

TC  
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

KARDİYAK DOPPLER İŞARETLERİNİN BULANIK KÜMELEME İLE  
SINIFLANDIRILMASI

NAZAN BAYRAKCI

EYLÜL 2009

TC  
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

KARDİYAK DOPPLER İŞARETLERİNİN BULANIK KÜMELEME İLE  
SINIFLANDIRILMASI

NAZAN BAYRAKCI

EYLÜL 2009

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürünün onayı.

.../.../.....

Doç. Dr. Burak BİRGÖREN

\_\_\_\_\_  
Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak Elektrik-Elektronik Anabilim Dalı standartlarına uygun olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Ediz POLAT

\_\_\_\_\_  
Anabilim Dalı Başkanı

Bu tezi okuduğumu ve Yüksek Lisans tezi olarak bütün gerekliliklerini yerine getirdiğini onaylarım.

Yrd. Doç. Dr. Necaattin BARIŞÇI

\_\_\_\_\_  
Danışman

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Şerafettin EREL

Yrd. Doç. Dr. Fırat HARDALAÇ

Yrd. Doç. Dr. Necaattin BARIŞÇI

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

## ÖZET

### KARDİYAK DOPPLER İŞARETLERİNİN BULANIK KÜMELEME İLE SINIFLANDIRILMASI

BAYRAKCI, Nazan

Kırıkkale Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektrik-Elektronik Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Necaattin BARIŞÇI

Eylül 2009, 62 Sayfa

Çeşitli hastalıkların hızlı ve doğru bir şekilde teşhisi günümüzde çok önemlidir. Bu amaçla uzman hekimlere kararlarında yardımcı olacak, Yapay Zeka içeren sistemlerin geliştirilmesi büyük önem arz etmektedir. Bu çalışmada 75 hastanın mitral kapakçığından kaydedilen kardiyak Doppler işaretleri 16 bitlik bir ses kartı yardımıyla bir kişisel bilgisayara aktarılmıştır. Her bir hastadan kaydedilen kardiyak Doppler işaretine, Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) analizi ve özbağlanımlı model (AR) analizi uygulanmıştır. Elde edilen bu değerler bulanık kümeleyici ile sınıflandırılmıştır. Böylelikle uzman hekime hastalık teşhisini yaparken yardımcı olacak bir sistem geliştirilmiştir.

**Anahtar kelimeler:** Kardiyak Doppler İşaretleri, Hızlı Fourier Dönüşümü, Özbağlanımlı Model, Bulanık Kümeleme.

## **ABSTRACT**

### **CLASSIFICATION OF CARDIAC DOPPLER SIGNALS BY FUZZY CLUSTERING**

BAYRAKCI, Nazan

Kırıkkale University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Electric-Electronic, M. Sc. Thesis

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Necaattin BARIŞÇI

September 2009, 62 Pages

Today, diagnosis of various diseases quickly and trusty has an importance. For this aim, an additional diagnosis tool by artificial intelligence is developed for the aid of expert medical staff. In this work, cardiac Doppler signals recorded from mitral valve of 75 patients were transferred to a personal computer by using a 16 bit sound card. The fast Fourier transform (FFT) analysis and Autoregressive (AR) method analysis was applied to the recorded signal from each patient. Further these values were classified by using Fuzzy clustering algoritm. Thus, an additional diagnosis tool was developed for the aid of expert medical staff.

**Key Words:** Cardiac Doppler Signals, Fast Fourier Transform, Autoregressive Method (AR), Fuzzy Clustering.

## TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması esnasında her türlü yardımını esirgemeyen ve büyük destek veren, tez yöneticisi hocam, Sayın Yrd. Doç. Dr. Necaattin BARIŞÇI'ya, çalışmalarımnda yardımlarını esirgemeyen Uzm. Dr. Özgür Yaşar AKBAL'a ve benden maddi manevi yardımlarını esirgemeyen aileme teşekkürlerimi sunarım.

## ŞEKİLLER DİZİNİ

ŞEKİL		
2.1.	Kalbin Dış Görünümü.....	5
2.2.	Kalbin İç Yapısı .....	7
2.3.	Akış Hızı ve Basınç İlişkisi. a) Düzgün ve Türbülanslı Akıştaki Hız b) Normal ve Engellenmiş Arterdeki Akış Hızı .....	10
2.4.	Doppler Etkisinin Harekete Bağlı Olarak Oluşumu .....	13
2.5.	Örneklenmiş Doppler Sinyalinin Çerçevesel Halinde Gruplanması.....	16
2.6.	Kardiyak Doppler İşaretlerine Uygulanan HFD Algoritması.....	18
2.7.	Ölçüm Sisteminin Blok Diyagramı.....	22
2.8.	Bulanık Çıkarsama Sistemi.....	24
2.9.	Bulanık VE ve VEYA İşlemleri İçin Sırasıyla Minimizasyon ve Maksimizasyon Operatörlerini Kullanan Mamdani Tipi Bulanık Çıkarım Sistemi.....	26
2.10.	Küme Merkezlerinin ve Kümelerin Üyeliklerinin İncelenmesi a) Rastgele Küme Merkezlerinin İşaretlenmesi b) 5. İterasyon Sonucu Bulunan Küme Merkezleri c) 13. İterasyon Sonucu Bulunan Küme Merkezleri.....	35
3.1.	Mitral Kapağında Darlık Olan Kişiden Alınan Doppler Ses İşaretlerinin Zaman Ekseni Görüntüsü.....	45
3.2.	Mitral Kapağı Sağlıklı Olan Kişiden Alınan Doppler Ses İşaretlerinin Zaman Ekseni Görüntüsü.....	45

3.3	HFD Analizi Sonucu Oluşan Küme Üyelikleri ve Küme Merkezlerin Dağılımı.....	49
3.4	Özbağlanımlı Model Analizi Sonucu Oluşan Kümeler ve Merkezlerin Dağılımı.....	52



## ÇİZELGELER DİZİNİ

### ÇİZELGE

3.1	HFD sonucu Elde Edilen Keskin Kümeleme Sonuçlarının Bazıları	39
3.2	Özbağlanımlı Model Analizi Sonucu Elde Edilen Keskin Kümeleme Sonuçların Bazıları.....	40
3.3	HFD öznitelik Test Sonuçlarının Sınıflama Tablosu .....	41
3.4	Mitral Kapak Hastalıklarına Ait İstatiksel Parametreler (HFD).....	42
3.5	Özbağlanımlı Model Öznitelikli Test Sonuçlarının Sınıflama Tablosu .....	43
3.6	Mitral Kapak Hastalarına Ait İstatiksel Parametreler (Özbağlanımlı Model).....	43
3.7	HFD Analizi Sonucu Elde Edilen Sonuçların Bazıları.....	46
3.8	Özbağlanımlı Model Analizi Uygulanarak Elde Edilen Sonuçların Bazıları.....	47
3.9	HFD Öznitelikli Test Sonuçlarının Sınıflama Tablosu .....	48
3.10	Mitral Kapak Hastalıklarına Ait İstatiksel Parametreler (HFD) .....	50
3.11	Özbağlanımlı Model Analizi Öznitelikli Test Sonuçlarının Sınıflama Tablosu.....	51
3.12	Mitral Kapak Hastalıklarına Ait İstatistiksel Parametreler.....	52

## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	i
ABSTRACT .....	ii
TEŞEKKÜR .....	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	iv
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	vi
İÇİNDEKİLER .....	vii
1. GİRİŞ .....	1
2. MATERYAL VE YÖNTEM .....	5
2.1. Kalbin Vücuttaki Konumu ve Yapısı .....	5
2.2. Kalbin Çalışması .....	7
2.3. Ultrasonik Doppler İşaretleri .....	11
2.4. Kardiyak Doppler İşaretlerinin Hızlı Fourier Dönüşümü ve Özbağlanımlı Model ile Analizi.....	15
2.4.1. Hızlı Fourier Dönüşümü .....	15
2.4.2. Kardiyak Doppler İşaretlerine Uygulanan HFD Algoritması .....	17
2.4.3. Özbağlanımlı Model Parametrelerinin Hesaplanması.	19
2.5. Kardiyak Doppler İşaretlerinin Kaydedilmesi ve Analizi .....	22
2.6. Bulanık Eğer-İse Kuralları ve Bulanık Çıkarsama Sistemi ...	22

2.6.1. Mamdani Tipi Bulanık Modellemenin Esasları.....	25
2.7. Genel Kümeleme Yöntemleri .....	27
2.7.1. Keskin Kümeleme Yöntemleri .....	27
2.7.2. Bulanık Kümeleme .....	29
2.7.2.1. Bulanık Kümeleme Algoritması .....	31
2.8. Bulanık Kümeleyicinin Performansının Değerlendirilmesi..	35
3. ARAŞTIRMA BULGULARI .....	38
3.1. Kardiyak Doppler Parametrelerinin Keskin Kümeleme İle Sınıflandırılması.....	38
3.1.1. Mitral Kapakçığından Kaydedilen Kardiyak Doppler İşaretlerinin HFD Analizi Sonucunda Elde Edilen Parametrelerinin Keskin Kümeleme Algoritması ile Sınıflandırılması.....	40
3.1.2. Mitral Kapakçığından Kaydedilen Kardiyak Doppler İşaretlerinin Özbağlanımlı Model Analizi Sonucunda Elde Edilen Parametrelerinin Bulanık Kümeleme Algoritması İle Sınıflandırılması.....	42
3.2. Kardiyak Doppler Parametrelerinin Bulanık Kümeleme İle Sınıflandırılması .....	44
3.2.1. Mitral Kapakçığından Kaydedilen Kardiyak Doppler İşaretlerinin HFD Analizi Sonucunda Elde Edilen Parametrelerin Bulanık Kümeleme Algoritması ile Sınıflandırılması.....	48

3.2.2. Mitral Kapakçığından Kaydedilen Kardiyak Doppler İşaretlerinin Özbağımlılı Model Analizi Sonucunda Elde Edilen Parametrelerin Bulanık Kümeleme Algoritması İle Sınıflandırılması.....	50
4. TARTIŞMA VE SONUÇ .....	54
KAYNAKLAR .....	57

## 1. GİRİŞ

Doppler ultrason hareketli yapıların özellikle vücuttaki kan hızının tespiti ve ölçülmesinde kullanılan ve dokuya zarar vermeyen önemli bir tekniktir. Bu amaç için ilk kullanımı altmışlı yıllarda olmasına rağmen, sadece son 20- 25 yılda Doppler uygulamaları oldukça gelişerek, araştırma laboratuvarlarının alışlagelmiş kullanımlarının dışında önemli bir seviyeye ulaşmıştır. Doppler teçhizatları ile tespit edilen sonuçların doğru olarak yorumlanması, fiziksel mekanizma ve Doppler işaretlerinin işlenmesinde kullanılan metotların üzerinde genişçe düşünülerek, doğru anlaşılabilmesine bağlıdır<sup>(1)</sup>. Doppler sinyallerinden kanın akış yönü bilgisinin çıkarılması konusunda literatürde yapılmış birçok çalışma vardır<sup>(1,2)</sup>. Bu çalışmalarda amaç, ses dosyası olarak kaydedilen işaretlerden niteliksel bilgi yerine güvenilir sonuçların elde edilebileceği niceliksel bilgilerin çıkarılmasıdır.

Avrupalı araştırmacılar klinik problemlere doğru yönelmişler ve yapmış oldukları çalışmalar Amerikalı araştırmacılar kadar teorik olmamıştır. Bundan dolayı teşhise dayalı ultrasonik uygulamada Avrupa, Amerika'dan daha önde olmuştur. Mitral kapakçık hastalıkları 1954'den itibaren teşhis edilmeye ve çözümlenmeye başlamıştır.

Hertz'in<sup>(3)</sup> araştırmalarında ilk adım, kalp duvarı / kan ara yüzeyinin ultrasonik dalgayı, kaydedilen ve belirlenebilen bir mesafe gibi yansıttığını

göstermek olmuştur. Bu bulgu, kan ve kas arasındaki akustik empedansın küçük oluşundan dolayı şüpheli kabul edilmiştir. Ultrasonik frekansın seçimi nüfuz etme ve seçicilik arasındaki bir uyuşma olarak ilk sırada önem taşımıştır. Bunu göz önüne alarak Hertz kardiyoloji için optimum olan 2.5 MHz'lik ultrasonik merkez frekansını seçmiştir<sup>(3)</sup>.

1957'de Hertz, Almanya'da, Doppler cihazının ilk uygulamasını medikal bölümlerde gerçekleştirmiştir. Daha sonra sürekli dalga modda kaydedilen ilk Ekokardiyogram (Doppler sonogramı), Elektrokardiyogram ve kalp sesleri gibi diğer parametrelerle birlikte kaydedilmiştir. Daha sonraları prob teknolojisinde büyük ilerlemeler sağlanarak yüksek çözünürlüklü tarayıcılar gerçek zaman görüntüleme kullanılmaya başlanmıştır. 1973 yılında Johnson ve arkadaşları<sup>(4)</sup> elektronik gelişmeleri yakından takip ederek darbeli Doppler cihazını ilk defa, kalp kapaklarındaki kan akışını incelemek için kullanmışlardır.

Bulanık kümeler teorisini Zadeh<sup>(5)</sup> 1965 yılında ortaya attıktan sonra, bu konu üzerinde pek çok alanda çalışmalar yapılmıştır. Bu alanların en önemlilerinden biri de tıptır. Yine Zadeh tarafından bulanık küme teorisinin tıp alanında kullanılabilirliği 1969 yılında açıklanmıştır<sup>(6)</sup>.

1999 yılında Masulli ve Schenone<sup>(7)</sup> bulanık kümeleme algoritmasının medikal görüntülerde teşhis amaçlı kullanılabileceğini göstermişlerdir. Yang ve arkadaşları<sup>(8)</sup>, 2002 yılında göz tedavisinde normal ve normal olmayan dokuları ayırt etmek için bulanık kümeleme algoritmasını kullanmışlardır. Yine 2002

yılında Güler ve arkadaşları<sup>(9)</sup> kardiyak Doppler işaretlerinde Fuzzy algoritması kullanarak, 6 hastalığı başarılı bir şekilde teşhis etmişlerdir. 2006 yılında Assen ve arkadaşları<sup>(10)</sup> kardiyak MR görüntülerinin otomatik segmentasyonunda bulanık kümelemeye (BCO) bağlı, bulanık çıkarım sistemi ile yeni bir teknik ortaya koymuşlardır. Ceylan ve arkadaşları<sup>(11)</sup> 2007 yılında “Ateroskleroz” hastalığının erken evrelerinde teşhisi için Doppler işaretlerinin PCA-CVANN ve FCM-CVANN tekniklerini kullanarak sınıflamışlar ve %100 doğru sınıflama gerçekleştirmişlerdir.

Kardiyak Doppler sonogramları uzman hekimler tarafından incelenerek kalp hastalıklarının teşhisi gerçekleştirilebilmektedir. Ancak bu sonogramlar Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) analizi sonucu elde edildiğinden, HFD analizinin yapısı gereği, kardiyak Doppler işaretlerine ait hızlı değişen yüksek frekanslı değişimlerin zaman domeninde tam olarak bölgelendirilememesine neden olmaktadır. Bu durum yanıltıcı spektrumların ortaya çıkmasına, yani belirgin olmayan sonogramların elde edilmesine sebebiyet vermektedir. Bu nedenden dolayı HFD analizi yanında Özbağlanımlı Model katsayıları da elde edilerek, bulanık kümeleme algoritmasına uygulanmıştır.

Tezin ikinci bölümünde, kalbin kan akışındaki rolünün ne olduğu, HFD analizi, Özbağlanımlı Model, ultrasonik Doppler'in çalışma mantığı açıklanmıştır. Ayrıca kümeleme yöntemleri ve bulanık sınıflayıcı hakkında bilgiler verilmiştir.

Üçüncü bölümde, mitral kapakçığından kaydedilen kardiyak Doppler işaretlerinin HFD analizi ve Özbağlanımlı Model elde edilen sonuçları verilmiştir. Bunun yanında HFD analizi ve Özbağlanımlı Model ile elde edilen katsayıların bulanık sınıflayıcı ile sınıflanmasının sonuçları verilmiştir.

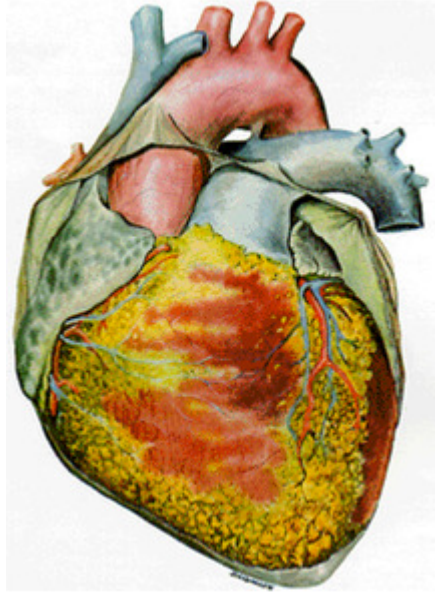
Dördüncü bölümde de tezle ilgili genel sonuçlar verilmiştir.



## 2. MATERYAL VE YÖNTEM

### 2.1. Kalbin Vücuttaki Konumu ve Yapısı:

Kalp, insanda göğüs kafesi içinde, iki akciğerin arasında ve göğüs kemiğinin hemen arkasında yer alır. Kalp; tabanı üstte, tepesi altta ve ucu sola dönük olan bir koni şeklindedir. Şekil 2.1' de kalbin dış görünümü verilmiştir.



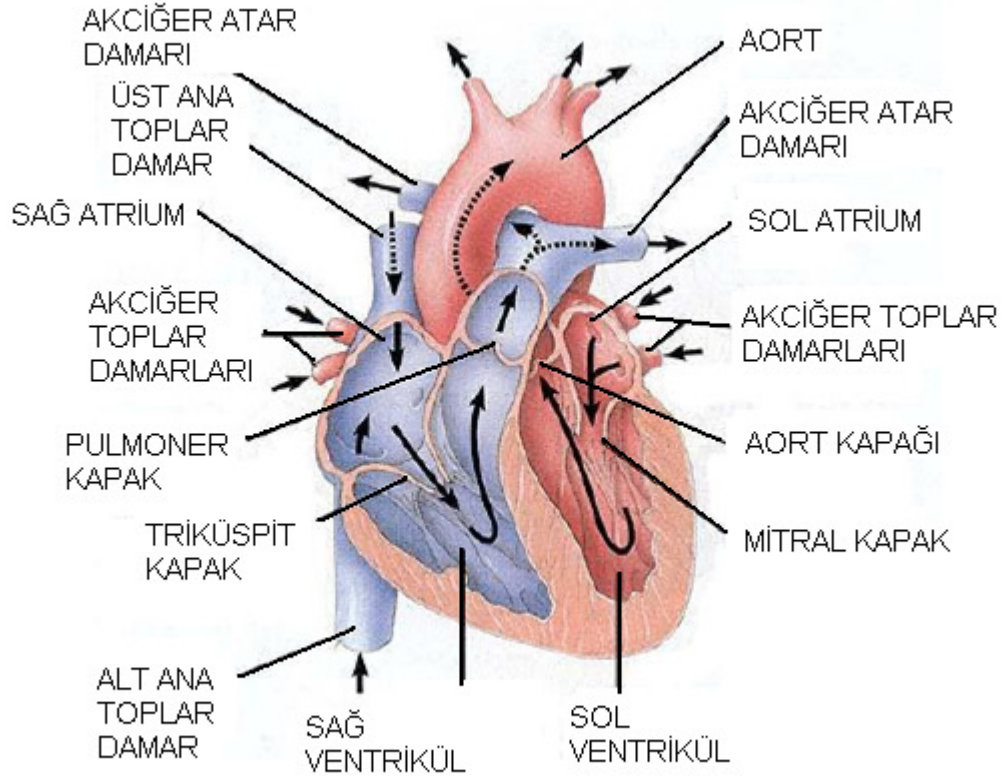
**Şekil 2.1.** Kalbin Dış Görünümü<sup>(12)</sup>

Yumruktan biraz daha büyük, kas yapısında güçlü bir pompa olan kalp, üstte iki kulakçık (atrium) ve alta iki karıncık (ventrikül) olmak üzere dört gözlüdür. Şekil 2.2' de kalbin iç yapısı gösterilmiştir. Kalp, ortadan tam bir perde

ile sağ ve sol bölüm olmak üzere ikiye ayrılmıştır. Sağ bölümde, sağ kulakçık ve sağ karıncık bulunur. Bu iki odacık üçlü bir kapakıkla (triküspit kapak) birbirine açılır. Sol bölümde, sol kulakçık ve sol karıncık yer alır. Bu iki odacık arasında ikili bir kapakçık (mitral kapak ) bulunur.

Kulakçıklar ile karıncıklar arasındaki kapakçıklar, karıncıklara doğru tek yönde açılırlar. Bu kapakçıklar, “kalp iplikleri” adı verilen sağlam yapılı özel kaslarla karıncıkların duvarına bağlanmıştır.

Kulakçıkların temel fonksiyonu karıncıklara geçiş yolları olmakla birlikte zayıf da olsa, kanın karıncıklara pompalanmasına yardımcı olurlar. Karıncıklar kanın akciğerlere ve çevresel dolaşıma gönderilmesinde esas görevi yaparlar. Kulakçık ve karıncıkların arasında yukarıdan aşağıya açılıp kapanan kapaklar vardır. Sol kulakıkla sol karıncık arasında mitral kapak, sağ kulakıkla sağ karıncık arasında da triküspit kapak mevcuttur. Triküspit ve mitral kapakları sistol sırasında, kanın kulakıklara geri dönmesini, sol karıncıktan çıkan aort ve sağ karıncıktan çıkan pulmoner arterlerin hemen başlangıç noktalarındaki aort ve pulmoner kapaklar ise diyastol esnasında kanın geriye, karıncıklara kaçmasını önler ve pasif olarak açılıp kapanırlar<sup>(13)</sup>.



**Şekil 2.2.** Kalbin İç Yapısı

## 2.2. Kalbin Çalışması

Kalbin çalışması, kalp kasının kasılıp (sistol) gevşemesi (diyastol) ile olur. Kulakçık ve karıncıklar, kasılıp gevşeyerek kan dolaşımının itici gücünü oluştururlar. Bu kasılma kalbin belli yerlerinde bulunan özelleşmiş düğüm dokuları (sino-atria düğüm ve atrio-ventriküler düğüm) ile düzenlenir. Kulakçık ve karıncıkların kasılıp gevşemesi birbirine zıttır. Biri kasılırken diğeri gevşeme

durumuna geçer. Kalbin her odacığı kasılma sırasında içindeki kanı pompalar, gevşeme anında ise kanla dolar<sup>(14)</sup>.

Her bir kalp atışı bir kasılma ile bir gevşemeden meydana gelir. Bir kalp atışı yaklaşık 0,85 saniye sürer. Bunun 0,15 saniyesinde kulakçıklar, 0,30 saniyesinde karıncıklar kasılır. Geri kalan 0,40 saniyelik sürede ise kalp dinlenir<sup>(14)</sup>. Sağlıklı bir insanda kalp atışının sayısı dakikada 70 – 80 kadardır. Kalp atış hızı, sadece kalbin kendi özelliğinden değil; ayrıca sinirler, hormonlar, karbondioksit miktarı ve sıcaklıktan da etkilenir.

### **Düzgün (laminar) ve düzensiz (türbülanslı) kan akışı**

Kan kalpten taşınırken, atardamarlar kanı değişik dokulara pek çok defa taşımaktadır. En küçük kan damarları kılcıl damarlardır. Bunlar çok küçüktürler ve milyonlarcası vücudumuzda mevcuttur<sup>(13)</sup>.

Kan aorttan küçük atardamarlara giderken hızı azalmaktadır. Kan akış hızı, kanın taşındığı damarın toplam kesitsel alanı ile ters orantılıdır. Aorttaki ortalama hız yaklaşık 0,3 m/s iken, kılcıl damarlarda bu hız 1 mm/s'dir. Kılcıl damarlarda O<sub>2</sub> ve CO<sub>2</sub> değişimi yapıldığından bu düşük hız gazların difüzyonu için zaman sağlamaktadır.

Pek çok kan damarındaki akış, yavaş yavaş, sessiz akan nehirdeki akışa, kanın kalp kapaklarından geçerken ki akışı ise hızlı, gürültülü akan nehirlerin akışına benzemektedir.

Düztgün akışın önemli bir karakteristiğı sessiz olmasıdır. Eğer tüm kan akışı düztgün olsaydı, kalpten steteskop ile bilgi alınamazdı. Steteskop ile kalpteki türbülanslı akışların sesleri duyulur. Kan basıncı ölçümü sırasında kolluğun sıkıştırması sonucunda koldan türbülanslı akış elde edilir. Sonuçta elde edilen titreşimler arterden steteskop yardımı ile duyulabilir<sup>(15)</sup>.

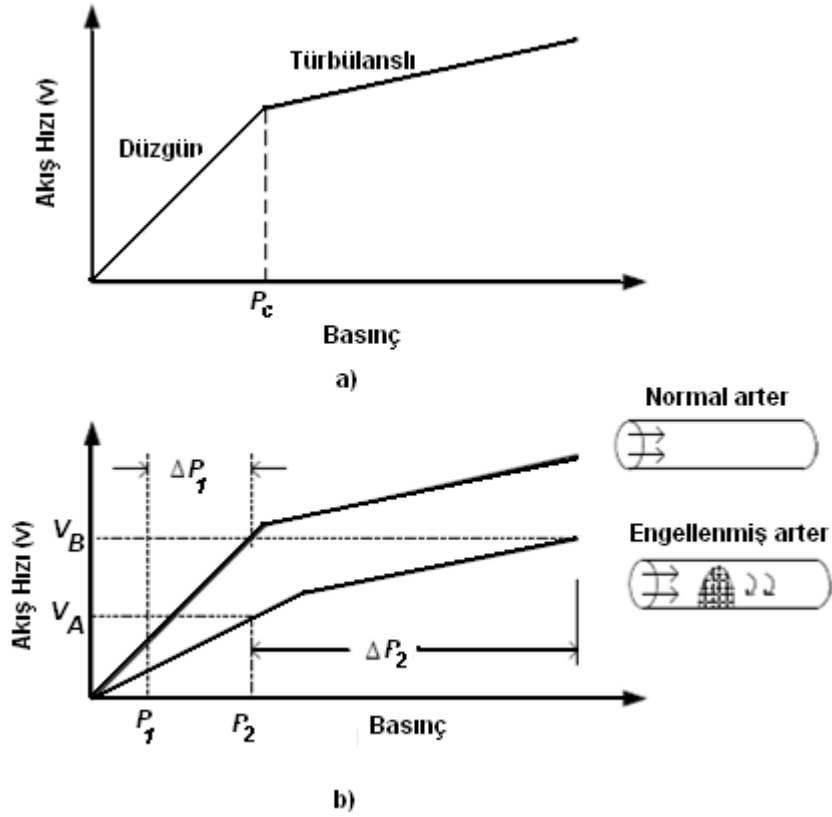
Düztgün akıştaki kan, damar çeperleri ile kontak halindedir ve genellikle durağan haldedir. Bir nehrin kıyısındaki su akışı daha yavaşken, orta kısmında daha hızlıdır.

Buna benzer olarak damarın dış katmanındaki kan daha yavaş akarken, iç katmandaki kan daha hızlı akmaktadır. Bu özellik, dolaşım sistemindeki kırmızı kan hücrelerinin dağılımından kaynaklanmaktadır.

Aorttaki hız aralığı 0-0,5 m/s' dir ve sistol sırasında akış türbülanslı olmaktadır. Ağır egzersiz sırasında kalpten pompalanan kan 4 veya 5 kat artmakta ve kritik hız zamanının uzun bir periyodu olarak geçmektedir. Ağır egzersiz yapan kişilerin kalp sesleri dinlenmedeki kişilerininkinden farklıdır<sup>(16,17)</sup>.

Düztgün akış türbülanslı akıştan daha etkilidir. Bu durum Şekil 2.3a'da grafik olarak gösterilmektedir. Eğrinin eğimi, düztgün akış bölgesinde türbülanslı akış bölgesine göre daha büyüktür. Bu, basınçta artmaya neden olur ve düztgün akış hızı, türbülanslı akış hızına göre daha büyük bir artış gösterir. Arterde bir engelleme olduğunda kan akışında gözle görülür bir azalma meydana gelir (Şekil 2.3b).

Normal bir arter için;  $V_A$  akış hızı,  $P_1$  basınç değerlerine ihtiyaç vardır. Kısıtlanmış bir arter için daha yüksek olan  $P_2$  basıncına gerek vardır. Eğer iki arterde akış hızları  $V_B$  değerine çıkarılmak istenirse, normal arter için gerekli basınç farkı  $\Delta P_1$  kadardır. Kısıtlanmış arterde türbülanslı akıştan dolayı,  $\Delta P_2$ 'lik daha büyük bir basınç farkına ihtiyaç vardır.



**Şekil 2.3.** Kan Akış Hızı ve Basınç İlişkisi. a) Düzenli ve Türbülanslı Akıştaki Hız  
b) Normal ve Engellenmiş Arterdeki Akış Hızı

Kan akışının bu özellikleri ve kalpteki olan problemler değişik metotlarla öğrenilebilir. Bu metotlardan biri de Doppler metodudur. Bu metotta damara ultrasonik bir işaret gönderilir, damardan yansıyan işaretin frekansı ile gönderilen işaretin frekansı arasındaki fark Doppler frekansını verir. Doppler frekansı akışla ilgili olup, spektral analizleri yapılarak akış hızına ait sonogramlar elde edilir.

### **2.3. Ultrasonik Doppler Prensipleri**

Birçok kalp hastalıklarının tanı ve fonksiyonları hakkındaki bilgiler, ekokardiyogram sayesinde, süratle elde edilmektedir.

Son yıllarda Doppler yönteminin ekokardiyograma eklenmesi ile oluşan Doppler ekokardiyografi dolayısıyla kapaklardan geçen kan akımının, kalp debisinin, kalp için şant miktarının, kapaklardaki regurjitasyon (kanın Ventriküle geri dönmesi) yerinin ve volumetrik değerinin yanında kapakların alan ölçümlerini yapmak imkân dahiline girmiştir<sup>(18-20)</sup>.

Doppler ekokardiyografi klasik ekokardiyografide olduğu gibi vücuda zarar vermeyecek bir şekilde yapılmaktadır. Defalarca tekrarlanabilir. Hastaya karşı toksik herhangi bir etkisi bulunmaz ve cerrahi yöntemlerde elde edilen verilere uygunluk gösterir. Bu yöntem ile elde edilen bilgilerin, cerrahi yöntem veya diğer sağlıklı yöntemlere olan paralelliği ise bazı kaidelere bağlıdır<sup>(21-23)</sup>.

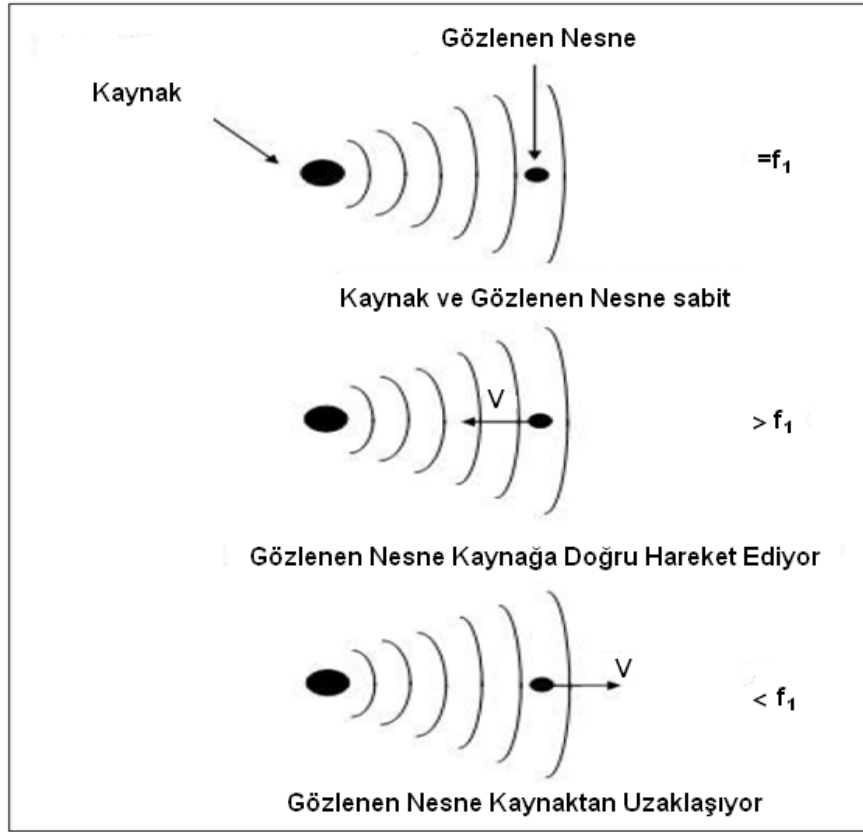
Doppler yöntemiyle kan akım hızının ölçülmesinin ilk deneysel çalışması 1956 yılına dayanmaktadır<sup>(24)</sup>. İlk çalışmalar devamlı Doppler dalgası ile gerçekleştirilmiş ve 1961 yılında damar içinden geçen kan akımı doğru olarak ölçülmüştür<sup>(25)</sup>. Ölçümlerde daha kolay bir teknik olan atımlı (pulsed) Doppler ile ölçümler ise 1970 yılında gerçekleştirilmiştir<sup>(26)</sup>. Kardiyolojide rutin kullanıma girmesi ise 1976 yılında kapaklar arasında basınç farkının gösterilmesi ile başlamıştır<sup>(27)</sup>.

### **Doppler Ultrason**

Doppler US kan akım hızı ve akım karakteristiklerini araştırmada kullanılan bir inceleme yöntemidir. Doppler etkisi 1842 yıllarında Johann Cristian Doppler tarafından tanımlanmış fiziki bir prensiptir. Tıbbi tanı maksadıyla kullanılan ultrasonik Doppler etkisi başlangıçta yalnızca kan akış hızını ölçmek için kullanılmıştır ve 1954 yılında da Kalmus tarafından geliştirilmiştir. Şekil 2.4' de hareketli bir cisme gönderilen ses dalgalarının frekansı, cismin hızına, yönüne ve probun konuma bağlı olarak değişimi görülmektedir.

Doppler etkisi, gözden bir nesneye gönderilen sinyalin frekansı ile geri gelen sinyalin frekansı arasındaki farktır. Bu frekans farkının nedeni hareket olup, bu hareket kaynak veya gözlenen nesnede ya da aynı anda her ikisinde de olabilir. Gözlenen nesnenin kaynağa doğru hareket etmesi gönderilen sinyalin frekansının artarak geri gelmesine neden olur.





**Şekil 2.4.** Doppler Etkisinin Harekete Bağlı Olarak Oluşumu

Doppler yönteminin prensibi ultrasonik dalganın hareketli bir cisme çarptıktan sonra, frekansının değişmesidir. Yollanan ultrason dalgasının, frekansı ile geri dönen ultrason frekans farkına frekans aralığı adı verilir. Frekans aralığı aşağıdaki Eşitlik (1) ile hesaplanabilir<sup>(28,29)</sup>;

$$f_d = \frac{2f_t v \cos\theta}{c} \quad (1)$$

Eşitlik (1)'deki  $f_d$  frekans aralığını,  $f_t$  ise yollanan ultrason frekansını,  $v$  kan akım hızını,  $\cos\theta$  ise kan akım yönü ile transdüser arasındaki açının kosinusunu,  $c$  ise doku içindeki ultrason hızını gösterir. Buna göre;

$$v = \frac{f_d c}{2f_t \cos\theta} \quad (2)$$

Transdüser ile kan akımı arasındaki açı Doppler sistemine bağlı M mode eko sayesinde bilinir; yollanan frekansın değeri aletin transdüserinde sabit olup geri dönen frekans ise alet tarafından değerlendirilmektedir<sup>(30)</sup>.

Yukarıdaki parametreler, kan akım hızının değerlendirilmesindeki temel değerlerdir. Hız ölçümlerinde alınan mesafe, metre veya santimetre olarak, süre ise saniye olarak gösterilir (m/san).

Yollanan frekans alet markalarına göre farklılık göstermekle beraber genellikle 2-5 MHz arasındadır. Dokular içinde ultrason hızı değişiklik göstermekle beraber, yayınlarda verilen değerler 1540-1560 m/san arasında değişmektedir<sup>(31)</sup>.

Frekans aralığı ( $f_d$ ) kulağın duyabileceği sınırlar içindedir. Transdüserden yollanan ultrason yönü ile kan akımının yönü birbirine paralel ise  $\cos\theta$  değeri bire eşit olacağından ayrıca hesaplanmasına gerek kalmaz.

## 2.4. Kardiyak Doppler İşaretlerinin Hızlı Fourier Dönüşümü ve Özbağımlı Model ile Analizi

### 2.4.1. Hızlı Fourier Dönüşümü

Fourier serileri, sonlu sınırları olan periyotlarda tekrarlanan fonksiyonlar içindir. Bir fonksiyon periyodik değilse ve aynı zamanda boş uzayda tanımlıysa Fourier serisi anlamsızdır. Bu durumlarda, Fourier serilerinin genel birimi olarak kabul edilebilecek olan Fourier dönüşümü ele alınmalıdır<sup>(32)</sup>.

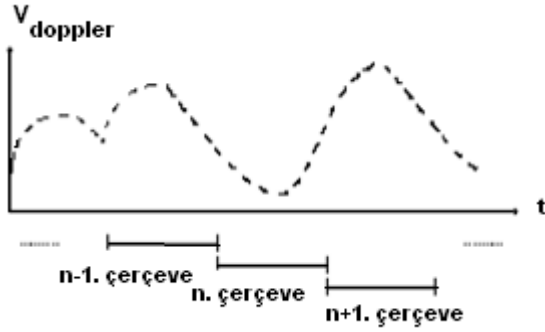
Fourier dönüşümü yapmanın amacı sürekli zamanlı bir işaretin, frekans alanında örneklenmesi sonucu zaman alanında periyodik olan dalga formu bulmaktır. Yine bu dönüşümle zaman-frekans arasında geçiş yapılarak titreşimin frekansı belirlenir. Bir fonksiyonun frekans uzayına dönüşümü, o fonksiyonun periyodik özellikleri hakkında bilgi verir. Dönüşümün amacı ve yaptığı işlem, birbiri ile dönüşüm altında ilişkili olan iki farklı uzay arasında geçiştir<sup>(33)</sup>.

Ayrık zamanlı periyodik bir işaretin ayrık Fourier dönüşümü eşitlik (3)'deki gibi tanımlanır.

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \exp\left(-jkn \frac{2\pi}{N}\right) \quad (3)$$

Buradaki  $X_k$  katsayıları ayrık Fourier katsayıları olarak adlandırılır.  $N$ , çerçeve boyu;  $x(n)$ , zaman domeni giriş işaretidir.

Doppler sinyallerinin içerdiği spektral bilgiyi görsel olarak incelemek ve işaretin spektrumunun zamanla değişimini izlemek için kullanılan tekniklerin en yaygın olanı spektral analizdir. Bu teknikte zaman domenindeki Doppler işareti uygun bir frekansta örneklenir. Elde edilen zaman örnekleri sabit sayıda örnek içeren çerçeveler halinde gruplanır<sup>(34)</sup> (Şekil 2.5).



**Şekil 2.5.** Örneklenmiş Doppler Sinyalinin Çerçeveler Halinde Gruplanması

Eğer veri sayısı  $N=2^n$ , ( $n = 2,3,4,\dots$ ) olmak üzere 2'nin kuvvetleri ise veya diğer bir deyişle 2'ye tam bölünebiliyorsa, sinüs ve kosinüs fonksiyonlarının tam, yarım ve çeyrek periyotlarda işaret değiştirerek aynı değerleri tekrarladığı dikkate alınarak ayırık Fourier dönüşümünde yapılan  $2N^2$  işlem yerine çok daha az işlemle dönüşüm yapılabileceği görülecektir<sup>(32)</sup>.

Sonlu uzunlukta olan bir Doppler işaretinin Hızlı Fourier Dönüşümünü (HFD) almak için, mevcut işaret 2'nin katları şeklinde 64, 128, 256 gibi çerçevelenir. Her bir çerçeveye karşılık düşen frekans spektrumu bulunurken

pencereleme yapılır. Pencereleme sayesinde, gerçekte olmayan frekans bileşenlerinin spektrumda ortaya çıkması önlenir.

Bu çalışmada çerçeve sayısı olarak 128, pencereleme olarak Hamming kullanılmış ve 10 kHz de işaretler örneklenmiştir.

Her çerçevenin optimum uzunluğu, işaretin durağan (stationary) oluşuna bağlıdır. Genel manada Doppler işareti durağan değildir. Ancak, düzgün akış söz konusu ise ve akış hızı çok yüksek değilse 10 ms ve daha yüksek zaman dilimleri için Doppler işaretinin durağan olduğu varsayımı yapılabilir. Fakat akış hızının çok yüksek ve akışın çalkantılı olduğu durumlarda Doppler spektrumunun değişimi çok hızlı olduğundan, bu varsayım geçerliliğini kaybeder. Bu durumda işaretin durağan varsayılabilmesi için çerçeve süresinin düşmesi gerekir. Diğer yandan çok kısa çerçevelerin kullanılması, spektrum hesabında istatistiksel olarak yanlış sonuçlar verebilir. Bu yüzden Doppler spektrum analizinde bunlar göz önünde tutulmalıdır<sup>(35)</sup>.

#### **2.4.2. Kardiyak Doppler İşaretlerine Uygulanan HFD Algoritması**

Kardiyak Doppler işaretlerinin HFD parametrelerinin bulunması için Şekil 2.6' da şematik olarak gösterilen adımlar takip edilmektedir.

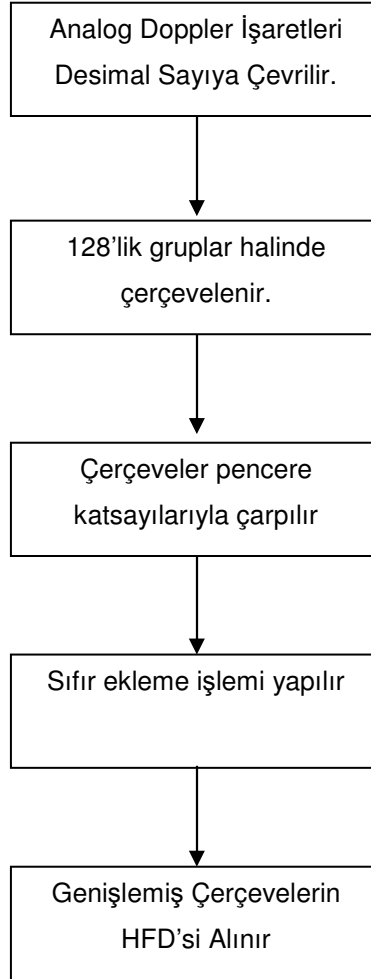
1. adımda bilgisayarın diskinde ASCII kodlu olarak kayıtlı olan ses dosyası desimal sayılara çevrilmektedir.

2. adım bu desimal sayıların 128'lik gruplar halinde çerçevelere ayrıldığı bölümdür.

3. adımda bu çerçeve sayıları pencere katsayıları ile çarpılarak HFD'nin hatası azaltılmaktadır.

4. adımda spektrumun genişlemesi için sıfır ekleme (Zero – Padding) yapılmaktadır.

5. adımda son olarak 128'lik çerçevelerin HFD si alınmaktadır.



**Şekil 2.6.** Kardiyak Doppler İşaretlerine Uygulanan HFD Algoritması

### 2.4.3. Özbağlanımlı Model Parametrelerinin Hesaplanması

Özbağlanımlı modelde  $x(n)$  Doppler sinyalinin şu anki değeri aynı  $x(n)$  sinyalinin önceki değerlerinden ve beyaz gürültünün lineer kombinasyonundan açıklanabilir<sup>(36)</sup>. Özbağlanımlı modelde işaret; nedensel, tüm-kutup ve girişi beyaz gürültü olan ayrık filtrenin çıkışı olarak modellenir.  $p$ . dereceden Özbağlanımlı model;

$$x_n = - \sum_{k=1}^p a_k x_{k-1} + e(n) \quad (4)$$

Burada,  $x_n$ = çıkış dizisi (Doppler sinyali),  $a_k$ =model parametreleri,  $e(n)$ =sürücü sinyal (beyaz gürültü işlemi). Yukarıdaki eşitliğe dayanan lineer filtre Z domeninde belirlenebilir. Birim daire üzerinde değerlendirilen filtrenin çıkış gücü, ortalaması sıfır ve varyansı  $s^2$  olan beyaz gürültü tarafından sürülür. Bu  $x_n$  işleminin güç spektral yoğunluğuna eşittir.

$$P(f) = \frac{s^2 \Delta t}{|1 + \sum_{k=1}^p a_k \exp(-j2\pi k f \Delta t)|^2} \quad (5)$$

Burada  $\Delta t$  örnekleme periyodu,  $f$  frekansı,  $a_k$  model parametrelerini,  $p$  model derecesini ve  $s^2$  modelin toplam karesel hatasını sembolize eder<sup>(37)</sup>.

Özbağlanımlı model parametrelerinin tahmini için kullanılan pek çok yöntem arasından (Yule Walker eşitlikleri, Burg algoritması, en küçük kareler

metodu) bu çalışmada Özbağlanımlı model parametreleri Burg algoritması ile elde edilmiştir.

**Burg Metodu:** Bu metodun işlevi zaman domenindeki sinyali kullanarak Özbağlanımlı model parametrelerini hesaplamaktır. Burg metodunda Özbağlanımlı parametrelerinin doğrudan bulunmayışı, yöntemi diğerlerinden ayıran özelliğidir. Bu algorithmada direk olarak bilgi alanı örnekleri kullanarak yansıma katsayıları hesaplanır ve bu katsayılardan da Levinson metodu yardımıyla Özbağlanımlı modelde parametreleri elde edilir<sup>(38)</sup>.

$$k_k = \frac{-2 \sum_{n=k}^{N-1} e_{k-1}^f(n) e_{k-1}^b(n-1)^*}{\sum_{n=k}^{N-1} e_{k-1}^f(n)^2 + |e_{k-1}^b(n-1)|^2} \quad (6)$$

$$a_{ki} = \{a_{ki} = a_{k-1,i} + k_k a_{k-1,k-i}^*\} \quad i = 1, 2, \dots, k-1 \quad (7)$$

Parametre hesabı sırasında her aşamada ileri ve geri yöndeki hata alanları

$$e_k^f[n] = e_{k-1}^f[n] + k_k e_{k-1}^b[n-1] \quad n = k+1, k+2, \dots, N-1 \quad (8)$$

$$e_k^b[n] = e_{k-1}^b[n-1] + k_k^* e_{k-1}^f[n] \quad n = k, k+1, \dots, N-1 \quad (9)$$

Eşitlik (8) ve eşitlik (9)'daki gibi yeniden hesaplanır. Bu sayede hata giderek azalır ve parametreler hesabında yakınsaklık elde edilir.



Burada  $e_k^f[n]$   $k$ . derecedeki modelin ileri yöndeki tahmin hatasını (forward prediction error),  $e_k^b[n]$  , geri yöndeki tahmin hatasını (backward prediction error) göstermektedir.

Model tabanlı metotları derecelerinin belirlenmesi kritik bir konudur ve model derecesi verinin karakteristiğine bağlıdır. Model derecesinin düşük olarak seçilmesi durumunda daha düz bir spektrum elde edilirken model derecesinin büyük olarak seçilmesi durumunda ise yanıtıcı tepelerin bulunduğu spektrum elde edilir.

Özbağlanımlı model derecesini optimize etmek için pek çok kriter vardır. Model derecesini seçmek için bilinen en popüler kriterlerden birisi AIC (Akaike information criterion)'dir<sup>(39)</sup>. Aşağıdaki eşitlik minimize edilerek optimum derece seçilmektedir.

$$AIC(p) = \ln \hat{\sigma}^2 + \frac{2p}{N} \quad (10)$$

Burada,  $\hat{\sigma}^2$  lineer kestirim hatasının tahmin edilen varyansıdır. Bu çalışmada Akaike bilgi kriteri kullanılarak Özbağlanımlı modelindeki model derecesi 10 olarak belirlenmiştir.

## 2.5. Kardiyak Doppler İşaretlerinin Kaydedilmesi ve Analizi

Şekil 2.7' de görüldüğü gibi; ölçme sistemi beş bloktan ibarettir. Bunlar 2 MHz'lik ultrasonik dönüştürücü, Analog Doppler ünitesi, Kaydedici (Sony), Analog / Sayısal arabirim kartı (Sound Blaster Pro – 16 bit) ve bir kişisel bilgisayardır<sup>(40,41)</sup>.



**Şekil 2.7.** Ölçüm Sisteminin Blok Diyagramı

Doppler işaretlerinin içerdiği spektral bilgiyi görsel olarak incelemek ve işaretin spektrumunun zamanla değişimini izlemek için kullanılan tekniklerin en yaygın olanı spektral analizdir. Bu teknikte zaman domenindeki kardiyak Doppler işareti uygun bir frekansta örneklenir. Elde edilen zaman örnekleri sabit sayıda örnek içeren çerçeveler halinde gruplanır. Çerçevelerin oluşturulmasında yaygın olarak kullanılan çerçeve uzunlukları 64, 128 ve 256'dır.

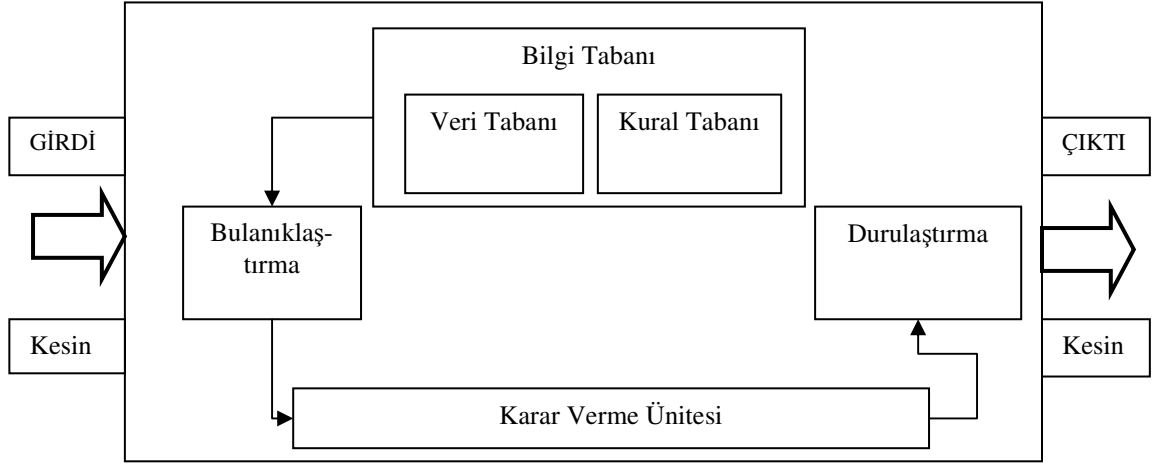
## 2.6. Bulanık Eğer-İse Kuralları ve Bulanık Çıkarsama Sistemi

Bulanık Eğer-İse kuralları ya da bulanık koşullara bağlı durumlar, "Eğer A İse B" formu ile ifade edilir. Burada A ve B uygun üyelik fonksiyonları ile karakterize edilen bulanık kümelerin etiketleridir. Eğer-İse ifadeleri günlük aktivitelerimizde sıklıkla kullanılır.

Örneğin; eğer sıcaklık çok yüksek ise havalandırma yükselsin. Burada “sıcaklık” ve “yükseklik” gibi terimler bulanık terimlerdir. Bu bulanık terimler için üyelik fonksiyonu tanımlanmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Bulanık çıkarsama sistemi, bulanık küme teorisi, bulanık Eğer-İse kuralı ve bulanık muhakemeye dayalı kullanışlı bir hesaplama yapısı oluşturur. Bulanık metodolojinin en popüler yaklaşımı olan bulanık çıkarsama sistemi genellikle, girdilerin sistemin durum değişkenlerine ve çıktılarının kontrol sinyallerine karşılık geldiği durumlarda girdi-çıkı ilişkileri üzerinde performans gösterirler<sup>(42)</sup>. Bulanık çıkarsama sisteminin temel yapısı Şekil 2.8’ den de görülebileceği gibi beş fonksiyonel bloktan oluşur;

1. Kural Tabanı; bulanık kuralların seçimi,
2. Veri Tabanı; bulanık kurallarda kullanılan üyelik fonksiyonunun tanımlanması,
3. Muhakeme Mekanizması; Uygun bir çıktının türetilmesi prosedürünün oluşturulması,
4. Bulanıklaştırma Kesiti; Kesin girdilerin sözel değerlerle eşleştirildiği derecelere dönüştürülmesi,
5. Bulanıklıktan Kesinliğe Dönüştürme Kesiti; Çıkarsamanın bulanık sonuçlarını kesin çıktılara dönüştürülmesidir<sup>(43,44)</sup>.

Genel olarak kural tabanı ve veri tabanı birlikte “bilgi tabanı” olarak adlandırılır.



**Şekil 2.8.** Bulanık Çıkarılma Sistemi

Bulanık mantık ile modellemenin tercih edilmesinin nedenleri özetlenecek olursa;

- Bulanık mantığın anlaşılması kolaydır. Bulanık mantığın dayandığı matematiksel teori basittir.
- Bulanık mantığı çekici kılan şey yaklaşımının doğallığı ve kompleks yada karmaşıklıktan uzak olmasıdır.
- Bulanık mantık esnektir.
- Eksik ya da yetersiz verilerle işlemler yapılabilir.
- Bulanık mantık karmaşık lineer olmayan fonksiyonları modelleyebilir.
- Bulanık mantık ile uzman kişilerin görüş ve tecrübelerinden yararlanılır.

- Bulanık mantık sıradan insanların günlük işlerinde kullandığı dili kullanır. Bu da bulanık mantığın en büyük avantajıdır.

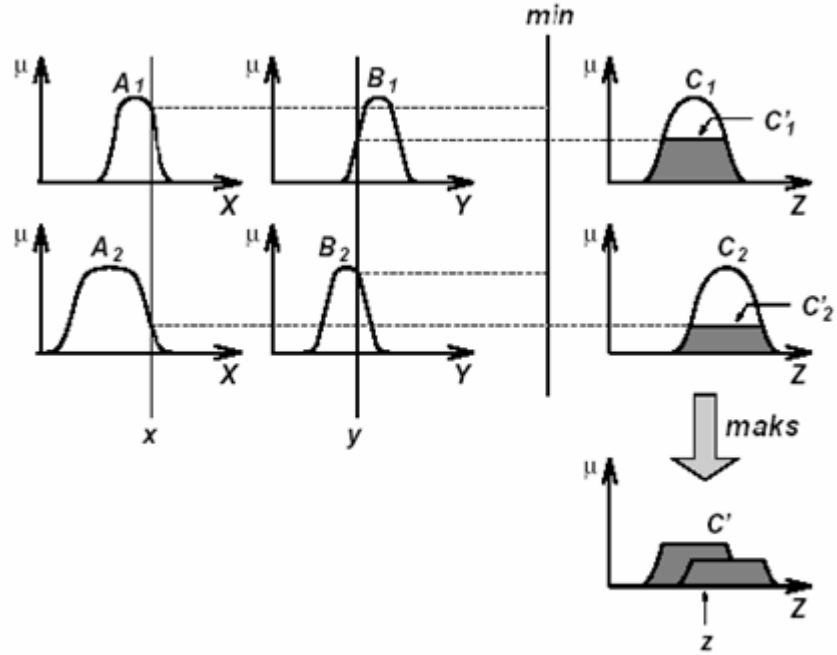
### **2.6.1. Mamdani Tipi Bulanık Modellemenin Esasları**

Mamdani tipi bulanık model çok kolay oluşturulur, insan davranışlarına çok uygundur. Bu nedenle çok yaygın bir kullanıma sahiptir ve diğer bulanık mantık modellerin temelini oluşturur. İlk defa bir buhar motorunun insan tecrübelerinden elde edilen sözel kontrol kuralları yardımıyla kontrolü amacıyla kullanılmıştır<sup>(45)</sup>. Bu modelde hem girdi değişkenleri hem de çıktı değişkeni kapalı formdaki üyelik fonksiyonları ile ifade edilir<sup>(46)</sup>.

Mamdani tipi bir bulanık model aşağıdaki 5 adımda oluşturulur;

- a) Girdilerin bulanıklaştırılması: öncül kısımdaki bütün bulanık ifadeleri kullanarak girdi değişkenlerine ait 0 ile 1 arasında değişen üyelik derecelerinin belirlenmesi.
- b) Bulanık mantık işlemlerini kullanarak kural ağırlıklarının belirlenmesi
- c) Bulanık küme mantıksal işlemcilerin (ve, veya) uygulanması
- d) Sonuçların toplanması: her bir kuralın çıktısını temsil eden bulanık kümelerin birleştirilmesi
- e) Durulaştırma: Tek bir sayıya dönüştürülmüş toplam bulanık küme sonuçlarının durulaştırılması.

Şekil 2.9'da  $x$  ve  $y$  gibi sayısal iki değişkeni içeren iki kurallı bir Mamdani tipi bulanık modelde  $z$  çıkış değerinin  $c_i$  bulanık küme fonksiyonlarından nasıl hesaplandığı gösterilmektedir.



**Şekil 2.9.** Bulanık VE ve VEYA İşlemleri İçin Sırasıyla Minimizasyon ve Maksimizasyon Operatörlerini Kullanan Mamdani Tipi Bulanık Çıkarım Sistemi

Mamdani tipi bulanık modelin avantajlarını özetlemek gerekirse

- Modelin oluşturulması basittir.
- Diğer bulanık mantık modellemenin temelini oluşturur.
- İnsan davranış ve duyularına uygundur.

## 2.7. Genel Kümeleme Yöntemleri

### 2.7.1. Keskin Kümeleme Yöntemleri

Keskin Kümeleme Yöntemi (KKY), veri (görüntü, ses vb) sıkıştırma gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Bu yöntem, uzaklık ölçütlerinin J maliyet fonksiyonunu minimize etmeye çalışarak küme merkezlerini bulmaya dayanır. Genellikle, uzaklık ölçütü olarak “Öklid Uzaklığı” kullanılır.  $n$  adet  $x_j$  kümesi  $c$  adet gruba ( $G_i$ ) bölünür ( $j=1, \dots, n$  ve  $i=1, \dots, c$ ).  $J$  grubundaki bir  $x_k$  vektörü ve uygun küme merkezi  $c_i$  arasındaki Öklid uzaklığına dayalı olarak maliyet fonksiyonu şu şekilde tanımlanabilir<sup>(33)</sup>.

$$J = \sum_{i=1}^c J_i = \sum_{i=1}^c \left( \sum_{k, x_k \in G_i} \|x_k - c_i\|^2 \right) \quad (11)$$

Burada  $J_i = \sum_{k, x_k \in G_i} \|x_k - c_i\|^2$   $G_i$  nin maliyet fonksiyonudur.

Elde edilen gruplar  $c \times n$  ikili üyelik matrisi  $U$  ile tanımlanır. Burada  $j$ nci veri noktası  $x_j$ ,  $G_i$  'ye ait ise,  $u_{ij}$  elemanı 1'dir; diğer durumlarda 0'dır. Küme merkezleri  $c_i$  sabitlendiğinde, Eşitlik (11) için  $u_{ij}$  minimizasyonu aşağıdaki gibi elde edilir.

$$u_{ij} = \begin{cases} 1, & \text{eğer } \|x_j - c_i\|^2 \leq \|x_j - c_k\|^2 \text{ ise, } \forall k \neq i \\ 0, & \text{diğer} \end{cases} \quad (12)$$

Eşitlik (12),  $c_i$  tüm merkezler arasında en yakın merkez ise  $x_j$  'in grup  $i$ 'ye ait olduğunu ifade eder. Öte yandan, üyelik matrisi sabitlenmiş ise, o zaman Eşitlik (11)'i minimize eden optimum merkez  $c_i$ ,  $G_i$  içerisindeki tüm vektörlerin ortalamasıdır.

$$c_i = \frac{1}{|G_i|} \sum_{k, x_k \in G_i} x_k \quad (13)$$

Burada  $|G_i|$  ,  $G_i$  'nin boyutudur veya başka bir deyişle  $G_i$  'ye ait olan vektör sayısıdır.

KKY' nin performansı küme merkezlerinin başlangıç değerlerine bağlıdır ve bu yüzden birçok defa farklı başlangıç değerleri kullanılması gerekir.

KKY' de  $k$  tane kümenin olabildiğince yoğun ve birbirinden ayrı sonuçlanması hedeflenmeye çalışılır. KKY' de algoritmaya kullanıcı tarafından verilen  $k$  parametresi ile  $n$  tane veriden oluşan veri setini  $k$  adet kümeye böler. Küme benzerliği kümedeki nesnelere ortalama değeri ile ölçülür, buda kümenin ağırlık merkezidir.

KKY' nin temeli, verinin çeşitli yapısal özelliklerini temsil eden  $k$  tane temsilci nesneyi bulma esasına dayanır. Bir grup nesneyi  $k$  tane kümeye bölerken asıl amaç, birbirine çok benzeyen nesnelere bir arada bulunduğu ve farklı kümelerdeki nesnelere birbirinden benzersiz olduğu kümeleri bulmaktır.

Temsilci nesne, diğer nesnelere olan ortalama uzaklığı minimum yapan kümenin en merkezi nesnesidir. Bu nedenle, bu bölünme metodu her bir nesne



ve onun referans noktası arasındaki benzersizliklerin toplamını küçültme mantığı esas alınarak uygulanır.  $k$  adet temsilci nesne tespit edildikten sonra her bir nesne en yakın olduğu temsilciye atanarak  $k$  tane küme oluşturulur. Sonraki adımlarda her bir temsilci nesne temsilci olmayan nesne ile değiştirilerek kümelemenin kalitesi yükseltinceye kadar ötelenir. Bu kalite nesne ile ait olduğu kümenin temsilci nesnesi arasındaki ortalama benzersizlik maliyet fonksiyonu kullanılarak değerlendirilir.

### **2.7.2. Bulanık Kümeleme**

Kümeleme analizinin hedefi, uygun benzerlik ölçüsüne göre homojen sınıfların sayısına bağlı olarak, örneklerin kümesini alt kümelere ayırmaktır. Sınıflardan birine ait olan örnekler benzerdir. Ayrı sınıfların örnekleri mümkün olduğu kadar farklıdır. Klasik kümeleme analizinde farklı sınıfların sınırları kesindir, yani bir örnek sadece bir sınıfa aittir. Ancak pratikte bazı durumlarda verilerin ait olabileceği sınıfın sınırları kesin olarak tanımlanamayabilir. Bu durumda, bir gözlem bir ya da daha fazla sınıfa farklı üyelik dereceleri ile ait olabilirler. Keskin kümeleme ve bulanık kümeleme için hesaplama etkinliğinden dolayı en yaygın kullanılan algoritmalar sırasıyla, “keskin  $c$ -ortalamaya dayalı kümeleme” ve “bulanık  $c$ -ortalamaya dayalı kümeleme” algoritmalarıdır. Bu algoritmaların kullanımında  $c$  sınıf sayısının açıkça belirtilmiş olması gerekmektedir. Veri setinin optimal küme ya da sınıf sayısının belirlenmesinde kullanılan küme geçerliliği ya da geçerlilik kriteri olarak adlandırılan çeşitli

fonksiyonlar literatürde yer almaktadır. Verilerin ait oldukları sınıfların sınırları kesin olarak tanımlanamadığında, veri seti kümelere ayrılmak istendiğinde bulanık kümeleme için tanımlanmış algoritmalarından faydalanılabilir.

Bulanık (Fuzzy) Kümeleme metotları ikiye ayrılabilir. Bulanık kümeleme için bulanık ilişkileri, diğeri ise amaç fonksiyonunu kullanır. Bulanık ilişkilere dayalı kümeleme adından da anlaşılacağı üzere, orijinal bireyler arasındaki ilişkiyel yapıyla ilgilenir. İlişki veya önermeler bireyler arasındaki benzerlik veya benzemezlik kavramlarına göre tanımlanabilir. Diğeri bir önerme ise bireyler arasındaki benzemezliği veya farkların derecesini ifade eden bir önerme gibi, tamamlayıcı karakterlerden biri olabilir<sup>(47)</sup>.

Amaç fonksiyonuna dayalı algoritmalar ise kümeleme problemini optimizasyon problemi haline dönüştürür. Bu yöntemde küme içindeki benzerliği ölçmek için amaç fonksiyonunu kullanır ve bu amaç fonksiyonu minimize edilerek en iyi bölünme elde edilir. Bu algoritmaların kullanılması için küme sayısının ve küme prototiplerinin nasıl olacağını bilmesi gerekir. Ayrıca, kümeleme sürecinin başlangıç değerlerine karşı oldukça duyarlıdır<sup>(39)</sup>.

Bulanık kümeleme yöntemleri, diğeri kümeleme yöntemlerinin aksine veri uzayındaki her bir bireyin elde bulunan bütün kümelere belirli ölçüde girmesine izin veren üyelik fonksiyonlarını kullanır<sup>(48)</sup>. Bu üyelik değerleri, veri setinin veya kümelerin doğasını anlama açısından çok önemlidir. Hiyerarşik kümeleme gibi diğeri kümeleme yöntemleri sonuç olarak kesin kümeler verir ve bireylerin bu

kümelere üyelik dereceleri ya 0'dır ya da 1 'dir. Oysa bulanık kümelemede bireylerin üyelik dereceleri 0 ile 1 arasındadır ve bireylerin bütün kümelere üyelik dereceleri toplandığından 1 elde edilir.

### 2.7.2.1. Bulanık kümeleme algoritması

Bulanık kümeleme algoritması (Fuzzy c-means FCM) (Bulanık C ortalamalar BCO)  $X = \{x_1, x_2, x_n\}$  veri setini  $c$  bulanık gruba ayırır. Bu ayırma işlemi,

$$J_m = \sum_{i=1}^c \sum_{j=1}^n \mu_{ij}^m d^2(v_i, x_j) \quad (14)$$

Biçiminde verilen, bulanık kümeleme için tanımlanan amaç fonksiyonunun en küçüklenmesi ile gerçekleşir. Bu amaç fonksiyonu en küçüklenirken göz önünde bulundurulacak kısıtlar ise;

$$\left\{ \begin{array}{l} \sum_{i=1}^c \mu_{ij} = 1 \\ \mu_{ij} \in [0,1] \\ 0 < \sum_{j=1}^n \mu_{ij} < n \end{array} \right. \quad (15)$$

dir. Burada,

$\mu_{ij}$  :  $i$ . sınıftaki  $j$ . veri noktasının üyeliğini,

$v_i$  :  $i$ . sınıfın merkezini,

$d(v_i, x_j)$  :  $v_i$  ile  $x_j$  arasındaki uzaklığı,

$c$  : sınıf sayısını,

$n$  : gözlem sayısını

gösterir.

Eşitlik (14)'de  $m$  parametresi bulanık üs'tür ve  $m \in (1, \infty)$  dir. Bulanık üs sınıflama sürecinde bulanıklığın miktarını kontrol eder.  $m$  büyüdükçe bulanıklık artar.

$J_m$  'nin sabit  $\mu_{ij}$  için  $v_i$  'ye göre ve sabit  $v_i$  için  $\mu_{ij}$ 'ye göre türevinin alınmasıyla sınıf merkezleri ve sınıf üyelikleri elde edilir ve bulanık kümeleme aşağıda adımsal olarak tanımlanan bulanık c-ortalamaya dayalı kümeleme algoritması ile gerçekleştirilir,

**ADIM 1:**  $X_j$  'nin  $i$ . sınıfa ait olmasının başlangıç üyeliği  $\mu_{ij}$ 'ler ,

$$\sum_{i=1}^c \mu_{ij} = 1 \quad (16)$$

olacak biçimde belirlenir.

**ADIM 2:** Bulanık küme merkezleri  $v_i$  'ler,  $i=1,2,\dots,c$  için,

$$v_i = \frac{\sum_{j=1}^n (\mu_{ij})^m x_j}{\sum_{j=1}^n (\mu_{ij})^m} \quad (17)$$

Eşitliği kullanılarak hesaplanır.

**ADIM 3:** Adım 1’de belirlenen bulanık üyelikler,

$$\mu_{ij} = \frac{\left( \frac{1}{d^2(x_j, v_i)} \right)^{\frac{1}{(m-1)}}}{\sum_{i=1}^c \left( \frac{1}{d^2(x_j, v_i)} \right)^{\frac{1}{(m-1)}}} \quad (18)$$

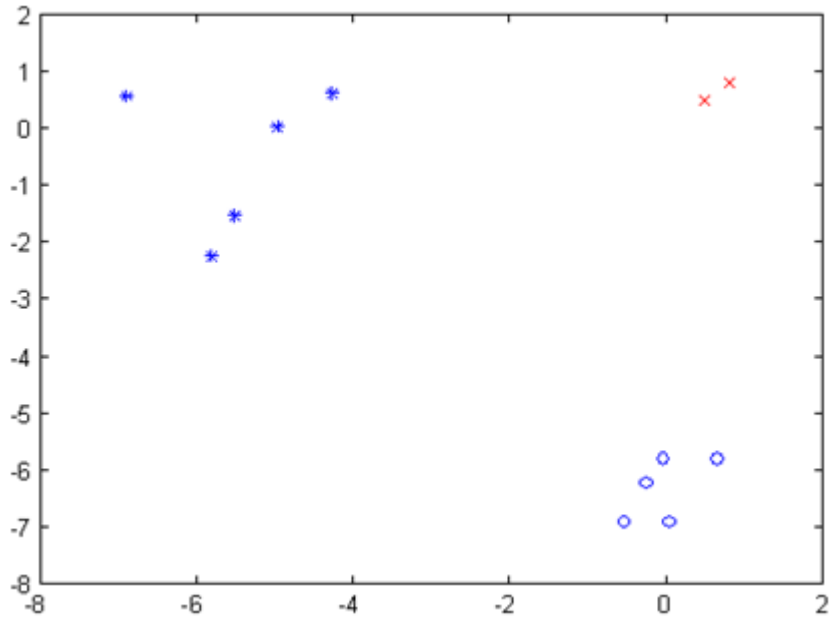
eşitliği kullanılarak güncellenir.

**ADIM 4:** Adım 2 ve 3’ de yer alan güncellemelere, amaç fonksiyonu olarak tanımlanan  $J_m$  ’nin değerindeki azalma miktarı önceden belirlenen küçük bir sabitten küçük oluncaya kadar devam edilir<sup>(49,50)</sup>.

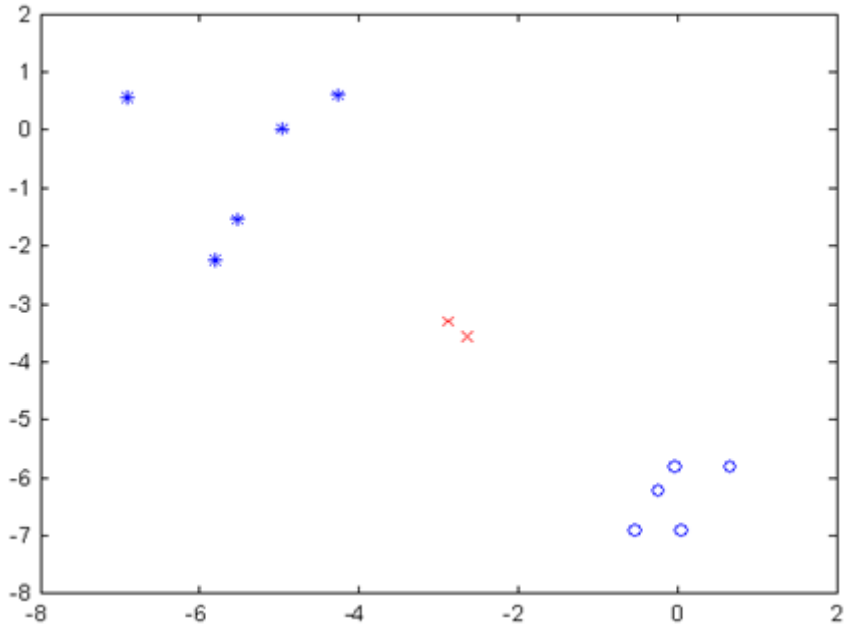
$$\|\mu^{(r+1)} - \mu^r\| \leq \varepsilon \quad (19)$$

Algoritmanın sonunda amaç fonksiyonuna optimal değeri veren üyelikler ve küme merkezleri belirlenmiş olur.

Bulanık c ortalamalara dayalı kümelemede küme merkezlerinin ve kümelerin üyeliklerinin incelenmesi Şekil 2.10’da gösterilmiştir.



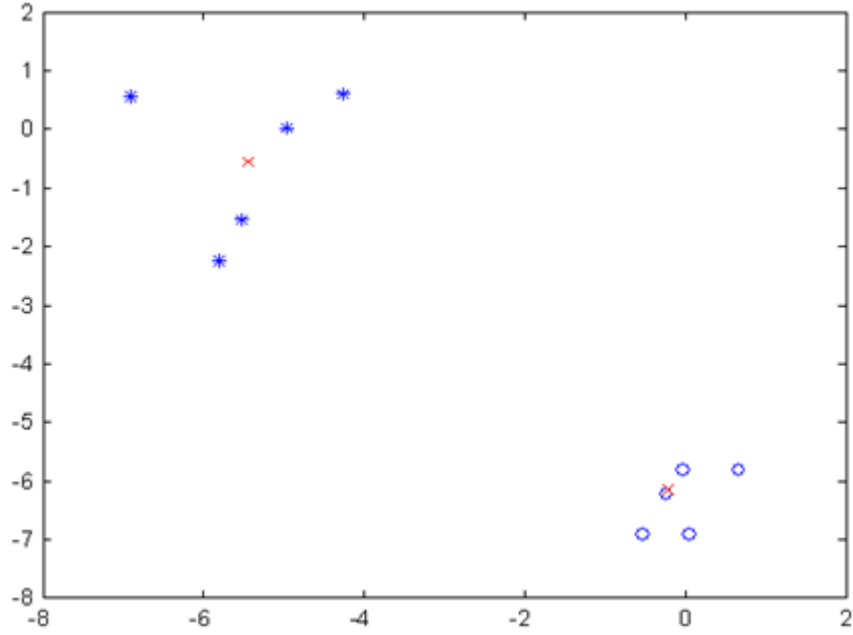
a)



b)

**Şekil 2.10.** Küme Merkezlerinin ve Kümelerin Üyeliklerinin İncelenmesi

**Şekil 2.10 'un devamı**



**c)**

**Şekil 2.10.** Küme Merkezlerinin ve Kümelerin Üyeliklerinin İncelenmesi a) Rastgele Küme Merkezlerinin İşaretlenmesi b) 5. İterasyon Sonucu Bulunan Küme Merkezleri c) 13. İterasyon Sonucu Bulunan Küme Merkezleri

## **2.8. Bulanık Kümeleyicinin Performansının Değerlendirilmesi**

Kümelemenin başarısını değerlendirmek için gerçek ve tahmin edilen değerler arasındaki sapmalar ölçülür. Bu çalışmada kümeleme çıkısındaki değerler (hesaplanan teşhis) ile uzman hekimler tarafından daha önceden

Doppler bulgularından belirlenen gerçek teşhis bilgisi karşılaştırılarak aradaki fark hata değeri olarak hesaplanmaktadır.

Böylece herhangi bir hastaya ait kardiyak Doppler parametreleri kümeleyiciye uygulandığında kümeleyici çıkışında elde edilen sonuç uzman bir hekimin verdiği karar ile benzerlik taşımaktadır. Uzman hekimin teşhisi ile kümeleyici çıkışında hesaplanan teşhis bilgisinin ne kadar benzediği bir çizelge üzerinde gösterilir. Sınıflama tablosu olarak adlandırılan bu çizelge incelenerek kümeleyicinin tahmin başarısı ölçülebilir.

Ayrıca kümeleyicinin sınıflama performansını belirleyebilmek için duyarlılık (sensitivity) ve belirlilik (specificity) analizi yapılır. Duyarlılık değeri uzman hekim ile aynı hastalık teşhis sayısının; uzman hekimin yapmış olduğu toplam hastalık teşhis sayısına bölünmesi ile elde edilir. Doğru Pozitif oranı olarak da adlandırılan duyarlılık;

$$\text{Duyarlılık} = DPO = \frac{DP}{DP + YN} \quad (20)$$

Formülüyle hesaplanır. Doğru Pozitif (DP) hastalıklı verilerin doğru sınıflandırılma sayısını, Yanlış Negatif (YN) sağlıklı verilerin yanlış sınıflandırılma sayısını ifade etmektedir. Böylece hastalıklı verilerin ne oranda başarı ile tahmin edilebildiği görülür. Diğer taraftan belirlilik değeri uzman hekimler ile aynı sağlıklı teşhis sayısının; uzman hekimlerin yapmış olduğu



toplam sağlıklı teŒhis sayısına b6l6nmesi ile elde edilir. Doğru Negatif oranı olarak da adlandırılan belirlilik;

$$Belirlilik = DNO = \frac{DN}{DN + YP} \quad (21)$$

form6l6yle hesaplanır. Doğru Negatif (DN) sağlıklı verilerin doğru sınıflandırılma sayısını, YanlıŒ Pozitif (YP) ise hastalıklı verilerin yanlış sınıflandırılma sayısını belirtmektedir. Belirlilik sayesinde de sağlıklı verilerin hastalıklılardan ne oranda ayrılabil-diği g6r6l6r.

### 3. ARAŞTIRMA BULGULARI

#### 3.1. Kardiyak Doppler Parametrelerinin Keskin Kümeleme ile Sınıflandırılması

K-means algoritması, algoritmaya kullanıcı tarafından verilen k parametresi ile n tane veriden oluşan veri setini k adet kümeye böler. Küme içi benzerliğin yüksek fakat kümeler arası benzerliğin düşük olması amaçlanır. Küme benzerliği kümedeki nesnelere ortalama değeri ile ölçülür, bu da kümenin ağırlık merkezidir.

Bu tez çalıŐmasında Keskin ve Bulanık Kümeleme Algoritmaları kullanılarak Kardiyak Doppler işaretlerinin analizi yapılmaya çalışılmıştır. Bu amaca yönelik olarak, Keskin Kümeleme ve Bulanık Kümeleme Teknikleri kullanılmıştır.

Analizimizi gerçekleŐtirirken Kırıkkale Yüksek İhtisas Hastanesinden elde edilen 75 hastadan oluşan Kardiyak Doppler işaretleri verisi kullanılmıştır. Kullanılan bu iŐaretlerin Hızlı Fourier Dönüşümü ve özbağlanımlı model ile öznetelikleri çıkarılmıŐtır.

HFD analiziyle elde edilen parametrelerin, keskin kümeleme algoritmasıyla sınıflandırılması sonucu elde edilen değerlerin bir kısmı izelge 3.1' de gösterilmiştir.

**Çizelge 3.1.** HFD Analizi Sonucu Elde Edilen Keskin Kümeleme Sonuçlarının Bazıları

Sıra	Küme 1	Küme 2	Küme 3	Seçilen küme
1	0	0	1	3
2	1	0	0	1
3	0	1	0	2
4	1	0	0	1
5	0	1	0	2
6	0	0	1	3

Çizelge 3.1' de 6 sıra bulunmaktadır ve bunun yanında değişkenin gireceği Kümeler (cluster) ve üyelik değerleri (Küme 1, Küme 2, Küme 3) hesaplanmıştır. Örneği yorumlayacak olursak; 1. satırda yer alan değişkenin uygun kümeye girebilmesi için hesaplanan üyelik dereceleri küme sayısına göre sırasıyla 0- 0- 1 şeklindedir. Üyelik değerlerinden 1 olan değişken gireceği kümeyi göstermektedir. Yani bu üyelik değerlerinden 1 olan küme 3 olduğundan bu eleman 3. kümenin içinde yer alır.

Aynı örneklerin öznitelikleri Özbağlanımlı model analiziyle bulunup Keskin kümeleyiciye verilirse Çizelge 3.2' deki sonuçlar elde edilir.

**Çizelge 3.2.** Özbağlanımlı Model Analizi Sonucu Elde Edilen Keskin Kümeleme Sonuçlarının Bazıları

Sıra	Küme 1	Küme 2	Küme 3	Seçilen küme
1	0	0	1	3
2	1	0	0	1
3	1	0	0	1
4	1	0	0	1
5	0	1	0	2
6	0	0	1	3

Çizelge 3.2’de HFD öznitelikli örneklerinde olduğu gibi küme seçimleri, üyelik değerlerinin en büyüğüne bakılarak seçilir. Yani 1. Satırdaki değişken 3. Kümeye, 2. satırdaki değişken 1. kümeye, 3. satırdaki değişken 2. kümeye, 4. satırdaki değişken 1. kümeye, 5. satırdaki değişken 2. Kümeye, 6. satırdaki değişkende 3. kümeye ait olur.

### **3.1.1. Mitral Kapakçığından Kaydedilen Kardiyak Doppler İşaretlerinin HFD Analizi Sonucunda Elde Edilen Parametrelerin Keskin Kümeleme Algoritması ile Sınıflandırılması**

Bu çalışmada, mitral yetmezliği, mitral darlığı ve sağlıklı olan toplam 75 hastanın mitral kapakçığından kaydedilen kardiyak Doppler işaretleri

kullanılmıştır. Çeşitli hastalar üzerinde yapılan bu çalışmada kalp mitral kapakçığında meydana gelen daralmaların ve yetmezliğin kan akışını nasıl etkilediği incelenmiştir. Bu hastalardan elde edilen Doppler sinyallerine, Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) uygulanmıştır. Elde edilen bu değerler keskin kümeleyici ile sınıflandırılmıştır ve bulgular Çizelge 3.3' de gösterilmiştir.

**Çizelge 3.3.** HFD Öznitelikli Test Sonuçlarının Sınıflama Tablosu

Çıkış/ İstene	Yetmezlik	Darlık	Normal
Yetmezlik	<b>23</b>		2
Darlık	2	<b>22</b>	1
Normal	2	1	<b>22</b>

Çizelge 3.3' de görüldüğü gibi 25 mitral yetmezliği hastasından 23 tanesi doğru olarak, 2 tanesi de sağlıklı mitral kapak hastası, 25 mitral darlık hastasından 22 tanesi doğru, 2 tanesi mitral yetmezlik hastası, 1 tanesi de sağlıklı mitral, 25 sağlıklı işaretten 22 tanesi doğru, 2 tanesi mitral yetmezlik ve 1 tanesi de mitral darlık hastası olarak sınıflandırılmıştır.

Ayrıca sınıflama performansını belirleyebilmek için duyarlılık (sensitivity) ve belirlilik (specificity) analizi yapılır. Çizelge 3.4' de Mitral kapak hastalıklarına ait istatistiksel parametreler gösterilmiştir.

**Çizelge 3.4.** Mitral Kapak Hastalıklarına Ait İstatiksel Parametreler(HFD)

İstatistiksel Parametreler	Değer (%)
Belirlilik	88
Duyarlılık	90
Doğru Sınıflama Oranı	89,33

Çizelge 3.4' de belirtildiği gibi belirlilik oranı %88, duyarlılık oranı %90, doğru sınıflama oranı da %89,33 dir.

### **3.1.2. Mitral Kapakçığından Kaydedilen Kardiyak Doppler İşaretlerinin Özbağlanımlı Model Analizi Sonucunda Elde Edilen Parametrelerin Keskin Kümeleme Algoritması ile Sınıflandırılması**

Özbağlanımlı Model Analizi ile özniteliklerini çıkarmış olduğumuz Mitral Kapak Doppler İşaretleri bulanık kümeleyicimize uygulanmıştır. Elde edilen bu değerler Çizelge 3.5' de gösterilmiştir.

**Çizelge 3.5.** Özbağlanımlı Model Analizi Öznitelikli Test Sonuçlarının Sınıflama Tablosu

Çıkış/ İstenen	Yetmezlik	Darlık	Normal
Yetmezlik	<b>23</b>		2
Darlık	5	<b>20</b>	
Normal	1	1	<b>23</b>

Çizelge 3.5' de görüldüğü gibi 25 mitral yetmezliği hastasından 23 tanesi doğru olarak, 2 tanesi de sağlıklı mitral, 25 mitral darlık hastasından 20 tanesi doğru, 5 tanesi mitral yetmezlik hastası, 25 sağlıklı işaretten 23 tanesi doğru, 1 tanesi mitral yetmezlik ve 1 tanesi de mitral darlık hastası olarak sınıflandırılmıştır.

Ayrıca sınıflama performansını belirleyebilmek için duyarlılık (sensitivity) ve belirlilik (specificity) analizi yapılır. Çizelge 3.6' da Mitral kapak hastalıklarına ait istatistiksel parametreler gösterilmiştir.

**Çizelge 3.6.** Mitral Kapak Hastalıklarına Ait İstatistiksel Parametreler (Özbağlanımlı Model)

İstatistiksel Parametreler	Değer (%)
Belirlilik	92
Duyarlılık	86
Doğru Sınıflama Oranı	88

Çizelge 3.6' da belirtildiği gibi belirlilik oranı %92, duyarlılık oranı %86, doğru sınıflama oranı da %88' dir.

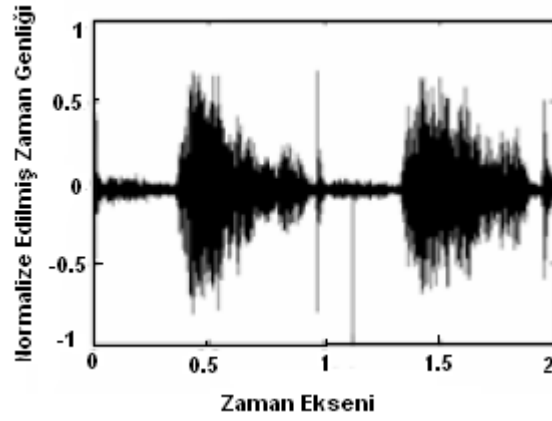
### **3.2. Kardiyak Doppler Parametrelerinin Bulanık Kümeleme ile Sınıflandırılması**

Bulanık mantık temel olarak insan düşünüş şeklini örnek almaktadır. Dolayısıyla bu mantığın küme elemanları, insan mantığına çok yakın ya da aynı olan elemanlardır.

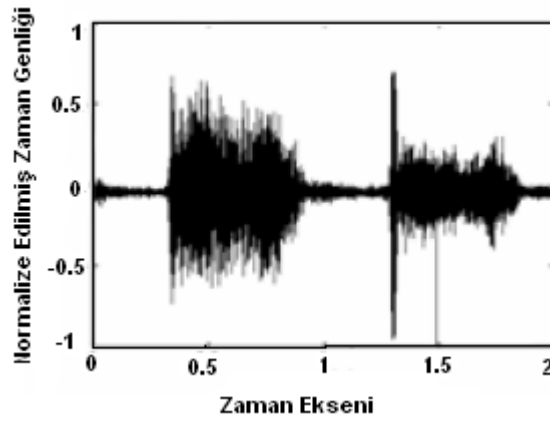
Bulanık mantıkta yine geleneksel mantıkta olduğu gibi “0” ve “1” değerleri vardır. Ancak bulanık mantık yalnızca bu değerlerle yetinmeyip, bunların ara değerlerini de kullanarak örneğin bir hızın yalnızca hızlı ya da yavaş olduğunu belirtmekle kalmayıp ne kadar hızlı ya da yavaş olduğunu da söyler. Bulanık mantıkta olaylar klasik mantığın tersine daha esnektir. Bu haliyle bulanık mantık hızlı – yavaş, büyük –küçük gibi esnek niteleyicilerle yumuşatarak gerçek dünyaya uyarlar.

Şekil 3.1' de mitral kapağında darlık olan kişiden alınan ve Şekil 3.2' de Mitral Kapağı sağlıklı kişiden alınan Doppler ses işaretlerinin zaman eksenini görüntüsü verilmiştir.





**Şekil 3.1.** Mitral Kapağında Darlık Olan Kişiden Alınan Doppler Ses İşaretlerinin Zaman Ekseni Görüntüsü



**Şekil 3.2.** Mitral Kapağı Sağlıklı Olan Kişiden Alınan Doppler Ses İşaretlerinin Zaman Ekseni Görüntüsü

HFD analizi sonucu elde edilen parametrelerin bulanık kümeleme algoritması ile sınıflandırılması sonucu elde edilen değerlerin bir kısmı Çizelge 3.7' de gösterilmiştir.

**Çizelge 3.7.** HFD Analizi Sonucu Elde Edilen Sonuçların Bazıları

Sıra	Küme 1	Küme 2	Küme 3	Seçilen küme
1	0,0128	0,0719	0,9153	3
2	0,9959	0,0012	0,0029	1
3	0,0152	0,9032	0,0816	2
4	0,9799	0,0062	0,0139	1
5	0,0129	0,9188	0,0683	2
6	0,0099	0,0192	0,9709	3

Çizelge 3.7' de 6 sıra bulunmaktadır ve bunun yanında değişkenin gireceği Kümeler (cluster) ve üyelik değerleri (Küme 1, Küme 2, Küme 3) hesaplanmıştır. Örneği yorumlayacak olursak; 1. satırda yer alan değişkenin uygun kümeye girebilmesi için hesaplanan üyelik dereceleri küme sayısına göre sırasıyla 0,0128- 0,0719- 0,9153 şeklindedir. Üyelik değerlerinden en yükseği 1. sıradaki değişkenin gireceği kümeyi göstermektedir. Yani bu üyelik değerlerinden en yükseği 0,9153 olduğundan bu eleman 3. kümenin içinde yer alacaktır. Bu durum, küme sütununda, değişkenin yer aldığı satırda 3 şeklinde ifade edilmektedir. Aynı çizelgeden devam edilirse, 2. satırdaki değişken 1. kümeye, 3. satırdaki değişken 2. kümeye, 4. satırdaki değişken 1. kümeye, 5. satırdaki değişken 2. Kümeye, 6. satırdaki değişkende 3. kümeye girer.

Aynı örneklerin öznitelikleri Özbağlanımlı model analiziyle bulunup bulanık sınıflayıcıya verilirse Çizelge 3.8’deki sonuçlar elde edilir.

**Çizelge 3.8.** Özbağlanımlı Model analizi Uygulanarak Elde Edilmiş Sonuçların Bazıları

Sıra	Küme 1	Küme 2	Küme 3	Seçilen küme
1	0,0292	0,2521	0,7188	3
2	0,9035	0,0379	0,0587	1
3	0,0213	0,8231	0,1555	2
4	0,8881	0,0451	0,0668	1
5	0,0121	0,8445	0,1499	2
6	0,0212	0,1418	0,8370	3

Çizelge 3.8’de HFD öznitelikli örneklerinde olduğu gibi küme seçimleri, üyelik değerlerinin en büyüğüne bakılarak seçilir. Yani 1. Satırdaki değişken 3. Kümeye, 2. satırdaki değişken 1. kümeye, 3. satırdaki değişken 2. kümeye, 4. satırdaki değişken 1. kümeye, 5. satırdaki değişken 2. Kümeye, 6. satırdaki değişken de 3. kümeye ait olur.

### 3.2.1. Mitral Kapakçığından Kaydedilen Kardiyak Doppler İşaretlerinin HFD Analizi Sonucunda Elde Edilen Parametrelerin Bulanık Kümeleme Algoritması ile Sınıflandırılması

Bu çalışmada, mitral yetmezliği, mitral darlığı ve sağlıklı olan toplam 75 hastanın mitral kapakçığından kaydedilen kardiyak Doppler işaretleri kullanılmıştır. Çeşitli hastalar üzerinde yapılan bu çalışmada kalp mitral kapakçığında meydana gelen daralmaların ve yetmezliğin kan akışını nasıl etkilediği incelenmiştir. Bu hastalardan elde edilen Doppler sinyallerine, Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) uygulanmıştır. Elde edilen bu değerler bulanık kümeleyici ile sınıflandırılmıştır ve bulgular Çizelge 3.9' da gösterilmiştir<sup>(51)</sup>.

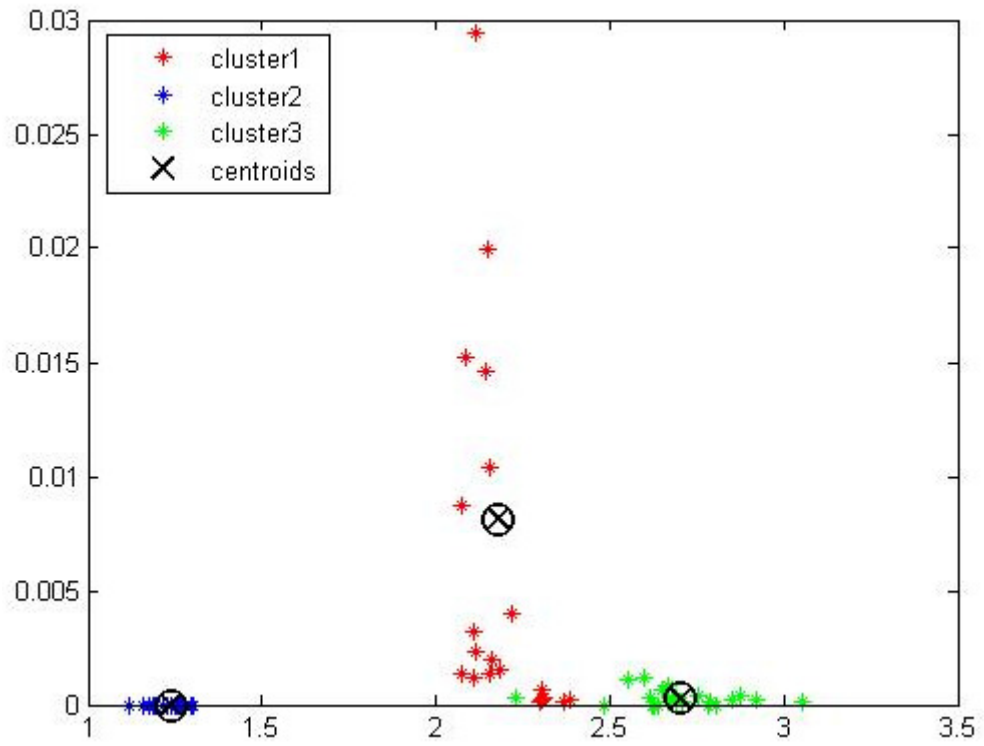
**Çizelge 3.9.** HFD Öznitelikli Test Sonuçlarının Sınıflama Tablosu

Çıkış/ İstene	Yetmezlik	Darlık	Normal
Yetmezlik	<b>23</b>		2
Darlık	2	<b>22</b>	1
Normal	2		<b>23</b>

Çizelge 3.9' da görüldüğü gibi 25 mitral yetmezliği hastasından 23 tanesi doğru olarak, 2 tanesi de sağlıklı mitral kapak, 25 mitral darlık hastasından 22 tanesi doğru, 2 tanesi mitral yetmezlik hastası, 1 tanesi de sağlıklı mitral, 25

sağlıklı işaretten 23 tanesi doğru, 2 tanesi de mitral yetmezlik hastası olarak sınıflandırılmıştır.

Bulanık c ortalamalara dayalı kümelemede küme merkezlerinin ve kümelerin incelenmesi Şekil 3.3' de gösterilmiştir. Algoritmanın sonunda amaç fonksiyonuna optimal değeri veren üyelikler ve küme merkezleri belirlenmiş olur.



**Şekil 3.3.** HFD analizi Sonucu Oluşan Küme Üyelikleri ve Küme Merkezlerinin Dağılımı

Şekil 3.3'de kümelerin ve küme merkezlerinin dağılımı gösterilmiştir. Rastgele üyelik dereceleri belirlenmiş ve iterasyonlar sonucu küme üyelikleri ve merkezleri belirlenmiştir.

Ayrıca sınıflama performansını belirleyebilmek için duyarlılık (sensitivity) ve belirlilik (specificity) analizi yapılır. Çizelge 3.10' da Mitral kapak hastalıklarına ait istatistiksel parametreler gösterilmiştir.

**Çizelge 3.10.** Mitral Kapak Hastalıklarına Ait İstatistiksel Parametreler(HFD)

İstatistiksel Parametreler	Değer (%)
Belirlilik	92
Duyarlılık	90
Doğru Sınıflama Oranı	90,67

Çizelge 3.10' da belirtildiği gibi belirlilik oranı %92, duyarlılık oranı %90, doğru sınıflama oranı da %90,67 dir.

### **3.2.2. Mitral Kapakçığından Kaydedilen Kardiyak Doppler İşaretlerinin Özbağlanımlı Model Analizi Sonucunda Elde Edilen Parametrelerin Bulanık Kümeleme Algoritması İle Sınıflandırılması**

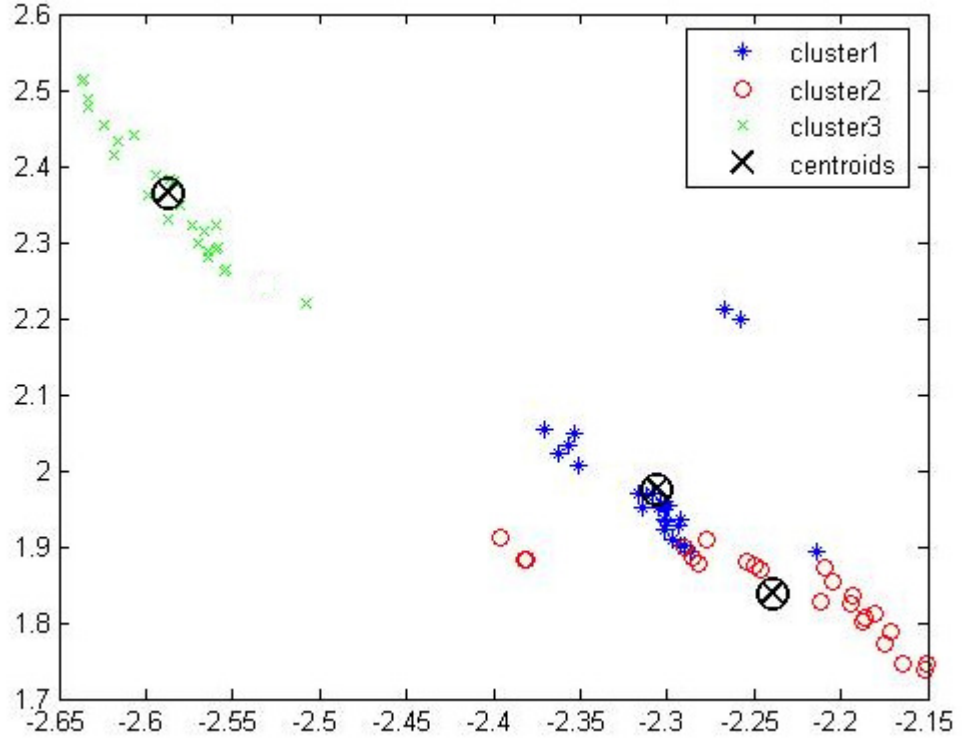
Özbağlanımlı Model Analizi ile özniteliklerini çıkarmış olduğumuz Mitral Kapak Doppler İşaretleri bulanık kümeleyicimize uygulanmıştır. Elde edilen bu değerler Çizelge 3.11' de gösterilmiştir<sup>(52)</sup>.

**Çizelge 3.11.** Özbağlanımlı Model Analizi Öznitelikli Test Sonuçlarının Sınıflama Tablosu

Çıkış/ İstenen	Yetmezlik	Darlık	Normal
Yetmezlik	<b>24</b>		1
Darlık	1	<b>23</b>	1
Normal	1		<b>24</b>

Çizelge 3.11' de görüldüğü gibi 25 mitral yetmezliği hastasından 24 tanesi doğru olarak, 1 tanesi de sağlıklı mitral kapak, 25 mitral darlık hastasından 23 tanesi doğru, 1 tanesi mitral yetmezlik hastası, 1 tanesi de sağlıklı mitral, 25 sağlıklı işaretten 24 tanesi doğru, 1 tanesi de mitral yetmezlik hastası olarak sınıflandırılmıştır.

Özbağlanımlı Model Analizi öznitelikleri elde edilmiş olan verilerimize göre küme üyeliklerinin ve küme merkezlerinin dağılımı Şekil 3.4' de gösterilmiştir.



**Şekil 3.4.** Özbağlanımlı Model Analizi Sonucu Oluşan Kümeler ve Merkezlerinin Dağılımı

Ayrıca sınıflama performansına ait bulgularda Çizelge 3.12’ de verilmiştir.

**Çizelge 3.12.** Mitral Kapak Hastalıklarına Ait İstatistiksel Parametreleri (Özbağlanımlı Model)

İstatistiksel Parametreler	Değer (%)
Belirlilik	96
Duyarlılık	94
Doğru Sınıflama Oranı	94,67



Çizelge 3.12' de belirtildiği gibi belirlilik oranı %96, duyarlılık oranı %94, doğru sınıflama oranı da %94,67 dir.

Çizelge 3.10 ve Çizelge 3.12 incelendiğinde HFD analizinde doğru sınıflama oranının %90,67 olduğu ve özbağımlı modelde doğru sınıflama oranının %94,67 olduğu gözlenmektedir. Özbağımlı model analizi ile elde edilen sonuçlar, HFD analizi ile elde edilen sonuçlara üstünlük sağlamaktadır.

Ayrıca Keskin Kümeleme Yöntemlerine göre sonuçları verilmiş Çizelge 3.4 ve Çizelge 3.6 ile Bulanık Kümeleme Yöntemlerine göre sonuçları verilmiş Çizelge 3.10 ve Çizelge 3.12 incelendiğinde Bulanık Kümeleme Yöntemlerinin daha üstün sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir.

#### 4. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Günümüzde birçok etkene bağılı olarak kalp kapaklarının fonksiyonlarında bozukluklara sık sık rastlanmaktadır. Bu bozukluklar daralma veya yetmezlik şeklinde ortaya çıkmakta ve kan akısında düzensizliğe sebep olmaktadır. Buna bağılı olarak da çeşitli hastalıklar, kişilerin yaşamını olumsuz bir şekilde etkilemektedir.

Ultrasonik Doppler tekniğı, hastaların kalp kapaklarındaki kan akışını inceleyerek, hastaya cerrahi bir müdahale yapmadan, daralma ve yetmezliği teşhis edebilmeyi sağlamaktadır.

Çeşitli hastalar üzerinde yapılan bu çalışmada, mitral kapakçığında meydana gelen daralmaların ve yetmezliğin kan akışını nasıl etkilediğı incelenmiştir. Bu hastalardan elde edilen Doppler işaretleri, HFD analiz yöntemine uygulanarak HFD parametreleri ve Özbağılanımlı Model analiz yöntemine uygulanarak Özbağılanımlı Model parametreleri elde edilmiş daha sonrada Bulanık kümeleyiciye verilmiş ve sonuçlar elde edilmiştir.

Bu çalışmada, Bulanık Kümeleme tekniklerinden, amaç fonksiyonlarına dayanan bütün kümeleme tekniklerinin temelini oluşturan Bulanık c Ortalamalar (BCO) tekniğı detaylı olarak incelenmiş ve bu teknik kullanılarak Kardiyak Doppler İşaretlerinin analizi yapılmıştır.

Bulanık kümeleme yöntemlerinde, diğer kümeleme yöntemlerinin aksine veri uzayındaki her bir bireyin elde bulunan bütün kümelere belirli ölçüde girmesine izin veren üyelik fonksiyonlarının kullandığı ve bu üyelik değerleri, veri setinin veya kümelerin doğasını anlama açısından çok önemli olduğu anlaşılmıştır. Keskin kümeleme gibi diğer kümeleme yöntemlerinin sonuç olarak kesin kümeler verdiği ve bireylerin bu kümelere üyelik derecelerinin ya 0 ya da 1 olduğu, oysaki bulanık kümelemede bireylerin üyelik derecelerinin 0 ile 1 arasında yer aldığı ve bireylerin bütün kümelere üyelik dereceleri toplandığında 1 elde edildiği bilgisine ulaşılmıştır.

Ayrıca Keskin kümelerde benzerlik ve uzaklık biçimlerini ele almanın kolaylığı ve çeşitli niteliklere uygulanabilme özelliği gibi avantajlarının olmasının yanı sıra, bitirme kriterlerinin belirsizliği, gerçekte çoğu Keskin kümeleme algoritması geliştirme amaçlarına göre arada bulunan kümelere tekrar ulaşılmasına izin vermemesi gibi dezavantajlarının bulunması, Bulanık Kümeleme Analizi Tekniklerini kullanmayı daha da önemli hale getirmektedir. Çünkü Bulanık c Ortalamalar tekniğinin kullanılması sırasında uygulamada

$\|\mu^{(r+1)} - \mu^r\| \leq \varepsilon$  gibi bir durum oluşuyorsa, program iterasyonu durdurup tekrardan Üyelik Dereceleri Matrisini (Membership Matrix Section) hesaplamaya yönelir, devamında da her bir bireyin hangi kümeye olan üyeliğinin en büyük olduğuna bakılır ve bu bireyler o kümeye dahil edilir. Ayrıca her bir birey diğer kümelere de belli bir üyelikle girebilir.

Amaç fonksiyonuna dayalı algoritmalarda, kümeleme problemini optimizasyon problemi haline dönüştürdüğü gözlenmiştir. Bu yöntemde küme içindeki benzerliği ölçmek için amaç fonksiyonunun kullanıldığı ve bu amaç fonksiyonun minimize edilerek en iyi bölünme elde edildiği görülmüştür. Bu algoritmaların kullanılması için küme sayısının ve küme prototiplerinin nasıl olacağını bilmesi gerekliliği ve ayrıca, kümeleme sürecinin başlangıç değerlerine karşı oldukça duyarlı olduğu anlaşılmıştır.

Tüm bu elde edilen değerler sonucunda, Bulanık Kümeleme Tekniklerinden, Bulanık C-Ortalamlar tekniği kullanılarak 75 mitral kapak hastası yapılan analiz yapılmıştır.

HFD ve benzeri klasik spektral analiz metodları çerçeve süresinin büyük olduğu durumlarda uzman hekim için teşhise yönelik yeterli sonuçlar vermektedir. Ancak yüksek hızlı, çalkantılı (türbülans) veya tıkanıklık sonrası bölgelerdeki akışlarda HFD metodunun performansı oldukça düşmekte, spektrumda genişleme ve frekans seçiciliğinde azalma gözlenmektedir. Bu nedenlerden dolayı, modern spektral analiz yöntemlerinden Özbağlanımlı Model ile, HFD' nin üstesinden gelemediği sorunların çözümüne çalışılmıştır.

## KAYNAKLAR

1. S. Satomura, Journal of Acoustical Society of Japan, **15**, 151 (1959).
2. I. A. Wright, A. J. Gough, F. Rakebrant, M. Wahab, J. P. Woodcock, Ultrasound in Med. and Biol.,**23**, 683(1997).
3. C.H. Hertz, Ultrasound in Medicine and Biology, **3**, 11(1973).
4. L. Hatle,B. Angelsen, Doppler ultrasound in cardiology. Physical and clinical applications, Lea and Febiger, Philadelphia,1982.
5. L. A. Zadeh, Information and Control, **8**, 38(1965).
6. L. A. Zadeh, Biological application of the theory of fuzzy sets and systems, Proc. Int. Sym. on Biocybernetics of the Central Nervous System, Boston, 1969.
7. F. Masulli, A. Schenone, Artificial Intelligence in Medicine,**16**, 129(1999).
8. M. Yang,Y. Hu,K. Lin,C. Lin, Magnetic Resonance Imaging, **20**, 173(2002).
9. İ. Güler,F. Hardalaç,N. Barışçı, Computers in Biology and Medicine, **32**,435(2002).

10. H. Assen, M. Danilouchkine, A. Frangi, S. Ordas, J. Westenberg, J. Reiber, B. Lelieveldt, *Medical Image Analysis*, **10**, 286 (2006).
11. M. Ceylan, R. Ceylan, F. Dirgenali, S. Kara, Y. Özbay, *Computers in Biology and Medicine*, **37**, 28 (2007).
12. Philips, R.E., *The Heart and the Circulatory System*  
[http://www.accessexcellence.org/AE/AEC/CC/heart\\_background.html](http://www.accessexcellence.org/AE/AEC/CC/heart_background.html)
13. J. R. Cameron, J. G. Skofronick, R. M. Grant, *Physics of the Body*, Medical Physics Publishing, Wisconsin, 1999.
14. G. Amit, *Heart Sound Analysis: Theory, Techniques and Applications*, Advanced Research Seminar, 2004
15. D. A. McDonald, *Blood flow in arteries*, Edward Arnold, London, 1974.
16. R. K. Hobbie, *Intermediate Physics for medicine and Biology*, Springer-Verlag, New York, 1997.
17. T. Kenner, *Cardiovascular System Dynamics: Models & Measurements*, Plenum, New York, 1982.
18. E. Mcijboom, S. Horowitz, A. Valdes-Cius, J. I. Sahn, *Circulation* **71**, 551 (1985).

19. I. Touche, R. Prasqtpiier, A. Nitsnberg, D. Zutterc, Circulation **72**,819(1985).
20. L. Hatle, B. Angeisen, Circulation **60**, 1096(1979).
21. C. Minagoe Tei, A. Kinannki, K. Arikawa, Circulation **71**, 745(1985).
22. S. Hiraishi, Y. Horiguchi, H. Misawa, Circulation **75**, 1146(1987).
23. W. R. Beyer, M. Ramirez, A. M. Josephson, M. P. Shah, Am J Card. **60**,852(1987).
24. S. Satomuro, S. Matsubara S, M. Yoshida, Memorirs of the institute of Scientific and Industrial Research. Osaka University **13**: 125(1956) (iktibas).
25. D. L. Franklin, W. Schlegel, R. F. Rushmer, Science, **134**,564(1961) ( iktibas).
26. D. W. Baker, IEEE transactions on sonic and ultrosonic SU **17**,170(1970).
27. J. Holen, R. Aaslid, K. Landmark, S. Siinoiisen, Acta med.scan **199**,455(1976).
28. S. F. Sherman, J. D. Shhn, J Pediatr **110**,333(1987).
29. N. P. Burns, C. C. Jaffe, Rad Clinics of North Am **23**, 641(1985).

30. J. K. Ascah, J. W. Stewart, A. R. Levine, A. E. Weyman, Rad Clinics of North Am . **23**,659(1985).
31. S. J. Colocousis, L. L. Huntsman, Circulation **56**,914(1977).
32. S. M. Kay, S. L. Marple, Proc. IEEE, **69**, 1380(1981).
33. T. J. Ross, Fuzzy Logic with Engineering Applications, McGraw-Hil., 1995.
34. D. L. Franklin, W. A. Schlegel, N. W. Watson Biomed. Sci. Instrum, **1**,301(1963),
35. P. J. Vaitkus, R. S. C. Cobbold and K. W. Johnston, Ultrasound Med. Biol. **14**,661(1988).
36. C. K. Yeh, P. C. Li, Ultrasonic Imag., **24**,135( 2002).
37. S. M. Kay, S. L. Marple, Spectrum analysis-a modern perspective, Proc. IEEE, cilt 69, sayı 11,1981.
38. M. Bellanger, Digital Processing of signals, Wiley, 1989.
39. H. Akaike, IEEE Transactions on Automatic Control, **19**,716(1974).
40. İ. Güler, S. Kara, N. F. Güler, M. K. Kıymık, Computer Methods &Programs in Biomedicine, **49**, 29(1996).



41. İ. Güler, F. Hardalaç, S. Müldür, Computers in Biology and Medicine, **31**,229(2001).
42. V. Cherkassky, F. Mulier, Learning From Data Concepts, Theory and Methods, Newyork Jhon Wiley and Sons. 1998.
43. J. Shing, R. Jang, IEEE Transaction on Systems, Man and Cybernetics, **23**,665(1993).
44. P. D. James, W. Donalt, Fuzzy Sets and Systems, **112**, 371(2000).
45. E.H. Mamdani, S. Assilian, Int. Journal of Man-Machine Studies, **7**(1), 1, (1975).
46. O. Akyılmaz,T. Ayan,T. Özlüdemir, “Geoid surface approximation by using Adaptive Network Based Fuzzy Inference Systems”, *AVN* p. 308 (2003).
47. N. Güler, Bulanık Kümeleme Analizi ve Bulanık Modelleme Uygulamaları, Yüksek Lisans Tezi, Muğla Üniversitesi, F.B.E. İstatistik ve Bilgisayar Bilimleri Ana Bilim Dalı, 2006.
48. J. Bezdek, “Pattern recognition with fuzzy objective function algorithms” Plenum, Newyork, (1981).
49. X.L. Xie, G. Beni, IEEE Trans Pattern Anal. Machine Intell, **13**(8), 841(1991).

50. N. Zahid, M. Limouri,A. Essaid, The Journal of the Pattern Recognition, **32**, 1089 (1999).

51. N. Bayrakcı, N. Barışçı, Elektrik Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu, **7**, 213 (2008).

52. N. Barışçı, N. Bayrakcı, 6. Vienna Conference on Mathematical Modelling, **35**, 2078 (2009).