



**T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



## **DOKTORA TEZİ**

### **SİSTEMİK ARTERİYEL BASINCIN LYAPUNOV ÜSTELLERİ İLE İNCELENMESİ**

**Yılmaz AĞBULUT**

**Fizik Anabilim Dalı**

**Yüksek Enerji ve Plazma Fiziği Programı**

**DANIŞMAN  
Yrd. Doç. Dr. Zeynep ÇİÇEK ÖNEM**

**II. DANIŞMAN  
Prof. Dr. Kamil Gediz AKDENİZ**

**Kasım, 2016**

**İSTANBUL**

Bu çalışma 16.11.2016 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizik Anabilim Dalı Yüksek Enerji ve Plazma Fiziğı Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

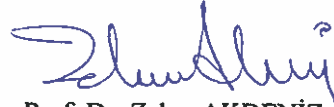
**Tez Jürisi:**



Yrd. Doç. Dr. Zeynep ÇİÇEK ÖNEM(Danışman)  
İstanbul Üniversitesi  
Fen Fakültesi



Prof. Dr. Hasan TATLIPINAR  
Yıldız Teknik Üniversitesi  
Fen Edebiyat Fakültesi



Prof. Dr. Zehra AKDENİZ  
Piri Reis Üniversitesi  
Fen Edebiyat Fakültesi



Prof. Dr. Haşim MUTUŞ  
İstanbul Üniversitesi  
Fen Fakültesi



Doç. Dr. Nevin KALKAN  
İstanbul Üniversitesi  
Fen Fakültesi



20.04.2016 tarihli resmi gazetede yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, İstanbul Üniversitesi'nin abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yürütücü Sekreterliğinin 41357 numaralı projesi ile desteklenmiştir.

## ÖNSÖZ

Tüm lisans ve lisansüstü öğrenimim boyunca ve tez çalışmalarımda desteğini, ilgisini ve sabrını esirgemeyen, saygıdeğer hocam Prof. Dr. K. Gediz AKDENİZ'e minnettarlığımı sunar, verdiği cesaret ve hakkını ödeyemeyeceğim çok değerli katkıları için teşekkür ederim.

Lisansüstü öğrenimim ve doktora tez çalışmalarım sırasında verdiği destek ve yardımlarından dolayı sevgili hocam ve I. Danışmanın Yard. Doç. Dr. Zeynep ÇİÇEK ÖNEM'e en içten dileklerimle teşekkür ederim.

Doktora çalışmalarım sırasında değerli katkılarını ve işbirliğini her zaman benimle paylaşan değerli bilim insanı Doç Dr. Uğur AKSU'ya göstermiş olduğu dostluk ve sabrından dolayı teşekkürlerimi borç bilirim.

Sevgili eşim Didem KOJUK AĞBULUT'a verdiği cesaret ve göstermiş olduğu sabır ve inançtan dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Kasım 2016

Yılmaz AĞBULUT

# İÇİNDEKİLER

Sayfa No

|                                                        |     |
|--------------------------------------------------------|-----|
| ÖNSÖZ.....                                             | i   |
| İÇİNDEKİLER .....                                      | ii  |
| ŞEKİL LİSTESİ.....                                     | iv  |
| TABLO LİSTESİ .....                                    | ix  |
| SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ .....                        | x   |
| ÖZET.....                                              | xi  |
| SUMMARY .....                                          | xii |
| 1. GİRİŞ.....                                          | 1   |
| 2. GENEL KISIMLAR .....                                | 7   |
| 2.1 DİNAMİK SİSTEMLER.....                             | 7   |
| 2.1.1 Kesikli ve Sürekli Dinamik Sistemler.....        | 8   |
| 2.1.2 Otonom ve Otonom Olmayan Sistemler .....         | 9   |
| 2.1.3 Doğrusal Sistemler .....                         | 10  |
| 2.2 DOĞRUSAL OLMAYAN SİSTEMLER VE KAOS .....           | 11  |
| 2.2.1 Kaos .....                                       | 11  |
| 2.2.2 Faz Uzayı ve Çekiciler .....                     | 16  |
| 2.2.3 Lyapunov Üstelleri.....                          | 21  |
| 2.3 FİZYOLOJİK SİSTEMLER VE KAOS .....                 | 23  |
| 3. MALZEME VE YÖNTEM .....                             | 26  |
| 3.1 DOĞRUSAL OLMAYAN ZAMAN SERİSİ ANALİZİ .....        | 26  |
| 3.1.1 Faz Uzayının Yeniden Yapılandırılması.....       | 26  |
| 3.1.2 Gecikme Zamanı ( $\tau$ ) ve seçimi .....        | 28  |
| 3.1.2.1 Otokorelasyon Fonksiyonu.....                  | 28  |
| 3.1.2.2 Karşılıklı Bilgi Fonksiyonu .....              | 29  |
| 3.1.3 Yerleştirme Boyutu ( $d_E$ ).....                | 30  |
| 3.1.3.1 En Yakın Yanlış Komşuluklar Metodu .....       | 32  |
| 3.1.4 Lyapunov Üstellerinin Hesaplanması .....         | 34  |
| 3.1.4.1 En Büyük Lyapunov Üstelinin Hesaplanması ..... | 35  |

|                                                                                               |           |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 3.2 ARTERİYEL KAN BASINCI SİNYALİ .....                                                       | 37        |
| 3.2.1 Arteriyel Kan Basıncını Meydana Getiren Faktörler .....                                 | 38        |
| 3.4.2 Sıçanlarda Arteriyel Kan Basıncının Kayıt Edilmesi .....                                | 40        |
| <b>4. BULGULAR .....</b>                                                                      | <b>42</b> |
| 4.1 SİSTEMİK ARTERİYEL BASINCIN ÖLÇÜMÜ .....                                                  | 42        |
| 4.2 SİSTEMİK ARTERİYEL BASINÇ SİNYALLERİNİN FAZ UZAYLARININ<br>YENİDEN YAPILANDIRILMASI.....  | 49        |
| 4.3 SİSTEMİK ARTERİYEL BASINÇ SİNYALLERİNİN EN BÜYÜK<br>LYAPUNOV ÜSTELLERİNİN BULUNMASI ..... | 67        |
| <b>5. TARTIŞMA VE SONUÇ .....</b>                                                             | <b>79</b> |
| <b>KAYNAKLAR .....</b>                                                                        | <b>82</b> |
| <b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>                                                                          | <b>86</b> |

## ŞEKİL LİSTESİ

|                                                                                                                | Sayfa No |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------|
| Şekil 2.1: $Ft + 1 = 3 + k.Ft$ Fonksiyonu.....                                                                 | 8        |
| Şekil 2.2: $dFdt = k.F$ Sürekli dinamik modeli için sistemin yörüngesi. ....                                   | 9        |
| Şekil 2.3: Başlangıç durumları birbirine çok yakın iki hava tahmini sonuçları. ....                            | 14       |
| Şekil 2.4: Sürtünmesiz(solda) ve sürtünmeli(sağda) ortamlardaki basit sarkaçların çekicileri. ....             | 17       |
| Şekil 2.5: Torus Çekicisi. ....                                                                                | 18       |
| Şekil 2.6: Lorenz Çekicisi bulunan ilk tuhaf çekicidir. ....                                                   | 20       |
| Şekil 2.7: Rössler Çekicisi.....                                                                               | 21       |
| Şekil 3.1: $X(t)$ zaman serisini kullanarak faz uzayının yeniden kurulması [28]. ...                           | 28       |
| Şekil 3.2: a) A ve C'nin en yakın doğru komşulukları, b) A, B ve C'nin en yakın yanlış komşulukları [49]. .... | 32       |
| Şekil 3.3: Lyapunov Üstelinin hesaplanması.....                                                                | 34       |
| Şekil 3.4: İnsanda arteriyel kan basıncı [51]. ....                                                            | 37       |
| Şekil 3.5: Sıçanlarda kan basıncının kayıt edilmesi. ....                                                      | 41       |
| Şekil 4.1: Sağ Karotid Arter ve Albino Wistar.....                                                             | 43       |
| Şekil 4.2: Kontrol grubuna ait bir denekten alınan kan basıncı sinyalinin tamamı.....                          | 44       |
| Şekil 4.3: Kontrol grubuna ait bir denekten alınan kan basıncı sinyalinin görünümü. ....                       | 44       |
| Şekil 4.4: Kontrol grubuna ait bir denekten alınan kan basıncı sinyalinin yakından görünümü. ....              | 44       |
| Şekil 4.5: Hemoraji grubuna ait bir denekten alınan kan basıncı sinyalinin tamamı.....                         | 45       |
| Şekil 4.6: Sepsis grubuna ait bir denekten alınan kan basıncı sinyalinin tamamı. ....                          | 45       |

|                                                                                                                                                  |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 4.7:</b> Analiz yapılan bölgelerde MAP değerindeki değişim. ....                                                                        | 48 |
| <b>Şekil 4.8:</b> Analiz yapılan bölgelerde HR değerindeki değişim.....                                                                          | 48 |
| <b>Şekil 4.9:</b> $\tau \cong 45$ ; MIF metodu ile Kontrol Grubu 1. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.....   | 50 |
| <b>Şekil 4.10:</b> $m = 4$ ; FNN metodu ile Kontrol Grubu 1. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....      | 50 |
| <b>Şekil 4.11:</b> $\tau \cong 45$ ; MIF metodu ile Kontrol Grubu 2. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.....  | 51 |
| <b>Şekil 4.12:</b> $m = 4$ ; FNN metodu ile Kontrol Grubu 2. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....      | 51 |
| <b>Şekil 4.13:</b> $\tau \cong 65$ ; MIF metodu ile Kontrol Grubu 3. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.....  | 52 |
| <b>Şekil 4.14:</b> $m = 4$ ; FNN metodu ile Kontrol Grubu 3. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....      | 52 |
| <b>Şekil 4.15:</b> $\tau \cong 64$ ; MIF metodu ile Kontrol Grubu 4. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.....  | 53 |
| <b>Şekil 4.16:</b> $m = 4$ ; FNN metodu ile Kontrol Grubu 4. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....      | 53 |
| <b>Şekil 4.17:</b> $\tau \cong 51$ ; MIF metodu ile Kontrol Grubu 5. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.....  | 54 |
| <b>Şekil 4.18:</b> $m = 4$ ; FNN metodu ile Kontrol Grubu 5. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....      | 54 |
| <b>Şekil 4.19:</b> $\tau \cong 54$ ; MIF metodu ile Kontrol Grubu 6. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.....  | 55 |
| <b>Şekil 4.20:</b> $m = 4$ ; FNN metodu ile Kontrol Grubu 6. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....      | 55 |
| <b>Şekil 4.21:</b> $\tau \cong 87$ ; MIF metodu ile Hemoraji Grubu 1. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı..... | 56 |
| <b>Şekil 4.22:</b> $m = 4$ ; FNN metodu ile Hemoraji Grubu 1. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....     | 56 |
| <b>Şekil 4.23:</b> $\tau \cong 83$ ; MIF metodu ile Hemoraji Grubu 2. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı..... | 57 |
| <b>Şekil 4.24:</b> $m = 5$ ; FNN metodu ile Hemoraji Grubu 2. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....     | 57 |



|                                                                                                                                                   |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 4.25:</b> $\tau \cong 127$ ; MIF metodu ile Hemoraji Grubu 3. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı..... | 58 |
| <b>Şekil 4.26:</b> $m = 5$ ; FNN metodu ile Hemoraji Grubu 3. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....      | 58 |
| <b>Şekil 4.27:</b> $\tau \cong 109$ ; MIF metodu ile Hemoraji Grubu 4. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı..... | 59 |
| <b>Şekil 4.28:</b> $m = 4$ ; FNN metodu ile Hemoraji Grubu 4. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....      | 59 |
| <b>Şekil 4.29:</b> $\tau \cong 61$ ; MIF metodu ile Hemoraji Grubu 5. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.....  | 60 |
| <b>Şekil 4.30:</b> $m = 4$ ; FNN metodu ile Hemoraji Grubu 5. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....      | 60 |
| <b>Şekil 4.31:</b> $\tau \cong 27$ ; MIF metodu ile Hemoraji Grubu 6. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.....  | 61 |
| <b>Şekil 4.32:</b> $m = 5$ ; FNN metodu ile Hemoraji Grubu 6. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....      | 61 |
| <b>Şekil 4.33:</b> $\tau \cong 70$ ; MIF metodu ile Sepsis Grubu 1. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.....    | 62 |
| <b>Şekil 4.34:</b> $m = 4$ ; FNN metodu ile Sepsis Grubu 1. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....        | 62 |
| <b>Şekil 4.35:</b> $\tau \cong 22$ ; MIF metodu ile Sepsis Grubu 3. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.....    | 63 |
| <b>Şekil 4.36:</b> $m = 5$ ; FNN metodu ile Sepsis Grubu 3. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....        | 63 |
| <b>Şekil 4.37:</b> $\tau \cong 43$ ; MIF metodu ile Sepsis Grubu 4. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.....    | 64 |
| <b>Şekil 4.38:</b> $m = 4$ ; FNN metodu ile Sepsis Grubu 4. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....        | 64 |
| <b>Şekil 4.39:</b> $\tau \cong 37$ ; MIF metodu ile Sepsis Grubu 5. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.....    | 65 |
| <b>Şekil 4.40:</b> $m = 5$ ; FNN metodu ile Sepsis Grubu 5. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.....        | 65 |
| <b>Şekil 4.41:</b> $\tau \cong 32$ ; MIF metodu ile Sepsis Grubu 6. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.....    | 66 |

|                                                                                                                                            |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 4.42:</b> $m = 5$ ; FNN metodu ile Sepsis Grubu 6. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu..... | 66 |
| <b>Şekil 4.43:</b> $\lambda_1 = 0.01$ ; Kontrol Grubu 1. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....              | 68 |
| <b>Şekil 4.44:</b> $\lambda_1 = 0.0087$ ; Kontrol Grubu 2. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....            | 68 |
| <b>Şekil 4.45:</b> $\lambda_1 = 0.0029$ ; Kontrol Grubu 3. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....            | 69 |
| <b>Şekil 4.46:</b> $\lambda_1 = 0.0032$ ; Kontrol Grubu 4. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....            | 69 |
| <b>Şekil 4.47:</b> $\lambda_1 = 0.0018$ ; Kontrol Grubu 5. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....            | 70 |
| <b>Şekil 4.48:</b> $\lambda_1 = 0.0025$ ; Kontrol Grubu 6. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....            | 70 |
| <b>Şekil 4.49:</b> $\lambda_1 = 0.013$ ; Hemoraji Grubu 1. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....            | 71 |
| <b>Şekil 4.50:</b> $\lambda_1 = 0.028$ ; Hemoraji Grubu 2. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....            | 71 |
| <b>Şekil 4.51:</b> $\lambda_1 = 0.0057$ ; Hemoraji Grubu 3. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....           | 72 |
| <b>Şekil 4.52:</b> $\lambda_1 = 0.014$ ; Hemoraji Grubu 4. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....            | 72 |
| <b>Şekil 4.53:</b> $\lambda_1 = 0.059$ ; Hemoraji Grubu 5. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....            | 73 |
| <b>Şekil 4.54:</b> $\lambda_1 = 0.093$ ; Hemoraji Grubu 6. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....            | 73 |
| <b>Şekil 4.55:</b> $\lambda_1 = 0.061$ ; Sepsis Grubu 1. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....              | 74 |
| <b>Şekil 4.56:</b> $\lambda_1 = 0.023$ ; Sepsis Grubu 3. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....              | 74 |
| <b>Şekil 4.57:</b> $\lambda_1 = 0.012$ ; Sepsis Grubu 4. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....              | 75 |
| <b>Şekil 4.58:</b> $\lambda_1 = 0.072$ ; Sepsis Grubu 5. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.....              | 75 |

|                                                                                                                               |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 4.59:</b> $\lambda_1 = 0.055$ ; Sepsis Grubu 6. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli..... | 76 |
| <b>Şekil 4.60:</b> Analiz yapılan bölgelerde en büyük Lyapunov üstellerindeki değişim.....                                    | 78 |



## TABLO LİSTESİ

### Sayfa No

|                                                                                           |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tablo 2.1:</b> Dört boyutlu bir sistemin muhtemel Lyapunov üstelleri [30]. ....        | 23 |
| <b>Tablo 3.1:</b> Kaotik zaman serilerinin analizlerinde elde edilmiş sonuçlar [28]. .... | 37 |
| <b>Tablo 4.1:</b> T0 bölgesinde arteriyel basınç değerleri. ....                          | 46 |
| <b>Tablo 4.2:</b> T1 bölgesinde arteriyel basınç değerleri. ....                          | 47 |
| <b>Tablo 4.3:</b> Arteriyel basınç sinyallerinin en büyük Lyapunov Üsteli değerleri. .... | 77 |

## SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

| Simgeler   | Açıklama                          |
|------------|-----------------------------------|
| $\sigma$   | : Prandtl sayısı                  |
| $\rho$     | : Rayleigh sayısı                 |
| $\lambda$  | : Lyapunov üsteli                 |
| $n$        | : Denek sayısı                    |
| $\tau$     | : Gecikme zamanı                  |
| $m$        | : Boyut sayısı                    |
| $H(S)$     | : Ortalama bilgi miktarı          |
| $P_s$      | : Olasılık dağılımı               |
| $P_{sq}$   | : Bileşik olasılık dağılımları    |
| $H(S,Q)$   | : Bileşik entropi fonksiyonu      |
| $I(S,Q)$   | : Karşılıklı bilgi fonksiyonu     |
| $Y(t)$     | : Zamansal gelişim fonksiyonu     |
| $I$        | : Faz uzayı koordinatları         |
| $\xi(t)$   | : Sistemin evrimi                 |
| $d_A$      | : Çekici boyutu                   |
| $d_E$      | : Yerleştirme boyutu              |
| $R_d(n,r)$ | : Öklidsel uzunluk                |
| $R_{Tol}$  | : Eşik değeri                     |
| $M$        | : Yineleme adım sayısı            |
| $R$        | : Kan damarları sisteminde direnç |
| $\Delta P$ | : Ortalama aorta basıncı          |

| Kısaltmalar | Açıklama                      |
|-------------|-------------------------------|
| <b>SP</b>   | : Sistolik basınç             |
| <b>DP</b>   | : Diyastolik basınç           |
| <b>MAP</b>  | : Mean Arterier Pressure      |
| <b>MIF</b>  | : Mutual Information Function |

## ÖZET

### DOKTORA TEZİ

#### SİSTEMİK ARTERİYEL BASINCIN LYAPUNOV ÜSTELLERİ İLE İNCELENMESİ

**Yılmaz AĞBULUT**

**İstanbul Üniversitesi**

**Fen Bilimleri Enstitüsü**

**Fizik Anabilim Dalı**

**Danışman : Yrd. Doç. Dr. Zeynep ÇİÇEK ÖNEM**

**II. Danışman : Prof. Dr. Kamil Gediz AKDENİZ**

Lyapunov üstelleri dinamik sistemlerin doğasını anlamak için önemlidir. Bu çalışmada Albino Wistar sıçanlardan elde edilen arteriyel basınç sinyallerinin kaotik özellikleri araştırıldı. 6 denek kontrol grubu olarak kullanıldı ve standar prosedür uygulandı. Başka 6 denek hemorajik şok grubu olarak değerlendirildi ve standar procedüre standart prosedürün ardından arteriyel kanülden dakikada 1 ml kan alınarak arteriyel basıncın 40 mmHg ya düşürüldü. Başka 6 denek septik şok grubu olarak değerlendirildi ve standart prosedürün ardından LPS (10 mg/kg i.v.) uygulanarak arteriyel basıncın 40 mmHg'a düşürüldü. Bu sinyallerin Lyapunov Üstelleri yeniden yapılandırılmış faz uzaylarında hesaplandı ve tartışıldı. Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yürütücü Sekreterliğinin 41357 numaralı projesi ile desteklenmiştir

Kasım 2016, 100 sayfa.

**Anahtar kelimeler:** Kaos, Lyapunov, fizyoloji, arteriyel, basınç

## **SUMMARY**

### **Ph.D. THESIS**

#### **INVESTIGATION OF SYSTEMIC ARTERIAL PRESSURE WITH LYAPUNOV EXPONENTS**

**Yılmaz AĞBULUT**

**İstanbul University**

**Institute of Graduate Studies in Science and Engineering**

**Department of Physics**

**Supervisor : Asst. Prof. Dr. Zeynep ÇİÇEK ÖNEM**

**Co-Supervisor : Prof. Dr. Kamil Gediz AKDENİZ**

Lyapunov exponents are important to understand nature of dynamic systems. We examined the chaotic properties of the arterial blood pressure signal in this study. Arterial blood pressure signals obtained from Albino Wistar rats were used in this study. 6 test subject were evaluated as the control group and applied standard procedure. Another 6 test subject were evaluated as hemorrhagic shock and then the standard procedure, arterial blood pressure 40 mmHg reduction was provided by taking blood 1 ml per minute from the arterial cannula. Another 6 test subject were evaluated as septic shock and then the standart procedure, arteriel blood pressure 40mmHg reduction was provided by applying LPS. Lyapunov Exponent were calculated in the reconstructed phase space and the results were discussed. This work was supported by Scientific Research Project Coordination Unit of Istanbul University. Project number: 41357

November 2016, 100 pages.

**Keywords:** Chaos, Lyapunov, physiology, arterial, pressure

## 1. GİRİŞ

Tüm yaşamımız ilk bakışta bir düzene sahip gibi görünüyor. Doğal ve sosyal yapılar bileşenleriyle ve kendi iç dinamikleriyle kendine has özellikleri olan sistemler bütünüdür. Bu sistemler çoğu zamanda birbirleriyle iç içe ve etkileşimli bir halde bulunur. Bunun yanında düzen önemlidir çünkü insanoğlu düzensizlikten ve karmaşadan içgüdüsel olarak korkar. Bugün gerçekleştirdiği eylemlerin gelecekteki sonuçlarını bilmek ister. Eylemlerini gelecek planlarına uygun olsun diyerek hayata geçirirler. İnsanlar sıradan bir davranış biçimi olarak karşılaştıkları her durumda doğrusal ilişkiler ararlar. Bakıldığında günlük hayatımızda da kurallar marifetiyle bir büyük düzen kurulur. En küçük yaşam alanındaki küçük düzenlerden adım adım tüm hayatı kapsayacak çok daha kapsamlı bir büyük düzene, yaşamımız çeşitli kurumlar aracılığıyla örgütlenir. Peki, düzen gerçekte hayatımıza bu kadar hâkim mi?

Bilimsel alanda gerçekleşen yenilikler, özellikle devrimsel gelişmelerin etkileri, sadece kendi mecrasına hapsolmüyor [1]. Heyecan verici ilerlemelerin kendi dışında felsefede, sosyolojide, ekonomide, siyasette vb. alanlarda mutlaka izdüşümlerini görebiliyoruz. İşte Sir Isaac Newton, çalışmalarıyla klasik mekaniğin temelini ortaya koyarken diğer alanlarda da böyle devrimci bir etki yaratmıştı. Bilimin dışında diğer alanlarda hızla yankılandı. Sonuçta “Newtoncu” düşünceler bir araya geldiğinde son derece düzenli ve belirsizliğe yer olmayan bir dünya ortaya koyuyorlardı. Sınır şartları belirlenen, başlangıçta durumunu eksiksiz olarak bildiğimiz, her eylemin sonucunu önceden görebilirdik. Aslında her şey, çarkları iç içe geçmiş, iyi çalışan evrensel bir makinenin parçaları idi. Yani evrenimiz kararlı bir makine idi. Hala da bu düşüncenin etkilerinin günümüze kadar süregeldiğini özellikle sosyal bilimlerde rahatlıkla görebiliriz [1].

Klasik mekanik, bilime son derece önemli bir teknoloji olan diferansiyel denklemleri kazandırdı. Olayları diferansiyel denklemlerle formüle edebiliyoruz. Sistemlerin nasıl çalıştığını bu teknolojiyle, matematiğin diliyle, yazabiliyoruz. Problemleri parçalarına ayırarak çözümlerini bulabiliyoruz. Doğrusal olmayan diferansiyel denklem takımlarını doğrusallaştırarak sınır şartları içinde çözümler bulabiliyoruz. Doğanın da indirgemeci



yaklaşımlara kimi zaman karşılık verdiğini görüyoruz. Örnek vermek gerekirse, basit sarkacın düzenli olmayan diferansiyel denklemi indirgemeci yaklaşımla (varsayımlar ile) düzenli hale getirip yer çekimi ivmesi gibi önemli bir fiziksel sabiti hesaplayabiliyoruz.

Geçirdiğimiz son yüzyılda bilim dünyasında, doğrusal olmayan sistemler, üzerine fazlaca soru sorulan ve tartışılan bir alan oldu. Önceleri mesafeli durulan ve önemsiz birer istisna olarak görünen bu yapılar ya da olgular adeta kendisini bilime dayatır hale geldi. Doğrusal olmayan sistemler, cevap bekleyen soruları ve problemleri ile fizikte, kimyada, fizyolojide kendisine daha fazla tartışma alanı buldu. Doğrusal olmayan sistemler, kaotik davranışlara sahip düzenler, dengeden uzak düzensiz sistemler bilimsel çalışmaların yeni konuları olmaya başladı. En ilgi çekici yanı ise bu alanın disiplinler arası bir araştırma ve tartışma mecrası olmasıdır.

Kusursuz birer makine gibi işleyen sistemler genelde kapalı sistemleridir. Bununla birlikte fiziksel evrenimizin küçük bir kısmı, sadece özel şartlarda, kapalılık özelliği gösterir. Makro ölçekte çok iyi sonuçlar veren klasik mekanik, tüm fenomenlerde aynı şaşmaz ve kararlı tavrını sürdüremeyebilir ve olayları açıklamakta eksik kalabilir. Hayatımızı saran, hemen her an etrafımızda görebileceğimiz, sistemler çok yüksek oranda açık sistemler olduğunu biliyoruz. Örneğin biyolojik ve sosyal sistemler açık sistemlerdir. Bu sistemleri birer makine gibi tanımlamaya ve anlamaya çalışmak eksik ve yetersiz kalır. Zaten çoğu zamanda bu mümkün olmayabilir.

Açık sistemler çevresiyle alış verişi olan, etkilenen, zamanla değişen dinamik sistemlerdir. Açık sistemlerde, sistemi oluşturan elemanlar da kendi aralarında sürekli bir etkileşim halindedir. Doğrusal olmayan düzensiz davranışlar sergilerler. Özellikle biyolojik ve fizyolojik sistemler için doğrusal modeller tasarlamak neredeyse imkânsız. Bu tip sistemler için çoğu zaman diferansiyel denklem takımı yazmak ve böyle bir matematik aracıyla sistemi izlemek pek mümkün olmayabilir. Doğrusal olmayan modeller ise ancak belli sınır şartlarında, bahsedilen sistem hakkında bilgi edinmek için işe yarayabilir.

Modern bilgisayarların gücü ile birlikte istatistiksel yöntemler düzensiz yapıları araştırmak için şimdilik en iyi sonuçlar veren araçlardır. Düzensiz davranış gösteren

yapılardan daha fazla bilgi edinmek için yapılan deney ve gözlem sonuçlarını, doğrusal olmayan çeşitli yöntemlerle, araştırmak ve tartışmak mümkündür. Örneğin fizyolojik bir sistemden uygun şartlarda ve yöntemlerle kayıt edilen sinyaller zaman serisi analizi yöntemiyle incelenebilir. Zaman serisi analizi tekniği bir yanıyla basit ama incelenen sistemin davranış biçimleri hakkında son derecede önemli sonuçlar verebilir.

Kaos teorisi son yıllarda oldukça yaygın olarak araştırılan konularının başında geliyor. Bu durum disiplinler arası bir çalışma olanağı sunması bakımından da ileri geliyor. Fizikten ekonomiye, fizyolojiden jeolojiye geniş bir yelpazede uygulama alanı buluyor. James Gleick'in KAOS kitabının önsözünde şunları söylüyor: *'Bilim adamları arayınca, her alanda kaosu gözler önüne seriyor. Kaos bilim dallarını birbirinden ayıran duvarları da aşıp geçer. Kaos konusundaki araştırmalar bizzat fiziğin içindeki büyük araştırma dallarının dışında ortaya çıktı. Kaosun bilim alanında ortaya çıkardığı büyük değişim kendisini etkili bir halde hissettirirken, kendilerini pek fazla sıkmadan ilgi odaklarını beşeri ölçekteki fenomenlere çeviren iyi fizikçiler de olmuştur. Galaksiler ile beraber bulutları da incelemektedirler'*[2].

Kaos, dinamik sistemlerin karmaşık davranışlarını betimlemek ve aynı zamanda sistemin kendi içindeki düzensizliklerini ortaya koymak için geliştirilmiş bir kavramdır. Kaotik yapılar doğrusal olmayan sistemler ailesine dâhildir. Ancak her doğrusal olmayan sistem kaotik davranışlar göstermeyebilir. Sistemin kaotik özelliklere sahip olduğu sonucuna varmak için bazı kriterlere ve yapısal özelliklere ihtiyacı vardır. Örneğin başlangıç koşullarına hassas bağlılık, faz uzayında ki çekerinin boyutunun fraktal değerde (tam sayılı olmayan değer) olması gibi özelliklere sahip sistemler kaotik olarak değerlendirilir.

Doğrusal olmayan kaotik sistemler üzerine yapılacak bir araştırma da elimizdeki ilk malzeme çoğu zaman basit bir zaman serisidir. Bu zaman serisi, yapılan deneylerde uygun yöntemler ile sistemden alınan sinyallerden oluşur. Tek boyutlu olarak alınan zaman serisi bir yanıyla sisteme ait bilgileri içinde kapalı halde bulundurur. Bu haliyle sınırlı da olsa bir anlamı vardır. Üzerinden tartışılarak bazı sonuçlara ulaşıla bilinir. Bununla birlikte gelişen istatistik yöntemler zaman serisinden daha fazla bilgi çekmeye imkân sağlar. Bu tek boyutlu zaman serisinden daha fazla bilgi çıkarabileceğimiz kimi algoritmalar ve yöntemler geliştirilmiştir. Bunlardan biri de Yerleştirme Teoremidir [3].

Yerleştirme Teoreminde temel anlamda yapılan şudur: Tek boyutlu zaman serisini yeterli ve en küçük boyutlu bir durum uzayına taşımaktır. Böylece elimizdeki verilerin (zaman serisinin) ortaya çıkmasını sağlayan temsili başka diğer bağımsız durum verilerine (zaman serilerine) ulaşmış oluruz. Yerleştirme Teoremi basit ve güçlü bir yöntem olarak son derece kullanışlıdır.

Bir süredir yapılan çalışmalar, lineer olmayan dinamik sistemlerin davranış biçimleri ile ilgili ciddi ilerlemeler sağladı. Dinamik sistemlere ait faz uzaylarının yeniden yapılandırılması ve çekici olarak adlandırılan geometrik yapıların dinamik özelliklerinin araştırılması, özellikle fizyoloji alanında otonom sistemlerin anlaşılmasına olan ilgiyi çok fazla arttırmıştır. Biyolojik sistemler kimyasal, fizyolojik ve fiziksel olayların bir araya gelmesinden oluşmuş olan düzensiz sistemlerdir. Kaosun çok yaygın olarak görüldüğü fizyolojik sistemler kaotik analiz açısından geniş bir araştırma alanı bulmuştur. birden fazla değişkenin söz konusu olduğu fizyolojik sistemlerin ürettiği sinyaller, kaos teorisinin öngördüğü analiz metodları ile incelenmiş ve hatta kaos teorisi bu sistemlerin modellenmesi ile ilgili çalışmalarda kullanılmıştır [4]. Kan akışı ve basıncı, solunum sistemi, kalp atım hızı, beyin aktiviteleri, damar sistemi vb. sistem ve ya sinyaller üzerinde kaos analizi yapılmış çalışmalardan bahsetmek mümkündür [4, 5, 6, 7].

Bu tez çalışmasında fizyolojik bir sistem olan dolaşım sisteminin bir alt sistemi olan sistemik arteriyel kan basıncını ele alacağız. Sistemik arteriyel basınç sinyallerinin (mmHg) düzensiz dinamik bir yapıda olduğu düşünülebilir. Wagner ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada kısa vadeli kontrol mekanizması, arteriyel barorefleks kesintiye uğradığında ilginç bir şekilde sistemik kan basıncı Lyapunov üstelleri ve fraktal boyutlarında bir değişiklik ortaya koymaktadır [8]. Gerçekten de kardiyovasküler zaman serisi doğrusal olmayan dinamiklerin araçları tarafından tarif edilebilir gibi görünüyor. Bu yöntemler biyolojik sistemlerin bazı önemli yönlerine yeni bir açıklama sağlayabilir. Hem doğrusal ve doğrusal olmayan araçların birbirlerinin tamamlayıcısı olduğu gibi hem de bunlar kan basıncının karmaşıklığının ve kararlılığının karakterize edilmesinde yararlı olabilir.

Sistemik arteriyel basınç sinyalleri laboratuvar şartların kontrol edilebilir hale getirildiğinde, deneklerin kan basınçlarını değiştirecek müdahaleler yapılabilir. Bu tez

çalışmasında, farklı yöntemler uygulayarak kan basıncını değiştirdiğimiz durumlarda sinyallerin dinamik özelliklerini inceleyeceğiz. Sistemik arteriyel kan basıncı sinyallerini alt bir dinamik sistem olarak ele alacağız. Bu sinyaller yeniden yapılandıracağımız faz uzaylarında incelenecektir. Tek boyutlu zaman serisi şeklinde kayıt edebildiğimiz sinyallerin Yerleştirme Teoremi[3] ile faz uzayları yeniden yapılandırılacak ve sistemik arteriyel kan basıncının kaotik özelliklere sahip olup olmadığı araştırılacaktır. Bu dinamik sistemin sahip olduğu Lyapunov üstelleri hesaplanarak farklı ölçülmüş kan basıncı değerleriyle ilişkisi incelenecektir. Bu amaçla iki şok modeli üzerinde çalışılacaktır.

Bu tez çalışması aşağıda sıralanan plan çerçevesinde hazırlanmıştır:

Tezin Genel Kısımlar bölümünde; dinamik sistemler ve sınıflandırılması hakkında teorik bilgi aktarılacak. Doğrusal olmayan dinamik sistemler ve kaotik sistemler anlatılacak. Kaosun ortaya çıkış şartları ele alınacak. Son yıllarda kaos çalışmalarının bilimsel gelişmelere olan katkılarından bahsedilecek. Özellikle fizyolojik sistemlerin düzensiz dinamik sistemler olarak inceleyen sinyal analiz yöntemleri aktarılacaktır. Kaosun varlığının en büyük işareti olan başlangıç şartlarına hassas bağlılığın önemi ve sayısal ifadesi olarak ele alınan Lyapunov üstelleri hakkında bilgi verilecek. Faz uzayı ve yeniden yapılandırılması hakkında bilgi verilecek. Bir dinamik sistemin zamansal evrimini izlemeye olanak veren ve aynı zamanda sistemle ilgili anlık durumları gösteren Çekici olarak adlandırılan şekiller hakkında bilgi verilecek. Çekici boyutunun kaotik bir özellik olarak önemi ve fraktal boyut anlatılacak. Fizyolojik bir sistem olarak kabul edilebilecek kan basıncı sinyalleri anlatılacak. Bu sinyallerin ortaya çıkışı ve özellikleri hakkında bilgi verilecek.

Tezin Malzeme ve Yöntem bölümünde; kan basıncı sinyallerinin özellikleri ayrıntılı olarak incelenecek. Sıçanlarda bu sinyallerin ne şekilde çekildiği ve işlendiğinden bahsedilecek. Doğrusal olmayan zaman serisi analizi yapmak için iyi bir yöntem olan Yerleştirme Teoremi [3] (Embedding Theorem) anlatılacak. Bu kapsamda faz uzayının yeniden kurulması, yerleştirme boyutunun bulunması için kullanılan en yakın yanlı komşuluklar yöntemi, gecikme zamanının seçimi ile ilgili karşılıklı bilgi fonksiyonu ve otokorelasyon fonksiyonu anlatılacak. Sistemin kaotik olup olmadığını tayin etmek için önemli olan Lyapunov üstelleri hakkında bilgi verilecek. En büyük Lyapunov üstellerini

hesaplamak için özellikle deneysel verilerde en sağlıklı sonuçları veren Wolf [9] metodu aktarılacak. Arteriyel kan basıncı hakkında genel teorik bilgi verilecek ve kan basıncını meydana getiren faktörlerden bahsedilecek. Son olarak sıçanlarda kan basıncı sinyallerinin nasıl kayıt edildiği aktarılacak.

Tezin Bulgular bölümünde; Arteriyel kan basıncı sinyallerinin nasıl kayıt edildiği anlatılacak. Sinyal analizi yapmak için sinyallerin iki farklı bölgesinden örnek veri aralıkları seçilerek zaman serileri oluşturulacak. Sinyallerin fizyolojik değerleri her denekte iki farklı bölge dikkate alınarak araştırılacak. Bunun için bu bölgelerdeki ortalama kan basıncı, HR vb. fizyolojik değerler hesaplanacak. Fizyolojik bir sistem olarak, sıçanlardan elde edilmiş sistemik arteriyel basınç dalgası (mmHg) sinyallerinin faz uzayları yeniden yapılandırılacak. Bu amaçla oluşturduğumuz zaman serilerine ait yerleştirme boyutu ve gecikme zamanları kimi algoritmalar kullanılarak hesaplanacak. Zaman serilerine ait en büyük Lyapunov üstelleri hesaplanarak sistemin kaotik özelliklere sahip olup olmadığı tespit edilecek. Son olarak bu zaman serilerinden hesaplanan fizyolojik değerler ile Lyapunov üstellerinin karşılaştırması yapılacaktır.

Tezin Tartışma ve Sonuç bölümünde; bulgular bölümünde ulaşılan sonuçlar ışığında kan basıncı sinyallerinin kaotik özellikleri tartışılacaktır. Lyapunov Üstelleri ile farklı şartlar altında ölçülen kan basıncı değerlerinin değişimi arasındaki ilişki incelenip tartışılacaktır. Sinyallere ait kaotik dinamiklerin nasıl ortaya çıktığını Lyapunov üstelleri ile değerlendirilecektir. Bu tez çalışmasıyla bulgular ışığında zaman serisi analizinin fizyolojik yapıları anlamada kullanılabilirliğini değerlendirilecektir.

## 2. GENEL KISIMLAR

### 2.1 DİNAMİK SİSTEMLER

Dinamik sistemler zamanla değişen sistemlerdir. Sistemin bileşenleri birbirleriyle dinamik olarak bağlıdırlar. Sistemin herhangi bir elemanının davranışlarındaki değişkenlik diğer elemanların da davranışlarında etkili olabilir. Dinamik davranış zaman içinde değişen davranış olarak tanımlanır [10]. Dinamik sistemlerde, sistemin geçmişte aldığı niceliksel değerlerin sonraki zamanlarda sistemin durumunda belirleyici olduğu görülür. Bu yanıyla sistemin kendisine ait durum bilgisinin geleceğe taşındığını söyleyebiliriz.

Aşağıdaki sayı dizisi bize sistemi tanımlayan bir  $f(x)$  fonksiyonu bir  $x_0$  başlangıç değeri ile zaman içerisinde sistemin evrimini verir.

$$x_0, f(x_0), f(f(x_0)), f(f(f(x_0))), f(f(f(f(x_0)))) , ... \quad (2.1)$$

Dizide görüldüğü gibi başlangıç şartlarına ait bilgi sistemde gelecek zamanlara taşınıyor. Bu dizinin oluşturduğu yörünge üzerindeki her bir nokta sistemin o andaki özelliklerini ve davranışını temsil eder.

Dinamik sistem, hem fiziksel sistemin anlık durumunun matematiksel tanımını üreten bir reçete hem de içinde bulunduğu durumun gelecekteki duruma nasıl dönüştüğünü açıklayan bir kurallar dizisi içerir [11]. Öyleyse dinamik sistem sahip olduğu kurallar dizisinin belirlediği şekilde yinelenen sistemlerdir.

Dinamik sistemleri üç farklı şekilde gruplandırabiliriz.

Dinamik sistemler matematiksel olarak süreklilik gösteren yani tüm zamanlarda türevlenebilir olup olmamasına göre kesikli ve sürekli dinamik sistemler olarak iki gruba ayrılır.

Zaman göre bağımlılık durumuna bakılarak sistemler ikiye ayrılır. Zamana bağlı olmayan sistemler otonom sistemler, zaman bağlı olan sistemler ise otonom olmayan sistemler olarak adlandırılır.

Dinamik sistemleri doğrusal ve doğrusal olmayan sistemler olarak iki gruba ayırmak da mümkündür.

### 2.1.1 Kesikli ve Sürekli Dinamik Sistemler

Kesikli dinamik sistemler genel olarak aşağıdaki gibi gösterilir.

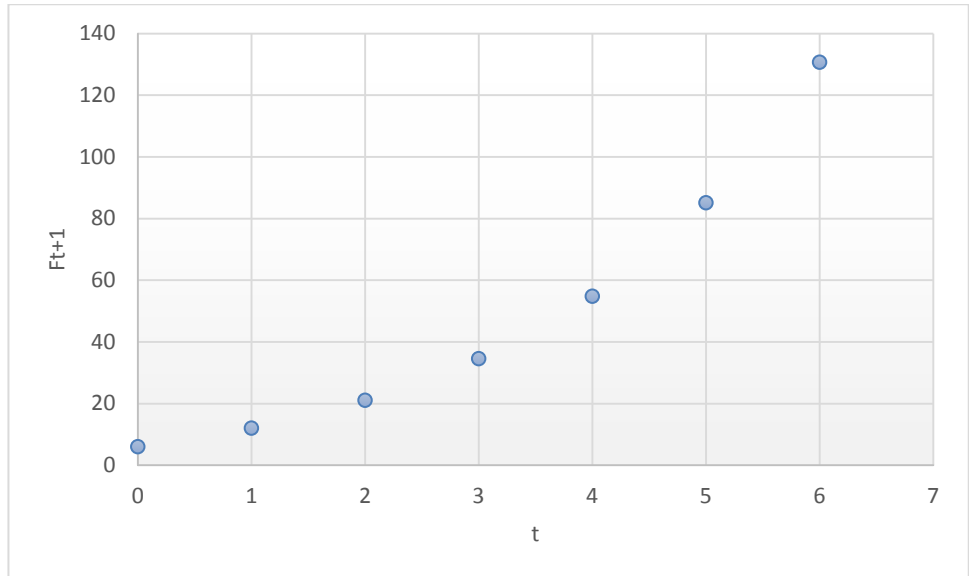
$$x_{t+1} = f(x_t), t = 0, 1, 2, 3, \dots \quad (2.2)$$

Değişim için yeterince küçük zaman aralığı söz konusu olmadığında, ayrık zamanlarda sistemin durumunu verir ve fark denklemleri ile tanımlanabilir.

Basit şekilde (2.3)'teki gibi bir büyüme tanımlarsak

$$F_{t+1} = 3 + k.F_t \quad t = 0, 1, 2, \dots \quad k = 1,5 \text{ ve } F_0 = 2 \quad (2.3)$$

Sistemin yörüngesi  $F_0, F_1, F_2, F_3, F_4, F_5, \dots F_{t+1}, \dots$  dizisindeki değerlerden geçer. Yörüngenin grafiği Şekil 2.1'deki gibi olur.

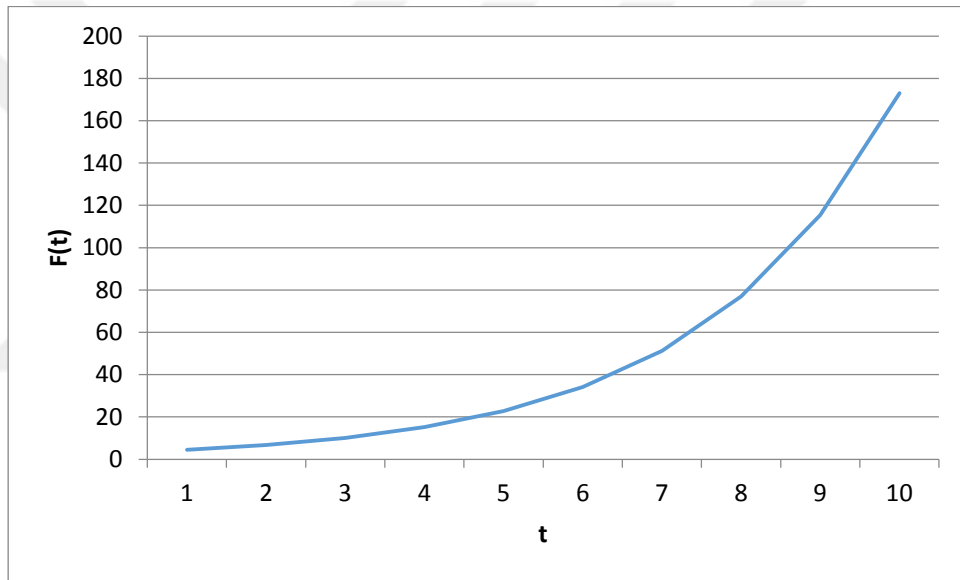


Şekil 2.1:  $F_{t+1} = 3 + k.F_t$  Fonksiyonu.

Şekil:2.1 de görülen yörüngede sistemin her anı için bir çözüm bulamıyoruz. Sadece verili zamanlarda sistemin durumunu tespit edebiliyoruz.

Sürekli dinamik sistemlerde ise tüm zamanlarda sisteme ait bilgiyi elde edebiliyoruz. Tüm zamanlar için sistemin durumunu bulabiliyoruz. Yeterince küçük zaman aralıklarındaki değişimleri ölçebiliyoruz. Matematiksel olarak diferansiyel denklemlerle de yazabiliriz. Diferansiyel denklemler belirli bir duyarlılık ile sürekli dinamik ortamları tanımlayabilir. (2.4)'teki gibi bir büyüme sürekli bir dinamik sistemi temsil edebilir.

$$\frac{dF}{dt} = k \cdot F \quad (2.4)$$



Şekil 2.2:  $\frac{dF}{dt} = k \cdot F$  Sürekli dinamik modeli için sistemin yörüngesi.

### 2.1.2 Otonom ve Otonom Olmayan Sistemler

Zaman bağılı olmayan dinamik sistemler otonom sistemler olarak adlandırılır. Bu tip sistemler üzerinde zamanın hiçbir etkisi yoktur. Sistemin değişiminden sadece kendi iç dinamikleri ve daha önceki durumları sorumludur.

$$\dot{x} = f(x) \quad x(t_0) \quad x(t) \in R^n \quad f: R^n \rightarrow R^n \quad (2.5)$$

$n$ . dereceden otonom sistemler (2.5)'teki gibi tanımlanabilir [12].



Otonom dinamik sistemlerde sistemin yörüngeleri birbirlerini asla kesmez. Yörünge bir noktadan sadece bir defa geçer. Aksi durumunda periyodik bir çevrime girer. Otonom olmayan sistemlerde ise sistemin durumunu, değişkenler ile birlikte zaman da etkiler. Zaman sisteme ait denklemlerde bir değişken olarak yer alır.

$$\dot{x} = f(x, t) \quad x(t_0) \quad x(t) \in R^n \quad f: R^n \rightarrow R^n \quad (2.6)$$

$n$ . dereceden otonom olmayan sistemler (2.6)'daki gibi tanımlanabilir [12]. Bu tip sistemlerde yörüngeler faz uzayında farklı zamanlarda birbirlerini kesebilir ve aynı davranışı sergilemek zorunda kalmaz.

### 2.1.3 Doğrusal Sistemler

Doğrusal sistemlerde değişimlerin etkileri doğrusaldır. Sistem bir durumdan sonraki bir duruma dinamik değişkenlerinin doğrusal bir davranış biçimi ile taşınır. Yani bir elemanın ya da bir parametrenin değişimi hangi oranda olursa, sonuçlarında ki değişimde aynı oranda olur. Başlangıçta ki küçük değişimler, sonuçlar üzerinde de küçük değişimlere sebep olur.

$$\frac{d^2x}{dt^2} = -\frac{k}{m}x \quad (2.7)$$

Basit bir örnek olarak (2.7)'de parçacığın konumu için zaman evrimi denklemi ele alındığında  $x$  cinsinden doğrusal olduğunu görüyoruz. Bu denkleme göre  $x$  teki küçük değişimler küçük, büyük değişimler büyük sonuçlar doğurur.

Doğrusal bir sistemi tanımlayan bir parametre değiştirilirse, salınımların frekans ve genliği değişecektir, ancak davranışın doğası aynı kalacaktır. Yani, örneğin (2.7)'deki sistemin konum ve zaman eksenleri uygun biçimde yeniden ölçeklendirilerek herhangi bir  $k$  değeri için bulunan davranış başka bir  $k$  değeri için gerçekleşen davranışa tamamen benzer kılınabilir [13].

Doğrusal davranış gösteren sistemler parçalarına ayrılabilir. Her bir parçanın çözümleri ayrı ayrı bulunabilir. Bu parçalı çözümle tekrar birleştirilerek tam bir çözüm elde edilir.

## 2.2 DOĞRUSAL OLMAYAN SİSTEMLER VE KAOS

Doğrusal olmayan dinamik sistemler tabiatı neredeyse her yerde karşımıza çıkar. Klasik mekanik, doğrusal olmayan tipte problemlerde ihmaller ve yaklaşıklıklar yoluyla sistemi doğrusal bir forma sokarak çözümler aramıştır. Fakat bu yolla ulaşılan çözümler, gerçekte sınırlı koşullarda geçerli olur. Sistemi düzensizleştiren herhangi bir elemanı (değişkeni) ya da bir parametreyi ihmal etmek doğal sistemlerin anlaşılmasında her zaman için bir eksikliği beraberinde getirir. Bu tip sistemlerin davranışlarında her parametrenin önemi vardır, parametreler arasında öncelik ve hiyerarşi yoktur [7].

Doğrusal olmayan problemlerin tam bir çözümü yoktur ve rastgelelik içerir [14]. Genellikle doğrusal olmayan sistemlerle ilgili problemlerde çözüm ararken, sistemin nasıl süreçlerle çalıştığını anlamak bize sistem hakkında fazlaca bilgi verebilir. Günümüzde özellikle yüksek hızlı ve güçlü bilgisayarların varlığı böylesine çözümü zor ve karmaşık sistemlerin anlaşılmasında büyük rol oynar.

Doğrusal olmayan bir sistemi temsil eden denklem ya da denklem takımı olsa da analitik çözümler neredeyse imkânsız ya da belli sınır şartları içinde vardır. Elimizdeki sistemin faz uzayında yörüngelerini çizebilir ve böylece çözümler hakkında bilgi çıkartabiliriz. Geometrik akıl yürütmeler sistemi gerçekte çözmeden yörüngelerini çizmeye izin verir [15].

Doğrusal sistemlerde olduğu gibi, doğrusal olmayan sistemleri parçalarına ayırıp ayrı ayrı çözümlerini toplayarak genel çözüm bulmak mümkün değildir. Çoğu zaman doğanın kendisi bu yöntemin kullanılmasına izin vermez [15].

Doğrusal olmayan sistemlerden kimileri determinist yapısına rağmen uzun dönemde öngörülemeyen davranışlar sergiler. Sistem başlangıç şartlarına öylesine duyarlı davranış gösterir ki, en küçük değişiklikler sistemi öngöründen ve dengeden uzaklaştırarak kaosa sürükler.

### 2.2.1 Kaos

Kaos kelimesi bilim tarihinde ilk kez Henri Poincare tarafından kullanıldı. Fransız filozof karmaşık sistemlerin kararlılığı üzerine yaptığı astronomi çalışmalarında kaos kelimesini kullanmıştır[16]. Kaos hakkında bilimsel olarak ilk araştırma Lorenz

tarafından sıvıların türbülans hareketini anlamak için yaptığı çalışması ile başlamıştır [17].

Sardar ve Abrams [18] kaosu kelimesini gündelik dile yerleştiren üç temel gelişmeyi şöyle ifade ediyorlar. 1) Bilimcilere yüzlerce milyon karmaşık işlemi saniyeler içinde gerçekleştirme imkanı sağlayan nefes kesici işlem gücü. 2) hava durumundaki ani değişimler, salgın hastalıkların yayılması, böcek ve kuş nüfuslarının değişimi, dürtülerin sınırlardaki iletimi vb. ender fenomenlere karşı bilimsel merakın eşlik ettiği, artan bilgisayar gücü. 3) Kaos teorisi, yeni türeyen geometrik matematikle harmanlanması sonucu doğması [18].

Kaotik davranışlar gösteren sistemler yapısal olarak doğrusal olmayan sistemlerdir. Fakat bütün doğrusal olmayan sistemler kaotik davranışlar göstermeyebilir. Rastgele ve öngörülemez özelliklere sahip doğrusal olmayan sistemler kaosun varlığına işaret eder.

Doğrusal olmayan kaotik sistemler, tamamen otonom şekilde deterministik hareket denklemleri ile düzensiz veri üretirler. Elbette, bir sistem düzensiz ve rastgele girdilere sahip olabilir ve olabilecek en düzensiz verileri üretir [19].

Düzensizliklerine rağmen, kaotik dinamik sistemler deterministik denklemleri takip ederler [20]. Matematiksel modeller sistemlerin determinist karakterini işaret ederken uzun sürelerde görülen kestirilemez davranışlar; lineer olamayan sistemler ailesine ait olan kaotik sistemleri diğer birçok modelden ayırmaktadır[21].

Kaos teorisinde kriz demek o anda olan kaotik halin değişen parametre ile birden bire farklılaşma ortaya koymasısıdır [22]. Kaotik davranışlar gösteren sistem aniden düzenli bir yapıya evrilmesi söz konusu olabilir ya da sınırlı alanda kendini gösteren kaos çok uzun veya çok kısa süre için var olabilir.

Edward Lorenz doktora sonrası çalışmalarını Massachusetts Teknoloji Enstitüsü'nde meteoroloji uzmanı olarak yaptı. Atmosferik konveksiyonla ilgili yaptığı araştırmaların, o zaman fizikçiler tarafından, fark edilmesi neredeyse 10 yılı bulmuştur. Buna rağmen dünyanın her yerinden meteorolog bu çalışmalar hakkında bilgi sahibiydi. Lorenz temelde, atmosferdeki hareketlerin önceden bilinmesinin mümkün olamadığı fikrini destekleyecek bir çalışma ortaya koydu [23]. Atmosferik konveksiyonu basitçe

anlatmak istersek: Güneşten gelen ışınlarının dünyanın ısınıpı arttırması ve ısıpın atmosfere yansıması sonucu alt katmanlarındaki havanın ısıpı üst katmanlarındakinden sıcak ve hafif hale gelir. Hafifleyen hava üst katmanlara yükselirken, yoğunlaşan hava aşağı katmanlara hareket eder. Havanın bu hareketi konveksiyon olarak bilinir. Havanında bir akışkan olduğu bilindiği için sonsuz sayıda boyutları olan bir uzayda hava nokta ile temsil edilmesi gerekir.

Lorenz sonsuz boyutlu bir uzay yerine bilgisayarda inceleyebileceği bir şekilde (2.8)'de gösterilen üç boyutlu bir evrimle konveksiyonu incelemiştir.

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

$$\frac{dy}{dt} = x(\rho - z) - y$$

(2.8)

$$\frac{dz}{dt} = xy - \beta z$$

Lorenz'in 3 boyutlu denklem sistemini daha detaylı tanımak için:

$x$ : Konvektif hareketin şiddetiyle orantılıdır.

$y$ : Yükselen ve çöken akımlar arasındaki sıcaklık farkı ile orantılıdır.

$z$ : Düşey sıcaklık profilinin doğrusal konumdan sapması ile orantılıdır.

$\sigma$ : Prandtl sayısı

$\rho$ : Rayleigh sayısı

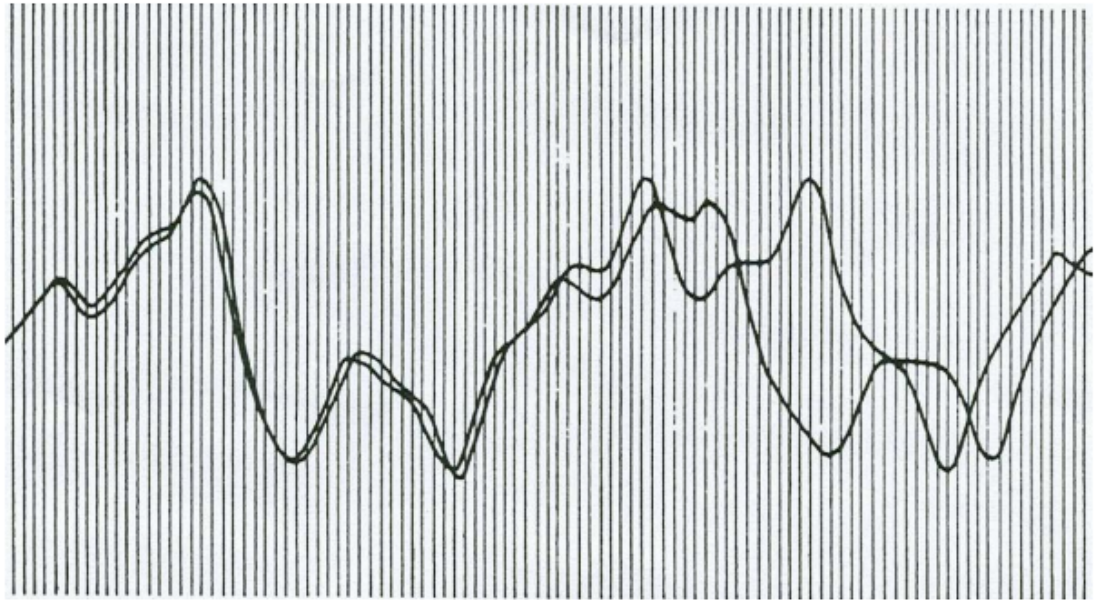
Lorenz çalışmasında  $\sigma$ : 10,  $\rho$ : 28, ve  $\beta$ : 8/3 değerleri için bu basit üçlü denklemin şaşırtıcı şekilde kaotik davranış sergilediğini göstermiştir.

Lorenz, doğrusal olmayan üç meteorolojik etken olan sıcaklık, rüzgârın hızı ve basınç arasındaki ilişkileri incelediği modelinde tuhaf davranışların modelin doğasından kaynaklı olduğu sonucuna varmıştır. Bu çok önemlidir. Lorenz, modelinde havayı en basit şekilde ifade edebilir bir hale indirgemişti. Oysa rüzgârlar ve hava sıcaklıkları

dünyada nasıl gerçekleşiyorsa bu modelde de aynı davranışları gösteriyorlardı. Hava şartlarının kendi kendini durmadan tekrarladığını fakat tekrarlanan olayların asla birbirinin aynı olmadığını görüyordu. Şekil mevcuttu ancak şekilde bozulmalarda vardı. Düzenli bir düzensizlik [2].

Lorenz geliştirdiği modelinde rastgelelikten ziyade farklı davranışlar ve durumlar olduğunu gördü. Hassas geometrik bir yapı içerisinde, davranışları düzensiz görünümlü olan bir düzenin ortaya çıktığını gördü [2].

Lorenz icat ettiği hava durumu makinesiyle hava olaylarını görünür hale sokan grafik çizimler elde ediyordu. Hava durumuna ilişkin şekilleri incelerken küçük bir değişimin bile çok büyük farklar yarattığını tamamen tesadüfi bir yolla gördü. Bilgisayarına elle girdiği değer 0,506 idi. Bilgisayarın hafızasındaki orijinal değer ise 0,506127 idi. Beş binde birlik bir değişiklik ihmal edilebilir gibi görünse de sonuçları çok farklı oldu. Şekil 2.3’de Lorenz’in 1961 yılında aldığı bilgisayar dökümlerinden birinde, başlangıçta neredeyse birbirinin aynı olan iki noktanın zamanla bambaşka yörüngeler izlediğini görebiliriz.



**Şekil 2.3:** Başlangıç durumları birbirine çok yakın iki hava tahmini sonuçları.

Yani başlangıç şartlarında, ihmal edilebilecek kadar küçük olan ve hatta önemsiz görünen beş binde bir farklılık, örneğin ufak bir rüzgâr esintisi yıkıcı sonuçlara sebep olabilir.

Lorenz'in çalışmaları doğal sistemlerin başlangıç şartlarına hassas bağlı olduğunu buna bağlı olarak gelecekteki bir andan sistemin öngörülebilmesinin imkânsız olduğunu ortaya koymaktaydı. Lorenz çalışmalarının sonuçlarını şöyle açıklar. *“Bu durum belli belirsiz farklara sahip iki koşulun, bütünüyle farklı sonuçlara neden olabileceğini göstermiştir. Bugünkü durumu incelerken oluşabilecek en ufak hata –ve herhangi bir gerçek sistemde bu tür hatalar kaçınılmazdır” uzak geleceğe dair kabul edilebilir bir tahmini imkânsız kılar.”*

Toplumda “Kelebek Etkisi” olarak bilinen başlangıç durumuna hassas bağlılık kaotik sistemler için artık karakteristik bir olgudur. Başlangıç koşullarına hassas bağlılığı David Ruelle matematik deyimi olarak şöyle açıklıyor: Başlangıç zamanında sistemde oluşan sonsuz küçük bir değişim başlangıç anında sonra ortaya çıkan bir değişikliğe sebep olur. Bu değişim üstel olarak büyür. Büyük değişikliklerin sebebi çok küçük nedenler olabilir. Bu durumun oluşması için başlangıçta öngörülmeleyen çevresel şartların var olması gerektiği düşünülebilir, ama doğrusu bunun tam olarak zıttıdır; başlangıç durumuna hassas bağlı birçok fiziksel sistemin aslında rastlantısal başlangıç durumlarında olduğudur [23].

Başlangıç durumuna hassas bağlılık, birbirine çok yakın iki noktadan başlayan iki yörüngenin birbirinden üstel olarak uzaklaşması özelliği olarak tanımlanabilir [24].

Başlangıç durumuna bağlı davranış sergileyen bir sistemin bu yanıyla tamamen determinist olduğunu söyleyebiliriz. Bununla birlikte sistemin evriminin ne yönde olacağını izleyeceği yolun ne olacağını ve nasıl ilerleyeceğini kestirebilmek zorlaşmaktadır. Sistem için determinizm hep vardır fakat uzun vadede öngörülemeslik sorunu kendini göstermektedir. Sistemin geleceği ile ilgili öngörümüzün ortadan kalkmasının sebebi, determinist olmasına rağmen başlangıç durumunun tam olarak kestiremeyişimizden ileri gelir. Yani başlangıç durumundaki rastgelelilik sistemi öngöründen uzaklaştırıyor. Dolayısıyla bir doğal sistemi kaos analiziyle ele aldığımızda,

sonuçlardan çok sistemin evrimi ve süreçleriyle ilgilenmek durumunda kalırız. Bu açıdan Kaos süreçlerin bilimi olarak görülebilir.

### 2.2.2 Faz Uzayı ve Çekiciler

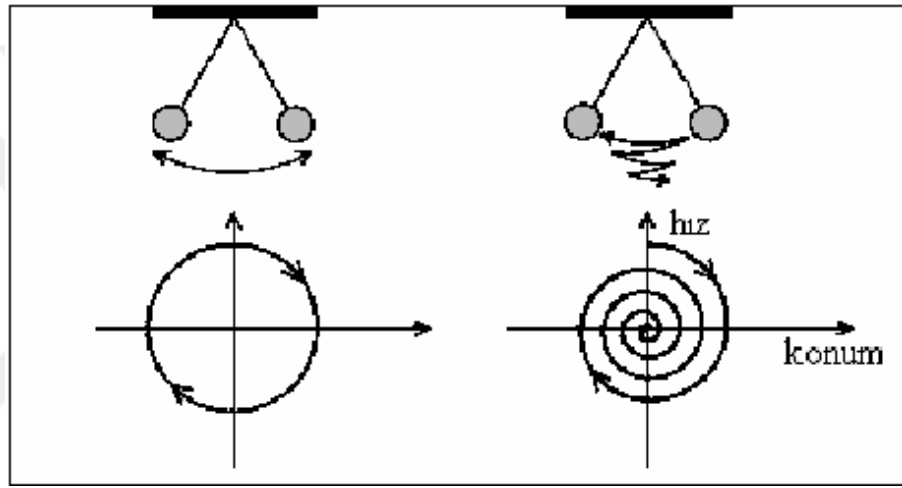
Yukarıda da bahsini geçirmiştik; kaos teorisi, geometrik matematikle birlikte doğuşunu hızlandırmıştır. Sistemleri sadece diferansiyel denklemlerin çözümleriyle anlamamanın ve modellerle sistemden daha fazla bilgi elde etmenin yanında geometrikleştirmeler de sistem analizlerinde artık etkili bir yöntem sayılabilir. Söz konusu kaotik bir sistem olduğunda geometrik matematik, bizi sistem ile ilgili verimli sonuçlara götürebilir. Dinamik sistemlerin anlık durumlarını faz uzaylarındaki noktalardan çıkarabiliriz. Faz uzayları matematiksel olarak yapılandırılmış kavramsal uzaylardır. Bu uzaydaki noktalar kümesi dinamik sistemin tüm durumlarını eksiksiz olarak tanımlar. Anlık durumları veren noktalar dinamik sistemin evrimini gösteren yörüngelerini de ortaya çıkarır.

Faz uzayı, boyutları dinamik sistemin değişkenlerini temsil eden çok boyutlu bir uzaydır. Bir dinamik sistemin değişkenlerinin sayısı ile faz uzayının kaç boyutlu olduğunu söyleyebiliriz. Fiziksel olarak üç boyutlu bir uzayın grafiğini çizmek kolaydır. Daha yüksek boyutlu uzaylar ise projeksiyonlar yaparak incelenebilir. Hemen her durum bir faz uzayının noktaları olarak temsil edilebilir. Faz uzayındaki bir nokta o andaki dinamik sistemin tam olarak kendisi olur. Bir sonraki anlarda dinamik sistem değiştiğinde noktanın hareket etmesi ile sistemin evrimini izlememiz olanaklı hale gelir. Bunun yanında dinamik sistemin nasıl davrandığı ile ilgili bilgi sahibi olabiliriz.

Dinamik sistemlerin izledikleri yörüngeler, faz uzayında geometrik nesneler ortaya çıkarır. Bu yörüngeler, sistemin evrimini adeta resmederken diğer yandan, bu resimlerin geometrik özellikleri de sistemimizin nasıl bir karaktere sahip olduğu konusunda bilgi verir. Yörüngeler dinamik sistemin özelliklerine göre faz uzayında herhangi bir bölgesinde yoğunlaşarak ortaya çıkar. Uzun vadede, bahsettiğimiz geometrik nesneler tüm yörüngeleri üzerinde toplayan bir davranış sergiler. Bu davranış biçimiyle alakalı olarak, faz uzaylarında sistemin gelişimini ve ilerlemesini tam olarak gösteren geometrik nesnelere “Çekici” adı verilir.

Basit bir örnek olarak basit sarkacı ele alalım. Şekil 2.4’de sürtünmesiz ve sürtünmeli ortamda salınan basit sarkaçlar var. Sistemin faz uzayının boyutlarını düşey eksen

hız, yatay eksen de konum olarak belirleyebiliriz. Sürtünmesiz ortamda salınan basit sarkaç faz uzayında kapalı bir yörüngeye sahiptir. Sistem periyodik olarak yörünge üzerindeki noktalarda hareket eder. Sistemi tanımlayan hızı ve konumu bu noktalarda temsil edilir. Sistemin çekicisi limit çevrim olur. Diğer taraftan sürtünmeli ortamdaki basit sarkaç ise zaman içinde hızını kaybedip durmaya mahkûmdur. Sistemin faz uzayındaki yörüngesi sıfır noktasına doğru hareketini sürdürür ve sonunda durur. Sistemin çekicisi nokta çekici olur.



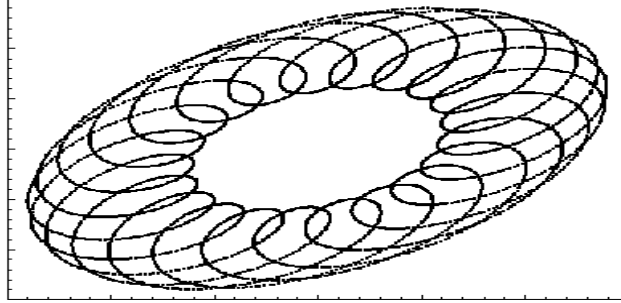
**Şekil 2.4:** Sürtünmesiz(solda) ve sürtünmeli(sağda) ortamlardaki basit sarkaçların çekicileri.

Dinamik sistemlerin davranışlarına göre ayrılmış çekici türleri vardır. Periyodik olarak salınan ve faz uzayında kapalı bir yörüngede hareket eden sistemin sahip olduğu çekicisi tek boyutlu limit çevrimdir. Faz uzayındaki yörüngeler üst üste biner. Limit çevrime sahip bir sistemde başlangıç şartlarını bu yörüngenin dışında bir nokta olarak değiştirsek bile zamanla sahip olduğu limit çevrime oturur ve hareketini bu kapalı yörünge üzerinde sürdürür.

Bir dinamik sistem hareketinin sonunda kararlı bir duruma ulaştıysa ve durumunu bir noktada koruyorsa sahip olduğu çekicisi boyutsuz nokta çekici olarak bilinir. En basit çekici türüdür.



Şekil 2.5'deki gibi farklı periyotlara sahip olarak hareket eden dinamik sistemin çekicisi torustur.



**Şekil 2.5:** Torus Çekicisi.

Bu saydığımız çekici türlerinin ortak özellikleri ise başlangıç durumuna hassas bağılıkları yoktur. Faz uzayındaki yörüngeleri bir limit çevrime ya da bir noktaya ulaşacağı için bu tip çekiciler yakınsayan türde çekicilerdir. Dolayısıyla bu tip çekicilere sahip sistemler öngörülebilir ve düzenli sistemlerdir. Bu tür çekicilerin boyutlarına bakıldığında nokta çekicide boyutsuz, limit çevrimde ve torus çekicide ise tam sayılı boyuta sahiptir ve aynı zamanda çekici boyutları mutlaka faz uzayı boyutundan küçüktür.

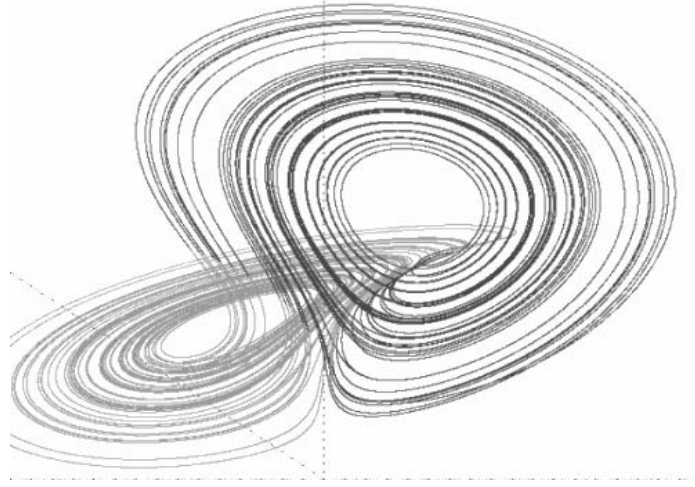
Ruelle ve Takens 1971 yılında garip çekici olarak adlandırdıkları kavramı sıvıların türbülans halini açıklamaya çalışırken kullanmıştır [18]. Bu çekicileri diğerlerinden ayıran ise daha çok boyutlarıdır. Tuhaf çekicilerde boyutlar tam sayılı değildir. Ruelle kitabında çeker kavramı için şu tespitlerde bulunuyor: Çeker, gözlemlenen sistemi herhangi bir anda tanımlayan ya da temsil eden herhangi bir noktanın, kararsız ve gelip geçici oluşumların bittikten sonra üzerinde hareket etmekte olduğu kümedir. Böyle bir açıklamanın söz konusu olabilmesi, sistemi değiştirebilecek çevresel şartların zamandan bağımsız olmalarına bağlıdır; böyle olamazdı sistemi temsil eden noktanın istenilen şekilde ilerlemesi sağlanabilir. Bir başka önemli konu ise enerji kaybeden yapılardır. Kararsız oluşumların son bulmasının nedeni bahsedilen enerji kaybıdır. İncelenen sistemi var eden sonsuz boyuttaki bir uzay içerisinde çeker olarak adlandırılan küçük bir kümenin ilginç olması kaybolan enerji nedeniyledir [23].

Tuhaf çekicilerin üzerindeki hareket eden sistemler başlangıç durumuna hassas bağıllık özelliği gösterirler ki bu kaotik davranışın en güçlü işaretidir. Son olarak bu tip çekerler sonlu boyutlara sahip olmalarına karşın zaman frekansı analizinde süregiden bir frekanslar dizisine sahiptirler [23]. Yani, matematikte sonlu boyuttaki bir uzay yine sonlu sayıda modu tanımlayabilir. Frekans analizinde ise sonsuz sayıda frekansın ortaya çıkması ise sonsuz bir dizi modun varlığına işaret eder. İşte tuhafılık buradadır.

Literatürde “Tuhaf Çekici” kavramı benimsenmesine karşın bilim tarihinde bu kavrama itiraz eden bazı bilimcilerde olmuştur. Örneğin Rus matematikçiler Boris Chirikov ve Felix Izrailve tuhaf çekicilerin sadece konuya yabancı olanlara tuhaf geldiğini dile getirmişlerdir [18].

Diğer çekicilerde olduğu gibi tuhaf çekiciler de zamana bağlı diferansiyel denklemlerin çözümü olarak ifade edilir. Tuhaf çekicilerin grafikleri, sahip oldukları fonksiyonların bağımlı değişkenlerine göre değişim gösterir. Örneğin bağımlı değişken sayısı üç ise çekicinin grafiği üç boyutlu faz uzayında görüntülenir.

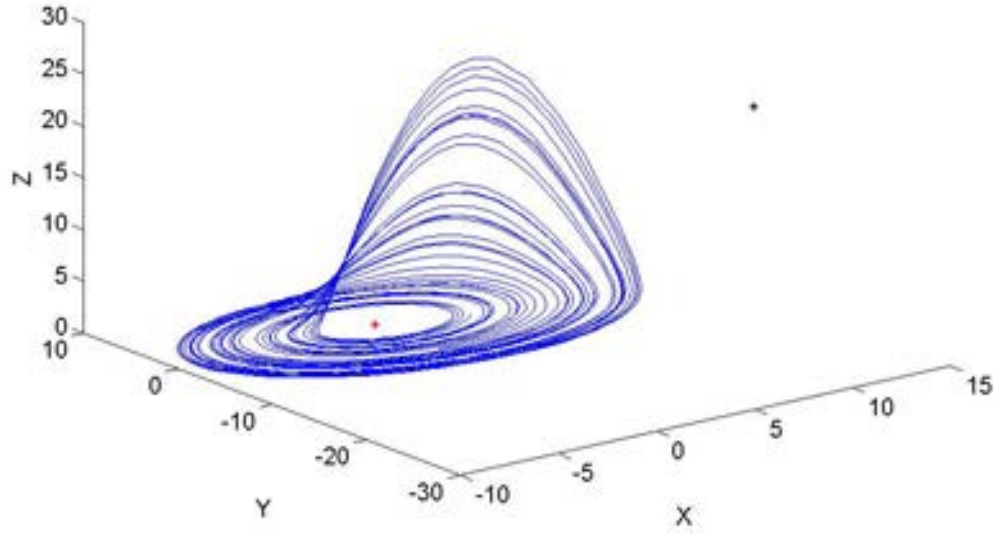
Bilinen ilk tuhaf çekici Lorenz çekicisidir. Lorenz, ısınan bir kutu içindeki gazın davranışını ele aldı. Kutu konveksiyon oluşturmak için, aşağıdan ısıtılabilen ve yukarıdan soğutulabilen bir özelliğe sahip olarak tasarlandı. Sıcak ve soğuk tavan-taban arasındaki sıcaklık farkı akışı kontrol etmeye yarar. Bu fark az ise sistem hareketsizdir. Tabandaki sıcaklık artarak alttaki akışkanı daha fazla ısıttıkça yeni bir davranış görünür ve genişterek yoğunluğu azalan akışkan yukarı doğru harekete geçer. Sonrasında tavanda soğuyan akışkan yoğunluğunu arttırarak aşağı doğru harekete geçer. Bir taraftan yukarı doğru hareket eden akışkan diğer taraftan aşağı hareket eder. Isı daha da çok artırılması halinde ise sistem çok daha karmaşık bir hal alır.



**Şekil 2.6:** Lorenz Çekicisi bulunan ilk tuhaf çekicidir.

Lorenz çekicisinde, sistem asla tekrara düşmediğinden, yörüngeler hiçbir zaman kesişmez. Tuhaf çekicilerin temel özelliklerinde biride yörüngelerin asla birbirini kesmemesidir. Büyütüldüklerinde hep sonsuz sayıda benzer yörüngeler içerirler. Alınan zamana bağlı değerlere göre bu yörüngeler sonsuza kadar uzayabilir. Çekici üstündeki ilerleme somut olmamasına rağmen sistemi anlamak için fikir verir [26]. Örneğin çekicinin kanatları arasındaki geçiş, konveksiyon durumundaki akışkanın dönüşünün aksi yönde değişmesine karşılık gelir.

Bir diğer ünlü tuhaf çekici ise Şekil 2.7'deki görünümüne sahip olan Rössler çekicisidir. Rössler çekiciler için; “Bir sosisin içindeki bir sosisin içindeki bir sosisin içindeki bir sosisin” diyor[2].



**Şekil 2.7:** Rössler Çekicisi.

Rössler çekicisi Lorenz Çekicisine göre daha doğrusaldır. Buna rağmen tuhaf çekicilerin bütün tipik özelliklerine sahiptir.

### 2.2.3 Lyapunov Üstelleri

Dinamik sistemlerin başlangıç koşullarına hassas bağıllığının bir ölçüsü olarak Lyapunov Üstelleri sistemlere ait çekicilerinin dinamik özelliklerini anlamak için önemlidir. Gerçekten de dinamik bir elektrik devresinden ya da türbülانstan çıkan çekiciler bilim insanları için başka bir şeyle ifade etmeliydi. Çünkü bilim insanları için önemli olan ölçümler yapabilmektir [26]. Lyapunov üstelleri kaosu bir ölçüsü olarak önem kazanır.

Matematikçi Sonya Kovalevskaya (1850-1891) değişmez üstellerin doğrusal olmayan diferansiyel denklemlerin kararlılığını incelerken kullanılabileceğinin 1889 yılında ilk gösteren kişidir. Yine bir Rus matematikçi olan Alexandr Mikhailovich Lyapunov (1857-1918) bu çalışmanın üzerinde daha fazla ilerleme kaydetmiştir. Lyapunov, çalışmasında bir dinamik sistemin (zamanın bir fonksiyonu olarak) yörüngelerinin uzaklaşmasının değişimi ile ilgili düşüncelerinin temellerini Lyapunov üstelleri ile açıklamıştır [27].

Kaotik bir sistem için tanı koymakta en kullanışlı dinamiklerden birinin Lyapunov üstelleri olduğu söylenebilir. Lyapunov üstelleri faz uzayında birbirlerine yakın yörüngelerin zamanla birbirine yakınlaşmasının ya da uzaklaşmasının ortalama üstel hızıdır.

Kaosun varlığını hiçbir belirsizliğe izin vermeyecek şekilde belirli sayıların belirli değerleri olarak ifade eden kriterler niceliksel kriterler olarak bilinir. Lyapunov üstelleri de bu nicel kriterlerden biridir [24]. Lyapunov üstelleri, doğrusal sistemlerde kullanılan özdeğerlere (*eigen value*) benzetilir. Literatürde de özdeğerlerin doğrusal olmayan sistemlerdeki karşılığı olarak geçmektedir [28]. Bir dinamik sistemde faz uzayının boyutunun sayısı Lyapunov üstellerinin sayısını belirlemektedir. Sürekli zamanlı ve ayrık zamanlı sistemlerde Lyapunov üstelleri hesaplanabilmektedir. Bunun yanı sıra deney veya benzetim sonuçlarından elde edilen zaman serilerinden de Lyapunov üstelleri hesaplanabilmektedir [29].

Sistemin her bir değişkenine bir Lyapunov üsteli eşlik eder. Bu üstellerin sayısal değerleri sistemin kaotik, periyodik ya da bir denge noktasında kararlı olup olmadığını belirleyebilir.

Sistemdeki Lyapunov üstellerinin aldığı değerler çekici yörüngelerinin gerilme ve katlanmalarını sağlar. Yörüngeler arasındaki mesafenin nasıl değiştiği sorusu sistemin dinamiği hakkında önemli bilgiler verir. Her bir Lyapunov üsteli yörüngelerdeki gerilme ve büzülmelerin ölçüsünü gösterir. Eğer Lyapunov üsteli belirli bir yönde negatif ise herhangi küçük bir fark sistemin gelişmesiyle üstel olarak büzülecek ve sıkışacaktır. Eğer bu üstel sıfır ise başlangıç durumundaki yörüngeler arasındaki mesafe aynı kalır. Eğer Lyapunov üsteli pozitif değere sahipse, yörüngeler arasında başlangıçtaki bu küçük fark zamanla üstel olarak artar.

En büyük Lyapunov üstelinin pozitif bir değerde olması, dinamik sistemin kaotik özellikte olduğunu ifade eder. Tablo 2.1’de 4 boyutlu bir dinamik sistemin olası Lyapunov üstellerini ve çeker özelliklerini inceleyebiliriz.

**Tablo 2.1:** Dört boyutlu bir sistemin muhtemel Lyapunov üstelleri [30].

| $\lambda_1$ | $\lambda_2$ | $\lambda_3$ | $\lambda_4$ | çeker        | çeker boyutu |
|-------------|-------------|-------------|-------------|--------------|--------------|
| negatif     | negatif     | negatif     | negatif     | nokta        | 0            |
| 0           | negatif     | negatif     | negatif     | limit çevrim | 1            |
| 0           | 0           | negatif     | negatif     | $T^2$ torus  | 2            |
| 0           | 0           | 0           | negatif     | $T^3$ torus  | 3            |
| pozitif     | 0           | negatif     | negatif     | kaotik       | >2           |
| pozitif     | pozitif     | 0           | negatif     | hiperkaotik  | >3           |

### 2.3 FİZYOLOJİK SİSTEMLER VE KAOS

Fizyolojik sistemler üzerine yapılan çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. Lyapunov üstellerini hesaplayarak yapılan bazı çalışmalarda kalp ve damarlardan oluşan dolaşım sistemlerinde kaotik yapının varlığına rastlanılmıştır [31,32]. Değişen kardiyak durumlarında kararlı olmayan periyodik yörüngeler tespit edilmiş ve bu yolla sağlıklı kardiyovasküler sistemin durumunu teşhis etmek için kullanılmasının yanında kalp damar sisteminin hareket biçiminin de anlaşılmasına çalışılmıştır [33].

Bir hayvan modelinin toplardamarından ve karaciğer atardamarından kayıt edilen kan akış verilerinde periyodik özelliklerin var olduğunu ve frekans bileşenleri incelendiğinde kan akışından elde edilen sinyallerde kaotik özelliklerinde olduğu fikrine varılmıştır [34]. Yine başka bir hayvan modelinde yapılmış araştırmada olağan aralıklardaki kan basıncına sahip ve böbrek atardamarlarından biri kesilmiş sıçanlarda böbrekte ki ait kan akışı ve basınç değişimlerinde kaotik özelliklere sahip bir yapının olup olmadığı araştırılmıştır [35]. İlinti boyutu hesabı yapılmış basınç verisinde, garip çekicinin var olduğu bilgisine ulaşılmıştır. En büyük Lyapunov üstellerinin de pozitif olduğu görülmüştür. Sonuç olarak düzenli olmayan basınç değişikliklerinde kaos görülmüştür. Egzersiz, egzersiz sonrası ve dinlenme esnasında ön koldan ölçülen kan akışı verilerinin fraktal boyutlarına bakıldığında, egzersiz esnasında kayıt edilen verilerden fraktal boyutun diğer durumlardakinden kayda değer ölçüde düşük olduğu

tespit edilmiştir [36]. Bu türdeki benzer çalışmalar ile hastalıklı ve sağlıklı kişilerden alınan verilerle yapıldığında iki hasta grubunda egzersizin etkileri ortaya çıkartılabilir.

Kan akış dinamiklerinin araştırıldığı bir çalışmada [37], kardiyovasküler sistemde çevresel kan akışından alınan veriler analiz edildiğinde, dolaşım probleminin olduğu hallerde en az bir Lyapunov üstelinin sıfır olarak hesaplandığı görülmüştür. Sağlıklı ve hastalıklı hallerde KHD, atardamar basıncı, toplardamar basıncı ve EKG sinyalleri için zaman ve frekans analizleri yapılmış, ilinti boyutu ve Lyapunov üsteli bulunmuştur [38]. Farklı patolojik hallerde hesaplanan farklı sonuçlar, bu durumların tahmin edilmesini sağlayabilir ve tanı konulmasında faydalı olabilirler. Sağlıklı kişiler ile kronik atardamar hastalarının, EKG ölçümü senkronizeli olarak yapıldığında en büyük Lyapunov üsteli sağlıklı kişilerde atardamar hastalarına göre daha yüksek çıkmıştır [39].

En büyük Lyapunov üsteli ve ilinti boyutunun değerlendirildiği bir başka çalışmada ise cinsiyete ve yaşa bağlı arteriyel kan akışı değişimlerinin orta beyne ait atardamardan alınan Doppler verileriyle incelenmiştir [40]. Yaşın yükselmesi ile birlikte azalan Lyapunov üsteline karşın buna karşın artan ilinti boyutu tespit edilmiştir. Cinsiyete bağlı herhangi bir farklılaşma gözlenmemiştir.

Kaosun yöntemleriyle incelenen bir başka çalışmada ise damar hareketi dinamikleri araştırılmıştır. Küçük arterlerin çapında (ya da direncinde) oluşan ritmik farklılıklar fizyolojik bir olaydır. Bir parmakta bulunan kılcal damardaki nabız sinyalleri analizi yapıldığında en yüksek 1. ve 2. Lyapunovların pozitif olduğu tespit edilmiştir [41]. Otonom sinir sisteminin kontrol ettiği düşünülen ve dış yüzeye en yakın arterlerden elde edilen sonuçlar doğrusal olmayan modülasyona dayanarak tartışılmıştır. Bu çalışmada kan akışının sağlıklı damarlarda kaotik dinamiklere sahip olduğu görülmüş ve bununla beraber, damarlarda ortaya çıkan tıkanma ya da daralma gibi durumlarda ise kaotik durumda artış olduğu tespit edilmiştir. Kan akışı hızının belirli bir değerin üstünde olması da kaotik durumda artışa sebep olmuştur. Kaos analizinin kullanıldığı bir başka çalışma ile atardamar daralmasının önünde ve arkasındaki (akışa karşı ve akışın yönünde) girdaplı akışın olup olmadığını araştırılmıştır [42,43].

Tezimizde inceleyeceğimiz sıçanlardaki farklı modellerde sistemik arteriyel basınç sinyallerinin (mmHg) düzensiz dinamik bir yapıda olduğu düşünülebilir. Bu sinyaller

deney ortamında kontrol edilebilir hale getirildiğinde, deneklerin kan basınçlarını değiştirecek müdahaleler yapılabilir. Bu yollarla elde edebildiğimiz sinyallerin dinamik özellikleri, Yerleştirme Teoremi ile yeniden yapılandırdığımız faz uzaylarında incelendi. Zaman serisi şeklinde kayıt edebildiğimiz sinyallerin Lyapunov üstellerini hesaplayarak zamanla değişen kan basıncı değerleriyle ilişkisi incelendi ve bu amaçla iki şok modeli üzerinde çalışıldı.

Kan basıncı sinyalleri alınan gruplar aşağıdaki gibi düzenlendi;

- 1) Kontrol grubu (n=6): Standart prosedürün uygulandığı ve herhangi bir madde uygulanmamış grup. 6 adet denek.
- 2) Hemorajik şok grubu: Standart prosedürün ardından arteriyel kanülden dakikada 1 ml kan alınarak arteriyel basıncın 40 mmHg ya düşürüldükten sonra 1 saat bekletilerek oluşturulan grup [44]. 6 adet denek.
- 3) Septik şok grubu (n=6): Standart prosedürün ardından LPS (10 mg/kg i.v.) uygulanarak arteriyel basıncın 40 mmHg'a düşmesinden sonra 1 saat bekletilerek oluşturulan grup. 6 adet denek.



### 3. MALZEME VE YÖNTEM

#### 3.1 DOĞRUSAL OLMAYAN ZAMAN SERİSİ ANALİZİ

Özellikle fizyolojik sistemlerde, sistemin sahip olduğu dinamik özellikleri anlayabilmek için incelenen sisteme ait olan tek boyutlu zaman serileri halinde kayıt edilmiş sinyalleri mercek altına almak gerekir. Bu sinyaller incelediğimiz sistemin yapısına ve bulunduğu şartlara göre çeşitli yöntemlerle gözlenip kayıt edilebilir. Sinyallere ait tek boyutlu zaman serileri analiz edilerek, ilk gözlemlerden daha fazla bilgi edinebilmek mümkün olabilir. Özellikle düzensiz dinamiklere sahip bir sistemin davranışlarını anlayabilmek için geliştirilen, doğrusal olmayan analiz yöntemleri ile sistemin zaman içinde evrimini incelemek çok önemlidir.

Dinamik bir sistemin zaman içindeki davranış biçimini ve varsa kaotik özelliklerini belirlemek için sistemin çekicisinin kapasite, bilgi, korelasyon vb. boyut değerleri kullanılmaktadır [28].

Çeşitli yöntemlerle kayıt edilmiş zaman serilerinden yola çıkarak, incelenen sisteme ait çekicinin dinamik ve topolojik özelliklerini (örneğin boyutu) araştırmak ve bu yolla sistemden daha fazla bilgi çıkarmak için sistemin faz uzayını yeniden yapılandırmak birçok açıdan yarar sağlar. Bu amaçla yapılan ilk çalışma 1980 yılında Packard tarafından yapılmıştır. Packard gözlenmiş türbülanslı ya da kaotik akıştan bir takım ölçüleri elde etmek için çekicinin, faz uzayındaki yapısını yeniden kurmuştur[45]. Bu yeniden yapılandırmanın dinamik süreci, daha fazla bilgi taşımayana kadar bağımsız bir koordinatın eklenmesiyle, ardışık olarak daha yüksek boyutlu yeni bir faz uzayına transformasyonu ile mümkün olacağı belirtilmiştir.

##### 3.1.1 Faz Uzayının Yeniden Yapılandırılması

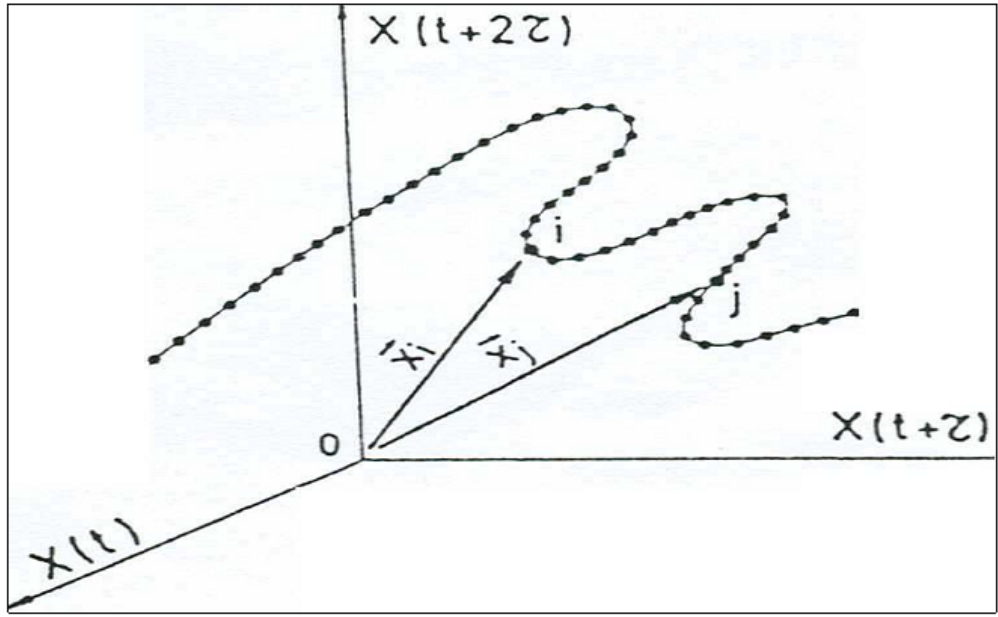
Bir düzensiz sistemin çekicisinin sahip olduğu karmaşıklığın niceliksel olarak hesaplanmasını hedeflerken bir yandan da bu düzensiz sistemde gözlemlenen dinamik davranışlarının kaotik olup olmadığını belirlemek için sistemin faz uzayının yeniden yapılandırılması gerekmektedir.

Bir düzensiz sisteme ait deneysel ölçüm verilerinin tek boyutlu zaman serisi ile Embedding teoremini [3] kullanarak faz uzaylarını yeniden yapılandırabiliriz. Bu yeniden yapılanma için yerleştirme (embedding) parametreleri olarak bilinen gecikme zamanı  $\tau$ 'nın (en uygun seçilmesi gerekir) ve yeni faz uzayı boyutunun (Embedding boyutu) elimizdeki bu tek boyutlu zaman serisinden hesaplanması gerekir.

1980 yılında Packard [45] bu yeniden yapılanmanın dinamik sürecinin, daha fazla bilgi taşımaya kadar bağımsız bir koordinatın eklenmesiyle, ardışık olarak daha yüksek boyutlu yeni bir faz uzayına transformasyonu ile mümkün olacağını göstermiştir. Buna göre; sisteme ait sinyalleri kayıt ederek oluşturulan zaman serisi, bu koordinatlardan birini meydana getirirken, diğer bağımsız koordinatları ise bu zaman serinin  $(m-1)$ .inci mertebeye kadar olan türevleri meydana getirmektedir.

Ayrık zaman serisi durumu ise farklıdır. Bu durumda koordinatlardan birini zaman serisi oluştururken, diğer bağımsız koordinatlar ise gecikme zamanı  $\tau$  'nın  $(m - 1)$ .inci katına kadar orijinal serinin kaydırılması yoluyla elde edilir. Burada gecikme zamanı  $\tau$ ,  $(m - 1)$  koordinatı lineer bağımsız yapacak şekilde seçilir.

Böylelikle düzensiz bir sistemin zaman evrimi; sistemden elde edilen tek bir durum değişkeni ve onun ardışık türevleri ile (veya zaman kaydırılarak elde edilen değişkenlerle) yeniden yapılandırılan  $m$  boyutlu yeni bir faz uzayında temsil edilebilir.



Şekil 3.1:  $X(t)$  zaman serisini kullanarak faz uzayının yeniden kurulması [28].

### 3.1.2 Gecikme Zamanı ( $\tau$ ) ve seçimi

Faz uzayı yeniden yapılandırılırken  $\tau$  'nın doğru seçimi çok önemlidir. Zaman serisinden tahmin edilen  $\tau$  parametresi çok küçük seçilirse  $X(t)$  ve  $X(t + \tau)$  birbirine çok yaklaşır ve neredeyse birbirine eşit olur. Bu durumda yeniden kurulan faz uzayında çizilmek istenen çekici, faz uzayı diyagonalı üzerinde sıkışacaktır.  $\tau$  parametresi çok büyük seçildiği takdirde ise  $X(t)$  ve  $X(t + \tau)$  koordinatları arasındaki fark çok büyük olacağından bu sefer de çekici faz uzayı diyagonalı üzerinde rastgele dağılmış olarak görüneceğinden, çekicinin yapısı bozulacaktır veya çekici ortadan kalkacaktır[28].

#### 3.1.2.1 Otokorelasyon Fonksiyonu

Gecikme zamanı  $\tau$ 'nın seçiminde kullanılan klasik yöntem otokorelasyon fonksiyonudur. Otokorelasyon fonksiyonu, bir zaman serisinden  $\tau$  zaman farkıyla elde edilen  $X(t)$  ve  $X(t + \tau)$  gibi iki zaman serisi arasındaki lineer bağımlılığı ölçer. Bu nedenle iki zaman serisi arasında doğrusal olmayan bir ilişki olması veya hiç ilişki olmaması durumlarını birbirinden ayırma imkânı vermez.

1988'de Shuster otokorelasyon fonksiyonunun grafiğinde, fonksiyonun  $\rho = 0$  eksenini kestiği değerin  $\tau$  olarak alınmasındaki amacı, iki koordinatın lineer

bağımsız hale geldiği zamanın belirlenmesi olarak ifade etmiştir. Buzug ve Pfister'in [46] 1992'de yaptığı çalışmaya göre ise diğer koordinatlar arasında var olabilecek korelasyondan dolayı, otokorelasyon fonksiyonunun yüksek boyutlu sistemlere uygulanması yanlış sonuçlara neden olabilir.

### 3.1.2.2 Karşılıklı Bilgi Fonksiyonu

1986'da Fraser ve Swinney [47] tarafından  $\tau$ 'nın seçimi için önerilen, iki değişken arasında sadece doğrusal değil aynı zamanda doğrusal olmayan bağımlılığı da ölçen "karşılıklı bilgi fonksiyonu (mutual information function-MIF)"  $\tau$ 'nın en uygun değerini seçme amacıyla kullanılmaktadır. Karşılıklı bilgi fonksiyonunun ilk yerel minimumuna karşı gelen değerini  $\tau$  olarak alınmaktadır. Ancak 1992'de Buzug, Pfister ve Martinerie'nin yaptığı bazı çalışmalar sonucunda, yerleştirme boyutunun dördü aşması durumunda karşılıklı bilgi fonksiyonunun pratik olmadığı ifade edilmiştir [46,48].

Karşılıklı bilgi fonksiyonunu  $\tau$ 'nın çok büyük ya da çok küçük seçilmemesi amacına yönelik olarak kullanıyoruz. Diğer bir deyimle amacımız, orijinal faz uzayına bakmadan optimum gecikme zamanını belirlemektir [28].

Kaynak [47]'de bir  $S$  sisteminde  $s$ 'yi belirlemek için yapılan bir ölçümden kazanılan ortalama bilgi miktarı (entropi)

$$H(S) = - \sum_i P_s(s_i) \log P_s(s_i) \quad (3.1)$$

fonksiyonu ile tanımlanmıştır.

Burada  $P_s(s_1), P_s(s_2), \dots, P_s(s_{1n})$  olasılıkları  $S$  sisteminde  $s_1, s_2, \dots, s_n$  ölçüm sonuçlarına karşı gelmektedir.

$(S, Q)$  gibi bir sistem çiftini dikkate alındığında  $H(Q), H(S)$ ' e benzer şekilde tanımlanmıştır.

$$H(S, Q) = - \sum_i^n \sum_j^m P_{sq}(s_i, q_j) \log (P_{sq}(s_i, q_j)) \quad (3.2)$$

$(s, q)$  çiftlerinin ölçümünden kazanılan ortalama bilgi miktarına karşı gelen bileşik olasılık dağılımları  $P_{sq}(s_i, q_j)$  olmak üzere  $H(S, Q)$  için  $S$  ve  $Q$ ' nun bileşik entropi fonksiyonu tanımı verilmiştir.

$(S, Q)$  sistemleri için karşılıklı bilgi fonksiyonu,

$$I(S, Q) = H(Q) + H(S) - H(S, Q) \quad (3.3)$$

$$I(S, Q) = \sum_i \sum_j P_{sq}(s_i, q_j) \log \left[ \frac{P_{sq}(s_i, q_j)}{P_s(s_i)P_q(q_j)} \right] \quad (3.4)$$

şeklinde ifade edilebilir. Karşılıklı bilgi fonksiyonu,  $s$  için bir ölçüm değeri verildiğinde,  $q$  için ortalama kaç bitlik bir öngörü yapılabileceğini gösterir.

$X(t)$  bir zaman serisi ise zamansal gelişim vektörü  $Y(t)$  şu şekilde yazılabilir;

$$Y(t) = (X(t), X(t + \tau)) \quad (3.5)$$

Bu durumda  $S$  ve  $Q$  zamansal gelişim vektörünün bileşenlerini;

$$S = \{X(t)\}; \quad Q = \{X(t + \tau)\} \quad (3.6)$$

şeklinde yazabiliriz.  $S$  sisteminin ölçüm değerlerinden  $Q$  sisteminin ölçüm değerleri hakkında elde edilebilecek bilgi miktarı, karşılıklı bilgi fonksiyonunun (bit cinsinden) sayısal ölçüsüdür.

### 3.1.3 Yerleştirme Boyutu ( $d_E$ )

Zaman içinde herhangi bir sistemin, değişkenleri arasındaki ilişkilerden kaynaklanan dinamiğini tanımlayan birinci mertebeden adi türevli bir diferansiyel denklem sistemi

$$\dot{X}_j = f_j(X_1, \dots, X_l); \quad j = 1 \dots l \quad (3.7)$$

ile verilir. Burada  $l$  faz uzayı koordinatlarıdır ve dinamik sistemin  $l$  tane bağımsız değişkene sahip olduğunu ifade eder. Sistemin zaman içindeki evrimi  $\xi(t)$  ise

$$\xi[X_1(t), \dots, X_l(t)] \quad (3.8)$$

vektörü ile verilir. Faz uzayında yörünge'nin konumunu  $\xi(t)$  vektörünün bileşenleri belirler. (3.7) ile verilen denklem sistemi,

$$X^l = f(X, X', \dots, X^{(l-1)}) \quad (3.9)$$

şeklinde  $l$  .inci mertebeden doğrusal olmayan bir diferansiyel denkleme indirgenebilir. Burada  $X(t)$  ve onun  $(l-1)$  .inci türevinin  $x(t), x'(t), \dots, x^{(l-1)}(t)$  zamansal evrimini tanımlayan  $l$  tane denkleme karşılık gelir:

$$X(t) = [X, X', \dots, X^{(l-1)}] \quad (3.10)$$

$X(t)$  vektörünün bileşenleri yörünge'nin konumunun zamansal evrimini belirler. Şimdi ilk iki denklem ile verilen  $l$  -boyutlu orijinal faz uzayında, boyutu  $d_A \ll l$  olan bir çekici ya da herhangi bir geometrik nesneyi dikkate alalım. Bu takdirde geometrik nesneyi (3.9) ve (3.10) eşitliklerinde verilen tek bir değişkenin  $(X, X', X'', \dots)$  meydana getirdiği yeni bir faz uzayında tanımlamak mümkündür.

Burada anlatılan şekilde oluşturulan yeni faz uzayının boyut sayısı, orijinal faz uzayının boyut sayısından daha az olabilecektir. Whitney embedding teoremi olarak bilinen bu teorem hemen hemen bütün diferansiye edilebilir dinamik sistemler için geçerlidir.

Bu teorem, orijinal faz uzayındaki  $d_A$  boyutlu bir geometrik nesnenin örneğin bir çekicinin,

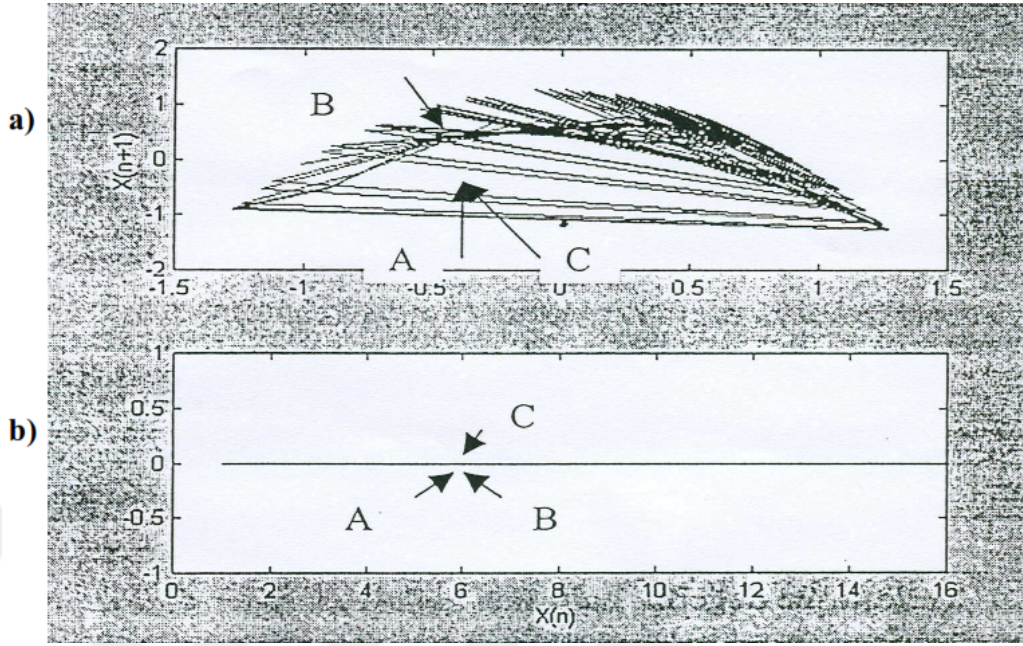
$$d_E = 2d_A + 1 \quad (3.11)$$

boyutlu bir faz uzayına yerleştirilebileceğini ifade etmektedir. Tek bir durum değişkeninden çekici boyutunun elde edilebilmesi için  $d_E$  boyutlu bir uzay içersine (zaman serisinin kendisi ve  $(d_e - 1)$  tane türevi) yerleştirilmesi yeterlidir.

$$X(t) = [X(t), X'(t), \dots, X^{(l-1)}(t)] \quad (3.12)$$

Bu durumda eğer  $m$  yeterince büyük seçilirse, orijinal faz uzayının boyutunu bilmek gerekli değildir.  $X(t)$  sürekli değişkeni ile onun  $(d_E - 1)$ 'e kadar olan türevlerinin yerine Şekil 3.1' de gösterildiği gibi  $X(t)$  ayrık zaman serisi ile onun  $(d_E - 1)$  'e kadar  $(dE - 1)\tau$  şeklindeki kaydırılmış durumları dikkate alınabilir.

$$X(t) = \{X(t), X(t + \tau), \dots, X[t + (d_E - 1)\tau]\} \quad (3.13)$$



**Şekil 3.2:** a) A ve C'nin en yakın doğru komşulukları, b) A, B ve C'nin en yakın yanlış komşulukları [49].

### 3.1.3.1 En Yakın Yanlış Komşuluklar Metodu

Bu metotla yeniden kurulmak istenen faz uzayının yerleştirme boyutu bulunmaktadır. Gecikme zamanı kullanılarak faz uzayı koordinatları  $x(t_0 + n\Delta t) = X(n)$  olmak üzere,

$d$  boyutta oluşturulan çok boyutlu durum vektörleri

$$y(n) = (X(n), X(n + \tau), \dots, X(n + (d - 1)\tau)) \quad (3.14)$$

ile ifade edilir.  $d$  boyutta,  $y(n)$ 'e ait bir  $r$ 'inci yakın komşu nokta  $y^{(r)}(n)$  ile ifade edersek, (3.14)'deki tanım kullanılarak  $y(n)$  ile en yakın komşusu arasındaki Öklidsel uzunluğu karesi

$$R_d^2(n, r) = \sum_{k=0}^{d-1} [x[n + k\tau] - x^y[n + k\tau]]^2 \quad (3.15)$$

olarak yazılabilir.

Bu ifadede  $d$  boyutdan  $d + 1$  boyutuna geçildiğinde her bir  $y(n)$  vektörüne  $(d + 1)$ 'inci boyut da eklenmektedir. Bu  $(d + 1)$ 'inci boyutun eklenmesinden sonra  $y(n)$  ile onun  $d$ 'inci boyutundaki en yakın komşusu ile arasındaki yeni uzaklık ise

$$R_{d+1}^2(n, r) = R_d^2(n, r) + [X[n + d\tau] - X^r[n + d\tau]]^2 \quad (3.16)$$

şeklinde yazılır.  $d$  'inci boyuttan  $d + 1$  'inci boyuta geçerken  $y(n)$  ile  $y(n)$ 'in  $r$  'inci yakın komşusu olan  $y^{(r)}(n)$  arasındaki uzaklığın değişimi, yerleştirme boyutu bulurken kullanılmaktadır ve

$$\left[ \frac{R_{d+1}^2(n, r) - R_d^2(n, r)}{R_d^2(n, r)} \right] = \frac{|X[n + d\tau] - X^r[n + d\tau]|}{R_d^2(n, r)} > R_{tol} \quad (3.17)$$

şeklinde verilir. Burada  $R_{tol}$  bir eşik değeridir. Bu eşik değerinden büyük olan noktalar yanlış komşuluk olarak adlandırılırlar. Sadece  $r = 1$  için en yakın komşulukları, yörünge üzerindeki  $(n = 1, 2, \dots, N)$  tüm noktalar için hesaplayıp,  $N$  adet en yakın komşuluktan hangilerinin yanlış komşuluk olduğu elde edilir. Sonuçlar bulunan toplam yanlış komşuluk nokta sayısının toplam nokta sayısına,  $N$ 'e olan oranı şeklindeki kayıt edilir. Hesaplanan yanlış komşuluk noktalarının oranı 0'a ya da çok küçük bir değere ulaştığında elde edilen yerleştirme boyutu, en küçük yerleştirme boyutu (minimum embedding dimension) olarak alınır[29].

Ancak bu metot gürültülü olarak bahsettiğimiz yüksek boyutlu sistemlerden elde edilen zaman serilerinin analizinde tek başına yeterli olmamaktadır. Zaman serisinin yüksek boyutlara yayılması istendiğinden dolayı en yakın komşuluk mesafesi hemen hemen çekicinin boyu ile kıyaslanabilir hale gelmektedir. Bu durumda yerleştirme boyutu arttıkça sabit nokta sayısı sebebiyle yakın komşuluk mesafeleri oldukça artmaktadır.

Bu sorunun üstesinden gelinmek için şu yol izlenilir;

$d \rightarrow d + 1$  boyut geçişinde  $R_{d+1}(n)$  uzaklığı tarafından

$$\frac{R_{d+1}(n)}{R_A} > A_{tol} \quad (3.18)$$

Koşulu sağlanmalıdır. Burada  $A_{tol}$  bir eşik değeridir. Çekici boyutu  $R_A$  ise ve şu şekilde ifade edilir.



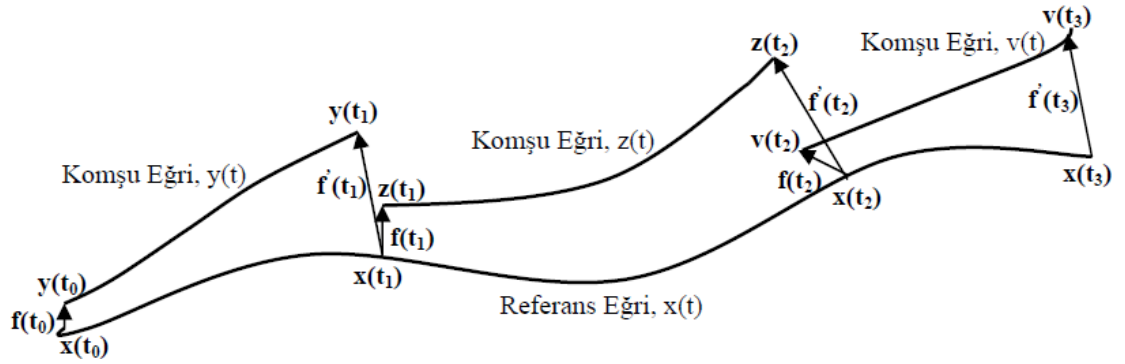
$$R_A^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [X(n) - \bar{X}]^2 \quad (3.19)$$

burada

$$\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N X(n) \quad (3.20)$$

dir.

### 3.1.4 Lyapunov Üstellerinin Hesaplanması



Şekil 3.3: Lyapunov Üstelinin hesaplanması.

Lyapunov üstelini hesaplariken Şekil 3.3’de görüldüğü gibi referans bir eğri üzerinde bir  $x(t_0)$  başlangıç noktası seçelim. Bu noktaya çok yakın bir başka noktayı, komşu bir eğri  $y(t)$  eğrisi üzerinde seçelim. İki nokta arasındaki öklid uzaklığı  $f(t_0)$  olur.  $t_1$  anında yörüngeler üzerinde hareket eden noktaların arasındaki mesafe  $f'(t_1)$  olur.  $t_1$  anında  $y(t)$  eğrisiyle hemen hemen aynı yönde ilerleyen başka bir  $z(t)$  eğrisi üzerinden  $x(t_1)$  noktasına yakın yeni bir başlangıç noktası  $z(t_1)$  seçilir ise aradaki mesafe  $f(t_1)$  olur. Aynı şekilde  $t_1$  anında  $x(t_2)$  noktası ile  $z(t_2)$  arasındaki mesafe  $f'(t_2)$  olarak hesaplanabilir. Bu yolla hesaplanan Öklidsel mesafenin oranı  $f'(t_1)/f(t_0)$  ve ya  $f'(t_2)/f(t_1)$  her nokta çiftinin aralarındaki artan mesafeyi hesaplar.

$$\log \left( \frac{\frac{f'(t_{i+1})}{f(t_i)}}{t_{i+1} - t_i} \right) \quad (3.21)$$

Referans eğrinin üstel genişlemesi 3.21'deki gibi olur. Bu işlemler N defa tekrarlandığında Lyapunov üsteli 3.22'deki gibi hesaplanır.

$$\lambda = \frac{1}{t_N - t_0} \sum_{i=1}^N \log \frac{f'(t_i)}{f'(t_{i-1})} \quad (3.22)$$

#### 3.1.4.1 En Büyük Lyapunov Üstelinin Hesaplanması

Lyapunov üstelleri hesaplanırken genellikle en büyük Lyapunov üsteline bakılır. Bir dinamik sistemin kaotiklik derecesini, en büyük Lyapunov üsteli değerini hesaplayarak belirleyebiliriz. Üstel, sıfırdan büyük çıkıyorsa incelenen dinamik sistem kaotiktir. Sıfıra eşit ya da sıfırın altında bir değer alıyorsa sistem kaotik değildir. Bu derecelendirme sistemin başlangıç koşullarına olan duyarlılığın da bir ölçütüdür. Bir dinamik sistem için elde edilmiş Lyapunov Üsteli değeri ( $\lambda$ ) pozitif ve 0'a yaklaşırsa, bu tür sistemlerde q-istatistik ve süper istatistik gibi yeni geliştirilen yöntemlerle fizik yapabilmek mümkündür [50].

En büyük Lyapunov üstelini hesaplamak için kullanılan en yaygın metotlardan birisi Wolf (1985) metodudur [9]; İlk önce faz uzayı yapılandırması yapılır ve ilk yerleştirme vektörü için en yakın komşu bulunur. Komşu aranmasında şu koşul yerine getirilmelidir: Aynı yörüngede birbirini izleyen vektörlerin en yakın komşusu olarak hesaplamak için yeterli zaman aralığı olmalıdır. Bu koşul yerine getirilmediğinde, komşuların doğal korelasyonu nedeni ile Lyapunov Üstelleri birbirinin taklidi olabilir. Komşu ve başlangıç mesafesi (L) belirlendiğinde sistem belirlenmiş bir zaman dilimi kadar evrildiğinde, yeni mesafe ( $L'$ ) hesaplanır. Mesafe belirli bir eşiği geçene kadar bu ilerleme tekrar edilir ve birbirini izleyen mesafeler hesaplanır. Daha sonra, ilk vektöre olabildiğince yakın, ilk komşu ile hemen hemen aynı yöneline sahip yerleştirme vektörü araştırılır. Son olarak aşağıdaki formül kullanılarak Lyapunov üstelleri hesaplanır.

$$L_1 = \frac{1}{(t_k - t_0)} \sum_{i=1}^k \ln \frac{L'(t_1)}{L(t_{i-1})} \quad (3.23)$$

Wolf algoritmasını detaylandırırsak; ilk olarak yerleştirme uzayının bir  $\vec{p}(t)$  noktası için  $\|\vec{p}(i) - \vec{p}(t)\| \leq \varepsilon$  bağıntısını sağlayan bir yakın komşu  $\vec{p}(i)$  bulunur. Sonra her iki nokta da, sabit bir evrilme zamanı  $v$  için zamanda ileri doğru yinelenir. Burada  $v$ , yerleştirme gecikmesi  $\tau$ 'dan birkaç kat büyük olmalı ama  $(m\tau)$  çarpımından çok küçük olmamalıdır. Eğer sistem kaotikse, evrilen zamandan sonraki mesafe, başlangıçtaki  $\varepsilon$  değerinden büyük olacaktır.

$$\|\vec{p}(i + v) - \vec{p}(t + v)\| = \varepsilon_v \quad (3.24)$$

Düzenli davranış durumunda  $\varepsilon \approx \varepsilon_v$  olur. Her bir  $v$  evriminden sonra, yerleştirme uzayında evrilmiş nokta  $\vec{p}(t + v)$ 'ye uzaklığı küçük ( $\varepsilon$ ) olması gereken yeni bir  $\vec{p}(j)$  noktası aradığımız yerde bir yenileme adımına girilir. Burada şu koşul vardır:  $\vec{p}(t + v)$  ve  $\vec{p}(i + v)$  noktaları ile  $\vec{p}(t + v)$  ve  $\vec{p}(j)$  noktaları tarafından oluşturulan vektörler arasındaki açısal ayrılık küçük olmalıdır. Bu süreç, yörüngenin başlangıç noktası sonuncusuna ulaşana dek tekrarlanır. Sonuçta, en büyük Lyapunov üsteli şu eşitliğe göre hesaplanır:

$$\lambda_1 = \frac{1}{Mv} \sum_{i=1}^M \ln \frac{\varepsilon_v}{\varepsilon} \quad (3.25)$$

Burada  $M$  yenileme adımlarının toplam sayısıdır. Ardışık yenileme adımları, en büyük Lyapunov üstelinin doğru bir tahmini için çok önemlidir. Eğer yerleştirme uzayı uygun biçimde kurulmuşsa ve noktalarla yoğun biçimde doluysa algoritma çok iyi işler [47].

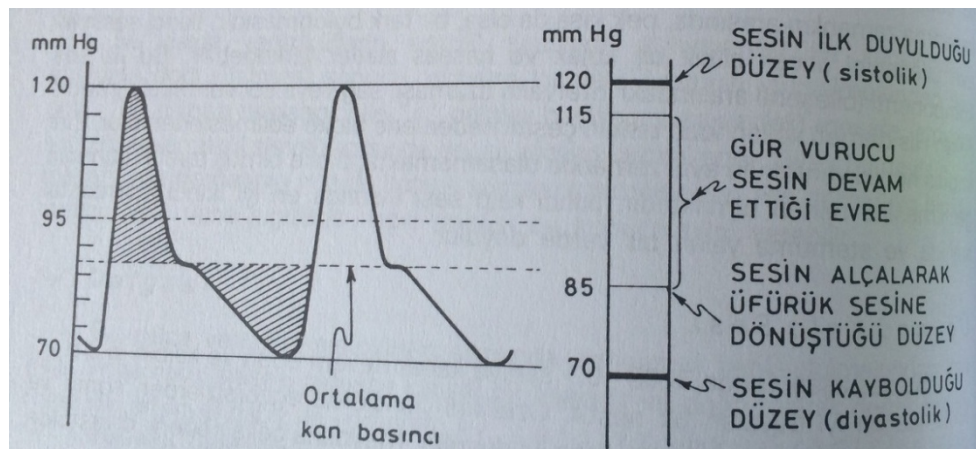
Kaotik zaman serisi analiz yöntemiyle çeşitli dinamik sistemler için elde edilmiş sonuçlar Tablo 3.1 de görülmektedir [28]:

**Tablo 3.1:** Kaotik zaman serilerinin analizlerinde elde edilmiş sonuçlar [28].

|                                                         | Zaman gecikmesi<br>(T) | Boyut<br>(m) | Lyapunov Üstelleri<br>( $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ ) | Lyapunov Boyutu<br>( $D_L$ ) | İlmi Boyutu<br>( $D_I$ ) |
|---------------------------------------------------------|------------------------|--------------|-------------------------------------------------------------|------------------------------|--------------------------|
| Van Der Pol Osilatör<br>$a=5, b=3, w=1.788$ [1 0 0]     | 1                      | 3            | 0.30382, -8.9262e <sup>-12</sup> , -2.3666                  | 2.1284                       | 1.5146                   |
| Rössler Denklemleri<br>$a=0.2, b=0.2, c=5.7$ [-9 0 0]   | 10                     | 3            | 0.0732, 0, -5.4824                                          | 2.0133                       | 1.7827                   |
| Lorenz Denklemleri<br>$\sigma=16; b=4; r=45.92$ [1 1 1] | 10                     | 3            | 1.512, 0, -21.334                                           | 2.070                        | 2.0054                   |
| Normal Sinüs Ritmi <sup>*</sup>                         | 2                      | 7            | 0.0424, -0.0032, -0.0260, -0.0630                           | 3.0818                       | 1.783                    |
| Ventriküler Fibrilasyon <sup>*</sup>                    | 14                     | 8            | 0.0250, 0.0109, 0.0035, -0.0020                             | 6.5245                       | 6.4031                   |

### 3.2 ARTERİYEL KAN BASINCI SİNYALİ

Yetişkinlerin büyük arterlerde kalbin kasılması (sistolü) sırasında kan basıncı en yüksek 120 mmHg düzeyine, sistolik basınç (SP) seviyesine gelir ve kalbin gevşemesi (diastolü) sırasında en düşük 70 mmHg düzeyine, diastolik basınç (DP) seviyesine gelir. Bu iki düzeyde aldığı değerler ile Arteriyel kan basıncı ifade edilir. Arteriyel kan basıncına ait ortalama değeri hesaplariken sistolik ve diastolik basıncın aritmetik ortalamasını almak yanlış olur ve gerçek değerden daha büyük hesaplanmış olur (Şekil 3.4). sistolik basıncın diastolik basınçtan daha kısa sürmesi sebebiyle aritmetik ortalama almak doğru değildir. Şekil 3.4’de taralı bölgelerde, kalbin kasıldığı ve gevşediği evrelerde taralı alanların eşit olduğu düzeyden geçen çizgi, doğru olan ortalama kan basıncını gösterir [51].

**Şekil 3.4:** İnsanda arteriyel kan basıncı [51].

Ortalama arteriyel basıncı (MAP-Mean Arterier Pressure) hesaplamının kolay yolu 3.26'da verilmiştir. SP değerinin üçte biri ile DP değerinin üçte ikisini toplamak MAP'i hesaplamayı mümkün kılar.

$$MAP = \frac{SP}{3} + 2 \frac{DP}{3} \quad (3.26)$$

Rutin klinik amaçlar için civalı manometre ve manşetle kan basıncını ölçme, dolaylı bir ölçme metodudur. Arter içine iğne sokularak doğrudan doğruya kan basıncı ölçme metodu da gerektiğinde uygulanabilir.

Kişi sırt üstü yatmış durumda iken ar. brachialis ve ar. femoralis kan basıncı birbirine çok yakındır. Ayakta dururken bu arterlerde kan basıncı değişir. Yerçekimi etkisiyle kalbin yukarısında bulunan damarlarda basınç düşerken, kalbin aşağısındaki damarlarda basınç yükselir. Bu düşme ve yükselme miktarı, kanın özgül ağırlığına (dansitesine) ve kan sütununun yüksekliğine göre değişir [51].

### 3.2.1 Arteriyel Kan Basıncını Meydana Getiren Faktörler

Sol ventrikülden atar damar sistemine giren kan, küçük atardamarlar yoluyla sistemden çıkar. Kalbin pompaladığı miktar kadar sisteme kan girmektedir. Sistemden ayrılan kanın miktarı ise küçük atardamarlarda oluşan direnç belirler. Sistemden çıkan kanın miktarı sisteme giren kandan daha az ise yani pompalanan yüksek miktar kana karşın direncin artması kan basıncını artırır. Bunun tam tersi de mümkündür. Kalpten pompalanan kan miktarı ile perifer direnç kan basıncı ile doğru orantılıdır. Ortalama kan basıncında damar çeperi esnekliği önemsizdir. Bununla birlikte damar çeperi esnekliği nabız basıncında çok daha fazla etkilidir [51].

Sıvı akışı, içinden geçtiği borunun uçlarındaki basınç farkı ( $\Delta P$ ) ile doğru orantılı iken direnç ( $R$ ) ile ters orantılıdır.

Buna göre;

$$Akış = \frac{\Delta P}{R} \quad (3.27)$$

olur.

Bu denklem damarlar sistemi için de geçerlidir ve Akış, kalp debisi olarak ifade edilebilir. ( $\Delta P$ ) borunun iki ucu arasındaki basınç farkıdır demiştik. Kan damarları sisteminde ise,

( $\Delta P$ ) = Ortalama aorta basıncı-Vena kava'nın son ucu basıncı olur. R, tüm kan damarları sistemindeki dirençtir (total perifer direnç). Bunları 3.27'de yerine koyarsak;

$$\text{Kalp debisi} = \frac{\text{Ortalama aorta basıncı}}{\text{Total perifer direnç}} \quad (3.27)$$

Ve ya

$$\text{Arteriyel } P = \text{Kalp debisi} \times \text{Perifer direnç} \quad (3.28)$$

olur.

Vücutta kan basıncını düzenleyen kontrol sistemleri, ortalama kan basıncını oldukça belirli sınırlar içinde muhafaza ederler. Böylece, kalbin pompaladığı kan miktarında ve perifer dirençte değişimler olmasına rağmen, dokuların perfüzyonu için gerekli basınç oldukça değişmez tutulur [51].

Kan basıncının uzun vadeli düzenlenmesinde etkili esas faktörler, damariçi (intravasküler) sıvı volümüne etkili faktörlerdir. Ekstrasellüler sıvı volümünün düzenlenmesinde aşağıdaki mekanizmalar işe karışırlar:

- 1) Böbreklerle sıvı volümü kontrol sistemi,
- 2) Antidiüretik hormon (vazopressin) sistemi,
- 3) Renin-Angiotensin-Aldosteron sistemi,
- 4) Atrial Natriüretik Faktör, sistemi.

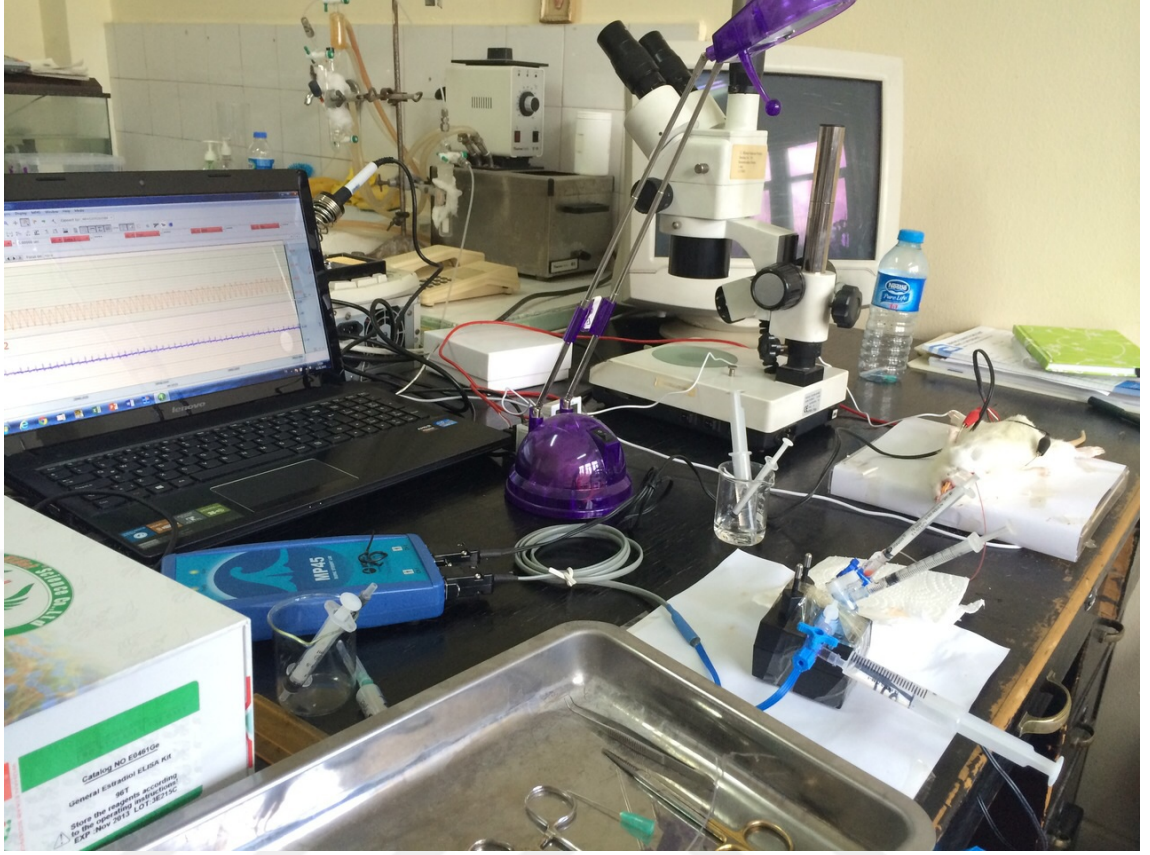
Arteriyel kan basıncının ve kan volümünün düzenlenmesinde yukarıda sözü edilen mekanizmaların hepsinin de rolü vardır ve hiçbirisi tek başına yeterli değildir. Bu mekanizmalar doğrudan ya da dolaylı olarak çeşitli derecelerde etki gösterirler [51].

### 3.4.2 Sıçanlarda Arteriyel Kan Basıncının Kayıt Edilmesi

Bu çalışmada albino wistar sıçanlar olan deneklere sodyum pentotal (50 mg/kg, i.p.) anestezisi uygulanır. Sırt üstü pozisyonda operasyon masasına yerleştirilen sıçanların vücut sıcaklıkları, rektal prob ile ölçülüp, ısıtma tablası yardımıyla 37 °C' de sabit tutulur. Daha sonra trakeostomi yapıp spontan solunumları sağlanır. Sistemik arteriyel basıncın ölçümü için, hayvanların sağ karotid arterlerine PE50 kanül yerleştirilir. Kanüle takılan basınç transdüseri (MP45, Biopack Student Lab) ile basınç dalgası (mmHg) elde edilir. İntravenöz madde infüzyonu için sağ jugular vene takılmış olan bir kanül kullanılır. Deneysel protokol sonunda karotid artere bağlı kanülden Elisa Kiti aracılığı ile kanda adrenalin ve noradrenalin değerlerine bakılması için yapılacak biyokimyasal analizler için kan alınabilir. Bu çalışma için gruplar aşağıdaki gibi düzenlendi;

- 1) Kontrol grubu (n=6): Standart prosedürün uygulandığı ve herhangi bir madde uygulanmamış grup.
- 2) Hemorajik şok grubu: standart prosedürün ardından arteriyel kanülden dakikada 1 ml kan alınarak arteriyel basıncın 40 mmHg ya düşürüldükten sonra 1 saat bekletilerek oluşturulan grup [44].
- 3) Septik şok grubu (n=6): Standart prosedürün ardından LPS (10 mg/kg i.v.) uygulanarak arteriyel basıncın 40 mmHg'a düşmesinden sonra 1 saat bekletilerek oluşturulan grup

İstatistik metodu, bulunan değerlerin normal dağılıma uygunluğunun kontrolünün ardından ANOVA da çoklu karşılaştırma yapılmasından sonra, Tukey'in post hoc testi uygulanmıştır.



Şekil 3.5: Sıçanlarda kan basıncının kayıt edilmesi.



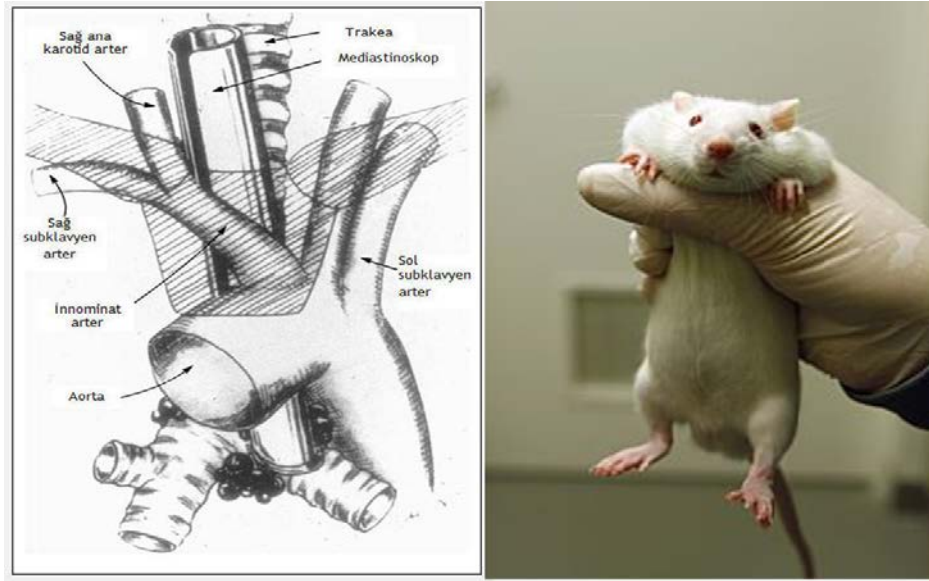
## 4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında sistemik arteriyel basıncın dinamik özelliklerinin araştırılması amaçlanmıştır. Bu amaçla bir sistem olarak kabul ettiğimiz kan basıncı sinyallerinin kaotik davranışlar gösterip göstermediğini ortaya koymak için bu sinyallere ait en büyük Lyapunov üstelleri incelenecektir. Bununla birlikte Lyapunov üstellerindeki farklılıkların fizyolojik değerlerin değişimleri ile varsa ilişkileri tartışılması amaçlanmıştır.

Bu tez çalışmasında bir önceki bölümde belirtildiği gibi denek olarak 250-350 gr ağırlığında Albino Wistar sıçanlar kullanılacak ve deney sırasında sodyum pentotal (50 mg/kg, i.p.) anestezisi uygulanacak. Bir önceki bölümde belirtildiği gibi her biri 6 adet denekten oluşan 3 farklı grup üzerinde çalışılacak. Gruplardan ilki kontrol grubu olarak değerlendirilecek. Kontrol grubunda anestezi uygulanmış deneklerin kan basıncı sinyalleri bilgisayar ortamına kayıt edilecek. Bu grupta başka bir prosedür takip edilmeyecek. Diğer iki grupta iki farklı şok modeli prosedürü takip edilip, Bir önceki bölümde açıklanan bu şok modelleri altında deneklerin kan basıncı sinyalleri bilgisayar ortamına kayıt edilecek.

### 4.1 SİSTEMİK ARTERİYEL BASINCIN ÖLÇÜMÜ

Sistemik arteriyel basıncın ölçümü için, deneklerin sağ karotid arterlerine PE50 kanül yerleştirildi. Kanüle takılan basınç transdüseri (MP45, Biopack Student Lab) [52] ile basınç dalgaları (mmHg) elde edildi.

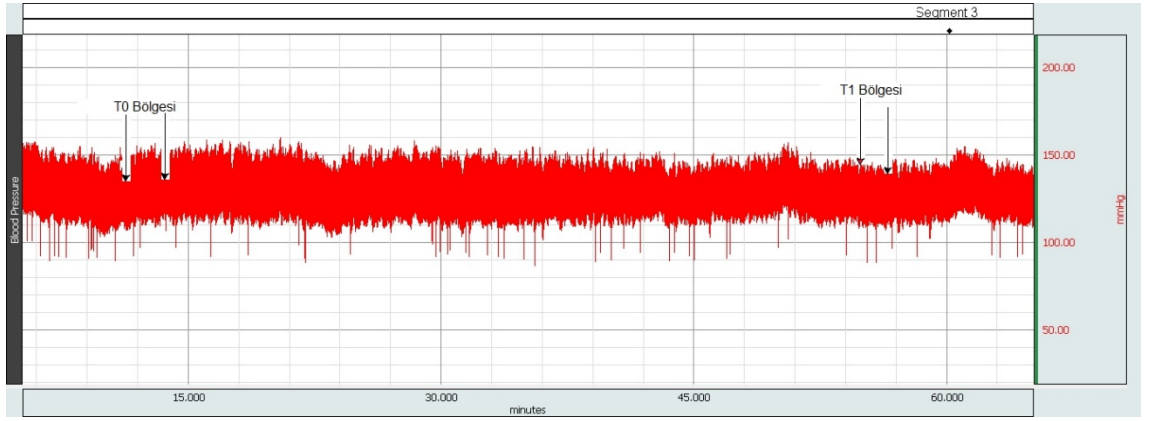


**Şekil 4.1:** Sağ Karotid Arter ve Albino Wistar.

Deneklere ait kan basıncı sinyalleri bilgisayarda Biopack Student Lab. Programıyla [52] görüntülenmiş ve veriler kayıt altına alınabilmektedir. Kayıt altına alınan sinyallerden analiz yapmak için 60000 civarında veri barındıracak şekilde zaman serileri seçilecek.

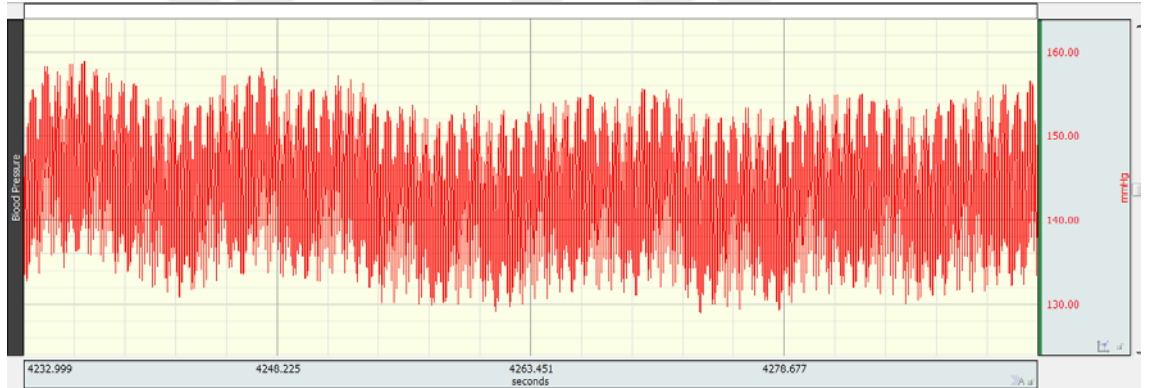
Denek gruplarından kan basıncı sinyallerini kayıt etmeye başladıktan sonra deneyin başında(herhangi bir prosedür uygulanmadan önce) ve sonunda(herhangi bir prosedür uygulandıktan sonra) iki farklı bölge(T0 ve T1 anları olarak işaretlendi) seçilecek. Zaman serisi analizleri T0 ve T1 bölgelerinden alınan verilerle yapılacak. Bu yolla tüm gruplardaki deneklerde T0 ve T1 bölgelerinde zaman serisi analizi yapılarak fizyolojik değerlerin ve en büyük Lyapunov üstellerinin her iki bölge (T0 ve T1) için değişip değişmediği araştırılacak. Her iki şok grubunda da T0 bölgesinde yapılan analizlerin sonuçlarının kontrol grubunun T0 ve T1 bölgelerindeki analizlerle uyumlu olup olmadığı araştırılacak. Bunun yanında şok gruplarındaki T1 bölgesindeki analiz sonuçlarının kontrol grubundaki sonuçlara göre nasıl değiştiği gözlemlenmeye çalışılacak.

Şekil 4.2’de kontrol grubuna ait bir denekten kayıt edilen sinyalin tamamını görmek mümkündür.

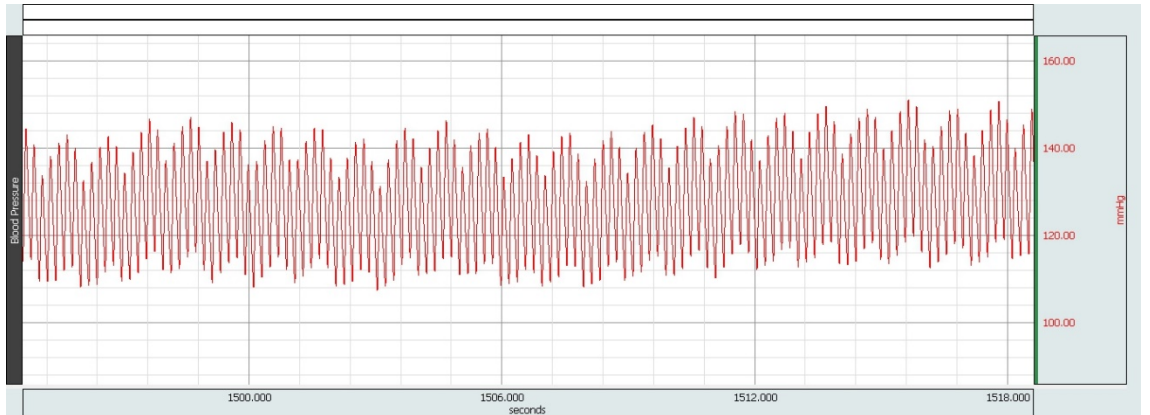


**Şekil 4.2:** Kontrol grubuna ait bir denekten alınan kan basıncı sinyalinin tamamı.

Tipik bir arteriyel kan basıncı sinyalini Şekil 4.2'ye göre çok daha yakından Şekil 4.3'de ve Şekil 4.4'de görebilmek mümkündür.

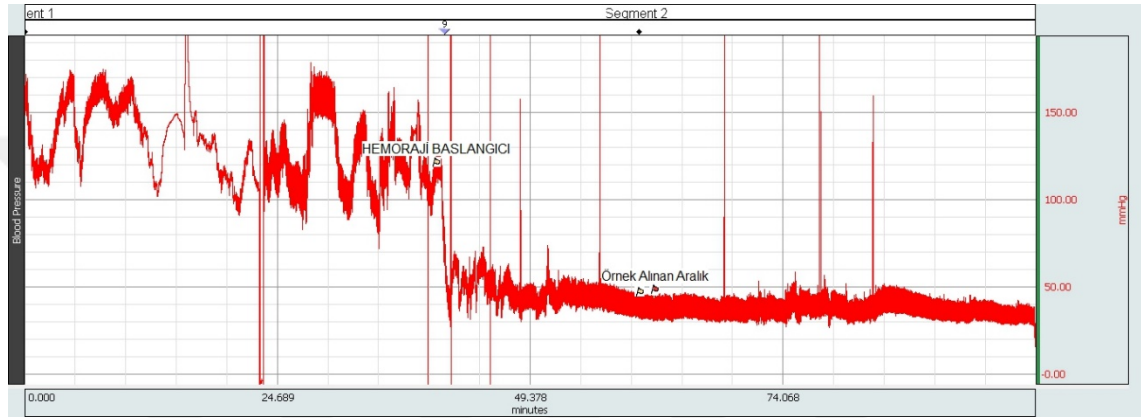


**Şekil 4.3:** Kontrol grubuna ait bir denekten alınan kan basıncı sinyalinin görünümü.

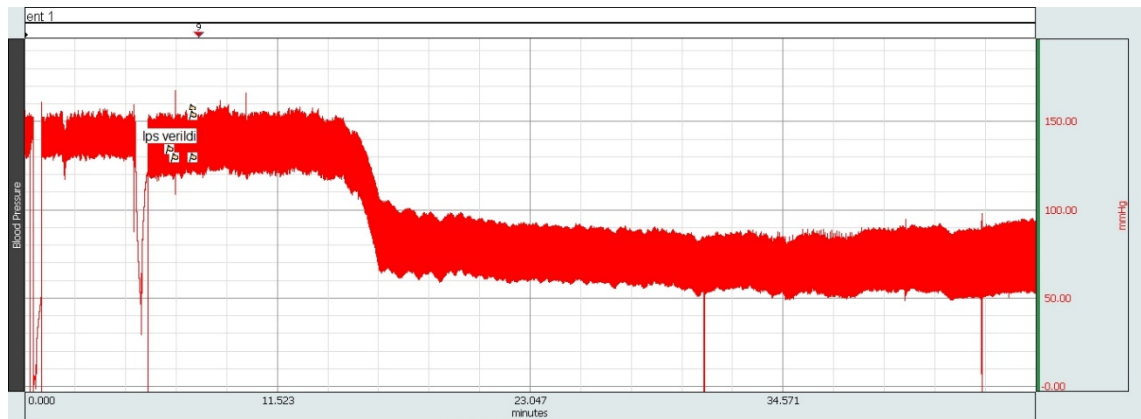


**Şekil 4.4:** Kontrol grubuna ait bir denekten alınan kan basıncı sinyalinin yakından görünümü.

Hemoraji grubuna ait bir denekten alınan sinyalin tamamına Şekil 4.5'te bakıldığında şok prosedürü uygulandıktan bir süre sonra kan basıncı sinyalinin 40 mmHg civarına düştüğü görülecektir. Benzer şekilde Sepsis grubuna ait bir denekte şok prosedürü uygulandıktan sonra kan basınç sinyalinin değişimini Şekil 4.6'da görmek mümkündür. Sepsis grubunda şok prosedürü uygulandıktan sonra beklendiği gibi kan basıncının 40 mmHg civarına düşmese de dikkate değer bir düşüş olması şokun başarılı olduğunu düşündürür.



Şekil 4.5: Hemoraji grubuna ait bir denekten alınan kan basıncı sinyalinin tamamı.



Şekil 4.6: Sepsis grubuna ait bir denekten alınan kan basıncı sinyalinin tamamı.

T0 ve T1 bölgelerinde zaman serisi analizlerine başlamak için bu bölgelerden seçilerek kayıt edilen veriler, Chart5 Pro [53] programı ile açılarak MAP değerleri hesaplandı. MAP değerleri hesaplanırken; önce kalp atımlarında oluşan her bir dalga için SP ve DP

bulunur. Bulunan bu değerler ile yine her bir dalga için MAP hesaplanır. Son olarak hesaplanan bu MAP değerlerinin aritmetik ortalamaları alınarak kayıt edilir.

T0 bölgesinden elde edilen zaman serisinden Chart5 Pro programını kullanarak bu bölgedeki arteriyel basınç değerlerinin ortalamaları hesaplandı. Tablo 4.1’de hesaplanan SP, DP, SP-DP ve MAP değerleri görmek mümkündür. Hesaplanan kalp atım hızı (Heart Rate-HR) dakikada oluşan ortalama dalga sayısı (Beat Per Minute-BPM) olarak Tablo 4.1’de görülmektedir.

**Tablo 4.1:** T0 bölgesinde arteriyel basınç değerleri.

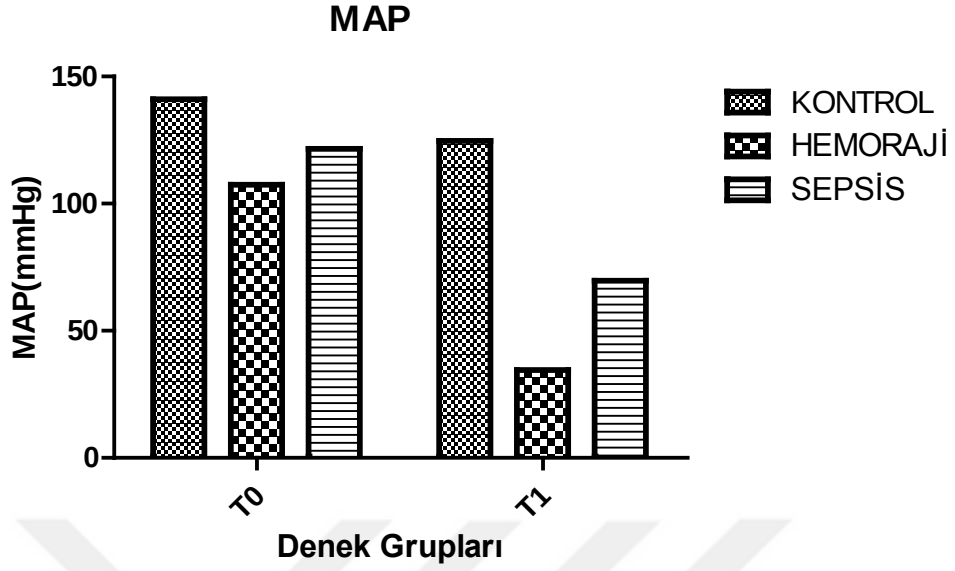
| Denekler  | SP (mmHg) | DP (mmHg) | SP-DP (mmHg) | HR (BPM) | MAP(mmHG) |
|-----------|-----------|-----------|--------------|----------|-----------|
| Kontrol1  | 151.18    | 131.45    | 19.73        | 415.93   | 138.03    |
| Kontrol2  | 170.11    | 154.63    | 15.48        | 458.34   | 159.79    |
| Kontrol3  | 124.51    | 118.43    | 6.08         | 323.87   | 120.46    |
| Kontrol4  | 156.75    | 155.85    | 0.90         | 404.43   | 156.15    |
| Kontrol5  | 144.56    | 133.56    | 10.99        | 424.05   | 137.23    |
| Kontrol6  | 151.50    | 142.12    | 9.38         | 419.28   | 145.24    |
|           |           |           |              |          |           |
| Hemoraji1 | 143.37    | 132.72    | 10.65        | 450.54   | 136.27    |
| Hemoraji2 | 94.94     | 76.00     | 18.94        | 370.04   | 82.31     |
| Hemoraji3 | 105.68    | 84.64     | 21.05        | 342.58   | 91.65     |
| Hemoraji4 | 167.14    | 151.25    | 15.89        | 448.91   | 156.55    |
| Hemoraji5 | 109.78    | 92.05     | 17.73        | 234.84   | 97.96     |
| Hemoraji6 | 97.64     | 63.99     | 33.65        | 439.72   | 75.20     |
|           |           |           |              |          |           |
| Sepsis1   | 203.32    | 138.28    | 65.05        | 418.15   | 159.96    |
| Sepsis2   | 184.81    | 134.63    | 50.18        | 435.68   | 151.36    |
| Sepsis3   | 114.79    | 90.28     | 24.51        | 431.45   | 98.45     |
| Sepsis4   | 98.08     | 91.30     | 6.78         | 405.50   | 93.56     |
| Sepsis5   | 149.39    | 131.60    | 17.79        | 436.31   | 137.53    |
| Sepsis6   | 142.85    | 113.74    | 29.11        | 399.35   | 123.44    |

T0 bölgesinden yaptığımız gibi, elimizdeki T1 bölgesinden alınmış zaman serilerini Chart5 Pro programıyla çalıştırdık. Her denekte T1 bölgesine ait arteriyel basınç değerleri ortalamaları ile hesaplandı. Hesaplanan basınç değerlerini Tablo 4.2’de SP, DP, SP-DP, HR ve MAP değerleri olarak görebilmek mümkündür.

**Tablo 4.2:** T1 bölgesinde arteriyel basınç değerleri.

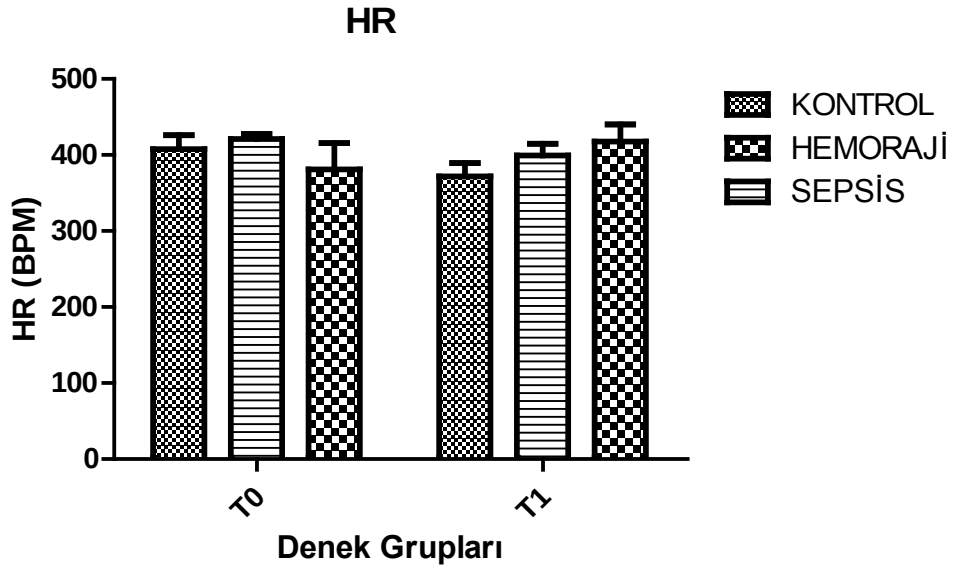
| Denekler  | SP (mmHg) | DP (mmHg) | SP-DP (mmHg) | HR (BPM) | MAP(mmHG) |
|-----------|-----------|-----------|--------------|----------|-----------|
| Kontrol1  | 129.71    | 112.43    | 17.28        | 388.73   | 118.19    |
| Kontrol2  | 151.82    | 134.11    | 17.71        | 404.79   | 140.02    |
| Kontrol3  | 142.09    | 115.89    | 26.19        | 316.58   | 124.62    |
| Kontrol4  | 124.31    | 122.81    | 1.50         | 318.37   | 123.31    |
| Kontrol5  | 129.44    | 117.31    | 12.12        | 392.00   | 121.36    |
| Kontrol6  | 140.21    | 128.41    | 11.80        | 410.56   | 132.34    |
| Hemoraji1 | 37.78     | 26.83     | 10.95        | 418.40   | 30.48     |
| Hemoraji2 | 48.21     | 34.17     | 14.04        | 380.37   | 38.85     |
| Hemoraji3 | 44.45     | 33.52     | 10.93        | 358.41   | 37.17     |
| Hemoraji4 | 43.32     | 33.39     | 9.93         | 383.85   | 36.70     |
| Hemoraji5 | 36.62     | 33.67     | 2.95         | 501.85   | 34.65     |
| Hemoraji6 | 46.24     | 29.51     | 16.73        | 462.92   | 35.09     |
| Sepsis1   | 136.44    | 77.02     | 59.41        | 416.79   | 96.83     |
| Sepsis2   | 161.18    | 121.32    | 39.86        | 344.02   | 134.61    |
| Sepsis3   | 92.76     | 56.54     | 36.23        | 428.41   | 68.61     |
| Sepsis4   | 68.24     | 55.17     | 13.08        | 417.98   | 59.53     |
| Sepsis5   | 83.59     | 56.06     | 27.53        | 357.61   | 65.23     |
| Sepsis6   | 90.32     | 51.39     | 38.93        | 430.33   | 64.37     |

Tablo 4.1 ve Tablo 4.2'deki sonuçlardan yola çıkarak T1 ve T0 bölgelerinde ki MAP değerlerindeki değişimi Şekil 4.7'de daha açık görebilmek mümkündür. Şekil 4.7'de kontrol grubunda altı deneğin MAP ortalaması T0 ve T1 bölgelerinde karşılaştırıldığında hemen hemen aynı kalıyor. Hemoraji ve Sepsis gruplarındaki altışar deneğin MAP ortalamaları T0 bölgesinde yüksek bununla birlikte T1 bölgesinde ise beklendiği gibi şok prosedürünün uygulanmasından kaynaklı daha düşük değerlerde seyrettiği görülecektir.



Şekil 4.7: Analiz yapılan bölgelerde MAP değerindeki değişim.

Şekil 4.8’de yine T0 ve T1 bölgelerinde yapılan ve Tablo 4.1 ve Tablo 4.2’de verilen hesaplanmış HR ortalamalarındaki değişim görülmektedir. Tüm gruplarda HR değerinin hemen hemen aynı kaldığı söylenebilir.



Şekil 4.8: Analiz yapılan bölgelerde HR değerindeki değişim.

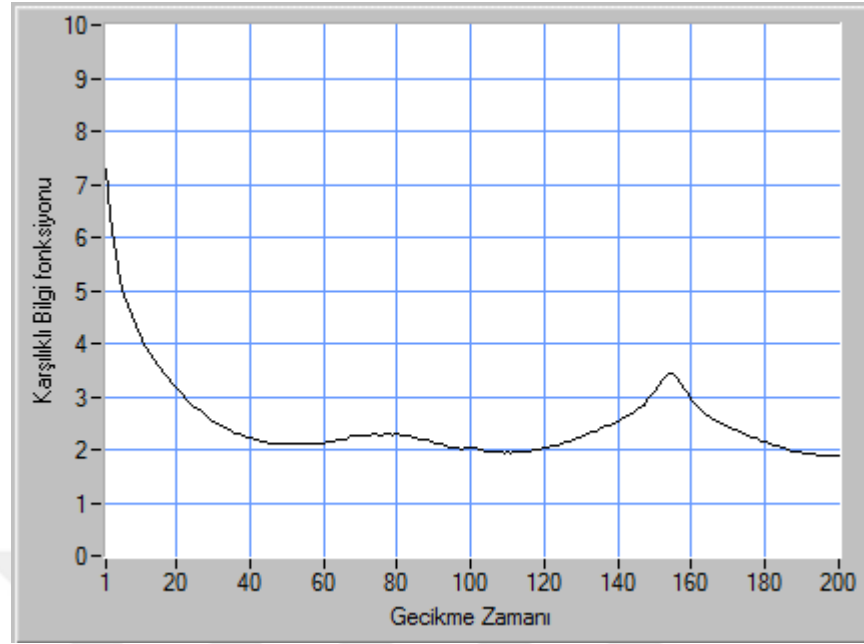
## 4.2 SİSTEMİK ARTERİYEL BASINÇ SİNYALLERİNİN FAZ UZAYLARININ YENİDEN YAPILANDIRILMASI

Deneklere ait sistemik arteriyel basınç sinyallerinin Lyapunov Üstellerini bulmak için öncelikle, bu sinyallere ait çekicilerin yerleşeceği faz uzayının yeniden yapılandırılması gerekmektedir. Bir önceki bölümde anlatıldığı gibi faz uzaylarının yeniden yapılandırılmasında kullanacağımız gecikme zamanını hesaplamak için karşılıklı bilgi fonksiyonundan, yerleştirme boyutunu hesaplamak için ise en yakın yanlış komşuluklar metodundan yararlanıldı. Deneklere ait tek boyutlu zaman serilerinin gecikme zamanlarını ve yerleştirme boyutlarını hesaplamak amacıyla zaman serileri Nonlinear Dynamics Toolbox (NDT, Version 0.9.1) [55] programı altında çalıştırıldı.

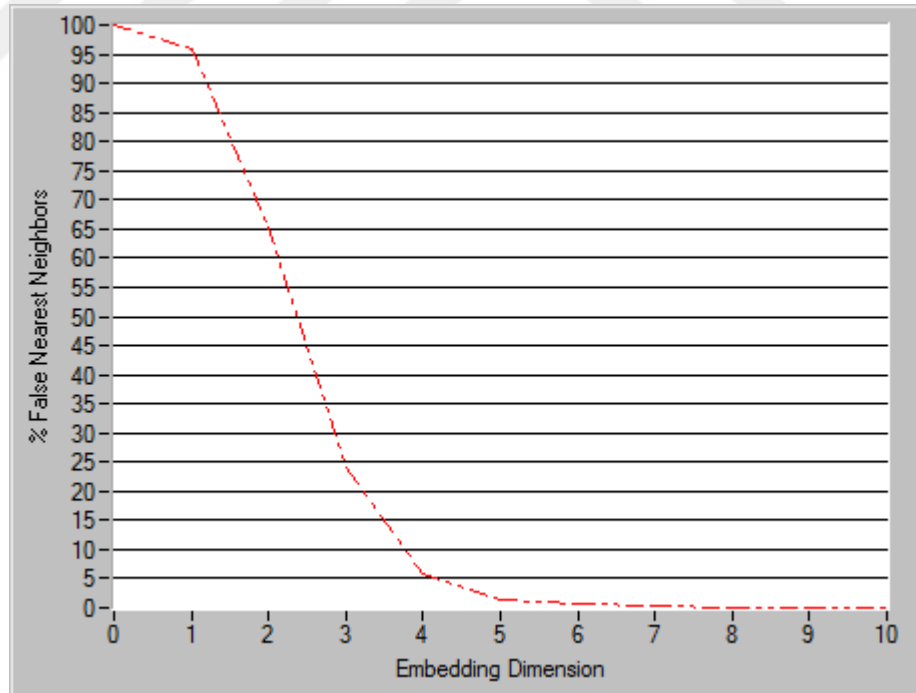
Bu tez çalışması için 3 gruba ayrılmış toplam 18 denekten alınan sinyallerin faz uzaylarını yeniden yapılandırmak için gerekli gecikme zamanlarının bulunduğu grafikler Şekil 4.9, Şekil 4.11, Şekil 4.13, Şekil 4.15, Şekil 4.17, Şekil 4.19, Şekil 4.21, Şekil 4.23, Şekil 4.25, Şekil 4.27, Şekil 4.29, Şekil 4.31, Şekil 4.33, Şekil 4.35, Şekil 4.37, Şekil 4.39 ve Şekil 4.41’de görülmektedir. Sinyallere ait yerleştirme boyutlarının bulunduğu grafikler ise Şekil 4.10, Şekil 4.12, Şekil 4.14, Şekil 4.16, Şekil 4.18, Şekil 4.20, Şekil 4.22, Şekil 4.24, Şekil 4.26, Şekil 4.28, Şekil 4.30, Şekil 4.32, Şekil 4.34, Şekil 4.36, Şekil 4.38, Şekil 4.40 ve Şekil 4.42’de görülmektedir.

Aşağıda gösterilen şekillerde analiz yapılan bölgelerden sadece T1 bölgesine ait sonuçlar gösterilecektir. Bununla birlikte bu bölümün sonunda T1 ve T0 bölgelerine ait tüm sonuçlar tablo halinde sunulacaktır.

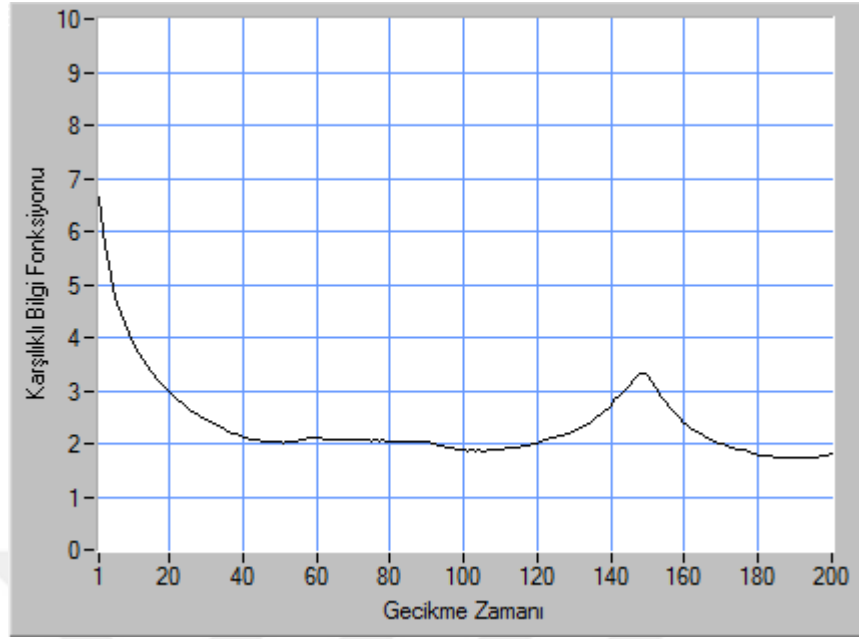




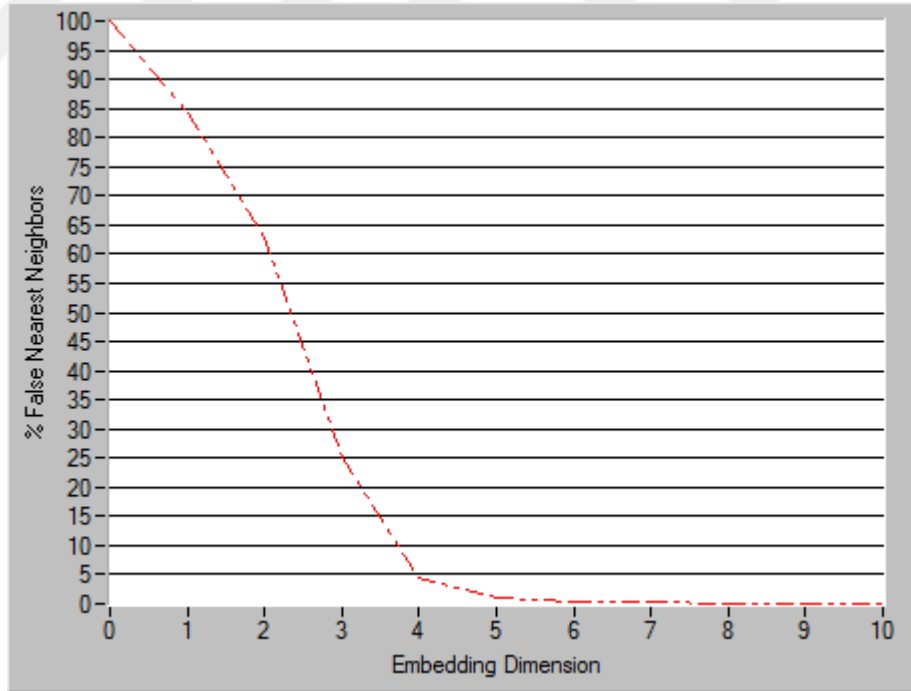
Şekil 4.9:  $\tau \cong 45$ ; MIF metodu ile Kontrol Grubu 1. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



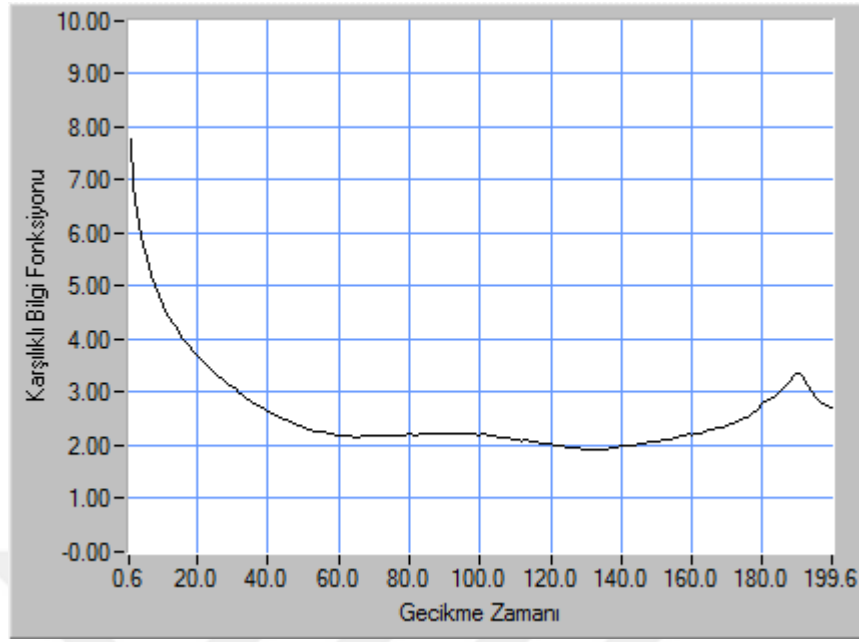
Şekil 4.10:  $m = 4$ ; FNN metodu ile Kontrol Grubu 1. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.



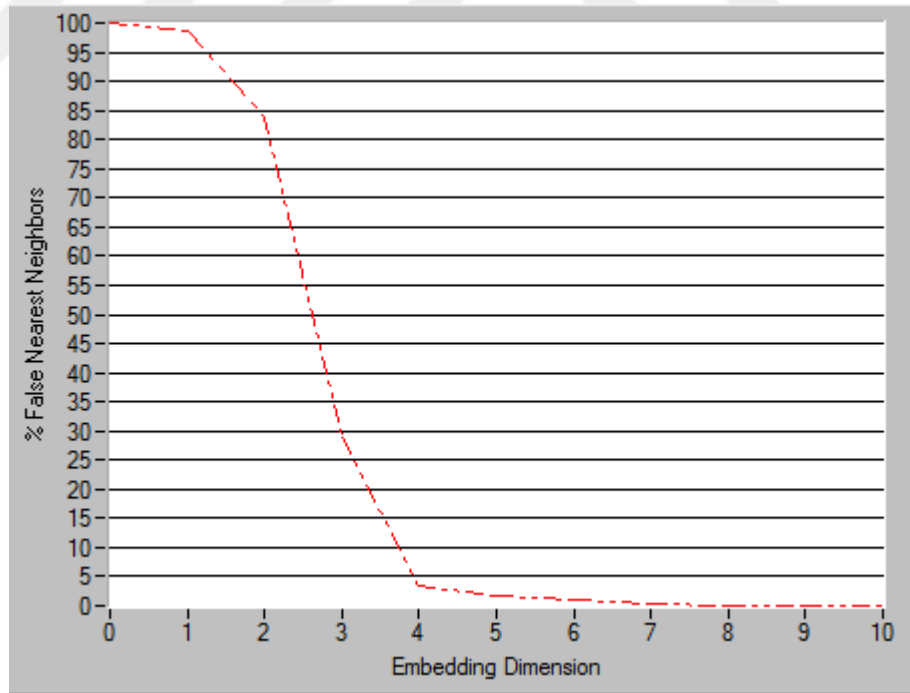
Şekil 4.11:  $\tau \cong 45$ ; MIF metodu ile Kontrol Grubu 2. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



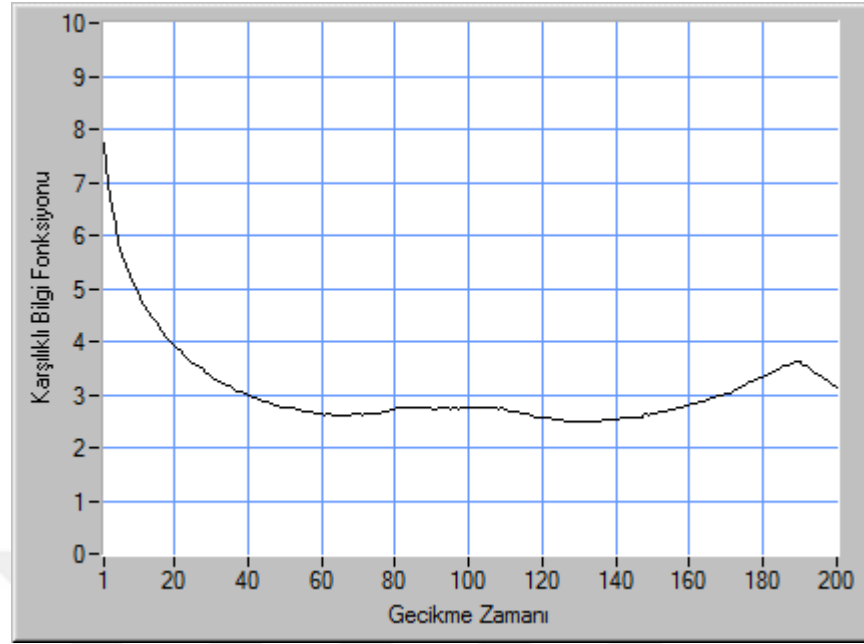
Şekil 4.12:  $m = 4$ ; FNN metodu ile Kontrol Grubu 2. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.



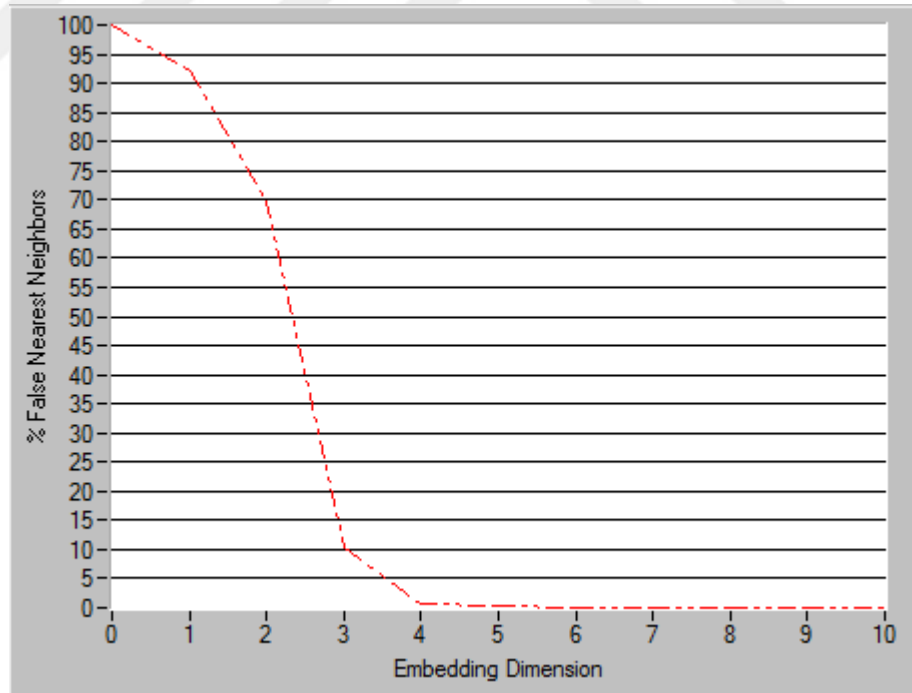
Şekil 4.13:  $\tau \cong 65$ ; MIF metodu ile Kontrol Grubu 3. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



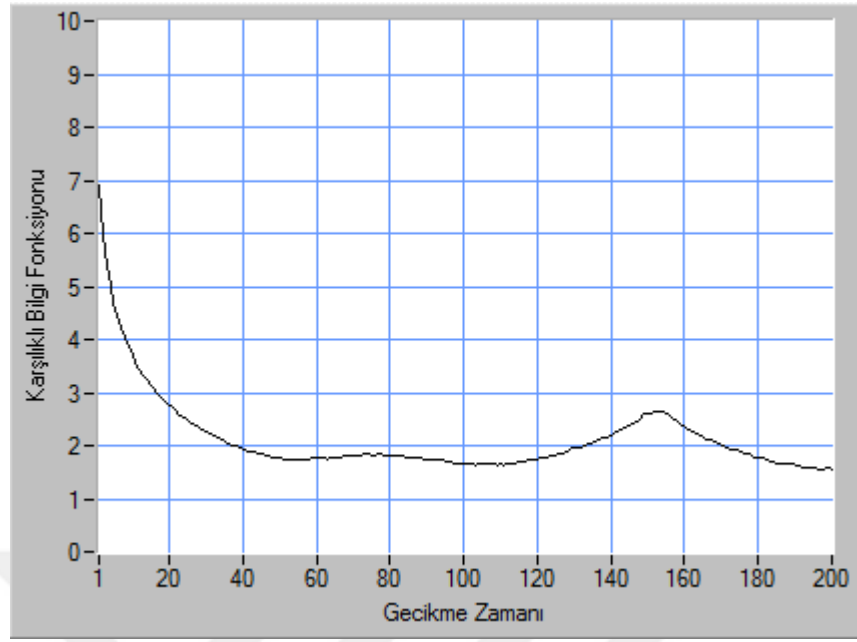
Şekil 4.14:  $m = 4$ ; FNN metodu ile Kontrol Grubu 3. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.



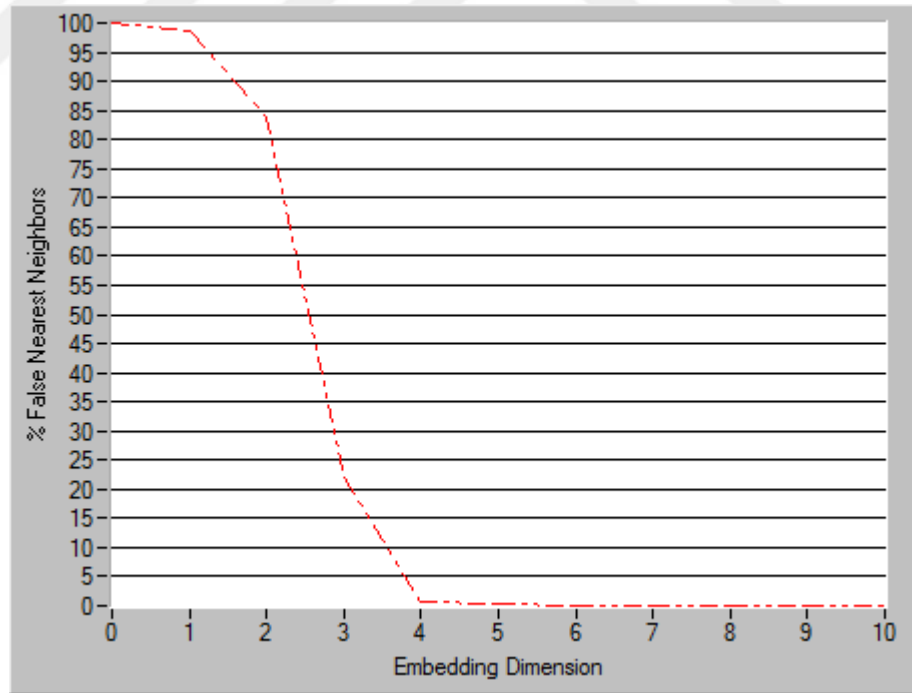
Şekil 4.15:  $\tau \cong 64$ ; MIF metodu ile Kontrol Grubu 4. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



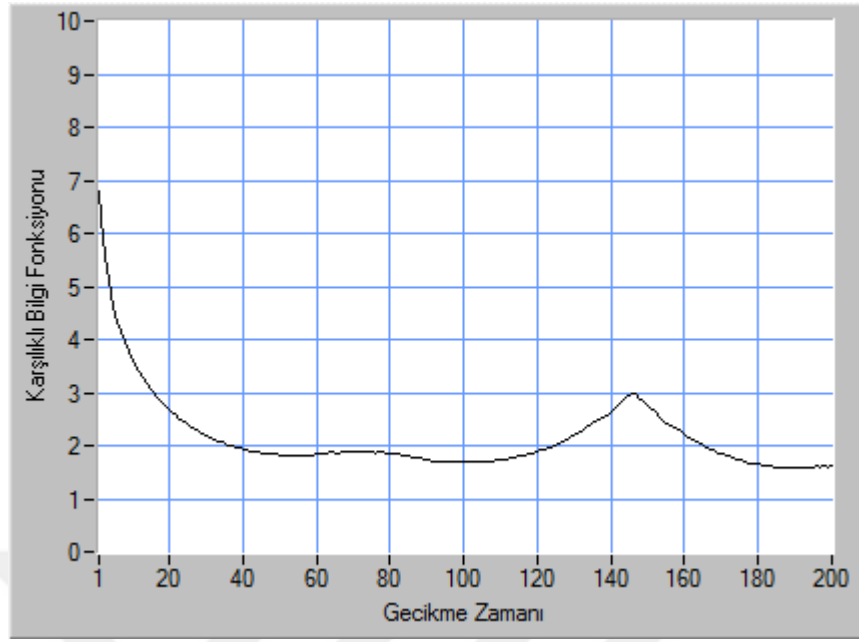
Şekil 4.16:  $m = 4$ ; FNN metodu ile Kontrol Grubu 4. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.



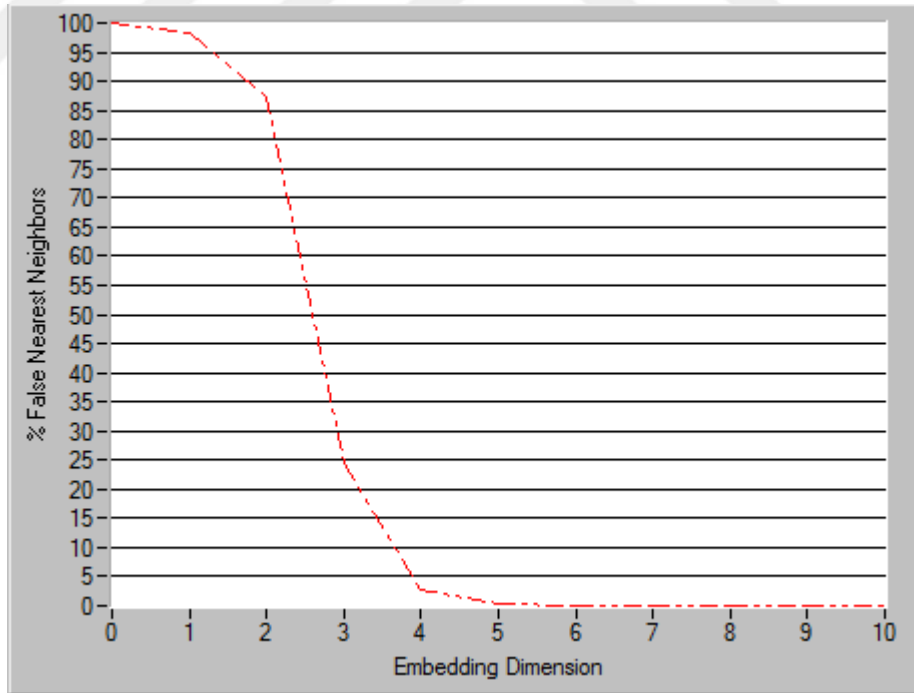
Şekil 4.17:  $\tau \cong 51$ ; MIF metodu ile Kontrol Grubu 5. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



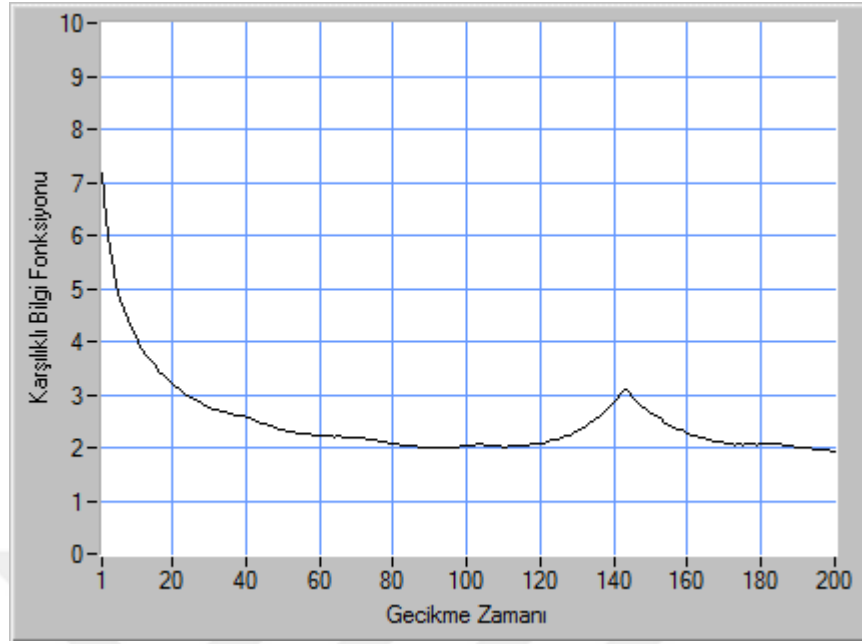
Şekil 4.18:  $m = 4$ ; FNN metodu ile Kontrol Grubu 5. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.



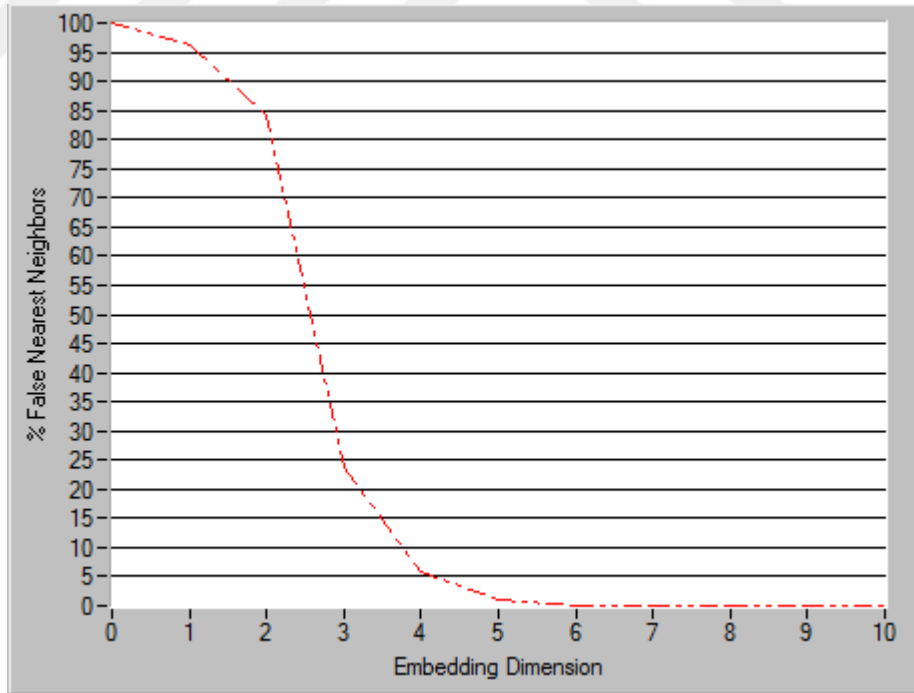
Şekil 4.19:  $\tau \cong 54$ ; MIF metodu ile Kontrol Grubu 6. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



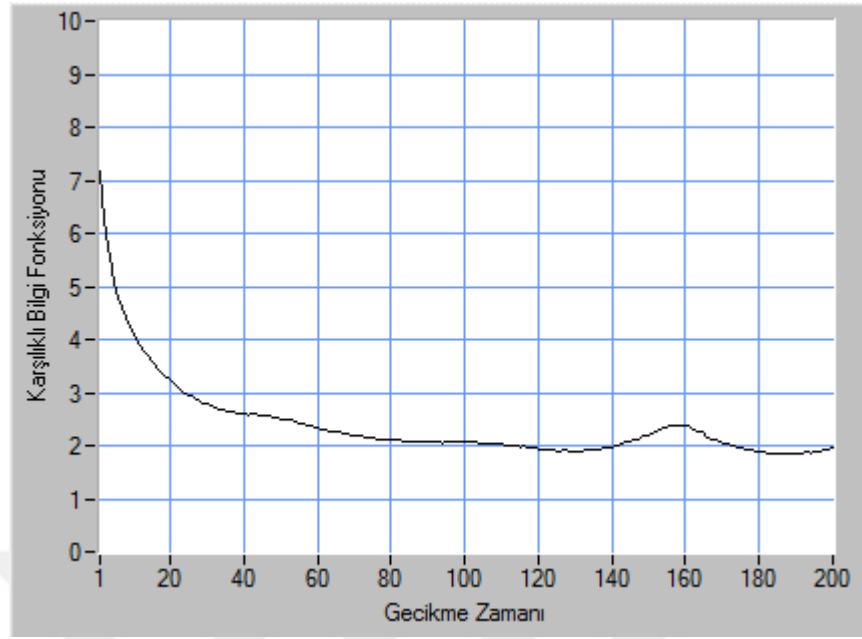
Şekil 4.20:  $m = 4$ ; FNN metodu ile Kontrol Grubu 6. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.



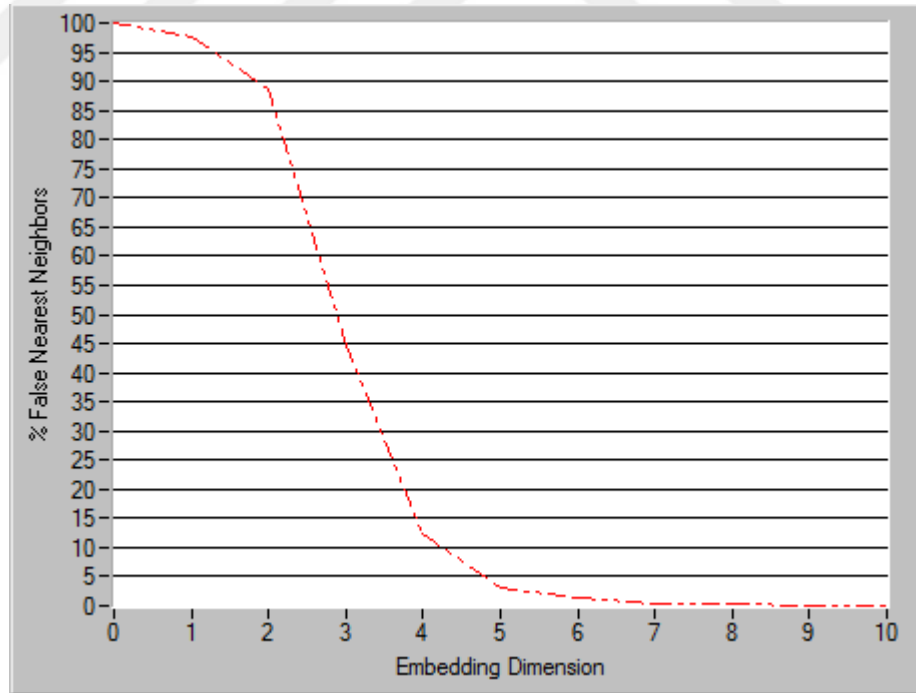
Şekil 4.21:  $\tau \cong 87$ ; MIF metodu ile Hemoraji Grubu 1. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



Şekil 4.22:  $m = 4$ ; FNN metodu ile Hemoraji Grubu 1. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.

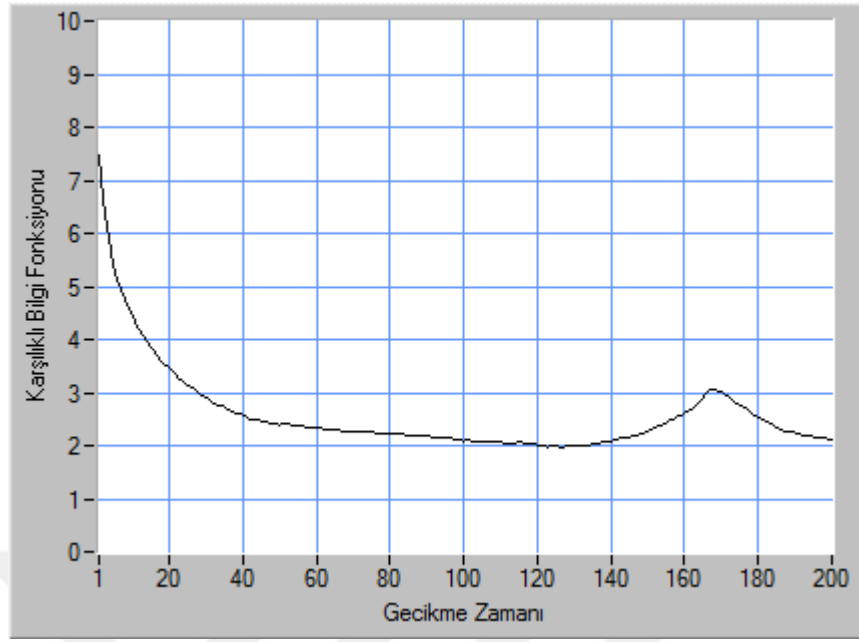


Şekil 4.23:  $\tau \cong 83$ ; MIF metodu ile Hemoraji Grubu 2. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.

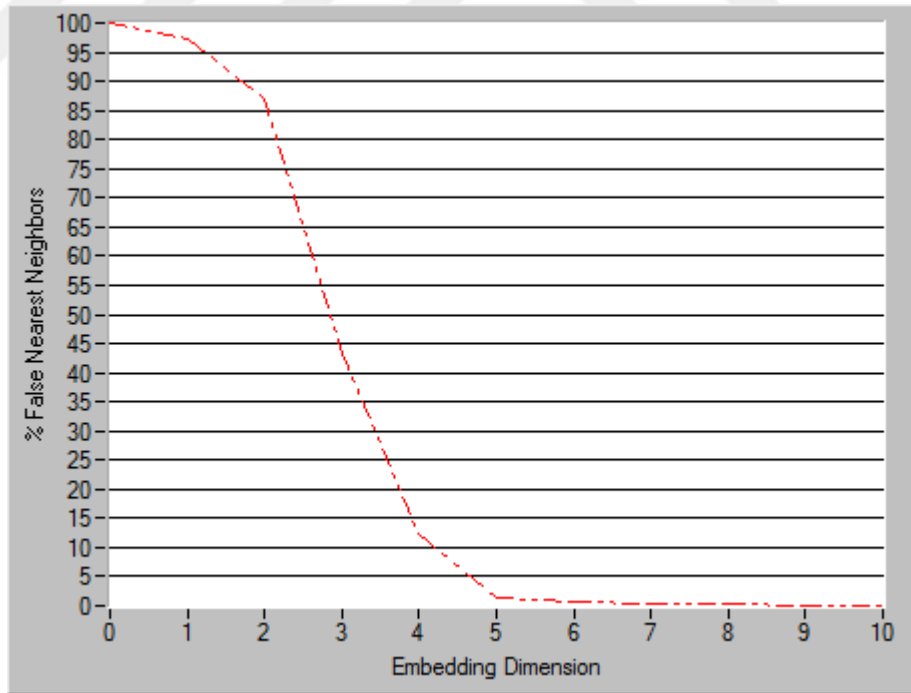


Şekil 4.24:  $m = 5$ ; FNN metodu ile Hemoraji Grubu 2. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.

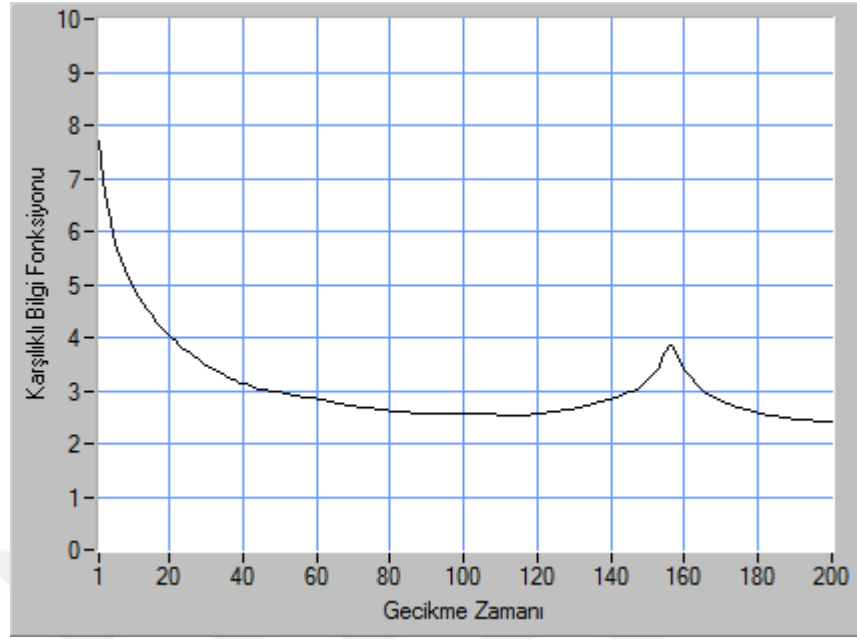




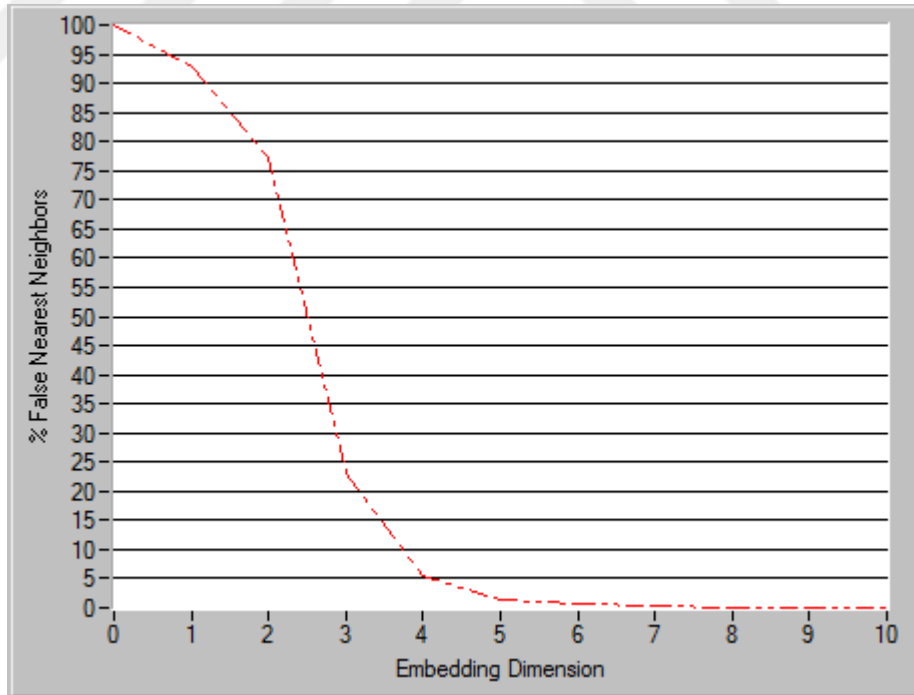
Şekil 4.25:  $\tau \cong 127$ ; MIF metodu ile Hemoraji Grubu 3. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



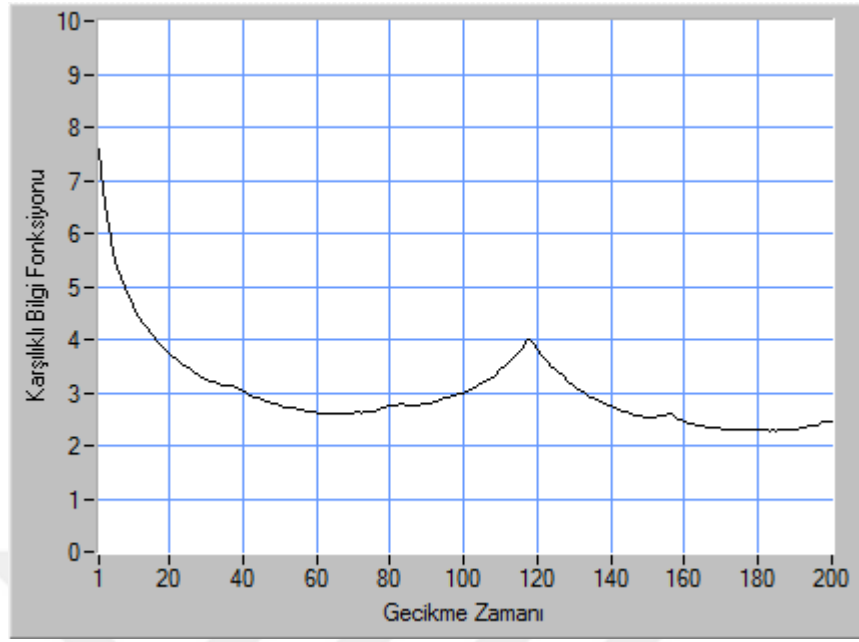
Şekil 4.26:  $m = 5$ ; FNN metodu ile Hemoraji Grubu 3. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.



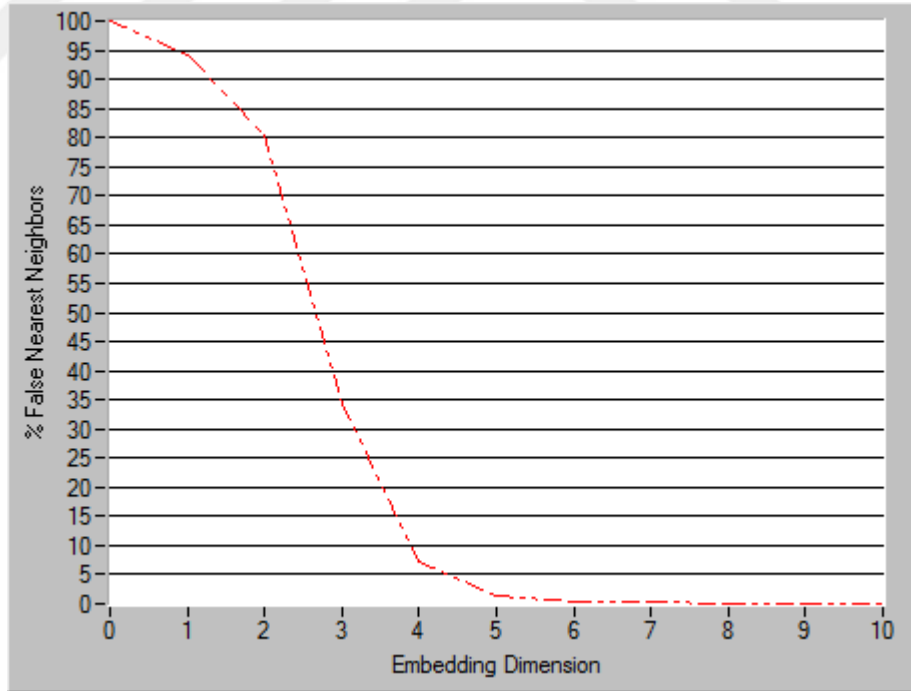
Şekil 4.27:  $\tau \cong 109$ ; MIF metodu ile Hemoraji Grubu 4. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



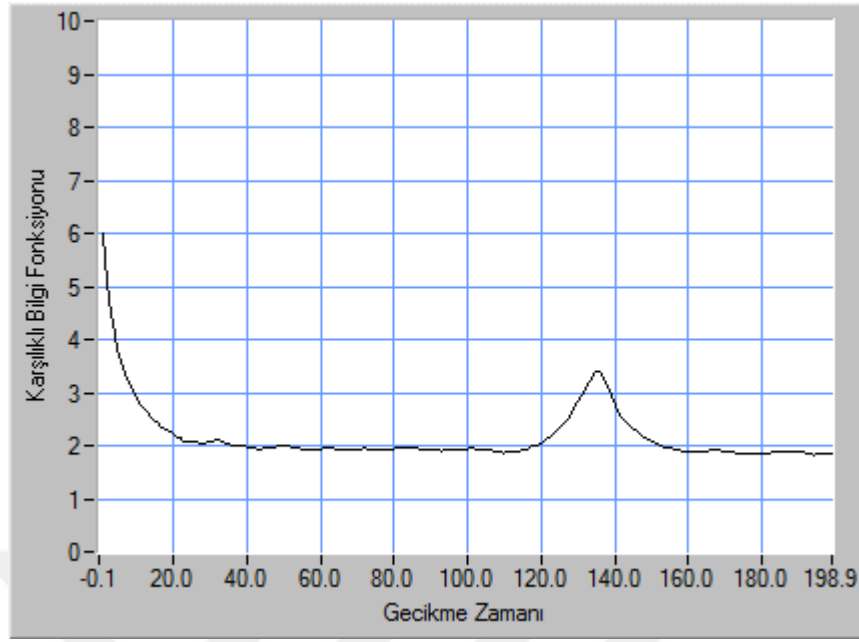
Şekil 4.28:  $m = 4$ ; FNN metodu ile Hemoraji Grubu 4. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.



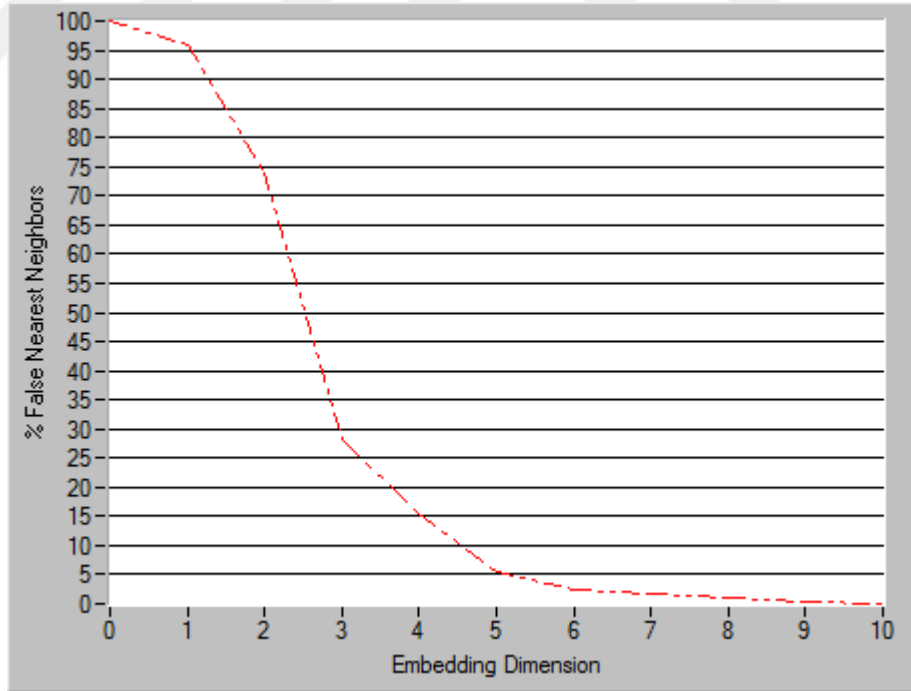
Şekil 4.29:  $\tau \cong 61$ ; MIF metodu ile Hemoraji Grubu 5. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



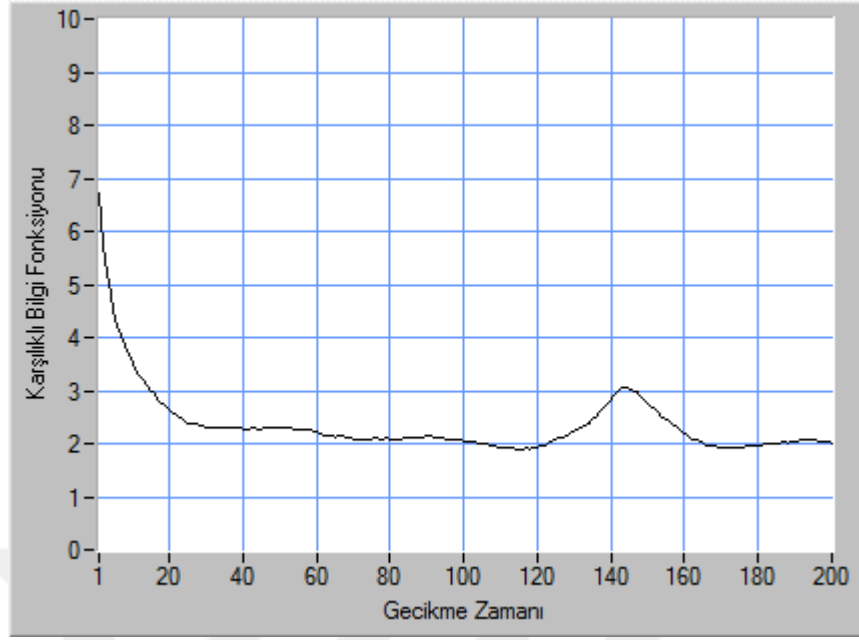
Şekil 4.30:  $m = 4$ ; FNN metodu ile Hemoraji Grubu 5. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.



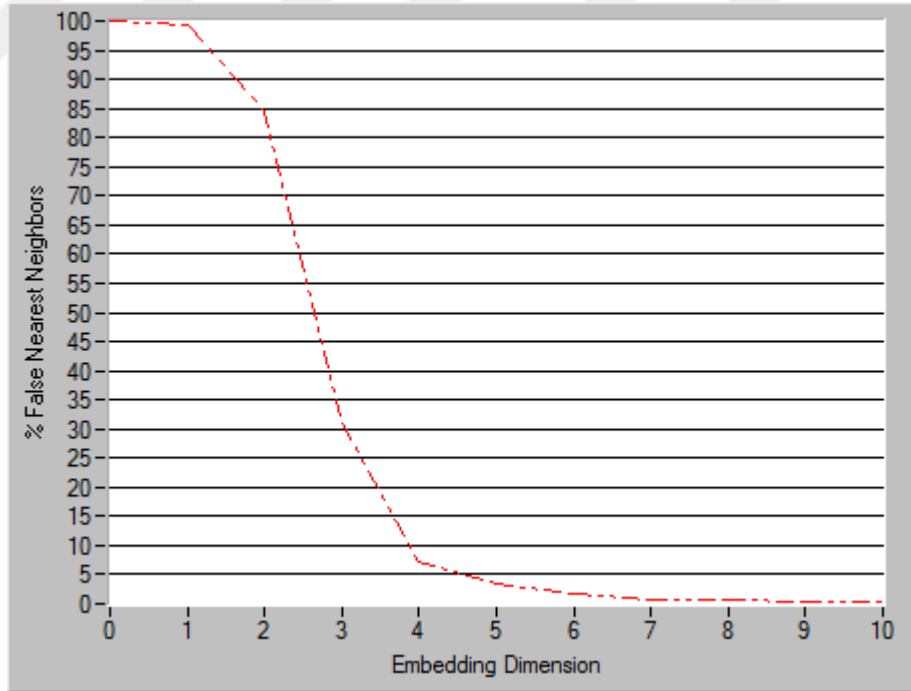
Şekil 4.31:  $\tau \cong 27$ ; MIF metodu ile Hemoraji Grubu 6. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



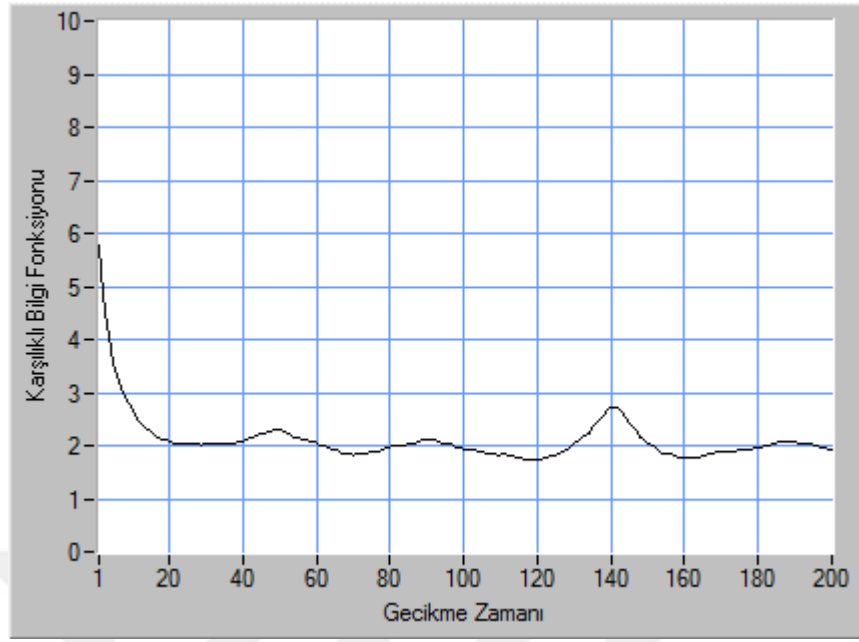
Şekil 4.32:  $m = 5$ ; FNN metodu ile Hemoraji Grubu 6. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.



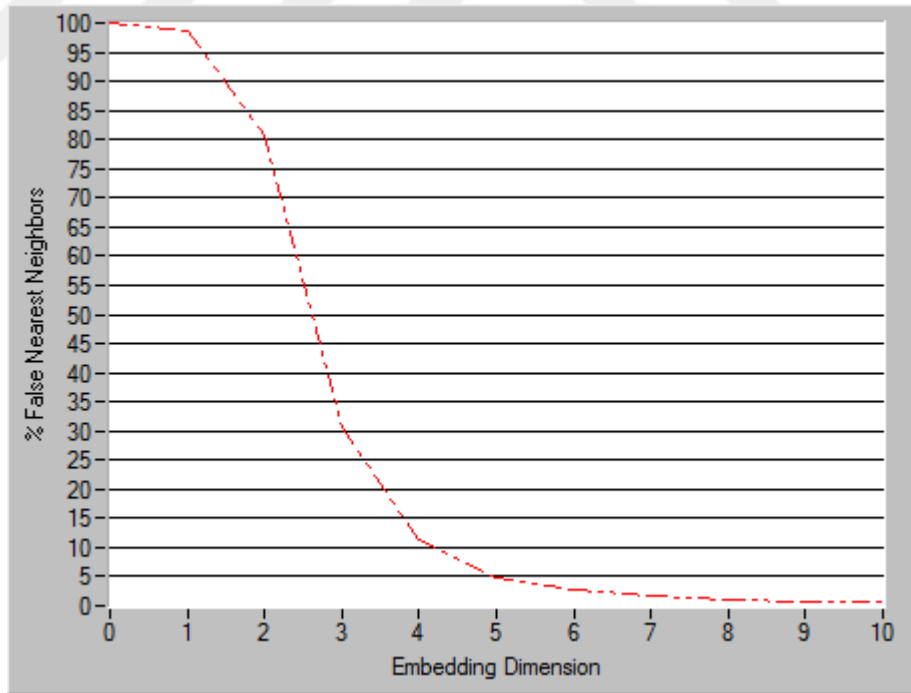
Şekil 4.33:  $\tau \cong 70$ ; MIF metodu ile Sepsis Grubu 1. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



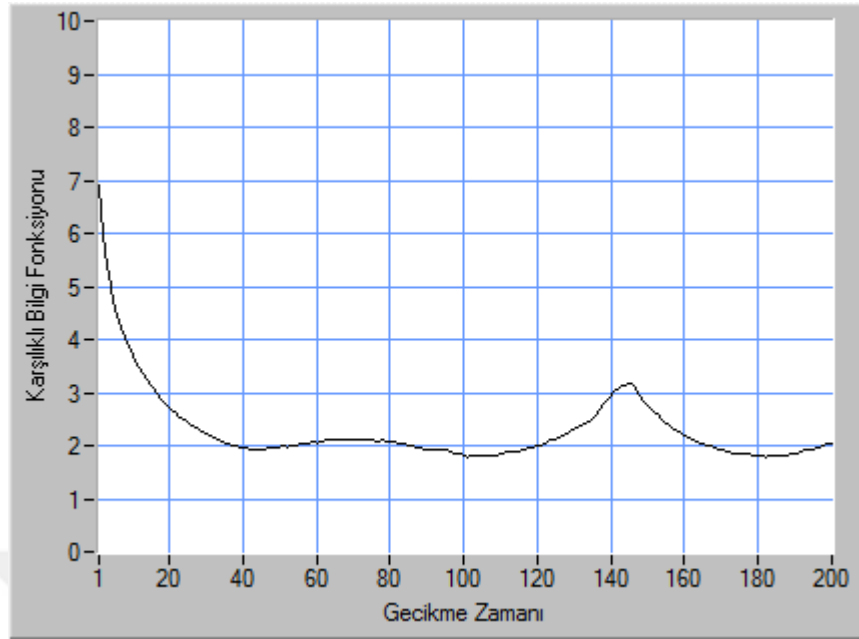
Şekil 4.34:  $m = 4$ ; FNN metodu ile Sepsis Grubu 1. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.



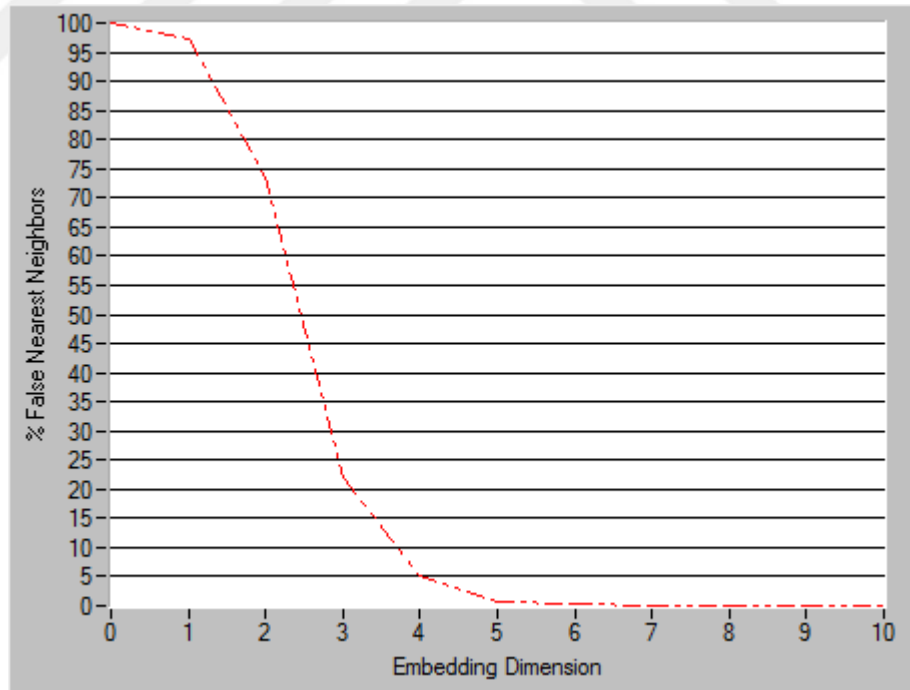
Şekil 4.35:  $\tau \cong 22$ ; MIF metodu ile Sepsis Grubu 3. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



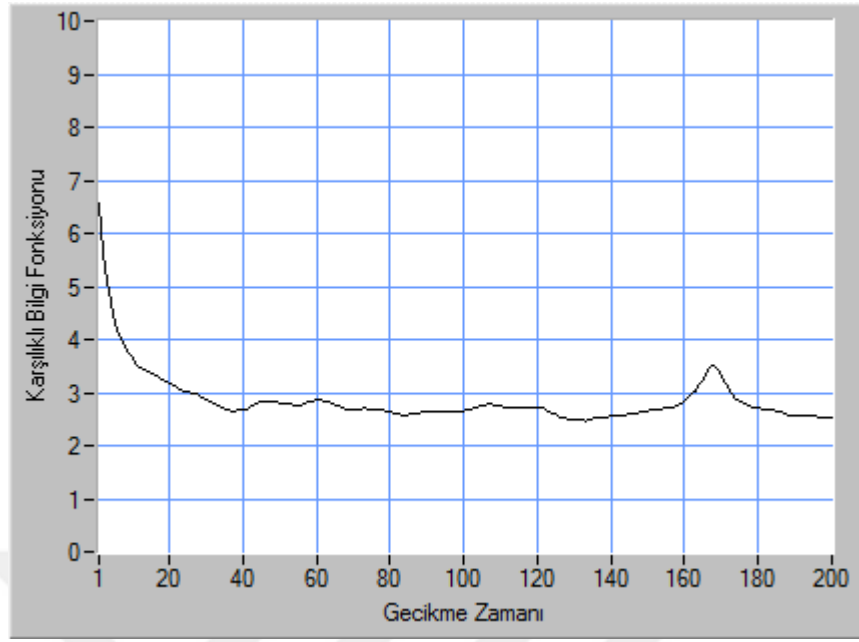
Şekil 4.36:  $m = 5$ ; FNN metodu ile Sepsis Grubu 3. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.



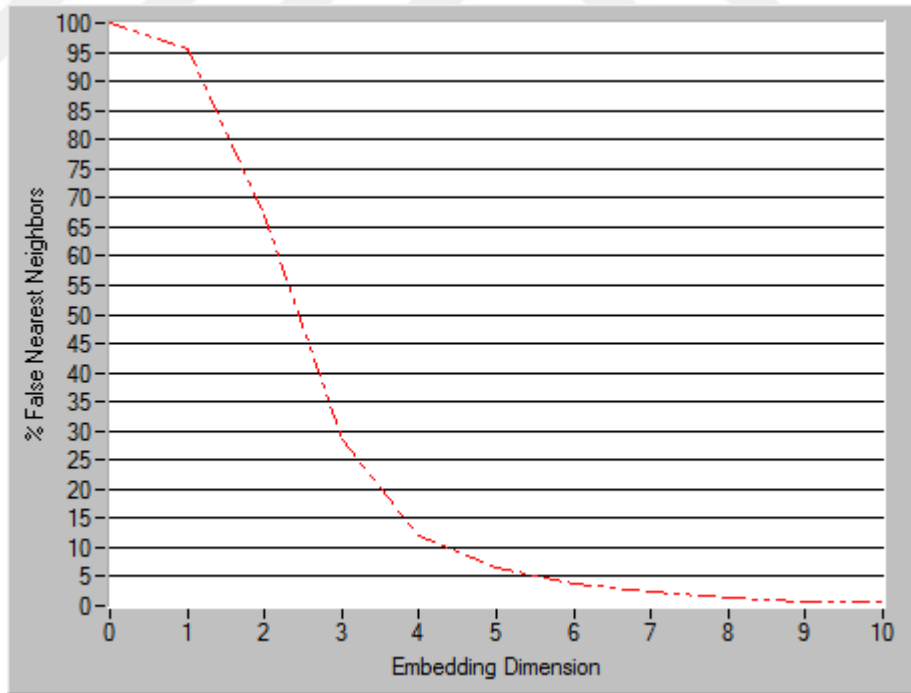
Şekil 4.37:  $\tau \cong 43$ ; MIF metodu ile Sepsis Grubu 4. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



Şekil 4.38:  $m = 4$ ; FNN metodu ile Sepsis Grubu 4. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.

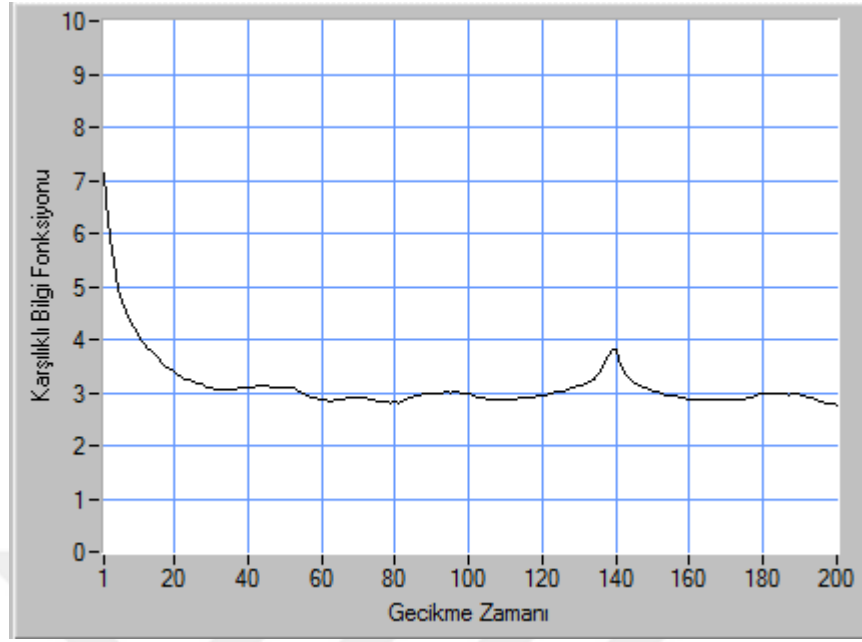


Şekil 4.39:  $\tau \cong 37$ ; MIF metodu ile Sepsis Grubu 5. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.

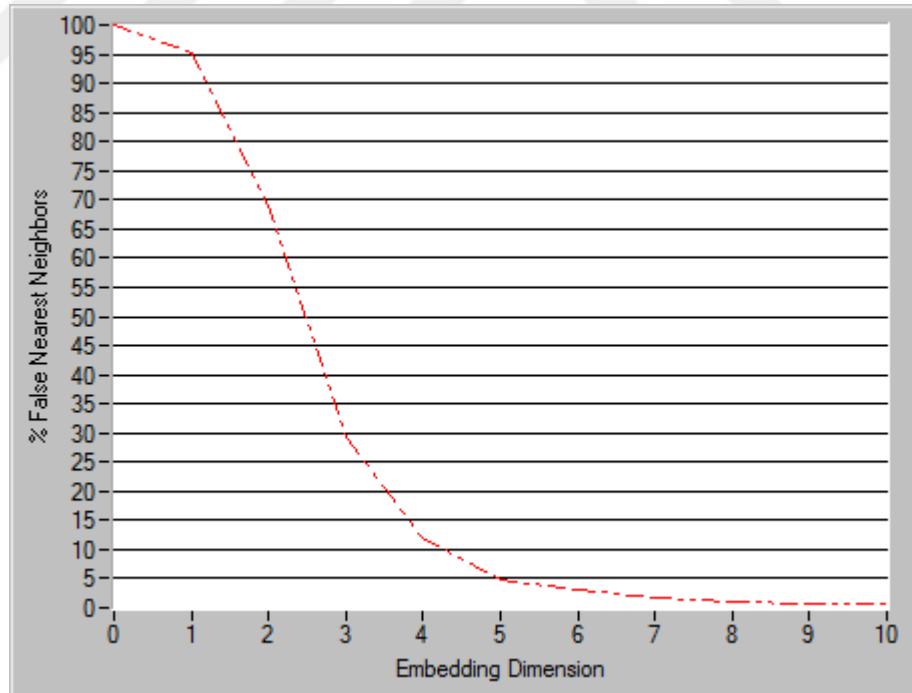


Şekil 4.40:  $m = 5$ ; FNN metodu ile Sepsis Grubu 5. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.





Şekil 4.41:  $\tau \cong 32$ ; MIF metodu ile Sepsis Grubu 6. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan gecikme zamanı.



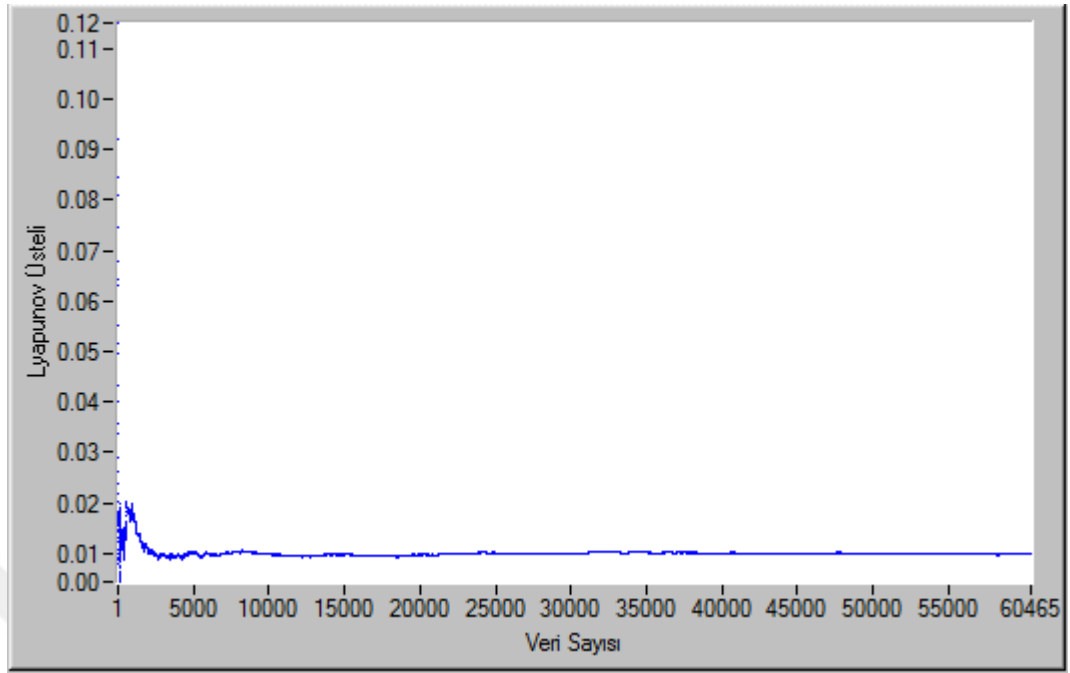
Şekil 4.42:  $m = 5$ ; FNN metodu ile Sepsis Grubu 6. Deneğe ait T1 bölgesindeki zaman serisinden hesaplanan yerleştirme boyutu.

### 4.3 SİSTEMİK ARTERİYEL BASINÇ SİNYALLARININ EN BÜYÜK LYAPUNOV ÜSTELLERİNİN BULUNMASI

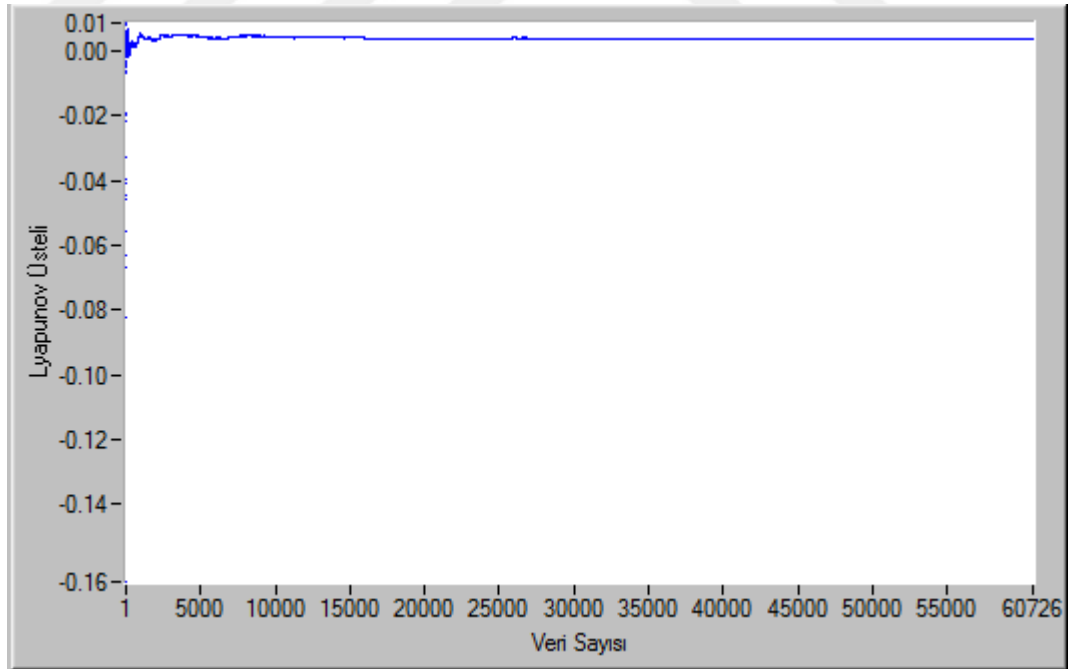
Bir önceki başlıkta hesaplanan gecikme zamanları ve yerleştirme boyutları kullanılarak sinyallere ait çekicilerin yerleşeceği faz uzaylarının yapılandırılması sağlanır. Yeniden yapılandırılmış bu faz uzaylarında sistemik arteriyel basınç sinyallerinin çekicilerini göstermek ve çekicilerin özelliklerini incelemek mümkündür. Bir alt sistem olarak değerlendirilen bu sinyallerin kaotik özellikte olup olmadığını Lyapunov üstellerine ve çeker boyutlarına bakarak söylenebilir. Daha önceki bölümlerde ifade edildiği üzere çekerin yerleştiği faz uzayının boyut sayısı kadar Lyapunov üsteli bulunur. Lyapunov üstellerinden en az birinin pozitif olması ya da en büyük Lyapunov üstelinin pozitif olması halinde sistemin kaotik özellikte olduğu değerlendirilir.

Bu tez çalışmasında deneklere ait tek boyutlu sinyallerden yola çıkılarak yeniden yapılandırılmış faz uzayında en büyük Lyapunov üstelleri hesaplandı. En büyük Lyapunov üstellerine ait grafikler Şekil 4.43, Şekil 4.44, Şekil 4.45, Şekil 4.46, Şekil 4.47, Şekil 4.48, Şekil 4.49, Şekil 4.50, Şekil 4.51, Şekil 4.52, Şekil 4.53, Şekil 4.54, Şekil 4.55, Şekil 4.56, Şekil 4.57, Şekil 4.58, ve Şekil 4.59'de gösterilmiştir.

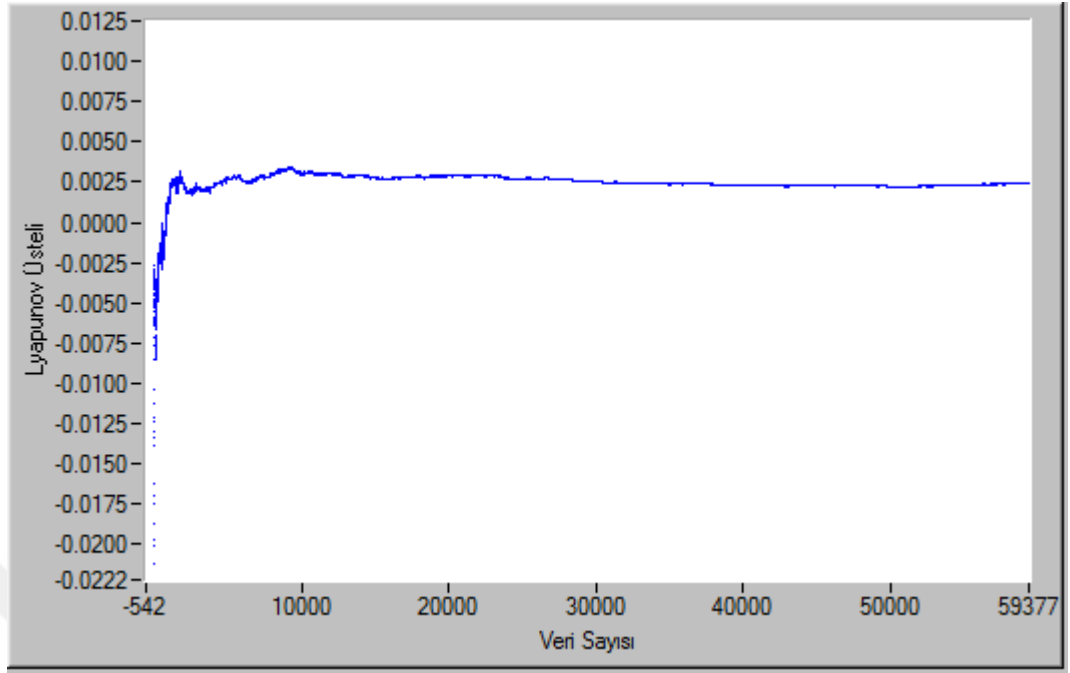
En büyük Lyapunov üstelini hesaplarken NDT programı kullanıldı. Daha önce de belirtildiği üzere Wolf ve arkadaşlarının [9] geliştirdiği algoritmayı, en büyük Lyapunov üsteli hesaplarken kullanılan en yaygın yöntemi, bizde elimizdeki sinyalleri NDT paket programı altında çalıştırarak uyguladık.



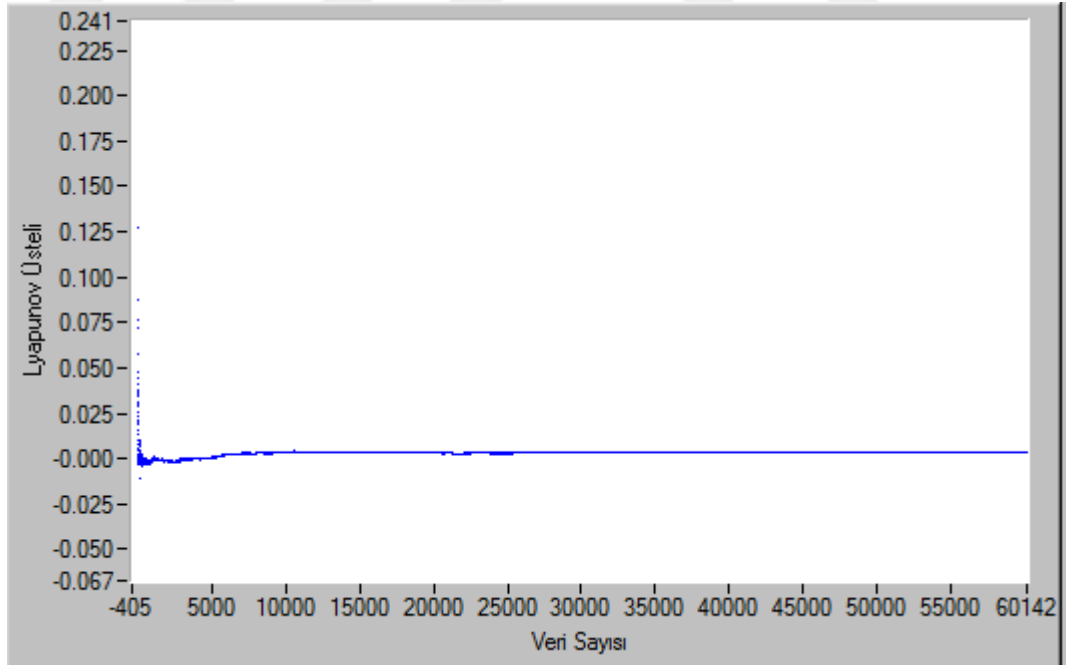
Şekil 4.43:  $\lambda_1 = 0.01$ ; Kontrol Grubu 1. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.



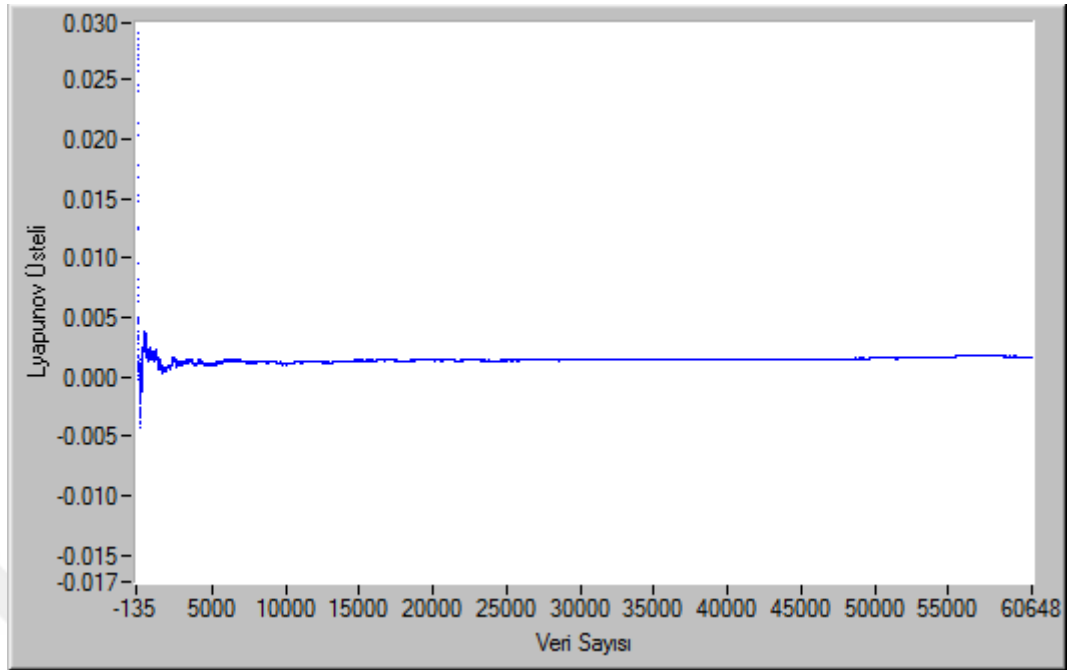
Şekil 4.44:  $\lambda_1 = 0.0087$ ; Kontrol Grubu 2. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.



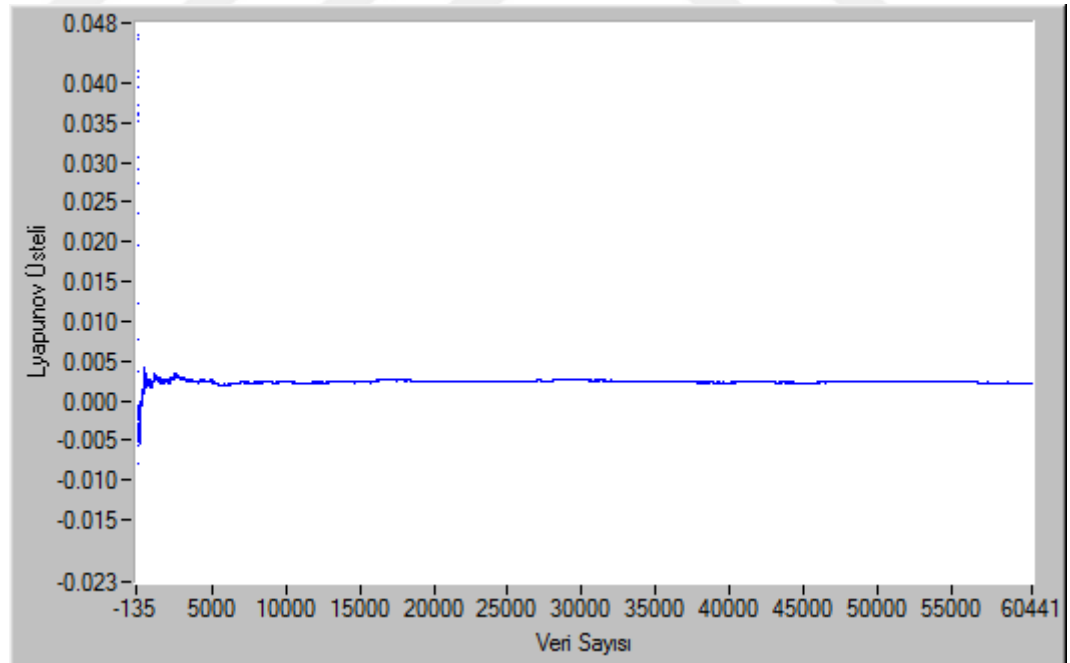
Şekil 4.45:  $\lambda_1 = 0.0029$ ; Kontrol Grubu 3. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.



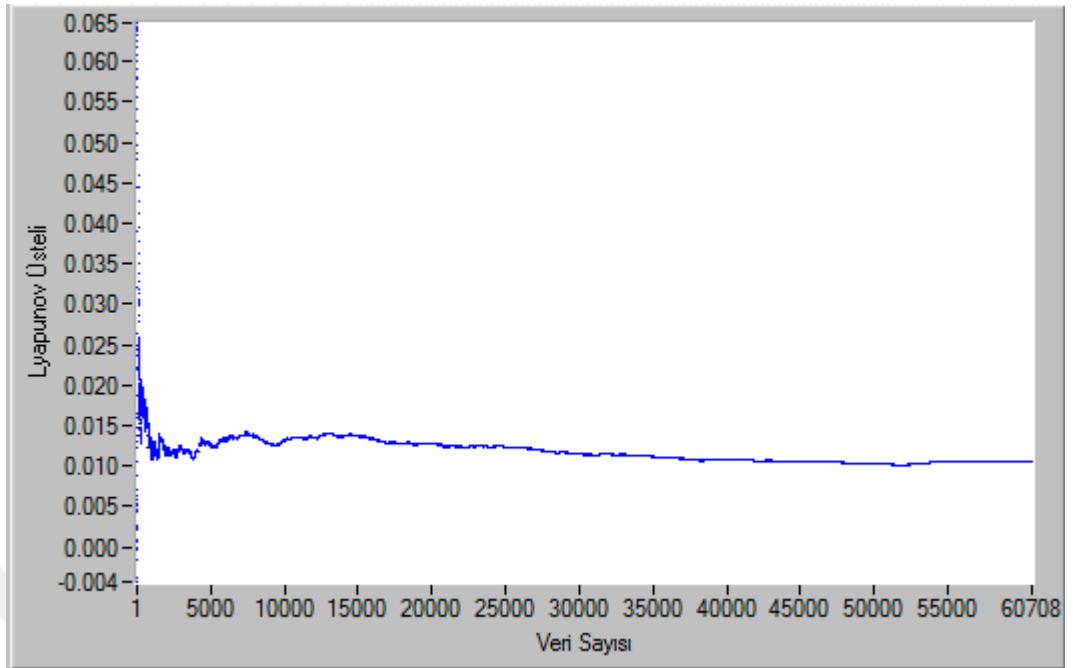
Şekil 4.46:  $\lambda_1 = 0.0032$ ; Kontrol Grubu 4. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.



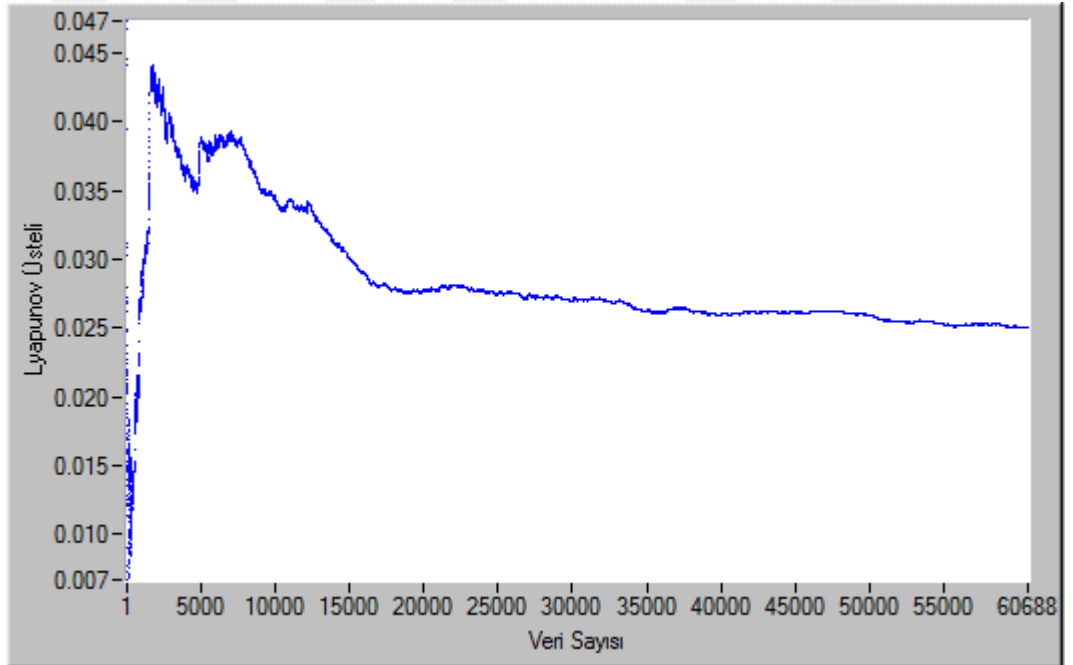
Şekil 4.47:  $\lambda_1 = 0.0018$ ; Kontrol Grubu 5. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.



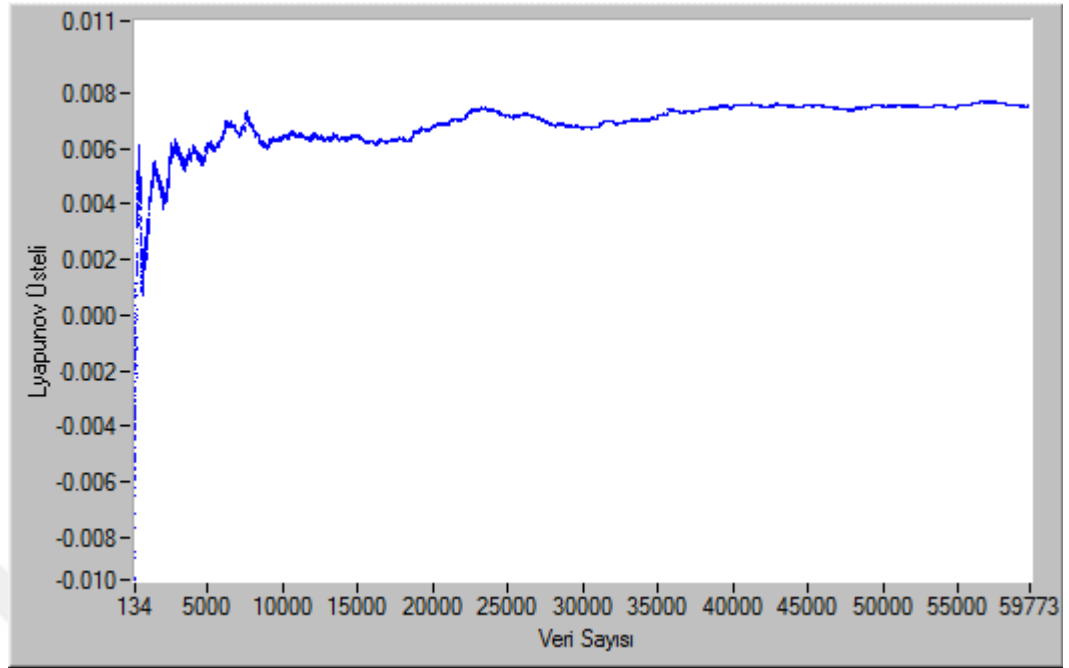
Şekil 4.48:  $\lambda_1 = 0.0025$ ; Kontrol Grubu 6. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.



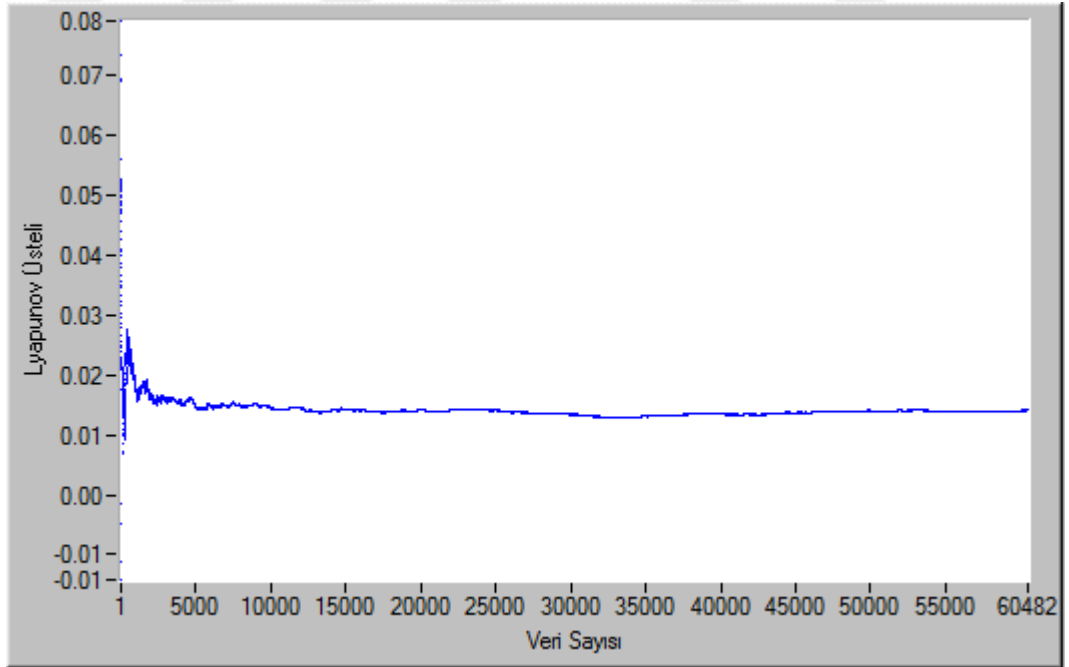
Şekil 4.49:  $\lambda_1 = 0.013$ ; Hemoroji Grubu 1. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.



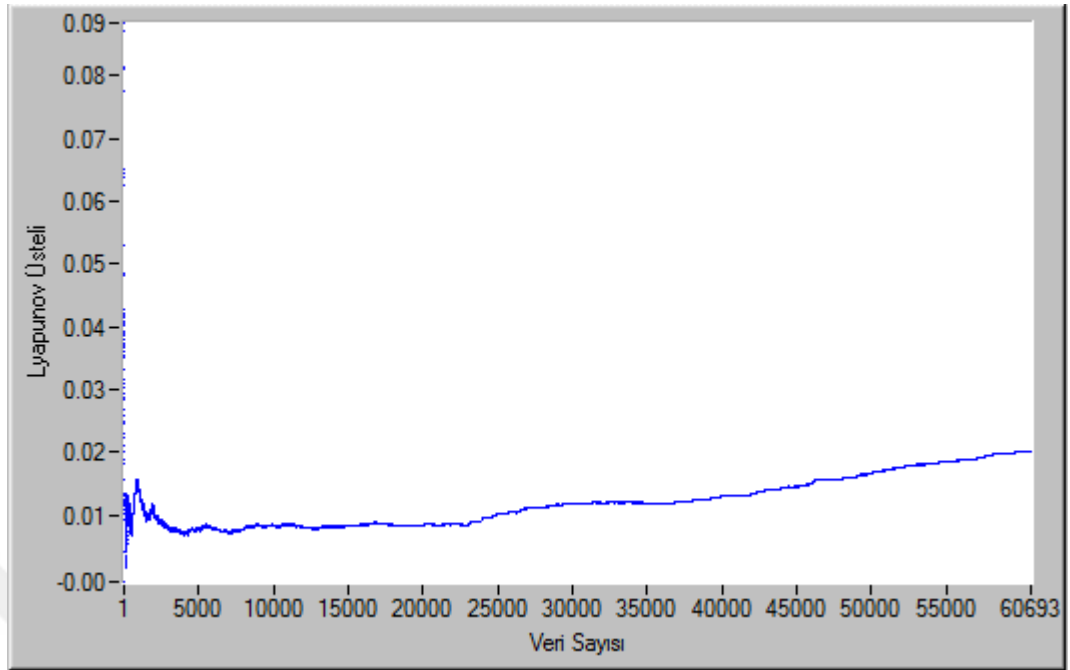
Şekil 4.50:  $\lambda_1 = 0.028$ ; Hemoroji Grubu 2. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.



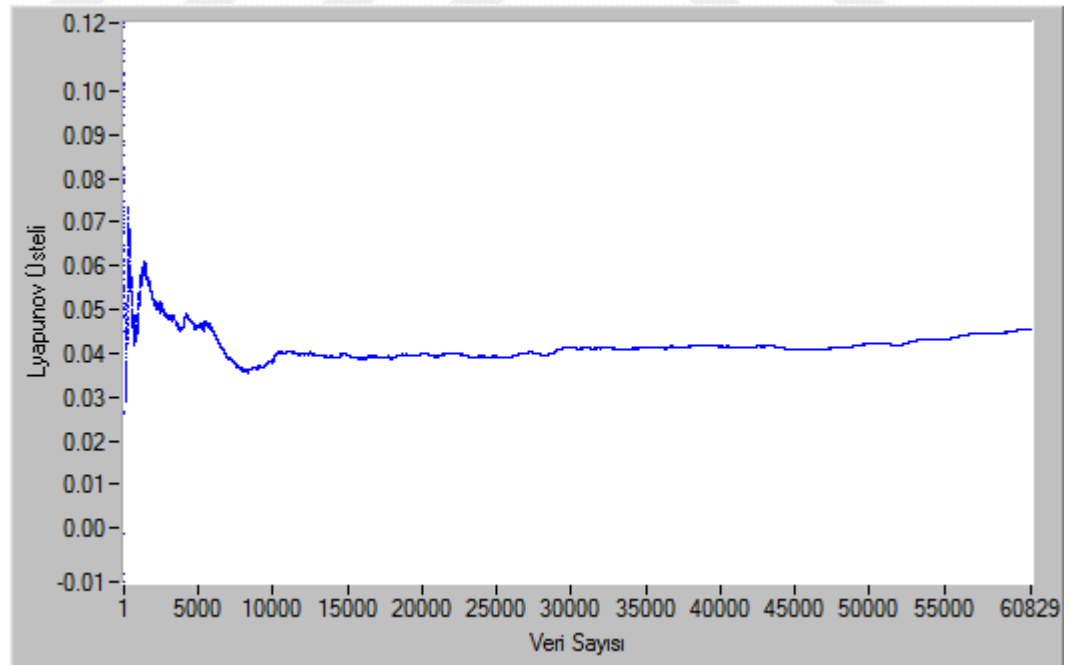
Şekil 4.51:  $\lambda_1 = 0.0057$ ; Hemoroji Grubu 3. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.



Şekil 4.52:  $\lambda_1 = 0.014$ ; Hemoroji Grubu 4. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.

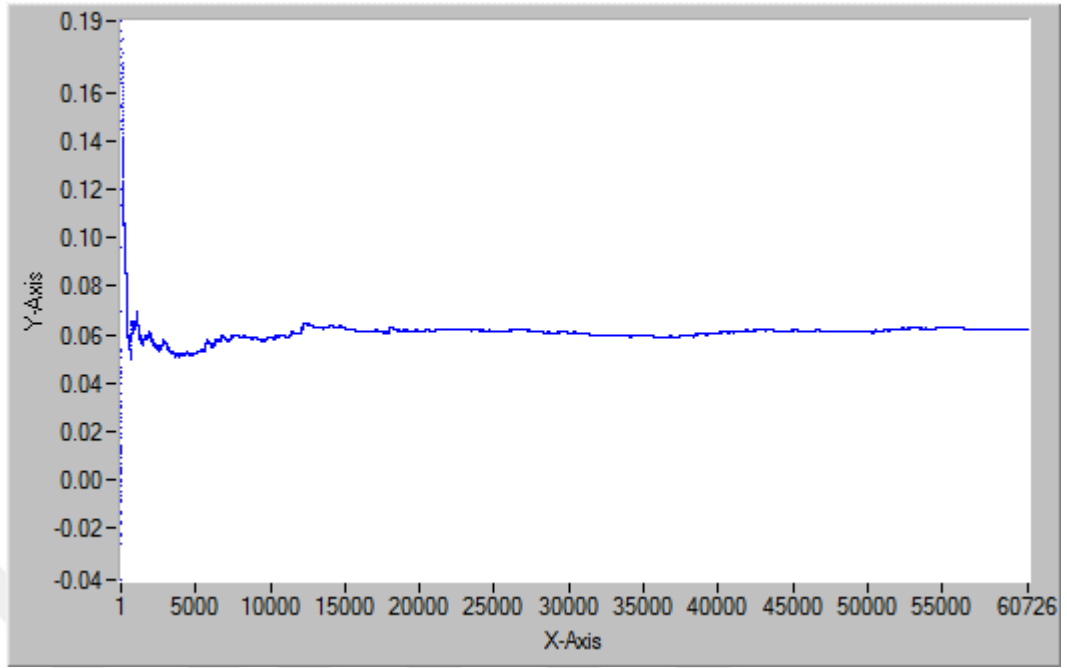


Şekil 4.53:  $\lambda_1 = 0.059$ ; Hemoroji Grubu 5. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.

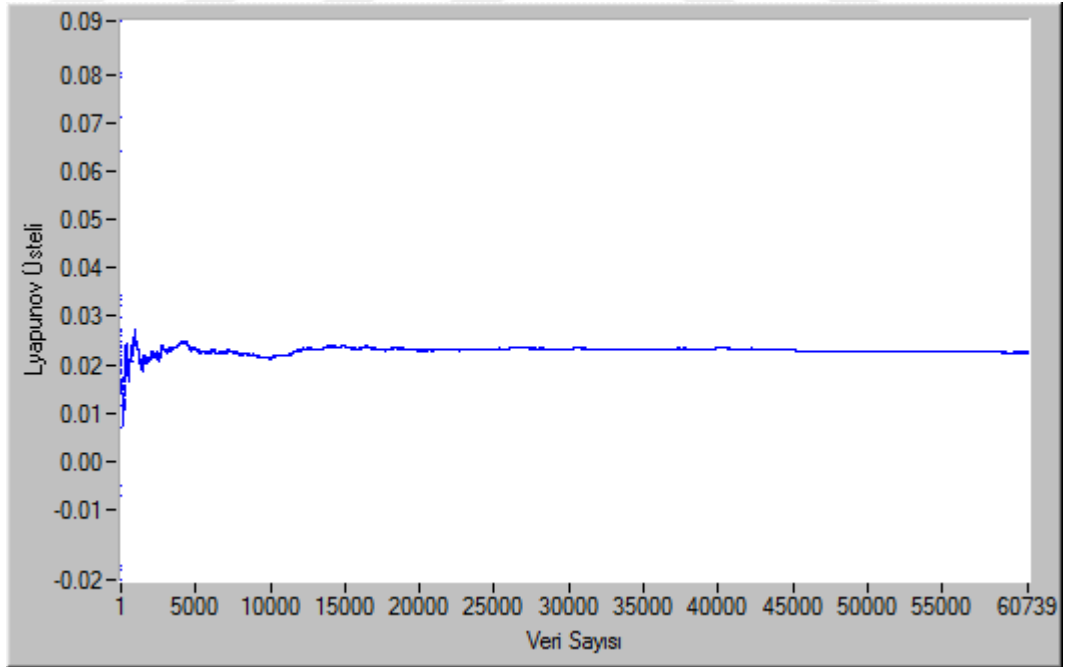


Şekil 4.54:  $\lambda_1 = 0.093$ ; Hemoroji Grubu 6. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.

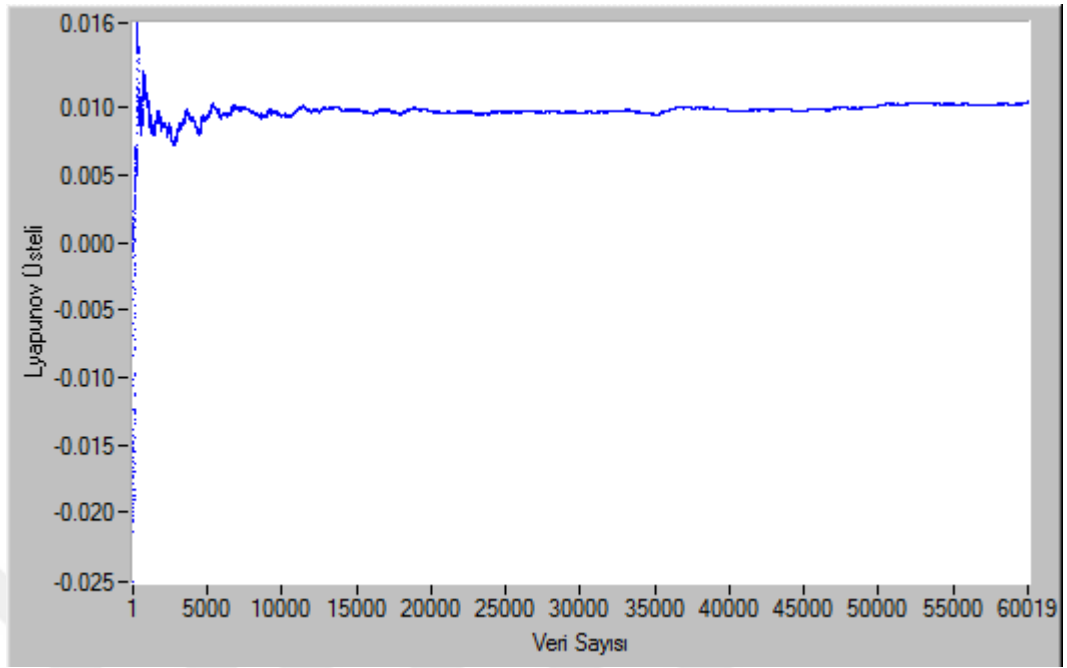




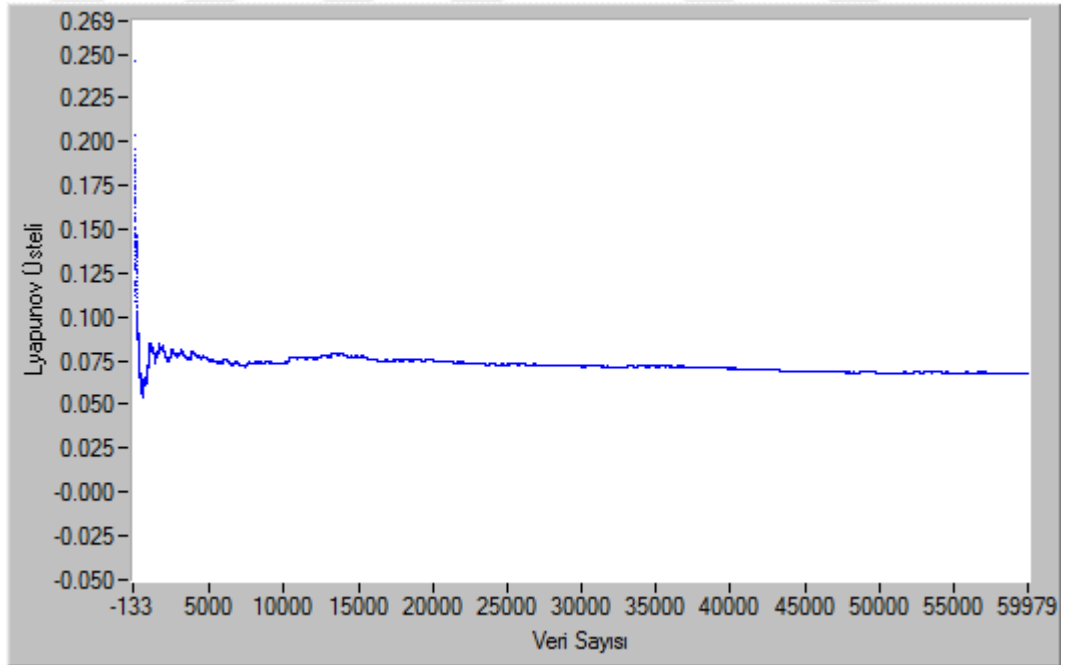
Şekil 4.55:  $\lambda_1 = 0.061$ ; Sepsis Grubu 1. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.



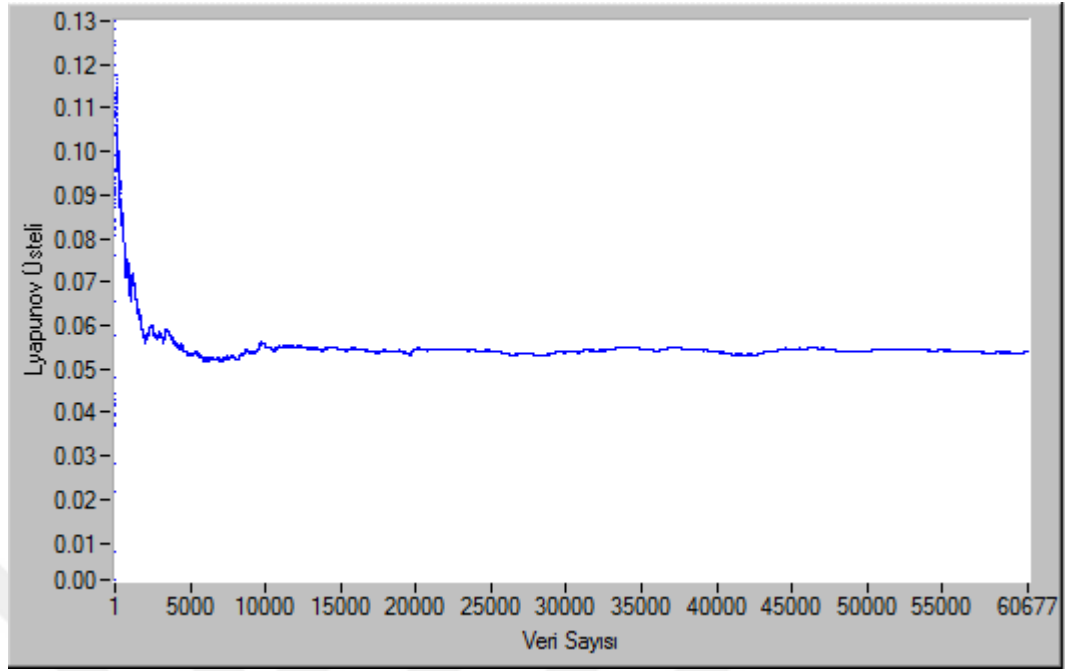
Şekil 4.56:  $\lambda_1 = 0.023$ ; Sepsis Grubu 3. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.



Şekil 4.57:  $\lambda_1 = 0.012$ ; Sepsis Grubu 4. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.



Şekil 4.58:  $\lambda_1 = 0.072$ ; Sepsis Grubu 5. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.



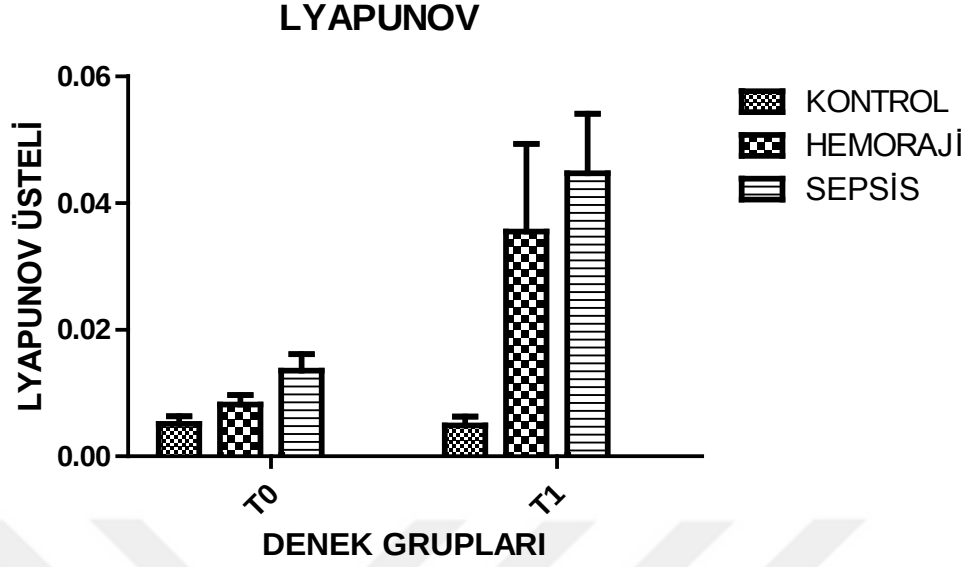
Şekil 4.59:  $\lambda_1 = 0.055$ ; Sepsis Grubu 6. Deneğe ait zaman serisinden hesaplanan En Büyük Lyapunov Üsteli.

Yukarıdaki grafiklerde sadece kayıt edilen sinyallerin T1 bölgesinden alınan zaman serilerine ait analiz sonuçları verilmiştir. Tablo 4.3’de her iki bölgeden de (T0 ve T1 bölgelerinden) alınan zaman serilerinin analiz sonuçlarını görmek mümkündür.

**Tablo 4.3:** Arteriyel basınç sinyallerinin en büyük Lyapunov Üsteli değerleri.

| Denekler         | Veri Sayısı |       | Gecikme Zamanı ( $\tau$ ) |     | Yerleştirme Boyutu ( $d_E$ ) |    | En Büyük Lyapunov Üsteli ( $\lambda_1$ ) |        |
|------------------|-------------|-------|---------------------------|-----|------------------------------|----|------------------------------------------|--------|
|                  | T0          | T1    | T0                        | T1  | T0                           | T1 | T0                                       | T1     |
| <b>Kontrol1</b>  | 60745       | 60600 | 43                        | 45  | 4                            | 4  | 0.0055                                   | 0.01   |
| <b>Kontrol2</b>  | 60908       | 60908 | 41                        | 45  | 4                            | 4  | 0.0063                                   | 0.0087 |
| <b>Kontrol3</b>  | 60160       | 60116 | 123                       | 65  | 4                            | 4  | 0.01                                     | 0.0029 |
| <b>Kontrol4</b>  | 60280       | 60741 | 41                        | 64  | 4                            | 4  | 0.004                                    | 0.0032 |
| <b>Kontrol5</b>  | 61149       | 60938 | 47                        | 51  | 4                            | 4  | 0.002                                    | 0.0018 |
| <b>Kontrol6</b>  | 60650       | 60740 | 52                        | 54  | 4                            | 4  | 0.003                                    | 0.0025 |
|                  |             |       |                           |     |                              |    |                                          |        |
| <b>Hemoroji1</b> | 30634       | 60970 | 60                        | 87  | 4                            | 4  | 0.0052                                   | 0.013  |
| <b>Hemoroji2</b> | 60971       | 60938 | 86                        | 83  | 5                            | 5  | 0.0088                                   | 0.028  |
| <b>Hemoroji3</b> | 30601       | 60149 | 80                        | 120 | 5                            | 5  | 0.0047                                   | 0.0057 |
| <b>Hemoroji4</b> | 60641       | 60741 | 85                        | 109 | 5                            | 4  | 0.0054                                   | 0.014  |
| <b>Hemoroji5</b> | 30805       | 60938 | 125                       | 61  | 4                            | 4  | 0.013                                    | 0.059  |
| <b>Hemoroji6</b> | 29361       | 60938 | 80                        | 27  | 6                            | 5  | 0.012                                    | 0.093  |
|                  |             |       |                           |     |                              |    |                                          |        |
| <b>Sepsis1</b>   | 60478       | 60937 | 27                        | 70  | 5                            | 4  | 0.019                                    | 0.061  |
| <b>Sepsis2</b>   | 60477       | 60061 | 60                        | 104 | 6                            | 5  | 0.018                                    | 0.045  |
| <b>Sepsis3</b>   | 60971       | 60806 | 28                        | 22  | 5                            | 5  | 0.01                                     | 0.023  |
| <b>Sepsis4</b>   | 60311       | 60149 | 47                        | 43  | 4                            | 4  | 0.0033                                   | 0.012  |
| <b>Sepsis5</b>   | 60478       | 60225 | 50                        | 37  | 4                            | 4  | 0.012                                    | 0.072  |
| <b>Sepsis6</b>   | 60478       | 60806 | 60                        | 32  | 6                            | 5  | 0.019                                    | 0.055  |

Hesaplanan en büyük Lyapunov üstellerinin küçükte olsa pozitif değerler aldığı görülüyor. Buna bakarak bir sistem olarak düşündüğümüz arteriyel basınç sinyallerin ve de çekicilerinin kaotik özellikler taşıdığı söylenebilir. Ayrıca sonuçlara göre bu sinyallerin başlangıç koşullarına hassas bağlı bir yapıda olduğu da düşünülmektedir.



**Şekil 4.60:** Analiz yapılan bölgelerde en büyük Lyapunov üstellerindeki değişim.

Tablo 4.3 te verilen Lyapunov üstellerini kullanarak T0 ve T1 bölgelerinde Lyapunov üstellerinin ortalama değişimlerinin nasıl olduğunu daha açık şekilde görebilmek için Şekil 4.60 taki grafik çizilmiştir.

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu tez çalışmasında arteriyel basınç sinyallerini doğrusal olmayan analiz yöntemiyle incelemesi yapılmıştır. Fizyolojik bir sistem olarak değerlendirilen arteriyel basınç sinyallerinde kaotik dinamiklerin var olup olmadığını tespit edebilmek için çalışmada kullanılan sinyallere ait Lyapunov üstelleri hesaplanmıştır. Bu çalışmada kullanılan sinyaller toplamda 18 Albino Wistar denekten alınmış ve 6'şarlı 3 farklı grupta değerlendirilmiştir. Bu gruplar Malzeme ve Yöntem bölümünde de açıklandığı gibi Kontrol grubu, Hemorajik şok grubu ve Septik şok grubudur.

Tez çalışması için hazırlanmış gruplardan ameliyat ile elde edilen sinyallerin arteriyel basınç değerleri Tablo 4.1 ve Tablo 4.2 de ayrıntılı olarak sunulmuştur. Bu sinyalleri kayıt ederken Chart5 Pro yazılımından faydalanılmıştır. Tüm deneklerden alınan sinyaller iki farklı zaman bölgesinde incelenmiştir. T0 zaman bölgesi tüm deneklere sadece standart prosedürün uygulandığı bölgedir. Bu zaman noktasındaki arteriyel basınç değerleri Tablo 4.1 de verilmiştir. T1 zaman bölgesi ise standart prosedürden sonra her iki şok grubuna uygun farklı müdahalelerin yapılmasında sonra ve ameliyatın bitimine yakın bölgedir. T1 zaman noktasındaki arteriyel basınç değerleri Tablo 4.2 de verilmiştir. Tablo 4.1 ve Tablo 4.2 de sırasıyla sistolik basınç, diastolik basınç, sistolik ve diastolik basınç farkları, kalp atım hızı ve son olarak ortalama kan basıncı değerleri verilmiştir.

Şekil 4.7 deki çizdirilmiş grafikte ortalama kan basıncının her 3 grup için T0 ve T1 bölgelerinde nasıl değiştiğini açık şekilde görülmektedir. Şekil 4.8 de ise iki farklı zaman noktasındaki kalp atım hızının değişimi her grup içinde ortalama olarak verilmiştir.

Şekil 4.9 dan şekil 4.42 ye kadar deneklerden elde edilen sinyallerin gecikme zamanları ve yerleştirme boyutları hesaplarken faydalandığımız grafikler sunulmuştur. Bu grafikler yalnızca T1 bölgesine ait grafiklerdir.

Şekil 4.43ten Şekil 4.59 a kadar verilen grafiklerde yalnızca T1 zaman bölgesinde hesaplanan En büyük Lyapunov üstelleri görülmektedir.

Tablo 4.3 te T1 ve T2 zaman bölgelerinde hesaplanan sırasıyla gecikme zamanı, yerleştirme boyutu ve en büyük Lyapunov üstelleri hepsi bir arada sunulmuştur.

Denek gruplarına uygulanan şok prosedürlerinin Lyapunov üstellerinde değişimlere sebep olup olmadığını tablo 4.3 teki verilerden faydalanarak çizdirilmiş Şekil 4.60 taki grafikte görmek mümkündür.

Şekil 4.7 deki grafik incelendiğinde T0 bölgesinde ortalama kan basıncının olması gereken değer aralığında bulunduğunu söylemek mümkündür. T1 bölgesinde de kontrol grubuna ait ortalama kan basıncı beklendiği gibi düşmemiştir. Bununla birlikte T1 bölgesinde hemorajik ve septik şok gruplarına ait ortalama kan basıncında belirgin bir düşüş söz konusudur. Her iki şok grubunda da gözlenen bu düşüş olması gerektiği gibidir.

Hemorajik şok grubuna uygulanan şok prosedüründen sonra ortalama kan basıncının olması beklendiği gibi 40 mmHg seviyelerine düşürülmesi sağlanmıştır. 40 mmHg sağlıklı durum için sınır seviyedir. Ulaşılan sonuç basıncı düşürmek için yapılan operasyonel müdahalenin başarılı olduğunu da göstermektedir.

Septik şok grubunda ise ortalama kan basıncı 40 mmHg seviyelerine düşmediyse bile etkili ve belirgin bir düşüş olması sebebiyle şok modelinin başarı ile uygulandığı düşünülmektedir. 40 mmHg düşmemesinin deneklerin LPS'ye direnç gösterdiği şeklinde yorumlanmıştır.

Şekil 4.8 de kalp atım hızında her iki bölgede ve tüm gruplarda aynı seviyelerde kaldığı görülmekte ve kalbin operasyon boyunca şok prosedürlerine karşın kardiyovasküler durumu kararlı tutmaya çalıştığı bir anlamda olumsuz müdahalelere karşı durumu kompanse etmeye çalıştığı düşünülmektedir.

Şekil 4.60 da En büyük Lyapunov üstellerinin değişimi gözlenmektedir. Tüm gruplarda ve zaman noktalarında En büyük Lyapunov üstelinin pozitif değer olması kan basıncı sinyallerinin kaotik yapıda sinyaller olduğunu göstermektedir.

Kontrol grubunda yapılan analizlerde hem T0 hem de T1 bölgesinde Lyapunov üstellerinin aynı seviyelerde kaldığı yani belirgin bir değişimin olmadığı görülüyor. Hiçbir şok edici müdahalenin uygulanmadığı bu grupta Lyapunov üstellerinin değişiminin olmaması beklenen bir durum olarak değerlendirilmektedir.

Hemorajik Şok grubunda en büyük Lyapunov üstelinde son derece belirgin bir yükselişin olduğu ve dolayısıyla sinyallerin kaotik dinamiklerinin daha fazla görünür olduğu tespit edilmiştir. Kan basıncının kritik seviyelere düştüğü durumlarda sinyallerin kaotiklik seviyesinde yükselmenin olduğu görülmektedir.

Septik şok grubunda kan basıncı sinyallerinin ortalamasının kritik seviyelere inmediği halde en büyük Lyapunov üstelinde hemorajik grupta olduğundan daha yüksek bir seviyede değişim ortaya çıkmıştır. Diğer iki grubun sonuçlarıyla ve bu gruptaki Lyapunov üstellerindeki değişimler beraber değerlendirildiğinde, doğrusal yöntemlerin yanı sıra doğrusal olmayan analiz yöntemlerinin de kullanılması ile bu tez çalışmasının ilgi alanı olan şok durumunun tespit edilebildiği görülmektedir.

Altını çizmek gerekir ki ortalama kan basıncının 40 mmHg olduğu seviye kritik seviye olmasının yanında bir sınır durumudur ama canlılığın son bulduğu ya da bulmaya başladığı seviye değildir. Bıçak sırtı tabiri ile açıklanabilecek seviyedir.

Bu tez çalışmasındaki tüm deneklere deneylerden sonra ötenazi uygulanmıştır.

Bu çalışmasının sonuçları ileride yapılacak çalışmalarda daha fazla denekle çalışılarak zenginleştirildiğinde özellikle hastane yoğun bakım servislerinde uygulama alanı bulabilir.

Bu tez çalışmasının sonuçları yine ileride yapılacak çalışmalarla desteklendiğinde doğrusal olmayan analiz yöntemlerinin de yoğun bakım servislerindeki fizyolojik testlerde ve hasta başı monitörlerinde kullanılabilir yöntemler olduğu fikrini güçlendireceği düşünülmektedir.



## KAYNAKLAR

- [1]. Prigogine, I., Stenger, I., 1998, *Kaostan Düzene İnsanın Tabiatla Yeni Diyaloğu*, İz Yayıncılık, İstanbul, 975-355-103-7.
- [2]. Gleick, J., 2003, *Kaos Yeni Bir Bilim Teorisi 11. Baskı*, Tübitak Popüler Bilim Kitapları, Ankara, ISBN: 975-403-029-4.
- [3]. Takens, F., 1981, *Detecting strange attractors in turbulence*, In: Rands DA., Young LS. (Eds.), *Lecture Notes in Math*, Springer-Verlag: 366-81.
- [4]. Yılmaz, D. ve Güler, N. F, 2006, Kaotik Zaman Serisinin Analizi Üzerine Bir Araştırma, *Gazi Üniversitesi Müh. Fak. Dergisi*.
- [5]. Yalçın, G.Ç., 2005, *Kaotik Fiziksel Sistemler ve Acayip Çekiciler*, Tez Yüksek Lisans, İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- [6]. Akıllı, M., 2009, *Lyapunov Üstelleri ve Q-istatistik*, Tez Yüksek Lisans, İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- [7]. Yılmaz, N., 2010, *Elektroensefalogram (EEG) Dalgalarında Lyapunov Üstelleri*, Tez Yüksek Lisans, İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
- [8]. Wagner C.D., Nafz B., Persson P.B., 1996, Chaos in Blood Pressure Control, *Cardiovascular Research* 31(1996) 380-387.
- [9]. Wolf, A., Swift, J.B., Swinney, H.L. ve Vastano, J.A., 1985, Determining Lyapunov Exponents from a Time Series, *Physica D*, 16: 285-317.
- [10]. Hilborn, R.C., 1994, *Chaos and Nonlinear Dynamics: An Introduction for Scientists and Engineers*, 2<sup>nd</sup> Ed., Oxford University Press, England, ISBN:978-019-850-723-9.
- [11]. Kellert, S.H., 1993, *The Wake of Chaos*, The University of Chicago Press, Chicago.
- [12]. Parker T.S. and Chua I.O., 1987, Chaos: A Tutorial For Engineers, *Proceedings of the IEEE*, Vol. 75, No.8.
- [13]. Tırnaklı, U., 2007, Kaos Geçiş Eşiğindeki Dinamik Sistemler, *Marmaris Kuramsal Ve Uygulamalı Fizik Enstitüsü (ITAP)-İleri İstatistik Mekanik ve Karmaşıklık Çalıştayı Ders Notları*.

- [14]. Cambel, A.B., 1993, *Applied Chaos Theory a Paradigm for Complexity*, Academic Press, Boston, ISBN: 0121559408.
- [15]. Strogatz, S.H., 1994, *Nonlinear Dynamics and Chaos: With Applications to Physics, Biology, Chemistry and Engineering*, Cambridge Press, England
- [16]. Isham, V., 1992, Discussion on the Meeting on Chaos, *Journal of Royal Statistical Society*, 54, 2, 451-454.
- [17]. Lorenz, E.N., 1963, Deterministic Non-periodic Flow, *Journal of the Atmospheric Sciences*, 20, 2, 130-141.
- [18]. Sardar, Z. and Abrams, I., 1998, *Kaos*, NTV Yayınları, İstanbul, ISBN: 978-605-58-1389-5.
- [19]. Kantz, H. and Schreiber, T., 2004, *Nonlinear Time Series Analysis 2<sup>nd</sup> Ed.*, Cambridge University Press, England, ISBN: 0 521 52902 6.
- [20]. Baker, G.L. and Gollub, J.P., 1990, *Chaotic Dynamics an Introduction*, Cambridge Press, 39-47, England.
- [21]. Pamuk, N., 2013, Dinamik Sistemlerde Kaotik Zaman Dizilerinin Tespiti, *BAÜ Fen Bil. Enst. Dergisi* Cilt 15(1) 77-91.
- [22]. Sprott, J.C., 2003, *Chaos And Time-Series Analysis*, Oxford University Press, 31-37, Oxford, England.
- [23]. Ruelle, D., 2014, *Rastlantı ve Kaos*, Say Yayınları, İstanbul, ISBN: 978-605-02-0322-6.
- [24]. Rızaoğlu, E. ve Sünel, N., 2011, *Klasik Mekanik Özel Görecelilik Kuramı ve Nonlineer Dinamiğe Giriş ile Genişletilmiş 3. Baskı*, Okutman Yayıncılık, Ankara, ISBN: 978-605-588-428-4.
- [25]. Ruelle, D. and Takens, F., 1971, On The Nature of Turbulence, *Commun. Math. Phys.* 20: 167-192; 23: 343-44.
- [26]. Kurt, E. and Kasap. R., 2011, *Karmaşanın Bilimi Kaos*, Nobel Akademik Yayıncılık, İstanbul, ISBN: 978-605-133-130-0.
- [27]. Rapport, A., 2008, Lyapunov Exponents, Dynamical Systems Seminar, Weizmann Institute of Science, İsrail.
- [28]. Koçak, K., 1996, *Kaotik Davranış Kriteri Olarak Fraktal Boyut Değişimi ve Dinamik Sistemlere Uygulanması*, Tez Doktora, İstanbul Teknik Üniversitesi.

- [29]. Kennel, M.B., Brown, R., Abarbanel, H.D.I., 1992, Determining embedding dimension for phase-space reconstruction using a geometrical construction, *Phys. Review A*, 45, 3403-11.
- [30]. Uzel, S., 2008, *Zaman Serisi Analizi Üzerine Bir Uygulama*, Tez Yüksek Lisans, Yıldız Teknik Üniversitesi.
- [31]. Hagerman, I., Berglund, M., Lorin, M., Nowak, J. and Sylvén, C., 1996, Chaos-Related Deterministic Regulation of Heart Rate Variability in Time and Frequency Domains: Effects of Autonomic Blockade and Exercise, *Cardiovascular Research*, Cilt 31, No 3, 410-418.
- [32]. Poon, C.S. and Merrill, C.K., 1997, Decrease of Cardiac Chaos in Congestive Heart Failure, *Nature*, Cilt 389; 492-495.
- [33]. Narayanan, K., Govindan, R.B. and Gopinathan, M.S., 1998, Unstable Periodic Orbits in Human Cardiac Rhythms, *Phys. Rev. E*, Cilt 57, No 4, 4594-4603.
- [34]. Cohen, M.E., Hudson, D.L., Anderson, M.F. and Vazquez, C., 1994, Blood Flow Data Exhibit Chaotic Properties, *Int. J. Microcomputer Applications*, Cilt 12, No 3, 82-87.
- [35]. Yip, K.P., Holstein-Rathlou, N.H. and Marsh, D.J., 1991, Chaos in Blood Flow Control in Genetic and Renovascular Hypertensive Rats, *Am. J. Physiol. Soc.*, Cilt 261, F400-F408.
- [36]. Carolan-Ress, G., Tweddel, A.C., Naka, K.K. and Griffith, T.M., 2002, Fractal Dimension of Laser Doppler Flowmetry Time Series, *Medical Engineering and Physics* Cilt 24, 71-76.
- [37]. Bracic, M. and Stefanovska, A., 1998, Nonlinear Dynamics of the Blood Flow Studied by Lyapunov Exponents, *Bulletin of Mathematical Biology*, Cilt 60, 417-433.
- [38]. Stefanovska, A. and Bracic, M., 1999, Reconstructing Cardiovascular Dynamics, *Control Engineering Practice*, Cilt 7, 161-172.
- [39]. Wang, Z., Li, Z., Wei, Y., Ning, X. and Lin, Y., 2002, Lyapunov Exponents for Synchronous 12-lead ECG Signals, *Chinese Science Bulletin*, Cilt 47, No 21.
- [40]. Keunen, R.W.M., Vliegen, J.H.R., Stam, C.J. and Tavy, D.L.J., 1996, Nonlinear Transcranial Doppler Analysis Demonstrates Age-Related Changes of Cerebral Hemodynamics, *Ultrasound Med. & Biol.*, Cilt 22, No 4, 383-390.
- [41]. Tsuda, I., Thara, T. and Iwanaga, H., 1992, Chaotic Pulsation in Human Capillary Vessels and Its Dependence on Mental and Physical Conditions, *Int.J. Bifurc. Chaos*, Cilt 2, 313-324.
- [42]. May, P., Gerbault, O., Arrouvel, C., Revol, M., Servant, J.M. and Vicaut, E., 2001, Nonlinear Analysis of Arterial Oscillated Flow in Experimental Stenosis and Microsurgical Anastomosis, *J. Surgical Research*, Cilt 99, 53-60.

- [43]. May, P., Arrouvel, C., Revol, M., Servant, J.M. and Vicaut, E., 2002, Detection of Hemodynamic Turbulance in Experimental Stenosis: An in Vivo Study in the Rat Carotid Artery, *J. Vascular Research*, Cilt 39, 21-29.
- [44]. Aksu, U., Bezemer, R., Yavuz, B., Kandil, A., Demirci, C. and Ince, C., 2012, Balanced vs unbalanced crystalloid resuscitation in a near-fatal model of hemorrhagic shock and the effects on renal oxygenation, oxidative stress and inflammation, *Resuscitation Jun*;83(6):767-73. doi: 10.1016/j.resuscitation.2011.11.022. Epub 2011 Dec 4.
- [45]. Packard, N.H., Crutchfield, J.P., Farmer, J.D., Shaw, R.S., 1980, Geometry from a time series, *Physical Review Lett.*, 45(9), 712-716.
- [46]. Buzug, T., Pfister G., 1992, Optimal delay time and embedding dimension for delay-time coordinates by analysis of the global static and local dynamical behavior of strange attractors, *Physical Review A*, 45(10), 7073-7084.
- [47]. Fraser, A.M., Swinney, H.L., 1986, Independent coordinates for strange attractors from mutual information, *Physical Review A*, 33(2), 1134-1140.
- [48]. Martinerie, J.M., Albano, A.M., Mess, A.I., Rapp, P.E., 1992, Mutual Information, Strange attractor, and the optimal estimation of dimension, *Physical Review A*, 45(10), 7058-7064.
- [49]. Uzun, İ.S., 2001, *Kalp Atış Değişkenliğinin Nonlineer Analizi*, Tez Yüksek Lisans, Ege Üniversitesi.
- [50]. Tsallis, J. 1988, —*Stat. Phys.*l. g52, 479.
- [51]. Noyan, A., 2000, *Yaşamda ve Hekimlikte Fizyoloji*, Palme Yayıncılık, Ankara, ISBN : 9786053550112
- [52]. HAZEL, P., 2013, Biopack Student Lab v4.0.2, Copyright University of Cambridge
- [53]. ADInstrument, 2006, Chart 5 Pro v.5.5, Copyright ADInstruments,
- [54]. REISS, J., 1999, Nonlinear dynamics toolbox, Copyright Applied Chaos Lab.

## ÖZGEÇMİŞ

| Kişisel Bilgiler |                                                                          |
|------------------|--------------------------------------------------------------------------|
| Adı Soyadı       | Yılmaz AĞBULUT                                                           |
| Doğum Yeri       | İstanbul                                                                 |
| Doğum Tarihi     | 18.09.1981                                                               |
| Uyruğu           | <input checked="" type="checkbox"/> T.C. <input type="checkbox"/> Diğer: |
| Telefon          | 05357147210                                                              |
| E-Posta Adresi   | yilmazagbulut@gmail.com                                                  |
| Web Adresi       |                                                                          |

| Eğitim Bilgileri |                       |
|------------------|-----------------------|
| Lisans           |                       |
| Üniversite       | İstanbul Üniversitesi |
| Fakülte          | Fen Fakültesi         |
| Bölümü           | Fizik Bölümü          |
| Mezuniyet Yılı   | 2003                  |

| Yüksek Lisans    |                                         |
|------------------|-----------------------------------------|
| Üniversite       | İstanbul Üniversitesi                   |
| Enstitü Adı      | Fen Bilimleri Enstitüsü                 |
| Anabilim Dalı    | Fizik Anabilim Dalı                     |
| Programı         | Yüksek Enerji ve Plazma Fiziği Programı |
| Mezuniyet Tarihi | 2006                                    |

| Doktora          |                                         |
|------------------|-----------------------------------------|
| Üniversite       | İstanbul Üniversitesi                   |
| Enstitü Adı      | Fen Bilimleri Enstitüsü                 |
| Anabilim Dalı    | Fizik Anabilim Dalı                     |
| Programı         | Yüksek Enerji ve Plazma Fiziği Programı |
| Mezuniyet Tarihi | 2016                                    |