olarak, KHD analizi üzerine son yıllarda çok miktarda yayınlanmış çalışma bulunmasına rağmen, KHD'nin pratik kullanımı için klinik geçerliliği ispatlanmış iki adet uygulama alanı mevcuttur (Task Force 1996). Bunlar kalp krizi geçirmiş hastaların ölüm riskinin tespit edilmesi (Huikuri et al. 2003, Lombardi et al. 2001) ve diyabetik nöropatinin erken uyarısı (Braune ve Geisenorfer, 1995, Pagani, 2000). Bununla birlikte, KHD'nin cinsiyet, yaş, fiziksel ve zihinsel durum, baskı ve dikkat yoğunluğu ile orantılı olduğu bulunmuştur (Berntson vd. 1997).

2.4 VERİ UZUNLUĞU SEÇİMİ

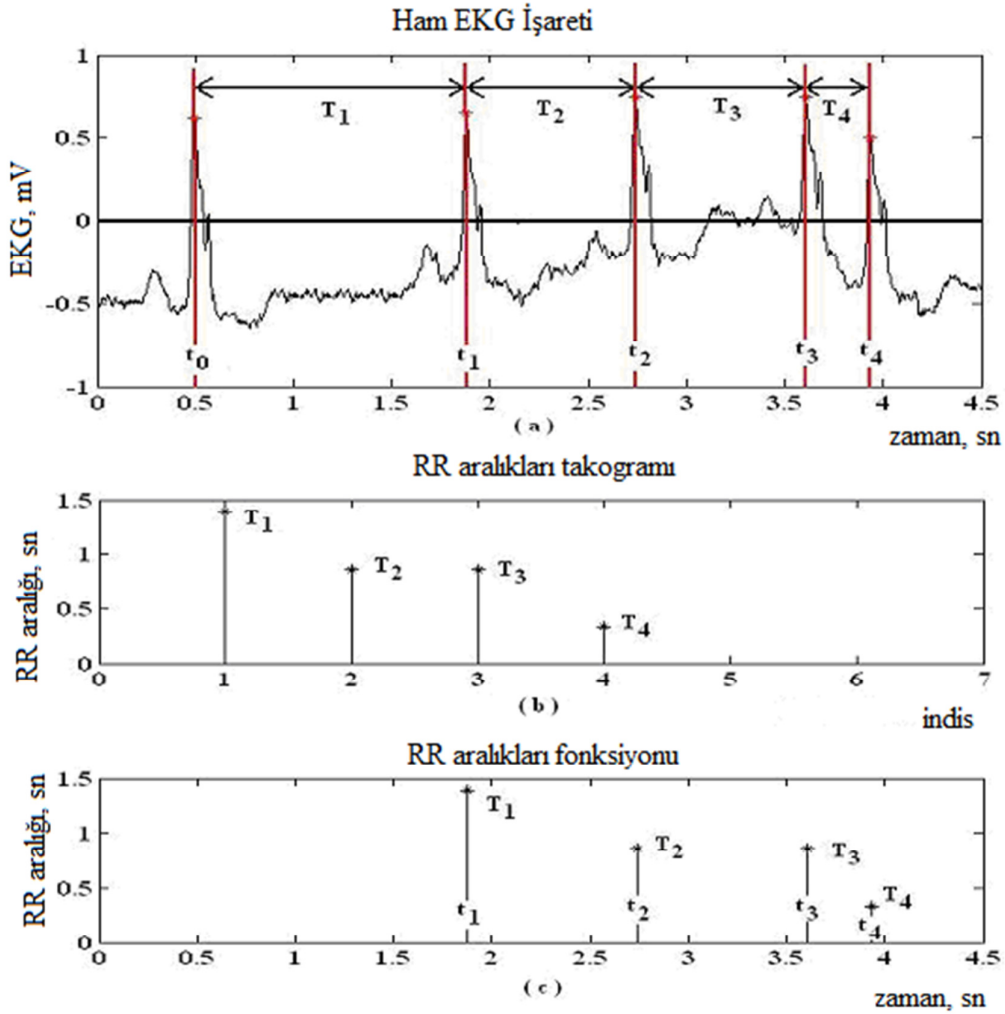
Çalışmada bulunan sonuçların literatürde ki diğer çalışmalarla karşılaştırılabilir olması için KHD analizi ölçümlerinin standart bir yöntemle elde edilmesi gerekmektedir. Hem zaman hem de frekans alanı KHD ölçümleri veri uzunluğundan etkilenmekte ve genellikle veri uzunluğu ile değerler artma eğiliminde olmaktadır. Bu nedenle veri uzunluğu için standart bir değer belirlenmesi gereklidir. Kayıt alınan hastayı rahatsız etmeyecek kadar kısa süreli ve kalp hızında ki tüm değişimleri içerecek kadar uzun süreli olması gerekmektedir. KHD ölçümleri durağan olmayan yapıda oldukları için kısa süreli ölçümler tavsiye edilmesine rağmen, kısa süreli ölçümler düşük frekanslı (vagal olmayan) bileşenlerin ifade edilememesine sebep olmaktadır (Izard vd. 1991).

Birçok farklı kayıt süresi uzunluğu KHD çalışmalarında denenmiştir: 30 saniye (Izard vd. 1991), 1 dakika (Harper, Hoppenbrouwers, Serman, McGinty ve Hodgman, 1976; Rosenstock, Cassuto ve Zmora, 1999, Schechtman, Henslee ve Harper 1998), 2 dakika (Antila et al. 1990, Liao, Barnes, Chambless ve Heiss 1996, Myers et al. 1986, Spicer ve Lawrence 1987), 100 saniye (Stevens, Wilson, Franks ve Southall 1988), 5 dakika (Berntson et al. 1997, Bigger et al. 1992, Edlinger, Litscher ve Pfuerscheller 1994, Kleiger et al. 1991; Rottman et al. 1990, Task Force 1996) ve 24 saat (Leistner et al. 1980, Pikkujamsa et al. 1999). Task Force (1996) tarafından verilen standartlara göre kısa süreli KHD çalışmaları için 5 dakikalık kayıt süresi ve uzun süreli KHD çalışmaları için ise 24 saatlik kayıt süresi tavsiye edilmektedir.

Kısa süreli KHD çalışmalarında elde edilecek ölçümlerin tekrarlanabilirliği ve güvenilirliği literatürde araştırılmıştır. Her ne kadar bazı karşıt görüşler olsa da, genellikle 5 dakikalık KHD ölçümleri güvenilir ve tekrarlanabilir olarak rapor edilmiştir (Dionne, White ve Tremblay 2002, Hamilton, Mckenchnieve Macfarlane 2004, McNames ve Aboy 2006). Bu nedenle, bu çalışmada 5 dakikalık EKG kayıtları kullanılarak KHD analizi ölçümleri elde edilmiştir.

2.5 KALP HIZI VERİLERİNİN ELDE EDİLİŞİ

EKG işaretindeki QRS kompleksinin oluşum zamanları belirlendikten sonra, KHD verileri elde edilebilir (İşler 2009). Vurular arası zaman aralıkları (RR aralıkları) peşpeşe gelen iki R-dalgasının oluşum zamanları arasındaki fark (yani, T_i) olarak tanımlanır (Şekil 2.1(a)). Tüm veriler bu şekilde elde edildikten sonra, T_i veri çifti olarak takogram şeklinde (Şekil 2.1(b)) veya T_i veri çifti olarak fonksiyon şeklinde (Şekil 2.1(c)) gösterilebilir. Literatürdeki KHD ile ilgili çalışmaların büyük çoğunluğunda ikinci gösterim şekli tercih edilmiş ve fizyolojik açıdan daha anlamlı olduğu için önerilmiştir (Task Force 1996).



Şekil 2.1 EKG işaretinden KHD işaretinin elde edilmesi: (a) ham EKG işareti, (b) KHD'nin takogram gösterimi ve (c) KHD'nin fonksiyon gösterimi.

Çoğu çalışmada, sadece sinoatriyal düğümden kaynaklanan kalp vuruları dikkate alınıp diğer ritim bozukluğu verileri göz ardı edilerek veriler oluşturulmaktadır. Bu durumda RR aralıkları tanımı yerine NN aralıkları tanımı kullanılmaktadır (Task Force 1996). Uygulamada, NN ve RR zaman aralıkları genellikle aynı olmaktadır.

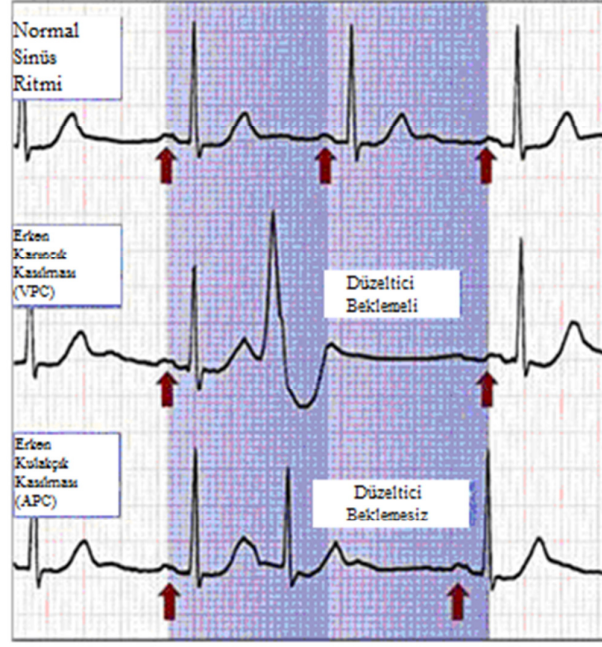
2.6 ÖNİŞLEM BASAMAKLARI

KHD analizi uygulanabilmesi kalp hızı verilerinin bazı koşulları sağlaması gerekmektedir. Bunlar arasında verinin hatalı vuru içermemesi, durağan olması ve zamanda eşit aralıklarla örneklenmiş olması sayılabilir (Lynn ve Chiang 2001). Bu bölümde ön koşulların yerine getirilebilmesi için uygulanması gereken işlemler açıklanacaktır.

2.6.1 Hatalı verilerin yok edilmesi

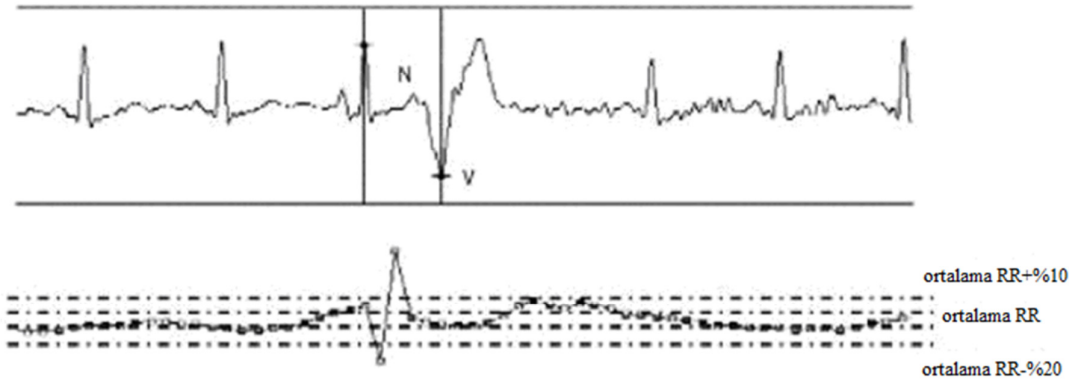
RR zaman aralıkları içindeki herhangi bir hatalı veri KHD analizinin doğrudan etkileyecektir (Clifford, Azuaje ve McSharry 2006). RR aralıkları içindeki bu hatalı veriler kaynağına göre teknik ve fizyolojik olmak üzere ikiye ayrılır. Teknik hatalı veriler içinde QRS kompleksinin eksik, fazla veya farklı zaman noktasında tespit edilmesi bulunur. Bu hatalı veriler ölçüm hatalarından veya hesaplamada kullanılan algoritmalarından dolayı oluşur. Fizyolojik hatalı veriler ise ektojik (olması gerekenden farklı kaynaktan oluşan) vuru ve aritmik (ritim bozukluğu olan) olayları içerir. Bu tür olumsuz etkilerden kurtulabilmek için, EKG kayıtlarının uzman kişilerce incelenmesi ve mümkün olduğunca hatalı verilerin içerilmediği EKG kayıtlarının analiz için kullanılması önerilmektedir (Task Force 1996). Eğer bu şekilde yeterince veri elde edilemezse, bu tür hatalı veri parçalarının silinerek yerine uygun bir ara değerlendirme (interpolasyon) yöntemi kullanılarak etkisinin azaltılması önerilmektedir (Clifford ve Tarassenko 2005, Lippman, Stein ve Lerman 1993, 1994, Mateo ve Laguna 2003).

Birincil amaç sinoatriyal düğümden kaynaklanmayan QRS kompleksleri olan ektojik vuru tespit edilmesidir (Clifford, Azuaje ve McSharry 2006). Kulakçık ve karıncık erken kompleksleri (APC ve VPC) RR takogramının zaman analizi ile kolayca tespit edilebilir. Bir erken vuru oluştuğunda takogram verisinde bir düşüş görünür. Takip eden vuru zamanı ortalama normal vuru süresi kadar ise erken vuru APC ve daha uzun (düzeltici bekleme olarak bilinir) ise VPC olarak isimlendirilir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 Vurular arasındaki sürelerin durumuna göre Normal vuru, APC (kulakçık erken vurusu) ve VPC (karıncık erken vurusu) (Clifford, Azuaje ve McSharry 2006).

Langley ve diğerleri (2001) tarafından geliştirilen bir algoritma ile ortalama RR değerinin %20'den fazla aşağı düşen vurular ektopik vurular olarak tanımlanmaktadır. Bu ektopik vurlardan sonra gelen vuru ortalama RR süresinden $\pm 10\%$ içinde oluşursa kulakçık kökenli APC vurusu ve $\pm 30\%$ 'dan daha uzun sürede oluşursa karıncık kökenli VPC vurusu olduğu sonucuna ulaşılır (Şekil 2.3).



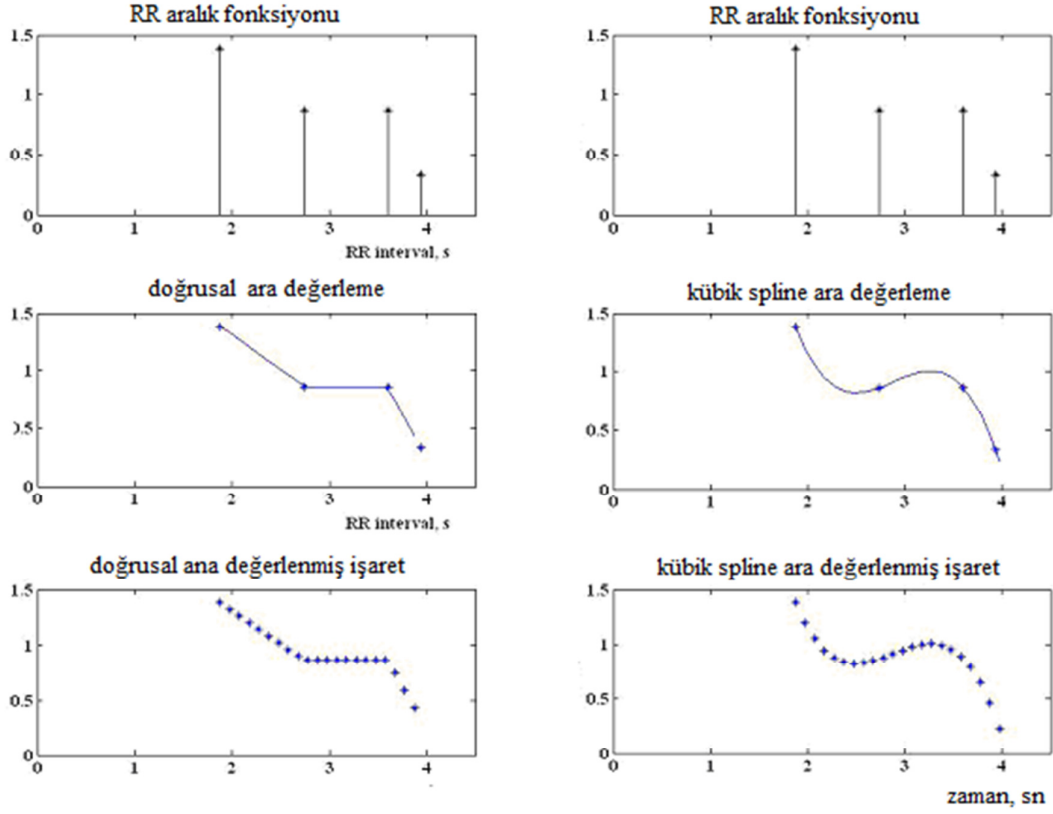
Şekil 2.3 RR verileri içinden karıncık kökenli ektopik vurunun tespiti örneği (Langley vd. 2001).

Hem kulakçık hem de karıncık kökenli erken vuruların toplam veri miktarı içindeki oranına göre KHD ölçümleri üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir (Clifford ve Tarassenko 2005). Bu nedenle, KHD verileri içerisinde bu ektopik vuruların ayıklanması gerektiği bilinmektedir. Ayıklanan verilerin yerine ara değerlendirme yöntemleriyle yeni değerlerin yazılması halinde aynı miktarda veri ile KHD ölçümleri elde edilebilmektedir. Benzer şekilde diğer aritmik vuruların düzeltilmesi gerekmektedir.

2.6.2 Ara değerlendirme

RR verileri zamanda eşit aralıklarla örneklenmemiş zaman verisi olarak görünmektedir. Oysaki özellikle Fourier dönüşümü tabanlı frekans alanı ölçümleri başta olmak üzere birçok KHD ölçümü zamanda eşit aralıklarla örneklenmiş veriler üzerinde hesaplanabilmektedir. Bu nedenle verilerin ara değerlendirme (interpolasyon) yöntemleri ile yeniden örneklenmesi gerekmektedir. Burada en uygun örnekleme frekansının seçimi önem kazanmaktadır. İşaret işlemede karşılaşılan örtüşme gibi istenmeyen etkilerden sakınabilmek için, incelenen işaretin en yüksek frekans bileşeninin en az iki katı frekansta örnekleme gerekmektedir. Her ne kadar KHD ölçümleri için belirtilen en yüksek frekans bileşeni 0.5 Hz olarak belirtilse de, özellikle egzersiz durumundaki kalp hızı verilerini de gösterebilecek kadar yüksek olan 4 Hz örnekleme hızının seçilmesi uygun (Berntson vd. 1997). Öte yandan, bazı çalışmalarda yeniden örnekleme getirdiği yüksek frekanslı bileşenler üzerindeki olumsuz etkilerden sakınabilmek için 7 Hz ve üzeri bir örnekleme hızı seçilmesi önerilmiştir (Clifford ve Tarassenko 2005). Bu çalışmada örnekleme hızı olarak 4 Hz seçilmiştir.

Ara değerlendirme yöntemleri içinde kübik spline yöntemi, yumuşak geçişli olması ve parçalar arasında sürekliliği sağlaması nedeniyle belki de en çok kullanılan yöntemdir (Kreyzig 1993). Şekil 2.4'te hem doğrusal hem de kübik spline ara değerlendirme yöntemlerinin kısa bir gösterimi bulunmaktadır (İşler 2009).



Şekil 2.4 Ara değerlendirme yöntemleri: solda doğrusal ve sağda kübik spline. İlk satırda verinin gerçek değerleri, ikinci satırda değerlere uydurulan fonksiyonları ve son satırda 10 Hz örnekleme hızında alınmış yeni veriyi göstermektedir.

Kübik ara değerlendirme yönteminde ayrı verilen şartını sağlayacak şekilde değerine karşılık için N tane üçüncü dereceden denklem yazılabilir:

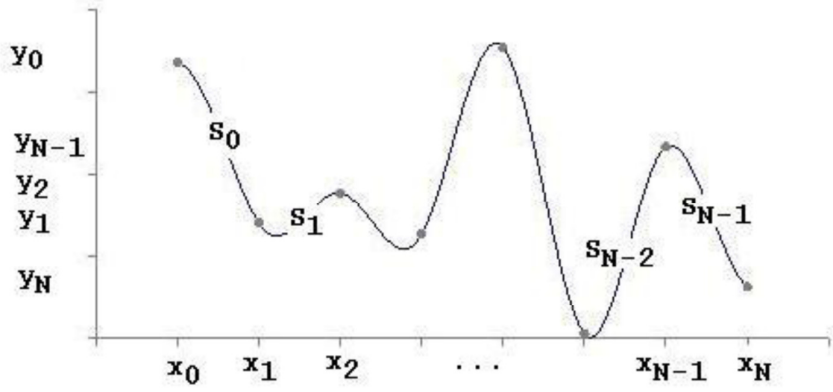
$$(2.1)$$

burada

$$(2.2)$$

Şekil 2.5’de bu x ve y değerleri ile elde edilen fonksiyonlar gösterilmektedir. Burada spline fonksiyonunu göstermek üzere, aşağıdaki koşulların sağlanması gerekmektedir:

- Ara değerlendirme özelliği: $s_{i-1}(x_i) = s_i(x_i)$,
- Fonksiyonların kesiştiği x değerlerinde aldığı değerlerin eşit olması özelliği: $s_{i-1}(x_i) = s_i(x_i)$,
- Bu noktalarda iki kez türevlenebilir olması özelliği: $s'_{i-1}(x_i) = s'_i(x_i)$ ve $s''_{i-1}(x_i) = s''_i(x_i)$.



Şekil 2.5 Kübik Spline ara değerlendirme yöntemi.

N adet kübik polinomun tanımlanabilmesi için $4N$ adet denkleme ihtiyaç duyulmaktadır. Oysaki ilk koşuldan $s_0(x_0) = y_0$ denklem, ikinci koşuldan $N-1$ denklem ve üçüncü koşuldan $2(N-1) = 2N-2$ denklem olmak üzere toplam $4N-2$ adet denklem elde edilebilmektedir. Bu nedenle iki tane daha fazladan denkleme ihtiyaç duyulmaktadır. Bu sorunun çözümü için literatürde önerilen iki yöntem vardır: kenetlemeli kübik spline ($s_0'(x_0) = 0$ ve $s_{N-1}'(x_N) = 0$) ve doğal kübik spline ($s_0''(x_0) = 0$ ve $s_{N-1}''(x_N) = 0$).

Yukarıdaki denklemlerin çözülmesiyle doğal kübik spline aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır (Schilling ve Sandra, 1999):

$$s_i(x) = \frac{1}{6} \left[\frac{(x_{i+1} - x)^3}{h_i} y_i + \frac{(x - x_i)^3}{h_i} y_{i+1} + \frac{(x_{i+1} - x)^2}{h_i} (x - x_i) y_i' + \frac{(x - x_i)^2}{h_i} (x_{i+1} - x) y_{i+1}' \right] \quad (2.3)$$

burada

$$h_i = x_{i+1} - x_i \quad (2.4)$$

ve

$$\begin{aligned} z_0 &= 0 \\ h_{i-1}z_{i-1} + 2(h_{i-1} + h_i)z_i + h_i z_{i+1} &= 6 \left(\frac{y_{i+1} - y_i}{h_i} - \frac{y_i - y_{i-1}}{h_{i-1}} \right) \\ z_n &= 0 \end{aligned} \quad (2.5)$$

olmaktadır.

2.6.3 Eğilim yok etme

KHD analizini önemli ölçüde etkileyebilen bir diğer etken ise, üzerinde çalışılacak verinin içinde bulunan yavaş bir şekilde değişen eğilimlerdir. Bu tür yavaş değişen ve durağanlığı bozan etkiler kalp hızı değişkenliği verilerinin karakteristik özelliğidir ve analizden önce mutlaka dikkate alınmalıdır (Berntson vd. 1997). Bu tür durağan olmayan veri parçalarının analize dahil edilmemesi (Weber, Molenaar, ve Van der Molan, 1992, Grossman 1992) veya eğilim yok etme yöntemlerinin kullanılması önerilmektedir. Eğilim yok etme yöntemleri arasında süzgeç kullanılması (Berntson et al. 1997), birinci dereceden model (Litvack, Oberlander, Carney, ve Saul, 1995, Mitov 1998) yüksek dereceden polinomsal model (Mitov, 1998) uydurulması ve Smoothness Priors yöntemi (Tarvainen, Ranta-aho ve Karjalainen 2002) sayılabilir. Alternatif olarak, durağan olmayan işaretlerle çalışabilen Dalgacık Analizi gibi yöntemlerin kullanılması da tercih edilebilir.

Bu yöntemler arasında Smoothness Priors yöntemi literatüre sunulduğundan beri en çok kullanılan eğilim yok etme yöntemi olarak görünmektedir. Bunun en büyük nedeni olarak yöntemin eğilim yok etme için kolay uygulanabilir olması (Litvack vd. 1995), literatüre sunuluş makalesi içinde hazır kısa bir Matlab kodu içermesi ve örnek uygulama olarak KHD'nin seçilmiş olması gösterilebilir (Tarvainen, Ranta-aho ve Karjalainen 2002). Yöntemin frekans cevabı tek bir parametre ile değiştirilebilmektedir. Bu düzenleme

parametresi (λ) yöntemin ilgilenilen frekans bileşenlerini de yok etmesi engellenecek şekilde seçilmelidir. Yöntemin bir diğer avantajı ise süzme etkisinin verini başında ve sonunda azalmasıdır. Böylece güç izgel yoğunluğunun veri dizisi uçlarında oluşturduğu bozulmanın önüne geçilmesi sağlanmış olmaktadır. Bu çalışmada da bu yöntemin kullanımı tercih edilmiştir. Bu çalışmada da bu yöntem kullanılmış olup, çalışmayı gerçekleştiren araştırmacıların önerdiği gibi düzenleme parametresi için 1000 değeri kullanılmış ve ikinci dereceden türev ifadeleri kullanılarak durağan kabul edilebilecek veriler için formül şu şekilde kullanılmıştır:

$$x_{stat} = x - H\hat{\theta}_\lambda = (I - (I + \lambda D_2^T D_2)^{-1})x \quad (2.6)$$

2.7 KHD ANALİZİ ÖLÇÜMLERİ

Bu bölümde, kısa süreli kalp hızı verilerinden KHD analizi ölçümlerinin elde edilişi yöntemleri kısaca verilecektir. Burada kullanılan ölçümlerin tanımları varsa Task Force (1996) tarafından standart olarak önerilen yöntemler kullanılmış, yoksa literatürdeki diğer çalışmalar dikkate alınmıştır. KHD analizi ölçümleri zaman alanı, frekans alanı ve doğrusal olmayan yöntemler olmak üzere üçe ayrılır. Takip eden bölümlerde bu yöntemler açıklanmıştır.

2.7.1 Zaman alanı ölçümleri

Zaman alanı analizinde kalp hızı değişkenliği verilerinin istatistiksel özellikleri yer almaktadır. Genel olarak bu ölçümlerin elde edilişi basit olup hesaplanması kolaydır. Bununla birlikte sadece kaba bir bilgi edinilmesini sağladığından ayrıntılı bilgi elde edebilmek için diğer KHD ölçümleriyle birlikte kullanılabilirler.

Zaman alanı ölçümleri arasında ortalama, standart sapma, peşpeşe gelen kalp hızı verileri arasındaki farkların standart sapması ve RMS değeri, peşpeşe gelen iki kalp hızı arasındaki farkı 20 ms ve 50 ms'den fazla olanların sayıları ve oranları gibi ölçümler sayılabilir (Bigger vd. 1989, Antila vd. 1990, Izard et al. 1991, Malik ve Camm 1995, Berntson vd. 1997; Mietus, Peng, Henry, Goldsmith ve Goldberger 2002).

2.7.2 Frekans alanı ölçümleri

Zaman alanı ölçümleriyle kıyaslandığında, frekans alanı KHD ölçümlerinin parasempatik ve sempatik aktivitelerin etkilerinin belirlenmesinde üstünlükleri vardır. KHD analizinde üç temel frekans bandı vardır. Bu üç frekans bandının tanımı ve frekans sınırlarının belirlenmesine yönelik birçok çalışma yapılmıştır (Bigger et al. 1992, Costa et al. 1994; Kleiger et al. 1991; Mazursky, Birkett, Bedell, Ben-Haim ve Segar 1998, Mrowka, Schluter, Gerhardt ve Patzak 1996, Myers vd. 1986, Ori, Monir, Weiss, Sayhouni ve Singer 1992, Task Force 1996). 1996 yılında yayınlanan standart ile bu frekans bantları şu şekilde tanımlanmıştır: çok düşük frekans (VLF), düşük frekans (LF) ve yüksek frekans (HF). Bu frekans bantlarının sınır frekans değerleri ise sırasıyla 0-0.04 Hz, 0.04-0.15 Hz ve 0.15-0.40 Hz olarak belirlenmiştir (Task Force 1996).

Üstelik araştırmacılar bu frekans bantlarının fizyolojik anlamları üzerine çalışmalar yürütmüşlerdir. VLF bileşeninin Günlük yaşam düzeni (Barrett, Navakatikyan ve Malpas, 2001, Braga, Da Silva, Da Silva, Fontes ve dos Santos 2002) ve ısı ve hormonal sistemleri (Braga vd. 2002, Porter ve Rivkees 2004, Vornanen, Ryukkynen ve Nurmi 2002, Williams, Chambers, Henderson, Rashotte ve Overton 2002), LF bileşeninin otonom sinir sisteminin hem sempatik hem de parasempatik bölümü (Goldstein vd. 1998, Lanfranchi ve Somers, 2002, Malpas 2002) ve HF bileşeninin otonom sinir sisteminin parasempatik bölümü ve solunumla oluşan sinüs aritmisi rahatsızlıklarıyla (Barbieri, Triedman ve Saul 2002, Rentero vd. 2002) ilgili olduğu gösterilmiştir.

Bu frekans bileşenlerinin hesaplanabilmesi için FFT, AR model, Lomb ve Dalgacık analizi tabanlı güç izgel yoğunluğu kestirim yöntemleri kullanılmaktadır. Bu frekans bileşenlerine karşılık gelen frekans alanı ölçümleri arasında toplam güç, VLF frekans bandı gücü, LF frekans bandı gücü, HF frekans bandı gücü, Normalize LF bandı gücü (LF bandı gücünün LF ve HF bantlarının toplamı içindeki oranı), Normalize HF bandı gücü (HF bandı gücünün LF ve HF bantlarının toplamı içindeki oranı) ve LF/HF oranı kullanılmaktadır (Bigger vd. 1989, 1992, Rottman vd. 1990, Kleiger vd. 1991, Ori vd. 1992, Task Force 1996, Yeragani vd. 1998).

2.7.2.1 Fourier Dönüşümü Yöntemi

N adet zamanda eşit aralıklarla örneklenmiş x işaretinin Ayrık Fourier Dönüşümü (AFD) şu şekilde bulunabilir:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} (x(n)e^{-j2\pi kn/N}) \quad (2.7)$$

burada $k = 0, \bar{1}, \bar{2}, \dots, \bar{(N-1)}$.

N değeri büyüdükçe AFD hesaplaması verimsiz hale gelmekte ve bunun yerine daha hızlı bir şekilde aynı sonuca ulaşmayı sağlayan Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT) yöntemi kullanılmaktadır (Cooley ve Tukey, 1965). FFT hesaplaması için geliştirilen yöntemler için popüler işaret işleme kitaplarına bakılabilir (Ingle ve Proakis, 2000).

Fourier Dönüşümü sonrası elde edilen $X(k)$ değerleri için, Parseval ilişkisine göre frekans alanı enerji değerleri hesaplanabilir:

$$E_x = \sum_{n=0}^{N-1} |x(n)|^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} |X(k)|^2 \quad (2.8)$$

Buradaki $|X(k)|^2/N$ periyodik veri dizileri için güç izgel yoğunluğu olarak ifade edilmektedir.

2.7.2.2 Lomb-Scargle Periyodogram Yöntemi

Güç izgel yoğunluğu hesabında kullanılan Fourier dönüşümü tabanlı geleneksel yöntemlerin yanısıra, zamanda eşit olmayan aralıklarla örneklenmiş veriler için daha uygun olan Lomb-Scargle (LS) periyodogram yöntemi de bulunmaktadır (Clifford ve Tarassenko 2005, Laguna, Moody, ve Mark 1998, Lomb 1976, Scargle 1982). LS yöntemi RR verilerini yeniden örnekleme ve eğilim yok etme ön işlemlerine gerek kalmadan kullanılabilir (Laguna, Moody, ve Mark 1998). LS yöntemi ile güç izgel yoğunluğu hesaplaması için şu formül kullanılabilir:

$$P(w_n) = \frac{1}{2\sigma^2} \left\{ \frac{\left[\sum_{j=0}^{N-1} (x(t_j) - \bar{x}) \cos(w_n(t_j - \tau)) \right]^2}{\sum_{j=0}^{N-1} \cos^2(w_n(t_j - \tau))} + \frac{\left[\sum_{j=0}^{N-1} (x(t_j) - \bar{x}) \sin(w_n(t_j - \tau)) \right]^2}{\sum_{j=0}^{N-1} \sin^2(w_n(t_j - \tau))} \right\} \quad (2.9)$$

burada

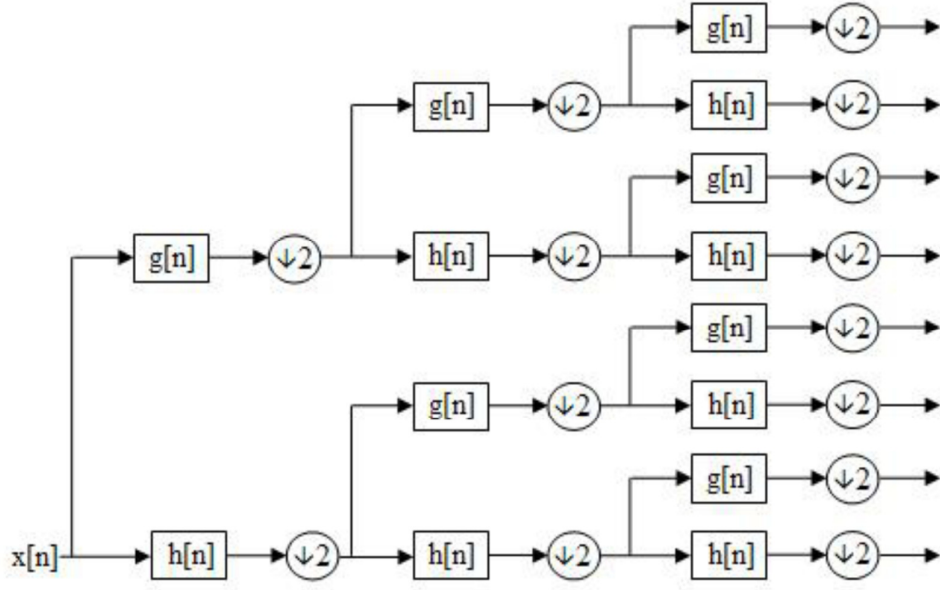
$$\tau \equiv \frac{1}{2w} \tan^{-1} \left(\frac{\sum_{j=1}^N \sin(wt_j)}{\sum_{j=1}^N \cos(wt_j)} \right) \quad (2.10)$$

Burada τ ofset değeri ile $P_N(w)$ ifadesinin tüm t_j değerlerinin sabit bir değer ile kaydırılmasından bağımsız hale gelmesini sağlamaktadır (Clifford ve Tarassenko 2005, Laguna vd. 1998). Bu yöntem için kullanılabilir C ve MATLAB kodlarına PhysioNet internet sayfasından ulaşılabilmektedir (Goldberger vd. 2000).

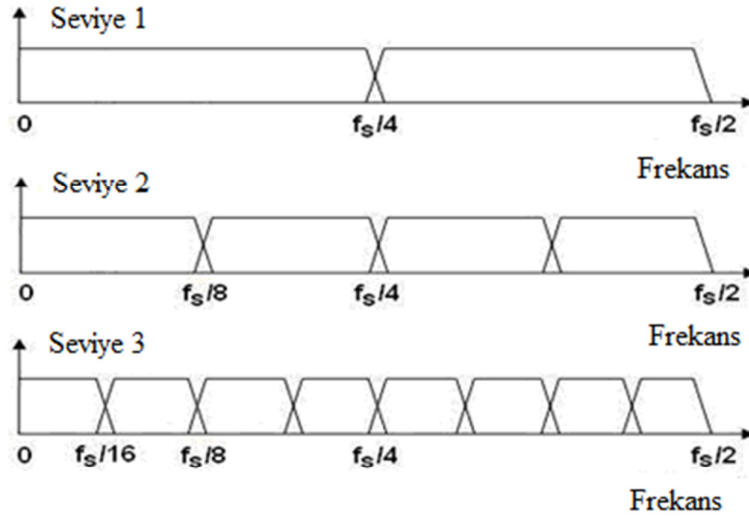
2.7.2.3 Dalgacık Analizi Yöntemi

Diğer güç izgel yoğunluğu yöntemlerinin kullanımı için, verilerin en azından zayıf durağan olması gerekmektedir. Bu kabullenme genellikle fizyolojik işaretler için geçerli değildir. Bu durumda durağan olmayan işaretlerin güç izgel yoğunluğu hesaplamalarındaki geçerlilik şüpheli hale gelmektedir.

Dalgacık paket analizi ile geleneksel ayrık dalgacık analizindeki sadece düşük frekanslı bileşenlerin detaylandırılması yerine tüm bileşenlerin detaylandırılması sağlanmıştır (Şekil 2.6). n seviyeli bir dalgacık paket dönüşümü ile 2^n farklı katsayı grubu elde edilir (Şekil 2.7). Üstelik örnek sayısının her seferinde yarıya düşürülmesi nedeniyle, gereksiz miktarda veri boyutunun artması engellenmiş olur (İşler 2009). Bu şekildeki f_s örnekleme frekansını göstermektedir.

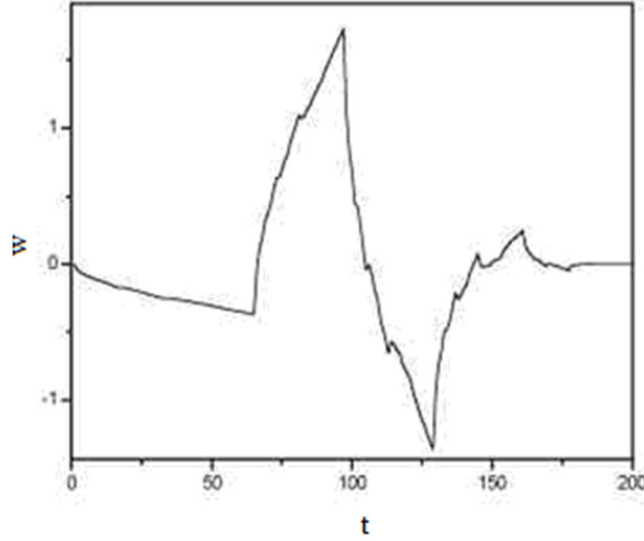


Şekil 2.6 Üç seviyeli dalgacık paket dönüşümü.



Şekil 2.7 Dalgacık paket dönüşümünün frekans alanı gösterimi.

Tüm dalgacık dönüşümü uygulamalarında uygun bir ana dalgacık seçimi önemli bir konudur. Literatürde EKG ve KHD üzerine yapılan birçok çalışmada Daubechies 4 dalgacığı tercih edilmiştir (Şekil 2.8) (Asyalı 2003, Bakardjian ve Yamamoto 1995, İşler ve Kuntalp 2007a, 2007b, 2010, Pichot vd. 1999, Shimazu vd. 1999, Torrence ve Compo 1998, Wiklund, Akay, ve Niklasson 1997).



Şekil 2.8 Daubechies 4 ana dalgacık fonksiyonu.

Dalgacık dönüşümü üzerinden frekans alanı ölçümlerinin elde edilebilmesi için önerilen yöntem dalgacık entropisi kullanımınıdır (Rosso, Quian, Blanco, Figliola ve Başar 1998, Rosso vd. 2001; İşler ve Kuntalp 2007a, 2010). Bu ölçümleri elde edebilmek için üç aşamalı bir hesaplama uygulanması gerekmektedir: i) dalgacık paket analizi katsayılarının elde edilmesi, ii) dalgacık enerjisinin hesaplanması ve iii) dalgacık entropisinin hesaplanması.

Dalgacık paket dönüşümü ile katsayılar elde edildikten sonra, herbir dalgacık katsayısının karesi alınarak karşılık gelen dalgacık enerjisi hesaplanır:

$$(2.11)$$

burada C_j son dalgacık seviyesinin j -inci katsayısını göstermektedir (Rosso vd. 1998, 2001).

Buradan son seviyedeki dalgacık paketi katsayılarının sayısı N olmak üzere toplam dalgacık enerjisi şu şekilde hesaplanır:

$$(2.12)$$

Normalize edilmiş dalgacık enerjisi değerleri

$$p_j = \frac{E_j}{E_{total}} \quad (2.13)$$

hesaplanıp Shannon entropi tanımından (Shannon, 1948) istenilen frekans bandı içinde kalan p_j değerleri kullanılarak

$$WS_f = - \sum_{j \in f} (p_j \log_2(p_j)) \quad (2.14)$$

dalgacık entropisi bulunur (Rosso vd. 2001).

Alternatif olarak dalgacık dönüşümü katsayılarının istenilen frekans bandı içerisinde kalanların değışintilerinin hesaplanması ile dalgacık değışintisi (WV) değerleri de hesaplanmaktadır (Engin 2007):

$$WV_f = \frac{1}{N-1} \sum_{j \in f} (C_j - \bar{C})^2 \quad (2.15)$$

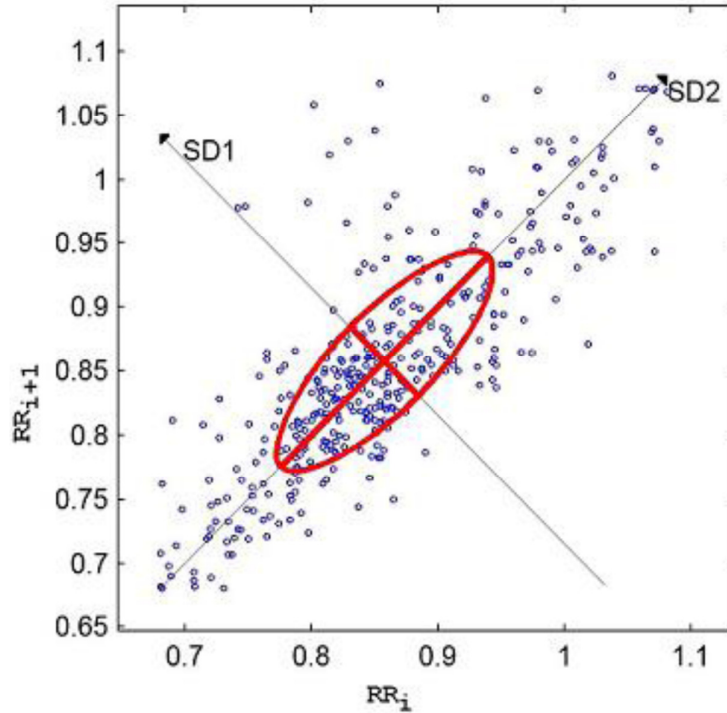
2.7.3 Doğrusal Olmayan Ölçümler

Kalp hızı verileri içerisinde doğrusal olmayan bileşenler olduğu kesindir. Bazı araştırmacılar KHD analizi için doğrusal olmayan yöntemlerin dikkate alınması gerekliliğini vurguluyor olmalarına rağmen, henüz çok miktarda hasta üzerinde yürütölmüş ve klinik geçerliliği ispatlanmış bir yöntem geliştirilememiştir. Günümüzde KHD analizinde kullanılacak doğrusal olmayan yöntemler üzerine yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır (Task Force 1996).

şu ana kadar geliştirilen ve KHD analizi üzerinde kullanılan doğrusal olmayan yöntemler arasında DFA (Hu, Ivanov, Chen, Carpenave Stanley 2001, Kantelhardt, Koscielny-Bunde, Rego, Havlin ve Bunde 2001, Peng vd. 1994, Taqqu, Teverovsky ve Willinger 1995), ApEn (Pincus 1991, Yeragani vd. 1998), SampEn (Goldberger vd. 2000), Çoklu Ölçekli Entropi Analizi (Costa, Goldberger ve Peng 2002, 2005), Poincare çizimi (Kamen, Krum ve Tonkin 1996, Kamen ve Tonkin 1995) ve Sembolik Analiz (Mokikallio vd. 1997). Öte yandan şeker, Saliu, Birand ve Kudaiberdieva (2000) tarafından gerçekteştirilen bir çalışmada, Poincare

çizimi ölçümleri dışında kalan doğrusal olmayan yöntemlerin kullanılabilmesi için en az 10000 örneğin gerekli olduğu gösterilmiştir. Bu çalışmada 5 dakikalık kalp hızı verisi kullanıldığından, her veride ortalama 300 örnek bulunmaktadır. Bu nedenle doğrusal olmayan yöntemlerden sadece Poincare çizimi ölçümleri ile yaygın kullanılmaya başlanmış olan DFA1, sembolik analiz, ApEn ve SampEn ölçümleri çalışmaya dahil edilmiştir.

Poincare çizimi, işaretin doğasında var olan doğrusal olmayan dinamikleri göstermede kullanılan bir yöntemdir. Herbir verinin x eksenine ve kendisinden sonra gelen değeri y eksenine yerleştirildiği bir çizimdir (Şekil 2.9). Çizimin kalple ilgili hem özet hem de ayrıntılı bilgileri verebildiği gösterilmiştir (Kamen, Krun, ve Tonkin 1996, Kamen ve Tonkin 1995, Woo vd. 1992). Çizimde elde edilen şeklin verinin dinamiklerini göstermektedir (Berntson vd. 1997). Poincare çizimi hem doğrudan ham veriyi kullanarak basit görsel gösterimi sağlaması hem de özellikle kalp rahatsızlıklarını ön görmede etkin olduğunun gösterilmiş olması nedeniyle gittikçe daha fazla tercih edilir bir yöntem haline gelmektedir (Kamen, 1996).



Şekil 2.9 SD1 ve SD2 ölçümleriyle birlikte örnek bir Poincare çizimi.

Poincare çiziminde elde edilen şekile elips uydurmak en yaygın tekniklerden birisidir (Marciano, Migaux, Acanfora, Furgi ve Rengo 1994). Noktalar arasındaki mesafenin standart sapmaları ile

elipsin genişliği (SD_1) ve uzunluğu (SD_2) hesaplanmaktadır (Brennan, Palaniswami ve Kamen, 2001). Bu ölçümler şu şekilde hesaplanabilmektedir (Landes vd. 1996):

$$SD_1 = \sqrt{\frac{1}{2}(SDSD)^2} \quad (2.16)$$

$$SD_2 = \sqrt{2(SD)^2 - \frac{1}{2}(SDSD)^2} \quad (2.17)$$

burada SD verilerin standart sapmasını ve $SDSD$ ise peşpeşe gelen verilerin farkının standart sapmasını göstermektedir. Eğer peşpeşe gelen veriler yenine lag kadar sonraki değerlere göre çizim elde edilmişse

$$SD_1 = std\left(\frac{x_{i+lag} - x_i}{\sqrt{2}}\right) \quad (2.18)$$

$$SD_2 = std\left(\frac{x_{i+lag} + x_i}{\sqrt{2}}\right) \quad (2.19)$$

olur.

Ayrıca, SD_1SD_2 çarpımı $\frac{SD_1}{SD_2}$ oranı (RATIO) bu bileşenler arasındaki ilişkiyi gösterebilmektedir. Buradaki oranın sempatik ve parasempatik aktivitelerin dengesini gösterdiği kabul edilmektedir (Kamen ve Tonkin 1995). Her ne kadar literatürde kabul edilen şekilde y eksenine bir sonraki değer yerleştirilmesi (Smith, Reynolds ve Owen 2007, Stein, Le ve Domitrovich 2008) olsa da, bazı çalışmalarda farklı değerler de denemiştir (Contreras, Canetti ve Migliaro 2007, Thakre ve Smith 2006). Bu çalışmada yaygın kullanım şekli olan verinin bir sonraki veriye göre çizimi yöntemi kullanılmıştır.

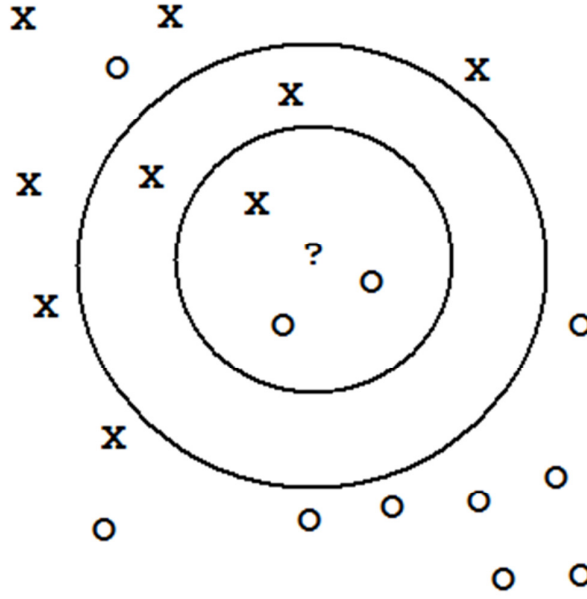
BÖLÜM 3

YÖNTEM

Bu bölümde tez çalışmasının yürütülebilmesi için kullanılan yöntemler yer almaktadır. Sırasıyla verilerin sınıflandırılması için kullanılan k yakın komşu sınıflandırıcı algoritması, sınıflandırıcı algoritmalarının başarımlarının ölçülebilmesi ve veri seçme yöntemleri hakkında bilgi verilmiştir.

3.1 YAKIN KOMŞU SINIFLANDIRICI

Literatürde geliştirilmiş birçok sınıflandırıcı algoritması bulunmasına rağmen, bu çalışmada basitliği ve kolay anlaşılabilirliği nedeniyle k yakın komşu (KNN) sınıflandırıcısı kullanılmıştır. KNN örnek tabanlı bir sınıflandırıcı olup sınıflandırıcı sistem parametreleri olarak sadece örnekler tutulmaktadır. Bu algoritma tüm örneklerin d boyutlu uzaydaki noktalar olduğunu kabul eder (Mitchell 1997). Sınıfı bilinmeyen yeni bir örnek test edildiğinde, test edilen örneğin kendi komşularından k tanesinin çoğunluğunun bulunduğu sınıfa atanır (Şekil 3.1). Bu şekilde ? ile gösterilen örneğin X mi yoksa O grubundan mı olduğu bulunmak istenmektedir. Eğer $k = 3$ seçilirse, 2 tane O olduğu için test örneğinin O sınıfından olduğu, fakat eğer $k = 5$ seçilirse 3 tane X olduğu için test örneğinin X sınıfından olduğu bulunacaktır (İşler 2009). k genellikle küçük değerli bir pozitif tam sayıdır. İki sınıflı problemlerde, k değerini tek sayı olarak seçmek sistemin test edilen örneğin sınıfını belirlemede kararsız kalmasını engelleyecektir (Nixon ve Aguado 2002).



Şekil 3.1 KNN sınıflandırıcı örneği.

Bu sınıflandırıcı algoritmasında doğrudan önceden sınıfı bilinen örneklerle kıyaslama yapıldığından, ayrıca bir eğitim aşaması yoktur. Diğer bir deyişle, sınıflandırıcının eğitim aşaması sadece örneklerin ve ait oldukları sınıf bilgilerinin saklanmasından ibarettir. Komşuların belirlenmesinde, örneklerin hepsi çok boyutlu uzaydaki vektörler olarak gösterilir. Genellikle Öklit mesafesi ölçütü kullanılsa da, Mahalanobis mesafesi gibi diğer ölçütler de kullanılabilir (Vatanabe 1985).

Verinin Gaussian dağılıma sahip olduğu varsayımında bulunan diğer sınıflandırıcıların aksine, KNN sınıflandırıcısı verinin sahip olduğu dağılıma bağımlı olmadan çalıştığından sınıflandırıcı olarak daha yüksek bir genellemeye imkan tanır (Duda, Hart ve Stork 2001). Üstelik KNN algoritmasında eğitim verisinin kaybolmaması avantajına da sahiptir (Şahan, Polat, Kodaz ve Güneş 2007). Fakat bu algoritmanın bazı dezavantajları bulunmaktadır. Öncelikle büyük veri setleri için sınıflandırmada test edilen veriyi tüm eğitim kümesiyle karşılaştırdığından oldukça uzun zaman harcamaktadır. Bu tıbbi teşhis uygulamaları gibi algoritmanın ürettiği doğru sonuçların ve çalışma süresinin önemli olduğu bazı alanlarda büyük sorun olacaktır. Üstelik KNN algoritmasının başarımı gürültülü ve ilgisiz verilerin bulunduğu durumlarda ciddi bir şekilde etkilenmektedir. Ayrıca verilerden elde edilen özniteliklerin ölçeklenmesi gerekmektedir (İşler ve Kuntalp 2007a, 2007b, 2010).

3.2 SINIFLANDIRICI BAŞARIMLARININ BELİRLENMESİ

Amerikan Kalp Derneği (AHA) tarafından hastalık teşhisinde dört temel ölçümün kullanılmasını önermektedir (Gibbons vd. 1997). Bu ölçümler aynı zamanda diğer alanlarda da etkili olduğundan, teşhis amaçlı sınıflandırıcılarda da kullanılmaktadırlar (Valafar 2001). Burada sınıflandırıcı test edilen veri için iki karardan birini vermektedir: pozitif ve negatif. Her iki durumda da, iki çeşit sonuç vardır: doğru ve yanlış. Bu gibi iki sınıflı bir durumda, dört farklı olası durum ortaya çıkmaktadır. Örnek pozitif ise ve pozitif olarak sınıflandırılmışsa doğru pozitif (TP), negatif olarak sınıflandırılmışsa yanlış negatif (FN) olmaktadır. Benzer şekilde eğer örnek negatif ise ve negatif olarak sınıflandırılmışsa doğru negatif (TN) ve pozitif olarak sınıflandırılmışsa (FP) olmaktadır. Bu durumlar için 2x2'lik bir karar matrisi oluşturulabilir (Eberhart ve Dobbins 1990). Şekil 3.2 bu matrisi göstermektedir.

		Sınıflandırıcı Kararı	
		Normal	KKY
Gerçek durum	Normal	TN	FP
	KKY	FN	TP

Şekil 3.2 İkiye ikilik karar matrisi.

Herhangi bir sınıflandırma problemi için bu değerler belirlendikten sonra sınıflandırıcı başarımları hesaplanabilir (Eberhart ve Dobbins 1990):

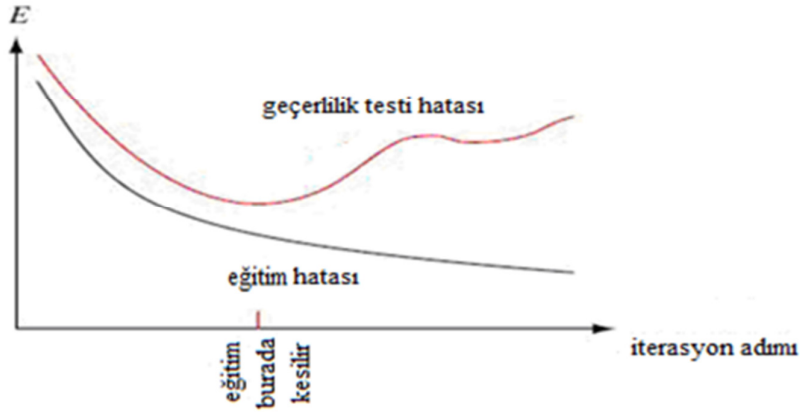
$$ACC = \text{doğruluk} = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \times 100\% \quad (3.1)$$

3.2.1 Çapraz Geçerlilik

Basit anlamda geçerlilik, eğitim kümesindeki etiketlenmiş veri seti rassal olarak iki gruba ayrılır: bunlardan birincisi (eğitim seti) sınıflandırıcının model parametrelerinin belirlenmesinde kullanılırken diğeri (geçerlilik seti) genelleme hatasının tahmininde kullanılır. Nihai hedef olarak istenen düşük genelleme hatasına erişmek olduğundan, sınıflandırıcının eğitimi en düşük geçerlilik hatasına ulaşıncaya kadar sürdürülür (Şekil 3.3).

Eğitimde kullanılan verilerin geçerlilik (veya test) kümesine dahil edilmemesi önemlidir (Duda, Hart ve Stork 2001).

Yukarıda açıklanan temel genelleme yöntemine *m-paręalı ęapraz-geçerlilik* (m-fold cross-validation) denilmektedir. Bu durumda toplam n örneğin bulunduğu eğitim veri seti, her birinde — örneğin bulunduğu m ayrık paręaya ayrılır. Her seferinde farklı bir veri seti kümesi geçerlilik için ayrılacak şekilde sınıflandırıcı m defa eğitilir. Böylece elde edilen m adet hatanın ortalaması ile sınıflandırıcı performansı tahmin edilmiş olur. Eğer $m=n$ olarak alınır, yöntem *birisi-dışarıda* (leave-one-out) yaklaşımına dönüşür. Bu yaklaşımda, sınıflandırıcı her seferinde sadece bir örnek hariç olacak şekilde kalan tüm veri seti ile eğitilir ve bu işlem tüm örnekler için tekrarlanır. Yüksek miktarda örneğin yer aldığı durumlarda hesaplama yükü aşırı olmaktadır. Bu nedenle, özellikle veri setinin küçük olduğu durumlarda bu yöntemle ęapraz geçerlilik testi yapılması tercih edilmektedir.



Şekil 3.3. Geçerlilik hatası en düşük düzeyine ulaşıncaya kadar sınıflandırıcı eğitimine devam edilir (Duda, Hart ve Stork 2001).

Bu ęalıřmada, birisi-hariç yöntemi ile sınıflandırıcı başarımını değerlendirilmiştir. Sınıflandırıcı her seferinde bir veri hariç diğer veriler kullanılarak tasarlanmış ve dışarıda bırakılan veri için başarım hesaplanmıştır. Bu süreç veri setindeki tüm örnekler için tekrarlanmıştır.

3.3 VERİ AZALTMA YÖNTEMLERİ

Ölçüm yapılan bağımsız değerışkenle, bağımlı değerışken arasındaki ilişki, bağımsız değerışken sayısı ve/veya alınan örnek sayısı arttıkça daha iyi izah edilir duruma gelir. Ancak değerışken

sayısının artırılması ek ölçümleri gerektirdiğinden zahmetli ve masraflı bir iştir. Öte yandan örnek sayısının artırılması ise kullanılacak örüntü tanıma yöntemleri için daha uzun işlemler gerektiğinden gerçek zamanlı çalışmaya engel olmaktadır. Bu nedenle toplam değişintiyi en az sayıda değişkenle ve örnekle açıklamak esas amaçtır (Efe, Bek ve Şahin 2000).

25 yıl öncesine kadar 40'tan fazla öznelik (değişken) kullanan az sayıda çalışma bulunduğu için değişken / örnek seçimi ile ilgili az sayıda çalışma bulunmaktaydı (Guyon ve Elisseeff 2003). Günümüzde hızla artan veri boyutu ve ölçüm yöntemi çeşitliliği nedeniyle, gereksiz bilgi içeren veriler de artmıştır. Böylece hem sınıflandırıcıların tasarımı için daha karmaşık ve uzun işlemler gerekirken hem de sınıflandırıcı başarımları olumsuz olarak etkilenmektedir (Duda, Hart ve Stork 2001).

Veri azaltmada sıkça kullanılan yöntemler şu şekildedir (Efe, Bek ve Şahin 2000): (1) Mümkün olan tüm olasılıklar, (2) İleri yönlü ekleme işlemi, (3) Geriye doğru eleme işlemi, (4) Ekleme ve Eleme işlemi, (5) Eleme ve Ekleme işlemi. Genellikle ileri yönlü ekleme işleminin hesaplama maliyeti açısından daha uygun olduğu savunulmasına rağmen, sınıflandırıcı başarımına önemli katkıda bulunabilecek örnekler / değişkenler henüz listeye alınmamış olduğu için performans yönünden geriye doğru eleme yönteminin ileri yönlü seçme yöntemine göre daha doğru sonuç verdiği savunulmaktadır (Guyon ve Elisseeff 2003). Bu nedenle çalışmada sadece geriye doğru eleme yöntemini kullanan teknikler kullanılmıştır. Bu çalışmada ayrıca yukarıda belirtilen üçüncü yöntemde bulunan olası çözümlerin rasgele seçim yöntemi ile birlikte kullanımına olanak tanıyan yeni bir yöntem daha önerilmiştir: Geriye Doğru Tekrarlı Eleme Yöntemi.

Veri azaltmada kullanılan genetik algoritmalar, yapay arı kolonisi algoritması, yapay bağışıklık sistemi algoritması, karınca kolonisi algoritması gibi yapay zeka yöntemleri de kullanılmaktadır. Bu yöntemler arasında en azından optimuma yakın çözüm ürettiği bilindiği ve örüntü tanımanın her aşamasında yaygın kullanımından dolayı, bu çalışma kapsamına genetik algoritmalar dahil edilmiş olup diğer yöntemler kapsam dışı bırakılmıştır.

3.3.1 Mümkmn Olan Tm Olaslıklar Yntemi

Bu yntemde tm olası kombinasyonlar sırayla denenir. Her denemede sınıflandırıcı başarımı test edilir. En yksek performansı veren kombinasyon seçilir. Bu yntemde N rnek sayısını gstermek üzere 2^N olası çzümü sırayla denemek gerekmektedir. rnek çalışmada 83 kişiye ait kayıt olduğu dšünldüğünde $9,67 \times 10^{24}$ olası çzümün sırayla denenmesi gerekmektedir. KNN sınıflandırıcısı için Matlab ortamında her bir deneme için ortalama 0,2 saniye harcandığı göz önüne alındığında, tm olasılıkların denenmesi için Core2 Quad işlemcili 4 GB hafızalı bir bilgisayarın hiç durmadan $6,13 \times 10^{17}$ yıl çalışması gerekmektedir. Bu nedenle değişken veya rnek sayısının fazla olduğu durumlarda bu yntemin kullanılması olanaksız hale gelmektedir.

3.3.2 Geriye Doğru Eleme Yntemi

Öncelikle tm rneklerin / değişkenlerin dahil edildiği sınıflandırıcı başarımı tespit edilir. Daha sonra her adımda bir rnek listeden çıkarılarak sınıflandırıcı başarımına olan etkileri bulunur. Sınıflandırıcı başarımını hiç dšürmeyen veya en az dšüren rnek tespit edilerek listeden kalıcı olarak çıkarılır. Bu işlem elenmesi için seçilen tm rneklerin sınıflandırıcı başarımına olan katkılarının önemli olması durumunda sona erdirilir.

3.3.3 Eleme ve Ekleme Yntemi

Esas olarak geriye doğru eleme yntemine benzemektedir. Ancak eleme yntemi gibi çalışmaya başlar ve bir rnek modelden çıkarıldıktan sonra ekleme yntemine benzer şekilde modeldeki tm rneklerin durumu yeniden incelenir. Bu yntem daha önce bahsi geçen iki yntemin de iyi taraflarını almakta olup Guyon ve Elisseeff (2003)'ün iddiasına göre bir önceki ynteme ve önce eklemenin kullanıldığı diğer varyasyonlara göre daha yksek başarımı verecek şekilde çalışmaktadır.

3.3.4 Geriye Doğru Tekrarlı Eleme Yntemi

Öncelikle tm rneklerin / değişkenlerin dahil edildiği sınıflandırıcı başarımı tespit edilir. Daha sonra her adımda bir rnek listeden çıkarılarak sınıflandırıcı başarımına olan etkileri bulunur. Sınıflandırıcı başarımını hiç dšürmeyen veya en az dšüren rnek tespit edilerek

listeden kalıcı olarak çıkarılır. Ancak birden fazla örnek sınıflandırıcı başarımını etkilemeyecek şekilde seçilebilir. Bu durumda her bir aday örneğin tek olarak listeden çıkarıldığı birden çok aday örnekler kümesi oluşacaktır. Her bir aday örnekler kümesi için bu yöntem tekrarlanarak (recursive) uygulanır. Yani birbirine paralel olarak birden fazla küme birlikte çalıştırılarak en uygun aday kümenin belirlenmesine çalışılır. Bu işlem elenmesi için seçilen tüm örneklerin sınıflandırıcı başarımına olan katkılarının önemli olması durumunda sona erdirilir. Böylece mümkün olan tüm olasılıklar yöntemiyle geriye doğru eleme yöntemlerinin birlikte çalıştırılması sağlanmış olur. Bununla birlikte çok sayıda aynı başarıyı sağlayan adayın seçilmesi durumunda rasgele olarak belirli sayıda adayın seçilmesi ve paralel çalıştırılması şeklinde algoritma uyarlanabilir. Bu yönteme de literatürde rastlanmamış olup bu çalışmada ilk defa önerilmiş ve denenmiştir.

3.3.5 Genetik Algoritmalarla Seçme Yöntemi

Genetik Algoritma (GA) Darwin'in doğal evrim prensiplerini kullanarak geliştirilen bir en iyileme algoritmasıdır. Doğada bireyler hayatta kalabilmek ve nesillerini sürdürebilmek için doğal çevreye kendilerini uydurmaya çalışmaktadırlar. GA verilen bir problemin çözümlerini suni olarak toplum genetiği prensiplerini kullanan rasgele, yönlendirilmiş ve paralel arama yöntemidir (Goldberg 1989, Holland 1975). Tam en iyi çözümün değil de ona yakın iyi çalışan bir çözümün yeterli olduğu durumda, arama uzayının çok büyük olduğu, düzgün değişmediği, iyi tanımlanmadığı ve hatta gürültülü olduğu problemlerde bile GA çalışır (Koza 1992).

GA literatürde daha çok en iyi öznelik kümesini seçmek için kullanılmaktadır (Raymer, Punch, Goodman, Kuhnve Jain 2000). Bu çalışmada ise örnek sayısının azaltılabilmesi için öznelik seçimindeki aynı şekliyle kullanılacaktır. Seçim yapılan her bir örnek kümesi için sınıflandırıcının eğitimi yapılacak ve tüm veri seti üzerinden test edilecektir. Böylece sınıflandırıcı başarımının hiç düşmediği en düşük sayıdaki örnek adedine sahip küme belirlenecektir.

GA yöntemini diğer geleneksel arama ve en iyileme yöntemlerinden ayıran en temel etkenler şu şekilde sıralanabilir (Koza 1992):

- GA tasarım parametrelerinin (değişkenlerin) kendileri yerine kodlanmış halleriyle çalışır,
- GA tek bir çözüm ile değil bir çözüm kümesi ile çalışır (böylece yerel minimumlara takılması engellenmektedir);
- GA bir amaç fonksiyonu ile çalışmakta olup fonksiyonun türevlerine ihtiyaç duymamaktadır (böylece GA uygulamaları problemden bağımsız hale gelmektedir); ve
- GA deterministik değil rasgele arama yöntemidir.

Öznitelik veya örnek seçimi için kullanımı için GA temel kavramları aşağıda sunulmaktadır.

3.3.5.1 Gösterim

Öznitelik seçimi için GA kullanımı yaklaşımı Siedlecki ve Sklansky (1989) tarafından sunulmuştur. Çalışmalarında, GA her bir bit bir özniteliğe karşılık gelecek şekilde en uygun ikilik vektörün bulunmasını hedeflemişlerdir (Şekil 3.4). Eğer vektörün i -nci biti 1 ise, sınıflandırıcıya i -nci öznitelik dahil edilmiş; değilse karşılık gelen öznitelik sınıflandırıcı dışında bırakılmıştır. Bu çalışmada her bir örneğin sınıflandırıcıya dahil edilip edilmeyeceğine karar vermek benzer gösterim yöntemi kullanılmıştır.



Şekil 3.4 Öznitelik uzayının N-bit ikilik gösterimi (Siedlecki ve Sklansky 1989).

3.3.5.2 Uygunluk

Evrim süreci uygunluk ölçütü ile düzenlenmektedir. Uygunluk ölçütü ile seçilen örneklerin sınıflandırıcı başarımları değeri ve seçilen örnek sayısının karışımı şekilden bir değer olarak belirlenmektedir. Çalışmanın genelinde MATLAB kullanıldığı ve MATLAB içinde GA gerçekleştirirken, en düşük değer tespiti için tasarlandığından uygunluk değeri şu şekilde hesaplanır:

$$uygunluk = \frac{N_F}{N} + \frac{N_S}{N * N} = 1 - \frac{N_C}{N} + \frac{N_S}{N * N} \quad (3.2)$$

Burada N veri setindeki örnek sayısını, N_F ve N_C sırasıyla hatalı ve doğru olarak sınıflandırılmış örneklerin sayısını, N_S ise algoritma tarafından seçilen örnek sayısını göstermektedir.

3.3.5.3 Seçim

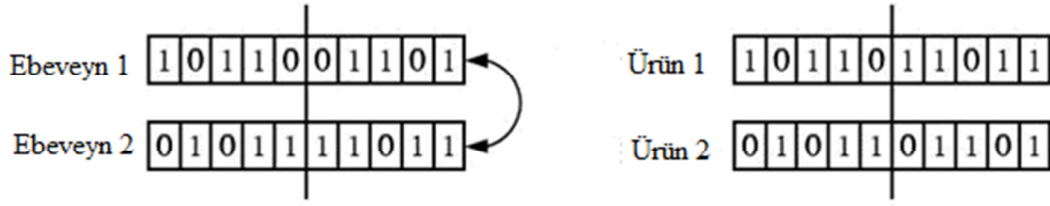
Seçim işlemi herhangi bir genetik işleme tabi tutulacak bireylerin daha yüksek olasılıkla en iyi uygunluk değerini veren bireyler arasından seçilmesini sağladığı için, yeni nesile aktarılan bireylerin kalite ortalamasının yükselmesini sağlar. Seçim mekanizmasının önemli bir özelliği gösterim aşamasından bağımsız olması ve sadece bireylerin uygunluk değerlerinin dikkate alınmasıdır. Bir başka özelliği ise her bireyin uygunluk değeri çok düşük olsa bile yine de seçilme olasılığı vardır.

Literatürde en çok kullanılan seçim yöntemi rulet tekerleği yöntemidir. Bu yöntemde her bir birey kendi uygunluk değerine eşit oranda seçilme olasılığı vardır. Bu çalışmada da rulet tekerleği seçim yöntemi kullanılmıştır. Seçim işlemi ile ilgili karşılaştırılmalı ayrıntılı bilgi için Goldberg ve Deb (1991) tarafından gerçekleştirilen çalışmaya bakılabilir.

3.3.5.4 Çaprazlama

Bu işlem seçilen iki bireyden yeni iki birey üretmekten sorumludur. Yeni üretilen iki birey tamamen kendilerini üreten ebeveynlerinden gelen genetik malzemeyi (0 ve 1'ler) içermektedirler. İkilik dizilerin rasgele olarak yeniden birleştirilmesiyle, daha uygun bireylerin üretilmesi ve aşamalı olarak optimizasyon probleminin çözülmesi için iyi bir şans elde edilecektir.

Çaprazlama işlemi için literatürde önerilen bazı yöntemler vardır. En basit olan ve belki de en etkili olanı tek noktadan çaprazlama yöntemidir (Goldberg 1989). Topluluktan (aslında çözüm uzayından) rasgele iki birey seçilir. Daha sonra bireydeki 0 ve 1'lerin uzunluğu kadar rasgele bir sayı seçilir. Son olarak seçilen iki bireyden (ebeveynlerden) alt parçaların karşılıklı yer değiştirmesiyle işlem gerçekleştirilmiş olur. Şekil 3.5'te bu mekanizma görülmektedir.



Şekil 3.5 Tek noktadan çaprazlama yöntemi.

Daha genel bir durum ise çok noktalı çaprazlama işlemi olup yukarıdaki işlem bir yerine daha fazla noktadan alt bölmelere ayrılmasıyla yapılmaktadır (de Jong 1975). Çaprazlama işleminin birey sayısı kadar olması ve her basamağın hangi bireyden alınacağına dair karar verilen başka bir yöntem ise tekdüze çaprazlamadır (Syswerda 1989). Bu iki yöntemin de etkin olduğu uygulamalar rapor edilmiş olmasına rağmen, hem kolay kullanımı hem de basitliğine rağmen etkili olması nedeniyle, bu çalışmada tek noktadan çaprazlama yöntemi kullanılmıştır.

3.3.5.5 Mutasyon

Bu işlem ile aynı bireyin birçok kopyasının oluşması nedeniyle erken yakınsamanın gerçekleşmesinin önüne geçilmektedir. Bu işlem aynı zamanda çözüm kümesi olan topluluğun yerel en iyi noktalarına takılıp kalmasından korumaktadır. Düşük bir oranda rasgele olarak uygulanmaktadır. Şekil 3.6'da görüldüğü gibi, bir bireyin rasgele seçilen bir konumunun ikilik değerini 0 ise 1 veya 1 ise 0 yapmasıyla gerçekleştirilir.



Şekil 3.6 Genetik mutasyon.

3.3.5.6 Temel Genetik Algoritma

Öznitelik seçiminde her birey ikilik değerlerle ifade edilir. Örnek seçimi probleminin öznitelik seçimi probleminden farkı bulunmaktadır. Bu tür ikilik gösterimin avantajı klasik genetik işlemlerin (ikilik çaprazlama ve mutasyon gibi) herhangi bir düzenlemeye gerek

kalmaksızın uygulanabilmesidir. Bu şekilde en temel yapıdaki GA gerçekleştirilmesi kullanılabilir (Vafaie ve de Jong 1995).

İkilik değerin kodlanmış olduğu n adet örneğin bulunduğu bir problemin çözümünde, GA aşağıdaki gibi çalışır (de Jong 1975):

- Herbiri n bit uzunluğundaki bireylerin bulunduğu rasgele üretilmiş topluluk ile başlanır.
- Tekrarlayan bir şekilde topluluk üzerinde aşağıdaki adımlar tekrarlanır:
 - Herbir birey için uygunluk değeri hesaplanır,
 - Topluluktaki tüm bireyler uygunluk değerlerine göre sıralanır,
 - Yeni bir topluluk türetilir:
 - Uygunluğu en yüksek olan az sayıdaki birey (P_e parametresi ile belirlenir) yeni nesile aynen aktarılır. Bu tür bireylerin çaprazlama ve mutasyon işlemleri sırasında yok olması bu şekilde engellenmiş olur.
 - Topluluktaki birey sayısının tamamlanması için gereken birey sayısı kadar Rulet seçimi yöntemi ile bireyler seçilerek topluluğa eklenir.
 - Yeni türetilen topluluktan P_c parametresi oranında ikişerli olarak seçilen bireyler çaprazlamaya tutularak ebeveynlerinin yerine topluluğa yerleştirilir.
 - Topluluktaki bireyler P_m parametresi oranında rasgele olarak seçilen bir noktadan mutasyona uğratılır.
 - Sonlandırma ölçütünün gerçekleşip gerçekleşmediği (en yüksek iterasyon sayısının aşılması, en uygun bireyin (çözümün) bulunması, çözüm topluluğunda hiç iyileşme olmadan geçen iterasyon sayısı, vb.) kontrol edilir. Eğer koşul sağlanmıyorsa, bir sonraki iterasyonla devam edilir.

Bu süreçteki her iterasyona *topluluk (veya nesil)* adı verilmektedir. Nesillerin kümesinin tamamına *evrim* adı verilmektedir. Evrimin sonunda, topluluktaki bir veya daha fazla *birey* en uygun çözümü göstermektedir. Genellikle, verilen bir problem için başarılı sayılabilecek bir çözümün elde edilebilmesi için, birbirinden bağımsız birkaç evrim çalışması yapmak gereklidir.

BÖLÜM 4

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

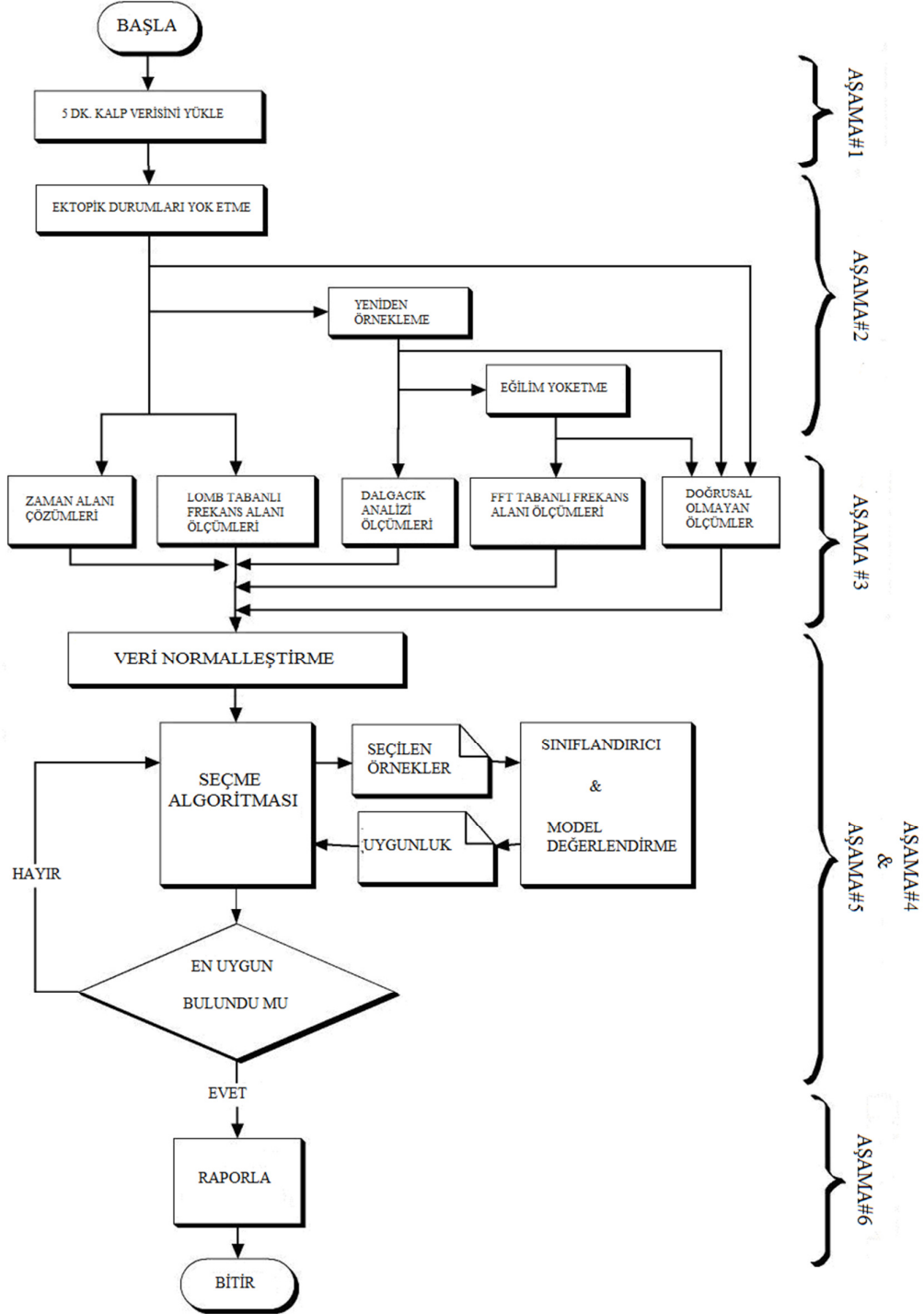
Şekil 4.1’de çalışmanın tamamını gösteren akış şeması görülmektedir (İşler (2009) çalışmasından uyarlanarak kullanılmıştır). Bu şekildeki seçme algoritması bloğu içerisinde, sırasıyla geriye doğru eleme, eleme-ekleme, geriye doğru tekrarlı eleme ve genetik algoritmalar kullanılarak çalıştırılmış ve elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır.

4.1 VERİLERİN ELDE EDİLiŞİ

İnternet üzerinden ücretsiz olarak erişilebilen ve alandaki diğer çalışmalarla kıyaslama yapılabilmesi için en çok kullanılan MIT/BIH veri setleri kullanılmıştır. Normal kontrol grubundaki veriler 54 sağlıklı gönüllüden ve 29 KKY hastasından kayıt edilen 24 saatlik Holter EKG kayıtlarından elde edilmiştir. Bu veri setleri ile ilgili ayrıntılı bilgi aşağıda özetlenmiştir (Goldberger vd. 2000, Moody, Goldberger, McClennen ve Swiryn 2001).

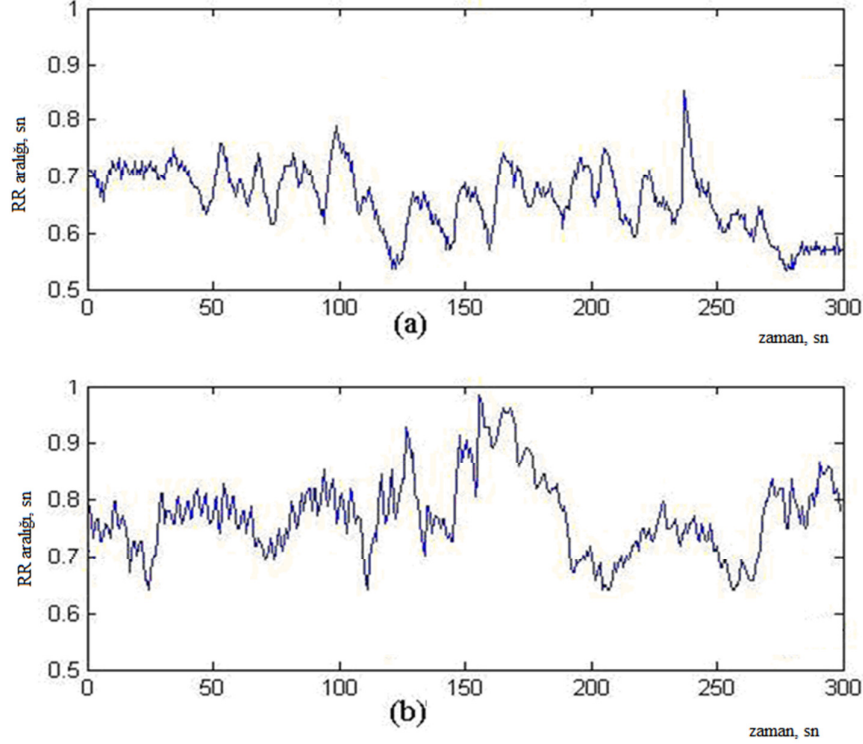
- **Konjestif Kalp Yetmezliği RR Aralıkları Veritabanı (CHF2DB):** Yaşları 34 – 79 arası değişen 29 KKY (NHYA sınıfları I, II ve III olan) hastasına ait uzun süreli EKG kayıtlarından elde edilen vuru bilgilerini içerir. Kayıtların alındığı hastalardan 8 tanesi erkek ve 2 tanesi kadın olup 19 hastaya ait cinsiyet bilgisi bilinmemektedir. Orijinal EKG kayıtlarına erişim mümkün olmamakla birlikte, kayıtların saniyede 128 örnek alınarak sayısallaştırıldığı ve vuru bilgilerinin öncelikle otomatik olarak elde edildikten sonra uzman hekimler tarafından elle gözden geçirilerek düzeltilmiştir.
- **Normal Sinüs Ritmi RR Aralıkları Veritabanı (NSR2DB):** Yaşları 28,5 – 76 arası değişen 54 normal kalp ritmine sahip kontrol grubuna ait uzun süreli EKG kayıtlarından elde edilen vuru bilgilerini içerir. Kayıtların alındığı gönüllülerden 30 tanesi erkek ve 24 tanesi kadındır. Orijinal EKG kayıtlarına erişim mümkün olmamakla birlikte, kayıtların saniyede

128 örnek alınarak sayısallaştırıldığı ve vuru bilgilerinin öncelikle otomatik olarak elde edildikten sonra uzman hekimler tarafından elle gözden geçirilerek düzeltilmiştir.



Şekil 4.1 Tüm çalışmanın akış şeması.

Her ne kadar veritabanları 24 saatlik KHD verileri içerse de, sonuca daha hızlı ulaşabilmek ve klinik ortamda hastaları en düşük düzeyde rahatsız etmek için sadece 5 dakikalık (300saniyelik) KHD verileri kullanılmıştır. Şekil 4.2’de 300 saniyelik (a) normal kişiye ve (b) KKY hastasına ait iki adet KHD verisi gösterilmiştir.

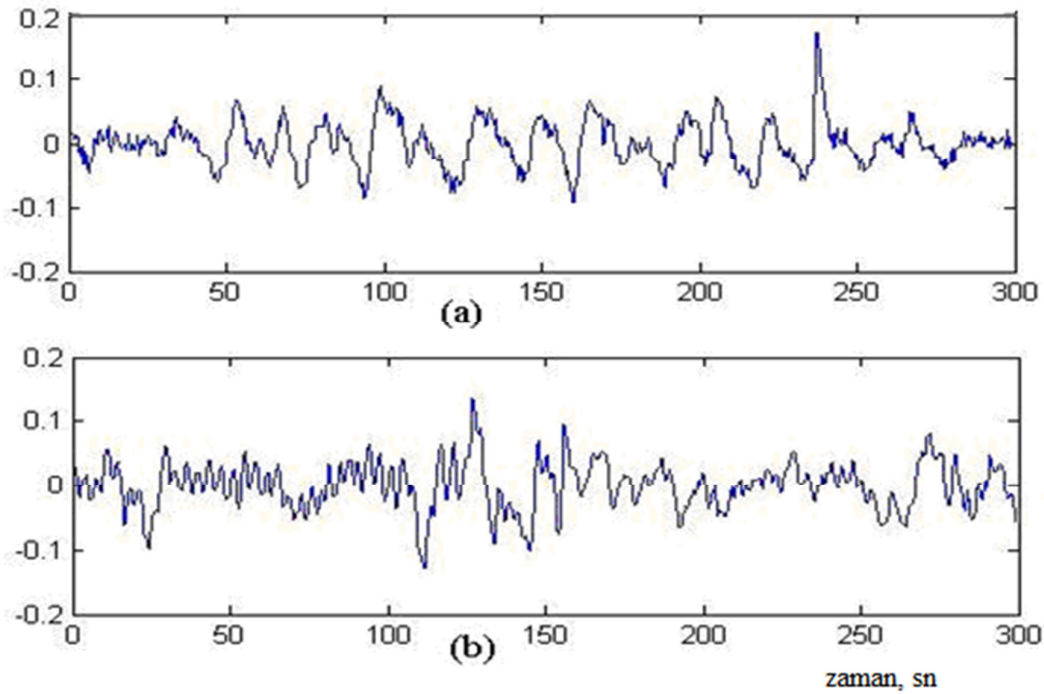


Şekil 4.2 (a) Normal bir kişiye ait ve (b) bir KKY hastasına ait KHD verileri.

4.2 ÖNİŞLEMLER

Doğrudan KHD verileri üzerinden çalıştığı için sırasıyla sadece ektopik vuru yok edilmesi, yeniden örnekleme ve eğilim yok etme adımları uygulanmıştır. KHD analizinde sadece normal iletim yoluyla üretilen kalp atımlarının kullanılması istenir. Bu nedenle kulakçık ve karıncık erken vuruları ve bu vuruları takip eden vurular analizden çıkartılmalıdır (Clifford, Azuaje ve McSharry 2006). Bu amaçla Langley ve arkadaşları (Langley vd. 2001) tarafından geliştirilen kolay uygulanabilen algoritma kullanılarak ektopik vurular ve komşuları yok edilmiştir.

Veri içindeki istenmeyen vurular yok edildikten sonra, Bernston ve arkadaşları (1997) tarafından önerildiği gibi 4 Hz örnekleme hızında Clifford, Azuaje ve McSharry (2006) tarafından önerildiği gibi kübik spline yöntemi ile veriler yeniden örneklenmiştir. Böylece eşit zaman aralıklarıyla örneklenmiş RR verileri elde edilmiştir. Lomb yöntemi hariç diğer frekans alanına dönüşüm yöntemleri zamanda eşit aralıklarla örneklenmiş verilerle çalışmayı zorunlu kılmaktadır. Son olarak, RR verilerindeki eğilimi yok ederek üzerinde çalışılan veriyi durağan hale getirilmesi için $\lambda=1000$ parametresi ile Smoothness Priors yöntemi kullanılmıştır (Tarvainen, Ranta-aho ve Karjalainen 2002). Üzerinde önışlem basamakları gerçekleştirilmiş örnek veriler Şekil 4.3'te verilmiştir (İşler, Selver ve Kuntalp 2005).



Şekil 4.3 Yeniden örneklenmiş ve eğilim yok edilmiş olarak (a) normal bir kişiye ve (b) bir KKY hastasına ait KHD verileri.

4.3 ÖZNETELİK ÇIKARMA

Zaman alanı ölçümleri, Lomb-Scargle algoritması tabanlı frekans alanı ölçümleri ile Poincare çizimi, Sembolik entropi, SampEn entropi, ApEn entropi ve DFA ölçümleri doğrudan ham KHD verileri üzerinden hesaplanır. Dalgacık entropisi, enerjisi ve varyansı ölçümleri ise yeniden örneklenmiş KHD verileri kullanılarak elde edilen yedinci düzey DB4 dalgacık

paketi verilerinden hesaplanmaktadır. FFT tabanlı frekans alanı ölçümleri yeniden örneklenmiş ve eğilimi yok edilmiş KHD verileri kullanılarak hesaplanmaktadır. Poincare çizimi ölçümleri ise KHD verilerinden elde edilen çizime elips şekli uydurulması yöntemi ile hesaplanmaktadır. Bu aşamanın sonunda KHD veri setinden 59 adet öznitelik elde edilmektedir: 1 adet hasta bilgisi, 4 adet zaman alanı ölçümü, 7 adet FFT tabanlı güç izgel yoğunluğu ölçümü, 23 dalgacık entropisi ölçümü, 7 Lomb-Scargle tabanlı güç izgel yoğunluğu ölçümü, 4 adet Poincare çizimi ölçümü, 10 adet sembolik entropi ile ApEn, SampEn ve DFA ölçümleri.

Hesaplandıktan sonra tüm öznitelikler ortalama \pm standart sapma olarak aşağıdaki Çizelgelarda verilmiştir. Üstelik bu öznitelikler eşit olmayan dağıntılı t-testi ile istatistiksel olarak karşılaştırılmış ve sonuçlar Çizelgelarda P değeri sütununda verilmiştir. Eğer bu Çizelgelardaki P sütunundaki değer 0.05'ten daha küçük ise iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu sonucuna ulaşılmaktadır. Bu çalışmada kullanılan veri setlerindeki hastaların yaşlarına ait bilgiler Çizelge 4.1'de verilmiştir.

Çizelge 4.1 Normal ve KKY hasta verilerine ait hasta bilgisi.

<i>Öznitelik</i>	<i>NORMAL</i>	<i>KKY</i>	<i>P</i>
YAŞ	61.36 \pm 11.63	55.28 \pm 11.60	0.03

Zaman alanı KHD analizi ölçümleri hesaplanmalarındaki basitlik nedeniyle yaygın bir kullanım alanı bulmuştur. Çalışmada kullanılan zaman alanı ölçümleri Çizelge 4.2'de verilmiştir. Bunlar arasında NN20, NN50, PNN20 ve PNN50 ölçümleri bulunmadığından çalışmadan çıkarılmışlardır. Çalışmaya dahil edilen SDNN, RMSSD ve SDDSD ölçümleri için istatistiksel olarak iki grup arasında anlamlı bir fark olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.2 Beş dakikalık veriler için elde edilen zaman alanı KHD analizi ölçümleri.

<i>Öznitelik</i>	<i>NORMAL</i>	<i>KKY</i>	<i>P</i>
MEAN	0.75 \pm 0.12	0.70 \pm 0.13	0.09
SDNN	0.05 \pm 0.02	0.03 \pm 0.03	0.00
RMSSD	0.02 \pm 0.01	0.02 \pm 0.01	0.01
SDDSD	0.02 \pm 0.01	0.02 \pm 0.01	0.01

Frekans alanı ölçümleri de işaret işlemenin kullanıldığı tüm alanlarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu ölçümler FFT ve Lomb-Scargle (LS) yöntemleri kullanılarak elde güç

izgel yoğunluğu bulunması tekniği ve dalgacık paket dönüşümü katsayıları kullanılarak elde edilen değişinti (WV), enerji (WE) ve entropi (WS) hesaplaması teknikleri ile elde edilmektedir. Bu ölçümlere ait değerler Çizelge 4.3'te verilmiştir. İlk iki yöntem eşit aralıklı 512 frekans noktası için hesaplanmıştır. Bu yöntemler arasında, Lomb-Scragle tabanlı frekans alanı ölçümlerinin iki grubu (KKY ve NORMAL) ayırt etmede daha başarılı oldukları rapor edilmiştir (İşler, Avcu, Kocaoğlu ve Kuntalp 2008).

Çizelge 4.3 5 dakikalık veriler için elde edilen frekans alanı ölçümleri.

<i>Öznitelik</i>	<i>NORMAL</i>	<i>KKY</i>	<i>P</i>
LS_TOTAL	688.4±102.2	692.3±110.3	0.88
LS_LFHF	5.96±3.82	2.58±2.46	0.00
LS_VLF	0.42±0.17	0.46±0.16	0.26
LS_LF	0.20±0.13	0.12±0.08	0.00
LS_HF	0.04±0.03	0.08±0.05	0.00
LS_NLF	0.81±0.11	0.60±0.21	0.00
LS_NHF	0.19±0.11	0.40±0.21	0.00
FFT_TOTAL	0.14±0.06	0.10±0.09	0.04
FFT_LFHF	6.74±2.86	6.08±4.31	0.40
FFT_VLF	0.00±0.00	0.00±0.00	0.00
FFT_LF	0.00±0.00	0.00±0.00	0.43
FFT_HF	0.00±0.00	0.00±0.00	0.60
FFT_NLF	0.84±0.07	0.81±0.08	0.04
FFT_NHF	0.15±0.07	0.19±0.08	0.04
WS_TOTAL	2.21±0.01	2.20±0.02	0.00
WS_LFHF	2.32±1.48	1.61±1.34	0.04
WS_ULF	2.19±0.01	2.19±0.01	0.05
WS_VLF	0.01±0.01	0.01±0.01	0.00
WS_LF	0.01±0.01	0.00±0.01	0.00
WS_HF	0.01±0.00	0.00±0.00	0.01
WS_NLF	0.66±0.12	0.55±0.14	0.00
WS_NHF	0.34±0.12	0.44±0.14	0.00
WE_TOTAL	5188.5±1840.3	4876.6±2113.9	0.49
WE_LFHF	2.64±1.96	1.84±1.74	0.07
WE_ULF	5174.4±1832.0	4868.6±2099.3	0.49
WE_VLF	7.03±8.06	3.94±9.28	0.12
WE_LF	4.80±3.74	2.59±6.28	0.04
WE_HF	2.30±2.24	1.40±3.20	0.14
WE_NLF	0.33±0.13	0.44±0.16	0.00
WE_NHF	0.33±0.13	0.44±0.16	0.00
WV_LFHF	5.74±4.28	3.99±3.80	0.07
WV_ULF	2.24±2.57	1.34±2.46	0.13
WV_VLF	0.09±0.10	0.04±0.11	0.10
WV_LF	0.02±0.01	0.09±0.02	0.04
WV_HF	0.00±0.00	0.00±0.00	0.14
WV_NLF	0.81±0.09	0.72±0.12	0.00
WV_NHF	0.19±0.09	0.28±0.12	0.00

KHD analizi için önerilen ve kısa süreli kalp hızı verilerinden elde edilebilen doğrusal olmayan bazı ölçümlerle elde edilen öznitelikler de çalışmaya dahil edilmiştir. Bu öznitelikler arasında belki de en çok kullanılanı Poincare çizimi ölçümleridir. SD1, SD2 ve SD1/SD2 oranı (RATIO) gibi klasik Poincare çizimi ölçümlerinin yanı sıra, SD1 ve SD2'nin çarpımı (SD1SD2) da çalışmaya öznitelik olarak eklenmiştir. Bunun yanı sıra, yoğun bir kullanımı bulanmayan sadece kısıtlı birkaç çalışmada kullanılan verilerin 1'den 10'a kadar farklı veri grupları ile ifade edilmesiyle oluşturulan sembolik entropi (SYM) ile SampEn ve ApEn gibi bazı entropi ölçümleri de çalışmaya eklenerek Task Force (1996) tarafından tavsiye edildiği gibi doğrusal olmayan KHD ölçümleri de çalışmaya eklenmeye çalışılmıştır. Ayrıca DFA1 gibi frekansa göre güç izgel yoğunluğu arasındaki ilişkiyi veren grafiğin eğimi de bilgisi de potansiyel bir doğrusal olmayan KHD ölçümü olarak çalışma eklenmiştir. Bu çalışmada kullanılan doğrusal olmayan KHD ölçümlerine ait değerler Çizelge 4.4'de verilmiştir.

Çizelge 4.4 5 dakikalık veriler için doğrusal olmayan yöntemlerle elde edilen KHD ölçümleri.

<i>Öznitelik</i>	<i>NORMAL</i>	<i>KKY</i>	<i>P</i>
SD1	0.02±0.01	0.01±0.01	0.01
SD2	0.07±0.03	0.04±0.04	0.00
SD1SD2	0.00±0.00	0.00±0.00	0.13
RATIO	0.27±0.11	0.40±0.18	0.00
SYM01	2.00±0.42	2.00±0.42	0.99
SYM02	2.44±0.46	2.37±0.50	0.55
SYM03	2.62±0.42	2.78±0.41	0.10
SYM04	2.80±0.44	2.94±0.47	0.17
SYM05	2.88±0.43	3.04±0.49	0.13
SYM06	2.91±0.39	3.13±0.48	0.03
SYM07	2.91±0.37	3.16±0.42	0.01
SYM08	2.86±0.35	3.12±0.49	0.01
SYM09	2.79±0.32	3.07±0.52	0.00
SYM10	2.73±0.32	2.94±0.47	0.02
DFA1	1.02±0.15	1.05±0.19	0.42
SampEn	1.28±0.41	1.47±0.42	0.06
ApEn	0.01±0.01	0.00±0.02	0.56

4.4 ÖRNEK SEÇİMİ

Bu çalışmada, toplam 83 hasta ve gönüllüden elde edilen 59 KHD ölçümü bulunan verilerden k yakın komşu sınıflandırıcısı başarımını düşürmeyecek örneklerin seçilmesi hedeflenmiştir. Çalışmada sadece örneklerden sınıflandırıcı başarımına etkisi olmayanların tespit edilmesi yapılmış olup ayrıca öznitelik seçimi çalışması yapılmamıştır. Geriye doğru eleme, Eleme-

Ekleme, Geriye doğru tekrarlı eleme ve Genetik algoritma yöntemleri kullanılarak elenecek örneklerin seçimi sağlanmıştır. Biri-hariç (leave-one-out) yöntemi ile sınıflandırıcı başarımları tespit edilmiştir. Genetik algoritmanın çalıştırılmasında kullanılan bazı parametreler şu şekildedir: En yüksek nesil sayısı 250, Nesildeki birey sayısı 300, Bir sonraki nesile aynen aktarılan birey sayısı 4 ve Topluluk türü “bit string”.

4.5 SINIFLANDIRMA

İki grubu birbirinden ayırt edebilmek için seçilen örneklerin tespit edilmesinde k yakın komşu sınıflandırıcısı kullanılmıştır. Sınıflandırma algoritması dört farklı seçme yöntemi, k parametresinin 1’den 19’a kadar olan tek sayıları içeren on farklı değeri için, algoritmanın başlangıç koşullarına bağımlılığının azaltılması için her bir durumda yüzlerce defa olmak üzere 4000 defa çalıştırılmıştır. Her bir algoritma içerisinden k yakın komşu sınıflandırıcı algoritmasının çağırılma sayıları ise yüzlerce defa çalıştırmaların ortalama değerleri olarak verilmiştir.

4.6 DEĞERLENDİRME

Dört farklı algoritma ile sınıflandırıcı başarımına katkıda bulunmayan örneklerin veri setinden çıkarılmasına çalışılmıştır. Sınıflandırıcı olarak k parametresi için 1’den 19’a kadar tek sayılardan oluşan yakın komşu sınıflandırıcı algoritması kullanılmıştır. Sınıflandırıcı başarımları elde edilerek Çizelge 4.5’te sunulmuştur. Bu Çizelgedeki her bir k değeri için en yüksek sınıflandırıcı başarımları koyu renkte gösterilmiştir. Bu çalışmada geliştirilen geriye tekrarlı eleme algoritması her durumda en yüksek sınıflandırıcı başarımını elde edebilmiştir.

Çizelge 4.5. Örnek sayısının azaltılmasıyla elde edilen sınıflandırıcı başarımları.

k	Geriye doğru eleme (%)	Eleme-ekleme (%)	Geriye tekrarlı eleme (%)	Genetik algoritma (%)
1	100,00	100,00	100,00	100,00
3	87,95	87,95	87,95	86,75
5	81,93	81,93	83,13	81,93
7	80,72	80,72	83,13	81,93
9	80,72	80,72	81,93	78,31
11	78,31	78,31	79,52	78,31
13	74,70	74,70	78,31	77,11
15	74,70	74,70	75,90	74,70
17	77,11	77,11	77,11	74,70
19	73,49	73,49	74,70	74,70

Azaltılmış sayıdaki örneklerle yapılan sınıflandırma çalışmalarında k değeri büyüdükçe sınıflandırıcı başarımları düşmektedir. Bu durum literatürdeki benzer veri seti kullanılarak gerçekleştirilen öznitelik seçimi ile ilgili çalışmalarla da uyumludur (İşler ve Kuntalp 2007a, 2010).

Dört farklı algoritma ile sınıflandırıcı başarımlarına katkıda bulunmayan örneklerin veri setinden çıkarılması için sınıflandırıcı algoritmasının kaç kez çalıştırılması gerektiği de kayıt edilmiş ve Çizelge 4.6'da sunulmuştur. Bu Çizelgedeki her bir k değeri için çalıştırılması gereken sınıflandırıcı algoritma sayısının en düşük değerleri koyu renkte gösterilmiştir. Bu çalışmada kullanılan genetik algoritmalarla yapılan seçme işlemi en düşük karmaşıklığa sahip olduğu tespit edilmiştir.

Çizelge 4.6. Örnek sayısının azaltılması için her bir yöntem içerisinde k yakın komşu sınıflandırıcısı algoritmasının çalıştırılma sayıları.

k	Geriye doğru eleme	Eleme-ekleme	Geriye tekrarlı eleme	Genetik algoritma
1	2821	3948	111462	2020
3	2926	4200	104009	1360
5	2857	4032	103425	1460
7	2626	3528	112778	1240
9	2359	3024	132850	1240
11	2452	3276	133041	1420
13	3022	4452	138187	1200
15	2541	3360	114845	1280
17	2056	2520	142393	1220
19	2359	3108	124919	1320

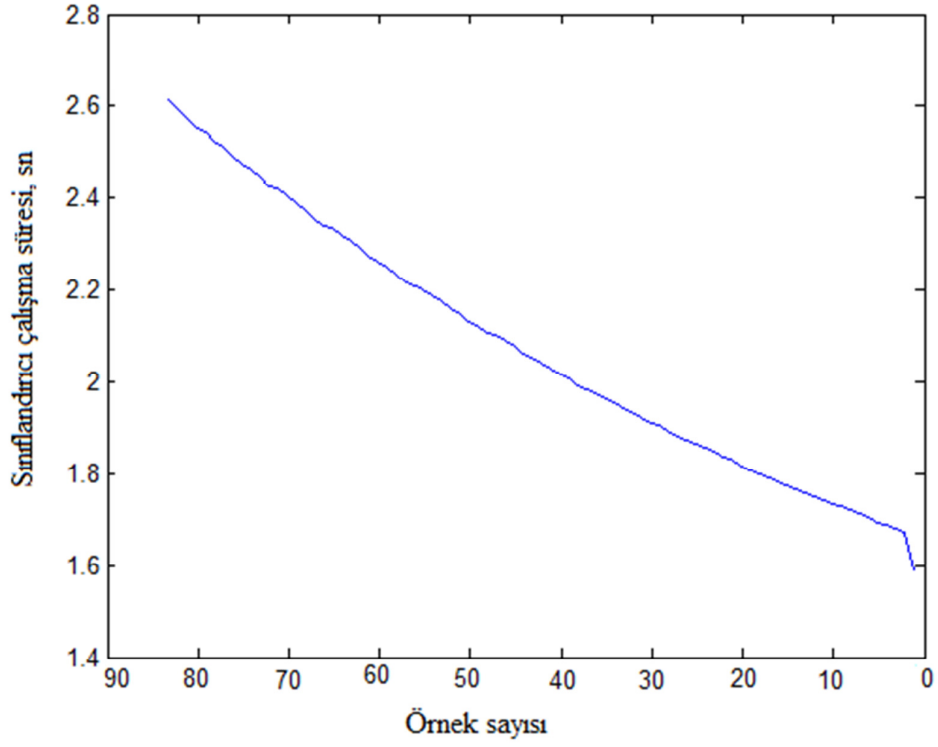
Dört farklı algoritma ile sınıflandırıcı başarımına katkıda bulunmayan örneklerin veri setinden çıkarılması oranları kayıt edilmiş ve Çizelge 4.7’de sunulmuştur. Bu Çizelgedeki her bir k değeri için sınıflandırıcı başarımına katkıda bulunmayan (yani, elenen) örneklerin toplam örnek sayısına oranı yüzde cinsinden en yüksek değerleri koyu renkte gösterilmiştir. Farklı k değerleri için farklı seçme algoritmaları en yüksek oranda veri setinin azaltılabilmesini sağlamıştır. Bununla birlikte, genel olarak genetik algoritma daha başarılı bir örnek azaltma başarımı sağlamıştır.

Sonuçların tamamı göz önüne alındığında, örneklerin yarısından fazlasının yakın komşu sınıflandırıcı başarımlarına katkıda bulunmadığı tespit edilmiştir. Veri setindeki örneklerin eksiltmesi ile sınıflandırıcı tasarımının mikrodenetleyici tabanlı bir sınıflandırıcı sistemi içerisine yerleştirilebilmesine veya teletıp uygulamalarına aktarılabilmesine olanak sağlayacaktır.

Çizelge 4.7. Her bir yöntem içerisinde k yakın komşu sınıflandırıcısı algoritmasına göre örneklerin elenme yüzdeleri.

k	Geriye doğru eleme (%)	Eleme-ekleme (%)	Geriye tekrarlı eleme (%)	Genetik algoritma (%)
1	55,42	55,42	52,41	52,41
3	59,04	59,04	60,11	58,67
5	56,63	56,63	59,92	61,29
7	49,40	49,40	52,99	60,88
9	42,17	42,17	49,00	58,43
11	44,58	44,58	51,15	60,32
13	62,65	62,65	59,92	61,00
15	46,99	46,99	55,39	62,45
17	34,94	34,94	48,71	66,06
19	42,17	42,17	73,99	70,40

Şekil 4.4'te örnek sayısı ve öznitelik sayısına göre sınıflandırıcı çalışma süreleri gösterilmiştir. Şekildeki koyu mavi renkli bölge sınıflandırıcı çalışma sürelerinin en düşük olduğu bölgeyi göstermekte olup, bu bölgede sınıflandırıcı başarımları yeterince yüksek tutulabilirse, sınıflandırıcının basit donanımlı bir sistem tasarımına olanak tanımaktadır.



Şekil 4.4. Sınıflandırıcı çalışma sürelerinin örnek ve öznitelik sayılarına göre gösterimi.

4.7 GELECEK ÇALIŞMALAR

Tele tıp uygulaması olarak web tabanlı bir teşhis sistemi geliştirilmesi çalışmalarına devam edilmektedir. Ayrıca Ankara'da faaliyet gösteren yerli bir EKG kayıt cihazı üreticisi firma ile ilk defa gerçekleştirilecek olan KKY teşhisi için ortaklaşa çalışmalara başlamıştır. Üstelik literatürde ilk defa önerilen Geriye Tekrarlı eleme yönteminin öznitelik seçimi üzerindeki başarımlarının incelenmesi de düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Barger AC ve Cohen RJ** (1981) Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science*, 213, 220–222.
- Albert NM** (2000) Implementation strategies to manage heart failure outcomes: Managing clinical and economic outcomes. *AACN Clinical Issues: Advanced Practice in Acute ve Critical Care*, 11(3):396–411 ve 475–477.
- American Heart Association** (2005) ACC/AHA 2005 Guideline Update for the Diagnosis and Management of Chronic Heart Failure in the Adult: A Report of the American College of Cardiology / American Heart Association Task Force on Practice. *Journal of the American College of Cardiology*, 46:1-82.
- American Heart Association** (2006) Heart Disease and Stroke Statistics–2006 Update: A Report From the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. *Circulation*, 113: 85-151.
- American Heart Association** (2009) Focused Update: ACCF/AHA Guidelines for the Diagnosis and Management of Heart Failure in Adults. *Circulation*, 119: 1977-2016.
- Antila K J, Valimaki I A T, Makela M, Tuominen J, Wilson AJ ve Southall DP** (1990) Heart rate variability in infants subsequently suffering sudden infant death syndrome (SIDS). *Early Human Development*, 22:57–72.
- Artinian NT, Harden J K, Kronenberg MW, Vander Wal JS, Daher E, Stephensa Q ve Bazzia RI** (2003) Pilot study of a web-based compliance monitoring device for patients with congestive heart failure. *Heart ve Lung: The Journal of Acute and Critical Care*, 32(4):226–233.
- Asyalı MH** (2003) Discrimination power of long-term heart rate variability measures. *In Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Cancun.
- Bakardjian H ve Yamamoto K** (1995) Dynamic non-deterministic characterization of HRV through multiresolution wavelet decomposition. *In Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology – Proceedings*, 17(2):1063–1064.
- Barbieri R, Triedman JK ve Saul JP** (2002) Heart rate control and mechanical cardiopulmonary coupling to assess central volume: a systems analysis. *American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 283: R1210–R1220.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Barrett CJ, Navakatikyan MA ve Malpas SC** (2001) Long-term control of renal blood flow: what is the role of the renal nerves? *American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 280:R1534–R1545.
- Berne R ve Levy M** (1997) *Cardiovascular Physiology*. 7th ed.
- Berntson GG, Bigger T, Eckberg DL, Grossman P, Kaufmann PG, Malik M, Nagaraja HN, Porges SW, Saul JP, Stone PH ve van der Molen MW** (1997) Heart rate variability: Origins, methods, and interpretive caveats. *Psychophysiology*, 34:623–648.
- Bigger J T, Albrecht P, Steinman RC, Rolnitzky LM, Fleiss JL ve Cohen RJ** (1989) Comparison of time and frequency domain-based measures of cardiac parasympathetic activity in Holter recordings after myocardial infarction. *American Journal of Cardiology*, 64:536–538.
- Bigger JT, Fleiss JL, Steinman RC Rolnitzky LM, Kleiger RE ve Rottman JN** (1992) Correlations among time and frequency domain measures of heart period variability two weeks after acute myocardial infarction. *American Journal of Cardiology*, 69: 891–898.
- Braga AN, da Silva Lemos M, da Silva JR, Fontes WR ve dos Santos RA** (2002) Effects of angiotensins on day–night fluctuations and stress–induced changes in blood pressure. *American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 282:R1663–R1671.
- Braune HJ ve Geisenorfer U** (1995) Measurement of heart rate variations: influencing factors, normal values and diagnostic impact on diabetic autonomic neuropathy. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 29:179–187.
- Brennan M, Palaniswami M ve Kamen P** (2001) Do existing measures of Poincare plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability? *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(11):1342–1347.
- Cao H** (2004) *Linear and nonlinear approaches to heart rate analysis near the time of birth*. Ph.D. thesis, University of Virginia, Department of Biomedical Engineering, USA.
- Chang KL Monahan KJ, Griffin MP, Lake DE ve Moorman JR** (2001) Comparison and clinical application of frequency domain methods in analysis of neonatal heart rate time series. *Annals of Biomedical Engineering*, 29:764–774.
- Chiarugi F, Colantonio S, Emmanouilidou D, Moroni D ve Salvetti O** (2008) Biomedical signal and image processing for decision support in heart failure. *Computers in Cardiology*, 35:649–652.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Clark DO, Tu W, Weiner M ve Murray MD** (2003) Correlates of health-related quality of life among lower-income, urban adults with congestive heart failure. *Heart ve Lung: The Journal of Acute and Critical Care*, 32(6):391–401.
- Clifford G D, Azuaje F ve McSharry PE** (2006) *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*. Artech House, Inc., Norwood, MA.
- Clifford GD ve Tarassenko L** (2005) Quantifying errors in spectral estimates of HRV due to beat replacement and resampling. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(4):630–638.
- Conrath C E and Opthof T** (2005) The Patient U Wave. *Cardiovascular Research*, 67(2): 184-186.
- Contreras P, Canetti R ve Migliaro ER** (2007) Correlations between frequency-domain HRV indices and lagged Poincare plot width in healthy and diabetic subjects. *Physiological Measurement*, 28:85–94.
- Cooley J W ve Tukey JW** (1965) An algorithm for the machine computation of complex Fourier series. *Mathematical Computations*, 19:297–301.
- Costa M, Goldberger AL ve Peng CK** (2002) Multiscale entropy analysis of physiologic time series. *Physical Review Letters*, 89:062102.
- Costa M Goldberger AL ve Peng CK** (2005) Multiscale entropy analysis of biological signals. *Physical Review E*, 71:021906.
- Costa O, Lago P, Rocha AP, Carvalho MJ, Freitas A, Freitas J, Puig J, Brando A ve de Freitas F** (1994) Heart rate variability in 24-hour Holter recordings. Comparative study between short- and long-term time and frequency-domain analyses. *Journal of Electrocardiology*, 27:251–254.
- de Jong KA** (1975) *Analysis of the behaviour of a class of genetic adaptive systems*. Ph.D. thesis, University of Michigan, Ann Arbor, USA.
- Di Bari M, Pozzi C, Cavallini M C, Innocenti F, Baldereschi G, De Alfieri W Antonini E Pini R, Masotti G, Marchionni N** (2004) The Diagnosis of Heart Failure in the Community Comparative Validation of Four Sets of Criteria in Unselected Older Adults: The ICARE Dicomano Study. *Journal of the American College of Cardiology*, 44(8):1601-1608.
- Dionne I, White M ve Tremblay M** (2002) The reproducibility of power spectrum analysis of heart rate variability before and after a standardized meal. *Physiology ve Behavior*, 75(3):267–270.
- Duda R O, Hart P E and Stork D G** (2001) *Pattern Classification*. New York: John Wiley and Sons, 2. baskı.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Eberhart RC ve Dobbins RW** (1990)*Neural network PC tools*. San Diego: Academic Press.
- Edlinger G, Litscher G ve Pfurtscheller G** (1994) Analysis of cardio-respiratory signals – methodology and applications in infants. *Biomedizinische Technik*, 39:274–278.
- Efe E, Bek Y ve Şahin M** (2000) *İstatistik Yöntemler II*, Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi, Bilgisayar Araştırma ve Uygulama Merkezi, Yayın No: 10.
- Engin M** (2007). Spectral and wavelet based assessment of congestive heart failure patients. *Computers in Biology and Medicine*, 37(6):820–828.
- Ewing DJ, Martin CN, Young RJ ve Clarke BF** (1985) The value of cardiovascular autonomic function tests: 10 years' experience in diabetes. *Diabetes Care*, 8:491–498.
- Flavell C and Stevenson LW** (2001) Take Heart with Heart Failure. *Circulation*, 104: e89.
- General Electric Company GH** (2009)*Diagnostic ECG*. Available on the web at http://www.gehealthcare.com/euen/cardiology/products/diagnostic_ecg/algorithms/index.html.
- Gibbons RJ, Balady GJ, Beasley JW, Bricker JT, Duvernoy WF, Froelicher VF, Mark DB Marwick TH, McCallister BD, Thompson PDJ, Winters WL, Yanowitz FG, Ritchie JL, Cheitlin MD, Eagle KA, Gardner TJ, Garson AJ, Lewis RP, O'Rourke RA, ve Ryan TJ**(1997) ACC/AHA guidelines for exercise testing, a report of the American College of Cardiology/ American Heart Association Task Force on practice guidelines (committee on exercise testing). *Journal of the American College of Cardiology*, 30(1):260–311.
- Gillespie ND** (2006) The diagnosis and management of chronic heart failure in the older patient. *British Medical Bulletin*, 75–76(1):49–62.
- Goldberg DE** (1989) *Genetic algorithms in search, optimization, and machine learning*. New York: Addison Wesley Pub. Comp. Inc.
- Goldberg DE ve Deb K** (1991) A comparison of selection schemes used in genetic algorithms. *In Foundation of Genetic Algorithms*, 69–93.
- Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorf JM, Ivanov PC, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK ve Stanley HE** (2000) Physiobank, physiotoolkit, and physionet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*, 101(23):215-220.
- Goldstein B, Fiser DH, Kelly MM, Mickelsen D, Ruttimann U ve Pollack MM** (1998) Decomplexification in critical illness and injury: relationship between heart rate variability, severity of illness, and outcome. *Critical Care Medicine*, 26:352–357.
- Grossman P** (1992) Breathing rhythms of the heart in a world of no steady state: a comment on weber, molenaar, and van der molen. *Psychophysiology*, 29(1):66–72.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Gura MT ve Foreman L** (2004) Cardiac resynchronization therapy for heart failure management. *AACN Clinical Issues: Advanced Practice in Acute ve Critical Care*, 15(3):326–339.
- Guyon I and Elisseff A** (2003) An Introduction to Variable and Feature Selection. *Journal of Machine Learning Research*, 3:1157-1182.
- Hamilton R, Mckenchnie P ve Macfarlane P** (2004) Can cardiac vagal tone be estimated from the 10-second ECG? *International Journal of Cardiology*, 95(1):109–115.
- Harper RM, Hoppenbrouwers T, Sterman MB, McGinty DJ ve Hodgman J** (1976) Polygraphic studies of normal infants during the first six months of life. I: Heart rate and variability as a function of state. *Pediatric Research*, 10:945–951.
- Hirsh JA ve Bishop B** (1981) Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate. *American Journal of Physiology*, 241:620–629.
- Hobbs FDR, Korewicki J, Cleland JGF, Eastaugh J ve Freemantle N** (2005) The diagnosis of heart failure in European primary care: The IMPROVEMENT programme survey of perception and practice. *European Journal of Heart Failure*, 7:768–779.
- Holland J** (1975) *Adaptation in Natural and Artificial Systems*. Univ. of Michigan Press, Ann Arbor, Mich.
- Hon EH ve Lee ST** (1965) Electronic evaluations of the fetal heart rate patterns preceding fetal death: further observations. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 814–826.
- Hu K, Ivanov PC, Chen Z, Carpena P ve Stanley HE** (2001) Effect of trends on detrended fluctuation analysis. *Physical Review E*, 64:1–19.
- Huikuri HV, Makikallio TH, Raatikainen P, Perkiomaki J, Castellanos A ve Myerburg RJ** (2003) Prediction of sudden sudden cardiac death: appraisal of the studies and methods assessing the risk of sudden arrhythmic death. *Circulation*, 108(1):110–115.
- Ingle VK ve Proakis JG**(2000) *Digital Signal Processing Using Matlab*. Pacific Grove, USA: Brooks/Cole Publishing Company.
- Izard CE, Simons RF, Haynes OM, Porges SW and Cohen B** (1991) Infant cardiac activity: Developmental changes and relations with attachment. *Developmental Psychology*, 27(3):432–439.
- İşler Y** (2009) *A Detailed Analysis of the Effects of Various Combinations of Heart Rate Variability Indices in Congestive Heart Failure*. Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, İzmir.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- İşler Y, Avcu N, Kocaoğlu A ve Kuntalp M** (2008) Investigating the effects of the methods used in frequency domain measures in heart rate variability analysis. *In Proceedings of SIU2008, IEEE 16th Signal Processing and Communications Applications Conference*, Didim, Aydın, Turkey.
- İşler Y ve Kuntalp M** (2006) Investigating the effects of wavelet entropy in heart rate variability analysis for diagnosing of congestive heart failure. *In Proceedings of SIU2006, IEEE 14th Signal Processing and Communications Applications Conference*, Antalya, Turkey.
- İşler Y ve Kuntalp M** (2007a) Combining classical HRV indices with wavelet entropy measures improves to performance in diagnosing congestive heart failure. *Computers in Biology and Medicine*, 37(10):1502–1510.
- İşler Y ve Kuntalp M** (2007b) Investigating effects of wavelet entropy detailed measures in heart rate variability analysis. *In Proceedings of SIU2007, IEEE 15th Signal Processing and Communications Applications Conference*, Eskisehir, Turkey.
- İşler Y ve Kuntalp M** (2010) Heart rate normalization in the analysis of heart rate variability in congestive heart failure. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 224(3):453-463.
- İşler Y, Selver MA ve Kuntalp M** (2005) Effects of detrending in heart rate variability analysis. *In II. Mühendislik Bilimleri Genç Araştırmacılar Kongresi: MBGAK2005*, İstanbul, Turkey, 213–219.
- Kamen PW** (1996) Heart rate variability. *Australian Family Physician*, 25:1087–1094.
- Kamen PW, Krum H ve Tonkin AM** (1996) Poincare plot of heart rate variability allows quantitative display of parasympathetic nervous activity. *Clinical Science*, 92, 201–208.
- Kamen PW ve Tonkin AM** (1995) Application of the Poincare plot to heart rate variability: a new measure of functional status in heart failure. *Australian ve New Zealand Journal of Medicine*, 25(1):18–26.
- Kantelhardt JW, Koscielny-Bunde E, Rego HHA, Havlin S ve Bunde A** (2001) Detecting long-range correlations with detrended fluctuation analysis. *Physica A*, 295:441–454.
- Kleiger RE, Bigger JT, Bosner MS, Chung MK, Cook JR, Rolnitzky LM, Steinman R ve Fleiss JL** (1991) Stability over time of variables measuring heart rate variability in normal subjects. *American Journal of Cardiology*, 68:626.
- Kleiger RE, Miller JP, Bigger JT ve Moss AJ** (1987) Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. *American Journal of Cardiology*, 59(4):256–262.
- Kohler BU, Hennig C ve Orglmeister R** (2002) The principles of software QRS detection: Reviewing and comparing algorithms for detecting this important ECG waveform. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 21(1):42–57.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Koza RJ** (1992) *Genetic programming, on the programming of computers by means of natural selection*. Cambridge Massachusetts: MIT Press.
- Krezyg E** (1993) *Advanced Engineering Mathematics*. Wiley, New York, 7th ed.
- Laguna P, Moody GB ve Mark RG** (1998) Power spectral density of unevenly sampled data by least-square analysis: Performance and application to heart rate signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 45(6):698–715.
- Landes RA, Scher MS, Sun M ve Sclabassi RJ** (1996) Characterization of heart rate dynamics in infants as a probe for neural state and age. *In 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1662–1663.
- Lanfranchi PA ve Somers VK** (2002) Arterial baroreflex function and cardiovascular variability: interactions and implications. *American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 283:815–826.
- Langley P, di Bernardo D, Allen J, Bowers E, Smith FE, Vecchietti S ve Murray A** (2001) Can paroxysmal atrial fibrillation be predicted? *Computers in Cardiology*, 28:121–124.
- Leistner HL, Haddad GG, Epstein RA, Lai TL, Epstein MF ve Mellins RB** (1980) Heart rate and heart rate variability during sleep in aborted sudden infant death syndrome. *The Journal of Pediatrics*, 97(1):51–55.
- Liao D, Barnes RW, Chambless LE ve Heiss G** (1996) A computer algorithm to impute interrupted heart rate data for the spectral analysis of heart rate variability—the ARIC study. *Computers and Biomedical research*, 29:140–151.
- Lippman N, Stein KM ve Lerman BB** (1993) Nonlinear predictive interpolation: a new method for the correction of ectopic beats for heart rate variability analysis. *Journal of Electrocardiology*, 26:14–19.
- Lippman N, Stein KM ve Lerman BB** (1994) Comparison of methods for removal of ectopy in measurement of heart rate variability. *American Journal of Physiology*, 267(1):411–418.
- Litvack DA, Oberlander TF, Carney LH ve Saul JP** (1995) Time and frequency domain methods for heart rate variability analysis: a methodological comparison. *Psychophysiology*, 32:492–504.
- Lomb NR** (1976) Least-squares frequency analysis of unequally spaced data. *Astrophysical and Space Science*, 39:447–462.
- Lombardi F, Makikallio TH, Myerburg RJ ve Huikur H** (2001) Sudden cardiac death: role of heart rate variability to identify patients at risk. *Cardiovascular Research*, 50: 210–217.
- Luczak H ve Lauring WJ** (1973) An analysis of heart rate variability. *Ergonomics*, 16:85–97.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Lynn K S ve Chiang HD** (2001) A two-stage solution algorithm for paroxysmal atrial fibrillation prediction. *Computers in Cardiology*, 28:405–407.
- Macfarlane PW** (1992) Recent developments in computer analysis of ECGs. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 12(3):313–317.
- Malik M ve Camm AJ** (1995) *Heart Rate Variability*. Futura Publishing Company.
- Malik M, Cripps T, Farrell T ve Camm AJ** (1989) Prognostic value of heart rate variability after myocardial infarction. a comparison of different data-processing methods. *Medical ve Biological Engineering ve Computing*, 27:603–611.
- Malik M, Farrell T, Cripps T ve Camm AJ** (1989) Heart rate variability in relation to prognosis after myocardial infarction: selection of optimal processing techniques. *European Heart Journal*, 10:1060–1074.
- Malpas SC** (2002) Neural influences on cardiovascular variability: possibilities and pitfalls. *American Journal of Physiology – Heart ve Circulatory Physiology*, 282:6–20.
- Marciano ML, Migaux F, Acanfora D, Furgi G ve Rengo F** (1994) Quantification of Poincare maps for the evaluation of heart rate variability. *Computers in Cardiology*, 557–580.
- Mateo J ve Laguna P** (2003) Analysis of heart rate variability in the presence of ectopic beats using the heart timing signal. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(3):334–343.
- Mazursky JE, Birkett CL, Bedell KA, Ben-Haim SA ve Segar JL** (1998) Development of baroreflex influences on heart rate variability in preterm infants. *Early Human Development*, 53(1):37–52.
- McNames J ve Aboy M** (2006) Reliability and accuracy of heart rate variability metrics versus ECG segment duration. *Medical ve Biological Engineering ve Computing*, 44: 747–756.
- Mietus JE, Peng CK, Henry I, Goldsmith RL ve Goldberger AL** (2002) The pNNx files: re-examining a widely used heart rate variability measure. *Heart*, 88:378–380.
- Mitchell TM** (1997) *Machine Learning*. McGraw–Hill Companies Press.
- Mitov IP** (1998) A method for assessment and processing of biomedical signals containing trend and periodic components. *Medical Engineering ve Physics*, 20(9):660–668.
- Mokikallio TH, Seppanen T, Airaksinen JKE, Koistinen J, Tulppo MP, Peng CK, Goldberger AL ve Huikuri HV** (1997) Dynamical analysis of heart rate may predict subsequent ventricular tachycardia after myocardial infarction. *American Journal of Cardiology*, 80:779–783.
- Moody GB, Goldberger AL, McClennen S ve Swiryn S** (2001) Predicting the onset of paroxysmal atrial fibrillation. *Computers in Cardiology*, 28:113–116.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Mrowka R, Schluter B, Gerhardt D ve Patzak A** (1996) Heart rate control in infants at high risk for sudden infant death syndrome SIDS. *Computers in Cardiology*, 173–176.
- Myers GA, Martin GJ, Magid NM, Barnett PS, Schaad JW, Weiss JS, Lesch M ve Singer DH** (1986) Power spectral analysis of heart rate variability in sudden cardiac death: comparison to other methods. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 33(12):1149–1156.
- Nixon MS ve Aguado AS** (2002) *Feature extraction ve image processing*. Newness Butterworth-Heinemann, Woburn, 1st ed.
- Ori Z, Monir G, Weiss J, Sayhouni X ve Singer DH** (1992) Heart rate variability frequency domain analysis. *Cardiology Clinics*, 10(3):499–533.
- Pagani M** (2000) Heart rate variability and autonomic diabetic neuropathy. *Diabetes Nutrition Metabolism*, 13(6):341–346.
- Pagani M, Lombardi F, Guzzetti S, Rimoldi O, Furlan R, Pizzinelli P, Sandrone G, Malfatto G, Dell’Orto S, Piccaluga E, Turiel M, Baselli G, Cerutti S ve Malliani A** (1986) Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympathovagal interaction in man and conscious dog. *Circulation Research*, 59:178–193.
- Penaz J, Roukenz J ve Van der Waal HJ** (1968) Spectral analysis of some spontaneous rhythms in the circulation. *In Leipzig, Germany: Biokybernetik, Karl Marx University*, 233–241.
- Peng CK, Buldyrev SV, Havlin S, Simons M, Stanley HE ve Goldberger AL** (1994) Mosaic organization of DNA nucleotides. *Physical Review E*, 49:1685-1689.
- Pichot V, Gaspoz JM, Molltux S, Antoniadis A, Busso T, Roche F, Costes F, Quintin L, Lacour JR ve Barthelemy JC** (1999) Wavelet transform to quantify heart rate variability and to assess its instantaneous changes. *Journal of Applied Physiology*, 86(3):1081–1091.
- Pikkujamsa SM, Makikallio TH, Sourander LB, Raiha IJ, Puukka P, Skytta J, Peng CK, Goldberger AL ve Huikuri HV** (1999) Cardiac interbeat interval dynamics from childhood to senescence: Comparison of conventional and new measures based on fractals and chaos theory. *Circulation*, 100:393-399.
- Pincus SM** (1991) Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 88:2297–2301.
- Pomeranz M, Macaulay RJB, Caudill MA, Kutz I, Adam D, Gordon D, Kilborn KM, Barger AC, Shannon DC, Cohen RJ ve Benson M** (1985) Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *American Journal of Physiology*, 248:151–153.
- Porter GA J ve Rivkees SA** (2004) Ontogeny of humoral heart rate regulation in the embryonic mouse. *American Journal of Physiology – Heart ve Circulatory Physiology*, 281:401–407.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Raymer ML, Punch WF, Goodman ED, Kuhn LA ve Jain AK** (2000) Dimensionality reduction using genetic algorithms. *IEEE Transactions on Evolutionary Computation*, 4(2):164–171.
- Rentero N, Cividjian A, Trevaks D, Pequignot JM, Quintin L ve McAllen RM** (2002) Activity patterns of cardiac vagal motoneurons in rat nucleus ambiguus. *American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 283: 1327–1334.
- Riera AR P, Ferreira C, Filho C F vd.** (2008) The enigmatic sixth wave of the electrocardiogram: the U wave. *Cardiology Journal*, 15(5):408-21.
- Rosenstock EG, Cassuto Y ve Zmora E** (1999) Heart rate variability in the neonate and infant: Analytical methods, physiological and clinical observations. *Acta Paediatrica*, 88:477–482.
- Rosso OA, Blanco S, Yordanova J, Kolev V, Figliola A ve Başar E** (2001) Wavelet entropy: a new tool for analysis of short duration brain electrical signals. *Journal of Neuroscience Methods*, 105:65–75.
- Rosso OA, Quian QR, Blanco S, Figliola A ve Başar E** (1998) Wavelet–entropy applied to brain signal analysis. In *Proceedings of the IX European Signal Processing Conference, EUSIPCO–98*, 4:2445–2448.
- Rottman JN, Steinman RC, Albrecht P, Bigger JTJ, Rolnitzky LM ve Fleiss JL** (1990) Efficient estimation of the heart period power spectrum suitable for physiologic or pharmacologic studies. *American Journal of Cardiology*, 66:1522–1523.
- Sayers BM** (1973) Analysis of heart rate variability. *Ergonomics*, 16:17–32.
- Scargle JD** (1982) Studies in astronomical time series analysis. II. statistical aspects of spectral analysis of unevenly spaced data. *Astrophysical Journal*, 263:835–853.
- Schechtman VL, Henslee JA ve Harper RM** (1998) Developmental patterns of heart rate variability in infants with persistent apnea of infancy. *Early Human Development*, 50:251–262.
- Schilling RJ ve Sandra LH** (1999) *Applied Numerical Methods for Engineers*. Pacific Grove, CA, USA: Brooks/Cole Publishing Company.
- Shamsham F ve Mitchell J** (2000) Essentials of the diagnosis of heart failure. *American Family Physician*, 61:1319–1328.
- Shannon CE** (1948) A mathematical theory of communication. *Bell Systems Technology Journal*, 27:379–423 ve 623–656.
- Shimazu M, Ojima S, Takasugi SI, Nejime T ve Kamishima T** (1999) Time–frequency analysis of heart rate variability using complex discrete wavelet transform. In *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology – Proceedings*, 958.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Siedlecki W ve Sklansky J** (1989) A note on genetic algorithms for large-scale feature selection. *Pattern Recognition Letters*, 10:335–347.
- Smith AL, Reynolds KJ ve Owen H** (2007) Correlated Poincare indices for measuring heart rate variability. *Australasian Physical ve Engineering Sciences in Medicine*, 30(4):336–341.
- Spicer CC ve Lawrence CJ** (1987) Statistical analysis of heart rates in subsequent victims of sudden infant death syndrome. *Statistics in Medicine*, 6:159–166.
- Stein PK, Le Q ve Domitrovich PP** (2008) Development of more erratic heart rate patterns is associated with mortality post-MI. *Journal of Electrocardiology*, 41(2): 110–115.
- Stevens VG, Wilson AJ, Franks CI ve Southall DP** (1988) Techniques for the analysis of long-term cardio-respiratory recordings from infants. *Medical ve Biological Engineering ve Computing*, 26:282–288.
- Syswerda G** (1989) Uniform crossover in genetic algorithms. *In Proceedings of 3rd International Conference on Genetic Algorithms*, 2–9.
- Şahan S, Polat K, Kodaz H ve Güneş S** (2007) A new hybrid method based on fuzzy-artificial immune system and k-NN algorithm for breast cancer diagnosis. *Computers in Biology and Medicine*, 37:415–423.
- Şeker R, Saliu S, Birand A ve Kudaiberdieva** (2000) Validity test for a set of nonlinear measures for short data length with reference to short-term heart rate variability signal. *Journal of Systems Integration*, 10:41–53.
- Taqqu MS, Teverovsky V ve Willinger W** (1995) Estimators for long range dependence: An empirical study. *Fractals*, 3:785–798.
- Tarvainen MP, Ranta-aho PO, ve Karjalainen PA** (2002) An advanced detrending method with application to HRV analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 49(2):172–175.
- Task Force [of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology]** (1996) Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, 17:354–381.
- Thakre TP ve Smith ML** (2006) Loss of lag-response curvilinearity of indices of heart rate variability in congestive heart failure. *BMC Cardiovascular Disorders*, 6, 27.
- Torrence C ve Compo GP** (1998) A practical guide to wavelet analysis. *Bulletin of the American Meteorological Society*, 79(1):61–78.
- Vafaie H ve De Jong K** (1995) Genetic algorithms as a tool for restructuring feature space representations. *In Proceedings, 7th International Conference on Tools with Artificial Intelligence*, 8–11.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Valafar F** (2001) Applications of Neural Networks in Medicine and Biological Sciences. In *Intelligent Control Systems Using Soft Computing Methodologies*. CRC.
- van Eck H J R, Kors J A ve van Herpen G** (2005) The U wave in the electrocardiogram: A solution for a 100-year-old riddle. *Cardiovascular Research*, 67:256-262.
- Vatanabe S** (1985) *Pattern recognition: human and mechanical*. New York: JohnWiley ve Sons Inc.
- Vornanen M, Ryokkynen A ve Nurmi A** (2002) Temperature-dependent expression of sarcolemmal K⁺ currents in rainbow trout atrial and ventricular myocytes. *Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 282:1191-1199.
- Weber EJM, Molenaar CM ve van der Molen MW** (1992) A nonstationarity test for the spectral analysis of physiological time series with an application to respiratory sinus arrhythmia. *Psychophysiology*, 29(1):55-65.
- Webster J G** (1993) *Design of cardiac pacemakers*. TAB-IEEE Press.
- Webster J G** (1998) *Medical instrumentation-application and design*. Houghton Mifflin Company, 3. baskı.
- Wiklund U, Akay M ve Niklasson U** (1997) Short-term analysis of heart-rate variability by adapted wavelet transforms. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 16(5):113-118 ve 138.
- Wilbur J ve James P** (2005) Diagnosis and management of heart failure in the outpatient setting. *Primary Care: Clinics in Office Practice*, 32:1115-1129.
- Williams TD, Chambers JB, Henderson RP, Rashotte ME ve Overton JM** (2002) Cardiovascular responses to caloric restriction and thermo-neutrality in C57BL/6J mice. *American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 282:1459-1467.
- Wolf M M, Varigos G A, Hunt D ve Sloman J G** (1978) Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction. *Medical Journal of Australia*, 2:52-53.
- Woo MA, Stevenson WG, Moser DK, Trelease RB ve Harper RH** (1992) Patterns of beat-to-beat heart rate variability in advanced heart failure. *American Heart Journal*, 123:704-710.
- Yeragani VK, Sobolewski E, Jampala VC, Kay J, Yeragani S ve Igel G** (1998) Fractal dimension and approximate entropy of heart period and heart rate: Awake versus sleep differences and methodological issues. *Clinical Science*, 95:295-301.
- Zambroski CH** (2003) Qualitative analysis of living with heart failure. *Heart ve Lung: The Journal of Acute and Critical Care*, 32(1), 32-40.

ÖZGEÇMİŞ

Uğur ÖZTÜRK Ankara’da doğdu; ilk ve orta öğrenimini Ankara’da tamamladı. 1992 yılında girdiği İstanbul Teknik Üniversitesi Sakarya Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği bölümünden 1998 yılında mezun oldu. 2010 yılında Bülent Ecevit Üniversitesi (Zonguldak Karaelmas Üniversitesi) Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim dalında yüksek lisansa başladı. Halen Bülent Ecevit Üniversitesi Alaplı Meslek Yüksekokulu’nda öğretim görevlisi olarak çalışmaktadır.

ADRES BİLGİLERİ

Adres: B.E.Ü. Alaplı Meslek Yüksekokulu
Alaplı – ZONGULDAK

Tel: 0372 378 20 05 – (135)

E-posta: uozturk06@hotmail.com