



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTROENSEFALOGRAM (EEG)

DALGALARINDA

LYAPUNOV ÜSTELLERİ

Nazmi YILMAZ

Fizik Anabilim Dalı

Yüksek Enerji ve Plazma Fiziği Programı

Danışman

Prof.Dr. K. Gediz AKDENİZ

Aralık, 2010

İSTANBUL

Bu çalışma 17/12/2010 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizik Anabilim Dalı Yüksek Enerji ve Plazma Fiziğı programında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Danışman Adı: Prof.Dr.Gediz AKDENİZ
İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi

Jüri: Prof.Dr.Haşim MUTUŞ
İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi

Jüri: Prof.Dr. Hasan TATLIPINAR
YıldızTeknikÜniversitesiFenFakültesi

Jüri: Doc.Dr. Nevin KALKAN
İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi

Jüri: Yard.Doç.Dr. Zeynep ÇİÇEK ÖNEM
İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi

ÖNSÖZ

Yüksek lisans öğrenimim sırasında ve tez çalışmalarım boyunca gösterdiği her türlü destek ve yardımdan dolayı çok değerli hocam Prof.Dr.K.Gediz AKDENİZ'e en içten duygularıyla teşekkür ederim.

Bu çalışma boyunca özellikle yardımlarını esirgemeyen doktora öğrencisi Mahmut Akıllı'ya teşekkür ederim.

Aralık, 2010

Nazmi YILMAZ

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİL LİSTESİ.....	iii
TABLO LİSTESİ	v
SEMBOL LİSTESİ	vi
ÖZET	vii
SUMMARY	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL KISIMLAR.....	5
2.1. Dinamik Sistemler.....	5
2.2. Lorenz Çekeri ve Kaotik Sistemler.....	8
2.3 Lyapunov Üstelleri.....	10
2.4. EEG Sinyalleri.....	14
2.4.1. Beyin Dalgaları.....	17
3. MALZEME VE YÖNTEM	19
3.1. Kaotik Zaman Serisinin Analizi.....	19
3.2. En Büyük Lyapunov Üstelinin Hesaplanması.....	23
3.3. EEG Sinyalleri ve Epilepsi Hastalığı.....	25
4. BULGULAR	28
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	45
KAYNAKLAR	48
ÖZGEÇMİŞ	52

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1	: Örnek zaman serileri ve bu zaman serilerine karşılık gelen çekerler.....	7
Şekil 2.2	: Lorenz'in iki sayısal hava tahmin grafiği (1961).....	9
Şekil 2.3	: Bir kürenin bir zaman aralığı sonra deformasyonu.....	11
Şekil 2.4	: Noktasal ve sabit yörüngeye sahip çekerler.....	12
Şekil 2.5	: Dairesel çeker.....	12
Şekil 2.6	: Lorenz çeker.....	13
Şekil 2.7	: EEG sinyai kaydında Elektrotların kafatası yüzeyine 10-20 yöntemi ile montajı.....	16
Şekil 3.1	: Kaotik zaman serisinin analizine ait işlemler.....	20
Şekil 3.2	: X(t) zaman serisini kullanarak faz uzayının yeniden kurulması	21
Şekil 4.1	: Kafatası şeklinde FP1-F3 kanallarının belirtilmesi.	28
Şekil 4.2	: I. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından yakın bir zamanda verilmiş olan EEG sinyalinin zaman serisi.....	29
Şekil 4.3	: II. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından yakın bir zamanda verilmiş olan EEG sinyalinin zaman serisi.....	29
Şekil 4.4	: $\tau \approx 130$; Otokorelasyon yöntemi ile I. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisi için bulunan gecikme zamanı	30
Şekil 4.5	: $\tau \approx 97$; Otokorelasyon yöntemi ile II. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisi için bulunan gecikme zamanı	30
Şekil 4.6	: $m= 5$; En Yakın Yanlış Komşuluk yöntemi ile I. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisi için hesaplanan yerleştirme boyutu	31
Şekil 4.7	: $m= 5$; En Yakın Yanlış Komşuluk yöntemi ile II. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisi için hesaplanan yerleştirme boyutu	31
Şekil 4.8	: I. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çeker.....	32
Şekil 4.9	: II. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çeker	33
Şekil 4.10	: I. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çekerin boyutu (D_c):0.97235.....	34

Şekil 4.11	: II. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çekerin boyutu (D_c): 0.99507.....	34
Şekil 4.12	: I. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden hesaplanan en büyük Lyapunov üsteli: $\lambda_1 = 0.937787$	35
Şekil 4.13	: II. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden hesaplanan en büyük Lyapunov üsteli: $\lambda_1 = 1.328319$	35
Şekil 4.14	: Kafatası şeklinde FP2-F4 kanallarının belirtilmesi.....	36
Şekil 4.15	: I. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından yakın bir zamanda verilmiş olan EEG sinyalinin zaman serisi	36
Şekil 4.16	: II. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından yakın bir zamanda verilmiş olan EEG sinyalinin zaman serisi	37
Şekil 4.17	: $\tau \approx 168$; Otokorelasyon yöntemi ile I. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisi için bulunan gecikme zamanı	37
Şekil 4.18	: $\tau \approx 49$; Otokorelasyon yöntemi ile II. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisi için bulunan gecikme zamanı	38
Şekil 4.19	: $m= 5$; En Yakın Yanlış Komşuluk yöntemi ile I. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisi için hesaplanan yerleştirme boyutu	39
Şekil 4.20	: $m= 4$; En Yakın Yanlış Komşuluk yöntemi ile II. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisi için hesaplanan yerleştirme boyutu	39
Şekil 4.21	: I. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çeker	40
Şekil 4.22	: II. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çeker	41
Şekil 4.23	: I. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çekerin boyutu (D_c): 0.98982.....	42
Şekil 4.24	: II. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çekerin boyutu (D_c): 0.99362.....	42
Şekil 4.25	: I. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden hesaplanan en büyük Lyapunov üsteli: $\lambda_1 = 1.01403$	43
Şekil 4.26	: II. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden hesaplanan en büyük Lyapunov üsteli: $\lambda_1 = 1.623749$	43

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1	: Çeşitli kaotik zaman serilerinin analizlerinde elde edilmiş sonuçlar.....	25
Tablo 4.1	: İki hastanın EEG sinyallerinden elde edilen zaman serilerin analizi ile ulaşılan toplu sonuçlar.....	44
Tablo 5.1	: En büyük Lyapunov üsteli değerlerinin sınıflandırılması.....	46

SEMBOL LİSTESİ

m	: Yerleştirme boyutu
τ	: Gecikme Zamanı
$\epsilon(t)$: Duyarlılık fonksiyonu
N	: Eleman sayısı
$X(n)$: Zaman serisi
ρ	: Rayleigh Sayısı
σ	: Prandtl Sayısı
r_s	: Sabit zaman aralığı
$\alpha(\tau)$: Otokorelasyon fonksiyonu
$C(\epsilon)$: Korelasyon integrali
D_e	: Korelasyon boyutu
$I(\tau)$: Karşılıklı bilgi fonksiyonu
R_i	: Yanlış en yakın komşu seçiminde kullanılan eşik değeri
ΔX_0	: Uzaklık farkı
λ	: Lyapunov üsteli

ÖZET

ELEKTROENSEFALOGRAM (EEG) DALGALARINDA LYAPUNOV ÜSTELLERİ

Doğrusal olmayan, deterministik ve kaotik özellikler gösteren dinamik sistemlerin incelenmesi, yine doğrusal olmayan yöntemlerle mümkün kılınmaktadır. Bu yöntemlerden biri olan zaman serisi yöntemi ile EEG dalgalarının kaotik yapıda olduğu gösterilmiştir. Ayrıca, kaotiklik derecesini ölçmede kullanılan Lyapunov üstelleri hesaplanarak EEG sinyallerinin farklı durumlarının fizyolojik değerlendirilmesine katkıda bulunulmuştur.

Bu tezde zaman serisi yöntemi ile en büyük Lyapunov üstelinin hesaplanması gözden geçirilmiş, iki epilepsi hastasından elde edilmiş olan FP1-F3 ve FP2-F4 beyin kanallarına ait EEG sinyallerinin en büyük Lyapunov üstelleri hesaplanmış, en büyük Lyapunov üstellerinde ortaya çıkan farklılıkların, hastaların durumu ve kanalların özelliklerinin belirlenmesindeki rolü tartışılmıştır.

SUMMARY

LYAPUNOV EXPONENTS OF ELECTROENCEPHALOGRAM (EEG) SIGNALS

Dynamical systems that are non-linear and deterministic and have chaotic behavior can only be investigated by non-linear methods. Time series, a non-linear method, has been used to show that EEG signals have chaotic behavior. Furthermore, Lyapunov exponents that determine a chaotic state of a dynamical system can be calculated to physiologically identify and evaluate the characteristics of EEG signals.

In this thesis; calculation of the largest Lyapunov exponent by time series analysis method has been examined, the largest Lyapunov exponents of EEG signals taken from brain channels FP1-F3 and FP2-F4, placed in the scalps of two epileptic patients, have been calculated, the differences in the largest Lyapunov exponents have been analyzed and the status of the patients and the characteristics of the channels have been discussed.

1.GİRİŞ

Doğrusal Olmayan Bilim (*Non-linear Science*) bu çağın en iddialı multi-disipliner alanlarından biri olarak ivmeli bir şekilde gelişmektedir. Bu bilimin lokomotiflerinden biri kaos kuramıdır [1]. Bu kuram, dinamik sistemlerin düzensiz davranışlarını incelemek ve aynı zamanda özellikle sistemin kendi içindeki düzensizliklerinin nedenlerini ortaya koyabilmek için geliştirilmiştir. Kaos kuramı belirli bir zaman aralığında birbiriyle çelişkili görünen rastgelelik ve determinizm gibi iki nosyonu uzlaştırmaya ve dinamik sistemleri düzensizliklerini ihmal etmeden analiz etmeye çalışmaktır. Bu çabalar doğrusal olmayan bilim ile uğraşanlar tarafından “deterministik kaos” olarak adlandırılmaktadır.

Bilindiği gibi; eğer fiziksel özellik gösteren bir sisteme uygulanan herhangi bir etkinin artırılması ya da azaltılması durumu sistem üzerinde öngörüldüğü gibi düzenli değişimlere yol açıyorsa sistem lineerdir (doğrusaldır); eğer bu ilişki öngörülemiyor ve düzensizlik gösteriyorsa fiziksel özellik gösteren bu sistem non-lineerdir (doğrusal değildir). Fiziksel özellik gösteren lineer bir sistemi tanımlayan parametrelerle oynanılırsa, sistemin davranışlarını belirleyen salınım frekansları ve genliği değişikliğe uğrar. Ancak davranışın doğası kendini korur, sistemde sadece niceliksel değişimler gözlemlenir. Oysa fiziksel özellik gösteren non-lineer sistemlerdeki parametrelerde oluşan küçük bir değişiklik, sistemin davranışlarında hem niteliksel hem de niceliksel öngörülemeyen değişimler (kelebek etkisi) gösterir [1,2,3]. Başka bir ifadeyle non-lineer sistemlerin davranışlarında her parametrenin önemi vardır, parametreler arasında öncelik ve hiyerarşi yoktur.

Bir dinamik sistemin zamansal evriminin yeniden yapılanmış faz uzayında çizilmiş yörüngelerle temsil edildiğini klasik mekanikten biliyoruz. Farklı başlangıç koşulu faz uzayında farklı bir yörüngeyle temsil edilir. Sistemin evrimini veren bu yörüngelere genelde çeker adı verilir. Bir sistemin faz uzayındaki çekerine bakarak sistemin davranışı hakkında bilgi edinilebilir. Faz uzayındaki nokta, limit çevrim ve tor şeklinde olan düşük boyutlu çekerler deterministik gelişim gösteren sistemleri temsil ederler. Bu tip çekerlere sahip sistemler hakkında uzun süreli öngörülebilir [4] Ancak, kaos kuramı bize göstermiştir ki, düzensiz dinamik sistemlerin çoğu bunların dışında

“garip çeker (*strange attractor*)” olarak ifade edilen çekerlere sahiptirler. Faz uzayında fraktal (kesirli) boyuta sahip bu garip çekerlerin en önemli özelliği başlangıç koşulları birbirlerine çok yakın bile olsa yörüngelerin zamanla ıraksamasıdır. Garip çekerlerde ortaya çıkan bu ıraksama bir dinamik sistem üzerinde öngörülebilir bulunmamızın sınırlı olduğunun önemli bir kanıtıdır [1,2,3].

Deneysel olarak, gözlemsel olarak veya bilgisayarlarda tekrarlanabilen, veya tekrarları üretilebilen (simülasyon) dinamik sistemlerin verileri için kaotik zaman serisi analiz yöntemi geliştirilmiştir [1,2,3]. Bu yöntemin uygulanabilmesi için ilk koşul incelenecek dinamik sistemler için zaman serilerini oluşturabilmektir. Bugün gelinen aşamada dinamik sistemlerin özgün verilerinden (deneysel veya gözlemsel) zaman serilerinin oluşturulmasında veya çoğaltılmasında (simülasyon) elimizde güçlü bilişim olanakları vardır. Ayrıca bu yöntemin, bazı düzensiz dinamik sistemlerin modellenmesinde de başarılı olduğu görülmüştür. Özellikle zaman serileri oluşturulacak olan fizyolojik sistemlerde sağlıklı datalar elde edebilmek için son yıllarda dijital ölçme araçlarında önemli gelişmeler olmuştur. Ayrıca, deprem dataları ve fizik deney dataları gibi tekrarlanması güç olan datalar bilgisayarlarda geliştirilen yeni simülasyon teknikleri ile zaman serisi yöntemi için gerekli olacak şekilde çoğaltılmaktadır.

Son yıllarda zaman serisi yöntemiyle solunum, beyinsel aktiviteler, kan basıncı, kalp hızı gibi fizyolojik sistemler üzerine önemli çalışmalar yapılmaktadır ve sayıları hızlı bir şekilde artan bu çalışmaların detaylanmasında da önemli gelişmeler elde edilmiştir. Bu çalışmalarda genellikle ele alınan fizyolojik sistem verilerinin en büyük Lyapunov üstellerine bakılarak değerlendirmeler ve geçerli tıbbi saptamalar yapılmakta, bulunan sonuçlar kullanılmakta olan değişik tıbbi teşhis teknikleriyle karşılaştırılmakta ve/ya bu bilinen tıbbi teşhisleri ve kullanılan bilgisayar programları karşılıklı doğrulayacak destekler sağlanmaktadır. Bu çalışmaların özellikle Türkiye’de yapılmış olanlarının [3,5,6,7] tezimizi, yaşam için önemli bir fizyolojik sistem olan beynin Elektroensefalografi (EEG) datalarını incelemeye yöneltmede önemli rolü olmuştur.

Lyapunov üstellerinin epilepsi hastalığında da belirleyici olduğu, bu konuda yapılmış olan çalışmaların diğer tıbbi teşhis teknikleriyle olan karşılaştırılmasından anlaşılmaktadır [3,5,6,7,8]. Bu tez çalışmasında, bu belirleyiciliği çok özel bir farklılık

için tekrar gözden geçirmeyi hedefledik. Ayrıca, bu tez bize dinamik bir sistem olan beyindeki elektriksel aktivite değişimlerinin fiziksel açıdan nasıl yorumlanacağını da incelemeye olanak sağlayacaktır. Tezimizde bu amaç dâhilinde, kaynak [6]'da verilen biri bir ay önce nöbet geçirmiş olan, diğeri de ilaç tedavisi sonucunda üç yıldır nöbet geçirmeyen iki epilepsi hastasından EEG yöntemi ile FP1-F3 ve FP2-F4 kanallarından elde edilen zaman serilerini [6] analiz edeceğiz. Bu sonuçlarla Lyapunov üstellerinin bu özel durumdaki belirleyici özelliğini değerlendirmeye çalışacağız.

Bu tez çalışması aşağıdaki plan çerçevesinde düzenlenmiştir:

Tezin Genel Kısımlar bölümünde; dinamik sistemler hakkında klasik mekanikten bildiğimiz teorik bilgi özetlenecek, zaman serileri ve bir dinamik sistemin zaman serisi determinizminin belirlenmesi konusuna kısaca değinilecek ve sistemin kaotik yapısını belirlemede matematiksel bir ölçü olan Lyapunov Üstelleri teorik olarak aktarılacak, EEG sinyalleri hakkında genel bilgiler verilecektir.

Tezin Malzeme ve Yöntemler bölümünde; kaotik bir yapıyı anlamada önemli bir teknik olan zaman serisi analiz yöntemi tanıtılacaktır. Sistemin tek değişkeni üzerinden elde edilen zaman serilerinin faz uzaylarını yeniden yapılandırma tekniği aktarılacaktır. Burada faz uzayının yapılandırılmasında kullanılacak olan yerleştirme boyutu (m) ile gecikme zamanı (τ) hakkında bilgi verilecektir. Yerleştirme boyutu değerini bulmak için kullanılan 'en yakın yanlış komşuluklar yöntemi' ile ' τ ' gecikme zamanı değerini bulmak için kullanılan 'otokorelasyon fonksiyonu' ve 'karşılıklı bilgi fonksiyonu' anlatılacaktır. Bu parametrelere dayanarak faz uzayında çakeri çizilecek sistemlerin kaotik olup olmadığını belirlemede kullanılan fraktal boyut (korelasyon boyutu) ile kaotik sistemlerin en önemli özelliği olan 'başlangıç koşullarına hassas duyarlılık' ölçüsünü veren Lyapunov üstellerinin Wolf metodu ile hesaplama yöntemi anlatılacaktır. Yine bu bölümde, EEG sinyallerinin epilepsi hastalığının teşhis ve tanısında nasıl kullanıldığı ve epilepsi hastasının beyin faaliyetlerinin EEG sinyalleri ile incelenmesi anlatılacaktır.

Tez çalışmasının Bulgular bölümünde ise; biri bir ay önce epileptik nöbet geçirmiş olan ve diğeri ilaç tedavisinde ve üç yıl önce nöbet geçirmiş olan iki hastadan, kafatasının sol ön bölgesinde bulunan FP1-F3 ve sağ ön bölgesinde bulunan FP2-F4 kanallarından,

yakın zamanda verilmiş olan EEG sinyallerinin zaman serileri kullanılacaktır [6]. Bu zaman serileri için yerleştirme boyutları (m) ile gecikme zamanları (τ) bulunacaktır. Bu parametreleri kullanarak sistemin çekeri çizilecektir. Daha sonra, çekerin fraktal boyutu ile bu hastaların kaotiklik durumlarını belirleme kriteri olarak kullanılacak olan en büyük Lyapunov üstelleri hesaplanacaktır. EEG sinyallerinin zaman serilerinin grafik çizimleri ile hesaplamalar NDT “Nonlinear Dynamics Toolbox” bilgisayar programı aracılığıyla yapılacaktır.

Tezimizin Tartışma ve Sonuç kısmında ise; tez çalışmamızın bir genel değerlendirmesi özetlenecek, iki epilepsi hastanın EEG sinyalleri (sol ön FP1-F3 ve sağ ön FP2-F4 kanalları) zaman serisinden elde edilen en büyük Lyapunov üstellerinin sayısal değerlerinin dağılımından hareketle bu iki hastanın sol ön FP1-F3 ve sağ ön FP2-F4 beyin kanallarında mevcut olan özel fizyolojik farklılıkları anlamada yorumlar yapılmaya çalışılacak, böylece Lyapunov hesaplama yönteminin EEG sinyallerinin analiziyle elektriksel beyin aktivitelerinin kaotiklik durumunu belirlemede nasıl etkin bir role sahip olduğunun bir değerlendirmesi yapılacaktır.

2.GENEL KISIMLAR

2.1 Dinamik Sistemler

Bir dinamik sistem, bir faz uzayında belirli bir kurala bağlı olarak değişen bir noktayı tanımlayan matematiksel bir kavramdır. Zamana bağlı olarak değişen her şey bir dinamik sistem olarak kabul edilir. Basit bir sarkacın salınımı gibi periyodik bir hareket, karmaşık biyolojik organizmalar, gezegen hareketleri, meteorolojik değişmeler, insan beyninin aktiviteleri de birer dinamik sistem örneğidir [9].

Herhangi bir zaman diliminde bir dinamik sistem gerçek sayılarla –uygun bir faz uzayında bir nokta ile temsil edilen- (vektör) bir sistemdir. Sistemin yapısında oluşan küçük değişimler, bu sayılarda değişmelere karşılık gelir. Lineer bir dinamik sistemin evrim kuralı gelecek herhangi bir durumun mevcut durumu takip edeceğini açıklayan belirli bir kuraldır. Bu kural deterministiktir, yani lineer dinamik sistemin mevcut durumunu, verilen bir zaman dilimi evriminde tek bir gelecek durum takip eder. Geçmişte yapılan çalışmalar, yalnızca lineer dinamik sistemler üzerine yoğunlaşmakla birlikte, son yıllarda bilgisayar teknolojisinin gelişimine paralel olarak, lineer olmayan dinamik sistemler incelenmeye başlanmıştır [9].

Dinamik sistemler topluluğu olan doğada, bu dinamik sistemlerden elde edilebilen datalarla sistemin zaman içinde geçirdiği evrim gözlenebilir. Ancak doğadaki dinamik sistemler arasında karmaşık salanım yapanları çoğunluktadır. Bazı basit determinist dinamik sistemlerin bile önceden kestirilemezlik anlamında rastgele davranışlar ortaya koyduğu bilinmektedir. Faz uzayı, bir dinamik sistemin değişkenlerinin zaman içerisindeki evrimine karşılık gelen olası tüm durumların temsil edildiği bir uzaydır. Bir sistemin faz uzayında zamansal evrimini temsil etmek yaygın bir çözümlemedir. Bir faz uzayı, n -boyutlu yerleştirmeye vektörlerini içerir. Faz uzayındaki bu her bir yerleştirmeye vektörü dinamik sistemin herhangi bir andaki kendisini temsil eder. Zaman değişimine bağlı bu durumlar dizisinin faz uzayında oluşturduğu eğri, yörünge olarak tanımlanır. Yani, bir sistemin faz uzayında çizdiği yörüngeler, o sistemin davranışları hakkında bilgi verir [7].

Hacimsel olarak küçülen bir faz uzayına sahip olan dinamik sistemler bazı durumlarda faz uzayının sınırlı bir kümesine yakınsar. Bu sınırlı bölgenin çekim alanında bulunan yeterince yakın yörüngeleri de içine alarak çizgisel yakınsaması, çeker olarak adlandırılır [10].

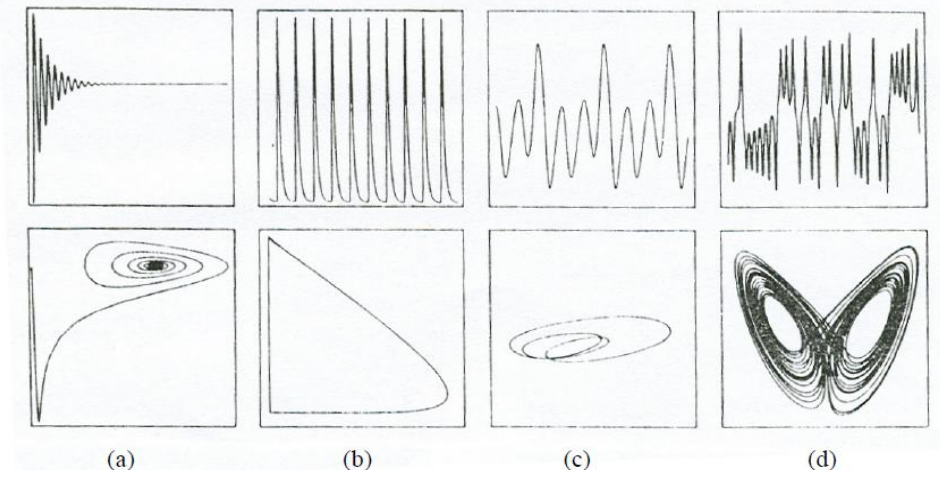
Topolojilerine göre, çok sayıda çeker türü tanımlanabilir.

Faz uzayında bulunan yörüngelerin bir noktaya eğimli olduğu çekerler noktasal çeker olarak tanımlanır. Bu tür çekere en doğal örnek, salınımı zayıflayan ve bir süre sonra duran basit sarkaçtır [8].

Faz uzayında, kapalı (tek boyutlu), periyodik hareketi temsil eden bir eğriye sahip çekere periyodik çeker denir. Bu çekere genel bir örnek olarak, periyodik olarak güç verilen osilator verilebilir [8].

İki boyutlu halka şeklinde bir yüzeyle temsil edilen çeker halka çekerdir. Periyodik harekete yakın, iki karşılaştırılmayan frekansın halka boyunca bir harekete karşılık geldiği özellikler gösterir [8].

Doğada mevcut olan sistemlerin çoğunun sahip olduğu çekerelerin faz uzayındaki yörüngelerinin özellikleri, nokta ve periyodik çekerelerin faz uzayındaki yörüngelerinin özelliklerinden oldukça farklıdır. Doğal sistemlerin faz uzaylarındaki çekerelerin yörüngeleri arasındaki mesafeler sabit bir orana bağlı olmayıp, giderek birbirlerinden uzaklaşmaktadırlar. Yörüngeler arasındaki bu orantısız ve öngörülemeyen ıraksamadan dolayı, çeker periyodik bir yörünge izlemediği gibi kararlı bir noktaya da ulaşmamaktadır. Bu tip çekere garip çeker olarak adlandırılır. Garip çekerelerin temel karakteristiği, başlangıç koşullarına hassas duyarlılıktır. Faz uzayında, başlangıçta birbirine yakın olan noktalar, bir zaman aralığı sonra birbirinden katlanarak uzaklaşır. Tüm bilinen garip çekere kesirli boyuta sahiptirler. Garip çekere karşılık gelen sinyaller rastgele bir görünüm sergiler [7].



Şekil 2.1: Örnek zaman serileri ve bu zaman serilerine karşılık gelen çekerler [2].

Dinamik sistemlerdeki karmaşık davranışların temelinde düzensizlikler yatmaktadır. Bilinen basit determinist dinamik sistemlerde bile küçükte olsa düzensizlikleri gözlemlemek mümkündür. Modern bilimin bir temsili olan basit sarkacı ele alırsak, basit sarkaçta havanın sürtünmesi ihmal edildiğinde sarkaç düzenli periyodik hareket durumunu sürdürür. Bu periyodik hareketin çekeri bir dairedir. Bu daire, sistemin konum-zaman bağlamında öngörülebileceğini ifade eder. Fakat etkisi küçük olmakla birlikte, sistem için düzensizliği ifade eden hava sürtünmesini denkleme katarsak, sarkaç hareketi zamanla yavaşlayarak denge durumuna gelir. Harekette oluşan değişimle beraber sarkacın çekeri de değişime uğrayacaktır. Bu sarkaç örneği, bize sistem hakkında daha önceki gibi kesin bir öngöründe bulunulmasının sınırlılığını ifade ediyor [5].

Basit sarkacın, modern bilimin kurulmasında büyük bir öneme sahip olduğu bilinmektedir. Lorenz çekerinin de [11] kaos teorisinin kurulmasında aynı önemde bir rol oynadığı söylenmektedir. Basit sarkacın doğadaki düzensizlikler içindeki düzenleri bulup çıkarmada referans olmasına benzer şekilde Lorenz çekeri doğadaki düzensizlikler içinde “kaosu barındıran düzensiz dinamikleri” bulmada referans olmuştur [5,12].

Kaotik sistemler ve kaos kuramının gelişmesinde büyük öneme sahip Lorenz çekerini daha detaylı inceleyelim;

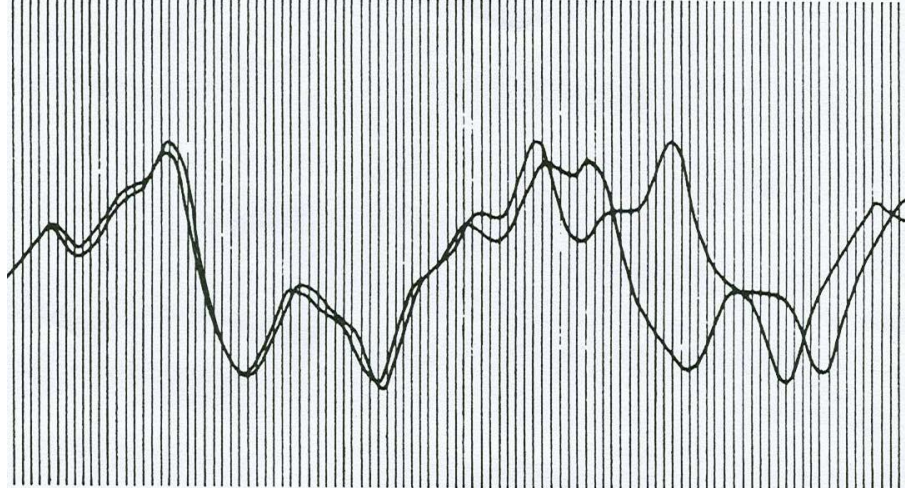
2.2 Lorenz Çekeri ve Kaotik Sistemler

Kaos, basit sistemlerin görünüşte karmaşık davranışlarını betimlemede kullanılan bir terimdir. Kaotik davranış ilk bakışta, dış etkenlerden ya da rastgele gürültüden kuvvetlice etkilenen bir sistem ya da birçok serbestlik derecesine sahip bir sistemin karmaşık davranışı gibi, hatasız ve hemen hemen rastgele görünür. Oysa kaotik olarak isimlendirilen davranış son derece basit sistemlerde de gözlenmektedir. Bu tip sistemler aslen deterministik sistemlerdir. Yani belirli bir anda fiziksel özellik gösteren bir sistemin içinde bulunduğu koşullar tümüyle biliniyorsa, prensip olarak, sistemin gelecekteki davranışı tam olarak kestirilebilir. Doğrusal olmama fikrinin anlaşılması bakımından şöyle bir örnek verilebilir. Bir sisteme herhangi bir etki uygulanır ve sistemin bu etkiye yanıtı gözlemlenirse, etki iki katına çıkarıldığında ne olacağı sorulabilir. Eğer sistemin verdiği tepki iki katına çıkar ise sistemin doğrusal olduğu söylenir. Eğer gözlemlenen yanıt iki katına çıkmadıysa sistemin davranışları doğrusal değildir [3].

Kaos üzerine ilk sayısal çalışmayı Lorenz gerçekleştirmiştir. Lorenz çekeri, 1963 yılında meteoroloji bilimcisi ve aynı zamanda bir matematikçi olan Edward Lorenz'in bir atmosferde oluşan hava akımı modelinden elde ettiği üç basit diferansiyel denklemin analizi hakkında yaptığı bir yayın ile literature girmiştir. Lorenz, bu denklem çözümlerinin şaşırtıcı özellikler gösterdiğini savunmuştur. Başlangıç koşullarına bağlı hassas duyarlılık bu özelliklerin en önemlisidir. Başlangıç koşullarına bağlı hassas duyarlılık, başlangıçtaki çok küçük farklılıkların, bir zaman sonra katlanarak artmasıdır ve bu, kaos teorisinin karakteristik özelliğidir. Öte yandan, Lorenz'in çözümlendiği sistemde düzen de bulunmaktadır: Denklemlerin sayısal çözümleri, geometrik olarak 3 boyutlu çizilen döngüler halinde iki çarşaf yüzey olarak gösterilen Lorenz çekeri olarak adlandırılmıştır. Çekerin geometrisi denklem çözümlerinin akışı ile yakından ilişkilidir, eğimler diferansiyel denklem çözümlerine karşılık gelir [13].

Lorenz çekerinin merkezinde kararsız bir denge, bir sırt noktası bulunmaktadır. Eğimler bu noktayı tekrar tekrar geçmekte ve iki yöne itildikten sonra bir eğim çizerek tekrar bu sırt noktasına yönelmektedir. Bu merkeze yönelme, komşu eğrilerin birbirinden uzaklaşması ve belirsizliğin oluşumu olarak nitelenecek bu geometrik karakteristik ile,

sırtın herhangi bir tarafına rastgele ulaşmaktadır. Sonuçta tamamen rastgele sağa ya da sola yönelen kapalı eğriler oluşmaktadır [3].



Şekil 2.2: Lorenz'ın birbirinden uzaklaşan iki sayısal hava tahmin grafiği (1961) [2].

Lorenz osilatörünü yöneten diferansiyel denklemler aşağıda verilmiştir:

$$\begin{aligned}\frac{dx}{dt} &= \sigma(y - x) \\ \frac{dy}{dt} &= x(\rho - z) - y \\ \frac{dz}{dt} &= xy - \beta z\end{aligned}\tag{1.1}$$

Lorenz denklemlerindeki değişkenler ve parametreler şu şekilde tanımlanır:

Değişkenler

x : Konvektif hareketin şiddetiyle orantılıdır.

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

z : Düşey sıcaklık profilinin lineer konumdan sapması ile orantılıdır.

Parametreler

σ : Prandtl sayısı,

ρ : Rayleigh sayısı,

Lorenz, $\sigma = 10$, $\rho = 28$ ve $\beta = 8/3$ parametre değerleri için sistemin kaotik davranış ortaya koyduğu çözümleri elde etmiştir.

Lorenz çekerinin ortaya çıkışı, modern bilimin temel paradigmasının sorgulanmasını, bilgisayar teknolojisinin bilimsel çalışmalarda kullanılmasını ve simülasyon

uygulamalarının başlamasını sağlamıştır. Bir sistemin sadece bir değişkeni ele alınarak ve bu değişkende gözlemlenen sonuçlar belirli zaman aralıklarıyla kayıt edilerek elde edilen zaman serilerinin analizi yöntemi, bilimsel çalışmalarda bir dönüm noktası olmuştur. Burada yapılması gereken, bilim ve teknolojinin son imkânlarından faydalanarak ele aldığımız dinamik sistemin bir değişkeni üzerinde orijinal data lar elde ederek zaman serilerini oluşturmaktır. Kaotik zaman serisi analiz yöntemiyle incelediğimiz dinamik sistemler hakkında bilgi edinebiliriz [5].

Fiziksel özellik gösteren kaotik sistemler, başlangıç koşullarına duyarlı sistemlerdir. Bu, benzer başlangıç koşullarının birbirleri ile tamamen farklı sonuçlar verebileceğini ortaya koyar. Kaotik sinyaller gürültüye benzerliği ve geniş frekans spektrumuna sahip olmaları nedeni ile doğrusal olan yöntemler bu sinyallerin çözümlenmesine yetersiz kalmaktadır. Bu tip sinyallerin kaotiklik derecesi, karmaşıklığı ve tanımlanabilme derecesini incelemek için çeşitli metotlar geliştirilmiştir. Bu metotlar arasında Korelasyon boyutu hesaplama, Lyapunov üstellerinin hesaplanması ve Kolmotorov Entropi hesabı, öne çıkan metotlardır [8]. Bu çalışmada, zaman serisi yöntemi ile en büyük Lyapunov üsteli hesaplaması yapılarak EEG sinyallerinin kaotiklik derecesi gözden geçirilecektir. Bir sonraki bölümde Lyapunov üstelleri hakkında bilgi vereceğiz.

2.3 Lyapunov Üstelleri

Doğrusal olmayan diferansiyel denklemlerin kararlılığının incelenmesinde değişmez üstellerin kullanılabileceğini ilk olarak 1889 yılında Stockholm Üniversitesi'nde profesör olan Rus matematikçi Sonya Kovalevskaya (1850–1891) göstermiştir. Kovalevskaya'nın çalışması daha sonra 1892 yılında diğer bir Rus matematikçi olan Alexandr Mikhailovich Lyapunov (1857–1918) tarafından geliştirilmiştir. Lyapunov, çalışmasında bir dinamik sistemin (zamanın bir fonksiyonu olarak) yörüngelerinin uzaklaşmasının değişimi ile ilgili düşüncelerinin temellerini Lyapunov üstelleri ile açıklamıştır [14].

Lyapunov üstellerini kullanarak analiz yapma fikrinin çıkış noktası kaotik sistemlerin başlangıç koşullarına olan bağımlılığından kaynaklanmaktadır. Kaotik bir sistem birbirine çok yakın komşu iki başlangıç noktasından başlatıldığında yörüngelerin gittikçe birbirinden uzaklaşması veya yakınlaşması ile kaos analizi yapılabilir. Lyapunov üstelleri komşu yörüngeler arasındaki bu mesafeyi ölçen matematiksel bir yöntemdir [3,15]. Lyapunov üstelleri, doğrusal sistemlerde kullanılan özdeğerlere (*eigen value*) benzetilir. Literatürde de özdeğerlerin doğrusal olmayan sistemlerdeki karşılığı olarak geçmektedir [3]. Sürekli zamanlı ve ayrık zamanlı sistemlerde Lyapunov üstelleri hesaplanabilmektedir. Bunun yanı sıra deney veya benzetim sonuçlarından elde edilen zaman serilerinden de Lyapunov üstelleri hesaplanabilmektedir [16].

Lyapunov üstelleri, faz uzayında iki komşu yörüngenin birbirine ortalama iraksaması veya yakınsaması olarak tanımlanır. Birim sistemin Lyapunov üstelleri geniş bir spektruma yayılır. Lyapunov üstellerinin sayısı faz uzayının sahip olduğu boyut sayısına eşittir. Lyapunov üstelinden söz edildiğinde, en büyük Lyapunov üsteli (λ) ifade edilmektedir. En büyük Lyapunov üsteli (λ) bir sistemde, başlangıç koşullarına hassas duyarlılığın matematiksel ölçümüdür [14]. Bir sistemin kaotik olup olmadığını en büyük Lyapunov üsteli değerini hesaplayarak test edebiliriz. Pozitif değere sahip en büyük Lyapunov üsteli kaotik durumu gösterir [17].

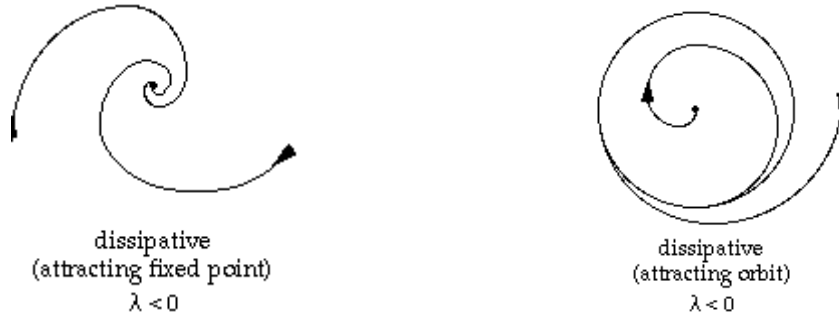
Lyapunov üstellerinin matematiksel ifadesi; n-boyutlu bir faz uzayında, sürekli bir dinamik sistemi ele aldığımızda, başlangıç koşullarındaki n-boyutlu kürenin uzun zaman aralığında son derece küçük değişiminin incelenmesidir. Akışın yerel bozulmasına bağlı olarak küre, n-boyutlu elips şeklini alır [14]:



Şekil 2.3: Bir kürenin t-zaman aralığı sonra deformasyonu [14].

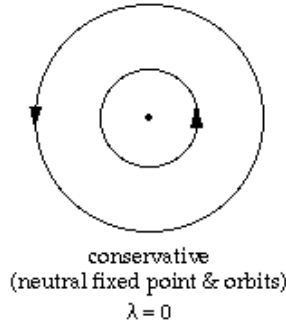
En büyük Lyapunov üstelinin işareti ile bir dinamik sistem hakkında şu tespitler yapılabilir;

En büyük Lyapunov üsteli sıfırdan küçük ise, sistem belirli bir noktaya ya da sabit bir yörüngeye sahiptir. Bu tip sistemler konservatif değildir ve çizgisel kararlılık gösterirler.



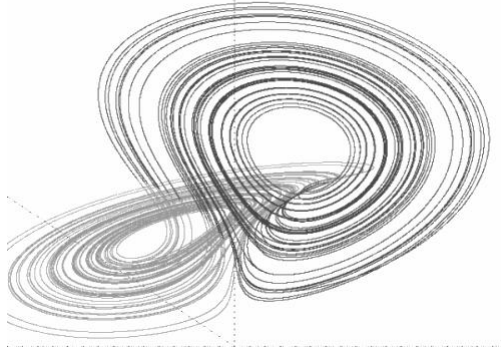
Şekil 2.4: Noktasal ve sabit yörüngeye sahip çekerler [14].

En büyük Lyapunov üsteli sıfıra eşit ise sistem doğal olarak kararlıdır. Bu tip sistemler konservatif ve düzenlidir ve Lyapunov kararlılığı gösterir.



Şekil 2.5: Dairesel çeker [14].

En büyük Lyapunov üstelinin değeri sıfırdan büyük ise, sistem içerisindeki yakın komşu noktalar, hareket başlangıcında ne kadar yakın olduklarından bağımsız olarak ıraksayacaktır [14].



Şekil 2.6: Lorenz çekerinin üç boyutta gösterimi [18].

Periyodik harekete sahip olan kaotik sistemlerin çizilmiş faz uzayındaki yörüngeleri katlanan oranlarda birbirlerinden uzaklaşırlar. Kaotik sistemin başlangıç koşullarına hassas bağıllığın bir göstergesi de faz uzayında çizilmiş iki komşu yörüngenin zamanla birbirinden ıraksamasıdır. Lyapunov üstelleri de sistemin dinamiği hakkında niceliksel bilgi verir. Bir dinamik sistem için hesaplanan en büyük Lyapunov üsteli değeri (λ) negatif çıkarsa sistemiz kaotik değildir. Faz uzayındaki yörüngeleri kararlı noktalardan oluşur, tüm noktalar tek yörünge üzerine düşer. Şayet en büyük Lyapunov üsteli (λ) pozitif çıkarsa sistemiz kaotiktir. Pozitif Lyapunov üsteli (λ), eğer 0'a yaklaşırsa, bu tür sistemlerde q-istatistik ve süper istatistik gibi yeni geliştirilen yöntemlerle fizik yapabilmek mümkündür [19]. Faz uzayındaki iki komşu eğri λ değerine bağlı olarak birbirinden ıraksar [2,3,20].

İki komşu eğrinin Lyapunov üstelinin değerine bağlı olarak ıraksanmasını daha önce yapılmış lojistik harita üzerinde gösterelim [1,5];

Başlangıçta birbirine ΔX_0 kadar yakın olan iki komşu nokta olsun. Bu noktaları sırasıyla X_0 ve $X_0 + \Delta X_0$ biçiminde temsil edilsin, bir tekrarlama sonra bu iki komşu nokta şekil 2.4'deki gibi ayrışır [1].

$$\Delta X_1 = f(X_0 + \Delta X_0) - f(X_0) \cong \Delta X_0 f'(X_0) \quad (2.1)$$

burada $f' = df/dX$ türevidir. X_0 noktasında uzaklaşmayı ifade eden Lyapunov üsteli λ tanımlanır. $e^\lambda = |\Delta X_1/\Delta X_0|$ veya

$$\lambda = \ln |\Delta X_1 / \Delta X_0| \cong \ln |f'(X_0)| \quad (2.2)$$

biçiminde ifadelendirir. Yerel Lyapunov üsteli olarak isimlendirilen $|\Delta X_1 / \Delta X_0|$ büyüklüğü $X-X_0$ 'daki gerilmeyi gösterir. Bu ifadenin mutlak değer içinde olması Lyapunov üstelinin pozitif olmasını temin eder [1].

Bir bütün olarak sistemin Lyapunov üsteli (2.2)'deki denklemin birçok tekrarlama sonraki ortalaması alınarak hesaplanır [1].

$$\lambda = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \ln |f'(X_n)| \quad (2.3)$$

En büyük Lyapunov üstelinin hesaplanması, malzeme ve yöntemler bölümünde ayrıntılı olarak ele alınacaktır.

2.4 EEG Sinyalleri

EEG, zamana bağlı sayısal veriler dizisi (voltaj) olarak düşünülebilir. Bu dize zaman serisi olarak adlandırılır. Güç analizi, parametrik lineer modelleme gibi doğrusal zaman serisi analiz yöntemleri, lineer olmayan bir sistem içerisinde oluşan zaman serisinin kritik özelliklerini belirleyememekle birlikte çoğunlukla bu tür zaman serilerini gürültü olarak sınıflandırmak gibi yanlış bir sonuca ulaşırlar. Son yıllarda, kompleks zaman serilerinin dinamik analizi için geliştirilen yöntemler, EEG gibi, biyolojik sistemlerden alınan sinyallerin incelenmesinde de kullanılmaya başlanmıştır [21].

EEG sinyallerinin istatistiksel özellikleri zaman ve uzaya bağlıdır [22]. Limit salınımına sahip olması (alfa aktivitesi), hafif uyku sırasında ani hareketlenme, sıçrama fenomeni (histeri), genliğe bağlı frekanslar (genlik küçük ise EEG sinyal frekansı yüksektir), frekans dalgalanması (örneğin ışık güdümlü durumlarda) gibi EEG dalga karakteristikleri, doğrusal olmayan bir dinamik sistemde gözlemlenebilecek tipik özelliklerdir [23].

Birçok araştırmacı EEG sinyallerinin doğrusal olmayan, deterministik ve kaotik özelliklere sahip olduğunu kanıtlamıştır [24,25,26,27]. Bu çalışmada da en büyük Lyapunov üsteli değeri hesaplanarak, EEG sinyallerinin kaotiklik derecesi belirlenecektir. Araştırmacılar ayrıca, EEG sinyallerinin karakteristik dinamik özelliklerinin, beyinsel aktivite durumu, koma, uyku ve bunama gibi, normal ya da patolojik durumlara karşılık geldiğini göstermiştir [21].

EEG sinyallerinin zihinsel aktiviteler ile korelasyonunun olduğunun ortaya koyulması ile EEG zihinsel işlemleri inceleme amaçlı bir metot olarak geliştirilmiştir. İlk beyin kaynaklı elektriksel aktivite, Caton tarafından (1875) tavşan ve maymun beyinleri üzerinde yapılmıştır. İnsan beyninin elektriksel aktivitelerinin ölçümü ilk defa 1929 yılında Hans Berger tarafından yapılmıştır [28]. EEG dalga yapıları, merkezi sinir sisteminin fonksiyonları, fonksiyon bozuklukları ve hastalık durumları ile korelasyon göstermiş ve beyinde (*neurophysiology*) en önemli teşhis kaynağı konumuna gelmiştir. EEG kısaca, beynin değişik bölgelerinde ortalama elektriksel aktivite olarak tanımlanabilir. Bir başka deyişle, beynin dış yüzeyinde oluşan büyük neron gruplarından kaynaklanan akım geçişidir EEG sinyalleri hakkında daha fazla bilgi Steriade et al (1990) de bulunabilir [29].

EEG dataları, kafanın değişik bölgelerinde yüksek elektriksel geçirgenliğe sahip (*impedance*<5000) elektrotlar yerleştirilerek elde edilir. Elektrik potansiyel değerleri, aktif çift elektrotlar arasında (bipolar data toplama) veya pasif bir elektrota referans alınarak (monopolar data toplama) elde edilir. Bu ölçümler genelde kafanın dış yüzeyinden (kafatası dışı EEG) yada beyne operasyonla özel elektrotlar yerleştirilerek (kafatası içi EEG) alınır [8].

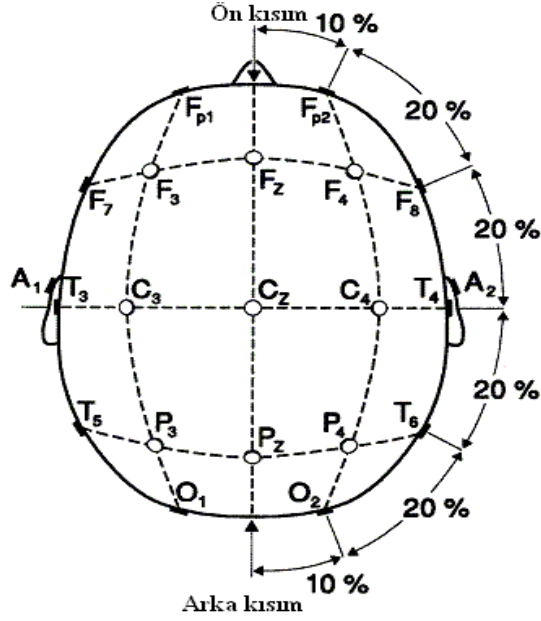


Figure 2.7: EEG Sinyali kaydında, elektrotların kafatası yüzeyine 10-20 yöntemi ile montajı [30]. Not: Şekilde; F ön kısım, C orta kısım, P pariyetal (kafanın tepesinin lateral çevresini oluşturan, çift ve simetrik yassı kemik), T şakak kemiği, O oksipital ve A kulak memesini ifade eder [31].

Kafatası Yüzeyinde Kayıt Alma Yöntemi: Kafatasında veya yüzeyinde yapılan EEG sinyallerini kayıt etme metodu, 10-20 olarak isimlendirilen elektrot yerleştirme metodudur. Bu sistem, kulak memelerine yerleştirilmiş iki elektrot referans alınarak 20 elektrotun eşit aralıklarla kafatasına yerleştirilmesidir [32]. Rutin olarak EEG sinyallerini kaydetme işlemi, hasta ya da denek gerilimsiz halde, üç şekilde yapılır: 1- Gözler kapalı, 2- Gözler açık, 3- Hiperventilasyon altında, ışıl uyarı altında vb. [8].

Kafatası yüzeyinde EEG sinyal kaydı alma yönteminde oluşan önemli bir sorun, hasta ya da denegin baş oynatması, göz kırpması, kas hareketleri vb. nedenler ile EEG sinyalinde oluşan tahriftir. EEG sinyallerinin genliğinin çok küçük olmasından dolayı (genellikle $10-200 \mu V$) sinyallerde oluşan bu tahrif çoğu durumda kayıtların analiz edilmesini ve yorumlanmasını imkansız kılar [8].

Kafatası içerisinde (İntrakraniyal) Kayıt alma Yöntemi: Kafatası içerisine yerleştirilmiş elektrotlarla daha sağlıklı sinyal verileri elde edilebilmektedir. Bu yöntemle, EEG sinyallerini tahrif edebilecek etkenler bertaraf edilmiş olur. İki çeşit

intrakraniyal elektrot yerleştirme yöntemi vardır. 1- Subdural elektrotlar: Bu yöntemle elektrotlar, beynin dış yüzeyine ızgara yada şerit biçiminde yerleştirilir. 2- Derin elektrotlar: Bu yöntemde elektrotlar iğne ile beyin içerisindeki yapıları daha yakından incelemek amacı ile yerleştirilir [32].

Bu iki yöntem de kapsamlı ameliyat gerektirir ve özel durumlarda kullanılır. Örnek olarak; ameliyata gönüllü olan epilepsi hastalarında bu yöntem kullanılır [8].

2.4.1 Beyin Dalgaları

Berger (1929) ilk bilimsel yayınında beyin dalgaları içerisinde alfa ve beta salınımlarının varlığından bahsetmiştir [28]. Elektroensefalografi (EEG) yönteminin kullanılmasına başlanması ile değişik yapılarıdaki beyin ritmi ve beyin ritminin (beyinden alınan elektriksel sinyal verileri) değişik fonksiyon ve hastalıklarla ilişkisi konusu araştırmacıların ilgisini çekmiştir [8].

Beyin dalgaları, frekans bantlarına göre sınıflandırılmıştır ve farklı fonksiyon ve hastalıklarla ilişkilendirilmiştir [29,32].

Alfa Salınımları (7.5-12.5 Hz.): Alfa salınımları normal yetişkinlerde uyanık, gerilimsiz ve beyin aktivitesinin yoğun olmadığı durumlarda kendiliğinden oluşur. Bu salınımlar, başın arka kısmında ve gözler kapalı olduğu durumlarda daha net gözlemlenir [8].

Beta Salınımları(12.5-30 Hz.): Alfa salınımlarına göre genlikleri düşüktür. Başın orta ve ön kısımlarında daha fazla gözlemlenir. Geleneksel olarak β_1 ve β_2 salınımlarına ayrılırlar [8].

Teta Salınımları (3.5-7.5 Hz): Uyku durumunda salınım değerleri artar. Bebeklik ve çocukluk dönemlerinde teta salınımları beyin aktivitesinin anlaşılması için önemli rol oynar. Uyanık bir yetişkinde yüksek teta salınımı anormal kabul edilir ve beyin aktivitesinde düzensizliklerle ilişkilendirilir [8].

Delta Salınımları (0.5-3.5 Hz): Derin uyku durumlarında gözlemlenir. Özel yapılarda, bölgelerde ve ritimlerde oluşan delta salınımları değişik hastalıklarla ilişkilendirilir [8].

Gamma Salınımları (30-60 Hz): Gray ve Singer (1989) tarafından yapılan hücresele düzeydeki deneylere kadar, EEG sinyalleri dikkate alındığında önem kazanmıştır. Gray ve Singer, bu çalışmalarında gamma salınımlarının uyarılmış bölgeler ile yaygın algı bilgisi ile ilişkilendirilmesini sağlamıştır [33].

3. MALZEME VE YÖNTEM

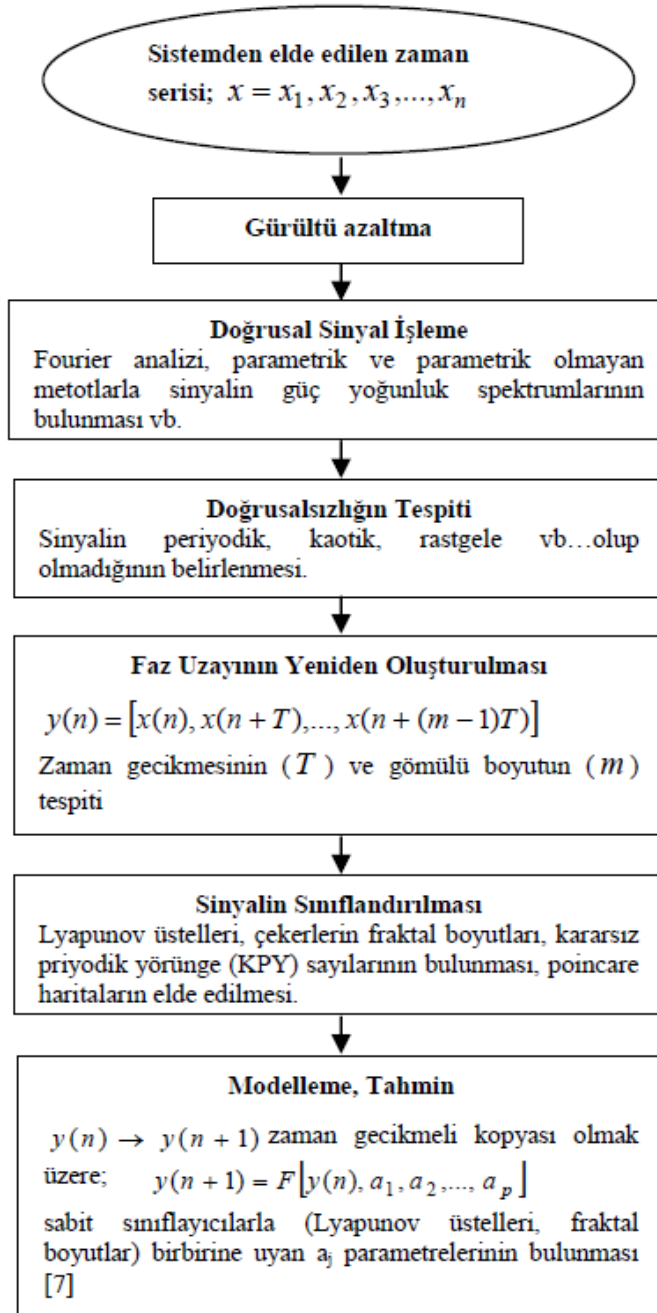
3.1 Kaotik Zaman Serisinin Analizi

Bir dinamik sistemin zamanla değişime uğrayan herhangi bir büyüklüğünde ölçümler alınarak zaman serisi oluşturulur. Elde edilen zaman serisine gürültünün karışmaması gerekir. Gürültü çevresel şartlardan veya ölçüm cihazların kusurlu olmasından kaynaklanabilir. Datalara gürültü karışırsa doğru sonuçlar elde etmemizi engeller. Dinamik sistemlerden data toplanması aşamasında buna büyük özen gösterilmesi gerekir [3,5,6,15,34].

Ölçüm cihazları ile Dinamik Sistemlerden toplanacak datalar düzenli olarak skaler veri olarak kayıt altına alınır. Sakaler ölçüm $x(t_0 + nr_s) = x(n)$ tarzında bir zaman serisi oluşturulur. Burada t_0 başlangıç zamanında ilk ölçüm alınır. İkinci ölçüm cihazda ayarlanan sabit bir zaman aralığından (r_s) sonra alınır. Bu tarzda bu seri devam ettirilerek ölçümler alınır. Bu tekniğin temel bir özelliği de çok data üzerinde çalışılması olduğundan, sistemden mümkün olduğunca çok büyük data toplanması gerekmektedir [3,5,15].

Zaman serisinin analizi yapıldıktan sonra, bu dataların alındığı dinamik sistem için modelleme yapılır. Bunun için ilk önce “başlangıç koşullarına hassas duyarlılığın” niceliksel ifadesi olan Lyapunov üstellerine bakılır. Eğer Lyapunov üstellerinden birisi sıfır çıkmış ise incelenen sistemin dinamiklerini belirlemek ve sistemi daha iyi tanımamızı sağlamak amacı ile türevsel denklemler oluşturulabilir. [3,5,15].

Kaotik zaman serisinin analiz yöntemi için takip edilecek yollar şekil 3.1’de şema biçiminde gösterilmiştir.



Şekil 3.1: Kaotik zaman serisinin analizine ait işlemler [15].

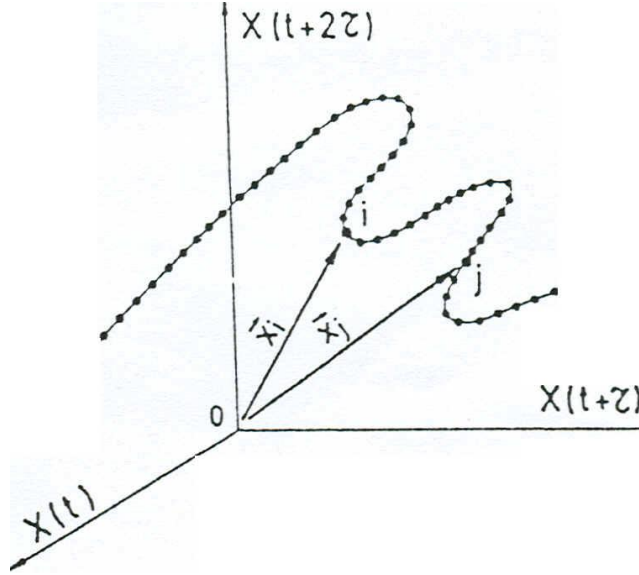
Dinamik bir sistemi incelerken değişkenlerden sadece birisi esas alınarak analiz yapıldığı için; bu dataların nasıl bir davranış gösterdiğini görebilmek ya da resmini çekebilmek için faz uzayını yeniden yapılandırmamız gerekir. Tek başına oluşturulmuş bir zaman serisi işlenmeden bir şey ifade etmez.

Faz uzayını yeniden şekillendirmek için aşağıdaki formül kullanılır [3];

$$X(t) = \{ x(t), x(t+\tau), \dots, x[t+(m-1)\tau] \} \quad (3.1)$$

Burada faz uzayını yeniden oluşturmak için zaman gecikmesini (τ) ve yerleştirme boyutunun (m) tespit edilmesi gerekiyor.

Şekil 3.2'deki yerleştirme boyutu ($m=3$) üç olan bir sistemin tek değişkeni için faz uzayının yeniden yapılandırılması temsili olarak görünüyor [3].



Şekil 3.2: $X(t)$ zaman serisini kullanarak faz uzayının yeniden kurulması [3].

Kaotik zaman serisinin analizine başlarken ilk yaptığımız işlem τ gecikme zamanını belirlemektir. Çünkü gecikme zamanı, incelenen zaman serisini faz uzayında yeniden yapılandırmak için yerleştirme boyutuyla (m) birlikte bize gerekli olan ikinci kriterdir. Bu yüzden τ gecikme zamanının doğru seçilmesi gerekir. τ olduğundan büyük ya da küçük seçilir ise faz uzayı doğru yapılandırılmaz. Bu çalışmada, gecikme zamanını bulmak için otokorelasyon fonksiyonundan faydalanacağız.

Otokorelasyon fonksiyonu iki seri arasındaki lineer bağımlılığı ölçer. $X(t)$ gibi seçilen bir zaman serisine τ gecikme zamanının eklenmesiyle bulunacak olan $X(t+\tau)$ serisi arasında lineer bağımlılığı bozmayacak şekilde bir değer alınması gerekir. Gecikme

zamanı bulmada kullanılan teknik ise; otokorelasyon fonksiyon grafiğinde sıfırın ilk kestiği nokta gecikme zamanı (τ) olarak alınır [3,5,6,15,35]:

$$a(\tau) = \frac{1}{T+1} \sum_{t=0}^T x_t x_{t+\tau} \quad (3.2)$$

Yerleştirme boyutu, zaman serisi için çizilecek çeker doğru görebilmek için faz uzayının kaç boyutta oluşturması gerektiğini söyler. Analizini yaptığımız zaman serileri tek değişkenli verileridir. Burada bulacağımız yerleştirme boyutu (m) aynı zamanda analizini yaptığımız değişkeni etkileyen temel ana faktörlerin sayısının ne kadar olduğunu bize söylüyor. Örneğin yerleştirme boyutunun ($m=4$) dört bulunması bize incelediğimiz sistemin dört temel dinamik değişkenden oluştuğunu gösterir. Diğer yandan sistem için hesaplanacak Lyapunov üstellerinin sayısını da yerleştirme boyut sayısı (m) belirler. Yani m boyutlu bir sistemin m tane Lyapunov üsteli olur.

Yerleştirme boyutunun bulunmasında “yanlış en yakın komşu yöntemi” kullanılır. Bunun için eşik değeri (R_i) hesaplaması yapılır [16,36].

$$R_i = \frac{|x_{i+mr} - x_{t+mr}|}{\|\vec{p}(i) - \vec{p}(t)\|} \quad (3.4)$$

Burada $\vec{p}(t)$ seçilen bir noktayı temsil ederken, $\vec{p}(i)$ ’de onun yakın komşusudur. Buradaki R_i bir eşik değerindedir. R_i den büyük olan her nokta yanlış komşuluk olarak alınır. Hesaplanan yanlış komşuluk noktalarının oranı sıfır ya da çok küçük bir değere ulaştığında yerleştirme boyutunu bulmuş oluruz [3,15,16,36].

Fraktal boyut kavramı Mandelbrot [37] tarafından geliştirilmiş. Kaotik sistem çekerleri fraktal (kesirli) boyuta sahiptirler. Onun için fraktal boyut hesaplamaları sistemin kaotik olabileceğine ilişkin bir kriter olarak alınmaktadır.

Fraktal boyut hesaplamasında korelasyon boyutuna bakılır. Burada genellikle Grassberger – Procaccia algoritması kullanılır [38]. Korelasyon integrali [3];

$$C(\varepsilon) = \lim_{K \rightarrow \infty} \left[\frac{1}{K^2} \sum_{i,j=1}^K H(\varepsilon - |z_i - z_j|) \right] \quad (3.5)$$

H = birim adım fonksiyonu (Heaviside fonksiyonu)

Z = ε yarıçapı içinde kalan noktaları sayar.

C(ε) = ε içindeki noktaların ortalama kesiri

Korelasyon boyutu aşağıdaki ifadeyle hesaplanır:

$$D_c = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \frac{\ln C(\varepsilon)}{\ln \varepsilon} \quad (3.6)$$

Burada $\ln C(\varepsilon) - \ln \varepsilon$ grafiğinde seçilecek doğru ölçekleme bölgesinin eğimi bize fraktal boyutu verir. Bu ölçekleme bölgesi grafikte seçilirken lineer olmasına dikkat edilir [5].

3.2 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. 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 (λ) pozitif ve 0'a yaklaşırsa, bu tür sistemlerde q-istatistik ve süper istatistik gibi yeni geliştirilen yöntemlerle fizik yapabilmek mümkündür [19].

En büyük Lyapunov üstelini hesaplamak için kullanılan en yaygın metotlardan birisi Wolf (1985) metodudur; [39] 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 verkörlerin en yakın komşusu olarak hesaplamamak 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 yönelime sahip yerleştirme vektörü araştırılır. Son olarak aşağıdaki formül kullanılarak Lyapunov üstelleri hesaplanır.

$$L_1 = \frac{1}{(t_k - t_0)} \sum_{i=1}^k \ln \frac{L'(t_1)}{L(t_{i-1})} \quad (3.7)$$

Wolf algoritmasını detaylandırırsak; İlk 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 ν için zamanda ileri doğru yinelenir. Burada ν , yerleştirme gecikmesi τ 'dan birkaç kat büyük olmalı ama ($m\tau$) çarpımından çok büyük olmamalıdır. Eğer sistem kaotikse, evrilen zamandan sonraki mesafe, başlangıçtaki ε değerinden büyük olacaktır:

$$\|\vec{p}(i + \nu) - \vec{p}(t + \nu)\| = \varepsilon_\nu \quad (3.8)$$

Düzenli davranış durumunda $\varepsilon \approx \varepsilon_\nu$ olur. Her bir ν evriminden sonra, yerleştirme uzayında, evrilmiş nokta $\vec{p}(t + \nu)$ 'ye uzaklığı küçük (ε) olması gereken yeni bir $\vec{p}(j)$ noktası aradığımız yerde bir yenileme adımına girilir. Burada şu koşul vardır: $\vec{p}(t + \nu)$ ve $\vec{p}(i + \nu)$ noktaları ile $\vec{p}(t + \nu)$ 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:

$$\lambda_1 = \frac{1}{M\nu} \sum_{i=1}^M \ln \frac{\varepsilon_\nu}{\varepsilon} \quad (3.9)$$

Burada M yenileme adımlarının toplam sayısıdır. Ardişik yenileme adımları, en büyük Lyapunov üstelinin doğru bir tahmini için çok önemlidir. Eğer yerleştirme uzayı uygun biçimde kurulmuşsa ve noktalarla yoğun biçimde doluyrsa algoritma çok iyi işler [36].

Kaotik zaman serisi analiz yöntemiyle çeşitli dinamik sistemler için elde edilmiş sonuçlar tablo 3.1’de verilmiştir [3]:

	Zaman gecikmesi (T)	Boyut (m)	Lyapunov Üstelleri ($\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$)	Lyapunov Boyutu (D_L)	İlinti Boyutu (D_I)
Van Der Pol Osilatör $a=5, b=3, w=1.788$ [1 0 0]	1	3	0.30382, -8,9262e ⁻¹⁷ , -2.3666	2.1284	1.5146
Rössler Denklemleri $a=0.2, b=0.2, c=5.7$ [-9 0 0]	10	3	0.0732, 0, -5.4824	2.0133	1.7827
Lorenz Denklemleri $\sigma=16; b=4; r=45.92$ [1 1 1]	10	3	1.512, 0, -21.334	2.070	2.0054
Normal Sinüs Ritmi [†]	2	7	0.0424, -0.0032, -0.0260, -0.0630	3.0818	1.783
Ventriküler Fibrilasyon [†]	14	8	0.0250, 0.0109, 0.0035, -0.0020	6.5245	6.4031

Tablo 3.1: Çeşitli kaotik zaman serilerinin analizlerinde elde edilmiş sonuçlar [3].

3.3. EEG Sinyalleri ve Epilepsi Hastalığı

EEG’nin en önemli uygulamalarından birisi Epileptik hastalar üzerinde yapılan çalışmalarlardır. EEG dalgalarında yüksek genlikte oluşan pikler (spikes), anormal ritimler (yavaşlama), epilepsinin tanımlanması, sınıflandırılması ve nöbet bölgelerinin tespit edilmesinde önemli bir göstergedir [8].

Dünya nüfusunun yaklaşık 1%’ini etkileyen bir hastalık olan epilepsi, beyin fonksiyonlarında oluşan düzensizlik olarak tanımlanabilir ve sinir sisteminin bütününün ve bir kısmının aşırı ve kontrolsüz aktivitesi olarak karakterize edilir. Tarihsel olarak EEG sinyallerinin analizi, epilepsinin değerlendirilmesinde kullanılan en önemli yöntemdir. Bu yöntem, günümüzde görüntü teknolojisindeki son gelişmelerle, özellikle MRI (*Magnetic Resonance Imaging*) desteklenmektedir [8].

Nöbet sırasında EEG sinyal kaydının nadiren alınabildiği düşünüldüğünde, epilepsi hastalarının EEG dalga analizleri genellikle nöbet dışındaki zamanlarda alınan EEG sinyal kayıtları kullanılarak yapılır. Bu şekilde alınan EEG sinyal kayıtlarında, fotostimulasyon, hiperventilasyon ya da başka bir metot kullanılarak, hastanın nöbet geçirmesi sağlanır. Bu, hastayı uyarma metotlarının dezavantajı, uyarma ile oluşan nöbetlerin kendiliğinden oluşan nöbetler ile tamamen aynı özellikleri göstermeyecek olmasıdır. Uzun vadeli video-EEG sinyal kayıtlarının kullanılmaya başlanması, epilepsi hastalarının kendiliğinden oluşan nöbet sırasında EEG dalga analizlerinin yapılmasına ve epilepsi ameliyatı için değerlendirme sürecinde olan gönüllü hastaların durumlarının takip edilmesine ve incelenmesine büyük katkı sağlamıştır [8,40,41,42,43,44].

Epilepsi hastalığının sınıflandırılması: Epilepsi nöbetlerinin sınıflandırılması zor ve tartışmalı bir konudur. Basit bir sınıflandırma yapmak gerekirse; Kısmi nöbetler ve genel nöbetler olarak ikiye ayırabiliriz. Kısmi nöbet kendi içinde basit kısmi nöbet ve kompleks kısmi nöbet olarak ikiye ayrılır. Genel nöbet te kendi içinde yokluk nöbeti ve tonik-klonik nöbet olarak ikiye ayrılır [8].

Kısmi Nöbetler: Belirli bir bölgeye odaklanmış nöbetlerdir. Bazı durumlarda genel nöbete dönüşebilirler. Bu durumda ikincil genel nöbet olarak adlandırılırlar [8].

Basit Kısmi Nöbetler: Bilinç kaybı olmaz. Beynin hangi bölgesinde oluştuğuna bağlı olarak, yerel motor neronu hareketleri ile, duyu semptomları ile (basit halusinasyonlar) özerk (otonom) semptomlar ile (terleme, gözbebeklerinde büyüme vs.) ve ruhsal semptomlar ile karakterize edilir [8].

Kompleks Kısmi Nöbetler: Kısmen bilinç kaybına yol açar. Farklı fiziksel duyumlar ve motor neronu özdevinimleri (bir hareketi isteksiz olarak tekrarlama durumu) ile karakterize edilir. Bu tip nöbetlerin çok sayıda çeşidi bulunduğundan, EEG sinyalleri değişkendir. Fakat genel olarak, beynin bazı bölgelerinde yoğunlaşan düşük frekanslı (3-6 Hz) sinyaller olarak karakterize edilebilir [8].

Genel Nöbetler: Beynin bütününe etki eden nöbetleridir.

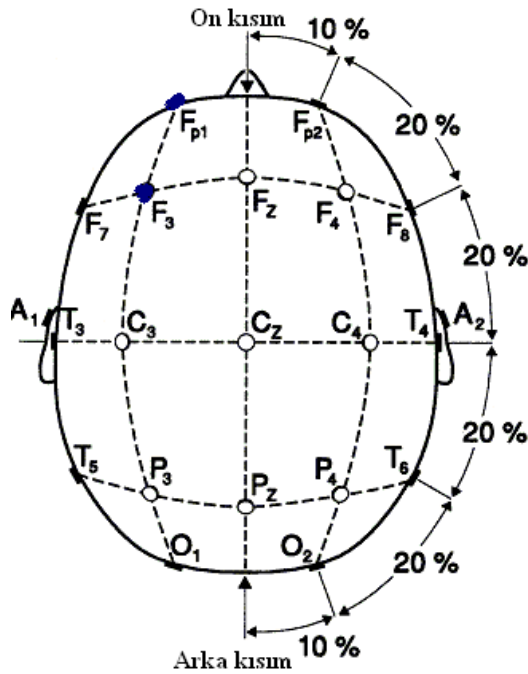
Yokluk Nöbetleri (Petit Mal Epilepsi): Ani bilinç kaybı oluşur ve beyin fonksiyonları zayıflar. 5-20 saniye süresince devam eder. EEG sinyali 3 Hz spike-dalga olarak karakterize edilir. (Spike'ı takip eden yavaş, yarım periyot salınım) [8].

Tonik-Klonik nöbetler (Grand Mal Epilepsi): Genel olarak 40-90 saniye sürer. Şiddetli kas kasmaları ile karakterize edilir. Başlangıçta –tonik faz olarak adlandırılan- büyük bir spazm gerçekleşir (aşırı kas gerilmesi ile birlikte hareketsizlik). Bu durumu takiben birkaç saniye sonra –klonik faz olarak adlandırılan- şiddetli fleksor hareketleri ve tüm vücudun karakteristik ritmik kasılma hareketleri ile, nöbet sonlanana kadar devam eder. Bu nöbetler sırasında bilinç oldukça zayıftır. Kafatası yüzeyinden alınan kayıtlar, bu tür nöbetler için analize elverişli değildir. Çünkü hastanın istemsiz kas hareketleri nedeni ile EEG sinyal kayıtları tahrif olur. Çoğu durumda tonik-klonik nöbet öncesinde ya da sonrasında kaydedilen sinyallerde tespit edilen anormal EEG dalga genlikleri, hareketleri gözlemlenerek epilepsi hastasının beyin fonksiyonlarının analizi yapılır [43].

Bu nöbet çeşidinin geleneksel metotlarla analiz edilebilmesinin zorluğu ortadadır. Son yıllarda, bu tür nöbetlerin analizi için yeni, geleneksel olmayan non-lineer metotların kullanımına yönelinmiştir. En büyük Lyapunov üstelinin hesaplanarak, epilepsi hastasının beyin fonksiyonlarının kaotiklik durumunun belirlenmesi bu metotlardan birisidir [8].

4. BULGULAR

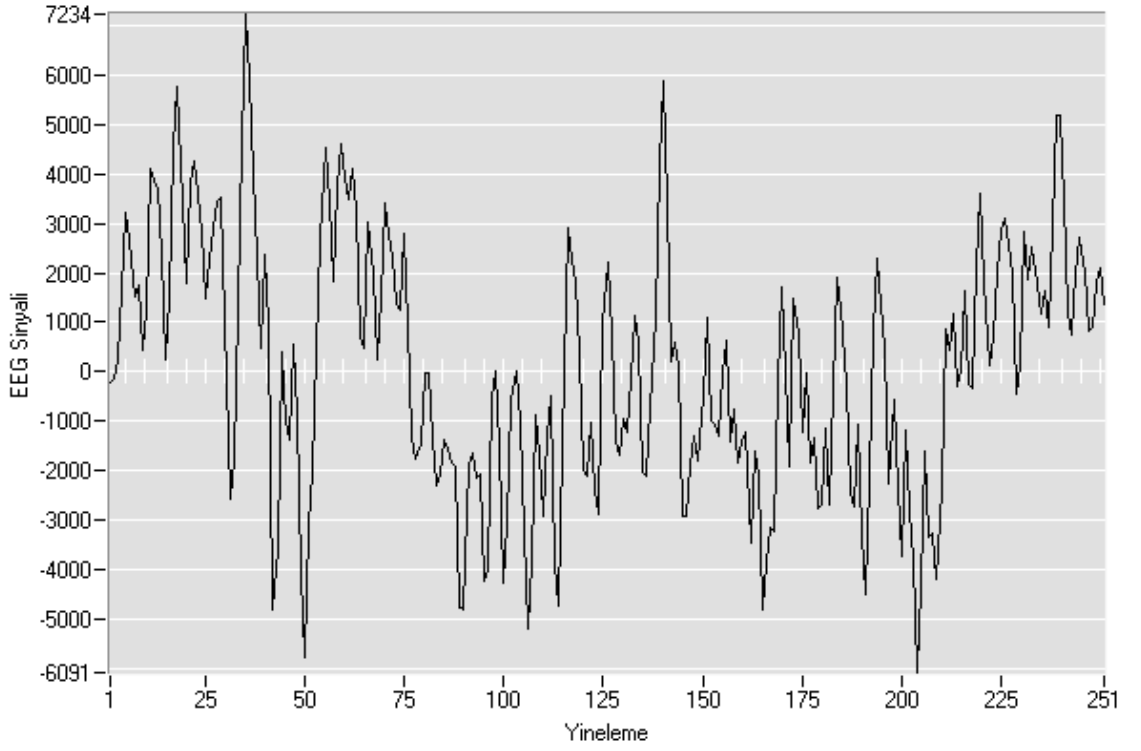
Bu bölümde, şimdiye kadar değindiğimiz bilgiler ışığında; Biri bir ay önce nöbet geçirmiş, diğeri 3 yıl önce nöbet geçirmiş 2 epilepsi hastasından daha önce kaydedilmiş EEG sinyallerinin oluşturduğu zaman serilerinin analizini [6], bu alan ile ilgili yapılmış olan çalışmalara ek olarak “Nonlinear Dynamics Toolbox (NDT)” adlı bilgisayar programıyla tekrarlayacağız ve bulunmuş olan Lyapunov üstellerini [36,45] yeniden hesaplayacağız. Bulunan en büyük Lyapunov üstellerinin kuvvetli ve zayıf kaotik durumlarını hastadan alınan EEG dataları için karşılaştırmalı olarak göstereceğiz.



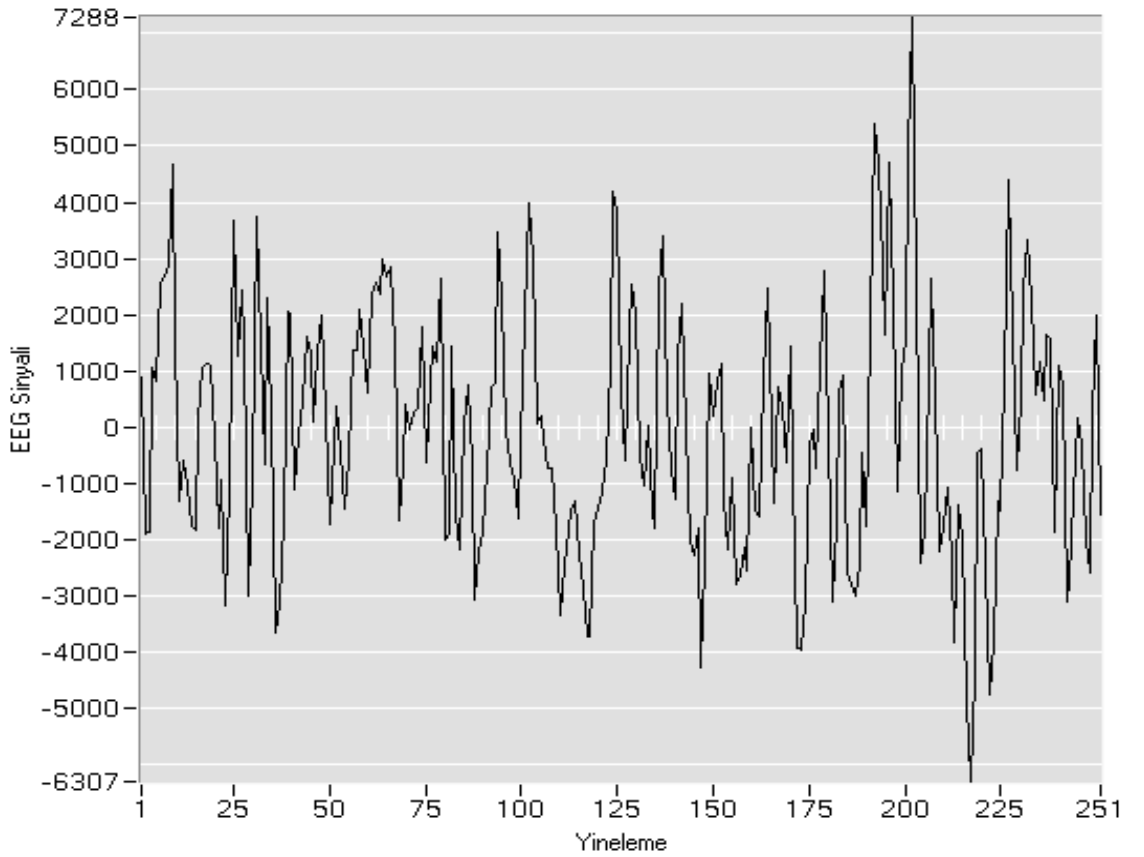
Şekil 4.1: Kafatası şeklinde FP1-F3 kanallarının belirtilmesi [30].

İlk olarak her iki epilepsi hastası için, yukarıdaki kafatası şeklinde belirtilen kafatasının sol ön bölgesinde bulunan FP1-F3 kanallarından yakın bir zamanda verilmiş olan EEG sinyallerine ait zaman serilerini inceleyeceğiz [6].

İki epilepsi hastası için zaman serilerinin nasıl evirildiği şekil 4.2 ve şekil 4.3’de görülmektedir:



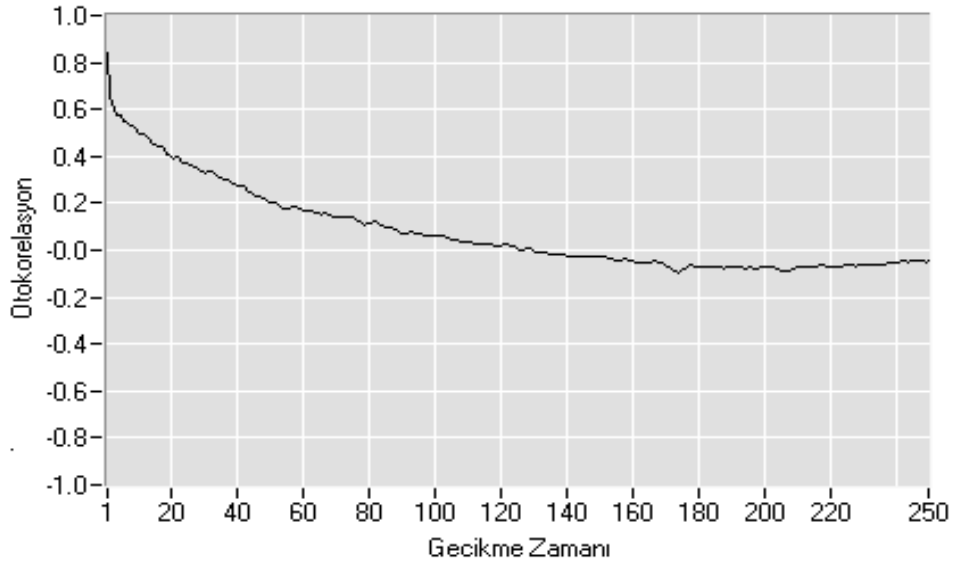
Şekil 4.2: 1.hastaya ait, FP1-F3 kanallarından yakın bir zamanda verilmiş olan EEG sinyalinin zaman serisi [6].



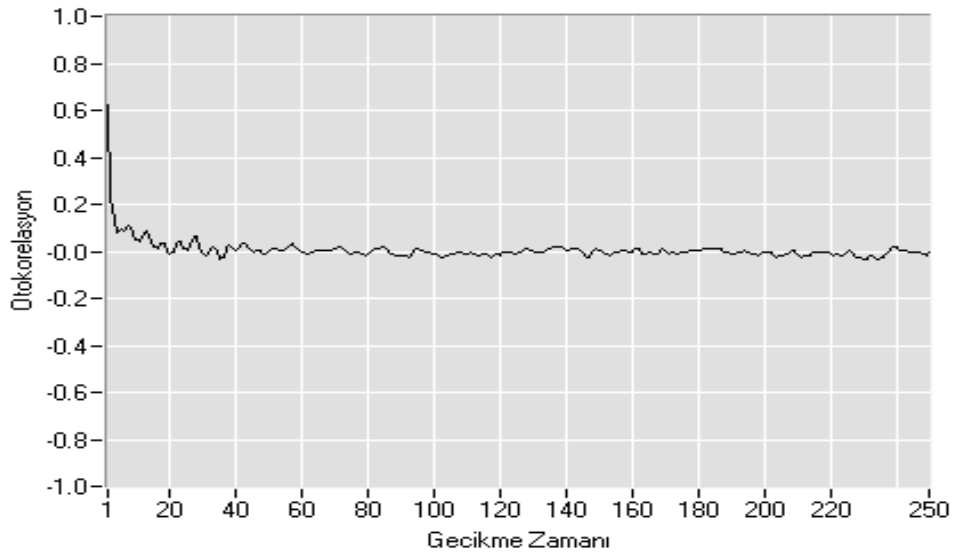
Şekil 4.3: II. hastaya ait, FP1-F3 kanallarından yakın bir zamanda verilmiş olan EEG sinyalinin zaman serisi [6].

Bu zaman serilerini dikkatle incelediğimizde periyodik bir salınım yapmadıkları ve gürültüye benzer bir şekle sahip oldukları gözlemlenmektedir. Bu bize sistemin kaotik olabileceğinin ilk ipuçlarını vermektedir. Şimdide sistemin faz uzayını yeniden yapılandırma “ τ ” gecikme zamanı ve “ m ” yerleştirme boyutunu bulacağız.

Daha önce değinildiği üzere τ gecikme zamanını belirlemek için otokorelasyon fonksiyonu kullanacağız.

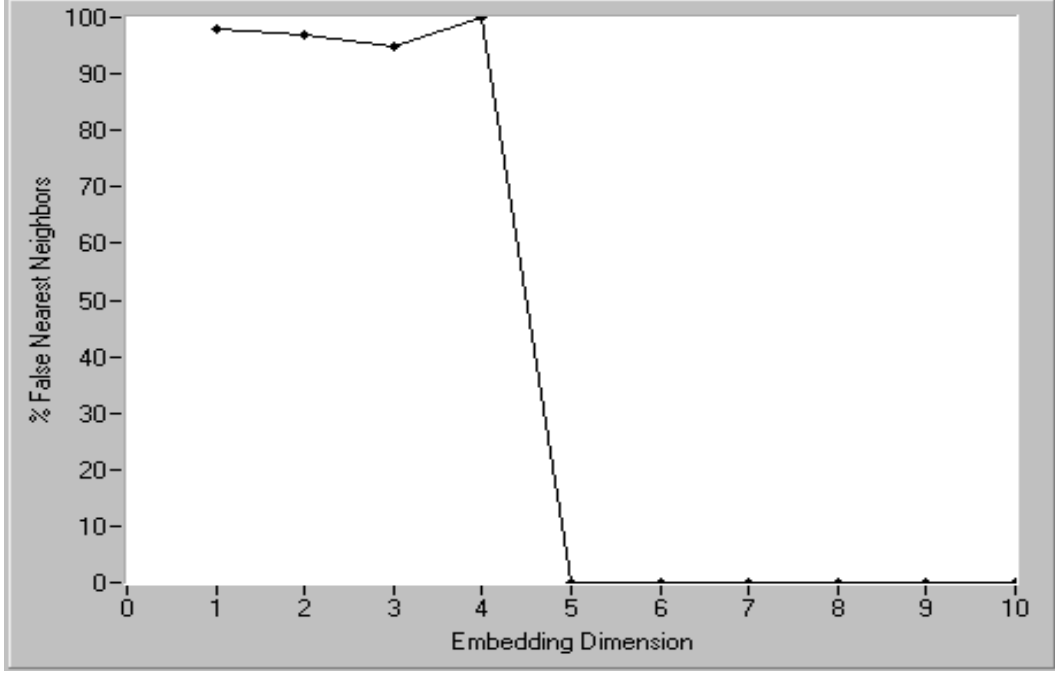


Şekil 4.4: $\tau \approx 130$; Otokorelasyon yöntemi ile I. hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisi için bulunan gecikme zamanı.

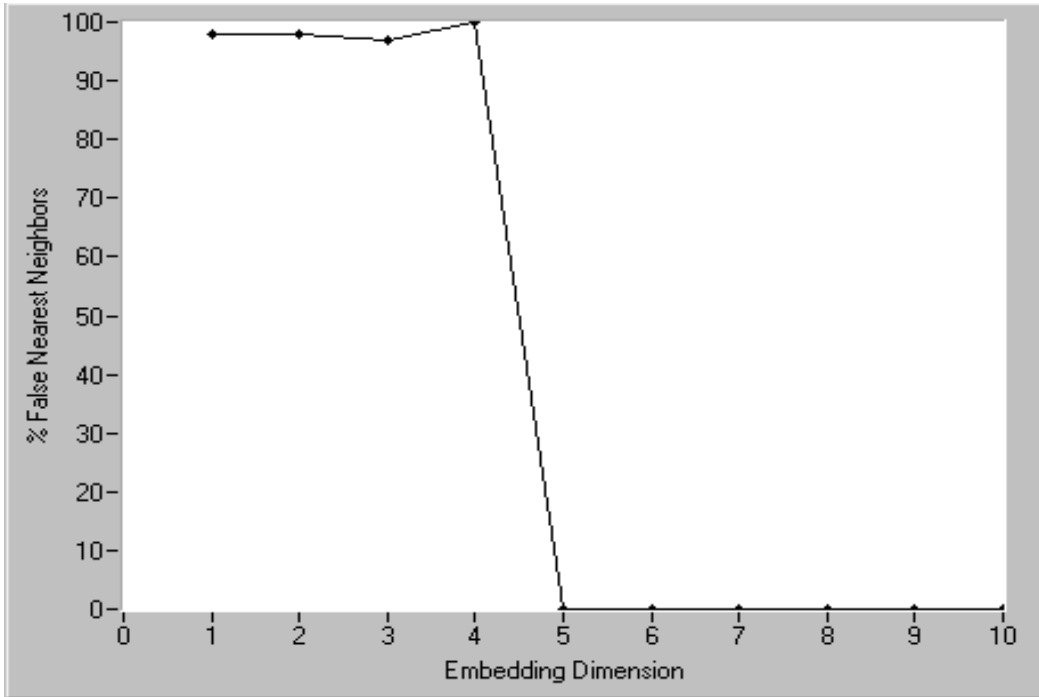


Şekil 4.5: $\tau \approx 97$; Otokorelasyon yöntemi ile II. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisi için bulunan gecikme zamanı.

Yerleştirme boyutu, en yakın yanlış komşuluk yöntemi kullanılarak hesaplanmıştır:



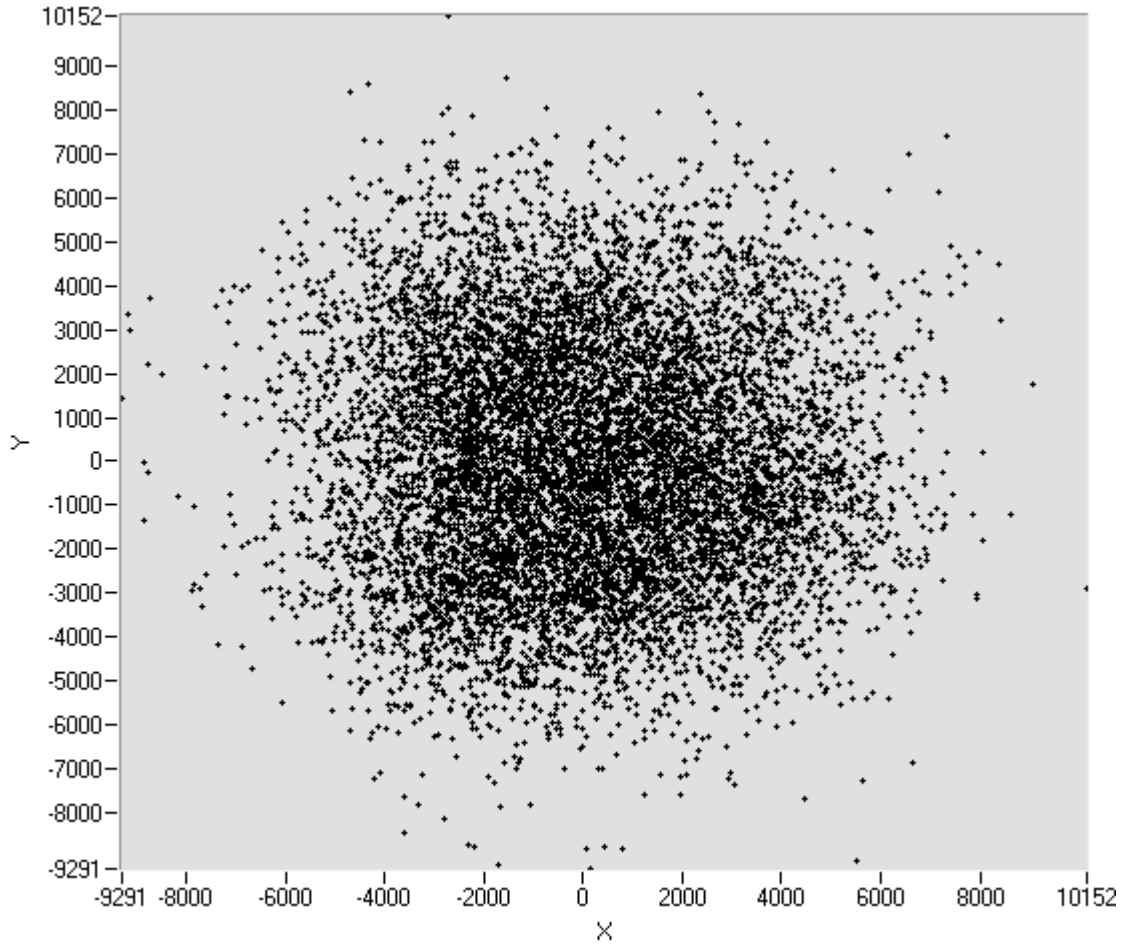
Şekil 4.6: $m=5$; En Yakın Yanlış Komşuluk yöntemi ile I. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisi için hesaplanan yerleştirme boyutu.



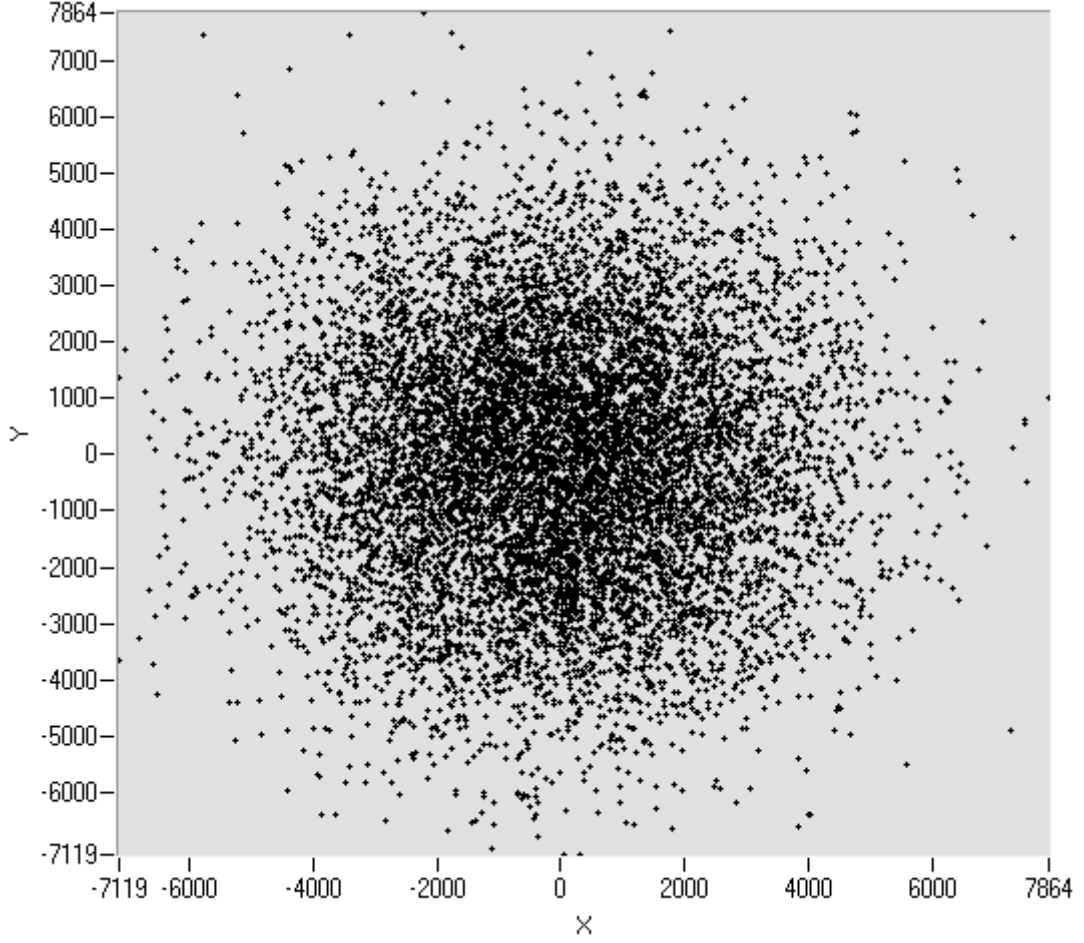
Şekil 4.7: $m=5$; En Yakın Yanlış Komşuluk yöntemi ile II. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisi için hesaplanan yerleştirme boyutu.

I. hastanın EEG sinyalinden elde edilen zaman serisinin analizinde gecikme zamanı $\tau = 130$, yerleştirme boyutu $m = 5$ olarak bulundu. Bu değerler girilerek çizilen çeker şekil 4.8’de görölmektedir.

II. hastanın beyin EEG sinyalinden elde edilen zaman serisinin analizinde gecikme zamanı $\tau = 97$, yerleştirme boyutu $m = 5$ olarak bulundu. Bu değerler girilerek çizilen çeker şekil 4.9’da görölmektedir.



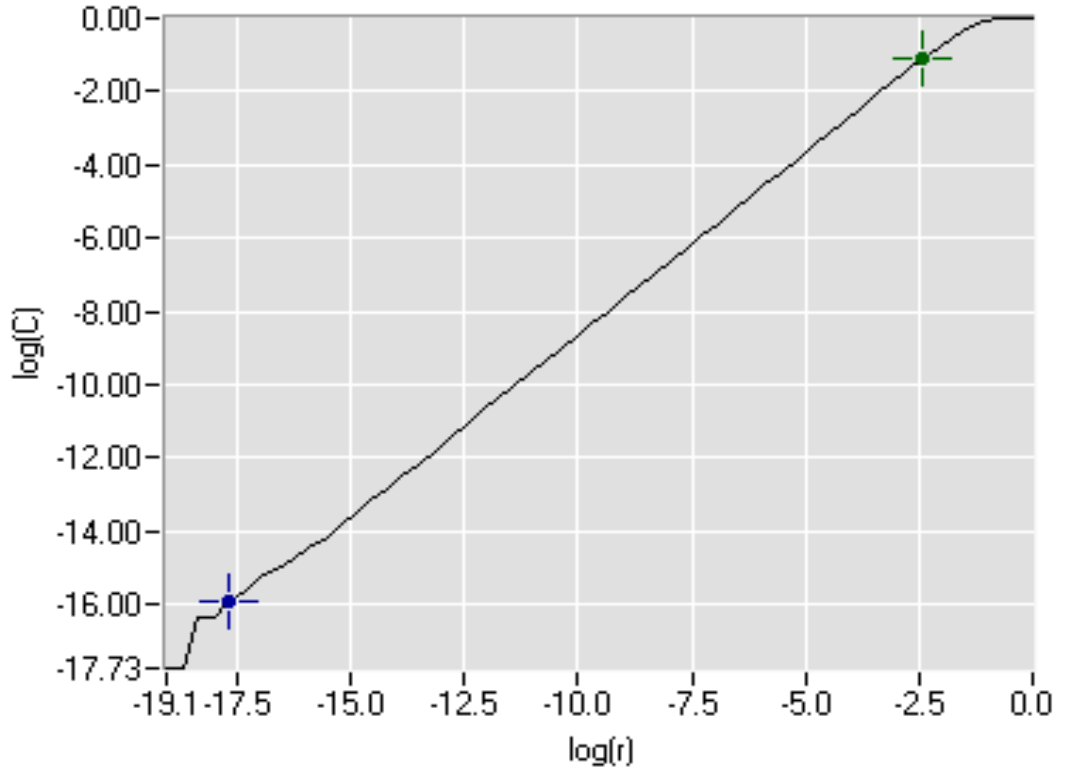
Şekil 4.8: I. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çeker.



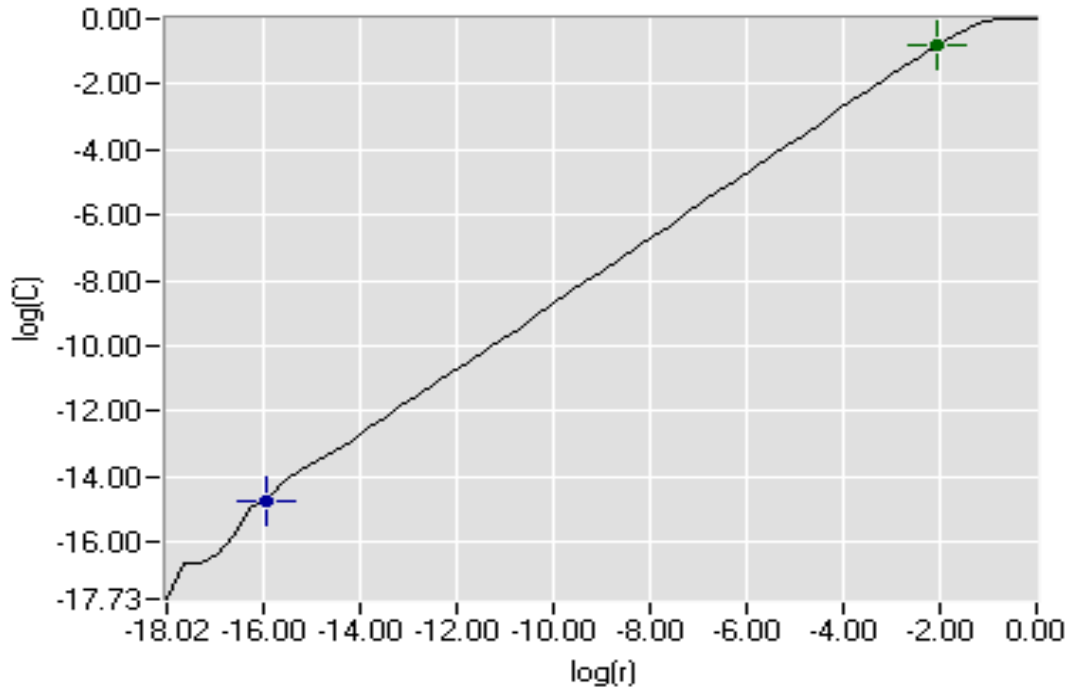
Şekil 4.9: II. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çeker.

Yukarıdaki şekillerde, hastalara ait EEG sinyallerinin zaman serilerinden elde edilen çekerlerin kaotik yapı gösterdikleri görülüyor. Sistemin kaotik olma durumundan emin olmamız için çekerlerin fraktal bir boyuta sahip olması ve Lyapunov üstellerinden en az bir tanesinin pozitif bir değerde olması gerekir.

Çekerlerin boyutları için $\log(C)$ - $\log(r)$ grafiğinde seçilen ölçekleme bölgesinin eğimi alınarak korelasyon boyutları hesaplandı. Seçilen ölçekleme lineer bölgede yapıldı. Çekerlerin boyutlarının tam sayı olmaması, çekerlerin fraktal geometriye sahip olduğunu gösteriyor. Çekerlerin boyut hesaplamaları şekil 4.10 ve şekil 4.1'de verilmektedir.

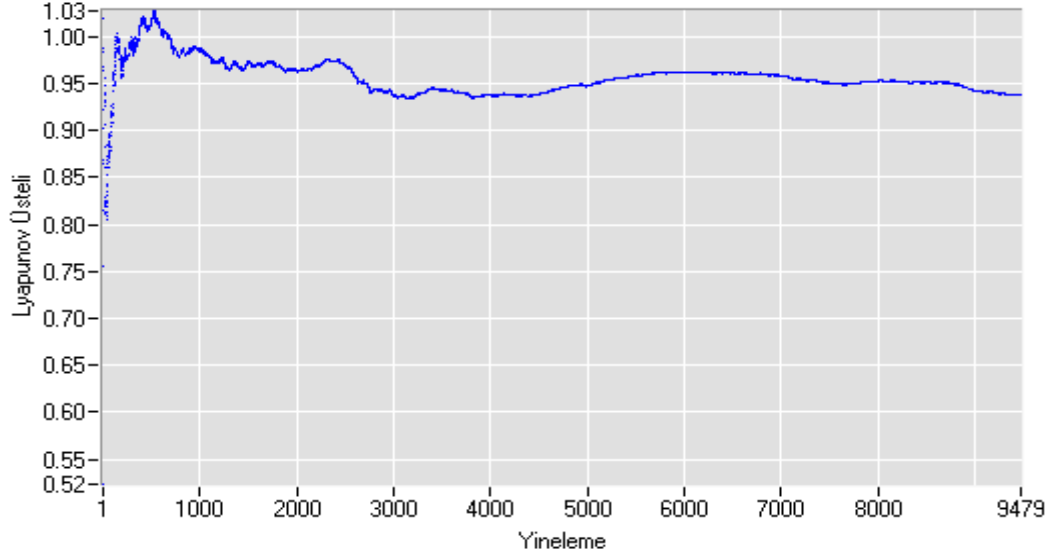


Şekil 4.10: I. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çekerin boyutu (D_c):0.97235

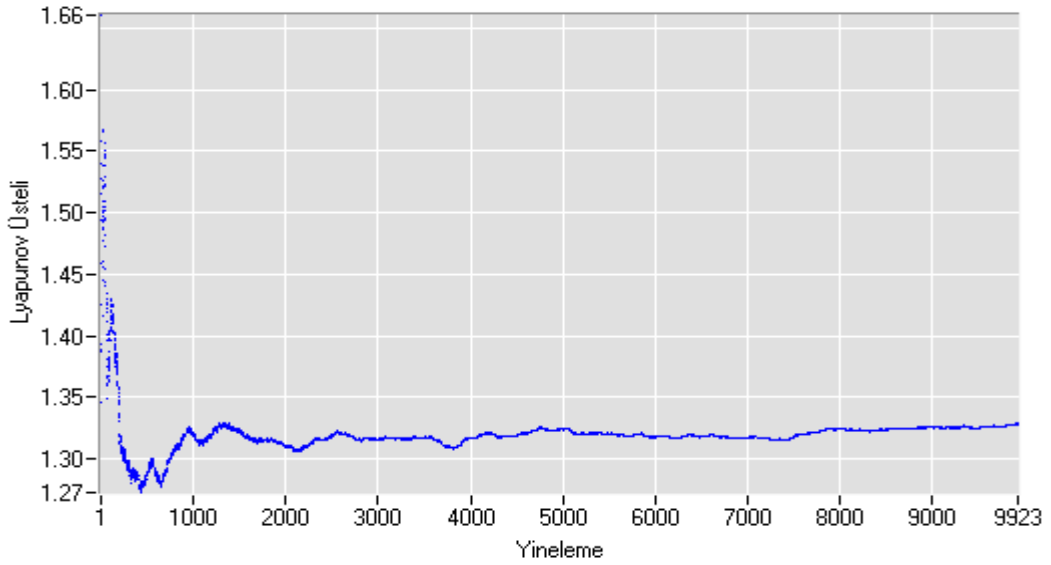


Şekil 4.11: II. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çekerin boyutu (D_c): 0.99507

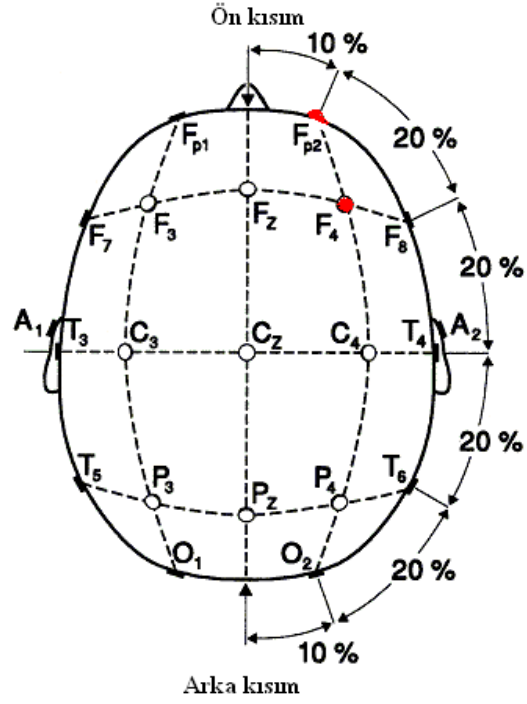
Sistem sahip olduğu yerleştirme boyutu (m) kadar Lyapunov üstellerine sahiptir. Şekil 4.12 ve Şekil 4.13'te hesaplanan Lyapunov üstellerini vermektedir.



Şekil 4.12: I. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden hesaplanan en büyük Lyapunov üsteli: $\lambda_1 = 0.937787$



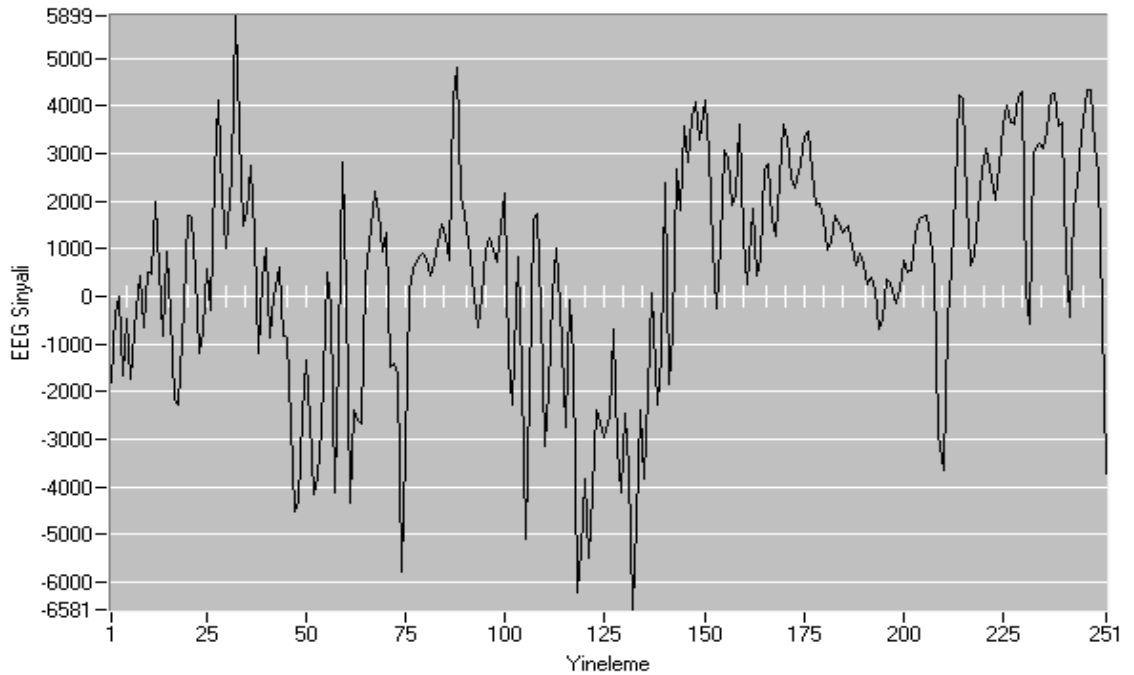
Şekil 4.13: II. Hastaya ait, FP1-F3 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden hesaplanan en büyük Lyapunov üsteli: $\lambda_1 = 1.328319$



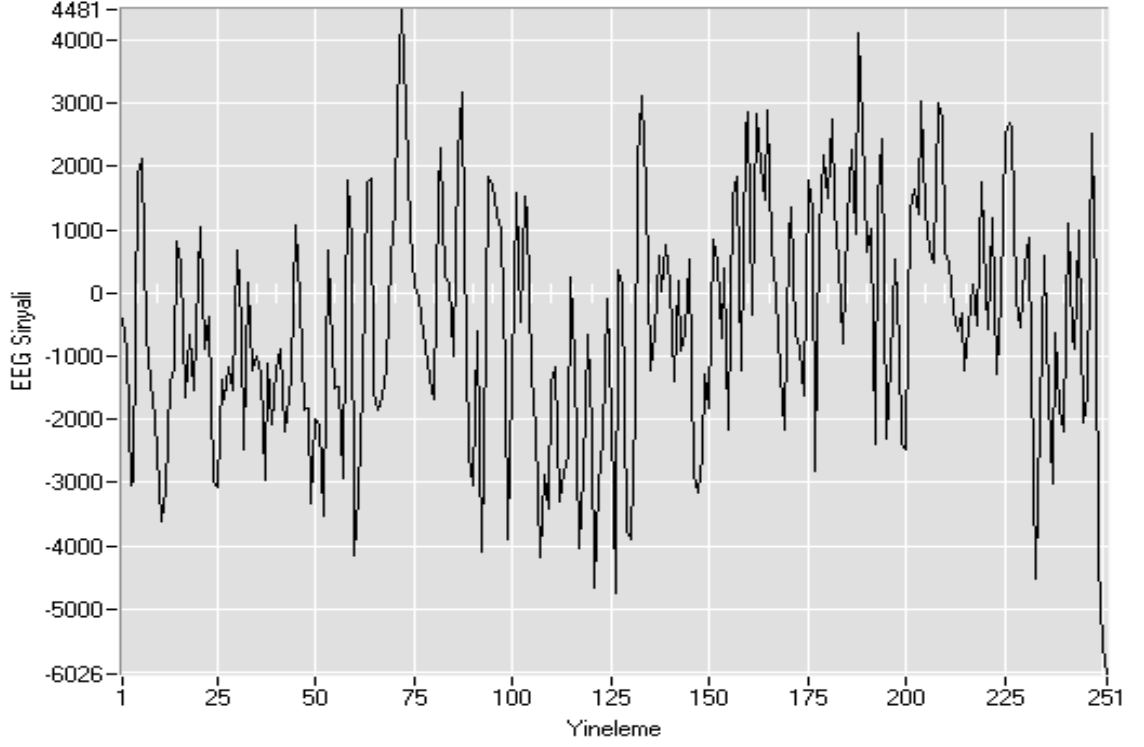
Şekil 4.14: Kafatası şeklinde FP2-F4 kanallarının belirtilmesi [30].

Bu bölümde, iki epilepsi hastası için, yukarıdaki kafatası şeklinde belirtilen, kafatasının sağ ön bölgesinde bulunan FP2-F4 kanallarından yakın zamanda verilmiş olan EEG sinyallerine ait zaman serilerini inceleyeceğiz [6].

İki epilepsi hastası için zaman serileri aşağıda gösterilmiştir:



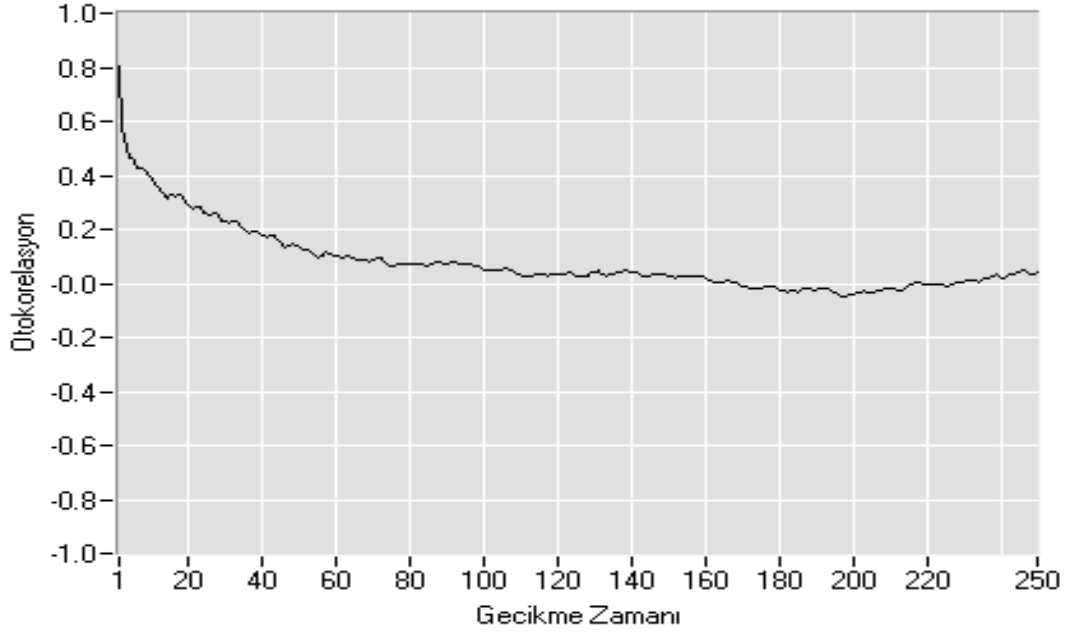
Şekil 4.15: I. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinden elde edilen zaman serisi [6].



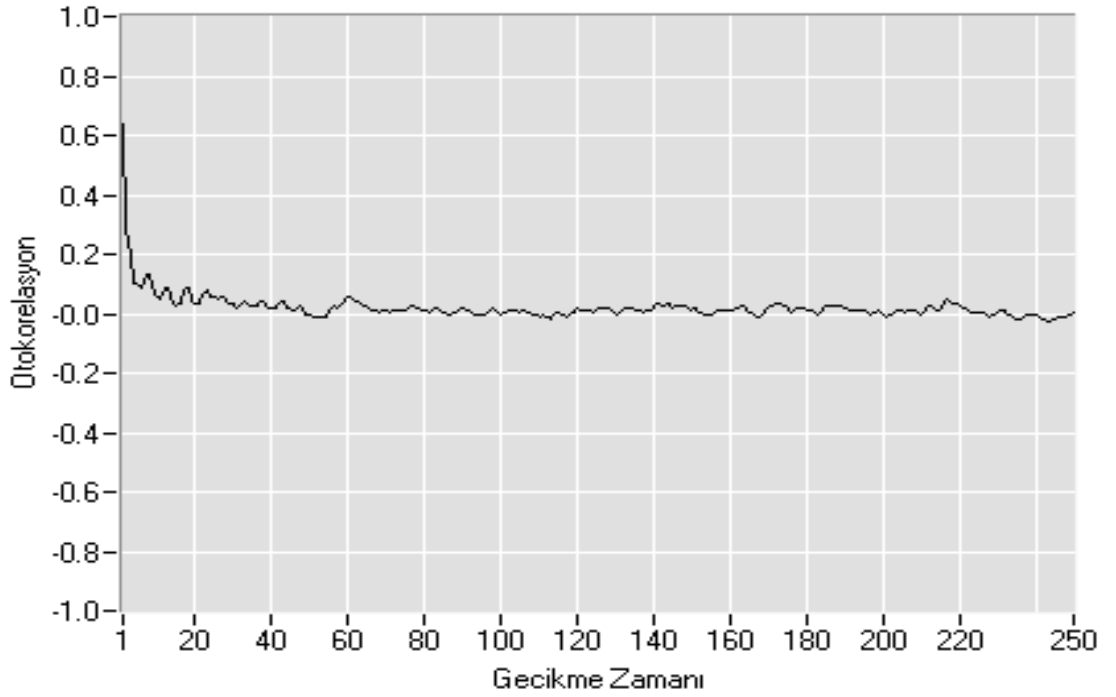
Şekil 4.16: II. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinden elde edilen zaman serisi [6].

Bu zaman serilerinin de aynı şekilde periyodik bir salınım yapmadıkları ve gürültüye benzer bir şekle sahip oldukları görülmektedir. Bu bize sistemin kaotik olabileceğinin ilk ipuçlarını vermektedir. Şimdide sistemin faz uzayını yeniden yapılandırma “ τ ” gecikme zamanı ve “ m ” yerleştirme boyutunu bulacağız.

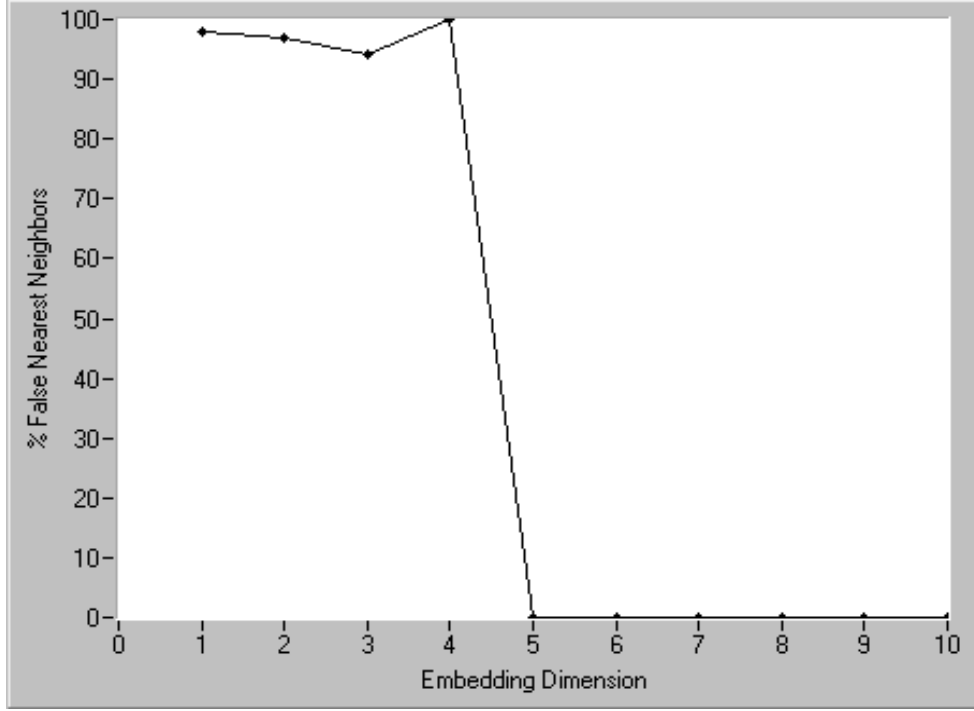
Daha önce değinildiği üzere τ gecikme zamanını belirlemek için otokorelasyon fonksiyonu kullanacağız.



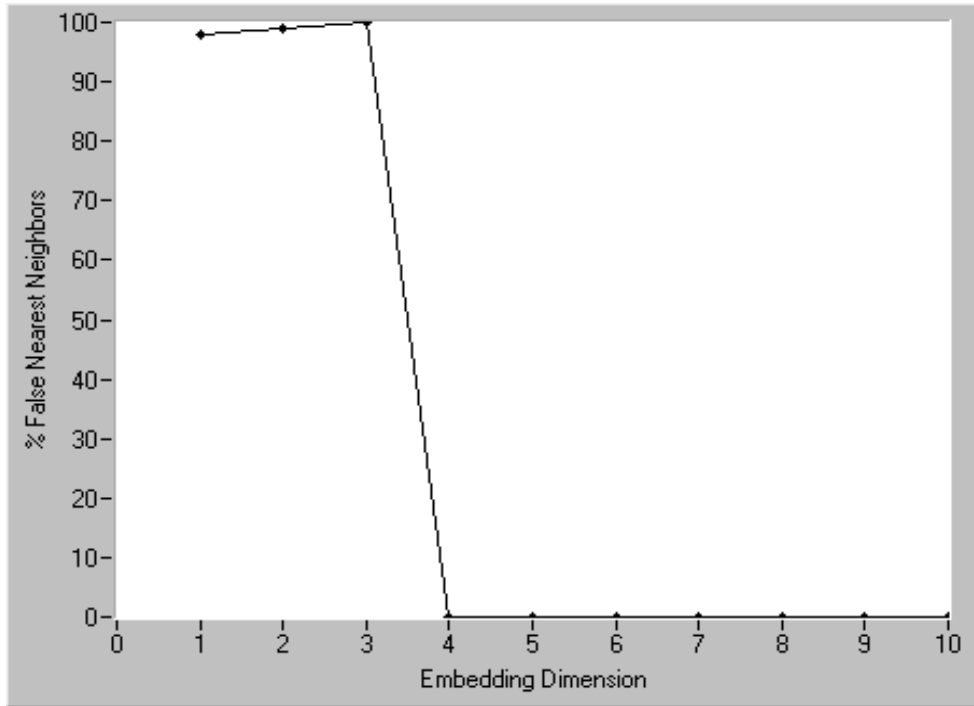
Şekil 4.17: $\tau \approx 168$; Otokorelasyon yöntemi ile I.hastaya ait, FP2-F4 kanallılarından alınmış EEG sinyalinden elde edilen zaman serisi için bulunan gecikme zamanı.



Şekil 4.18: $\tau \approx 49$; Otokorelasyon yöntemi ile II. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinden elde edilen zaman serisi için bulunan gecikme zamanı. Yerleştirme boyutu, en yakın yanlış komşuluk yöntemi kullanılarak hesaplanmıştır:



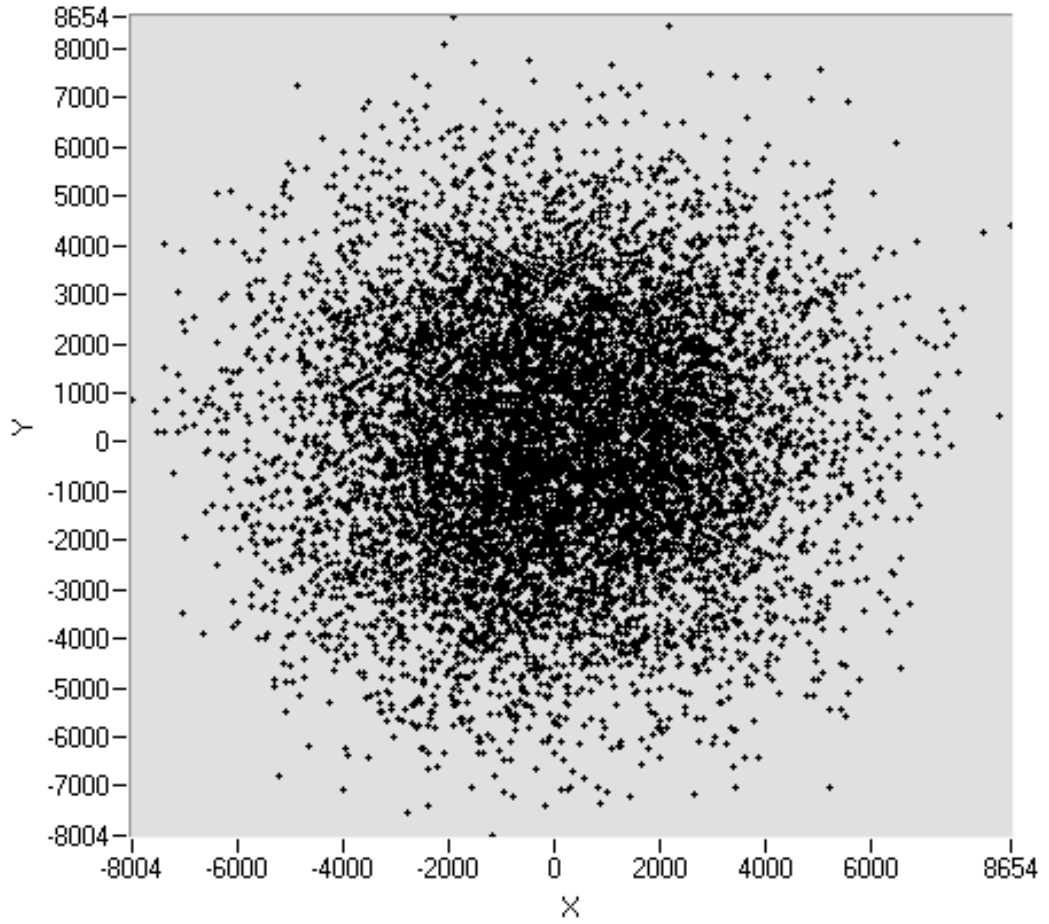
Şekil 4.19: $m=5$; En Yakın Yanlış Komşuluk yöntemi ile I. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisi için hesaplanan yerleştirme boyutu.



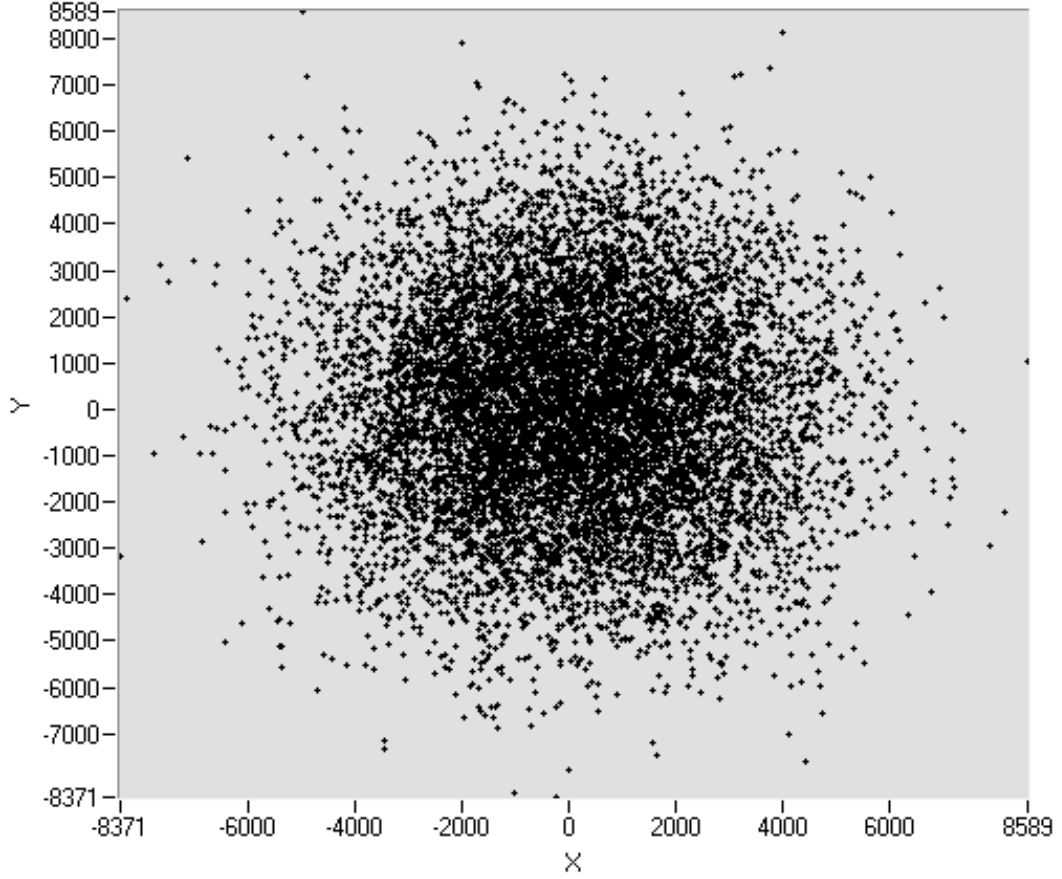
Şekil 4.20: $m=4$; En Yakın Yanlış Komşuluk yöntemi ile II. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisi için hesaplanan yerleştirme boyutu.

I. hastanın beyin EEG sinyalinden elde edilen zaman serisinin analizinde gecikme zamanı $\tau = 168$, yerleştirme boyutu $m = 5$ olarak bulundu. Bu değerler girilerek çizilen çeker şekil 4.21’de görülmektedir.

II. hastanın beyin EEG sinyalinden elde edilen zaman serisinin analizinde gecikme zamanı $\tau = 86$, yerleştirme boyutu $m = 4$ olarak bulundu. Bu değerler girilerek çizilen çeker şekil 4.22’de görülmektedir.



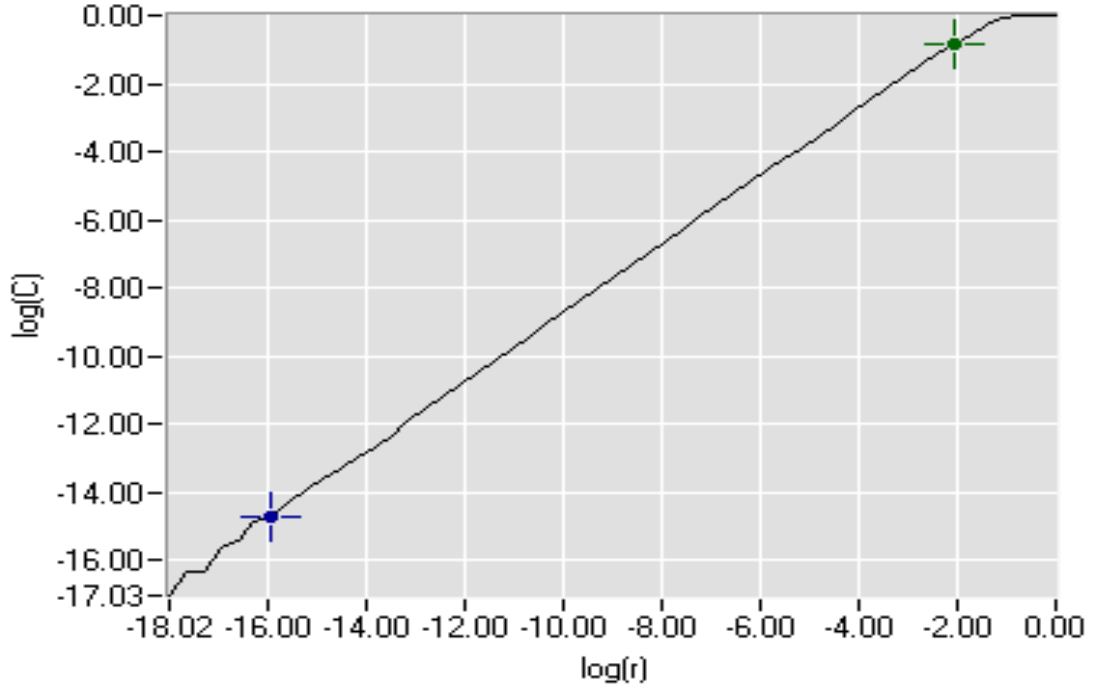
Şekil 4.21: I. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çeker.



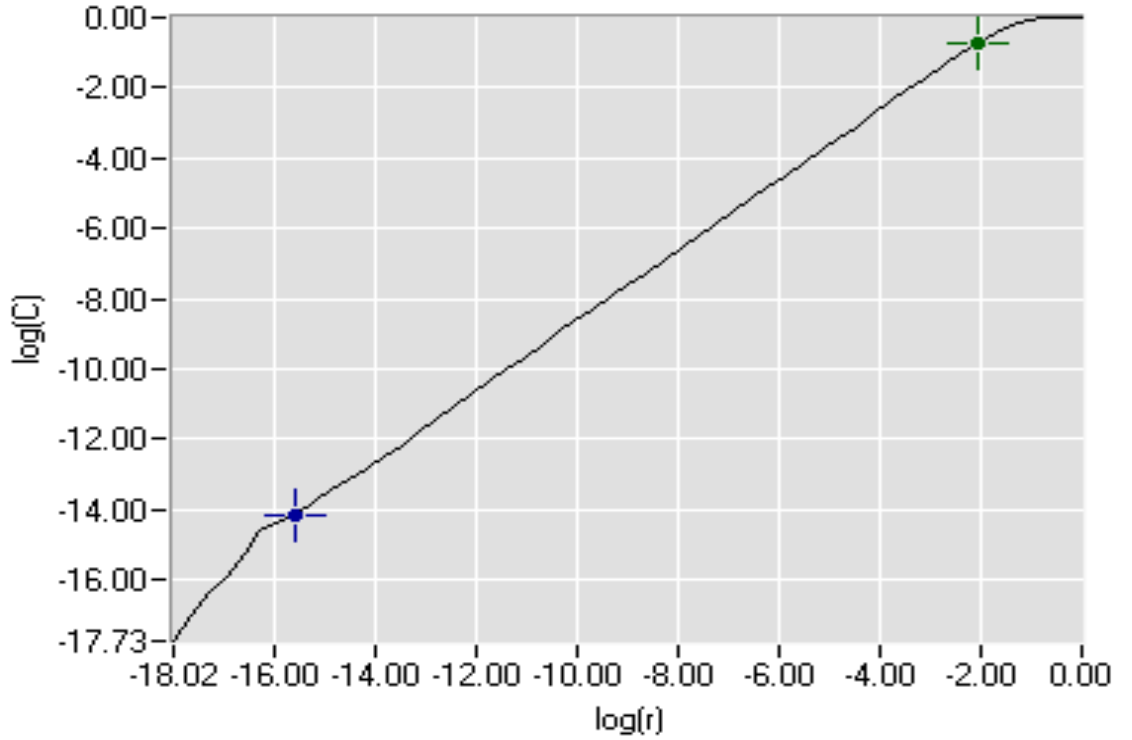
Şekil 4.22: II. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çeker.

Yukarıdaki şekillerde, hastalara ait EEG sinyallerinin zaman serilerinden elde edilen çekerlerin kaotik yapı gösterdikleri görülüyor. Sistemin kaotik olma durumunda emin olmamız için çekerlerin fraktal bir boyuta ve Lyapunov üstellerinde en az bir tanesinin pozitif bir değerde olması gerekir.

Çekerlerin boyutları için $\log(C)$ - $\log(r)$ grafiğinde seçilen ölçekleme bölgesinin eğimi alınarak korelasyon boyutları hesaplandı. Seçilen ölçekleme bölgesinin lineer olmasına dikkat edildi. Çekerlerin boyutlarının tam sayı olmaması, çekerlerin fraktal geometriye sahip olduğunu gösteriyor. Çekerlerin boyut hesaplamaları şekil 4.9 ve şekil 4.10'da verilmektedir.

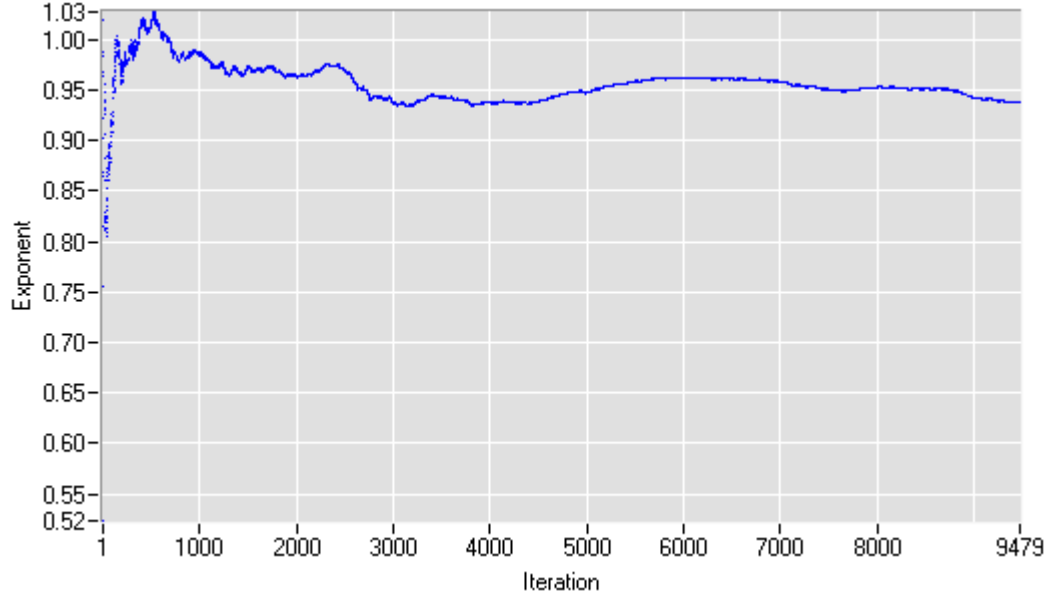


Şekil 4.23: I. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çekerin boyutu (D_c): 0.98982

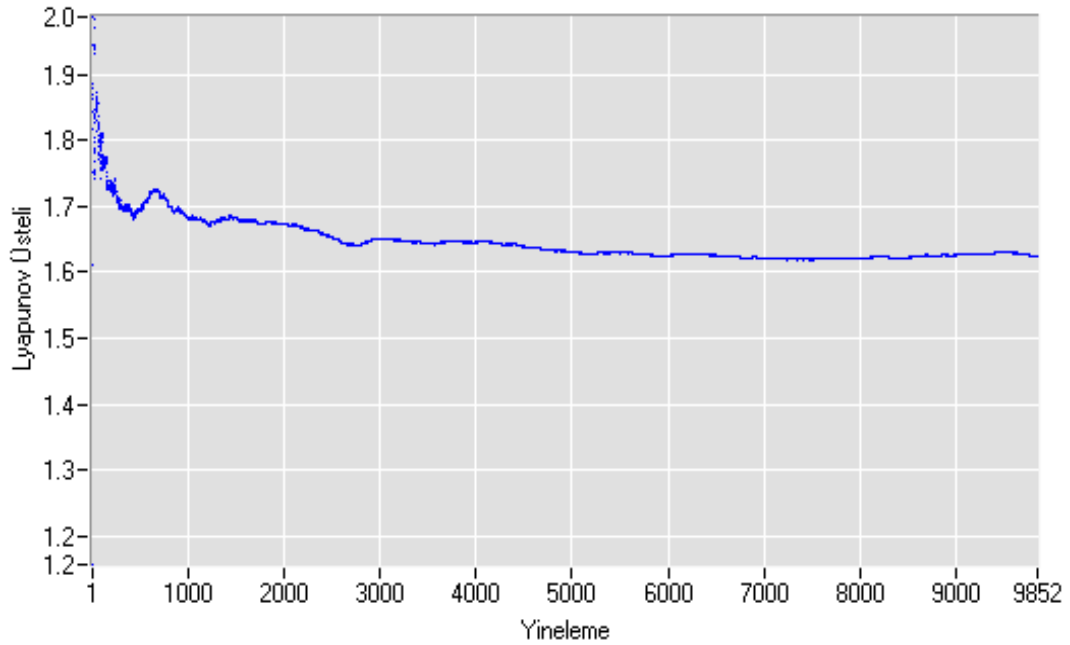


Şekil 4.24: II. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyalinin zaman serisinden elde edilen çekerin boyutu (D_c): 0.99362

Sistem sahip olduğu yerleştirme boyutu (m) kadar Lyapunov üstellerine sahiptir. Şekil 4.25 ve Şekil 4.26'te hesaplanan Lyapunov üstellerini vermektedir.



Őekil 4.25: I. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmıř EEG sinyalinin zaman serisinden hesaplanan en bűyűk Lyapunov űsteli: $\lambda_1 = 1.01403$



Őekil 4.26: II. Hastaya ait, FP2-F4 kanallarından alınmıř EEG sinyalinin zaman serisinden hesaplanan en bűyűk Lyapunov űsteli: $\lambda_1 = 1.623749$

Bulunan bu sonuçlardan Lyapunov üstellerinde en azında birisinin pozitif çıkması hastalardan elde edilen EEG sinyallerinin kaotik olduğunu gösteriyor. En büyük Lyapunov üsteli aynı zamanda kaotik sistemin en temel özelliği olan “başlangıç koşullarına hassas bağlılığın” niceliksel bir değerini ifade etmektedir.

Bir ay önce nöbet geçirmiş olan I. Hasta ve ilaç tedavisi gören ve üç yıl önce nöbet geçirmiş olan II. Hasta için, FP1-F3 ve FP2-F4 kanallarından yakın bir zamanda verilmiş olan EEG sinyal verilerin zaman serileri analizinde ulaşılan bulguları daha iyi değerlendirebilmek için elde edilen zaman gecikmesi, yerleştirme boyutu, fraktal boyut ve en büyük Lyapunov üstelleri değerlerini bir tablo halinde verebiliriz.

Denek	Gecikme Zamanı (τ)	Yerleştirme Boyutu (m)	En Büyük Lyapunov Üsteli (λ_1)	Fraktal Boyut (D_c)
I.hasta (FP1-F3 kanalları)	130	5	0.937787	0.97235
II. hasta (FP1-F3 kanalları)	97	5	1.328319	0.99507
I.Hasta (FP2-F4 kanalları)	168	5	1.01403	0.98982
II. Hasta (FP2-F4 kanalları)	49	4	1.623749	0.99362

Tablo 4.1: İki hastanın EEG sinyallerinden elde edilen zaman serilerin analizi ile ulaşılan toplu sonuçlar

Tablo 4.1’de verilen en büyük Lyapunov üstelleri değerlerinden epileptik hastaların EEG sinyallerinin kaotik özellik taşıdığını ve bu bulgunun daha önce yapılan çalışmalarla [3,6,8] uyumluluk gösterdiğini görüyoruz.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu tezde, EEG sinyallerinin kaotik dinamik bir sistem olan beynin aktivitelerinin belirlenmesindeki önemi EEG sinyallerinin en büyük Lyapunov üstellerinin hesaplanmasıyla gözden geçirilmiştir.

Tez çalışmasının genel kısımlar bölümünde; dinamik sistemler özetlendi, faz uzayının yeniden yapılaşması, Lorenz çekeri ve kaotik bir sistemin özellikleri, bir sistemin kaotik özelliğini belirlemede önemli bir payı olan Lyapunov üstelleri ve beynin elektriksel aktiviteleri hakkında bize ipuçları veren EEG sinyalleri hakkında teorik bilgi verildi ve tarihsel gelişimleri anlatıldı.

Malzeme ve Yöntemler bölümünde; kaotik zaman serisi analiz yöntemi kısaca tanıtıldı. Faz uzayını yeniden yapılandırmak için gerekli parametrelerden yerleştirme boyutu ile ' τ ' gecikme zamanı hakkında bilgi verildi. Yerleştirme boyutu değerini bulmak için kullanılan 'en yakın yanlış komşuluklar yöntemi' ile ' τ ' gecikme zamanı değerini bulmak için kullanılan 'otokorelasyon fonksiyonu' ve 'karşılıklı bilgi fonksiyonu' anlatıldı. Bu parametrelere dayanarak çekeri çizilecek sistemlerin kaotik olup olmadığını belirlemede kullanılan fraktal boyut (krolasyon boyutu) ile kaotik sistemlerin en önemli belirleyici özelliği olan 'başlangıç koşullarına hassas duyarlılık' ölçüsünü veren Lyapunov üstellerinin hesaplama yöntemleri aktarıldı.

Tez çalışmasının Bulgular bölümünde; bir ay önce epileptik nöbet geçirmiş olan I. hasta ve ilaç tedavisi gören, üç yıldır nöbet geçirmeyen II. hasta için yakın bir zamanda verilmiş olan, kafatasında sol ön bölgede bulunan FP1-F3 ve sağ ön bölgede bulunan FP2-F4 kanallarından alınmış EEG sinyallerine ait zaman serilerinin [6] analizleri yapıldı. Başlangıçta bu zaman serilerinin grafikleri çizildi. Sonra zaman serileri için yeniden yapılanan faz uzayı yerleştirme boyutları (m) ile gecikme zamanları (τ) bulundu. Bu parametreleri kullanarak farklı kanallar için faz uzayındaki çekerleri çizildi. Daha sonra her bir çekerin fraktal boyutlarıyla en büyük Lyapunov üstelleri hesaplandı. Bütün bu grafik çizimleri ile hesaplamalar NDT "Nonlinear Dynamics Toolbox" bilgisayar programı aracılığıyla yapıldı. Her bir hasta ve her bir kanallar için

bulduğumuz en büyük Lyapunov üsteli değerlerini aşağıdaki tabloda görüldüğü şekilde sınıflandırdığımızda:

Denek	En Büyük Lyapunov Üsteli (λ_1)	
	FP1-F3 kanalları (Sol Ön Bölge)	FP2-F4 kanalları (Sağ Ön Bölge)
I.hasta (bir ay öce nöbet geçirmiş)	0.937787	1.01403
II. hasta (üç yıl önce nöbet geçirmiş)	1.328319	1.623749

Tablo: 5.1: En büyük Lyapunov üsteli değerlerinin sınıflandırılması

Tablo 5.1’de görüldüğü gibi en büyük Lyapunov üsteli değerleri her iki hasta için pozitif bulunmuştur. En büyük Lyapunov üsteli değerinin pozitif olmasının kaotik durumu gösterdiği bilinmektedir[3,6,8]. Bu çalışmaların ortak bir sonucu olan beynin kaotik bir yapıya sahip olduğu, karmaşık bir ağ sistemi oluşturduğu sonucunun , bu tezin sonuçlarıyla da tekrarlandığı görülmüştür.

Bir ay önce epileptik nöbet geçirmiş olan I. Hastanın en büyük Lyapunov üsteli değerleri, ölçüm alınan her iki kanal için de (FP1-F3 ve FP2-F4), üç yıl önce epileptik nöbet geçirmiş olan II. hasta ile karşılaştırıldığında daha düşük bulunmuştur. I. Hastanın epilepsi hastalığının seyrinin daha ağır olduğu bilinmektedir [6]. Bu sonuç, epilepsi hastalığına daha ağır maruz kalan ve hastalığın etkisini hala sürdürmekte olan beyinin daha az kaotik olduğunu göstermektedir ve FP1-F3 ve FP2-F4 kanalları için elde edilen bu bulgu, daha önce bu konuda yapılan bir çalışmayla örtüşmektedir [6].

Kafatasının sol ön bölgesinde bulunan FP1-F3 ve sağ ön bölgesinde bulunan FP2-F4 kanallarından alınan EEG sinyallerinin en büyük Lyapunov üsteli değerlerini karşılaştırdığımızda, her iki hasta için de hesaplanan değerlerin FP1-F3 kanallarından daha düşük bulunduğu görülüyor. Hesapladığımız en büyük Lyapunov üstelinin FP2-F4 kanalında daha yüksek bulunması, dolayısıyla bu kanalın bulunduğu beynin sağ tarafının daha kaotik olduğunun belirlenmesi, benzer bir çalışmaya paralel olarak [46] her iki hastanın sağ beyin bölgelerinin epilepsi hastalığına daha hafif maruz kaldığı sonucunu vermektedir.

Sonuç olarak, bu tezde yapılan en büyük Lyapunov üsteli hesaplamalarının, diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında sağlıklı bir şekilde yapıldığını görüyoruz. Ayrıca Lyapunov stellerinin, fizyolojik durumları birbirinden büyük farklılaşma göstermeyen iki epilepsi hastasından elde edilmiş EEG sinyallerindeki farklılaşmayı saptamada belirleyici olduğunu anlıyoruz. Temelde, matematikçiler ve teorik fizikçiler tarafından son yıllarda geliştirilen Lyapunov üsteli hesaplamalarının, fiziksel özellik gösteren dinamik sistemlerin küçük farklılaşmalarını analiz etmede, grafik üzerinden gözleme dayalı değerlendirmeden daha inanılır ve sağlıklı bir yöntem olduğu iddiasında bulunulabilir.

KAYNAKLAR

- [1] **THOMPSON, J. M. T. , STEWART, H. B.** 2002, *Nonlinear Dynamics And Chaos*, Wiley Publishers. **TIRNAKLI, U.**, 2007, “*Kaos Geçiş Eşiğindeki Dinamik Sistemler*”, ITAP-IARS Ders Notları
- [2] **LORENZ, E. N.**, 1963), *J. Atmos. Sci.* **20**, 130. **FARMER, J. D. CRUTCFIELD, J. P. FROEHLING, H. PACKARD N. H.** 1980, “*On Determining the Dimension of Chaotic Flows*”, 357, 453.
- [3] **KOÇAK, K.**, 1996, “*Kaotik davranış kriteri olarak fraktal boyut değişimi ve dinamik sistemlere uygulanması*”, Tez (Doktora), İstanbul Teknik Üniversitesi. **YILMAZ, D. ve GULER, N. F.**, 2006, “*Kaotik Zaman Serisinin Analizi Üzerine Bir Araştırma*”, Gazi Üniversitesi Müh. Fak. Dergisi
- [4] **RIZAOĞLU, E. SÜNEL, N.** 2008, *Klasik Mekanik*, Okutman Yayınları
- [5] **AKILLI, M.**, 2009, “*Lyapunov Üstelleri ve Q-istatistik*”, Tez (Yüksek Lisans), İstanbul Üniversitesi
- [6] **KUTLU, N. ZEREN, T. YILMAZ, H. AKILLI, M. YALÇIN G. C., YILMAZ, A. AKDENİZ K. G.** 2009, “*Sağlak Epileptik Hastaların EEG Sinyallerinin Doğrusalsızlık Analizlerinin Lateralizasyon ile İlişkisi*”, Celal Bayar Üniversitesi Tıp Fakültesi, İstanbul Üniversitesi
- [7] **YALÇIN, G.Ç.**, 2005, “*Kaotik Fiziksel Sistemler ve Acayip Çekiciler*”, Tez (Yüksek Lisans), İstanbul Üniversitesi.
- [8] **QUIROGA, R. Q.**, 1998, “*Quantitative Analysis of EEG Signals: Time Frequency Methods and Chaos Theory*”, Tez (Doktora), Medical University, Lübek.
- [9] **SCHEİNERMAN, E. R.** 2000, “*Invitations to Dynamical Systems*”, The John Hopkins University, USA.
- [10] **SHUSTER H. G.**, ,1998, “*Deterministic Chaos*”, VCH Publishers, New York, USA.
- [11] **GLEICK, J.**, 1995, “*Kaos*”, TÜBİTAK Yayınları, 15, Ankara.
- [12] **AKDENİZ, G.**, 2007, “*7 Hariç*”, Everest Yayınları, İstanbul

- [13] **STEWART**, I. 2000, “*Lorenz Attractor Exist*”, Nature Magazine, University of Warwick, UK.
- [14] **RAPPORT**, A., 2008, “*Lyapunov Exponents*”, Dynamical Systems Seminar, Weizmann Institute of Science, İsrail.
- [15] **ZEREN**, T., **ÖZBEK**, M., **EKERBİÇER**, N. ve **AKDENİZ**, K.G., 2003, “*An Observation on the Rat Pneumocardiogram with Nonlinear Structure*”, Turkish Journal of Biochemistry”, 28 (3),194.
- [16] **KENNEL**, M.B., **BROWN**, R. ve **ABARBANEL** H.D.I., 1992, “*Determining Embedding Dimension for Phase-Space Reconstruction Using a Geometric Construction*”, Physical Review A, 45: 3403—3411.
- [17] **SPROTT**, J.C., 2003, “*Chaos and Time-Series Analysis*”, Oxford University Pres.
- [18] **BRADLEY** L. 2010, “*Strange Attractors, Seminar*”, The John Hopkins University, USA.
- [19] **TSALLIS**, J. 1988, “*Stat. Phys.*”. g52, 479
- [20] **ECKERMAN**, J. P. ve **RUELLE**, D., 1985, “*Ergodic Theory of Chaos and Strange Attractors*”, Reviews of Modern Physics, Cilt 57, No 3, 617-656.
- [21] **LEONIDAS**, D. **IASEMIDAS**, J. and **SACKELLARES**, C., 1996, “*Chaos Theory and Epilepsy*”, University of Florida, USA
- [22] **LOPES da SILVA** F. 1987, “*EEG analysis: theory and practice; Computer-assisted EEG diagnosis: pattern recognition techniques. In: Niedermeyer E, Lopes da Silve F, editors. Electroencephalography; basic principles, clinical applications and related fields*”, 2nd ed. Baltimore: Urban & Schwarzenburg; 871-919.
- [23] **JANSEN**, BH. “*Is it and so what? A critical review of EEG-chaos*”. In: Duke DW, Pritchard WS, editors. “*Measuring chaos in the human brain*”. Singapore: World Scientific 1991;49-82.
- [24] **BASAR**, E, **FLOHR**, H. **HAKEN**, H, **MANDEL**, AJ. 1983, “*Synergetics of the brain*”, Berlin: Springer-Verlag.
- [25] **ROSE-GRANT** AD, **KIM** VW. 1994, “*Type III intermittency: a nonlinear dynamic model of EEG burst suppression*”, Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol;90:17-23.

- [26] **FREEMAN**, WJ. 1987, “*Simulation of chaotic EEG patterns with a dynamic model of the olfactory system*”, Biol Cybern;56:139-150.
- [27] **FREEMAN** WJ. 1988, “*Strange attractors that govern mammalian brain dynamics shown by trajectories of electroencephalography (EEG) potentials*”, IEEE Trans Cas;35:781-784.
- [28] **BERGER**, H. 1929, “*Das Elektrenkephalogram des Menschen*”, Arch. Psychiat. Nervenkr”; 87:527-570
- [29] **STERAIDE**, **M. GLOOR**, **P. LLINAS**, **RP. LOPES da SILVA** FH. And **MESULAM**, MM. 1990, “*Basic Mechanisms of Cerebral Rhythmic Activities*”, Electr. Clin. Neurophysiol;76: 481-508.
- [30] **HUFFEL**, V.S. <http://www.esat.kuleuven.be/sista/members/biomed>, Biomed Research Group, Katholieke Universiteit Leuven
- [31] **REILLY**, E. 1993, “*EEG Recording and Operation of the Apparatus*”, In: E. **NEIDERMEYER** and F. H. **LOPES da SILVA** (eds). “*Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*”. Baltimore: Williams and Wilkins 3rd. pp: 104-124.
- [32] **ARROYO**, S. **LESSER**, R. **GORDON**, B. **FISHER**, R. And **UEMATSU**, S. 1993, “*Subdural Electrodes*”. In: **NEIDERMEYER**, E., and F. H. **LOPES da SILVA** (eds). “*Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*”, Baltimore: Williams and Wilkins 3rd ed., pp:701-711.
- [33] **GRAY**, C. And **SINGER**, W. 1989, “*Stimulus-specific Neuronal Oscillations in Relation Colomns of Cat Visual Cortex*”, Proc. Natl. Acad. Sci. USA; 86: 1698-1702.
- [34] **YAMAMOTO**, Y., 1999, “*Detection of Chaos and Fractals from Experimental Time Series*”, Modern Techniques in Neuroscience Research, Editör: WIMDHURST, U, ve H. JOHANSON, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York Tokyo, 669-687.
- [35] **BUZUG**, T., **PFITSER** 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.
- [36] **FRASER**, A.M., **SWINNEY**, H.L., 1986, “*Independent coordinates for strange attractors from mutual information*”, Physical Review A, 33(2), 1134-1140
- [37] **UZEL**, S., 2008, “*Zaman Serisi Analizi Yöntemi üzerine Bir Uygulama*”, Tez (Yüksek Lisans), Yıldız Teknik Üniversitesi.

- [38] **MANDELBROT**, B.B., 1982, "*The Fractal Geometry of Nature*" W.H. Freeman, New York.
- [39] **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.
- [40] **GOTMAN**, J. **IVES JR.**, **GLOOR**, P. 1985, "*Long-term Monitoring in Epilepsy*" *Electr. Clin. Neurophysiol. Suppl.* 37, 1985.
- [41] **KAPLAN**, P.W. **LESSER**, R.P. 1990, "*Long-term Monitoring*", In: DALY, DD, PEDLEY TA, eds. *Current Practice of Clinical Electrophalography*, 2nd. Edition. New York: Raven Press: 513-534.
- [42] **MEIRKORD**, H. **WILL**, B. **FISH**, D. **SHOVONE**, S. 1991, "*The Clinical Features and Prognosis of Pseudoseizures Diagnosed Using video EEG Telemetry*", *Neurology*; 41: 1643-1646.
- [43] **PORTER**, R.J. **SATO**, S. 1993, "*Prolonged EEG and Video Monitoring in The Diagnosis of Seizure Disorders*", In: E. **NEIDERMEYER**, and F. H. **LOPES da SILVA**, eds. *Electroencephalography*. 3rd Edition. Baltimore: Williams and Wilkins: 729-738.
- [44] **QUIROGA**, Q. R. **PIRRA**, L. **PODESTA**, C. **LEIGUARDA**, R. And **RABINOWICZ**, 1997, "*A. Time Distribution of Epileptic Seizures During Video-EEG Monitoring*", *Implications for Health Insurance System in Developing Countries*. *Seizure*; 6: 475-477.
- [45] **YALÇIN**, G.Ç. ve **AKDENİZ** K.G., 2007, "*Lyapunov Exponents and Chaotic CLDW Physiological System*", *International Congress Nonlinear Dynamical Analysis*, June 2007, Saint Petersburg.
- [46] Ji-Wu **ZANG**, **CHONG-Xun ZHENG**, Da-**ZONG JIANG**, 1998, "*EEG Complexity Measurement of Focal Ischemic Cerebral Injury*" Xi'an Jiaotong University, China

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Nazmi YILMAZ

Doğum Tarihi ve Yeri : 18.09.1979 DÜZCE

E-posta : nazmim79@hotmail.com

İş : Eylül 2007– Halen, Koç Üniversitesi, İstanbul,
Fizik Bölümü Eğitim Laboratuvarları Sorumlusu

Mart 2006 – Ekim 2006, Oaks Park Koleji, İngiltere,
Fizik Bölümü Laboratuvar Sorumlusu

Ocak 2005 – Mart 2006, Valentines Koleji, İngiltere,
Fizik Bölümü Laboratuvar Sorumlusu

Eylül 2004 – Ekim 2006, Anysubject Eğitim Ajansı, İngiltere,
Fen Bilgisi ve Fizik Öğretmeni

Nisan 2000 – Şubat 2001, S. Ş. Yolcu İ.Ö.O., İstanbul, Fen
Bilgisi ve İngilizce Öğretmeni

Eğitim : 1995-2000 İstanbul Üniversitesi, Fizik Bölümü

Yabancı Dil : İngilizce