T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DURAĞAN OLMAYAN SİNYALLERİN SENKRO SIKIŞTIRMA VE GÖRGÜL KİP AYRIŞIM YÖNTEMLERİ İLE ANALİZİ

Ali KARACA

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Mahmut ÖZTÜRK

II. DANIŞMAN
Prof. Dr. Aydın AKAN

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Programı

İSTANBUL-2019

Bu çalışma 25.06.2019 Tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Programı Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

TEZ JÜRİSİ

Dr.Öğr.Üyesi Mahmut ÖZTÜRK
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Mühendislik Fakültesi

Dr.Öğr.Üyesi Yalçın ÇEKİÇ
Bahçeşehir Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

Dr.Öğr.Üyesi Bahattin KARAKAYA
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Mühendislik Fakültesi

20.04.2016 tarihli Resmi Gazete'de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa'nın abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Lisansüstü Eğitim Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.

ÖNSÖZ

Bu tezi almamda ve hazırlamamda gereken her türlü destek ve kolaylığı sunan değerli hocalarım ve tez danışmanlarım Sayın Prof. Dr. Aydın AKAN'a ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Mahmut ÖZTÜRK'e saygıyla şükranlarımı sunarım. Tez çalışmalarım süresince ihtiyaç duyduğum yerlerde değerli fikirleri ile bana yol gösteren, gereken her türlü yardımı sunan ve katkılarıyla tezimi zenginleştiren değerli hocam Sayın Dr. Pınar ÖZEL'e bütün içtenliğimle teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca tez çalışmalarım süresince sabırla her türlü yardım ve kolaylığı sunan aileme bütün kalbimle teşekkür ederim.

Haziran 2019 Ali KARACA

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ ..... **iv**
İÇİNDEKİLER ..... **v**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **vii**
TABLO LİSTESİ ..... **viii**
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ ..... **ix**
ÖZET ..... **xi**
SUMMARY ..... **xiii**
1. GİRİŞ **1**
2. GENEL KISIMLAR **4**
2.1. BEYİN 4
2.2. DURAĞAN VE DURAĞAN OLMAYAN SİNYALLER 5
2.3. EEG 6
2.4. OBSESİF KOMPULSİF BOZUKLUK 9
2.5. VERİ TOPLAMA VE KATILIMCILAR 11
3. MALZEME VE YÖNTEM **12**
3.1. YÖNTEM 12
3.2. GÖRGÜL KİP AYRIŞIMI 12
3.2.1. Eleme İşlemi 13
3.2.2. Durma Kriteri 16
3.3. ÇOK DEĞİŞKENLİ GÖRGÜL KİP AYRIŞIMI 17
3.4. ÇOK ÖLÇEKLİ ENTROPİ 18
3.5. KOHERANS 19
3.6. FAZ KİLİTLEME DEĞERİ 20
3.7. SENKROSIKIŞTIRMA DÖNÜŞÜMÜ 22
3.8. ÇOK DEĞİŞKENLİ SENKRON SIKIŞTIRMA DÖNÜŞÜMÜ (ÇDSSD) 23
4. BULGULAR **25**
4.1. ÇOK DEĞİŞKENLİ GÖRGÜL KİP AYRIŞIM YÖNTEMİ İLE EEG VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ 25

4.2. ÇOK ÖLÇEKLİ ENTROPİ YÖNTEMİYLE EEG VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ 26
4.3. FAZ KİLİTLEME DEĞERİ YÖNTEMİYLE EEG VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ 26
4.4. KOHERANS YÖNTEMİYLE EEG VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ 27
4.5. ÇOK DEĞİŞKENLİ SENKROSIKIŞTIRMA YÖNTEMİYLE EEG VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ 28
5. TARTIŞMA VE SONUÇ 30
KAYNAKLAR 32
EKLER 36
EK 1. Tüm Beyin ve Bölgelerine Ait Çok Ölçekli Entropi Değerleri 36
EK 2. Tüm Beyin için PLV Değerleri 38
EK 3. Beyincik Bölgesi için PLV Değerleri 39
EK 4. Ön Bölge için PLV Değerleri 41
EK 5. Artkafa Bölgesi için PLV Değerleri 43
EK 6. Yantepe Bölgesi için PLV Değerleri 45
EK 7. Şakak Bölgesi için PLV Değerleri 47
EK 8. İlk 8 Kanal için Koherans Değerleri 49
ÖZGEÇMİŞ 52

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1: Tipik Sinir Hücresi ……4
Şekil 2.2: Beyin Lobları……..5
Şekil 2.3: 10-20 Elektrot Dizilimi ……..…6
Şekil 2.4: Delta Dalgası ……...……..7
Şekil 2.5: Teta Dalgası ……..…8
Şekil 2.6: Alfa Dalgası ……..….8
Şekil 2.7: Beta Dalgası ……..……8
Şekil 2.8: Gama Dalgası ……..……9
Şekil 3.1: Eleme İşlemi ……14
Şekil 3.2: İlk ÖKF'unun Elde Edilmesi ……..……..15
Şekil 3.3: Örnek EEG Sinyali Ve Bileşenleri……16

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 2.1: EEG bantları ……. 7

Tablo 4.1: Çok Ölçekli Analiz Yöntemine Göre Hasta Ve Kontrol Grubuna Ait Ortalama Entropi Değerleri ve TTEST Sonuçları ……..…….. 26

Tablo 4.2: PLV Yöntemine Göre Hasta ve Kontrol Gruplarının Beynin Bölgelerindeki Frekans Bantlarındaki TTEST Sonuçları …….....…. 27

Tablo 4.3: Kanallar Arası Koherans Kestirimi TTEST sonuçları ……..….. 28

Tablo 4.4: ÇDSSD Sınıflandırma Sonuçları ……..…….. 29

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler **Açıklama**

Ω : Ohm
t : Zaman
ln : Napier Logaritmasi

Kısaltmalar **Açıklama**

Ag/AgCl : Gümüş/GümüşKlorür
AM : Amplitute Modulation
BAI : Beck Anxiety Invent
ÇDGKA : Çok Değişkenli Görgül Kip Ayrışımı
ÇDSSD : Çok Değişkenli Senkrosıkıştırma Dönüşümü
ÇÖE : Çok Ölçekli Entropi
DD : Dalgacık Dönüşümü
ECG : Electrocardiography
EEG : Electroencephalogram
EOG : Electrooculography
FA : Fourier Analizi
FD : Fourier Dönüşümü
FM : Frequency Modulation
GKAFK : Görgül Kip Ayrışımı Faz Kilitleme
HD : Hilbert Dönüşümü
HDRs : Hamilton Depression Rating Scale
HS : Hilbert Spectrumu
Hz : Hertz
IMF : Intrinsic Mode Function
KF : Koherans Fonksiyonu
KZFD : Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü
LORETA : Low Resolution Brain Electromagnetic
MSCE : Mean Square Coherence Estimation

OB : Ortak Bilgi
OCD : Obsessive Compulsive Disorder
OKB : Obsesif Kompulsif Bozukluk
ÖKF : Özgül Kip Fonksiyonu
PLV : Faz Kilitleme Değeri
SampEn : Örnek Entropi
SDD : Sürekli Dalgacık Dönüşümü
SS : Senkrosıkıştırma
SSD : Senkrosıkıştırma Dönüşümü
UÇOE : Uyarlamalı Çok Ölçekli Entropi
YBOCs : Yale-Brown Obsessive-Compulsive Scale
ZF : Zaman-Frekans

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DURAĞAN OLMAYAN SİNYALLERİN SENKRO SIKIŞTIRMA VE GÖRGÜL KİP AYRIŞIM YÖNTEMLERİ İLE ANALİZİ

Ali KARACA

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman : Dr. Öğr. Üyesi Mahmut ÖZTÜRK

II. Danışman : Prof. Dr. Aydın AKAN

Ortalaması, varyansı ve diğer istatistiki özellikleri zamanla değişen sinyallere durağan olmayan sinyaller denir. Elektroensefalogram (EEG) ve Elektrokardiyogram (EKG) gibi biyolojik sinyaller ile konuşma ve müzik sinyalleri ile iletişim sistemlerinde kullanılan çırp sinyalleri durağan olmayan sinyallere örnek olarak verilebilir.

Dünyada en yaygın görülen nöropsikiyatrik hastalıklardan olan Obsesif Kompulsif Bozukluk (OKB) toplumun yaklaşık %2'sinde görülmektedir. OKB'nin tedavisi için bilişsel, davranışsal, ilaç kullanımı, manyetik uyarıcı ve elektroşok tedavisi ile beynin ön lobunun diğer bazı kısımlarla bağlantısını kesen cerrahi operasyonlar gibi yöntemler kullanılmaktadır. Bazı çalışmalar, beynin ön lobunda tespit edilen bazı fonksiyonel bozuklukların OKB hastalığı belirtisi olabileceğini göstermiştir.

Bu tez çalışmasında durağan olmayan sinyallerin genlik ve frekans modülasyonlu formdaki, sonlu sayıda Özgül Kip Fonksiyonları (ÖKF) ile temsil edilmesini sağlayan veri güdümlü bir teknik olan Görgül Kip Ayrışımı (GKA) yöntemi kullanılmıştır. Ayrıca durağan olmayan sinyallerin yüksek yerelleşmeye sahip zaman-frekans gösterimini oluşturmak için Sürekli Dalgacık Dönüşümüne (SDD) sonsal işlem olarak uygulanan Senkrosıkıştırma Dönüşümü ile EEG verilerine dayanarak OKB hastalığı analiz edilmiştir.

Elde edilen sonuçlar, EEG sinyallerinin zaman-frekans çözümlemesi kullanılarak OKB hastalığına ait bulgulara ulaşabileceğini göstermiştir.

Haziran 2019, 66 sayfa.

Anahtar kelimeler: Görgül kip ayrışımı, senkrosıkıştırma dönüşümü, EEG, OKB, durağan olmayan sinyaller, koherans, faz kilitleme değeri, faz senkronizasyonu

SUMMARY

M.Sc. THESIS

ANALYSIS OF NON-STATIONARY SIGNALS BY SYNCHROSQUEEZING AND EMPIRICAL MODE DECOMPOSITION METHODS

Ali KARACA

Istanbul University-Cerrahpasa

Institute of Graduate Studies

Department of Electrical and Electronic Engineering

Supervisor : Assist. Prof. Dr. Mahmut ÖZTÜRK

Co-Supervisor : Prof. Dr. Aydın AKAN

The signals which has changing mean, variance and other statistical properties over time are called non-stationary signals. Biological signals like Electroencephalogram(EEG) and Electrocardiogram(ECG) and Chirp signals used for communication systems, speech and music signals are examples for non-stationary signals.

Obsessive Compulsive Disease is one of most common neuropsychiatric diseases over world and observed about 2% of humans. Methods like cognitive, behavioral, medication, magnetic stimulator, electroshock treatment and surgical operations that cut the link between frontal lobe of brain with some other lobes are applied for treatment of the OCD. Several studies show that some functional dysfunctions observed in the frontal lobe of brain may indicate OCD disease.

In this thesis study, we used the Empirical Mode Decomposition method as a data-driven technique that provides the non-stationary signals to be represented by finite number of intrinsic mode functions in the form of amplitude and frequency modulation. Also we analyzed the OCD desease based on EEG data and synchrosqueezing transform as a post-procesing technique that is applied to continuous wavelet transform to form the highly localized time-frequency representation of nonstationary signals.

The findings show that it can be gained to symptoms of the OCD decease by using time-frequency analysis of EEG signals.

June 2019, 66 pages.

Keywords: Empirical mode decomposition, synchrosqueezing transform, EEG, OCD, nonstationary signals, coherence, phase locked value, phase synchronisation.

1. GİRİŞ

Obsesif Kompulsif Bozukluk (OKB) (ing. Obsessive compulsive disorders - OCD), bireylerin isteği dışında tekrar tekrar ortaya çıkarak kişiye zarar veren düşüncelerle zihinsel faaliyetlerin neden olduğu toplumun yaklaşık %2'sinde görülen dünyanın en yaygın 10. Nöropsikiyatrik hastalığıdır.

Obsesyonlar (takıntı) bu kapsamda oluşan düşünce, imge veya isteklerdir ve kişide endişe ve huzursuzluğa neden olur. Genelde abartılı uğraşlar olup belli bir ritüel yapılmazsa kötü bir şey olacağından korkulmasıdır [1].

"Kompulsiyonlar" ise oluşan bu endişe ve huzursuzluğun giderilmesi için meydana gelen hareketlerdir. Kompulsiyonlar genelde bedensel bir aktivite şeklinde ortaya çıkmasına rağmen, belirli bir dua veya düşüncenin tekrarlanması gibi zihinsel veya tik benzeri hareketler şeklinde görülebilmektedir [1]. Yapılan çalışmalar, OKB hastalığıyla ilgili olarak beynin ön lobunda fonksiyonel bozukluklar olduğunu göstermiştir [2]. Bu bozuklukların sebep, tanı ve tedavisi için yapılan araştırmalarda EEG (Electroencephalogram) oldukça sık başvurulan bir yöntemdir. EEG yöntemlerinden olan senkronizasyon, kompleksite analizi ve koherans OKB semptomlarına neden olan eşlikeden (ing. comorbid) - OKB'li depresyon gibi - hastalıkları elimine etmek için kullanılmaktadır.

Görgül Kip Ayrışımı adı verilen teknik ile OKB hastaları ve kontrol gruplarına ait EEG verileri, AM ve FM formunda sonlu sayıda Özgül Kip Fonksiyonlarına dönüştürülmektedir. Bu tekniğin temelinde, üst ve alt zarflar tespit edildikten sonra bunların ortalamasının bulunarak yerel zaman ölçeğinden, sinyalin özgül kip fonksiyonları (ÖKF) (ing. intrinsic mode function - IMF) olarak bilinen salınımlar şeklinde gösterilmesi yatmaktadır.

Bu yöntemin bir uzantısı olan Çok Değişkenli Görgül Kip Ayrışımı ise çok boyutlu sinyallerde yerel ortalama yerine sinyalin çok sayıda gerçel değerli projeksiyonlarını kullanarak yansıtılan bu sinyallerin uç(ekstremum) noktalarını, sinyalin istenen çok boyutlu zarflarının bileşen bazlı olarak elde edilmesi için enterpole ederek bu zarfların ortalamasını almaktadır.

Merkezi sinir sistemini (MSS) oluşturan en önemli hücreler olan nöronlar, haberleşme ve komut iletimi amacıyla sürekli elektriksel işaretler üretmektedirler [3]. EEG cihazı vasıtası ile algılanabilen bu işaretler, MSS' nin fonksiyonu ve fizyolojik durumu hakkında önemli bilgiler sağlamaktadır. Analizler gerçekleştirilirken EEG frekans bantlarına göre değişen işaret gücünden yararlanıldığı gibi [4], eşzamanlı salınım anlamına gelen Faz Senkronizasyon Gücü de çeşitli nöropatolojik durumların tespiti ve teşhisinde kullanılmaktadır [5]. Faz senkronizasyon gücü, tüm beyin veya beynin istenen bölgeleri için tek bir senkronizasyon gücü değeri hesaplayabilen, zaman domeninde elde edilen EEG datasının frekans domenine dönüştürülerek incelenmesini sağladıktan sonra faz bilgileri ile senkronizasyon tespitine dayalı frekans domeni tabanlı bir işaret işleme tekniği olan Global Alan senkronizasyonu ile kullanılarak Alzheimer [6], şizofreni [7] ve Obsesif Kompulsif Bozuklukların araştırılmasında uygulanmış ve hastalıkların belirli frekans bantlarında senkronizasyon kaybına neden olduğu ortaya konulmuştur [5].

Bilindiği üzere faz bilgisi tek başına Fourier Dönüşümü, Dalgacık Dönüşümü ve Hilbert Dönüşümü gibi birçok yolla elde edilebilir. Daha önce yapılan bazı çalışmalar bu yaklaşımların teoride ve pratikte eşit olduğunu göstermiştir. Zaman serileri arasındaki senkronizasyonu araştırmada faz bilgisinin çıkarılması yöntemlerinin çoğunda verinin dar bantgenişliğinde olma gereksinimi bulunmaktadır. Bant geçiren filtrenin ise kesimlerin rasgele olması ve bazı durumlarda harmoniklere sebep olması gibi sakıncaları bulunmaktadır. Çok Değişkenli Görgül Kip Ayrışım yönteminin, kompleks sinyalleri anlık fazları tanımlanabilen bileşenlere ayırmak için kullanılması, rasgele seçilen bantgeçiren filtre kesimlerine olan ihtiyaç giderilmiş olur. Bu nedenle faz analizi ile ÇDGKA'ı birleştirilerek ve Hilbert spektrumuna (HS) dayanarak zaman ve frekansta senkronize bölümleri gösteren Görgül Kip Ayrışımı Faz Kilitleme (GKAFK) olarak adlandırılan yöntem kullanılmaktadır. Koherans yöntemi, senkronizasyonu hesaplanmak istenen kanallardan gelen verilerin, frekans düzlemi bilgisinin doğrusal korelasyonun çıkarılması şeklinde uygulanmakta olup bunu gerçekleştirmek için ayrı ayrı bölgelere ait verinin frekans bileşenleri parçalara ayrılmaktadır. Faz Kilitlemesi bir zaman periyodu boyunca bölgeler arasındaki sabite yakın faz farkı olarak tanımlanmaktadır. Çok ölçekli entropi ise farklı ölçekli zaman serilerindeki karmaşıklığı ölçmektedir.

Faz senkronizasyonu kestirim algoritmaları olan Faz Kilitleme Değeri (PLV) ve Koherans metodunun her ikisi de verinin benzer özelliklerini ölçen yöntemler olmasına karşın koherans frekans başına yalnızca bir sonuç verirken, PLV frekans bandı başına bir sonuç vermektedir. Bu fark, koheransın faz senkronizasyonunu Fourier ile hesaplarken, PLV'nin Hilbert ile hesaplamasından oluşmaktadır. Son derece dar bir bant olması durumunda Koherans ve PLV faz tanımları birbirine yakınsarken, normal bir darbant olması durumunda PLV ve koherans sonuçları birbirinden uzaklaşmaktadır [8].

Sinyalleri anlık frekansa sahip kiplerin birleşimine ayrıştıran Görgül Kip Ayrışımı'na (GKA) alternatif olarak geliştirilen Senkrosıkıştırma Dönüşümü (SSD) ise durağan olmayan sinyallerin yerelleşmiş ZF gösterimini oluşturmak için Sürekli Dalgacık Dönüşümüne (SDD) uygulanan bir ileri işlem (ing. post-processing) tekniğidir ve zamanla değişen osilasyonlara sahip bir sinyali bileşenlerine ayırmayı hedeflemektedir.

SSD ve GKA, konvansiyonel lineer ve ikinci dereceden ZF tekniklerine nazaran salınımları zamana bağlı olarak değişmekte olan komponentlerin gösterimini yapan ileri seviye bir yerelleşme sağlamaktadır. Bu nedenle bu tür ZF tekniklerine dayanan doğrusal gösterimlerin kısıt problemlerini gidermiştir [9].

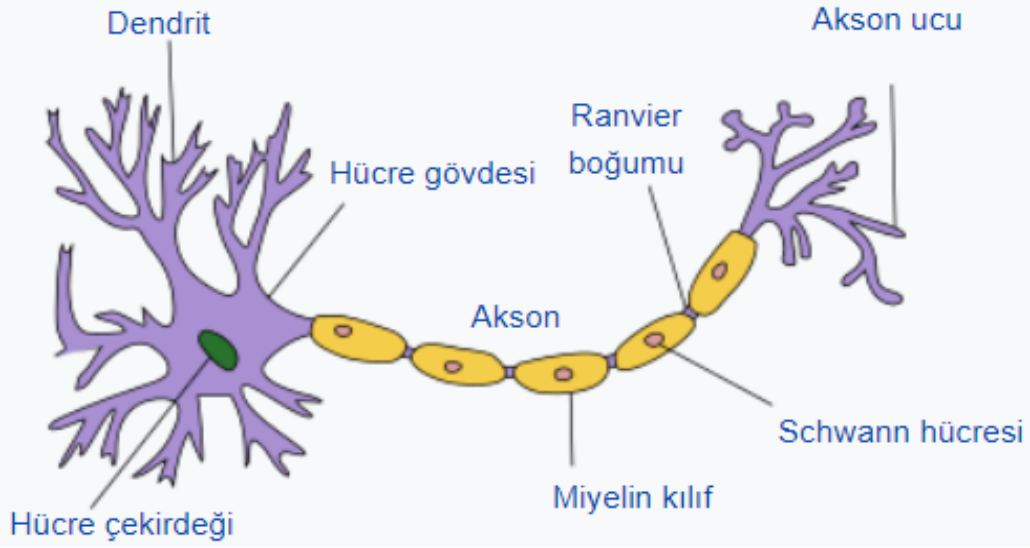
Bu tez çalışmasında, Üsküdar Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alınarak kaydedilen 46 adet ilaç tedavisi görmemiş OKB hastası ve 26 adet sağlıklı gönüllüye ait EEG verisi kullanılarak OKB hastalığının beynin ön lobunda meydana getirdiği işlev bozukluklarının teşhisi için Çok Değişkenli Görgül Kip Ayrışımı ve Senkrosıkıştırma metotları kullanılarak analiz edilmiştir. Analizler beyninden 10-20 elektrot düzeniyle alınan 19 kanallı EEG verisi kullanılarak yapılmıştır. Çalışmada, Görgül Kip Ayrışımı ile ÖKF'ları çıkarılan EEG verilerinin Koherans, Faz kilitleme ve Çok Ölçekli Entropi yöntemleri kullanılarak hasta ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığına bakılacaktır. Ayrıca Senkrosıkıştırma Dönüşümü ile EEG verileri bileşenlerine ayrıldıktan sonra veriler Matlab Classification Learner Tool kullanılarak sınıflandırılacaktır.

2. GENEL KISIMLAR

2.1. BEYİN

Sinir sisteminin merkezi olan beynin, nöron ve glial adlı 2 tip hücresi bulunmaktadır. Birkaç çeşit glial (glia, neuroglia) bulunmakta olup bunlar işlevsiz sinir hücresi olarak bilinmesine rağmen birçok kritik görev ifa etmektedir. Gliaların dört ana fonksiyonu tanımlanmış olup bunlar: sinir hücrelerini sararak bir arada tutmak, besin ve oksijen sağlamak, sinir hücrelerini birbirinden ayırmak, patojenleri imha etmek ve ölü sinir hücrelerini kaldırmaktır[10].

Nöronların temel görevi bilgi transferini sağlamak olup, sinyaller çok dallı protoplazmik lif uzantılı aksonlar aracılığıyla ilgili bölgelere iletilir. **Şekil 2.1.**'de tipik bir sinir hücresi gösterilmiştir [11].



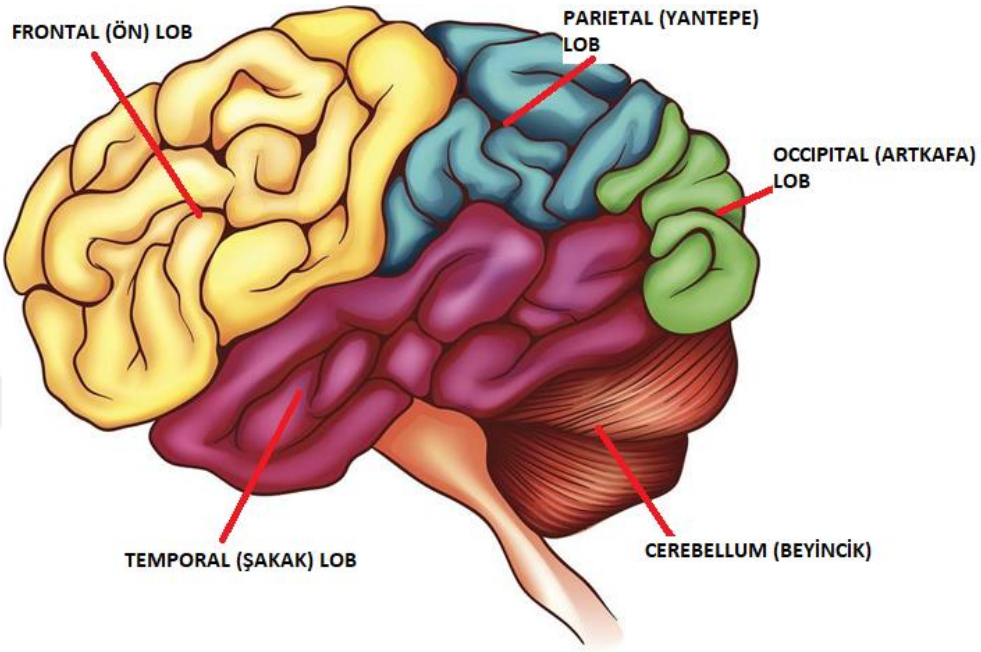
Şekil 2.1: Tipik Sinir Hücresi [11]

İnsan beyni 5 ana kısımdan (lob) oluşmaktadır[12]:

1. **Frontal (Ön) lob:** Bilince ait kısımdır. Zarar görmesi bireylerin halet-i ruhiyesi ve hissiyatının değişmesine neden olmaktadır.
2. **Parietal (Yan Tepe) lob:** Duyulardan gelen bilginin birleştirilerek nesnelerin kullanılması ile mekânsal görüş işlemlerinde bu lobun bazı kısımları görev almaktadır.
3. **Occipital (Artkafa) lob:** Görmeyle ilgili bilgiler burada işlenmekte olup zarar görmesi halüsinasyonlara sebep olmaktadır.

4. **Temporal (Şakak) lob:** Ses, koku, yüzler ve mekanlar bu kısımda işlenmektedir.
5. **Cerebellum (Beyincik):** Denge bölgesidir. Duyularla hareketi ilişkilendirmektedir.

Şekil 2.2.'de beyin loblarını gösteren örnek bir resim verilmiştir.



Şekil 2.2: Beyin Lobları

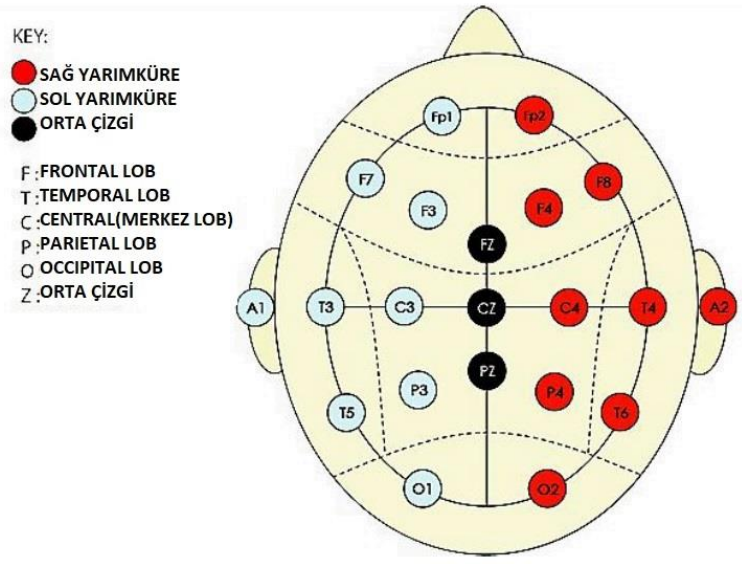
2.2. DURAĞAN VE DURAĞAN OLMAYAN SİNYALLER

Değişkenlerine göre sürekli zamanlı (ing. continuous time) ve ayrık zamanlı (ing. discrete time) sinyaller şeklinde 2'ye arılan sinyallerin herhangi bir t anındaki değeri biliniyorsa deterministik, genliğin iki değer arasında kalma olasılığı biliniyorsa rastgele (ing. stochastic) sinyal olarak adlandırılır. Eğer bu stokastik sinyalin ortalama (ing. mean), varyans ve diğer istatistiki özellikleri zamanla değişmiyorsa durağan (ing. stationary), değişiyorsa durağan-olmayan (ing. non-stationary) sinyal olarak tanımlanır [13]. Durağan bir sinyali belirlemenin başka bir yolu da bu serideki durağan görünen iki farklı kısmının otokovaryans ve spektrumunun çıkarılmasıdır. Sonuçlar arasındaki fark büyükse, serinin durağan olmadığı kabul edilir [14]. Örnek olarak EEG, ECG ve çırp sinyallerinin durağan olmadığı söylenebilir.

2.3. EEG

Nöronlar, kafatası etrafında salınım kalıpları yaratarak hücre içi "sinaptik hareketin oluşturduğu potansiyel farklar" nedeniyle hücre dışı akıma sebep olur. Bu akımların toplamına Elektroensefalografi (EEG) denir ve ilk olarak 1924'te Hans Berger tarafından kaydedilerek cihazı icat edilmiştir[15]. EEG yüksek hacimli ve pahalı görüntüleme metotlarından avantajlı olup, gerçek zamanlı gözlem ve yüksek çözünürlük imkânı sunmakla birlikte teşhis ve tedavi seviyelerinin takibinde kullanılan değerlendirme, nesnel psikolojik kriterler veya biyolojik test imkânı sağlamaktadır[16]. Sinaptik hareketler, kafatasına yerleştirilen elektrotlarla kaydedilebildiği için noninvasive (müdahale gerektirmeyen) bir teknik olarak kabul edilmekte ve beyne ait işlevlerin analizi ve çeşitli hastalıkların teşhisinde uygulanmaktadır. Ayrıca intracranial (dâhili) yöntemle cerrahi olarak kafatası altına yerleştirilen elektrotlarla da kayıt yapılabilmektedir. Kaydedilen bu uzun EEG verileri analiz için sinyal işleme yöntemleri zorunlu hale getirmektedir [17].

EEG için kullanılan elektrotlar Ag/AgCl malzemesinden imal edilmekte olup iletkenliği artırmak için jel sürülerek yerleştirilir. Elektrotların yerleştirilmesinde göz ile burun (nasion) ve boyun ile kafatası (inion) arasında yüzde 10-20 civarı boşluk bırakarak konumlandırılması nedeniyle "10-20 elektrot sistemi" olarak adlandırılan yaygın sistem kullanılmaktadır. Bu sistemde elde edilen 75 elektrot noktasından 8 - 32 tanesi tıbbi araştırmalar için yeterli gelmektedir[17]. **Şekil 2.3.**'te örnek bir elektrot dizilimi gösterilmektedir.



Şekil 2.3: 10-20 elektrot dizilimi [16].

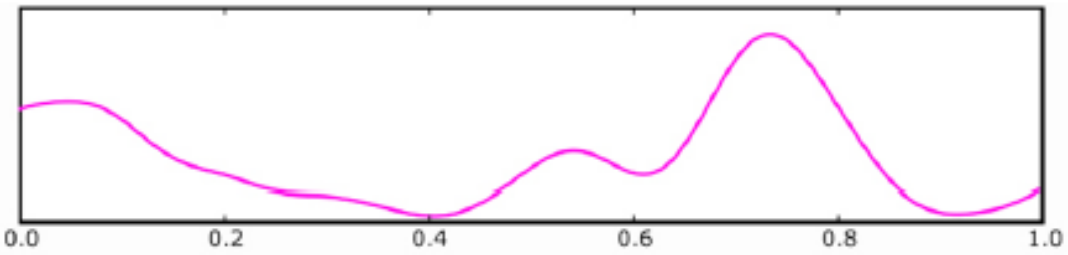
Tıbbi araştırmalarda EEG dalgaları 0,5 Hz ile 40 Hz aralığında anlamlı kabul edilmekte olup 100 µV'un altındaki sinyaller girişim, gürültü ve istenmeyen sinyaller temizlendikten sonra araştırma için elverişli olmaktadır. 10-20 sisteminde elektrot dizilimi sabitken referans nokta değiştirilebilmektedir. Yerleşimine göre referans noktaları 4 çeşittir.

1. **Sıralı montaj: Bu** montaj düzeninde (ing. *sequential montage*) her noktanın yanındaki nokta ile farkı alınarak referans belirlenmektedir.
2. **Referans montaj:** Bu montaj düzeninde (ing. *referential montage*) referans noktası olarak tüm kanallar ortak bir nokta (genellikle kulak memesi) seçilerek belirlenmektedir.
3. **Ortalama referans montajı:** Bu montaj düzeninde (ing. *average reference montage*) bütün kanalların ortalaması referans nokta olarak seçilir.
4. **Laplasyan montaj:** Bu montaj düzeninde (ing. *laplacian montage*) kanalların ağırlıklı ortalaması referans nokta olarak seçilir [17].

Tablo 2.1: EEG bantları [17].

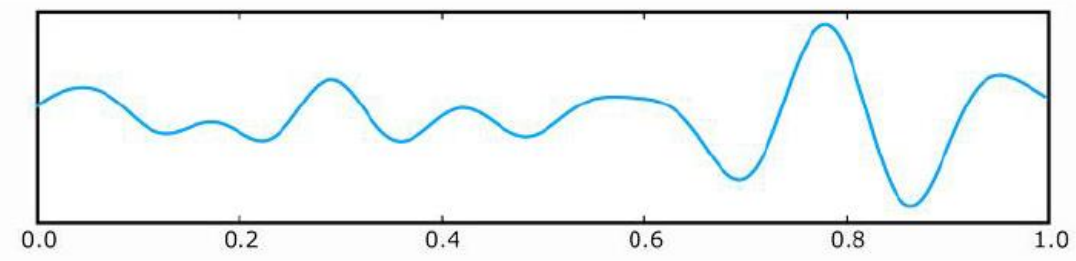
Tür	**Frekans Bandı(Hz)**
Delta	0,5 - 4
Teta	4 - 8
Alfa	8 - 13
Beta	13 - 30
Gama	+ 30

I. **Delta Dalgası:** Bu bant esasında bebekler, derin uyku ve beyin hasarını göstermektedir. Orta prefrontal korteks ve orbito frontal kortekste en üst seviyelere çıktığı görülmektedir. Örnek bir delta dalgası **Şekil 2.4.**'te gösterilmiştir [16].



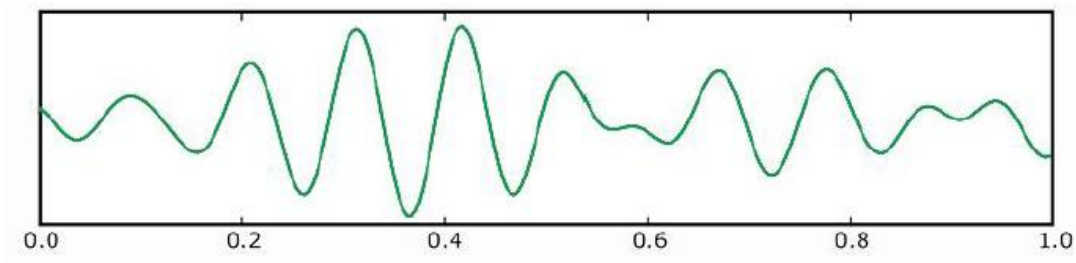
Şekil 2.4: Delta Dalgası

II. **Teta Dalgası:** Bazen beynin bozulması (dejenerasyon), genelde de çocuk beyninin paryetal bölgesiyle temporal bölgesinde ve yetişkinlerin depresyon, stres ve hayal kırıklığında ortaya çıkar. Örnek bir Teta dalgası **Şekil 2.5.**'te gösterilmiştir [16].



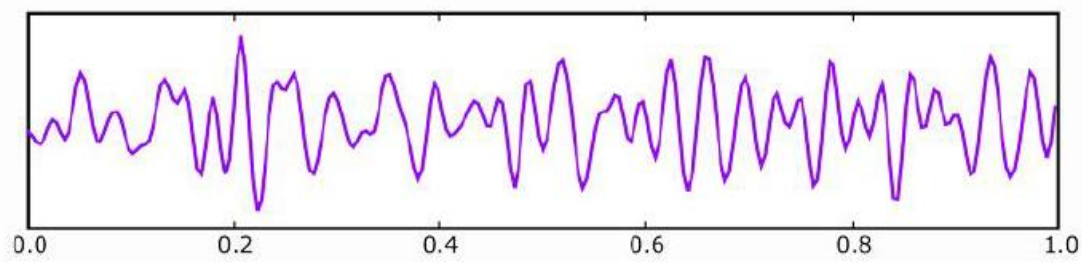
Şekil 2.5: Teta Dalgası

III. **Alfa Dalgası:** Erişkin bireylerin rahat ve uyanık olduğu zamanlarda görülmektedir. Genelde Beynin Oksipital kısmında bazen de paryetal ve frontal bölgelerinde rastlanmaktadır. Örnek bir Alfa dalgası **Şekil 2.6.**'da gösterilmektedir [16].



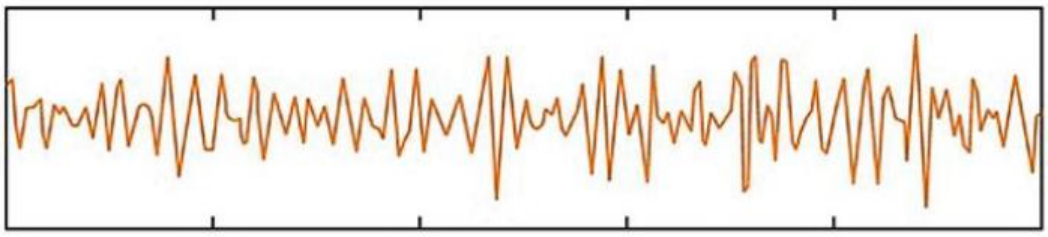
Şekil 2.6: Alfa Dalgası

IV. **Beta Dalgası:** Gergin ve zihnin çok meşgul olduğu zamanlarda görülmekte olup paryetal ve frontal kısımlarda rastlanmaktadır. Örnek bir Beta dalgası **Şekil 2.7.**'de verilmiştir [16].



Şekil 2.7: Beta Dalgası

V. **Gama Dalgası:** Çok zayıf ve sınırlı salınımlara sahiptir. Beyindeki düzensizliklerin doğrulanmasında göz önünde bulundurulmaktadır. Beynin Fronto-central kısmında ortaya çıkmaktadır. Örnek bir Gama dalgası **Şekil 2.8.**'de gösterilmektedir [16].



Şekil 2.8: Gama Dalgası

EEG sinyalleri, durağan olmayan bir sinyal olduğu için genelde Fourier Dönüşümü (FD) ve Dalgacık Dönüşümüne(DD) dayanan ZF metotları aracılığıyla işlenir. Alternatif tekniklerden biri olan Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD), Heisenberg Belirsizlik İlkesi (ing. Heisenberg Uncertainity Principle) nedeniyle ZF gösterimi çözünürlüğünün kısıtlanması ve tüm kısa zaman periyotlarında sinirsel (nöral) verinin durağanlığının garanti edilememesi sebebiyle fazla belirleyici olamamaktadır [9]. DD ise, sinyalleri ayrıştırmak için ana dalgacık başlığına sahip bir fonksiyon kullanması ve ZF çözünürlüğü problemi sebebiyle (frekans arttıkça çözünürlüğün düşmesi) tercih edilmemekte olup çalışılan sinyal ile koordine edilmeden rasgele ana dalgacık belirlenmesi hatalı sonuçlara neden olmaktadır [9].

2.4. OBSESİF KOMPULSİF BOZUKLUK

Obsesif kompulsif bozukluk (OKB, ing. *obsessıve compulsıve disorder*), istemdışı bir şekilde tekrar tekrar ortaya çıkan düşünce ve hareketlere neden olan bir hastalık olup "obsesyonlar (takıntı)" bu kapsamda oluşan düşünce, imge veya istekler iken "kompulsiyonlar" ise bunların giderilmesi için yapılan hareketlerdir [1].

OKB, dünyada en yaygın görülen 10. Nöropsikiyatrik hastalık olup toplumun yaklaşık %2'sinin bu hastalığa yakalandığı bilinmektedir. OKB'nin tedavisi için kognitif (bilişsel) ve davranışsal psikoterapi, ilaç kullanımı, manyetik uyarıcı ve elektroşok tedavisi ile beynin ön lobunun diğer bazı kısımlarla bağlantısını kesen cerrahi operasyonlar gibi yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden en çok verim alınan davranışsal psikoterapi olup %80'lik bir başarı oranı bulunmaktadır. İlaç tedavisi ise %50-70 arası bir başarı oranına sahiptir.

OKB, nöropsikiyatrik bir hastalık olması nedeniyle sebep, tanı ve tedavi için yapılan araştırmalarda EEG oldukça sık başvurulan bir yöntemdir. Tedavi için yürütülen bir çalışmada derin-beyin uyarımı metoduna destek, OKB'nin beyindeki topoğrafik analizi, işaret gücü ile semptom parametreleri arasındaki ilişkilerin araştırılması, koherans ve kaynak analizi incelemeleri ve OKB'nin nöroanatomik sebeplerinin araştırılması için EEG kullanılmaktadır [18].

EEG (Electroencephalogram) yöntemlerinden olan senkronizasyon ve kompleksite analizi; OKB semptomlarına neden olan eşlikeden (comorbid) - OKB'li depresyon gibi - hastalıkları elimine etmek için kullanılırken, OKB ise Yale-Brown Obsesif-Kompulsif Ölçeği (ing. Yale-Brown Obsessive-Compulsive Scale (YBOCs)), Hamilton Depresyon Ölçeği (ing. Hamilton Depression Rating Scale (HDRs)) ve Beck Anksiyete Ölçeği (ing. Beck Anxiety Inventory (BAI)) gibi testlerle tespit edilmektedir [16].

Yürütülen bazı çalışmalarda frekans bantlarına ait EEG sinyal güçleriyle obsesyon arasında pozitif ilişki olduğu görülürken, kompulsiyonlarla negatif ilişki görülmüştür.[4] Ayrıca, kaynak lokalizasyonu ve koherans belirlenmesinde [19], karmaşıklık analizinde [20] ve faz senkronizasyonu tabanlı çalışmalarda, ölçüm sonuçları ile klinik değerlendirme ölçekleri arasındaki ilişki incelenmiştir [21].

Literatürde EEG dataları elde edilen kişilerde OKB teşhisi için belirli bir frekans bandının mutlak ve bağıl gücünün kestirimi, LORETA(Low Resolution Brain Electromagnetic) kullanılarak akım kaynağı yoğunluğunun hesaplanması ve bağımsız bileşenlerin analizi vasıtasıyla Fourier spektrumunun hesaplanması gibi temel sinyal işleme araçları uygulayarak kantitatif bir biyoişaret öneren bazı çalışmalar yapılmıştır. EEG verileri kafatası yüzeyindeki farklı noktalardan 2 veya daha fazla kayda dayanmaktadır. Ortak Bilgi (OB), koherans fonksiyonu (KF) ve çapraz korelasyon en iyi bilinenleridir ve sırasıyla istatistiksel, frekans ve zaman domeni gibi birkaç domendeki 2 kanallı EEG serilerinin beyin yarımküreleri arası bağımlılıklarını ölçmek için önerilen temel senkronizasyon nicelikleridir. Bazı OKB çalışmaları alfa hareketlerinin çalışan bellek süresince salınım eşleşmeleriyle ilintili olduğunu göstermiştir. Beta bandı hareket eşleşmelerinin Parkinson hastalığı gibi anormal davranışsal ve bilişsel değişikliklerle bağlantılıdır. Beta-3 bandındaki faz koheransı; uyarım seçimi, dikkat, çok sensörlü ve duyusal-motor entegrasyonu, hareket, hafıza ve bilinç farkındalığı ile

bağlantılıdır ve şizofreni hastalarında görülen bu faz eşleşme düşüşüne ek olarak kortikal hareketleri yansıtmaktadır [22].

2.5. VERİ TOPLAMA VE KATILIMCILAR

Bu tez çalışmasında, Üsküdar Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alınarak kaydedilen **46** adet ilaç tedavisi görmemiş OKB hastası ve **26** adet sağlıklı gönüllüye ait EEG verisi kullanılarak OKB hastalığının beyin loblarında meydana getirdiği işlev bozukluklarının teşhisi için Çok Değişkenli Görgül Kip Ayrışımı ve Senkrosıkıştırma dönüşüm metotları kullanılarak analiz edilmiştir.

Hasta ve gönüllülere ait EEG verileri, sessiz bir odada, gözler kapalı ve rahat bir koltukta dinlenme durumundayken kaydedilmiştir. Veriler Şekil 2.3.'te gösterilen 10-20 elektrot dizilimine uygun olarak **19** adet empedansı 5kΩ'dan düşük olan Ag/AgCl yüzey elektrotlu Neuroscan Synamps II (Neuroscan Products Compumedics, USA) cihazı ile kaydedilmiştir. Kayıtlar ortalama 3dk uzunluğunda ve 250 Hz örnekleme frekansında olup 16 bitlik analog-dijital dönüştürücü kullanılmıştır. Veriler kaydedilirken göz kapağı hareketlerinden kaynaklanan Elektrookulografik (EOG) işaretler ile şebekeden kaynaklanan gürültü sinyalleri filtrelenmiştir. Kaydedilen 3 dk'lık EEG verileri analiz edebilmek amacıyla 2 sn'lik parçalara ayrılmıştır.

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. YÖNTEM

Bu bölümde sinyalleri AM ve FM modüleli bileşenlerine ayrıştıran Çok Değişkenli Görgül Kip Ayrışımı ile bu bileşenlerin değerlendirilmesinde kullanılacak olan Faz Kilitleme Değeri, Koherans ve Entropi algoritmaları hakkında ve; Çok Değişkenli Görgül Kip Ayrışımına alternatif olarak sunulan Çok Değişkenli Senkrosıkıştırma yöntemi hakkında kısa bilgi verilecektir.

3.2. GÖRGÜL KİP AYRIŞIMI

Görgül kip ayrışımı (GKA) (Empirical Mode Decomposition, EMD), Norden E. Huang, Zheng Shen ve arkadaşları tarafından, durağan ve lineer olmayan sinyalleri; ZF düzleminde yeterince ayrılmış, frekansı ve genliği yavaş yavaş değişen ve herbiri lokalde hemen hemen harmonik görülebilen, makul sayıda az bileşenin süperpozisyonu olan yapıtaşı fonksiyonlarına ayrıştırmayı amaçlayan [23], Fourier Dönüşümü (FD) ve Dalgacık Dönüşümü'ne (DD) nazaran taban fonksiyon seçimine ihtiyaç duymaması, sinyal uyarlamalı ve durağan olmayan sinyaller için geliştirilmiş olması nedeniyle bu alanda iyi bir alternatif teknik olarak önerilmiştir [17]. GKA, sinyalleri bileşenlerinin toplamına ayrıştıran, her bileşenin genlik ve fazı yavaşça değişen bir yöntemdir. Orijinal sinyal bu formda gösterildiğinde Hilbert Dönüşümü (HD) kullanılarak her bileşen analiz edilebilmektedir [24]. Bu metodun ayrışımı veriden çıkarmasına dayanarak sezgisel, doğrudan, tümevarımsal ve adaptiftir [25].

GKA, veriye dayalı(ing. *data-driven*) bir teknik olup sinyallerin, AM ve FM formundaki sonlu sayıda Özgül Kip Fonksiyonlarına dönüştürülmesini sağlar [26]. Bu tekniğin temeli, üst ve alt zarflar tespit edildikten sonra bunların ortalamasının bulunarak yerel zaman ölçeğinden, sinyalin özgül kip fonksiyonları (ÖKF) (ing. *intrinsic mode function - IMF*) olarak bilinen salınımlar şeklinde gösterilmesine dayanır [27]. Görgül Kip Ayrışımı, birincil sinyal için ortogonal sayılabilecek bir temel teşkil etmesi için fonksiyonları filtreler ve neticesinde ÖKF'ları çıkarılmış olur [28]. Elde edilen bir fonksiyonun ÖKF sayılabilmesi için, aşağıda belirtilen 2 şartı sağlaması gerekmektedir [29]:

1. "Ekstremum sayısı (uç nokta)" = "Sıfır("0") geçiş sayısı" veya farkın "1" olması.

2. $lokal_{max}$ ve $lokal_{min}$ ile belirlenen alt ve üst zarfların ortalama(mean) değerinin herhangi bir nokta için sıfır (“0”) olması.

Burada 2. Koşul için idealde gerekli olan “verinin yerel ortalamasının “0” sıfır olması” iken durağan olmayan bir veri için, “yerel ortalamayı” hesaplamak “yerel zaman ölçeği”ni içerdiğinden – ki tespiti mümkün değildir- bunun yerine lokal simetriyi zorlamasına rağmen $lokal_{max}$ ve $lokal_{min}$ tarafından belirlenen zarfların yerel ortalaması kullanılmaktadır [29]. Sinyaller, ÖKF’ları ile kalıntı denilen (ing. Residue) bir bileşene ayrıştırılır [30]. Ayrıştırma, herhangi bir verinin, salınımların farklı özgül kiplerinden oluştuğu varsayımıyla geliştirilmiştir[25].

x(t), veri seti olmak üzere:

$$x(t)=\sum_{i=1}^{n} IMF_i(t)+r(t) \tag{3.1}$$

denklemindeki $IMF(t)$ elde edilen ÖKF bileşenlerini, $r(t)$ ise residue (kalıntı) bileşenini göstermektedir. Elde edilen bileşenlerin (ÖKF’ler ve Kalıntı) toplanmasıyla orijinal sinyal elde edilebilmektedir. Görgül Kip Ayrışım yönteminde durağan olmayan bir sinyal “neredeyse periyodik” bileşenlere ayrıştırılmakta ve her bileşenin diğer bileşenlerden bağımsız nitelikte olması nedeniyle, bu yöntem birçok alanda kullanılmaktadır. Algoritma sonucunda ortaya çıkan ilk bileşenlerin yüksek, son bileşenlerin ise daha düşük frekansa sahip oldukları görülmüştür [30].

3.2.1. Eleme İşlemi

Görgül Kip Ayrışım yönteminde, sinyalin ayrıştırılmasını sağlayan süreç, **eleme** (ing. sifting) olarak adlandırılmaktadır. $\boldsymbol{x(t)}$ veri setinin eleme sürecinin aşamaları aşağıda belirtilmiştir.

1. $lokal_{max}$ ve $lokal_{min}$ değerleri bulunur.

2. Bu değerler birleştirilip yukarı-zarf (x_{ust}) ve aşağı-zarflar (x_{alt}) bulunur.

3. Bu zarfların ortalama (mean) değeri bulunur.

$$m_1(t) = (x_{ust}(t)+ x_{alt}(t))/2 \tag{3.2}$$

Bulunan ortalama değer, asıl veri setinden çıkarılır.

$$h_1(t) = x(t)-m_1(t) \tag{3.3}$$

4. $h_1(t)$'nin, ÖKF'larının sağlaması gereken iki özelliği taşıyıp taşımadığına bakılır.

5. Taşımıyorsa yeni veri seti, $h_1(t)$ baz alınarak 1. Aşamadan itibaren (özellikleri taşıyana kadar) tekrar edilir.

6. Özellikler taşınıyorsa eldeki veri setinin

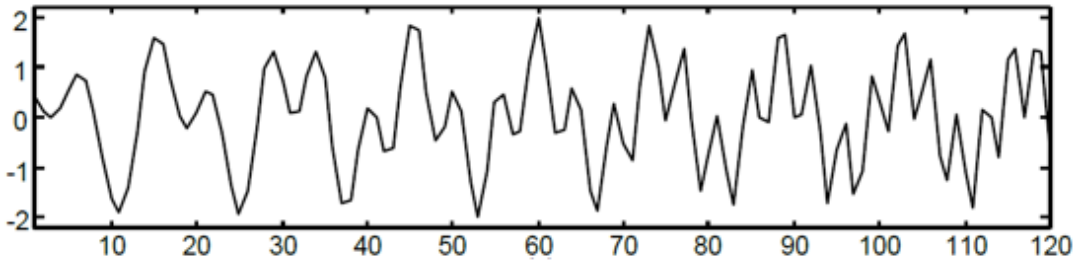
$$h_1(t), \quad i=1,...n= \text{IMF}i \tag{3.4}$$

ÖKF olduğu kabul edilir.

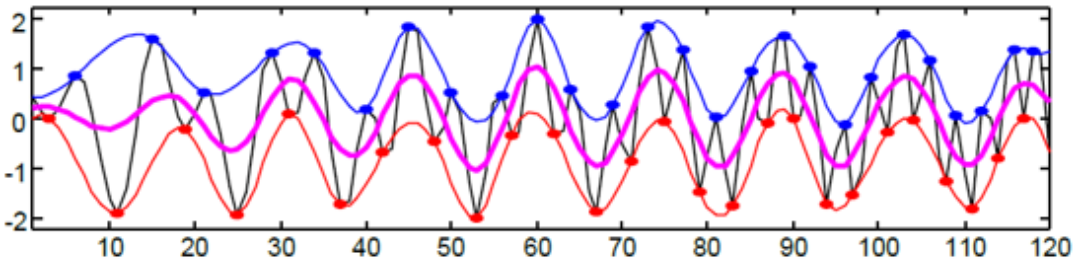
7. Yeni veri seti

$$r_1(t)=x(t)-h_1(t) \tag{3.5}$$

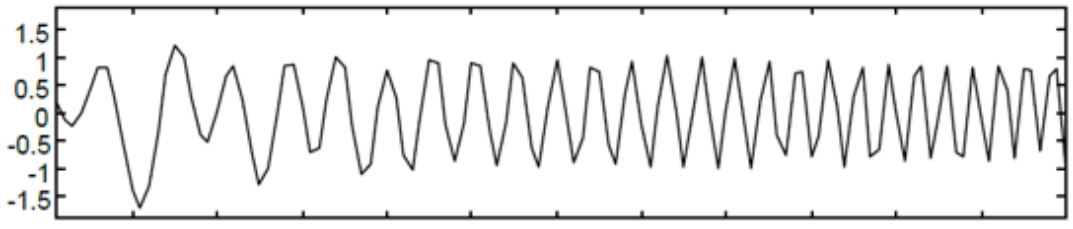
kabul edilerek ilk altı aşama, sonraki ÖKF'ları çıkarmak için iterative olarak tekrar edilir. Bu süreç (önceden belirtilmiş ise) makul sayıda ÖKF çıkarılana veya $r_1(t)$ monotonluğa ulaşana dek yinelenir. Süreç sonunda kalan $r_1(t)$, Kalıntı $r(t)$ olarak belirlenir. Böylece veri setine ait bileşenler elde edilir [30]. Şekil 3.1'de Görgül Kip Ayrışımı Eleme süreci gösterilmiştir.



(a)



(b)

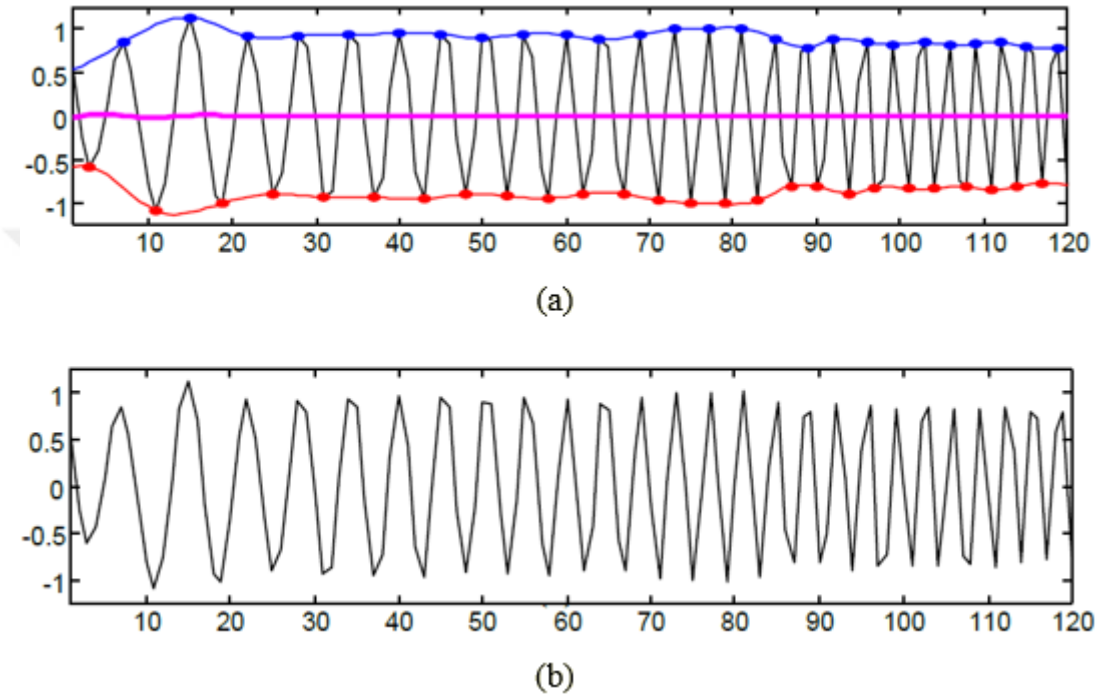


(c)

Şekil 3.1: Eleme İşlemi

Şekil 3.1: (a) Orjinal veri seti **(b)** Mavi:Yukarı-zarf, Kırmızı:Aşağı-zarf, Pembe:Yukarı ve aşağı zarfın ortalaması **(c)** Orjinal veri setinden ortalamanın çıkarılmasıyla elde edilen değer.

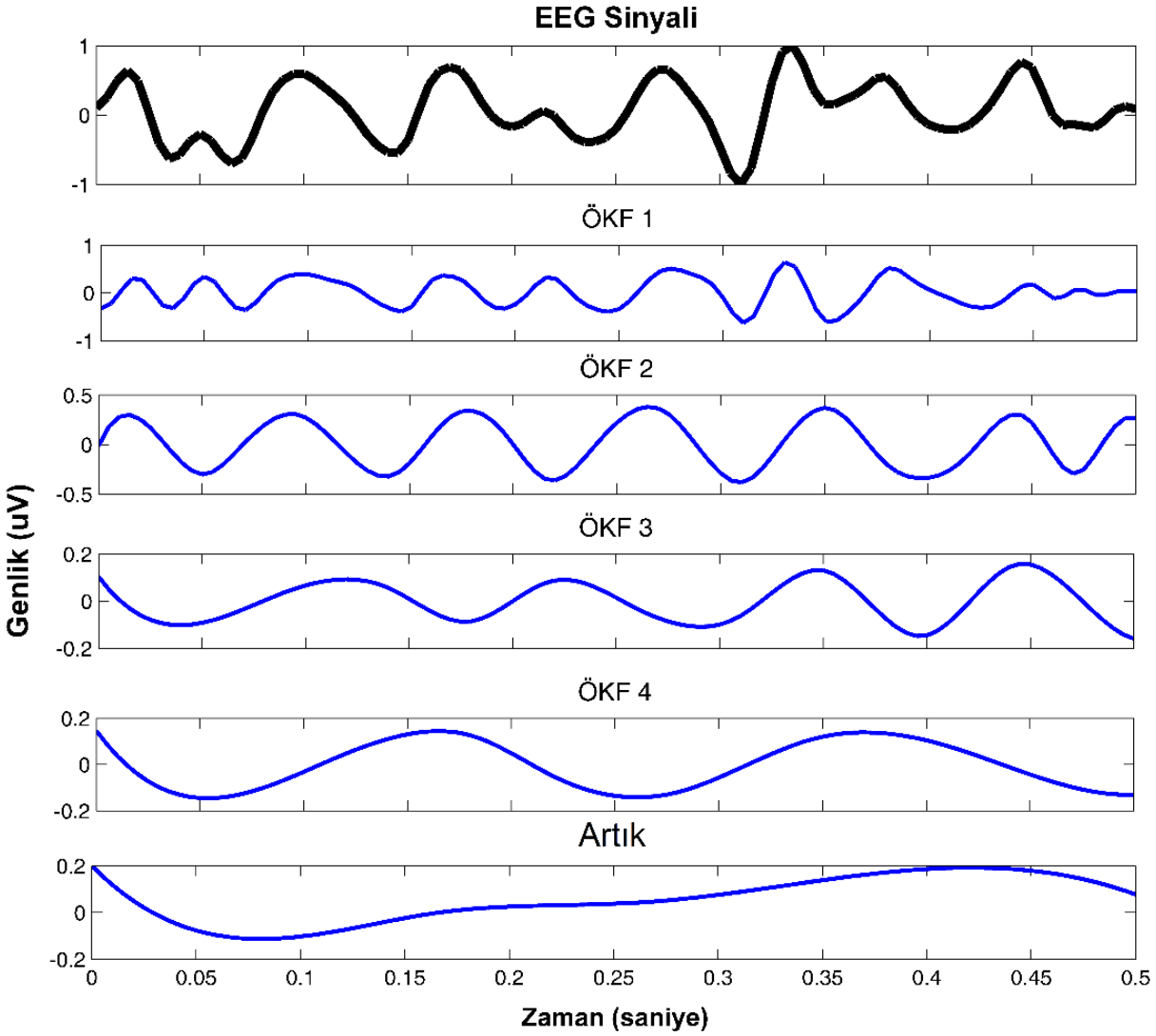
Şekil 3.2.'de ilk ÖKF'unun çıkarıldığı 8. iterasyon gösterilmiştir [30].



Şekil 3.2: İlk ÖKF'unun elde edilmesi

Şekil 3.2: (a) Mavi:Yukarı-zarf, Kırmızı:Aşağı-zarf, Pembe:Yukarı ve aşağı zarfın ortalaması **(b)** Orjinal veri setinden ortalamanın çıkarılmasıyla elde edilen değer.

Şekil 3.3.'te ise örnek bir EEG sinyali ve bileşenleri gösterilmiştir [17].



Şekil 3.3: Örnek EEG sinyali ve bileşenleri.

3.2.2. Durma Kriteri

GKA'nda Eleme süreci, eleme işlemlerinin tekrarlanması önceden tanımlanan maksimum sayıya ulaştığında veya durma kriteri (ing. stopping criteria) tarafından belirlenen ÖKF özelliklerini karşıladığında durmaktadır. Durma kuralının 2 tip seçeneği bulunmakta olup "Tip1", muhtemel ÖKF'lerden biri olan $\boldsymbol{h_i}$ 'nin mutlak değeri herhangi bir t anında tolerans değerden küçük olduğunda (yani $|h_i(t)| < tol$) eleme sürecini durdururken, "Tip2"de eleme süreci ardışık iki muhtemel ÖKF'nin varyansı tolerans sınırlar içinde iken durmaktadır [27].

$$\sum_{t=0}^{T} \left[\frac{|h_{k-1}(t) - h_k(t)|^2}{h_{k-1}^2(t)} \right] < tol \tag{3.6}$$

3.3. ÇOK DEĞİŞKENLİ GÖRGÜL KİP AYRIŞIMI

Görgül Kip Ayrışımı'nda(GKA), üst ve alt zarfın ortalaması alınarak yerel ortalama bulunur. Ancak çok boyutlu sinyallerde yerel ortalama doğrudan hesaplanamaz [28]. Bunun için sinyalin çok sayıda gerçel değerli projeksiyonları kullanılır. Yansıtılan bu sinyallerin uç(ekstremum) noktalarının, sinyalin istenen çok boyutlu zarflarının bileşen bazlı olarak elde edilmesi için enterpole edilmesi ve bu zarfların ortalamasını alınması önerilmektedir. Rehman ile Mandic tarafından geliştirilen ÇDGKA'da n boyutlu uzayda ya düzgün (uniform) açısal koordinatlar ya da Monte-Carlo benzeri yöntemlerden kaynaklanan "düşük-tutarsızlık nokta kümeleri (low-discrepancy pointsets)" kullanarak uygun bir yön vektör kümesi seçilir. Açısal koordinat sisteminde, düzgün örneklenmiş bir yön vektör kümesiyle çalışmak uygun olsa da sonucunda düzgün olmayan dağılımlı (nonuniform) yön vektörleri elde edilmektedir. Bu nedenle yön vektörlerinin daha düzgün (uniform) bir dağılımını sağlayan "Düşük Tutarsızlık Nokta Kümeleri" kullanılarak n-boyutlu uzayda daha kesin bir lokal ortalama kestirimi sağlanmaktadır [31].

ÇDGKA'nın aşamaları aşağıda listelenmiştir [17].

a) Değişken sayısı n olan bir sinyal için (n −1) boyut içeren küre biçimli koordinatlar örneklenir.

b) $\{g(t)\}_{t-1}^{T}$ giriş sinyali için yansıtmaları $\left\{y^{\theta_k}(t)\right\}_{t=1}^{T}$, yön vektörleri olan v^{θ_k} boyunca hesaplanır.

c) Yansıtması $\left\{y^{\theta_k}(t)\right\}_{k=1}^{K}$ çıkarılmış sinyal kümesindeki anlık maksimumlar $\left\{t_i^{\theta_k}\right\}$ elde edilir.

d) $\left[t_i^{\theta_k}, g(t_i^{\theta_k})\right]$ 'nin enterpolasyonu yapılarak ÇD zarfın eğrisi $\left\{e^{\theta_k}(t)\right\}_{k=1}^{K}$çıkartılır.

e) M sayıda yön vektörü için, zarf ortalaması $m(t) = \frac{1}{M}\sum_{k=1}^{M} e^{\theta_k}(t)$ elde edilir.

f) d(t)=x(t) − m(t) eşitliği kullanılarak ayrıntı elde edildikten sonra d(t), durma koşulunu karşılıyorsa ÖKF olarak belirlenir. Karşılamıyorsa süreç ilk aşamadan yeniden başlatılır.

3.4. ÇOK ÖLÇEKLİ ENTROPİ

Çok Ölçekli Entropi (ÇÖE, ing. m*ultiscale entropy*) farklı ölçekli zaman serilerindeki karmaşıklığı ölçmek için geliştirilmiştir. ÇÖE yaklaşımını kullanmanın temel nedeni zaman serisindeki ilgili zaman ölçeğinin bilinmemesi olup, hedef, ise zaman serisinin karmaşıklığını belirlemektir.

ÇÖE'de ölçekler "İri-taneleme" prosedürü ile tespit edilir. Böylelikle, n ölçeğinde işlenmemiş zaman serileri ilk olarak n uzunluğunda örtüşmeyen pencerelere bölünür, daha sonra her pencere ortalamasıyla değiştirilir. İri taneleme prosedürü esasen orijinal zaman serisinin doğrusal bir düzlemesini ve kırımını temsil eder. İri-taneli zaman serisinin uzunluğu, orjinal zaman serisinin uzunluğunun ölçek faktörüne bölünmesine eşittir[38]. Aslında, prosedür doğrusal bir düzleştirme ve yüksek frekanslı bileşenleri eleyerek orjinal zaman serisinin seyreltilmesini göstermektedir. Sonuç olarak, yalnızca iri-taneli veya düşük frekanslı bileşenler yakalanır, hassas ölçekteki yüksek frekanslı bileşenler kaybedilir. Çok Örnekli Entropi işlemini aşağıdaki adımlarla ifade edebiliriz [32].

Zaman serilerinin her milisaniyede örneklenen (zaman ölçeği r, 1 ms olur) x1, x2, x3, ….xN'den oluştuğunu farzedelim. İri taneleme; verinin temelde farklı ardışık noktaların, sinyalin farklı zaman ölçeklerini veya çözümünü oluşturmak için ortalamasını almak anlamına gelmektedir.[33]

1. Ölçek 1'de iri-taneli zaman serileri eldeki orijinal serilerdir.

2. Ölçek 2'de, iri-taneli zaman serileri ardışık iki zaman noktasının ortalamasıyla elde edilir. Örneğin: y1 = (x1 + x2)/2 ; y2 = (x3 + x4)/2 v.b

3 . Ölçek 3'de iri taneli zaman serileri ardışık üç zaman noktasının ortalamasıyla elde edilir.Örneğin: y1 = (x1 + x2 + x3)/3; y2 = (x4 + x5 + x6)/3 v.b

Bu işlem çalışmadaki zaman serisine uygun olarak devam ettirilebilir. İşlem matematiksel olarak Denklem 3.7'deki şekilde gösterilir. Bu denklemde r, zaman ölçeğidir [33].

$$y_j^{(r)} = \frac{1}{r}\sum_{i=(j-1)_{r+1}}^{j_r} x_i \ , \qquad 1 \le j \le N/r \tag{3.7}$$

ÇÖE son olarak bu ölçeklerin üzerinde güçlü bir tek ölçekli entropi kestirimi olan "Örnek Entropi" (ing. *sample entropy*) uygulanarak hesaplanır. SampEn, veri uzunluğuna karşı duyarsızlığı ve verideki gürültüye karşı bağışıklılığı nedeniyle tek bir ölçekte entropinin güçlü bir ölçümüdür [34]. SampEn, ilk olarak bir zaman serisini çok boyutlu bir uzaya gömer. m boyutlu uzaydaki iki vektörün eşleşme olasılığı olan $B^m(r)$, vektör çiftlerinin ortalama sayısı bulunarak hesaplanır. Gömülü uzaydaki iki vektörün eşleşmesi, uzaklığın toleranstan (r) düşük olduğu şeklinde tanımlanır. Benzer şekilde $A^m(r)$, *m+1* gömülü uzayı için tanımlanır. SampEn daha sonra Denklem 3.8'e göre hesaplanır. Burada m (boyut) ve r (tolerans) parametrelerinin seçimi SampEn'in hesaplanmasında kritiktir [32].

$$SampEn(I, m, r) = -\ln\left(\frac{A^m(r)}{B^m(r)}\right) \tag{3.8}$$

Çok ölçekli entropi (ÇÖD) fizyolojik zaman serilerinde doğası gereği bulunan çoklu zaman ölçeklerini dikkate alarak bir sistemin karmaşıklığını ölçmek için sıkça kullanılsa da metot, kaba ölçeğe (coarse scale), yani kademeli düzleştirme işlemleri nedeniyle düşük frekanslı bileşenlere meyillidir. Ek olarak, farklı ölçekleri çıkarma algoritmaları doğrusal olmayan ve durağan olmayan sinyaller için yeterince iyi uyarlanmamaktadır. Bu nedenle, son zamanlarda geliştirilen ÇDGKA sayesinde, ölçekleri uyarlamalı olarak doğrudan veriden çıkaran Uyarlamalı Çok Ölçekli Entropi (UÇÖE) kullanılmaktadır. Ardışık düşük veya yüksek frekanslı bileşenlerin kaldırılmasına bağlı olarak, UÇÖE örnek entropinin üzerinde uygulandığı kabadan inceye veya inceden kabaya(ing. *fine to coarse*) ölçeklerde kestirilebilir [35].

3.5. KOHERANS

Koherans (ing. *coherence*) algoritması, senkronizasyonu çıkarılmak istenen iki farklı kanaldan veri alınması ve frekans düzlemindeki bilgilerinin doğrusal korelasyonunun ölçülmesiyle uygulanmaktadır [5]. Bu amaçla iki ayrı bölgeye ait datanın frekans bileşenleri bölüntülere ayrılarak genlik kare koherans fonksiyonu oluşturulmaktadır [36].

Koherans fonksiyonu, iki sürecin çapraz izgelerinin mutlak değerinin, iki sürecin güç izgelerinin karakökleriyle ile normalize edilmiş halidir. $S_{ij}(f)$ fonksiyonu kompleks bir yapıda olduğundan koherans fonksiyonunun genelde modül karesi kullanılır. Normalize olması

sayesinde, iki süreç arasında belirli bir frekansta tam bir uyum var ise 1, hiç bir uyum yok ise 0 değerini alır.

Veri kanalları arasındaki senkronizasyonun derecesi tipik olarak korelasyon, koherans ve faz senkronizasyonu kullanarak ölçülür. Korelasyona benzer olarak, koherans $x_i(t)$ ve $x_j(t)$ gibi iki sinyal arasındaki lineer senkronizasyonun bir ölçümüdür [37]. Hem genlik hem de faz bilgisi için hesaplar ve

$$COH_{ij}(f) = \left| \frac{S_{ij}(f)}{\sqrt{S_{ii}(f)S_{jj}(f)}} \right|^2 \tag{3.9}$$

tarafından verilen bir f frekans fonksiyonu olan veri ilişkili bir ölçüm verir ki burada $S_{ij}(f)$, $x_i(t)$ ve $x_j(t)$ arasındaki karşılıklı güç spektrum yoğunluğudur ve $S_{ii}(f)$ ve $S_{jj}(f)$ sırasıyla $x_i(t)$ ve $x_j(t)$ nin güç yoğunluk spektrumudur [37]. Koherans değerleri 0 ve 1 arasında değişmektedir, 0 eş fazlı olmamayı, 1 ise mükemmel eş fazlılığı göstermektedir [38,39]. Sık bir şekilde kullanılıyor olmasına rağmen bu teknik işaretin doğrusal olmayan özelliklerini göz ardı etmektedir. [40].

3.6. FAZ KİLİTLEME DEĞERİ

Lachaux ve arkadaşları, EEG verisindeki elektrot çiftleri arasında gözlenen sinirsel senkronizasyonu ölçmek için [41], sinyallerin anlık fazına dayanan ve Faz Kilitleme Değeri (ing. *Phase locking value, PLV*) diye bilinen işlevsel bir ölçü önermiştir[42]. Önerinin altında yatan varsayıma göre, eğer beynin iki bölgesi işlevsel olarak birbirine bağlıysa, bu bölgelerdeki sinyallerin anlık fazlar arasındaki fark az çok sabit kalmalıdır. Bu durumda sinyallerin fazlarına "kilitlenmiş" denir ve aralarındaki fark sabittir.

Çapraz korelasyon ve koherans (ing. *coherence*) gibi standart senkronizasyon ölçümleri doğrusallığı varsaydıklarından ve EEG gibi beyin sinyallerinin çoğunlukla doğrusal ve durağan olmayan sinyaller olmasından dolayı pratikte elverişli değildir. Üstelik bu teknikler faz ve genlik bilgisini birbirine katar. Yeni bulgular faz bilgisinin tek başına bilişsel (ing. *cognitive*) süreçlerin ve faz senkronizasyon çalışmasının tanımlanmasında oldukça başarılı olduğunu ileri sürmektedir [43].

Bir çift karmaşık sinyal arasındaki faz senkronizasyonunu belirlemek için, her birinden bir faz serisinin üretilmesi gerekmektedir. Anlık faz kavramı genellikle darbant sinyallerle

sınırlanmıştır ve ilk olarak frekans ayrıştırması gerektirmektedir. Anlık faz dizisi daha sonra her sinyaldeki her bileşen için hesaplanır ve bileşen çiftleri arasındaki faz kilitlemeleri elde edilir. Faz kilitlemesi, bir zaman periyodu boyunca sabite yakın faz farkı olarak tanımlanabilir.

PLV'nin hesaplanmasındaki ilk adım filtrelemedir. PLV değeri aşağıdaki şekilde tanımlanmaktadır. Burada N toplam deneme sayısı, θ(t,n) ise t anında ve n denemesindeki iki sinyalin anlık fazları arasındaki farktır.

$$PLV(t) = \frac{1}{N}\left|\sum_{n=1}^{N} e^{i\theta(t,n)}\right| \tag{3.10}$$

Bu sayede PLV'nin hesaplanması için ilk önce verinin ilgili frekans bandında filtrelenmesi ve sonra Hilbert Dönüşümü(HD) ile anlık fazın çıkarılması gerekmektedir. Dalgacık Dönüşümü (DD) kendi ZF çözünürlüğünü sınırlayan sabit bir temel fonksiyon takımı üstündeki bir projeksiyona ve onun durağan olmayan verisinin analizine dayanmaktadır. Öte yandan Hilbert Dönüşümü (HD) yalnızca veri, darbant kriterlerini sağlayan ilk bant geçiren filtre ile filtrelenmişse faz kestirimi için uygundur. Bu sayede yaklaşım bant geçiren filtrenin kesmesinin önceden seçimine dayanmaktadır [43].

PLV [0,1] arasında değerler almakta olup bu değerin 0 olması iki sinyal arasında faz senkronizasyonu olmadığını, 1 olması ise iki sinyal arasındaki ilgili fazların denemeler boyunca özdeş olduğunu göstermektedir [42].

Çok Değişkenli Görgül Kip ayrışımını; kompleks sinyalleri, anlık fazları tanımlanabilen bileşenlere ayırmak için kullanarak ayrıştırma kendi verisi içindeki içkin salınımları takip ederken rasgele seçilen bantgeçiren filtre kesimlerine olan ihtiyaçtan kurtuluruz. Bu salınımlar, frekans modüleli olmalarına karşın bant geçiren filtre olmadan farklı sinyallerin bileşenleri arasındaki faz kilitlemesini belirlememize imkan tanıyarak, anlık fazın hesaplanmasına izin vermektedirler. Bu nedenle faz analizi ile ÇDGKA'ı birleştirilerek ve Hilbert spektrumuna (HS) dayanarak zaman ve frekansta senkronize bölümleri gösteren **Görgül Kip Ayrışımı Faz Kilitleme (GKAFK)** olarak adlandırılan yöntem kullanılır. Bu sayede, bir senkronizasyonun istatistiksel önemi ölçülebilir. İstatistiksel önem, GKAFK analizinin iki aşamasında ele alınmalıdır. Birincisi, ayrıştırmanın kendisinin önemi göz önünde bulundurulmalı, ikinci olarak da ÖKF'ler arasındaki herhangi bir senkronizasyon bölümlerinin önemi belirlenmelidir. Bu

ölçü ÖKF'ler aracılığıyla verideki özgün kipler arasındaki faz ve genlik ilişkilerini ölçmek için daha da genişletilebilir [44].

3.7. SENKROSIKIŞTIRMA DÖNÜŞÜMÜ

Durağan olmayan bir sinyalin Fourier Analizini (FA) yapabilmek için birçok Zaman-Frekans (ZF) Yöntemi geliştirilmiştir. FA'nin frekanstaki olası değişiklikleri hesaplaması 2 yolla anlaşılabilir. İlki, zamana bağlı Fourier Dönüşümü'nü yapmaya çalışırken, ikincisi ilgili spektrum yoğunluğuna odaklanmaktadır. İkisi arasındaki temel fark; ilk yaklaşım genlik ve faz etkisini içeren kompleks değerli frekans bilgili ve doğrusal iken, ikinci yaklaşım çoğu durumda gerçek değerli dönüşümle sonuçlanır ve ikinci derecedendir [45].

Senkrosıkıştırma Dönüşümü (SSD), Daubechies ve arkadaşları tarafından, sinyalleri anlık frekansa sahip kiplerin birleşimine ayrıştıran Görgül kip Ayrışımı'na (GKA) alternatif olarak [46] daha normalize edilmiş faz tabanlı bir teknik [45] olarak sunulmuş olup durağan olmayan sinyallerin yerelleşmiş ZF gösterimini oluşturmak için Sürekli Dalgacık Dönüşümüne (SDD) uygulanan bir ileri işlem (ing. *post-processing*) tekniğidir [47]. Sürekli dalgacık dönüşümü, dalgacık diye adlandırılan ZF filtrelerinin ilerlemesi ile, söz konusu osilasyon bileşenlerini algılayan gösterim tabanlı bir yöntem iken, Senkrosıkıştırma dönüşümü, zamanla değişen osilasyonlara sahip bir sinyali bilesenlerine ayırmayı hedeflemektedir [48].

Senkrosıkıştırma Dönüşümünde sinyalleri kiplerine ayrıştırmak ve geleneksel Kısa zamanlı Fourier Dönüşümü ve Sürekli Dalgacık Dönüşümü gibi ZF dönüşümlerinin enerjisini yeniden atamak amaçlanmıştır. Bu sayede ortaya çıkan katsayı enerjileri modüle edilmiş salınımların anlık frekans eğrileri etrafında yoğunlaştırılmaktadır. Yapılan Yeniden Atama (ing. *reassignment*) işlemi, ZF düzleminde komponentlerin anlamlı bir şekilde yerelleşmesini sağlamaktadır [9] [49].

x(t) sinyalinin SS dönüşümü aşağıda belirtilen denklem 3.11 ile gösterilmektedir [9].

$$x(t) = \sum_{k=1}^{K} x_k(t) + e(t) \tag{3.11}$$

Burada e(t) gürültüyü, $x_k(t) = A_k(t)\cos(\emptyset_k(t))$ ise zamana göre genliği ve frekansı değişen komponentleri göstermekte olup, genlik faktörü $A_k(t)$ ve anlık frekans olan $\emptyset_k(t)$'nin tüm *k* değerleri için bulunması gerekmektedir.

SS dönüşümü 3 aşamada uygulanmaktadır.

i. x(t) için SD Dönüşümünün (W_x(a,b)) yapılması.

$$W_X(a,b) = \int a^{-1/2}\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)x(t)dt \tag{3.12}$$

ii. Wx(a,b) kullanılarak anlık frekanslar w_x(a,b) bulunur.

$$w_X(a,b) = -iW(a,b)^{-1}\frac{\partial W(a,b)}{\partial b} \tag{3.13}$$

iii. W_x(a,b)'nin Reassignment Method (Yeniden Atama Metodu) ile sıkıştırılması için kestirimin kullanılması. Bu işlemler sonucunda sinyalin SS Dönüşümü T_x(w,b) bulunur. Senkrosıkıştırma tersinir bir yöntem olup, T_x biliniyorsa 'x' bulunabilir [9].

$$T_x(w_l,b) = \sum_{a_k:\,|w_x(a_k,\mathrm{b})-w_l|\leq \Delta \mathrm{w}/2} W(a_k,b)a^{-3/2}\Delta a_k \tag{3.14}$$

3.8. ÇOK DEĞİŞKENLİ SENKRON SIKIŞTIRMA DÖNÜŞÜMÜ (ÇDSSD)

SSD'ünün çok değişkenli sinyaller için uygulanması için her kanalın modüleli salınımına sahip bileşenlerinin bilinmesi ve bu salınımların birbirine yakın frekansa sahip olması kaydıyla anlık frekansları (3.15) ortak belirlenir.

$$w_x(t) = \frac{\sum_{n=1}^{N} a_n^2(t)\emptyset_n'(t)}{\sum_{n=1}^{N} a_n^2(t)} \tag{3.15}$$

x(t), çok değişkenli ve n kanallı bir sinyal:

1. Katsayıları (T_n(w,b)) bulmak için "kanal bazında" Senkron Sıkıştırma Dönüşümü yapılır.

2. ZF domeninde frekans ekseninde bir takım "aralık" belirlenerek her *frekans aralığı k* için, anlık frekans Ω_k^n(b) ve genlik A_k^n(b) bulunur.

$$\Omega_k^n(b) = \frac{\sum_{w\epsilon w_k}|T_n(w,b)|^2 w}{\sum_{w\epsilon w_k}|T_n(w,b)|^2} \tag{3.16}$$

$$\mathrm{A_k^n(b)} = \sqrt{\sum_{\mathrm{w\epsilon w_k}}|\mathrm{T_{n(w,b)}}|^2} \tag{3.17}$$

3. Çok değişkenli $\Omega_k^{\text{çoklu}}$(b) (anlık frekans) ve $A_k^{\text{çoklu}}$(b) (anlık genlik) bulunur.

$$\Omega_k^{çoklu}(b) = \frac{\sum_{n=1}^{N}\left(A_k^n(b)\right)^2 \Omega_k^n(b)}{\sum_{n=1}^{N}\left(A_k^n(b)\right)^2} \quad (3.18)$$

$$A_k^{çoklu}(b) = \sqrt{\sum_{n=1}^{N}\left(A_k^n(b)\right)^2} \quad (3.19)$$

4. Çok değişkenli SS katsayıları $T^{çoklu}(w,b)$ hesaplanır [19][23].

$$T_k^{çoklu}(w,b) = A_k^{çoklu}(b)\delta(w - \Omega_k^{çoklu}(b)) \quad (3.20)$$

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında 10-20 elektrot dizilimine göre 46 hasta ve 26 kontrol grubu üyesinden kaydedilen 19 kanallı EEG verisi kullanılarak OKB hastalığının beyin loblarında meydana getirdiği işlev bozukluklarının Çok Değişkenli Görgül Kip Ayrışımı ve Çok Değişkenli Senkrosıkıştırma Dönüşümü yöntemleriyle analizi değerlendirilmiştir. Veriler kaydedilirken göz kapağı hareketlerinden kaynaklanan Elektrookulografik (EOG) işaretler ile şebekeden kaynaklanan gürültü sinyalleri filtrelenmiştir. Kaydedilen 3 dk'lık EEG verileri analiz edebilmek amacıyla 2 sn'lik parçalara ayrılmıştır. Senkronizasyon değerleri tüm EEG frekans bantları boyunca hesaplanmıştır ki bu bantlar Alfa1, Alfa2, Beta1, Beta2, Beta3, Delta1, Gama ve Teta bantlarıdır.

Ayrıca 10-20 elektrot dizilimine göre yerleştirilen 19 kanalın beyin bölgelerine göre dağılımı aşağıda belirtilmiştir.

Cerebellum (Beyincik) : Kanal 1-3
Frontal (Ön) Lob : Kanal 4-10
Occipital (Artkafa) Lob : Kanal 11-12
Parietal (Yan Tepe) Lob : Kanal 13-15
Temporal (Şakak) Lob : Kanal 16-19

4.1. ÇOK DEĞİŞKENLİ GÖRGÜL KİP AYRIŞIM YÖNTEMİ İLE EEG VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Görgül kip ayrışımı (GKA), sinyalleri genlik ve fazları yavaşça değişen bileşenlerinin(ÖKF) toplamına ayrıştıran bir yöntem olup bu sayede her bileşenin Hilbert Dönüşümü (HD) kullanılarak analiz edilebilmesini sağlamaktadır [24]. Bu çalışmada 46 hasta 26 kontrol grubu üyesinden 10-20 elektrot düzeniyle FP1LE, F3LE, C3LE, P3LE, O1LE, F7LE, T3LE, T5LE, FP2LE, F4LE, C4LE, P4LE, O2LE, F8LE, T4LE, T6LE, FzLE, CzLE, PzLE kanallarından aralıksız bir şekilde 3 dakika süresince kaydedilen EEG verileri, analiz için 2 saniyelik parçalara bölünmüştür. Bu parçalar Bölüm 3.3'te açıklanan Çok Değişkenli Görgül Kip Ayrışım yöntemi kullanılarak 3 boyutlu matrislerden oluşan (yaklaşık 19x16xdata) Özgün Kip Fonksiyonlarına (ÖKF) ayrıştırılmıştır. Daha sonra elde edilen ÖKF'ler kullanılarak hastalara ait Entropi, Faz Kilitleme Değeri ve Koherans değerleri çıkarılmıştır.

4.2. ÇOK ÖLÇEKLİ ENTROPİ YÖNTEMİYLE EEG VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Çok Ölçekli Entropi (ÇÖE) farklı ölçekli zaman serilerindeki karmaşıklığı ölçmek için geliştirilmiştir. ÇÖE yaklaşımını kullanmanın temel nedeni zaman serisindeki ilgili zaman ölçeğinin bilinmemesi olup, hedef, ise zaman serisinin karmaşıklığını belirlemektir.

Bu çalışmada ÖKF'ları elde edilen EEG verilerine çok ölçekli entropi algoritması uygulanarak beynin tümü ve 5 bölgesi olan Beyincik (ing. Cerebellum), Ön(ing. Frontal), Artkafa(ing. Occipital), Yantepe (ing. Parietal), Şakak(ing. Temporal) lobları için ayrı ayrı ve her hasta ve kontrol grubu için bir entropi değeri elde edilmiştir. Bu değerler **Ek 1.**'de verilmiştir. Daha sonra entropi değerleri bağımsız örneklem T testi (ing. Independent Sample T-Test) ile analiz edilmiş olup hasta ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Hasta ve kontrol grubuna ait ortalama entropi değerleri ve TTEST sonucu **Tablo 4.1.**'de gösterilmektedir.

Tablo 4.1. Çok Ölçekli Analiz Yöntemine Göre Hasta ve Kontrol Grubuna Ait Ortalama Entropi Değerleri ve TTEST Sonuçları.

SONUÇLAR / BÖLGELER	Beyin	Beyincik	Ön Lob	Artkafa Lobu	Yantepe Lobu	Şakak Lobu
Hastalara Ait Ortalama Entropi Değerleri	0,803	0,667	0,681	0,70924	0,7081	0,55303
Kontrol Grubuna Ait Ortalama Entropi Değerleri	0,802	0,6571	0,691	0,71768	0,6278	0,52018
Bağımsız örneklem t testi p değeri($p<0,05$)	0,567	0,5983	0,633	0,39256	0,105	0,9889

4.3. FAZ KİLİTLEME DEĞERİ YÖNTEMİYLE EEG VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Lachaux ve arkadaşları, EEG verisindeki elektrot çiftleri arasındaki senkronizasyonu ölçmek için [41], sinyallerin anlık fazına dayanan ve Faz Kilitleme Değeri (ing. Phase locking value, PLV) diye bilinen işlevsel bir ölçü önermiştir[42]. Bu öneri, beynin iki bölgesi işlevsel olarak birbirine bağlıysa, bu bölgelerdeki sinyallerin anlık fazları arasındaki farkın az çok sabit kalması gerektiği varsayımına dayanmaktaydı. Bu durumda sinyallerin fazlarına "kilitlenmiş" denir ve aralarındaki fark sabittir.

Bu çalışmada elimizdeki ÖKF'lere dayanarak her üye için beynin 5 bölgesi olan beynin Beyincik (ing. Cerebellum), Ön(ing. Frontal), Artkafa(ing. Occipital), Yantepe (ing. Parietal), Şakak(ing. Temporal) lobları ve bütün beyin olmak üzere Alfa1, Alfa2, Beta1, Beta2, Beta3, Delta, Gama ve Teta frekans bantlarının Faz Kilitleme Değerleri (PLV) çıkarılmıştır. 16x19x19'luk matrislerden oluşan bu değerler ortalaması alınarak tekil değere dönüştürülür. Bu şekilde her hasta ve kontrol üyesinin her beyin bölgesi ve her frekans bandı için tekil plv değeri elde edilir. Bu değerler **Ek 2, Ek 3, Ek 4, Ek 5, Ek 6** ve **Ek 7**'de verilmiştir. Daha sonra bu değerlere bağımsız örneklem t testi uygulanarak hasta ve kontrol grupları arasında anlamlı fark olup olmadığına bakılmıştır. **Tablo 4.2.**'de gösterilen bu sonuçlara göre PLV yöntemiyle yapılan analizde hasta ve kontrol gruplarının beyin ve loblarındaki frekans bantlarında anlamlı fark bulunmamıştır. Çalışmada ayrıca sağ ve sol loblar arası farklar için sanal kanallar oluşturulmuş olup bu kanallara ait faz kilitleme değerleri de çıkarılmış ve bu değerlerin sıfır(0) çıktığı görülmüştür.

Tablo 4.2. PLV Yöntemine Göre Hasta ve Kontrol Gruplarının Beynin Bölgelerindeki Frekans Bantlarındaki TTEST Sonuçları

Frekans batları / Beyin lobları	Delta	Teta	Alfa1	Alfa2	Beta1	Beta2	Beta3	Gama
Beyne ait p değeri	0,2123	0,1492	0,1656	0,1863	0,0623	0,0776	0,1644	0,0919
C Bölgesi p değeri	0,4985	0,3064	0,2915	0,3298	0,3965	0,3467	0,4563	0,2945
F Bölgesi p değeri	0,4912	0,4784	0,4407	0,4384	0,5949	0,4838	0,5593	0,5073
O Bölgesi p değeri	0,9856	0,8482	0,8703	0,7671	0,1242	0,5927	0,3183	0,5322
P Bölgesi p değeri	0,8863	0,5151	0,5706	0,6281	0,8090	0,4612	0,7197	0,6725
T Bölgesi p değeri	0,3113	0,1705	0,1947	0,2031	0,4401	0,0924	0,2256	0,1548

4.4. KOHERANS YÖNTEMİYLE EEG VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Koherans yöntemi, 2 kanaldan gelen veriye ait frekans domeni bilgilerinin doğrusal korelasyonu ölçülerek uygulanmaktadır [5]. Bu amaçla iki ayrı bölgeye ait verinin frekans bileşenleri bölüntülere ayrılarak genlik kare koherans fonksiyonu oluşturulmaktadır [36]. İki süreç arasında belirli bir frekansta tam bir uyum var ise 1, hiç bir uyum yok ise 0 değerini almaktadır.

Bu çalışmada 10-20 elektrot dizilimine göre saçlı deriye yerleştirilen 16 elektrot kanalından kaydedilen C3LE, C4LE, F3LE, F4LE, F7LE, F8LE, FP1LE, FP2LE, O1LE, O2LE, P3LE, P4LE, T3LE, T4LE, T5LE, T6LE kanallarının koherans yöntemiyle 1x16xdata'lık 3 boyutlu

matrislerden oluşan eş fazlılık değerleri çıkarılmıştır. Elde edilen 3 boyutlu matrisler 2 boyuta indirgendikten sonra C3LE-C4LE, F3LE-F4LE, F7LE-F8LE, FP1LE-FP2LE, O1LE-O2LE, P3LE-P4LE, T3LE-T4LE, T5LE-T6LE kanalları arasındaki Genlik Kare Koherans kestirimi (ing. Mean Square Coherence Estimation MSCE) hesaplanmıştır. Sonuçlar **Ek 8.**'de verilmiştir. Daha sonra bu değerler kullanılarak hasta ve kontrol grupları için bağımsız örneklem t test uygulanarak kanal bazında iki grup arasında anlamlı fark olup olmadığı gözlenmiştir. **Tablo 4.3.**'te gösterilen sonuçlara göre hasta ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.

Tablo 4.3. Kanallar Arası Koherans Kestirimi TTEST sonuçları

Kanallar / Sonuçlar	C3-C4	F3-F4	F7-F8	FP1-FP2	O1-O2	P3-P4	T3-T4	T5-T6	SOL-SAG
Hasta Grubu Ortalama MSCE Değeri	0,6003	0,6529	0,4103	0,6772	0,6232	0,5979	0,3481	0,4160	0,4855
Kontrol Grubu Ortalama MSCE Değeri	0,5573	0,6157	0,3777	0,6498	0,5356	0,5715	0,3524	0,3754	0,4543
Gruplar Arası MSCE p Değeri	0,7675	0,3222	0,9732	0,4742	0,0926	0,9498	0,0749	0,9828	0,6204

4.5. ÇOK DEĞİŞKENLİ SENKROSIKIŞTIRMA YÖNTEMİYLE EEG VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Senkrosıkıştırma Dönüşümü (SSD), Daubechies ve arkadaşları tarafından durağan olmayan sinyallerin yerelleşmiş ZF gösterimini oluşturmak için Sürekli Dalgacık Dönüşümüne (SDD) uygulanan bir ileri işlem tekniği olarak öne sürülmüş [47] olup geleneksel ZF dönüşümlerinin enerjisini yeniden atamak amaçlanmıştır. Bu sayede ortaya çıkan katsayı enerjileri modüle edilmiş salınımların anlık frekans eğrileri etrafında yoğunlaştırılmaktadır.

Bu çalışmada EEG verileri Çok Değişkenli Senkrosıkıştırma Dönüşümü algoritması kullanılarak beynin 5 bölgesi için 3 boyutlu matrislerden oluşan (cerebellum 3x501x1001, frontal 7x501x1001, occipital 2x501x1001, parietal 3x501x1001, temporal 4x501x1001) kiplerine ayrıştırılmıştır. Karmaşık sayılardan oluşan bu katsayılar önce gerçek sayılara dönüştürülmüş daha sonra elde edilen 3 boyutlu matrisler boyut indirgemesi yapılarak ve her kişiye ait veri alt alta yazılarak tüm beyin ve her beyin bölgesi için 72xdata'lık matrisler elde edilmiştir. 46 hasta için 1, 26 kontrol grubu üyesi için 0 değeri, etiket değeri olarak belirlenerek 72x1'lik bir etiket dizisi oluşturulmuş ve {veri=['Etiket Dizisi (72x1)' 'SST sonucu

(72x(data+1))’] giriş verisi olarak belirlenmiştir. Daha sonra bu veriler Matlab yazılımının Classification Learner uygulamasında giriş verisi olarak kullanılmıştır. Her beyin bölgesi için veri girişi yapılıktan sonra 10 katmanlı Çapraz Doğrulama yöntemi seçilmiştir. Sonuçlar **Tablo 4.4.**’de verilmiştir.

Tablo 4.4. ÇDSSD Sınıflandırma Sonuçları

Sınıflandırma Yöntemleri	**Beyincik Bölgesi**	**Ön Bölge**	**Artkafa Bölgesi**	**Yantepe Bölgesi**	**Şakak Bölgesi**
KARAR AGACI					
Complex Tree	55,60%	58,30%	61,10%	59,70%	50,00%
Medium Tree	55,60%	58,30%	61,10%	59,70%	50,00%
Simple Tree	54,20%	59,70%	62,50%	61,10%	48,60%
DESTEK VEKTÖR MAKİNESİ					
Linear	61,10%	62,50%	58,30%	59,70%	55,60%
Quadratic	58,30%	62,50%	55,60%	56,90%	59,70%
Cubic	52,80%	61,10%	56,90%	51,40%	63,90%
Fine Gaussian	**66,70%**	**66,70%**	66,70%	**66,70%**	**66,70%**
Medium Gaussian	63,90%	63,90%	63,90%	63,90%	63,90%
Coarse Gaussian	63,90%	63,90%	63,90%	63,90%	63,90%
EN YAKIN KOMŞU SINIFLANDIRICI					
Fine	43,10%	45,80%	38,90%	54,20%	44,40%
Medium	45,80%	38,90%	41,70%	37,50%	37,50%
Coarse	63,90%	63,90%	63,90%	63,90%	63,90%
Cosine	51,40%	54,20%	**69,40%**	47,20%	61,10%
Cubic	40,30%	52,80%	52,80%	41,70%	48,60%
Weighted	41,70%	43,10%	40,30%	54,20%	37,50%
TOPLULUK SINIFLANDIRICI					
Boosted Trees	63,90%	63,90%	63,90%	63,90%	63,90%
Bagged Trees	58,30%	55,60%	66,70%	54,20%	59,70%
Supspace Discriminant	52,80%	54,20%	61,10%	52,80%	45,80%
Subspace k-NN	56,90%	52,80%	45,80%	**66,70%**	55,60%
RUSBoosted Trees	59,70%	62,50%	61,10%	54,20%	40,30%

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Durağan olmayan sinyallerden olan EEG sinyallerinin OKB hastalığının teşhis ve tedavi için kullanılması oldukça sık başvurulan bir yöntemdir. Bu tezde OKB hastalığının EEG verileri kullanılarak belirlenmesi için çeşitli teknikler çalışılmıştır. Bu tezdeki amaç EEG gibi çok kanallı verilerin, çok değişkenli sinyallerin işlenmesi ve değerlendirilmesinde son zamanlarda sıkça kullanılan yöntemlerden olan Çok Değişkenli Görgül Kip Ayrışım yöntemi ve Çok Değişkenli Senkrosıkıştırma Dönüşümü kullanılarak OKB hastalığının teşhisinde sağlayacağı katkıları görmektir.

ÇDGKA yöntemiyle sinyallerin Özgül Kip Fonksiyonu denen bileşenlerine ayrıştırılması, çok değişkenli sinyallerin işlenmesinde büyük önem arz etmekte olup bu çalışmada 46 hasta 26 kontrol grubu üyesine ait EEG verilerinden elde edilen ÖKF'ler kullanılarak 4 çalışma gerçekleştirilmiştir.

- EEG verileri kullanılarak ÇDGKA yöntemiyle Faz Kilitleme Değerlerinin çıkarılması:
  Bu bölümde ÖKF'ları çıkarılan EEG verilerine göre her hasta ve kontrol grubu üyesinin her bölge ve frekanslar için PLV değerleri çıkarılmıştır. Bu değerler ile bağımsız örneklem TTEST'i uygulandığında hasta ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmamıştır.
- EEG verileri kullanılarak ÇDGKA yöntemiyle Koherans Değerlerinin çıkarılması:
  Bu bölümde ÖKF'ları çıkarılan EEG verilerine göre her hasta ve kontrol grubu üyesinin C3LE-C4LE, F3LE-F4LE, F7LE-F8LE, FP1LE-FP2LE, O1LE-O2LE, P3LE-P4LE, T3LE-T4LE, T5LE-T6LE kanalları arasındaki Genlik Kare Koherans kestirimi (ing. Mean Square Coherence Estimation MSCE) hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlara bağımsız örneklem TTEST uygulandığında hasta ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- EEG verileri kullanılarak ÇDGKA yöntemiyle Çok Ölçekli Entropi Değerlerinin çıkarılması:
  Bu bölümde ÖKF'ları çıkarılan EEG verilerine göre her hasta ve kontrol grubu üyesinin beyin bölgelerine ait entropi değerleri çıkarılmıştır. Elde edilen sonuçlara bağımsız örneklem TTEST uygulandığında hasta ve kontrol gruplarının beyin bölgelerindeki entropi değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Çok Değişkenli Senkrosıkıştırma Dönüşümü yöntemiyle EEG verilerinin kiplerine ayrıştırılmış olup elde edilen SST katsayıları her beyin bölgesi için bölüntülere ayrıştırılmıştır. Bu bölüntüler daha sonra Matlab Classification Learning Tool ile sınıflandırılmıştır. Sınıflandırma sonucunda Destek Vektör Makinesi (DVM) yönteminde en yüksek doğruluk oranları elde edilmiş olup, Fine Gaussian kernelinde beyincik, ön lob ve şakak bölgesinde %66,7 oranı ile sınıflandırma yüzdesinin yüksek çıktığı görülmüştür. Bu sonuçlar literatürde daha önce yapılan çalışmalar ile tutarlıdır. Artkafa bölgesinde %69,4 ile Cosine En Yakın Komşu Sınıflandırıcı, Yantepe bölgesinde ise %66,7 oranları ile Fine Gaussian SVM ve Subspace k-NN Topluluk Sınıflandırıcı kerneli yüksek doğruluk oranı vermiştir.

Bu sonuçlara göre ÇDGKA yöntemi ile elde edilen EEG verilerinin Faz Kilitleme Değeri, Koherans ve Çok Ölçekli Entropi algoritmalarıyla değerlendirilmesinde OKB hastalığının teşhisi için kayda değer bir başarı görülmemiş olup, Çok Değişkenli Senkrosıkıştırma Dönüşümü kullanılarak elde edilen verilerin Destek Vektör Makinesi kernelleri kullanılarak yapılan sınıflandırmasında daha yüksek doğruluk oranı elde edildiği görülmüştür.

KAYNAKLAR

[1] Çelik, R., 2013, *Obsesif Kompulsif Bozukluk Hastalarında DNA Tamir Genlerinin Araştırılması*, Doktora, İstanbul Üniversitesi.

[2] Özçoban, Mehmet, Kara, S., Tan, O. ve Aydın, S., 2014), Obsesif Kompulsif Bozuklukta Nöral Senkronizasyon Düzeyinin Global Alan Senkronizasyon Yöntemi ile İncelenmesi Investigation, the Level of Neural Synchronization by Using Global Field Synchronization Method in Obsessive Compulsive Disorder. *18th National Biomedical Engineering Meeting*, BIYOMUT 2014. 10.1109/BIYOMUT.2014.7026347.

[3] M. Hu and H. Liang, Adaptive Multiscale Entropy Analysis of Multivariate Neural Data, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 1, pp. 12-15, Jan. 2012. doi: 10.1109/TBME.2011.2162511.

[4] Pogarell, O., Juckel, G., et al., Symptom-specific EEG power correlations in patients with obsessive–compulsive disorder, *International journal of psychophysiology*, 2006, 62, (1), pp. 87-92)

[5] Özçoban, M., Akan, A., 2018, A Novel Approach for Computing EEG Phase Synchronization: Interchannels Phase Clustering Method, *1-4. 10.1109/TIPTEKNO.2018.8596972*.

[6] Koenig, T., Lehmann, D., Saito, N., Kuginuki, T., and Kinoshita, T., 2001, Decreased functional connectivity of EEG Teta-frequency activity in first-episode, neuroleptic-naive, patients with schizophrenia: preliminary results, *Schizophr Research*, 2001, 50, pp. 55-60.

[7] Koenig, T., Prichep, L., Dierks, T., Hubl, D., Wahlund, L.O., John, E.R., and Jelic, V., 2005, Decreased EEG synchronization in Alzheimer's disease and mild cognitive impairment, *Neurobiol Aging*, 2005, 26, (2), pp. 165-171.

[8] Bruña, R., Maestú, F., Pereda, E., 2017, Phase Locking Value revisited: teaching new tricks to an old dog, *Journal of Neural Engineering*, 15. 10.1088/1741-2552/aacfe4.

[9] Ozel, Pinar & Akan, Aydin & Yilmaz, Bulent. (2017). Emotion recognition classification in EEG signals using multivariate synchrosqueezing transform. *1-4. 10.1109/TIPTEKNO.2017.8238096*.

[10] Erişim adresi: https://tr.wikipedia.org/wiki/Nöroglia , Erişim Tarihi: 03.01.2019.

[11] Erişim adresi: https://tr.0wikipedia.org/wiki/Sinir_hücresi , Erişim Tarihi: 31.12.2018.

[12] Erişim adresi: https://tr.wikipedia.org/wiki/Beyin_lobları , Erişim Tarihi: 26.12.2018.

[13] Çekiç, Y. , (2004): *Durağan Olmayan İşaretler İçin Zaman-Frekans Analizi*, Doktora, İstanbul Üniversitesi.

[14] Nason, GP., (2006): Stationary And Non-Stationary Time Series, Statistics in Volcanology. ed. / H. Mader; S.C Coles. *The Geological Society*, 2006. p. 129 - 142.

[15] Erişim adresi: https://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography Erişim Tarihi: 24.12.2018.

[16] Ozcoban, M. A., (2018): *Detection Of Some Neurological Disorders Via Synchronization Analysis of Electrophysiological Signals*, Doktora, İstanbul University.

[17] Mert, A., (2015): *EEG Sinyallerinin Görgül Kip Ayrışım Yöntemi İle Analizi*, Doktora, İstanbul Üniversitesi.

[18] Özçoban, Mehmet., Akan, Aydin., Tan, Oguz., Aydin, Serap., (2017): Obsesif Kompulsif Bozukluk Hastalarında Klinik Değerlendirme Ölçekleri ile EEG Senkronizasyonu Arasındaki Korelasyon, *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*. 10. 10.19113/sdufbed.47821.

[19] Velikova, S., Locatelli, M., Insacco, C., Smeraldi, E., Comi, G., and Leocani, L.: 'Dysfunctional brain circuitry in obsessive–compulsive disorder:source and coherence analysis of EEG rhythms', *Neuroimage*, 2010, 49, (1), pp. 977-983).

[20] Aydin, S., Arica, N., Ergul, E., and Tan, O.: 'Classification of obsessive compulsive disorder by EEG complexity and hemispheric dependency measurements', *International journal of neural systems*, 2015, 25, (03), pp. 1550010.

[21] Ozcoban, M.A., Kara, S., Tan, O., and Aydin, S.: 'Investigation the level of neural synchronization by using global field synchronization method in Obsessive Compulsive Disorder', in Editor (Ed.): 'Book Investigation the level of neural synchronization by using global field synchronization method in Obsessive Compulsive Disorder' (*IEEE, 2014, edn.*), pp. 1-3.

[22] Özçoban, Mehmet & Aydin, Serap. (2017). Decreased global field synchronization of multichannel frontal EEG measurements in obsessive-compulsive disorders. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 56. 10.1007/s11517-017-1689-8.

[23] Daubechies,I., Lu,J., Wu,H.T., "Synchrosqueezed Wavelet Transforms: An Empirical Mode Decompositionlike Tool". *Applied and Computational Harmonic Analysis*, pp. 243-261, 2011.

[24] Tolwinski, Susan. (2007). *The Hilbert Transform and Empirical Mode Decomposition as Tools for Data Analysis*, University of Arizona Program in Applied Mathematics.

[25] Huang N E, Shen Z, Long S R., (2009): A New View of Nonlinear Water Waves: The Hilbert Spectrum, *Annual Review of Fluid Mechanics*, vol. 31, pp. 417-457, 1999.

[26] Özel, Pınar , Akan, Aydın , Yılmaz, Bülent . "Noise-Assisted Multivariate Empirical Mode Decomposition Based Emotion Recognition". *Electrica* 18 / 2 (Ağustos 2018): 263-274.

[27] Kim, Donghoh & Oh, Hee-Seok. (2009). EMD: A Package for Empirical Mode Decomposition and Hilbert Spectrum., *R Journal*. 1.

[28] P. Özel, A. Akan and B. Yilmaz, (2017): "Emotion Elicitation Analysis In Multi-Channel EEG Signals Using Multivariate Empirical Mode Decomposition And Discrete Wavelet Transform,", *Medical Technologies National Congress* (TIPTEKNO), Trabzon, 2017, pp. 1-4. DOI: 10.1109/TIPTEKNO.2017.8238097.

[29] Huang, N.E., Shen, Z., Long, S.R., Wu, M.C., Shih, H.H., Zheng, Q., Liu, H.H., (1998): The empirical mode decomposition and the hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis, *Proceedings of the royal society a*: Mathematical, physical and engineering sciences, 454 (1971), 903-995.

[30] Bican, B., (2014): *Zaman Serilerinin Öngörüsü İçin GKA Tabanlı DVR Metotları*, Yüksek Lisans, İstanbul Teknik Üniversitesi.

[31] Rehman,N., Mandic,D.P., (2010): "Multivariate Emprical Mode Decomposition", *Proceedings of The Royal Society*, cilt 466, pp. 1291-1302, 2010.

[32] M. Costa, A. L. Goldberger, and C. K. Peng, "Multiscale entropy analysis of biological signals," *Phys. Rev. E.*, vol. 71, p. 021906, 2005.

[33] Erişim adresi: https://sapienlabs.co/understanding-multiscale-entropy/, Erişim Tarihi: 10.05.2019

[34] J. S. Richman and J. R. Moorman, "Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy," *Amer. J. Physiol.-Heart C*, vol. 278, pp. 2039–2049, 2000.

[35] M. Hu and H. Liang, "Adaptive Multiscale Entropy Analysis of Multivariate Neural Data," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 1, pp. 12-15, Jan. 2012. doi: 10.1109/TBME.2011.2162511.

[36] Nunez, P., and Srinivasan, R.: 'Electric Fields of the Brain: The Neurophysics of EEG' (*Oxford University Press*, 2006.).

[37] A. Hemakom, V. Goverdovsky, L. Aufegger and D. P. Mandic, "Quantifying cooperation in choir singing: Respiratory and cardiac synchronisation," 2016 *IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, Shanghai, 2016, pp. 719-723. doi: 10.1109/ICASSP.2016.7471769.

[38] R.Q. Quiroga, A. Kraskov, T. Kreuz, and P. Grassberger, "Performance of different synchronization measures in real data: A case study on electroencephalographic signals," *Physical Review E*, vol. 65, no. 4, pp. 041903–1 – 041903–14, 2002.

[39] L. Faes and G. Nollo, Multivariate Frequency Domain Analysis of Causal Interactions in Physiological Time Series, Biomedical Engineering, Trends in Electronics, Communications and Software, *InTech*, 2011.

[40] Brassen, S., Braus, D.F., Weber-Fahr, W., Tost, H., Moritz, S., and Adler, G.: 'Late-onset depression with mild cognitive deficits: electrophysiological evidences for a preclinical dementia syndrome', *Dementia and geriatric cognitive disorders*, 2004, 18, (3-4), pp. 271-277.

[41] Kroger, J.K., & Lakey, J. (2008). Phase locking and empirical mode decompositions in EEG.

[42] Lachaux, Jean-Philippe, et al. "Measuring phase synchrony in brain signals." *Human brain mapping* 8.4 (1999): 194-208.

[43] J.-P. Lachaux, E. Rodriguez, J. Martinerie, and F. J. Varela, "Measuring phase synchrony in brain signals," *Human Brain Mapping*, vol. 8, no. 4, pp. 194–208, 1999.

[44] Sweeney-Reed, Catherine & Nasuto, Slawomir. (2007). A novel approach to the detection of synchronisation in EEG based on empirical mode decomposition. *Journal of computational neuroscience*. 23. 79-111. 10.1007/s10827-007-0020-3.

[45] Auger,F., Flandrin,P., Lin,Y.T., McLaughin,S., Meignen,S., Oberlin,T., Wu,H.T., (2013): "Time-Frequecy Reassignment and Sycnchrosqueezing", *IEEE Signal Processing Magazine*, pp. 32-41, 2013.

[46] U, Hau-Tieng & Flandrin, Patrick & Daubechies, Ingrid. (2011). One or Two frequencies? The Synchrosqueezing Answers, *Advances in Adaptive Data Analysis*. 3. 29-39. 10.1142/S179353691100074X.

[47] Ahrabian,A., Looney,D., Stanković,L., Mandic,D.P., (2015): ”Synchrosqueezing-based time frequency analysis of multivariate data”, *Signal Processing*, pp. 331-341, 2015.

[48] Özel, P., (2019): *Çok Değişkenli Sinyal İşleme Teknikleri Kullanarak EEG İle Duygu Durum Analizi*, Doktora, İstanbul Üniversitesi.

[49] Ali, S.,Mst. Ferdou,J., Hamid,E., Molla,K.I., (2016): “Time-Frequency Coherence of Multichannel EEG Signals: Synchrosqueezing Transform Based Analysi”, *International Journal of Computer Science Trends and Technology (IJCST)*, 2016.

EKLER

EK 1. Tüm Beyin ve Bölgelerine Ait Çok Ölçekli Entropi Değerleri

Grup	Beyin	Beyincik	Ön	Artkafa	Yantepe	Şakak
Hasta1	0,49853	0,51344	0,60157	0,53741	0,42146	0,46902
Hasta2	0,30573	0,64651	0,61984	0,50068	0,69409	0,65159
Hasta3	0,31661	0,59184	0,61821	0,52761	0,50814	0,51755
Hasta4	0,80437	0,53635	0,50851	0,7239	0,76256	0,52351
Hasta5	0,39369	0,72096	0,62984	0,80376	0,76233	0,71371
Hasta6	0,74443	0,42412	0,61508	0,49892	0,55992	0,4008
Hasta7	0,4969	0,50932	0,58741	0,91668	0,6468	0,61779
Hasta8	0,73081	0,57072	0,49159	0,60938	0,68511	0,45994
Hasta9	0,58117	0,38156	0,33277	0,50223	0,47919	0,31209
Hasta10	0,7089	0,54632	0,5546	0,39473	0,62452	0,3141
Hasta11	0,8989	0,86178	0,79015	0,91788	0,82358	0,86813
Hasta12	0,79879	0,74029	0,79862	0,68531	0,74795	0,74989
Hasta13	0,98556	0,86494	0,87822	0,65189	0,75412	0,47166
Hasta14	0,98042	0,88116	0,60548	0,88186	1,003	0,57282
Hasta15	0,6114	0,94363	0,78619	0,565	0,89716	0,98182
Hasta16	0,88229	0,69015	0,84176	0,64243	0,79028	0,38103
Hasta17	0,94998	0,64648	0,56488	0,87773	0,74303	0,41945
Hasta18	0,66146	0,51344	0,54089	0,49251	0,42908	0,34962
Hasta19	0,74827	0,50271	0,57784	0,55313	0,58673	0,37991
Hasta20	0,61757	0,71521	0,68376	0,6173	0,76404	0,5392
Hasta21	0,9009	0,48296	0,67231	0,70999	0,59117	0,37778
Hasta22	0,68787	0,40899	0,67439	0,45006	0,41938	0,36151
Hasta23	1,09358	0,70778	0,90818	0,61266	0,70933	0,59626
Hasta24	1,04888	0,82116	0,88856	0,82347	0,85344	0,63418
Hasta25	1,02599	0,99627	0,72312	0,96863	0,93332	0,65676
Hasta26	0,94064	0,76262	0,60433	0,81079	0,8484	0,69202
Hasta27	0,92411	0,7515	0,57297	0,82523	0,75097	0,46146
Hasta28	0,72681	0,41216	0,50065	0,43728	0,52799	0,31956
Hasta29	1,01735	0,80985	1,00068	0,92684	0,84059	0,66142
Hasta30	1,05701	0,78393	0,96686	0,9047	0,80923	0,67367
Hasta31	0,71731	0,81535	0,74625	0,87438	0,77416	0,81069
Hasta32	1,23428	0,84789	1,02612	1,10341	0,93897	0,49701
Hasta33	0,67156	0,48187	0,53851	0,50354	0,50936	0,33961
Hasta34	0,77201	0,6117	0,49266	0,56215	0,81203	0,6044
Hasta35	0,91495	0,81581	0,82085	0,81688	0,69498	0,47

EK 1 (Devam):

Hasta36	0,71122	0,44207	0,67656	0,62597	0,67738	0,53289
Hasta37	1,05466	0,87243	0,72686	0,75615	0,8996	0,73168
Hasta38	0,79112	0,83549	0,77437	1,00055	0,79993	0,66065
Hasta39	0,98371	0,7362	0,7767	1,04235	0,93793	0,75424
Hasta40	0,84476	0,54878	0,49973	0,78963	0,60823	0,70088
Hasta41	0,68285	0,51149	0,64881	0,44944	0,39528	0,48919
Hasta42	0,93619	0,82412	0,90487	0,93615	0,83194	0,85997
Hasta43	1,08535	0,88121	1,05842	0,78097	0,96945	0,58418
Hasta44	0,92164	0,67101	0,64499	0,63189	0,6914	0,45767
Hasta45	0,89455	0,60086	0,50768	0,72109	0,66931	0,50517
Hasta46	0,59712	0,4491	0,32045	0,66057	0,3941	0,31305
Kontrol1	0,88731	0,84045	0,85122	0,81699	0,6669	0,61903
Kontrol2	0,65438	0,75594	0,76731	1,17892	0,81285	0,86247
Kontrol3	0,63514	0,7094	0,79579	0,63121	0,61908	0,63323
Kontrol4	0,68415	0,36425	0,68003	0,54826	0,42158	0,4239
Kontrol5	0,79986	0,5729	0,63767	0,6595	0,51144	0,53414
Kontrol6	0,58976	0,60735	0,7958	1,12175	0,53007	0,4121
Kontrol7	0,72952	0,80592	0,54633	0,87454	0,56628	0,33333
Kontrol8	0,68566	0,5125	0,60443	0,60644	0,68988	0,32711
Kontrol9	1,01773	0,74884	0,89054	0,79727	0,83265	0,78758
Kontrol10	1,09657	0,73633	0,89847	0,84642	0,72006	0,57545
Kontrol11	0,64295	0,44486	0,42004	0,51209	0,46943	0,33125
Kontrol12	0,55974	0,45834	0,42268	0,47369	0,52138	0,32611
Kontrol13	0,9585	0,66738	0,69457	0,71993	0,64688	0,65934
Kontrol14	1,0292	0,89201	0,92604	0,76567	0,86933	0,706
Kontrol15	1,04869	0,755	0,84155	0,88931	0,70961	0,76742
Kontrol16	1,03108	0,64757	0,69168	0,73477	0,63973	0,39622
Kontrol17	0,82919	0,90943	0,76809	0,62362	0,70241	0,63844
Kontrol18	0,62572	0,50455	0,45149	0,48896	0,57999	0,40842
Kontrol19	0,81552	0,63771	0,42729	0,63986	0,51557	0,36083
Kontrol20	0,65232	0,43718	0,54497	0,8129	0,53719	0,47987
Kontrol21	0,73361	0,54924	0,5642	0,63603	0,61251	0,48051
Kontrol22	0,99066	0,90189	0,93634	0,80024	0,75431	0,61878
Kontrol23	0,88865	0,81286	0,84455	0,72459	0,68613	0,3988
Kontrol24	0,62443	0,39689	0,38174	0,40675	0,37484	0,29224
Kontrol25	1,04571	0,73579	0,91506	0,72119	0,64495	0,54972
Kontrol26	0,60511	0,68079	0,6726	0,62869	0,68806	0,60244

EK 2. Tüm Beyin için PLV Değerleri

Grup	Alfa1	Alfa2	Beta1	Beta2	Beta3	Delta	Gama	Teta
Hasta1	0,1224	0,1255	0,1263	0,1285	0,1265	0,1310	0,1273	0,1196
Hasta2	0,1670	0,1701	0,1682	0,1722	0,1721	0,1809	0,1758	0,1641
Hasta3	0,1493	0,1523	0,1453	0,1510	0,1452	0,1524	0,1537	0,1460
Hasta4	0,1548	0,1590	0,1483	0,1559	0,1521	0,1693	0,1591	0,1494
Hasta5	0,1789	0,1814	0,1827	0,1868	0,1854	0,1800	0,1890	0,1769
Hasta6	0,1395	0,1415	0,1442	0,1453	0,1463	0,1436	0,1479	0,1381
Hasta7	0,1441	0,1459	0,1442	0,1479	0,1430	0,1537	0,1511	0,1423
Hasta8	0,1727	0,1763	0,1769	0,1809	0,1838	0,1726	0,1854	0,1695
Hasta9	0,1819	0,1863	0,1770	0,1837	0,1802	0,1856	0,1861	0,1766
Hasta10	0,1883	0,1921	0,1938	0,2001	0,1967	0,1852	0,1974	0,1847
Hasta11	0,1619	0,1645	0,1621	0,1664	0,1663	0,1775	0,1677	0,1596
Hasta12	0,2033	0,2149	0,1798	0,1950	0,1884	0,2887	0,1869	0,1937
Hasta13	0,1627	0,1648	0,1675	0,1649	0,1715	0,1728	0,1694	0,1623
Hasta14	0,1290	0,1331	0,1236	0,1288	0,1263	0,1462	0,1323	0,1238
Hasta15	0,1481	0,1498	0,1538	0,1552	0,1526	0,1563	0,1555	0,1469
Hasta16	0,1600	0,1623	0,1687	0,1670	0,1762	0,1734	0,1676	0,1588
Hasta17	0,1521	0,1602	0,1411	0,1482	0,1418	0,2225	0,1518	0,1467
Hasta18	0,1370	0,1401	0,1331	0,1364	0,1372	0,1620	0,1402	0,1335
Hasta19	0,1848	0,1886	0,1837	0,1898	0,1887	0,1959	0,1933	0,1808
Hasta20	0,1785	0,1813	0,1781	0,1830	0,1837	0,1875	0,1850	0,1756
Hasta21	0,1868	0,1902	0,1780	0,1846	0,1819	0,2056	0,1866	0,1827
Hasta22	0,1230	0,1260	0,1261	0,1285	0,1276	0,1346	0,1277	0,1200
Hasta23	0,1468	0,1500	0,1474	0,1518	0,1485	0,1606	0,1520	0,1432
Hasta24	0,1573	0,1606	0,1584	0,1625	0,1630	0,1748	0,1664	0,1539
Hasta25	0,1643	0,1678	0,1603	0,1680	0,1627	0,1697	0,1693	0,1598
Hasta26	0,1742	0,1769	0,1732	0,1759	0,1781	0,1732	0,1770	0,1715
Hasta27	0,1169	0,1195	0,1190	0,1230	0,1231	0,1276	0,1234	0,1141
Hasta28	0,1498	0,1536	0,1440	0,1509	0,1465	0,1553	0,1528	0,1452
Hasta29	0,1745	0,1786	0,1660	0,1757	0,1640	0,1794	0,1712	0,1661
Hasta30	0,1667	0,1716	0,1514	0,1597	0,1541	0,1880	0,1633	0,1603
Hasta31	0,1638	0,1664	0,1635	0,1675	0,1672	0,1650	0,1692	0,1612
Hasta32	0,1479	0,1512	0,1536	0,1568	0,1592	0,1533	0,1581	0,1450
Hasta33	0,2098	0,2123	0,2143	0,2163	0,2152	0,2065	0,2160	0,2079
Hasta34	0,1661	0,1688	0,1691	0,1734	0,1736	0,1676	0,1768	0,1629
Hasta35	0,1968	0,2017	0,1768	0,1847	0,1854	0,2159	0,1911	0,1899
Hasta36	0,1638	0,1669	0,1624	0,1668	0,1680	0,1839	0,1699	0,1608
Hasta37	0,1524	0,1558	0,1529	0,1588	0,1558	0,1567	0,1596	0,1487
Hasta38	0,1720	0,1751	0,1697	0,1744	0,1744	0,1864	0,1775	0,1689
Hasta39	0,1373	0,1403	0,1358	0,1408	0,1389	0,1555	0,1428	0,1340

EK 2 (Devam):

Hasta40	0,1546	0,1589	0,1473	0,1548	0,1515	0,1710	0,1585	0,1495
Hasta41	0,1768	0,1809	0,1704	0,1769	0,1764	0,2008	0,1787	0,1721
Hasta42	0,1771	0,1802	0,1780	0,1820	0,1828	0,1870	0,1841	0,1744
Hasta43	0,1931	0,1978	0,1809	0,1888	0,1861	0,2180	0,1938	0,1871
Hasta44	0,1558	0,1591	0,1552	0,1579	0,1592	0,1517	0,1576	0,1532
Hasta45	0,1308	0,1325	0,1387	0,1364	0,1425	0,1404	0,1363	0,1300
Hasta46	0,1492	0,1521	0,1451	0,1507	0,1455	0,1686	0,1538	0,1459
Kontrol1	0,1747	0,1789	0,1812	0,1790	0,1808	0,2149	0,1805	0,1708
Kontrol2	0,1738	0,1771	0,1797	0,1827	0,1828	0,1772	0,1854	0,1701
Kontrol3	0,2006	0,2032	0,2021	0,2066	0,1997	0,2284	0,2109	0,1982
Kontrol4	0,1383	0,1413	0,1369	0,1409	0,1390	0,1499	0,1436	0,1345
Kontrol5	0,1363	0,1407	0,1319	0,1365	0,1352	0,1777	0,1392	0,1317
Kontrol6	0,1955	0,2024	0,1429	0,1856	0,1616	0,2506	0,1707	0,1886
Kontrol7	0,1542	0,1628	0,1380	0,1502	0,1438	0,2335	0,1483	0,1465
Kontrol8	0,1758	0,1791	0,1821	0,1866	0,1852	0,1795	0,1839	0,1728
Kontrol9	0,1485	0,1507	0,1505	0,1540	0,1525	0,1544	0,1549	0,1462
Kontrol10	0,1849	0,1882	0,1877	0,1909	0,1935	0,2134	0,1962	0,1812
Kontrol11	0,1386	0,1417	0,1372	0,1415	0,1403	0,1497	0,1435	0,1354
Kontrol12	0,1474	0,1506	0,1510	0,1532	0,1532	0,1546	0,1550	0,1438
Kontrol13	0,1436	0,1466	0,1424	0,1465	0,1449	0,1638	0,1475	0,1404
Kontrol14	0,1576	0,1633	0,1512	0,1576	0,1531	0,1790	0,1596	0,1511
Kontrol15	0,1518	0,1542	0,1574	0,1597	0,1610	0,1600	0,1610	0,1497
Kontrol16	0,1699	0,1739	0,1664	0,1721	0,1707	0,1779	0,1759	0,1651
Kontrol17	0,1325	0,1339	0,1331	0,1356	0,1321	0,1439	0,1380	0,1314
Kontrol18	0,1435	0,1469	0,1407	0,1464	0,1438	0,1546	0,1506	0,1394
Kontrol19	0,1753	0,1797	0,1655	0,1736	0,1669	0,1907	0,1756	0,1692
Kontrol20	0,1706	0,1756	0,1748	0,1805	0,1818	0,1718	0,1830	0,1654
Kontrol21	0,1747	0,1787	0,1732	0,1794	0,1778	0,1770	0,1819	0,1702
Kontrol22	0,2030	0,2066	0,2011	0,2077	0,2050	0,2165	0,2110	0,1987
Kontrol23	0,1490	0,1529	0,1441	0,1496	0,1467	0,1734	0,1515	0,1449
Kontrol24	0,1419	0,1446	0,1395	0,1444	0,1429	0,1611	0,1449	0,1389
Kontrol25	0,1101	0,1122	0,1159	0,1182	0,1179	0,1324	0,1181	0,1086
Kontrol26	0,2368	0,2392	0,2367	0,2408	0,2361	0,2435	0,2445	0,2346

EK 3. Beyincik Bölgesi için PLV Değerleri

Grup	**Alfa1**	**Alfa2**	**Beta1**	**Beta2**	**Beta3**	**Delta**	**Gama**	**Teta**
Hasta1	0,2369	0,2409	0,2342	0,2398	0,2377	0,2293	0,2415	0,2323
Hasta2	0,2238	0,2266	0,2229	0,2279	0,2291	0,2095	0,2328	0,2202
Hasta3	0,2093	0,2131	0,2003	0,2077	0,2003	0,2025	0,2122	0,2043

EK 3 (Devam):

Hasta4	0,2448	0,2491	0,2395	0,2471	0,2433	0,2534	0,2507	0,2395
Hasta5	0,2466	0,2497	0,2481	0,2531	0,2506	0,2415	0,2557	0,2436
Hasta6	0,1824	0,1856	0,1865	0,1889	0,1897	0,1852	0,1915	0,1787
Hasta7	0,1890	0,1916	0,1919	0,1961	0,1941	0,1914	0,1978	0,1865
Hasta8	0,1906	0,1940	0,1947	0,2001	0,2008	0,1792	0,2035	0,1871
Hasta9	0,2378	0,2424	0,2287	0,2369	0,2323	0,2382	0,2400	0,2316
Hasta10	0,2437	0,2473	0,2452	0,2512	0,2471	0,2399	0,2501	0,2397
Hasta11	0,2535	0,2567	0,2516	0,2574	0,2551	0,2461	0,2599	0,2502
Hasta12	0,2586	0,2631	0,2494	0,2574	0,2549	0,2713	0,2550	0,2546
Hasta13	0,2295	0,2326	0,2270	0,2296	0,2306	0,2231	0,2325	0,2274
Hasta14	0,2446	0,2492	0,2359	0,2429	0,2399	0,2501	0,2489	0,2382
Hasta15	0,2331	0,2360	0,2323	0,2367	0,2368	0,2194	0,2374	0,2302
Hasta16	0,2067	0,2077	0,2178	0,2155	0,2199	0,1777	0,2179	0,2063
Hasta17	0,2038	0,2128	0,1906	0,2026	0,1936	0,2327	0,1945	0,1980
Hasta18	0,1723	0,1729	0,1728	0,1731	0,1783	0,1647	0,1819	0,1705
Hasta19	0,2487	0,2518	0,2480	0,2540	0,2518	0,2474	0,2558	0,2450
Hasta20	0,2365	0,2398	0,2336	0,2398	0,2389	0,2282	0,2423	0,2330
Hasta21	0,2416	0,2453	0,2281	0,2365	0,2331	0,2541	0,2394	0,2366
Hasta22	0,2374	0,2416	0,2349	0,2408	0,2372	0,2322	0,2403	0,2322
Hasta23	0,2351	0,2382	0,2404	0,2453	0,2408	0,2133	0,2423	0,2320
Hasta24	0,2474	0,2507	0,2453	0,2504	0,2492	0,2369	0,2538	0,2432
Hasta25	0,2479	0,2514	0,2449	0,2521	0,2483	0,2363	0,2562	0,2436
Hasta26	0,2294	0,2326	0,2297	0,2330	0,2343	0,2247	0,2329	0,2265
Hasta27	0,2316	0,2357	0,2300	0,2366	0,2339	0,2502	0,2392	0,2266
Hasta28	0,1915	0,1948	0,1893	0,1958	0,1936	0,1876	0,1993	0,1874
Hasta29	0,2197	0,2239	0,2095	0,2203	0,2082	0,2250	0,2160	0,2103
Hasta30	0,2178	0,2226	0,2025	0,2117	0,2068	0,2355	0,2161	0,2111
Hasta31	0,2228	0,2262	0,2206	0,2259	0,2238	0,2061	0,2273	0,2190
Hasta32	0,2511	0,2543	0,2535	0,2581	0,2572	0,2280	0,2582	0,2472
Hasta33	0,2716	0,2737	0,2765	0,2784	0,2764	0,2616	0,2771	0,2700
Hasta34	0,2162	0,2150	0,2256	0,2267	0,2298	0,1989	0,2338	0,2161
Hasta35	0,2484	0,2527	0,2337	0,2416	0,2416	0,2596	0,2474	0,2426
Hasta36	0,2067	0,2097	0,2064	0,2112	0,2077	0,1937	0,2143	0,2037
Hasta37	0,2278	0,2319	0,2218	0,2298	0,2277	0,2156	0,2343	0,2224
Hasta38	0,2190	0,2214	0,2203	0,2251	0,2200	0,2006	0,2288	0,2165
Hasta39	0,2036	0,2061	0,2020	0,2079	0,2061	0,1920	0,2125	0,2001
Hasta40	0,2440	0,2480	0,2384	0,2463	0,2423	0,2319	0,2500	0,2392
Hasta41	0,2061	0,2092	0,2074	0,2130	0,2090	0,2031	0,2142	0,2030
Hasta42	0,2515	0,2551	0,2491	0,2548	0,2542	0,2458	0,2585	0,2476

EK 3 (Devam):

Hasta43	0,2190	0,2234	0,2087	0,2174	0,2132	0,2130	0,2212	0,2132
Hasta44	0,2292	0,2323	0,2299	0,2332	0,2334	0,2009	0,2339	0,2265
Hasta45	0,1707	0,1716	0,1797	0,1763	0,1834	0,1546	0,1763	0,1704
Hasta46	0,2091	0,2131	0,1996	0,2075	0,2007	0,2299	0,2127	0,2040
Kontrol1	0,1891	0,1882	0,2131	0,2020	0,2127	0,1942	0,2117	0,1911
Kontrol2	0,2055	0,2082	0,2126	0,2161	0,2159	0,1942	0,2171	0,2024
Kontrol3	0,2668	0,2695	0,2638	0,2683	0,2623	0,2752	0,2727	0,2639
Kontrol4	0,2284	0,2289	0,2329	0,2347	0,2355	0,2142	0,2396	0,2266
Kontrol5	0,2182	0,2227	0,2114	0,2187	0,2165	0,2150	0,2241	0,2129
Kontrol6	0,1816	0,1877	0,1623	0,1738	0,1667	0,2209	0,1688	0,1760
Kontrol7	0,1444	0,1503	0,1629	0,1554	0,1633	0,1849	0,1631	0,1455
Kontrol8	0,2064	0,2083	0,2156	0,2187	0,2196	0,2045	0,2176	0,2046
Kontrol9	0,2276	0,2303	0,2299	0,2336	0,2322	0,2255	0,2346	0,2249
Kontrol10	0,2335	0,2346	0,2374	0,2421	0,2422	0,2340	0,2457	0,2309
Kontrol11	0,2110	0,2148	0,2069	0,2128	0,2115	0,2056	0,2156	0,2068
Kontrol12	0,2109	0,2152	0,2090	0,2151	0,2113	0,1988	0,2172	0,2055
Kontrol13	0,1915	0,1914	0,2014	0,2003	0,2017	0,1670	0,2051	0,1911
Kontrol14	0,2514	0,2559	0,2463	0,2531	0,2484	0,2493	0,2539	0,2457
Kontrol15	0,2170	0,2187	0,2219	0,2252	0,2254	0,1968	0,2265	0,2148
Kontrol16	0,2208	0,2250	0,2169	0,2243	0,2216	0,2366	0,2275	0,2158
Kontrol17	0,1985	0,2002	0,1962	0,1998	0,1954	0,1877	0,2032	0,1966
Kontrol18	0,1718	0,1753	0,1695	0,1770	0,1733	0,1687	0,1815	0,1670
Kontrol19	0,2632	0,2672	0,2579	0,2651	0,2607	0,2752	0,2677	0,2579
Kontrol20	0,2082	0,2125	0,2074	0,2159	0,2126	0,1987	0,2167	0,2024
Kontrol21	0,2334	0,2373	0,2317	0,2379	0,2353	0,2360	0,2393	0,2289
Kontrol22	0,2276	0,2316	0,2258	0,2321	0,2286	0,2477	0,2342	0,2230
Kontrol23	0,2076	0,2118	0,1971	0,2049	0,2012	0,2005	0,2076	0,2020
Kontrol24	0,1911	0,1935	0,1944	0,1985	0,1954	0,1869	0,1978	0,1888
Kontrol25	0,1799	0,1828	0,1862	0,1902	0,1880	0,1850	0,1892	0,1773
Kontrol26	0,2828	0,2846	0,2823	0,2854	0,2802	0,2588	0,2870	0,2809

EK 4. Ön Bölge için PLV Değerleri

Grup	**Alfa1**	**Alfa2**	**Beta1**	**Beta2**	**Beta3**	**Delta**	**Gama**	**Teta**
Hasta1	0,1992	0,2032	0,2133	0,2144	0,2108	0,1964	0,2114	0,1962
Hasta2	0,2739	0,2774	0,2849	0,2893	0,2831	0,2561	0,2893	0,2713
Hasta3	0,2606	0,2651	0,2538	0,2629	0,2505	0,2627	0,2675	0,2552
Hasta4	0,2256	0,2303	0,2154	0,2292	0,2181	0,2265	0,2317	0,2176

EK 4 (Devam):

Hasta5	0,2895	0,2932	0,2945	0,3004	0,2925	0,2734	0,3031	0,2862
Hasta6	0,2555	0,2576	0,2622	0,2635	0,2640	0,2393	0,2678	0,2520
Hasta7	0,2399	0,2438	0,2380	0,2449	0,2351	0,2506	0,2497	0,2359
Hasta8	0,2759	0,2792	0,2880	0,2927	0,2947	0,2518	0,2951	0,2727
Hasta9	0,2330	0,2378	0,2319	0,2398	0,2356	0,2298	0,2399	0,2275
Hasta10	0,2489	0,2539	0,2485	0,2568	0,2525	0,2455	0,2556	0,2435
Hasta11	0,2475	0,2505	0,2529	0,2588	0,2482	0,2363	0,2601	0,2449
Hasta12	0,2988	0,3059	0,2867	0,2975	0,2900	0,3259	0,2931	0,2932
Hasta13	0,2213	0,2199	0,2252	0,2217	0,2295	0,2078	0,2281	0,2214
Hasta14	0,1848	0,1893	0,1814	0,1900	0,1829	0,1972	0,1898	0,1788
Hasta15	0,2701	0,2729	0,2834	0,2841	0,2720	0,2476	0,2815	0,2686
Hasta16	0,2307	0,2322	0,2497	0,2411	0,2530	0,1982	0,2432	0,2307
Hasta17	0,2201	0,2232	0,2329	0,2237	0,2329	0,2467	0,2318	0,2203
Hasta18	0,1977	0,2003	0,2081	0,2093	0,2087	0,2022	0,2105	0,1952
Hasta19	0,2761	0,2802	0,2810	0,2867	0,2852	0,2680	0,2840	0,2718
Hasta20	0,2654	0,2682	0,2730	0,2772	0,2730	0,2542	0,2774	0,2628
Hasta21	0,2373	0,2410	0,2292	0,2374	0,2300	0,2505	0,2355	0,2334
Hasta22	0,2014	0,2049	0,2131	0,2135	0,2135	0,2068	0,2091	0,1987
Hasta23	0,2410	0,2447	0,2538	0,2576	0,2532	0,2276	0,2523	0,2381
Hasta24	0,2211	0,2232	0,2363	0,2383	0,2401	0,2211	0,2385	0,2193
Hasta25	0,2027	0,2078	0,1872	0,2020	0,1873	0,2098	0,2021	0,1949
Hasta26	0,2664	0,2699	0,2647	0,2682	0,2665	0,2511	0,2692	0,2632
Hasta27	0,1876	0,1906	0,1959	0,2011	0,2014	0,1868	0,1958	0,1849
Hasta28	0,1908	0,1952	0,1876	0,1957	0,1897	0,1898	0,1958	0,1856
Hasta29	0,2239	0,2275	0,2303	0,2342	0,2330	0,2087	0,2326	0,2191
Hasta30	0,2181	0,2223	0,2228	0,2286	0,2223	0,2146	0,2233	0,2143
Hasta31	0,2951	0,2984	0,2984	0,3042	0,3024	0,2743	0,3044	0,2916
Hasta32	0,2126	0,2169	0,2221	0,2275	0,2247	0,2148	0,2245	0,2088
Hasta33	0,3069	0,3095	0,3190	0,3199	0,3165	0,3006	0,3164	0,3056
Hasta34	0,2646	0,2654	0,2802	0,2790	0,2875	0,2440	0,2825	0,2641
Hasta35	0,2417	0,2447	0,2447	0,2492	0,2469	0,2336	0,2511	0,2381
Hasta36	0,2873	0,2904	0,2914	0,2965	0,2902	0,2758	0,3018	0,2842
Hasta37	0,2080	0,2119	0,2144	0,2223	0,2137	0,1985	0,2166	0,2042
Hasta38	0,2805	0,2845	0,2773	0,2835	0,2769	0,2773	0,2862	0,2761
Hasta39	0,2497	0,2538	0,2504	0,2578	0,2539	0,2404	0,2591	0,2451
Hasta40	0,2247	0,2297	0,2126	0,2261	0,2142	0,2341	0,2291	0,2169
Hasta41	0,2603	0,2647	0,2678	0,2731	0,2678	0,2631	0,2724	0,2565
Hasta42	0,2820	0,2847	0,2904	0,2945	0,2938	0,2655	0,2933	0,2795
Hasta43	0,2634	0,2686	0,2600	0,2686	0,2626	0,2839	0,2672	0,2576

EK 4 (Devam):

Hasta44	0,2443	0,2494	0,2368	0,2436	0,2354	0,2163	0,2414	0,2399
Hasta45	0,2382	0,2403	0,2503	0,2472	0,2547	0,2124	0,2452	0,2371
Hasta46	0,2604	0,2650	0,2534	0,2629	0,2508	0,2637	0,2676	0,2551
Kontrol1	0,1989	0,2015	0,2193	0,2130	0,2160	0,2097	0,2138	0,1973
Kontrol2	0,2003	0,2035	0,2150	0,2152	0,2198	0,1926	0,2172	0,1977
Kontrol3	0,2623	0,2639	0,2739	0,2791	0,2633	0,2454	0,2858	0,2610
Kontrol4	0,2101	0,2142	0,2197	0,2235	0,2236	0,2034	0,2225	0,2065
Kontrol5	0,2053	0,2092	0,2114	0,2151	0,2144	0,2262	0,2127	0,2018
Kontrol6	0,1874	0,1925	0,1885	0,1912	0,1886	0,2319	0,1908	0,1830
Kontrol7	0,1766	0,1791	0,1869	0,1862	0,1902	0,2144	0,1880	0,1754
Kontrol8	0,2622	0,2682	0,2611	0,2689	0,2635	0,2617	0,2651	0,2559
Kontrol9	0,2362	0,2392	0,2359	0,2423	0,2358	0,2259	0,2405	0,2322
Kontrol10	0,2128	0,2146	0,2216	0,2256	0,2187	0,2069	0,2245	0,2106
Kontrol11	0,2353	0,2396	0,2372	0,2429	0,2395	0,2279	0,2444	0,2314
Kontrol12	0,1737	0,1775	0,1825	0,1850	0,1866	0,1703	0,1852	0,1700
Kontrol13	0,2381	0,2423	0,2450	0,2492	0,2451	0,2276	0,2488	0,2344
Kontrol14	0,2635	0,2673	0,2633	0,2701	0,2665	0,2531	0,2688	0,2581
Kontrol15	0,2285	0,2308	0,2421	0,2439	0,2479	0,2094	0,2417	0,2270
Kontrol16	0,2203	0,2251	0,2111	0,2210	0,2138	0,2210	0,2236	0,2141
Kontrol17	0,2488	0,2515	0,2516	0,2561	0,2524	0,2361	0,2601	0,2464
Kontrol18	0,2447	0,2489	0,2471	0,2535	0,2531	0,2353	0,2568	0,2399
Kontrol19	0,1981	0,2035	0,1820	0,1957	0,1820	0,2183	0,1970	0,1898
Kontrol20	0,2411	0,2454	0,2499	0,2552	0,2595	0,2283	0,2557	0,2358
Kontrol21	0,2668	0,2714	0,2683	0,2758	0,2733	0,2573	0,2760	0,2617
Kontrol22	0,2716	0,2750	0,2751	0,2813	0,2794	0,2825	0,2835	0,2676
Kontrol23	0,2579	0,2616	0,2648	0,2700	0,2656	0,2446	0,2677	0,2545
Kontrol24	0,1728	0,1755	0,1722	0,1777	0,1744	0,1755	0,1783	0,1699
Kontrol25	0,2044	0,2073	0,2142	0,2191	0,2166	0,2242	0,2175	0,2017
Kontrol26	0,3500	0,3522	0,3525	0,3565	0,3450	0,3298	0,3595	0,3479

EK 5. Artkafa Bölgesi için PLV Değerleri

Grup	**Alfa1**	**Alfa2**	**Beta1**	**Beta2**	**Beta3**	**Delta**	**Gama**	**Teta**
Hasta1	0,1255	0,1290	0,1177	0,1229	0,1179	0,1233	0,1265	0,1211
Hasta2	0,1503	0,1532	0,1479	0,1514	0,1509	0,1670	0,1542	0,1473
Hasta3	0,1455	0,1479	0,1469	0,1499	0,1497	0,1505	0,1515	0,1433
Hasta4	0,1313	0,1347	0,1275	0,1320	0,1326	0,1474	0,1382	0,1276
Hasta5	0,1556	0,1578	0,1563	0,1596	0,1566	0,1704	0,1605	0,1536

EK 5 (Devam):

Hasta6	0,1609	0,1620	0,1626	0,1648	0,1637	0,1562	0,1680	0,1571
Hasta7	0,1841	0,1853	0,1869	0,1895	0,1830	0,1862	0,1917	0,1830
Hasta8	0,1369	0,1393	0,1375	0,1415	0,1414	0,1406	0,1451	0,1342
Hasta9	0,1615	0,1650	0,1516	0,1572	0,1521	0,1615	0,1614	0,1564
Hasta10	0,1667	0,1696	0,1695	0,1727	0,1714	0,1655	0,1725	0,1633
Hasta11	0,1788	0,1805	0,1804	0,1825	0,1780	0,1844	0,1830	0,1774
Hasta12	0,1821	0,1874	0,1663	0,1790	0,1691	0,2069	0,1731	0,1766
Hasta13	0,1235	0,1269	0,1319	0,1260	0,1393	0,1255	0,1345	0,1237
Hasta14	0,1275	0,1312	0,1189	0,1257	0,1208	0,1263	0,1294	0,1215
Hasta15	0,1564	0,1578	0,1598	0,1614	0,1543	0,1524	0,1615	0,1554
Hasta16	0,1661	0,1684	0,1669	0,1700	0,1698	0,1678	0,1697	0,1638
Hasta17	0,1836	0,1846	0,1866	0,1891	0,1873	0,1908	0,1874	0,1829
Hasta18	0,1471	0,1498	0,1445	0,1492	0,1497	0,1613	0,1564	0,1442
Hasta19	0,1526	0,1550	0,1528	0,1564	0,1571	0,1423	0,1602	0,1502
Hasta20	0,1442	0,1440	0,1502	0,1504	0,1516	0,1393	0,1535	0,1442
Hasta21	0,1600	0,1635	0,1487	0,1564	0,1546	0,1790	0,1609	0,1556
Hasta22	0,1283	0,1320	0,1206	0,1266	0,1202	0,1406	0,1279	0,1231
Hasta23	0,1280	0,1271	0,1404	0,1384	0,1417	0,1238	0,1409	0,1281
Hasta24	0,1691	0,1716	0,1695	0,1733	0,1745	0,1508	0,1782	0,1660
Hasta25	0,1814	0,1849	0,1767	0,1836	0,1798	0,1906	0,1849	0,1767
Hasta26	0,1607	0,1632	0,1572	0,1606	0,1641	0,1397	0,1611	0,1577
Hasta27	0,1247	0,1271	0,1251	0,1297	0,1267	0,1283	0,1268	0,1204
Hasta28	0,1498	0,1533	0,1432	0,1484	0,1455	0,1505	0,1503	0,1454
Hasta29	0,1778	0,1809	0,1713	0,1785	0,1698	0,1810	0,1764	0,1709
Hasta30	0,1688	0,1727	0,1602	0,1659	0,1626	0,1853	0,1698	0,1636
Hasta31	0,1854	0,1878	0,1824	0,1867	0,1845	0,1866	0,1888	0,1825
Hasta32	0,1757	0,1783	0,1805	0,1842	0,1841	0,1611	0,1848	0,1729
Hasta33	0,1800	0,1818	0,1792	0,1814	0,1808	0,1766	0,1826	0,1780
Hasta34	0,1509	0,1542	0,1496	0,1544	0,1522	0,1417	0,1565	0,1467
Hasta35	0,1066	0,1110	0,0903	0,0952	0,0928	0,1364	0,1013	0,1004
Hasta36	0,1662	0,1685	0,1680	0,1712	0,1688	0,1779	0,1737	0,1643
Hasta37	0,1228	0,1248	0,1273	0,1305	0,1299	0,1205	0,1318	0,1212
Hasta38	0,1951	0,1968	0,1958	0,1990	0,1970	0,2026	0,2026	0,1934
Hasta39	0,1362	0,1387	0,1357	0,1397	0,1362	0,1383	0,1407	0,1333
Hasta40	0,1314	0,1347	0,1274	0,1317	0,1321	0,1381	0,1364	0,1279
Hasta41	0,1726	0,1755	0,1717	0,1761	0,1744	0,1870	0,1772	0,1695
Hasta42	0,1201	0,1230	0,1185	0,1217	0,1227	0,1348	0,1248	0,1179
Hasta43	0,1117	0,1144	0,1066	0,1115	0,1139	0,1007	0,1169	0,1083
Hasta44	0,1401	0,1421	0,1443	0,1450	0,1442	0,1243	0,1436	0,1390

EK5 (Devam):

Hasta45	0,1569	0,1595	0,1592	0,1624	0,1617	0,1354	0,1603	0,1546
Hasta46	0,1455	0,1478	0,1462	0,1499	0,1507	0,1502	0,1525	0,1433
Kontrol1	0,0969	0,0996	0,1410	0,1105	0,1315	0,1215	0,1275	0,0958
Kontrol2	0,1274	0,1279	0,1400	0,1395	0,1443	0,1196	0,1428	0,1271
Kontrol3	0,1744	0,1735	0,1816	0,1818	0,1849	0,1677	0,1868	0,1750
Kontrol4	0,1477	0,1513	0,1449	0,1498	0,1464	0,1586	0,1518	0,1433
Kontrol5	0,1439	0,1461	0,1443	0,1471	0,1467	0,1676	0,1493	0,1417
Kontrol6	0,0910	0,0923	0,1249	0,0967	0,1130	0,1217	0,1101	0,0897
Kontrol7	0,0936	0,0962	0,1351	0,1117	0,1329	0,0891	0,1242	0,0996
Kontrol8	0,0866	0,0882	0,0959	0,0963	0,0996	0,0853	0,0951	0,0856
Kontrol9	0,1331	0,1347	0,1366	0,1384	0,1375	0,1332	0,1378	0,1315
Kontrol10	0,1699	0,1718	0,1778	0,1797	0,1784	0,1666	0,1776	0,1682
Kontrol11	0,1108	0,1143	0,1032	0,1072	0,1083	0,1329	0,1087	0,1066
Kontrol12	0,1514	0,1563	0,1467	0,1507	0,1484	0,1803	0,1489	0,1464
Kontrol13	0,1150	0,1190	0,1122	0,1170	0,1117	0,1422	0,1148	0,1116
Kontrol14	0,1489	0,1512	0,1422	0,1481	0,1439	0,1572	0,1451	0,1427
Kontrol15	0,1198	0,1173	0,1370	0,1326	0,1425	0,0968	0,1384	0,1226
Kontrol16	0,1346	0,1357	0,1384	0,1414	0,1419	0,1214	0,1436	0,1330
Kontrol17	0,1275	0,1284	0,1328	0,1347	0,1293	0,1185	0,1358	0,1269
Kontrol18	0,1374	0,1396	0,1397	0,1434	0,1450	0,1231	0,1489	0,1347
Kontrol19	0,1659	0,1681	0,1635	0,1683	0,1670	0,1408	0,1725	0,1624
Kontrol20	0,1397	0,1418	0,1443	0,1486	0,1488	0,1275	0,1509	0,1366
Kontrol21	0,1594	0,1630	0,1553	0,1604	0,1607	0,1491	0,1645	0,1554
Kontrol22	0,1632	0,1661	0,1628	0,1666	0,1666	0,1502	0,1698	0,1601
Kontrol23	0,1175	0,1201	0,1144	0,1177	0,1185	0,1259	0,1219	0,1148
Kontrol24	0,1394	0,1425	0,1332	0,1381	0,1406	0,1615	0,1413	0,1360
Kontrol25	0,1242	0,1248	0,1345	0,1366	0,1368	0,1046	0,1369	0,1237
Kontrol26	0,1349	0,1373	0,1346	0,1384	0,1408	0,1561	0,1411	0,1326

EK 6. Yantepe Bölgesi için PLV Değerleri

Grup	**Alfa1**	**Alfa2**	**Beta1**	**Beta2**	**Beta3**	**Delta**	**Gama**	**Teta**
Hasta1	0,1521	0,1559	0,1477	0,1524	0,1540	0,1555	0,1547	0,1480
Hasta2	0,2204	0,2249	0,2145	0,2208	0,2234	0,2491	0,2250	0,2156
Hasta3	0,2071	0,2111	0,2035	0,2094	0,2103	0,2136	0,2106	0,2028
Hasta4	0,2064	0,2110	0,2013	0,2080	0,2079	0,2059	0,2143	0,2012
Hasta5	0,2017	0,2053	0,2014	0,2066	0,2104	0,2076	0,2088	0,1982
Hasta6	0,1829	0,1849	0,1859	0,1872	0,1888	0,1919	0,1909	0,1803

EK 6 (Devam):

Hasta7	0,2148	0,2164	0,2190	0,2226	0,2178	0,2100	0,2269	0,2133
Hasta8	0,2322	0,2357	0,2355	0,2407	0,2410	0,2218	0,2438	0,2283
Hasta9	0,2483	0,2525	0,2397	0,2472	0,2431	0,2373	0,2516	0,2421
Hasta10	0,2429	0,2466	0,2472	0,2529	0,2498	0,2252	0,2516	0,2390
Hasta11	0,2384	0,2415	0,2365	0,2419	0,2419	0,2383	0,2441	0,2350
Hasta12	0,2555	0,2594	0,2497	0,2554	0,2538	0,2774	0,2532	0,2520
Hasta13	0,2244	0,2265	0,2282	0,2272	0,2340	0,2239	0,2299	0,2237
Hasta14	0,2094	0,2150	0,2018	0,2089	0,2069	0,2195	0,2148	0,2024
Hasta15	0,2234	0,2254	0,2251	0,2288	0,2301	0,2137	0,2317	0,2212
Hasta16	0,2360	0,2365	0,2457	0,2458	0,2451	0,2124	0,2458	0,2355
Hasta17	0,1811	0,1859	0,2114	0,1947	0,2129	0,1907	0,2001	0,1878
Hasta18	0,2270	0,2314	0,2182	0,2243	0,2246	0,2414	0,2296	0,2217
Hasta19	0,2502	0,2527	0,2512	0,2557	0,2550	0,2592	0,2577	0,2472
Hasta20	0,2474	0,2505	0,2458	0,2509	0,2512	0,2406	0,2523	0,2440
Hasta21	0,2547	0,2581	0,2413	0,2493	0,2458	0,2568	0,2530	0,2497
Hasta22	0,1545	0,1589	0,1490	0,1550	0,1520	0,1706	0,1586	0,1492
Hasta23	0,1995	0,2035	0,1966	0,2026	0,2005	0,1996	0,2059	0,1949
Hasta24	0,2538	0,2576	0,2520	0,2577	0,2576	0,2561	0,2611	0,2495
Hasta25	0,2647	0,2679	0,2635	0,2694	0,2671	0,2602	0,2720	0,2611
Hasta26	0,1789	0,1801	0,1940	0,1890	0,1957	0,1271	0,1897	0,1791
Hasta27	0,1707	0,1759	0,1698	0,1755	0,1760	0,1889	0,1837	0,1655
Hasta28	0,2131	0,2176	0,2059	0,2139	0,2113	0,2187	0,2180	0,2074
Hasta29	0,2181	0,2224	0,2107	0,2205	0,2104	0,2075	0,2178	0,2093
Hasta30	0,2116	0,2166	0,2008	0,2085	0,2053	0,2216	0,2124	0,2053
Hasta31	0,2163	0,2194	0,2147	0,2191	0,2188	0,2117	0,2210	0,2131
Hasta32	0,2457	0,2496	0,2462	0,2505	0,2509	0,2269	0,2540	0,2409
Hasta33	0,2711	0,2732	0,2749	0,2765	0,2741	0,2724	0,2750	0,2695
Hasta34	0,2242	0,2297	0,2189	0,2277	0,2218	0,2325	0,2310	0,2171
Hasta35	0,2067	0,2110	0,1962	0,2014	0,2044	0,2101	0,2069	0,2015
Hasta36	0,2303	0,2334	0,2289	0,2338	0,2321	0,2447	0,2376	0,2273
Hasta37	0,2485	0,2530	0,2419	0,2495	0,2479	0,2569	0,2542	0,2428
Hasta38	0,2652	0,2676	0,2654	0,2694	0,2662	0,2665	0,2727	0,2629
Hasta39	0,2156	0,2195	0,2140	0,2203	0,2189	0,2318	0,2241	0,2116
Hasta40	0,2064	0,2110	0,2000	0,2065	0,2070	0,2227	0,2135	0,2014
Hasta41	0,2023	0,2053	0,2009	0,2062	0,2074	0,1936	0,2096	0,1988
Hasta42	0,2256	0,2289	0,2224	0,2275	0,2289	0,2232	0,2332	0,2221
Hasta43	0,2076	0,2068	0,2177	0,2136	0,2219	0,2029	0,2224	0,2078
Hasta44	0,1845	0,1870	0,1912	0,1915	0,1950	0,1677	0,1917	0,1828
Hasta45	0,1618	0,1633	0,1772	0,1712	0,1811	0,1304	0,1686	0,1623

EK 6 (Devam):

Hasta46	0,2055	0,2094	0,2028	0,2085	0,2094	0,2015	0,2103	0,2014
Kontrol1	0,2227	0,2243	0,2282	0,2307	0,2320	0,2226	0,2347	0,2207
Kontrol2	0,2277	0,2318	0,2290	0,2336	0,2322	0,2174	0,2369	0,2230
Kontrol3	0,2652	0,2686	0,2623	0,2673	0,2652	0,2850	0,2709	0,2619
Kontrol4	0,2146	0,2138	0,2234	0,2224	0,2267	0,1863	0,2317	0,2140
Kontrol5	0,1957	0,2004	0,1900	0,1959	0,1958	0,2135	0,2021	0,1904
Kontrol6	0,2291	0,2339	0,1778	0,2204	0,1981	0,2494	0,2097	0,2234
Kontrol7	0,1853	0,1915	0,1735	0,1835	0,1821	0,2303	0,1860	0,1799
Kontrol8	0,2043	0,2083	0,2061	0,2115	0,2122	0,2156	0,2143	0,2005
Kontrol9	0,2214	0,2244	0,2240	0,2279	0,2279	0,2195	0,2292	0,2184
Kontrol10	0,2191	0,2223	0,2294	0,2331	0,2325	0,2321	0,2312	0,2162
Kontrol11	0,2056	0,2100	0,1980	0,2043	0,2058	0,2079	0,2078	0,2005
Kontrol12	0,2180	0,2226	0,2130	0,2189	0,2142	0,2283	0,2211	0,2119
Kontrol13	0,1866	0,1878	0,1953	0,1971	0,1952	0,1882	0,1993	0,1853
Kontrol14	0,2571	0,2602	0,2557	0,2611	0,2600	0,2429	0,2624	0,2525
Kontrol15	0,1813	0,1824	0,1910	0,1923	0,1960	0,1775	0,1922	0,1798
Kontrol16	0,2192	0,2224	0,2220	0,2266	0,2275	0,2090	0,2307	0,2154
Kontrol17	0,1893	0,1908	0,1891	0,1914	0,1913	0,1819	0,1934	0,1881
Kontrol18	0,2323	0,2359	0,2283	0,2345	0,2329	0,2239	0,2420	0,2274
Kontrol19	0,2391	0,2434	0,2350	0,2423	0,2386	0,2459	0,2453	0,2341
Kontrol20	0,2294	0,2336	0,2311	0,2378	0,2369	0,2128	0,2398	0,2240
Kontrol21	0,1929	0,1952	0,2036	0,2070	0,2066	0,1715	0,2055	0,1911
Kontrol22	0,2032	0,2060	0,2089	0,2133	0,2135	0,1899	0,2160	0,2005
Kontrol23	0,1919	0,1960	0,1853	0,1911	0,1909	0,1877	0,1964	0,1873
Kontrol24	0,2093	0,2126	0,2071	0,2138	0,2134	0,2038	0,2161	0,2058
Kontrol25	0,1492	0,1505	0,1629	0,1643	0,1650	0,1317	0,1638	0,1488
Kontrol26	0,2617	0,2642	0,2608	0,2648	0,2643	0,2723	0,2689	0,2593

EK 7. Şakak Bölgesi için PLV Değerleri

Grup	**Alfa1**	**Alfa2**	**Beta1**	**Beta2**	**Beta3**	**Delta**	**Gama**	**Teta**
Hasta1	0,0601	0,0616	0,0617	0,0635	0,0623	0,0599	0,0638	0,0589
Hasta2	0,0724	0,0747	0,0708	0,0728	0,0743	0,1076	0,0752	0,0706
Hasta3	0,0525	0,0540	0,0497	0,0527	0,0508	0,0649	0,0550	0,0506
Hasta4	0,0693	0,0716	0,0669	0,0703	0,0700	0,0875	0,0723	0,0665
Hasta5	0,0705	0,0722	0,0712	0,0730	0,0767	0,0836	0,0746	0,0690
Hasta6	0,0746	0,0760	0,0784	0,0790	0,0805	0,0841	0,0812	0,0736
Hasta7	0,0624	0,0640	0,0606	0,0630	0,0602	0,0784	0,0653	0,0610

EK 7 (Devam):

Hasta8	0,0866	0,0900	0,0852	0,0883	0,0897	0,1046	0,0927	0,0831
Hasta9	0,1053	0,1079	0,0998	0,1038	0,1012	0,1306	0,1065	0,1014
Hasta10	0,1110	0,1133	0,1201	0,1234	0,1228	0,1190	0,1200	0,1091
Hasta11	0,0810	0,0832	0,0760	0,0794	0,0837	0,1213	0,0811	0,0787
Hasta12	0,1553	0,1671	0,1258	0,1453	0,1354	0,2344	0,1349	0,1454
Hasta13	0,1219	0,1229	0,1242	0,1257	0,1262	0,1367	0,1254	0,1208
Hasta14	0,0346	0,0359	0,0345	0,0363	0,0369	0,0448	0,0385	0,0333
Hasta15	0,0565	0,0569	0,0602	0,0607	0,0588	0,0717	0,0605	0,0562
Hasta16	0,0820	0,0830	0,0871	0,0872	0,0911	0,1055	0,0868	0,0810
Hasta17	0,1194	0,1226	0,0874	0,1100	0,0856	0,1817	0,1097	0,1147
Hasta18	0,0540	0,0557	0,0476	0,0503	0,0496	0,0972	0,0533	0,0517
Hasta19	0,0750	0,0770	0,0723	0,0760	0,0755	0,0848	0,0796	0,0726
Hasta20	0,0679	0,0692	0,0667	0,0692	0,0685	0,0877	0,0702	0,0664
Hasta21	0,1098	0,1123	0,0998	0,1054	0,1030	0,1363	0,1080	0,1062
Hasta22	0,0609	0,0622	0,0623	0,0645	0,0640	0,0681	0,0647	0,0597
Hasta23	0,0570	0,0592	0,0510	0,0540	0,0528	0,0809	0,0579	0,0538
Hasta24	0,0621	0,0637	0,0610	0,0633	0,0637	0,0840	0,0666	0,0603
Hasta25	0,0764	0,0784	0,0755	0,0791	0,0764	0,0869	0,0787	0,0740
Hasta26	0,0988	0,1006	0,0991	0,0989	0,1031	0,1296	0,1011	0,0973
Hasta27	0,0491	0,0499	0,0494	0,0515	0,0526	0,0530	0,0524	0,0476
Hasta28	0,0572	0,0589	0,0550	0,0577	0,0571	0,0669	0,0598	0,0551
Hasta29	0,0991	0,1019	0,0866	0,0947	0,0818	0,1068	0,0910	0,0921
Hasta30	0,0856	0,0892	0,0686	0,0742	0,0695	0,1223	0,0802	0,0802
Hasta31	0,0745	0,0759	0,0770	0,0785	0,0799	0,0767	0,0790	0,0733
Hasta32	0,0509	0,0519	0,0563	0,0563	0,0602	0,0590	0,0578	0,0503
Hasta33	0,1112	0,1130	0,1134	0,1150	0,1151	0,1116	0,1156	0,1097
Hasta34	0,0748	0,0782	0,0715	0,0767	0,0738	0,0877	0,0778	0,0709
Hasta35	0,1417	0,1463	0,1101	0,1201	0,1198	0,1663	0,1280	0,1344
Hasta36	0,0793	0,0816	0,0765	0,0791	0,0828	0,1002	0,0818	0,0771
Hasta37	0,0725	0,0743	0,0746	0,0772	0,0770	0,0955	0,0779	0,0709
Hasta38	0,1020	0,1056	0,0908	0,0959	0,0963	0,1482	0,0986	0,0975
Hasta39	0,0635	0,0650	0,0606	0,0639	0,0606	0,0715	0,0632	0,0617
Hasta40	0,0690	0,0711	0,0671	0,0701	0,0697	0,0824	0,0716	0,0665
Hasta41	0,1244	0,1287	0,1107	0,1174	0,1188	0,1762	0,1185	0,1193
Hasta42	0,0802	0,0826	0,0789	0,0814	0,0826	0,0923	0,0835	0,0780
Hasta43	0,0912	0,0949	0,0767	0,0825	0,0794	0,1120	0,0865	0,0860
Hasta44	0,0786	0,0810	0,0787	0,0800	0,0845	0,0853	0,0795	0,0765
Hasta45	0,0778	0,0795	0,0795	0,0793	0,0835	0,0967	0,0795	0,0758
Hasta46	0,0548	0,0568	0,0510	0,0537	0,0516	0,0926	0,0552	0,0530

EK 7 (Devam):

Kontrol1	0,1128	0,1194	0,0953	0,1059	0,0967	0,1704	0,0992	0,1066
Kontrol2	0,0909	0,0925	0,0941	0,0963	0,0962	0,0981	0,0975	0,0892
Kontrol3	0,1111	0,1133	0,1097	0,1128	0,1082	0,1402	0,1146	0,1092
Kontrol4	0,0527	0,0553	0,0465	0,0499	0,0472	0,0768	0,0514	0,0494
Kontrol5	0,0773	0,0797	0,0721	0,0736	0,0720	0,1236	0,0775	0,0742
Kontrol6	0,2044	0,2106	0,1032	0,1895	0,1525	0,2379	0,1649	0,1987
Kontrol7	0,1491	0,1619	0,0836	0,1261	0,0946	0,2484	0,1114	0,1334
Kontrol8	0,0944	0,0960	0,0998	0,1029	0,1012	0,0961	0,0992	0,0931
Kontrol9	0,0598	0,0606	0,0632	0,0649	0,0647	0,0805	0,0662	0,0593
Kontrol10	0,1418	0,1431	0,1489	0,1480	0,1538	0,1723	0,1559	0,1405
Kontrol11	0,0604	0,0618	0,0639	0,0653	0,0641	0,0762	0,0659	0,0593
Kontrol12	0,0735	0,0755	0,0780	0,0767	0,0796	0,0801	0,0772	0,0717
Kontrol13	0,0483	0,0507	0,0444	0,0454	0,0463	0,0950	0,0464	0,0460
Kontrol14	0,0789	0,0821	0,0680	0,0724	0,0674	0,1023	0,0739	0,0735
Kontrol15	0,0616	0,0626	0,0644	0,0649	0,0656	0,0714	0,0668	0,0609
Kontrol16	0,0939	0,0964	0,0944	0,0966	0,0977	0,0963	0,0978	0,0912
Kontrol17	0,0622	0,0624	0,0615	0,0629	0,0586	0,0972	0,0650	0,0617
Kontrol18	0,0665	0,0678	0,0693	0,0705	0,0716	0,0738	0,0734	0,0655
Kontrol19	0,0848	0,0870	0,0814	0,0840	0,0820	0,0908	0,0855	0,0820
Kontrol20	0,0747	0,0780	0,0770	0,0797	0,0821	0,0989	0,0821	0,0722
Kontrol21	0,0995	0,1025	0,0974	0,1019	0,1014	0,1036	0,1045	0,0962
Kontrol22	0,0937	0,0958	0,0918	0,0957	0,0938	0,1045	0,0976	0,0913
Kontrol23	0,0577	0,0601	0,0562	0,0581	0,0568	0,1009	0,0590	0,0557
Kontrol24	0,0622	0,0643	0,0553	0,0599	0,0577	0,0977	0,0601	0,0597
Kontrol25	0,0350	0,0362	0,0368	0,0366	0,0368	0,0570	0,0366	0,0340
Kontrol26	0,0950	0,0974	0,0928	0,0962	0,0966	0,1358	0,0986	0,0927

EK 8. İlk 8 Kanal için Koherans Değerleri

Grup	**C3-C4**	**F3-F4**	**F7-F8**	**FP1 - FP2**	**O1-O2**	**P3-P4**	**T3-T4**	**T5-T6**	**SOL - SAĞ**
Hasta1	0,6325	0,6107	0,4491	0,6247	0,5802	0,4558	0,3658	0,3920	0,4570
Hasta2	0,6161	0,7564	0,4506	0,6598	0,6688	0,6429	0,4098	0,4465	0,5206
Hasta3	0,5195	0,6233	0,4159	0,6692	0,6134	0,5557	0,3567	0,3542	0,4983
Hasta4	0,7088	0,7329	0,3923	0,5838	0,6174	0,6045	0,3635	0,3698	0,5180
Hasta5	0,6392	0,7029	0,4619	0,7208	0,5639	0,6062	0,3710	0,4186	0,5961
Hasta6	0,5285	0,7009	0,4825	0,8232	0,7449	0,6638	0,4397	0,4708	0,5540
Hasta7	0,5124	0,6616	0,3838	0,7047	0,6242	0,4861	0,3468	0,3544	0,4679

EK 8 (Devam):

Hasta8	0,5823	0,6205	0,4314	0,6332	0,5311	0,5970	0,3467	0,4172	0,5294
Hasta9	0,6335	0,6425	0,3737	0,7387	0,6830	0,6644	0,2988	0,4813	0,5125
Hasta10	0,6818	0,6090	0,4162	0,7401	0,6612	0,6787	0,3672	0,4715	0,5194
Hasta11	0,6662	0,7352	0,4135	0,5497	0,6133	0,6478	0,4046	0,4722	0,5824
Hasta12	0,7385	0,8069	0,5019	0,8911	0,7727	0,7211	0,4746	0,5656	0,6771
Hasta13	0,7879	0,3408	0,5416	0,6996	0,4745	0,5730	0,2699	0,5373	0,5343
Hasta14	0,6513	0,6914	0,3945	0,3697	0,5761	0,5622	0,4431	0,4344	0,4710
Hasta15	0,6083	0,6691	0,3838	0,6759	0,4894	0,5998	0,3239	0,3344	0,4899
Hasta16	0,4806	0,5120	0,3506	0,5952	0,6711	0,7052	0,2527	0,4197	0,4136
Hasta17	0,6298	0,6692	0,5362	0,7675	0,7382	0,6344	0,3597	0,3784	0,5866
Hasta18	0,4929	0,6221	0,3741	0,5623	0,6128	0,6077	0,3636	0,3500	0,3864
Hasta19	0,6388	0,6983	0,4447	0,7082	0,5943	0,6601	0,3567	0,3703	0,5171
Hasta20	0,6044	0,6788	0,4116	0,6398	0,5916	0,6417	0,3527	0,3621	0,4498
Hasta21	0,6489	0,6355	0,2731	0,8713	0,6539	0,7203	0,2089	0,4570	0,4627
Hasta22	0,6223	0,6027	0,4366	0,5952	0,5560	0,4469	0,3616	0,3707	0,4493
Hasta23	0,6130	0,6462	0,3975	0,6465	0,4574	0,5508	0,3147	0,3698	0,4268
Hasta24	0,6339	0,6945	0,3971	0,4371	0,6592	0,6591	0,3190	0,4203	0,4567
Hasta25	0,7047	0,7293	0,4045	0,5305	0,7702	0,7497	0,3523	0,4922	0,5248
Hasta26	0,5052	0,5930	0,3590	0,8161	0,5979	0,3681	0,1806	0,3119	0,3775
Hasta27	0,6375	0,6404	0,3469	0,5258	0,5905	0,5996	0,3819	0,5008	0,4306
Hasta28	0,4976	0,4519	0,3653	0,6889	0,6149	0,6731	0,3355	0,3653	0,3935
Hasta29	0,6045	0,7350	0,4060	0,7381	0,7599	0,5938	0,3515	0,4441	0,4768
Hasta30	0,5700	0,6798	0,3569	0,6619	0,7327	0,5503	0,3171	0,4051	0,4503
Hasta31	0,5681	0,6894	0,4384	0,6948	0,7333	0,5706	0,3209	0,3943	0,5458
Hasta32	0,6170	0,5958	0,3274	0,6073	0,6307	0,6369	0,3035	0,3243	0,4369
Hasta33	0,7848	0,8015	0,5636	0,8429	0,7955	0,7911	0,5073	0,6375	0,6504
Hasta34	0,5202	0,7878	0,4741	0,6970	0,7244	0,6824	0,4681	0,5027	0,4251
Hasta35	0,6899	0,5626	0,4184	0,6397	0,5694	0,5588	0,4151	0,5036	0,4119
Hasta36	0,5490	0,6939	0,4224	0,8278	0,6109	0,5607	0,3641	0,4164	0,5119
Hasta37	0,5903	0,6723	0,3550	0,5290	0,4663	0,6776	0,3127	0,3940	0,4395
Hasta38	0,4872	0,6131	0,3796	0,7622	0,7255	0,6520	0,3498	0,4399	0,5865
Hasta39	0,4787	0,6480	0,3765	0,7158	0,5245	0,5596	0,2722	0,3688	0,3817
Hasta40	0,6971	0,7107	0,3684	0,5580	0,6073	0,6046	0,3594	0,3466	0,4917
Hasta41	0,5339	0,6224	0,4666	0,7764	0,6793	0,6030	0,4336	0,4905	0,5043
Hasta42	0,6658	0,7163	0,4226	0,6825	0,5877	0,6099	0,3502	0,3936	0,5476
Hasta43	0,5815	0,6627	0,4201	0,7805	0,5384	0,3405	0,3460	0,3718	0,4483
Hasta44	0,5478	0,6544	0,3873	0,8409	0,4866	0,4977	0,2360	0,3748	0,3863
Hasta45	0,4005	0,5055	0,2973	0,6758	0,5716	0,3883	0,2361	0,2936	0,3432
Hasta46	0,5090	0,6042	0,4036	0,6537	0,6006	0,5504	0,3451	0,3445	0,4908

Ek 8 (Devam):

Kontrol1	0,5318	0,5551	0,3694	0,6456	0,5389	0,6018	0,3427	0,3695	0,3971
Kontrol2	0,4875	0,5596	0,2514	0,6449	0,4703	0,5997	0,3470	0,3187	0,4327
Kontrol3	0,6669	0,5900	0,3769	0,5824	0,7391	0,7129	0,3722	0,4395	0,5528
Kontrol4	0,6665	0,6733	0,4056	0,4549	0,6070	0,6096	0,3315	0,4226	0,4564
Kontrol5	0,5987	0,6318	0,3756	0,5804	0,5059	0,5493	0,3791	0,2601	0,4443
Kontrol6	0,4018	0,5116	0,3841	0,5399	0,5778	0,4584	0,3736	0,3765	0,4504
Kontrol7	0,2467	0,6244	0,3275	0,5383	0,1210	0,6174	0,4382	0,5680	0,4559
Kontrol8	0,5336	0,5816	0,4740	0,8394	0,3812	0,5171	0,3252	0,3489	0,4490
Kontrol9	0,6159	0,6399	0,2725	0,5321	0,4970	0,5650	0,3063	0,3424	0,4647
Kontrol10	0,5476	0,5242	0,3239	0,5670	0,5986	0,4822	0,4035	0,3020	0,3410
Kontrol11	0,5825	0,6048	0,3840	0,7125	0,5733	0,5638	0,3540	0,3906	0,4770
Kontrol12	0,5599	0,5121	0,3522	0,4823	0,5614	0,5547	0,3555	0,3553	0,4135
Kontrol13	0,5187	0,5497	0,3996	0,9124	0,4510	0,5437	0,3441	0,3579	0,3299
Kontrol14	0,7182	0,7716	0,4883	0,7181	0,7306	0,7756	0,3537	0,5598	0,6053
Kontrol15	0,5833	0,6803	0,3745	0,6180	0,4156	0,5964	0,4182	0,2849	0,4013
Kontrol16	0,5572	0,6561	0,3633	0,6937	0,4775	0,6357	0,3306	0,3372	0,4406
Kontrol17	0,4794	0,5830	0,3871	0,6756	0,4501	0,4839	0,3596	0,3348	0,5138
Kontrol18	0,5548	0,6242	0,3949	0,7782	0,5700	0,6450	0,3678	0,4119	0,5131
Kontrol19	0,7256	0,6744	0,3887	0,6155	0,6471	0,6635	0,3175	0,3781	0,4804
Kontrol20	0,5738	0,6669	0,4030	0,7327	0,5907	0,6061	0,3658	0,4524	0,4577
Kontrol21	0,6062	0,6456	0,4227	0,7795	0,6926	0,5031	0,3547	0,4198	0,5216
Kontrol22	0,5802	0,6066	0,3974	0,8287	0,6407	0,4792	0,3239	0,4050	0,4547
Kontrol23	0,5149	0,5989	0,3701	0,6045	0,4764	0,4835	0,2684	0,3044	0,3844
Kontrol24	0,4927	0,5974	0,3210	0,5653	0,6082	0,5478	0,3124	0,3505	0,3811
Kontrol25	0,4473	0,6435	0,2749	0,5160	0,3958	0,3809	0,3046	0,2637	0,3650
Kontrol26	0,6983	0,7011	0,5378	0,7368	0,6075	0,6837	0,4112	0,4059	0,6295

ÖZGEÇMİŞ



Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Ali KARACA
Doğum Yeri	MALATYA
Doğum Tarihi	01.01.1982
Uyruğu	☑ T.C. ❒ Diğer:
Telefon	0536 354 94 00
E-Posta Adresi	ali.karaca@outlook.com
Web Adresi	

Eğitim Bilgileri Lisans	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi
Fakülte	Mühendislik Fakültesi
Bölümü	Elektrik-Elektronik Mühendisliği
Mezuniyet Yılı	04.08.2005

Yüksek Lisans	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Enstitü Adı	Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Anabilim Dalı	Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Programı	Elektrik-Elektronik Mühendisliği Programı