



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

EEG ZAMAN SERİLERİNDE ZAYIF SİNYALLER

Mahmut AKILLI

Fizik Anabilim Dalı

Yüksek Enerji ve Plazma Fiziği Programı

Danışman

Prof. Dr. K. Gediz AKDENİZ

Ekim, 2013

İSTANBUL



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

EEG ZAMAN SERİLERİNDE ZAYIF SİNYALLER

Mahmut AKILLI

Fizik Anabilim Dalı

Yüksek Enerji ve Plazma Fiziği Programı

Danışman

Prof. Dr. K. Gediz AKDENİZ

Ekim, 2013

İSTANBUL

Bu çalışma 24/10/2013 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizik Anabilim Dalı Yüksek Enerji ve Plazma Fiziği programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi



Prof. Dr. Gediz AKDENİZ
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi



Prof. Dr. Haşim MUTUŞ
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi



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



Yard. Doç. Dr. Zeynep Ç. ÖNEM
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi



Prof. Dr. Handan GÜRBÜZ
Yıldız Teknik Üniversitesi
Fen Edebiyat Fakültesi

ÖNSÖZ

Yüksek Lisans ve Doktora öğrenimim sırasında ve yürüttüğüm tez çalışmalarım boyunca birikim ve tecübelerinden faydalandığım, gösterdiği her türlü destek ve katkılarından dolayı çok değerli hocam Prof.Dr.K.Gediz AKDENİZ'e en içten duygularıyla teşekkür ederim.

Celal Bayar Üniversitesi Tıp Fakültesinde çalışma grubumuzda yer alan ve tezde kullandığım EEG datalarını sağlayan Sayın Prof.Dr Necip KUTLU, Doç Dr.Tamer ZEREN ve Prof.Dr Hikmet YILMAZ'a teşekkür eder ve şükranlarımı sunarım.

Bu çalışma boyunca özellikle yardımlarını esirgemeyen ve katkı sunan Yrd.Doc.Dr. Ayberk YILMAZ ve Nazmi YILMAZ arkadaşlara teşekkür etmeyi bir borç bilirim. Ayrıca çeşitli konularda destek veren Dr.Çiğdem YALÇIN, Dr.Fatma AYDOĞMUŞ ve Yılmaz AĞBULUT arkadaşlara da teşekkür ederim.

24 Ekim, 2013

Mahmut AKILLI

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
ÖNSÖZ.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ŞEKİL LİSTESİ.....	iv
TABLO LİSTESİ.....	ix
SEMBOL LİSTESİ.....	x
ÖZET	xi
SUMMARY.....	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL KISIMLAR	5
2.1. ZAYIF SİNYALLER	5
2.2. ELEKTROENSEFALOGRAFİ (EEG) DALGALARI	9
2.3. SİNYALLERİN İŞLEME YÖNTEMLERİ	14
2.3.1. Fourier Analizi	15
2.3.2. Kısa Süreli Fourier Dönüşümü	15
2.3.3. Dalgacık Dönüşümü	16
2.3.3.1. Sürekli Dalgacık Dönüşümü	17
2.3.3.2. Ayrık Dalgacık Dönüşümü	20
2.3.4. Yerleştirme Teoremi (Lyapunov Üstelleri)	21

3. MALZEME VE YÖNTEM.....	24
3.1. DUFFİNG DENKLEMİNE DAYALI ZAYIF SİNYAL ARAMA YÖNTEMİ..	24
3.1.1. Çatallaşma (Bifurcation) Süreci	28
3.2. UYGULAMALAR (SİMÜLASYON DENEYLERİ)	33
3.2.1. Kaotik Osilatörlerin Dizisi	40
3.2.2. Zayıf Periyodik Sinyaller ve Lyapunov Üstelleri	42
4. BULGULAR.....	43
4.1. Hasta1'in FP1-F3 Kanalından Zayıf Periyodik Sinyal Araştırması	46
4.1.1. Zayıf Periyodik Sinyal Genliğini Bulma Tekniği	51
4.2. Hasta2'in FP1-F3 Kanalından Zayıf Periyodik Sinyal Araştırması	56
4.3. Hasta1'in FP2-F4 Kanalından Zayıf Periyodik Sinyal Araştırması	64
4.4. Hasta2'in FP2-F4 Kanalından Zayıf Periyodik Sinyal Araştırması	72
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	82
KAYNAKLAR.....	86
ÖZGEÇMİŞ.....	90

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1	: Periyodik bir dalga (sinyal) şekli.....	5
Şekil 2.2	: Üç Bileşen Sismogram Kaydı (30.07.2005 21:45:00 M=5.3 Bala-Ankara)..	6
Şekil 2.3	: Belirlenecek dalgacık dizisi (a) Sismik propeksiyon dalgasında simüle edilerek oluşturulmuş $a(t)$ dalga fonksiyonunun dalga formu. (b) $a(t)$ tarafında oluşturulmuş periyodik dalgacık dizisi $rW(t)$. (c) Stokastik gürültü içine gömülmüş $rW(t)$	8
Şekil 2.4	: Sistemin kritik kaotik faz durumu.....	8
Şekil 2.5	: Sistemin large-scale periyodik faz durumu.....	8
Şekil 2.6	: EEG Sinyali kaydında, elektrotların kafatası yüzeyine 10–20 yöntemi ile montajı.....	10
Şekil 2.7	: F ön kısım, C orta kısım, P paryetal (kafanın tepesinin lateral çevresini oluşturan, çift ve simetrik yassı kemik), T şakak kemiği, O oksipital ve A kulak memesini ifade eder.....	11
Şekil 2.8	: EEG Dalga Şekiller.....	12
Şekil 2.9	: Epileptik bir hasta ile Normal bir insanın EEG sinyalleri.....	13
Şekil 2.10	: Yaşın EEG üzerine etkisi.....	13
Şekil 2.11	: Uyku durumunun EEG üzerine etkisi	13
Şekil 2.12	: Tümörlü hastanın EEG'si.....	13
Şekil 2.13	: Kısa Süreli Fourier Dönüşümü.....	16
Şekil 2.14	: Meksika şapkası dalgacığı.....	18
Şekil 2.15	: Meyer dalgacığı.....	18
Şekil 2.16	: Morlet dalgacığı.....	18
Şekil 2.17	: Gauss dalgacığı.....	18
Şekil 2.18	: Haar dalgacığı	19
Şekil 2.19	: Daubechies dalgacıkları.....	19
Şekil 2.20	: Dalgacık fonksiyonun sinyal üzerinde kaydırılması (a) Başlangıç durumu (b) Sağa kaydırılmış durum	19
Şekil 2.21	: Ölçeğin değiştirilmesi.....	19
Şekil 2.22	: Ayrık dalgacık dönüşümün Mallat algoritması ile gerçekleşmesi işlemi.....	20
Şekil 2.23	: Yerleştirme Teoremine ait zaman serisi analiz işlemleri.....	22
Şekil 2.24	: Lyapunov üstelinin hesaplanması.....	23
Şekil 3.1	: Duffing Osilatör Sisteminin diyagramlarının faz durumları (a) Kaotik faz durumu (b) Kritik kaotik faz durumu (c) Büyük-ölçekli periyodik faz durumu.....	24
Şekil 3.2	: Bir sinyal için gerçek zayıf sinyal (beyaz eğri) ve gürültü veri (siyah eğri).....	27
Şekil 3.3	: Pertübe edilmemiş Duffing sistemi için yörünge yapısı	28
Şekil 3.4	: Noktalı çizgi pertübe edilmemiş q_0^1 yörüngeyi göstermektedir. Kalın çizgi ise $\delta = 0.5$ ve $\gamma = 0.82563$ değerleri için çizilmiş \hat{q}_0^1 yörüngesini gösteriyor. A^-A^+ laminer uzunluğu belirleyen bir kesittir.....	29
Şekil 3.5	: Zaman fonksiyonları olarak q_0^1 ve \hat{q}_0^1 'nin X-koordinatlarıdır. \hat{q}_0^1 için kalın çizgi ve q_0^1 için ise noktalı çizgi ile gösterilmektedir.....	29

Şekil 3.6	: $\gamma_c = 0.825$ için kritik kaotik faz durumu.....	33
Şekil 3.7	: $X(t)$ Zaman serisi.....	33
Şekil 3.8	: $a = 0.01, \Delta w = 0$ ve $\sigma = 0.2$ için faz diyagramı.....	34
Şekil 3.9	: $a = 0.01, \Delta w = 0$ ve $\sigma = 0.2$ için $X(t)$ Zaman serisi.....	34
Şekil 3.10	: $\varphi = \frac{\pi}{6}$ faz farkı için faz diyagramı.....	34
Şekil 3.11	: $a = 0.001, \Delta w = 0,$ ve $\sigma = 0.2$ büyük gürültü içindeki faz diyagramı.....	35
Şekil 3.12	: $a = 0.001, \Delta w = 0$ ve $\sigma = 0.02$ az gürültü içindeki faz diyagramı.....	35
Şekil 3.13	: $\left \frac{\Delta w}{w_0} \right = 0.001$ için faz diyagramı (large-scale periodic state).....	36
Şekil 3.14	: $\left \frac{\Delta w}{w_0} \right = 0.002$ için faz diyagramı.....	36
Şekil 3.15	: $\left \frac{\Delta w}{w_0} \right = 0.002$ için zaman serisi.....	36
Şekil 3.16	: $\left \frac{\Delta w}{w_0} \right = 0.003$ için faz diyagramı.....	37
Şekil 3.17	: $\left \frac{\Delta w}{w_0} \right = 0.003$ için zaman serisi.....	37
Şekil 3.18	: $\Delta w = 0$ için faz diyagramı (büyük genlikli sinyaller ve küçük gürültü şartı)...	37
Şekil 3.19	: $A(\tau)$ a periyodik salınım.....	38
Şekil 3.20	: $\Delta w = 0$ için faz diyagramı (zayıf sinyal ile a-periyodik salınım ve az gürültü şartı).....	39
Şekil 3.21	: $\Delta w = 0$ için $X(t)$ zaman serisi.....	39
Şekil 3.22	: Şekil3.8 ve Şekil3.20'deki yörüngelerin bant-genişliklerinin farklılık gösterimi.....	39
Şekil 3.23	: $w_{20} = 1.7535, w_{21} = 1.8061$ için zaman serisi.....	41
Şekil 3.24	: $w_{20} = 1.7535, w_{21} = 1.8061$ için faz diyagramı.....	41
Şekil 4.1	: Kritik kaotik faz durumundaki ($\gamma_c = 0.825$ ve $w_0 = 0.5$) Duffing osilatör Sisteminin a) Faz Diyagramı b) Zaman Serisi gösterimi.....	44
Şekil 4.2	: a) hasta1_FP1-F3 kanal-1 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-1 zaman serisi.....	46
Şekil 4.3	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-1)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.57$	46
Şekil 4.4	: a) hasta1_FP1-F3 kanal-2 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-2 zaman serisi.....	47
Şekil 4.5	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-2)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.549$	47
Şekil 4.6	: a) hasta1_FP1-F3 kanal-3 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-3 zaman serisi.....	48
Şekil 4.7	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-3)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.54$	48
Şekil 4.8	: a) hasta1_FP1-F3 kanal-4 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-4 zaman serisi.....	49
Şekil 4.9	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-4)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.54$	49
Şekil 4.10	: a) hasta1_FP1-F3 kanal-5 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-5 zaman serisi.....	50
Şekil 4.11	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-5)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.514$ $f = 8.18Hz$ $a = 110\mu V$	50

Şekil 4.12	: a) Şekil4.10b'nin yakın gösterimi b) Şekil4.11b'nin yakın gösterimi.....	51
Şekil 4.13	: $\gamma_c' = 0.8246$ için Duffing faz diyagramı	52
Şekil 4.14	: $\gamma_c' = 0.8245$ için Duffing faz diyagramı	52
Şekil 4.15	: a) hasta1_FP1-F3 kanal-6 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-6 zaman serisi.....	52
Şekil 4.16	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-6)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.54$ $f = 8.594Hz$ $a = 70\mu V$	53
Şekil 4.17	: a) hasta1_FP1 – F3 kanal – 7 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-7 zaman serisi.....	54
Şekil 4.18	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-7)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.538$ $f = 8.564Hz$ $a = 120\mu V$	54
Şekil 4.19	: a) hasta1_FP1-F3 kanal-8 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-8 zaman serisi.....	55
Şekil 4.20	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-8)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.5106$ $f = 8.126Hz$ $a = 130\mu V$	55
Şekil 4.21	: a) hasta2_FP1-F3 kanal-1 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-1 zaman serisi.....	56
Şekil 4.22	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-1)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.5108$	56
Şekil 4.23	: a) hasta2_FP1-F3 kanal-2 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-2 zaman serisi.....	57
Şekil 4.24	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-2)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.522$	57
Şekil 4.25	: a) hasta2_FP1-F3 kanal-3 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-3 zaman serisi.....	58
Şekil 4.26	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-3)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.528$ $f = 8.403Hz$ $a = 70\mu V$	58
Şekil 4.27	: a) hasta2_FP1-F3 kanal-4 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-4 zaman serisi.....	59
Şekil 4.28	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-4)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.52$	59
Şekil 4.29	: a) hasta2_FP1-F3 kanal-5 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-5 zaman serisi.....	60
Şekil 4.30	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-5)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.529$ $f = 8.419Hz$ $a = 80\mu V$	60
Şekil 4.31	: a) hasta2_FP1-F3 kanal-6 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-6 zaman serisi.....	61
Şekil 4.32	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-6)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.535$	61
Şekil 4.33	: a) hasta2_FP1-F3 kanal-7 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-7 zaman serisi.....	62
Şekil 4.34	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-7)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.523$ $f = 8.324Hz$ $a = 100\mu V$	62
Şekil 4.35	: a) hasta2_FP1-F3 kanal-8 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-8 zaman serisi.....	63

Şekil 4.36	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-8)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.52$ $f = 8.276Hz$ $a = 90\mu V$	63
Şekil 4.37	: a) hasta1_FP2-F4 kanal-1 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-1 zaman serisi	64
Şekil 4.38	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-1)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.535$ $f = 8.514Hz$ $a = 70\mu V$	64
Şekil 4.39	: a) hasta1_FP2-F4 kanal-2 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-2 zaman serisi.....	65
Şekil 4.40	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-2)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.548$ $f = 8.722Hz$ $a = 70\mu V$	65
Şekil 4.41	: a) hasta1_FP2-F4 kanal-3 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-3 zaman serisi.....	66
Şekil 4.42	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-3)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.53$ $f = 8.435Hz$ $a = 140\mu V$	66
Şekil 4.43	: a) hasta1_FP2-F4 kanal-4 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-4 zaman serisi	67
Şekil 4.44	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-4)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.5778$	67
Şekil 4.45	: a) hasta1_FP2-F4 kanal-5 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-5 zaman serisi	68
Şekil 4.46	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-5)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.527$ $f = 8.387Hz$ $a = 80\mu V$	68
Şekil 4.47	: a) hasta1_FP2-F4 kanal-6 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-6 zaman serisi.....	69
Şekil 4.48	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-6)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.554$ $f = 8.817Hz$ $a = 70\mu V$	69
Şekil 4.49	: a) hasta1_FP2-F4 kanal-7 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-7 zaman serisi	70
Şekil 4.50	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-7)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.528$ $f = 8.403Hz$ $a = 100\mu V$	70
Şekil 4.51	: a) hasta1_FP2-F4 kanal-8 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-8 zaman serisi	71
Şekil 4.52	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-8)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.52$ $f = 8.276Hz$ $a = 230\mu V$	71
Şekil 4.53	: a) hasta2_FP2-F4 kanal-1 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-1 zaman serisi	72
Şekil 4.54	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-1)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.547$ $f = 8.705Hz$ $a = 70\mu V$	72
Şekil 4.55	: a) hasta2_FP2-F4 kanal-2 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-2 zaman serisi	73

Şekil 4.56	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-2)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.537$ $f = 8.546Hz$ $a = 130\mu V$	73
Şekil 4.57	: a) hasta2_FP2-F4 kanal-3 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-3 zaman serisi	74
Şekil 4.58	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-3)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.592$	74
Şekil 4.59	: a) hasta2_FP2-F4 kanal-4 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-4 zaman serisi	75
Şekil 4.60	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-4)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.546$ $f = 8.689Hz$ $a = 140\mu V$	75
Şekil 4.61	: a) hasta2_FP2-F4 kanal-5 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-5 zaman serisi	76
Şekil 4.62	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-5)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.515$ $f = 8.196Hz$ $a = 70\mu V$	76
Şekil 4.63	: a) hasta2_FP2-F4 kanal-6 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-6 zaman serisi	77
Şekil 4.64	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-6)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.535$ $f = 8.514Hz$ $a = 120\mu V$	77
Şekil 4.65	: a) hasta2_FP2-F4 kanal-7 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-7 zaman serisi	78
Şekil 4.66	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-7)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.512$ $f = 8.148Hz$ $a = 210\mu V$	78
Şekil 4.67	: a) hasta2_FP2-F4 kanal-8 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-8 zaman serisi	79
Şekil 4.68	: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-8)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.577$ $f = 9.183Hz$ $a = 120\mu V$	79

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1	: Normal ve Anormal kişilerin EEG'sinin belirli bir data uzunluğu alınarak hesaplanmış en büyük Lyapunov üstelleri	23
Tablo 3.1	: Duffing denklemi Rutta-Kutta yöntemiyle elde edilecek nümerik çözümleri için seçilen h adım aralığına bağlı olarak tespit edilen γ_c kritik değerleri	27
Tablo 4.1	: Tabloda gösterilen kanalların data aralıklarından alınarak oluşturulmuş EEG zaman serilerinin en büyük Lyapunov üstellerinin değerleri Wolf algoritması kullanarak hesaplanmıştı	45
Tablo 4.2	: Hasta1 ve Hasta2'nin FP1-F3 ve FP2-F4 kanallarından elde edilen zayıf periyodik sinyallerinin frekans(f) ve genlik(a) değerlerinin tablo gösterimi.....	80
Tablo 4.3	: Hasta1 ve Hasta2'nin FP1-F3 ve FP2-F4 kanallarından elde edilen zayıf periyodik sinyallerinin frekans (f) değerleri ve hesaplanılan en büyük Lyapunov (λ) üstellerinin tablo gösterimi	81

SEMBOL LİSTESİ

ω	: Açısal frekans
f	: Frekans
T	: Periyot
EEG	: Elektroensefografi
μV	: mikrovolt
Hz	: Hertz
F	: Frontal
C	: Central
P	: Occipital
A	: Kulak, toprak
FP1-F3	: Beynin sol üst ön kısmı
FP2-F4	: Beynin sağ üst ön kısmı
$w(t)$: Kısa süreli Fourier dönüşümünde kullanılan zaman pencere fonksiyonu
SWT	: Sürekli Dalgacık Dönüşümü
$\psi_{b,a}(t)$: Sürekli Dalgacık Dönüşümünde tanımlanmış bir pencere dalgacık fonksiyonu
DWT	: Ayrık Dalgacık Dönüşümü
cA	: Ayrık Dalgacık Dönüşümündeki alçak frekans bileşenine yaklaşımlar (approximations)
cD	: Ayrık Dalgacık Dönüşümündeki yüksek frekans bileşenine detaylar (datails)
λ	: Lyapunov Üstelli
δ	: Duffing denklemindeki sönümlü katsayısı
γ	: Duffing denklemindeki referans sinyalin genliği
γ_c	: Duffing denkleminde belirlenmiş kritik genlik değeri
$S(t)$: Duffing denkleminde inceleyeceğimiz sinyal
$s(\tau)$: Zayıf periyodik sinyal
$y(\tau)$: Gaussian gürültüsü
Δw	: Açısal frekans farkı
q_i	: Duffing faz diyagramındaki iç yörünge
q_0	: Duffing faz diyagramındaki dış yörünge
$M(\emptyset)$: Melnikov fonksiyonu
a	: Zayıf periyodik sinyalin genliği
φ	: Faz farkı

ÖZET

EEG ZAMAN SERİLERİNDE ZAYIF SİNYALLER

Duffing denklemine dayalı olarak geliştirilen zayıf sinyal arama yöntemi öz itibarıyla, nonlineer dinamik sistemlerin a-periyodik salınımlarının faz uzayına dayanır; kaotik sistemlerin ‘başlangıç koşullarına olan hassas duyarlılığından hareketle, sistemi dışarıdan uyarma (tedirgin etme) durumlarının faz uzayında meydana getirdiği olası değişimleri gözlemleyerek zayıf periyodik sinyallerin varlığı algılanmaya çalışıldı. Bu tekniğin matematiksel temeli, nasıl kullanıldığı ve diğer sinyal işleme yöntemlerinden farklılığı bu çalışmada ele alındı.

Bu tezde, kaotik fiziksel bir dinamik sistemin yapısındaki olası zayıf periyodik sinyallerin (küçük genlikli periyodik salınımların) varlığını Duffing Denklemine dayalı olarak geliştirilen bu yöntem ile araştırıldı. Bunun için öncesinde zayıf periyodik sinyallere ilişkin yapılmış bir simülasyon deneyi incelendi, ve ayrıca bu yöntemin geçerliğini test etmek için simülasyon deney çalışmaları yapıldı. Yaygın olarak kullanılan diğer sinyal işleme yöntemleri konusunda da bilgi verildi. Bu çalışmada, epilepsi tanısı konan ve anamnezi alınan nöbet geçiren-geçirmeyen sağ eli kullanan hastaların standart çekilen EEG kayıtları kullanıldı. Bu EEG sinyalleri incelenerek, “nonlineer dinamik sistemlerde zayıf periyodik sinyaller var mıdır?” sorusuna cevap arandı.

Bu çalışma sonucunda, EEG zaman serilerinde zayıf periyodik sinyallerin varlığı gözlemlendi. Bulunan zayıf periyodik sinyallerin frekans ve genlik değerleri hesaplandı. Duffing denklemine dayalı olarak Dinamik Sistemler için geliştirilmiş bu zayıf periyodik sinyal arama yönteminin diğer yöntemlerden farklılığı konusunda bir değerlendirme yapıldı. EEG sinyallerine ilişkin ulaşılan bu sonuçların epilepsi hastalığı açısından bir tartışması yapıldı.

SUMMARY

WEAK SIGNALS IN EEG TIME SERIES

The method we used in this thesis is based on the duffing equation and depends on the phase-state of chaotic vibrators of the nonlinear dynamic systems. The presence of weak periodic signals were studied using the principle of sensitive dependance on initial conditions of a chaotic system,by observing the possible changes in the phase state due to excitation of a nonlinear dynamic system from outside. The mathematical background of this method, its applications and its difference from other signal analysing methods were discussed.

In this thesis, we investigated the presence of weak periodic signals (low amplitude periodic oscillations) in physical dynamic systems with this Duffing equation based method. First, we analysed a simulation experiment on weak periodic signals and tested the reliability of this method by performing our own simulation experiment. Then, we examined other common signal analysing methods. As a real data, EEG recordings of two right-handed epileptic patients, one is seizure free and one is having seizurewere used. The EEG signals were analysed and answer is searched for the question; “Are there weak periodic signals present within the nonlinear dynamical systems?”

As a result, we observed the presence of weak periodic signals in EEG time series. We calculated the amplitude and frequency values of the weak periodic signals that we found. We made evaluations on the difference of this weak periodic signal detection method for dynamical systems based on the Duffing equation from other signal analysing methods. We discussed the implications of our results on EEG signals to epilepsy condition.

1.GİRİŞ

İnsanođlu, içinde yařadığı dođal dűnyanın olađanűstű karmařıklığını anlamak ve çözmek amacıyla birçok yol ve yöntemler geliřtirmiřtir. Tarih boyunca, insanın dűřünűř biçiminin mitolojik, dinsel, felsefi ve bilimsel alanda evrimleřerek ilerlediđini görűyoruz [1,2,3,4]. Özellikle bilimsel dűřűncenin indirgemeci özelliđi sayesinde insanođlu büyük bir ilerleme kaydetti. Dűzenli yapılardan hareketle dűzensizlikleri ihmal eden bu yaklařım yöntemiyle birçok problemin çözüműnde mesafe alındı. Artık maddeyi oluřturan atom altı parçacıklar hakkında bilgi sahibiyiz [5]. Bu ilerlemeye rađmen hala dođanın karmařık dinamik yapısını çözmek için çok uzađındayız. Bilimdeki indirgemeci yaklařım, problemlerin çözüműnde ilerleme sađlanmasına rađmen, insanođlunun dođaya bűtűnsel olarak bakabilme yeteneđinin büyük ölçűde azaltılmasına neden oldu. İndirgemeci dűřűncenin, sistemi alanlara ayırma ve anladıktan sonra onları bir araya getirme yöntemi zaman içinde insanođlunun ayrıntılarda bođulmasına yol açtı. Kaos Felsefesi ise, bu indirgemeci dűřűnceye karřı farklı bir paradigma olarak ortaya çıktı [6,4].

İnsanoğlunun çevresini sorgulaması ve doğayı kendi yaşantısı doğrultusunda değiştirme çabası, sahip olduğu beyin yapısından kaynaklanıyor. Diđer canlılar doğayla uyumlu halde yaşamaya çalışırken, insan sahip olduğu dűřűnme yetisi sayesinde daha farklı davranmayı benimsemiştir [7,8]. İnsanın beyin yapısı, doğadaki bu karmaşıklığı çözebilecek kapasiteye sahip midir? Yoksa insanın olguları çözmek için kapasitesi bir noktaya kadar mıdır, asla doğayı doğru anlayıp tanımlayabilecek bir seviyeye ulaşmayacak mıdır, şeklinde soruların da sorulması gerekiyor.

Dođa, çok karmaşık a-periyodik yapılı dinamik sistemler topluluğundan meydana gelmiştir. Kaos teorisi bu dűzensiz sistemlerin karmaşık davranışlarını tanımlamak için geliştirilmiştir. “Yerleřtirme Teoremi” ise bu amaçla oluşturulmuş yöntemlerden biridir. Bu yöntem ile Lyapunov üsteli değerine bakarak sistemin kaotiklik derecesi hakkında bilgi sahibi olabiliyoruz. Yerleřtirme boyutu (embedding dimension) ile de sistemi etkileyen temel faktörlerin sayısına ulaşabiliyoruz. Çizilen çerker aracılıyla da sistemin zamansal evrimi içerisindeki davranışlarını gözlemleyebiliyoruz. Yerleřtirme Teoremi, bu çerçevenin ötesinde dinamik sistemler hakkında bilgi veremiyor [6,9,10,11].

Bu kadar karmaşık görünen dinamik sistemlerin içinde çok zayıf da olsa düzenli yapılar var mıdır? Ya da kaotik sistemlerin kendi içinde taşıdığı zayıf düzenler olamaz mı? Eğer kaotik dinamik sistemlerde zayıf düzenler var ise bu nasıl tespit edilecek? Bulunacak bu olası zayıf düzenlerden hareketle düzensizliğin hâkim olduğu dinamik yapılar hakkında bilgi edinebilir mi? Bu sorular tezde işlenecek konuların temel amacını oluşturuyor. Burada, kaos teorisi paradigması çerçevesinde hareket ederek ancak indirgemeci düşüncüyü de yadsımayarak olgulara yaklaşılabilecektir. Dolayısıyla, Duffing denkleminin dayalı zayıf düzenleri arama yönteminden hareketle, kaotik yapılar hakkında bilgi edinmeye çalışılacaktır.

Karmaşık bir dinamik yapı olarak beyin, şimdiye kadar doğrudan fizik bilimin konusu haline gelmemiştir. Fiziğin konusu haline gelebilmesi için beyinden niceliksel olarak veri sağlanması gerekiyor. Beyinde kaydedilen elektroensefalografi (EEG) sinyalleri buna imkân sağlıyor. Tıbbi yaklaşımlara [12] destek amacıyla EEG sinyallerine uygulanan analiz yöntemlerinin temel hedefi ağırlıklı olarak beyindeki fizyolojik bozuklukları tespit etmektir. Oysa EEG sinyallerinin yapısını çözmek, beynin dinamik yapısı ve fonksiyonel işlevleri konusunda değerlendirme yapma imkânı verebilir. Tıbbi yaklaşımların ötesine geçmek, belki de beyni anlamamıza daha fazla olanak çıkarabilir. Bu yaklaşımla elde edilecek bulgular biyofizik, nöroloji gibi alanlarda yapılan çalışmalara daha fazla katkı sağlayabilir.

Aşağıdaki denklem, Duffing Osilatör Sisteminin modellendirilmiş hali olarak bilinir [13,14];

$$\frac{d^2x}{dt^2} + \delta \frac{dx}{dt} - \beta x + \alpha x^3 = F \cos(\omega t) \quad (1.1)$$

δ sistemin sönümlü katsayısını, F sisteme etki eden periyodik kuvveti, ω kuvvetin açısal frekansı ve x ise sistem içerisinde sicimin son konumunu simgeler. $r = -\beta x + \alpha x^3$ sistemin geri çağırıcı kuvvetini gösterir, bu kuvvet sistemi dengede tutmak için periyodik kuvvete karşı hareket eder [13,14].

Duffing denklemi nonlineer sistemlerin analizinde kullanılmaktadır [13,14]. Özellikle Duffing Osilatör Sisteminin kaotik faz durumundan periyodik faz durumuna geçebildiği biliniyor. Yani kaostan düzene geçiş sağlanabiliyor. Duffing denkleminin bu özelliği, kaotik sistemlerin içinde zayıf düzenli yapıların varlığını araştırma imkânı sunuyor [15].

Bu tez çalışmasında, insan beyninden alınmış EEG sinyalleri kullanılacaktır. Doğanın ürettiği en karmaşık yapılardan biri beyindir. Tezin amacı, Duffing Osilatör Sistemini kullanarak, “EEG sinyallerinin içinde zayıf periyodik sinyaller var mıdır?” sorusuna cevap aramaktır [16]. Burada Duffing Osilatör Sistemini, zayıf periyodik sinyalleri bulunmasında bir detektör aracı gibi kullanılacaktır. Dolayısıyla fiziksel bir sistemi ifade eden Duffing denklemini, fizyolojik bir sistemin analiz edilmesinde kullanılacaktır. Zayıf periyodik sinyallerin tespit edilmesi durumunda ise, sistem hakkında daha sağlıklı bilgi elde etme imkânına kavuşulmuş olunacaktır.

Bu tez çalışmasında, Celal Bayar Üniversitesi Araştırma hastanesi Uyku ve Epilepsi Merkezine başvuran epilepsi tanısı konan ve anamnezi alınan sağlıklı hastaların standart EEG’si çekilen kayıtlarından çalışıldı [17]. Burada epileptik nöbet geçiren ve geçirmeyen iki sağlıklı hastalara ait sol frontopoler – sol üst frontal (FP1–F3) ve sağ frontopoler – sağ üst frontal (FP2–F4) kanallarından alınan EEG sinyallerinde zaman serileri oluşturuldu [18]. Duffing denklemine dayalı olarak geliştirilen yöntem ile bu EEG zaman serilerinden zayıf periyodik sinyaller araştırılacaktır. Dalga (frekans–genlik) bilgisine dayanarak sistem hakkında bilgi edinmeye çalışılacaktır. Frekans ve genlik değişim büyüklüklerine bakarak beynin fonksiyonel işlevleri gözlemlenecektir. Beynin yapısı hakkında bu yöntem ile bilgi sahibi olunmaya çalışılacaktır. Beyin gibi son derece karmaşık bir dinamik sistem içerisinde, olası zayıf düzenlerin bulunma durumunun ne anlama gelebileceği değerlendirilecektir. Elde edilecek olası zayıf periyodik sinyallerin (dalga şekli) görüntülenmesi başarılırsa matematiksel ifadesi de yazılmaya çalışılacaktır.

Bu tez çalışması aşağıdaki plan çerçevesinde düzenlenmiştir.

Genel kısımlarda; zayıf sinyaller hakkında bilgiler verilecektir; burada sismik dalgalarda zayıf periyodik sinyalin varlığına ilişkin yapılmış bir simülasyon deney çalışması aktarılacaktır [19]. Tezde kullanılacak EEG (elektroensefalografi) sinyaller hakkında genel bilgiler verilecektir. EEG kayıtlama sistemi ve frekans bant aralıklarından görülen belli bir karakteristik özelliklere sahip özel EEG sinyaller (delta, teta, alfa ve beta) hakkında bilgi sunulacaktır. EEG sinyallerinin analizinde kullanılan sinyal işleme yöntemleri ele alınacaktır; özellikle ‘kısa süreli Fourier dönüşümü’ ve ‘dalgacık dönüşümü’ (sürekli dalgacık dönüşümü – ayrık dalgacık dönüşümü)

aktarılabacaktır. Ayrıca yerleştirme teoreminde Lyapunov üstelleri sinyal işlemede bir teknik olarak ele alınacaktır.

Malzeme ve Yöntem kısmında; dinamik sistemlerde olası zayıf periyodik sinyallerin varlığını tespit edebilmek için Duffing Osilatör Sistemine dayalı olarak geliştirilen teknik ayrıntılı olarak ele alınacaktır. Yöntemin geçerliğini test etmek için, zayıf periyodik sinyal tespitine yönelik simülasyon deneyleri Fortran 77 program yardımıyla çeşitli durumlara ilişkin yapılacaktır. Burada gürültü veya a-periyodik salınımların içine gömülmüş zayıf periyodik sinyallerin varlığını bulmada kullanılacak bu tekniğin nasıl çalıştığı gösterilecektir.

Bulgular Kısmında; malzeme ve yöntem kısmında aktardığımız Duffing denkleminde dayalı olarak geliştirilen tekniği EEG sinyallerinden olası zayıf periyodik sinyallerin tespitinde kullanılacaktır. Burada iki epileptik hastanın FP1-F3 ve FP2-F4 kanallarından alınarak on bin data üzerinden oluşturulmuş EEG zaman serilerini kullanacaktır. Bu EEG dataları ile sistem dışarıdan uyarılacak (tedirgin edilecek); bu müdahale sonucu olarak, Duffing Osilatör Sistemin faz diyagramlarından meydana gelecek değişimler gözlemlenerek zayıf sinyallerinin varlığına ilişkin kararlar verilecektir. Bu arada EEG zaman serileri ve Duffing Osilatör Sisteminin faz diyagramlarının grafiksel çizimleri gösterilecektir. Olası zayıf periyodik sinyallerin frekans ve genlik değerleri hesaplanacaktır. Bulunacak sonuçlar bir tabloda gösterilecektir.

Tartışma ve Sonuç kısmında ise; bulgular kısmında ulaşılan sonuçlara göre Duffing denkleminde dayalı olarak Dinamik Sistemler için geliştirilmiş bu zayıf periyodik sinyal arama yönteminin diğer yöntemlerden farklılığı ve avantajları konusunda bir değerlendirme yapılacaktır. Bu yöntemle EEG sinyallerine ilişkin ulaşılan sonuçlar tartışmaya sunulacaktır. Bunlardan hareketle, EEG sinyallerin yapısı hakkında ve epilepsi hastalığı açısından genel bir değerlendirme yapılacaktır. EEG sinyallerinin özelinde, zayıf periyodik sinyal tespitinde en büyük Lyapunov üstelinin bir indeks (gösterge) olarak kullanılma durumu değerlendirilecektir.

2.GENEL KISIMLAR

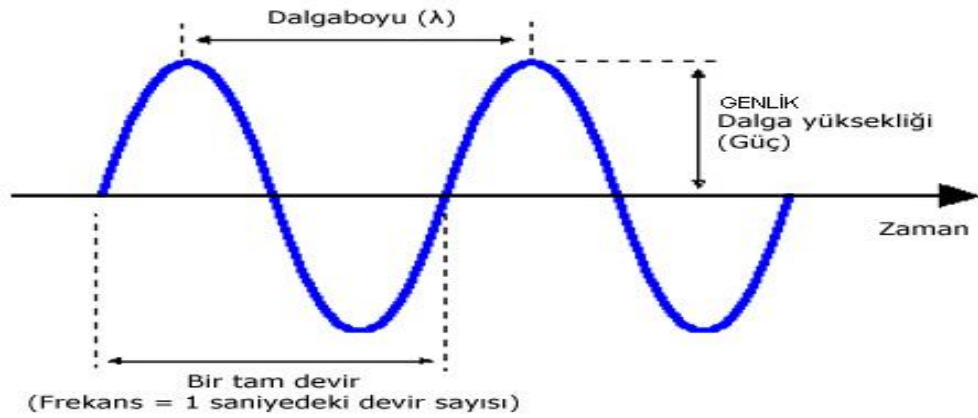
2.1 ZAYIF SİNYALLER

Fizik, doğayı veya doğa olaylarını ve sistemlerini anlamak için temel kavramlar geliştirmiştir. Bu temel kavramların başında “dalga” gelir. Örneğin fizikçiler, ses, ışık vb. gibi gözlenebilir olayları “dalga” kavramı üzerinde analiz ederek anlamaya çalışmışlardır.

Dalgalar, maddenin kendisinin yer değiştirmesi ile değil, hareketin yer değiştirmesi (titreşim) ile gerçekleşir. Yani dalgalar, enerjinin madde içinde bir noktadan, diğerine iletilmesi sonucu oluşurlar. Mekanik dalgaların iletilmesi için bir ortam gereklidir. Elektromanyetik dalgalar ise böyle bir ortam olmaksızın iletilebilirler. Dalgayı taşıyan ortam parçacıkların hareketi, dalganın ilerleme yönüne dik ise, bu dalgalara ‘enine dalgalar’; şayet aynı yönlü olurlarsa da ‘boyuna dalgalar’ denir. Örneğin ses dalgaları boyuna dalgalardır. Işık dalgaları ise enine dalgalardır, çünkü ışığın yayılma yönü elektrik ve manyetik alanlara diktir.

Eşit zaman aralıkları ile kendini tekrarlayan bir harekete periyodik veya harmonik hareket denir. Harmonik, periyotluğunu sinüzoidal olan fonksiyondur.

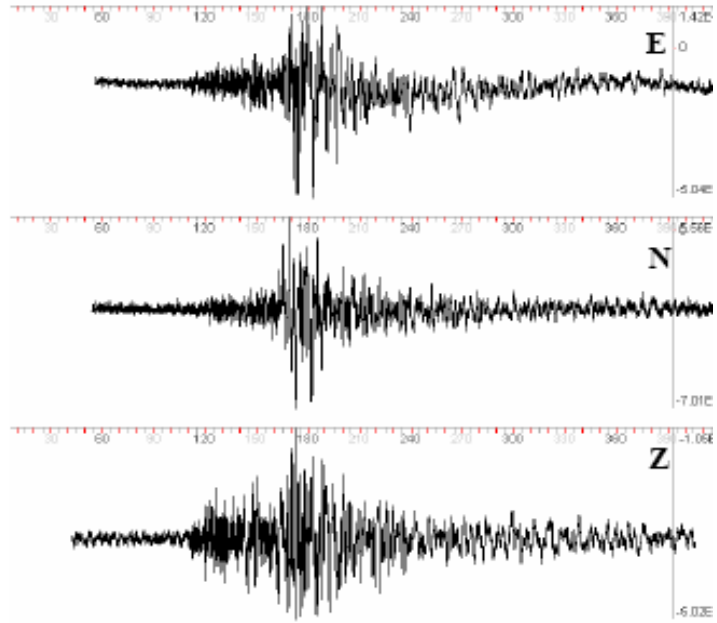
Bir dalganın (sinyalin) zayıf veya güçlü olma durumu, genliğine bakarak karar verilir. *Zayıf periyodik sinyal* dendiğinde *genliği küçük sinyallerden* bahsedildiği anlaşılır.



Şekil 2.1: Periyodik bir dalga (sinyal) şekli

Bir sistem periyodik sinyaller yayınlıyorsa ve bu yayınladığı sinyallerin genlik ve frekans bilgisine de sahipsek, o zaman sistem hakkında kolaylıkla bilgi sahibi oluruz. Ancak doğada dinamik sistemler, aperiodyk yapı ve birçok alt frekans bileşenlerine sahip karmaşık sinyaller yayınlırlar. Bunların başında örnek olarak beyin dalgaları (EEG sinyalleri) ve deprem dalgaları (sismik sinyalleri) verebiliriz. Bu aperiodyk yapı dalgaları matematiksel olarak (periyodik dalgalar gibi) diferansiyel dalga denklemleri biçiminde yazamıyoruz. Bu sinyaller üzerinde birçok teknik analiz yöntemleri geliştirilmesine rağmen, sağlıklı bilgilere ulaştırarak sonuçları üretmemiştir.

Sismogram üzerinde kaydedilen deprem dalgalarına sismik dalgalar denir. Deprem sonucu oluşan yer hareketlerini sismograf ölçeğiyle sürekli olarak kayıt altına alınıyor. Sismografin yazdığı bu kayıt işlemine de sismogram denir. Yerde oluşan ani kayma (faylanma) veya bir patlama sonucu meydana gelen elastik dalgalar yerin içinde veya yüzeye yakın tabakalar boyunca yayılırlar. Kaynaktan boşalan enerjinin yeterince büyük olması durumunda çeşitli sismograf istasyonlarında bu yer hareketlerini sismik dalgalar olarak kaydedilir [20].



Şekil 2.2 : Üç Bileşen Sismogram Kaydı (30.07.2005 21:45:00 M=5.3 Bala-Ankara) (UDIM),[20]

Sismik dalgalarda zayıf periyodik sinyalin varlığına ilişkin yapılmış bir simülasyon deney çalışması aktarılacaktır [19]. Bu çalışmada, yeniden düzenlenmiş Duffing-Holmes denklemi kullanılıyor.

$$\frac{d^2x}{dt^2} + 0.5 \frac{dx}{dt} - x^3 + x^5 = \gamma \cos(\omega t) + \Delta(t) \quad (2.1)$$

Denklemdaki $\gamma \cos(\omega t)$ ifadesi zayıf periyodik sinyalin tespitinde referans olarak kullanılır.

$$\Delta(t) = \xi n(t) + rW(t)$$

$n(t)$: Skolastik gürültü; ξ^2 : $n(t)$ 'nin ortalama gücüdür.

$W(t)$: belirlenecek sinyaldir. r : kazanç katsayısıdır.

Teknik yöntem olarak zayıf sinyalleri belirlemek için; ilk önce Duffing-Holmes denklemine (2.1) $\Delta(t)$ ifadesi ilave etmeden önce genlik (γ) kritik bir değere getirilecektir. Bu değerle birlikte sistem kritik kaotik faz durumuna ulaştığı için, $\Delta(t)$ ifadesi ile sistem (2.1) dışarıdan uyarılacaktır. Buna sistemin faz diyagramının vereceği tepkiye göre bir takım sonuçlara ulaşılabilecektir. Sistem kritik kaotik faz durumundan periyodik faz durumuna geçerse, $W(t)$ sinyalin belirli bir periyodiklik ya da yarı periyodiklik bir karaktere sahip olduğunu gösterir. Aksi takdirde diğer durumlar (aperiyodik, gürültü vb. durumlar) sistemi periyodik faz durumuna geçirtmez [19].

Bu simülasyon deney çalışmasında; gerçek sismik dalgalar yerine, Çin Songliao havzasının T_1 ve T_2 katmanlarının sismik dalgacık parametrelerini (dalga şekli ve zaman süresi uzunluğu gibi) yansıtan bir $a(t)$ dalgacık fonksiyonu kullanılıyor [19].

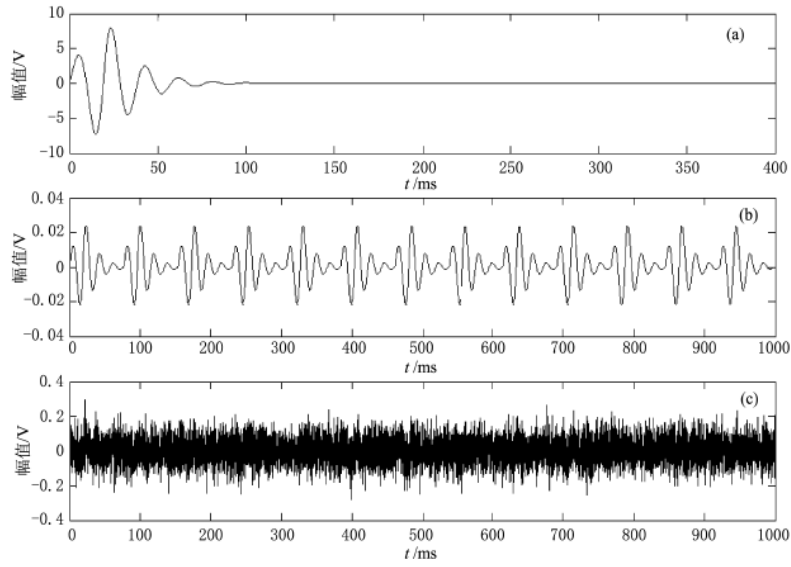
$$a(t) = 10 \sin\left(\frac{\pi}{4.8} t\right) e^{-0.12|t-10|} \quad (2.2)$$

t burada örnek seri numarasıdır, genellikle $t > 40$ 'dir. $a(t) \rightarrow 0$. Şekil 2.3a'da gösterildiği gibi denklem (2.2) tarafında dalga hesaplanır. Süre uzunluğu 76.8mS'dir.

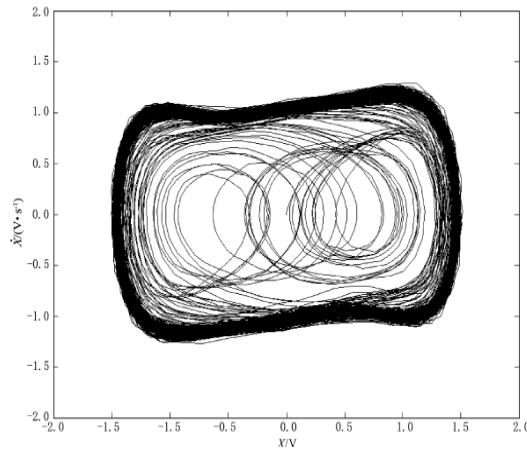
Periyodik dalga dizisi $rW(t)$ şekil 2.3b'de gösterildiği gibi şekil 2.3a tarafından oluşturulur ve $rW(t)$ dalga formu şekil 2.3c'de gösterildiği gibi stokastik gürültü içine gömülür [19].

Duffing-Holmes denkleminde (2.1) genliği $\gamma = 0.7256$ seçersek şekil 2.4'de gösterildiği gibi sistem kritik kaotik faz durumuna ulaşır. Arkasında Duffing-Holmes denkleminde (2.1) belirlenecek sinyal $W(t)$ ve stokastik gürültü $n(t)$ ($\xi^2 = 5 \cdot 10^{-4}W$) girince, şekil 2.5'de gösterildiği gibi sistem geniş-ölçekli periyodik faz durumuna geçer [19].

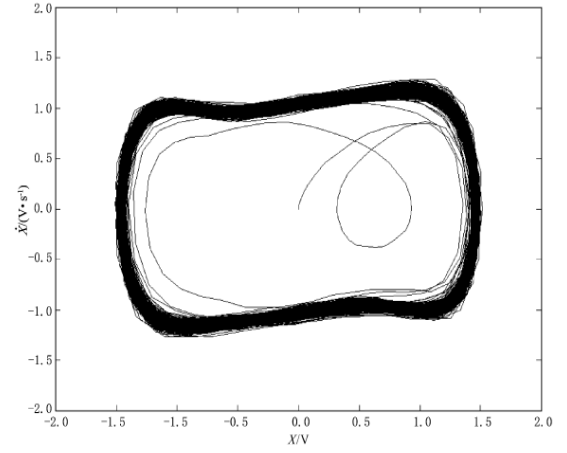
Bu yapılan simülasyon deney çalışması gösterdi ki sismik sinyaller içinde zayıf periyodik sinyallerin varlığını Duffing-Holmes denklemi aracıyla (faz uzayına bakarak) tespit edilebilir [19].



Şekil 2.3: Belirlenecek dalgacık dizisi (a) Sismik propeksiyon dalgasında simüle edilerek oluşturulmuş $a(t)$ fonksiyonunun dalga formu. (b) $a(t)$ tarafında oluşturulmuş periyodik dalgacık dizisi $rW(t)$. (c) Stokastik gürültü içine gömülmüş $rW(t)$ [19].



Şekil 2.4: Sistemin kritik kaotik faz durumu [19]



Şekil 2.5: Sistemin large-scale periyodik faz durumu [19]

2.2 ELEKTROENSEFALOGRAFİ (EEG) DALGALARI

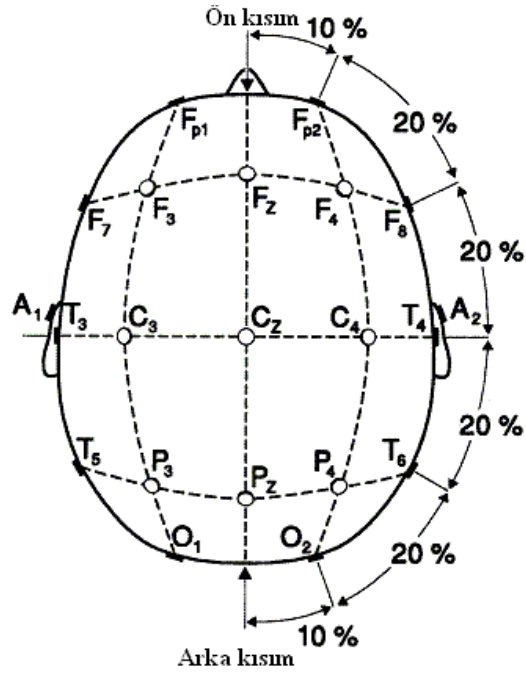
İnsanın kafa derisine yerleştirilen elektrotlar yardımı ile kaydedilen beyin dalgalarına EEG dalgaları (sinyalleri) adı verilir. EEG, beyindeki elektriksel potansiyel değişimlerini belli zaman aralıklarıyla sayısal veri olarak kâğıt üzerine ya da bilgisayar ekranına yazdırması yöntemine denir [21,22].

Beyindeki bu elektriksel aktiviteyi ilk defa 1875 tarihinde İngiliz fizikçisi Caton tarafından maymun ve tavşanların beynine yerleştirdiği elektrotlar yardımı ile gözlemlenmiştir. 1929 yılında Alman ruh hekimi Dr. Hans Berger ise, oğlunun kafa derisine yerleştirdiği bir yüzey elektrotu ile yaptığı EEG ölçümlerini bir film kâğıdı üzerine dalgalı bir ışık spotu yardımıyla kaydetti. Böylelikle günümüzde hala kullanılan alfa dalgalarını buldu. Daha sonra beta dalgalarını buluyor. Diğer yandan Dr. Berger Elektroensefalografi (EEG) adı verdiği bu sinyallerin gözün açılıp kapanmasıyla değiştiğini gözlemlenmiştir. Bu gelişmelerden sonra teknik bir yöntem olarak EEG tıp alanında yaygın olarak (özellikle epilepsi hastalığının teşhisinde) kullanılmaya başlandı [21,22].

Beyin, vücut üzerinde merkezi kontrol işlevini sinir sistemi aracılığıyla yapmaktadır. İnsan vücudunun sinir sistemi yaklaşık 10 milyar sinir hücresinde oluşmaktadır. Bunların çoğu beyin organında, diğer geri kalanlar omurgada ve vücudun öbür kesimlerinde yer almaktadır. Her beyin hücresi 5000-50000 sinir hücresiyle bağlantılıdır. Sinir akıları sinir lifleri boyunca taşınır ve beyinde elektrik dalgalarına yol açar. Bu yapıdan dolayı beyin, merkezi kontrol organı olarak, vücudun diğer organların işlevlerini denetlemesi ve yönetmesi itibarıyla son derece karmaşık bir fizyolojik sistemdir. Sürekli bir elektriksel aktivite içerisindedir. Bu açıdan EEG, beynin karmaşık yapısını, işleyişini ve davranışlarını yansıtmaya yeteneğine sahip fizyolojik bir sinyaldir. Bu EEG sinyalleri kafa derisinde ölçülebiliyor [23,24].

EEG kayıtlama sistemi; kafa derisine yerleştirilen elektrotların uluslararası standardı 10–20 sistemi olarak adlandırılan kafatası çevresindeki 21 elektrot bölgesini içerir. Referans noktası genellikle kulak seçilir ve buraya bir elektrot yerleştirilir. Şekil 2.6' da gösterildiği gibi harfli elektrotlar kafatası üzerinde %10 ve %20'lik uzaklık aralıkları olarak belirtilmiş özel noktalara yerleştirilir. Kayıtlar eşzamanlı olarak 8 veya 16 kanal

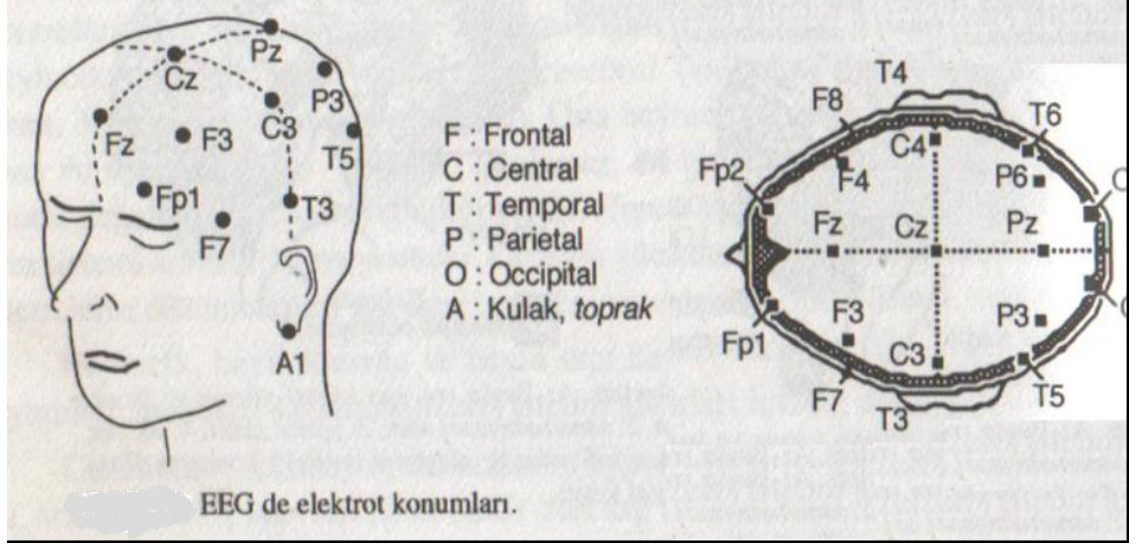
üzerinde yapılır. Beyinde elde edilecek elektriksel potansiyel değerleri (ya da EEG dataları) iki biçimde ölçülür. Bunlar elektrot bağlantı seçimine göre Unipolar ve Bipolar olarak adlandırılır. Unipolar kayıt, seçilen bir elektrot bölgesinin uzak bir referans noktasına göre potansiyel değişimleri kaydedilir. Bu referans noktası da genellikle sol kulak seçilir. Beyin içindeki bir kaynağa elektrot potansiyelin ölçüm duyarlılığı, kaynak – elektrot uzaklığı ile yaklaşık olarak ters orantılıdır. Bundan dolayı Unipolar kayıtlar uzak bölgelerin potansiyel değişimlerini de içerir. Bipolar kayıtlar ise, birbirine yakın aktif iki elektrot çifti arasındaki potansiyel değişimlerini ölçer. Bipolar bağlantı ölçüm duyarlılığı ise, kaynak uzaklığının karesi ile ters orantılıdır. Bundan dolayı Bipolar kayıtlar Unipolar kayıtlara göre daha doğru bilgi verir. Beynin asimetrik yapısından dolayı beynin sağ tarafından elde edilen sinyaller sık sık beynin sol tarafındaki sinyallerle karşılaştırılır [21,22,23,25,26,27].



Şekil 2.6: EEG Sinyali kaydında, elektrotların kafatası yüzeyine 10–20 yöntemi ile montajı [28]

EEG sinyallerini değerlendirirken (yani dalga karakteristik özelliğinden dolayı) iki temel parametre üzerinden hareket edeceğiz. Bu parametrelerin en önemlisi frekans ve daha sonra genlik gelir. EEG sinyalleri beynin aktivite durumuna göre, 0.5-70 Hz (Hertz) ve genlikleri ise 5–400 μ V (mikrovolt) arasında değişir. Beynin aktivite düzeyi yükseldikçe EEG sinyallerinin frekansı artar, buna karşılık genlikte küçülür. Dolayısıyla

EEG sinyallerinde frekans – genlik büyüklükleri ters orantılı olarak değişmektedir. EEG sinyalleri birçok alt frekans bileşenlerini içerse de, belli frekans aralıklarında belli bir karakteristik özelliğe sahip özel EEG sinyalleri gözlemlenmiştir. Bu durum frekans bant aralıklarında görülen EEG sinyallerini sınıflandırmaya götürmüştür [21,22,23,29].



Şekil 2.7: F ön kısım, C orta kısım, P parietal (kafanın tepesinin lateral çevresini oluşturan, çift ve simetrik yassı kemik), T şakak kemiği, O oksipital ve A kulak memesini ifade eder [23].

Delta Dalgaları: Frekansları 0.5-4 Hz ve genlikleri ise 20-400 mikrovolt (μV) arasında değişen dalgalardır. Süt çocukların, derin uyku ve genel anestezik durum gibi beyin çok düşük aktivite gösterdiği durumlarda gözlemlenir. Özellikle yetişkin insanlarda delta dalgasının görünme sıklığı o insanda ciddi beyinsel problemlerinin (beyin travması geçirme, şizofreni hasta veya epilepsi hasta olma gibi durumlar) olduğunu gösterir [21,22,23,29].

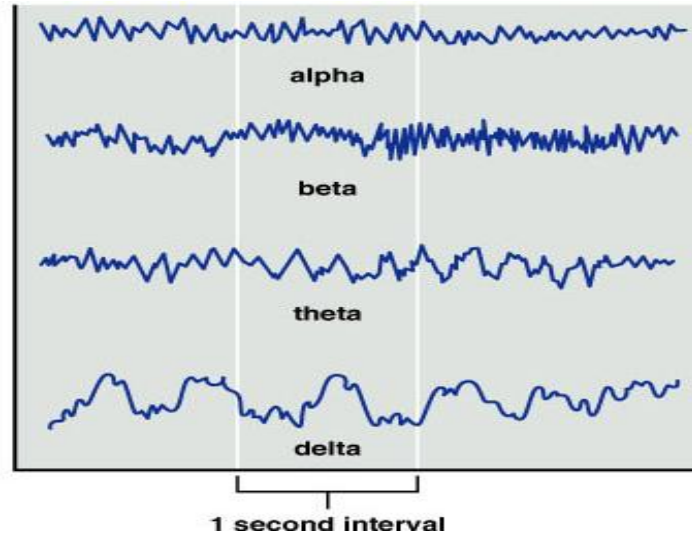
Teta Dalgaları: Frekansları 4-8 Hz ve genlikleri ise 5-100 mikrovolt (μV) arasında değişen dalgalardır. Özellikle 13 yaşın altında ve uyuyan çocuklarda parietal ve temporal bölgede ortaya çıkar. Yetişkin bireylerde rüyalı uyku, orta derinlikte anestezik durum gibi beyin düşük aktivite durumlarında ve ayrıca birey stres altında iken karşılaşılmaktadır. Bu dalganın çocuklarda görülmesi normal iken yetişkinler için anormaldir. Özellikle yetişkin insanlarda teta dalgasının görünme sıklığı (tıpkı delta dalgalarında olduğu gibi) o insanda ciddi beyinsel problemlerinin (beyin travması

geçirme, şizofreni hasta veya epilepsi hasta olma gibi durumlar) olduğunu gösterir [21,22,23,29].

Alfa Dalgaları: Frekansları 8-13 Hz ve genlikleri ise 2-10 mikrovolt (μV) arasında değişen dalgalardır. Dalga şekli olarak sinüzoidal şekle benzeme durumu da vardır. Çoğunlukla yetişkinlerde genelde tüm yaş guruplarında görülür. Alfa dalgaları normal yetişkinlerde uyanık, gerilimsiz ve beyin aktivitesinin yoğun olmadığı durumlarda kendiliğinden oluşur. Bu dalgalar, yoğun bir şekilde oksipital bölgede ve gözler kapalı olduğu durumlarda ise daha net gözlemlenir [21,22,23,29].

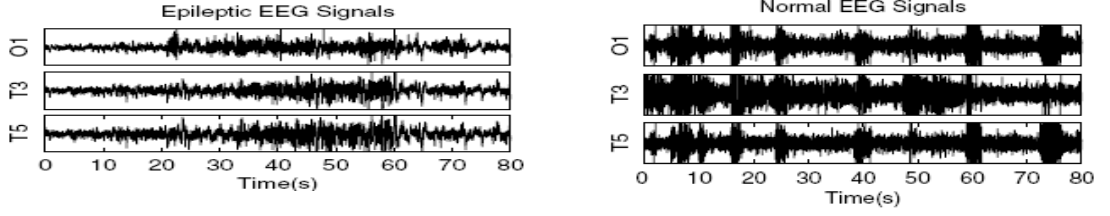
Beta Dalgaları: Frekansları 13 Hz.'den büyük ve genlikleri ise 1-5 mikrovolt (μV) arasında değişen dalgalardır. Tüm yaş guruplarında ve beyin aktivite düzeyinin yükseldiği sıralarda gözlemlenir. İnsanın çok stresli olduğu, dikkatinin dağılıp toplayamadığı ya da yoğun bir zihinsel bir iş yürütürken görülür. Bu durum saçlı derinin parietal ve frontal bölgelerinde belirgin olarak kaydedilebilir [21,22,23,29].

Gama Dalgaları: Frekansları 22-30 Hz. arasında değişen ve genlikleri ise 2 mikrovolt (μV)'dan küçük dalgalardır. Bazı araştırmacılar bunu özel bir takım çalışmalarda kullanmaktalar [21,22,23,29].

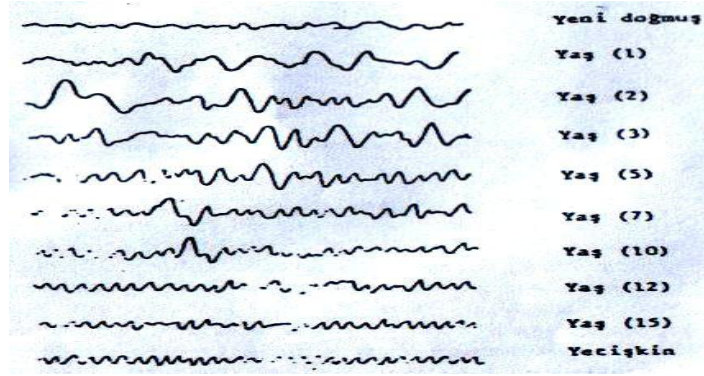


Şekil 2.8: EEG Dalga Şekilleri [23]

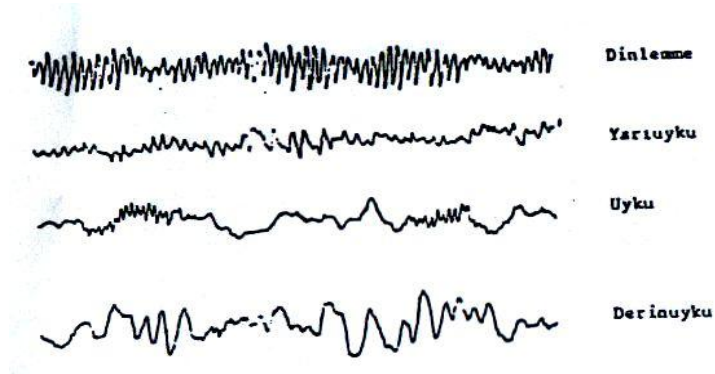
EEG sinyalleri, yaşla, uyanıklık durumuyla, zihinsel-duyusal uyarlamalarla, patolojik vakalar ve vücudun kimyasal dengesi gibi birçok faktörün etkisiyle değişir. Bu EEG sinyallerin değişkenliği şekil 2.9,8,10'de gösterilmiştir.



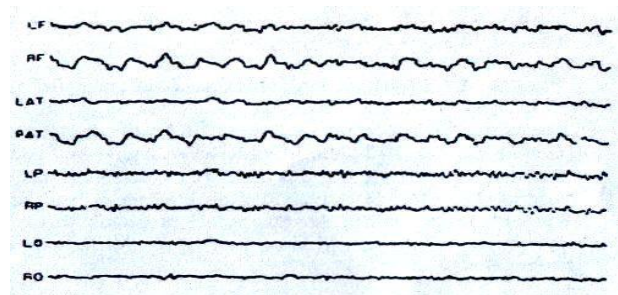
Şekil 2.9: Epileptik bir hasta ile Normal bir insanın EEG sinyalleri [16]



Şekil 2.10: Yaşın EEG üzerine etkisi [22]



Şekil 2.11: Uyku durumunun EEG üzerine etkisi [22]



Şekil 2.12: Tümörlü hastanın EEG'si [22]

2.3 SİNYALLERİN İŞLEME YÖNTEMLERİ

EEG, birçok frekans bileşenlerine sahip çok karmaşık a-periyodik yapıları sinyallerdir. İnsan vücudunun fonksiyonel ve işlevsel durumlarına bağlı olarak çok çabuk değişebilen sinyallerdir. EEG sinyallerinin bu değişkenliğini, yaşla, duyuşal uyarınlarla, beyinsel bozukluklar ve vücudun kimyasal dengesi gibi faktörleriyle değişebildiğini gözlemleyebiliyoruz. Bununla birlikte her insan beyninin ürettiği EEG sinyalleri kendisine özeldir. Bu nedenlerden dolayıdır ki, EEG sinyallerinin analizi ve yorumlanması çok zordur. Şimdiye kadar EEG sinyallerinin yorumlanmasında istatistiksel ve parametrik analiz yöntemleri kullanılmıştır. Bu analiz tekniklerinin kullanılmasındaki temel amaç; beynin yapısal ve fonksiyonel rahatsızlıklarını tespit etmek ve teşhisin daha doğru ve daha hızlı yapılmasına olanak sağlayabilmektir. Örneğin epileptik deşarjların meydana gelmesi esnasında kaydedilen EEG sinyallerin grafiksel şekilleri ile diğler bazı beyinsel bozukluklardan elde edilen EEG sinyallerinin grafiksel şekilleriyle benzerlik göstermesi ya da sinyallerin karmaşık yapısından dolayı farklılıkların grafiksel şekiller olarak ayırt edilememesi gibi durumlar epilepsi hastalığının tespitini zorlaştırmaktadır. Bundan dolayıdır ki, epilepsi gibi hastalıkların teşhisi, doktorların deneyimi ve bilgilerine bağlı olarak yapılmaktadır. İşte bütün bu EEG'lerde kullanılan sinyal işleme yöntemleri bu zorlukları aşmaya dönüktür. EEG sinyallerinde uygulanan analiz yöntemlerinin temel tekniğı şudur: EEG sinyallerinin frekans ve genlikleri analiz edilerek elde edilen parametreleri, beynin diğler kanallarından veya daha önce elde edilen EEG sinyallerinin frekans ve genlikleriyle karşılaştırarak bir değerlendirme yapılmaktadır. Bu sinyal işleme yöntemleri tamamen frekans bilgisine dayanarak, sinyallerin frekans değişimlerini gözlemleyerek sonuçlar çıkarma tekniğıdir [20,21,22,23,25,29]. Bu EEG sinyallerinin analizde kullanılan yöntemlerinin belli başlıları ise şunlardır:

- 1) 1-Fourier Analizi
 - a) Kısa Süreli Fourier Dönüşümü,
 - b) Ayrık Zamanlı Fourier Dönüşümü
 - c) Hızlı Fourier Dönüşümü
- 2) Dalgacık Dönüşümü
 - a) Sürekli Dalgacık Dönüşümü
 - b) Ayrık Dalgacık Dönüşümü
- 3) Yerleştirme Teoremi (Lyapunov Üstelleri)

2.3.1 Fourier Analizi

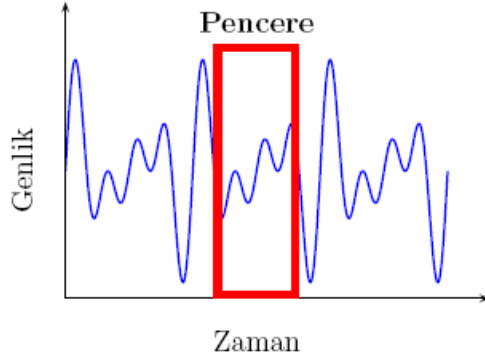
Matematikte Fourier serilerini Joseph Fourier (1768-1830) tarafından bir metal çubuk veya levhadaki ısı denklemlerinin çözümü için kullanılmıştır. Burada sürekli periyodik bir sinyalin, sinüs ve kosinüs fonksiyonların toplam bileşenlerinden meydana geldiğini göstermiştir. Bunu da matematiksel olarak kompleks üstel fonksiyonların toplamı olarak da yazılabileceğini kanıtlamıştır. İşte burada Fourier serilerindeki sinüs ve kosinüs fonksiyonlarının ortogonal ilişkilerinden yararlanarak sinyal işlemede bir teknik yöntem olarak kullanılmaya başlanılmıştır [21,22].

Fourier analiz tekniği, durağan sinyal uygulamalarından (sinyalin özellikleri zamanla değişmiyorsa) başarı sağlanırken, durağan olmayan sinyallerden (sinyalin özellikleri zamanla değişiyorsa) ise başarı elde edilmemiştir. Çünkü Fourier dönüşümü esnasında bir sinyali zaman bölgesinden frekans bölgesine dönüştürürken, sinyalin zaman bilgisi kaybolur. Bundan dolayı sinyaldeki özel bir olayın nerede gerçekleştiğine dair bilgi edinemiyor. Zaman-frekans dönüşümleri aşağıdaki formüllerle sağlanır [21,22].

$$\begin{aligned} f(t) &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{-j\omega t} d\omega \\ F(\omega) &= \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{j\omega t} dt \end{aligned} \quad (2.3)$$

2.3.2 Kısa Süreli Fourier Dönüşümü

Fourier analizi, sinyallerin frekanslarının zamansal evrimi konusunda başarısız kalınca; Gabor (1946), sinyalin küçük bir parçasını zaman tanım aralığında alacak bir pencereleme yöntemiyle sinyallerin analiz edilebileceğini gösterdi. Bu sinyallerin pencereleme yöntemi, sinyallerin hangi frekanslarının ne zaman olduğu konusunda bilgi verir. Burada kullanılan yöntem tekniği, sinyalin zaman bölgesindeki $f(t)$ fonksiyonunu bir $w(t)$ pencere fonksiyonu ile çarparak sinyali birbirine bitişik kesitlere ayırıyor. Sonra her bir kesite Fourier dönüşüm tekniği uygulanır. Bundan dolayı bu yöntem 'Kısa Süreli Fourier Dönüşümü' ismiyle bilinir [21,22,30,31,32].



$$w(t) = \beta e^{-\alpha t^2} \quad (2.4)$$

β : normalizasyon faktörü,
 α : pencere genişliğini

Şekil 2.13: Kısa Süreli Fourier Dönüşümü [34]

Ancak Kısa Süreli Fourier Dönüşüm yöntemi ile sinyaller hakkında sınırlı bilgi edinebiliyoruz. Burada temel sorun seçilen $w(t)$ zaman penceresi fonksiyonunun bütün sinyal boyunca sabit tutulmasıdır. Bundan dolayı sinyal içerisindeki ani frekans değişimlerini yakalamada yetersiz kalıyor. Buradaki pencere boyutunun değişebilir boyutta olmamasında dolayı iyi bir analiz tekniği değildir [21,23,33,34].

2.3.3 Dalgacık Dönüşümü

Fourier dönüşüm tekniğine dayalı olarak geliştirilen sinyal analiz yöntemlerinde yeterli düzeyde başarılar elde edilmeyince, dalgacık dönüşüm tekniğine dayalı olarak yeni bir sinyal işleme yöntemleri geliştirilmeye başlandı. Bu analiz yöntemi, kuantum fiziği, sinyal ve gürültü işleme, ses ayırma, jeolojide deprem tahminlerinde, görüntü ve veri sıkıştırma gibi uygulama alanlarında kullanılmaktadır.

Dalgacık dönüşümü, matematiksel bir işlemdir, veri sinyaline bir dalgacık şekli uygulayarak, sinyalden yeniden bir sinyal üretme tekniğine dayalıdır. Yani veri sinyalini ana dalgacık fonksiyonu ile ötelenme ve yayılması ile baz fonksiyonlarını oluşturularak analiz yapılıyor. Dolayısıyla dalgacık fonksiyonu ölçekleyerek ve öteleyerek sinyali farklı frekans bileşenlerine ayırır ve her bileşeni kendi ölçeğine uygun çözünürlükle okumayı sağlar. Tıpkı Fourier analizinin sinyali farklı frekanslardaki sinüs ve kosinüs bileşenlerine ayırması gibi. Dalgacık dönüşümünde, ana dalgacılığın ötelenmesinde zaman bilgisi, ana dalgacılığın ölçeklenmesinde frekans bilgisini verir. Ana dalgacılığın ötelenme ve ölçeklenir durumu sinyali bileşenlerine ayrılır, buradan sinyalin içindeki bilgiler ile dalgacık arasındaki ilişki ölçek katsayıları olarak ortaya

çıkar. Bu ölçek katsayısı zaman boyutunu ifade ettiği gibi gösterilen eğride esasında frekans bilgisini de verir. Bundan dolayı dalgacık dönüşümü sinyali hem frekans bölgesinde hem de zaman bölgesinde inceleyebilmektedir. Dalgacık dönüşümü bu özelliğinden dolayı Fourier analizine göre daha büyük bir avantaj sağlıyor [20,21,22,30,33,35,36].

Dalgacık dönüşümü, Kısa Süreli Fourier Dönüşümü gibi pencereleme tekniğine dayalıdır. Ancak aralarında temel farklılık var. Kısa Süreli Fourier Dönüşümündeki pencereleme boyutu sabit iken, Dalgacık Dönüşümünde pencereleme değişken boyutludur. Bu değişken boyutlu pencereleme tekniğiyle sinyalin hem uzun zaman aralığında alçak frekans bilgisine hem de kısa zaman aralığında yüksek frekans bilgisine ulaşılır, özellikle dinamik sinyalleri zaman-ölçek bölgesinde yerel olarak daha iyi analiz ediyor. Dalgacık dönüşümü ile dinamik sinyallerdeki süreksizlik, dik sıçramalar gibi ani frekans değişimlerini gözlemleyebiliyoruz. Dalgacık dönüşümlerin bu özelliklerinden dolayı sismik ve EEG gibi dinamik sinyallerin analizinde artık günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Dalgacık dönüşümü sürekli ve ayrık olmak üzere iki farklı şekilde incelenir. [20,21,22,33,34,37].

2.3.3.1 Sürekli Dalgacık Dönüşümü

Sürekli Dalgacık Dönüşümü, $\psi_{b,a}(t)$ olarak tanımlanmış bir pencere dalgacık fonksiyonun ölçeklenmiş ve ötelenmiş şekliyle $f(t)$ sinyaline çarpım tarzında uygulanarak geliştirilen bir sinyal işleme yöntemidir. Dalgacık fonksiyonun ölçek değiştirme işleminde sinyalin frekans değerini bulmakta, öteleme işleminde ise sinyalin farklı bölgesini incelemede kullanılır [35,38].

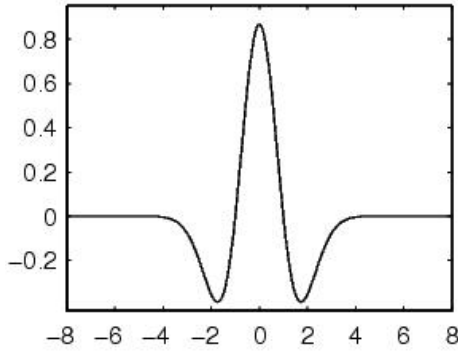
$$W_{\psi}f(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi_{b,a}(t) dt \quad (2.5)$$

$$\psi_{b,a}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}}\psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.6)$$

a :ölçekleme faktörü olarak bilinen genişleme parametresidir. a parametresi küçülterek yüksek frekans davranışları, a parametresi büyütürken ise sinyallerin düşük frekans davranışları incelenir. Bu a parametresi duruma göre değiştirilerek dinamik sinyallerdeki farklı frekansları yakalama durumu olabiliyor [20,33]

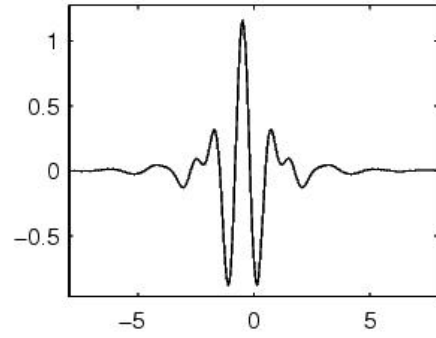
b : dönüşüm parametresidir, b parametresi x eksenini boyunca dalgacık penceresinin yerini göstermektedir.

Bu dalgacık dönüşümü, inceleyecek veri sinyallerinin karakteristik özelliklerini daha iyi çözümlenecek tarzda uygun bir ana dalgacık şeklini seçme şansına sahibiz. Daubechies, Meyer, Haar, Coiflet, Mexican Hut ve Symlet bu dalgacık tiplerinin en bilinenleridir [31]. En çok kullanılan bazı ana dalgacık çeşitleri ve formülleri aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir [21].



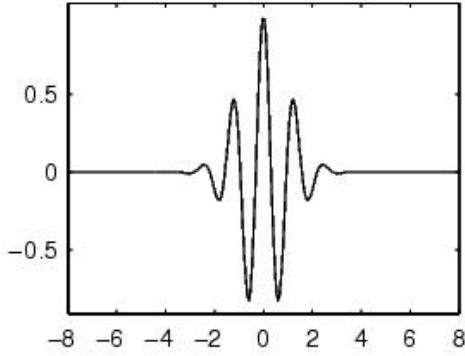
Şekil 2.14: Meksika şapkası dalgacığı [21]

$$\psi(x) = \left(\frac{2}{\sqrt{3}}\pi^{-\frac{1}{4}}\right)(1-x^2)e^{-\frac{x^2}{2}}$$



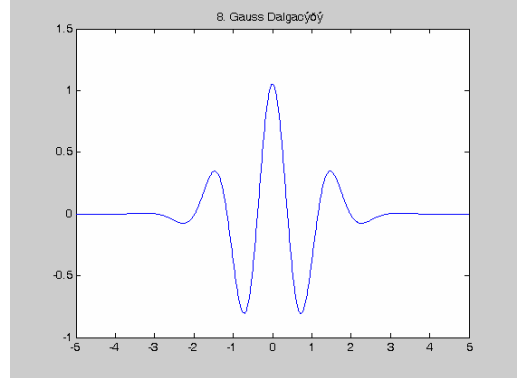
Şekil 2.15: Meyer dalgacığı [21]

$$\bar{\psi}(\omega) = (2\pi)^{-\frac{1}{2}} e^{-\frac{i\omega}{2}} \sin\left(\frac{\pi}{2}v\left(\frac{3}{2\pi}|\omega| - 1\right)\right)$$



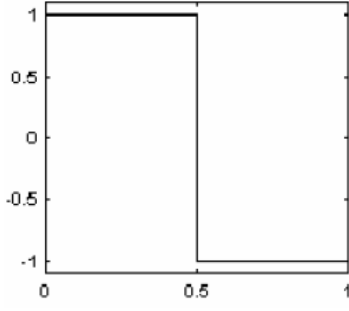
Şekil 2.16: Morlet dalgacığı [21]

$$\psi(x) = C e^{-\frac{x^2}{2}} \cos(5x)$$



Şekil 2.17: Gauss dalgacığı [21]

$$\psi(x) = C_p e^{-x^2}$$

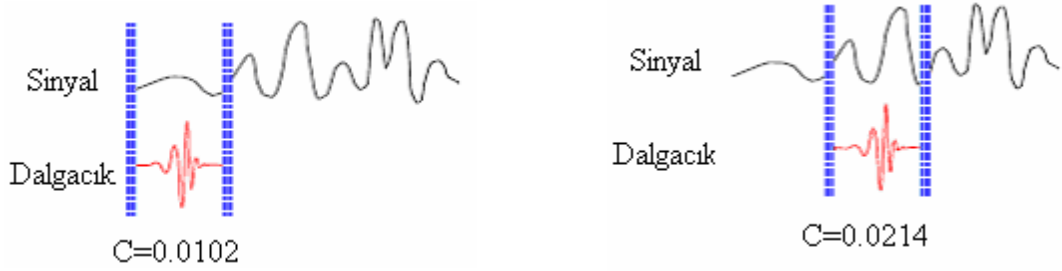


Şekil 2.18: Haar dalgacığı [21]
 $\psi(x) = 1 \quad 0 \leq x < 1/2$
 $\psi(x) = -1 \quad 1/2 \leq x < 1$
 $\psi(x) = 0 \quad x \notin [0,1]$

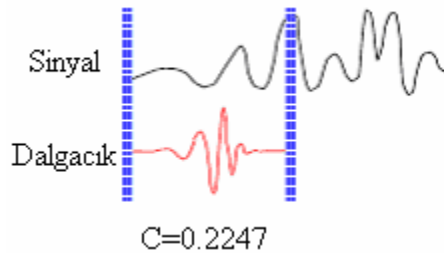


Şekil 2.19: Daubechies dalgacıkları [21]
 $C_i = g_0 s_{2i} + g_1 s_{2i+1} + g_2 s_{2i+2} + g_3 s_{2i+3}$
 $C[i] = g_0 s[2i] + g_1 s[2i + 1] + g_2 s[2i + 2] + g_3 s[2i + 3]$

Sürekli dalgacık dönüşüm uygulanmasında, önce sinyalin karakteristik özelliklerine göre ana dalgacık fonksiyonu seçilir. Sinyalin ilk kısmı dalgacık fonksiyonuyla olan benzerliği bir C katsayısı ile hesaplanır. Bu C katsayısı ne kadar büyük çıkar ise sinyal ile ana dalgacık fonksiyonu o oranda benzerdir diyoruz. Dalgacık fonksiyonu sağa kaydırılarak sinyalin diğer kısımlardaki farklı ölçeklerdeki katsayıları hesaplanır. Buradan sinyalin ölçek-zaman eğrisi elde edilir. Ancak sürekli dalgacık dönüşümüyle tüm ölçekte dalgacık katsayılarının hesabı gereksiz bir çok data üretilmesine neden olur [20,21,22,33,35,38].



Şekil 2.20: Dalgacık fonksiyonunun sinyal üzerinde kaydırılması [33]
 (a) Başlangıç durumu (b) Sağa kaydırılmış durum



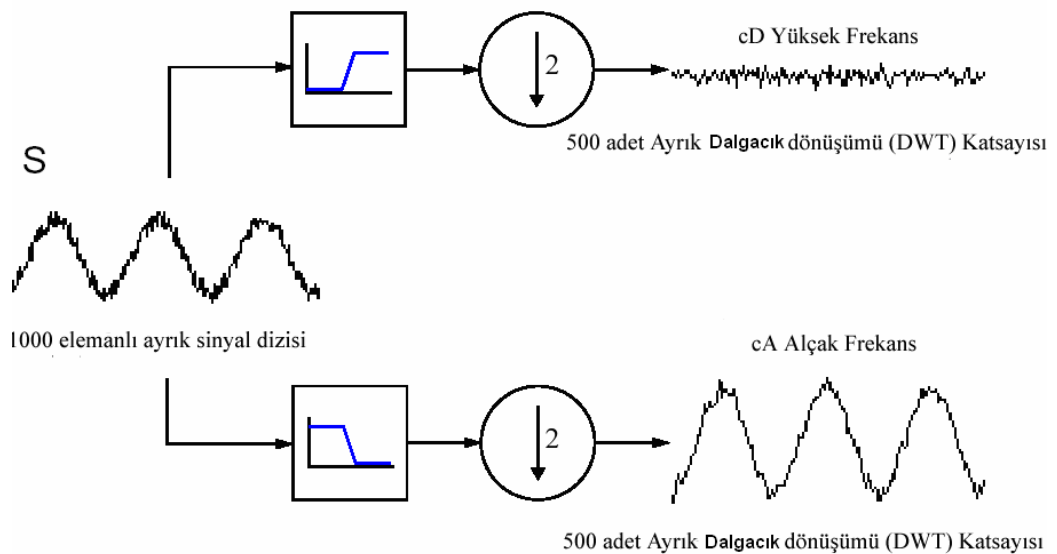
Şekil 2.21: Ölçeğin değiştirilmesi [33]

2.3.3.2 Ayrık Dalgacık Dönüşümü

Sürekli Dalgacık Dönüşümünde, her ölçek aralığı için dalgacık katsayılarının hesaplanması durumu hem analiz işleminin uzanmasına hem de gereksiz birçok bilginin sinyal içerisine yığılmasına sebep olur. 1988 yılında Mallat bu sorunu aşmak için, sinyalleri filtreleyerek sadece belirli ölçek aralıklarında analiz yapar. Bu analiz biçimine ‘Ayrık Dalgacık Dönüşümü’ denir. Analiz işlemi ve matematiksel kuram olarak her şey sürekli dalgacık dönüşümündeki gibidir [21,34,35,39].

Bir sinyalin frekansı alçak ve yüksek bileşenlerine ayrıştırılabilir. Alçak frekans sinyalin esasını oluştururken, yüksek frekans ise sinyalin ayrıntısını oluşturur. Örneğin insan sesindeki yüksek frekans ortadan kaldırılsa sesin tonu değişikliğe uğrar, ancak alçak frekans bileşeni ortadan kaldırırsa anlaşılmaz bir ses duyurur [20,35].

Ayrık Dalgacık Dönüşümü, iki kanal alt bant kodlamasını yapan filtreleme algoritmasını kullanarak, sinyali alçak ve yüksek frekans bileşenlerine ayrıştırır. Buradaki alçak frekans bileşenine yaklaşımlar (approximations) adı verilir, yaklaşımlar büyük ölçeklidir ve A ile gösterilir. Yüksek frekans bileşenine ise de detaylar (details) adı verilir, detaylar küçük ölçeklidir ve D ile gösterilir. Bir sinyali Ayrık Dalgacık Dönüşümüne uğrattığımızda sinyali eşit sayıda alt frekans bileşenlerine (cA-cD) ayırmış oluruz. Yani her Ayrık Dalgacık Dönüşümünün Mallat algoritması ile sinyalin eleman sayısını yarıya düşürerek ayrık sinyallerin (cA-cD) eleman sayısı elde edilir [20,35].



Şekil 2.22: Ayrık dalgacık dönüşümün Mallat algoritması ile gerçekleşmesi işlemi [22]

Ayrık Dalgacık Dönüşümünde, yüksek geçiren filtrelerde ‘dalgacık fonksiyonu $\psi(t)$ ’ kullanırken, alçak geçiren filtrelerde ise ‘ölçekleme fonksiyonu $V(t)$ ’ kullanılır. Bunların denklemlerini yazarsak [20,40];

$$V(t) = 2 \sum_{k=0}^N h(k)V(2t - k) \rightarrow \text{Ölçekleme fonksiyonu} \quad (2.7)$$

$$\psi(t) = 2 \sum_{k=0}^N g(k)V(2t - k) \rightarrow \text{Dalgacık fonksiyonu} \quad (2.8)$$

$h(k)$: alçak geçiren filtre katsayısı; $g(t)$: yüksek geçiren filtre katsayısıdır.

$$g(k) = (-1)^k h(N - k) \rightarrow g(k) \text{ ve } h(k) \text{ arasındaki ilişkiyi tanımlıyor.} \quad (2.9)$$

Buradaki N toplam katsayı adedini göstermektedir.

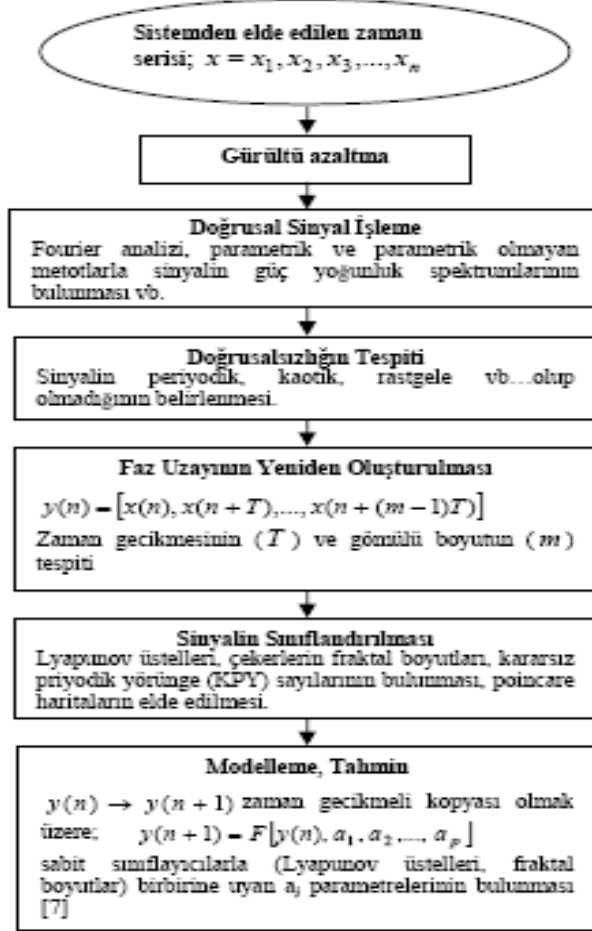
EEG sinyal analizinde genelde ‘Ayrık Dalgacık Dönüşümü’ kullanılır. Analizde sinyalin ‘alçak frekans bileşeni’ esas alınır. Çünkü yukarıda ifade edildiği gibi sinyal hakkında temel bilgileri bu alçak frekans bileşende elde edebiliyoruz. Örneğin EEG’deki Alfa, Beta, Teta ve Delta gibi özel sinyalleri alçak frekans bant aralığında görülür. Yöntem olarak; Ayrık Dalgacık Dönüşümüyle elde edilen EEG sinyalinin alçak frekans bileşendeki frekansın tespiti yapılır, elde edilecek frekans değerine göre değerlendirme yapılır.

2.3.4 Yerleştirme Teoremi (Lyapunov Üstelleri)

Şimdiye kadar anlatılan sinyal analiz yöntemleri temelde frekans ve genlik bilgisine dayanır. Analiz sonucu tespit edilecek frekans ve genlik değerlerine göre sinyal hakkında bilgi sahibi olunur. Ancak özellikle durağan olmayan sinyallerin (EEG, sismik dalgalar gibi) frekans ve genliklerinin tespitindeki zorluğu yukarıda anlatılan analiz yöntemlerinde görülüyor. Ve bu analiz yöntemleri ile durağan olmayan sinyallerin tam doğru bir frekans tespiti yapılamıyor.

Yerleştirme Teoremi diğer anlatılan sinyal analiz yöntemlerinde temelde farklıdır. Yerleştirme Teoremi içinde bir kriter olarak geliştirilen Lyapunov Üstelleri hesaplanarak bir dinamik sistemin kaotik olup olmadığına karar veriyoruz. Kaotik sistemlerin temel özelliği olan “başlangıç koşullara hassas bağlılığın” niceliksel ifadesi olan Lyapunov Üstelleri sinyal analizinde (periyodik yada aperiodyk özelliğini belirlemede) temel bir kriter olarak kullanılmaktadır. Bir dinamik sistemde elde edilmiş

zaman serisinin Yerleştirme Teoremi ile yeniden çizilmiş faz uzayındaki yörüngeleri farklı artış oranlarıyla birbirlerinden uzaklaşırlar. Lyapunov üstelleri, bu faz uzayındaki iki komşu yörüngenin birbirinden ortalama uzaklaşma (veya yakınlaşma) hızını ifade eder [9].



Şekil 2.23: Yerleştirme Teoremine ait zaman serisi analiz işlemleri [10]

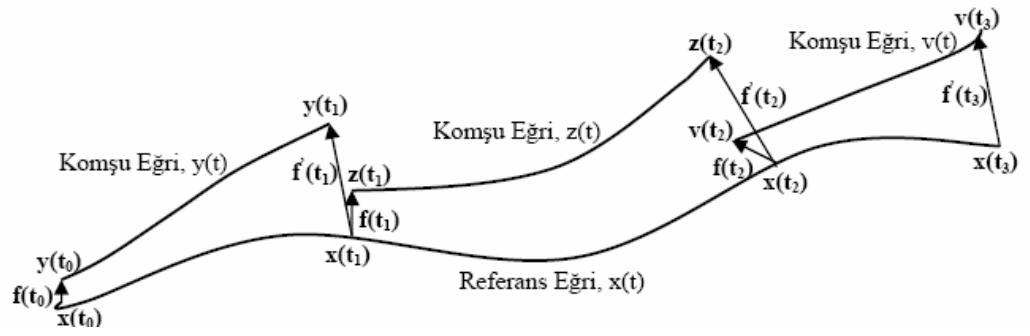
Matematiksel olarak En Büyük Lyapunov Üstelinin hesaplanmasında genellikle Wolf Algoritması kullanılır. Önce $X(t_0)$ gibi bir referans noktası seçilir. Sonra bu referans noktasına en yakın $Y(t_0)$ komşusu alınır. Bu iki nokta arasındaki öklit farkı bulunur [10,11]:

$$f(t_0) = \|X(t_0) - Y(t_0)\| \quad (2.10)$$

Aynı tarzda $f(t_1)$ bulunur ve bu işlem devam ettirilir. Bulunan bu öklit farkları birbirlerine oranlayarak $\{f(t_1)/f(t_0), f(t_2)/f(t_1), \dots\}$ her bir nokta çifti arasındaki

genişleme durumu bulunur. Sonra bulunan bu genişlemenin logaritması alınır. Bu işlem N defa tekrarlandığından en büyük Lyapunov Üsteli aşağıdaki formülle hesaplanır [10,11];

$$\lambda = \frac{1}{t_N - t_0} \sum_{i=1}^N \log \frac{f(t_i)}{f(t_{i-1})} \quad (2.11)$$



Şekil 2.24: Lyapunov üstelinin hesaplanması [10].

Diğer sinyal analiz yöntemlerinde nasıl ki frekans değerlerine bakarak karşılaştırmalı olarak sinyal hakkında değerlendirmeler yapılıyor idiyse; aynı tarzda EEG sinyalleri için hesaplanan Lyapunov değerlerine bakarak karşılaştırmalı olarak beyin hakkında bilgi elde edilebiliyor. Örneğin epileptik EEG sinyalleri analiz edilirken hesaplanan en büyük Lyapunov değerlerine bakarak, beyinde oluşan patolojik durumlar hakkında değerlendirme yapılabiliniyor ve epileptik hastalar kendi aralarında bir sınıflandırmaya tabi tutulabiliyor [17,18,41]. Yapılmış bir çalışmada sağlıklı (normal) ve hasta (anormal) kişilerin EEG sinde hesaplanan en büyük Lyapunov değerleri Tablo 2.1'de gösterilmiştir [29].

Tablo 2.1: Normal ve Anormal kişilerin EEG'sinin belirli bir data uzunluğu alınarak hesaplanmış en büyük Lyapunov üstelleri [29]

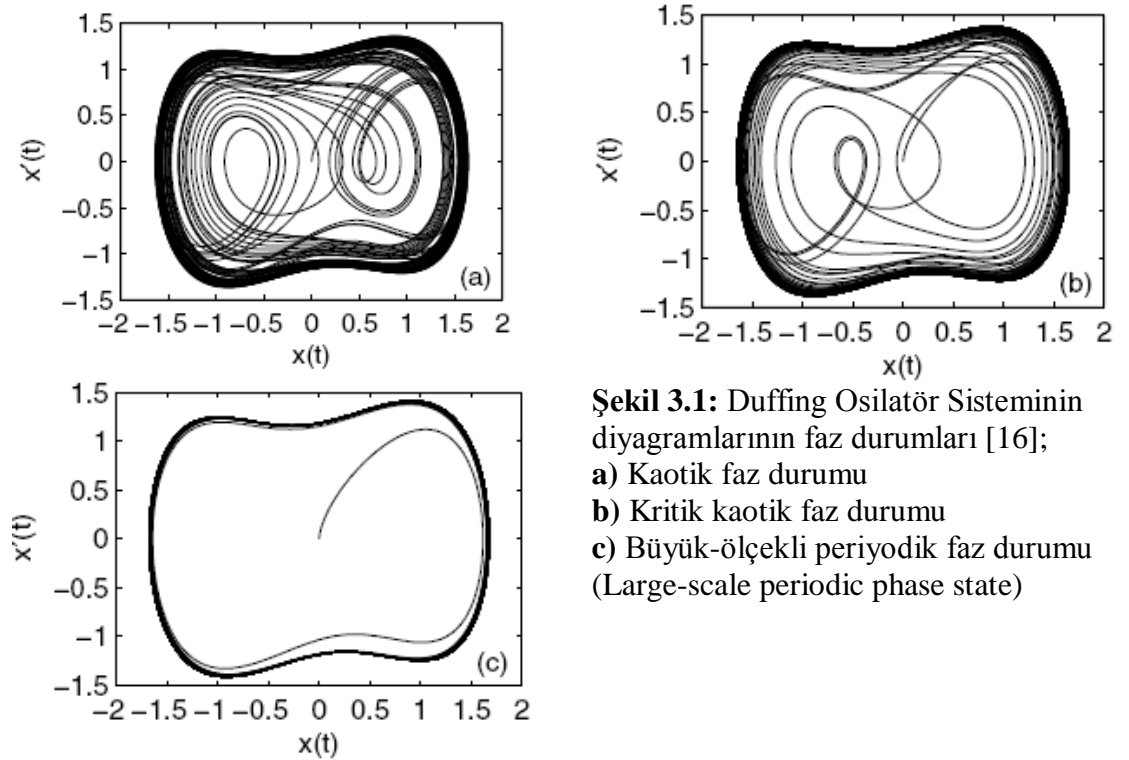
EEG	NORMAL KİŞİLER			ANORMAL KİŞİLER		
	N1	N2	N3	A1	A2	A3
Data Uzunluğu	15000	13000	14000	15000	14000	15000
Lyapunov (λ)	0.26	0.23	0.25	0.28	0.26	0.27

3.MALZEME VE YÖNTEM

3.1 DUFFİNG DENKLEMİNE DAYALI ZAYIF SİNYAL ARAMA YÖNTEMİ

Bu bölümde, dinamik sistemlerde olası *zayıf periyodik sinyallerin* varlığı Duffing Osilatör Sistemi aracılığıyla nasıl tespit edilebileceğinin tekniği aktarılacaktır.

Duffing denkleminde dayalı olarak geliştirilen zayıf sinyal arama yöntemi öz itibarıyla, nonlineer dinamik sistemlerin a-periyodik salınımların faz uzayına dayanır; kaotik sistemlerin ‘başlangıç koşullarına olan hassas duyarlılığından’ hareketle, sistemi dışarıdan uyarma (tedirgin etme) durumlarının faz uzayında meydana getirdiği olası değişimler gözlemlenerek zayıf periyodik sinyallerin varlığı algılanmaya çalışılır. Kritik kaotik faz durumundaki Duffing Osilatör Sistemine dışarıdan zayıf periyodik bir sinyal uygulandığında, sistemi periyodik faz durumuna (large-scale periyodic state) geçmesi sağlanır. Yani dışarıdan uyarılma sonucu olarak, Duffing Osilatör Sistemi kaotik durumdan periyodik duruma geçebiliyor ise, o zaman dışarıdan uyarma olarak kullanılan sinyaller içerisinde zayıf periyodik sinyallerin de gömülü olduğunu bu teknik ile gösterilmiş olunur. Burada Duffing Osilatör Sistemini, gürültü veya a-periyodik salınımların içinde gömülü halde bulunan zayıf sinyalleri algılamasında bir detektör aracı gibi rol görüyor [16,15,42].



Duffing Denklemi yazılırsa [15];

$$\frac{d^2x}{dt^2} + \delta \frac{dx}{dt} - x + x^3 = \gamma \cos(t) + \text{input} \quad (3.1)$$

Denkleme (3.1) input ifadesi eklenmeden önce; δ değeri belirlenir sonra da γ genliğin değeriyle oynayarak sistem kaos eşiğine (veya periyodik hareketin değişim eşiğine) getirilir. Böylece genliğin $\gamma=\gamma_c$ (bifurcation value) kritik değeri belirlenmiş olunur [15].

Zayıf periyodik sinyal tespiti için, $\gamma \cos(t)$ ifadesi referans sinyal olarak ele alınacak. Denkleme (3.1) input olarak okutulan zayıf periyodik sinyale, $\gamma \cos(t)$ ifadesinin (yani periyodik kuvvetin) bir pertübasyonu olarak da bakılabilir. İncelenecek zayıf periyodik sinyal $S(t)$ olsun. Referans sinyal ile belirlenen zayıf periyodik sinyal $S(t)$ arasındaki frekans farkına $\Delta\omega$ bakılarak durum tespiti yapılır [15];

1. Eğer belirlenen $S(t)$ zayıf periyodik sinyal ile referans sinyal arasındaki frekans farkı sıfır ise ($\Delta\omega = 0$) yani frekansları birbirine eşit ise kaostan düzene (periyodik duruma) geçiş olur.
2. Eğer zayıf periyodik sinyal ile referans sinyal arasındaki frekans farkı yeterince küçük ise, düzenli aralıklarla kaos (intermittent chaos) gerçekleşecek, yani sırayla dönüşümlü kaotik ve periyodik hareket olacak. Bu kaos aralığı (intermittent chaos) türü karardır ve kendi periyoduna sahiptir.
3. Eğer zayıf periyodik sinyal ile referans sinyal arasındaki frekans farkı yeterince küçük değil ise, kaostan düzene (periyodik duruma) geçiş çok zordur ve zorluk derecesi gürültü ile hemen hemen aynıdır.

Bilinmeyen farklı frekanslara sahip sinyallerde zayıf periyodik sinyallerin algılanması için, bazı frekans dönüşümleri yapılması gerekiyor [15];

$t = \omega_0 \tau$ olarak tanımlanır [15],

$x(t) = x(\omega_0 \tau) = x_*(\tau)$ ifadesinin birinci ve ikinci derecedeki türevleri alınırsa,

$$\frac{dx(t)}{dt} = \frac{dx(\omega_0 \tau)}{d(\omega_0 \tau)} = \frac{1}{\omega_0} \frac{dx(\omega_0 \tau)}{d(\tau)} = \frac{1}{\omega_0} \frac{dx_*(\tau)}{d\tau}$$

$$\frac{d^2x(t)}{dt^2} = \frac{d^2x(w_0\tau)}{d(w_0\tau)^2} = \frac{1}{w_0^2} \frac{d^2x(w_0\tau)}{d\tau^2} = \frac{1}{w_0^2} \frac{d^2x_*(\tau)}{d\tau^2}$$

x_* ifadesi dahil etmeden elde edilen bu iki ifadeyi Duffing Denklemine (3.1) yerleştirilse;

$$\frac{1}{w_0^2} \frac{d^2x}{d\tau^2} + \frac{\delta}{w_0} \frac{dx}{d\tau} - x + x^3 = \gamma_c \cos(w_0\tau) + input$$

$$x_1 = x, \quad x_2 = \frac{1}{w_0} \frac{dx}{d\tau} \text{ olarak seçilirse;}$$

$$\frac{1}{w_0} \frac{d}{d\tau} \left(\frac{1}{w_0} \frac{dx}{d\tau} \right) + \frac{\delta}{w_0} \frac{dx}{d\tau} - x + x^3 = \gamma_c \cos(w_0\tau) + input$$

$$\frac{1}{w_0} \frac{dx_2}{d\tau} + \delta x_2 - x_1 + x_1^3 = \gamma_c \cos(w_0\tau) + input$$

$$\begin{cases} \frac{dx_2}{d\tau} = w_0(-\delta x_2 + x_1 - x_1^3 + \gamma_c \cos(w_0\tau) + input) \\ \frac{dx_1}{d\tau} = w_0 x_2 \end{cases} \quad (3.2)$$

$$input = s(\tau) + y(\tau) = a \cos((w_0 + \Delta w)\tau + \varphi) + y(\tau) \quad (3.3)$$

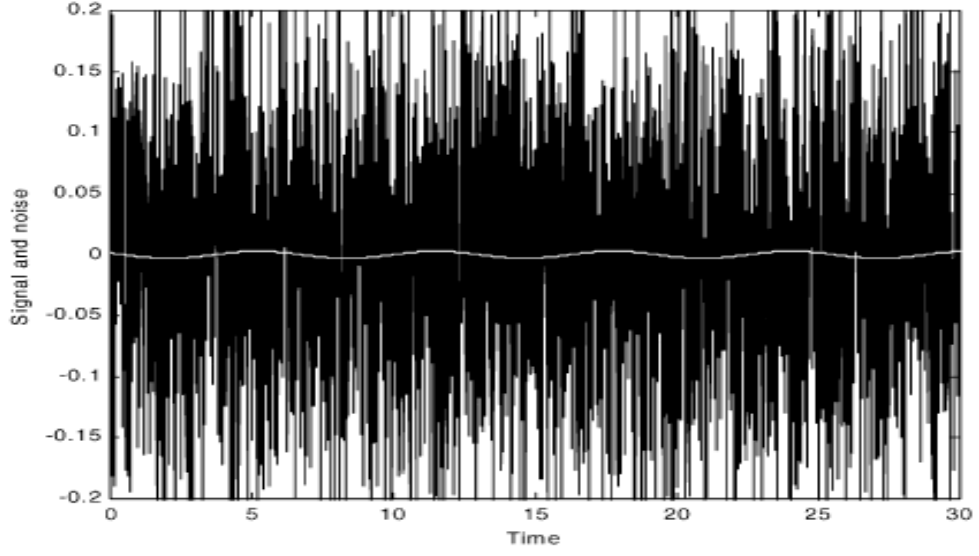
$y(\tau)$ Gaussian gürültüsüdür; $y(\tau) = \sigma \cdot randn$, σ karekök ortalamasıdır. Δw frekans farkıdır, $\Delta w \ll w_0$, φ birincil faz farkıdır [15].

Bilinmeyen zayıf periyodik frekanslı sinyalleri algılamak için; denklemdeki (3.2) referans sinyalin frekansı olan w_0 'ı değiştirerek frekans taraması yapılmalıdır. Amaç zayıf periyodik sinyal ile referans sinyal frekansını aynı duruma getirmektir. Çünkü zayıf periyodik sinyalin yakalanması için birinci maddede belirtilen şartın sağlanması gerekiyor. Burada zayıf periyodik sinyal ile referans sinyal frekansları birbirine eşit olması gerekiyor [15].

Duffing denklemi Rutta-Kutta yöntemiyle nümerik çözümleri elde etmek için uygun h adım aralığını belirlemek gerekiyor. Çünkü seçilecek h adım aralığına bağlı olarak γ_c kritik değeri (bifurcation value) değişir. Duffing denkleminde kullanılacak data'lara (input) göre h adım aralığı yeniden belirlenmelidir [15].

Tablo 3.1: Duffing denklemi Rutta-Kutta yöntemiyle elde edilecek nümerik çözümleri için seçilen h adım aralığına bağlı olarak tespit edilen γ_c kritik değerleri [15]

h	0.04	0.03	0.02	0.01	0.005	0.004
γ_c	0.725	0.753	0.776	0.800	0.813	0.815



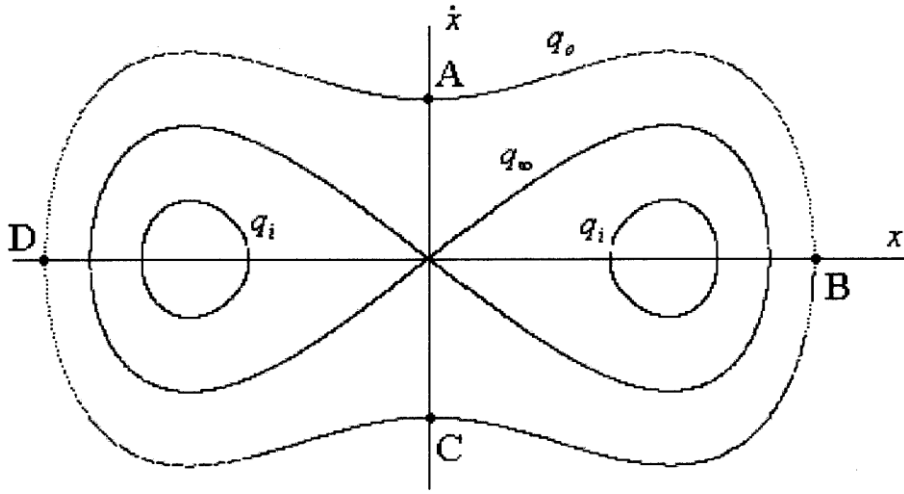
Şekil 3.2: Bir sinyal için gerçek zayıf sinyal (beyaz eğri) ve gürültü veri (siyah eğri)

3.1.1. Çatallaşma (Bifurcation) Süreci

Pertübe edilmemiş Duffing Denklemi yazılırsa [42];

$$\frac{d^2x}{dt^2} - x + x^3 = 0 \quad (3.4)$$

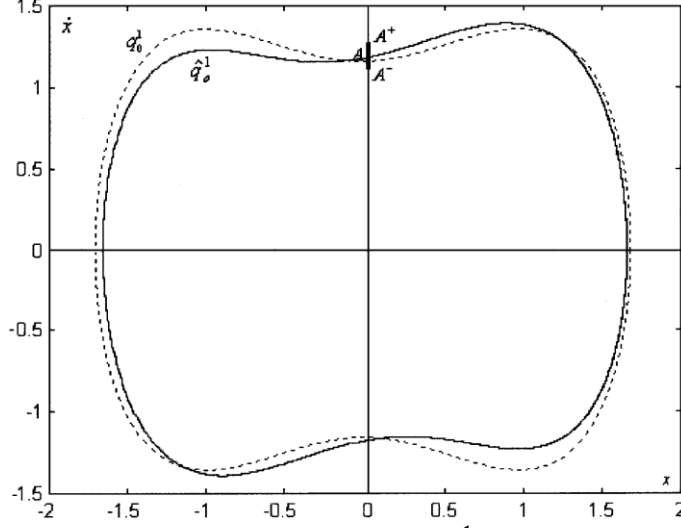
Burada pertübe edilmemiş Duffing Sisteminin periyodik yörüngelerini konumlarına bağlı (iç ve dış) olarak iki kategoriye ayırabilinir.



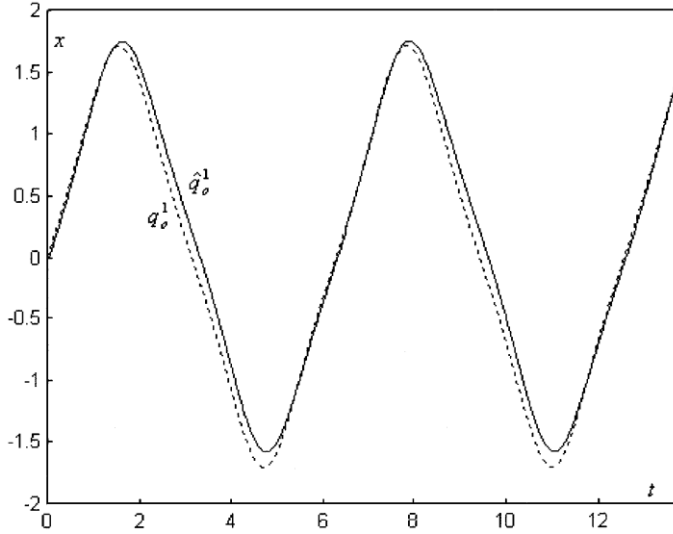
Şekil 3.3: Pertübe edilmemiş Duffing sistemi için yörünge yapısı [42].

Şekil 3.3'de iç yörünge q_i ve dış yörünge ise q_0 ile gösterilmiştir. Her iki kategoride, yörüngeler $T_m = mT$ ($m=1,2,3,\dots$) olarak tanımlanmış periyodik bir istatistiğe sahiptir. Bu sistemdeki alt harmonik yörüngeler $-\delta \frac{dx}{dt} + \gamma \cos(t)$ ile pertübe edilir. δ ve γ değerlerini yeterince büyük seçersek sadece \hat{q}_0^1 yörüngesi var olabilir. Diğer yörüngeler büyük pertübasyon nedeniyle tamamen yok edilir. Şekil 3.4'de hem q_0^1 hem de $\delta = 0.5$ ve $\gamma = 0.82563$ değerleri için çizilmiş \hat{q}_0^1 yörüngesini beraber gösterilmektedir. Bu nümerik sonuçlara göre çizilmiş \hat{q}_0^1 yörüngesinde bazı küçük değişikliklere rağmen periyodu 2π olarak kalır. Duffing Osilatörünü $\gamma \cos(t)$ ile dıştan uyarılmasının bir sonucu olarak periyodu sabit kalabilir. Bu bağlamda γ 'nın büyüklük değeri önemlidir. Şekil 3.4 ve şekil 3.5'den gösterilen q_0^1 ve \hat{q}_0^1 yörüngeleri arasındaki fark küçük bir değişimden ibarettir. Çünkü burada $-\delta \frac{dx}{dt}$ ve $\gamma \cos(t)$ 'nin etkileri birbirini etkisizleştiriyor; bir yörünge içe çekiyor ve diğer yörünge ise dışa doğru iter. Bu

nedenle bireysel etkiler dışarıdan iptal edilir, sadece q_0^1 yörüngesi üzerinde küçük bir pertübe durumu kalır [42].



Şekil 3.4: Noktalı çizgi pertübe edilmemiş q_0^1 yörüngesini göstermektedir. Kalın çizgi ise $\delta = 0.5$ ve $\gamma = 0.82563$ değerleri için çizilmiş \hat{q}_0^1 yörüngesini gösteriyor. A^-A^+ laminar uzunluğu belirleyen bir kesittir [42].



Şekil 3.5: Zaman fonksiyonları olarak q_0^1 ve \hat{q}_0^1 'nin X-koordinatlarıdır. \hat{q}_0^1 için kalın çizgi ve q_0^1 için ise noktalı çizgi ile gösterilmektedir [42].

Pertübe edilmiş sistemin durumunun belirlenmesi için γ_c 'nin çatalaşma (genlik) değerine bakılır. $\gamma > \gamma_c$ için, sistem \hat{q}_0^1 üzerinde sonunda dengelenmiş olacak; ancak $\gamma < \gamma_c$ olduğu zaman, sistem kaotik hareket içinde kalır [42]. Şimdi Duffing Denkleminin "input" olarak içine ilave edilmiş zayıf periyodik sinyal (3.3) ve (3.2) ile birlikte periyodik kuvvetinin toplamını yazarsak [15];

$$A(\tau) = \gamma_c \cos(w_0 \tau) + a \cos((w_0 + \Delta w)\tau + \varphi)$$

$$A(\tau) = \gamma_c \cos(w_0 \tau) + a \cos(w_0 \tau + (\Delta w \tau + \varphi))$$

$$A(\tau) = \gamma_c \cos(w_0 \tau) + a \cos(w_0 \tau) \cos(\Delta w \tau + \varphi) - a \sin(w_0 \tau) \sin(\Delta w \tau + \varphi)$$

$$A(\tau) = (\gamma_c + a \cos(\Delta w \tau + \varphi)) \cos(w_0 \tau) - a \sin(\Delta w \tau + \varphi) \sin(w_0 \tau)$$

$$A(\tau) = (\gamma_c + a \cos(\Delta w \tau + \varphi)) \left[\cos(w_0 \tau) - \frac{a \sin(\Delta w \tau + \varphi)}{\gamma_c + a \cos(\Delta w \tau + \varphi)} \sin(w_0 \tau) \right]$$

$$\tan \theta(\tau) = \frac{a \sin(\Delta w \tau + \varphi)}{\gamma_c + a \cos(\Delta w \tau + \varphi)}$$

$$A(\tau) = (\gamma_c + a \cos(\Delta w \tau + \varphi)) \left[\cos(w_0 \tau) - \frac{\sin \theta(\tau)}{\cos \theta(\tau)} \sin(w_0 \tau) \right]$$

$$A(\tau) = \frac{(\gamma_c + a \cos(\Delta w \tau + \varphi))}{\cos \theta(\tau)} [\cos(w_0 \tau) \cos \theta(\tau) - \sin \theta(\tau) \sin(w_0 \tau)]$$

$$A(\tau) = \frac{(\gamma_c + a \cos(\Delta w \tau + \varphi))}{\cos \theta(\tau)} [\cos(w_0 \tau + \theta(\tau))]$$

Dik üçgen kuralında;

$$A(\tau) = \frac{(\gamma_c + a \cos(\Delta w \tau + \varphi))}{\frac{(\gamma_c + a \cos(\Delta w \tau + \varphi))}{\sqrt{\gamma_c^2 + 2a\gamma_c \cos(\Delta w \tau + \varphi) + a^2}}} [\cos(w_0 \tau + \theta(\tau))]$$

$$A(\tau) = \sqrt{\gamma_c^2 + 2a\gamma_c \cos(\Delta w \tau + \varphi) + a^2} \cdot \cos(w_0 \tau + \theta(\tau))$$

$$A(\tau) = \gamma(\tau) \cdot \cos(w_0 \tau + \theta(\tau))$$

$$\gamma(\tau) = \sqrt{\gamma_c^2 + 2a\gamma_c \cos(\Delta w \tau + \varphi) + a^2} \quad (3.5)$$

$$\theta(\tau) = \arctg \frac{a \sin(\Delta w \tau + \varphi)}{\gamma_c + a \cos(\Delta w \tau + \varphi)}$$

1- Eğer $w_0 = w$ ise;

$\gamma = \sqrt{\gamma_c^2 + 2a\gamma_c \cos \varphi + a^2}$ faz farkı sistem üzerinde önemli bir rol oynar. Eğer

$\pi - \arccos(a/2\delta_c) \leq \varphi \leq \pi + \arccos(a/2\delta_c)$, $\gamma \leq \gamma_c$ ise sistem hala kaotik harekette kalır. Sadece φ düzene (periyodik) geçişi sağlayamaz.

2- Eğer frekans farkı $\Delta\omega$ var ise;

$\gamma(\tau), \gamma_c$ kritik değerinden biraz fazla veya biraz az ise periyodik olacak. Döngü süresi

$$T_\Delta = 2\pi/\Delta\omega \text{ dir.}$$

$\gamma(\tau), \gamma_c - a$ yaklaşımlar olduğu zaman osillatör kaotik hareket halindedir.

$\gamma(\tau), \gamma_c + a$ yaklaşımlarda ise osillatör periyodik duruma geçer. T_Δ ölçümüne göre sinyal frekansı tam olarak bilebilir.

Ancak bu yöntem ilkeldir, çünkü buna dayanarak sinyalin fazı ve genliği hakkında kaba bir tahmin yürütemiyoruz. Onun için geliştirilen Melnikov yöntemi ile buradaki γ_c 'nin değeri kabaca belirlenebilir.

Melnikov Fonksiyonu [42];

$$M(\varnothing) = \int_0^{2\pi} \dot{x} [-\delta\dot{x} + \gamma \cos(t + \varnothing)] dt \quad (3.6)$$

\varnothing açı değişeni Poincare- haritalama noktalarını temsil eder. $\varnothing(t) \in [0, 2\pi)$. q_0^1 yörüngesi üzerinde birebir karşılık gelecek $\varnothing(t)$ noktaları vardır. Örneğin, $\varnothing = 0, \frac{\pi}{2}, \pi, \frac{3\pi}{2}$ için şekil 3.3 de gösterilen A, B, C ve D noktaları karşılar.

(3.6) entegralini çözmek için [43];

$$M(\varnothing) = -\delta J_0 + \gamma J_1 \cos \varnothing + \gamma J_2 \sin \varnothing \quad (3.7)$$

$$J_0 = \int_0^T \dot{x}^2(t) dt = \frac{8}{3(2k^2-1)^{3/2}} [k'^2 K(k) + (2k^2 - 1)E(k)] = 8.14143$$

$$J_1 = \int_0^T \dot{x}(t) \cos t dt = 2\pi\sqrt{2} \operatorname{sech} \frac{\pi K(k')}{2K(k)} = 4.85508$$

$$J_2 = \int_0^T \dot{x}(t) \sin t dt = 0$$

Burada, $k = 0.8721$ ve q_0^1 yörüngesinin eliptik modülüdür. $k' = \sqrt{1 - k^2}$

$\operatorname{sech}(x) \equiv \frac{2}{e^x + e^{-x}}$ hiperbolik sekant fonksiyonudur. $K(k)$ birinci türden eliptik entegraldir, $E(k)$ ikinci türden eliptik entegraldir.

Burada γ ve δ değerleri araştırılacak. \hat{q}_0^1 yörüngesinin koşulunu sağlamak için, (3.7) den $M(\emptyset) = 0$ deki çözümlerine bakılacak [44];

$$-\delta J_0 + \gamma J_1 \cos \emptyset = 0 \Rightarrow \cos \emptyset = \frac{\delta J_0}{\gamma J_1}$$

$$|\cos \emptyset| \leq 1 \text{ alındığında, } \left| \frac{\delta J_0}{\gamma J_1} \right| \leq 1 \quad (3.8)$$

$$\frac{J_0}{J_1} = \frac{\gamma}{\delta} \Rightarrow \gamma_c = \delta \frac{J_0}{J_1}; \text{ burada } \delta \text{ katsayısı tespit ettikten sonra } \gamma_c \text{ değeri}$$

hesaplanır.

$$R = \frac{J_0}{J_1} = 1.6769; \delta = 0.5 \text{ olarak tespit ettikten sonra } \gamma_c = \delta R = 0.838 \text{ olarak}$$

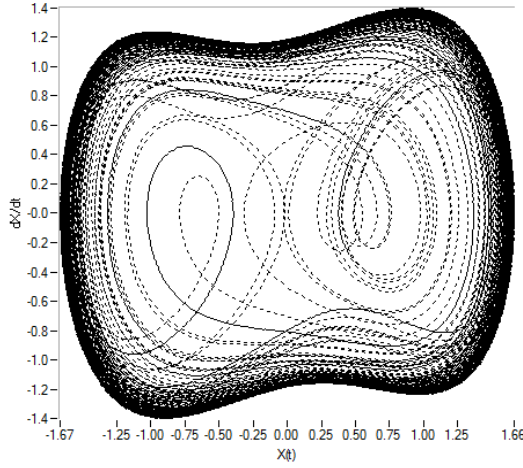
bulunur.

3.2 UYGULAMALAR (SİMÜLASYON DENEYLERİ)

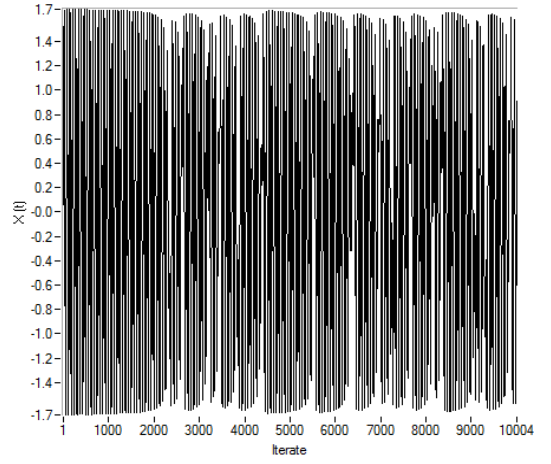
Duffing Osilatör Sistemi aracılığıyla yapılan zayıf periyodik sinyallerine ilişkin simülasyon deneyleri Fortran77 yazılım programı ile yapıldı.

$$\frac{d^2x}{dt^2} + 0.5 \frac{dx}{dt} - x + x^3 = 0.825 \cos(t) \quad (3.9)$$

Adım aralığı $h=0.1$ seçilerek, Duffing denklemi 4.adım Rutta-Kutta yöntemiyle çözerek kritik kaos durumu için faz diyagramı ve zaman serisi çizildi (şekil 3.6,7);



Şekil 3.6: $\gamma_c = 0.825$ için kritik kaotik faz durumu



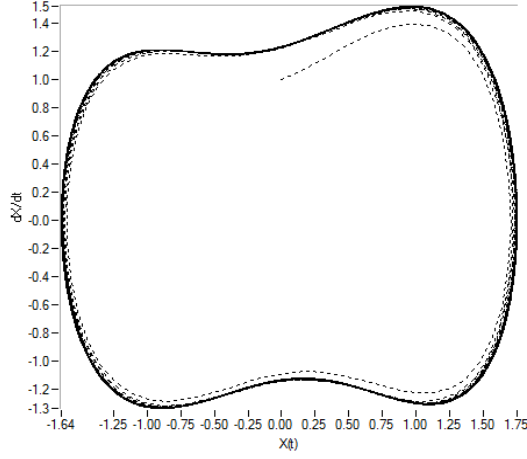
Şekil 3.7: X(t) Zaman serisi

Şimdi yukarıdaki (3.9) Duffing Denklemine zayıf bir sinyal ve gürültü ilave ederek tekrar faz diyagramını çizersek,

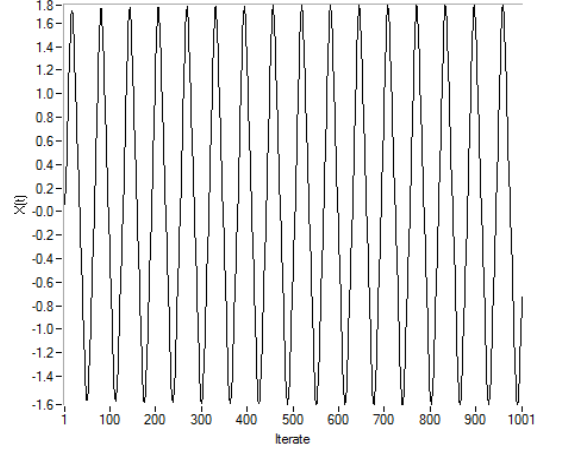
$$\frac{1}{w_0^2} \frac{d^2x}{d\tau^2} + \frac{0.5}{w_0} \frac{dx}{d\tau} - x + x^3 = 0.825 \cos(w_0\tau) + a \cos((w_0 + \Delta w)\tau + \varphi) + y(\tau) \quad (3.10)$$

$y(\tau)$ Gaussian gürültüsüdür; $y(\tau) = \sigma \cdot randn$, σ karekök ortalamasıdır. Δw frekans farkıdır.

1. $w_0 = 1$; $a = 0.01$; $\sigma = 0.2$; $\Delta w = 0$ değerleri için (**küçük sinyal ve büyük gürültü şartı**) Duffing denklemini (3.10) tekrar Rutta-Kutta yöntemiyle çözerek faz diyagramı çizildi [15].



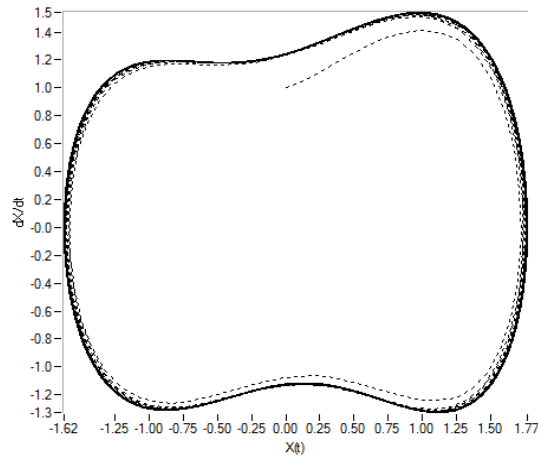
Şekil 3.8: $a = 0.01$, $\Delta w = 0$ ve $\sigma = 0.2$ için faz diyagramı (large-scale periyodic state)



Şekil 3.9: $X(t)$ Zaman serisi

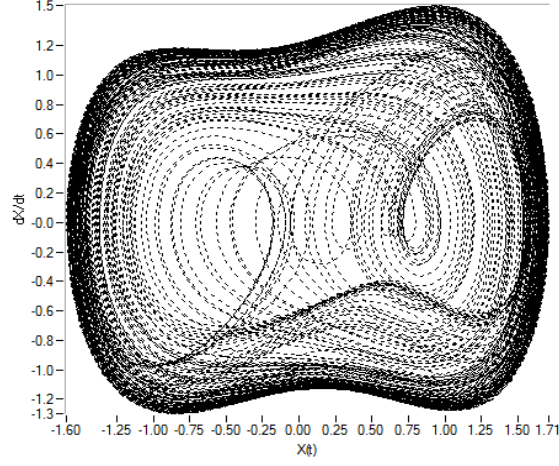
Kritik kaos durumundaki faz diyagramına (Şekil 3.6'daki) gürültü içindeki zayıf sinyal uygulandığında, faz diyagramı kritik kaos durumunda periyodik durumuna (large-scale periyodic state) kaydığı (şekil 3.8'de) görülüyor. Buda Duffing Osilatör sisteminin zayıf sinyalleri tespitinde (seçiciliğinde) duyarlı olduğunu gösteriyor.

Zayıf sinyal için bir faz farkı denkleme (3.10) eklersek de sonuç değişmez $\varphi = \frac{\pi}{6}$ faz farkı için faz diyagramı tekrar çizildi.



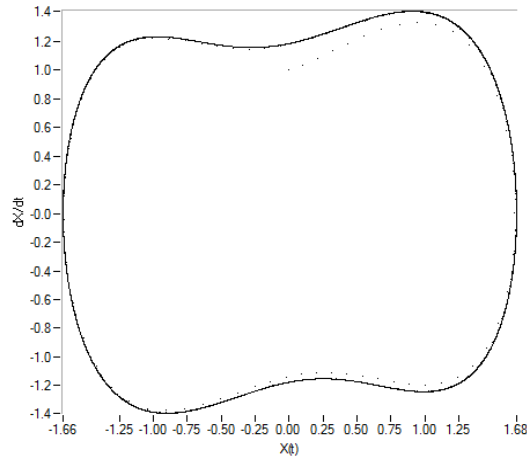
Şekil 3.10: $\varphi = \frac{\pi}{6}$ faz farkı için faz diyagramı (large-scale periyodic state)

2. Zayıf sinyalinin genliğini daha da küçülterek büyük gürültü içinde sistemin sinyal seçiciliğine tekrar bakalım. $w_0 = 1$; $a = 0.001$; $\sigma = 0.2$; $\Delta w = 0$ değerleri için Duffing denklemini (3.10) tekrar Rutta-Kutta yöntemiyle çözerek faz diyagramına bakıldı [15].



Şekil 3.11: $a = 0.001, \Delta w = 0$, ve $\sigma = 0.2$ büyük gürültü içindeki faz diyagramı

Burada Duffing Osilatör Sisteminin büyük gürültü içindeki çok küçük zayıf sinyalleri algılayamadığı görülüyor (şekil 3.11’de). Bunun için gürültüyü azaltarak ($\sigma = 0.02$) tekrar sistemin sinyal algılanmasına bakıldı (şekil 3.12’de).

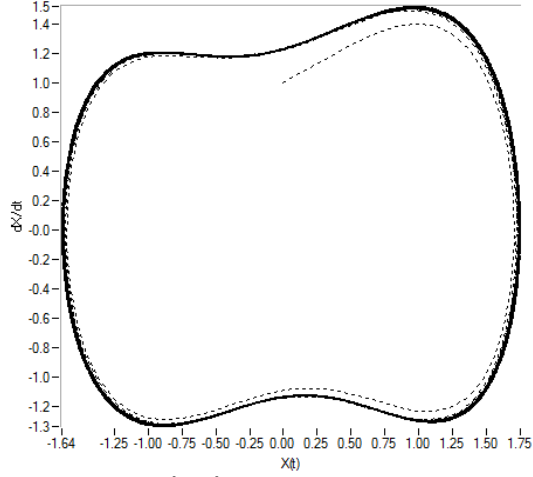


Şekil 3.12: $a = 0.001, \Delta w = 0$ ve $\sigma = 0.02$ az gürültü içindeki faz diyagramı

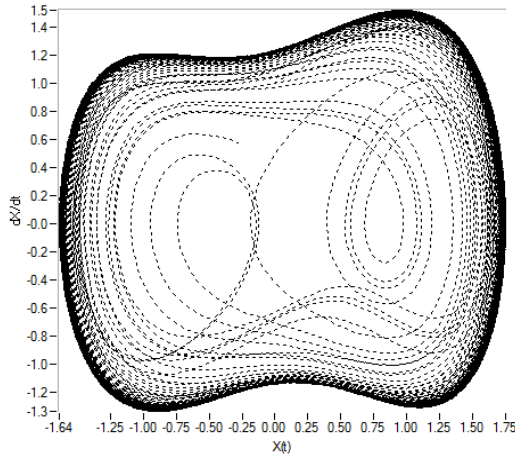
Gürültü azaltıldığında Duffing Osilatör Sistemi mevcut zayıf sinyali algıladı (şekil 3.12’de) görülüyor. Yoğun gürültü içindeki çok küçük zayıf sinyalleri algılaması

oldukça zordur. Onun için herhangi bir dinamik sistemde elde edilen zaman serilerini mümkün oldukça gürültüden arındırılması gerekiyor.

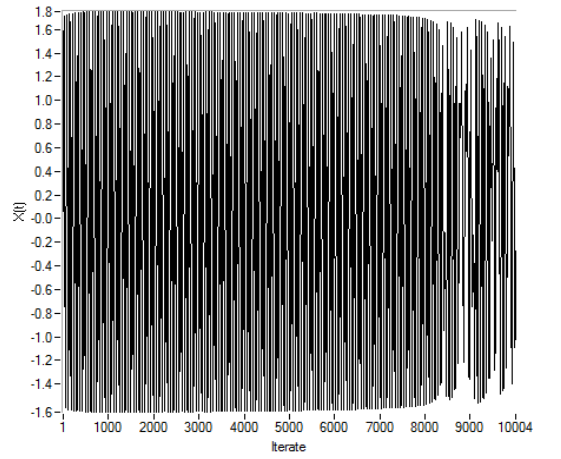
3. $w_0 = 1$; $a = 0.01$; $\sigma = 0.2$; $\left| \frac{\Delta w}{w_0} \right| = 0.001; 0.002; 0.003$ değerleri için (zayıf sinyal ile referans sinyal arasındaki frekans farkı olursa) Duffing denklemini (3.10) tekrar Rutta-Kutta yöntemiyle çözerek faz diyagramları çizildi [41].



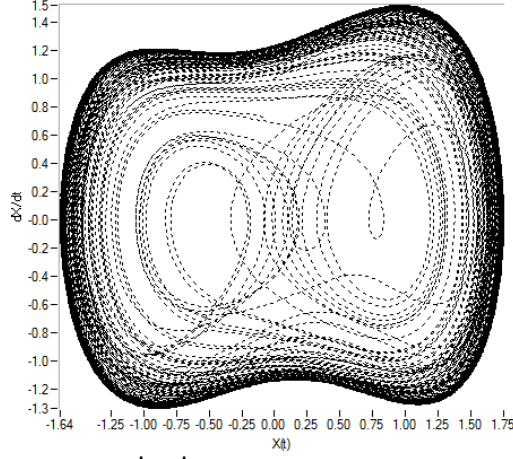
Şekil 3.13: $\left| \frac{\Delta w}{w_0} \right| = 0.001$ için faz diyagramı



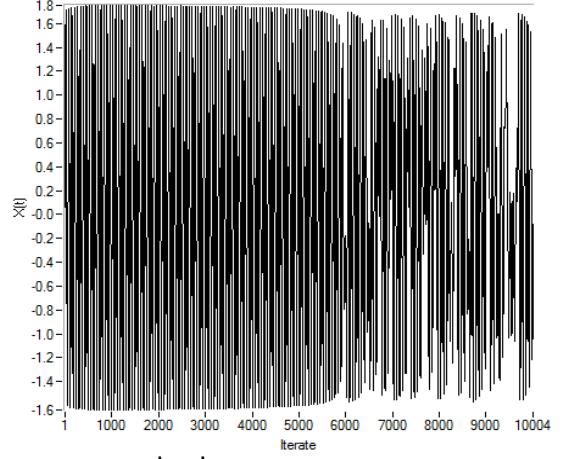
Şekil 3.14: $\left| \frac{\Delta w}{w_0} \right| = 0.002$ için faz diyagramı



Şekil 3.15: $\left| \frac{\Delta w}{w_0} \right| = 0.002$ için zaman serisi



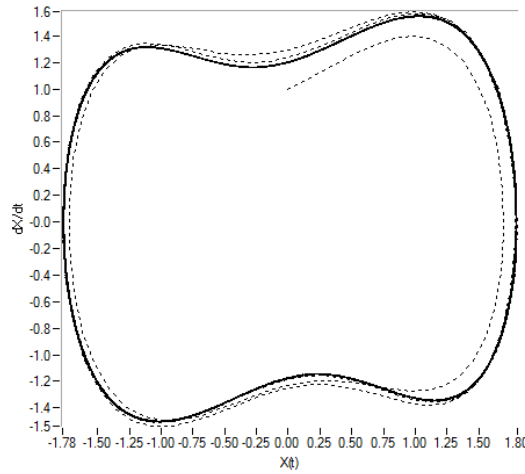
Şekil 3.16: $\left|\frac{\Delta w}{w_0}\right| = 0.003$ için faz diyagramı



Şekil 3.17: $\left|\frac{\Delta w}{w_0}\right| = 0.003$ için zaman serisi

Yukarıdaki parametrelere göre ($w_0 = 1$; $a = 0.01$; $\sigma = 0.2$) zayıf sinyal ile referans sinyal arasındaki frekans farkı $\left|\frac{\Delta w}{w_0}\right| = 0.001$ seçildiği zaman (şekil 3.13'de gösterildiği gibi) kaotik periyodik duruma geçiş olur. Ancak $\left|\frac{\Delta w}{w_0}\right| = 0.002$ alındığında (şekil 3.14-3.15'de gösterildiği gibi) kaotik periyodik duruma geçiş zorlaşır, $\left|\frac{\Delta w}{w_0}\right| = 0.003$ 'de ise (şekil 3.16-3.17'de gösterildiği gibi) kaotik periyodik duruma geçiş çok zordur.

4. **Büyük genlikli sinyaller ve küçük gürültü şartı** [41]; eğer $w = w_0$ ise hareket kritik kaotik durumda periyodik duruma geçecektir. Bu durumda az gürültü altında büyük sinyallerde osilatörün seçiciliği görülecektir. $w_0 = 1$; $a = 0.1$; $\sigma = 0.05$; $\Delta w = 0$ değerleri için faz diyagramı çizildi (şekil 3.18'de).

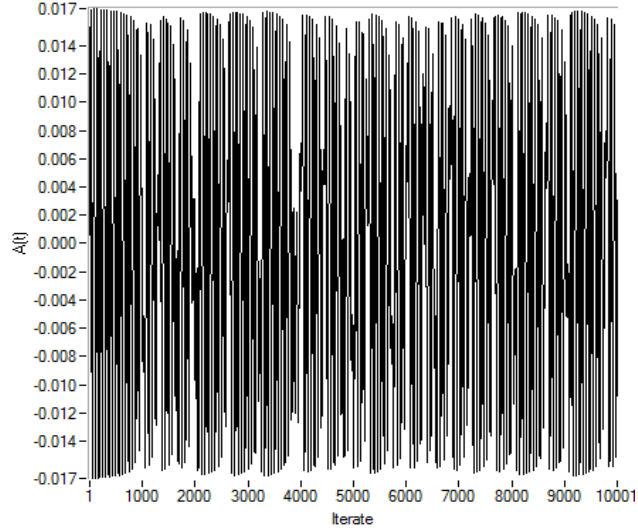


Şekil 3.18: $\Delta w = 0$ için faz diyagramı (büyük genlikli sinyaller ve küçük gürültü şartı)

Yukarda yapılan uygulamalarda gürültü içine gömülmüş zayıf periyodik sinyallerin varlığını Duffing Osilatör Sistemin aracılığıyla tespit etmek idi. Şimdi de a-periyodik yapılı dinamik sistemlerde gömülmüş zayıf periyodik sinyallerin varlığını Duffing Osilatör Sistemin aracılığıyla araştıracağız (**a-periyodik salınım ve az gürültü şartı**) [15]:

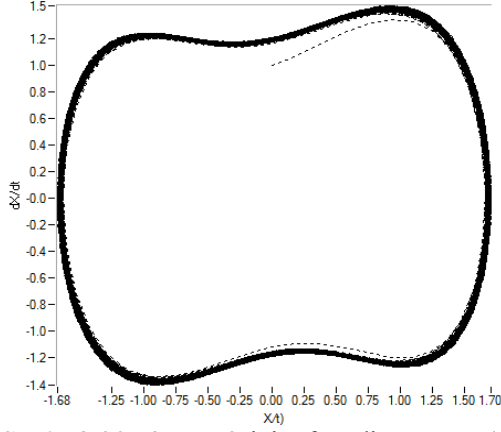
$$\frac{1}{w_0^2} \frac{d^2x}{d\tau^2} + \frac{\delta}{w_0} \frac{dx}{d\tau} - x + x^3 = 0.825 \cos(w_0\tau) + a \cos((w_0 + \Delta w)\tau + \varphi) + y(\tau) + A(\tau) \quad (3.11)$$

$y(\tau)$ Gaussian gürültüsüdür; $y(\tau) = \sigma \cdot randn$, σ karekök ortalamasıdır. Δw frekans farkıdır. $A(\tau)$: a-periyodik salınım

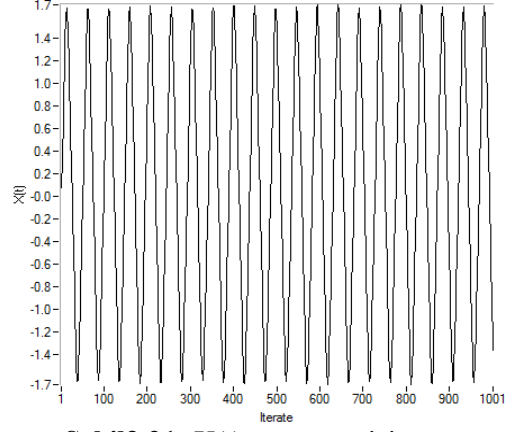


Şekil 3.19: $A(\tau)$ a-periyodik salınım

$w_0 = 1.3$; $a = 0.002$; $\sigma = 0.05$; $\Delta w = 0$ değerleri için faz diyagramı çizildi (şekil3.20).



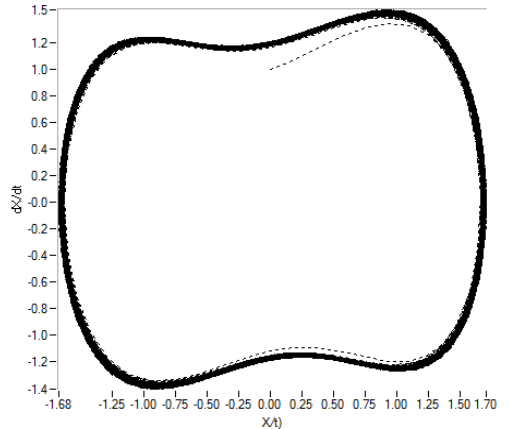
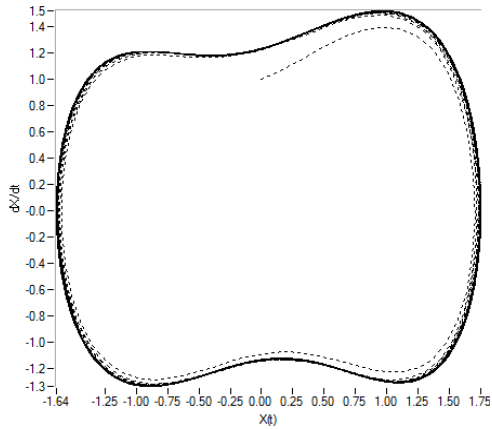
Şekil 3.20: $\Delta w = 0$ için faz diyagramı (zayıf sinyal ile a-periyodik salınım ve az gürültü şartı)



Şekil3.21: X(t) zaman serisi

Kritik kaos durumundaki faz diyagramına (Şekil 3.6'daki) a-periyodik salınım (şekil 3.19'deki) içine gömülmüş bir zayıf periyodik sinyal uygulandığında, faz diyagramı kritik kaos durumunda periyodik duruma (large-scale periodic state) kaydığı (şekil 3.20'de) görülür. Buda Duffing Osilatör sisteminin a-periyodik salınım içine gömülmüş zayıf periyodik sinyalleri tespitinde (seçiciliğinde) duyarlı olduğunu gösteriyor.

Şekil 3.8 ve şekil 3.20'de gösterilen (large-scale periodic state) yörüngelerin bant-genişliklerinin farklılık gösterdiği görülüyor. Bu da a-periyodik yapıli sistemlerde gömülü zayıf periyodik sinyalleri tespit ederken, periyodik faz durumuna geçmiş yörüngenin bant-genişliğinin daha büyük olduğu görülüyor (şekil 3.20). Buradan hareketle periyodik faz durumuna geçmiş yörüngenin bant-genişliğine bakarak zayıf periyodik sinyalin a-periyodik bir yapıda mı yoksa sadece gürültü içinde mi çekildiği anlaşılabilir.



Şekil 3.22: Şekil 3.8 ve Şekil 3.20'deki yörüngelerin bant-genişliklerinin farklılık gösterimi

3.2.1 Kaotik Osilatörlerin Dizisi

Bilinmeyen frekanslı sinyalleri algılamak için kaotik osilatör dizisi kullanılır. w_0 'ın (referans sinyalin frekansı) değerini değiştirerek frekans taraması yapılır [15].

$$\frac{dx_1}{d\tau} = w_0 x_2$$

$$\frac{dx_2}{d\tau} = w_0(-\delta x_2 + x_1 - x_1^3 + \gamma_0 \cos(w_0 \tau) + input)$$

$$input = s(\tau) + y(\tau) = a \cos((w_0 + \Delta w)\tau + \varphi) + y(\tau)$$

Osilatörlerin frekansları $1 < w < 10$ *radians* arasında sınırlandırılır.

Bunun için $\Omega^T = [w_1, w_2, \dots, w_k, \dots, w_K]$. Eşit oranda bir dizi yapılabilir;

$$w_1 = 1, w_2 = 1.03, \dots, w_k = 1.03w_{k-1}, \dots, w_K = 10.03$$

($K = 79$)

Dizi 79 osilatörden yapıldı.

Eğer sinyal frekansı 1–10 arasında ise, sadece iki bitişik osilatörde (k ve $k+1$) düzenli aralıklı kaos (Intermittent Chaos) olur (şekil 3.23'de). Diğer durumlarda tam kaotik hareket içinde kalır. Bu nedenle w_k ve w_{k+1} arasında olmalıdır. Bundan başka, aralıklı kaosun zaman döngüsü ölçülebilir. Böylece w kesinlikle saptanır [15].

Bu yaklaşımın ardında; $a = 0.02$, $\sigma = 0.05$ $w_{20} = 1.7535$, $w_{21} = 1.8061$

Zaman döngüsü; $T_{\Delta 1} = 376s$, $T_{\Delta 2} = 178s'$ dir

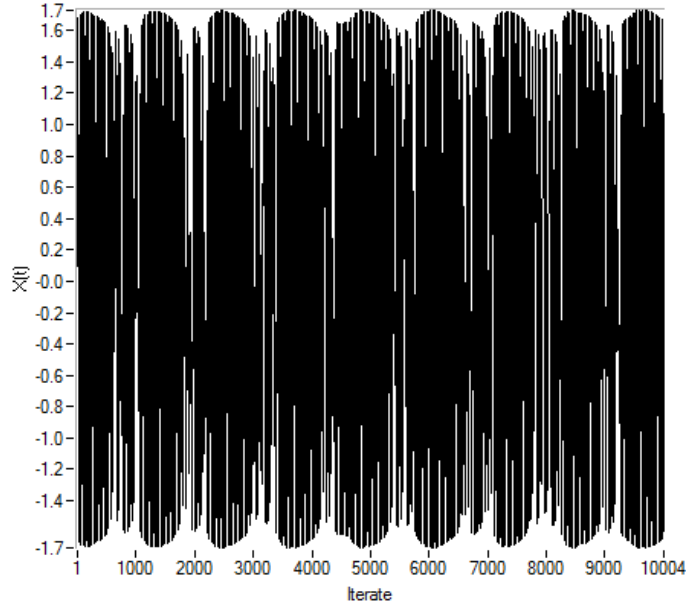
$$\Delta w_1 = \frac{2\pi}{T_{\Delta 1}} = 0.0167Hz, \quad \Delta w_2 = \frac{2\pi}{T_{\Delta 2}} = 0.0353Hz$$

$$w = \left[\frac{(w_{20} + \Delta w_1) + (w_{21} - \Delta w_2)}{2} \right] 10^2 = 177.05Hz$$

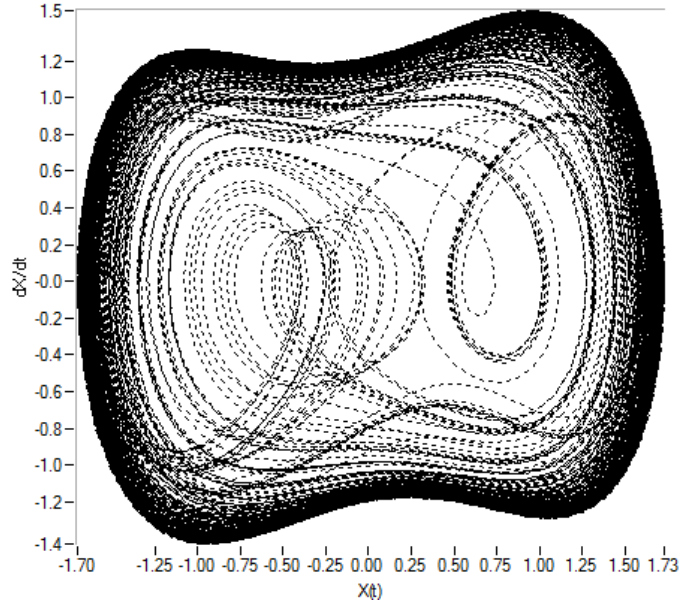
Düzenli aralıklı kaos (Intermittent Chaos) sadece iki komşu osilatörde gerçekleşir, eğer ortak oranı 1.03'den daha küçük seçilirse, iki osilatörden daha fazla düzenli aralıklı kaosun gerçekleşmesi mümkündür. Eğer ortak oranı 1.03'den daha büyük seçilirse, düzenli aralıklı kaos muhtemelen iki osilatörden daha az olacaktır. Bu yüzden 1.03

ortak oranı en uygun değerdir. Daha sonra osilatörlerin numarası belirlendi ($K=79$) [15].

Uygulamasında karşılaşılan sorunlar ışığında başka bir ortak oran da kullanılabilir. Ama bunu yaparken, dizi yeniden düzenlenmeli ve yeni yapılandırmaya uyum sağlamak için algoritma güncelleşmesi yapılmalıdır [15].



Şekil 3.23: $w_{20} = 1.7535$, $w_{21} = 1.8061$ için zaman serisi



Şekil 3.24: $w_{20} = 1.7535$, $w_{21} = 1.8061$ için faz diyagramı

3.2.2 Zayıf Periyodik Sinyaller ve Lyapunov Üstelleri

İstatistiksel özellikleri açısından; Lyapunov üstelleri bir sistemin dinamik özelliklerini yansıtır, yani sistemin kaotik durumu hakkında bilgi verir. Diğer yandan Lyapunov üsteli kaos eşiği (periyodik bölge ile kaotik bölgenin kesiştiği nokta) hakkında bir genelleme yapmamıza imkan sunuyor. Tezde kullanılacak, Dinamik Sistemler için Duffing denklemine dayalı olarak geliştirilmiş zayıf periyodik sinyal arama yönteminin geçerliği konusunda Lyapunov üsteli yardımcı bir öge (referans) olarak alınabilir. Dolayısıyla, zayıf periyodik sinyal tespitinde En Büyük Lyapunov üsteli bir indeks olarak kullanılabilir mi? Lyapunov üsteline bakarak bir dinamik sistemde zayıf periyodik sinyal bulunma olasılığı değerlendirilebilir. Bir sistemin iki boyutlu bir eşleştirmesi için [45];

$$\begin{cases} x_{n+1} = f_1(x_n, y_n), \\ y_{n+1} = f_2(x_n, y_n), \end{cases} \quad (3.12)$$

Bu denklemin Jakobin matrisi yazılabilir [45].

$$J = \begin{bmatrix} \frac{df_1}{dx_n} & \frac{df_1}{dy_n} \\ \frac{df_2}{dx_n} & \frac{df_2}{dy_n} \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

Bu matrisin özdeğerleri l_1 ve l_2 olarak bulunsun; iki Lyapunov üstellerinin eşleşmesi sırasıyla,

$$\lambda_1 = \frac{1}{n} \ln|l_1|, \quad \lambda_2 = \frac{1}{n} \ln|l_2| \quad \text{olarak hesaplanır.}$$

4.BULGULAR

Duffing denklemine dayalı zayıf sinyal arama yöntemini uygulamak için EEG sinyalleri kullanılacaktır. Aperiodyk yapılı ve birçok alt frekans bileşenlerine sahip olması itibariyle ve burada zayıf periyodik sinyallerin bulunma olasılığından hareketle EEG dataları seçildi. Ayrıca bu yöntem ile beyin gibi düzensiz dinamik yapılar hakkında bilgi elde etme imkânına da bakılacaktır.

Bu bölümde, Malzeme ve Yöntem bölümünde değerlendirilen bilgiler ışığında, EEG sinyallerinde oluşturulmuş zaman serilerinden Duffing Osilatör Sistemi aracılığıyla zayıf periyodik sinyaller aranacaktır. Elde iki epilepsi hastadan daha önce kaydedilmiş EEG sinyalleri mevcuttur [17]. Bu EEG kayıtları alınırken; hasta1 üç yıldır nöbet geçirmemiş ve hasta2 ise bir ay önce nöbet geçirmiş epileptik hastalardır. Duffing Denklemi yazılırsa;

$$\frac{d^2x}{dt^2} + 0.5 \frac{dx}{dt} - x + x^3 = \gamma_c \cos(t) + r(input_{EEG}) \quad (4.1)$$

Denklemdaki $\gamma_c \cos(t)$ ifadesini zayıf periyodik sinyal tespitinde referans sinyal olarak kullanılacaktır.

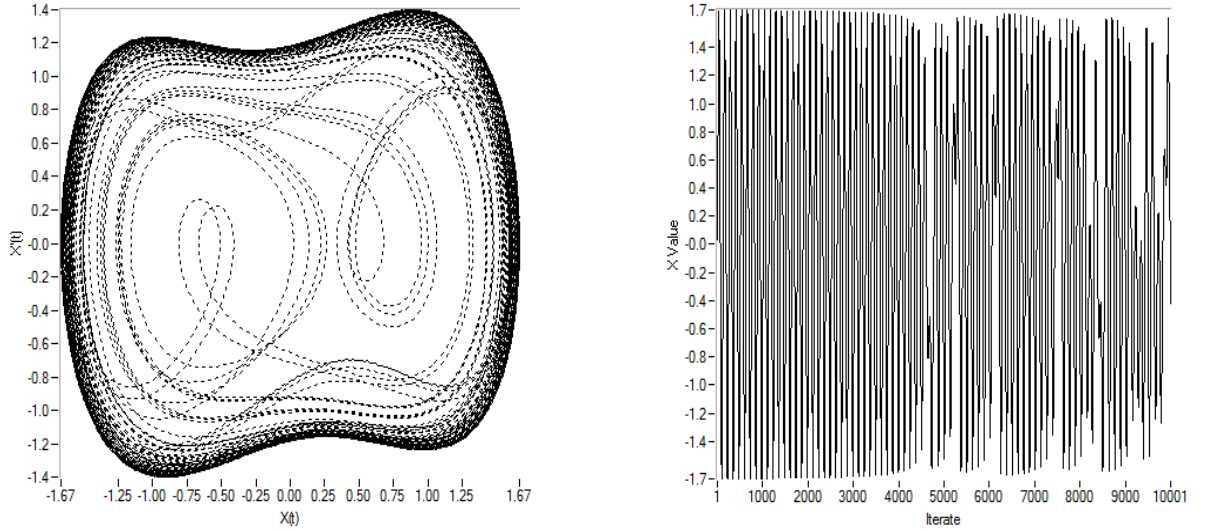
r : ölçekleme katsayısıdır. EEG zaman serileri uygun bir ölçek (küçültme) r katsayısı ile çarpılarak veriler Duffing denklemine (4.1) uyumlu hale getirilir.

Teknik yöntem olarak zayıf sinyalleri belirlemek için; ilk önce Duffing denklemine (4.1) $input_{EEG}$ ifadesi ilave edilmeden önce genlik (γ_c) kritik bir değere getirilecektir. Bu değerle birlikte sistemiz kritik kaotik faz durumuna ulaştığı için $input_{EEG}$ ifadesini Duffing denklemine (4.1) eklenilecektir. Dışarıdan uyarma (tedirgin etme) durumuna karşılık, kaos eşliğindeki Duffing Osilatör Sisteminin faz diyagramının vereceği tepkiye göre bir takım sonuçlara ulaşılabilmektedir. Eğer sistem kritik kaotik faz durumundan periyodik faz durumuna geçerse, $input_{EEG}$ sinyalin içinde belirli bir periyodiklik ya da yarı periyodiklik bir karaktere sahip zayıf sinyalin olduğunu bize gösterir. Aksi takdirde diğer durumlar (aperiyodik, gürültü vb. durumlar) Duffing Osilatör Sistemini periyodik faz durumuna geçirmez. Duffing denklemini (4.1) $t = w_0\tau$ frekans dönüşümüyle aşağıdaki gibi yazılabilir [17,42];

$$\begin{cases} \frac{dx_2}{d\tau} = w_0[-0.5x_2 + x_1 - x_1^3 + \gamma_c \cos(w_0\tau) + r(input_{EEG})] \\ \frac{dx_1}{d\tau} = w_0x_2 \end{cases} \quad (4.2)$$

Bu Duffing denklemi (4.2) dördüncü derecede Rutta-Kutta yöntemiyle nümerik çözümleri elde etmek için Fortran77 yazılım programı kullanıldı.

$input_{EEG}$ 'yi Duffing denkleminde okutmadan önce; Duffing Osilatör Sistemin kaos eşiğindeki faz diyagramı çizilir ($\gamma_c = 0.825$ ve $w_0 = 0.5$ için) ;

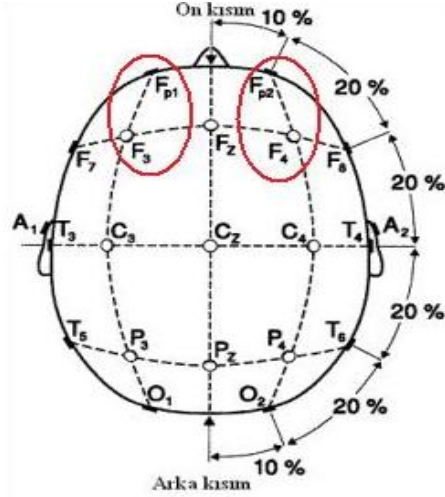


Şekil 4.1: Kritik kaotik faz durumundaki ($\gamma_c = 0.825$ ve $w_0 = 0.5$) Duffing osilatör Sisteminin **a)** Faz Diyagramı **b)** Zaman Serisi gösterimi

Duffing Osilatör Sistemi şekil 4.1'de gösterildiği gibi kritik kaotik faz durumuna getirildikten sonra, $input_{EEG}$ 'yi denklem (4.2)'de okutarak ve tekrar Rutta-Kutta yöntemiyle nümerik çözümler elde edilerek faz diyagramı yeniden çizilir. Burada denklem (4.2)'deki w_0 değeri sürekli değiştirilerek (yani frekans taraması yapılarak) EEG sinyalleri içinde olası zayıf periyodik sinyaller yakalanmaya çalışılacak. Zaten EEG sinyallerin içinde zayıf sinyal varsa ve bizde bu zayıf sinyalin frekansını yakaladığımızda, şekil 4.1'deki kritik kaotik faz durumundaki Duffing Osilatör Sistemini periyodik faz durumuna geçirecektir.

Epilepsi iki hastanın beynin ön kısmındaki FP1-F3 (sol taraf) ve FP2-F4 (sağ taraf) kanalında alınmış EEG sinyal kayıtlarını Duffing Denkleminin (4.2) aracılığıyla

incelenecektir. Bu kanallarda belirli aralıklarla alınmış datalarda zaman serileri oluşturuldu (Seçilen kanallar ve data aralıkları rastgele seçildi). Daha önce yapılan çalışmalarda bu kanallardaki EEG zaman serilerinin Lyapunov değerleri hesaplanmıştı [17,18,46].

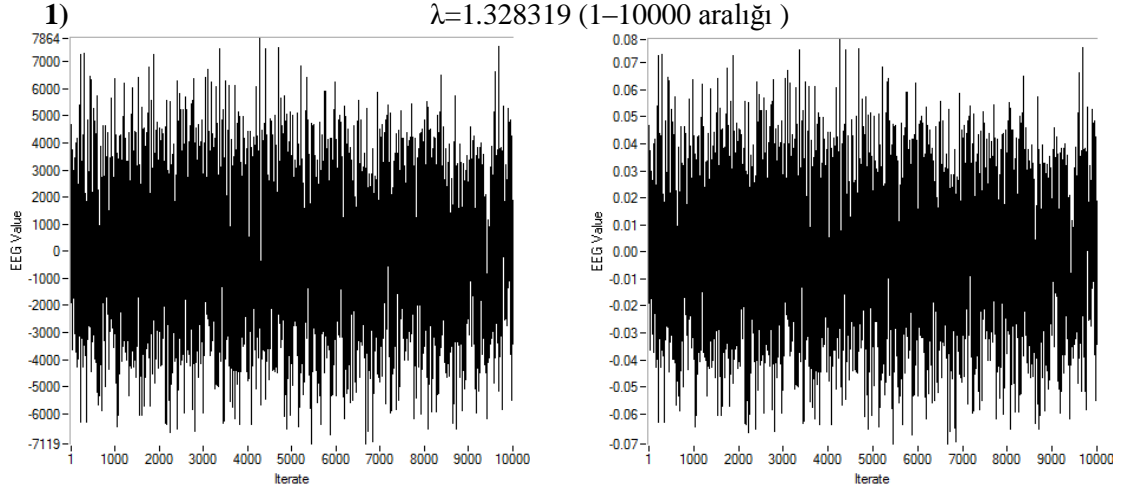


Tablo 4.1: Tabloda gösterilen kanalların data aralıklarından alınarak oluşturulmuş EEG zaman serilerinin en büyük Lyapunov üstellerinin değerleri Wolf algoritması kullanarak hesaplanmıştır [17,18,46].

KANALLAR	FP1-F3		FP2-F4	
	hasta1	hasta2	hasta1	hasta2
1 1-10000	1.328319	0.939347	1.623749	0.98645
2 60000-70000	1.618392	0.950949	1.291939	1.01158
3 120000-130000	1.245669	0.688702	1.265102	0.776418
4 180000-190000	1.559377	0.945522	1.58704	1.059746
5 240000-250000	1.32738	1.410537	1.623915	1.524992
6 300000-310000	1.6291	0.896646	1.628536	1.021936
7 360000-370000	1.59866	0.55033	1.298882	1.033014
8 420000-430000	1.61896	0.370629	1.61807	0.681189

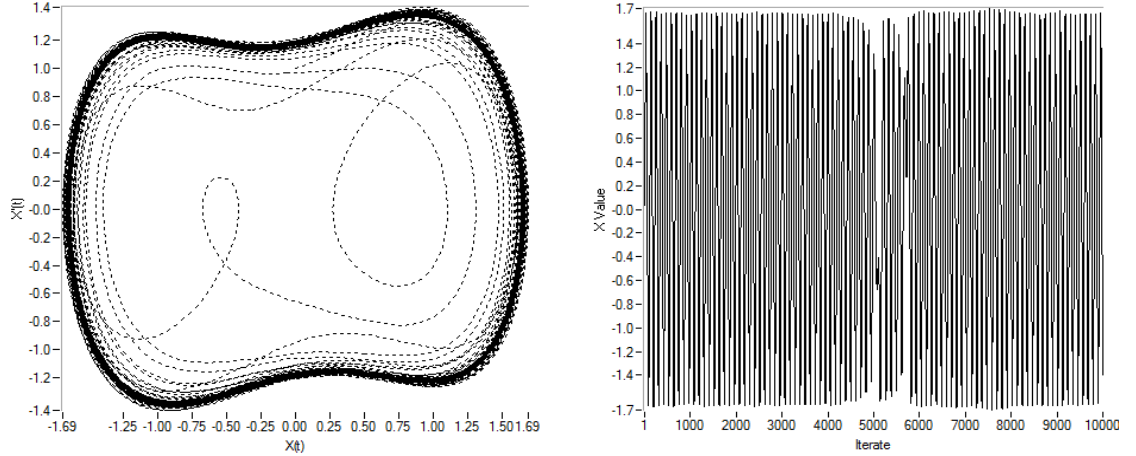
Şimdi Tablo 4.1'deki Lyapunov değerleri hesaplanmış bu EEG zaman serilerinden zayıf periyodik sinyallerin varlığı araştırılacaktır.

4.1.Hasta1'in FP1-F3 kanalından Zayıf Periyodik Sinyal Araştırması

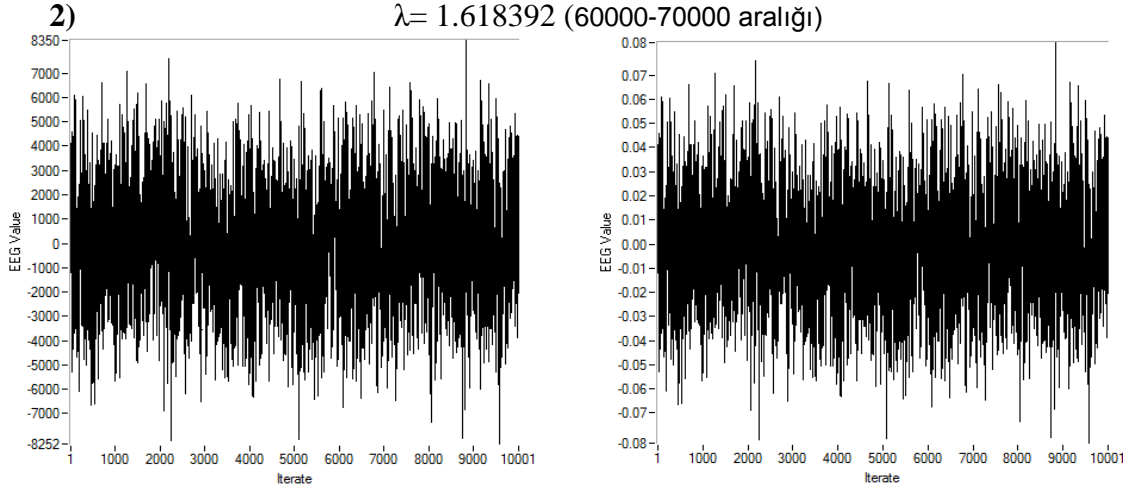


Şekil 4.2: a) hasta1_FP1-F3 kanal-1 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-1 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-1)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.57$ için şekil 4.3'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.3'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-1) şekil 4.1'deki faz diyagramını periyodik faz diyagramına çeviremediği için bu aralığı kapsayan bir zayıf periyodik sinyalin varlığında bahsedilemez.

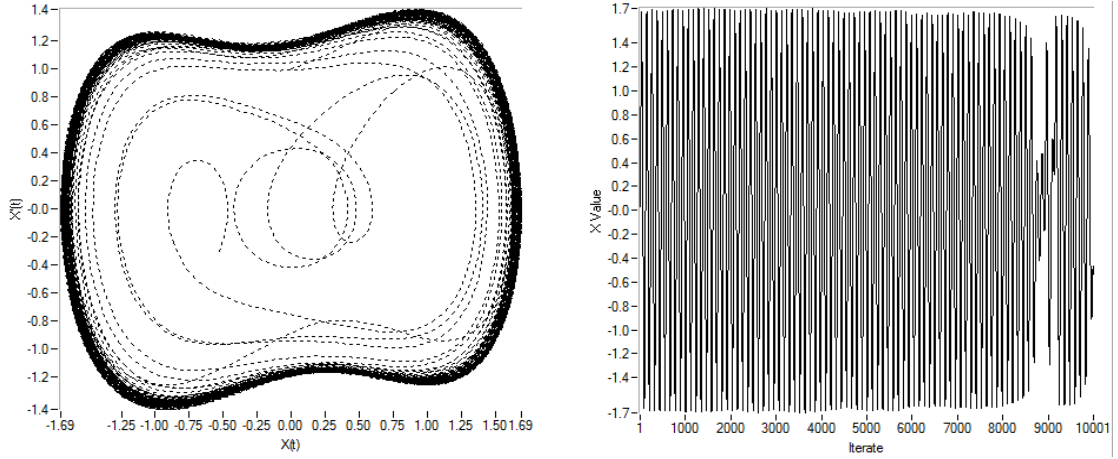


Şekil 4.3: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-1)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.57$

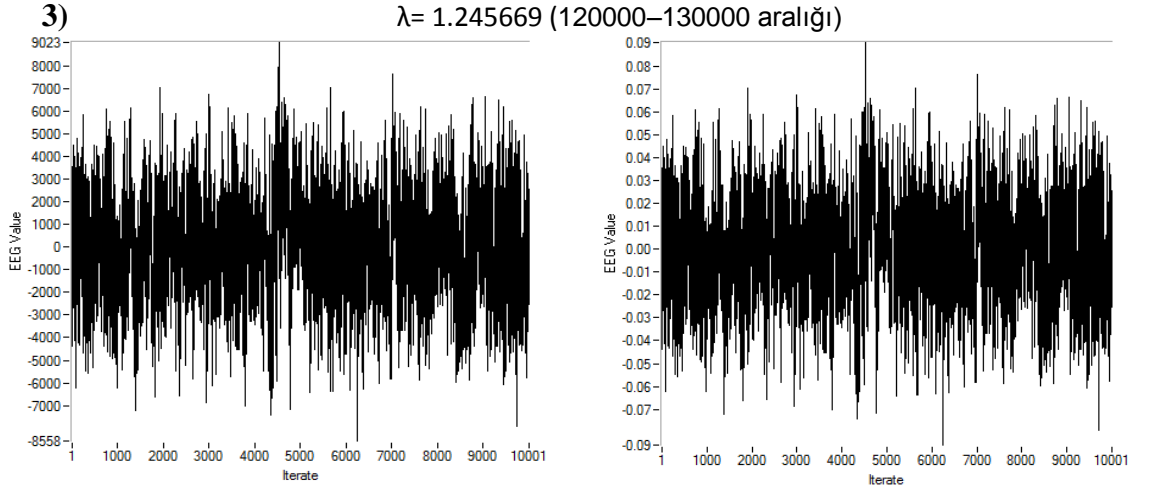


Şekil 4.4: a) hasta1_FP1-F3 kanal-2 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-2 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-2)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.549$ için şekil 4.5'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.5'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-2) şekil 4.1'deki faz diyagramını periyodik faz diyagramına çeviremediği için bu aralığı kapsayan bir zayıf periyodik sinyalin varlığında bahsedilemez.



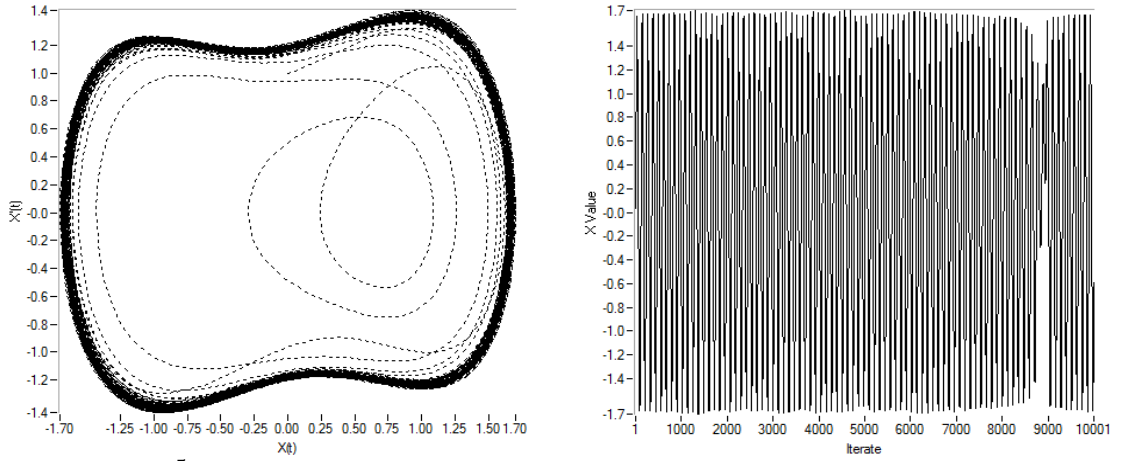
Şekil 4.5: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-2)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.549$



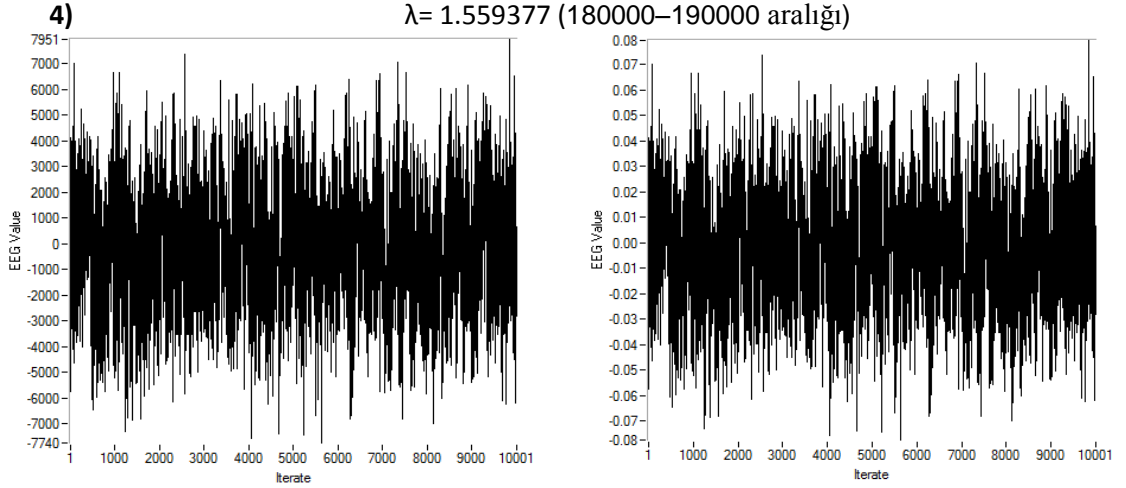
Şekil4.6: a) hasta1_FP1-F3 kanal-3 zaman serisi

b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-3 zaman serisi

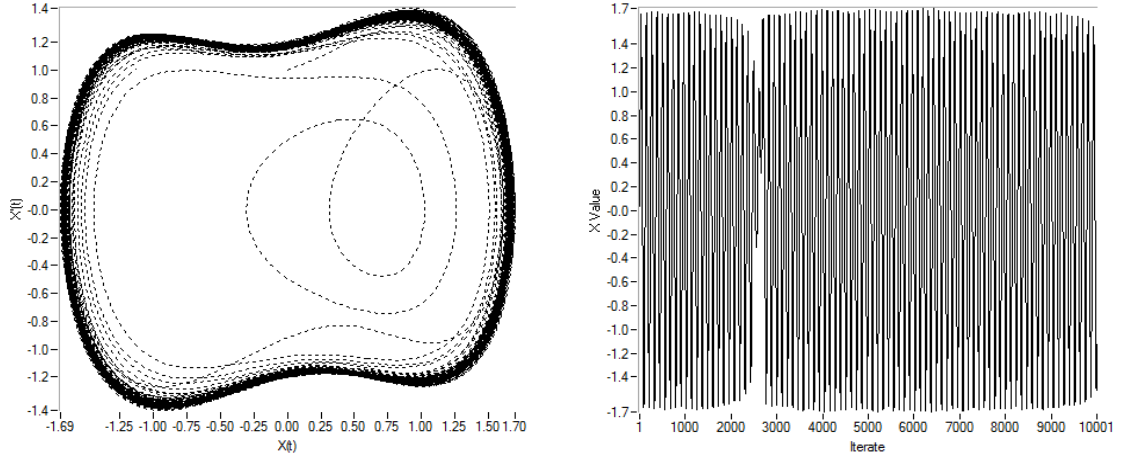
$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-3)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.54$ için şekil 4.7'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.7'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-3) şekil 4.1'deki faz diyagramını periyodik faz diyagramına çeviremediği için bu aralığı kapsayan bir zayıf periyodik sinyalin varlığında bahsedilemez.

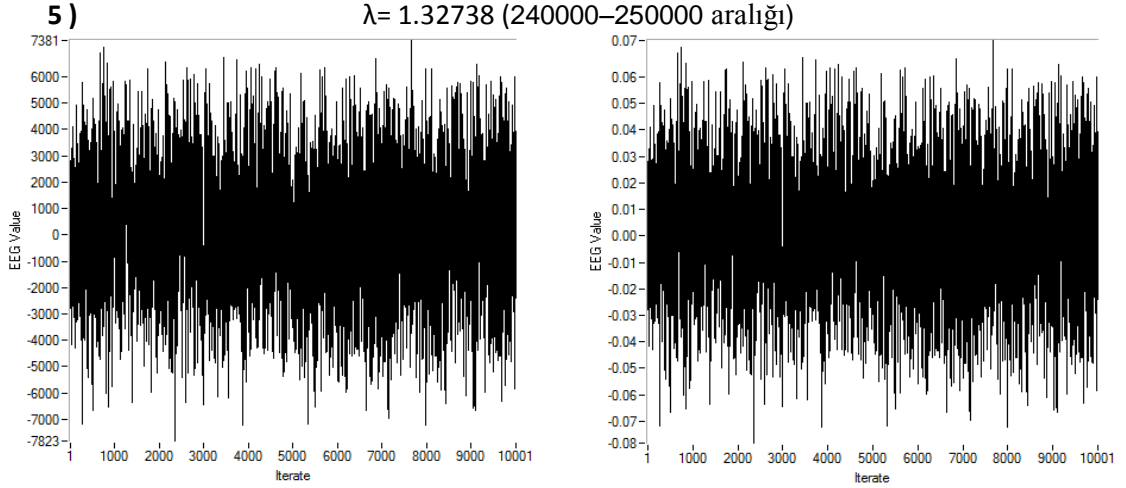


Şekil 4.7: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-3)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.54$



$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-4)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.54$ için şekil 4.9'daki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.9'da görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-4) şekil 4.1'deki faz diyagramını periyodik faz diyagramına çeviremediği için bu aralığı kapsayan bir zayıf periyodik sinyalin varlığında bahsedilemez.

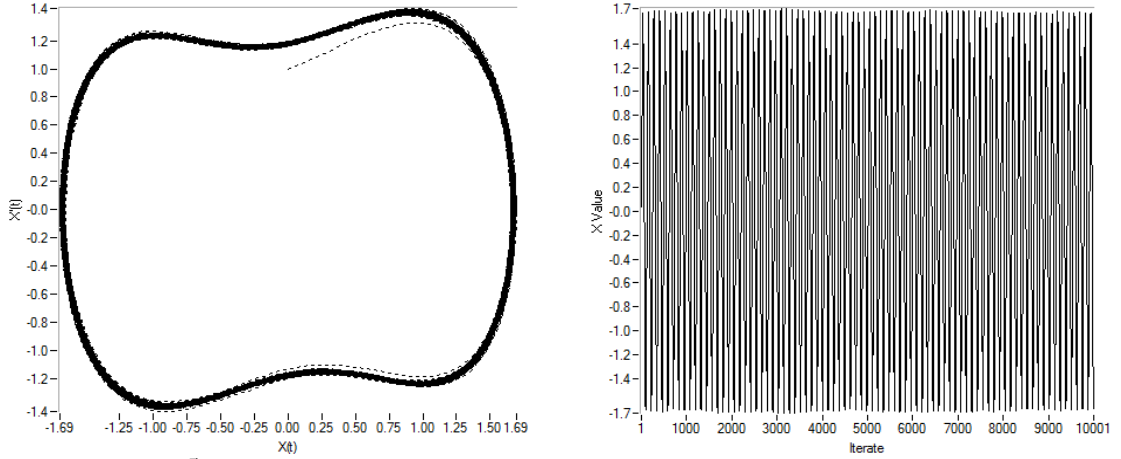




Şekil 4.10: a) hasta1_FP1-F3 kanal-5 zaman serisi

b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-5 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-5)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.514$ için şekil 4.11'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.11'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-5)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına (large-scale periyodik state) çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

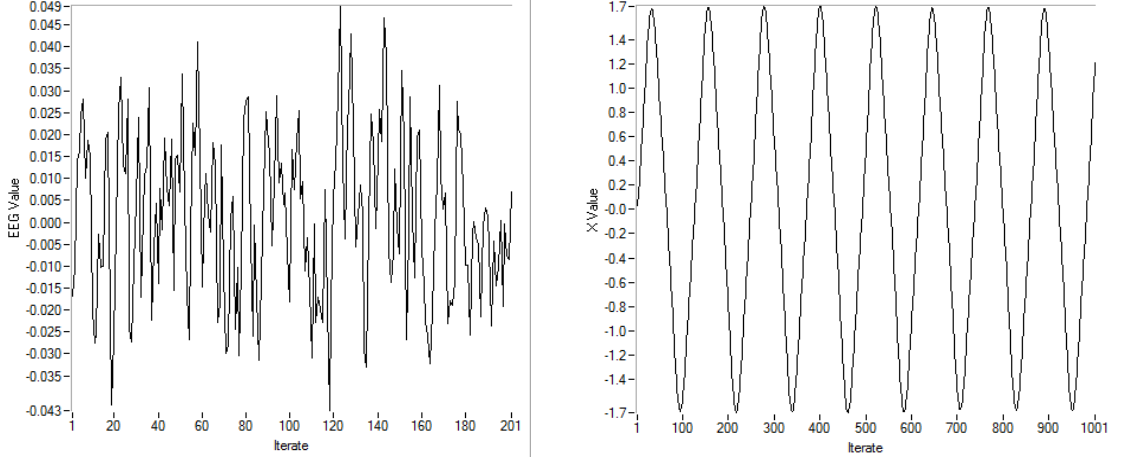


Şekil 4.11: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-5)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.514$ $f = 8.18Hz$ $a = 110\mu V$

Bu aralıkta (hasta1_FP1-F3 kanal-5) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı hesaplanırsa;

$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.514}{2(3.14159)} 100 = 8.18 Hz \text{ olarak bulunur.}$$

Şekil 4.10b ve şekil 4.11b'deki zaman serilerini daha yakında gösterelim.



Şekil 4.12: a) Şekil 4.10b'nin yakın gösterimi b) Şekil 4.11b'nin yakın gösterimi

4.1.1 Zayıf Periyodik Sinyal Genliğini Bulma Tekniği;

Zayıf periyodik sinyalin genliğini yine Duffing Osilatör Sistemi aracılığıyla ölçülebilir.

Denklem (4.2) için Duffing Osilatör Sistemi;

- 1) $\gamma_c + a \geq 0.8257$ olduğu zaman Duffing Osilatör Sistemi periyodik faz durumunda (large-scale periyodic state) kalır.
- 2) $\gamma_c + a < 0.8257$ durumunda ise Duffing Osilatör sistemi periyodik faz durumuna geçemez, kaotik faz durumunda kalır.

γ_c : Referans sinyalin genliği

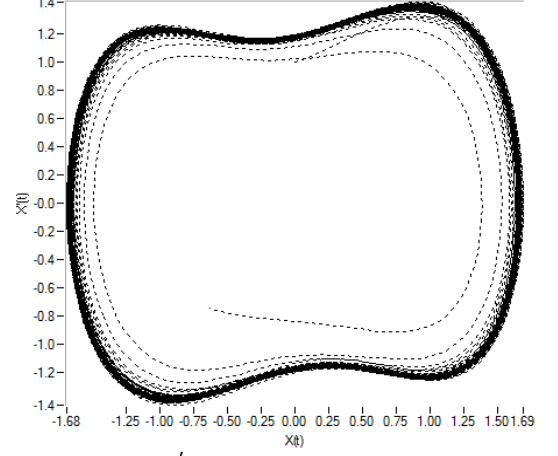
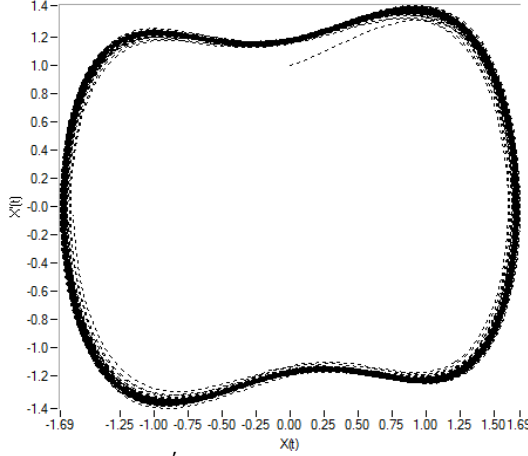
a : $input_{EEG}$ içindeki zayıf periyodik sinyalin genliği

Bu bilgiler ışığında; EEG zaman serilerinden bulunan zayıf periyodik sinyallerinin genliklerini bulmak için, periyodik faz durumuna gelmiş (şekil 4.11'deki gibi) Duffing Osilatör Sisteminde w_0 sabit tutularak ve referans sinyalin genliği olan γ_c değerini geriye çekerek (küçültürük) sistemi tekrar kritik kaotik faz durumuna getirilmelidir. Yani periyodik faz durumunun bozulduğu anın bir önceki γ_c' değerini 0.8257'den çıkartarak ($a = 0.8257 - \gamma_c'$) zayıf periyodik sinyalin genliği bulunmuş olur.

Denklem (4.2)'de $\gamma_c = 0.825$ göre ayarlandığı için, Duffing Osilatör Sistemi sadece $a \geq 0.0007$ üstündeki zayıf periyodik genlikleri tespit edebilecektir. $a < 0.0007$

altındaki genlikli zayıf periyodik sinyalleri tespit etmek için γ_c değerini değiştirmemiz (büyütmemiz) gerekiyor.

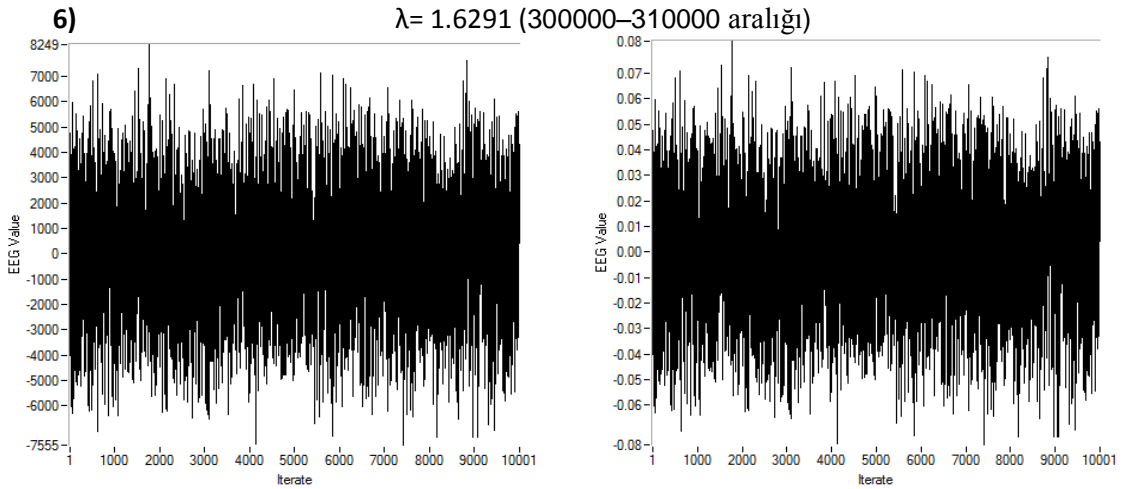
Şimdi “hasta1_FP1-F3 kanal-5” de bulduğumuz zayıf periyodik sinyalin genliğini hesaplayalım:



Şekil 4.13: $\gamma_c' = 0.8246$ için Duffing faz diyagramı Şekil 4.14 $\gamma_c' = 0.8245$ Duffing faz diyagramı

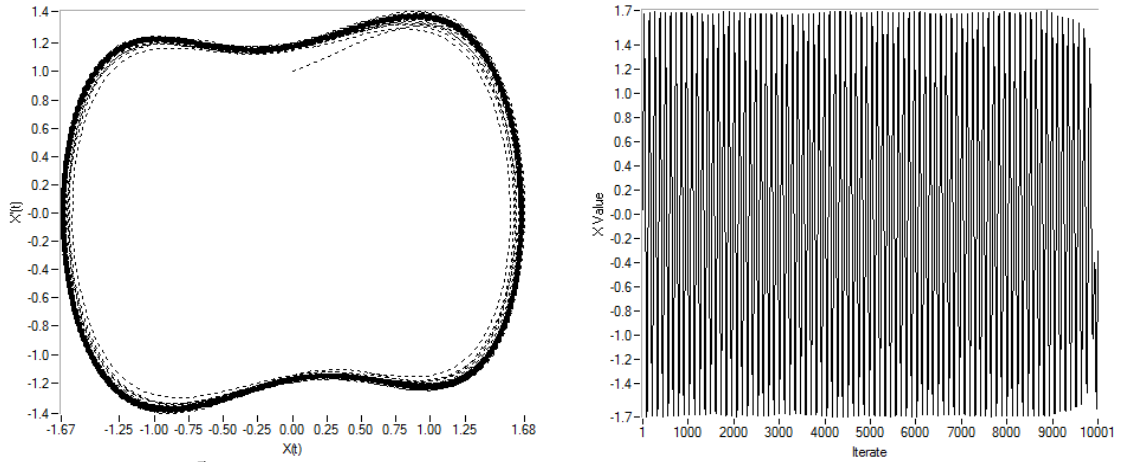
$\gamma_c' = 0.8245$ değerinde Duffing Osilatör Sisteminin periyodik faz durumunun bozulmaya başladığını görülüyor. Buna göre $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-5)’deki zayıf periyodik sinyalin genliğini;

$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8246 = 0.0011$ olarak bulunur. Bunu da tekrar 10^5 ile çarpılırsa $a = 110\mu V$ (mikro volt) olarak gerçek değeri bulunur.



Şekil 4.15: a) hasta1_FP1-F3 kanal-6 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-6 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-6)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.54$ için şekil 4.16'daki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.16'da görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-6)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor. Burada zaman serisinin 9500 datadan sonra frekans değişiminin sonucu olarak periyodik faz durumuna geçen Duffing osilatör sisteminin yavaşça bozulmaya başladığı da görülüyor.

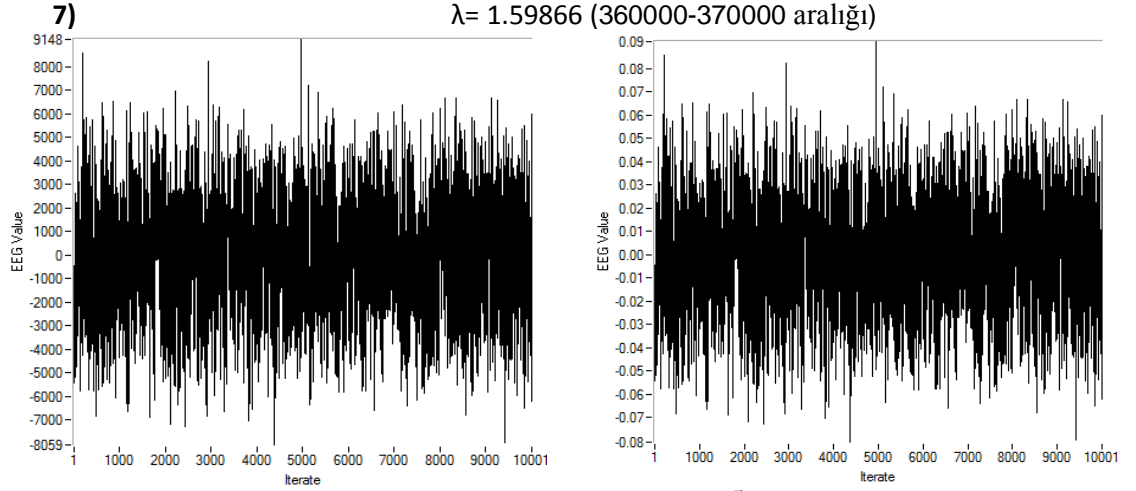


Şekil 4.16: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-6)'nin Duffing denkleminde **a)** çizilmiş faz diyagramı **b)** zaman serisi $w_0 = 0.54$ $f = 8.594Hz$ $a = 70\mu V$

Bu aralıkta (hasta1_FP1-F3 kanal-6) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.54}{2(3.14159)} 100 = 8.594 Hz$$

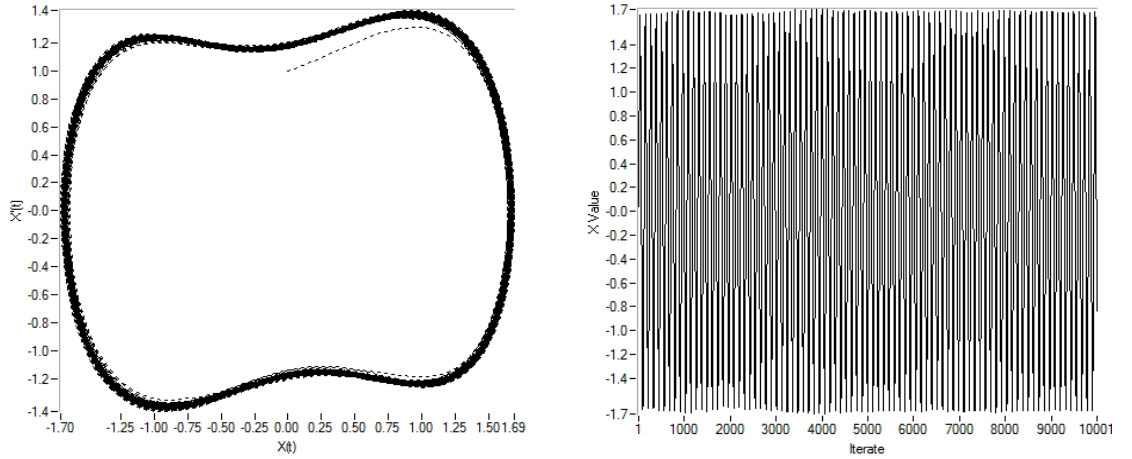
$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.825 = 0.0007 = 70\mu V \text{ olarak bulunur.}$$



Şekil 4.17: a) hasta1_FP1-F3 kanal-7 zaman serisi

b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-7 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-7)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.538$ için şekil 4.18'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.18'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-7)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

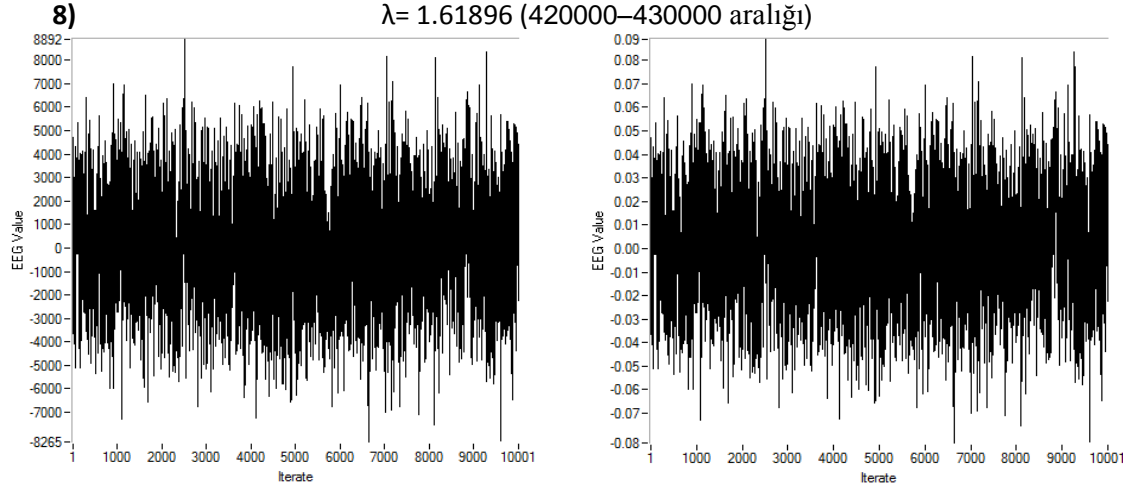


Şekil 4.18: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-7)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.538$ $f = 8.564 Hz$ $a = 120\mu V$

Bu aralıkta (hasta1_FP1-F3 kanal-7) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

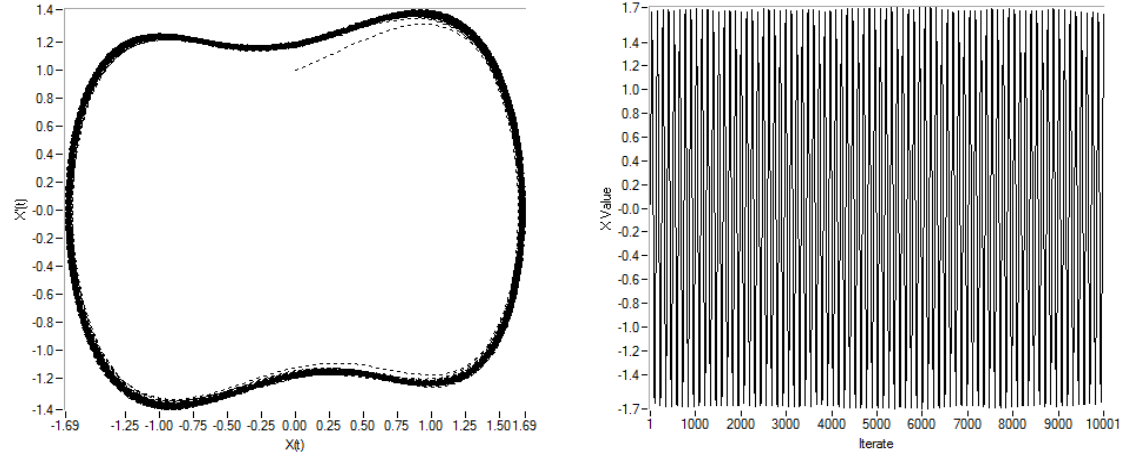
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.538}{2(3.14159)} 100 = 8.564 Hz$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8245 = 0.0012 = 120\mu V \text{ olarak bulunur.}$$



Şekil 4.19: a) hasta1_FP1-F3 kanal-8 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP1-F3 kanal-8 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-8)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.5106$ için şekil 4.20'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.20'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-8)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.



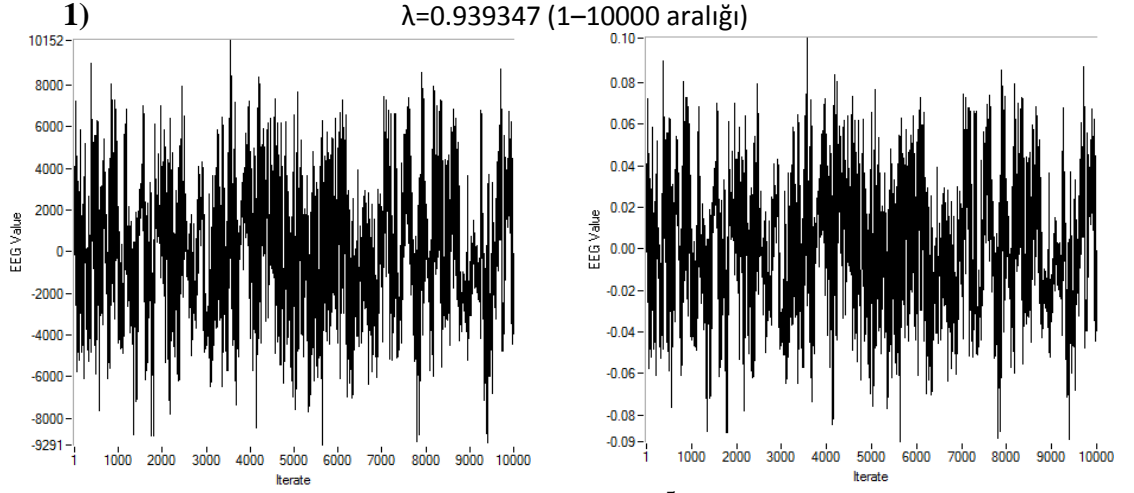
Şekil 4.20: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-8)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.5106$ $f = 8.126Hz$ $a = 130\mu V$

Bu aralıkta (hasta1_FP1-F3 kanal-8) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.5106}{2(3.14159)} 100 = 8.126 \text{ Hz}$$

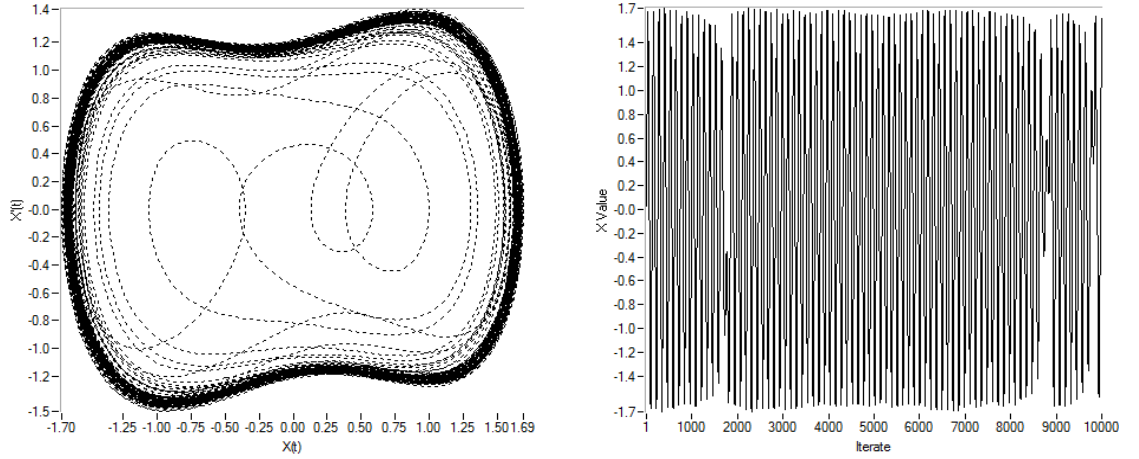
$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8244 = 0.0013 = 130\mu V \text{ olarak bulunur.}$$

4.2. Hasta2'in FP1-F3 kanalından Zayıf Periyodik Sinyal Araştırması

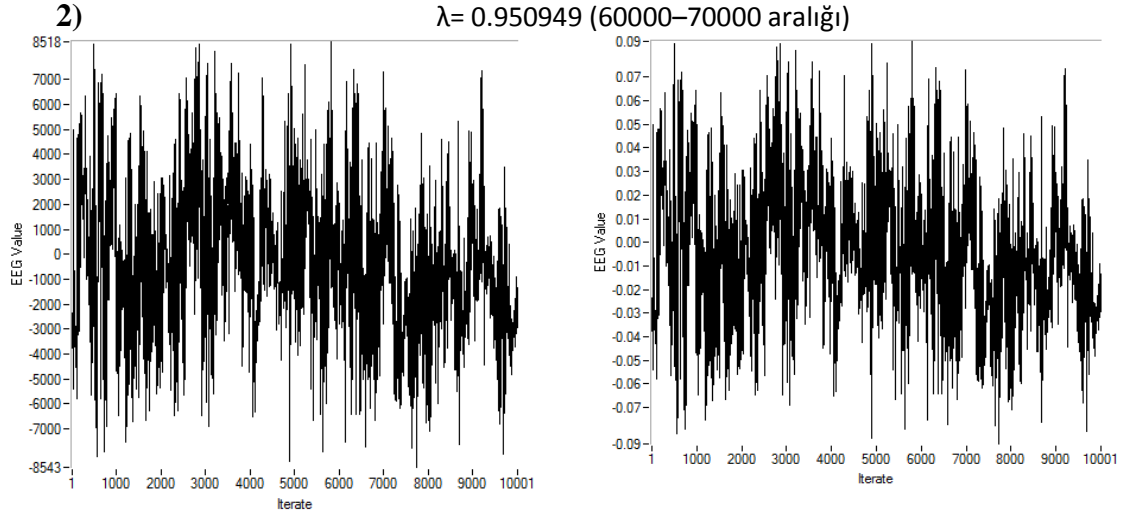


Şekil 4.21: a) hasta2_FP1-F3 kanal-1 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-1 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-1)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.5108$ için şekil 4.22'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.22'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-1) şekil 4.1'deki faz diyagramını periyodik faz diyagramına çeviremediği için bu aralığı kapsayan bir zayıf periyodik sinyalin varlığında bahsedilemez.

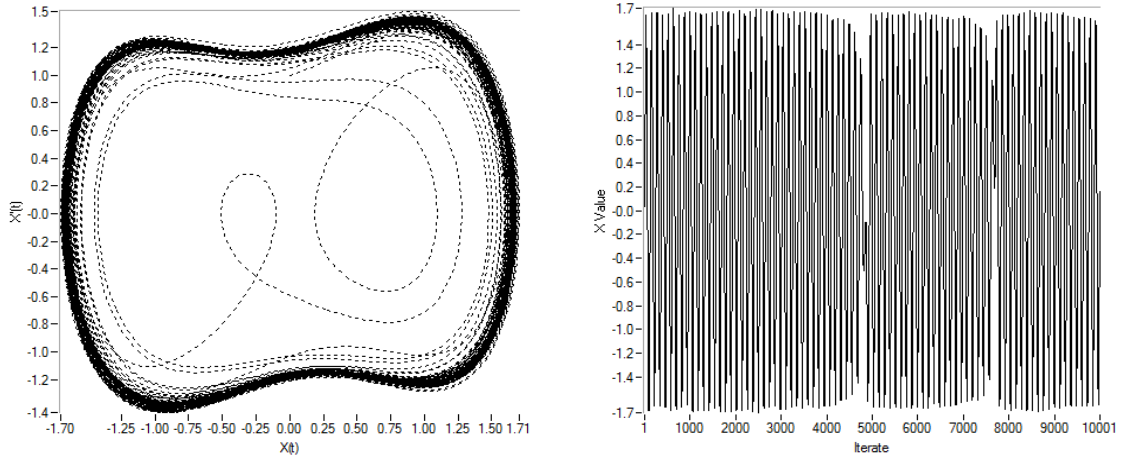


Şekil 4.22: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-1)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.5108$

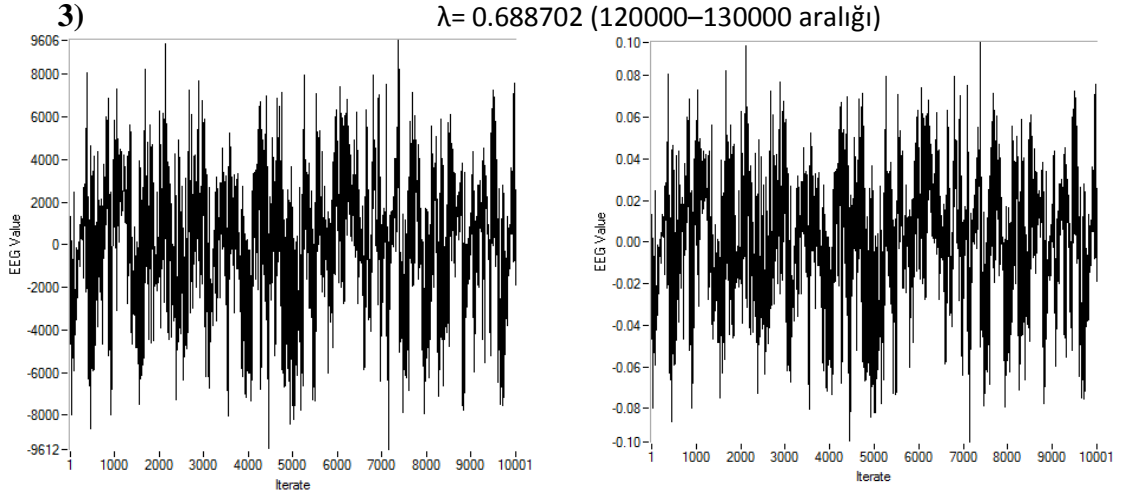


Şekil 4.23: a) hasta2_FP1-F3 kanal-2 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-2 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-2)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.522$ için şekil 4.24'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.24'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-2) şekil 4.1'deki faz diyagramını periyodik faz diyagramına çeviremediği için bu aralığı kapsayan bir zayıf periyodik sinyalin varlığında bahsedilemez.



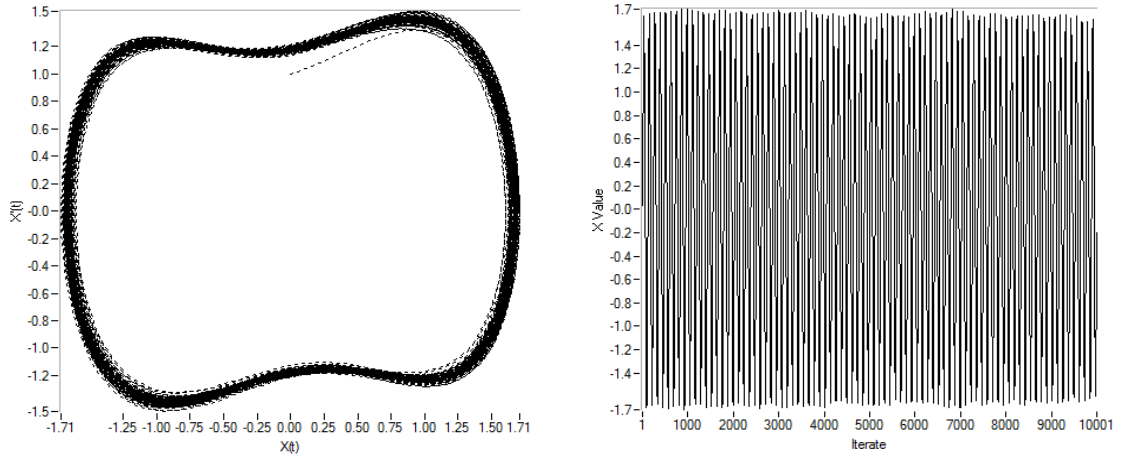
Şekil 4.24: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-2)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.522$



Şekil 4.25: a) hasta2_FP1-F3 kanal-3 zaman serisi

b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-3 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-3)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.528$ için şekil 4.26'daki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.26'da görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-3)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

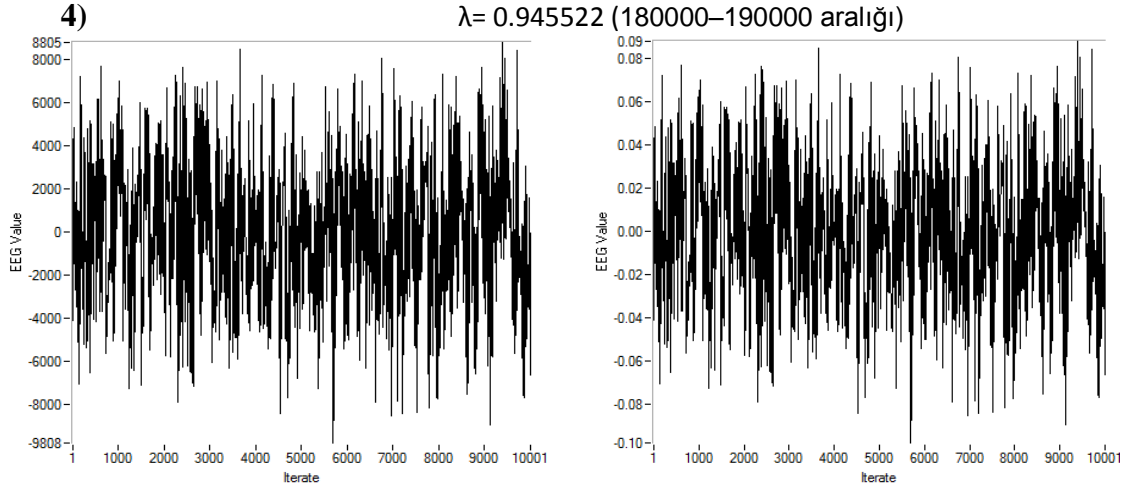


Şekil 4.26: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-3)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.528$ $f = 8.403Hz$ $a = 70\mu V$

Bu aralıkta (hasta2_FP1-F3 kanal-3) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.528}{2(3.14159)} 100 = 8.403 Hz$$

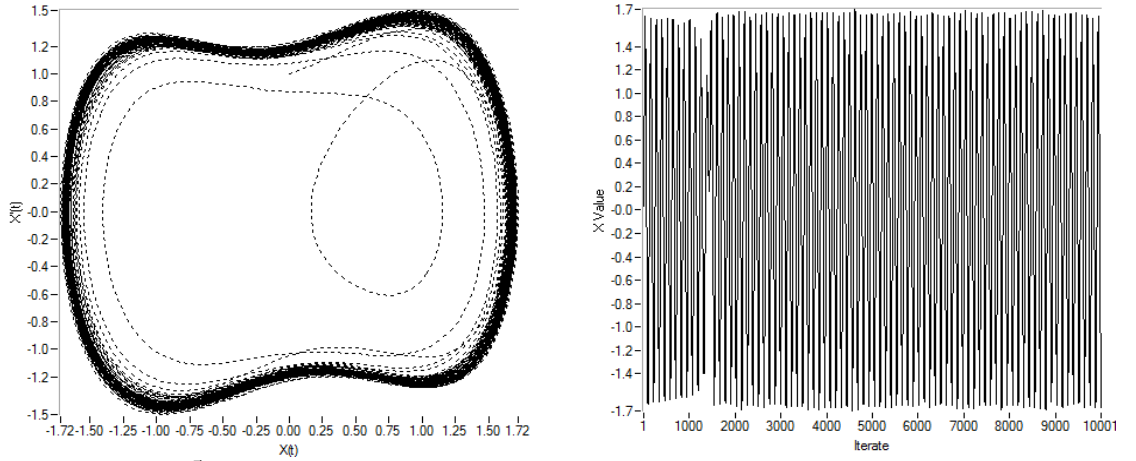
$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.825 = 0.0007 = 70\mu V \text{ olarak bulunur.}$$



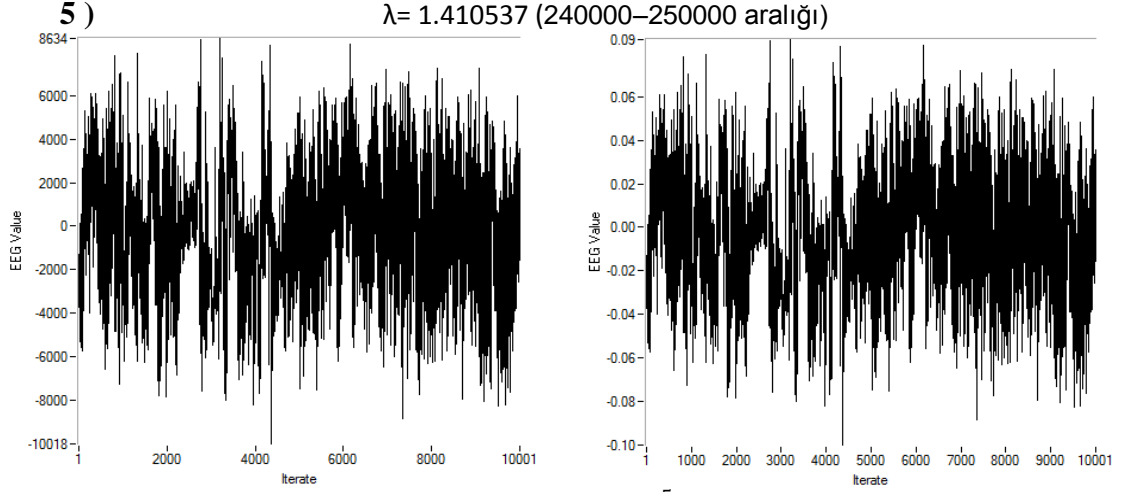
Şekil 4.27: a) hasta2_FP1-F3 kanal-4 zaman serisi

b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-4 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-4)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.52$ için şekil 4.28'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.28'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-4) şekil 4.1'deki faz diyagramını periyodik faz diyagramına çeviremediği için bu aralığı kapsayan bir zayıf periyodik sinyalin varlığında bahsedilemez.



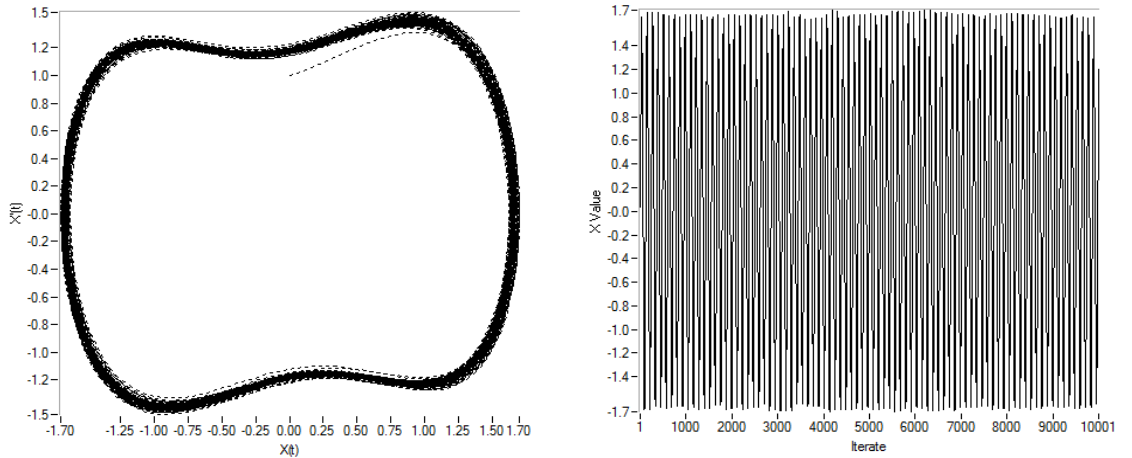
Şekil 4.28: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-4)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.52$



Şekil 4.29: a) hasta2_FP1-F3 kanal-5 zaman serisi

b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-5 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-5)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.529$ için şekil 4.30'daki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.30'da görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-5)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

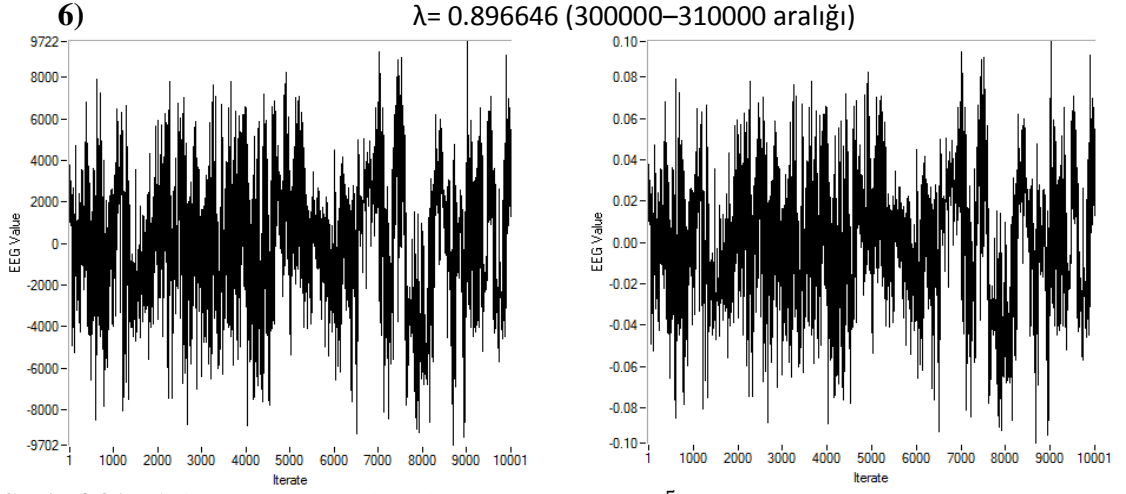


Şekil 4.30: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-5)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.529$ $f = 8.419Hz$ $a = 80\mu V$

Bu aralıkta (hasta2_FP1-F3 kanal-5) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

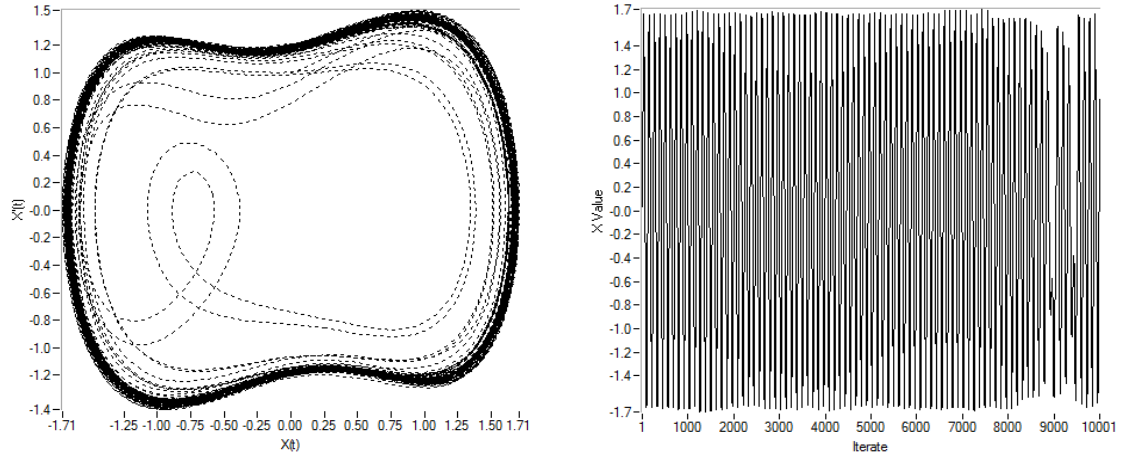
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.529}{2(3.14159)} 100 = 8.419 Hz$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8249 = 0.0008 = 80\mu V \text{ olarak bulunur.}$$

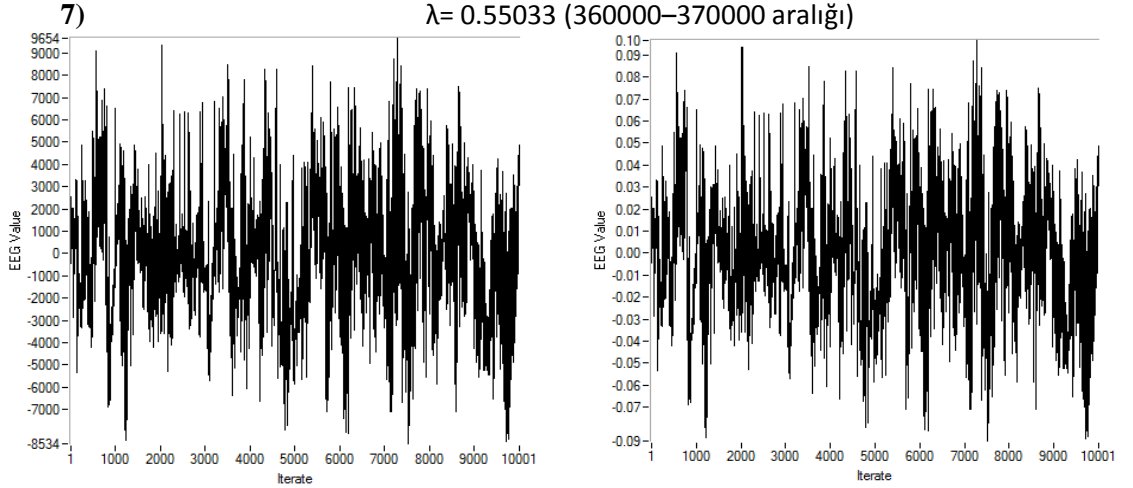


Şekil 4.31: a) hasta2_FP1-F3 kanal-6 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-6 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-6)'yi denklem (4.2)'de okutarak $w_0 = 0.535$ için şekil 4.32'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.32'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-6) şekil 4.1'deki faz diyagramını periyodik faz diyagramına çeviremediği için bu aralığı kapsayan bir zayıf periyodik sinyalin varlığında bahsedilemez.

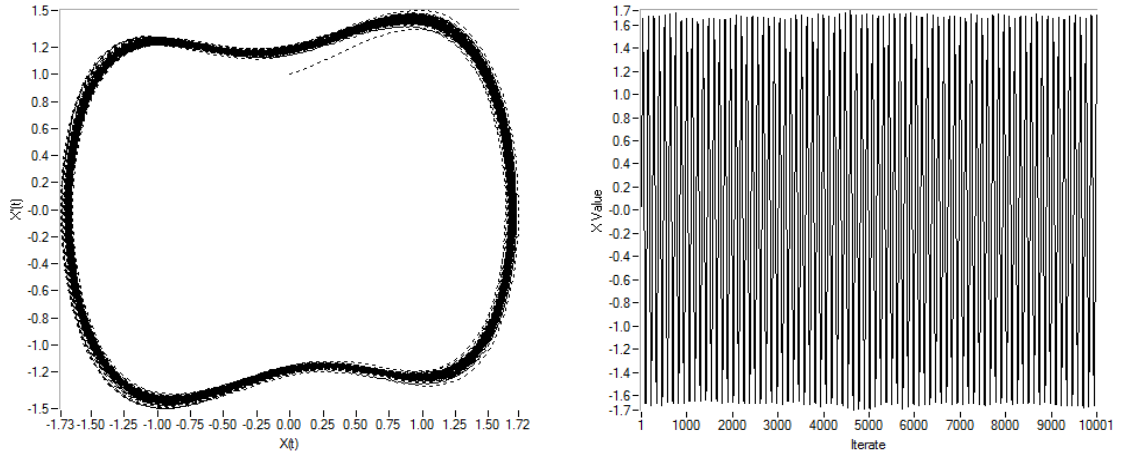


Şekil 4.32: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-6)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.535$



Şekil 4.33: a) hasta2_FP1-F3 kanal-7 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-7 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-7)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.523$ için şekil 4.34'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.34'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-7)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

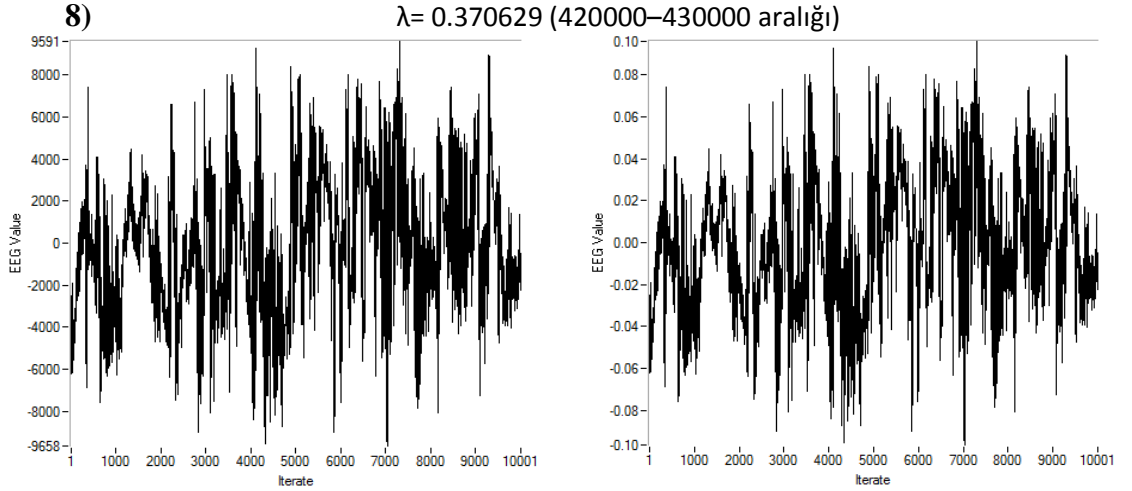


Şekil 4.34: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-7)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.523$ $f = 8.324Hz$ $a = 100\mu V$

Bu aralıkta (hasta2_FP1-F3 kanal-7) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

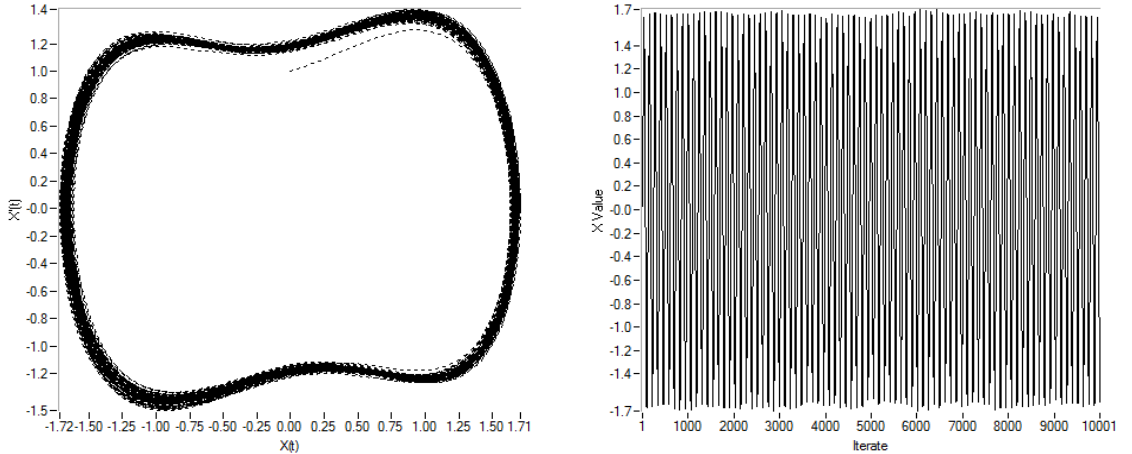
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.523}{2(3.14159)} 100 = 8.324 \text{ Hz}$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8247 = 0.001 = 100\mu V \text{ olarak bulunur.}$$



Şekil 4.35: a) hasta2_FP1-F3 kanal-8 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP1-F3 kanal-8 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-8)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.52$ için şekil 4.36'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.36'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-8)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.



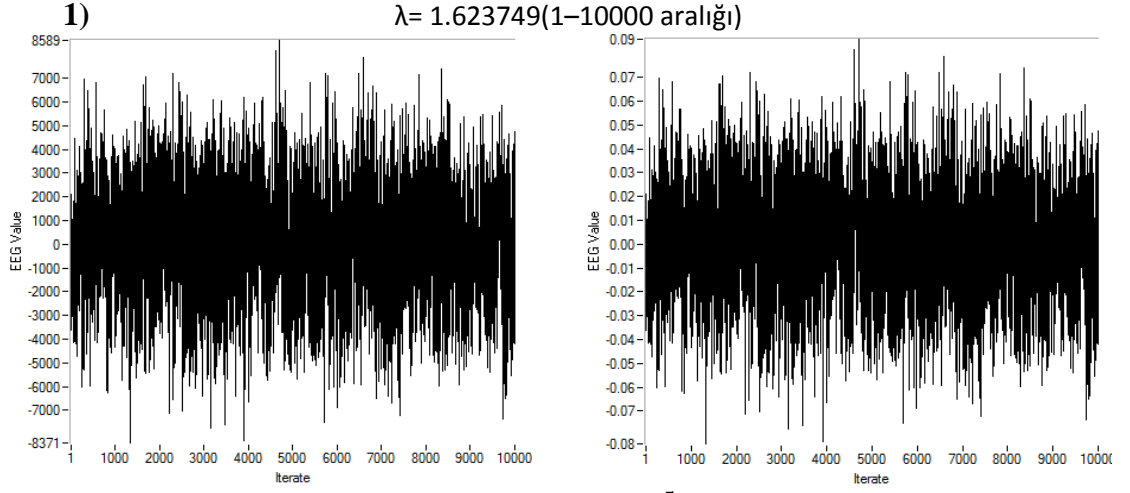
Şekil 4.36: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP1-F3 kanal-8)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.52$ $f = 8.276\text{Hz}$ $a = 90\mu V$

Bu aralıkta (hasta2_FP1-F3 kanal-8) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.52}{2(3.14159)} 100 = 8.276 \text{ Hz}$$

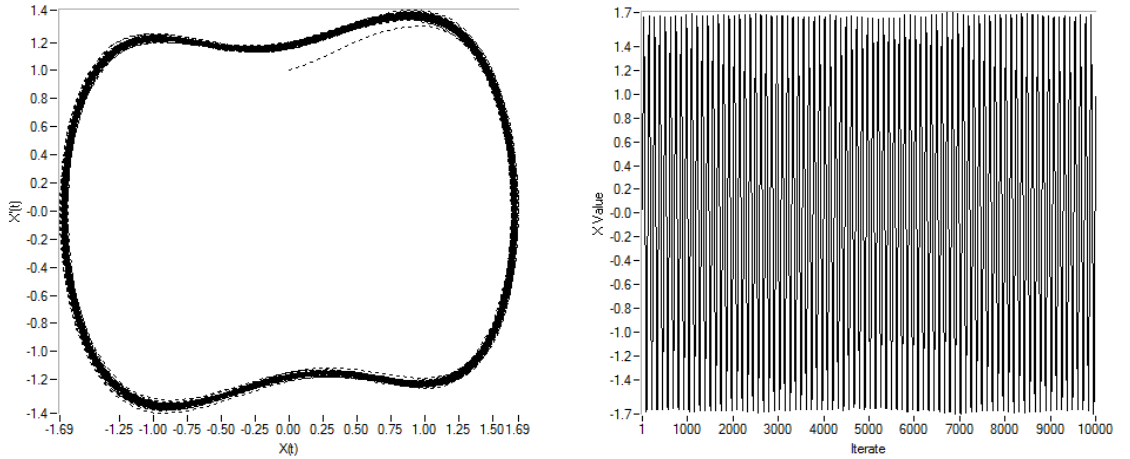
$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8248 = 0.0009 = 90\mu V \text{ olarak bulunur.}$$

4.3. Hasta1'in FP2-F4 kanalından Zayıf Periyodik Sinyal Araştırması



Şekil 4.37: a) hasta1_FP2-F4 kanal-1 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-1 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-1)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.535$ için şekil 4.38'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.38'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-1)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

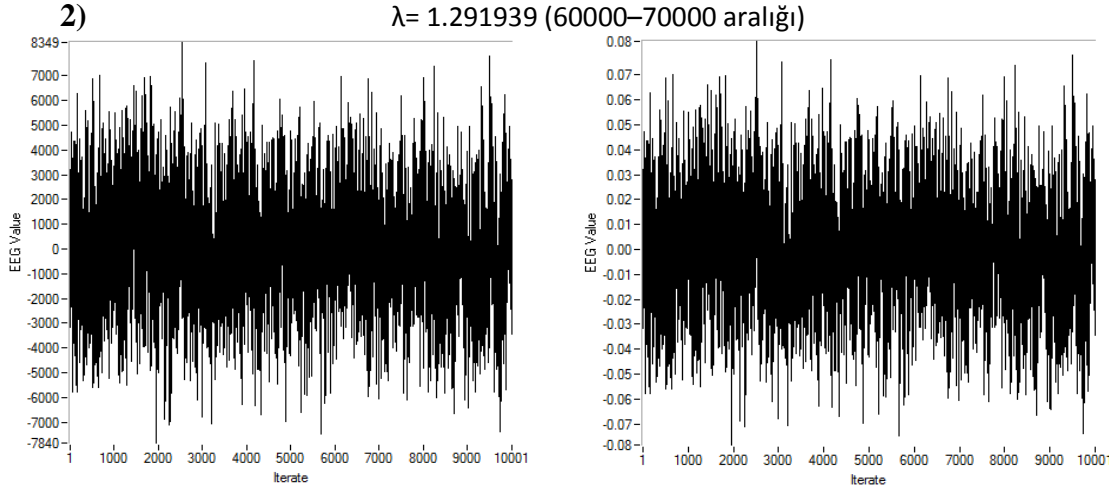


Şekil 4.38: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-1)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.535$ $f = 8.514Hz$ $a = 70\mu V$

Bu aralıkta (hasta1_FP2-F4 kanal-1) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

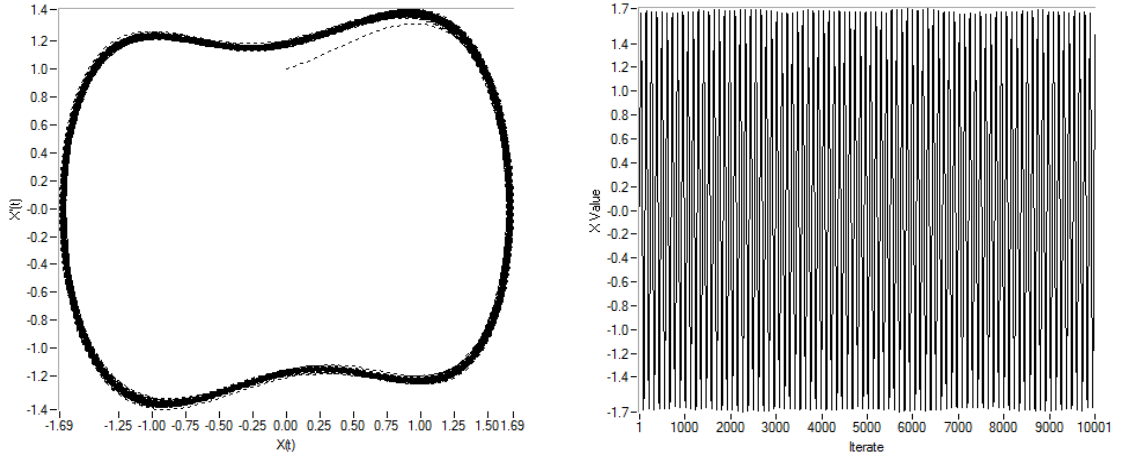
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.535}{2(3.14159)} 100 = 8.514 \text{ Hz}$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.825 = 0.0007 = 70\mu V \text{ olarak bulunur.}$$



Şekil 4.39: a) hasta1_FP2-F4 kanal-2 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-2 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-2)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.548$ için şekil 4.40'daki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.40'da görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-2)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

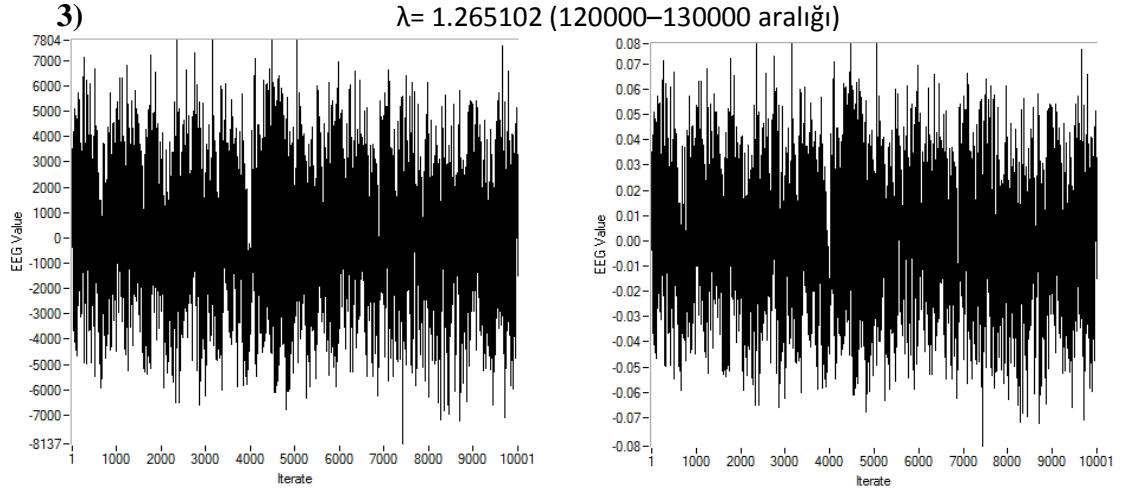


Şekil 4.40: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-2)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.548$ $f = 8.722Hz$ $a = 70\mu V$

Bu aralıkta (hasta1_FP2-F4 kanal-2) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

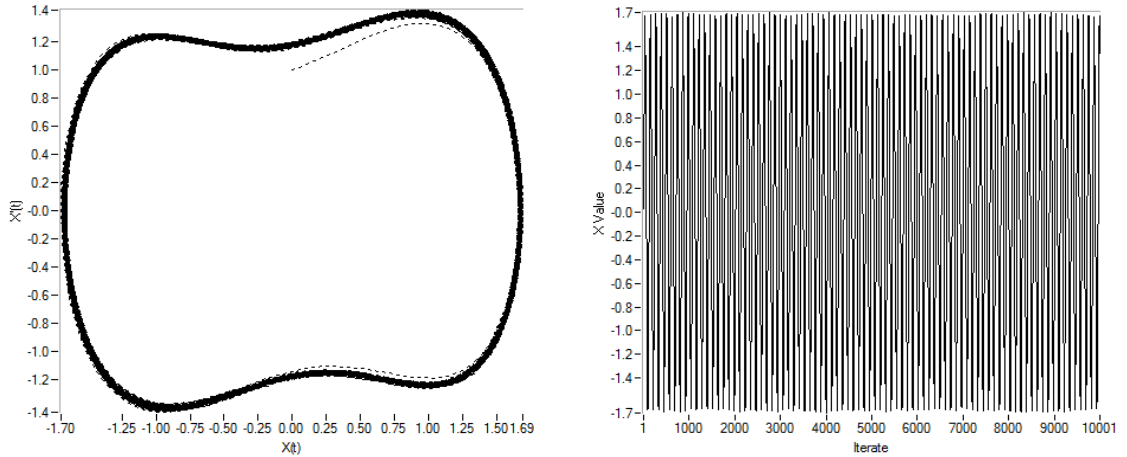
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.548}{2(3.14159)} 100 = 8.722 \text{ Hz}$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.825 = 0.0007 = 70\mu V \text{ olarak bulunur.}$$



Şekil 4.41: a) hasta1_FP2-F4 kanal-3 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-3 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-3)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.53$ için şekil 4.42'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.42'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-3)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerinin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

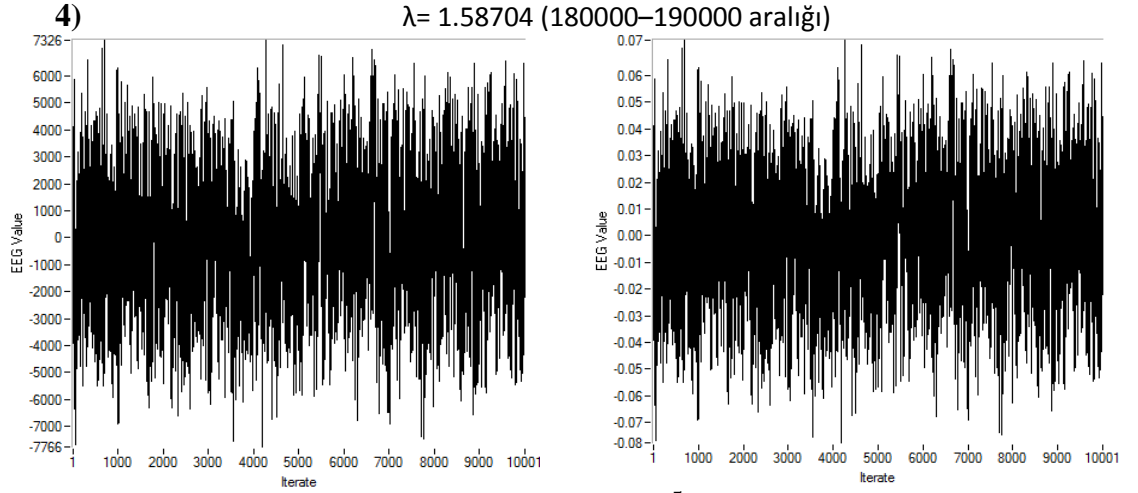


Şekil 4.42: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-3)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.53$ $f = 8.435Hz$ $a = 140\mu V$

Bu aralıkta (hasta1_FP2-F4 kanal-3) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

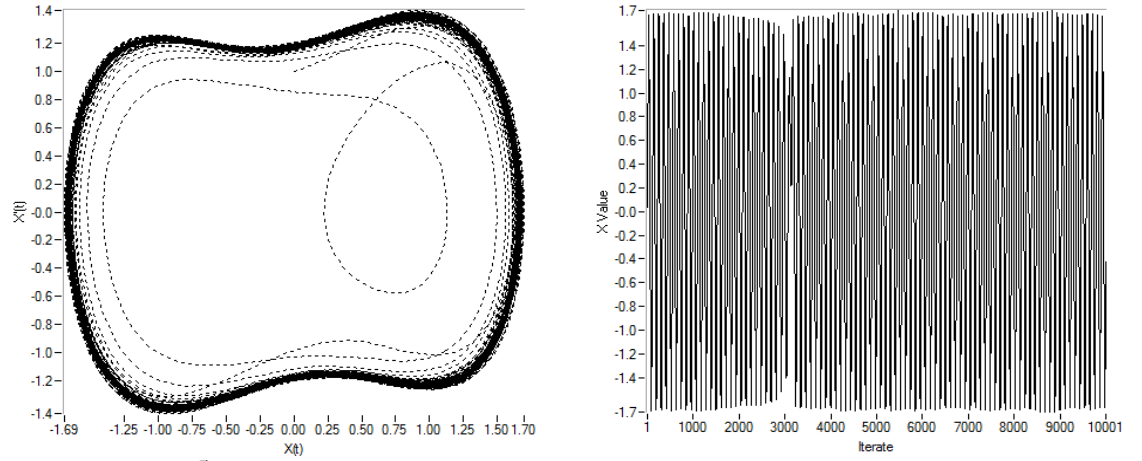
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.53}{2(3.14159)} 100 = 8.435Hz$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8243 = 0.0014 = 140\mu V \text{ olarak bulunur.}$$

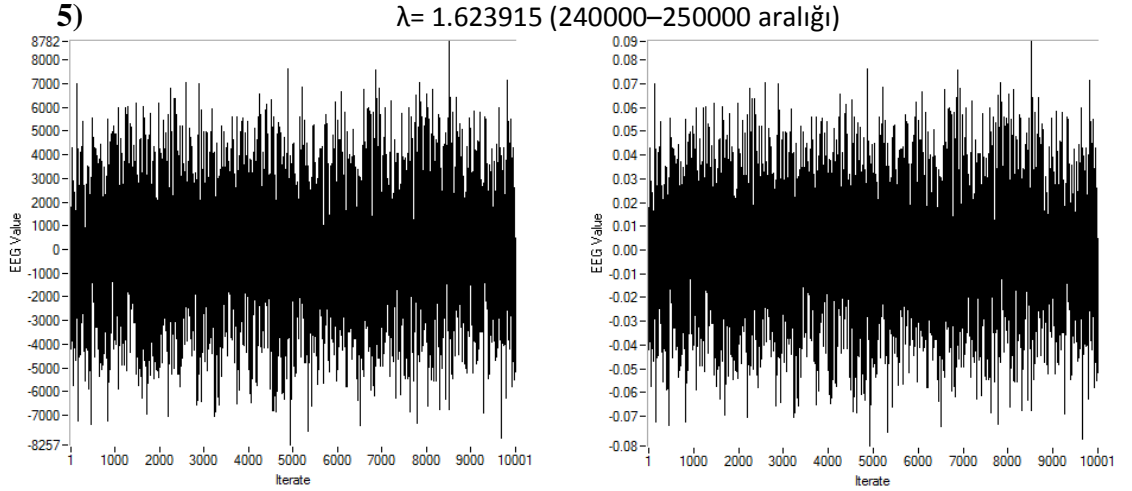


Şekil 4.43: a) hasta1_FP2-F4 kanal-4 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-4 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-4)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.5778$ için şekil 4.44'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.44'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-4)'nin şekil 4.1'deki faz diyagramını periyodik faz diyagramına çeviremediği için bu aralığı kapsayan bir zayıf periyodik sinyalin varlığında bahsedilemez.

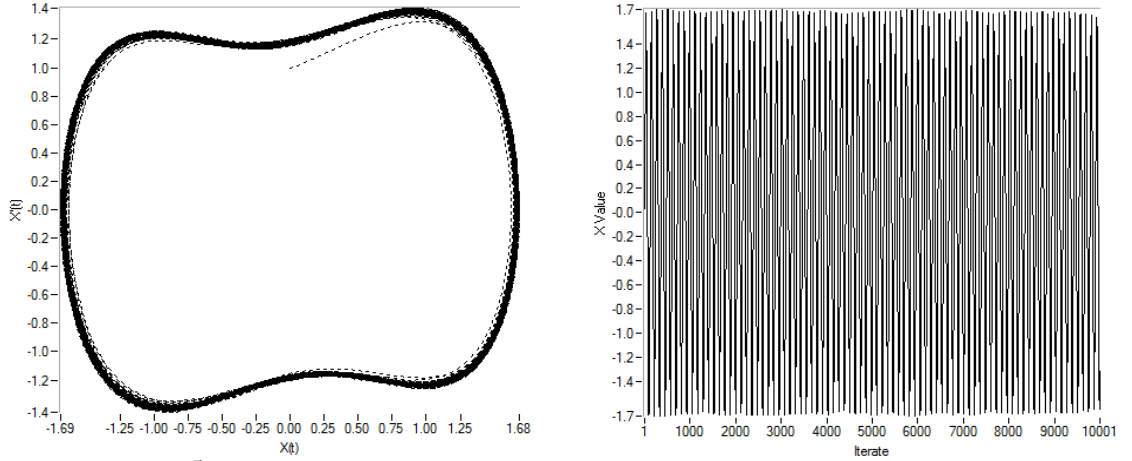


Şekil 4.44: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-4)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.5778$



Şekil 4.45: a) hasta1_FP2-F4 kanal-5 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-5 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-5)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.527$ için şekil 4.46'daki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.46'da görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-5)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

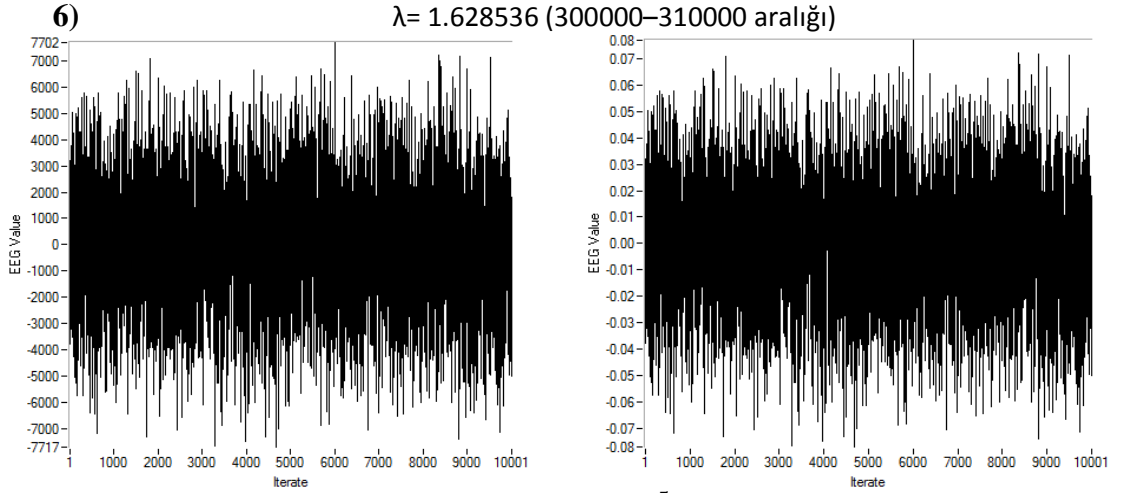


Şekil 4.46: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-5)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.527$ $f = 8.387Hz$ $a = 80\mu V$

Bu aralıkta (hasta1_FP2-F4 kanal-5) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

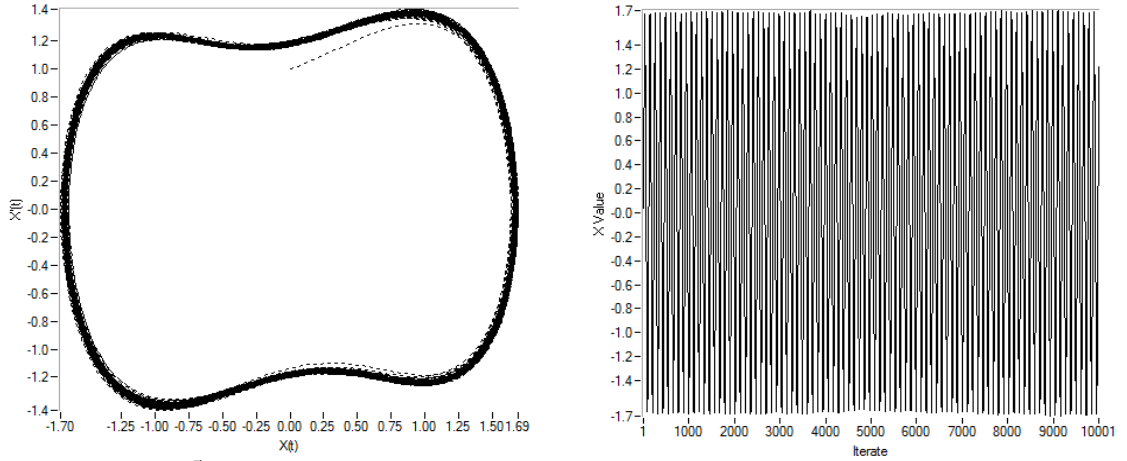
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.527}{2(3.14159)} 100 = 8.387Hz$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8249 = 0.0008 = 80\mu V \text{ olarak bulunur.}$$



Şekil 4.47: a) hasta1_FP2-F4 kanal-6 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-6 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-6)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.554$ için şekil 4.48'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.48'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-6)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

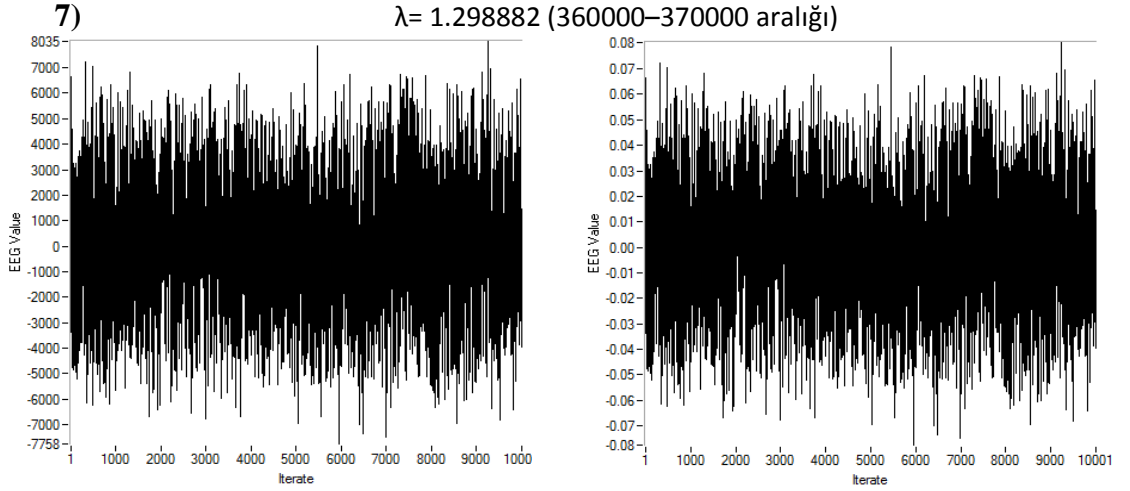


Şekil 4.48: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-6)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.554$ $f = 8.817Hz$ $a = 70\mu V$

Bu aralıkta (hasta1_FP2-F4 kanal-6) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

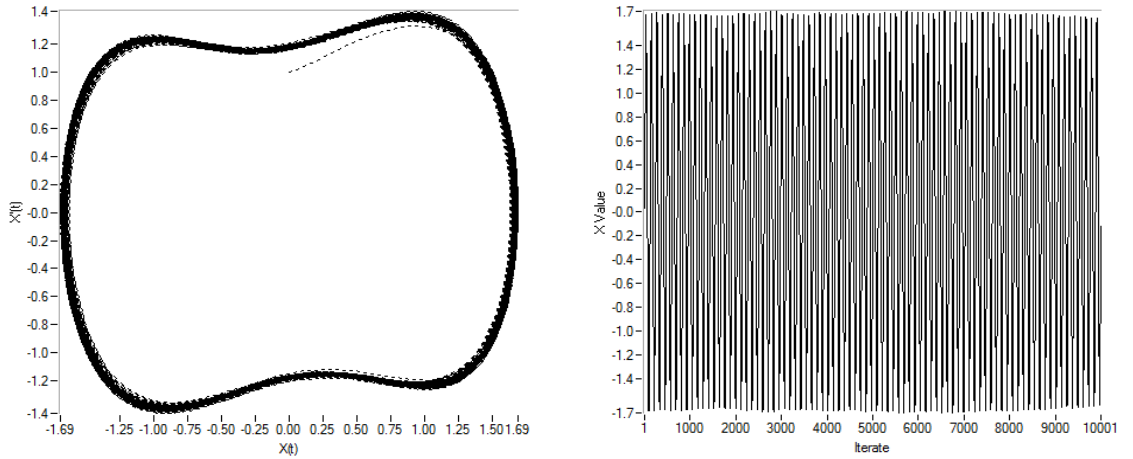
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.554}{2(3.14159)} 100 = 8.817Hz$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.825 = 0.0007 = 70\mu V \text{ olarak bulunur.}$$



Şekil 4.49: a) hasta1_FP2-F4 kanal-7 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-7 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-7)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.528$ için şekil 4.50'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.50'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-7)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

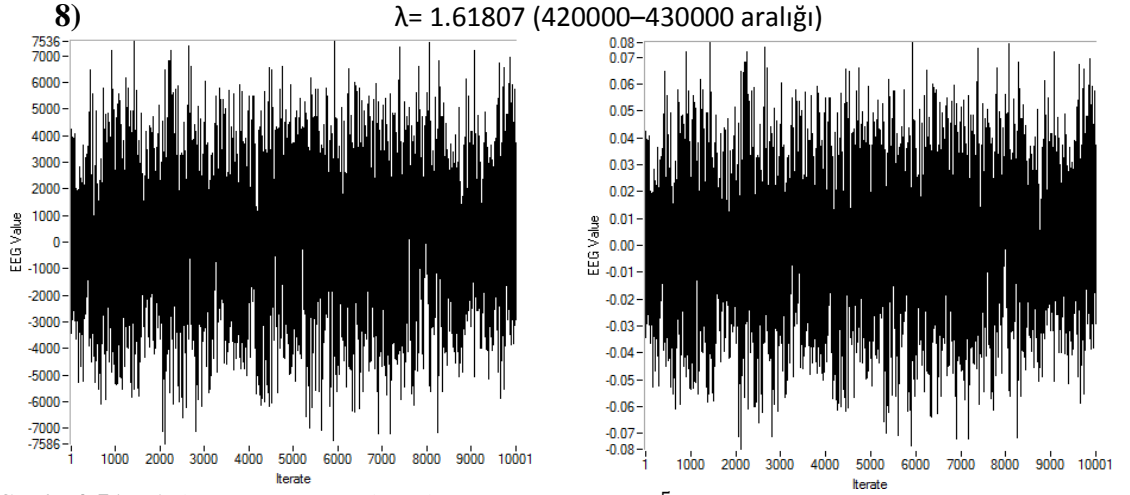


Şekil 4.50: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-7)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.528$ $f = 8.403Hz$ $a = 100\mu V$

Bu aralıkta (hasta1_FP2-F4 kanal-7) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

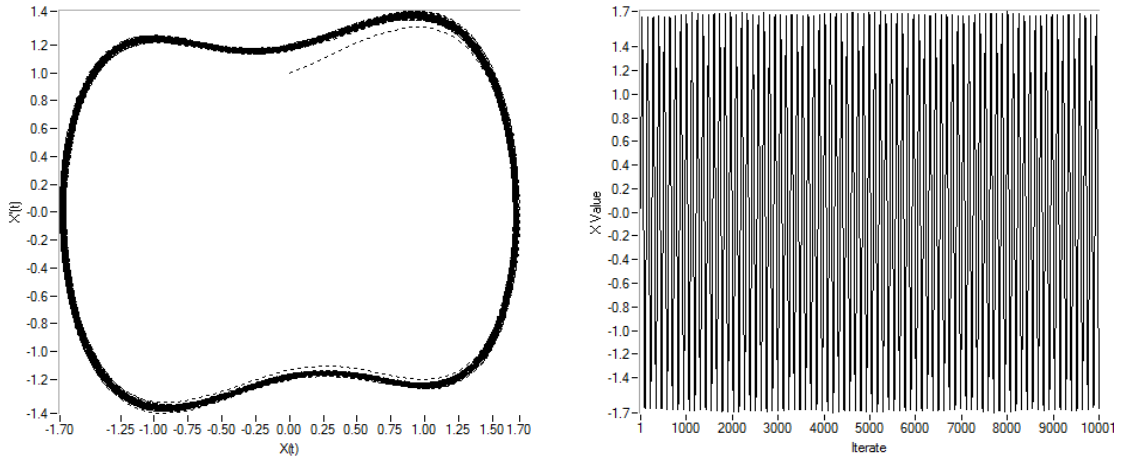
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.528}{2(3.14159)} 100 = 8.403Hz$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8247 = 0.001 = 100\mu V \text{ olarak bulunur.}$$



Şekil 4.51: a) hasta1_FP2-F4 kanal-8 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta1_FP2-F4 kanal-8 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-8)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.52$ için şekil 4.52'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.52'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-8)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerinin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.



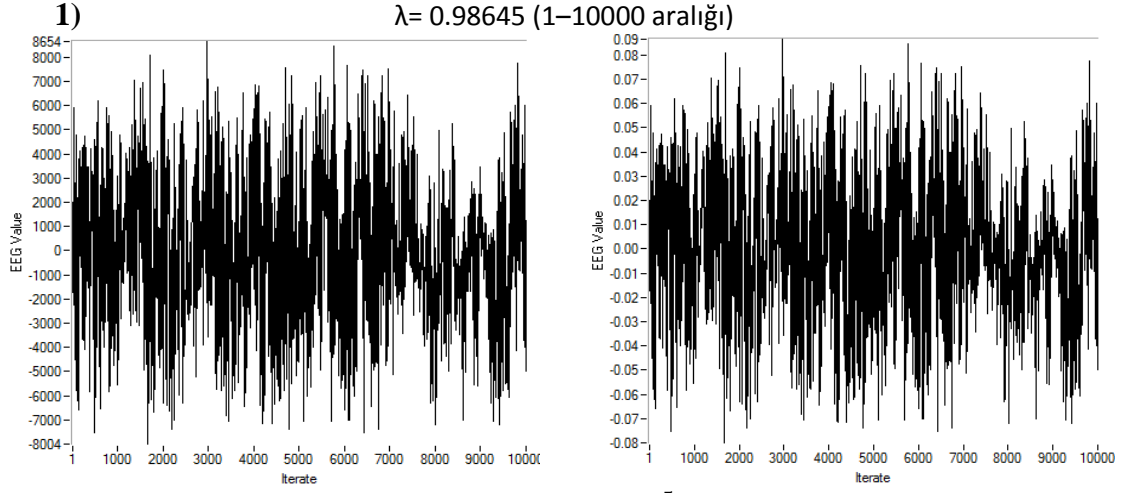
Şekil 4.52: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP2-F4 kanal-8)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.52$ $f = 8.276Hz$ $a = 230\mu V$

Bu aralıkta (hasta1_FP2-F4 kanal-8) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.52}{2(3.14159)} 100 = 8.276Hz$$

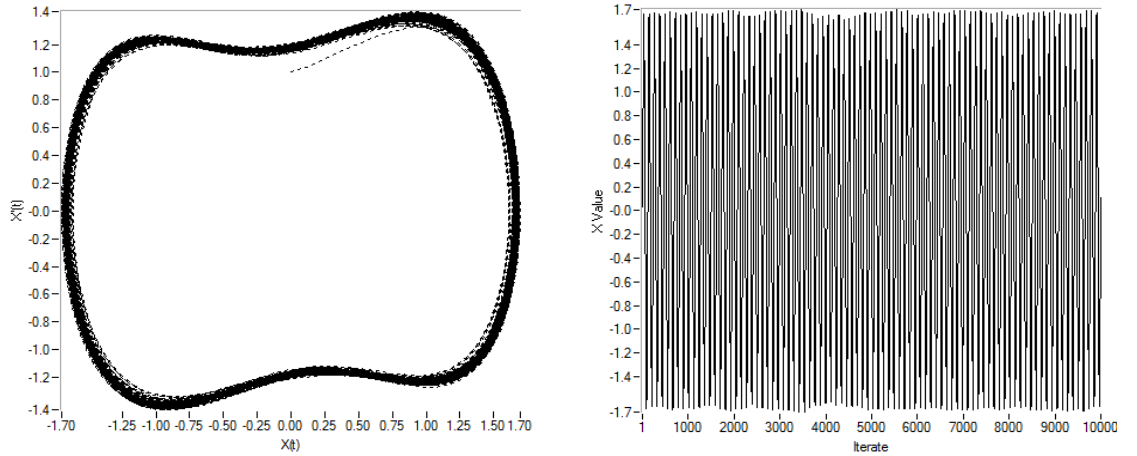
$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8234 = 0.0023 = 230\mu V \text{ olarak bulunur.}$$

4.4. Hasta2'in FP2-F4 kanalından Zayıf Periyodik Sinyal Araştırması



Şekil 4.53: a) hasta2_FP2-F4 kanal-1 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-1 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-1)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.547$ için şekil 4.54'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.54'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-1)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

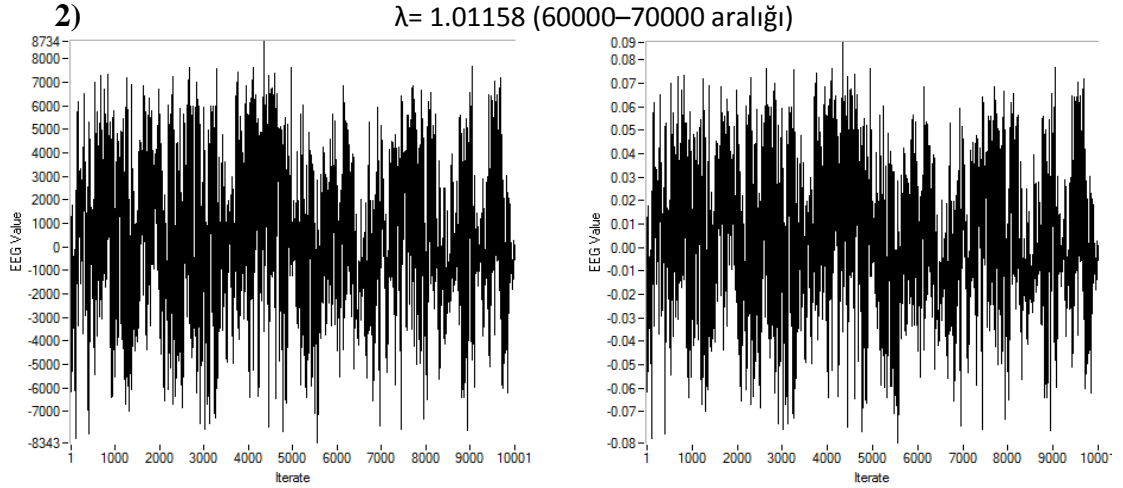


Şekil 4.54: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-1)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.547$ $f = 8.705Hz$ $a = 70\mu V$

Bu aralıkta (hasta2_FP2-F4 kanal-1) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

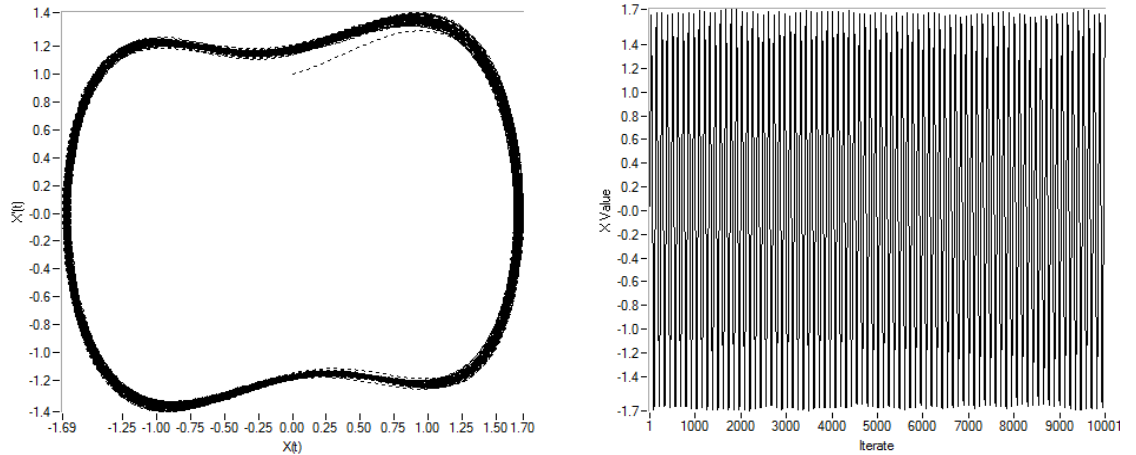
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.547}{2(3.14159)} 100 = 8.705Hz$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.825 = 0.0007 = 70\mu V \text{ olarak bulunur.}$$



Şekil 4.55: a) hasta2_FP2-F4 kanal-2 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-2 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-2)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.537$ için şekil 4.56'daki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.56'da görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-2)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

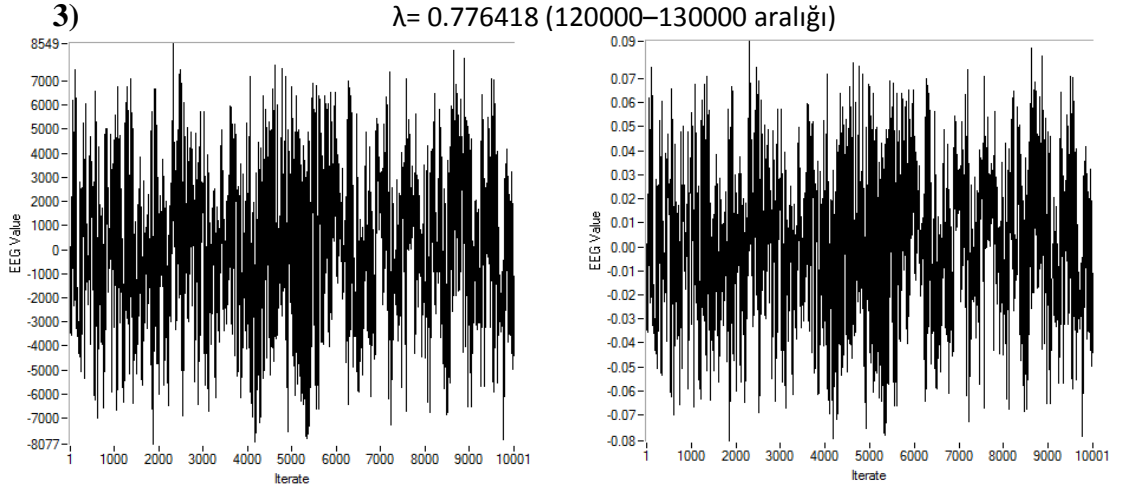


Şekil 4.56: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-2)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.537$ $f = 8.546Hz$ $a = 130\mu V$

Bu aralıkta (hasta2_FP2-F4 kanal-2) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

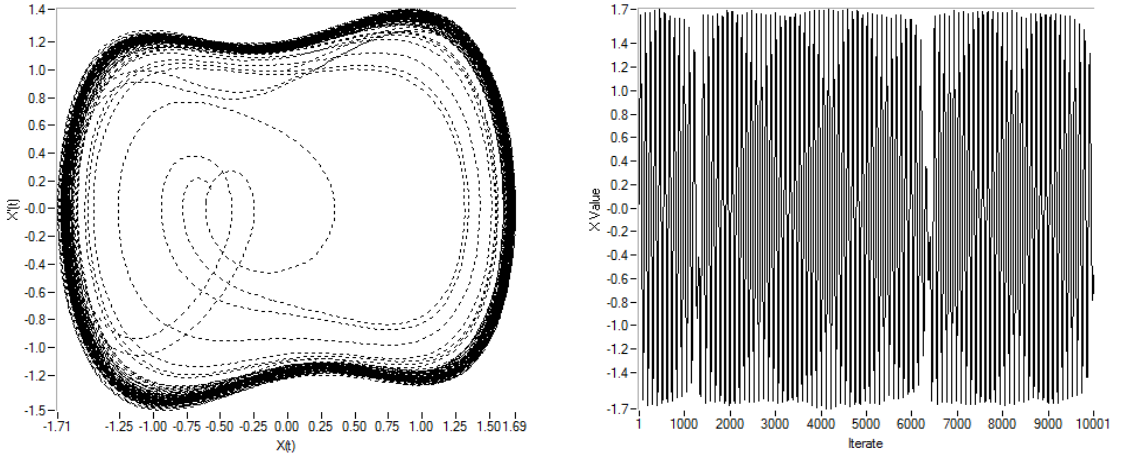
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.537}{2(3.14159)} 100 = 8.546Hz$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8244 = 0.0013 = 130\mu V \text{ olarak bulunur.}$$

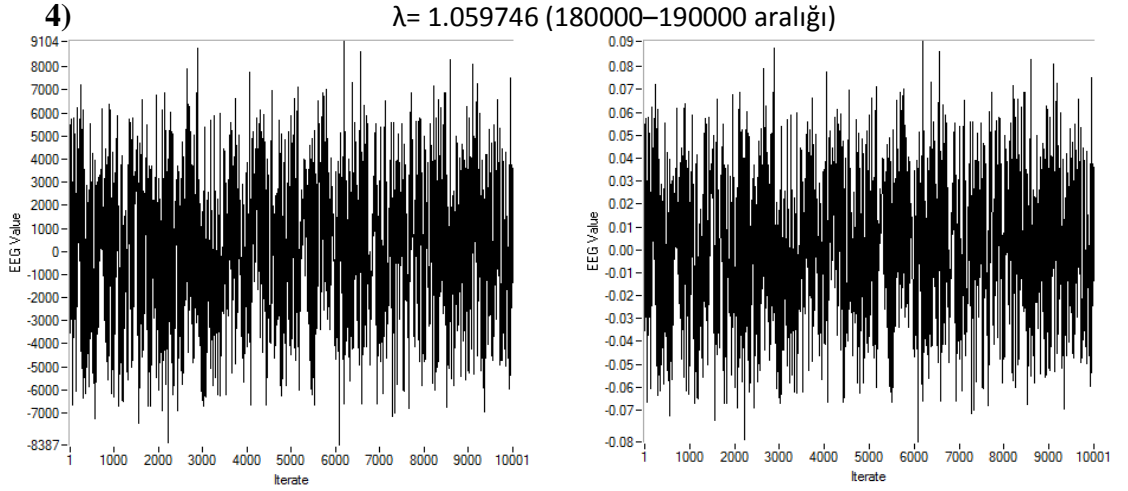


Şekil 4.57: a) hasta2_FP2-F4 kanal-3 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-3 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-3)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.592$ için şekil 4.58'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.58'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-3)'nin şekil 4.1'deki faz diyagramını periyodik faz diyagramına çeviremediği için bu aralığı kapsayan bir zayıf periyodik sinyalin varlığında bahsedilemez.

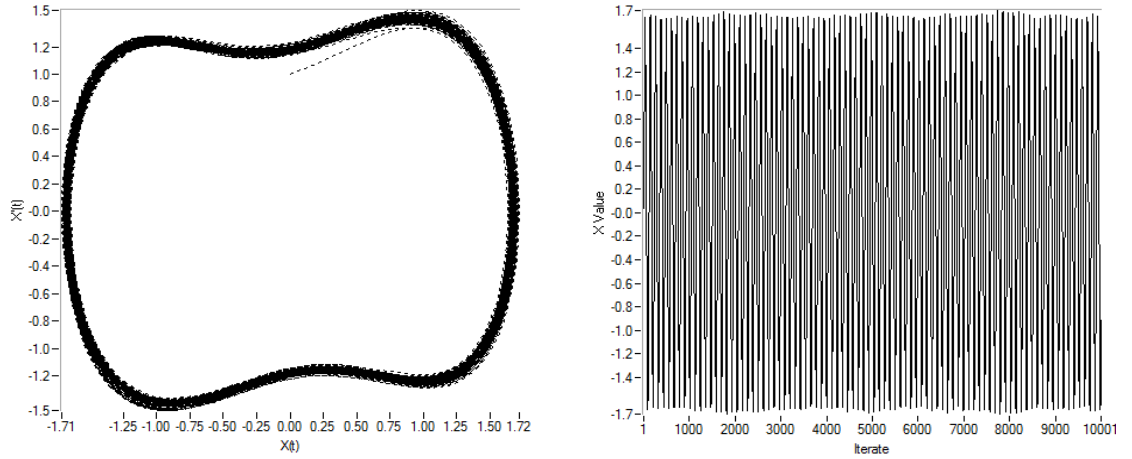


Şekil 4.58: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-3)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.592$



Şekil 4.59: a) hasta2_FP2-F4 kanal-4 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-4 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-4)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.546$ için şekil 4.60'daki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.60'da görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-4)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerinin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

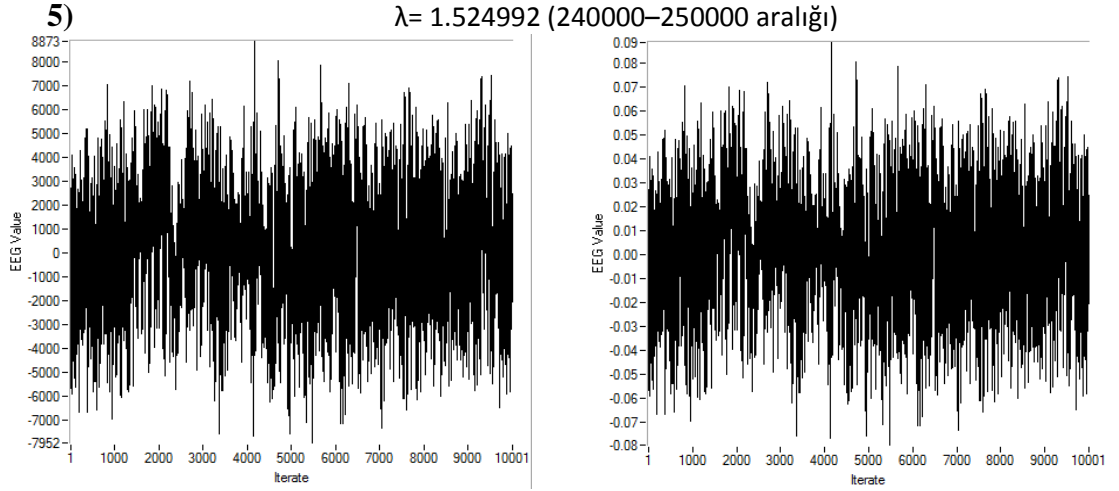


Şekil 4.60: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-4)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.546$ $f = 8.689Hz$ $a = 140\mu V$

Bu aralıkta (hasta2_FP2-F4 kanal-4) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

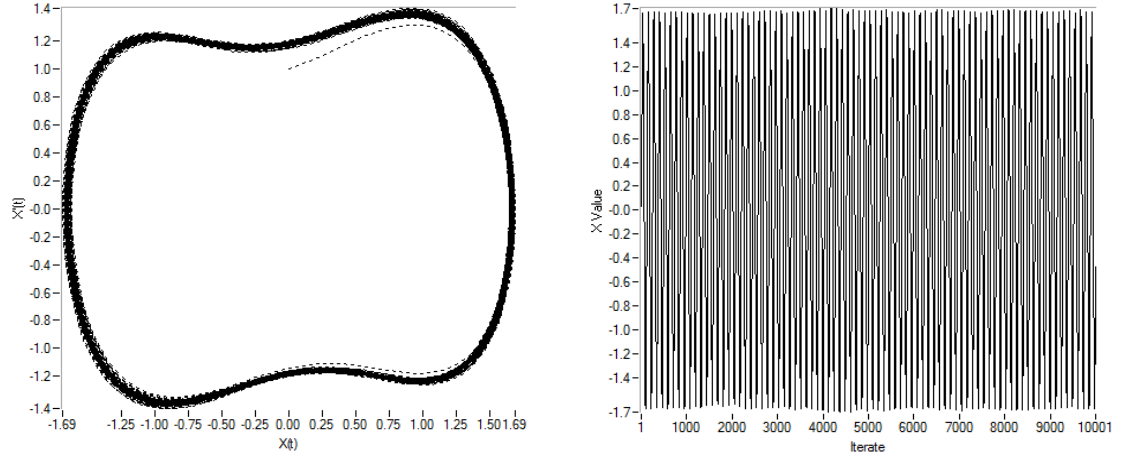
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.546}{2(3.14159)} 100 = 8.689Hz$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8243 = 0.0014 = 140\mu V \text{ olarak bulunur.}$$



Şekil 4.61: a) hasta2_FP2-F4 kanal-5 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-5 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-5)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.515$ için şekil 4.62'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.62'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-5)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

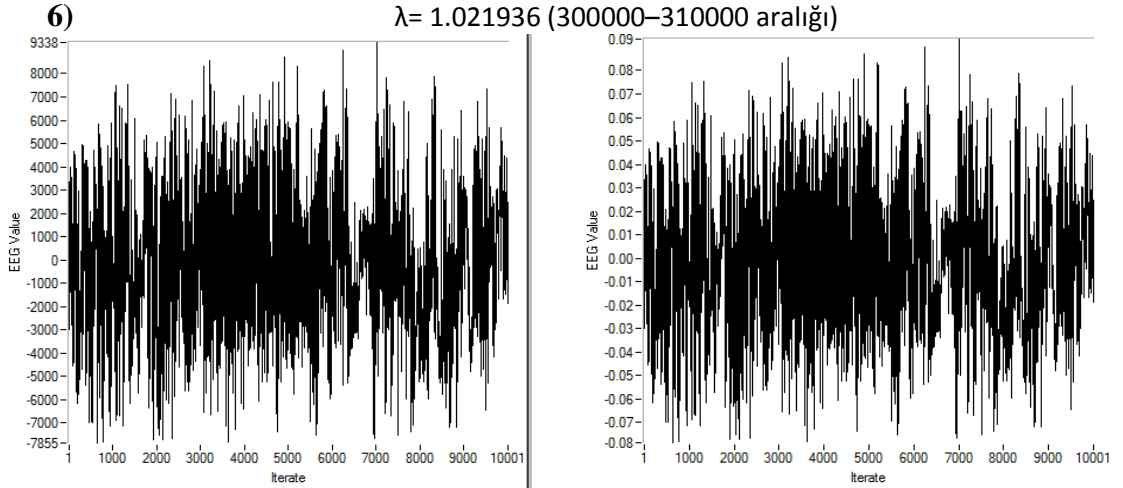


Şekil 4.62: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-5)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.515$ $f = 8.196Hz$ $a = 70\mu V$

Bu aralıkta (hasta2_FP2-F4 kanal-5) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

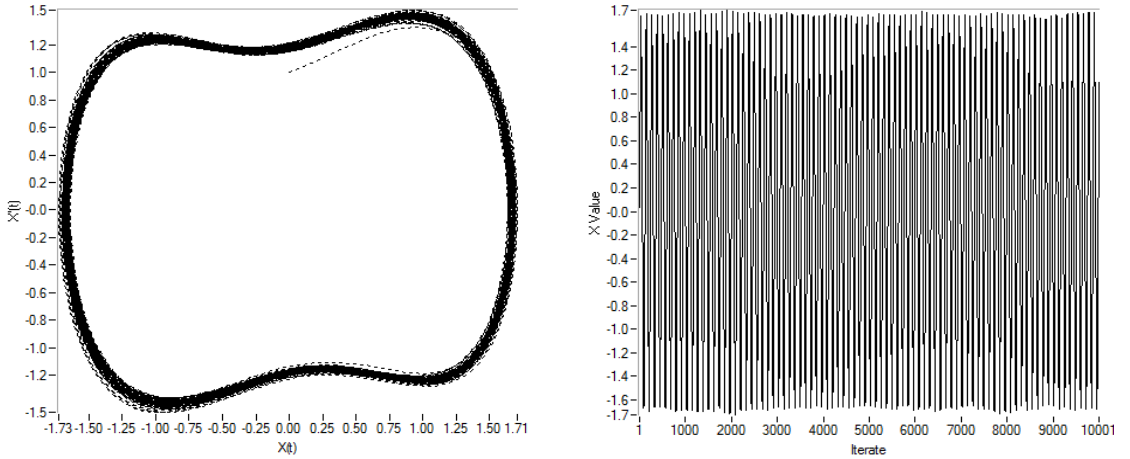
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.515}{2(3.14159)} 100 = 8.196Hz$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.825 = 0.0007 = 70\mu V \text{ olarak bulunur.}$$



Şekil 4.63: a) hasta2_FP2-F4 kanal-6 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-6 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-6)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.535$ için şekil 4.64'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.64'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-6)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

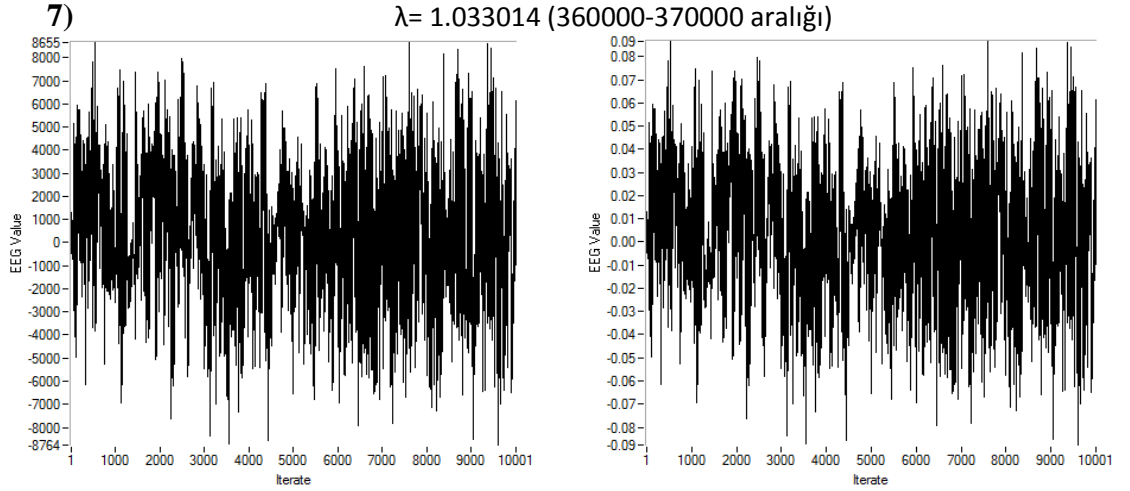


Şekil 4.64: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-6)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.535$ $f = 8.514Hz$ $a = 120\mu V$

Bu aralıkta (hasta2_FP2-F4 kanal-6) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

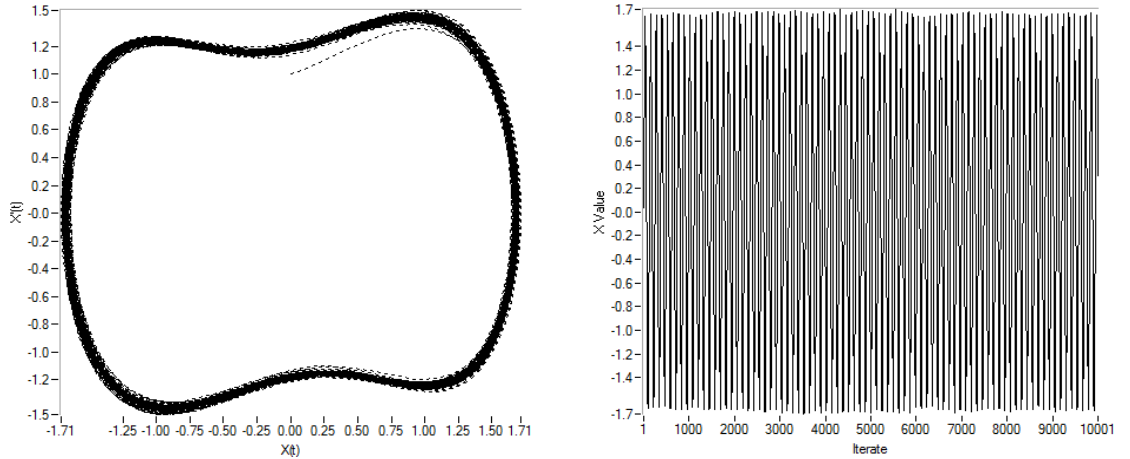
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.535}{2(3.14159)} 100 = 8.514Hz$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8245 = 0.0012 = 120\mu V \text{ olarak bulunur.}$$



Şekil 4.65: a) hasta2_FP2-F4 kanal-7 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-7 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-7)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.512$ için şekil 4.66'daki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.66'da görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-7)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.

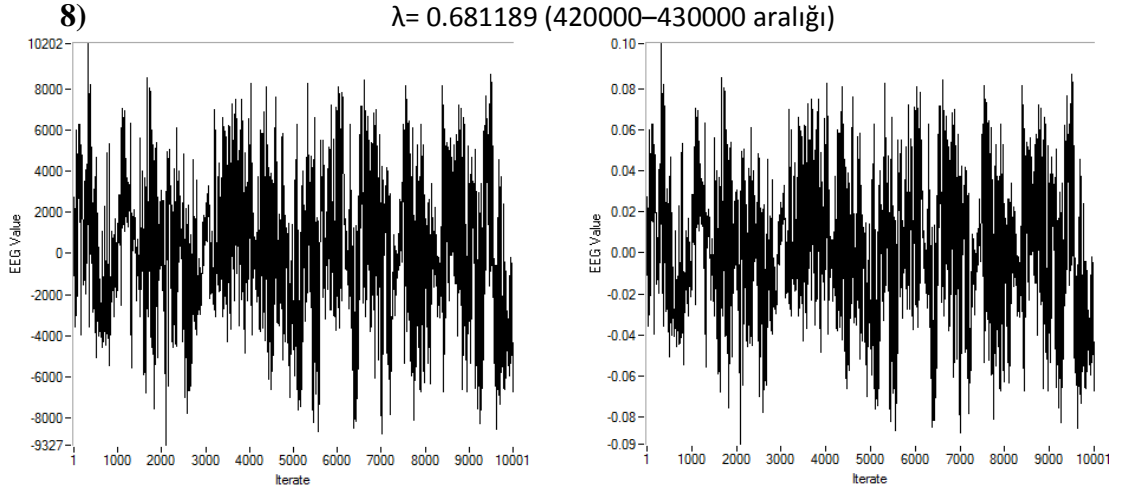


Şekil 4.66: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-7)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.512$ $f = 8.148Hz$ $a = 210\mu V$

Bu aralıkta (hasta2_FP2-F4 kanal-7) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

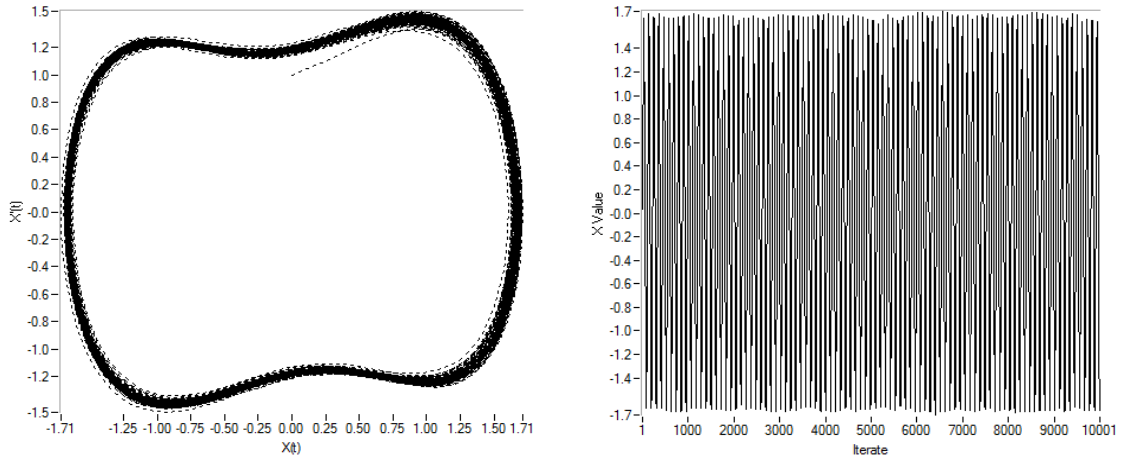
$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.512}{2(3.14159)} 100 = 8.148Hz$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8236 = 0.0021 = 210\mu V \text{ olarak bulunur.}$$



Şekil 4.67: a) hasta2_FP2-F4 kanal-8 zaman serisi b) $10^{-5}input_{EEG}$ ile hasta2_FP2-F4 kanal-8 zaman serisi

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-8)'yi denklem (4.2)'de okutarak, $w_0 = 0.577$ için şekil 4.68'deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edilir. Şekil 4.68'de görüldüğü gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-8)'nin şekil 4.1'deki kritik kaotik faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu aralıkta EEG sinyallerin içinde zayıf periyodik sinyalin varlığı gözlemlenebiliyor.



Şekil 4.68: $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta2_FP2-F4 kanal-8)'nin Duffing denkleminde a) çizilmiş faz diyagramı b) zaman serisi $w_0 = 0.577$ $f = 9.183Hz$ $a = 120\mu V$

Bu aralıkta (hasta2_FP2-F4 kanal-8) EEG sinyallerinin içinde bulunan zayıf periyodik sinyalin frekansı ve genliği hesaplanırsa;

$$f = \frac{w_0}{2\pi} 100 = \frac{0.577}{2(3.14159)} 100 = 9.183Hz$$

$$a = 0.8257 - \gamma_c' = 0.8257 - 0.8245 = 0.0012 = 120\mu V \text{ olarak bulunur.}$$

Zayıf periyodik sinyaller için bulunan frekans(f) ve genlik(a) değerleri bir tabloda toplandı.

Tablo 4.2: Hasta1 ve Hasta2'nin FP1-F3 ve FP2-F4 kanallarından elde edilen zayıf periyodik sinyallerinin frekans(f) ve genlik(a) değerlerinin tablo gösterimi.

KANALLAR	HASTA1				HASTA2			
	FP1-F3		FP2-F4		FP1-F3		FP2-F4	
Data Aralığı	Frekans (Hz)	Genlik (μV)	Frekans (Hz)	Genlik (μV)	Frekans (Hz)	Genlik (μV)	Frekans (Hz)	Genlik (μV)
1-10000	-	-	8.514	70	-	-	8.705	70
60000-70000	-	-	8.722	70	-	-	8.546	130
120000-130000	-	-	8.435	140	8.403	70	-	-
180000-190000	-	-	-	-	-	-	8.689	140
240000-250000	8.18	110	8.387	80	8.419	80	8.196	70
300000-310000	8.594	70	8.817	70	-	-	8.514	120
360000-370000	8.564	120	8.403	100	8.324	100	8.148	210
420000-430000	8.126	130	8.276	230	8.276	90	9.183	120
STANDART SAPMA	0.247		0.194		0.067		0.268	

Yapılan bu çalışmada bulguları sıralarsak; Duffing denklemine dayalı olarak Dinamik Sistemler için geliştirilmiş bu zayıf periyodik sinyal arama yöntemini kullanarak, EEG zaman serilerinde zayıf periyodik sinyallerin varlığı gösterildi. Tablo 4.2'de gösterildiği gibi, iki epileptik hastada tespit edilen zayıf periyodik sinyallerin frekans değerleri 8 Hz. civarındadır. EEG zaman serilerinden bulunan zayıf periyodik sinyallerin 40 saniyelik bir yayılım süresine sahipler. Beynimiz aynı kanalda ve aynı zaman aralığında birden fazla farklı frekanslarda zayıf periyodik sinyaller yayımlayabiliyor. Örneğin “hasta1_FP1-F3 kanal-5” zaman serisinde, $w_0 = 0.514$ dışında $w_0 = 0.436$ ve $w_0 = 0.393$ deki açısız frekansta da zayıf periyodik sinyaller yakalanabiliyor.

Aşağıdaki tabloda, data aralıkları için bulunan zayıf periyodik sinyal frekans değerleri ve bu aralıklar için hesaplanmış en büyük Lyapunov Üstelleri değerleri bir arada gösterilmiştir.

Tablo 4.3: Hasta1 ve Hasta2'nin FP1-F3 ve FP2-F4 kanallarından elde edilen zayıf periyodik sinyallerinin frekans(f) değerleri ve hesaplanılan en büyük Lyapunov (λ) üstellerinin tablo gösterimi.

KANALLAR	HASTA1				HASTA2			
	FP1-F3		FP2-F4		FP1-F3		FP2-F4	
Data Aralığı	Frekans (Hz)	Lyapunov (λ)	Frekans (Hz)	Lyapunov (λ)	Frekans (Hz)	Lyapunov (λ)	Frekans (Hz)	Lyapunov (λ)
1-10000	-	1.328319	8.514	1.623749	-	0.939347	8.705	0.98645
60000-70000	-	1.618392	8.722	1.291939	-	0.950949	8.546	1.01158
120000-130000	-	1.245669	8.435	1.265102	8.403	0.688702	-	0.776418
180000-190000	-	1.559377	-	1.58704	-	0.945522	8.689	1.059746
240000-250000	8.18	1.32738	8.387	1.623915	8.419	1.410537	8.196	1.524992
300000-310000	8.594	1.6291	8.817	1.628536	-	0.896646	8.514	1.021936
360000-370000	8.564	1.59866	8.403	1.298882	8.324	0.55033	8.148	1.033014
420000-430000	8.126	1.61896	8.276	1.61807	8.276	0.370629	9.183	0.681189

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

İki epilepsi hastanın, beynin ön kısmındaki FP1-F3 (sol taraf) ve FP2-F4 (sağ taraf) kanallarından alınmış standart EEG sinyal kayıtlarını Duffing Denklemine (4.2) dayalı olarak geliştirilen yöntem ile incelendi. Burada oluşturulmuş EEG zaman serilerinden zayıf periyodik sinyallerin varlığı araştırıldı.

Burada üzerinde çalışılan EEG zaman serilerinin Lyapunov değerleri (Tablo 4.1’de) daha önce yapılan bir çalışmada hesaplanmıştı [18].

Duffing Osilatör Sistemini kritik kaotik faz durumuna getirdikten sonra (şekil 4.1’de gösterildiği gibi), $input_{EEG}$ ’yi denklem (4.2)’de okutarak ve tekrar Rutta-Kutta yöntemiyle nümerik çözümler elde edilerek faz diyagramları yeniden çizildi. Burada denklem (4.2)’deki w_0 değeri sürekli değiştirilerek (yani frekans taraması yapılarak), EEG sinyalleri içindeki olası zayıf periyodik sinyallerin frekansları yakalamaya çalışıldı. EEG sinyallerin içinde yakalanan bu zayıf periyodik sinyaller, şekil 4.1’deki kritik kaotik faz durumuna getirilen Duffing Osilatör Sistemini periyodik faz durumuna geçirdi.

$10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-5) zaman serisini denklem (4.2)’de okutarak, $w_0 = 0.514$ için şekil 4.11’deki faz diyagramı ve zaman serisi elde edildi. Şekil 4.11’de gösterildiği gibi; $10^{-5}input_{EEG}$ (hasta1_FP1-F3 kanal-5)’nin şekil 4.1’deki kaos eşliğindeki faz diyagramını periyodik faz diyagramına çevirebildiği için bu EEG zaman serisinin içinden zayıf periyodik sinyal vardır diyebiliyoruz. Burada zayıf periyodik sinyalin frekansı $f = 8.18 Hz$ ve genliği $a = 110 \mu V$ olarak ölçüldü. Aynı yöntemi diğer EEG zaman serilerine uygulayarak bulunan zayıf periyodik sinyallerin frekans ve genlik değerleri ölçülerek Tablo 4.2’de toplandı.

Bu tez çalışmasında; Duffing denklemine dayalı olarak Dinamik Sistemler için geliştirilmiş bu zayıf periyodik sinyal arama yöntemi ile EEG zaman serilerinde zayıf periyodik sinyallerin varlığı gösterildi. Beynimiz belli zaman aralıklarla küçük frekans değişimleriyle sürekli zayıf periyodik sinyaller yayınlıyor. EEG zaman serilerinden bulunan zayıf periyodik sinyallerin 40 saniyelik bir yayılım süresine sahipler. Bundan daha kısa yayılım sürelerine sahip zayıf periyodik sinyaller de mevcuttur. Beynimiz aynı kanalda ve aynı zaman aralığında birden fazla farklı frekanslarda zayıf periyodik

sinyaller yayınlayabildiği de görüldü. Örneğin “hasta1_FP1-F3 kanal-5” zaman serisinde, $w_0 = 0.514$ dışında $w_0 = 0.436$ ve $w_0 = 0.393$ deki açısal frekanslarda da zayıf periyodik sinyaller yakalandı. Bu da EEG sinyallerin birçok aperiodyik birleşenin dışında birden fazla zayıf periyodik sinyal birleşenlerinde de oluştuğunu gösteriyor.

Tablo 4.2’de gösterilen, iki epileptik hastada tespit edilen zayıf periyodik sinyallerin frekans değerleri 8 Hz civarındadır. Yetişkin insanların EEG’inde görünen dalgalarının frekansı 8 Hz ve altında çıkması patolojik, 8 Hz’in üzerinde çıkması ise de sağlıklı olarak kabul edilmektedir [21,22,23,25,29]. EEG zaman serilerinden elde edilen en büyük zayıf periyodik sinyallerinin frekans değerleri, kişilerinin patolojik durumunu (hasta, normal) belirlemede kullanılan frekans değerleri ile uyumlu çıktı. Böyle bir ilişki varsa patolojik sınıflandırmaların en büyük zayıf periyodik sinyal frekans değerleri üzerinde de yapılabileceğini gösterir. Çünkü burada bulunan zayıf periyodik sinyallerin frekans değerleri sadece küçük değişimlere uğruyorlar. Bu değer, hastanın gözü açık-kapalı olması veya uykuya dalması gibi durumlarıyla da büyük bir değişime uğramıyor. Buda en büyük zayıf periyodik sinyal frekans değerinin EEG sinyalleri için bir referans frekans değeri olarak da alabileceğini gösteriyor. Çünkü insan vücudunun fonksiyonel ve işlevsel durumlarına bağlı olarak çok çabuk değişebilen EEG sinyallerin içinden, küçük frekans değişimlerine uğramasına rağmen belli bir değer civarında invaryant kalabilen bir zayıf periyodik sinyalin varlığı, bize beyni tanımamıza referans olabilir. EEG sinyalleri için referans olarak kabul edilebilecek bu zayıf frekans değerleri, beynin loblarına göre değişir mi ve kişilere göre frekans değerleri farklı mı olur tarzındaki sorular ayrı bir çalışma konusu yapılabilir. EEG sinyallerinden tespit edilecek zayıf periyodik sinyallerin frekans – genlik değişimlerine bakarak beyin loblarının fonksiyonel işlevleri gözlemlenebilir. Burada elde edilecek bulgularla beyni tanımamıza yardımcı olacak bir takım bilgilere ulaşılabilir. Ayrıca Tablo 4.2’deki zayıf periyodik sinyallerin frekanslarının standart sapmalardaki farklılık bize patolojik bozukluğun yerini tespit etmede bir ip ucu verebilir.

Epileptik EEG’lerde bulunan zayıf periyodik sinyaller acaba tıbben normal veya sağlıklı olarak kabul edilen kişilerin EEG’lerinde de mevcut mudur? Bunun beynin genel bir özelliği olduğu kanısında hareketle; sağlıklı kişilerin EEG sinyallerinde de zayıf periyodik sinyallerin olacağı düşünülebilir. Burada epileptik EEG’lere göre zayıf

periyodik sinyallerin frekans değerleri daha farklı olabilir. Bu durum başka bir çalışmada ele alınabilir.

Bulunan EEG'lerdeki zayıf periyodik sinyaller (dalga şekli) grntlenebilirse, ileriki bir çalışmada bu sinyallerin bir matematiksel modeli geliştirilebilir. Beynin yayınladığı bu zayıf periyodik sinyallerden hareketle yapay zekâ oluşturma gibi çalışmalara da katkı sunabilir.

Duffing denklemine dayalı olarak Dinamik Sistemler için geliştirilmiş bu zayıf periyodik sinyal arama yönteminin, son derece kullanışlı ve geçerli olduğu görüldü. Duffing Osilatör Sistemi aracılıyla zayıf periyodik sinyallerinin frekans ve genlik değerlerini büyük bir hassasiyetle ölçülebildiği için bu yöntemin daha önce geliştirilen EEG sinyal analizlerine göre daha olumlu sonuçları üretebilir. Bundan dolayı sinyal analiz yöntemi olarak Duffing Osilatör Sistemini EEG'yi incelemede kullanılabilir.

Lyapunov üstelinin sıfıra yakın değerlere sahip zayıf kaotik sistemler için, C. Tsalis ve arkadaşları tarafında q-istatistiği önermişlerdir [47,48]. Bu tezde üzerinde çalışılan EEG zaman serilerinin hesaplanmış Lyapunov stelleri (Tablo 4.3'de gösterildiği gibi) sıfırdan büyük değerlere sahiptirler. Buda Lyapunov üstelinin sıfırdan çok büyük değerlere sahip güçlü kaotik sistemler için de zayıf düzenli yapıların olabileceğini göstermesi, burada (EEG'de) istatistik yapılabileceğini gösteriyor. EEG sinyalleri için de q-istatistiği uygulanıyor [47,48]. Yerleştirme Teorisine dayanarak, sıfıra yakın Lyapunov üsteli değerlerine sahip zayıf kaotik sistemlerden zayıf düzenlerin bulunma olasılığının daha yüksek olacağı öngörülebilir. Bundan hareketle, EEG sinyallerinden zayıf periyodik sinyal tespitinde En Büyük Lyapunov üsteli (kaotik derecesi) bir indeks olarak kullanılabilir mi? Böyle bir ilişkiyi bu çalışmada görülmüyor. Çünkü Tablo 4.3'de görüldüğü gibi, farklı Lyapunov üsteli değerlerine sahip EEG zaman serilerinden zayıf periyodik sinyaller tespit edildiği için; 'Lyapunov üsteli değerini' burada bir indeks olarak kullanılmıyor.

Duffing denklemine dayalı olarak geliştirilmiş bu yöntem ileride daha farklı fizyolojik sistemlerin (biyofizik ve nöroloji) anlaşılması açısında yürütülen çalışmalara da katkı sunabilir. Örneğin beyinin fonksiyonel bozukların teşhisinde veya tedavisinde zayıf periyodik sinyallerden faydalanabilir. Beyin vücudu kontrol eden merkez organ olduğu için, vücudun herhangi bir yerindeki bozuklukları zayıf periyodik sinyal değişimleri

üzerinde de tespit etme imkânı doğabilir. EEG sinyallerinin analizi zor olduğu için, her zaman epileptik hastalığın teşhis edilmesinde küçümsenmeyecek kadar bir yanılma payı olmuştur. Zayıf periyodik sinyaller ile EEG analiz yöntemini daha somutlaştırabilir ve yanılma payını daha çok minimize edebilir. Bu da EEG'nin tıpta kullanım alanını genişletecektir. Bugün bir beyin tomografisi çekildiğinde ışın kullanılmaktadır. Burada vücut ışın aldığı için zarar görmektedir. Belki hastalığın tespitinde faydası oluyor, ancak vücuda verdiği bir külfeti var. Ancak EEG çekimi insana herhangi bir zararı yok. Onun için sağlam EEG analiz yöntemleri geliştirmek ilerde insan tedavisinde daha fazla rağbet edilebilecektir.

EEG sinyallerin içindeki zayıf düzenli sinyallerin varlığı, beynin yapısı hakkında yeni bilgiler sağlayabilir. Beynimiz, düzensizliğin hâkim olduğu ancak zayıf düzenli yapıların da içinde barındırdığı bir dinamik sistem olarak tanımlanabilir. Diğer canlılar da alınacak EEG sinyallerinde de zayıf periyodik sinyaller gözlemlenirse, bu durum insan beyni ile diğer canlıların beyinleri arasında bir kıyaslama yapma imkânı verebilir.

KAYNAKLAR

1. Joseph John Campbell, 1962, “İlkel Mitoloji” (*Primitive Mythology*), İmge Kitapevi, Ankara
2. Joseph John Campbell, 1964, “Batı Mitolojisi” (*Occidental Mythology*), İmge Kitapevi, Ankara
3. Thomas S. Kuhn, 1962, “Bilimsel Devrimlerin Yapısı” (*The Structure of Scientific Revolutions*), Alan Yayıncılık, İstanbul
4. Akdeniz K.G, 2013, “Bilim Tarihi ve Felsefesi Ders Notları”, <http://www.gedizakdeniz.com> [Ziyaret Tarihi: Mayıs 2013].
5. Kane G., 1999, “Süpersimetri”, TÜBİTAK Yayınları; Ankara
6. Gleick J., 1987, “Kaos”, TÜBİTAK Yayınları, Ankara
7. Mahlon B. Hoagland, 1979, Hayatın Kökleri (Roots of Life), TÜBİTAK Yayınları, Ankara
8. Serol Teber, 1980, “Doğanın İnsanlaşması”, Say Yayınları, İstanbul
9. Akıllı, M., 2009, Kaotik Bir Fiziksel Sistemde Lyapunov Üstelleri ve q-istatistik, Tez (Yüksek Lisans), İstanbul Üniversitesi
10. Yılmaz, D. ve Güler, N.F, 2006, Kaotik Zaman Serisinin Analizi Üzerine Bir Araştırma, Gazi Üniversitesi Müh. Fak. Dergisi
11. 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.
12. Öge, A.E., Baykan, B., 2008, “Nöroloji e-Ders Kitabı”, İstanbul Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı
13. Ivana Kovacic, Michael J. Brennan, 2011, “The Duffing Equation: Nonlinear Oscillators and their Behaviour”
14. Michael Arneson, 2011, “Duffing Oscillators” Project Rough Draft Math 414
15. G. Wang, D. Chen, J. Lin, and X. Chen, 1999, “The application of chaotic oscillators to weak signal detection,” *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol.46, pp. 440–444,
16. Y.Yuan, Y Li, 2008, “Study on EEG Time Series Based on Duffing Equation”, International Conference on Bio Medical Engineering and Informatics, CHIN

17. Kutlu, N. Zeren, T. Yılmaz, H. Akıllı, M. Yalçın G. C., Yılmaz, A. Akdeniz K. G., 2009, —*Sağlık Epileptik Hastaların EEG Sinyallerinin Doğrusalsızlık Analizlerinin Lateralizasyon ile İlişkisi*, VIII. Ulusal Sinirbilimleri Kongresi, Bolu.
18. M.Akıllı, A.Yılmaz, G.Ç. Yalçın, K.G. Akdeniz, N.Kutlu, T.Zeren, H.Yılmaz "Epileptik Hastalarda EEG sinyallerinin Kaotik Karakterleri", Türk Fizik Derneği 26. Uluslararası Fizik Kongresi, 24 – 27 Eylül 2009, Bodrum
19. Li Yue, Yang B J, Zhao X P, 2005, et al. Algorithm of chaotic vibrator to detect weak events in seismic prospecting records. Chinese J Geophys (in Chinese with English abstract), 48(6): 1428—1433
20. Çolak Ö.H., 2006, Dalgacık Dönüşümü Kullanarak Sismik Sinyallerin Analizi, Tez (Doktora), Sakarya Üniversitesi.
21. Demir Ö.,2008, EEG Dalgalarının Wavelet (Dalgacık) Dönüşümü ile Değerlendirilmesi, Tez (Yüksek Lisans), Dumlupınar Üniversitesi.
22. Sezer E.,2008, Eilepsi Teşhis için EEG Sinyal Analizi, Tez, (Yüksek Lisans), Selçuk Üniversitesi.
23. Demirkazık, A.,2006, Elektroansefalografinin (EEG) Biyofizik Temelleri, Sunum, Çukurova Üniversitesi.
24. <http://tr.wikipedia.org/wiki/Elektroensefalografi> [Ziyaret Tarihi: Nisan 2012].
25. Baişçı N, Müldür S., 2003, Epileptik EEG Sinyallerinin Sinirsel – Bulanık Sistem ile Sınıflandırılması, Makale (Politeknik Dergisi), Gazi Üniversitesi.
26. Niedermeyer, E, Lopes Da Silva, F., 1999, Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields, 4th edition, Williams & Wilkins,
27. Castellaro, C, Favaro, G., Castellaro, A., Casagrande, A., Castellaro, S., Puthenparampil, D.V., Salimbeni, C. F., 2002, "An artificial intelligence approach to classify and analyse EEG traces", Neurophysiol Clin, 32, 193-214
28. Huffel, V.S. <http://www.esat.kuleuven.be/sista/members/biomed>, Biomed Research Group, Katholieke Universiteit Leuven [Ziyaret Tarihi: Nisan 2012].
29. Quiroga, R. Q., 1998, —Quantitative Analysis of EEG Signals: Time Frequency Methods and Chaos Theory, Tez (Doktora), Medical University, Lübek.
30. Miner, N.E., 1998, An introduction to wavelet theory and analysis. Sandia Report, NM, October:1-25 p.

31. Polikar, R., 1999, The engineer's ultimate guide to wavelet analysis the wavelet tutorial, <http://engineering.rowan.edu/~polikar/wavelets/wtpart3.html> [Ziyaret Tarihi: Nisan 2012].
32. Fliege, N.J., 1996, Multirate digital signal processing (Multirate systems-filter banks/wavelets), John Wiley & Sons, Chichester, 251 p.
33. Fidan H. 2006, Dalgacık Dönüşüm Tekniği İle Motor Arıza Tespiti, Tez (Yüksek Lisans), Süleyman Demirel Üniversitesi.
34. Lee, J.J., Lee, S.M., Kim, I.Y., Min, H.K., ve Hong, H.S., 1999, comparison between short time fourier and wavelet transform for feature extraction of heart sound, IEEE TENCON, Volume:102:18-55.
35. Misiti, M., Misiti, Y., Oppenheim, G., Poggi, J.M., Wavelet toolbox users guide, Copyright1996-1997 by the MathWorks, Inc.
36. Grap, A., 1995, An Introduction to Wavelet Analysis, IEEE Computational Science and Engineering, Vol. 2, Num.2
37. Tansel, I.N., Mekdeci, C., Rodriguez, O., Uragun, B., 1993, "Monitoring drill conditions with wavelet based encoding and neural networks", Int. J. Mach. Tools Manufact., 33 (4), s. 559-575
38. Dowla U. F., Anant, S. K., December 1997, Wavelet Transform Methods for Phase Identification in Three Component Seismograms, Bulletin of Seismological Society of America, Vol. 87, No. 6., pp. 1598-1612,
39. Percival, D.B., ve Walden, A.T., 2002, Wavelet methods for time series analysis, Cambridge University press, second edition.
40. Nguyent T., Strang G.,1996, Wavelets and Filter Banks, Wellesley-Cambridge Press, Massachusetts, USA,
41. Güler, N.F., Übeyli, E.D. ve Güler, İ.,2005, "Recurrent Neural Networks Employing Lyapunov Exponents for EEG Signals Classification", Expert System with Applications, Cilt 29, 506-514,
42. G Y Wang, S L He., 2003, "A quantitative study on detection and estimation of weak signals by using chaotic Duffing oscillators". *IEEE T Circuits-I* , pp.945-953.
43. G. Wang, 1998, "The Theoretical Research and Practice of Weak Signal Detection by Chaotic Oscillator," Ph.D. dissertation, Zhejiang Univ., Hangzhou, China,
44. S. Wiggins, 1990, Introduction to Applied Nonlinear Dynamical Systems and Chaos. New York: Springer-Verlag,

45. Li Yue, Yang Bao-Jun, Du Li-Zhi and Yuan Ye, 2003, "The bifurcation threshold value of the chaos detection system for a weak signal" Jilin University, China
46. Zeren T., Akıllı M., Yalçın G.C., Yılmaz A., Yılmaz H., Kutlu N., Akdeniz K.G. "Nonlinear analysis of EEG signals using Lyapunov exponents in patients with epilepsy" 2nd International Biophysics Congress and Biotechnology at GAP (Southeastern Anatolian Project) & 21 st National Biophysics Congress-5-9 October 2009, DIYARBAKIR-TURKEY.
47. Yalçın, G.Ç., 2009, Polimerlerde Düzensiz Elektriksel İletkenliklerin Zaman Serisi Analizi Yöntemiyle İncelemesi ve q-İstatistiğine Uygulanabilirliği, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
48. G.Cigdem Yalcin, Yani Skarlatos and K.Gediz Akdeniz; "q-Gaussian Analysis in Complex Polymers" Proceedings of the Conference in Honour of Murray Gell-Mann's 80th Birthday Quantum Mechanics, Elementary Particles, Quantum Cosmology and Complexity, edited by H Fritzsche and K K Phua, World Scientific Publishing, (2010), 669-672, ISBN: 978-981-4335-60-7

ÖZGEÇMİŞ

Mahmut AKILLI

Yüksek Lisans: İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı, İstanbul, (2007-2009).

Yüksek Lisans Tezi: “Kaotik Bir Fiziksel Sistemde Lyapunov Üstelleri ve q-İstatistik”
(Danışman: Prof. Dr. K.Gediz AKDENİZ, İstanbul Üniversitesi)

Doktora: İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı, İstanbul (2009-2013).

Doktora Tezi: “EEG Zaman Serilerinde Zayıf Sinyaller”
(Danışman: Prof. Dr. K.Gediz AKDENİZ, İstanbul Üniversitesi)

İletişim: akillimahmut@yahoo.com.tr