

**KAOS TEORİSİ KULLANILARAK  
DAMARLARDAKİ AKIŞ HASTALIKLARININ TESPİTİ**

**Derya YILMAZ**

**DOKTORA TEZİ  
ELEKTRONİK-BİLGİSAYAR EĞİTİMİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

**ARALIK 2007  
ANKARA**

Derya YILMAZ tarafından hazırlanan KAOS TEORİSİ KULLANILARAK DAMARLARDAKİ AKIŞ HASTALIKLARININ TESPİTİ adlı bu tezin Doktora tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.



Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER  
Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Elektronik-Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: : Prof. Dr. Turhan ÇİFTÇİBAŞI



Üye : Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER



Üye : Prof. Dr. İnan GÜLER



Üye : Prof. Dr. Rasit AHİSKA



Üye : Yrd. Doç. Dr. Hasan Sakar BİLGE



Tarih : 14.12.2007

Bu tez, Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

## TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.



Derya YILMAZ

**KAOS TEORİSİ KULLANILARAK DAMARLARDAKİ AKIŞ  
HASTALIKLARININ TESPİTİ  
(Doktora Tezi)**

**Derya YILMAZ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

**Aralık 2007**

**ÖZET**

**Kalp damar sistemi, vücudun her bir hücresine kan taşıyan karmaşık bir fiziksel sistemdir. Kan akışı, sağlıklı damarda laminardır. Damara ait daralma ve tıkanma gibi hastalıklar sıklıkla görülen hastalıklardır ve bu durumlarda kan akışı türbülanslı olur. Ayrıca akışkan rejimdeki türbülansın şiddeti, daralmanın derecesi arttıkça artar. Arterlerde oluşan bir daralma, karmaşık, dolayısı ile kaotik bir kan akışına sebep olur. Kaotik analiz (doğrusal olmayan analiz), damarsal hastalığa sahip bir damardaki kaotik ya da türbülanslı akışın karmaşıklığının tanımlanmasında ve karmaşıklığın (türbülansın) seviyesinin tespitinde klinik amaçlar için faydalı olabilir. Bu çalışmanın amacı, kaotik analiz metotlarını kullanarak, damara ait hastalıklar hakkında bilgi sahibi olmaktır. Bu çalışmada, damarlardaki akış karakteristiklerinin belirlenmesinde güvenilir bir teknik olan ultrasonik Doppler ile elde edilen Doppler akış işaretleri, kaotik analiz metotları ile değerlendirilmiştir. Doppler işaretlerine en büyük Lyapunov üsteli, ilinti boyutu, Renyi boyut spektrumu metotları uygulanarak, sağlıklı ve hastalıklı damarlardaki kan akışının kaotik davranışı incelenmiştir. Lyapunov üsteli, dinamik bir sistemin başlangıç şartlarına hassas bağıllığını ifade eder ve değeri, kaotik sistemler için pozitifdir. İlinti boyutu, sistemin davranışında etkili olan bağımsız değişkenlerin minimum sayısını verir. Kaotik niceliklerden her biri sistem karmaşıklığını farklı şekillerde ifade ederler. Bu çalışmada iç karotid atardamarından alınan sağlıklı ve çeşitli**

derecelerdeki darlık durumlarındaki Doppler işaretleri ve aort kapakçığından alınan sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik durumlarındaki Doppler işaretleri analiz edilmiştir. Kaotik analizlerden elde edilen sonuçlara istatistiksel test uygulanarak, sağlıklı ve hastalıklı durumlar için anlamlı farklar bulunmuştur. Bu sonuçlar değerlendirilerek, hastalıklı durumların tespitinde, kullanılan kaotik analiz metotlarından hangilerinin daha etkili olduğu belirlenmiştir. Bu çalışmada, en büyük Lyapunov üsteli ve Grassberger-Procaccia algoritması kullanılarak yapılan ilinti boyutu analizlerinin, kan akışındaki karmaşık davranışın belirlenmesinde, hastalık durumlarının ve darlık derecelerinin tespitinde belirleyici oldukları görülmüştür. Sonuçlar, kaotik analiz metotlarının, damar hastalıklarının tespitinde etkili ve yararlı sonuçlar verdiğini göstermiştir.

**Bilim Kodu** : 704.3.032  
**Anahtar Kelimeler** : Kaotik analiz, doğrusal olmayan analiz,  
Lyapunov üsteli, ilinti boyutu, kan akışı, Doppler işareti  
**Sayfa Adedi** : 113  
**Tez Yöneticisi** : Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER

**DETERMINATION OF THE FLOW DISEASES IN THE VESSELS USING  
THE CHAOS THEORY**

**(Phd. Thesis)**

**Derya YILMAZ**

**GAZİ UNIVERSITY  
INFORMATICS INSTITUTE**

**December 2007**

**ABSTRACT**

The cardiovascular system is a complex physical system that transports the blood to each cell of the body. The blood flow is laminar in the healthy vessel. The vascular diseases e.g. stenosis, occlusion frequently appear and turbulent blood flow occurs in this conditions. In addition, the turbulence rate of fluid regime increases while degree of the stenosis is increased. An arterial stenosis induces to a turbulence as chaotic blood flow. Chaotic analysis (nonlinear analysis) can characterize the complexity of chaotic or turbulent flow in an artery caused by vascular disease and can detect the degree of turbulence for clinical purposes. The goal of this research is examination of the vascular diseases using the nonlinear analysis methods. In this study, the Doppler signals obtained from Doppler ultrasonography that is a reliable technique to determine the flow characteristics of vessels, were evaluated using by chaotic analysis. The chaotic behaviour of the blood flow in healthy and diseased vessels was examined with the largest Lyapunov exponent, correlation dimension, Renyi dimension spectrum methods. The Lyapunov exponent quantifies the sensitivity to the initial conditions of a dynamic system and it's value is positive for the chaotic systems. The correlation dimension gives the minimum number of independent variables that manages the system behaviour in the chaotic systems. The each chaotic invariant indicates the system's complexity by different meanings. The Doppler signals obtained from the internal carotid

artery that belong to healthy and various degree stenosed case and the Doppler signals obtained from aortic valve for healthy case, aortic stenosis and aortic insufficiency diseases were examined. The second-order statistical test was applied to the results obtained from chaotic analysis and the significantly differences were found for healthy and disease conditions. The effective chaotic analysis methods through used in this study were determined to establishing the disease conditions. In this study, it has been determined that the largest Lyapunov exponent and correlation dimension analysis made by using the Grasberger-Procaccia algorithm are distinctive methods for determining the complex behaviour in the blood flow such as disease case and degree of stenosis. The results have shown that the chaotic analysis methods give effective and useful results for detection the vessel disorders.

**Science Code : 704.3.032**

**Key Words : Chaotic analysis, nonlinear analysis, Lyapunov exponent, correlation dimension, blood flow, Doppler signal**

**Page Number: 113**

**Adviser : Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER**

## TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca yardım ve katkılarıyla ben yönlendiren değerli Hocam Sayın Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER'e, değerli bilgi ve görüşlerinden faydalandığım Hocam Sayın Prof. Dr. İnan GÜLER'e, ayrıca verilerin kaydı konusunda çalışmaya destek veren Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığına ve Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi Radyoloji Bölümü doktorlarından Dr. Hale Musapaşaoğlu ve Dr. İsmail Kırbaş'a, Ekokardiyografi Bölümü doktoru Prof. Dr. N. Kürşad Tokel'e, manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan eşime, aileme, varlığı ile beni umutlandıran biricik kızım Beyza Yılmaz'a, çalışmalarımda beni destekleyen Sayın Prof. Dr. Turhan Çiftçi'na ve çalışma arkadaşlarıma teşekkür ederim.



## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
ÖZET .....	iv
ABSTRACT .....	vi
TEŞEKKÜR .....	viii
İÇİNDEKİLER .....	ix
ÇİZELGELERİN LİSTESİ .....	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ .....	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	xvii
1. GİRİŞ .....	1
2. FİZYOLOJİK İŞARETLER ÜZERİNDE YAPILAN KAOTİK ANALİZLER: LİTERATÜR ARAŞTIRMASI .....	5
3. KAOTİK ANALİZ YÖNTEMLERİ .....	11
3.1. Gürültü Bastırma .....	13
3.2. Faz Uzayında Yeniden Oluşturma .....	16
3.2.1. Zaman gecikmesinin belirlenmesi .....	20
3.2.2. Yerleştirme boyutunun belirlenmesi .....	21
3.3. Lyapunov Üsteli .....	26
3.3.1. Zaman serisinden en büyük Lyapunov üstelinin hesaplanması .....	27
3.4. Fraktal Boyutlar .....	30
3.4.1. Takens kestirimi .....	33
3.5. İstatistiksel Test .....	34
3.6. Kullanılan Kaotik Analiz Metotları .....	35

4. DOPPLER İŞARETİ VE ÖN İŞLEMLER .....	37
4.1. Doppler İşaretlerinin Değerlendirilmesi .....	38
4.2. Gürültü Bastırma .....	39
4.2.1. Dalgacık dönüşümü ile gürültünün bastırılması .....	40
5. ANALİZ SONUÇLARI VE İRDELEME .....	52
5.1. İç Karotid Atardamar Doppler İşaretlerinin Kaotik Analizi .....	53
5.1.1. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin en büyük Lyapunov üsteli (EBLÜ) hesabı .....	57
5.1.2. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin ilinti boyutu hesabı .....	60
5.1.3. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin Renyi boyut spektrumu .....	69
5.1.4. İç karotid atardamar Doppler işaretleri üzerinde Takens kestirimi kullanılarak ilinti boyutu hesabı .....	72
5.1.5. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin kaotik analizlerinin değerlendirmesi .....	74
5.2. Aort Kapakçığına Ait Doppler İşaretlerinin Kaotik Analizi .....	79
5.2.1. Aort kapakçığına ait Doppler işaretlerinin en büyük Lyapunov üsteli (EBLÜ) hesabı .....	84
5.2.2. Aort kapakçığına ait Doppler işaretlerinin ilinti boyutu hesabı .....	86
5.2.3. Aort kapakçığına ait Doppler işaretlerinin Renyi boyut spektrumu .....	93
5.2.4. Aort kapakçığına ait Doppler işaretlerinin kaotik analizlerinin değerlendirilmesi .....	95
6. SONUÇ .....	99
KAYNAKLAR .....	102
ÖZGEÇMİŞ .....	112

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

<b>Çizelge</b>	<b>Sayfa</b>
Çizelge 5.1. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin zaman gecikmesi ( $\tau$ ) ve yerleştirme boyutu ( $m$ ) değerleri .....	56
Çizelge 5.2. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretleri için hesaplanan EBLÜ değerleri .....	58
Çizelge 5.3. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin EBLÜ değerleri ( $ort \pm ss$ ) ve student-t testi sonuçları.....	59
Çizelge 5.4. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin ilinti boyutu değerleri ( $m=8$ ) ( $ort \pm ss$ ) ve student-t testi sonuçları.....	62
Çizelge 5.5. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretleri için hesaplanan ilinti boyutu değerleri .....	63
Çizelge 5.6. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin ilinti boyutu değerleri ( $m=15$ ) ( $ort \pm ss$ ) ve student-t testi sonuçları...	66
Çizelge 5.7. İç karotid atardamar Doppler işaretleri için değişik zaman gecikmesi değerlerinde hesaplanan ilinti boyutu değerleri ( $ort \pm ss$ ) ve student-t testi sonuçları .....	67
Çizelge 5.8. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretleri için Renyi boyut spektrumundan elde edilen kapasite, bilgi ve ilinti boyutu değerleri .....	70
Çizelge 5.9. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin kapasite ( $D_0$ ), bilgi ( $D_1$ ) ve ilinti ( $D_2$ ) boyutu değerleri ( $ort \pm ss$ ) ve student-t testi sonuçları.....	71
Çizelge 5.10. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretleri için Takens kestirimi ile bulunan ilinti boyutu değerleri .....	73
Çizelge 5.11. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin Takens kestirimi ile bulunan ilinti boyutu değerleri ( $ort \pm ss$ ) ve student-t testi sonuçları .....	74
Çizelge 5.12. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretlerinin zaman gecikmesi ( $\tau$ ) ve yerleştirme boyutu ( $m$ ) değerleri .....	83

Çizelge 5.13. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretlerinin zaman gecikmesi ve yerleştirme boyutu değerleri ( $ort\pm ss$ ) ve student-t test sonuçları.....	83
Çizelge 5.14. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretlerinin EBLÜ değerleri .....	85
Çizelge 5.15. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretlerinin EBLÜ değerleri ( $ort\pm ss$ ) ve student-t testi sonuçları.....	86
Çizelge 5.16. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretlerinin ilinti boyutu değerleri ( $m=15$ ) .....	88
Çizelge 5.17. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretlerinin ilinti boyutu değerleri ( $ort\pm ss$ ) ve student-t testi sonuçları .....	89
Çizelge 5.18. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretleri için değişik zaman gecikmesi değerlerinde hesaplanan ilinti boyutu değerleri ( $ort\pm ss$ ) ve student-t testi sonuçları .....	91
Çizelge 5.19. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretlerinin kapasite ( $D_0$ ), bilgi ( $D_1$ ) ve ilinti ( $D_2$ ) boyutu değerleri ( $ort\pm ss$ ) ve student-t testi sonuçları.....	94

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1. Doppler işaretlerinin kaotik analizine ait işlemler .....	13
Şekil 3.2. Periyodik (sinüs) (a), kaotik (Lorenz) (b) ve gürültü (rasgele) (c) işaretlerinin güç spektrumları ve faz uzayındaki çekicileri.....	15
Şekil 3.3. Van der Pol osilatörün çeşitli parametre değerlerinde ürettiği işaretler ve bunların üç boyutlu faz uzayında yeniden oluşturulan çekicileri.....	19
Şekil 3.4. Rössler zaman serisi için zaman gecikmesinin ve yerleştirme boyutunun belirlenmesi a) Rössler denklemleri kullanılarak üretilen zaman serisi b) Karşılıklı bilgi fonksiyonu c) Cao'nun metoduna ait fonksiyon eğrisi.....	24
Şekil 3.5. Rössler verisinin faz uzayında yeniden oluşturulması ( $\tau=10$ ) a) İki boyutlu faz uzayındaki çekici b) Üç boyutlu faz uzayındaki çekici.....	25
Şekil 3.6. En büyük Lyapunov üstelinin hesaplanması.....	28
Şekil 4.1. Doppler ultrasonografi .....	37
Şekil 4.2. Düzgün (a) ve türbülanslı (b) akış .....	39
Şekil 4.3. Bir işaretin dalgacık ayrıştırma ağacı .....	41
Şekil 4.4. İleri (a) ve ters (b) dalgacık dönüşümü ile denoising .....	42
Şekil 4.5. Sert eşiklendirme (a), yumuşak eşiklendirme (b) .....	42
Şekil 4.6. Denoising işlemi öncesi (a) ve sonrası (b) .....	44
Şekil 4.7. Sağlıklı iç karotid atardamar Doppler işaretinin (denek no: 1) gürültü bastırma işlemi öncesi (a) ve sonrasındaki (b) durumu ve belirli bir bölgenin detayı (c).....	45
Şekil 4.8. Sağlıklı (denek no: 4) (a) ve ciddi derecede daralmış (denek no: 52) (b) iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin gürültü bastırma işlemi öncesi ve sonrasındaki güç yoğunluk spektrumları.....	46

Şekil 4.9. Sağlıklı (denek no: 4) (a, b) ve ciddi derecede daralmış (denek no: 52) (c, d) iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin gürültü bastırma işlemi öncesi (a, c) ve sonrasındaki (b, d) sonogramları.....	47
Şekil 4.10. Sağlıklı bir aort kapakçığına ait Doppler işaretinin (denek no: 1) gürültü bastırma işlemi öncesi (a) ve sonrasındaki (c) durumları ve işaretlenmiş bölgelerin detayları (b, d) .....	48
Şekil 4.11. Darlık bulunan bir aort kapakçığına ait Doppler işaretinin (denek no: 26) gürültü bastırma işlemi öncesi (a) ve sonrasındaki (c) durumları ve işaretlenmiş bölgelerin detayları (b, d).....	48
Şekil 4.12. Sağlıklı (denek no: 1) ve darlık bulunan aort kapakçığına ait Doppler işaretinin (denek no: 26) gürültü bastırma işlemi öncesi (a, c) ve sonrasındaki (c, d) sonogramları .....	49
Şekil 4.13. Sağlıklı (denek no: 2) (a), aort yetmezlik (denek no: 39) (b) ve aort darlık (denek no: 26) (c) Doppler işaretlerinin gürültü bastırma işlemi öncesi ve sonrasındaki güç yoğunluk spektrumları .....	50
Şekil 5.1. İç karotid atardamardan alınan sağlıklı (a) ve darlık (b) durumlarına ait normalize edilmiş Doppler işaretleri.....	54
Şekil 5.2. Sağlıklı bir iç karotid atardamar Doppler işareti için (denek no:8) zaman gecikmesi (a) ve yerleştirme boyutunun (b) belirlenmesi .....	55
Şekil 5.3. İç karotid atardamar Doppler işaretleri için hesaplanan EBLÜ değerleri .....	57
Şekil 5.4. Sağlıklı ve darlık grupları için hesaplanan EBLÜ değerleri (ort±ss) .....	59
Şekil 5.5. Sağlıklı (denek no: 1) (a) ve orta derecede daralmış (denek no: 42) (b) iç karotid atardamar Doppler işaretleri için hesaplanan ilinti integrallerinin log-log gösterimleri ve ilinti boyutunun hesaplandığı bölge.....	61
Şekil 5.6. Sağlıklı (denek no: 1) (a) ve orta derecede daralmış (denek no: 42) (b) iç karotid atardamar Doppler işaretleri üzerinde hesaplanan ilinti boyutu .....	61
Şekil 5.7. Ciddi derecede daralmış (denek no: 47) bir Doppler işareti için 15 boyutlu faz uzayında ( $m=1,2,\dots,15$ ), yarıçap $r$ 'nin fonksiyonu olarak hesaplanan ilinti integralleri (a) log-log gösterimleri ve ilinti boyutu hesabında kullanılan doğrusal bölge (b).....	64

Şekil 5.8. Sağlıklı (denek no: 8) (a) ve ciddi derecede daralmış (denek no: 47) (b) Doppler işaretleri için, yerleştirme boyutunun bir fonksiyonu olarak hesaplanan ilinti boyutları .....	65
Şekil 5.9. Sağlıklı ve darlık grupları için hesaplanan ilinti boyutları (ort±ss) .....	66
Şekil 5.10. İç karotid atardamar Doppler işaretleri için zaman gecikmesinin değişik değerlerinde hesaplanan ilinti boyutları .....	68
Şekil 5.11. İç karotid atardamar Doppler işaretleri için zaman gecikmesinin $\tau_{KBF}$ olarak seçilmesi durumunda hesaplanan ilinti boyutları (ort±ss) .....	69
Şekil 5.12. İç karotid atardamar Doppler işaretleri için hesaplanan Renyi boyut spektrumları .....	69
Şekil 5.13. Sağlıklı ve çeşitli derecelerde darlık bulunan iç karotid atardamar Doppler işaretleri için Renyi boyut spektrumu ile tespit edilen kapasite, bilgi ve ilinti boyutları .....	72
Şekil 5.14. Kalbin anatomik yapısı .....	80
Şekil 5.15. Aort kapakçığından alınan sağlıklı (a) ve darlık (b) durumlarına ait normalize edilmiş Doppler işaretleri .....	81
Şekil 5.16. Bir aort yetmezlik Doppler işareti için (denek no: 29) zaman gecikmesi (a) ve yerleştirme boyutunun (b) belirlenmesi .....	82
Şekil 5.17. Aort kapakçığına ait Doppler işaretleri için hesaplanan EBLÜ değerleri .....	84
Şekil 5.18. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik grupları için hesaplanan EBLÜ değerleri (ort±ss) .....	85
Şekil 5.19. Sağlıklı (-x-), aort yetmezlik (-o-) ve aort darlık (-□-) Doppler işaretleri için 15 boyutlu faz uzayında hesaplanan ilinti boyutları .....	87
Şekil 5.20. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik grupları için hesaplanan ilinti boyutu değerleri (ort±ss) .....	88
Şekil 5.21. Bir aort darlık (denek no: 31) Doppler işareti için 20 boyutlu faz uzayında yarıçap $r$ 'nin fonksiyonu olarak hesaplanan ilinti integrallerinin log-log gösterimleri ve ilinti boyutu hesabında kullanılan doğrusal bölge .....	90

Şekil 5.22. Sağlıklı (-x-), aort yetmezlik (-o-) ve aort darlık (-□-) Doppler işaretleri için yerleştirme boyutunun ( $m$ ) bir fonksiyonu olarak hesaplanan ilinti boyutları .....	91
Şekil 5.23. Aort kapakçığına ait Doppler işaretleri için zaman gecikmesinin değişik değerlerinde hesaplanan ilinti boyutları .....	92
Şekil 5.24. Aort kapakçığına ait Doppler işaretleri için zaman gecikmesinin $\tau_{KBF}$ olarak olarak seçilmesi durumunda hesaplanan ilinti boyutları ( $ort \pm ss$ ).....	93
Şekil 5.25. Aort kapakçığına ait Doppler işaretleri için hesaplanan Renyi boyut spektrumları .....	94
Şekil 5.26. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik grupları için Renyi boyut spektrumlarından elde edilen fraktal boyutlar .....	95



## SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

<b>Simgeler</b>	<b>Açıklama</b>
$x_n, x_i$	Zaman serisinin elemanı
$y(n), \vec{y}_i, y(k)$	Faz uzayında yeniden oluşturulmuş vektör
$\dot{x}(n)$	Ölçülmüş değişkenin zamana göre türevi
$\tau_s, \Delta t$	İşaret örnekleme zamanı
$R^m$	$m$ boyutlu Öklit uzayı
$\tau$	Zaman gecikmesi
$m$	Yerleştirme boyutu (faz uzayının boyutu)
$\ \dots\ $	Öklit farkı
$C_L(T)$	Doğrusal özilinti fonksiyonu
$I_{AB}(T), I(T)$	Karşılıklı bilgi fonksiyonu
$P(x(n))$	Bir ölçümünde $x(n)$ 'nin görülme olasılığı
$P(x(n+T))$	Bir ölçümünde $x(n+T)$ 'nin bulunma olasılığı
$P(x(n), x(n+T))$	$x(n)$ ve $x(n+T)$ 'nin birleşik olasılığı
$a(i, m)$	Cao'nun metodunda $m$ boyutundaki en yakın eğriler arasındaki Öklit farkı
$E(m)$	Cao'nun metoduna göre $a(i, m)$ 'lerin ortalaması

$\delta_x$	Faz uzayındaki iki yakın eğri üzerinde yer alan birbirine en yakın iki nokta arasındaki fark
$\lambda$	Lyapunov üsteli
$f, f'$	Wolf'un algoritmasına göre faz uzayındaki iki yakın eğri üzerinde yer alan birbirine en yakın iki nokta arasındaki başlangıçtaki ve bir $t$ zamanı sonraki Öklit farkları
$\log$	Doğal logaritma ( $\log_e$ )
$d_j(i)$	Rosenstein'in algoritmasına göre, $i$ ayrık zaman adımlarında en yakın komşuların $j$ . çifti arasındaki Öklit fark
$C_j$	Rosenstein'in algoritmasına göre, en yakın komşuların $j$ . çifti arasındaki başlangıçtaki Öklit fark
$p(k)$	Tahmin hatası
$p_j$	Küme içinde bulunan bir noktanın $i$ hiperküpünde olma olasılığı
$N$	Küme içindeki noktaların toplam sayısı
$N_i$	$i$ hiperküpündeki kümenin noktalarının sayısı
$r$	Boyut hesabı için faz uzayındaki eğriyi oluşturan noktalar kümesinin bölüdüğü hücrelerin büyüklüğü
$N(r)$	Boyut hesabı için $r$ büyüklüğündeki $m$ boyutlu hücrelerin sayısı
$D_q$	Fraktal boyut spektrumu ( $q=0,1,2,..$ için $D_0$ :kapasite, $D_1$ :bilgi, $D_2$ :ilinti boyutu)
$C(m,r)$	İlinti toplamı

$\rho(\ell)$	$\ell$ şartı sağlandığında 1, sağlanmadığında 0 değerini alan Heaviside adım fonksiyonu
$p$	İstatistiksel anlamlılık düzeyi
$H_0, H_1$	Hipotez
$\Delta f$	Doppler kayma frekansı
$f_s$	Gönderilen dalga frekansı
$v$	Kan akış hızı
$\theta$	Gönderici kristal eksenine ile akış yönü arasındaki açı
$\phi$	Alıcı kristal eksenine ile akış yönü arasındaki açı
$c$	Ultrasonik dalganın ortamdaki hızı
$s(n)$	Gürültülü işaret
$e(n)$	Gürültü
$A_n$	Asıl dalgacık katsayısı ( $n$ ayrıştırma seviyesi)
$D_n$	Detay dalgacık katsayısı ( $n$ ayrıştırma seviyesi)
$\sigma^2$	Gürültünün varyansı
$\frac{dx}{dt} = \sigma(y - x); \frac{dy}{dt} = -xz + rx - y; \frac{dz}{dt} = xy - bz$	Lorenz denklem sistemi
$\frac{dx}{dt} = -y - z; \frac{dy}{dt} = x + ay; \frac{dz}{dt} = b + z(x - c)$	Rössler denklem sistemi
$\frac{d^2 x_1}{dt^2} - b(1 - x_2^2) \frac{dx_1}{dt} + x_3 = a \cos(\omega t)$	Van der Pol osilatör denklemi

**Kısaltmalar****Açıklama****DC**

Doğru akım

**Db**

Daubechies dalgacık

**dB**

DesiBell

**EBLÜ**

En büyük Lyapunov üsteli

**EKG**

Elektrokardiyogram

**EEG**

Elektroensofelogram

**FIR**

Finite impulse response

**IIR**

Infinite impulse response

**KHD**

Kalp atım hızı değişkenliği

**YSA**

Yapay sinir ağı

## 1. GİRİŞ

Kaos teorisi, dinamik sistemlerin karmaşık davranışlarının tanımlanmasına odaklanan bir çalışma alanıdır. Teoride nüfus artışı, ekonomik değişimler, dünya buz kütleleri gibi gerçekte zaman içinde oluşan her şey kaotik olabilir. Kaosun meydana gelmesi, belirli parametrelere olduğu kadar sistemin yapısına da bağlıdır. Kaos, çok sayıda elemanın birbiriyle etkileştiği, çeşitli davranış şekilleri gösterebilen ve genellikle de dışarıyla madde ve enerji alışverişi yapan sistemlerde ortaya çıkar. Doğrusal olmayan bir sistem, değişim anında değişim kurallarının da değiştiği bir sistemdir ve sistem, dışarıdan gelebilecek etkilere karşı açıksa, sistemden beklenmeyen davranış biçimleri görülebilir. Örneğin hava direncinin hızın küpüyle değiştiği bir sarkaç deneyinde, dışarıdan periyodik bir kuvvetin etkisiyle, sürtünme katsayısının belli bir değerinden sonra kaotik bir davranış görülmektedir [1-3].

Kaos, deterministik (belirlenimci) bir sistemin, düzensiz yani hiç beklenmedik bir şekilde davranabilmesidir. Örneğin, düzgün bir borudan akan bir sıvının akışında bazen kaotik durumlar görülebilir. Newton kanunlarından elde edilen dinamik denklemler düzgün akışları ifade edebilirken, akışkanın akış hızı belirli bir değeri aştıktan sonra akışta girdaplar (türbülans) oluşur ve Newton kanunları geçerliliğini yitirir. Yani akış artık kaotiktir. Kaos, fizik, kimya, matematik, biyoloji, sosyoloji, ekonomi, tarih, atmosferik olaylar, uluslararası ilişkiler, mühendislik gibi birçok alanda çalışılmıştır [1]. Sağlık alanındaki uygulamaları ise geniş bir spektrumda kendini gösterir [1, 4-6].

Kaos teorisi ortaya çıkışı ile beraber, çok sayıda değişken tarafından kontrol edilen fizyolojik sistemlerden alınan işaretlere (kalp damar sistemi, kalp atım hızı değişkenliği, solunum, beyinsel aktiviteler, kan akışı, kan basıncı vb.) uygulanarak bu sistemlerin kaotik özellikleri belirlenmeye çalışılmıştır [4-6]. Fizyolojik işaretlerin kaotik analizi yoluyla elde edilen bilgiler, sistem davranışının yorumlanmasında kullanılmıştır. Kaotik ya da doğrusal olmayan analizde, sağlıklı fizyolojik sistemler kaosun belirli bir derecesi ile karakterize edilebilirler. Patolojik durumlarda ise fizyolojik sistemin kaotik göstergelerinde artış ya da azalış gözlenebilir. Böylelikle

patolojik durumun sistemin çalışması üzerindeki etkileri tespit edilerek, tıbbi teşhis ve erken tanı sistemlerinin gelişimine katkıda bulunulabilir.

Kalp damar sistemi; kan basıncını, kan akışını, kan iyon yoğunluğunu, vücut sıcaklığını vb. düzenleyen geri besleme mekanizmaları tarafından yönetilir. Yani, kalbin davranışını bu tür geri besleme mekanizmaları belirler ve kalbin bir dinamik sistem gibi davrandığı ifade edilmiştir [7]. Kalp atım hızı değişkenliği, elektrokardiyogram ve solunum işaretleri üzerinde yapılan doğrusal olmayan analizlerde kaotik yapının varlığı ortaya konmuş ve değişik patolojik durumlar ve kardiyak hastalıkları için kaotik davranışlar incelenmiştir [8-19]. Kalp damar sistemi içindeki damar hareketi, kan basıncı ve kan akış işaretleri üzerinde yapılan çeşitli doğrusal olmayan analizlerde de kan akışının kaotik özellikleri değişik durumlar için araştırılmış ve kan akışının kaotik davranışa sahip olduğu görülmüştür [20-27]. Bu çalışmada sağlıklı ve hastalıklı damarlardaki kan akışının kaotik davranışını incelemek amacıyla, kaotik analiz metotları iç karotid atardamar ve aort kapakçığından alınan ultrasonik Doppler işaretlerine uygulanmıştır.

Ultrasonik Doppler, damarlardaki kan akışının ve akış karakteristiklerinin incelenmesinde kullanılan, insan vücuduna zarar vermeden doğru ve güvenilir ölçüm yapan ve yaygın olarak kullanılan bir tekniktir. Doppler prensibine göre damarlardaki kan akışından elde edilen Doppler işaretleri, kan akış hızı profili, hız değişimleri, basınç düşmesi, akış miktarı, türbülans durumu ve damarın yapısı hakkında bilgi verir [28-30]. Ultrasonik Doppler işaretleri genellikle geleneksel spektral analiz metotları ile analiz edilmişlerdir. Spektral analizlerle Doppler spektrum ve sonogramları elde edilmiştir ve bunlar üzerinde hesaplanan bazı parametreler (Doppler indeksleri) hastalıklı durumların tespitine imkan vermektedir [30, 31]. Bu parametreler, akış hızı, akış hacmi, kapakçık alanı vb. ve sonogramlar üzerinden hesaplanan sistolik/diastolik oran, pulsatil indeks ve rezistans indeksidir. Doppler ultrasonografinin dezavantajı, uygulayıcı kişinin bilgi ve becerisine bağlı olmasıdır. Bu nedenle bu hesaplamalarda hata payı sözkonusu olabilmektedir. Ancak durağan olmayan bir yapıya sahip olan Doppler işaretleri, kalp damar sisteminin doğrusal olmayan davranışının etkisi altındadırlar ve bu nedenle kaotik olarak

nitelendirilerek, doğrusal olmayan analiz metotları ile de incelenmişlerdir [10, 20, 21, 32, 33]. Bu çalışmalarda Doppler işaretlerinin spektrumlarından ya da sonogramlarından elde edilen maksimum frekanslı dalga şekilleri kullanılmıştır.

Doppler ultrasonografi ile damar hastalıklarına sahip damarlardan elde edilen Doppler işaretleri, sağlıklı damarlardan farklı akış karakteristikleri gösterirler [34]. Kan, sağlıklı damarlardan düzgün bir şekilde akarken, akış hızı belirli bir değeri aştığında ya da damar daralmış ise akış türbülansa girer [35, 36]. Kan akışı türbülansa girdiğinde, akışkan moleküllerinin hızları ve yönleri değişir ve akış çizgileri birbirini keser. Akış hızında yerel ve rasgele değişimler görülür. Bu durumda akış dinamikleri kaotik özellikler gösterir [37]. Doppler işaretleri kan hücrelerinin hızlarıyla orantılı olduklarından, geniş bir büyüklük ve frekans dağılımına sahiptirler ve bu çalışmada kan akışının kaotik durumunun analizi için kullanılmışlardır.

Bu çalışmada, tıbbi teşhis ve erken tanı sistemlerinin gelişimine katkıda bulunabilmek ve damarlardaki patolojik durumların tespitine dayanak oluşturacak sonuçlara ulaşmak amacıyla, sağlıklı ve hastalıklı damarlardaki kan akış dinamikleri, kaotik analiz metotları kullanılarak değerlendirilmiştir. Sağlıklı ve bir damar hastalığına sahip damarlardan elde edilen kan akış işaretleri için hesaplanan kaotik nicelikler değerlendirilmiş ve birbirleri ile istatistiksel olarak karşılaştırılarak, kaotik analizin sağlıklı ve hastalıklı durumlarda ürettiği sonuçlar yorumlanmıştır. Bu amaçla, güvenilir bir teknik olan Doppler ultrasonografi ile elde edilen ve genellikle spektral analiz metotları ile analiz edilmiş olan ultrasonik Doppler işaretlerinin kaotik analizleri yapılmıştır. Sağlıklı ve hastalıklı damarlardaki kan akış dinamiklerinin, en büyük Lyapunov üsteli, ilinti boyutu, Renyi boyut spektrumu gibi kaotik göstergelerle değerlendirilmesi uygun görülmüştür ki bunlardan en büyük Lyapunov üsteli ve ilinti boyutu, kaosun göstergesi olarak kabul edilen ve literatürde en çok kullanılan analiz metotlarıdır. En büyük Lyapunov üsteli, dinamik bir sistemin zaman içindeki üstel gelişme oranıdır ve kaotik sistemler için pozitif değere sahiptir. İlinti boyutu ise sistemin bağımsız değişkenlerinin minimum sayısını ifade eder ve sistem karmaşıklığının bir ölçüsüdür. Kaotik sistemlerin, ilinti boyutları tam

sayı değildir (fraktal). Renyi boyut spektrumu (genelleştirilmiş boyut spektrumu) ise sisteme ait fraktal boyutları (kapasite, bilgi ve ilinti boyutu) verir.

Bu çalışmanın ikinci bölümünde, fizyolojik sistemler ve bu sistemlerden alınan fizyolojik işaretler üzerinde bu güne kadar yapılmış olan kaotik analiz çalışmaları hakkında bilgi verilmiştir. Üçüncü bölümde, kaotik zaman serisi analizinin nasıl yapılacağı, kullanılan yöntemler ve bu yöntemleri kullanırken dikkat edilmesi gereken hususlar açıklanmıştır. Doğrusal olmayan analize ait metotlar açıklanırken, bilinen kaotik sistemler üzerinde yapılan uygulamaları da gösterilmiştir. Ayrıca kaotik analiz sonuçlarına uygulanan istatistiksel test açıklanmıştır.

Dördüncü bölümde, Doppler ultrasonografi ve Doppler işareti hakkında bilgi verilmiş ve kaotik analiz öncesinde Doppler işaretleri üzerinde yapılan gürültü bastırma işlemi açıklanmıştır. Fizyolojik işaretler genellikle gürültüdür ve gürültünün bastırılması kaotik analiz için gereklidir. Gürültü bastırma işlemi için dalgacık dönüşümü kullanılmıştır ve Doppler sonogramlarını bozmayacak şekilde ve minimum bilgi kaybı dikkate alınarak Doppler işaretleri için en uygun dalgacık parametreleri seçilmiştir. Uygulanan süzgeçleme işleminin sonuçları, Doppler işaretleri üzerinde ve Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları ve sonogramları elde edilerek gösterilmiştir.

Beşinci bölümde, damarlardaki problemlili durumların tespiti için Bölüm 3'de açıklanan kaotik analiz metotlarının, iç karotid atardamar ve aort kapakçığından alınan Doppler işaretleri üzerindeki uygulama sonuçlarına yer verilmiştir. Hesaplanan kaotik niceliklere uygulanan istatistiksel test sonuçları değerlendirilmiştir.

Altıncı bölümde ise çalışmanın sonuçları değerlendirilerek, iç karotid atardamar ve aort kapakçığına ait Doppler işaretleri için kaotik analiz metotlarının hastalıklı durumun tespitini sağlamadaki katkısı ve başarısı belirtilmiştir.



## 2. FİZYOLOJİK İŞARETLER ÜZERİNDE YAPILAN KAOTİK ANALİZLER: LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

Kaos teorisi ortaya çıkışı ile beraber, çok sayıda değişken tarafından kontrol edilen fizyolojik sistemlerden alınan işaretlere uygulanmış ve bu sistemlerin modellenmesinde kullanılmıştır. İnsan veya hayvanların çeşitli fizyolojik sistemlerinden alınan işaretler üzerine, kaotik analiz yöntemlerinin bir kısmı veya tamamı uygulanarak bu sistemlerin kaotik özellikleri ortaya konmaya çalışılmıştır.

Fizyolojik sistemlere ait kaotik zaman serileri üzerinde yapılan çalışmalara bakıldığında, kalp damar sistemi ve buna bağlı olarak kalp atım ritimleri (Elektrokardiyogram-EKG), ardışık iki kalp atımı arasındaki zamanların hesaplanması ile elde edilen kalp atım hızı değişkenliği (KHD), solunum sistemi, dolaşım sistemi, damar hareketleri, damarlardaki kan akış hızı ve kan basıncı değişimleri, sinirsel aktiviteler, beyin işaretleri (Elektroensefalogram-EEG) vb. değişik birçok sistem analiz edilmiştir. Bu analizlerde çoğunlukla Lyapunov üsteli hesabı, ilinti boyutu hesabı kullanılmakla birlikte, kapasite boyutu (fraktal boyut), bilgi boyutu (Kaplan-Yorke boyutu), entropi vb. gibi hesaplamalar da yapılmıştır.

Kalp damar sistemi; kan basıncını, kan akışını, kan iyon yoğunluğunu, vücut sıcaklığını vb. düzenleyen geri besleme mekanizmaları tarafından yönetilir. Kalp atım hızı değişkenliğinin (KHD) ve Elektrokardiyogramların (EKG) doğrusal analizleri, kalbin çalışmasını belirlemek için yararlı metotlardır. Bunlar üzerinde yapılan doğrusal olmayan analizlerde kaotik davranışlar tespit edilmiştir. Sağlıklı yetişkinlerde, KHD'deki doğrusal olmayan dinamikler, kaotik yapının varlığını göstermektedir. Ancak, patolojik durumlarda bunların anlaşılması zordur çünkü böyle bir durumda kalp damar sistemi ile solunum sisteminin karşılıklı etkileşimi bozulmuş olabilir [4]. KHD zaman serileri üzerinde yapılan Lyapunov üsteli hesaplamaları ile kaotik yapının varlığı ortaya konmuştur [8, 9]. Otonom sinir sistemi fonksiyonlarındaki anormalliklerin kardiyak kaosu azalttığı bulunmuştur [8].

Hastalıklı ve sağlıklı durumlarda alınan EKG, KHD, solunum, atardamar ve toplardamar basıncı işaretleri için zaman ve frekans alanında analizler yapılmış, Lyapunov üsteli ve ilinti boyutu hesaplanmıştır [10]. Değişik patolojik durumlar için hesaplanan değerlerdeki değişimler, bu durumların tanısı ve tahmini için kullanılabilir. Başka bir çalışmada koroner arter hastaları ile sağlıklı kişilerin, on iki kanal EKG ölçümü senkronizeli olarak alınarak, Lyapunov üstelleri hesaplanmıştır [11]. Koroner arter hastalarında, aynı kanallara ait en büyük Lyapunov üsteli, sağlıklı kişilerdekinden daha küçük çıkmıştır.

Solunum seslerinin durağanlığı, doğrusallığı ve kaotik niceliklerinin incelendiği bir çalışmada, soluk borusundan ve akciğerlerden alınan ses işaretleri için ilinti boyutu, Lyapunov spektrumu ve Kaplan-Yorke boyutu hesaplanmıştır [12]. Elde edilen tüm değerler kaotik davranışı göstermektedir. Lyapunov üstellerinin toplamı negatif olmakla beraber en büyük Lyapunov üsteli pozitif çıkmıştır.

KHD'nin parasempatik (vagal) ve sempatik aktivitelerin kalp atımı üzerindeki etkileri, en büyük Lyapunov üsteli hesabı yapılarak belirlenmeye çalışılmış ve çeşitli kardiyak rahatsızlıklarına ait zaman serileri üzerinde en büyük Lyapunov üsteli ve entropi hesaplamaları ile sınıflama çalışması da yapılmıştır [13, 14]. Sempatik ve parasempatik kontrol mekanizmaları ile ilişkili olan uykunun, farklı evrelerinde kaydedilen EKG işaretleri üzerinde ilinti boyutu, Lyapunov üsteli, entropi hesapları yapılmıştır [15, 16]. Hızlı göz hareketi uykusu (Rapid Eye Movement), diğer uyku evreleri ile karşılaştırıldığında, Lyapunov üstelinde artış, ilinti boyutunda ise azalma tespit edilmiştir. Hızlı göz hareketi uykusunda kaotik durumda ortaya çıkan artış, bu sırada KHD'nin de artmış olmasının, ilinti boyutundaki azalma ise bu sırada solunum etkilerinin azalmasının göstergeleri olarak yorumlanmıştır [15, 16].

Çocuk, genç, orta yaşlı ve yaşlı olmak üzere dört farklı yaş gurubundan alınan kalp atımı işaretlerini üzerinde yapılan başka çalışmada; en büyük Lyapunov üsteli, entropi ve fraktal boyut hesaplanarak, KHD'nin düşük boyutlu kaotik karakteristiğe sahip olduğu ve ilerleyen yaşla birlikte kaosun azaldığı ortaya çıkarılmıştır [17].

Kardiyomiyopati hastaları ile kontrol grubundan alınan KHD işaretleri için, zaman gecikmesinin ilinti boyutu hesabı üzerindeki etkisi incelenmiştir [18]. Çalışma ilinti boyutunun zaman gecikmesine duyarlı olduğunu göstermiştir ve sağlıklı gruba ait ilinti boyutu, hastalıklı grup için elde edilenden anlamlı derecede büyük çıkmıştır. Bu sonuç, kardiyak hastalıklarının bir göstergesi olarak dikkate alınabilir.

Arteriyel kan akışının yaşa ve cinsiyete bağlı değişimlerinin, orta beyne ait arterdeki kan akışından alınan Doppler verileriyle incelendiği bir çalışmada, ilinti boyutu ve en büyük Lyapunov üsteli değerlendirilmiştir [20]. Cinsiyete bağlı farklar gözlemlenmemişse de, yaş yükseldikçe en büyük Lyapunov üstelinde bir azalma ve ilinti boyutunda bir artış görülmüştür. En büyük Lyapunov üstelinin yaşa bağlı azalması; kalp atım aralıklarındaki düzensizliklerin azalması ile ortaya çıkan periyodikliği ifade eder. Artan ilinti boyutu ise ileri yaşlarda artan damar duvarı sertliği sebebiyle oluşan damar duvarı salınımları ile bağlantılı olabilir sonuçlarına ulaşılmıştır.

Kardiyovasküler sistem içindeki kan akış dinamikleri üzerinde yapılan bir başka çalışmada [21], çevresel kan akışından ölçülen işaretler üzerinde Lyapunov üsteli hesaplanmış ve bir dolaşım problemi olması durumunda en az bir Lyapunov üsteli sifıra eşit çıkmıştır. Bunun deterministik bir yapının işareti olabileceği ve kardiyovasküler sistemin sonlu sayıdaki serbestlik derecelerinde kan akışını yönettiği sonucuna varılmıştır.

Cohen ve ark. [22], bir hayvan modelindeki karaciğer atardamarı ve bağırsaklardan karaciğere kan akışını sağlayan toplardamardan alınan kan akış işaretlerinde periyodik durumların varlığını ve frekans bileşenlerini incelemişler ve kan akışının kaotik özellikler taşıdığı bilgisine varmışlardır. Yip ve ark. [23], normal tansiyona sahip farelerin, böbreğine ait kan akış ve hidrostatik basınç değişimlerinde kaotik yapının varlığını araştırmışlardır. Basınç bilgisine uygulanan ilinti boyutu hesabı, düşük boyutlu garip çekicinin varlığını göstermiştir. En büyük Lyapunov üsteli de pozitif olarak bulunmuştur. Böylece düzensiz basınç değişimlerinde kaosun varlığını ortaya çıkarmışlardır. Dinlenme, egzersiz ve egzersiz sonrasında ön koldan lazer

doppler akış ölçer ile ölçülen kan akış işaretlerinin fraktal boyutları hesaplandığında ise, egzersiz halinde iken fraktal boyutun diğer durumlardakinden önemli derecede küçük çıktığı görülmüştür [24].

Damar hareketinin dinamikleri de kaotik açıdan incelenmiştir. Küçük arterlerin çapında (direncinde) ritmik değişiklikler meydana gelir. Bir parmağın kılcal damarından alınan nabız atışı incelendiğinde en büyük ve ikinci Lyapunov üstellerinin pozitif olduğu görülmüştür [25]. Dış yüzeye yakın damarlar otonom sinir sisteminin kontrolü altında olduğundan, elde edilen sonuçlar, sinir sistemi bünyesindeki doğrusal olmayan modülasyona dayanarak yorumlanmıştır. Sağlıklı damarlardaki normal kan akışının kaotik özellikler taşıdığı ortaya konmakla beraber [22], damarlarda meydana gelen bir daralma veya tıkanma sonucu ya da kan akışının belirli bir hızın üzerine çıkması ile kaotik durumda artış meydana gelir. Bir atardamar daralmasının önünde ve arkasındaki (akışa karşı ve akışın yönünde) türbülanslı akışı tespit etmek için kaotik analizden yararlanılmıştır [26, 27]. Fare karotid arterleri hazırlanan uygun bir ortama yerleştirilerek, bir pompa yardımıyla salınımlı akış sağlanmıştır. Daralma damarın bağlanması yöntemi ile oluşturularak, daralma miktarı 0'dan %95'e kadar arttırılmış ve daralmanın çeşitli oranlarında akış ölçülmüştür. Elde edilen her bir akış işareti için ilinti boyutu ve en büyük Lyapunov üsteli hesaplanmıştır. Türbülanslı akışın derecesinin daralma alanıyla ilişkili olduğu görülmüştür. %40-%95 oranındaki daralmada türbülanslı akışta artış görülmüştür. En büyük Lyapunov üsteli tüm ölçümlerde pozitif çıkmakla birlikte ve daralmanın derecesi arttıkça değeri de artmaktadır. İlinti boyutu da daralmayla birlikte artış göstermiştir. Bu yöntemle, akıştaki türbülansın şiddetinin tespiti ile daralmanın derecesi de belirlenebilir.

Sağlıklı kalp atımı, ventriküler taşikardi ve ventriküler fibrilasyon sırasında kaydedilen insan EKG'lerine ilinti boyutu hesabı uygulandığında, her üçünün de doğrusal olmadığı ve ventriküler fibrilasyonun diğerlerinden farklı ilinti boyutuna sahip olduğu ortaya çıkmıştır [38]. Ventriküler fibrilasyonun başlangıcındaki geçici karmaşıklık, yapılan ilinti boyutu ve entropi hesaplamaları ile de tespit edilmiştir

[39]. Bu sonuçlara bakıldığında kaotik analizin ventriküler aritmilerin anlaşılmasında yardımcı olabileceği görülmektedir.

Uyku verisinin doğrusal olmayan analizi, uykunun fonksiyonları ilgili önemli bilgiler verebilir. Düzensiz uyku yapısı ile karakterize edilen şizofreni hastalığına sahip kişilerin uyanık durumdaki ve uykunun çeşitli evrelerindeki EEG zaman serileri sağlıklı kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, en büyük Lyapunov üsteli, hızlı göz hareketi uykusunda ve uyanık durumdaki hastalıklı verilerde önemli derecede düşük çıkmıştır [40]. EEG zaman serileri kontrolsüz uyku atakları gösteren kişiler için değerlendirildiğinde, elde edilen ilinti boyutu değeri sağlıklı kişilere göre anlamlı ölçüde farklı çıkmıştır [41].

Parkinson hastaları ile sağlıklı kişilerin denge durumlarına ait zaman serileri, kaotik analiz yöntemleri kullanılarak incelenmiştir [42]. Veriler, sağlıklı ve parkinson hastalıklı kişilerin, denge durumunu algılayan bir platform üzerinde 60 saniye süresince ayakta tutulması suretiyle alınmıştır. İlinti boyutu ve en büyük Lyapunov üsteli hesabının yapıldığı çalışmada; dört sağlıklı, dört parkinson hastalıklı veri kullanılmıştır. Her iki veri grubu için elde edilen sonuçlar anlamlı bir fark göstermemekle birlikte kaotik yapının varlığını işaret eder. Parkinson hastalığının denge sistemine zarar verdiğinin bilinmesine rağmen sonuçlarda anlamlı bir fark görülmemesi, bu hastalığın denge sisteminin doğrusal olmayan etmenlerini etkilemediği sonucunu çıkarmaktadır.

Panik bozukluğu olan ve olmayan kişilerden, yatar ve ayakta durur pozisyonda, elde edilen KHD zaman serileri üzerinde, minimum yerleştirme boyutu, en büyük Lyapunov üsteli hesapları yapılarak doğrusal olmayan dinamikler incelenmiştir [43]. Hastalıklı ve sağlıklı gruplar için elde edilen sonuçlar arasında önemli ölçüde fark tespit edilmiştir. Panik bozukluğa sahip kişiler için minimum yerleştirme boyutu değerindeki artışın sempatik aktivite artışını, en büyük Lyapunov üsteli değerinde görülen azalmanın da parasempatik aktivite azalışını ifade ettiği belirtilmiştir. Kaotik analiz, farklı kardiyak otonom fonksiyonlarının incelenmesi için de yararlı bir araç olabilir.

Bunların yanında son yıllarda kaotik analiz metotları yapay sinir ağlarının (YSA) (Artificial Neural Networks) kullanıldığı sınıflama çalışmalarında da kullanılmıştır [14, 33, 44, 45]. Çeşitli kardiyak hastalıklarına ait KHD zaman serileri için hesaplanan spektral entropi, en büyük Lyapunov üstelinden elde edilen standart sapma değerleri, YSA ve bulanık (fuzzy) sınıflayıcılar kullanılarak sınıflamalar yapılmıştır [14]. Sınıflamalarda doğruluk oranı % 80-85 olmuştur. YSA'nın kullanıldığı bir başka çalışmada, iç karotid atardamar Doppler işaretlerinde daralma ve tıkanıklığın tespiti için en büyük Lyapunov üsteli hesabı yapılmış ve elde edilen değerler sınıflama için çok katmanlı perseptron sinir ağının (Multilayer Perceptron Neural Networks) girişine uygulanmıştır [33]. Sınıflama doğruluğu % 96 oranında elde edilmiştir. En büyük Lyapunov üsteli hesabı sonuçlarının yinelemeli sinir ağının (Recurrent Neural Networks) girişi olarak alındığı, EEG işaretleri kullanılarak sara hastalığının sınıflaması üzerinde yapılan çalışmada ise % 96,79 doğruluk oranı elde edilmiştir [44]. Sınıflamada yinelemeli sinir ağı ile elde edilen doğruluk oranı, çok katmanlı perseptron sinir ağına göre daha yüksektir. Başka bir çalışmada, beyne ait Doppler işaretlerinin sonogramları üzerinden kaotik nicelikler (en büyük Lyapunov üsteli, ilinti boyutu) hesaplanarak değişik sınıflayıcılara uygulanmıştır [45]. En iyi sınıflama sonucu, k-enyakın komşu metodu ile elde edilmiştir. Bu çalışmalar, kaotik analiz yöntemleri ile birlikte YSA sınıflayıcı kullanımının teşhisi kolaylaştırıcı, yararlı sonuçlar verdiğini göstermektedir.

### 3. KAOTİK ANALİZ

Doğal olaylar zamana bağlı olarak, sürekli ve ayrık olmak üzere iki şekilde meydana gelir. Sürekli olaylar devamlı olarak ölçülmelidir. Ölçüm, ayrık zaman aralıklarında alınabilir ya da ayrık zamanlı ölçümler sürekli ölçümlerin örneklenmesi ile de oluşturulabilir. Zamanla gelişen olaylarda, ayrık zamanlı değişimler fark denklemleri ile ifade edilir ve ayrık zamandaki gelişmeler tekrarlama yoluyla çözülür. Tekrarlama, ayrık zamanlı gelişmeleri göstermenin matematiksel bir yoludur ya da bir işlemin üst üste yinelenmesidir. Sürekli zamanlı değişimler için de diferansiyel denklemler düzenlenir [2]. Zamanla değişen bir büyüklüğün, ayrık ya da sürekli olarak ölçülmesi ile oluşan zaman serilerinin analizinde ise çoğunlukla elimizde ne fark ne de türevsel denklemler vardır.

Fizyolojik işaretler, zaman içinde değişen herhangi bir fizyolojik büyüklüğün, belirli aralıklarla ya da sürekli olarak ölçülmesi ile oluşturulan zaman serileridir ve genellikle düzensiz bir yapıda görünürler. Çünkü bu işaretlerin alındıkları sistemler (kalp damar sistemi, sinir sistemi, beyin aktiviteleri vb.) birçok geri besleme mekanizmasının birbiri ile etkileştiği, karmaşık davranışlar gösterebilen sistemlerdir. Bu nedenle fizyolojik sistemler ve bu sistemlerden alınan işaretler kaotik olarak nitelendirilirler [5, 6, 46, 47]. Bu tür sistemlerin incelenmesinde doğrusal analiz metotları, sistemi tanımlamada her zaman yeterli olmayabilir. Bu nedenle bu sistemlerin analizleri doğrusal ve/veya doğrusal olmayan metotlarla yapılmaktadır. Doğrusal ve doğrusal olmayan analizler birbirini destekler şekilde sonuçlar üretir. Örneğin, geniş bir güç spektrumu kaosu bir işareti olabilir fakat tek başına kaosu tanımlayamaz. Bu nedenle doğrusal analiz, geniş güç spektrumuna sahip işaretler için yeterli olmayabilir. Ancak, kaotik bir işarettaki kararsızlığın veya değişimin kaynağını açıklayabilecek, gizli bir periyodik durumu araştırmak için ilk olarak spektral analiz uygulanabilir [47, 48].

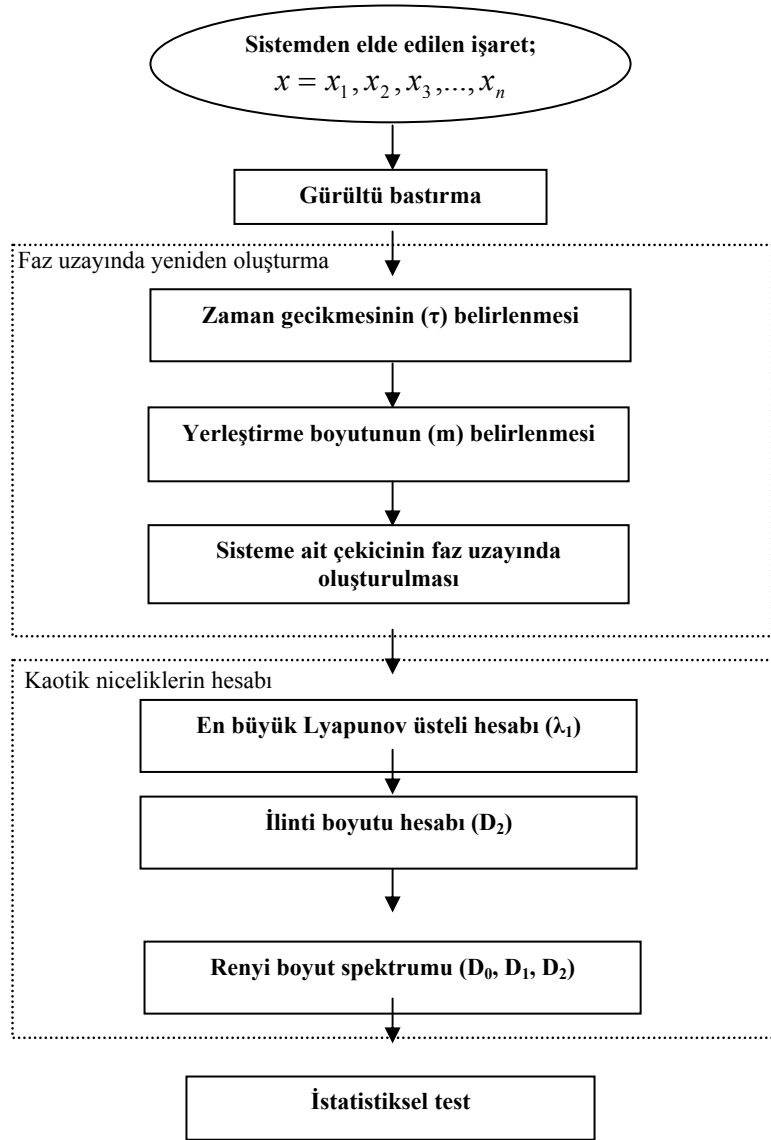
Fizyolojik zaman serilerinin analizinde amaç, bu bilgi kümesi ile sistemin ana karakteristiklerini ortaya çıkarmaktır. Hangi ölçümler yapılırsa yapılsın sisteme ait tüm değişkenler kayıt edilemez yani sistemin davranışında etkili olan değişkenlerin

sayısı tam olarak bilinemez. Bu nedenle, sistemin kaotik davranışını tanımlayan kaotik niceliklerin elde edilebilmesi için öncelikle, dinamik sistemin temelini teşkil eden faz uzayının, gözlemlenen değişkenle düzenlenmesi gereklidir. Buna, faz uzayında yeniden oluşturma denir [47, 49, 50]. Faz uzayı boyutunun (yerleştirme boyutu) ve gerekli zaman gecikmesi değerinin bu işlemde önce belirlenmesi gereklidir. Eğer işaret rasgele bir işaret ise ya da tamamen gürültü içeriyorsa, faz uzayında noktalar her yere dağılmış olarak görünür ve belirgin bir şekle sahip değildir. Eğer işaret deterministik dinamik bir sisteme ait ise faz uzayında oluşacak şekil, faz uzayının belirli bölgelerini kaplayan bir yapıya sahiptir. Bu şekle garip çekici (strange attractor) denir. Dinamik sistemin kaotik nicelikleri (fraktal boyutlar, Lyapunov üstelleri, vb.) faz uzayında oluşan bu çekici üzerinde hesap edilirler [47, 51].

Sisteme ait dinamiklerin en iyi şekilde analiz edilebilmesi için sistemden alınan verinin mümkün olduğu ölçüde az gürültüye sahip olması gerekir. Bir sistemden ölçülmüş olan işarete, çevresel şartlar tarafından, işaret kaynağındaki düzensizlikler ve ölçüm cihazları sebebiyle gürültüler bulaşır. Gürültü problemi, ölçüm alınan tüm sistemler için ortaktır. Bu nedenle gürültü bastırılmalıdır [47, 51].

Bu çalışmada yapılan analizler Şekil 3.1'de gösterilmektedir. Sağlıklı ve hastalıklı damarlardan kaydedilen Doppler kan akış işaretleri, gürültüsü bastırıldıktan sonra, kaotik işaret analizine uygun olarak faz uzayında yeniden oluşturulmuştur. Faz uzayında oluşan sistem çekicisi üzerinde, en büyük Lyapunov üsteli, ilinti boyutu ve genelleştirilmiş (Renyi) boyut spektrumu hesaplanmıştır. Hesaplanan kaotik niceliklere göre sistemin doğrusal olmaması, kaotik durumun varlığı ve derecesi değerlendirilerek, hastalıklı durumda sistemin davranışı yorumlanmıştır. Sağlıklı ve hastalıklı gruplara ait kaotik nicelikler arasında istatistiksel anlamda farklılık olup olmadığı ise sonuçlar üzerinde yapılan istatistiksel testlerle belirlenmiştir.





Şekil 3.1. Doppler işaretlerinin kaotik analizine ait işlemler

### 3.1. Gürültü Bastırma

Deneysel veri genellikle gürültü içermektedir. Eğer deneysel verinin kaynağı doğrusal bir sistem ise; deneysel verinin frekans spektrumu belirgin spektral tepelere sahiptir ve istenen bilgi işareti arka plandaki istenmeyen gürültülerden kolaylıkla ayrılabilir. Bunun için bilgi taşıyan işaret ile gürültünün yer aldığı frekanslar arasındaki farklara bakılmalıdır ve eğer işaret ile gürültü frekans spektrumunda farklı bantlarda ise bu, Fourier analizi ile tespit edilebilir. İşaretin kaynağı kaotikse, bilgi işareti de arka plandaki işaret de geniş bantlıdır ve Fourier analizi bu ayrımı yapmak

için yeterli değildir. Bu durumu ifade etmek amacıyla Şekil 3.2’de, bir sinüs işareti, kaotik sistemlerin en bilinenlerinden biri olan ve Eş. 3.1, 3.2 ve 3.3 ile ifade edilen Lorenz [47] denklem sisteminden üretilen bir kaotik işaret ve rasgele üretilmiş bir gürültü işareti ile bunlara ait güç spektrumları ve iki boyutlu faz uzayındaki çekicileri gösterilmiştir (işaretler iki boyutlu faz uzayında yeniden oluşturulurken zaman gecikmesi, sinüs için  $\tau=7$ , Lorenz işareti için  $\tau=16$ , gürültü için de  $\tau=1$  olarak alınmıştır). Şekil 3.2’de, yukarıdan aşağıya her bir sütun, zaman serisi şeklindeki işareti, işaretin güç spektral yoğunluğunu ve iki boyutlu faz uzayındaki çekicisini göstermektedir.

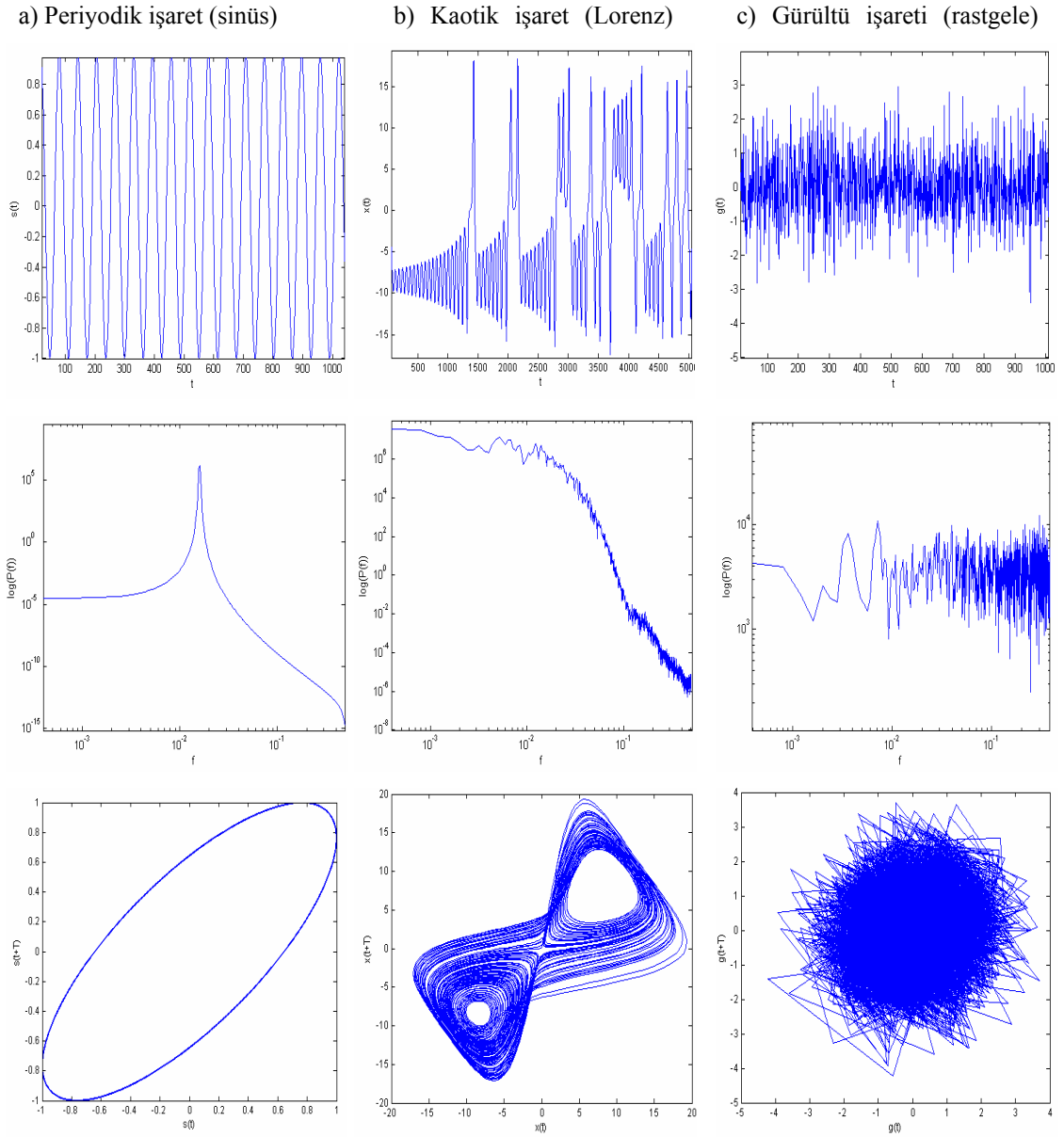
$$\frac{dx}{dt} = \sigma(y - x) \quad (3.1)$$

$$\frac{dy}{dt} = -xz + rx - y \quad (3.2)$$

$$\frac{dz}{dt} = xy - bz \quad (3.3)$$

Eş. 3.1, 3.2 ve 3.3 ile tanımlanan Lorenz denklemlerinde yer alan üç parametrenin değerleri değiştirilerek periyodik, yarı periyodik ve kaotik işaretler elde edilebilir. Burada Şekil 3.2b’de yer alan Lorenz işareti, matlab “ode45” fonksiyonu kullanılarak,  $\sigma=10$ ;  $b=8/3$ ;  $r=28$  yapılarak ve  $x=2$ ,  $y=0$ ,  $z=2$  başlangıç şartı için üretilmiş kaotik bir işarettir. Şekil 3.2’de yer alan periyodik (a), kaotik (b) ve gürültü (c) işaretlerinin güç spektrumlarına bakılacak olursa, periyodik sinüs işaretinin tek bir frekans bileşenine sahip olduğu, kaotik işaret ile gürültünün güç spektrumlarının da oldukça geniş olduğu görülmektedir. Yine bu işaretlerin faz uzayındaki durumlarına bakıldığında, özellikle kaotik işarete ait çekici belirli bir bölgede ve yapıda iken, gürültü işaretine ait çekicinin belirgin bir yapısının olmadığı görülmektedir.

İşaretin gürültüden ayrılması işlemine, gürültü bastırma denir. Doğrusal olmayan işaretin alındığı sistemin denklemleri biliniyor ise, bu bilgi, işareti gürültülü işaretten çıkarmak için kullanılabilir. Sistemin denklemleri bilinmiyorsa fakat sistemin daha



Şekil 3.2. Periyodik (sinüs) (a), kaotik (Lorenz) (b) ve gürültü (rasgele) (c) işaretlerinin güç spektrumları ve faz uzayındaki çekicileri

önceden ölçülmüş gürültüsüz işareti mevcutsa ya da biliniyorsa bu, gürültü bastırma işlemi için referans işaret olarak kullanılabilir. Eğer sistem denklemleri ve referans işaret olmaksızın yalnızca işaret varsa, işaret modellenmelidir ve bu sayede gürültü bastırılabilir [47]. Gürültünün bastırılması için kullanılabilecek başka bir yol ise gürültü kaynağının tespit edilmesi olabilir. Bu, özellikle dar bantlı gürültüler için

geçerlidir. Örneğin, fizyolojik işarete karışmış olan şehir şebeke gürültüsü varsa bu gürültünün frekansı bilindiğinden işareten kolaylıkla ayrılabilir.

Gürültünün bastırılabilmesi için, işaret üzerinde çeşitli süzgeçleme teknikleri kullanılmıştır [47, 51-56]. İşarete uygulanan süzgeçleme teknikleri incelendiğinde, hareketli-ortalama alan veya FIR (Finite Impulse Response) süzgeçlerin, işaretin boyut ve diğer kaotik dinamiklerini değiştirmedikleri görülmüştür [47]. Çünkü bu süzgeçler sadece, orijinal işaretin konaçlarında doğrusal bir değişime sebep olurlar. Böylece sistemin sabit nicelikleri, süzgeçleme işleminden sonra elde edilen faz uzayında da değişmemiştir. Otoregresif veya IIR (Infinite Impulse Response) süzgeçlerin kullanılması durumunda ise süzgeçleme sonrasındaki faz uzayında elde edilen kaotik dinamikler, işaretin asıl faz uzayında elde edilen kaotik dinamiklerinden farklı olmaktadır. Yani kaotik çekicinin özellikleri değişmektedir. Çünkü bu tür süzgeçler, süzgeçleme sonrasında işaretin orijinal dinamiklerine, doğrusal olmayan dinamikler eklerler. Bu sebeple, işaretin orijinal dinamiklerine başka dinamikler de eklenmiş olur. Özellikle deneysel veri analizlerinde oldukça sık kullanılan alçak geçiren süzgeçlerin, boyut değerini arttırdığı rapor edilmiştir [47, 51, 52]. Eğer fiziksel sistemden alınan işaretin bulunduğu frekans aralığı bilinmiyor ise veya gürültü geniş bantlı bir frekans aralığını kaplıyor ise standart süzgeçleme teknikleri çok az kullanılmıştır. Bunların yerine son yıllarda dalgacık dönüşümü gürültü azaltma tekniği olarak kullanılmaktadır [32, 53, 54]. Çünkü bu teknikte işaretin dinamikleri herhangi bir bozulma olmadan korunurken, istenmeyen bileşenler bastırılabilir. Bu çalışmada da durağan olmayan bir yapıya sahip olan Doppler işaretleri için dalgacık dönüşümü kullanılmıştır.

### 3.2. Faz Uzayında Yeniden Oluşturma

$x(n) = x(t_0 + n\tau_s)$  ile ifade edilen skaler ölçüm üzerindeki bilgiden sistemin faz uzayındaki çekicisini oluşturmak için zaman gecikmeli koordinatlar ve türev koordinatları metotları kullanılabilir. Türev koordinatları Packard ve ark. [57] tarafından kullanılmıştır ve bir zaman dizisinin yüksek dereceli türevlerinden ibarettir. Eğer ölçülmüş değişkenlerin türevleri bulunabilirse, türevler üzerindeki

bağlantılar ve durum değişkenleri saptanabilir. Ölçümler yalnızca her bir  $\tau_s$ 'de olduğundan türev yaklaşımı:

$$\dot{x}(n) = \frac{dx(t)}{dt} \Big|_{t=t_0+n\tau_s} \approx \frac{x(t_0 + (n+1)\tau_s) - x(t_0 + n\tau_s)}{\tau_s} \quad (3.4)$$

şeklindedir [47]. Türevler, gürültüye karşı duyarlı olduğu için, türev koordinatları deneysel veri için kullanışlı olmazlar [47, 51]. Bu nedenle faz uzayında yeniden oluşturma için, zaman gecikmeli koordinatlar metodu kullanılmıştır [49].

Zaman gecikmeli koordinatlar metodu (Takens metodu) [49], dinamik bir sisteme ait veriden, çok boyutlu faz uzayına geçiş için kullanılan tek sistematik metottur ve literatürde en çok kullanılan metottur [47]. Takens [49] teoremine göre: eğer zaman boyunca bir sistemden yalnızca tek bir değişken elde ediliyorsa, orijinal işaretin bir veya daha fazla zaman gecikmeli kopyaları kullanılarak, bu değişkenden sistemin kaotik dinamiklerini hesaplamak mümkündür. Bu teorem Sauer ve ark. [50] tarafından geliştirilmiştir. Buna göre;  $m$  boyutlu faz uzayında oluşturulan çekicinin kaotik nicelikleri (boyutları, Lyapunov üstelleri gibi), işaretin alındığı sistemin kaotik niceliklerine eşdeğerdir. İşarete ait çekici,  $m$  boyutlu faz uzayında, Eş. 3.5 ile gösterilen zaman gecikmeli vektörler kullanılarak oluşturulur.

$$\vec{y}_i = (x_i, x_{i+\tau}, x_{i+2\tau}, \dots, x_{i+(m-1)\tau}) \quad (3.5)$$

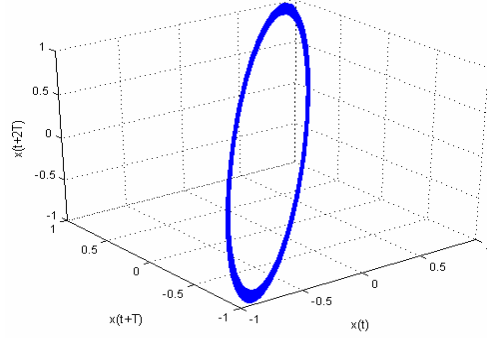
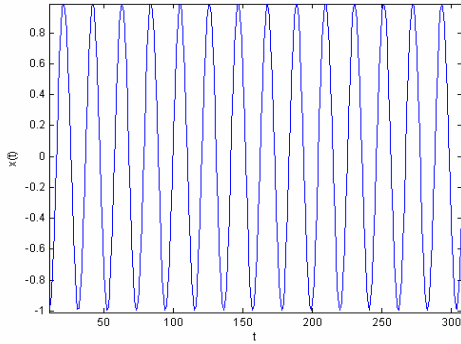
Bu eşitlikte,  $\vec{y}_i$  çekici üzerindeki  $i$ . nokta ( $i=1, \dots, N - (m-1)\tau$ ),  $x_i$  zaman serisinin  $i$ . değeri,  $\tau$  zaman gecikmesi (time delay),  $m$  yerleştirme boyutudur (embedding dimension). Yerleştirme boyutu  $m \geq 2D + 1$  olacak şekilde seçilmelidir, burada  $D$  çekicinin boyutudur [49]. Zaman gecikmesi  $\tau$ , örnek sayısı olarak belirtilir ve  $\Delta t$  örnekleme zamanını göstermek üzere,  $\tau=k\Delta t$  olarak zaman cinsinden ifade edilebilir. Farklı  $\tau$  ve  $m$  seçimleri farklı çekicileri oluşturacağından, zaman gecikmesi ve yerleştirme boyutunun belirlenmesi önemlidir.

Kararlı periyodik sistemlerin faz uzayındaki çekicisi kapalı bir göz şeklindedir (limit döngü). Eğer zaman serisinde iki frekans bileşeni varsa, çekici bir simit halini alacaktır. Daha fazla frekans bileşeninin olması durumunda, çekici bir  $n$  boyutlu simit olarak şekillenir. Faz uzayında kapalı bir göz olarak ortaya çıkan limit döngüler düzenli modeller olduğundan, bu eğrilerin yakınsama veya ıraksamalarının ortalama üstel oranı (Lyapunov üstelleri) sıfır olacaktır. Doğrusal olmayan kaotik bir sisteme ait çekici, simit ve limit döngüden oldukça farklı dinamiklere sahiptir. Bu durumda çekici, çok sayıda gözden meydana gelen karmaşık bir şekil olarak ortaya çıkar. Yörüngeler aynı nokta üzerinden birden fazla geçmezler, periyodik olmayan bir durumu ifade ederler ve bütün faz uzayını doldurmazlar [47, 48]. Eğriler birbirini izlemez fakat sıfırdan büyük bir ortalama üstel ıraksama oranına sahiptir. Ayrıca doğrusal olmayan kaotik sistemlerin çekicileri fraktal (kesirli) bir geometriye sahiptir ve genel olarak “garip çekici” (strange attractor) olarak isimlendirilir [47, 51].

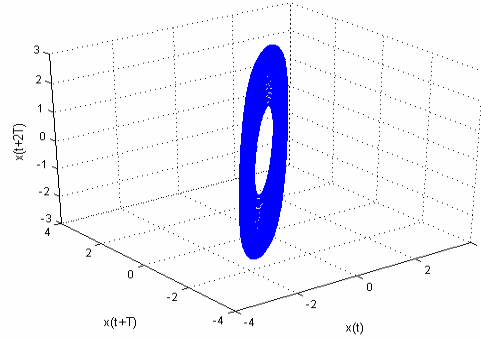
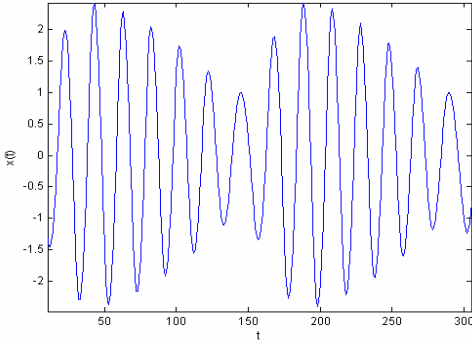
Faz uzayında oluşabilecek çekicileri örneklemek amacıyla, Şekil 3.3’de doğrusal olmayan dinamik bir sistem olan ve Eş. 3.6 ile verilen Van der Pol osilatör denkleminin, değişik parametre değerlerinde ürettiği çeşitli işaretlere ait faz uzayı çekicileri görülmektedir [58].

$$\frac{d^2x}{dt^2} - b(1 - x^2) \frac{dx}{dt} + x = a \cos(\omega t) \quad (3.6)$$

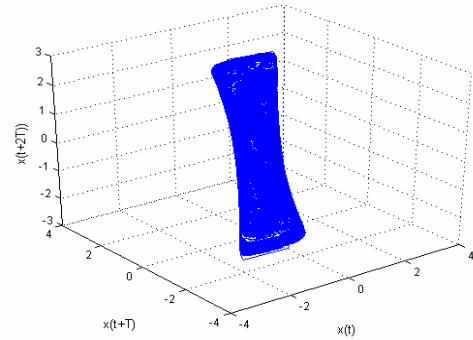
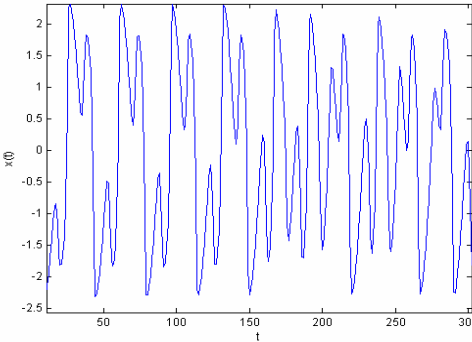
Eş. 3.6’da  $a$  sürme kuvveti,  $b$  negatif doğrusal yavaşlatma katsayısı ve  $\omega$  harici sürme frekansıdır. Bu denklem üç adet birinci dereceden denkleme dönüştürülüp Matlab “Ode45” fonksiyonu kullanarak çözümlenmiştir. Osilatörün başlangıç şartları ve parametre değerleri değiştikçe ürettiği işaret değişmektedir. Ürettiği her işaret kaotik olmamakla birlikte bazı parametre değerleri veya başlangıç şartları için işaret kaotikleşmektedir. Başlangıç değerleri 1, 0, 0 seçilerek ve a)  $a=0$ ,  $b=0,05$ ,  $\omega=0,1$ , b)  $a=0,32$ ,  $b=0,2$ ,  $\omega=1,15$ , c)  $a=3$ ,  $b=5$ ,  $\omega=1,788$ , parametre değerleri için ürettiği işaretler, zaman gecikmesi  $\tau=1$  seçilerek, üç boyutlu faz uzayında yeniden oluşturulmuştur. Buna göre Şekil 3.3a’da periyodik bir hareket ve faz uzayında



a) Periyodik hareket



b) Yarı-periyodik hareket



c) Kaotik hareket

Şekil 3.3. Van der Pol osilatörün çeşitli parametre değerlerinde ürettiği işaretler ve bunların üç boyutlu faz uzayında yeniden oluşturulan çekicileri

uzayında bir limit döngü, Şekil 3.3b'de yarı periyodik bir hareket ve faz uzayında bir simit, Şekil 3.3c'de kaotik bir hareket ve faz uzayında bir garip çekici görülmektedir.

### 3.2.1. Zaman gecikmesinin belirlenmesi

Faz uzayında yeniden oluşturma için seçilecek herhangi bir zaman aralığı ( $\tau$ ), veriden istenilen bilgileri çıkarmak için uygun olmayabilir. Eğer  $\tau$  çok küçük seçilirse  $x(n + j\tau)$  ve  $x(n + (j+1)\tau)$  koordinatları birbirine çok yakın olacağından birbirinden ayırt edilemezler. Eğer  $\tau$  çok büyük seçilirse  $x(n + j\tau)$  ve  $x(n + (j+1)\tau)$  istatistiksel anlamda tamamen birbirinden tamamen bağımsız olacaktır. Bu nedenle  $\tau$ 'nin seçimi önemlidir [47]. Bunun için  $x(n)$  zaman serisinin dağılımlarından ve bu serideki ölçüm değerlerinin birbirleri ile olan ilişkilerinden yararlanır. Bu aşamada doğrusal özilinti fonksiyonu kullanılmıştır. Bu fonksiyon;

$$C_L(T) = \frac{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [x(n+T) - \bar{x}][x(n) - \bar{x}]}{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [x(n) - \bar{x}]^2} \quad (3.7)$$

şeklinde ifade edilmektedir. Burada  $\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x(n)$ 'dir ve zaman gecikmesi için

$C_L(T)$  fonksiyon eğrisinin sıfırdan ilk olarak geçtiği yere bakılır ve bu bize  $x(n)$  ve  $x(n+T)$ 'nin doğrusal olarak serbestliğini verir. Ancak doğrusal olmayan sistemlerde  $\tau$  bu şekilde seçilmemelidir. Bu nedenle ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonu kullanılır [47].

Bu çalışmada ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonu kullanılmıştır. Ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonuna göre, fiziksel sistemden alınan ölçüm  $x(n)$  ve  $T$  kadar bir zaman gecikmesi sonraki ölçüm değeri de  $x(n+T)$  ise,  $x(n)$ 'deki ölçülmüş değer ile  $x(n+T)$  ölçüm değeri hakkında öğrenilebilecek bilgi miktarına  $x(n)$  ve  $x(n+T)$  ölçüm değerlerinin karşılıklı bilgisi denir [47]. Yani ortalama karşılıklı bilgi,  $x(n)$  ölçümü yapıldıktan sonra  $x(n+T)$  ölçümünün ne kadar kesin kestirilebileceğini bildirir.  $n$  ve  $(n+T)$ 'deki ölçüm değerleri arasındaki ortalama karşılıklı bilgi Eş. 3.8 kullanılarak bulunur.



$$I(T) = \sum_{n=1}^N P(x(n), x(n+T)) \log_2 \left[ \frac{P(x(n), x(n+T))}{P(x(n))P(x(n+T))} \right] \quad I(T) \geq 0. \quad (3.8)$$

Eş. 3.8'de  $P(x(n))$  bir ölçüm değerleri kümesinde  $x(n)$ 'in görülme olasılığıdır,  $P(x(n+T))$  de  $T$  kadar bir zaman sonra elde edilen ölçümlerde,  $x(n+T)$ 'nin görülme olasılığını verir.  $P(x(n), x(n+T))$  de,  $x(n)$  ve  $x(n+T)$ 'nin birleşik olasılığıdır. Olasılıklar, ölçüm değerleri kümesindeki noktaların ya da nokta çiftlerinin histogramlarından tespit edilir.

Zaman gecikmesi ( $\tau$ ) değerinin nasıl seçileceği ise şöyle açıklanabilir: Eğer  $T$  çok küçükse  $x(n)$  ve  $x(n+T)$  ölçüm değerleri birbirleri hakkında çok fazla bir şey söyleyemez ve her iki ölçümün de yapılmasına gerek yoktur. Eğer  $T$  çok büyükse  $I(T)$  sifıra yaklaşır ve  $x(n)$  ve  $x(n+T)$  ölçüm değerleri arasında bağlantı yoktur [47]. Zaman gecikmesi ( $\tau$ ),  $I(T)$ 'nin ilk minimum olduğu yer olarak seçilirse çok uygun olarak seçilmiş olur. Çünkü bu durumda ölçümler bir dereceye kadar bağımsız fakat istatistiksel olarak bağımsız değildir [59].

### 3.2.2. Yerleştirme boyutunun belirlenmesi

İşaretin faz uzayında yeniden oluşturulmasında amaç, yeteri kadar büyük bir öklit uzayı ( $R^m$ ) sağlayarak, sisteme ait çekicinin yapısını herhangi bir belirsizlik olmadan görebilmektir. Bütün belirsizliklerin çözüldüğü  $R^m$  uzayı, çekicinin yerleştirme boyutunu verir [47]. Eğer verinin gerektirdiğinden çok daha büyük boyutlarda çalışılırsa, veriden istenilen özelliklerin çıkartılması için yapılan hesaplamaların sayısı artar ve gereksiz zaman harcanır.

Zaman gecikmeli koordinatlar metodunun gerektirdiği yerleştirme boyutunu, yani işaretin yerleştirileceği faz uzayının boyutunu tespit edebilmek için çeşitli metotlar vardır: Tekil değer analizi metodu [60], doğru vektör alanları metodu [61], sistem niceliklerinin doyumu metodu [47], en yakın yanlı komşular metodu [62], Cao'nun minimum yerleştirme boyutu metodu [63]. Bunların içerisinde tekil değer analizi ve

doğru vektör alanları metotları nadiren ve genellikle de sistemin deterministik yapısının belirlenmesinde kullanılmışlardır. Sistem niceliklerinin doyumu metodu, çekiciye ait bazı niceliklerin hesaplanmasını içerir. Hesaplanan niceliğin değer değişimi durana kadar, yerleştirme boyutu arttırılarak, hesaplamalar tekrarlanır. Verinin uzunluğu ve çok zaman alması dezavantajlarıdır [47].

En yakın yanlış komşular metodu (False Nearest Neighborhood) Kennel ve ark. [62] tarafından sunulan ve sıkça kullanılmış olan bir metottur. Bu metodu kısaca tanımlarsak:  $m$  boyutlu faz uzayı içindeki her bir vektör ( $y(k)$ ), bir en yakın komşuya ( $y^{NN}(k)$ ) sahiptir.  $y(k)$  ile  $y^{NN}(k)$  arasında  $m$  ve  $m+1$  boyutta oluşan öklit farkları hesaplanır. Komşuların yanlış olduğu kararı vermek için bu öklit farkları arasındaki fark değerlendirilir. Eğer, işaret faz uzayına belirsizlik kalmayacak şekilde gömülmüşse bu öklit farkları birbirine çok yakın olacaktır yani bu noktaya ait olan, hesaplanmış en yakın komşular doğrudur ve bu noktadaki boyut, yerleştirme boyutu olarak kabul edilebilir. Bu kararın verilebilmesi için bir eşik değeri gerekir. Bu metotta, bu eşik değerinin belirlenmesini sağlayan herhangi bir kuralın olmayışı dezavantajdır. Eşik değerinin öznel olarak seçimi özellikle zaman serilerinin analizlerinde farklı yerleştirme boyutlarının elde edilmesine sebep olmaktadır.

Cao [63] tarafından geliştirilen ve Cao'nun minimum yerleştirme boyutu metodu olarak bilinen metotta ise, en yakın yanlış komşular metodunun ihtiyaç duyduğu eşik değeri problemi, bir eşik değeri belirleme kriteri önerilerek giderilmiştir. Bu tez çalışmasında yerleştirme boyutunun tespitinde Cao'nun metodu kullanılmıştır. Çünkü, faz uzayı boyutunun tespitinde sıkça kullanılmış olan en yakın yanlış komşular metodundaki dezavantaj giderilmiştir ve bu özelliği sebebi ile son yıllarda yapılan çalışmalarda minimum yerleştirme boyutunun tespitinde tercih edilmektedir.

Cao'nun metoduna göre:  $y_i(m)$ ,  $m$  boyutuna,  $y_i(m+1)$  ise  $m+1$  boyutuna ve  $\tau$  zaman gecikmesine sahip faz uzayındaki  $i$ 'inci vektörler ve  $n(i, m)$ ,  $i$  ve  $m$ 'ye bağlı bir sayaç ( $1 \leq n(i, m) \leq N - m\tau$ ) olmak üzere, en yakın komşu çiftleri arasındaki fark Eş. 3.9 ile tespit edilir. Burada  $\|\cdot\|$  gösterimi, Eş. 3.10'daki gibi belirlenen öklit farkıdır [63].

$$a(i, m) = \frac{\|y_i(m+1) - y_{n(i,m)}(m+1)\|}{\|y_i(m) - y_{n(i,m)}(m)\|}, i = 1, 2, \dots, N - m\tau \quad (3.9)$$

$$\|y_k(d) - y_l(d)\| = \max_{0 \leq j \leq d-1} \|x_{k+j\tau} - x_{l+j\tau}\| \quad (3.10)$$

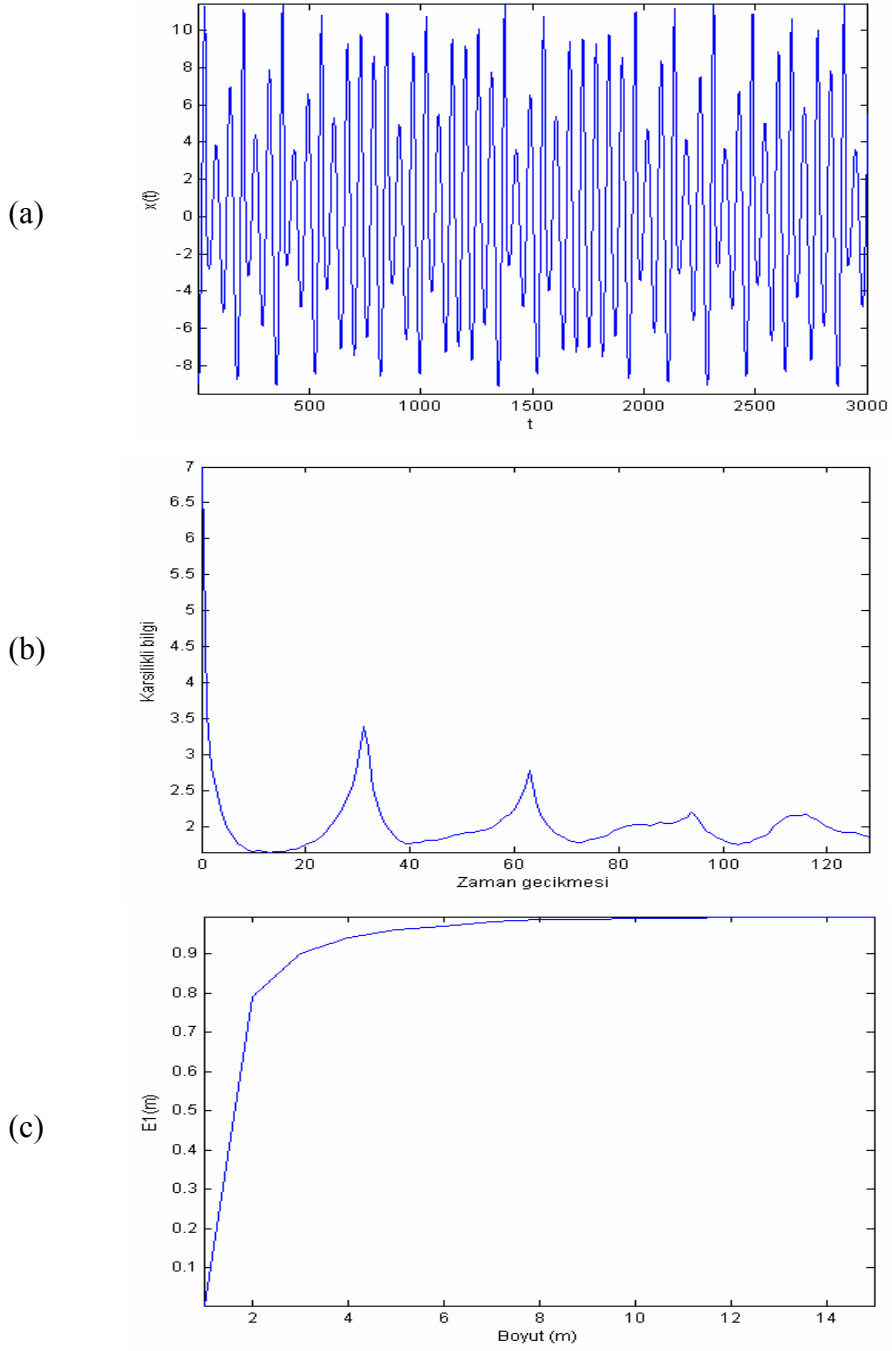
Eğer  $m$ , iyi belirlenmişse  $m$  boyutta birbirine yakın olan herhangi iki nokta  $m+1$  boyutta oluşturulan faz uzayında da birbirine yakın olacaktır. Bu tür nokta çiftlerine doğru komşular, böyle değilse yanlış komşular denir. Eğer işaret faz uzayına iyi bir biçimde gömülmüşse yanlış komşu olmayacaktır. Eğer bir yanlış komşu varsa,  $a(i, m)$ , belirlenmiş bir eşik değerinden çok farklı olacaktır. Burada, bu eşik değerinin seçimi önemlidir çünkü farklı işaretler için farklı eşik değerleri gerekir. Bunun için Cao'nun metodunda bütün  $a(i, m)$ 'lerin ortalama değeri kullanılır (Eş. 3.11).

$$E(m) = \frac{1}{N - m\tau} \sum_{i=1}^{N-m\tau} a(i, m) \quad (3.11)$$

$E(m)$ , yalnızca  $m$  boyutuna ve  $\tau$  zaman gecikmesine bağlıdır.  $E(m)$ 'in,  $m$ 'den  $m+1$ 'e değişimini incelemek için  $E1(m) = E(m+1) / E(m)$  bulunur. Eğer zaman serisi bir çekici haline gelmişse  $E1(m)$ 'nin değişimi,  $m$  (boyut sayısı) bir  $m_0$  değerinden daha büyük olduğunda duracaktır.  $m_0+1$  ise minimum yerleştirme boyutu olarak alınır [63].

Bu tez çalışmasında zaman gecikmesinin ve yerleştirme boyutunun belirlenmesinde kullanılan ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonu ve Cao'nun minimum yerleştirme boyutu yöntemleri, kaotik bir sistem olan ve Eş. 3.12 ile verilen, Rössler denklem sisteminden [58] üretilen kaotik bir işaret üzerine uygulanmıştır.

$$\frac{dx}{dt} = -y - z; \quad \frac{dy}{dt} = x + ay; \quad \frac{dz}{dt} = b + z(x - c) \quad (3.12)$$



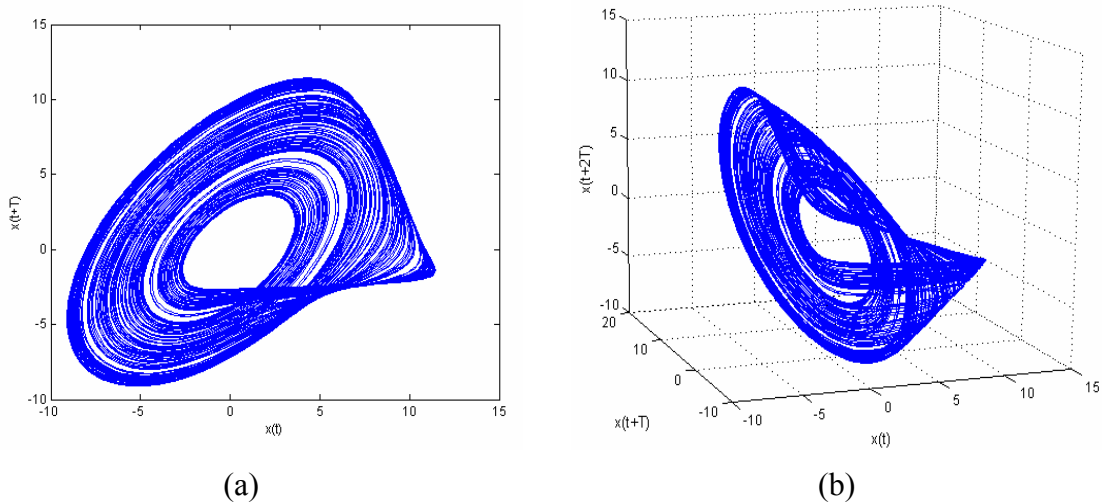
Şekil 3.4. Rössler zaman serisi için zaman gecikmesinin ve yerleştirme boyutunun belirlenmesi a) Rössler denklemleri kullanılarak üretilen zaman serisi b) Karşılıklı bilgi fonksiyonu c) Cao'nun metoduna ait fonksiyon eğrisi

Şekil 3.4'de, Eş. 3.12'de ifade edilen Rössler denklemlerinden,  $a=0,2$ ,  $b=0,2$ ,  $c=5,7$  ve  $-9, 0, 0$  başlangıç şartı için üretilen zaman serisi (Şekil 3.4a), bu işarete ait

ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonu (Şekil 3.4b) ve yerleştirme boyutunun belirlenmesi için kullanılan Cao'nun metoduna ait sonuç (Şekil 3.4c) görülmektedir.

Şekil 3.4a'daki Rössler işaretinin zaman gecikmesi, ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonunun (Şekil 3.4b) ilk minimum olduğu noktadaki değer olarak belirlenir ( $\tau=10$ ). Şekil 3.4c'de ise  $E1(m)$ 'in değişimi ikinci boyuttan itibaren bir azalma göstermekle birlikte dördüncü boyuttan sonra neredeyse durmaktadır. Buna göre Rössler çekicisini yeniden oluşturmak için gerekli olan faz uzayının boyutu dört olarak belirlenebilir.

Şekil 3.5'de, Şekil 3.4a'daki Rössler işareti, zaman gecikmesi  $\tau=10$  kullanılarak, iki boyutlu faz uzayında ( $m=2$ ) (Şekil 3.5a) ve dört boyuttaki yeniden oluşturma görsel olarak çekicinin yapısını sergilemediğinden bir karşılaştırma yapabilmek amacıyla üç boyutlu faz uzayında ( $m=3$ ) yeniden oluşturulmuştur (Şekil 3.5b). Burada üç boyuttaki yeniden oluşturma ile çekicinin yapısının, iki boyuttakine göre daha iyi anlaşıldığı görülmektedir.



Şekil 3.5. Rössler verisinin faz uzayında yeniden oluşturulması ( $\tau=10$ ) a) İki boyutlu faz uzayındaki çekici b) Üç boyutlu faz uzayındaki çekici

### 3.3. Lyapunov Üsteli

Kaos, başlangıç koşullarına hassas bağıllık olarak ifade edilir. Yani sistemi tanımlayan doğrusal olmayan eşitliklerdeki doğrusal olmayan bir değişkenden dolayı önceden bilinmeyen dinamikler meydana gelir. Sistem eşitlikleri yoluyla, hemen hemen aynı başlangıç şartı için üretilen iki zaman serisi birbiri ile karşılaştırıldığında, işaret başlangıçta birbirine benzer fakat sonunda tamamen farklı dinamikler gösterir. Sistemin başlangıç koşullarına hassas bağıllığının ölçüsü Lyapunov üsteli ile belirlenir ve pozitif Lyapunov üsteli kaotik durumun göstergesi olarak kabul edilir [1-3, 46, 47, 51].

Kaotik sistemlerin periyodik olmayan dinamikler göstermesinin sebebi, faz uzayı eğrilerinin her birinin neredeyse aynı başlangıç şartlarında farklı üstel artış oranlarına sahip olmalarıdır. Lyapunov üsteli  $\lambda$ , dinamik bir sistemin faz uzayı içindeki komşu eğrilerinin yerel ayrılma oranlarının ortalamasıdır. Eğer  $\lambda$  negatif ise sistem farklı başlangıç şartları için aynı çıkış değerlerini vermeye meyillidir ve dolayısıyla gelişme kaotik değildir. Eğer  $\lambda$  pozitif ise farklı başlangıç değerleri için sistem farklı çıkış değerleri verir, yani hareket kaotiktir. Faz uzayında her bir boyuttaki iraksama ve yakınsamayı bir  $\lambda$  temsil ettiğinden,  $m$  boyutlu dinamik bir sisteme ait Lyapunov üsteli spektrumu,  $\lambda_1$  en büyük olmak üzere  $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_m$  şeklinde elde edilir. Kaotik bir sistem en az bir pozitif Lyapunov üsteline sahip olacağı için herhangi bir sistemde en büyük Lyapunov üsteli  $\lambda_1 > 0$  ise davranış kaotik,  $\lambda_1 < 0$  ise davranış karardır [47, 64, 65]. Örneğin üç boyutlu bir faz uzayında karşılaşılabilecek Lyapunov üstelleri şöyledir:  $(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$ ;  $(-, -, -)$ :sabit nokta,  $(0, -, -)$ :limit saykıl,  $(0, 0, -)$ :simit,  $(+, 0, -)$ :garip çekici (kaos) [65].

Lyapunov üsteli hesabı şu şekilde açıklanabilir: Faz uzayı içinde, farklı eğriler üzerinde yer alan birbirine en yakın iki komşu nokta arasında, 0 zamanında ve  $t$  zamanında  $i$ . yönde oluşan farklar sırasıyla  $\|\delta x_i(0)\|$  ve  $\|\delta x_i(t)\|$  olarak bulunur. Bu yöndeki Lyapunov üsteli  $\lambda_i$ , başlangıçtaki  $(\|\delta x_i(0)\| : 0 \text{ zamanındaki})$  farkın ortalama üstel gelişme oranı olarak Eş. 3.13'deki gibi bulunur.

$$\frac{\|\delta x_i(t)\|}{\|\delta x_i(0)\|} = e^{\lambda_i t} \quad (t \rightarrow \infty) \text{ ya da}$$

$$\lambda_i = \lim_{t \rightarrow \infty} \frac{1}{t} \log \frac{\|\delta x_i(t)\|}{\|\delta x_i(0)\|} \quad (3.13)$$

### 3.3.1. Zaman serisinden en büyük Lyapunov üstelinin hesaplanması

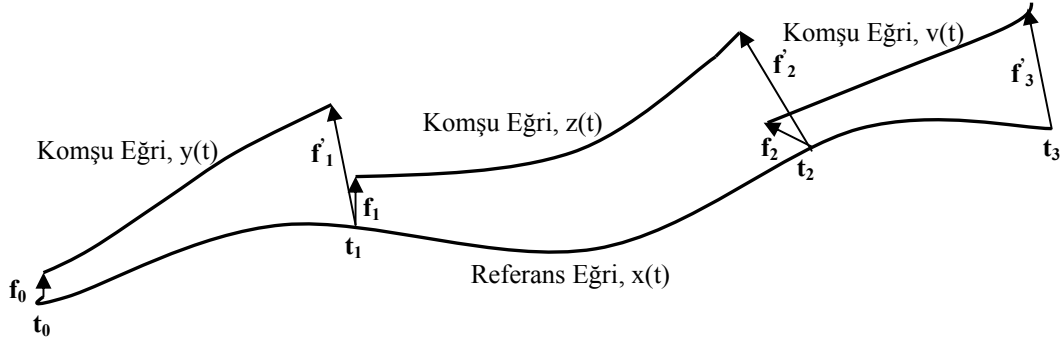
Zaman serisinden Lyapunov üstelinin hesaplanması için geliştirilen metotlar temelde iki sınıfa ayrılırlar: Jacobian tabanlı metotlar ve direk metotlar. Jacobian tabanlı metotta, ilk olarak veriye uygun bir model oluşturulur ve Lyapunov üstellerinin hesaplanmasında model eşitliklerinin Jacobian matrisleri kullanılır [64, 66-70]. Direkt metotlar, veriye uygun bir model olmaksızın, faz uzayında oluşturulan çekiciye ait eğrilerin yakınsama/ıraksama durumlarının direkt olarak hesaplanmasına dayanır ve genellikle yalnızca en büyük Lyapunov üsteli elde edilir [65, 71-73].

Bu çalışmada kaosun göstergesi olarak kabul edilen en büyük Lyapunov üsteli hesabı yapılmıştır. Bu nedenle Doppler işaretinin kaotik durumu, en büyük Lyapunov üstelini veren direkt bir metot [65] kullanılarak hesaplanmıştır. Wolf'un [65] algoritmasına göre zaman serisi veri ile oluşturulmuş faz uzayındaki çekici üzerinde, en büyük Lyapunov üsteli şöyle hesaplanır (Şekil 3.6):  $x(t_0)$  referans noktası ve  $y(t_0)$  en yakın komşu nokta seçilerek, bu noktalar arasındaki ayrılma mesafesi  $f_0$ , bu iki nokta arasındaki öklit farkı ile bulunur (Eş. 3.14).

$$f_0 = \|x(t_0) - y(t_0)\| \quad (3.14)$$

Bu noktaların ait oldukları eğrilerin ( $x$  ve  $y$  eğrileri)  $t_1$  zamanı sonrasındaki değerleri kullanılarak da  $f_1$  farkı, yine aynı şekilde hesaplanır. Referans eğrinin bu noktasında  $x(t_1)$ , ilk seçilen eğri ( $y$  eğrisi) ile yaklaşık olarak aynı yöne sahip yeni bir eğri ( $z$  eğrisi) seçilir. Bu durumda  $z(t_1)$  noktası,  $x(t_1)$  noktasına en yakın olandır ve aralarındaki öklit farkı  $f_1$  bulunur. Bir  $t_2$  zamanı için yine bu eğrilere ( $x$  ve  $z$ ) ait noktalar arasındaki fark da  $f_2$  olarak bulunur. Bu arada elde edilen öklit farklarının

oranı  $f'_1/f_0$  ve  $f'_2/f_1$  her bir nokta çifti arasındaki gelişmeyi verir.  $\log_2 (f_{i+1}/f_i)/(t_{i+1}-t_i)$  ise eğrinin bir noktadan itibaren üstel gelişmesini verir.



Şekil 3.6. En büyük Lyapunov üstelinin hesaplanması

Bu işleme faz uzayı içindeki tüm eğriler takip edilerek devam edilir ve  $N$ , toplam işlem adımlarının sayısını göstermek üzere, en büyük Lyapunov üsteli Eş. 3.15'deki gibi hesaplanır [65].

$$\lambda = \frac{1}{t_N - t_0} \sum_{i=1}^N \log_2 \frac{f'_i}{f_{i-1}} \quad (3.15)$$

Bir başka direkt metot olan Rosenstein ve ark.'nın [71] algoritması en büyük Lyapunov üstelinin bulunmasına yöneliktir ve bu algoritma küçük, gürültülü veri kümeleri için uygulanabilir. Yine ilk olarak zaman serisi şeklindeki verinin faz uzayındaki çekicisi oluşturulur ve en büyük Lyapunov üsteli aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$\lambda_{1(i)} = \frac{1}{i \cdot \Delta t} \frac{1}{N-i} \sum_{j=1}^{N-i} \log \frac{d_j(i)}{d_j(0)} \quad (3.16)$$

Burada  $d_j(i)$ ,  $i$  ayrık zaman adımlarında en yakın komşuların  $j$ . çifti arasındaki fark,  $\Delta t$ , zaman serisinin örnekleme periyodu,  $i \cdot \Delta t$  de saniyedir. Burada,  $N$ , faz uzayında oluşturulan noktaların sayısıdır.  $d_j(i) \approx C_j e^{\lambda_1(i \Delta t)}$  olarak bulunur, burada  $C_j$



başlangıçtaki öklit farkıdır. Her iki tarafın logaritması alınır;  $\log d_j(i) \approx \log C_j + \lambda_1(i.\Delta t)$  ile  $j=1,2,\dots,N$  için eğimleri  $\lambda_1$  ile orantılı olan, yaklaşık olarak paralel eğriler kümesi elde edilir. En büyük Lyapunov üsteli de eğriye en küçük kareler metodu uygulanarak hesaplanır (Eş. 3.17):

$$y(i) = \frac{1}{\Delta t} \langle \log d_j(i) \rangle. \quad (3.17)$$

Burada  $\langle \dots \rangle$  ifadesi  $j$ 'nin tüm değerlerinin ortalamasını gösterir. Bu algoritma bir başka direkt metot olan Sato ve ark.'nın [72] çalışmaları temel alınarak oluşturulmuştur.

Sato ve ark. [72] tarafından geliştirilen metot ile yine komşu eğriler arasındaki uzaklığın ortalama üstel gelişmesi logaritmik bir eksen üzerinde incelenmiştir (Eş. 3.18).

$$p(k) = \frac{1}{Nt_s} \sum_{n=1}^N \log \left( \frac{\|y^{n+k} - y^{m+k}\|}{\|y^n - y^m\|} \right) \quad (3.18)$$

Burada  $y^m$ ,  $y^n$ 'in en yakın komşusudur.  $p(k)$ , tahmin hatasıdır ve  $p(k)$ 'ya karşılık  $k$ 'nin çizdirildiği eğrinin doğrusal kısmının eğimi en büyük Lyapunov üstelini verir. [72, 73].

Lyapunov spektrumunun hesabı ise işaretin yerleştirildiği boyut sayısı kadar (faz uzayı boyutu) Lyapunov üsteli verir. Gerçekte, Lyapunov spektrumunda elde edilecek üstel sayısı, işaretin gerçek boyutu kadar olmalıdır. Bu sebeple, eğer işaret gerçek boyutundan farklı bir yerleştirme boyutuna sahip faz uzayına gömülmüşse ki Takens teoremine göre faz uzayının boyutu  $m \geq 2D + 1$  olacak şekilde belirlenir ( $D$  çekicinin boyutu), Lyapunov spektrum hesabı aslında olmayan Lyapunov üstelleri hesaplayabilir [74]. Çünkü analizi yapılan sistemin boyutu, yani sistemin davranışını

etkileyen parametrelerin sayısı tam olarak bilinmemektedir. Bu sebeple belirlenen faz uzayının boyutu sistemin boyutundan büyük olacağından, Lyapunov spektrumu aslında var olmayan fazla sayıda Lyapunov üstel ya da üstellerini içerir. Bu sebeple bu tez çalışmasında, Doppler işaretlerinin kaotik davranışının tespitinde, yalnızca en büyük Lyapunov üsteli hesaplanmıştır. Çünkü en büyük Lyapunov üsteli, kaotik durumun göstergesi olarak kabul edilen bir niceliktir. En büyük Lyapunov üsteli, Wolf'un algoritması kullanılarak hesaplanmıştır [65]. Wolf algoritması basit yapısı, güçlü ve doğru sonuçlar vermesi sebebiyle tercih edilmiştir ve deneysel zaman serileri için literatürde en çok kullanılan algoritmadır [51]. Bu algoritma büyük veri kümeleri ile iyi çalışır ve gürültü durumlarının analizi etkilememesi için giriş parametrelerinin dikkatli seçilmesi gerekir [65, 75-77].

### 3.4. Fraktal Boyutlar

Kaotik sistemlerin bir başka özelliği, sistemin tüm durumlarının faz uzayındaki gösterimi olan sistem çekicisinin, fraktal bir geometriye sahip olmasıdır [47, 51]. Öklit geometride noktalar  $d=0$ , eğriler  $d=1$ , alan yüzeyleri  $d=2$ , üç boyutlu cisimler  $d=3$  vb. boyuta sahiptirler. Fraktal boyut  $D$ , tamsayı olmayan değerlere sahip bir ölçüm boyutudur. Kaotik sistemlere ait garip çekiciler fraktal (kesirli) boyutlara sahiptir ve bunların fraktal boyutları  $D$ , garip çekici dinamiklerini modellemek için gereken dinamik değişkenlerin minimum sayılarıyla ilişkilidir.

Garip çekiciler için birden fazla boyut hesabı yapılabilir. Bunlar,  $D_0 \geq D_1 \geq D_2 \geq \dots$  şeklinde sıralanır.  $D_0$  kapasite (fraktal),  $D_1$  bilgi,  $D_2$  ilinti boyutudur. Boyut spektrumu, Hentschel ve Procaccia [78] tarafından Eş. 3.19'daki gibi tanımlanmıştır.  $q$  arttıkça, yüksek dereceli korelasyonların hesaba katıldığı fraktal boyut hesaplarının tamamı elde edilir (genelleştirilmiş boyut spektrumu). Bu ifadeye aynı zamanda Renyi boyut spektrumu da denilmektedir. Boyut spektrumunda  $M(r)$ , kümeyi kapatması (örtmesi) gereken  $r$  büyüklüğündeki ( $r$  kenarlı hiperküpler)  $m$  boyutlu hücrelerin sayısıdır.  $p_i = \frac{N_i}{N}$ , küme içinde bulunan bir noktanın  $i$

hiperküpünde olma olasılığıdır.  $N$ , küme içindeki noktaların toplam sayısıdır ve  $N_i$ ,  $i$  hiperküpündeki noktaların sayısıdır.

$$D_q = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{1}{q-1} \frac{\log \sum_{i=1}^{M(r)} p_i^q}{\log r}, q = 0,1,2,\dots \quad (3.19)$$

$D_0$  boyutu (fraktal boyut) kapasite boyutudur ve Eş. 3.20'deki gibi ifade edilir. Kapasite boyutu yalnızca  $p_i$ 'nin sıfır (hücrede hiç nokta yoksa  $p_i^0 = 0$  olur) ya da pozitif (hücre en az bir noktayı kapsıyorsa  $p_i^0 = 1$  olur) olup olmamasına bağlıdır. Yani  $\log \sum_i p_i^0$ , içinde kümenin noktasını barındıran hücrelerin sayısıdır. Bu yüzden bu boyuta kutu-sayma boyutu da denir.

$$D_0 = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\log \sum_i p_i^0}{\log r} \quad (3.20)$$

$D_1$  boyutu, bilgi boyutu olarak adlandırılır ve Eş. 3.19'da, limit  $q \rightarrow 1$  alınarak tanımlanır (Eş. 3.21). Bilgi boyutu, sistemin durumunu belirtmek için gerekli olan bilgi miktarının ölçüsüdür. Eğer tüm durumların olasılığı aynı ise ( $p_i = 1$ ),  $\log p_i = 0$  olur ve sistemi tanımlamak için yeni bilgiye gerek yoktur. Eğer tüm durumların olasılığı sıfır ise ( $p_i = 0$ ) yine sistemi tanımlamak için yeni bilgiye gerek yoktur. Yalnızca, durumlar bilinmeyen olasılıklara sahiplerse ( $0 < p_i < 1$ ), bu durumları tanımlamak için yeni bilgi gerekir. Bilgi boyutu,  $r$  azaldıkça çekici üzerindeki bir noktayı tanımlamak için gereken bilginin ne kadar hızlı arttığını gösterir [79].

$$D_1 = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\sum_{i=1}^{M(r)} p_i \log p_i}{\log r} \quad (3.21)$$

Bilgi boyutu  $D_1$ , Eş. 3.22’de ifade edildiği gibi Lyapunov üstelleri ile de ilişkilidir [46]. Bu denklemde  $\lambda_i$ , çekicinin  $i=1, 2, \dots, m$  ( $m$  yerleştirme boyutu olmak üzere) her bir boyut için hesaplanan Lyapunov üstelleridir [80].

$$D_1 = m + \frac{\sum_{i=1}^m \lambda_i}{|\lambda_{m+1}|} \quad (3.22)$$

İlinti boyutu  $D_2$ , garip çekici dinamiklerini modellemek için gerekli olan dinamik değişkenlerin minimum sayısını başka bir deyişle sistemin serbestlik derecelerinin sayısını ifade eder ve sistem karmaşıklığının bir ölçüsüdür [46, 47, 60, 80].

$D_2$  boyutu, ilinti boyutu olarak isimlendirilir ve  $C(m, r) \propto r^{D_2}$  kabulünden yola çıkılarak Eş. 3.23’deki gibi ifade edilir.

$$D_2 = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\log C(m, r)}{\log r} = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\log \sum_i p_i^2}{\log r} \quad (3.23)$$

Burada  $C(m, r) = \sum_{i=1}^{M(r)} p_i^2$  ilinti toplamıdır ki temel olarak kümenin iki noktasının aynı hücre içinde olma olasılığıdır (limit  $N \rightarrow \infty$ ,  $r \rightarrow 0$ ). Veri kümesinin ilinti boyutunun hesaplanmasında yaygın olarak kullanılan metot ilinti integralinin hesaplanmasını gerektiren, Grassberger-Procaccia [81] algoritmasıdır. Bu algoritmaya göre,  $m$  boyut değerini göstermek üzere, bir kümenin iki noktasının ( $X_i$ ,  $X_j$  ve  $i \neq j$ ) aynı  $r$  boyutlu hücrede olma olasılığı, iki noktanın  $r$ ’ye eşit veya  $r$ ’den küçük bir uzaklıkla ayrılmış olma olasılığına yaklaşık olarak eşittir (Eş. 3.24, 3.25).

$$C(m, r) \approx \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N^2} \{ |X_i - X_j| \leq r \text{ ifadesini sağlayan } (i, j) \text{ çiftlerinin sayısı} \} \quad (3.24)$$

$$C(m, r) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N \sum_{j=i+1}^N \rho(\|X_i - X_j\| \leq r) \quad (3.25)$$

burada  $\|X_i - X_j\| = \sqrt{\sum_{k=1}^m (X_i(k) - X_j(k))^2}$  öklit farkı olarak hesap edilir.  $\rho(\ell)$  ise Eş. 3.26 ile ifade edilen Heaviside adım fonksiyonudur.

$$\Theta(\rho) = \begin{cases} 0 & \text{icin } \rho \leq 0 \\ 1 & \text{icin } \rho > 0 \end{cases} \quad (3.26)$$

$r$ 'nin değer aralıkları için  $C(m,r)$  hesaplanır ve ilinti boyutu  $D_2$ ,  $\log C(m,r)$ 'nin  $\log r$ 'ye karşılık çizdirilmesi ile oluşan eğrinin doğru parçasının eğimi olarak hesaplanır [81, 82]. Her bir yerleştirme boyutu için hesaplanan eğimler, yerleştirme boyutuna karşılık olarak çizdirilir.  $D_2$  değeri belirli bir yerleştirme boyutundan sonra sabit bir değerde doyuma ulaşır. Bu değer sistemin ilinti boyutunu verir.

Uygulamada veri sayısı çok büyük tutulmakla birlikte [75], hesaplama zamanını ve istatistiksel hatayı azaltmak için rasgele seçilen referans noktalar kullanılır [83, 84]. Bu çalışmada referans noktaların sayısı, ilinti boyutunu doyuma götürece kadar yüksek seçilmiştir [82]. Ayrıca oto korelasyonların etkisini ortadan kaldırmak için Theiler düzeltmesi [84] dikkate alınmış ve Theiler düzeltme faktörü, zaman gecikmesi değerinin iki katına eşit seçilmiştir. Böylece Eş.3.25 aşağıdaki şekilde kullanılmıştır (Eş. 3.27).

$$C(m,r) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N_{ref}(N - (m-1)\tau - 1)} \sum_{i=1}^{N_{ref}} \sum_{j=1}^{N-(m-1)\tau} \rho(\|X_i - X_j\| \leq r) \quad (3.27)$$

### 3.4.1. Takens kestirimi

İlinti boyutunun tespiti için, Grassberger-Procaccia [81] algoritmasına bir alternatif metot olarak Takens kestirimi sunulmuştur [58]. Bu metotta, hesaplama alanının seçimine kısmi bir çözüm getirilmiştir ki burada hesaplama alanı seçilmemektedir. Ancak bu metot ilinti boyutu değerinin hesabında Grassberger-Procaccia [81] metodu kadar güçlü değildir. Yinede de bu çalışmada Takens kestirimi iç karotid

atardamar Doppler işaretleri için kullanılarak, elde edilen ilinti boyutu sonuçları, Grassberger-Procaccia [81] algoritması ile elde edilen ilinti boyutu değerleri ile karşılaştırılmış ve hastalık durumlarının tespitindeki başarısı değerlendirilmiştir. Bu metoda göre ilinti boyutu  $D_2$ , Eş. 3.28'de olduğu gibi ifade edilir. Eş.3.28'de  $N_p$  hesaplamaya dikkate alınan nokta çiftlerinin sayısıdır,  $r_p$ ,  $r$  yarıçapından küçük rasgele seçilen noktalar arasındaki farklardır.

$$D_2(r) = \frac{N_p - 1}{N_p \log r_p - \sum_{p=1}^{N_p} \log r_p} \quad (3.28)$$

### 3.5. İstatistiksel Test

İstatistiksel test, Student-t testi kullanılarak yapılmıştır. Veri örneği kümesi otuzdan küçükse, t testi kullanılır. Bu teste göre; iki farklı örnek kümesinden elde edilen aynı tipteki ölçüm değerlerinin ortalamaları, belirlenen bir  $H_0$  hipotezine göre birbirleri ile karşılaştırılır, aralarındaki farklılıklara bakılarak belirlenen hipotezin reddine ya da kabulüne karar verilir. Hipotez testinde yapılacak hatanın maksimum olasılığına da testin anlamlılık seviyesi denir ve testten önce belirlendiğinden test bu anlamlılık seviyesine göre sonuç verir. Student-t testi, belirlenen hipoteze göre Eş. 3.29 ile gösterildiği şekilde t değerini hesaplar ve bu t istatistiğine bağlı olarak bir h ve p değeri üretir. Eş. 3.29'da  $s$ , örneklemin standart sapması,  $n$  örneklemin büyüklüğü ve  $\bar{x}$  örneklemin değeri ve  $m$  de örneklemin ortalamasıdır. h değeri 0 ise  $H_0$  hipotezi kabul edilir, h değeri 1 ise  $H_0$  hipotezi reddedilir ve aksi durum geçerlidir (diğer hipotez  $H_1$ , kabul edilir) [85].

$$t = \frac{\bar{x} - m}{s / \sqrt{n}} \quad (3.29)$$

$H_0$  hipotezi, iki kümeden elde edilen sonuçların ortalama ve standart sapmalarının aynı olduğunu ve örneklerin aynı küleden geldiğini kabul eder.  $H_1$  ise bu iki

kümedeki değerlerin ortalama ve standart sapmalarının farklı olduğunu ve örneklerin farklı kütlelerden geldiğini söyler. Sonuçlara uygulanan  $H_0$  hipotezi, yapılan student-t testi sonucunda reddedilmişse, teste tabii tutulan kümelerin ortalamaları ve standart sapmaları farklıdır ve bu değerler, p ile elde edilen anlamlılık düzeyinde farklı kümelerden gelmektedirler. p değeri t istatistiğinin olasılığıdır, anlamlılık seviyesine göre değerlendirilir. Anlamlılık seviyesi 0,05 olarak seçilmişse ve  $p < 0,05$  ise yapılan testteki yanılma payı yüzde beştir. Anlamlılık seviyesi arttıkça (p değeri küçüldükçe) istatistiksel anlamlı fark artar. Student-t testinin uygulanabilmesi için elde edilen verilerin normal dağılıma sahip olması ve ayrıca veri kümelerinin varyanslarının eşitliğinin belirlenmesi gereklidir. Bu nedenle veri kümelerinin normalite testleri Anderson-Darling normalite testi ile yapılmış, varyansları da F testi kullanılarak tespit edilmiştir [85].

### **3.6. Kullanılan Kaotik Analiz Metotları**

Bu tez çalışmasında, kan akışının sağlıklı ve hastalıklı durumlardaki kaotik davranışının belirlenmesi amacıyla, sağlıklı ve hastalıklı deneklerden alınan Doppler işaretleri, en büyük Lyapunov üsteli, ilinti boyutu ve Renyi boyut spektrumu ile değerlendirilmiştir. Kaotik analize, Doppler işaretinin faz uzayında yeniden oluşturulması ile başlanır. İşaretin faz uzayına gömülmesi için faz uzayının boyutu (yerleştirme boyutu) ve zaman gecikmesi değerleri belirlenmiştir. Yerleştirme boyutunun tespitinde Cao'nun minimum yerleştirme boyutu metodu kullanılmıştır [63]. Literatürde faz uzayı boyutunun tespitinde kullanılan metotlar arasında çoğunlukla en yakın yanlı komşular metodu kullanılmıştır. Cao'nun metodu ise, en yakın yanlı komşular metodunun gereksinimi olan eşik değeri problemini, bir eşik değeri belirleme kriteri önererek gidermiştir ve son yıllarda sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Zaman gecikmesi değeri ise literatürde doğrusal olmayan sistemler için önerilmiş olan ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonu kullanılarak tespit edilmiştir [47, 59]. Bu analizlerle elde edilen yerleştirme boyutu ve zaman gecikmesi değerleri kullanılarak Doppler işaretleri faz uzayında yeniden oluşturulmuş ve en büyük Lyapunov üsteli, ilinti boyutu hesapları yapılmış ve Renyi boyut spektrumları elde edilmiştir.

Kan akışındaki kaotik davranış, kaosun göstergesi olarak kabul edilen en büyük Lyapunov üsteli hesabı ile incelenmiştir. Bunun için direkt bir metot olan Wolf algoritması [65] kullanılmıştır. Çünkü bu algoritma, deneysel zaman serileri için literatürde en çok kullanılan, oldukça doğru sonuçlar üreten bir algoritmadır [51].

İlinti boyutu, sistemin davranışında etkili olan bağımsız değişkenlerin minimum sayısını ifade eder ve sistem karmaşıklığının bir ölçüsüdür. İlinti boyutu hesabı, Grassberger-Procaccia [81] algoritması, Takens kestirimi ve genelleştirilmiş boyut spektrumu (Renyi boyut spektrumu) kullanılarak elde edilmiştir. Grassberger-Procaccia [81] algoritması ilinti boyutu hesabında en çok kullanılan, güvenilir sonuçlar veren bir algoritmadır. Bu algoritma ile ilinti boyutu hesabı, ilinti boyutunun doyuma ulaştığı değerin tespitini sağlamak için, Cao'nun metodu [63] ile belirlenen faz uzayı değerinin dışında, 15 ve 20 boyutlu faz uzayları için de gerçekleştirilmiştir. Çünkü ilinti boyutu hesabında faz uzayının boyutu en az, ilinti boyutunun doyuma gittiği yerleştirme boyutu değerinden bir fazla olmalıdır. Ayrıca, ilinti boyutu hesabında zaman gecikmesinin etkisi de değişik zaman gecikmeleri için hesap tekrarlanarak araştırılmıştır.

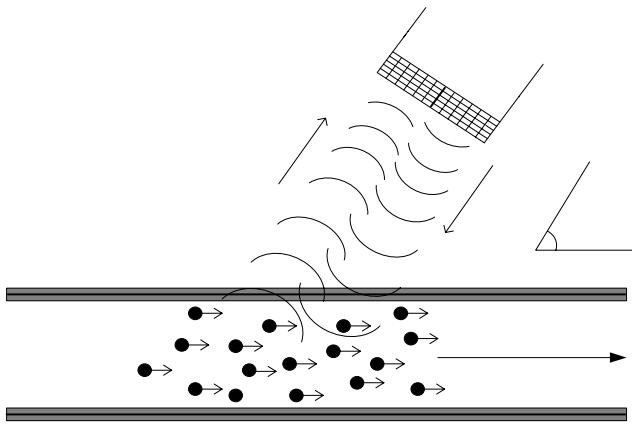
Grassberger-Procaccia [81] algoritması ilinti boyutu hesabında oldukça güçlü bir algoritmadır. Ancak, bir karşılaştırma yapabilmek amacıyla, ilinti boyutu hesabı, literatürde nadiren kullanılmış olan Takens kestirimi ve Renyi boyut spektrumu [78] elde edilerek de değerlendirilmiştir. Renyi boyut spektrumu ilinti boyutu dışında, kapasite ve bilgi boyutlarını da verir. Böylece bu spektrum üzerinden bu boyutlar da elde edilmiştir.

Analizlerden elde edilen sonuçlara, normalite testleri ve varyanslarının eşitlikleri değerlendirilerek (F testi), student-t testi uygulanmış ve ortalamalarda anlamlı istatistiksel farklar aranmıştır.



#### 4. DOPPLER İŞARETİ VE ÖN İŞLEMLER

Doppler etkisi, hareketten dolayı bir dalganın frekansı veya dalga boyunda meydana gelen değişimdir ve Johan Cristian Doppler tarafından 1842’de bulunmuştur. Doppler etkisinin tıbbi alanda kullanımı, ultrasonografik tekniklerin geliştirilmesinden sonra olmuştur ve Doppler ultrasonografi vücuttaki akışkanların akım hızının ve yönünün belirlenmesinde kullanılır [86-88].



Şekil 4.1. Doppler ultrasonografi

Ultrasonik Doppler, damarlardaki kan akışını incelemek için sıklıkla kullanılan, noninvazif, ucuz, hızlı ve güvenilir bir tekniktir. Doppler ultrasonografide (Şekil 4.1), ultrasonik dönüştürücünün gönderdiği ultrasonik frekanslı işaret ile bu işaretin kandaki hareketli parçacıklara çarparak saçılması ve yansması sonucu, alınan işaretin frekansı arasında frekans farkı gözlenir. Doppler kayma frekansı denilen bu fark şöyle ifade edilir;

$$\Delta f = \pm \frac{f_s (\cos \theta + \cos \phi) v}{c} \quad (4.1)$$

Eş. 4.1’de  $\Delta f$  Doppler kayma frekansını,  $f_s$  gönderilen dalga frekansını,  $v$  kan akış hızını,  $\theta$  gönderici kristal eksenini ile akış yönü arasındaki açıyı,  $\phi$  alıcı kristal eksenini ile akış yönü arasındaki açıyı,  $c$  ultrasonik dalganın ortamdaki hızını (1540 m/s)

gösterir. Ultrasonik dalganın kandaki hareketli parçacıklara çarpıp saçılması sonrasında birden fazla Doppler kayma frekansı elde edilir ve Doppler spektrumu olarak gözlenir [87].

Ultrasonik dalganın yönü ile parçacıkların hareket yönü arasında belirli bir açı olduğundan bu eşitlikte Doppler açısı yer almaktadır. Doppler kayma frekansının kullanımı ile kan akış hızının belirlenmesinde, Doppler açısının oluşturacağı hata dikkate alınmalıdır. Doppler açısı 20 dereceden az ise bu hata ihmal edilebilecek kadar azalmaktadır [88]. Doppler kayma frekansları, insan kulağının duyabileceği frekans aralığındadır ve Doppler cihazı tarafından elektriksel Doppler işaretlerine çevrilir.

#### **4.1. Doppler İşaretlerinin Değerlendirilmesi**

Doppler işaretleri, ölçüm alınan alandaki kanın hızına bağlı olarak değişim gösterdiğinden bunların spektral analizleri sayesinde damardaki kan akış hızının spektral değişimi elde edilebilir [28-30]. Spektral analiz metotlarının kullanılması ile Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları bulunur ve tıbbi bilgi elde etmek için Doppler spektrumlarındaki değişimler zamanın fonksiyonu olarak sonogram şeklinde ifade edilir [30]. Sonogram yatay eksen zamanı, dikey eksen frekansı göstermek üzere, Doppler işaretinin herhangi bir zaman ve frekansta sahip olduğu gücün pixel şiddeti olarak gösterimidir. Tıbbi tanının belirlenmesi için kan akışında oluşacak hemodinamik değişimlerin, spektrum ve sonogram üzerindeki etkilerinin bilinmesi gerekir [28, 34].

Doppler işaretleri ve bunların spektrum ve sonogramları vücut içindeki damarların fizyolojisine ve hemodinamiğine bağlı olarak değişiklikler gösterir. Ayrıca sağlıklı damar ile hastalıklı damarlardan (daralma, tıkanma vb.) alınan Doppler işaretleri, bunların spektrum ve sonogramları da farklılıklar gösterir [34, 88]. Sağlıklı damarlarda, iç sürtünmeli bir akışkan olan kan düzgün çizgiler boyunca akarken (laminar-düzgün akış, Şekil 4.2a), daralma veya tıkanma durumlarında ya da akış hızı kritik bir değerin üzerinde çıktığında, akış türbülanslı hale gelir (Şekil 4.2b).



Şekil 4.2. Düzgün (a) ve türbülanslı (b) akış

Türbülanslı akışın olduğu kısımlardan alınan Doppler işaretleri, düzgün akıştan alınan Doppler işaretlerinden farklıdır. Türbülanslı akışta akışkan molekülleri enine hareket eder, akış çizgileri birbirini keser ve sistem kararsız bir yapı sergiler. Kan akışının türbülansa girmesi ile akışkan moleküllerinin hızlarında ve yönlerinde değişimler olur. Bu durumda ultrasonik dalga demetinin yönü boyunca hız bileşenleri zamanla değişir. Bu tür bileşenlerin birleşimi Doppler kayma frekans aralığının genişlemesine neden olur, hız artar ve dolayısıyla Doppler kayma frekansları artar. Düzgün kan akışında varlığı kanıtlanan kaotik yapı [20], türbülanslı akışta daha da artar [26, 27, 37, 49].

#### 4.2. Gürültü Bastırma

Doppler işaretleri durağan olmayan, geniş güç spektrumuna sahip işaretlerdir. Doppler işaretleri içerisine gürültü olarak karışan ilave frekans bileşenlerinin bastırılması analiz sonuçlarının doğruluğu açısından önemlidir. Doppler işaretleri üzerinde yer alan yüksek genlikli ve düşük frekanslı gürültüler, şebeke gerilimi, dc elemanlar ve damar duvarı gürültüsü olarak ifade edilirler. Ultrasonik dalganın damar duvarına ve etrafında yer alan dokuya da çarparak saçılması sebebiyle oluşan, düşük frekanslı yüksek genlikli gürültünün bastırılması için 150 Hz ve 200 Hz'in üzerini geçiren yüksek geçiren süzgeçler kullanılmıştır [53, 86, 89, 90]. Ancak bu süzgeçler, damar duvarının yakınındaki yavaş kan akışından gelen işaretleri de bastırırlar. Bu nedenle bu çalışmada DC bileşenler bastırıldıktan sonra karotid atardamar işaretleri için kesim frekansı 25 Hz olan yüksek geçiren FIR süzgeç ile düşük frekanslı gürültüler bastırılmıştır. Aort kapakçığından alınan Doppler işaretleri için sadece DC bileşenler atılmıştır.

Doppler işaretleri üzerinde, kayıt işlemlerine (donanım, yazılım, kullanılan sensör, kablo vb.) bağlı olarak oluşan ve Doppler sonogramlarında arka planda yer alan yüksek frekanslı gürültüler de ayrık dalgacık dönüşümü kullanılarak bastırılmışlardır [32, 54, 91]. Çünkü dalgacık dönüşümü, Doppler işaretleri gibi durağan olmayan, geniş frekans spektrumuna sahip işaretleri, spektral bileşenlerine ayırmada başarılı olduğundan, işaretin düşük ve yüksek frekanslı bileşenlerine bulaşmış olan gürültünün bastırılmasında son yıllarda etkin bir biçimde kullanılmaktadırlar. Dalgacık dönüşümü ile işaretin değişik frekans aralıklarındaki bileşenleri üzerindeki gürültü, her bir frekans aralığı için bastırıldıktan sonra, işaret yeniden elde edilir. Bu şekilde işaretin tüm frekans bileşenleri için aynı olmayan, uyarlamalı bir gürültü bastırma işlemi yapılabilir.

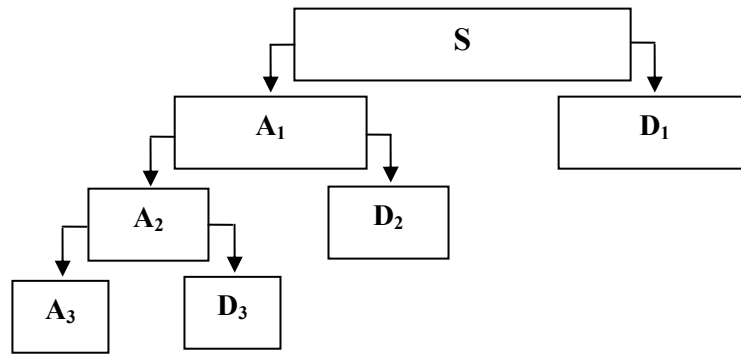
#### **4.2.1. Dalgacık dönüşümü ile gürültünün bastırılması**

Dalgacıklar, ölçek ve çözünürlüğe göre veriyi analiz eden matematiksel fonksiyonlardır ve bir işaretin farklı pencere ve farklı çözünürlüklerde incelenmesine fırsat verirler. Durağan olmayan işaretlerin spektral analizlerinde dalgacık dönüşümünün diğer spektral analiz metotlarına göre üstünlükleri vardır. Dalgacık dönüşümünün en önemli avantajı, düşük frekanslar için geniş, yüksek frekanslar için dar olacak şekilde değişen pencere boyutlarına sahip olmasıdır. Bu şekilde bütün frekanslarda en iyi zaman-frekans çözünürlüğü sağlanabilmektedir [92-93].

Bir işareti, dalgacık adı verilen temel bir fonksiyon kümesine dönüştürmeye dalgacık dönüşümü denir. Dalgacık dönüşümü ile işaret belli sayıda ölçeklere ayrılır. Dalgacık dönüşümü sürekli ve ayrık olmak üzere iki farklı şekilde incelenir. Sürekli dalgacık dönüşümünde ölçeklendirme ve dönüşüm parametrelerinin sürekli olarak değişiminden dolayı her bir ölçek için dalgacık katsayılarının hesaplanması zor ve zaman alıcı olmaktadır. Bu nedenle ayrık dalgacık dönüşümü daha sık kullanılmaktadır [92, 93].

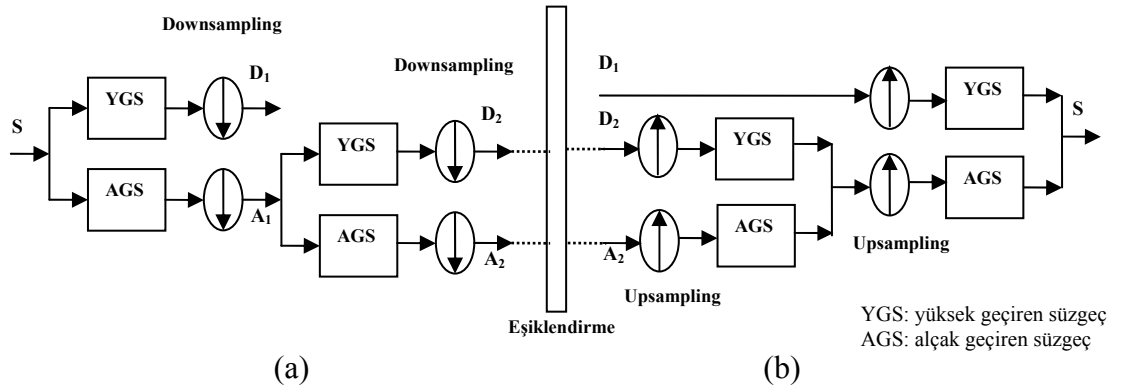
Dalgacık dönüşümü ile işaret üzerindeki gürültü bastırılabilir ve bu işleme “denoising” denilir. Denoising işleminde amaç, işaretin özellikleri mümkün olduğu

kadar korunarak, gürültünün bastırılmasıdır. Gürültülü işaret  $s(n) = f(n) + \sigma e(n)$  şeklinde ifade edilebilir ki burada  $e(n)$  gürültü,  $\sigma$  ise gürültü seviyesidir. Dalgacık dönüşümünde öncelikle orijinal işaret birbirini tümleyen süzgeçlerden geçirilerek (alçak ve yüksek geçiren süzgeçler), işaretin düşük ve yüksek frekanslı bileşenleri iki alt banda ayrılır. Şekil 4.3'de bir işaretin dalgacık dönüşümü ile dalgacıklarına ayrıştırılması görülmektedir [92].



Şekil 4.3. Bir işaretin dalgacık ayrıştırma ağacı

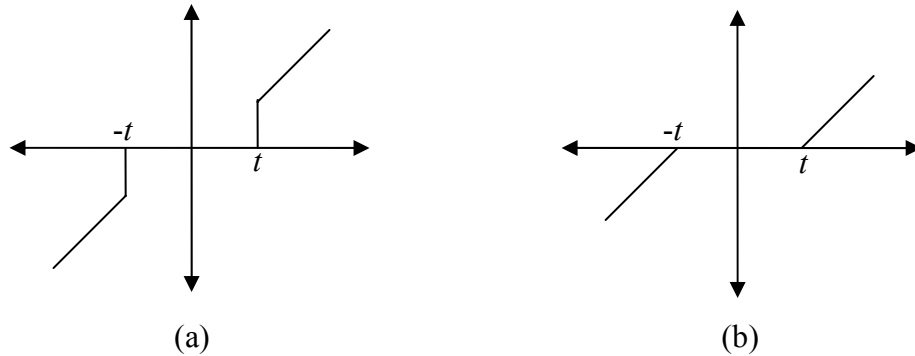
Bu ayrıştırma işlemi birden daha fazla sayıda yapılabilir ve bu sayı dalgacık seviyesini belirtir. Örneğin Şekil 4.3'de, ayrıştırma işlemi üç defa yapılmıştır yani dalgacık seviyesi üçtür. Ayrıştırma işlemi uygulanan işaret, en son elde edilen ve asıl dalgacık katsayısı ( $A_3$ ) denilen işaretin düşük frekanslı bileşeni ile detay katsayıları diye ifade edilen diğer tüm yüksek frekanslı işaret bileşenlerinin toplamıdır:  $S=A_3+D_3+D_2+D_1$ . Bu ayrıştırma işlemine ileri dalgacık dönüşümü ya da downsampling denir. Bu şekilde işaret incelenmek istenen frekans bandlarına ayrılabilir. Denoising işlemi ise ileri dalgacık dönüşümü ile bu şekilde frekans bantlarına ayrılan işaretin, yüksek frekanslı bileşenlerinin yer aldığı detay katsayılarının eşiklendirilmesi ve sonra da işaretin bu eşiklendirilmiş detay katsayıları ile asıl katsayısının birleştirilmesi işlemidir. Böylece yeniden elde edilen işaret içerisinde yüksek frekanslı bileşenler eşiklendirmeye bağlı olarak bastırılmış olacaktır. Ayrıştırılmış işaret bileşenlerinin tekrar birleştirilmesi işlemine ters dalgacık dönüşümü, yeniden oluşturma ya da upsampling denilir. Şekil 4.4'de denoising işleminde yer alan ileri ve ters dalgacık dönüşümü gösterilmiştir [94].



Şekil 4.4. İleri (a) ve ters (b) dalgacık dönüşümü ile denoising

İşaretin dalgacıklara ayrılmasından sonra, detay katsayılarına uygulanacak eşiklendirme iki şekilde yapılabilir. Bunlar sert eşiklendirme (hard thresholding) ve yumuşak eşiklendirmedir (soft thresholding) [93]. Sert ( $x_H$ ) ve yumuşak ( $x_S$ ) eşiklendirme kuralları,  $t$  eşik değerini göstermek üzere Eş. 4.2’de, grafiksel gösterimleri de Şekil 4.5’de verilmiştir.

$$x_H = \begin{cases} 0 & |x| \leq t \\ x & |x| > t \end{cases} \quad x_S = \begin{cases} 0 & |x| \leq t \\ x - t & x > t \\ x + t & x < -t \end{cases} \quad (4.2)$$



Şekil 4.5. Sert eşiklendirme (a), yumuşak eşiklendirme (b)

Yumuşak eşiklendirme tekniği çok yaygın olarak kullanılan bir metottur ve  $x_i = \text{sign}(x_i)(|x_i| - t)_+$  olarak da ifade edilmektedir [54, 93, 95, 96]. Böylelikle ortaya çıkan asıl ve detay dalgacık katsayılarından gürültünün yer aldığı detay katsayıları, belirlenmiş bir eşik değerine ( $t$ ) göre eşiklendirilir. Sert eşiklendirme, en basit metottur ancak yumuşak eşiklendirme sert eşiklendirmeden daha iyi sonuçlar verir. Çünkü sert eşiklendirme, işaret bileşeninin eşik değerine eşit olduğu durumlarda süreksizliğe sebep olur.

Eşik değerinin belirlenmesi için de çeşitli metotlar vardır [93]. Ancak genel olarak iki şekilde eşik uygulanabilir. İlki, genel bir eşik değerinin her ayrıştırma seviyesindeki detay katsayılarına uygulanmasıdır. İkincisinde ise her bir ayrıştırma seviyesi için eşik değeri yeniden hesaplanarak, o seviyedeki detay katsayılarının eşiklendirilmesinde kullanılır. Eşik değeri değişik şekillerde seçilebilir [93]. Bu çalışmada her seviyedeki detay katsayıları için gürültü seviyesine bağlı olarak hesaplanan evrensel eşik kullanılmıştır [54, 93]. Böylece, işaretin, her bir ayrıştırma seviyesindeki gürültü bileşenlerine uygun eşik değeri belirlenmiş olacaktır. Bu çalışmada kullanılan eşik Eş. 4.3'de verilmiştir ve bu eşik değeri, yalnızca işaretin uzunluğuna bağlı değildir.

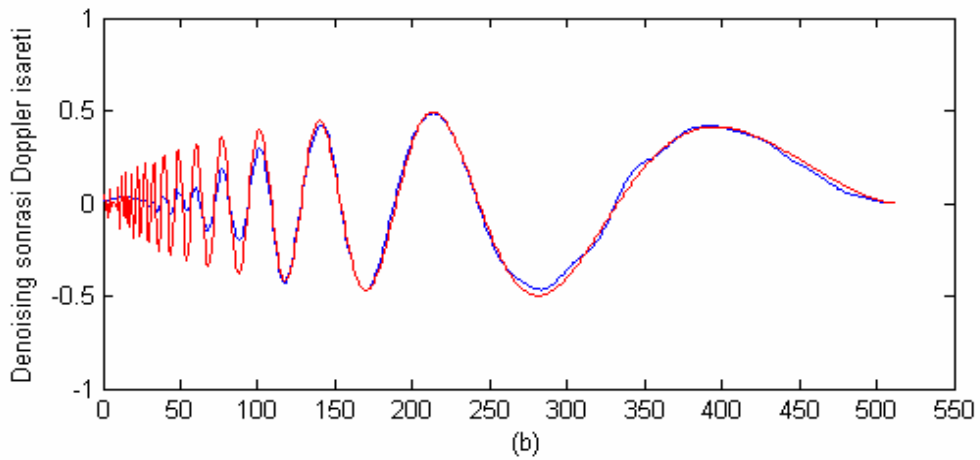
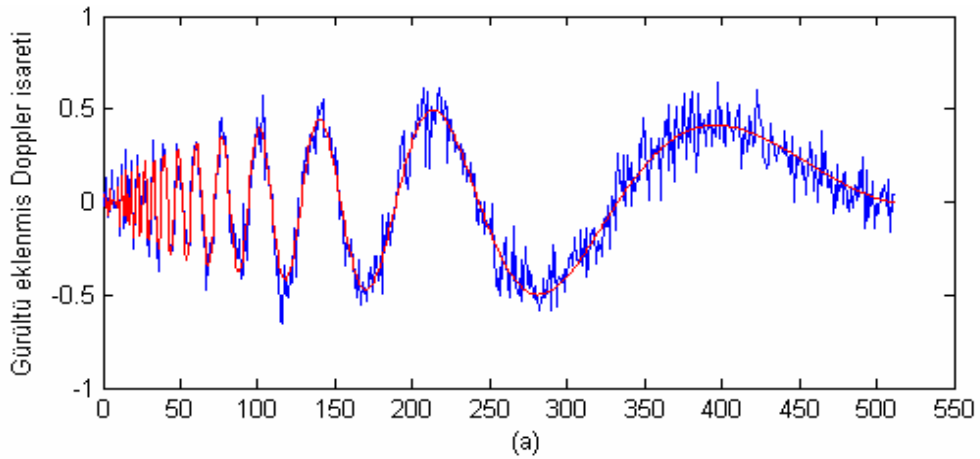
$$t = \sigma \sqrt{2 \log n} \quad (4.3)$$

Bu eşitlikte,  $n$ , işaretin uzunluğudur ve  $\sigma = \sigma_M / 0,6745$  olarak hesaplanır.  $\sigma^2$ , gürültünün (detay katsayılarının) varyansı,  $\sigma_M$  gürültünün (detay katsayılarının) mutlak değerlerinin ortancasıdır.  $\sigma$ , her bir ayrıştırma seviyesindeki detay katsayılarına bağlı olarak tespit edildiğinden gürültüye bağlı olarak değer alacaktır.

Denosing işleminde bir başka önemli parametre kullanılacak dalgacık tipinin seçimidir. Dalgacık tipi seçilirken kullanılan bir yol, seçilen dalgacığın işaretin yapısına en çok benzeyen dalgacık olarak seçilmesidir. Bu nedenle Doppler işaretleri için Daubechies [97] Db8 dalgacık seçilmiştir [54].

İşaretin gürültüsünü en iyi şekilde bastırarak dalgacık ve eşik değerleri tam olarak bilinmediğinden, dalgacık ve eşik değeri birleşimleri test edilerek, Doppler işaretleri üzerinde dalgacık dönüşümü kullanılarak yapılmış olan gürültü bastırma çalışmaları da dikkate alınarak [32, 54, 91, 96], Doppler sonogramlarında bozulma yaratmayacak şekilde gürültü bastırma yapılmıştır. Böylece; soft eşiklendirme, uyarlamalı evrensel eşik ve Db8 seçilerek 3 ve 4 seviyeli ayrıştırma yapılmıştır. Eşiklendirme işleminden sonra asıl dalgacık katsayıları ve değiştirilmiş detay katsayıları birleştirilerek, işaret, gürültüsü azaltılmış bir halde yeniden oluşturulur.

Uygulanan tekniğin etkisini görmek amacıyla, üretilen bir Doppler işaretine, bir gürültü (Gaussian white noise) işareti eklenerek (işaret/gürültü oranı yaklaşık 10dB)

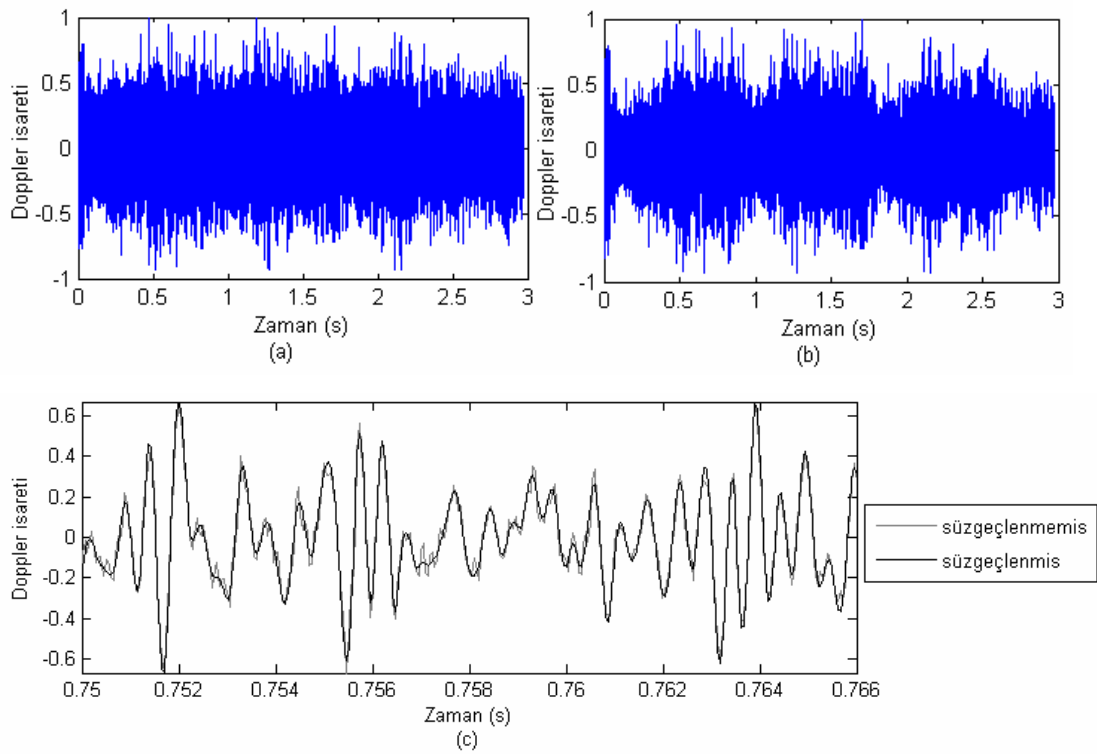


Şekil 4.6. Denoising işlemi öncesi (a) ve sonrası (b)



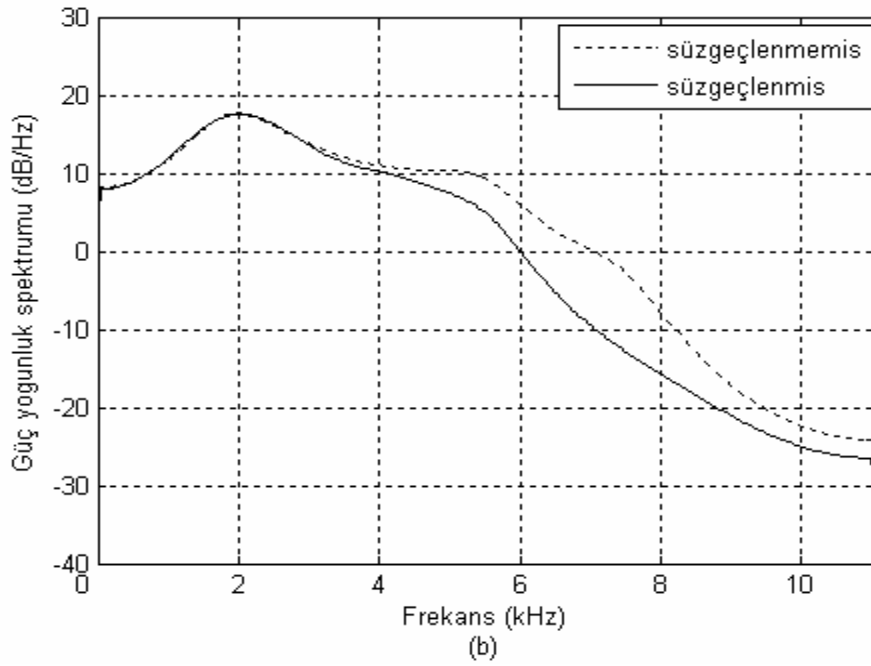
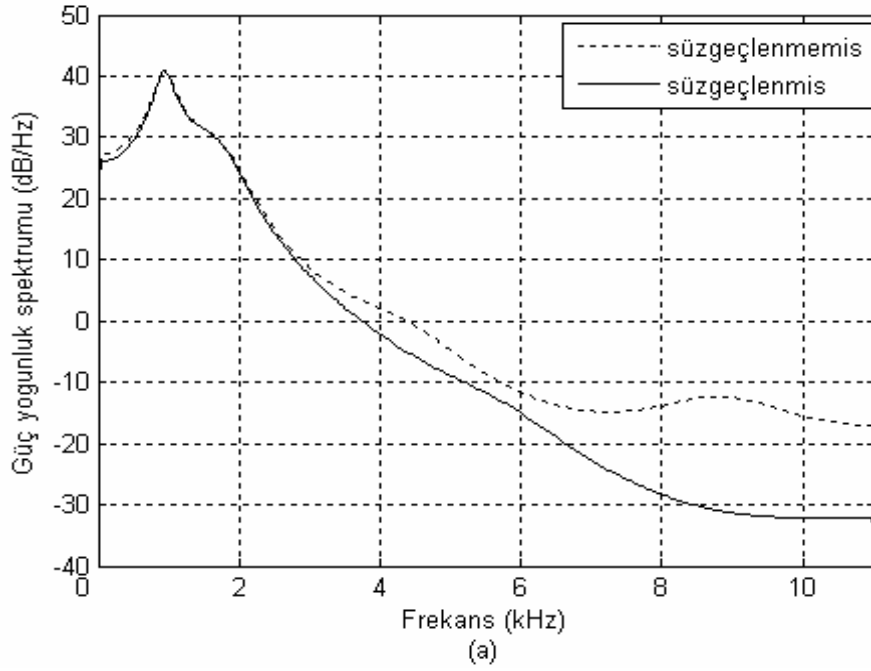
elde edilen gürültülü işaret için alınan sonuç Şekil 4.6'da yer almaktadır. Denoising sonrasında elde edilen işaretin işaret/gürültü oranı 15 dB'ye çıkmıştır.

Şekil 4.7'de, sağlıklı bir karotid atardamarından alınan (denek no: 1), DC Bileşeni atılmış ve normalize edilmiş Doppler işaretinin, süzgeçleme işleminden önce (Şekil 4.7a) ve sonraki durumu (Şekil 4.7b) görülmektedir. Şekil 4.7c'de de bu işaretin belirli bir parçası ayrıntılı olarak gösterilmiştir.



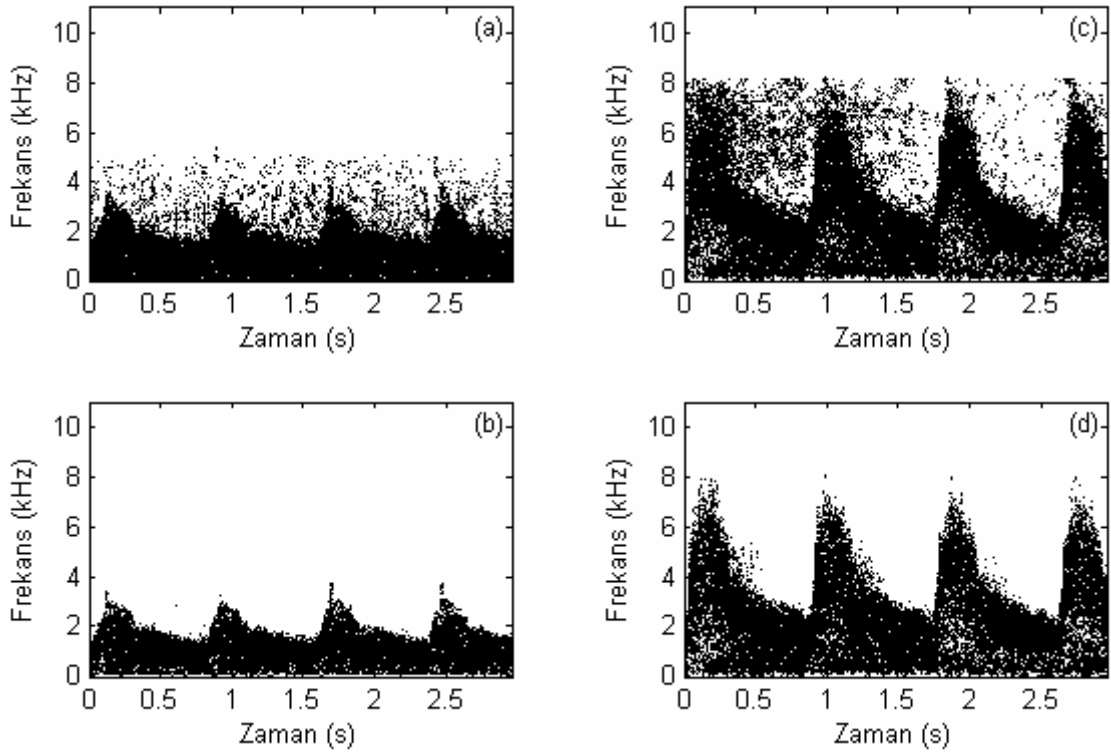
Şekil 4.7. Sağlıklı iç karotid atardamar Doppler işaretinin (denek no: 1) gürültü bastırma işlemi öncesi (a) ve sonrasındaki (b) durumu ve belirli bir bölgenin detayı (c)

Sağlıklı (denek no: 4) ve ciddi derecede daralmış (denek no: 52) iç karotid atardamar Doppler işaretleri üzerinde yapılan gürültü bastırma işlemine ait sonuçlar, işaretlerin güç spektral yoğunlukları (Şekil 4.8) ve sonogramları (Şekil 4.9) üzerinde gösterilmiştir. İşaretlerin güç yoğunluk spektrumları, Yule-Walker kestirimi ile elde edilmiştir. Yule-Walker kestirimi için model derecesi 10 ve 512 örnek seçilmiştir. DC bileşeni atılan işaretin güç yoğunluk spektrumu ile gürültü bastırma işleminden



Şekil 4.8. Sağlıklı (denek no: 4) (a) ve ciddi derecede daralmış (denek no: 52) (b) iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin gürültü bastırma işlemi öncesi ve sonrasındaki güç yoğunluk spektrumları

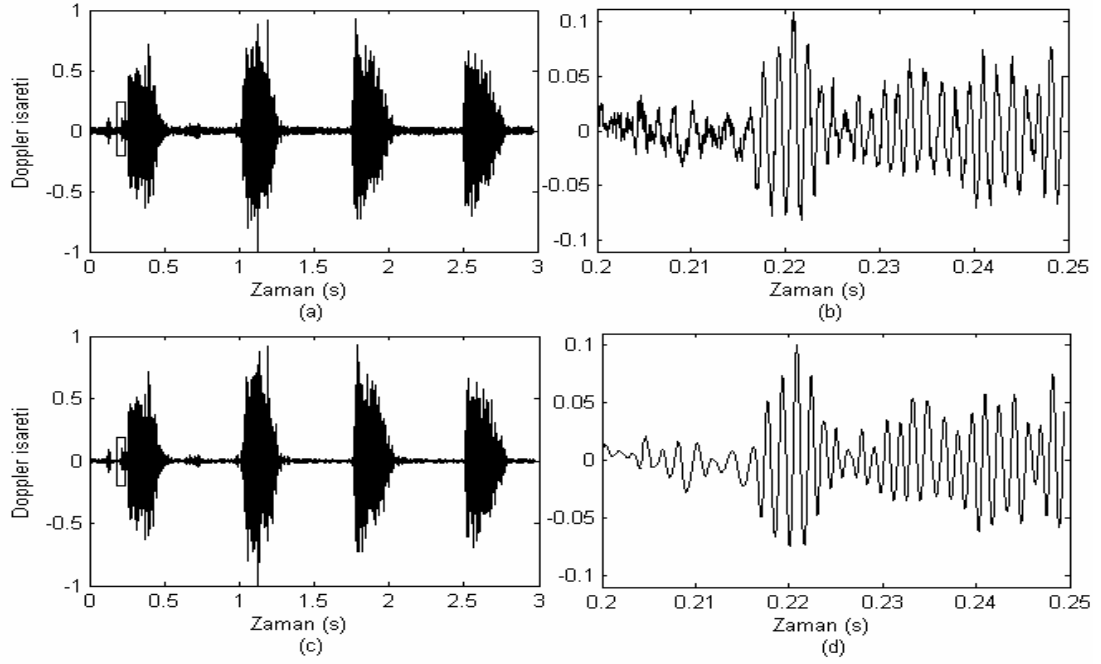
sonraki güç yoğunluk spektrumlarına bakıldığında yaklaşık 3 kHz'den büyük frekans bilşenleri için, işaretin gücündeki azalma açıkça görülmektedir.



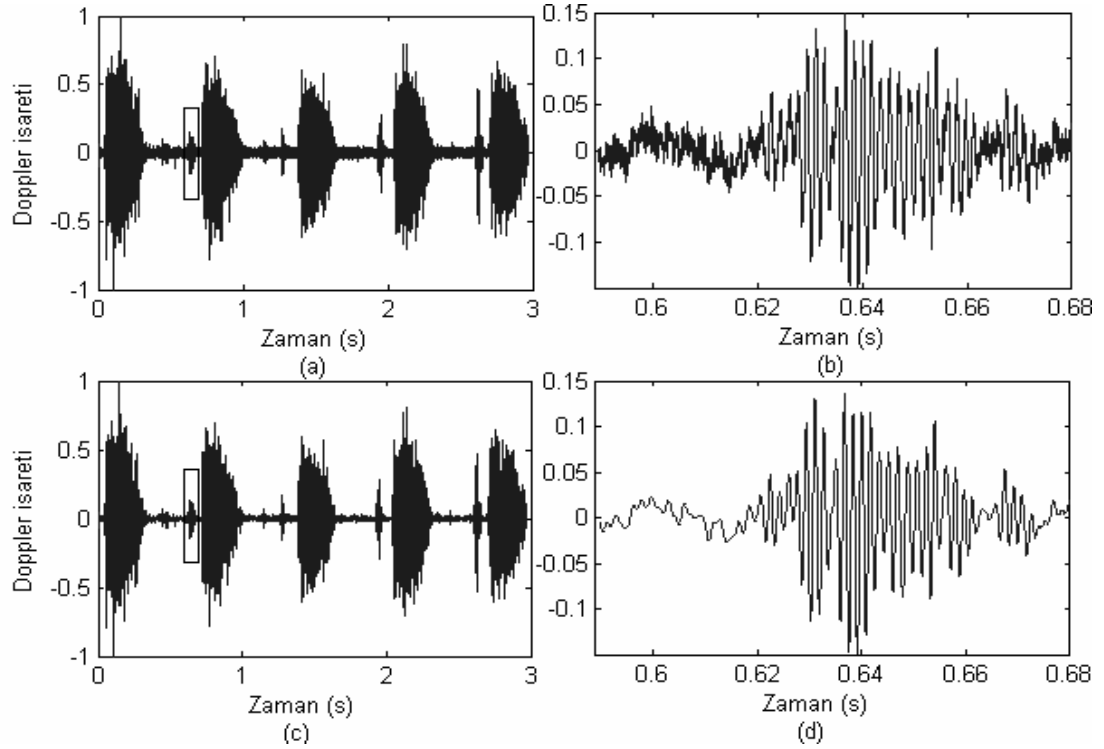
Şekil 4.9. Sağlıklı (denek no: 4) (a, b) ve ciddi derecede daralmış (denek no: 52) (c, d) iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin gürültü bastırma işlemi öncesi (a, c) ve sonrasındaki (b, d) sonogramları

Şekil 4.9’da aynı işaretlere ait sonogramlar, sol sütun sağlıklı (denek no: 4), sağ sütun ciddi derecede daralmış (denek no: 52) iç karotid atardamar Doppler işaretine ait olmak üzere, gürültü bastırma işlemi öncesi (üst satır) ve sonrasında (alt satır) gösterilmiştir. Sonogram kestirimleri, hızlı Fourier dönüşümü (short-time Fourier transform) yoluyla, 512 örnek Hanning penceresi kullanılarak bulunmuştur. Bu sonogramlarda da arka planda yer alan istenmeyen frekans bileşenlerindeki azalma belirgin bir şekilde görülmektedir.

Aort kapakçığından alınan Doppler işaretleri üzerindeki gürültü bastırma işleminin etkisi, Şekil 4.10 ve Şekil 4.11’de görülebilir. Şekil 4.10’da sağlıklı bir aort kapakçığına ait Doppler işareti (denek no: 1) ve Şekil 4.11’de de aort kapakçık darlığına ait bir Doppler işaretinin (denek no: 26) gürültü bastırma öncesi ve sonrasındaki durumları ve işaretlenmiş bölgeler detaylandırılmış olarak verilmiştir.

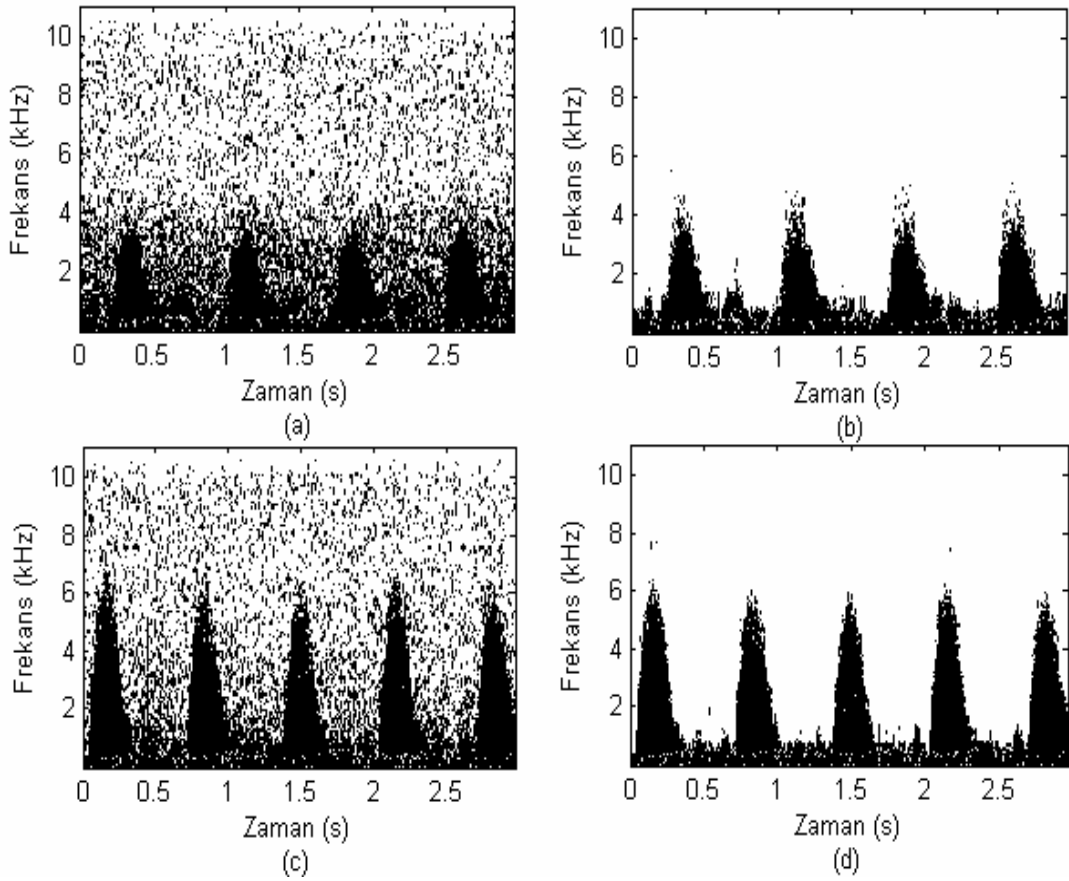


Şekil 4.10. Sağlıklı bir aort kapakçığına ait Doppler işaretinin (denek no: 1) gürültü bastırma işlemi öncesi (a) ve sonrasındaki (c) durumları ve işaretlenmiş bölgelerin detayları (b, d)



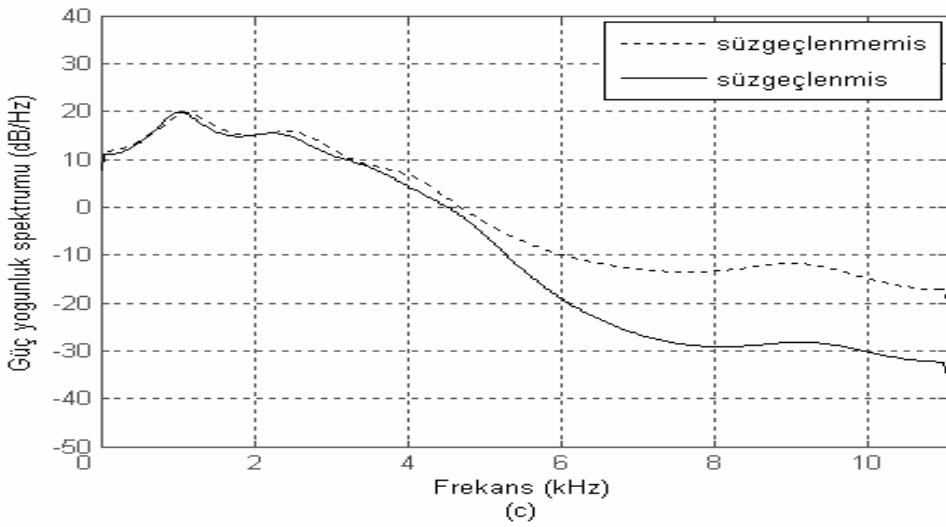
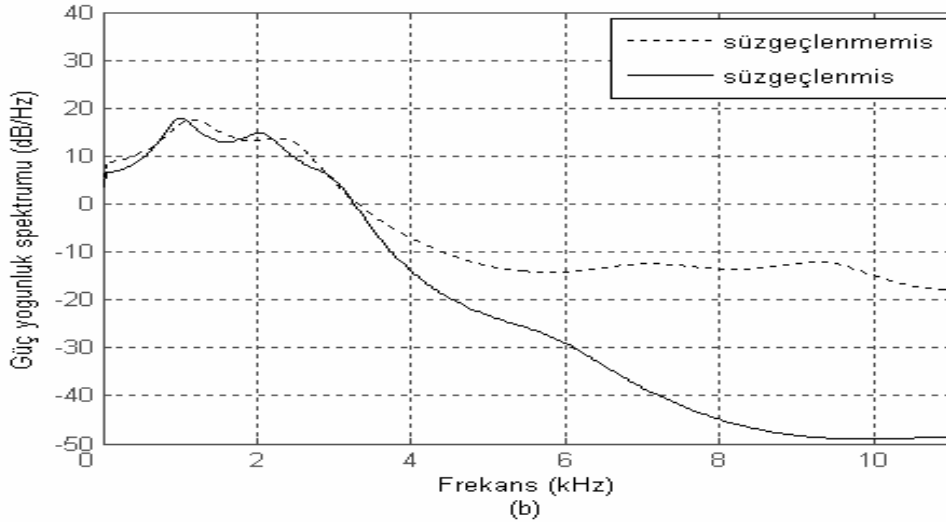
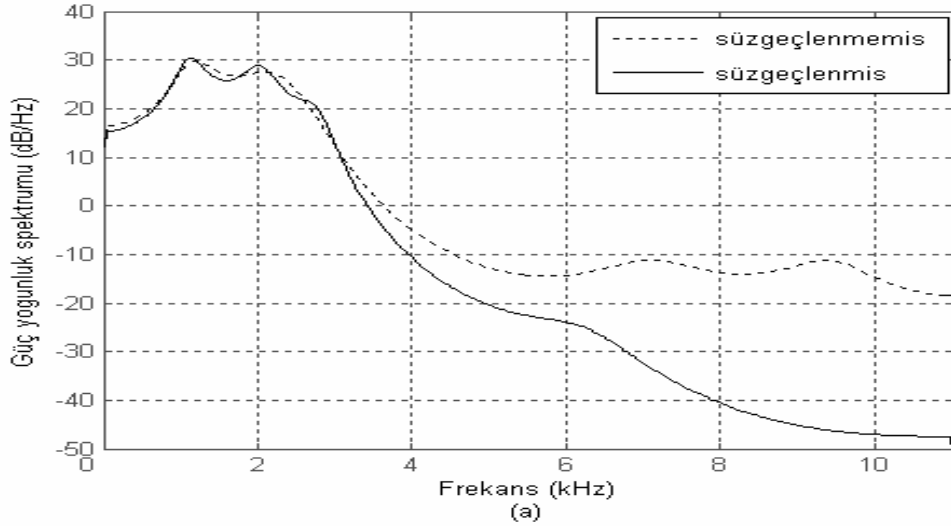
Şekil 4.11. Darlık bulunan bir aort kapakçığına ait Doppler işaretinin (denek no: 26) gürültü bastırma işlemi öncesi (a) ve sonrasındaki (c) durumları ve işaretlenmiş bölgelerin detayları (b, d)

Şekil 4.10 ve 4.11’de verilen Doppler işaretlerinin gürültü bastırma işlemi öncesi ve sonrasındaki durumuna ait sonogramlar da hızlı Fourier dönüşümü kullanılarak elde edilmiştir ve Şekil 4.12’de verilmiştir. Gürültü bastırma işlemi öncesi ve sonrasındaki sonogramlar sırasıyla, Şekil 4.12a ve b’de, sağlıklı aort kapakçığına ait Doppler işaretine (denek no: 1), Şekil 4.12c ve d’de de darlık bulunan aort kapakçığına ait Doppler işaretine (denek no: 26) aittir. Şekil 4.12b ve d’de yer alan sonogramlarda istenmeyen frekans bileşenlerindeki azalma görülmektedir.



Şekil 4.12. Sağlıklı (denek no: 1) ve darlık bulunan aort kapakçığına ait Doppler işaretinin (denek no: 26) gürültü bastırma işlemi öncesi (a, c) ve sonrasındaki (c, d) sonogramları

Sağlıklı (denek no: 2), aort yetmezlik (denek no: 39) ve aort darlık (denek no: 26) Doppler işaretlerinin, gürültü bastırma işlemi öncesi ve sonrasındaki güç yoğunluk spektrum kestirimleri de yine Yule-Walker metodu (model derecesi 10, 512 örnek)



Şekil 4.13. Sağlıklı (denek no: 2) (a), aort yetmezlik (denek no: 39) (b) ve aort darlık (denek no: 26) (c) Doppler işaretlerinin gürültü bastırma işlemi öncesi ve sonrasındaki güç yoğunluk spektrumları

kullanılarak elde edilmiş ve sırasıyla Şekil 4.13a, b ve c'de gösterilmiştir. DC bileşeni atılan işaretin güç yoğunluk spektrumu (süzgeçlenmemiş) ile gürültü bastırma işleminden sonraki güç yoğunluk spektrumlarında (süzgeçlenmiş), yüksek frekanslı işaret bileşenlerinin gücündeki zayıflama görülmektedir.

## 5. ANALİZ SONUÇLARI VE İRDELEME

Damarlardaki hastalıklı durumların kaotik analiz metotları kullanılarak tespitine yönelik algoritmalar Bölüm 3’de açıklanmıştır. Bu çalışmada, sağlıklı ve daralma durumundaki iç karotid atardamarından ve sağlıklı aort, aort darlık ve yetmezlik bulunan aort kapakçığından alınan Doppler işaretleri üzerinde, ortalama karşılıklı bilgi, minimum yerleştirme boyutu, en büyük Lyapunov üsteli, ilinti boyutu ve Renyi boyut spektrumu analizleri yapılmıştır. Sonuçlara uygulanan student-t testi ile hastalıklı durumun varlığına ilişkin anlamlı farklara ulaşılmıştır [98-102]. Sonuçlar, hastalıklı durum dikkate alınarak yorumlanmıştır.

Doppler işaretleri, Doppler cihazlarına ait video kayıt ünitesi kullanılarak, Sony VHS video kasetler üzerine kaydedilmiştir. Daha sonra Panasonic M9000 video kamera kullanılarak, Windows ses kaydedicisi yoluyla bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Kayıt, CD kalitesi seçilerek, 22050 örnekleme hızı, 16 bit ve “.wav” uzantılı olarak yapılmıştır. Elde edilen bu ham verilerin sürekli ve düzgün bölümleri GoldWave programı kullanılarak ayrılmış ve “.txt” formatına dönüştürülmüştür. Her bir işaret 65536 data noktasından oluşmaktadır, yani analizlerde yaklaşık 2,97 s’lik bilgi işareti kullanılmıştır. Kullanılan data noktası sayısı kaotik analizleri yapmak için yeterlidir ve istatistiksel değer taşımaktadır [75].

Doppler işaretlerinin kayıtlarına ilişkin detaylı bilgiler ve hasta bilgileri bu bölüm içinde, her veri grubuna ait analiz sonuçlarının açıklandığı başlıklar dahilinde verilmiştir. Doppler işaretleri üzerindeki gürültü bastırma işlemi için MATLAB program paketi kullanılmıştır. Ortalama karşılıklı bilgi, minimum yerleştirme boyutu, Takens kestirimi ve genelleştirilmiş (Renyi) boyut spektrumu analizleri, MATLAB altında çalışan TSTOOL yazılım paketi kullanılarak gerçekleştirilmiştir [103]. Grassberger-Procaccia [81] algoritması kullanılarak yapılan ilinti boyutu analizleri MATLAB altında gerçekleştirilmiştir. En büyük Lyapunov üstelinin hesabında, Wolf’un algoritması üzerinde çalışan, sabit gelişme zamanı programı (fixed



evolution time program) [65] kullanılmıştır. İstatistiksel testler için de MİNİTAB ve Microsoft EXCEL programları kullanılmıştır.

### **5.1. İç Karotid Atardamar Doppler İşaretlerinin Kaotik Analizi**

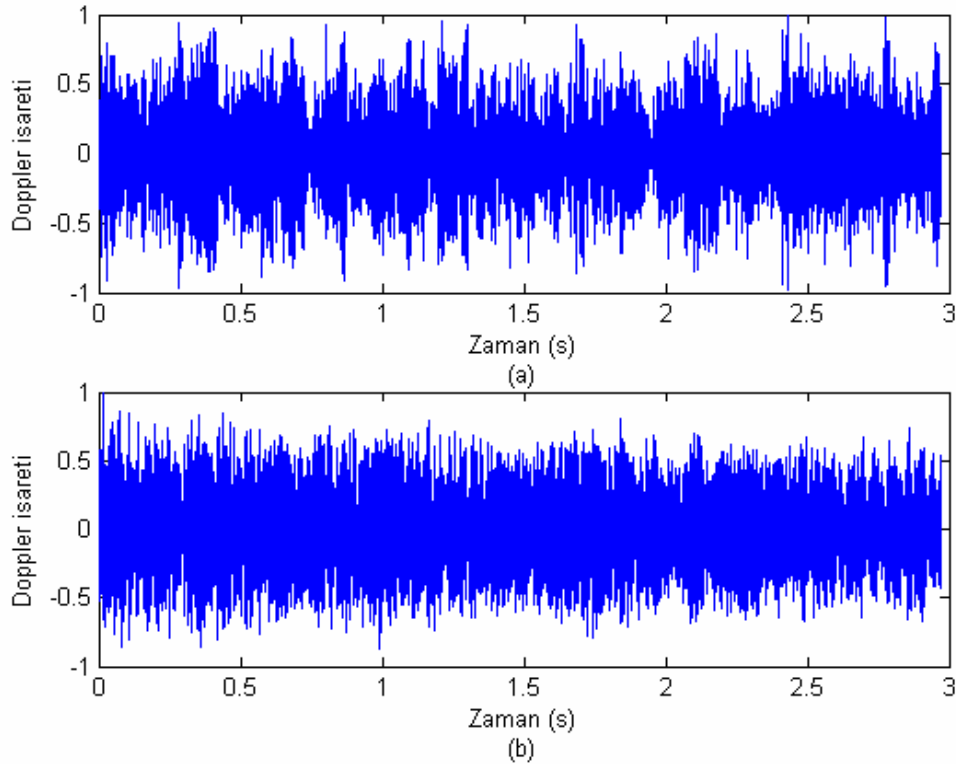
Karotid atardamar ultrasonik Doppler işaretleri çoğunlukla geleneksel spektral metotlarla analiz edilmişlerdir [28, 30]. Doppler işaretleri durağan olmayan, karmaşık yapıya sahip işaretlerdir çünkü kalp damar sisteminin doğrusal olmayan yapısının etkisi altındaki kan akışından elde edilirler. Bu nedenle Doppler işaretleri kaotiktirler ve doğrusal olmayan analiz metotları kullanılarak da analiz edilmişlerdir [20, 32, 33].

Karotid atardamar Doppler işaretleri iç karotid atardamardan alınmıştır. İç karotid atardamar, boyunda bulunan ve beynin ihtiyacı olan kanı sağlayan atardamardır. Beynin ihtiyacı olan oksijen ve besin bu damar vasıtasıyla sağlanır. Eğer beyne gelen kan aniden azalır veya durursa beyin hücreleri ölmeye başlar ve buna iskemik inme denir. İç karotid atardamar daralması iskemik inme riskinin ana sebebidir [104-106]. İç karotid atardamarın daralması ya da tıkanmasına bağlı olarak oluşabilecek bir iskemik inme riskini azaltmak için iç karotid atardamar daralmasının önceden tespiti önemlidir [107-108].

Bu çalışmada kullanılan Doppler işaretleri Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesinin Radyoloji bölümüne ultrasonik renkli Doppler tetkiki için başvuran sağlıklı ve iç karotid atardamar darlığı bulunan kişilerden alınmıştır. Radyoloji bölümünden alınan Doppler işaretleri sürekli dalga modunda, 7,5 MHz'lik ultrasonik dönüştürücü ile Siemens-Sonoline Elegra modeli Doppler cihazı kullanılarak alınmıştır. Ultrasonik dönüştürücü ölçüm alınan yüzeye 60 derecelik sabit açı ile tutulmuştur. 9 ciddi, 8 orta ve 15 hafif derecede daralmış toplam 32 daralmış (54-77 yaş, 64,06±8,88, 24 erkek 8 kadın) ve 30 sağlıklı (25-62 yaş, 36,19±9,29, 13 erkek 17 kadın) iç karotid atardamar Doppler işareti kaydedilmiştir. Ultrasonik dalganın dokuya geçişini kolaylaştırmak için arada hava tabakasının oluşmasını önlemek amacıyla su bazlı jel kullanılmıştır. Damardaki darlık oranları %1-%39, %40-%69 ve %70-%99

aralıklarında olmak üzere sırasıyla hafif, orta ve ciddi darlık olarak değerlendirilmiştir. Hastalık grubunda yer alan deneklerin darlık durumları manyetik rezonans ve/veya anjiyografi tetkikleri ile doğrulanmıştır.

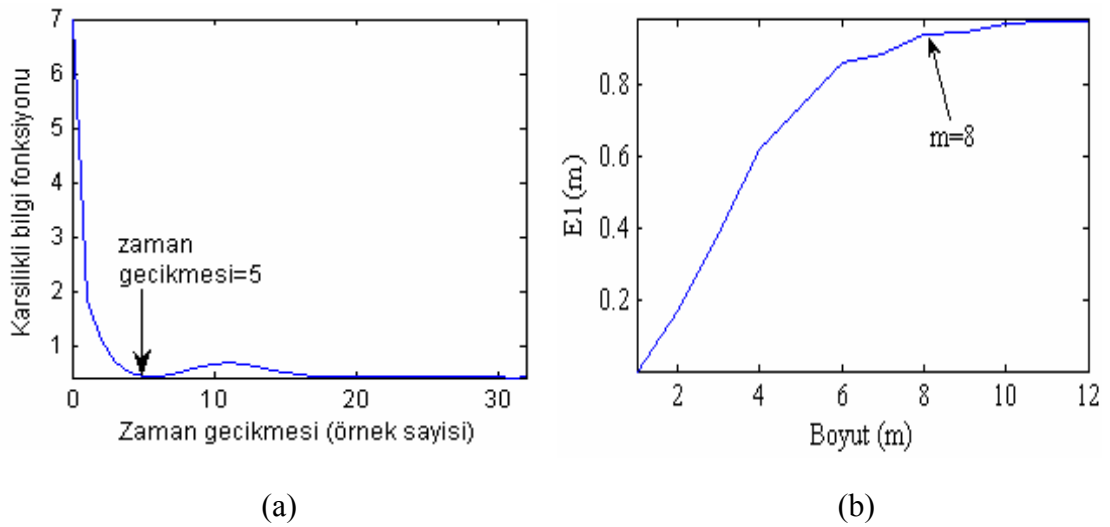
Hafif, orta ve ciddi derecedeki iç karotid atardamar darlık gruplarında yer alan denek sayısını eşit tutmak amacıyla, her bir gruptan 8 deneye ait Doppler işaretlerine ait analiz sonuçlarına yer verilmiştir. Buna göre D31-D38 numaralı denekler hafif ( $65,38 \pm 9,93$  yaş), D39-D46 numaralı denekler orta ( $68,00 \pm 8,80$  yaş) ve D47-D54 numaralı denekler de ciddi derecede ( $60,38 \pm 8,79$  yaş) iç karotid atardamar darlığını göstermektedirler.



Şekil 5.1. İç karotid atardamardan alınan sağlıklı (a) ve darlık (b) durumlarına ait normalize edilmiş Doppler işaretleri

Şekil 5.1a'da sağlıklı (denek no: 2) ve Şekil 5.1b'de orta derecede daralmış iç karotid atardamarından (denek no: 41) alınan, DC bileşeni atılmış ve normalize edilmiş Doppler işaretleri görülmektedir.

İç karotid atardamar Doppler işaretleri üzerinde en büyük Lyapunov üsteli, ilinti boyutu (Grassberger-Procaccia [81] algoritması ve Takens kestirimi ile), Renyi (genelleştirilmiş) boyut spektrumu hesapları yapılmıştır. İşaretler gürültüleri bastırıldıktan sonra, kaotik analize başlarken belirli bir zaman gecikmesi ile faz uzayında yeniden oluşturulurlar. Zaman gecikmesi  $\tau$ , ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonunun [47] ilk minimum olduğu yer olarak seçilir, yerleştirme boyutu da (faz uzayının boyutu) Cao'nun metodu [63] ile belirlenir.



Şekil 5.2. Sağlıklı bir iç karotid atardamar Doppler işareti için (denek no: 8) zaman gecikmesi (a) ve yerleştirme boyutunun (b) belirlenmesi

Şekil 5.2'de sağlıklı bir kişiden alınan (denek no: 8) Doppler işareti için zaman gecikmesi ve yerleştirme boyutunun nasıl belirlendiği gösterilmiştir. Şekil 5.2a'da ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonunun ilk minimum olduğu nokta ( $\tau=5$ ), bu işaret için örnek sayısı cinsinden zaman gecikmesi değerini verir. Bu işaret için zaman gecikmesi, zaman birimi olarak  $\tau=5\Delta t$  s'ye ( $\Delta t$  örnekleme zamanı) eşittir. Şekil 5.2b'de ise Cao'nun metoduna göre  $E1(m)$  değişiminin durduğu boyut değeri faz uzayının boyutu olarak alınır. Bu işaret için  $m=8$  olarak belirlenir. Zaman gecikmesi değerleri, sağlıklı grup ile hastalıklı grupta farklı çıkmakla birlikte (sağlıklı grup  $6,30\pm 3,50$ , hastalıklı grup  $9,42\pm 5,53$ , student-t test p değeri  $p<0,05$ ), tüm Doppler işaretleri için yerleştirme boyutu değerleri 8 civarında elde edilmiştir (sağlıklı grup  $7,43\pm 1,28$ , hastalıklı grup  $7,66\pm 0,92$ ,  $p=0,46$ ). Bu nedenle kaotik nicelikler hesap

edilirken yerleştirme boyutu bütün işaretler için 8 alınmıştır. Zaman gecikmesi olarak da her işaretin, ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonu kullanılarak belirlenen, kendine ait değeri kullanılmıştır. İlinti boyutu hesabı ise doyum durumunun daha iyi belirlenmesi için yerleştirme boyutunun değeri 15 ve 20 yapılarak tekrarlanmıştır. Çizelge 5.1'de sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretleri için belirlenen zaman gecikmesi ve yerleştirme boyutu değerleri yer almaktadır.

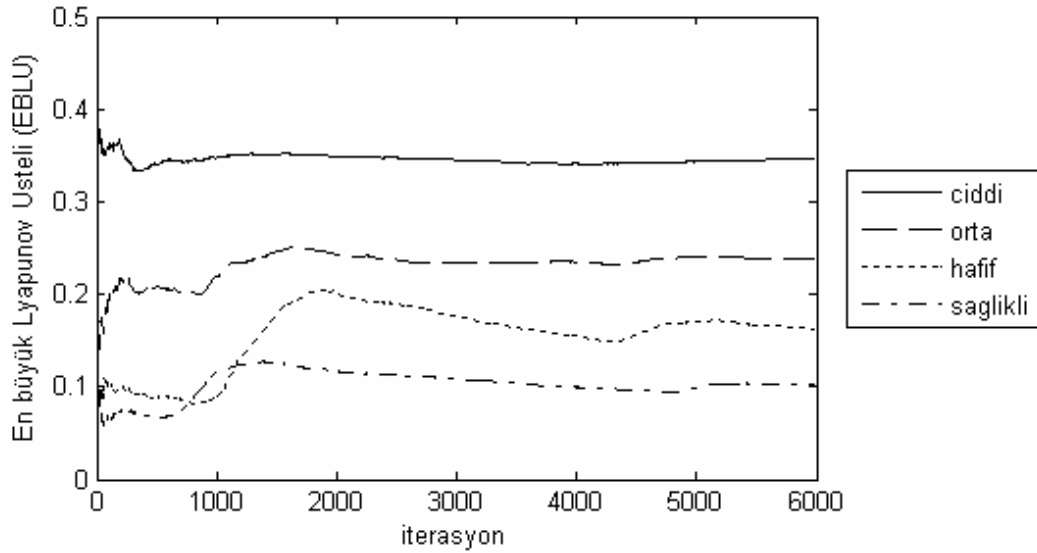
Çizelge 5.1. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin zaman gecikmesi ( $\tau$ ) ve yerleştirme boyutu ( $m$ ) değerleri

Sağlıklı grup	Zaman gecikmesi ( $\tau$ )	Yerleştirme boyutu ( $m$ )	Darlık grubu	Zaman gecikmesi ( $\tau$ )	Yerleştirme boyutu ( $m$ )
D1	9	6	D31	13	7
D2	6	6	D32	8	8
D3	6	7	D33	17	7
D4	5	7	D34	14	8
D5	5	7	D35	12	7
D6	6	5	D36	16	8
D7	4	5	D37	11	7
D8	5	8	D38	8	7
D9	3	5	D39	21	7
D10	7	7	D40	17	7
D11	4	7	D41	12	9
D12	7	8	D42	8	7
D13	5	8	D43	3	8
D14	5	8	D44	9	8
D15	6	8	D45	9	6
D16	6	8	D46	10	9
D17	6	8	D47	2	7
D18	8	9	D48	2	9
D19	6	7	D49	7	7
D20	6	9	D50	3	9
D21	7	8	D51	4	9
D22	5	9	D52	2	7
D23	4	8	D53	3	7
D24	7	9	D54	15	9
D25	4	9	ort±ss*	9,42±5,53	7,66±0,92
D26	9	8			
D27	3	5			
D28	7	8			
D29	5	9			
D30	23	7			
ort±ss*	6,30±3,50	7,43±1,28			

\*:ortalama±standart sapma

### 5.1.1. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin en büyük Lyapunov üsteli (EBLÜ) hesabı

Bu çalışmada, iç karotid atardamar Doppler işaretleri, 8 boyutlu faz uzayına her işaretin kendine ait zaman gecikmesi değeri ile gömülmüş ve Wolf'un [65] algoritması kullanılarak en büyük Lyapunov üsteli (EBLÜ) hesabı yapılmıştır. 6000 nokta çifti için ıraksama/yakınsama oranı hesaplanmış ve EBLÜ bunların ortalaması alınarak bulunmuştur. Bu değer aynı zamanda EBLÜ değişiminin doyuma gittiği değerdir.



Şekil 5.3. İç karotid atardamar Doppler işaretleri için hesaplanan EBLÜ değerleri

Şekil 5.3'de sağlıklı ( $\lambda_1 = 0,1071 \pm 0,0152$ ; denek no: 2), hafif ( $\lambda_1 = 0,1559 \pm 0,0348$ ; denek no: 38), orta ( $\lambda_1 = 0,2328 \pm 0,0146$ ; denek no: 46) ve ciddi ( $\lambda_1 = 0,3459 \pm 0,0065$ ; denek no: 50) derecede daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretleri için hesaplanan EBLÜ değerleri yer almaktadır. Şekil 5.3'de görüleceği üzere, EBLÜ değeri tüm durumlarda pozitif çıkmış ve damardaki daralmanın derecesi arttıkça artmıştır. EBLÜ'nün pozitif olması kaosun göstergesidir, değerinin artması da kaotik durumdaki artışı ifade eder.

Çizelge 5.2. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretleri için hesaplanan EBLÜ değerleri

Sağlıklı grup	EBLÜ	Darlık grubu	EBLÜ
D1	0,1535±0,0466	D31	0,2318±0,0148
D2	0,1071±0,0152	D32	0,1974±0,0476
D3	0,1548±0,0194	D33	0,1914±0,0473
D4	0,0961±0,0035	D34	0,2364±0,0586
D5	0,0978±0,0042	D35	0,1873±0,0552
D6	0,0913±0,0061	D36	0,178±0,0441
D7	0,1426±0,0158	D37	0,2013±0,0544
D8	0,0924±0,0034	D38	0,1559±0,0348
D9	0,1316±0,0053	D39	0,2544±0,0304
D10	0,1791±0,0387	D40	0,2634±0,0309
D11	0,1267±0,0037	D41	0,1762±0,054
D12	0,1139±0,0206	D42	0,2742±0,0695
D13	0,0839±0,0046	D43	0,2158±0,0251
D14	0,0808±0,0042	D44	0,3084±0,0363
D15	0,0986±0,0133	D45	0,2093±0,0654
D16	0,0899±0,0127	D46	0,2328±0,0146
D17	0,1465±0,02	D47	0,2858±0,026
D18	0,1512±0,0458	D48	0,3088±0,028
D19	0,1301±0,0184	D49	0,4007±0,0053
D20	0,1114±0,0168	D50	0,3459±0,0065
D21	0,1312±0,0201	D51	0,3691±0,0072
D22	0,1054±0,0042	D52	0,2631±0,0293
D23	0,0873±0,0033	D53	0,313±0,033
D24	0,0753±0,0176	D54	0,3278±0,0157
D25	0,1027±0,0047	ort±ss	0,2553±0,066
D26	0,1247±0,0087		
D27	0,1173±0,0065		
D28	0,07±0,0157		
D29	0,1849±0,059		
D30	0,1563±0,048		
ort±ss	0,1174±0,031		

Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretleri için hesaplanan EBLÜ değerleri Çizelge 5.2’de görülmektedir. Çizelge 5.2 incelendiğinde, darlık grubuna ait EBLÜ değerlerinin sağlıklı gruba ait olanlardan daha yüksek olduğu görülmektedir. Sağlıklı ve darlık bulunan gruba ait EBLÜ değerleri sırasıyla 0,1174±0,031 ve 0,2553±0,066 (ortalama±standart sapma) olarak elde edilmiştir ( $p<0,0001$ ). Hafif, orta ve ciddi derecede darlık bulunan grupların EBLÜ değerleri de

sırasıyla  $0,1927\pm 0,027$ ,  $0,2418\pm 0,041$  ve  $0,3268\pm 0,044$  olmuştur. Yani darlığın derecesi arttıkça EBLÜ değeri de artmıştır.

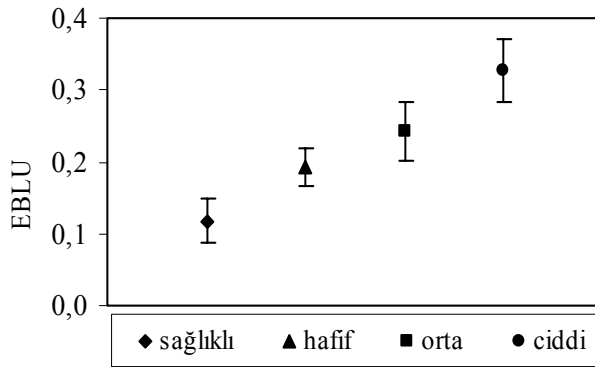
Çizelge 5.3. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin EBLÜ değerleri (ort $\pm$ ss) ve student-t testi sonuçları

	Sağlıklı	Hafif derece darlık	Orta derece darlık	Ciddi derece darlık	Toplam darlık
EBLÜ	$0,1174\pm 0,031$	$0,1927\pm 0,027$	$0,2418\pm 0,041$	$0,3268\pm 0,044$	$0,2553\pm 0,066$
p değerleri		$p<0,0001^a$	$p<0,0001^a$ $p<0,05^b$	$p<0,0001^a$ $p<0,005^c$	$p<0,0001^a$

<sup>a</sup>: sağlıklı grup ile yapılan karşılaştırma

<sup>b</sup>: hafif ve orta dereceli darlık grupları arasında yapılan karşılaştırma

<sup>c</sup>: orta ve ciddi dereceli darlık grupları arasında yapılan karşılaştırma



Şekil 5.4. Sağlıklı ve darlık grupları için hesaplanan EBLÜ değerleri (ort $\pm$ ss)

Çizelge 5.3'de ve Şekil 5.4'de tüm gruplara ait EBLÜ değerleri (ortalama $\pm$ standart sapma) görülmektedir. Elde edilen sonuçlara çift yönlü student-t hipotez testi uygulanarak istatistiksel olarak anlamlı fark içerip içermedikleri araştırılmıştır. Student-t testinin uygulanabilmesi için, mevcut değerler kümesinin normal dağılıma sahip olması gerektiğinden, Anderson-Darling normalite testi ile sonuçların normal dağılım içerdiği görülmüştür. Çizelge 5.3 incelendiğinde, hafif, orta ve ciddi derecedeki darlık sonuçları ile sağlıklı sonuçlar arasında yapılan student-t testi sonuçlarının  $p<0,0001$  düzeyinde anlamlı oldukları görülmektedir. Yani EBLÜ hesabı, sağlıklı durum ile darlık durumları arasında anlamlı farklar üretmiştir. EBLÜ değerinin darlık grupları arasında ortaya çıkan farklılıklarını değerlendirmek için,

darlık grupları arasında da student-t testi uygulanmıştır ve istatistiksel olarak anlamlı farklar elde edilmiştir (Çizelge 5.3). Yani EBLÜ hesabı darlık derecelerini ayırmada da başarılı olmuştur. Darlık grubunda yer alan işaretlerin EBLÜ değerlerinin sağlıklı gruba göre daha yüksek olması, darlık durumunda kan akış dinamiklerinin sağlıklı duruma göre daha kaotik bir davranışa sahip olduklarını göstermektedir. Ayrıca daralmanın derecesi arttıkça EBLÜ değerinde görülen artış, kaotik davranışın daralma şiddetlendikçe arttığını göstermektedir.

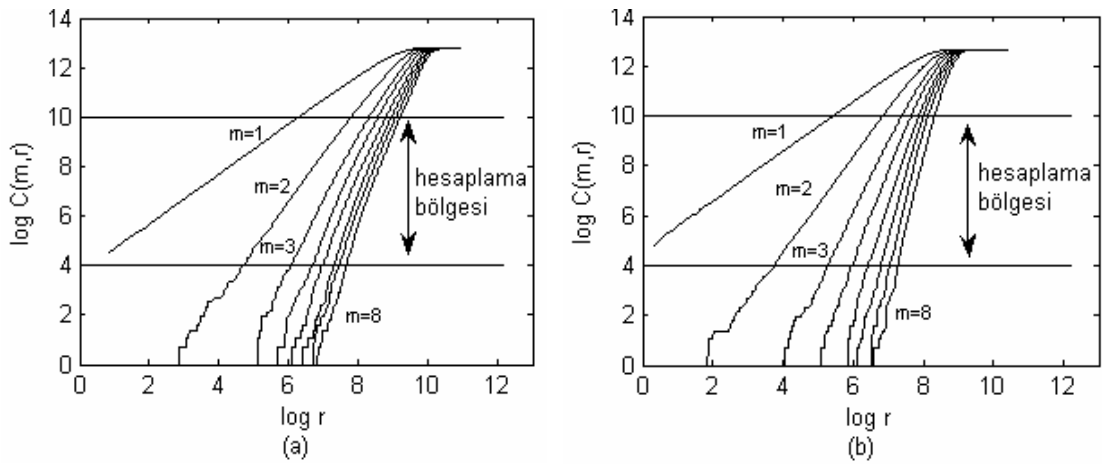
### 5.1.2. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin ilinti boyutu hesabı

İç karotid atardamar Doppler işaretleri için ilinti boyutu analizi 8, 15 ve 20 boyutlu faz uzaylarında gerçekleştirilmiştir. 8 ve 15 boyutlu faz uzaylarında, zaman gecikmesi değeri olarak, her Doppler işareti için ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonunun ilk minimumu olarak belirlenen değer kullanılmış, 20 boyutlu faz uzayında ise değişik zaman gecikmesi değerleri için ilinti boyutu hesaplanmıştır. İlinti boyutunun hesabı için, ilinti toplamını kullanan Grassberger-Procaccia [81] algoritması kullanılmış ve ilinti integralleri  $C(m,r)$ , yerleştirme boyutunun ( $m$ ) değeri artırılarak hesaplanmış ve ilinti boyutu  $D_2$ ,  $\log C(m,r)$ 'nin,  $\log r$ 'ye karşılık çizdirilmesi ile oluşan eğrilerin doğrusal kısımlarının eğimleri olarak bulunmuştur. Yerleştirme boyutu ( $m$ ) değeri arttırıldıkça,  $D(m)$  belirli bir değerde sabitlenerek doyuma ulaşır. Bu değer ilinti boyutunu verir.

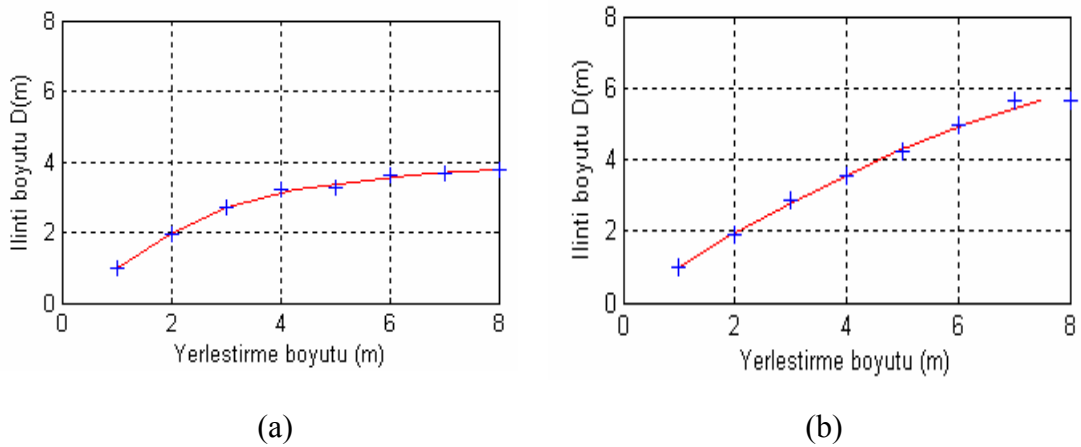
8 boyutlu faz uzayında gerçekleştirilen ilinti boyutu analizinde, sağlıklı (denek no: 1) ve orta derecede daralmış (denek no: 42) iç karotid atardamar Doppler işaretleri üzerinde, her bir yerleştirme boyutu için (1,2,...,8), yarıçap  $r$ 'nin fonksiyonu olarak hesaplanan ilinti integrallerinin log-log gösterimleri ve ilinti boyutunun hesabında kullanılan doğrusal bölge Şekil 5.5'de görülmektedir. Şekil 5.5a sağlıklı iç karotid atardamar işaretine (denek no: 1), Şekil 5.5b de orta derecede daralmış iç karotid atardamar işaretine (denek no: 42) aittir. İlinti boyutu her bir yerleştirme boyutu için, Şekil 5.5'de hesaplama bölgesi olarak belirtilen alandaki doğrusal kısımların eğimleri hesaplanarak bulunur.



Her bir yerleştirme boyutu ( $m$ ) için hesaplanan eğimler  $D(m)$ , yerleştirme boyutunun değeri arttıkça, belirli bir değer civarında sabitlenir. Bu değer ilinti boyutu olarak alınır. Bu durum yerleştirme boyutuna karşı çizilen  $D(m)$  değerlerini gösteren grafikte görülmektedir (Şekil 5.6). Kaotik sistemlerde ilinti boyutu tamsayı olmayan bir değerdir ve sistemin dinamiklerini oluşturan bağımsız değişkenlerin sayısını bildirir. İlinti boyutu değerindeki artış, kaotik durumda artış olduğunu gösterir.



Şekil 5.5. Sağlıklı (denek no: 1) (a) ve orta derecede daralmış (denek no: 42) (b) iç karotid atardamar Doppler işaretleri için hesaplanan ilinti integrallerinin log-log gösterimleri ve ilinti boyutunun hesaplandığı bölge



Şekil 5.6. Sağlıklı (denek no: 1) (a) ve orta derecede daralmış (denek no: 42) (b) iç karotid atardamar Doppler işaretleri üzerinde hesaplanan ilinti boyutu

Şekil 5.6'ya bakıldığında ilinti boyutu, sağlıklı (denek no: 1) bir deneğe ait iç karotid atardamar Doppler işareti için 3,7971 (Şekil 5.6a), orta derecede daralmış (denek no: 42) bir iç karotid atardamar Doppler işareti için ise 5,6435 (Şekil 5.6b) olmuştur ve sağlıklıya ait olandan daha büyüktür. Ancak, Şekil 5.6 incelendiğinde, darlık durumunda ilinti boyutu değerinin doyuma ulaşıp ulaşmadığı tam olarak görülememektedir (Şekil 5.6b). Yani, 8 boyutlu faz uzayı, özellikle yüksek dereceli darlık durumlarına ait işaretler için, ilinti boyutunun doyum değerini ortaya çıkarmada yetersiz kalmıştır.

Sağlıklı ve çeşitli derecelerde daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretleri için bulunan ilinti boyutları (ortalama±standart sapma olarak) ve student-t testi sonuçları Çizelge 5.4'de verilmiştir. Çizelge 5.4 incelendiğinde, ilinti boyutu, darlık durumunda sağlıklılardan daha büyüktür ve daralmanın derecesi arttıkça artmıştır yani sistemin davranışını etkileyen bağımsız değişkenlerin sayısında artış söz konusudur. Sağlıklı grup ile tüm darlık gruplarına ait ilinti boyutu değerleri ve orta ile ciddi dereceli darlık gruplarının ilinti boyutu değerleri birbirinden anlamlı derecede farklıdır. Ancak hafif ile orta dereceli darlık gruplarının ilinti boyutu değerleri, istatistiksel anlamlı bir fark içermemektedir.

Çizelge 5.4. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin ilinti boyutu değerleri ( $m=8$ ) (ort±ss) ve student-t testi sonuçları

	Sağlıklı	Hafif derece darlık	Orta derece darlık	Ciddi derece darlık	Toplam darlık
İlinti boyutu	5,1130±0,665	5,9222±0,467	6,0542±0,285	6,5312±0,251	6,1692±0,426
p değerleri		p<0,005 <sup>a</sup>	p<0,0005 <sup>a</sup> p=0,4 <sup>b</sup>	p<0,0001 <sup>a</sup> p<0,005 <sup>c</sup>	p<0,0001 <sup>a</sup>

<sup>a</sup>: sağlıklı grup ile yapılan karşılaştırma

<sup>b</sup>: hafif ve orta dereceli darlık grupları arasında yapılan karşılaştırma

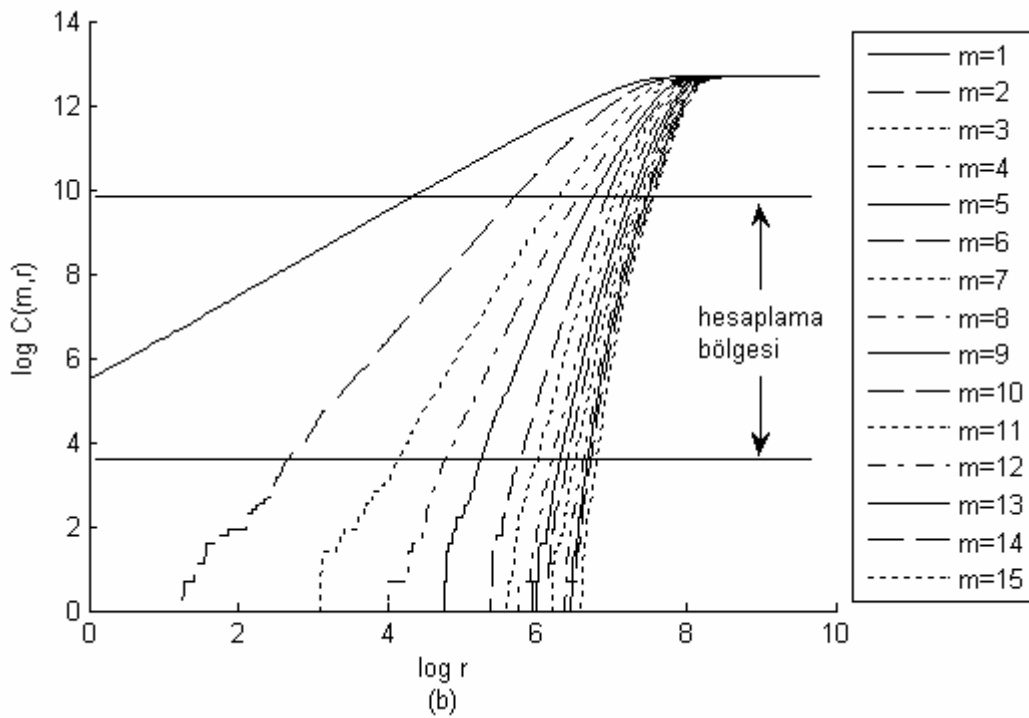
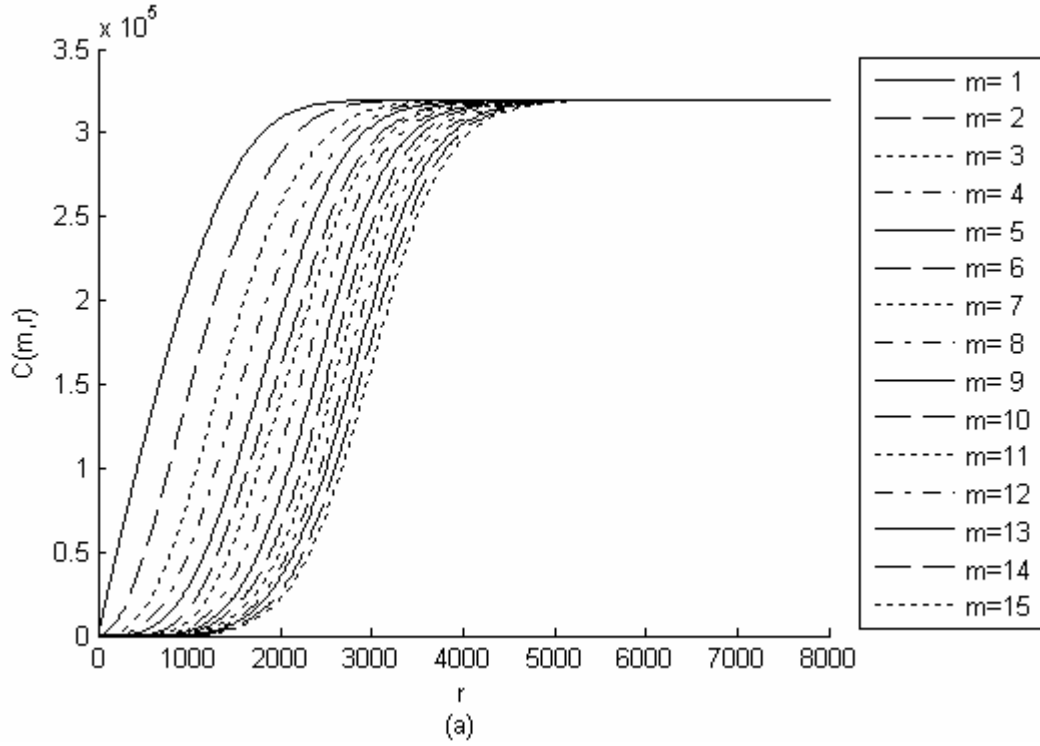
<sup>c</sup>: orta ve ciddi dereceli darlık grupları arasında yapılan karşılaştırma

İlinti boyutu hesabında faz uzayı boyutunun 8 olarak seçilmesi, ilinti boyutu değerinin doyum durumunun net olarak belirlenmesi için yeterli olmadığından, faz uzayı boyutunun değeri 15 yapılarak işlem tekrarlanmıştır. Çünkü Takens [49]

teoremine göre faz uzayının boyutu  $m \geq 2D + 1$  şartını sağlamalıdır ya da Sauer ve ark.'na göre yerleştirme boyutu  $m \geq D_2$  olmalıdır [50]. Ciddi derece darlık durumunda ilinti boyutunun değeri 7 civarında bulunduğuna göre, faz uzayının  $m=15$  yapılması yeterli bir seçim olacaktır. Sağlıklı ve çeşitli derecelerde daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretleri için 8 ve 15 boyutlu faz uzaylarında hesaplanan ilinti boyutu değerleri Çizelge 5.5'de birlikte verilmiştir.

Çizelge 5.5. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretleri için hesaplanan ilinti boyutu değerleri

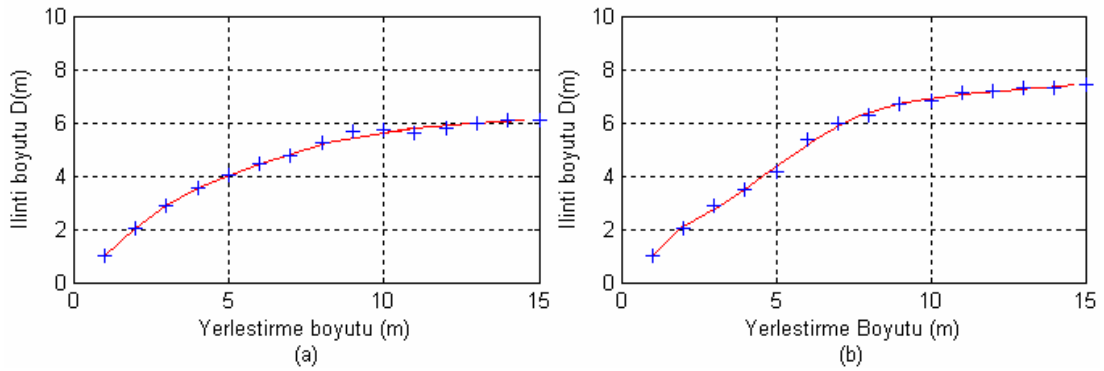
Sağlıklı grup	İlinti boyutu ( $m=8$ )	İlinti boyutu ( $m=15$ )	Darlık grubu	İlinti boyutu ( $m=8$ )	İlinti boyutu ( $m=15$ )
D1	3,7971	4,7641	D31	6,4983	6,9505
D2	5,4126	6,6685	D32	6,5036	6,4913
D3	5,8900	5,2620	D33	5,2884	6,7710
D4	4,4227	5,7245	D34	6,0431	6,9383
D5	5,5915	5,2076	D35	5,4926	6,5288
D6	5,7325	6,1938	D36	5,6272	6,2733
D7	5,9919	6,2585	D37	5,6695	6,7166
D8	4,9243	6,1590	D38	6,2556	6,0547
D9	5,0401	6,3672	D39	6,1934	6,8446
D10	5,8227	5,7919	D40	6,2368	7,2071
D11	5,7131	5,9473	D41	5,6886	7,6804
D12	5,7293	6,9657	D42	5,6435	6,6950
D13	4,7538	6,2161	D43	6,4240	6,3739
D14	4,5764	5,8008	D44	6,0328	7,1074
D15	5,0448	6,1083	D45	5,9193	6,8500
D16	4,8890	5,2656	D46	6,2950	7,7170
D17	5,4188	6,3448	D47	6,8372	7,5540
D18	5,5002	6,1704	D48	6,3954	7,9300
D19	5,9167	5,3864	D49	6,8296	8,1901
D20	5,3395	5,5863	D50	6,7803	8,0585
D21	5,3309	6,2002	D51	6,2728	7,6399
D22	5,9594	5,9411	D52	6,2212	8,3386
D23	4,8814	5,1360	D53	6,4191	6,7289
D24	5,0712	6,9780	D54	6,4943	8,7395
D25	4,6759	6,3747	ort±ss	6,1692±0,426	7,1634±0,745
D26	3,1093	3,5501			
D27	4,5873	6,4032			
D28	4,7397	6,4403			
D29	4,4871	4,3401			
D30	5,0401	5,6512			
ort±ss	5,1130±0,665	5,8401±0,746			



Şekil 5.7. Ciddi derecede daralmış (denek no: 47) bir Doppler işareti için 15 boyutlu faz uzayında ( $m=1,2,\dots,15$ ), yarıçap  $r$ 'nin fonksiyonu olarak hesaplanan ilinti integralleri (a) log-log gösterimleri ve ilinti boyutu hesabında kullanılan doğrusal bölge (b)

Çizelge 5.5 incelendiğinde 8 boyutlu faz uzayında elde edilen ilinti boyutu değerleri, 15 boyutlu faz uzayında elde edilen ilinti boyutu değerlerinden daha küçüktür. Bunun sebebi, ilinti boyutunun tespitinde 8 boyutlu faz uzayının, ilinti boyutunun doyuma ulaştığı değeri belirlemek için yetersiz kalmış olmasıdır (özellikle darlık bulunan gruba ait işaretler için). 15 boyutlu faz uzayında, yerleştirme boyutu ilinti boyutunun sabit kaldığı değeri belirlemeye yetecek kadar yüksektir.

Şekil 5.7’de ciddi derecede daralmış (denek no: 47) bir iç karotid atardamar Doppler işareti üzerinde, yerleştirme boyutunun her bir değeri için ( $m=1,2,\dots,15$ ), yarıçap  $r$ ’nin bir fonksiyonu olarak hesaplanan ilinti integralleri  $C(m,r)$  (Şekil 5.7a),  $\log C(m,r) - \log r$  gösterimleri ve ilinti boyutunun hesabında kullanılan doğrusal bölge görülmektedir (Şekil 5.7b). 15 boyutlu faz uzayında yapılan ilinti boyutu hesabında, boyut 1’de 15’ kadar arttırıldıkça, ilinti boyutu da artarak sabit bir değerde kalır ve bu değer, işaretin ilinti boyutu olarak alınır.



Şekil 5.8. Sağlıklı (denek no: 8) (a) ve ciddi derecede daralmış (denek no: 47) (b) Doppler işaretleri için, yerleştirme boyutunun bir fonksiyonu olarak hesaplanan ilinti boyutları

Her bir boyut için elde edilen ilinti integrallerinin doğrusal kısımlarının eğimleri olarak hesaplanan ilinti boyutları, yerleştirme boyutunun bir fonksiyonu olarak çizdirilmiştir (Şekil 5.8). Şekil 5.8’de ilinti boyutunun sabit kaldığı değer açıkça görülmektedir. İlinti boyutu, sağlıklı (denek no: 8) bir iç karotid atardamar Doppler işareti için 6,159 (Şekil 5.8a), ciddi derecede daralmış (denek no: 47) bir iç karotid

atardamar Doppler işareti için ise 7,554 olarak tespit edilmiştir (Şekil 5.8b). Şekil 5.8, Şekil 5.6 ile karşılaştırılırsa, özellikle darlık bulunan damardan alınan Doppler işareti için ilinti boyutunun ulaştığı sabit değerini 8 boyutlu faz uzayının sağlayamadığı daha iyi görülmektedir.

Sağlıklı ve çeşitli derecelerdeki darlık gruplarında yer alan iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin 15 boyutlu faz uzayında hesaplanan ilinti boyutları (ortalama±standart) ve student-t testi sonuçları Çizelge 5.6’da verilmiştir. Çizelge 5.6 incelendiğinde, ilinti boyutunun darlık grubunda sağlıklı gruptan anlamlı derecede yüksek olduğu ( $p<0,0001$ ) ve darlık derecesi arttıkça da ilinti boyutunun arttığı görülmektedir. Sağlıklı grup ile darlık gruplarının ilinti boyutu değerleri arasında, darlık derecesi arttıkça daha anlamlı farklar elde edilmiştir. Ayrıca hafif ile orta, orta ile ciddi darlık gruplarının ilinti boyutları da birbirlerinden anlamlı derecede farklıdır

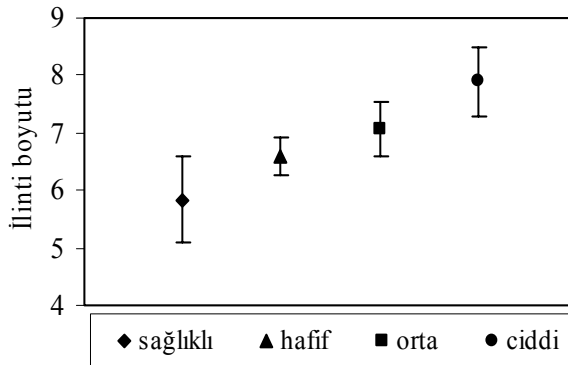
Çizelge 5.6. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin ilinti boyutu değerleri ( $m=15$ ) (ort±ss) ve student-t testi sonuçları

	Sağlıklı	Hafif derece darlık	Orta derece darlık	Ciddi derece darlık	Toplam darlık
İlinti boyutu	5,8401±0,746	6,5905±0,316	7,0024±0,468	7,8974±0,605	7,1634±0,745
p değerleri		$p<0,01^a$	$p<0,0005^a$ $p<0,05^b$	$p<0,0001^a$ $p<0,01^c$	$p<0,0001^a$

<sup>a</sup>: sağlıklı grup ile yapılan karşılaştırma

<sup>b</sup>: hafif ve orta dereceli darlık grupları arasında yapılan karşılaştırma

<sup>c</sup>: orta ve ciddi dereceli darlık grupları arasında yapılan karşılaştırma



Şekil 5.9. Sağlıklı ve darlık grupları için hesaplanan ilinti boyutları (ort±ss)

Çizelge 5.6’da yer alan ilinti boyutu değerleri Şekil 5.9’da ortalama±standart sapma olarak yer almaktadır. İlinti boyutunun sağlıklı durumda en küçük olmak üzere, darlık derecesi arttıkça artması, damarlardaki kan akışının darlık derecesinin artışı ile birlikte kaotik davranışını arttırdığını gösterir. İlinti boyutundaki artış, kan akış dinamiklerini yöneten değişken sayısının arttığını ifade eder.

İç karotid atardamar Doppler işaretleri için ilinti boyutu analizi, 20 boyutlu faz uzayında ve  $\tau_{KBF}$ , ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonunun ilk minimumu olarak belirlenen zaman gecikmesini göstermek üzere, değişik zaman gecikmesi değerleri kullanılarak ( $\tau=1, 5, 10, 15, 20, \tau_{KBF}$ ) tekrarlanmıştır. Bu durum ilinti boyutu değerinin de biraz artmasına sebep olmakla birlikte, uygulamalarda 40’a kadar varan boyut değerleri kullanılmaktadır. 20 boyutlu faz uzayında, değişik zaman gecikmesi değerleri için yapılan ilinti boyutu analizine ait sonuçlar ortalama±standart sapma olarak Çizelge 5.7’de verilmiştir. Elde edilen ilinti boyutu değerlerine uygulanan student-t testi sonuçları da Çizelge 5.7’de yer almaktadır.

Çizelge 5.7. İç karotid atardamar Doppler işaretleri için değişik zaman gecikmesi değerlerinde hesaplanan ilinti boyutu değerleri (ort±ss) ve student-t testi sonuçları

	Sağlıklı	Hafif derece darlık	Orta derece darlık	Ciddi derece darlık	Toplam darlık
$\tau=1$	4,03±0,64	3,71±0,50	4,12±0,45	7,94±1,89 <sup>a,b,c</sup>	5,26±2,24 <sup>a</sup>
$\tau=5$	6,99±1,56	6,16±0,70	7,81±1,79 <sup>b</sup>	10,55±1,82 <sup>a,b,c</sup>	8,17±2,35 <sup>a</sup>
$\tau=10$	8,39±1,88	8,55±1,501	10,27±0,53 <sup>a,b</sup>	12,08±1,59 <sup>a,b,c</sup>	10,3±1,83 <sup>a</sup>
$\tau=15$	9,01±1,28	9,76±1,81	10,63±0,77 <sup>a</sup>	11,84±0,84 <sup>a,b,c</sup>	10,74±1,47 <sup>a</sup>
$\tau=20$	9,46±1,48	10,17±1,04	11,16±0,95 <sup>a</sup>	12,38±0,65 <sup>a,b,c</sup>	11,23±1,26 <sup>a</sup>
$\tau= \tau_{KBF}$	7,19±1,25	8,90±1,08 <sup>a</sup>	9,68±0,39 <sup>a</sup>	10,65±1,07 <sup>a,b,c</sup>	9,74±1,13 <sup>a</sup>

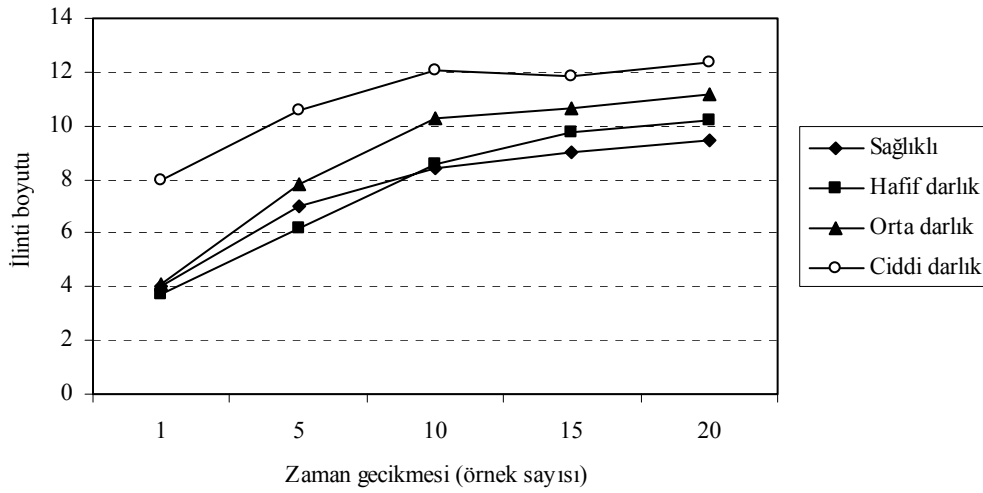
<sup>a</sup>: sağlıklı grupla yapılan student-t testi sonucu  $p<0.05$  düzeyinde anlamlı farkı ifade eder

<sup>b</sup>: hafif darlık grubu ile yapılan student-t testi sonucu  $p<0.05$  düzeyinde anlamlı farkı ifade eder

<sup>c</sup>: orta darlık grubu ile yapılan student-t testi sonucu  $p<0.05$  düzeyinde anlamlı farkı ifade eder

Çizelge 5.7 incelendiğinde ilinti boyutu, darlık gruplarında sağlıklı gruptan daha yüksektir. Hafif derecede darlık bulunan gruba ait ilinti boyutları ile sağlıklı grup arasında,  $\tau_{KBF}$  değeri dışındaki zaman gecikmeleri için anlamlı derecede fark elde edilmemiştir. Benzer şekilde, orta derecede darlık bulunan grubun ilinti boyutları da

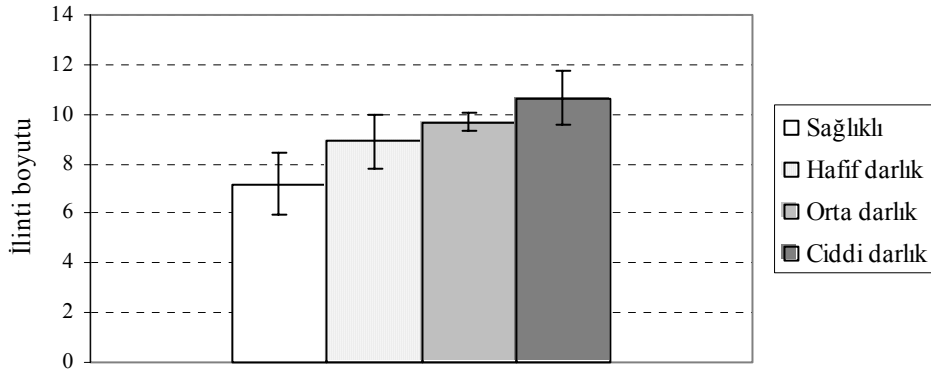
yalnızca iki zaman gecikmesi değeri için hafif darlık grubu ile anlamlı fark göstermektedir. Ciddi derecede darlık bulunan grup, tüm zaman gecikmesi değerlerinde, diğer gruplarla anlamlı fark göstermektedir. Zaman gecikmesi değerinin  $\tau_{KBF}$  olduğu durumlarda ise hemen hemen tüm gruplar arasında istatistiksel anlamlı fark elde edilmiştir. Şekil 5.10'da sağlıklı, hafif, orta ve ciddi derecedeki darlık grupları için ortalama ilinti boyutu değerlerinin, zaman gecikmesi değerlerine ( $\tau=1, 5, 10, 15, 20$ ) karşılık değişimi grafiksel olarak ifade edilmiştir. İlinti boyutu,  $\tau \geq 10$  için doyuma gitmektedir (Şekil 5.10).



Şekil 5.10. İç karotid atardamar Doppler işaretleri için zaman gecikmesinin değişik değerlerinde hesaplanan ilinti boyutları

Şekil 5.11'de ise zaman gecikmesinin ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonu ile belirlenen değere eşit seçilmesi durumunda ( $\tau_{KBF}$ ), sağlıklı, hafif, orta ve ciddi derecedeki darlık gruplarına ait ilinti boyutu değerleri ortalama±standart sapma olarak gösterilmiştir. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin ilinti boyutları, zaman gecikmesinin  $\tau_{KBF}$  seçildiği durum dikkate alınır, sağlıklı durumda en küçüktür ve darlık derecesi arttıkça artmıştır.

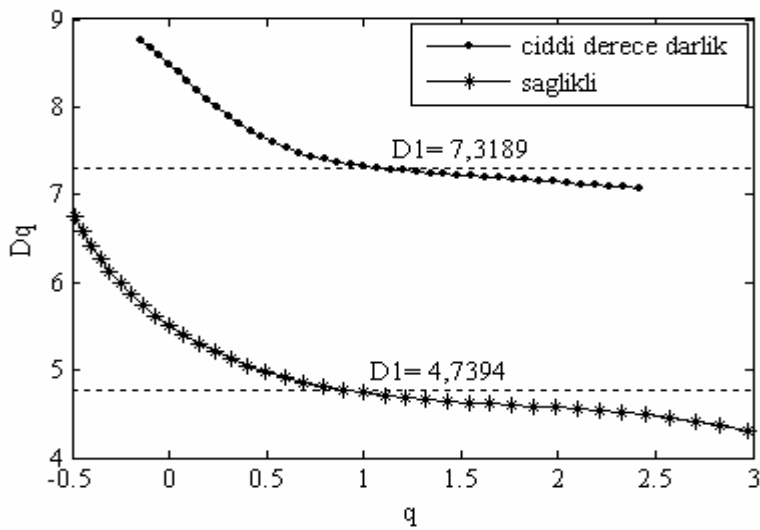




Şekil 5.11. İç karotid atardamar Doppler işaretleri için zaman gecikmesinin  $\tau_{KBF}$  olarak seçilmesi durumunda hesaplanan ilinti boyutları ( $ort \pm ss$ )

### 5.1.3. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin Renyi boyut spektrumu

İç karotid atardamar Doppler işaretleri için genelleştirilmiş boyut spektrumu yaklaşımı kullanılarak, 8 boyutlu faz uzayında, fraktal boyut spektrumu diğer bir adıyla Renyi boyut spektrumu hesaplanmıştır. Renyi boyut spektrumu  $q$  değeri arttırıldıkça yüksek dereceli ilintilerin hesaba katıldığı bir analizdir. Elde edilen spektrumdan  $q \cong 1, 2, 3$  seçilerek sırasıyla  $D_0$  (kapasite boyutu),  $D_1$  (bilgi boyutu) ve  $D_2$  (ilinti boyutu) değerleri elde edilmiştir.



Şekil 5.12. İç karotid atardamar Doppler işaretleri için hesaplanan Renyi boyut spektrumları

Şekil 5.12’de, sağlıklı (denek no: 14) ve ciddi derecede daralmış (denek no: 47) iç karotid atardamar Doppler işaretleri için elde edilen boyut spektrumu ve bilgi boyutu değerleri ( $D_1$ ) görülmektedir. Sağlıklı ve darlık grupları için Renyi boyut spektrumlarından tespit edilen  $D_0$  (kapasite boyutu),  $D_1$  (bilgi boyutu) ve  $D_2$  (ilinti boyutu) değerleri Çizelge 5.8’de verilmektedir. Genelleştirilmiş boyut spektrumundan elde edilen boyutlar,  $D_0 > D_1 > D_2$  şeklinde elde edilmiştir ve darlık durumunda sağlıklı gruba ait olanlardan daha büyüktür.

Çizelge 5.8. Sağlıklı iç karotid atardamar Doppler işaretleri için Renyi boyut spektrumundan elde edilen kapasite, bilgi ve ilinti boyutu değerleri

Sağlıklı grup	Kapasite boyutu ( $D_0$ )	Bilgi boyutu ( $D_1$ )	İlinti boyutu ( $D_2$ )	Darlık grubu	Kapasite boyutu ( $D_0$ )	Bilgi boyutu ( $D_1$ )	İlinti boyutu ( $D_2$ )
D1	5,4674	4,3897	3,6620	D31	6,0780	5,6383	4,4840
D2	5,4649	5,8497	5,7658	D32	7,4467	6,5965	5,9538
D3	7,8485	6,7976	6,4435	D33	5,8233	5,8336	5,5424
D4	5,0860	5,5018	5,2435	D34	6,1789	5,9530	4,8405
D5	6,2079	6,3840	4,9629	D35	7,0929	6,4802	4,4760
D6	6,8274	6,0436	5,7243	D36	6,6684	5,8235	5,0730
D7	6,1489	5,9908	5,7863	D37	5,1037	4,9279	4,4965
D8	7,7318	6,7455	6,2952	D38	6,8340	6,2679	5,9193
D9	4,7814	5,5526	5,7421	D39	6,2996	5,9361	5,7171
D10	6,0474	6,0242	5,8624	D40	6,8853	6,3552	5,9992
D11	5,2191	5,4508	4,8109	D41	11,344	6,5662	6,6316
D12	6,1407	5,5614	5,3546	D42	7,0620	5,9128	5,5683
D13	6,0042	5,6737	3,2391	D43	6,8382	6,4527	6,0855
D14	5,5101	4,7394	4,5841	D44	9,0963	7,0913	6,0361
D15	4,5989	5,2477	5,2632	D45	10,291	6,3530	5,6052
D16	5,2511	5,4992	4,6387	D46	7,8670	6,9284	7,0084
D17	7,0052	6,8902	5,3000	D47	7,7636	7,3189	7,1369
D18	7,9493	5,8223	3,5209	D48	8,4023	7,3372	7,1496
D19	6,3765	5,8579	5,4489	D49	12,571	7,8883	7,3896
D20	6,1463	6,0648	5,9822	D50	7,6769	7,0627	6,2831
D21	6,3049	6,2445	6,2229	D51	10,766	8,0233	7,3056
D22	6,0726	5,2285	4,7253	D52	10,153	6,3599	5,9370
D23	5,1250	5,4715	5,3070	D53	10,276	7,5771	7,0876
D24	4,5081	4,8619	5,2921	D54	9,0749	7,5450	7,2080
D25	5,8760	6,2528	5,9360	ort±ss	8,0663±1,957	6,5939±0,774	6,0389±0,935
D26	5,8580	6,3150	6,0332				
D27	6,7642	6,6799	6,3560				
D28	6,4957	6,1951	5,5323				
D29	7,1376	5,6297	5,0947				
D30	7,1851	6,5251	6,1824				
ort±ss	6,1046±0,923	5,8502±0,611	5,3437±0,817				

Sağlıklı ve darlık gruplara ait boyut hesaplamalarından elde edilen sonuçlar (ortalama±standart sapma) ve student-t testi sonuçları da Çizelge 5.9'da her bir boyut hesabı için ayrı ayrı gösterilmektedir. Çizelge 5.9 incelendiğinde, Renyi boyut spektrumundan elde edilen  $D_0$ ,  $D_1$  ve  $D_2$  boyutu değerlerinin, sağlıklı grup ile hafif derecedeki darlık grupları arasında anlamlı derecede bir fark içermediği görülmektedir ( $p>0,05$ ). Ayrıca hafif ve orta derecedeki darlık gruplarının bilgi boyutları ( $D_1$ ) arasında ve ciddi ve orta derecedeki darlık gruplarının kapasite boyutları ( $D_0$ ) arasında da anlamlı fark tespit edilmemiştir ( $p>0,05$ ). Diğer durumlarda ise, ciddi derecede daralmış durumda daha yüksek olmak üzere, anlamlı farklar bulunmuştur. Burada elde edilen sonuçlar, genel olarak orta ve ciddi derecede daralmış atardamar Doppler işaretleri için sağlıklı gruptakinden anlamlı derecede daha büyük elde edilmiştir. Ancak Renyi boyut spektrumu, hafif ve sağlıklı durumları birbirinden ayırmada, Grassberger-Procaccia [81] algoritması kullanılarak yapılan ilinti boyutu hesabı ve EBLÜ hesabı kadar başarılı olamamıştır.

Çizelge 5.9. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin kapasite ( $D_0$ ), bilgi ( $D_1$ ) ve ilinti ( $D_2$ ) boyutu değerleri (ort±ss) ve student-t testi sonuçları

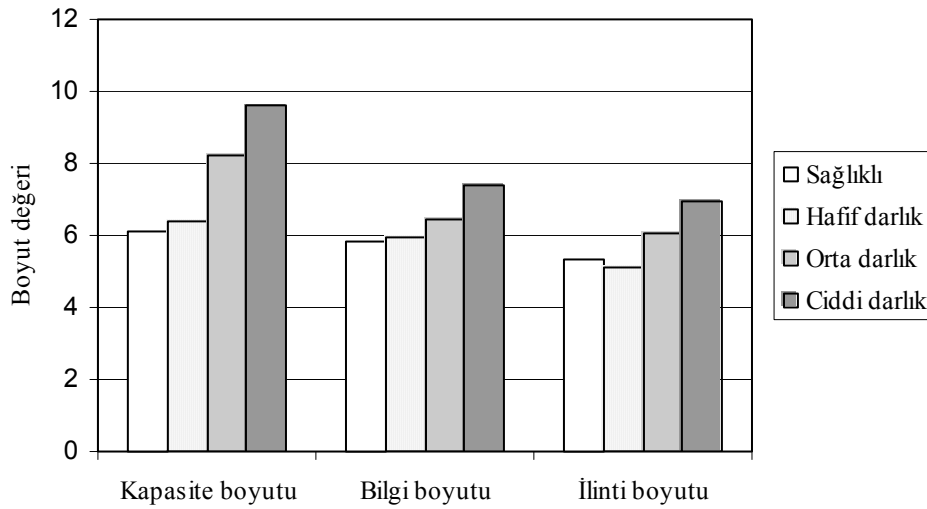
	Sağlıklı	Hafif derece darlık	Orta derece darlık	Ciddi derece darlık	Toplam darlık
$D_0$	6,1046±0,923	6,4032±0,756	8,2104±1,838	9,5855±1,679	8,0663±1,957
p değerleri		p=0,40 <sup>a</sup>	p<0,0001 <sup>a</sup>	p<0,0001 <sup>a</sup>	p<0,0001 <sup>a</sup>
			p<0,05 <sup>b</sup>	p=0,14 <sup>c</sup>	
$D_1$	5,8502±0,611	5,9401±0,530	6,4494±0,418	7,3924±0,518	6,5939±0,774
p değerleri		p=0,70 <sup>a</sup>	p<0,05 <sup>a</sup>	p<0,0001 <sup>a</sup>	p<0,0001 <sup>a</sup>
			p=0,051 <sup>b</sup>	p<0,005 <sup>c</sup>	
$D_2$	5,3437±0,817	5,0982±0,632	6,0814±0,506	6,9371±0,528	6,0389±0,935
p değerleri		p=0,43 <sup>a</sup>	p<0,05 <sup>a</sup>	p<0,0001 <sup>a</sup>	p<0,01 <sup>a</sup>
			p<0,05 <sup>b</sup>	p<0,01 <sup>c</sup>	

<sup>a</sup>: sağlıklı grup ile yapılan karşılaştırma

<sup>b</sup>: hafif ve orta dereceli darlık grupları arasında yapılan karşılaştırma

<sup>c</sup>: orta ve ciddi dereceli darlık grupları arasında yapılan karşılaştırma

Sağlıklı ve çeşitli derecelerde darlık bulunan iç karotid atardamar Doppler işaretleri için Renyi boyut spektrumu ile tespit edilen kapasite, bilgi ve ilinti boyutlarının ortalama değerleri Şekil 5.13’de gösterilmiştir. Şekil 5.13’e bakıldığında hafif darlık ve sağlıklı gruplarına ait boyut değerlerinin birbirlerinden çok da farklı olmadığı daha iyi görülmektedir.



Şekil 5.13. Sağlıklı ve çeşitli derecelerde darlık bulunan iç karotid atardamar Doppler işaretleri için Renyi boyut spektrumu ile tespit edilen kapasite, bilgi ve ilinti boyutları

#### 5.1.4. İç karotid atardamar Doppler işaretleri üzerinde Takens kestirimi kullanılarak ilinti boyutu hesabı

Bir başka ilinti boyutu hesabı olan Takens kestirimi, iç karotid atardamar Doppler işaretlerine uygulanmıştır. Elde edilen ilinti boyutları Çizelge 5.10’da görülmektedir. Çizelge 5.10 incelendiğinde, ilinti boyutu değerinin, her bir grup için, Grassberger-Procaccia [81] algoritması ve Renyi boyut spektrumu metotları ile bulunanlardan daha yüksek olduğu görülmektedir.

Çizelge 5.10. Sağlıklı ve daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretleri için Takens kestirimi ile bulunan ilinti boyutu değerleri

Sağlıklı grup	İlinti boyutu	Darlık grubu	İlinti boyutu
D1	5,0133	D31	9,5983
D2	6,8743	D32	5,9322
D3	4,7985	D33	5,9000
D4	6,9322	D34	7,3786
D5	5,0504	D35	7,0414
D6	6,5529	D36	7,4388
D7	6,7203	D37	8,9976
D8	6,4205	D38	6,3547
D9	6,4637	D39	5,9382
D10	7,0477	D40	6,9451
D11	7,5551	D41	9,7933
D12	7,5237	D42	8,5203
D13	3,6755	D43	6,2739
D14	5,5543	D44	7,4424
D15	6,1250	D45	6,4477
D16	4,4905	D46	7,0443
D17	5,5813	D47	7,5243
D18	7,1885	D48	8,7016
D19	7,4058	D49	9,0980
D20	6,9039	D50	8,0188
D21	6,9834	D51	9,1612
D22	7,8412	D52	6,9035
D23	6,2420	D53	8,0316
D24	6,2868	D54	8,4852
D25	6,0195	ort±ss	7,5457±1,342
D26	4,0844		
D27	5,7072		
D28	5,3249		
D29	6,2334		
D30	6,9543		
ort±ss	6,1851±1,065		

Çizelge 5.11’de sağlıklı ve çeşitli derecelerde daralmış gruplara ait iç karotid atardamar Doppler işaretleri için Takens kestirim metodu ile hesaplanan ilinti boyutu değerleri (ortalama±standart sapma) ve bu değerlere uygulanan student-t testi sonuçları yer almaktadır. Çizelge 5.11 incelendiğinde, sağlıklı gruba ait ilinti boyutu değerinin, darlık gruplarına ait olanlardan anlamlı derecede küçük olduğu görülmektedir. Ancak Takens kestirimi ile yapılan ilinti boyutu hesabı, darlık

grupları arasında anlamlı bir fark üretmemiştir. Darlık gruplarını birbirinden ayırmada yetersiz kalmıştır.

Çizelge 5.11. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin Takens kestirimi ile bulunan ilinti boyutu değerleri (ort±ss) ve student-t testi sonuçları

	Sağlıklı	Hafif derece darlık	Orta derece darlık	Ciddi derece darlık	Toplam darlık
İlinti boyutu	6,1851±1,065	7,3302±1,361	7,3006±1,284	7,8974±0,605	8,2405±0,779
p değerleri		p<0,05 <sup>a</sup>	p<0,05 <sup>a</sup> p=0,96 <sup>b</sup>	p<0,0001 <sup>a</sup> p=0,09 <sup>c</sup>	p<0,0005 <sup>a</sup>

<sup>a</sup>: sağlıklı grup ile yapılan karşılaştırma

<sup>b</sup>: hafif ve orta dereceli darlık grupları arasında yapılan karşılaştırma

<sup>c</sup>: orta ve ciddi dereceli darlık grupları arasında yapılan karşılaştırma

### 5.1.5. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin kaotik analizlerinin değerlendirilmesi

Kaotik analizde kullanılan data sayısı ve seçilen parametrelerin uygunluğu önemlidir. Bu çalışmada, EBLÜ analizi için Wolf'un [65] direk metodu kullanılmıştır. EBLÜ, faz uzayındaki eğrilerin zaman içindeki üstel gelişmesi, yaklaşık 6000 nokta çifti için hesaplanan üstel farkların ortalaması (faz uzayındaki eğrilerin üstel gelişmelerinin ortalaması) alınarak bulunur. Bu değer aynı zamanda üstel gelişmenin doyum değeridir. EBLÜ hesabında kullanılacak data sayısı önemlidir [75, 109]. Wolf [65] algoritmasının uygulanmasında genellikle, eğer üstel hesabı doyuma ulaşmış ise datanın tümüyle analiz edilmesine gerek yoktur. Bu çalışmada data uzunluğunun gerektirdiği iterasyon sayısından daha az iterasyonla üstel değişimi doyuma ulaşmaktadır. Üstel değişimi, çoğunlukla 3000 iterasyon sonrasında doyuma ulaşmış olmasına rağmen, hesap, üstel değişiminin doyum değerinin üstel farkların ortalamasına eşitlenmesini sağlamak amacıyla, 6000 iterasyon için gerçekleştirilmiştir. Böylece EBLÜ hesabında 30000 data noktası kullanılmıştır ve bu değer, kan akışının kaotik niceliklerinin değerlendirildiği diğer bazı çalışmalarda kullanılan data sayısından fazladır [10, 20, 21, 26, 27, 110]

EBLÜ hesabında, yerleştirme boyutu ve zaman gecikmesi değerlerinin dışında belirlenecek parametrelerin de uygun seçilmesi gereklidir. Bu parametreler maksimum ve minimum ölçekler, açısal büyüklük ve gelişme zamanıdır. Bu çalışmada yerleştirme boyutu tüm Doppler işaretleri için 8 olarak belirlenmiş ve zaman gecikmesi olarak da her bir Doppler işaretinin, ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonunun ilk minimumu olarak belirlenen zaman gecikmesi değeri kullanılmıştır. Maksimum ve minimum ölçekler Doppler işaretinin genlik değişimlerine göre belirlenmiştir. Gelişme zamanı 5 ve açısal büyüklük  $\pi/6$  olarak seçilmiştir. Tüm parametrelerin seçimi Wolf [65] ve Fell ve Beckmann [77] tarafından açıklandığı şekilde yapılmıştır.

İlinti boyutu hesabında da kullanılan data sayısı önemlidir. Hesabın güvenilir olması için gerekli olan data sayısı çeşitli çalışmalarda değişik şekillerde ifade edilmiştir [75, 109]. Eckmann and Ruelle'ye göre [75], ilinti boyutunun hesabı için gerekli olan minimum data sayısı  $10^{D_2/2}$ 'dir. Ancak Doppler işaretlerinin ilinti boyutu önceden bilinmemektedir. Fakat yapılan bazı kan akış çalışmalarında, ilinti boyutunun 3-7 aralığında olduğu rapor edilmiştir [20, 27, 110]. Bu çalışmada 65536 data noktası kullanılmıştır ve yukarıda açıklanan kural dikkate alındığında yeterlidir. Ayrıca kaotik analizi uygulayan bazı kan akış çalışmalarında kullanılan data sayısından da yüksektir [10, 20, 21, 26, 27, 110].

İlinti boyutu hesabında, istatistiksel hataları en aza indirmek ve hesaplama zamanını kısaltmak için, datanın tamamı yerine rasgele seçilmiş referans noktalar kullanılabilir [82, 84]. Bu çalışmada kullanılan referans noktalar, ilinti boyutunu doyuma götürmeye yetecek kadar büyük seçilmiştir [82]. Ayrıca, ilinti boyutu hesabında otokorelasyonların etkisini ortadan kaldırmak için Theiler düzeltmesi [83] dikkate alınmış ve Theiler düzeltme faktörü, zaman gecikmesi değerinin iki katı olarak seçilmiştir. Böylece seçilen referans noktaya, Theiler faktörü kadar yakın olan noktalar hesaplamada dikkate alınmamıştır.

İlinti boyutunun hesabında, uygun yerleştirme boyutunun seçimi de önemlidir. Takens [49] ve Sauer ve ark. [50]'na göre, yerleştirme boyutu sırasıyla  $m \geq 2D + 1$  veya  $m \geq D_2$  olarak seçilmelidir ki burada  $D$  kapasite (fraktal),  $D_2$ 'de ilinti boyutudur. Ancak analiz öncesinde bu fraktal boyutlar bilinmemektedir. Bu sebeple uygulamalarda ilinti boyutu doyuma ulaşana kadar, yerleştirme boyutu arttırılarak hesap yapılır. Minimum yerleştirme boyutu da ilinti boyutunun doyuma ulaştığı yerleştirme boyutunun bir fazlası olmalıdır. Bu çalışmada ilinti boyutu analizi, ilinti boyutunun 8 boyutlu faz uzayında, özellikle darlık grubuna ait işaretler için, doyuma ulaşmaması sebebiyle, yerleştirme boyutu 15 seçilerek yapılmıştır. Ayrıca zaman gecikmesi değerinin ilinti boyutu hesabı üzerindeki etkisini araştırmak amacıyla da ilinti boyutu hesabı değişik zaman gecikmesi değerleri kullanılarak, 20 boyutlu faz uzayında tekrarlanmıştır. Bu analizle, ilinti boyutunun zaman gecikmesi değerine duyarlı olduğu ortaya çıkmakla beraber, zaman gecikmesinin ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonu ile belirlenen değerde seçilmesi durumunda ( $\tau_{KBF}$ ), hastalık durumlarının tespitini kolaylaştıracak daha etkili ve seçici sonuçlar elde edildiği görülmüştür.

Sağlıklı, hafif, orta ve ciddi derecede daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretleri üzerinde yapılan kaotik analiz sonuçları (EBLÜ, ilinti boyutu ve Renyi boyut spektrumlarından elde edilen kapasite, bilgi ve ilinti boyutları) sağlıklı durumda kaotik davranışın var olduğunu ve daralmanda arttığını göstermektedir. Bu analizlerden EBLÜ ve Grassberger-Procaccia [81] algoritması kullanılarak hesaplanan ilinti boyutu hesabının, uygulanan istatistiksel test sonucunda, kaotik davranışın tespitinde ve daralma derecelerinin belirlenmesinde, Renyi boyut spektrumu ve Takens kestirim metodlarından daha etkili oldukları görülmüştür.

Literatürde yer alan benzer çalışmalara bakıldığında iç karotid atardamar Doppler işaretleri için elde edilen EBLÜ ve ilinti boyutu değerlerinin May ve ark. [26, 27] tarafından yapılan çalışmalarda elde edilen sonuçlarla örtüştüğü görülmektedir. May ve ark. [27] tarafından yapılan in-vivo çalışmada, 0'dan %95'e kadar daraltılan bir fare karotid atardamarındaki kan akışının EBLÜ (Wolf'un [65] algoritması ile) ve ilinti boyutu (Grassberger-Procaccia [81] algoritması ile) hesaplanmış ve daralmanın



derecesi arttıkça kaotik göstergelerin de arttığı tespit edilmiştir. Bu çalışmada da daralmanın derecesi arttıkça EBLÜ ve ilinti boyutu değerlerinde bir artış bulunmuştur. Bu çalışmada ve May ve ark. [27]'nin çalışmasında, aynı algoritmalar kullanılmasına rağmen elde edilen değerlerde farklılıklar vardır ki bunlar farklı denek (insan - fare), farklı ölçüm cihazı (Doppler ultrasonografi – geçiş zamanı akış metresi), farklı teknikler (noninvasive - in-vivo) ve farklı deneysel koşullardan (narkoz yok - narkoz uygulanmış) kaynaklanmıştır.

Stefanovska ve Bracic [10], çevresel damarlardan laser Doppler ile aldıkları kan akış işaretlerinin Lyapunov üstel spektrumunu, sağlıklı kişiler ve sporcular için incelemişlerdir. Sağlıklı kişiler için buldukları üstel değerleri bu çalışmada bulunandan daha yüksektir. Kullandıkları algoritma Lyapunov üstel spektrumu bulan bir algoritmadır ve ayrıca deney ve analiz şartları bu çalışmadakinden farklıdır.

Güler ve Übeyli [34] tarafından iç karotid atardamar Doppler işaretlerine ait sonogramlar üzerinde yapılan bir çalışmada ise hesaplanan Lyapunov üstel değişimleri YSA girişlerine uygulanmış ve darlık durumları için başarılı bir sınıflama yapılmıştır.

Bu çalışmada kullanılan Doppler işaretlerinin alındığı sağlıklı ve iç karotid atardamar darlığı bulunan deneklerin yaş dağılımları birbirinden farklıdır. Darlık grubu deneklerinin yaşları sağlıklı gruptan yüksektir ( $p < 0,0001$ ). Bu nedenle, bu çalışmada hesaplanan kaotik niceliklerin (özellikle EBLÜ ve ilinti boyutu değerleri) daha yaşlı olan darlık grubundaki artışını açıklamak için, yaşın kalp damar sistem davranışının karmaşıklığı üzerindeki etkilerini araştırmak amacıyla yapılan çalışmalar incelenmiştir. Kaplan ve ark. [111], kalp atım hızı ve kan basıncı işaretleri üzerinde yaptıkları çalışmada, boyut ve entropi değerlerini yaşlı grupta (62-90 yaş, ort:75), genç gruba (21-35 yaş, ort:28) göre daha düşük bulmuşlardır. Kalp atım hızı değişkenliği analizi yapılan başka bir çalışmada da değişik yaş grupları için entropi ve EBLÜ analizleri yapılmış ve EBLÜ değerinin yaş arttıkça azaldığı görülmüştür [112]. Bu sonuç, kalp atım hızı değişkenliğinin yaş ilerledikçe daha az kaotik bir

yapıya sahip olduğunu göstermektedir. Keunen ve ark [20], beyne ait damarlardan aldıkları Doppler sonogramlarının maksimum genlikli dalga formları üzerinde yaptıkları çalışmada, yaş arttıkça EBLÜ değerinin azaldığını, ilinti boyutunun ise arttığını söylemektedirler. Ayrıca Doppler işaretleri üzerinde yapılmış olan bazı spektral analiz çalışmalarında da deneklerin yaşları eşleşmiş değildir [113-114].

Bu çalışmada, hafif, orta ve ciddi darlık gruplarını oluşturan deneklerin ortalama yaşları sırasıyla  $65,38 \pm 9,93$ ,  $68,00 \pm 8,80$  ve  $60,38 \pm 8,79$ 'dur ve bu grupların yaşları arasında istatistiksel anlamlı bir fark bulunmamaktadır ( $p > 0,05$ ). Darlık gruplarına ait yaşlar arasında anlamlı bir istatistiksel fark olmamasına rağmen, bu gruplar için bulunan kaotik nicelikler (özellikle EBLÜ ve ilinti boyutu değerleri) birbirlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır. Bu nedenle, darlık bulunan iç karotid atardamar Doppler işaretleri için EBLÜ ve ilinti boyutu değerlerinde, sağlıklı gruba göre ve ayrıca daralmanın derecesi arttıkça bulunan artış, daralmış damardaki kan akışında meydana gelen türbülans ve türbülansın derecesinden kaynaklanmaktadır.

Ayrıca sağlıklı ve darlık grubundaki deneklerin kalp atım hızlarının, hesaplanan kaotik nicelikler üzerinde etkisi olup olmadığı da araştırılmıştır. Bu amaçla, deneklerin kalp atım hızları ortalama  $\pm$  standart sapma olarak, sağlıklı grup için  $72,3 \pm 11,7$  atım/dakika, darlık grubu içinse  $69,75 \pm 11,64$  atım/dakika olarak tespit edilmiştir. Kalp atım hızları; hafif, orta ve ciddi derecede darlık grupları içinse sırasıyla  $73 \pm 4,2$ ,  $68,63 \pm 11,17$  ve  $67,63 \pm 8,45$  atım/dakika olarak bulunmuştur. Bu denek gruplarının kalp atım hızları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ( $p > 0,05$ ). Bu sebeple bu çalışmada hesaplanan kaotik niceliklerde, sağlıklı ile darlık grupları arasında görülen farklılıklar kalp atım hızından kaynaklanmamaktadır.

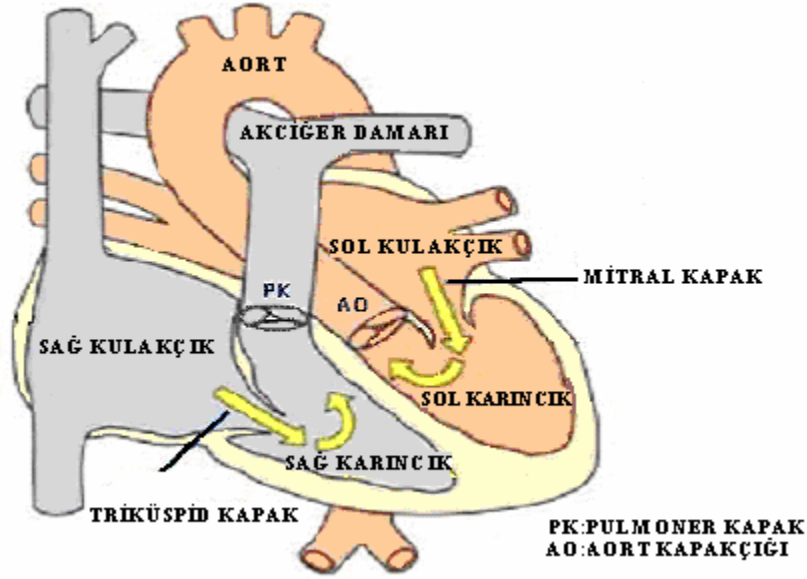
Sonuç olarak iç karotid atardamar Doppler işaretleri üzerinde hesaplanan kaotik nicelikler, darlık grubunda sağlıklı gruptakinden anlamlı derecede büyük bulunmuştur ve darlık derecesi arttıkça da değerleri artmaktadır. Elde edilen sonuçlar

hem sağlıklı hem de hastalıklı kan akışında kaotik davranışın varlığını göstermektedir. Kaotik niceliklerde darlıkla birlikte görülen artış, kan akışındaki türbülansın şiddetini ifade etmektedir. Darlıkla birlikte artan türbülans, kan akışını daha karmaşık bir yapıya sokmakta ve akışın davranışındaki kaotiklik artmaktadır. Sonuç olarak, daralmış iç karotid atardamardaki kan akış dinamikleri, sağlıklı damardakine göre daha yüksek seviyede kaotik özelliklere sahiptir.

## 5.2. Aort Kapakçığına Ait Doppler İşaretlerinin Kaotik Analizi

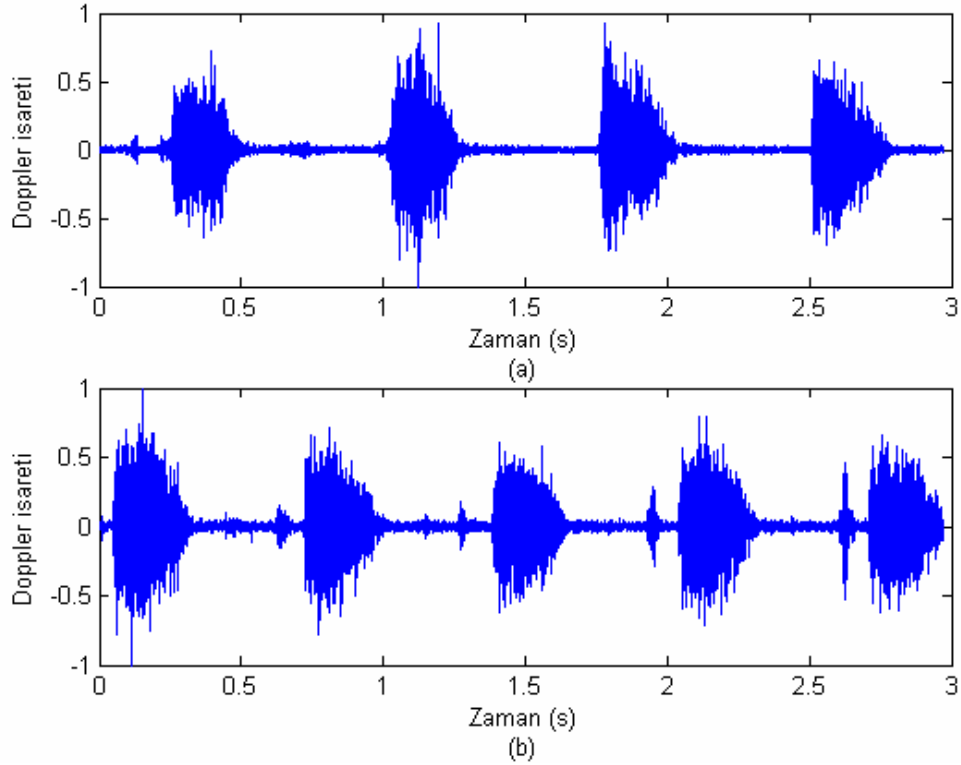
Aort kapakçığı, vücuda kanı pompalayan sol karıncık (sol ventrikül) ile kalpten ayrılan ana atardamar (aort damarı) arasında bulunan kalp kapakçığıdır (Şekil 5.14). Aort kapakçığının veya bu kapakçığın altında ya da üstünde kalan kısmının daralmasına aort darlığı denir. İnsan yaşlandıkça bu kapağın yapısının bozulmasına ve kireçlenmesine bağlı olarak daralma oluşabilir. Çocuklukta geçirilen ateşli hastalıklar ya da doğuştan var olan yapısal kapakçık bozukluklarına bağlı olarak erken yaşlarda da aort darlığı görülmektedir. Normal olarak temiz kan sol karıncıktan pompalanır ve aort kapakçığından geçerek aort atardamarına gider. Aort, temiz kanı vücuda taşıyan ana atardamardır. Daralma olduğunda, kalbin temiz kanı vücuda göndermesi zorlaşır. Aort yetmezlik ise aort kapakçıklarının tam kapanamaması sebebiyle sol karıncıktan gelen kanın geriye kaçması nedeniyle oluşan rahatsızlığın adıdır [88]. Doppler ekokardiyografi ile kalbin görüntülenmesi, yapısal ve fonksiyonel problemlerin belirlenmesi mümkündür.

Aort darlığından alınan Doppler işaretleri üzerinde bu güne kadar yapılan çalışmalarda, türbülanslı akışın etkisiyle kan akış hızlarında ve kan basıncında görülen değişimler, aort kapakçık alanı ölçümleri değerlendirilmiş ve doğrusal analiz teknikleri kullanılmıştır [115-118]. Ancak kalbe ait damarlardan alınan Doppler kan akış işaretlerini, doğrusal olmayan analiz tekniklerini kullanarak inceleyen bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Bu çalışmada, aort kapakçığından sağlıklı ve hastalıklı durumlarda alınan Doppler işaretlerine kaotik analiz metotları uygulanarak, kaotik niceliklerin tespiti yapılmıştır.



Şekil 5.14. Kalbin anatomik yapısı

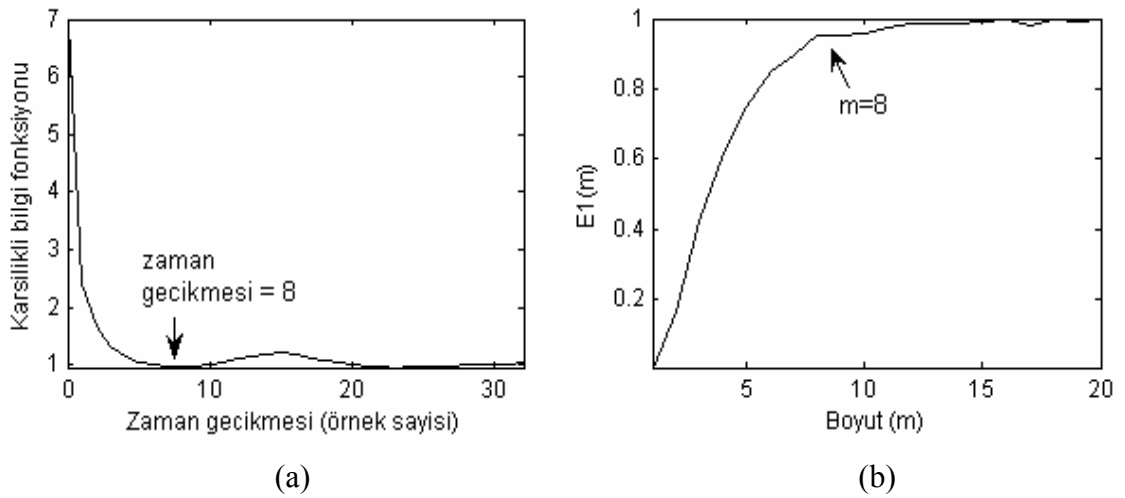
Aort kapakçığına ait Doppler işaretleri, Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesinin Pediatrik Kardiyoloji bölümüne ekokardiyografi tetkiki için başvuran sağlıklı ve hastalıklı çocuk hastalardan alınmıştır. Doppler işaretleri Acuson Sequoia 256 modeli ekokardiyografi sistemi ile 2 MHz'lik ultrasonik dönüştürücü kullanılarak alınmıştır. Aort kapakçık Doppler işaretleri yaşları 0-16 arasında değişen çocuklardan 12'si aort darlık ( $7,21 \pm 4,77$  yaş) ve 12'si de aort yetmezlik ( $9,58 \pm 5,04$  yaş) rahatsızlıklarına ait toplam 24 hastalıklı ( $8,40 \pm 4,95$  yaş, 17 erkek 7 kız) ve 23 sağlıklı çocuktan alınmıştır ( $6,22 \pm 4,92$  yaş, 10 erkek 13 kız). Ultrasonik dönüştürücü akıma paralel olacak şekilde tutulduğundan açı yaklaşık olarak 0 derecedir. Ölçümlerde ultrasonik dalganın dokuya geçişini kolaylaştırmak için arada hava tabakasının oluşmasını önlemek amacıyla su bazlı jel kullanılmıştır. Aort kapakçığından alınan, sağlıklı ve hastalıklı olmak üzere toplam 47 deneğe ait Doppler işaretinin analizlerinde, sağlıklı denekler D1-D23, aort darlığına ait denekler D24-D35 ve aort yetmezlik denekleri D36-D47 olarak belirtilmiştir. Şekil 5.15a'da sağlıklı (denek no: 1) ve Şekil 5.15b'de de aort darlığı olan bir deneğe (denek no: 27) ait, DC bileşeni atılmış ve normalize edilmiş Doppler işaretleri yer almaktadır.



Şekil 5.15. Aort kapakçığından alınan sağlıklı (a) ve darlık (b) durumlarına ait normalize edilmiş Doppler işaretleri

Aort Doppler işaretlerinin kaotik nicelikleri, sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik durumlarında hesaplanarak, kaotik niceliklerin hastalıklı durumlar için nasıl değiştiği incelenmiştir. Bu amaçla bu çalışmada, sağlıklı aort kapakçığından alınan Doppler işaretleri ile aort darlığı ve aort yetmezliği durumlarında alınan Doppler işaretleri için EBLÜ, ilinti boyutu ve Renyi boyut spektrumundan elde edilen fraktal boyut değerleri hesaplanmıştır. Kaotik niceliklerin hesabı için öncelikle faz uzayı boyutunun ve zaman gecikmesinin belirlenmesi gerekmiştir. Faz uzayının boyutu ve zaman gecikmesi, üçüncü bölümde açıklandığı şekilde, sırasıyla, Cao'nun minimum yerleştirme boyutu metodu [63] ve ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonu [47] kullanılarak bulunmuştur. Şekil 5.16'da bir aort darlığına ait Doppler işareti (denek no: 29) için zaman gecikmesi (Şekil 5.16a) ve minimum yerleştirme boyutunun (Şekil 5.16b) belirlenmesinde kullanılan fonksiyon eğrileri görülmektedir. Şekil 5.16 incelenirse, bu Doppler işareti için zaman gecikmesi, ortalama karşılıklı bilgi

fonksiyonunun ilk minimum değeri  $\tau=8$  olarak, yerleştirme boyutu da  $E1(m)$  değişiminin durduğu boyut değeri olarak  $m=8$  belirlenir. Aort kapakçığından alınan tüm Doppler işaretleri için hesaplanan zaman gecikmesi ve yerleştirme boyutu değerleri Çizelge 5.12’de, bu değerlere uygulanan student-t testi sonuçları da Çizelge 5.13’de verilmiştir.



Şekil 5.16. Bir aort darlık Doppler işareti için (denek no: 29) zaman gecikmesi (a) ve yerleştirme boyutunun (b) belirlenmesi

Çizelge 5.12 ve 5.13 incelendiğinde, tüm gruplar için elde edilen zaman gecikmesi değerleri arasında yapılan student-t testi sonuçlarına göre, aort darlık ve aort yetmezlik gruplarına ait zaman gecikmesi değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede birbirinden farklıdır ( $p<0,05$ ). Bu nedenle yapılacak olan analizlerde her işaretin kendine ait zaman gecikmesi değeri kullanılmıştır. Tüm aort grupları için elde edilen minimum yerleştirme boyutu değerlerinin ortalama değerleri birbirine yakın çıkmıştır ve 8 civarındadır. Denek gruplarının yerleştirme boyutları arasında yapılan student-t testi sonuçlarında ise hiçbir anlamlı fark elde edilmemiştir ( $p>0,05$ ). Bu nedenle EBLÜ ve Renyi boyut spektrumları hesaplanırken faz uzayının boyutu 8 olarak seçilmiştir. İlinti boyutu hesabı ise, ilinti boyutunun doyum durumunun iyi tespit edilebilmesi için, 15 ve 20 boyutlu faz uzaylarında gerçekleştirilmiştir. Ayrıca zaman gecikmesi değerinin ilinti boyutu hesabı üzerindeki etkisini incelemek amacı ile de ilinti boyutu hesabı değişik zaman gecikmesi değerleri için yapılmıştır.

Çizelge 5.12. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretlerinin zaman gecikmesi ( $\tau$ ) ve yerleştirme boyutu ( $m$ ) değerleri

Sağlıklı	Zaman gecikmesi	Yerleştirme boyutu	Aort darlık	Zaman gecikmesi	Yerleştirme boyutu	Aort yetmzl.	Zaman gecikmesi	Yerleştirme boyutu
D1	10	9	D24	6	8	D36	7	8
D2	7	8	D25	8	9	D37	7	8
D3	19	8	D26	11	7	D38	7	8
D4	6	8	D27	9	9	D39	7	8
D5	6	9	D28	7	7	D40	7	9
D6	9	7	D29	8	8	D41	7	7
D7	6	8	D30	7	8	D42	6	8
D8	11	8	D31	8	7	D43	9	9
D9	7	7	D32	10	9	D44	7	7
D10	11	8	D33	9	7	D45	7	9
D11	7	9	D34	10	8	D46	7	9
D12	6	9	D35	8	8	D47	7	8
D13	7	7	ort±ss	8,42±1,44	7,92±0,79	ort±ss	7,08±0,74	8,17±0,72
D14	6	8						
D15	17	9						
D16	6	8						
D17	7	8						
D18	5	7						
D19	7	8						
D20	6	8						
D21	7	8						
D22	7	9						
D23	6	8						
ort±ss	8,04±3,53	8,09±0,67						

Çizelge 5.13. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretlerinin zaman gecikmesi ve yerleştirme boyutu değerleri (ort±ss) ve student-t testi sonuçları

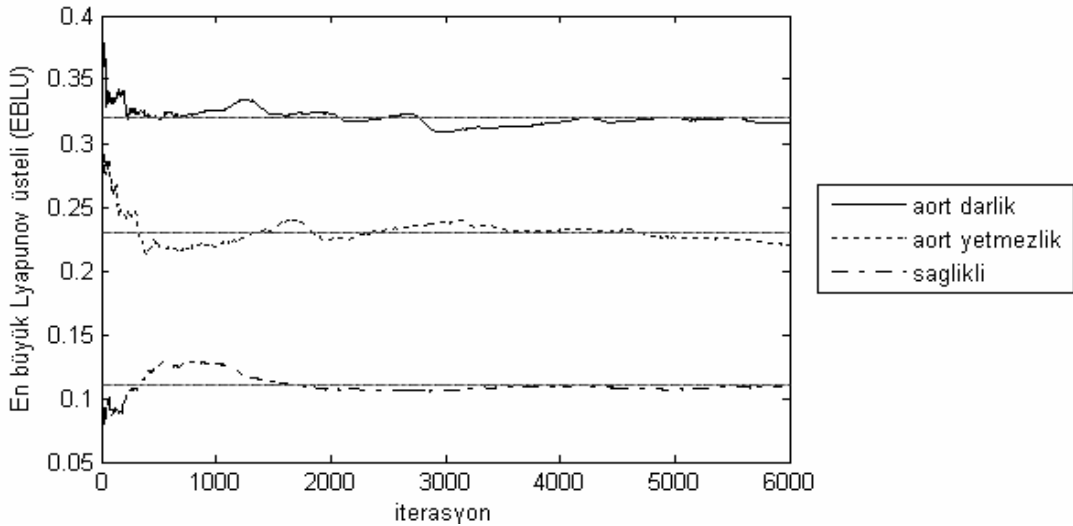
	Sağlıklı	Aort darlık	Aort yetmezlik
Zaman gecikmesi ( $\tau$ )	8,04 ± 3,53	8,42 ± 1,44	7,08 ± 0,74
p değerleri		p=0,76 <sup>a</sup>	p=0,34 <sup>a</sup> , p<0,05 <sup>b</sup>
Yerleştirme boyutu ( $m$ )	8,09 ± 0,67	7,92 ± 0,79	8,17 ± 0,72
p değerleri		p=0,5 <sup>a</sup>	p=0,75 <sup>a</sup> , p=0,43 <sup>b</sup>

<sup>a</sup>: sağlıklı aort grubu ile yapılan karşılaştırma

<sup>b</sup>: aort darlık ile aort yetmezlik grupları arasında yapılan karşılaştırma

### 5.2.1. Aort kapakçığına ait Doppler işaretlerinin en büyük Lyapunov üsteli (EBLÜ) hesabı

Aort kapakçığından sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik durumlarında kaydedilen Doppler işaretleri için EBLÜ hesabı gerçekleştirilmiştir. Faz uzayının boyutu, tüm işaretler için 8 seçilmiş ve her işaretin, ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonunun ilk minimumu olarak belirlenen zaman gecikmesi değeri kullanılmıştır. EBLÜ değeri yaklaşık 2000 iterasyon sonunda sabit bir değere yakınsamış olsa da hesaplamalar, üstel değişiminin doyum değerinin, üstel farkların ortalamasına yaklaşık olarak eşitlenmesini sağlamak amacıyla yaklaşık 6000 zaman adımı için gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.17’de sağlıklı (denek no: 4), aort darlık (denek no: 27) ve aort yetmezlik (denek no: 36) Doppler işaretleri için hesaplanan EBLÜ değişimleri verilmiştir. EBLÜ değerleri, sağlıklı için  $0,1103 \pm 0,077$ , aort darlık için  $0,3201 \pm 0,0068$  ve aort yetmezlik için de  $0,2301 \pm 0,0094$  olarak bulunmuştur. EBLÜ tüm durumlarda pozitifdir ve değeri aort yetmezlik ve aort darlık durumlarında sağlıklı durumdan daha büyüktür.

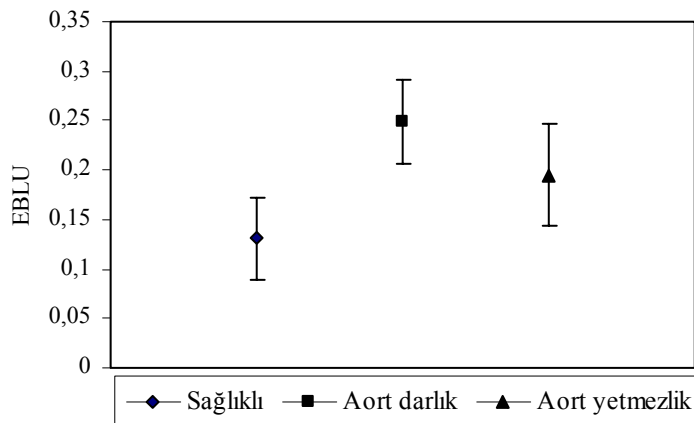


Şekil 5.17. Aort kapakçığına ait Doppler işaretleri için hesaplanan EBLÜ değerleri



Çizelge 5.14. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretlerinin EBLÜ değerleri

Sağlıklı	EBLÜ	Aort darlık	EBLÜ	Aort yetmezlik	EBLÜ
D1	0,1869±0,0372	D24	0,2195±0,0314	D36	0,2301±0,0094
D2	0,1034±0,0089	D25	0,2536±0,0154	D37	0,2401±0,0112
D3	0,0971±0,0055	D26	0,2858±0,0112	D38	0,2085±0,0222
D4	0,1103±0,0770	D27	0,3201±0,0068	D39	0,1239±0,0240
D5	0,0856±0,0167	D28	0,3210±0,0167	D40	0,2698±0,0086
D6	0,1537±0,0177	D29	0,2064±0,0256	D41	0,1139±0,0060
D7	0,1676±0,0254	D30	0,2234±0,0293	D42	0,1707±0,0441
D8	0,0962±0,0384	D31	0,2112±0,0173	D43	0,1505±0,0211
D9	0,2207±0,0280	D32	0,2698±0,0086	D44	0,2484±0,0523
D10	0,1470±0,0403	D33	0,2361±0,0549	D45	0,2064±0,0256
D11	0,1954±0,0314	D34	0,2049±0,0286	D46	0,1499±0,0309
D12	0,0583±0,0052	D35	0,2351±0,0430	D47	0,2234±0,0293
D13	0,1094±0,0068	ort±ss	0,2489±0,041	ort±ss	0,1946±0,051
D14	0,1387±0,0318				
D15	0,1263±0,0199				
D16	0,1262±0,0121				
D17	0,1065±0,0058				
D18	0,0889±0,0117				
D19	0,1594±0,0195				
D20	0,0764±0,0427				
D21	0,1309±0,0253				
D22	0,1782±0,0163				
D23	0,1502±0,0156				
ort±ss	0,1310±0,041				



Şekil 5.18. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik grupları için hesaplanan EBLÜ değerleri (ort±ss)

Çizelge 5.14'de sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik durumlarına ait deneklerden alınan Doppler işaretleri için hesaplanan EBLÜ değerleri yer almaktadır. Şekil 5.18'de tüm durumlar için hesaplanan EBLÜ değerleri ortalama±standart sapma olarak görülmektedir. Çizelge 5.14 ve Şekil 5.18 incelendiğinde, aort hastalıkları için Doppler işaretleri üzerinde hesaplanan EBLÜ'nün sağlıklı durumdan daha büyük olduğu görülmektedir. Başka bir deyişle, sağlıklı durumdaki kaotik davranış, aort yetmezlik durumunda artmış, aort darlığında ise kan akış dinamiklerinin aort yetmezlik durumundakine göre daha kaotik bir yapıda oldukları ortaya çıkmıştır.

Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik grupları için elde edilen EBLÜ değerlerine uygulanan student-t testi sonuçları Çizelge 5.15'de verilmiştir. Bu sonuçlara bakıldığında, aort darlık ve aort yetmezlik durumlarında elde edilen EBLÜ değerleri, sağlıklı gruba ait olandan anlamlı derecede büyüktür. Ayrıca aort darlık ve aort yetmezlik durumlarına ait EBLÜ değerleri de birbirlerine göre anlamlı fark içermektedir. EBLÜ hesabı hastalık durumunu belirlemede ve hastalıklı durumları birbirinden ayırmada etkili olmuştur.

Çizelge 5.15. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretlerinin EBLÜ değerleri (ort±ss) ve student-t testi sonuçları

	Sağlıklı	Aort darlık	Aort yetmezlik
EBLÜ	0,1310±0,041	0,2479±0,0416	0,1946±0,051
p değerleri		p<0,0001 <sup>a</sup>	p<0,0005 <sup>a</sup> p<0,01 <sup>b</sup>

<sup>a</sup>: sağlıklı aort grubu ile yapılan karşılaştırma

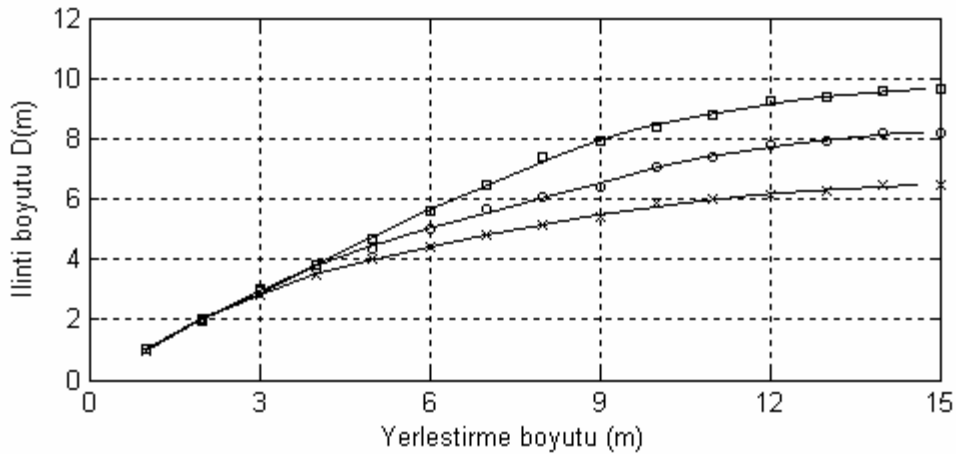
<sup>b</sup>: aort darlık ile aort yetmezlik grupları arasında yapılan karşılaştırma

### 5.2.2. Aort kapakçığına ait Doppler işaretlerinin ilinti boyutu hesabı

Aort kapakçık Doppler işaretlerinin ilinti boyutu hesabı iki farklı şekilde yapılmıştır. İlk olarak faz uzayının boyutu 15 seçilmiş ve zaman gecikmesi olarak ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonu ile her Doppler işareti için belirlenen değer kullanılmıştır. Ancak bu durumda elde edilen ilinti boyutu değerlerinin özellikle darlık durumunda yaklaşık 9 çıkması sebebi ile 15 boyutlu faz uzayının ilinti boyutu hesabı için düşük

olduğu görülerek, analiz faz uzayının boyutu 20 yapılarak ve değişik zaman gecikmesi değerleri kullanılarak tekrarlanmıştır.

Şekil 5.19'da, 15 boyutlu faz uzayında, ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonu ile bulunan zaman gecikmesi değeri kullanılarak gerçekleştirilen ilinti boyu analizi ile sağlıklı (denek no: 14), aort yetmezlik (denek no: 45) ve aort darlık (denek no: 25) durumlarındaki Doppler işaretlerine ait ilinti boyutları görülmektedir. Yerleştirme boyutunun bir fonksiyonu olarak, ilinti integrallerinin eğimi bulunarak hesaplanan ilinti boyutlarının, yerleştirme boyutunun yüksek değerleri için aldığı değer ilinti boyutu olarak alınmıştır. Sağlıklı (denek no: 14), aort yetmezlik (denek no: 45) ve aort darlık (denek no: 25) durumlarına ait Doppler işaretleri için, Şekil 5.19'da gösterilen ilinti boyutları sırasıyla 6,5987, 8,2194 ve 9,6491 olarak elde edilmiştir.

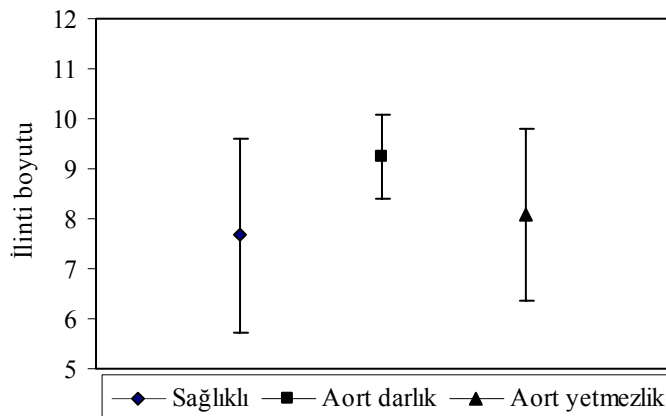


Şekil 5.19. Sağlıklı (-x-), aort yetmezlik (-o-) ve aort darlık (-□-) Doppler işaretleri için 15 boyutlu faz uzayında hesaplanan ilinti boyutları

Çizelge 5.16'da 15 boyutlu faz uzayında Grassberger-Procaccia [81] algoritması kullanılarak hesaplanan ilinti boyutu değerleri verilmektedir. Şekil 5.20'de tüm gruplar için hesaplanan ilinti boyutu değerleri ortalama±standart sapma olarak yer almaktadır. Çizelge 5.16 ve Şekil 5.20 incelendiğinde, ilinti boyutu aort yetmezlik durumunda sağlıklı duruma göre daha büyük, aort darlık durumunda ise en büyük olacak şekilde elde edilmiştir.

Çizelge 5.16. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretlerinin ilinti boyutu değerleri ( $m=15$ )

Sağlıklı	İlinti boyutu	Aort darlık	İlinti boyutu	Aort yetmezlik	İlinti boyutu
D1	9,2147	D24	9,0564	D36	7,6425
D2	5,7822	D25	9,6491	D37	9,2678
D3	9,6698	D26	8,4158	D38	7,7302
D4	8,6142	D27	10,1214	D39	8,0755
D5	6,0803	D28	9,8519	D40	9,2456
D6	8,7257	D29	8,2397	D41	9,6287
D7	10,0138	D30	9,2673	D42	8,344
D8	5,0661	D31	7,6647	D43	3,9653
D9	9,9922	D32	9,2456	D44	9,8519
D10	7,8605	D33	9,0406	D45	8,2194
D11	10,5235	D34	10,1201	D46	5,5799
D12	5,4185	D35	10,4257	D47	9,2673
D13	8,0133	ort±ss	9,2546±0,844	ort±ss	8,0700±1,739
D14	6,5987				
D15	7,9055				
D16	8,4174				
D17	11,0979				
D18	4,8501				
D19	8,3919				
D20	4,3716				
D21	6,107				
D22	7,5961				
D23	6,2132				
ort±ss	7,6749±1,941				



Şekil 5.20. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik grupları için hesaplanan ilinti boyutu değerleri (ort±ss)

Çizelge 5.17’de, 15 boyutlu faz uzayında ( $m=15$ ) elde edilen ilinti boyutu değerleri üzerinde yapılan student-t testi sonuçları görülmektedir. Bu sonuçlara bakılırsa, aort darlık grubu için elde edilen ilinti boyutu değerleri, sağlıklı gruba ait olana göre anlamlı derecede büyüktür. Ancak, istatistiksel anlamda aort yetmezlik grubu ile sağlıklı gruba ait ilinti boyutları arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Çizelge 5.17. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretlerinin ilinti boyutu değerleri ( $ort\pm ss$ ) ve student-t testi sonuçları

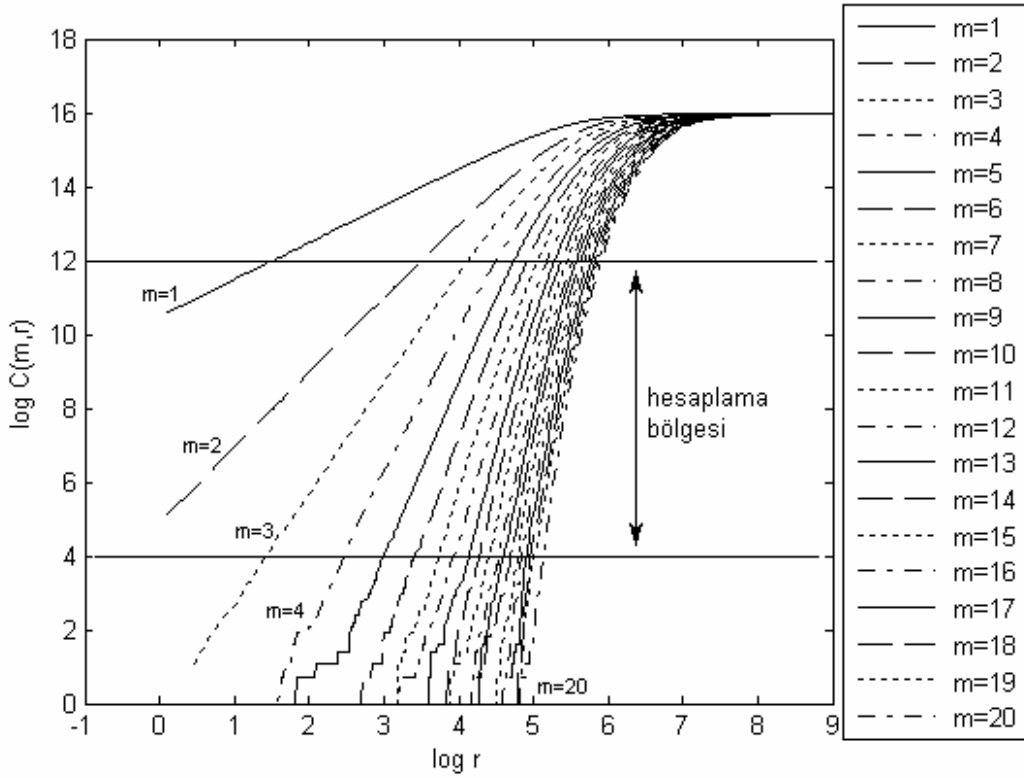
	Sağlıklı	Aort darlık	Aort yetmezlik
İlinti boyutu	7,6749±1,941	9,2546±0,844	8,0700±1,739
p değerleri		$p<0,005^a$	$p=0,27^a$ $p<0,05^b$

<sup>a</sup>: sağlıklı aort grubu ile yapılan karşılaştırma

<sup>b</sup>: aort darlık ile aort yetmezlik grupları arasında yapılan karşılaştırma

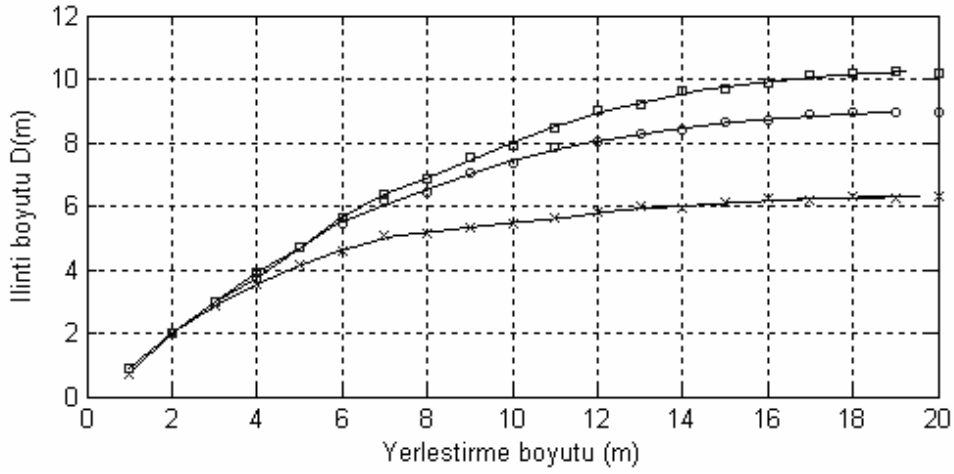
Aort Doppler işaretleri için 20 boyutlu faz uzayında yapılan ilinti boyutu analizinde, zaman gecikmesi değerinin etkisini görmek amacıyla, hesaplamalar değişik zaman gecikmesi değerleri için de tekrarlanmıştır. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik grupları için, zaman gecikmesi değeri 1, 5, 10, 15, 20 ve her işaretin ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonunun ilk minimumu olarak belirlenen kendi zaman gecikmesi değeri ( $\tau_{KBF}$ ) kullanılarak yapılmıştır.

Aort Doppler işaretlerinin 20 boyutlu faz uzayındaki ilinti boyutu hesabı için, ilinti integralleri  $C(m,r)$ , yerleştirme boyutunun değeri 1’den 20’ye kadar arttırılarak hesaplanmış ve ilinti boyutu  $D_2$ ,  $\log C(m,r)$ ’nin,  $\log r$ ’ye karşılık çizdirilmesi ile oluşan eğrilerin doğrusal kısımlarının eğimleri olarak hesaplanmıştır. Şekil 5.21’de bir aort darlık (denek no: 31) Doppler işareti için 20 boyutlu faz uzayında ( $m=1,2,\dots,20$ ) ve zaman gecikmesi ( $\tau_{KBF}$ ) seçilerek, yarıçap  $r$ ’nin fonksiyonu olarak hesaplanan ilinti integrallerinin log-log gösterimleri ve ilinti boyutu için eğim hesabının yapıldığı doğrusal bölge görülmektedir.



Şekil 5.21. Bir aort darlık (denek no: 31) Doppler işareti için 20 boyutlu faz uzayında yarıçap  $r$ 'nin fonksiyonu olarak hesaplanan ilinti integrallerinin log-log gösterimleri ve ilinti boyutu hesabında kullanılan doğrusal bölge

Elde edilen ilinti boyutu değerleri, en büyüğü aort darlık durumunda elde edilmekle beraber, aort yetmezlik ve aort darlık durumlarında sağlıklı duruma ait olanlardan daha büyüktür. Yani hastalıklı durumlarda sistemin kaotik davranışı, darlık durumunda daha fazla olmak üzere, artmaktadır. Şekil 5.22'de sağlıklı (denek no: 19), aort yetmezlik (denek no: 36) ve aort darlığına ait (denek no: 31) Doppler işaretleri için, zaman gecikmesinin ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonunun ilk minimumu seçilerek hesaplanan ( $\tau_{KBF}$ ) ve yerleştirme boyutunun bir fonksiyonu olarak çizilen ilinti boyutları görülmektedir. İlinti boyutu, sağlıklı Doppler işareti için 6,256, aort yetmezlik için 8,971 ve aort darlığı için 10,219 olarak bulunmuştur (Şekil 5.22).



Şekil 5.22. Sağlıklı (-x-), aort yetmezlik (-o-) ve aort darlık (-□-) Doppler işaretleri için yerleştirme boyutunun ( $m$ ) bir fonksiyonu olarak hesaplanan ilinti boyutları

20 boyutlu faz uzayında, değişik zaman gecikmesi değerleri için yapılan ilinti boyutu analizine ait sonuçlar ortalama±standart sapma olarak Çizelge 5.18'de verilmiştir. Elde edilen ilinti boyutu değerlerine uygulanan student-t testi sonuçları da Çizelge 5.18'de yer almaktadır.

Çizelge 5.18. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretleri için değişik zaman gecikmesi değerlerinde hesaplanan ilinti boyutu değerleri (ort±ss) ve student-t testi sonuçları

	Sağlıklı	Aort darlık	Aort yetmezlik	$p^a$	$p^b$	$p^c$
$\tau=1$	3,7766±0,521	4,1221±0,311	4,1135±0,287	$p<0,05$	$p<0,05$	$p=0,94$
$\tau=5$	6,9028±1,720	8,6785±0,708	8,4865±0,817	$p<0,005$	$p<0,01$	$p=0,54$
$\tau=10$	7,9083±2,061	10,9315±1,43	9,8795±1,460	$p<0,00001$	$p<0,01$	$p=0,08$
$\tau=15$	8,2536±2,149	11,8477±1,15	9,8408±1,421	$p<0,00001$	$p<0,05$	$p<0,001$
$\tau=20$	8,3996±2,326	11,6560±1,18	10,0334±1,55	$p<0,00001$	$p<0,05$	$p<0,01$
$\tau= \tau_{KBF}$	7,4277±1,949	11,3393±1,08	9,6744±1,27	$p<0,00001$	$p<0,005$	$p<0,005$

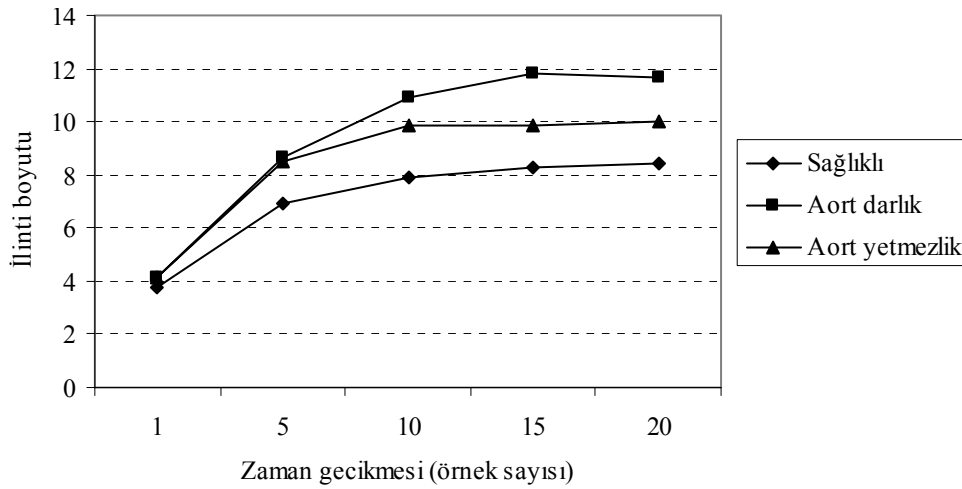
<sup>a</sup>: sağlıklı aort ve aort darlık grupları arasında yapılan karşılaştırma

<sup>b</sup>: sağlıklı aort ve aort yetmezlik grupları arasında yapılan karşılaştırma

<sup>c</sup>: aort darlık ile aort yetmezlik grupları arasında yapılan karşılaştırma

Çizelge 5.18 incelendiğinde ilinti boyutu genel olarak, aort darlık ve aort yetmezlik gruplarında sağlıklı gruptan daha yüksektir. Zaman gecikmesi değerinin 15'den küçük değerleri için aort darlık ile aort yetmezlik gruplarına ait ilinti boyutları

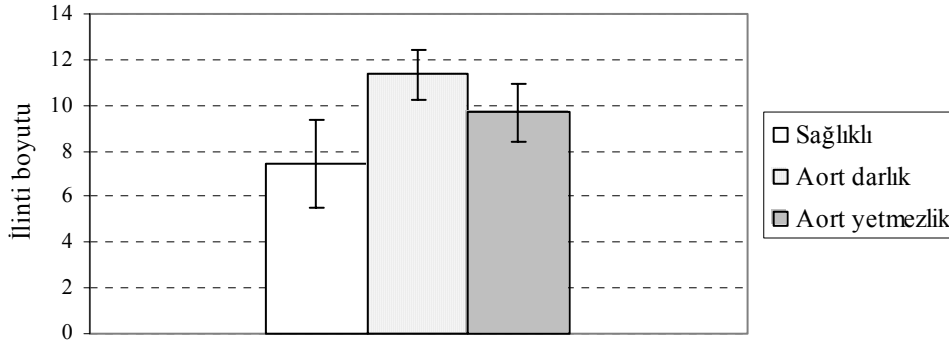
arasında istatistiksel fark görülmemektedir ( $p>0,05$ ). Zaman gecikmesi değerinin işaretin ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonu ile belirlenen ilk minimum değerine eşit olduğu durumda ise ( $\tau_{KBF}$ ) hem tüm gruplar arasında istatistiksel anlamlı fark elde edilmiş hem de istatistiksel anlamlılık düzeyi büyümüştür ( $p$  değeri küçülmüştür). En iyi istatistiksel anlamlı farklar, zaman gecikmesinin, ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonunun ilk minimum değeri olarak seçildiği durumda ( $\tau_{KBF}$ ) elde edilmiştir. Dolayısıyla boyut değerinin 20 ve zaman gecikmesinin ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonunun ilk minimumu olarak seçilmesinin ( $\tau_{KBF}$ ), aort Doppler işaretlerinin ilinti boyutu analizleri için uygun olduğu görülmektedir. Şekil 5.23’de sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik grupları için ortalama ilinti boyutu değerlerinin, zaman gecikmesi değerlerine ( $\tau=1, 5, 10, 15, 20$ ) karşılık değişimi grafiksel olarak ifade edilmiştir. İlinti boyutu,  $\tau \geq 10$  için doyuma gitmektedir (Şekil 5.23).



Şekil 5.23. Aort kapakçığına ait Doppler işaretleri için zaman gecikmesinin değişik değerlerinde hesaplanan ilinti boyutları

Şekil 5.24’de ise zaman gecikmesinin  $\tau_{KBF}$  değerine seçilmesi durumunda, sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik gruplarına ait ilinti boyutu değerleri ortalama±standart sapma olarak gösterilmiştir. Aort kapakçık Doppler işaretlerinin ilinti boyutları, zaman gecikmesinin ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonunun ilk minimumu seçildiği durum dikkate alınırsa, sağlıklı durumda en küçük, aort yetmezlik ve aort darlıkta ise gittikçe büyümektedir.



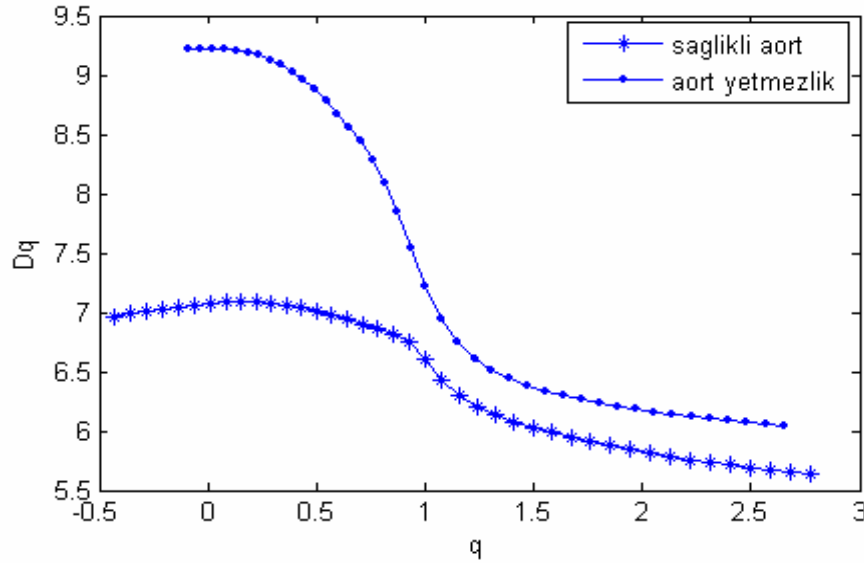


Şekil 5.24. Aort kapakçığına ait Doppler işaretleri için zaman gecikmesinin  $\tau_{KBF}$  olarak seçilmesi durumunda hesaplanan ilinti boyutları (ort $\pm$ ss)

### 5.2.3. Aort kapakçığına ait Doppler işaretlerinin Renyi boyut spektrumu

Aort kapakçık Doppler işaretleri için, genelleştirilmiş boyut spektrumu yaklaşımı kullanılarak, 8 boyutlu faz uzayında, Renyi boyut spektrumu hesaplanmıştır.  $D_0$  (kapasite boyutu),  $D_1$  (bilgi boyutu) ve  $D_2$  (ilinti boyutu) değerleri, Renyi boyut spektrumundan belirlenmişlerdir. Elde edilen spektrumdan  $q \cong 0,1,2$  seçilerek sırasıyla  $D_0$  (kapasite boyutu),  $D_1$  (bilgi boyutu) ve  $D_2$  (ilinti boyutu) değeri elde edilmiştir. Şekil 5.25’de sağlıklı (denek no: 4) ve aort yetmezlik (denek no: 45) Doppler işaretleri için elde edilen Renyi boyut spektrumları görülmektedir.

Sağlıklı aort, aort darlık ve aort yetmezlik grupları için Renyi boyut spektrumlarından tespit edilen  $D_0$  (kapasite boyutu),  $D_1$  (bilgi boyutu) ve  $D_2$  (ilinti boyutu) değerleri ortalama $\pm$ standart sapma olarak Çizelge 5.19’da görülmektedir. Sağlıklı grup ile hastalık grupları arasında uygulanan student-t testi sonuçlarına da Çizelge 5.19’da yer verilmiştir.



Şekil 5.25. Aort kapakçığına ait Doppler işaretleri için hesaplanan Renyi boyut spektrumları

Çizelge 5.19. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik Doppler işaretlerinin kapasite ( $D_0$ ), bilgi ( $D_1$ ) ve ilinti ( $D_2$ ) boyutu değerleri (ort $\pm$ ss) ve student-t testi sonuçları

	Sağlıklı	Aort darlık	Aort yetmezlik	$p^a$	$p^b$	$p^c$
$D_0$	7,2090 $\pm$ 2,39	8,8521 $\pm$ 1,75	9,5168 $\pm$ 1,93	$p<0,005$	$p<0,00001$	$p=0,23$
$D_1$	6,6049 $\pm$ 0,49	7,0742 $\pm$ 0,29	7,0272 $\pm$ 0,34	$p<0,005$	$p<0,05$	$p=0,78$
$D_2$	5,369 $\pm$ 0,77	6,0375 $\pm$ 0,84	5,8414 $\pm$ 0,45	$p=0,30$	$p=0,65$	$p=0,25$

<sup>a</sup>: sağlıklı aort ve aort darlık grupları arasında yapılan karşılaştırma

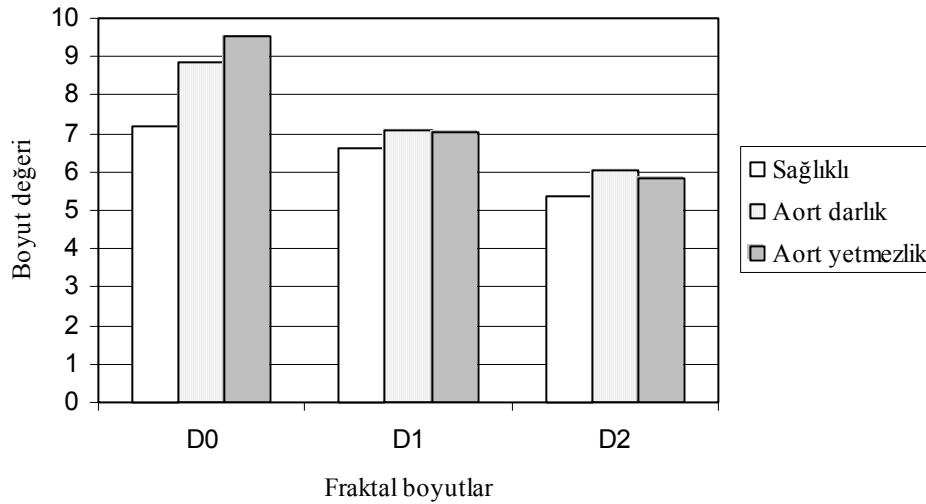
<sup>b</sup>: sağlıklı aort ve aort yetmezlik grupları arasında yapılan karşılaştırma

<sup>c</sup>: aort darlık ile aort yetmezlik grupları arasında yapılan karşılaştırma

Çizelge 5.19 incelendiğinde, sonuçlar her bir grup için  $D_0 > D_1 > D_2$  şeklinde elde edilmiştir ve hastalıklı durumlarda sağlıklı gruba ait olanlardan daha büyüktür. Kapasite ve bilgi boyutu değerleri, sağlıklı grupta, aort yetmezlik ve aort darlık grupları ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede küçüktür. Ancak ilinti boyutu değerleri için, sağlıklı grup ile hastalıklı gruplar arasında yapılan tüm karşılaştırmalarda, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ayrıca aort darlık ve yetmezlik grupları arasında da hiç bir boyutta istatistiksel fark elde

edilmemiştir. Sağlıklı grup ile aort darlık ve aort yetmezlik grupları arasında kapasite ve bilgi boyutu değerleri için istatistiksel anlamlı farklılara ulaşılmıştır.

Şekil 5.26'da tüm gruplar için hesaplanan ortalama boyut değerleri grafiksel olarak ifade edilmiştir. Sonuçlar, Renyi boyut spektrumlarının aort Doppler işaretlerinin ilinti boyutunun tespitinde ve hastalık durumlarının belirlenmesinde Grassberger-Procaccia [81] algoritması kadar etkili olmadığını göstermektedir. Ayrıca bu hesap, sağlıklı ve hastalıklı durumları ayırmada, hastalık tipini belirlemede, Grasberger-Procaccia [81] algoritması kullanılarak yapılan ilinti boyutu ve EBLÜ hesapları kadar belirleyici olmamıştır.



Şekil 5.26. Sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik grupları için Renyi boyut spektrumlarından elde edilen fraktal boyutlar

#### 5.2.4. Aort kapakçığına ait Doppler işaretlerinin kaotik analizlerinin değerlendirilmesi

Aort kapakçığından alınan Doppler işaretlerinin kaotik analizlerinde de hesaplamalar yapılırken kullanılan parametreler, Bölüm 5.1.5'de açıklandığı gibi iç karotid atardamar Doppler işaretleri için belirlendiği şekildedir. EBLÜ hesabı, doyum durumu 2000 iterasyon civarında elde edildiği halde, yine 6000 iterasyon için

yapılmıştır. İlinti boyutu hesabı 15 ve 20 boyutlu faz uzaylarında değişik zaman gecikmesi değerleri için gerçekleştirilmiştir.

Sağlıklı aort, aort darlık ve aort yetmezlik durumlarında çocuk deneklerden alınan Doppler işaretlerinin kaotik analizleri, hastalıklı durumun tespitine imkan verecek şekilde sonuçlar üretmiştir. Tüm kaotik nicelikler darlık durumunda en büyük olmak üzere, sağlıklı durumdan daha büyüktür. Yapılan istatistiksel test sonuçları dikkate alındığında, EBLÜ ve Grassberger-Procaccia [81] algoritması kullanılarak yapılan ilinti boyutu hesaplarının, Renyi boyut spektrumu hesabına göre, aort darlık ve aort yetmezlik durumlarının tespitinde daha belirleyici oldukları görülmüştür. İlinti boyutu hesabı üzerinde zaman gecikmesi değerlerinin etkisi incelenmiş ve zaman gecikmesinin ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonu ile belirlenen değerde seçilmesi durumunda ( $\tau_{KBF}$ ), hastalık durumlarının tespitini kolaylaştıracak daha etkili ve seçici sonuçlar elde edildiği görülmüştür. Ayrıca ilinti boyutu hesabının yüksek dereceli faz uzayında gerçekleştirilmesi, sonuçlar arasındaki belirleyiciliği arttırmıştır. Takens kestirimi, iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin darlık derecelerinin tespitinde istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar vermediğinden, aort kapakçığına ait Doppler işaretleri için kullanılmamıştır.

Literatürde, insan veya hayvanlara ait beyin, karotid, çevresel dolaşım gibi çeşitli damarlardaki kan akış işaretleri üzerinde yapılan çalışmalar olmakla birlikte [10, 20, 21, 26, 27, 33, 45], kardiyak Doppler işaretlerinin kaotik analiz yöntemleri ile değerlendirildiği birkaç çalışmaya rastlanmaktadır [119, 120]. Schulz ve ark. [119] domuzlardan aldıkları aortik akış, basınç ve sol karıncık basıncı işaretlerini, Barclay ve ark. [120] da, dokudaki kırmızı kan hücresi akışını, koroner akışı ve karıncık basıncını doğrusal olmayan analiz metotları ile değerlendirerek, bu işaretlerin kaotik olduklarını ortaya koymuşlardır.

Bu çalışmada hesaplanan kaotik nicelikler aort kapakçığına ait Doppler işaretlerinin kaotik olduğunu göstermekle birlikte, aort yetmezlik ve aort darlık hastalıklarında kan akışındaki kaotik davranışın, sağlıklı duruma göre arttığını ortaya koymuştur.

Aort yetmezlik ve darlık durumlarında kan akış dinamikleri, sağlıklı durumdan daha karmaşık bir yapıdadır ve bu da kan akışındaki türbülansın arttığını göstermektedir. Sonuçlar, May ve ark. [27] tarafından elde edilen sonuçlarla ve bu çalışmada değerlendirilen iç karotid atardamar Doppler işaretleri için elde edilen sonuçlarla örtüşmektedir.

Aort kapakçığına ait Doppler işaretleri için hesaplanan kaotik nicelikler üzerinde de, deneklerin kalp atım hızlarının etkisi araştırılmıştır. Kalp atım hızları sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik gruplarına ait denekler için sırasıyla  $94,5 \pm 17,5$ ,  $82,9 \pm 9,5$  ve  $93,8 \pm 18,3$  atım/dakika olarak tespit edilmiştir. Sağlıklı ile aort yetmezlik, aort darlık ile aort yetmezlik gruplarının kalp atım hızları istatistiksel anlamlı bir fark göstermemektedir ( $p > 0,05$ ). Fakat sağlıklı ile aort darlık grubunun kalp atım hızları arasında anlamlı istatistiksel bir fark görülmüştür ( $p < 0,05$ ). Bu çalışmada, gruplardaki deneklerin yaşları eşleşmektedir ( $p > 0,05$ ). Fakat sağlıklı grupta yer alan 5 denek 2 yaşından küçüktür ve bu deneklerin kalp atım hızlarının yüksek olması sebebiyle de sağlıklı grubun kalp atım hızı ortalaması, aort darlık grubundakinden istatistiksel olarak büyük çıkmıştır ( $p < 0,05$ ). Eğer bu 5 denek sağlıklı gruptan çıkartılacak olursa, bu grubun kalp atım hızı  $87 \pm 10,7$  atım/dakikaya düşmekte ve sağlıklı grupla aort darlık grubunun kalp atım hızları arasındaki anlamlı fark kaybolmaktadır ( $p > 0,05$ ). Bu 5 deneğin çıkarılmasından sonra sağlıklı gruba ait EBLÜ ve ilinti boyutu değerleri, aort darlık ve yetmezlik gruplarına ait olanlarla test edildiğinde ise aralarındaki anlamlı farkın korunduğu görülmüştür. Bu sonuçlar dikkate alındığında, hesaplanan kaotik niceliklerde, sağlıklı gruba göre aort darlık ve aort yetmezlik gruplarında elde edilen artışlar ve aort darlık ve aort yetmezlik grupları arasındaki farklılıklar, deneklerin yaş ya da kalp atım hızlarından değil, kan akışının, aort darlık ve aort yetmezlik durumlarında türbülansın şiddetinin artmasıyla artan karmaşık davranışından kaynaklanmaktadır.

İç karotid atardamar ve aort kapakçıktan sağlıklı ve hastalıklı durumlarda alınan Doppler işaretleri için elde edilen kaotik nicelikler genelde, hastalıklı durumlarda sağlıklılardan anlamlı derecede daha büyüktür. Her iki veri grubu için de yapılan

EBLÜ ve 15 boyutlu faz uzayında gerçekleştirilen ilinti boyutu analizlerine ait sonuçlar student-t testi uygulanarak karşılaştırılmıştır. Sağlıklı iç karotid atardamar grubuna ait EBLÜ ve ilinti boyutu değerleri, sağlıklı aort kapakçık grubuna ait olanlardan daha küçük elde edilmekle birlikte, sağlıklı iç karotid atardamar ve sağlıklı aort kapakçık gruplarının EBLÜ değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Ancak sağlıklı aort kapakçık grubunun ilinti boyutu değeri, sağlıklı iç karotid atardamar grubuna ait olandan anlamlı derecede büyüktür ( $p>0,05$ ). Bu sonuç, aort kapakçık kan akış dinamiklerinin, iç karotid atardamardakinden daha kaotik olduklarını göstermektedir. Bu durum, aort kapakçık kan akış hızının, iç karotid atardamardaki kan akış hızından fazla olması sebebiyle, kan akışında ortaya çıkan türbülans kaynaklanmıştır şeklinde yorumlanabilir. Bununla birlikte, iç karotid atardamar ve aort kapakçık veri gruplarında yer alan deneklerin yaşları çok farklı olduğundan, kaotik niceliklerdeki farklılıklar yaşa bağlı olarak da yorumlanabilir. Çünkü yaş arttıkça, kalp damar sisteminin kaotik davranışını azalttığını söyleyen çalışmalar yapılmıştır [20, 111, 112]. Hastalık durumları, her iki veri grubunda farklı olduğu için, aralarında bir karşılaştırma yapılmamıştır.

## 6. SONUÇ

Bu çalışmada, sağlıklı ve çeşitli derecelerde darlık bulunan iç karotid atardamar Doppler işaretleri ve sağlıklı, darlık ve yetmezlik bulunan aort kapakçığından alınan Doppler işaretleri kaotik analiz metotları ile değerlendirilmiştir. Kaotik analizler için, ortalama karşılıklı bilgi fonksiyonu, minimum yerleştirme boyutu, en büyük Lyapunov üsteli (EBLÜ), ilinti boyutu (Grassberger-Procaccia [81] algoritması), Takens kestirimi ve Renyi boyut spektrumu metotları kullanılmıştır. Bu metotlar, hastalıkların belirlenmesi açısından karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara istatistiksel student-t testi uygulanarak, sağlıklı ve hastalıklı durumlar arasında anlamlı istatistiksel farklar aranmıştır. Bu tür bir çalışma, iç karotid atardamar ve aort kapakçığına ait Doppler işaretleri için, literatürde daha önce yapılan çalışmalar arasında yer almamaktadır.

Sağlıklı, hafif, orta ve ciddi derecede daralmış iç karotid atardamar Doppler işaretleri üzerinde yapılan EBLÜ, Grassberger-Procaccia [81] algoritması ve Takens kestirimi ile yapılan ilinti boyutu ve Renyi boyut spektrumlarından elde edilen kapasite, bilgi ve ilinti boyutu analizlerinden elde edilen sonuçlar, kaotik niceliklerin sağlıklı grupta, darlık grubuna göre daha düşük olduğunu ve daralmanın derecesi arttıkça arttığını ortaya koymuştur. Bu analizlerden EBLÜ ve Grassberger-Procaccia [81] algoritması kullanılarak yapılan ilinti boyutu hesaplarının, iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin kaotik davranışın tespitinde ve daralma derecelerinin belirlenmesinde diğer metotlardan daha etkili olduğu görülmüştür. Yapılan student-t testi sonucunda, ilinti boyutu hesabında Grassberger-Procaccia [81] algoritmasının kullanılması, Takens kestirimi ve Renyi boyut spektrumu metotlarından daha belirleyici sonuçlar ortaya koymuştur. Sonuçlar iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin kaotik analizlerinin, sağlıklı ve daralma durumlarını belirlemede, daralma derecesinin tespitinde faydalı bir yöntem olduğunu ortaya koymuştur.

Kaotik nicelikler, sağlıklı durumda kaotik yapının varlığını ortaya çıkarmakla birlikte, daralma durumunda ve daralma derecesinin artışında, türbülansın artmasıyla

birlikte, kan akışının kaotik davranışının arttığını göstermektedir. EBLÜ değeri sistemin başlangıç şartlarına hassas bağlılığını, başka bir deyişle tahmin edilebilirliğini gösterir. EBLÜ değerini pozitif olması kaotik davranışı ifade eder ki iç karotid atardamar Doppler işaretleri için EBLÜ tüm durumlarda pozitiftir. Daralma durumunda EBLÜ değerindeki artış, sistemin tahmin edilebilirliğindeki azalmayı ifade eder. Yani daralma sebebiyle kan akışının türbülansa girmesi, kan akışının davranışını daha karmaşık bir duruma sokmuştur. Daralmanın derecesinin artmasıyla birlikte EBLÜ değerinin de artması, artan türbülansla beraber, kan akış dinamiklerinin daha kaotik bir davranış sergilediğini göstermektedir.

İlinti boyutu sistem karmaşıklığının bir ölçüsüdür ve sistemi yöneten bağımsız değişkenlerin sayısını ifade eder. İç karotid atardamar Doppler işaretleri için ilinti boyutu sağlıklı duruma göre, daralma durumunda ve daralmanın artmasıyla birlikte artış göstermiştir. Bu durum, kan akışının türbülansa girmesi yani daha karmaşık bir yapı göstermesi sebebiyle, kalp damar sisteminin kan akışını yöneten parametrelerinde bir artış olduğunu göstermektedir.

Aort kapakçığından sağlıklı, aort darlık ve aort yetmezlik durumlarında alınan Doppler işaretlerine kaotik analiz metotlarından, EBLÜ, ilinti boyutu (Grassberger-Procaccia [81] algoritması) ve Renyi boyut spektrumu analizleri uygulanmıştır. Aort kapakçığından alınan Doppler işaretlerine ait sonuçlara bakıldığında, sağlıklı aort kapakçık, aort darlık ve aort yetmezlik durumlarının hepsinde EBLÜ değeri pozitif olmakla birlikte, aort yetmezlik ve aort darlık durumunda gittikçe artmıştır ve aort darlık durumunda en büyüktür. İlinti boyutu hesaplarında da aort yetmezlik ve aort darlık için artış tespit edilmiştir. Sonuçlara uygulanan student-t testi neticesinde, EBLÜ ve Grassberger-Procaccia [81] algoritmasının kullanıldığı ilinti boyutu hesaplarının, Renyi boyut spektrumu hesabına göre aort kapakçığına ait Doppler işaretlerinin hastalık durumlarının belirlenmesinde daha etkili oldukları görülmüştür.

Aort kapakçığına ait Doppler işaretlerinin EBLÜ sonuçları, sistemin kaotik davranışının sağlıklı durumda en küçük olduğunu, aort yetmezlik ve aort darlık



durumlarında gittikçe arttığını göstermiştir. Bu durum, aort yetmezlik durumundaki türbülansın sağlıklıdan, aort darlık durumundaki türbülansın da yetmezlik durumundakinden daha büyük olduğunu göstermektedir. Aort kapakçığına ait Doppler işaretlerinin ilinti boyutu değerleri de EBLÜ ile benzer şekilde artmıştır. Yani aort yetmezlik ve aort darlık durumlarında, sistemin davranışını yöneten değişkenlerin sayısında, sistemin kaotik davranışının derecesinde, sağlıklı duruma göre artış vardır.

İç karotid atardamar ve aort kapakçığından alınan Doppler işaretleri için hesaplanan kaotik niceliklerde, hastalıklı durumlarda elde edilen artış, deneklerin yaş dağılımları dikkate alınarak, kalp atım hızları tespit edilerek ve bu konuda yapılmış olan diğer bilimsel çalışmalara ait sonuçlar da değerlendirilerek yorumlanmıştır. Tüm bunlar dikkatle incelendiğinde, hastalıklı damarlardaki kan akış işaretlerine ait kaotik niceliklerdeki artış üzerinde, denek yaşlarının ve deneklerin kalp atım hızlarının etkisi olmadığı görülmüştür. Hastalık durumlarında kaotik niceliklerdeki artış, kan akışındaki türbülansın sebep olduğu kan akış dinamiklerindeki karmaşıklıktan kaynaklanmaktadır ve türbülansın şiddetiyle orantılıdır.

Kalp damar sistemi ve kan akışının kaotik dinamiklere sahip olduğu çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir [10, 21-24, 26, 27]. Kaotik analizin klinik amaçlarla kullanılabilirliğini incelemek amacıyla, sağlıklı ve hastalıklı damarlara ait Doppler işaretlerinin kaotik analiz metotları ile değerlendirildiği bu çalışmada, tüm kaotik göstergeler hastalıklı durumda kan akış dinamiklerinin, sağlıklı duruma göre daha kaotik bir davranış sergilediklerini göstermektedir. Sonuçlar, kaotik analiz metotlarının iç karotid atardamar ve aort kapakçığına ait Doppler işaretlerinin değerlendirilmesinde ve hastalıklı durumlarının tespitinde etkili araçlar olduğunu göstermektedir. Kaotik analiz teknikleri, spektral analizleri kullanan mevcut tanı ve tedavi sistemlerinde, bu tekniklerle birlikte tanıyı güçlendirici olarak kullanılabilir yararlı sonuçlar üretmektedir.

## KAYNAKLAR

1. Strogatz, S.H., “Nonlinear Dynamics and Chaos with Application to Physics, Biology, Chemistry and Engineering”, *Perseus Books Publishing*, A.B.D., 1-9, 301- 448 (1994).
2. Williams, G.P., “Chaos Theory Tamed”, *Taylor & Francis Publisher*, London, 1-19, 209-242 (1997).
3. Baker, G.L., “Chaotic Dynamics an Introduction”, *Cambridge University Pres.*, Cambridge, 77-137 (1990).
4. Wagner, C.D., Persson, P.B., “Chaos in the cardiovascular system: an update”, *Cardiovascular Research*, 40(2): 257-264 (1998).
5. Akay, M., “Nonlinear Biomedical Signal Processing, Volume 2: Dynamic Analysis and Modelling”, *IEEE Press Series on Biomedical Engineering*, NewYork, 1-39, 92-129 (2000).
6. Yılmaz, D., Güler, N.F., “Kaotik zaman serisinin analizi üzerine bir araştırma”, *Gazi Üniversitesi, Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 21(4): 759-779 (2006).
7. West, B.J., Zhang, R., Sanders, A.W., Miniyar, S., Zuckerman, J.H., Levine, B.D., “Fractal fluctuations in cardiac time series”, *Physica A*, 270: 552-566 (1999).
8. Hagerman, I., Berglund, M., Lorin, M., Nowak, J., Sylvén C., “Chaos-related deterministic regulation of heart rate variability in time and frequency domains: effects of autonomic blockade and exercise”, *Cardiovascular Research*, 31(3): 410-418 (1996).
9. Poon, C-S., Merrill, C.K., “Decrease of cardiac chaos in congestive heart failure”, *Nature*, 389: 492-495 (1997).
10. Stefanovska, A., Bracic, M., “Reconstructing cardiovascular dynamics”, *Control Engineering Practice*, 7: 161-172 (1999).
11. Wang, Z., Li, Z., Wei, Y., Ning X., Lin, Y., “Lyapunov exponents for synchronous 12-lead ECG signals”, *Chinese Science Bulletin*, 47(21): 1845-1848 (2002).
12. Ahlstrom, C., Johansson, A., Hult, P., Ask, P., “Chaotic dynamics of respiratory sounds”, *Chaos, Solitons and Fractals*, 29: 1054-1062 (2006).

13. Yeragani, V.K., Radhakrishna, R.K.A., Ramakrishnan, K.R., Srinivasan, S.H., “Measures of LLE of heart rate in different frequency bands: a possible measure of relative vagal and sympathetic activity”, *Nonlinear Analysis: Real World Applications*, 5: 441-462 (2004).
14. Acharya, R. U., Kumar, A., Bhat, P.S., Lim, C.M., Iyengar, S.S., Kannathal, N., Krishnan, S.M., “Classification of cardiac abnormalities using heart rate signals”, *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42: 288-293 (2004).
15. Fell, J., Mann, K., Röschke, J., Gopinathan, M.S., “Nonlinear analysis of continuous ECG during sleep I. Reconstruction”, *Biological Cybernetics*, 82(6): 477-483 (2000).
16. Fell, J., Mann, K., Röschke, J., Gopinathan, M.S., “Nonlinear analysis of continuous ECG during sleep II. Dynamical measures”, *Biological Cybernetics*, 82(6): 485-491 (2000).
17. Yoshikawa, Y., Yasuda, Y., “Non-linear dynamics in heart rate variability in different generations”, *Bulletin of Toyohashi College*, 7: 63-78 (2003).
18. Carvajal, R., Wessel, N., Vallverdu, M., Caminal, P., Voss, A., “Correlation dimension analysis of heart rate variability in patients with dilated cardiomyopathy”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 78: 133-140 (2005).
19. Radhakrishna, K.A.R., Yeragani, V.K., “Decreased chaos and increased nonlinearity of heart rate time series in patients with panic disorder”, *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 88: 99-108 (2001).
20. Keunen, R.W.M., Vliegen, J.H.R., Stam, C.J., Tavy, D.L.J., “Nonlinear transcranial Doppler analysis demonstrates age-related changes of cerebral hemodynamics”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, 22: 383-390 (1996).
21. Bracic, M., Stefanovska, A., “Nonlinear dynamics of the blood flow studied by Lyapunov exponents”, *Bulletin of Mathematical Biology*, 60: 417-433 (1998).
22. Cohen, M.E., Hudson, D.L., Anderson, M.F., Vazquez C., “Blood flow data exhibit chaotic properties”, *Int. J. Microcomputer Applications*, 12(3): 82-87 (1994).
23. Yip, K.P., Holstein-Rathlou, N.H., Marsh, D.J., “Chaos in blood flow control in genetic and renovascular hypertensive rats”, *Am. J. Physiol. Soc.*, 261: F400-F408 (1991).

24. Carolan-Ress, G., Tweddel, A.C., Naka, K.K., Griffith, T.M., "Fractal dimension of laser Doppler flowmetry time series", *Medical Engineering and Physics*, 24: 71-76 (2002).
25. Tsuda, I., Thara, T., Iwanaga, H., "Chaotic pulsation in human capillary vessels and its dependence on mental and physical conditions", *Int.J. Bifurc. Chaos*, 2: 313-324 (1992).
26. May, P., Gerbault, O., Arrouvel, C., Revol, M., Servant, J.M., Vicaut, E., "Nonlinear analysis of arterial oscillated flow in experimental stenosis and microsurgical anastomosis", *J. Surgical Research*, 99: 53-60 (2001).
27. May, P., Arrouvel, C., Revol, M., Servant, J.M., Vicaut, E., "Detection of hemodynamic turbulence in experimental stenosis: An in vivo study in the rat carotid artery", *J. Vascular Research*, 39: 21-29 (2002).
28. Tortoli, P., Manes, G., Atzeni, C., "Velocity profile reconstruction using ultrafast spectral analysis of Doppler ultrasound", *IEEE Trans. Ultrason Ferroelec Freq. Contr.*, 43(4): 654-659 (1996).
29. Sigel, B., "A brief history of Doppler ultrasound in the diagnosis of peripheral vascular disease", *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24: 169-76 (1998).
30. Übeyli, E.D., Güler, İ., "Spectral analysis of internal carotid arterial Doppler signals using FFT, AR, MA and ARMA methods", *Computers in Biology and Medicine*, 34(4): 293-306 (2004).
31. Arbeille, P., Berson, M., Achaibou, F., Bodard, S., Locatelli, A., "Vascular resistance quantification in high flow resistance areas using the Doppler method", *Ultrasound in Medicine and Biology*, 21(3): 321-328 (1995).
32. Papadimitriou, S., Bezerianos, A., "Nonlinear analysis of the performance and reliability of wavelet singularith detection based denoising for Doppler ultrasound fetal heart rate signals", *Int. J. Medical Informatics*, 53: 43-60 (1999).
33. Güler, İ., Übeyli, E.D., "Detecting variability of internal carotid arterial Doppler signals by Lyapunov exponents", *Medical Engineering and Physics*, 26(9): 763-771 (2004).
34. Hoskins, P.R., McDiken, E.N., Allan, P.L., "Haemodynamics and blood flow", Editör: Allan P.L., Dubbins, P.A., Pozniak, M.A., McDiken, E.N., *Clinical Doppler Ultrasound*, Churchill Livingstone, London, 27-38 (2000).
35. Ku, D.N., "Blood flow in arteries", *Annual Review of Fluid Mech.*, 29:399-434 (1997).

36. Ohyama, M., Mizushige, K., Ohyahama, H., Takahashi, T., Hosomi, N., Ichihara, S-I, Kohno, M., “Carotid turbulent flow observed by convergent color Doppler flowmetry in silent cerebral infarction”, *The Int. Journal of Cardiovascular Imaging*, 18: 119-124 (2002).
37. Ruelle, D., Takens, F., “On the nature of turbulence”, *Communications in Mathematical Physics*, 20: 167-92 and 23: 343-44 (1971).
38. Small, M., Yu, D., Simonotto, J., Harrison, R.G., Grubb, N., Fox, K.A.A., “Uncovering non-linear structure in human ECG recordings”, *Chaos, Solitons and Fractals*, 13(8):1755-1762 (2002).
39. Yu, D., Small M., Harrison, R.G., Robertson, C., Clegg, G., Holzer, M., Sterz, F., “Measuring temporal complexity of ventricular fibrillation”, *Physics Letters A*, 265: 68-75 (2000).
40. Keshavan, M.S., Cashmere, J.D., Miewald, J., Yeragani, V.K., “Decreased nonlinear complexity and chaos during sleep in first episode schizophrenia: a preliminary report”, *Schizophrenia Research*, 71: 263-272 (2004).
41. Ferri, R., Salvatore, P., Nobili, L., Billiard M., Ferrillo F., “Correlation dimension of EEG slow-wave activity during sleep in narcoleptic patients under bed rest conditions”, *Int. J. Psychophysiology*, 34: 37-43 (1999).
42. Pascolo, P.B., Marini, A., Carniel R., Barazza, F., “Posture as a chaotic system and an application to the Parkinson’s disease”, *Chaos, Solitons and Fractals*, 24(5): 1343-1346 (2005).
43. Radhakrishna, K.A.R., Yeragani, V.K., “Decreased chaos and increased nonlinearity of heart rate time series in patients with panic disorder”, *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 88: 99-108 (2001).
44. Güler, N.F., Übeyli, E.D., Güler, İ., “Recurrent neural networks employing Lyapunov exponents for EEG signals classification”, *Expert System with Applications*, 29: 506-514 (2005).
45. Öztürk A., Arslan, A., “Classification of transcranial Doppler signals using their chaotic invariant measures”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 86(2): 171-180 (2007).
46. Haykin, S., Li, X.B., “Detection of signals in chaos”, *Proceedings of the IEEE*, 83(1): 95-122 (1995).
47. Abarbanel, H.D.I., Brown R., Sidorowich J.J., Tsimring L.S., “The analysis of observed chaotic data in physical systems”, *Reviews of Modern Physics*, 65(4):1331-1392 (1993).

48. Yamamoto, Y., "Detection of chaos and fractals from experimental time series", *Modern Techniques in Neuroscience Research*, Editor: Windhorst, U., Johansson, H., **Springer-Verlag**, New York, 669-687 (1999).
49. Takens, F., "Detecting strange attractors in turbulence", *Lecture Notes in Mathematics*, 898: 366-381 (1981).
50. Sauer, T., Yorke, Y., Casdagli, M., "Embedology", *J. Statistical Physics*, 65: 579-616 (1991).
51. Parlitz, U., "Nonlinear time series analysis", *Nonlinear Modelling – Advanced Black-Box Techniques*, Editor: Suykens, J.A.K., Vandewalle, J., **Kluwer Academic Publishers**, Boston, 209-239 (1998).
52. Broomhead, D.S., Huke, J.P., Muldoon, M.R., "Linear filters and nonlinear systems", *J. Royal Statistical Society*, B54: 373-382 (1992).
53. Zhang, Y., Cardoso, J.C., Wang, Y., Fish, P.J., Carlos, A.C., Wang, W., "Time-scale removal of "Wall Thump" in Doppler ultrasound signals", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, 51(9): 1187-1192 (2004).
54. Zhang, Y., Wang, Y., Wang, W., Liu, B., "Doppler ultrasound signal denoising based on wavelet frames", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, 48(3): 709-716 (2001).
55. Kostelich, E.J., Schreiber T., "Noise reduction in chaotic time-series data: a survey of common methods", *Physical Review E*, 48(2): 1752-1763 (1993).
56. Bröcker, J., Parlitz, U., Ogorzalek, M., "Nonlinear noise reduction", *Proceeding of the IEEE*, 90(5): 898-918 (2002).
57. Packard, N.H., Crutchfield, J.P., Farmer, J.D., Shaw, R.S., "Geometry from time series", *Physical Review Letters*, 45: 712-716 (1980).
58. Sproot, J.C., "Chaos and Time Series Analysis", **Oxford University Press**, New York, 72-99 (2003).
59. Fraser, A.M., Swinney, H.L., "Independent coordinates for strange attractors from mutual information", *Physical Review A*, 33: 1134 (1986).
60. Broomhead, D.S., King, G.P., "Extracting qualitative dynamics from experimental data", *Physica D*, 20(2): 217-236 (1986).
61. Kaplan, D.T., Glass, L., "Direct test for determinism in a time series", *Physical Review Letters*, 68: 427-430 (1992).

62. Kennel, M.B., Brown R., Abarbanel H.D.I., "Determining embedding Dimension for phase-space reconstruction using a geometrical construction", *Physical Review A*, 45: 3403-3411 (1992).
63. Cao, L., "Practical method for determining the minimum embedding dimension of a scalar time series", *Physica D*, 110(1): 43-50 (1997).
64. Abarbanel, H.D.I., Brown, R., Kennel M.B., "Lyapunov exponents in chaotic systems: Their importance and their evaluation using observed data", *Int. J. Modern Physics B*, B5(9): 1347-1375 (1991).
65. Wolf, A., Swift, J.B., Swinney, H.L., Vastano, J.A., "Determining Lyapunov exponents from a time series", *Physica D*, 16(3): 285-317 (1985).
66. Eckmann, J.P., Kamphorst, S.O., Ruelle, D., Ciliberto, S., "Lyapunov exponents from time series", *Physical Review A*, 34: 4971-4979 (1986).
67. Gençay, R., Dechert, W.D., "An algorithm for the n Lyapunov exponents from noisy chaotic time series", *Physica D*, 59: 142-157 (1992).
68. Briggs K., "An improved method for estimating Liapunov exponents of chaotic time series", *Physics Letters A*, 151: 27-32 (1990).
69. Oiwa, N.N., Fiedler-Ferrara N., "A fast algorithm for estimating Lyapunov exponents from time series", *Physics Letters A*, 246: 117-121 (1998).
70. Sano, M., Sawada, Y., "Measurement of the Lyapunov spectrum from a chaotic time series", *Physical Review Letters*, 55: 1082-1085 (1985).
71. Rosenstein, M.T., Collins, J.J., De Luca C. J., "A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets", *Physica D*, 65: 117-134 (1993).
72. Sato, S., Sano, M., Sawada, Y., "Practical methods of measuring the generalized dimension and largest Lyapunov exponent in high dimensional chaotic systems", *Progress Theoretical Physics*, 77(1): 1-5 (1987).
73. Kantz, H., "A robust method to estimate the maximal Lyapunov exponent of a time series", *Physics Letters A*, 185: 77-87 (1994).
74. Gençay, R., Dechert, d., "The identification of spurious Lyapunov exponents in Jacobian algorithms", *Studies in Nonlinear Dynamics and Econometrics*, 1: 145-154 (1996).

75. Eckmann, J.P., Ruelle, D., "Fundamental limitations for estimating dimension and Lyapunov exponents in dynamical systems", *Physica D*, 56: 185-187 (1992).
76. Casaleggio, A., Braiotto, S., "Estimation of Lyapunov exponents of ECG time series- The influence of parameters", *Chaos, Solitons and Fractals*, 8(10): 1591-1599 (1997).
77. Fell J., P.E. Beckmann, "Resonance-like phenomena in Lyapunov calculations from data reconstructed by the time-delay method", *Physics Letters A*, 90: 172-176 (1994).
78. Hentschel, H.G.E., Procaccia, I., "The infinite number of generalized dimensions of fractals and strange attractors", *Physica D*, 8: 435-444 (1983).
79. Hilborn, R.C., "Chaos and Nonlinear Dynamics", *Oxford University Press*, New York, 367-462 (1994).
80. Glass, L., Kaplan, D. T., "Time series analysis of complex dynamics in physiology and medicine", *Medical Progress through Technology*, 19: 115-28 (1993).
81. Grassberger, P., Procaccia, I., "Measuring the strangeness of strange attractors" *Physica D*, 9: 189-208 (1983).
82. Ding, M., Grebogi, C., Ott, E., Sauer, T., Yorke, J.A., "Estimating correlation dimension from chaotic time series: When does plateau onset occur", *Physica D*, 69: 404-424 (1993).
83. Theiler, J., "Spurious dimension from correlation algorithms applied to limited time series data", *Physical Review A*, 34: 2427-2432 (1986).
84. Theiler, J., "Estimating fractal dimension", *J. Optical Society of America A*, 7: 1055-1073 (1990).
85. Spiegel, M.R., "İstatistik", Çeviri Editörü, *Bilim Teknik Yayınevi*, 60-280 (1995).
86. Evans, D.H., McDicken, E.N., Skidmore, R., Woodcock, J.P., "Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Clinical Applications", *Chichester: Wiley*, 1-203 (1989).
87. Sigel, B., "A brief history of Doppler ultrasound in the diagnosis of peripheral vascular disease", *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24(2): 169-176 (1998).



88. Hatle, L., Angelsen, B., "Doppler Ultrasound in Cardiology Physical Principles and Clinical Applications", *Lea & Febiger Publisher*, Philadelphia, 1-56, 76-130, (1982).
89. Hoeks, A.G.P., Vorst, J.J.W., Dabekaussen, A., Brands, P.J., Reneman, R.S., "An efficient algorithm to remove low frequency Doppler signals in digital Doppler systems", *Ultrasound Imaging*, 13: 135-144 (1991).
90. Tao, Q., Wang, Y-Y, Wang, W.Q., "A new method for Doppler clutter rejection based on irregular sampling and iterative spline reconstruction", *IEEE Signal Processing Letters*, 11(9): 764-767 (2004).
91. Lang, M., Guo, H., Odegard, J.E., Burrus, C.S., Wells, R.O., "Noise reduction using an undecimated discrete wavelet transform", *IEEE Signal Processing Letters*, 3(1): 10-12 (1996).
92. Misiti, M., Misiti, Y., Oppenheim, G., Poggi, J.M., "Wavelet Toolbox: For Use with MATLAB", *The MathWorks Inc.*, Natick, MA (1996).
93. Donoho, L.D., "De-Noising by soft-thresholding", *IEEE Transactions on Information Theory*, 41(3): 613-627 (1995).
94. Messer, S.R., Agzarian, J., Abbott, D., "Optimal wavelet denoising for phonocardiograms", *Microelectronics Journal*, 32: 931-941 (2001).
95. Wang, S.Y., Liu, X., Yianni, J., Aziz, T.Z., Stein, J.F., "Extracting burst and tonic components from surface Electromyograms in dystonia using adaptive wavelet shrinkage", *J. Neuroscience Methods*, 139: 177-184 (2004).
96. Lazaro, L.C., San Emeterio, J.L., Ramos, A., Fernandez-Marron, J.L., "Influence of thresholding procedures in ultrasonic grain noise reduction using wavelets", *Ultrasonics*, 40: 263-267 (2002).
97. Daubechies, I., "The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis", *IEEE Transactions on Information Theory*, 36(5): 961-1005 (1990).
98. Yılmaz, D., Güler, N.F., Musapaşaoğlu, H., Kırbaş, İ., "Karotid atardamar Doppler işaretleri üzerinde en büyük Lyapunov üsteli ve ilinti boyutu hesabı", *J. İstanbul Kültür Üniversitesi Güncesi Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 4(2): 61-72 (2006).
99. Yılmaz, D., Güler, N.F., Musapaşaoğlu, H., Kırbaş, İ., "Sağlıklı ve daralmış karotid atardamar Doppler işaretlerinin ilinti boyutu analizi", *IEEE 14th Signal Processing and Communications Applications Conference*, Antalya, (2006).

100. Yılmaz, D., Güler, N.F., Musapaşaoğlu, H., Kırbaş, İ., “Karotid atardamar Doppler işaretlerinin ilinti boyutu hesabında zaman gecikmesinin etkisi”, **14. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı**, İstanbul, (2006).
101. Yılmaz, D., Musapaşaoğlu, H., Kırbaş, İ., Güler, N.F., “Genelleştirilmiş boyut spektrumu hesabının karotid atardamar Doppler işaretlerine uygulanması”, **URSI Türkiye 2006 3. Bilimsel Kongresi**, Ankara, 604-606 (2006).
102. Yılmaz, D., Tokel, N.K., Güler, N.F., “Aort darlığının Lyapunov üsteli hesabı ile değerlendirilmesi”, **15. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı**, İstanbul, 50-54 (2007).
103. Merkwirth, C., Partliz, U., Lauterborn, W., “TSTOOL-A software package for nonlinear time series analysis”, **Proc. Int. Workshop on Advanced Black-Box Techniques for Nonlinear Modelling**, Katholieke Universiteit, Leuven, Belgium, 144-146 (1998).
104. Schoen, F.J., Cotran, R.S., “Blood Vessel Pathologic Basis of Disease”, 6. Ed., **W.B. Saunders Comp. Press**, Philadelphia, 493-542 (1999).
105. Joakimsen, O., Bonna, K.H., Mathiesen E.B., Stensland-Bugge, E., Arnesen, E., “Prediction of mortality by ultrasound screening of a general population for carotid stenosis: the tromso study”, **Stroke**, 31: 1871-1876 (2000).
106. Orlandi, G., Parenti, G., Bertolucci, A., “Silent cerebral microembolism in asymptotic and symptotic carotid artery stenoses of flow and high degree”, **Eur. Neurol.**, 38: 39-43 (1997).
107. Göksan, B., Erkol, G., Bozluolcay, M., İnce, B., “Diabetes as a determinat of high-grade carotid artery stenosis: Evaluation of 1,058 cases by Doppler sonography”, **J. Stroke and Cerebvascular Diseases**, 10(6): 252-256 (2001).
108. Siebler, M., Nachtmann A., Sitzler, M., Rose, G., Kleinschmidt, A., Rademacher, J., Steinmetz, H., “Cerebral microembolism and the risk of ischemia asymptotic high-grade internal carotid artery stenosis”, **Stroke**, 26: 2184-2186 (1995).
109. Smith, L., “Intrinsic limits on dimension calculations”, **Physics Letters A**, 133: 283-288 (1988).
110. Parthimos, D., Osterloh, K., Pires, A.R., Griffith, T.M., “Deterministic nonlinear characteristics of in vivo blood flow velocity and arteriolar diameter fluctuations”, **Physics in Medicine and Biology**, 49: 1789-1802 (2004).
111. Kaplan, D.T., Furman, M.I., Pincus, S.M., Ryan, S.M., Lipsitz, L.A., “Aging and the complexity of cardiovascular dynamics”, **Biophysical J.**, 59: 945-949 (1991).

112. Acharya, R.U., Kannathal, N., Sing, O.W., Ping, L.Y., Chua, T., "Heart rate analysis in normal subjects of various age groups", *Biomedical Engineering Online*, 3: 24 (2004).
113. Dirgenali, F., Kara, S., "Recognition of early phase of atherosclerosis using principles component analysis and artificial neural networks from carotid artery Doppler signals", *Expert Systems with Applications*, 31: 643-651 (2006).
114. Özbay, Y., Ceylan, M., "Effects of window types on classification of carotid artery Doppler signals in the early phase of atherosclerosis using complex-valued artificial neural network", *Computers in Biology and Medicine*, 37: 287-295 (2007).
115. Gjørtsson P., Caidahl K., Svensson G., Wallentin I., Bech-Hanssen O., "Important pressure recovery in patients with aortic stenosis and high Doppler gradients", *Am. J. Cardiology*, 88: 139-144 (2001).
116. Pires M.D., Salemi, M.C., Cestari I.A., Picard M.H., Leirner A.A., Mady C., Cestari I.N., "Noninvasive assessment of hemodynamic parameters in experimental stenosis of the ascending aorta", *Artificial Organs*, 27(8): 695-700 (2003).
117. Isaaq K., Bruntz J.F., Da Costa A., Winninger D., Cerisier A., Chillou C., Sadoul N., Lamaud M., Ethevenot G., Aliot E., "Noninvasive quantitation of blood flow turbulence in patients with aortic valve disease using online digital computer analysis of Doppler velocity data", *J. Am. Soc. of Echocardiography*, 16(9): 965-974 (2003).
118. Güler İ., Hardalaç F., Barışçı N., "Application of FFT analyzed cardiac Doppler signals to fuzzy algorithm", *Computers in Biology and Medicine*, 32: 453-444 (2002).
119. Schulz, S., Bauernschmitt, R., Schwarzhaupt, A., Vahl, C.F., Kiencke, U., "Nonlinear dynamic analysis of hemodynamic signals for identifying transitions between ventriculoarterial coupling states", *Computers in Cardiology*, 26: 507-510 (1999).
120. Barclay, K.D., Klassen G.A., Young, C., "A method for detecting chaos in canine myocardial microcirculatory red cell flux", *Microcirculation*, 7: 335-346 (2000).

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : YILMAZ, Derya  
 Uyuğu : T.C.  
 Doğum tarihi ve yeri : 29.10.1974 Erbaa  
 Medeni hali : Evli  
 Telefon : 0 (312) 234 10 10  
 Faks : 0 (312) 234 10 51  
 e-mail : [derya@baskent.edu.tr](mailto:derya@baskent.edu.tr).

### Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi /Elktr.-Bil. Eğitimi	1999
Lisans	Gazi Üniversitesi/ Elktr.-Bil. Eğitimi	1995
Lise	Yenimahalle Teknik Lisesi	1991

### İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
1995-1997	Bayındır End. Mes. Lis. (İzmir)	Teknik Öğretmen
1997-	Başkent Üniversitesi, T.B.M.Y.O.	Öğretim Görevlisi
2005-	Başkent Üniversitesi, T.B.M.Y.O.	Müdür Yardımcısı

### Yabancı Dil

İngilizce (71.25 - ÜDS Ekim 2006)

### Yayımlar

1. **Yılmaz, D.**, Güler, N.F., “Kaotik zaman serisinin analizi üzerine bir araştırma”, *Gazi Üniversitesi, Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 21(4): 759-779 (2006). (Engineering Indeks)
2. **Yılmaz, D.**, Güler, N.F., Musapaşaoğlu, H., Kırbaş, İ., “Karotid atardamar Doppler işaretleri üzerinde en büyük Lyapunov üsteli ve ilinti boyutu hesabı”, *J. İstanbul Kültür Üniversitesi Güncesi, Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 4(2): 61-72 (2006).

3. **Yılmaz, D.**, Güler, N.F., Musapaşaoğlu, H., Kırbaş, İ., “Sağlıklı ve daralmış karotid atardamar Doppler işaretlerinin ilinti boyutu analizi”, *IEEE 14th Signal Processing and Communications Applications Conference*, Nisan 2006, Antalya. (IEEE Expanded Index)
4. **Yılmaz, D.**, Güler, N.F. , Musapaşaoğlu, H., Kırbaş, İ., “Karotid atardamar Doppler işaretlerinin ilinti boyutu hesabında zaman gecikmesinin etkisi”, *14. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı*, Mayıs 2006, İstanbul.
5. **Yılmaz, D.**, Musapaşaoğlu, H., Kırbaş, İ., Güler, N.F., “Genelleştirilmiş boyut spektrumu hesabının karotid atardamar Doppler işaretlerine uygulanması”, *URSI Türkiye 2006 3. Bilimsel Kongresi*, Kongre bildiriler kitabı, 604-606, Eylül 2006, Ankara.
6. **Yılmaz, D.**, Tokel, N.K., Güler, N.F., “Aort darlığının Lyapunov üsteli hesabı ile değerlendirilmesi”, *15. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı*, Bildiri Kitabı, 50-54, Mayıs 2007, İstanbul.
7. **Yılmaz, D.**, Güler, N.F., “Analysis of the Doppler signals using largest Lyapunov exponent and correlation dimension in healthy and stenosed internal carotid artery patients”, *Digital Signal Processing* dergisine gönderilmiştir.
8. **Yılmaz, D.**, Güler, N.F., Tokel, N.K., “Chaotic analysis of aortic Doppler signals in children with stenosis and insufficiency by largest Lyapunov exponent”, *Annals of Biomedical Engineering* dergisine gönderilmiştir.
9. **Yılmaz, D.**, Güler, N.F., “Correlation dimension of Doppler signals in children with aortic valve disorders”, *Computers in Biology and Medicine* dergisine gönderilmiştir.