



T.C.
ÜSKÜDAR ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

NÖROBİLİM ANABİLİM DALI
NÖROBİLİM YÜKSEK LİSANS PROGRAMI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTROFİZYOLOJİK OLARAK İNSANA AİT BİR EEG PARMAK İZİ VAR
MIDİR?
KANTİTATİF EEG (QEEG) KORDANS ve KOHERANS ANALİZİ

Açelya HIDİMOĞLU

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Sultan TARLACI

İSTANBUL-2024

T.C.
ÜSKÜDAR ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

NÖROBİLİM ANABİLİM DALI
NÖROBİLİM YÜKSEK LİSANS PROGRAMI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTROFİZYOLOJİK OLARAK İNSANA AİT BİR EEG PARMAK İZİ VAR
MIDİR?
KANTİTATİF EEG (QEEG) KORDANS ve KOHERANS ANALİZİ

Açelya HIDİMOĞLU

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Sultan TARLACI

İSTANBUL-2024

ÖZET

ELEKTRONÖROFİZYOLOJİK OLARAK İNSANA AİT BİR EEG PARMAK İZİ VAR MIDIR? KANTİTATİF EEG (QEEG) KORDANS VE KOHERANS ANALİZİ

Bu araştırma, elektroensefalografi ve kantitatif elektroensefalografi kayıtlarının bireysel özgünlüğü konusunu ele almaktadır. Araştırmanın amacı, insan beyninin dinamik yapısı göz önünde bulundurularak EEG parmak izi kavramının zaman içindeki kalıcılığını değerlendirmektir. Bu kapsamda, uzun vadeli bir perspektifte EEG kayıtlarının sabit kalıp kalmadığını incelemek hedeflenmiştir. 19 katılımcıdan 9 erkek, 10 kadın dahil edilmiştir. İlk EEG çekiminde ortalama yaş 45,68 iken, ikinci çekimde bu yaş 51,95'e yükselmiştir. Aradan geçen minimum ve maksimum zaman aralıkları sırasıyla 23 ay (1,92 yıl) ve 178 ay (14,83 yıl) olarak belirlenmiştir. Kantitatif EEG (QEEG) koherans ve kordans parametrelerinin incelenmesi için orta hat, parietal, oksipital, frontal ve temporal loblardan alınan kayıtlar analiz edilmiştir. Katılımcıların ilk ve son kayıtları, delta, alfa, beta ve teta frekans bantlarında beyin lobları ve tüm beyinde gösterdikleri kalıcılık düzeyleri açısından incelenmiştir. Delta ve teta frekans bantlarında önce ve sonraki veriler arasında yüksek ve anlamlı pozitif korelasyonlar saptamıştır. Özellikle parietal lob, delta ve teta dalgaları arasında son derece yüksek ve tutarlı korelasyonlar ($r=0.956$ ve $r=0.886$) sergileyerek en belirgin etkileşimi göstermektedir. Bu korelasyonlar, tüm beyin için de yüksek seviyelerde ($r=0.874$) olup, frontal ve oksipital loblarda da önemli derecede yüksek korelasyonlar gözlenmektedir. Buna karşılık, alfa ve beta dalgaları arasındaki korelasyonlar daha düşük bulunmuş ve zamanın etkisi altında daha fazla değişkenlik göstermiştir. Bu çalışmanın bulguları, EEG verileri arasında geçen sürenin artmasıyla değişmeyen verilerin, insan beyin parmak izi kavramını desteklediğini ortaya koymuştur.

Anahtar Kelimeler: EEG parmak izi, EEG tutarlılık, test – retest tutarlılığı, kordans, koherans

ABSTRACT

IS THERE AN ELECTROENCEPHALOGRAPHIC FINGERPRINT UNIQUE TO HUMANS? QUANTITATIVE EEG (QEEG) CORDANCE AND COHERENCE ANALYSIS

This research addresses the individual uniqueness of electroencephalography and quantitative electroencephalography recordings. The study aims to evaluate the concept of an EEG fingerprint in terms of its temporal permanence, considering the dynamic nature of the human brain. In this context, the study seeks to determine whether EEG recordings remain consistent over a long-term perspective. The study included 19 participants, comprising 9 males and 10 females. The average age at the first EEG recording was 45.68 years, which increased to 51.95 years at the second recording. The minimum and maximum intervals between recordings were 23 months (1.92 years) and 178 months (14.83 years), respectively. Quantitative EEG (QEEG) coherence and cordance parameters were analyzed using recordings from the midline, parietal, occipital, frontal, and temporal lobes. Participants' initial and final recordings were examined in terms of their consistency levels across the delta, alpha, beta, and theta frequency bands in various brain lobes and the brain as a whole. High and significant positive correlations were found between earlier and later data in the delta and theta frequency bands. Notably, the parietal lobe displayed extremely high and consistent correlations ($r = 0.956$ and $r = 0.886$) between delta and theta waves, indicating the most significant interaction. These correlations were also high for the entire brain ($r = 0.874$), with substantial correlations observed in the frontal and occipital lobes. In contrast, correlations between alpha and beta waves were found to be lower and showed more variability over time. The findings of this study suggest that data consistent over increasing periods support the concept of a human brain fingerprint in EEG recordings.

Keywords: EEG fingerprint, EEG consistency, test-retest reliability, cordance, coherence

TEŞEKKÜR

Danışman hocam, sayın Prof. Dr. Sultan TARLACI'nın tezim üzerinde çalışırken bana gösterdiği üstün rehberlik, bilgi ve destek için derin minnettarlığımı ifade etmek isterim. Tezin düzenlenmesi sürecinde çalışmamın kalitesini önemli ölçüde iyileştiren katkıları için Serkan DEMİR'e özel teşekkürlerimi sunarım. Eşim, Caner HIDIMOĞLU'nun sabrı ve sağladığı motivasyon, bu zorlu süreçte bana eşsiz bir destek sağladı; bu nedenle ona derin teşekkürlerimi ifade etmek isterim. Ailemin kesintisiz desteği ve güveni, akademik yolculuğumda bana daima ilham vermiş ve güç kaynağım olmuştur; her zaman yanımda oldukları için teşekkürlerimi sunarım.

BEYAN FORMU

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, tarafımdan üretildiğini ve şkdar niversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzuna göre yazıldığını beyan ederim

15.02.2024

Açelya HIDIMOĞLU

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR	iii
BEYAN FORMU	iv
İÇİNDEKİLER	v
TABLolar DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. EEG beyin parmak izi tarihçesi	3
2.2. EEG'nin genetik temeli	4
2.3. Olayla ilişkilendirilmiş QEEG özgünlüğü kavramı ve önemi	8
2.4. Biyometrik bir kimlik olarak EEG – QEEG	11
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	15
3.1. Araştırmanın tipi	15
3.2. Araştırmanın modeli	15
3.3. Araştırmanın yeri ve zamanı	16
3.4. Araştırmanın evren ve örnekleme	16
3.5. Veri toplama araçları	16
3.5.1. Elektroensofalogram	17
3.5.1.1. Beyin aktivitesinin temel frekans bantları	18
3.5.1.2. Neden EEG?	23
3.5.2. Kantitatif elektroensofalografi	25

3.5.2.1. Koherans (Coherence)	26
3.5.2.2. Teta kordans (Cordance).....	28
3.6. Verilerin analizi	29
3.6.1. Bağımlı değişken T-Test.....	30
3.6.2. Tek yönlü ANOVA.....	31
3.6.3. Kısmi korelasyon analizi	31
3.6.4. Isı haritası.....	32
4. BULGULAR.....	33
4.1. EEG dalgalarının test re-test tutarlılığı	35
4.2. Bulgular özet.....	77
5. TARTIŞMA.....	78
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	96
KAYNAKLAR	97
EKLER	101
Ek 1. QEEG önce – sonra örnekleri.....	101
Ek 2. Etik kurulu kararı belgesi	104
Ek 3. Araştırma izni belgesi.....	105
Ek 4. Özgeçmiş	106

TABLÖLAR DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo 1: Katılımcıların Cinsiyeti	33
Tablo 2: İlk EEG kaydı alındığında katılımcıların yaşı	33
Tablo 3: İkinci EEG kaydı alındığında katılımcıların yaşı	34
Tablo 4: İlk ve ikinci EEG çekimi arasındaki ay	34
Tablo 5: İlk ve ikinci EEG çekimi arasındaki yıl	35
Tablo 6: Tüm Beyin Alfa, Beta, Teta, Delta, Koherans Pearson Korelasyon Katsayısı (Pearson's r).....	38
Tablo 7: Frontal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta, Koherans Pearson Korelasyon Katsayısı (Pearson's r).....	42
Tablo 8: Temporal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta, Koherans Pearson Korelasyon Katsayısı (Pearson's r).....	46
Tablo 9: Oksipital Lob Alfa, Beta, Teta, Delta, Koherans Pearson Korelasyon Katsayısı (Pearson's r).....	50
Tablo 10: Parietal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta, Koherans Pearson Korelasyon Katsayısı (Pearson's r).....	54
Tablo 11: Frontal ilk-son, temporal ilk-son, oksipital ilk-son, parietal ilk-son, Kordans Analizi Pearson Korelasyon Katsayısı (Pearson's r).....	59
Tablo 12: Tüm Beyin Alfa, Beta, Teta, Delta, Koherans Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations).....	65
Tablo 13: Frontal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations).....	69
Tablo 14: Temporal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans, Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations).....	71
Tablo 15: Oksipital Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans, Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations).....	73
Tablo 16: Parietal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans, Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations).....	75

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1: Kullandığımız EEG kanallarının ve lobların görsel incelenmesi: 10-20 sistemine dayalı elektrot konfigürasyonu.(Libenson, (2009) Practical approach to electroencephalography).....	15
Şekil 2: Uluslararası 10-20 sistemine göre elektrotların terminolojisi ve konumu, American Electroensefalographic Society tarafından standardize edilmiştir.	18
Şekil 3: EEG Frekans Bantları (Buzsáki G. (2006), Rhythms of the brain. Oxford University Press).....	21
Şekil 4: Farklı frekans aralıklarında, büyük ve küçük ölçekli nöral ağlar arasındaki senkronizasyon ve uyumlu hareketi konsept olarak göstermektedir. (Buzsáki (2006), Rhythms of the brain. Oxford University Press.)	22
Şekil 5: F3 ve F7 elektrotları arasındaki koherans (Weiss ve Mueller (2003).The contribution of EEG coherence to the investigation of language).....	27
Şekil 6: Teta Bandı Tüm Beyin Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	39
Şekil 7: Delta Bandı Tüm Beyin Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	40
Şekil 8: Alfa Bandı Tüm Beyin Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	40
Şekil 9: Beta Bandı Tüm Beyin Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	41
Şekil 10: Tüm Beyin Koherans, Teta, Delta, Beta, Alfa bandı Pearson Korelasyon Isı Haritası (<i>Pearson's r heatmap</i>)	41
Şekil 11: Delta Bandı Frontal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	43
Şekil 12: Alfa Bandı Frontal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	44
Şekil 13: Teta Bandı Frontal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	44
Şekil 14: Beta Bandı Frontal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	45

Şekil 15: Frontal Lob Koherans, Teta, Delta, Beta, Alfa bandı Pearson Korelasyon Isı Haritası (<i>Pearson's heatmap</i>)	45
Şekil 16: Beta Bandı Frontal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	47
Şekil 17: Alfa Bandı Temporal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	48
Şekil 18: Teta Bandı Temporal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	48
Şekil 19: Delta Bandı Temporal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	49
Şekil 20: Temporal Lob Koherans, Teta, Delta, Beta, Alfa bandı Pearson Korelasyon Isı Haritası (<i>Pearson's r heatmap</i>)	49
Şekil 21: Teta Bandı Oksipital Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	51
Şekil 22: Delta Bandı Oksipital Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	52
Şekil 23: Alfa Bandı Oksipital Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	52
Şekil 24: Beta Bandı Oksipital Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	53
Şekil 25: Tüm Beyin Koherans, Teta, Delta, Beta, Alfa bandı Pearson Korelasyon Isı Haritası (<i>Pearson's r heatmap</i>)	53
Şekil 26: Delta Bandı Parietal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	56
Şekil 27: Teta Bandı Parietal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	56
Şekil 28: Alfa Bandı Parietal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	57
Şekil 29: Beta Bandı Parietal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	57
Şekil 30: Tüm Beyin Koherans, Teta, Delta, Beta, Alfa bandı Pearson Korelasyon Isı Haritası (<i>Pearson's r heatmap</i>)	58
Şekil 31: Frontal Lob ilk ve son Kordans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	61
Şekil 32: Temporal Lob ilk ve son Kordans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	62

Şekil 33: Parietal Lob ilk ve son Kordans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>).....	62
Şekil 34: Oksipital Lob ilk ve son Kordans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	63
Şekil 35: Orta hat ilk ve son Kordans, Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>)	63
Şekil 36: Frontal ilk-son, temporal ilk-son, oksipital ilk-son, parietal ilk-son, ve orta hat ilk-son, Kordans Pearson Korelasyon Isı Haritası (<i>Pearson's r heatmap</i>)	64
Şekil 37: Tüm Beyin Koherans, Teta, Delta, Beta, Alfa bandı Kısmi Korelasyon (<i>Pearson's Partial Correlations</i>)	66
Şekil 38: Delta Bandı tüm beyinde Önce ve Sonra Koherans, Kısmi Korelasyon (<i>Pearson's Partial Correlations</i>) - Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>).....	67
Şekil 39: Teta Bandı tüm beyinde Önce ve Sonra Koherans, Kısmi Korelasyon (<i>Pearson's Partial Correlations</i>) - Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>).....	67
Şekil 40: Alfa Bandı tüm beyinde Önce ve Sonra Koherans, Kısmi Korelasyon (<i>Pearson's Partial Correlations</i>) - Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>).....	68
Şekil 41: Beta Bandı tüm beyinde Önce ve Sonra Koherans, Kısmi Korelasyon (<i>Pearson's Partial Correlations</i>) - Dağılım Grafiği (<i>Scatter Plot</i>).....	68
Şekil 42: Frontal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans Pearson Korelasyon Isı Haritası (<i>Pearson's r heatmap</i>)	70
Şekil 43: Temporal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans, Pearson Korelasyon Isı Haritası (<i>Pearson's r heatmap</i>)	72
Şekil 44: Oksipital Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans, Pearson Korelasyon Isı Haritası (<i>Pearson's r heatmap</i>)	74
Şekil 45: Parietal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans, Pearson Korelasyon Isı Haritası (<i>Pearson's r heatmap</i>)	76

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

CLAIR	: Kortikal Bağlantılar İlişkilendirme Bütünleştirici Yanıt
CEREBRE	: Bilişsel Olaya İlişkin Biyometrik Tanıma
DZ	: Dizigotik
EDA	: Elektrodermal Aktivite
EEG	: Elektroensefalogram
ERP	: Olaya Bağlı Potansiyeller
fMRI	: Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme
LMM	: Lineer Karma Model
MEG	: Mamnyetoensefalografi
MZ	: Monozigotik
QEEG	: Kantitatif Elektroensefalogram
TMS	: Transkraniyal Manyetik Stimülasyon
VEP	: Görsel Uyarılmış Potansiyeller

1.GİRİŞ

Bu araştırma, beyin elektrofizyolojisi alanında önemli bir konu olan EEG kayıtlarının bireysel özgünlüğünü ve EEG tabanlı biyometrik tanımlama potansiyelini detaylı bir şekilde incelemeyi amaçlamaktadır. EEG, beyin dalgalarını ölçümleyen bir yöntem olup, beyin aktivitesinin benzersiz desenlerini kaydetme kapasitesine sahiptir. Bu alanda yapılan öncü çalışmalar, her bireyin beyin dalgası paternlerinin potansiyel olarak benzersiz ve ayırt edici olduğunu ortaya koymuştur, bu da bize EEG parmak izi kavramını sunmaktadır. Bu kavram, her bireyin EEG desenlerinin, kişiye özgü, tanımlayıcı ve zaman içinde sabit kalan paternler sergilediği fikrine dayanmaktadır.

İnsan beyni, genetik miras ve çevresel etkileşimlerin bir sonucu olarak gelişen, son derece karmaşık ve dinamik bir yapıdır. Beyin dinamiklerinin anlaşılması ve zihinsel durumların haritalanması, günümüzde çok önemli bir araştırma alanıdır (Komorowski ve ark., 2018). Beyin aktiviteleri, düşünceler, duygular, uyku ve uyanıklık periyotlarında değişkenlik göstermektedir. Bu değişkenlik, kişisel deneyimlerin ve çevresel etkileşimlerin de bir yansımasıdır ve beraberinde bireyin kişiliğini, bilişsel yeteneklerini ve duygusal tepkilerini şekillendirir. Bu bireysel farklılık, nöral bağlantıların yapısal çeşitliliğinden, kimyasal ve elektriksel aktivitelere kadar uzanan geniş bir spektrumda kendini göstermektedir ve her bireyin beyin örüntüsünün eşsiz olmasını sağlamaktadır (Ruiz-Blondet ve ark., 2017). İnsan beyninin, dinamik yapısı, EEG parmak izi kavramının zaman içindeki kalıcılığı hakkında önemli soruları beraberinde getirir.

Zaman sinirbilimde sıklıkla göz ardı edilen bir konudur. Zamanın varlığı genellikle kabul edilir ve beyinlerin zamanı takip etmek için mekanizmaları olduğu varsayılır. Newton, zamanın fiziksel evrenden bağımsız olarak akışını savunurken, Kant zaman ve uzayı algısal gerçeklik kategorileri olarak tanımlar. Einstein ise zamanı, fiziksel evrenin bir parçası olarak hareketin bir ölçütü olarak yeniden tanımlar. Zamanın subjektif bir soyutlama olduğu ve somut bir temeli olmadığı da bir diğer görüştür. Zaman, değişim ve olayların ardışıklığını ayırt eden bir ölçüttür ve pratikte saatle ölçülen şey olarak tanımlanabilir (Buzsák., 2006). EEG kayıtlarının uzun süreli değişip değişmediğinin anlaşılması, EEG tabanlı biyometrik tanımlama potansiyelinin değerlendirilmesi için kritik öneme sahiptir. Bu kapsamda yaptığımız çalışma, EEG kayıtları belirli ay (yıl)

aralıklarıyla alınmış olup, uzun vadeli bir perspektifte beyin parmak izi tutarlılığını incelemeyi amaçlamaktadır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. EEG Beyin Parmak İzi Tarihçesi

İlk insan osilasyon kaydı 1924'de Hans Berger (1873 – 1941) tarafından yapılmıştır, beş yıl süren deneylerin ardından, 1929 yılında yaptığı çalışmaların sonucunda şu ifadelerde bulunmuştur: Elektroensefalogram, sürekli olarak değişen dalgalar içeren bir grafik sunmaktadır. Bu dalgalar içinde, ortalama 90 milisaniye süren daha büyük birinci sınıf dalgalar ve ortalama 35 milisaniye süren daha küçük ikinci sınıf dalgalar ayrımı yapılabilir. En yüksek dalga saptamaları 150 ila 200 mikrovolt arasında değişmektedir. Berger'in çalışmaları, beyin dalgalarının başka beyin tarafından algılanabileceği ve somut bir şekilde incelenebileceğine dair karşı somut kanıtlar sunmuştur (Buzsáki., 2006).

Dr. Hallowell Davis'in Amerikan Tıp Derneği'nin son toplantısında beyan ettiği üzere, beyin dalgalarının bireysel farklılıklar sergileyebileceği ve bireylerin beyin potansiyelleriyle ayırt edilebileceği öne sürülmüştür. Buradan yola çıkarak, 44 sağlıklı üniversite öğrencisi ile yapılan çalışmada katılımcılardan yatarak gözlerini kapalı tutmaları ve zihinlerini serbest bırakmaları istenmiştir. Beyin dalgaları, sağ oksipital ve motor bölgelerden alınarak, standart amplifikatörler ve bir Westinghouse osilograf kullanılarak kaydedilmiştir. Her bir kayıttan yaklaşık on metre uzunluğunda kesitler alınarak bir duvara asılmış ve araştırmacılar bu kesitleri tanımlamaya çalışmıştır. Bu işlem, her kayıt için iki defa tekrarlanmıştır. Elde edilen bulgulara göre, şans eseri doğru tanımlama oranı %4,5 iken, kayıtların %80'i başarıyla tanımlanmıştır. İşlem tekrarlandığında doğruluk oranları yükselmiş, bazıları %100'e ulaşmıştır. Tanımlama sürecinde, dalgaların frekansı, büyüklüğü ve formu gibi özellikler önemli rol oynamıştır. Ayrıca, kayıtların genel görünümü, faz çizgisinin istikrarı ve dalga frekansı ile genliklerindeki değişimler de dikkate alınmıştır. Kayıt kağıdının zamanla değişen hassasiyeti ve fiziksel özelliklerinin kayıtlar arası farklılıklara yol açtığı görülmüş, ancak bu etkilerin tanımlama sürecine katkısı tam olarak belirlenememiştir. Araştırmanın genel çıkarımı, insan beyin dalgalarının kişiye özgü olduğu ve bu dalgalar aracılığıyla bireylerin ayırt edilebileceği yönündedir. Ancak, araştırmacılar aynı zamanda, beyin dalgası kayıtlarının zaman içindeki tutarlılığının henüz bilinmediğini ve bu konunun daha fazla

araştırma gerektirdiğini belirtmişlerdir. Beyin dalgalarının bireysellik potansiyelini ilk kez 1936’ da niceliksel ve niteliksel verilerle ele alan çalışmalardan biri olarak tarihe geçmiştir (Travis ve Gottlober., 1936).

EEG ile kaydedilen insan beyin potansiyellerinin, kişiyi diğer bireylerden ayırt edebileceği gösterilmişti. 1937 yılında ilk defa, bireylerin beyin potansiyellerinin zaman içinde ne kadar tutarlı olduğu araştırılmıştır. Beyin potansiyellerinin farklı günlerde sabit olup olmadığı test edilmesi için, 11 sağlıklı üniversite öğrencisinden (6'sı erkek, 5'i kadın) beş farklı gün boyunca beyin potansiyeli örnekleri alınmıştır. Katılımcıların günlük rutinlerine müdahale edilmemiş, ancak deney koşulları her denek için ve günler arasında sabit tutularak gerçekleştirilmiştir. Katılımcılardan, karanlık ve sessiz bir odada sakin yatarken zihinlerini serbest bırakmaları istenmiştir. Beyin potansiyelleri kaydı, sol oksipital bölgedeki yüzey elektrodu ve sol kulak memesi bağlantılı bir toprak elektrodu kullanılarak yapılmıştır. Her bir denek için ortalama olarak 55 kayıt alınmış ve bunlar 11'erli gruplar halinde düzenlenmiştir. Dört araştırmacı bu kayıtları incelemiş ve her bir kaydı hangi deneye ait olduğunu tahmin etmeye çalışmıştır. Özellikle 20 kayıtlık gruplarda hata yapmadan sınıflandırma yapılabilmesi, rastlantısal bir etkinin olmadığını göstermektedir. Bazı kayıtların diğerlerine göre daha ayırt edici özelliklere sahip olduğu tespit edilmiştir, bu da sınıflandırma sürecini kolaylaştırmıştır. Altı katılımcının kayıtları, benzerlikleri nedeniyle sınıflandırmada zorluk yaratmıştır. Dalga frekansları, genlikleri ve şekilleri gibi kriterler, doğru sınıflandırma için önemli faktörler olarak belirlenmiştir. Ayrıca, dalga dizilerinin ve faz hattının stabilitesi gibi unsurlar da kayıtların değerlendirilmesinde göz önünde bulundurulmuştur. Kayıtların farklı kişilere ait olması nedeniyle, kayıtların fiziksel özelliklerinden kaynaklanan ipuçları, sınıflandırmada etkili olmamıştır. Sonuçlar, bireylerin beyin potansiyellerinin büyük oranda sabit kaldığını ve bireylerin bu potansiyelleriyle tanınabileceğini göstermiştir. Bu bulgular, 1936 yılında yapılan araştırmanın sonuçlarını desteklemekte ve beyin potansiyellerinin bireysel farklılıkları yansıttığı fikrini güçlendirmektedir (Travis ve Gottlober, 1937).

2.2. EEG'nin Genetik Temeli

EEG parametreleri ile genetik değişkenler arasındaki ilişki üzerine sınırlı sayıda araştırma gerçekleştirilmiş olup, bugüne kadar elde edilen tekrar edilen bulgular oldukça azdır. HTR3B genindeki varyantlar, alkol bağımlılığı ve bu bağımlılıkla birlikte görülen

antisosyal davranış bozukluğu ile birlikte azalmış alfa gücü arasındaki ilişki ile öne çıkmaktadır (Ducci ve ark., 2009).

Melone ve ark (2015), alkol bağımlısı bireylerde en sık rastlanan özelliğin artan beta aktivitesi olduğunu ortaya koymuştur. Bu bulgular genellikle tedavi görmekte olan veya aktif olarak alkol kullanımını bırakmış kişiler üzerinde yapılan çalışmalarda belirginleşmektedir (Costa ve Bauer, 1997; Herning ve ark., 1997; Saletu–Zyhlarz ve ark., 2004). Alkol bağımlılığı açısından risk altında olan genç bireylerde (Melone ve ark., 2015; Bauer ve Hesselbrock, 1993; Rangaswamy ve ark., 2004) ve alkole bağımlı kişilerin akrabalarında (Melone ve ark., 2015; Pollock, Earleywine ve Gabrielli., 1995) artmış beta aktivitesi gözlenmiştir.

Alkol tüketiminin EEG kayıtlar üzerindeki etkileri, tüketim miktarı, süresi ve şekline bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Kısa vadeli alkol alımı, EEG'de tipik olarak alfa bandının (8-12 Hz) gücünde bir azalma ve beta bandının (12-30 Hz) gücünde bir artışa yol açmaktadır. Bu fenomen, alkolün beyin üzerindeki inhibitör mekanizmaları baskılayarak, nöronal aktivasyonu artırması ile açıklanabilir. Diğer yandan, uzun vadeli alkol kullanımı, özellikle kronik alkolizm durumunda, EEG kayıtlarında daha kalıcı ve belirgin değişikliklere sebep olabilmektedir. Bu değişimler, alfa bandının gücünde daha belirgin bir düşüş, beta bandının gücünde daha keskin bir artış ve düşük voltajlı, hızlı EEG dalgalarının ortaya çıkması şeklinde gözlemlenir. Bu düşük voltajlı ve hızlı dalga desenleri, merkezi sinir sisteminin aşırı uyarılma durumunu yansıtmaktadır (Melone ve ark., 2015).

Melone ve ark. (2015), bireysel EEG desenlerini, genetik etkenler tarafından yüksek oranda belirlendiğini ve çoğunlukla sabit kaldığını göstermiştir. EEG frekans bantlarının delta %76, teta %89, alfa %89 ve beta %86 oranında kalıtsal olduğu bulunmuştur. Bu veriler ışığında, alkolizmle ilişkili risk faktörlerini taşıyan çocuklarda belirgin bir alkolizm fenotipi, EEG kayıtları ile tespit edilebilirliği gösterilmiştir. Alkolik ebeveynlere sahip çocukların, alkolik olmayan ebeveynlere sahip çocuklara göre daha yüksek oranda hızlı beta aktivitesine sahip olduğu gözlemlenmiştir. Bu bulgular, alkolizmin genetik unsurlar içerdiğine işaret etmektedir. Alkolizmin kalıtsallığını anlamak, EEG'nin genetik yapısı ile ilişkilendirilebilir.

EEG'nin genetik temellerini inceleyen Malone ve ark. (2014), EEG parametrelerinin poligenik kalıtım modellerine ne derecede uyumlu olduğunu sorgulamıştır. Malone ve ark. (2014), tarafından yapılan araştırmalara göre, EEG parametrelerinin yüksek oranda çoklu genler tarafından aktarıldığı sonucuna varılmıştır. Bu durum, EEG'nin bireysel varyasyonlarının etkin bir şekilde ayırt edilmesi için geniş ölçekli örneklem gruplarının ihtiyacını ortaya koymaktadır.

EEG aktivitesindeki kişisel farklılıkların büyük oranda genetik faktörlere bağlı olduğu gözlemlenmiştir (Malone ve ark., 2014; Enoch ve ark., 2008; Smit ve ark., 2005; Tang ve ark., 2007; Beijsterveldt ve ark., 1996). Özellikle, alfa gücü ve alfa tepe frekansı gibi ölçütlerin genetik olarak aktarıldığı ve alfa bandının her iki ucundaki güç spektrumları için bu kalıtımın daha az belirgin olduğu ortaya çıkmıştır.

Malone ve ark. (2015), 17 yaşındaki ikizlerin ve ebeveynlerinin laboratuvar değerlendirmelerini yapmışlardır. Veriler, 20 yılı aşkın bir sürede iki farklı sistem kullanılarak toplanmıştır. Monozigotik (MZ) ve dizigotik (DZ) ikizler üzerinde yapılan çift içi benzerlik analizlerinde MZ ikizlerinin EEG verilerinde belirgin bir benzerlik bulunurken, DZ ikizlerinin sonuçlarının daha tutarsız olduğunu gözlemlemiştir. Genetik faktörlerin spontane EEG üzerindeki etkisini detaylı bir şekilde incelemiş, alfa ve beta gücü ile alfa tepe frekansı ölçümleri, 79 ila 85 arasında değişen genetik etki tahminleriyle özellikle kalıtsal olarak belirlenmiştir. Bu EEG'nin genetik belirleyicilerini anlamada önemli bir adım olarak değerlendirilmiştir (Malone ve ark., 2015; Stassen ve ark., 1987).

Vaidyanathan ve ark. (2014), geniş bir ikiz ve ebeveyn örnekleminin kullanımı aracılığıyla, elektrodermal aktivitenin (EDA) genetik yapısını incelemiştir. Monozigotik (MZ) ve Dizigotik (DZ) yumurta ikizleri üzerinde yapılan çalışmalar, EEG desenlerinin genetik temellerini destekleyen yüksek benzerlikler ortaya koymuştur. Vaidyanathan ve ark. (2014) yaptığı çalışmada, EDA endekslerindeki varyansın %50'den fazlasının genetik olarak aktarıldığı sonucuna ulaşmıştır bu, elektrodermal aktivitenin çok genli bir yapıya sahip olduğunu göstermiştir. Ancak, EDA endekslerinde belirgin tekil nükleotid polimorfizmleri tespit edilememiştir. Bulgular, EDA'nın önemli bireysel polimorfizmlerden ziyade, birden fazla küçük etkili gen tarafından yönlendirildiğini öne sürmektedir. Ayrıca, EEG desenlerinin oluşumunda genetik ve çevresel faktörlerin etkileşimi vurgulanmaktadır. Tek yumurta ikizleri üzerinde yürütülen incelemeler, EEG modellerinin yüksek oranda benzerlik gösterdiğini ve bu durumun, EEG desenlerinin

genetik köklerini güçlendirdiğini belirtmektedir. EEG parmak izi fikri, bireysel genetik farklılıkları yansıtan bir biyolojik gösterge olarak değerlendirildiğinde, elektrodermal aktivitenin genetik yapısı ile EEG parmak izlerinin arasındaki güçlü ilişkiler ortaya çıkmaktadır. Bu ilişkiler, bireyler arasındaki genetik çeşitliliği yansıtan EEG paternlerinin anlaşılmasında önemli bir yere sahiptir.

Malone ve ark. (2014), gerçekleştirdiği araştırma, EEG beyin dalgalarının genetik kökenleri ile olan bağlantısını araştıran kapsamlı bir çalışmadır. Bu çalışmada, 4.211 ergen ikiz ve onların ebeveynlerinin genetik analizleri yapılarak, P3 dalgasının büyüklüğünün davranışsal ve genetik yönleri incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar, EEG beyin dalgalarının özelliklerinin büyük ölçüde genetik faktörlerle ilişkili olduğunu göstermiştir. Biyometrik analizler, P3 dalgası büyüklüğü ve genetik faktörlerin varyansının yaklaşık %65'inin genetik faktörlerden kaynaklandığını ve SNP'lerin toplam kalıtsal varyansın yaklaşık %40-50'sini oluşturduğunu ortaya koymuştur. Ayrıca Malone ve ark. (2014), EEG beyin dalgalarının, dikkatin noradrenerjik aktiviteyle ilişkili düzenlenmesiyle bağlantılı olabileceğini ileri sürmüşlerdir. Bu süreç, hipokampal yapıda sürekli değişimlerin ve temporal-parietal bölgedeki ilişkilendirme korteksindeki uyarıların güncellenen temsiliyle ilişkili olabilir. EEG beyin dalgaları ve genetik faktörler arasındaki ilişkinin daha detaylı anlaşılması için ek araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Bununla birlikte, bu çalışma, EEG beyin dalgalarının, psikiyatrik bozuklukların genetik temellerinin anlaşılmasında değerli bir araç olabileceğini göstermiştir. EEG beyin dalgaları ve genetik faktörler arasındaki ilişki şu şekilde özetlenebilir. Malone ve ark. (2014), insan elektroensefalogramı (EEG) ve olaya bağlı beyin potansiyelleri üzerine yürütülen genetik temelli araştırmaların detaylı bir incelemesini sunmaktadır. Malone ve ark. (2014), EEG parametrelerinin genetik olarak belirlenmesinin yüksek derecede olduğu ve ERP'lerin özelliklerinin de benzer şekilde genetik faktörlerden etkilendiği vurgulanmaktadır. EEG ve ERP'nin bilişsel ve davranışsal özelliklerle olan derin bağlantıları da bu çalışmanın önemli bir bileşenini oluşturmaktadır. Ayrıca, genetik ve çevresel faktörlerin EEG özellikleri üzerindeki etkisini incelemek için ikiz ve evlat edinme çalışmaları kullanılmıştır. Son olarak, makale, EEG ve ERP parametrelerinin genetik etkilerini değerlendirme yöntemlerini ve bu yöntemlerin sınırlamalarını ele almaktadır. EEG parametrelerinde olduğu gibi, parmak izlerinin de genetik faktörlerce büyük ölçüde belirlendiği düşünülebilir. EEG ve ERP çalışmalarının metodolojik yaklaşımları, parmak izi araştırmalarına adapte edilebilir,

böylece bireyler arası genetik farklılıkların yanı sıra genetik ve çevresel etkileşimlerin bilişsel ve davranışsal özellikler üzerindeki etkileri daha ayrıntılı bir şekilde incelenebilir. Bu, genetik araştırmalarda EEG ve ERP'nin metodolojik yaklaşımlarının parmak izi çalışmalarında uygulanabilirliğinin bir göstergesi olabilir.

Beijsterveldt ve ark. (1993), EEG ile genetik parametreler arasındaki korelasyonu mercek altına almakta ve bu bağlamda, monozigot (tek yumurta, MZ) ve dizigot (çift yumurta, DZ) ikizlerin EEG desenlerindeki benzerlikleri detaylıca incelenmektedir. Literatür taraması sonucunda, EEG'nin kalıtsal özelliklerine odaklanan çeşitli çalışmalar ve ikizler üzerinde yürütülen araştırmaların bu alandaki önemi vurgulanmaktadır. Önceki bulgulara meydan okuyan bu araştırma, genetik yapıları büyük ölçüde benzer olan MZ ikizlerinin zaman içinde farklılaşan EEG desenlerine sahip olduklarını göstermektedir. Diğer yandan, DZ ikizlerinin EEG incelemeleri, genetik olarak ilişkili olmayan bireyler arasındaki benzerliklerden çok daha belirgin benzerlikler sergilediğini ortaya koymaktadır. Metodoloji açısından, bu çalışma EEG desenlerinin dağılımlarını analiz eden yenilikçi bir yaklaşım benimsemiş, MZ ve DZ ikizleri arasındaki paralellikleri detaylandırmış ve özellikle birey içi EEG stabilitesi ve ikizler arası korelasyon analizleriyle genetik etkilerin altını çizmiştir. Çalışmanın önemli bir katkısı, genetik etkilerin yalnızca bireysel EEG desenlerini değil, aynı zamanda beynin gelişim sürecini de etkilediğini ortaya koymasıdır. EEG'nin genetik belirleyicileri üzerine yapılan çeşitli çalışmalardan elde edilen karışık sonuçlara rağmen, bu araştırma, EEG'nin genetik faktörlerle ilişkisini ve EEG üzerindeki genetik modellerin anlaşılmasında atılan önemli adımları vurgulamaktadır. Sonuç olarak, bu araştırma EEG'nin genetik temellerini derinlemesine anlamamıza yardımcı olacak bulgular sunmakta ve EEG'nin genetik etkilerini daha detaylı ve özgün bir perspektifle ele alarak, literatürdeki eksik alanları doldurma potansiyeline sahiptir. Bu, genetik faktörlerin beyin dalgası desenleri üzerindeki etkisinin daha iyi anlaşılmasına önemli katkılar sağlayabilir.

2.3. Olayla İlişkilendirilmiş QEEG Özgünlüğü Kavramı ve Önemi

Bilişsel nörobilim alanında, yaşanan deneyimlerin beyin yapısını nasıl etkilediği ve bu yapının, Olaya Bağlı Potansiyeller ile olan ilişkisi önemli bir araştırma konusudur. Bu bağlamda, genetik faktörlerin yanı sıra çevresel etmenlerin de beyin yapısı üzerindeki etkisi oldukça belirgindir. Her bireyin benzersiz beyin aktivitesini temsil eden beyin parmak izi, yaşantılar ve deneyimlerle şekillenir. Araştırmacılar, ERP gibi yöntemlerle

deneyimlerin beyin yapısına ve işleyişine olan etkisini keşfetmeye çalışmaktadırlar. Bu çalışmalar, bireysel kognitif ve duygusal farklılıkları anlamamıza ve bilişsel süreçleri derinlemesine incelememize olanak tanımaktadır.

Beynin, farklı bilişsel görevler sırasında gösterdiği aktivite kalıpları ve dinlenme durumundaki kalıplar karşılaştırılmıştır. Görev sırasındaki beyin aktivitesi, dinlenme durumuna göre teta ve üst alfa frekanslarında artış, alt alfa frekanslarında ise azalma göstermiştir. Bu tür çalışmalar, belli beyin bölgelerinde görevlere bağlı güvenilir değişikliklerin varlığını desteklemektedir. Bilinçli ve bilinçsiz durumlar arasındaki farklılıklar, görsel uyarıcılarla tasarlanmış deneysel yöntemlerle incelenmiştir. Maskeleye stratejileri ve kısa süreli görüntü maruziyetleri kullanılarak, deneklerin bazı durumlarda görüntüyü bilinçli olarak algıladıkları, bazı durumlarda ise algılamadıkları belirlenmiştir. Binoküler rekabet koşulları altında yapılan deneylerde, deneklere her gözle ayrı görüntüler sunulmuştur. Bu deneylerde, bir görüntünün bilinçli algılanma süreci ve diğer görüntünün algılanmaması süreci incelenmiştir. Algısal baskınlık ve baskın olmama durumları, 8 ve 10 Hz frekans bandında analiz edilmiştir ve bu durumlar sırasında beyindeki aktivite kalıpları karşılaştırılmıştır. Farklı sinir sistemleri tarafından oluşturulan bilinçli algı birliği, dar frekans bantları içinde beyin yarıkürelerinin işlevsel bağlantısı ile açıklanabilir (Nunez., 2016).

ERP çalışmaları, görsel bir uyarının sunulmasından yaklaşık 300 milisaniye sonra belirgin bir bilinç imzası olan P300 fenomenini ortaya koymaktadır. Bu nispeten büyük sinyalin, yaklaşık 200 milisaniye süren eşzamanlı kortikal aktiviteyi yansıttığı ve muhtemelen korteksteki alfa bandı senkronizasyonundan kaynaklandığı düşünülmektedir. Epilepsi hastalarında yapılan intrakortikal kayıtlar, P300 sinyalinin ortaya çıkışının ardından gama ritmi patlamalarını göstermektedir. Ancak, bazı çalışmalarda, uyarın algılanmadığında P300'ün var olmadığı veya genliğinin azaldığı ve bununla birlikte gama ritimlerinin hızla azaldığı gözlemlenmiştir. Bu durum, uyarının algılanmasının 300 milisaniye sonrasında gerçekleştiğini ve buna genellikle kısa süreli büyük ölçekli senkronizasyonun eşlik ettiğini, ardından sürekli gama ritmi aktivitesinin takip ettiğini göstermektedir. Bu tespitler, yüksek frekanslı gama ritimlerinin üzerindeki büyük ölçekli, düşük frekanslı etkilerin olasılığını ortaya koymaktadır (Buzsáki., 2006).

Rosenfeld (2005), Brain Fingerprinting, P300 Olaya Bağlı Potansiyeller (Event–Related Potentials–ERP) ve Dr. Lawrence Farwell tarafından geliştirilen Farwell Beyin

Parmak İzi yöntemi arasındaki ilişkiyi incelemiştir. Rosenfeld'in analizi, P300'ün yalan tespitinde kullanılabilirliği ve etkinliğini ele alır. Bu yöntem, P300 adı verilen özel bir beyin dalgası analizi kullanarak, bireylerin belirli bilgileri tanıma veya hatırlama yeteneklerini değerlendirir. P300, belirli olaylarla ilişkili beyin dalgası bileşenleri arasında yer alır ve EEG cihazlarıyla kaydedilebilir. Farwell Beyin Parmak İzi yöntemi, kişinin beyin aktivitesini analiz ederek suçla ilgili bilgilere ulaşmayı amaçlar. Bu yöntemle, suç işleme, suç sahnesini hatırlama veya olayla ilgili bilgilere sahip olup olmadığını belirlemek mümkündür.

Rosenfeld (2005), P300 ERP'nin varlığını ve bireylerin anlamlı bilgileri nasıl algıladığını ortaya koymak için örnekler sunmuştur. Ayrıca, Harrington vakası üzerinde yapılan detaylı bir analizde, P300 yanıtlarının, özellikle hedef uyaranlara verilen yanıtların varlığı ile kişinin belirli bilgileri tanıma kapasitesini gösterdiği belirtilmiştir. Ancak, bu yanıtların içerisindeki bazı tepe noktalarının ayrıştırılmasında zorluklar olduğu da ifade edilmiştir. Rosenfeld'in vurguladığı gibi, P300 yanıtlarının analizi, yalan tespiti ve bilgi hatırlama süreçlerinde Farwell Beyin Parmak İzi gibi metodolojilerle nasıl entegre edilebileceğini ve bu teknolojilerin potansiyel kısıtlılıklarını belirlemede nasıl yardımcı olabileceğini göstermektedir. Araştırmacılar, güvenilir bir yalan tespit teknolojisi olarak kabul edilmeden önce daha fazla eleştirel değerlendirme ve çalışma yapılması gerektiğini vurgulamışlardır.

Ruiz–Blondet ve ark. (2016), çalışmaları biyometrik tanıma sistemlerinin etkinliğini artırmak amacıyla, farklı uyaran türlerinin beyin aktivitesi üzerindeki etkilerini araştırmıştır. Araştırma, RElated Biometric REcognition (REBER) protokolünü kullanarak, çeşitli görsel ve işitsel uyaranların (sinüs kafesleri, düşük frekanslı kelimeler, siyah beyaz ve renkli resimler, yiyecekler ve ünlü yüzler) beyin aktivitesi üzerindeki etkisini incelemiştir. Olaya Bağlı Potansiyeller (Event – Related Potentials – ERP) ölçümleri kullanılarak gerçekleştirilen bu çalışma, farklı uyaran türlerinin biyometrik tanıma performansına olan etkisini belirgin bir şekilde ortaya koymuştur. Renkli yiyeceklerin gösterimi, tanıma performansını artırırken, siyah beyaz ünlü yüzlerin gösterimi performansı düşürmüştür. Bu bulgular, beyin aktivitesinin, bireysel tanıma ve kimlik doğrulama süreçlerinde benzersiz ve esnek bir araç olarak kullanılma potansiyelini vurgulamaktadır. Ruiz – Blondet ve ark. (2016), çalışması, beyin aktivitesinin ve uyaranlara verilen yanıtların çeşitliliğini ve özgünlüğünü analiz ederek, kişisel tanıma

süreçlerinde bireyler arasındaki beyin aktivitesi farklılıklarını belirlemede önemli bir adım atmıştır.

Ruiz–Blondet ve ark. (2016), yaptıkları çalışma her bireyin beyin dalgalarının, sunulan uyaranlara göre benzersiz bir şekilde tepki verdiğini göstererek, EEG parmak izlerinin özgünlüğünü ve tanıma süreçlerindeki potansiyelini ortaya koymuştur. Bu bulgular, EEG parmak izlerinin, biyometrik tanıma teknolojilerinde kullanımını destekleyen önemli bir veri seti sağlamaktadır. Özellikle, bireysel beyin dalgalarının, çeşitli uyaranlara verdiği özgün yanıtlar, güvenlik, adli tıp ve diğer alanlarda kişisel tanıma ve kimlik doğrulama sistemlerinin geliştirilmesine katkıda bulunabilir. Ruiz–Blondet ve ark. (2016), EEG parmak izlerinin tanıma ve doğrulama süreçlerinde kullanılmasının, geleneksel biyometrik yöntemlere göre daha güvenilir ve manipülasyona daha az açık bir alternatif olabileceğini göstermektedir. Bireylerin beyin dalgalarının benzersizliği, kişisel tanıma teknolojilerinde, özellikle de yüksek güvenlik gerektiren durumlarda, yeni ve yenilikçi yaklaşımların geliştirilmesine olanak tanıyabilir. Sonuç olarak, Ruiz–Blondet ark. (2016), araştırması, EEG parmak izlerinin biyometrik tanıma alanında nasıl bir potansiyel taşıdığını ve bu alandaki gelecekteki araştırmalara nasıl yön verebileceğini açıkça göstermiştir.

2.4. Biyometrik Bir Kimlik Olarak EEG – QEEG

Gudmundsson ve ark. (2007), yaptığı çalışmada yaşlanma sürecindeki bireylerde, gözler kapalı dinlenme durumunda görülen QEEG özelliklerinin tespiti hedeflenmiştir. Gudmundsson ve ark. (2007), 15 sağlıklı birey üzerinden iki aylık bir periyotta toplam on EEG kaydı toplamıştır. Araştırmanın analizleri, QEEG özniteliklerinin güvenilirlik derecesini, iç grup varyasyonları aracılığıyla ölçümlemiştir. Çıkarılan bulgular, beyin fonksiyonlarının değerlendirilmesinde güç spektrum özelliklerinin, özellikle mutlak ve bağlantı bant gücü gibi frekans serbestliği özelliklerinin, yüksek güvenilirlik gösterdiğini belirtmiştir. Gudmundsson ve ark. (2007), QEEG'nin, beyin fonksiyonlarının tanımlanmasında ve bireysel çeşitliliklerin incelenmesinde kullanılabilir bir araç olarak potansiyeline işaret ederek, beyin parmak izi hipotezini güçlendirmiştir. Bu bağlamda, tez çalışmasında ele alınabilecek önemli bir konu olarak, QEEG'nin bireysel beyin yapıları ve işleyişlerinin detaylı analizinde kullanılmasının mümkün olduğu kanıtlanmıştır. Bu yaklaşım, gelecek araştırmalar için bir çerçeve sunmakta ve klinik pratiklerde QEEG analizlerinin daha etkin bir biçimde uygulanmasına önemli katkılarda bulunmaktadır. Gudmundsson ve ark. (2007), özellikle mutlak güç ve bağlantı bant gücü

gibi frekans özelliklerinin, beyin elektriksel aktivitesinin değerlendirilmesinde oldukça güvenilir olduğunu ve özellikle alfa bandındaki gücün en güvenilir ölçüm aralığını temsil ettiğini yaptıkları çalışmayla göstermiştir.

Demuru ve Fraschini'nin (2020), çalışması, EEG kayıtlarının bireysel beyin aktivitesi örüntülerini yansıtmaya kabiliyetini, özellikle biyometrik kimlik doğrulama sistemlerinde kullanım potansiyeli açısından incelemektedir. Bu araştırma, EEG sinyallerinin düzensiz bileşenlerinin, geleneksel frekans bantlarına dayalı yöntemlerden daha ayrıntılı ve bireye özgü bilgiler sağladığını göstermektedir. Bu bulgular, beyin dalgalarının benzersiz özelliklerinin, biyometrik kimlik doğrulama yöntemleri geliştirilirken kritik bir rol oynayabileceğini ortaya koymaktadır. EEG tabanlı biyometrik sistemlerin tasarımında, bireysel beyin dalgası örüntülerinin detaylı analizinin, kişisel kimlik doğrulamada kullanılabilecek güvenilir ve özgün veriler sağlayabileceğini vurgulamıştır. Demuru ve Fraschini'nin (2020), çalışmasında öne çıkardığı ana fikir, EEG güç spektrumunun düzensiz bileşenlerinin, bireysel beyin aktivasyon örüntülerindeki farklılıkları yansıtmada önemli bir unsur olduğudur.

Abdullah ve ark. (2010), yaptığı çalışmada, Pratik Bir Biyometrik Sistemi için EEG Sinyalinin Analizi başlığını taşıyan bu öncü araştırma, EEG sinyallerinin biyometrik kimlik doğrulama sistemlerindeki potansiyel uygulanabilirliğini kritik bir bakış açısıyla incelemiştir. Araştırma, 22-28 yaş arasındaki on erkek denek üzerinde gerçekleştirilmiş, iki hafta süresince EEG kayıtları toplanmıştır. Bu kayıtlar, C3, C4, P3 ve P4 elektrotlarının kullanıldığı bir bipolar montaj tekniği ile elde edilmiştir ve sonrasında dalga paket ayrışımı yöntemi ile derinlemesine analiz edilmiştir. Sınıflandırma sürecinde yapay sinir ağlarından yararlanılmıştır. Deneklerden EEG kaydı esnasında farklı görsel ve motor uyarılara maruz bırakılarak gözlerini açıp kapamaları, sağ işaret parmağı ve sol bacak hareketlerini hayal etmeleri ve zihinsel bulmaca çözmeleri talep edilmiştir. Abdullah ve ark. (2010), gözlerin açık veya kapalı durumunun sınıflandırma performansına etkisi olmadığını göstermiştir. İki kanallı kayıtlarda, P4 kanalının dahil edilmesinin anlamlı bir katkı sağlamadığı, ancak sadece C3 ve C4 elektrotları kullanıldığında %71 oranında bir sınıflandırma başarısı elde edildiği tespit edilmiştir. Bu bulgu, az sayıda elektrot kullanıldığında dahi pratik ve etkin bir biyometrik tanımlamanın mümkün olduğunun göstergesidir.

Palaniappan ve Mandic (2007), çalışmalarında, mevcut biyometrik sistemlerin karşılaştığı güvenlik zorluklarını aşmak için görsel uyarılmış potansiyeller (VEP) kullanarak yenilikçi ve güvenilir kimlik doğrulama yöntemleri geliştirmeyi amaçladıkları görülmektedir. Bu çalışmada, rutin olarak kullanılan iki VEP kayıt kanalının aksine, 61 kanaldan aktif kayıt yapılarak daha kapsamlı bir veri toplama yöntemi benimsenmiştir. Katılımcılara, bir metrenin üzerindeki bir mesafeden siyah-beyaz nesne görselleri sunulmuş, bu görseller Snodgrass ve Vanderwart resim setinden seçilmiştir. Araştırmada, katılımcılardan sunulan görselleri tanımlamaları ve hatırlamaları istenerek, kısa süreli hafızadaki farklılıklar incelenmiştir. VEP sinyalleri, genişletilmiş bant genişliği, güç spektrumu özellikleri ve uzaysal ortalama gibi özellikler üzerinde yoğunlaşarak analiz edilmiştir. Palaniappan ve Mandic (2007), geliştirdikleri bu özelliklerin önceki çalışmalara kıyasla daha yüksek doğruluk oranlarına ulaştığını göstermiştir. Bu çalışma, VEP kayıtlarındaki gama bandı ve farklı alanlardaki yoğunluk, uzaysal ortalama, artan bant genişliği ve güçlü güç spektrumu özellikleri üzerine odaklanmıştır. Ancak, VEP tabanlı biyometrinin uygulanabilirliği, büyük veri setlerinin gerekliliği ve sınıflandırıcıların karmaşıklığı gibi sınırlamalarla karşı karşıya kalmıştır. Bu bağlamda, EEG parmak izi olarak adlandırılan bu yöntem, biyometrik kimlik doğrulama sistemlerinde önemli bir yenilik olabilir ve bireylerin kimliklerini doğrulamada beyin dalgalarının benzersizliğini kullanarak, geleneksel yöntemlere alternatif bir çözüm sunmuştur.

Başar ve Düzgün (2016), belleğin devamlı bir proses olarak işlev gördüğünü vurgulayan hiper bellek konseptini tanımlamaktadır. Bu teori, geçmişten şimdiye ve geleceğe uzanan zaman ve mekan sürekliliği içinde anıları bütünleştirmektedir. EEG temelli parmak izleri, bu süreçte anıların kaydedilmesi ve çözümlenmesinde kritik bir rol oynamaktadır. Hafıza, öğrenme, algılama ve diğer bilişsel işlevlerle ilişkilendirilen bu EEG parmak izleri, beyin aktivitelerinin sürekli olarak kaydedilmesi ve analiz edilmesiyle, hafıza ve diğer bilişsel süreçler arasındaki ilişkileri anlamamıza yardımcı olmaktadır. Başar ve Düzgün, beyin haritalamasında Brodmann modeline alternatif olarak daha kapsayıcı bir yaklaşım olan CLAIR modelini (cortical, links, association, integrative, response) tanıtmış, zihin ve beden arasındaki etkileşimi ve belleğin beyindeki çeşitli dalgalanmalar aracılığıyla dağılımını incelemişlerdir. Dolayısıyla, EEG tabanlı beyin parmak izleri, beyin aktivitelerini belirlemede ve bilişsel süreçler arasındaki bağlantıları çözümlemede önemli bir araçtır. Beyin, insan deneyiminin temelini oluşturur

ve her bireyin anıları, algıları ve düşünceleri kendine özgü bir yapı sergilemektedir. Başar ve Düzgün (2016), hiper bellek kavramı, bu benzersiz yapıyı vurgulayarak, belleğin zaman ve mekan boyutları arasında sürekli bir süreç olduğunu ortaya koyar. Bu süreç, geçmişten şimdiki zamana ve geleceğe uzanan, kişiden kişiye değişen özgün anılar ve deneyimlerle zenginleşmektedir. EEG parmak izleri, bu özgün beyin aktivitelerini, bireyin hafızası, öğrenme biçimi, algılama kapasitesi ve diğer bilişsel işlevleri ile bağlantılı olarak kaydetmekte ve analiz etmektedir. Bu yaklaşım, bellek ve bilişsel süreçler arasındaki derin ve karmaşık ilişkileri aydınlatmaktadır.

Ruiz–Blondet ve ark. (2017), çalışmasında, CEREBRE protokolü ile bireylerin beyin aktivitelerini, yiyecek, kelime dağarcığı, yüz tanıma gibi çeşitli görevlerle işlevsel beyin ağları üzerinden detaylı bir şekilde haritalayarak, katılımcıların beyin biyometrisinin zaman içindeki sabitliğini ve bu sabitliğin biyometrik tanıma doğruluğuna etkisini ortaya koymuştur. CEREBRE protokolü, beyin elektrik sinyallerinin analizi yoluyla, bireylerin kişisel beyin özelliklerini çıkarmakta ve bu özelliklerin, bireysel anılar, algılar ve düşünce yapısıyla nasıl etkileşime girdiğini araştırmaktadır. Çeşitli işlevsel beyin ağları aracılığıyla gerçekleştirilen detaylı haritalama, bireyin zihinsel aktivitelerinin zaman içinde nasıl değiştiğini ve bu değişimin biyometrik tanıma doğruluğuna nasıl katkıda bulunduğunu göstermiştir. CEREBRE protokolünün uzun süreli biyometrik istikrarını kanıtlaması önemli bir gelişme olmakla birlikte, kısa süreli uygulamaları ve 282 günlük güvenilirlik süresi, beyin fonksiyonlarının sürekli değişebileceğini göz önünde bulundurduğumuzda, daha geniş kapsamlı araştırmalara ihtiyaç olduğunu göstermektedir. Bu nedenle, EEG temelli biyometrik tanıma alanında daha uzun vadeli ve derinlemesine çalışmalara gereksinim duyulmaktadır.

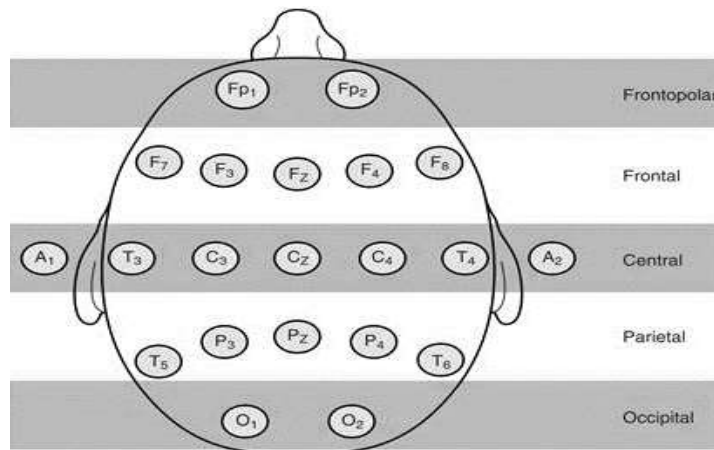
3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Geçmişte alınmış QEEG parametrelerinin karşılaştırması yapılarak girişimsel olmayan bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Elde edilen verilerin matematiksel ve istatistiksel yöntemlerle analiz edilmesi yoluyla nicel bir araştırma yöntemi gerçekleştirilmiştir.

3.2. Araştırmanın Modeli

Araştırma, NP Hastanesi'nde farklı zaman dilimlerinde kaydedilen EEG sonuçlarını temel almaktadır. QEEG koherans ve kordans parametrelerinin incelenmesi için, Fz, Cz, Pz, P3, Pz, P4, O1, O2, F3, F4, F7, F8, T3, T4, T5 ve T6 kayıtları alınmıştır (Şekil 1). Her bir vakanın, tüm beyin bölgelerinden alınan kayıtlar, orta hat (Fz, Cz, Pz), parietal (Pz, P3 P4), oksipital (O1, O2), frontal (Fz, F3, F4, F7, F8) ve temporal loblardan (T3, T4, T5, T6) alınan kayıtlar incelenmiştir. Her katılımcının ilk ve son kaydedilmiş EEG kayıtları, delta, alfa, beta ve teta frekans bantlarının beyin loblarında, tüm beyinde ve orta hattın gösterdiği kalıcılık düzeyleri incelenmiştir. Bu analizde, özellikle delta, teta, alfa ve beta frekans bantlarının, kişinin iki zaman noktasında hangi beyin loblarında ne oranda değişim gösterip göstermediğine bakılmıştır.



Şekil 1: Kullandığımız EEG kanallarının ve lobların görsel incelenmesi: 10-20 sistemine dayalı elektrot konfigürasyonu.(Libenson, (2009) Practical approach to electroencephalography)

3.3. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Yaptığımız çalışma, Üsküdar Üniversitesi ve NP Hastanesi'nden alınan izinler doğrultusunda gerçekleştirilmiştir. NP hastanesinden geçmişte kaydedilmiş QEEG parametreleri alınarak incelenmiştir.

3.4. Araştırmanın Evren ve Örneklemi

Çalışmamızın katılımcı grubu, 19 yetişkin bireyden oluşmakta olup, bu grup on kadın ve dokuz erkekten meydana gelmektedir. Çalışmamıza dahil olan katılımcıların demografik yapısı içerisinde, üç birey epilepsi ve iki birey demans tanısı almıştır geriye kalan katılımcılar sağlıklı bireylerden oluşmaktadır. Bu katılımcılardan biri, antiepileptik ilaç olan Keppra'yı (levetiracetam), bir başka katılımcı ise Lyrica (pregabalin) kullanmaktadır. Bu kişiler ilaç kullanmasına rağmen, ilk EEG ile ikinci EEG'leri arasındaki zamanda psikofarmakolojik veya EEG değişimi yapabilecek ilaç eklenmesi, değişimi veya doz artımı yapılmamış olgulardır. Dışlama kriterleri kapsamında, katılımcıların geçmişlerinde bilinç kaybı veya beyin travması öyküsüne rastlanmamıştır.

Uluslararası 10-20 sistemine göre 21 kayıtlı elektrot yerleşimi ile EEG çekimleri yapılmıştır. Toplamda 8,5 dakika süren EEG çekim süreci, her biri 10 saniye süren gözler kapalı dönemlerle başlatılmış ve her bir dönem, bir dakikalık gözler açık süreleriyle kesilmiştir. Derin nefes alma egzersizleri eşliğinde 1,5 dakikalık bir çekim gerçekleştirilmiş ve ardından fotik stimülasyon, farklı frekanslardaki ışık blokları (5-10-15-20-30-20-15-10-5 Hz) ile uygulanarak prosedür tamamlanmıştır.

Vakaların ilk ve ikinci EEG kayıtları arasındaki süreler ay ve yıl bazında analiz edilmiştir. Ay ölçeğinde, ortalama süre 76,7 ay olarak tespit edilmiş, medyan süre 60 ay ve standart sapma 46,6 ay bulunmuştur. En kısa süre 23 ay, en uzun süre ise 178 aydır. Yıllık bazda incelendiğinde, ortalama süre 6,4 yıl, medyan süre 5 yıl ve standart sapma 3,9 yıl olarak hesaplanmıştır. Minimum süre 1,92 yıl, maksimum süre ise 14,83 yıldır, bu da vakalar arasındaki zaman aralığının genişliğini ve EEG kayıtlarının uzun vadeli bir perspektifte incelenmesinin önemini vurgulamaktadır.

3.5. Veri Toplama Araçları

Veriler EEG ile kaydedilmiştir. Eldeki EEG sonuçlarının QEEG parametrelerinden kordans ve koherans ölçütleri incelenmiştir.

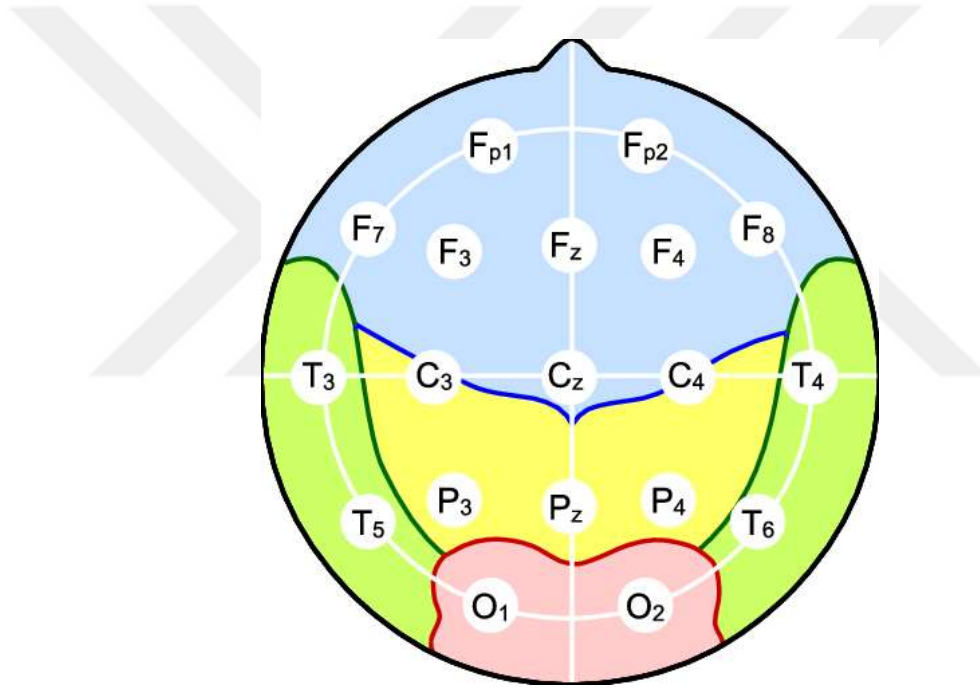
3.5.1. Elektroensofalogram

EEG, korteksteeki elektiriksel aktivitenin anlık olarak kaydedilmesidir. Beyin ağındaki düğümler, moleküler düzeylerden başlayarak tekil nöronlar, nöron ağları ve milyonlarca nöron içeren nöral doku kitlelerine kadar çeşitli ölçeklerde evrilebilir. Bir dokuda sinaptik ve aksiyon potansiyeli aktivitesi yoğunsa, bu nöral kitle, dokunun içinde daha büyük ölçekli yeni bir oluşum oluşturabilir. Sinyal iletiminin gerçekleştiği ortam, daha küçük ölçekli, birbirine geçmiş sinir ağlarından oluşan dokudan meydana gelmektedir. Yoğun sinaptik aktiviteye sahip büyük nöral dokuların, diğer dokulara yayılarak yerel bir sinir kütlesinin uyarımını tetiklemesi ve çok sayıda aksiyon potansiyeli üretmesi muhtemeldir. Bu durumda, nöral kitle, geniş ölçekte büyük bir ağ olarak işlev görmeye başlar. Büyük nöral dokulardaki sinaptik aktivitenin dalgalanmaları, EEG ritimleri şeklinde kafa derisinde kaydedilebilir (Nunez, 2016). EEG nöron ağlarının grup halindeki aktivasyonunu kaydeder. Bu, milyonlarca nöronun kortekste yarattığı elektrik alanın, bir AA pilinkine kıyasla 10.000 kat daha az olduğu anlamına gelir (Hans Berger, 1927).

EEG elektriksel aktivite oluşumuna sadece nöronlar değil glialarda rol almaktadır. Hücre dışı boşluktaki nöronların dışında ölçülen ortalama alan, etkileşim halindeki çok sayıda nöronun ortalama davranışını yansıtmaktadır. Böylece, beyin aktivitesinin özü olan geniş özgürlük derecesinin yerini tipik ortalama davranış almaktadır (Buzsáki, 2006).

EEG non-invaziv bir uygulamadır. Hastanın hazırlık işlemi 15 dakika sürer. EEG işleminde 21 kayıt elektrodu ve 1 adet toprak elektrot kafa derisine iletken bir madde yardımıyla sabitlenir. Kafa derisine yerleştirilen elektrotlar head boxa ulaşır. Head box da gelen elektriksel potansiyel amplifiye edilir ve filtrelendir. Beraberinde analog – dijital dönüştürücüler sayesinde dönüştürülerek, bilgisayar monitörüne yansıtılarak kaydedilir. Temporal, parietal, oksipital, frontal loba uluslararası arası 10-20 sistemine göre elektrot yerleştirme işlemi tamamlanır. Elektrotlar yerleştirilen korteks alanlarına göre harflendirilir. Frontal loba yerleştirilen elektrotlar F harfi ile başlar, temporal lob T, parietal lob P, oksipital lob O, Santral bölge C harfleriyle isimlendirilir (Şekil 2). Korteksin sağına yerleştirilen elektrotlar çift rakamlarla simgelenirken (T2-T4-T6 gibi) soluna yerleştiren elektrotlar tek rakamlardan (T1-T3-T5 gibi) oluşmaktadır.

Standart bir EEG kaydı 20-30 dakika sürer. Çalışmada için alınan EEG’lerde çekim süreleri 10 dakika olarak tutulmuştur. Rutin EEG işleminde hastadan yapması istenen 3 aktivasyon vardır; göz açma kapama, hastadan 5 saniye aralıklarla gözlerini kapatması ve açması istenir. İkinci aktivasyon yöntemi olarak hiperventilasyon yaptırılır. Hiperventilasyon esnasında kişiden derin nefes alıp vermesi istenir, etkin yapılırsa 3 dakika yeterlidir. Etkin hiperventilasyon yapılmaması halinde 5 dakika sonunda hiperventilasyon aktivasyonu sonlandırılmalıdır. Son olarak gerçekleştirilen aktivasyon yöntemi fotik stimülasyondur. Fotik stimülasyon esnasında göz açıp-kapama yaptırılarak, kayıt tamamlanır. EEG kaydı yapılan kişiden her aktivasyon arası minimum 3 dakika gözler kapalı dinlenme halinde durması istenir.



Şekil 2: Uluslararası 10-20 sisteme göre elektrotların terminolojisi ve konumu, American Electroencefalographic Society tarafından standardize edilmiştir.

3.5.1.1. Beyin aktivitesinin temel frekans bantları

EEG de gözlemlediğimiz karakteristik dalga ritimleri vardır. Bu elektriksel aktivite purkinje nöronlarının birbirleriyle yaptığı nöral ağ sonucu açığa çıkmaktadır.

Beyin aktivitesinin çoklu frekanslarda gerçekleştiği ve zaman içinde evrim gösterdiği göz önünde bulundurulduğunda, beyin sinyallerinin analizi için en uygun yöntemin zaman-frekans analizi algoritması olduğu belirlenmiştir. Bu yöntemle, zaman

içindeki değişimlerin tüm frekanslarda kapsamlı bir şekilde tanımlanması mümkün kılınmıştır. Beyin sinyalleri çoklu frekans bileşenlerini içerdiğinden, bu bileşenler arası ilişkilerin frekans alanı analiz yöntemleri kullanılarak incelenmesi sağlanabilir. Bu analiz sayesinde, hem zaman hem de frekans boyutlarında detaylı bilgi elde edilerek, farklı frekans bantlarındaki aktivitelerin birbiriyle olan etkileşimleri ortaya konmuştur. Böylece, beyin sinyallerinin karmaşıklığının anlaşılması ve nörobilim araştırmalarında beyin fonksiyonlarının daha detaylı kavranması açısından kritik bir öneme sahip olduğu kabul edilmiştir (Nunez, 2016).

Karmaşık bir EEG Fourier analizi ile temel sinüs dalgalarına ayrıştırılır ve bu işlem sonucunda elde edilen veriler, çeşitli frekansların oransal etkilerini yansıtan bir güç spektrumu olarak ifade edilir. Bu yöntem, zaman boyutundaki bir sinyalin frekans boyutuna çevrilmesini sağlar, frekanslar arası ilişkiler hakkında önemli bilgiler sunar fakat sinyalin zaman içindeki değişimlerini dikkate almaz. Fourier teorisine göre, analiz, sinyalin teorik olarak sonsuz bir süre boyunca ele alındığını varsayar, bu durum geçici değişiklikleri tanımlama yeteneğini sınırlar çünkü sinyalin frekans bileşenleri sonsuz zaman diliminde tanımlanmış olmalıdır (Buzsáki, 2006).

EEG sinyalleri, dalga formlarının frekans bandına göre sınıflandırılmasını sağlayan özgün etiketlerle karakterize edilmektedir. Bu frekanslar, beyinde farklı işlevlere karşılık gelir; örneğin, alfa, beta, gama, teta ve delta frekansları dikkat, hafıza ve öğrenme gibi bilişsel süreçlerle ilişkilidir (Başar ve Düzgün, 2016). Bu kategorizasyon, EEG'nin çoklu frekans bantlarından oluşan karmaşık yapısını basitleştirerek anlaşılmasını sağlamaktadır, ancak EEG'deki frekansların bir karışımını içerdiği için bu etiketlere dikkatli yaklaşılmalıdır. Örneğin, beta aktivitesi, daha yüksek genlikli alfa dalgalarının üstüne eklenmiş beta salınımlarından oluşabilir. 10 Hz civarındaki frekanslarda görülen salınımlar, alfa ritmi olarak bilinen önemli bir insan EEG kategorisini oluşturmaktadır. Bu kategori, aslında birden fazla alfa ritmi türünü içerebilir ve EEG'deki dalga formlarının bu şekilde sınıflandırılması, beyin aktivitesinin farklı yönlerini aydınlatmada kritik bir rol oynamaktadır (Nunez, 2016). Alfa (8-13 Hz), kaydedilen zemin aktivitesi 8-12 Hz arasındaysa alfa aktivitesi olarak adlandırılır. Alfa aktivitesi oksipital lobda belirgin halde gözlemlenir. Hans Berger (1873 – 1941), uyanık ve sakin bir denekte gözler kapalıyken ortaya çıkan yüksek genlikli dalga ritmini, bu fenomeni ilk kez gözlemlediği için alfa ritmi olarak adlandırmıştır (Buzsáki, 2006).

Gözler kapalı dinlenme halinde görülmektedir. Gözler açıldığında veya solunumsal hiperventilyasyonda alfa zemin aktivitesi ortadan kaybolmaktadır (Nunez, 2016).

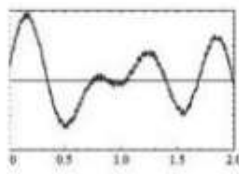
Berger gözler açıkken gözlemlenen daha hızlı ve daha düşük genlikli dalgalara beta dalgaları ismini vermiştir. Frontal, parietal ve motor alanlarda yoğun olarak gözlenmektedir. Beta dalgalarının, hem bilişsel işlevlerle hem de endişe durumlarıyla ilişkili aktif mental süreçlerle bağlantılı olduğu belirtilmiştir (Malone ve ark., 2014; Ray ve Cole, 1985). Av durumlarında kediler üzerinde yapılan ilk deneysel çalışmalarda, beta dalgalarının aktivitesinde bir artış tespit etmiş ve bunu bekleyiş ve hareketin kısıtlanması durumlarını yansıttığı şeklinde yorumlamıştır (Malone ve ark., 2014; Steriade, 1990). İnsanlarla gerçekleştirilen daha güncel araştırmalar, motor harekete geçiş sırasında beta aktivitesinin gücünde gözle görülür düşüşler yaşandığını, bu durumun sensorimotor beta dalgalarının motor inhibisyonundaki rolünü teyit ettiğini göstermiştir (Malone ve ark., 2014; Engel ve Fries, 2010).

Hudson Hoagland tarafından geliştirilen delta indeksi, yavaş beyin dalgalarını ölçmek amacıyla kullanılmış ve psikopatolojik durumları gösterme potansiyeline sahiptir. Bu indeks, mevcut psikopatolojik koşulları işaret edebilir nitelikteydi. 1936'da Kansas City'deki bir konferansta, bu kavram, parmak izi analojisi örneği üzerinden incelenmiş ve Davis, bu fikri bir sonraki yıl Philadelphia'daki bir psikiyatrlar toplantısında sesler arasındaki benzerliklerle ilişkilendirmişti (Davis, 1938; Travis ve Gottlober, 1936). Delta (1-4 Hz), erişkinlerde uyku esnasında görülür, yeni doğanda uyanıklıkta da delta zemin aktivitesi vardır patoloji olarak değerlendirilmez. Delta aktivitesinde çok yavaş dalga formları görülür, genliği yüksek dalgalardır.

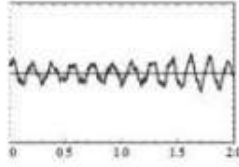
Teta (4-8 Hz), erişkinlerde derin uyku sırasında teta aktivitesi görülebilir. Çocuklarda uykuya dalış esnasında görülebilir. Bunun dışında erişkinlerde ve uyanık haldeki çocuklarda teta zemin aktivitesi anormaldir. İstirahat halindeki delta ve teta aktivitesi, çocukluk döneminde belirgin bir şekilde kendini gösterirken, yaş ilerledikçe bu yavaş dalgaların frekansları azalmaktadır (Rogers ve ark., 2016). Teta dalgalarının aktivitesi, uyanık haldeki çoğu memeli türünün hipokampus bölgesinden elde edilen EEG kayıtlarında baskın olarak gözlemlenmektedir; insanlarda intrakraniyal kayıtlarda, teta dalgalarının aktivitesinin davranışlarla benzer şekillerde modüle edildiğini ortaya koymaktadır (Melone ve ark., 2014; Steriade, 1990). Hipokampal teta aktivitesi, hipokampusun aktif olduğu anları yansıttığına inanılmakta ve bu aktivitenin, uzun süreli

potansiyasyon ile birlikte, hafıza pekiştirmesi ile ilişkili olduğu bulunmuştur (Melone ve ark., 2014; Buzsaki, 2002; Steriade ve ark., 1990). Prefrontal kortekste teta salınımlarının varlığı tespit edilmiştir (Melone ve ark., 2014; Benchenane ve ark., 2011). Kemirgenler üzerinde yapılan çalışmalar, hipokampus ve prefrontal korteks arasındaki uyumlu teta salınımlarının, mekansal çalışma belleği ve ilgili bilgilerin uzun sureli depolanması açısından hayati oneme sahip olduğunu gostermiştir (Melone ve ark., 2014; Benchenane ve ark., 2010). İnsanlarda, prefrontal kortekste teta salınımları ile çalışma belleği performansı arasında bir ilişki bulunmuştur (Melone ve ark., 2014; Tesche ve Karhu, 2000), ayrıca dinlenme durumundaki EEG'de teta aktivitesinin, dl duyarlılığı, dl tercihi ve risk altındaki karar verme sureleri ile anında dl bağlamında ilişkili olduğu rapor edilmiştir (Melone ve ark., 2014; Massar ve ark., 2013; Schutter ve Van Honk, 2005).

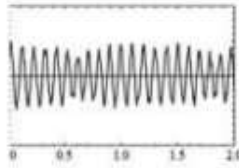
Delta



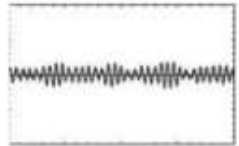
Teta



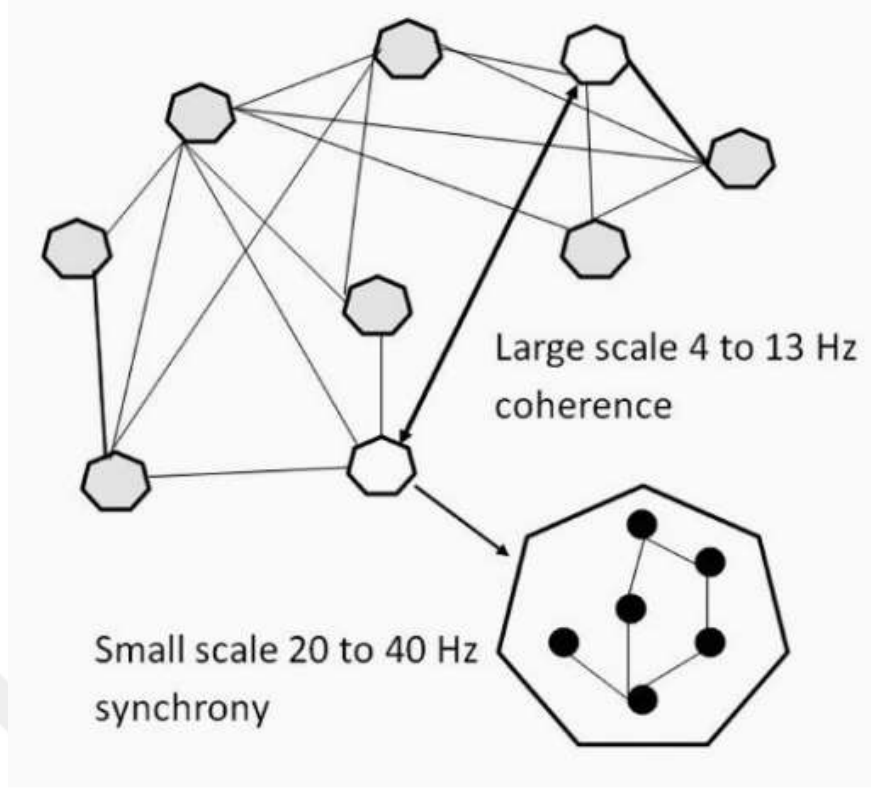
Alfa



Beta



şekil 3: EEG frekans bantları (Buzsáki G. (2006), Rhythms of the brain. Oxford University Press)



Şekil 4: Farklı frekans aralıklarında, büyük ve küçük ölçekli nöral ağlar arasındaki senkronizasyon ve uyumlu hareketi konsept olarak göstermektedir. (Buzsáki (2006), Rhythms of the brain. Oxford University Press.)

Şekildeki büyük ölçekli yapılar 4 ila 13 Hz aralığındaki koheransı temsil ediyor, bu da bu frekansta senkronize olmuş nöral aktiviteyi işaret etmektedir. Bu, tipik olarak daha geniş bir beyin bölgesini kapsayan ve daha genel bir işleyişi ifade eden, örneğin bir bütün olarak bir beyin lobunu veya belki de birkaçını içeren aktivitelerdir. Şeklin alt kısmında gösterilen daha küçük, yedi kenarlı yapı, 20 ila 40 Hz arasındaki frekanslarda senkronizasyonu temsil etmektedir. Bu, daha hızlı ve daha lokalize nöral aktiviteleri ifade etmektedir ki, bu da genellikle gama dalgaları ile ilişkilendirilir ve yüksek düzeyde bilişsel işlevsellik, hafıza, dikkat ve içsel bilinç durumları ile ilişkilidir. Bu iki ölçek arasındaki ilişki, genel beyin aktivitesinin karmaşıklığını ve farklı nöral ağlar arasındaki etkileşimleri göstermektedir. Büyük ölçekli uyum, farklı beyin bölgelerinin birlikte çalıştığını ve muhtemelen daha geniş bir bilişsel ya da duyuşal işlevi koordine ettiğini gösterirken, küçük ölçekli senkronizasyon, belirli bir görev veya düşünce ile ilişkili daha spesifik nöral devrelerin aktivitesini ifade eder. Bu ilişki ve etkileşimler, nöronların

birbiriyle nasıl iletişim kurduğunu ve karmaşık beyin fonksiyonlarının nasıl gerçekleştiğini anlamak için önemlidir (Nunez, 2016).

3.5.1.2. Neden EEG?

EEG, nörofizyolojik araştırmalarda sunduğu olumlu ve faydalı özellikleriyle ön plana çıkmaktadır. Bu yöntem, beyin aktivitelerini değerlendirmek adına kritik avantajlar sunmaktadır (Fingelkurts ve Fingelkurts, 2022).

EEG, fMRI, TMS, MEG ve tensör ayrıştırması gibi çeşitli elektrofizyolojik testleme yöntemlerinin arasında öne çıkmaktadır. Bu teknikler, beyin dinamiklerini kavramak adına farklı ölçüm yöntemlerinin kullanılmasına imkan tanımaktadır. Özellikle EEG, kendine özgü parmak izleri ile ilişkilendirilen belirli noktalara odaklanarak kullanılmaktadır. fMRI dinlenme durumunda olan beyin aktivitelerini haritalandırmak amacıyla kullanılmaktadır ve kan akışındaki değişimleri izleyerek beyindeki aktif bölgeleri görselleştirmektedir. TMS, beyin fonksiyonlarının incelenmesine yardımcı olmak için beyin bölgelerini uyarmaktadır. MEG, beyin manyetik alanını kaydederek yüksek frekanslı salınımları analiz eder ve spektral parmak izlerini ortaya çıkarır. EEG, beynin doğal frekanslarını ölçmek ve spektral parmak izlerini belirlemek için tercih edilen bir yöntemdir. Fingelkurts ve Fingelkurts (2022), çalışmasında, oksijenli kan seviyelerinin azalması nedeniyle bazı zihinsel aktivitelerin fMRI ile kaydedilemediğini belirtmiştir. EEG, diğer nörogörüntüleme tekniklerine kıyasla, düşük maliyeti ve pratik uygulanabilirliği ile dikkat çekmektedir. EEG'nin hızlı veri toplama kapasitesi, araştırmacılara etkin ve zamanında sonuçlar elde etme fırsatı sunmaktadır. Aynı zamanda kaydın gerçekleştiği anda zamansal olarak anlık kaydedilen sonuçlar saniyesinde monitörde görüntülenebilmektedir. EEG'nin yüksek zamansal çözünürlüğü, zihinsel süreçlerin detaylı incelenmesini mümkün kılmaktadır ve düşünme, işlem çözme, dinlenme, meditasyon ve uyku gibi çeşitli zihinsel aktivitelerin zamansal örüntülerini ayırt etmede etkilidir. Taşınabilir yapısı, saha çalışmaları ve mobil uygulamalar için esnek bir kullanım sağlamaktadır. EEG kaydı, fMRI gibi diğer nörofizyolojik tekniklerle karşılaştırıldığında, farklı nörolojik durumların incelenmesinde avantajlar sunar ve klostrofobik etkilerden muaf tutarak daha geniş bir birey kitlesine uygulanabilirliği arttırmaktadır.

Komorowski ve ark. (2018), özellikle EEG'nin tensör ayrıştırma yoluyla beynin iç bölgeleri hakkında genel bilgi sağlaması ve bebeklerdeki beyin reaksiyonlarının

incelenmesinde önemli bir rol oynadığını ifade etmiştir. EEG, aynı anda ateşlenen kortikal nöronların dendritik ve postsinaptik bağlantıları tarafından üretilen elektrik voltaj alanlarının toplamını temsil etmektedir. Beyin sapı ve talamus, subkortikal jeneratörler olarak etkileşimde bulunarak neokortikal nöron popülasyonlarını senkronize etmekte ve bu durum, EEG sinyallerinde farklı sinyal boyutlarında görüntülenmektedir. Bu bağlamda, subkortikal yapıların aktivitesi, EEG sinyallerinde ortaya çıkan etkileri değerlendirmek için kritiktir. Bu etkiler, ya dolaylı bir şekilde kortikal aktiviteyi etkileyerek ya da daha doğrudan derin kaynaklardan kaynaklanarak meydana gelmektedir (Fingelkurts ve Fingelkurts, 2022). Bu bağlamda, EEG'nin öne çıkan avantajlarından bir tanesi, beyin içi etkileşimleri ve reaksiyonları derinlemesine anlama yeteneğini içermektedir. EEG, özellikle subkortikal yapıların etkilerini değerlendirme kapasitesiyle, nörolojik araştırmalarda benzersiz bir araç olarak öne çıkmaktadır ve beyin aktivitesinin daha kapsamlı bir perspektiften anlaşılmasına katkı sağlamaktadır.

EEG, biyometrik tanımlama alanında benzersiz avantajlara sahip yeni bir biyolojik özellik türü olarak öne çıkmaktadır. Geleneksel biyometrik sistemlerin aksine, EEG tabanlı tanıma sistemleri, çalma, taklit etme gibi önemli zorlukları aşarak sağlam bir güvenlik sağlamaktadır. Bu sistemin en önemli avantajlarından biri, saldırganların EEG sinyallerini fiziksel formlarında gizlice elde edememeleri veya sentetik olarak üretememeleridir. EEG, çalınma ve taklit edilemezlik gibi özellikleriyle öne çıkmaktadır. EEG sinyalleri, bireyin beyin elektriksel aktivitesinden açığa çıktığından, her kişinin özgün bir EEG profiline sahip olması mümkün olabilir. Bu durum, tanıma sistemlerinin yüksek güvenlik düzeyi sağlamasına olanak tanımaktadır. Geleneksel biyometrik yöntemlerin aksine, EEG tabanlı sistemler, saldırganların algılayıcıda kimlik sahtekarlığı yapmasını zorlaştırır. EEG sinyalleri, sadece ölçülen kişinin beyin aktivitesini yansıttığı için, saldırganlar tarafından fiziksel olarak ele geçirilemez ve taklit edilemez. Bu durum, EEG tabanlı biyometrik sistemlerin güvenlik açısından daha sağlam ve dirençli olmalarını sağlamaktadır (Fingelkurts ve Fingelkurts, 2022). EEG'nin bir diğer önemli avantajı, belirli fiziksel engellere veya yaralanmalara sahip bireyler için dahi test edilebilir olmasıdır. Diğer biyometrik tanıma yöntemleri genellikle fiziksel özelliklerden elde edildiğinde (yüz tanıma, iris tanıma, el parmak izi sistemleri vb.), bazı bireyler için kullanılamaz. EEG, bu tür fiziksel kısıtlamalara sahip bireyler için de etkili bir tanıma yöntemi sunmaktadır. Ayrıca, EEG sinyalleri, spontane beyin aktivitesini veya bilişsel uyaranlara verilen yanıtları sürekli ve şeffaf bir şekilde izleme yeteneği sunmaktadır. Bu

özellik, başka bir kişinin ikame edilmesine karşı ek bir koruma sağlamaktadır. Bu nedenlerle, EEG tabanlı biyometrik tanıma sistemleri, çeşitli avantajlarıyla geleneksel biyometrik yöntemlere göre üstün bir güvenlik düzeyi sunarak, kimlik doğrulama alanında önemli bir ilerleme sağlamaktadır (Kong ve ark., 2016).

EEG teknolojisinin tercih edilmesi, bu yöntemin maliyet etkinliği, hızlı veri toplama yeteneği, taşınabilirliği ve özellikle yüksek zamansal çözünürlüğü gibi özelliklerine dayanmaktadır. EEG'nin bu avantajları, nörofizyolojik araştırmaların derinlemesine ve etkin bir şekilde gerçekleştirilmesini sağlamaktadır.

3.5.2. Kantitatif elektroensefalografi

QEEG, beyin fonksiyonlarının değerlendirilmesinde etkili bir araç olarak tanımlanmaktadır. Kantitatif EEG analizinde, elektroensefalografi verileri kullanılarak elde edilen sayısal ölçütler veya parametreler, beyin işlevlerinin mevcut durumunu değerlendirmede önemli belirteçler olarak kullanılır. Bu yaklaşım, beyin aktivitesinin daha ayrıntılı değerlendirilmesine olanak tanımaktadır (Gudmundson ve ark., 2007).

Belirli frekans bantlarındaki aktivitelerin miktarını ölçerek daha detaylı bir analiz sağlamaktadır. EEG kaydında elde edilen dalga formlarının sadece görsel bir inceleme yöntemiyle ayırt edilemeyecek parametrelerin, matematiksel ve algoritma olarak inceleme imkanı sunmaktadır. Beyindeki büyük nöron popülasyonlarının sinapsları, çeşitli zamansal ölçeklerde gözlemlenebilen ritmik elektriksel olaylara, yani QEEG salınımlarına neden olmaktadır. Bu salınımlar, bir dizi farklı davranış modelinin ve duysal mekanizmanın temelini oluşturmaktadır. Çok sayıda çalışma, QEEG verilerinin, beyindeki nöronal ağlardaki durum değişikliklerini aktif bir şekilde düzenleyerek, bilgi işleme modları arasında niteliksel geçişler sağlayan bir mekanizma oluşturduğunu göstermektedir (Fingelkurts ve Fingelkurts, 2022).

Fingelkurts ve Fingelkurts (2022), çalışmasında, QEEG özelliklerinin çoğunluğunun bir EEG kayıt seansında yüksek denek içi kararlılığa (%90'a kadar), yüksek tekrar üretilebilirliğe (%90'a kadar) ve yüksek özne içi özgüllüğe (%99'a kadar) sahip olduğunu göstermiştir. Bu, QEEG'nin denekler arasında tutarlı, tekrarlanabilir ve spesifik bir biyoelektromanyetik izdüşüm sağlayabildiğini ortaya koymaktadır. QEEG sinyallerinin yapısal organizasyonuna odaklanan çalışmalar, QEEG'nin oldukça bileşik, dinamik bir sinyal olduğunu ve bu çeşitliliğin, gürültü olmadan altta yatan bütünleştirici

nörodinamiğin bir yansıması olduğunu göstermiştir. QEEG'nin işlevsel olarak anlamlı, bilgi açısından zengin ve bireysel olarak spesifik olduğunu vurgulanmaktadır.

Fingelkurts ve Fingelkurts (2022), yaptığı çalışmada QEEG fenotipinin intrakortikal ve kortiko-subkortikal karşılıklı ilişkilerin özgüllüğünü yansıttığı ve önemli ölçüde kişiliğin psikolojik özelliklerinin nörodinamik bir substratını oluşturduğu göstermektedir.

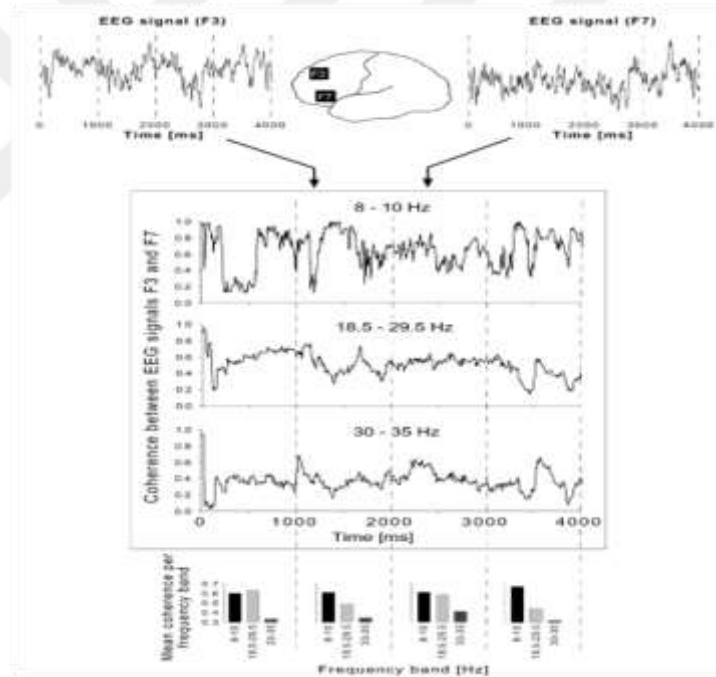
3.5.2.1. Koherans (Coherence)

Çoğunlukla, postsinaptik hedeflere ulaşmak için yüzlerce nöronun senkronize faaliyetleri gerekmektedir. Bu geniş nöronal kaynaklardan gelen aksiyon potansiyellerinin varış zamanlarının, etkili bir sonuç yaratmak amacıyla zamanlamasının koordine edilmesi zorunludur. Bir bireyin yüzünü tanıma, isim, soy isim, meslek, son karşılaşma ve ortak tanıdıklarımızı anımsama süreçleri, birbiri ardına gerçekleşen ve zaman içinde yayılan etkinliklerdir; bu durum, sürecin giderek genişleyen nöronal döngüler tarafından desteklenmesini gerektirir. Bazı psikolojik fenomenler, bu tür bilişsel etkinliklerin hiyerarşik bir süreci gerektirdiğine dair kanıtlar sunar. Ayrık işlemler, birden fazla uzamsal ölçekte nöronal ağların etkinleştirilmesini zorunlu kılar (Buzsáki, 2006).

Zihinsel süreçler ve davranışlar, çeşitli beyin bölgelerinin koordineli iletişimine bağlıdır, bu nedenle bu bölgeler arası etkileşimin analizi, normal beyin işlevleri ve çeşitli beyin işlev bozukluklarının anlaşılması için yüksek önem taşımaktadır (Barry ve ark., 2002). EEG analizinde koherans, beyin fonksiyonlarının incelenmesinde kritik bir rol oynamaktadır. Bu teknik hem sağlıklı hem de patolojik beyin durumlarında kortikal bağlantıların derinlemesine anlaşılmasını sağlamaktadır (Weiss ve Mueller, 2003).

Koherans, iki farklı beyin bölgesi arasındaki dinamik işlevsel bağlantıları sayısal olarak değerlendiren bir yöntemdir. Ayrıca, elektrotlar aracılığıyla kaydedilen sinyallerin arasındaki bu dinamik işlevsel bağlantıları detaylı bir şekilde göstermektedir. Bu analiz, nöronal ağların artan işlevsel bağlantısını göstermektedir. Bu nedenle koherans analizi, beyin işlevleri ve bağlantıları konusunda önemli veriler sunmaktadır. EEG kayıtlarında arka plan gürültüsü, istemsiz ve sürekli olarak her iki sinyalde de bulunmaktadır. Bu bağlamda, iki eş zamanlı olarak alınan EEG sinyallerinde aynı frekans bileşenlerinin faz kararlılığını değerlendiren koherans önem kazanmaktadır. Koherans, iki sinyalin karşılıklı olarak veya her birinin referans alındığı üçüncü bir sinyalde sabit bir faz ilişkisi içinde bulunduğu ölçüt olarak tanımlanır (Buzsáki, 2006).

Koherans, beyin bölgeleri arasındaki senkronize nöronal aktiviteyi ölçmek için kullanılmaktadır. İki EEG kaydı arasında belirlenen yüksek koherans, seçilen bir frekans bandında bulunan beyin bölgeleri arasında artan iş birliği ve senkronizasyonu temsil etmektedir. Örneğin, dil işleme faaliyeti sırasında F3 ile F7 elektrotları arasındaki zaman diliminde yüksek koherans tespit edilirken, dinlenme veya müzik dinleme anlarında bu tespit yapılmıyorsa, bu, dil işlemeyle ilişkili sol frontal bölgede yoğun nöronal iş birliği ve senkronizasyonun önemli olduğunu göstermektedir. EEG veya MEG ile ölçülen yüksek derecede senkronize fonksiyonel aktivite, beyin ağlarının fonksiyonel bütünlüğünü göstermektedir. Koherans analizi, beyin aktivitesinin incelenmesinde etkili bir yöntemdir ve farklı frekans bantları arasındaki etkileşimleri analiz ederek bilişsel süreçler hakkında kapsamlı bilgiler sunmaktadır (Weiss ve Mueller, 2003).



Şekil 5: F3 ve F7 elektrotları arasındami koherans (Weiss ve Mueller (2003).The contribution of EEG coherence to the investigation of language).

Koherans, beyin araştırmalarında önemli bir analitik araçtır. Koherans hesaplaması, öncelikle iki sinyalin güç spektrumlarının hesaplanmasını, ardından çapraz spektrumların elde edilmesini ve bu spektrumların normalleştirilmesini içermektedir. Çapraz spektrum, iki sinyalin ortak frekans bandındaki enerjiyi temsil etmektedir ve bu, FFT veya benzeri yöntemlerle elde edilmektedir.

Koherans, farklı sensörler veya beyin bölgeleri arasındaki nöronal osilasyonların benzerliğini tespit etmekte kullanılmaktadır ve bu, faz ve genlik tutarlılığının bir göstergesidir (Bowyer, 2016).

3.5.2.2. Teta kordans (Cordance)

Teta kordans ilk olarak 1990 yılında geliştirilmiş, bölgesel beyin aktivitesi ölçütüdür. EEG spektrumlarını mutlak güç (absolute power) ve göreceli güç (relative power) değerlerini bütünleştirerek, bölgesel analizde daha güçlü ilişki kurabilen bir QEEG parametresi ve metodu olarak tanımlanmıştır (Bares ve ark., 2007; Leuchter ve ark., 1999). EEG spektrumlarının birbirini tamamlayıcı özelliklerini kullanmasıyla kişisel beyin aktivitesini daha etkin bir şekilde analiz edilmesine olanak tanımaktadır. Kordans algoritması, her bir frekans bandı ve her bir elektrot alanı için iki sonuç vermektedir: kategorik bir ölçüt (uyumlu – uyumsuz) ve sayısal bir ölçüttür (Bares ve ark., 2007; Cook ve ark., 2002). Kordans hesaplamaları, EEG spektrumlarının mutlak güç ve göreceli güç ölçümlerinden elde edilen sayısal verilerin toplanmasıyla, korelasyon sağlayan gelişmiş bir QEEG yöntemidir. Bölgesel beyin aktivitesinin standart ölçümleriyle korelidir. Beyindeki belirli bölgelerde elektriksel aktivite ve bu bölgelerin işlevleri arasındaki ilişkiyi çözmek için kullanılan önemli bir QEEG parametresidir (Bares ve ark., 2007; Leuchter ve ark., 1999).

Kordans değerlerinin ölçümü, EEG cihazının hassas sistem ve analiziyle başlamaktadır. Kordans hesaplamasında, yeniden atama ile gelişmiş elektrot düzeni kullanılarak EEG spektrumlarının güç seviyeleri belirlenmektedir. Bu aşama, beyin aktivitesinin daha doğru bir şekilde yansıtılmasını sağlamaktadır. Güç değerleri, her bir elektrot noktasının ortalama değerlerine göre sapmasını gösteren z-dönüşümü ile normalize edilmektedir. Bu normalleştirme, mutlak (A) ve göreceli (R) güç değerlerini standardize etmektedir, bu sayede farklı elektrotlar arasında tutarlı bir karşılaştırma yapılmaktadır. Sonrasında, bu normalleştirilmiş değerlerin toplamı, her elektrot için ve her frekans bandında bir kordans değeri (Z) elde etmek için kullanılmaktadır. Bu hesaplama, $Z(s,f) = A \text{ norm}(s,f) + R \text{ norm}(s,f)$ formülüyle yapılmaktadır. Elektrotlar, beyin loblarına göre gruplandırılarak bölgesel kordans değerleri hesaplanmaktadır, bu da bize her bir beyin lobunun elektriksel aktivitesi hakkında daha geniş bir bilgi sağlamaktadır (Hunterve ark., 2006).

3.6. Verilerin Analizi

Kayıt altına alınan EEG sinyalleri 250 Hz örnekleme hızı ile toplanmış ve 0.159 Hz yüksek geçiren filtre, 30 Hz düşük geçiren filtre ve 50 Hz Notch filtresi ile işlenmiştir. Gözler açık ve kapalı durumlarda elde edilen veriler, Bipolar ve Unipolar montaj yöntemleri kullanılarak analiz edilmiş ve elde edilen bulgular dört ayrı raporda sunulmuştur. EEG verileri, göz ve yüz hareketleri gibi artefaktlardan otomatik filtreleme ve uzman müdahalesi ile arındırılmıştır. Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT) analizi ile 1-40 Hz frekans bandındaki veriler ayrıştırılmış ve güç spektrumları oluşturularak yaşa özgü normatif veri tabanları ile karşılaştırılmıştır. Delta, teta, alfa, beta ve yüksek beta frekans bantlarındaki güç değerleri için renk kodlu topografik haritalar çıkarılmış ve bu haritalar, güç dağılımları, iki genlik asimetrisi ve istatistiksel anlamlılıkları göstermek üzere raporlanmıştır. Beyin aktivitesinin Brodmann bölgelerine göre sLORETA yöntemi ile haritalanması gerçekleştirilmiş ve her frekans bandı için standart sapma deviasyonu gösteren renkli haritalar oluşturulmuştur.

Mevcut QEEG parametrelerini analiz etmek amacıyla bağımlı örnekleme t-testi yöntemini kullanılmıştır. Bu yöntemi tercih etmemizin temel nedeni koherans ve kordans parametrelerinin korelasyonlarını ilk EEG parametreleri ve son EEG parametrelerinde incelememiz gerekliliğidir. Araştırmada, önce ve sonra dönemlerdeki verilerin tüm beyin bölgelerindeki delta, teta, alfa ve beta frekanslarının korelasyonlarını belirlemek amaçlanmıştır. Hangi frekansın zaman içindeki korelasyon katsayısının daha yüksek olduğunu ve bu frekansların beyin lobları arasındaki korelasyonun temporal, parietal, frontal ve oksipital bölgelerde önce ve sonra dönemlerde nasıl değiştiği incelenmiştir.

Gruplar arası varyans analizinde kullanılacak temel yöntem Levene's F testi olacak, ikiden fazla grubun karşılaştırılması için one-way ANOVA ve Post Hoc olarak Benferroni testi tercih edilecek. Eğer varyans eşitliği sağlanamazsa, Dunnett's T3 testi uygulanacaktır. Olguların ilk ve ikinci kontroldeki aynı parametrelerini karşılaştırmak amacıyla, varyanslar eşit olduğunda bağımlı örneklem t testi kullanılacak, eşit olmadığı durumda ise non-parametrik testler devreye girecektir. Pearson korelasyon analizi, nominal veriler arasındaki ilişkiyi değerlendirirken kullanılacak, ordinal ve nominal verilerin ilişkisi ise diskriminant analizi ile incelenecektir. Sayısal değişkenlerin ilişki derecesini belirlemek için doğrusal korelasyon, negatif ya da pozitif, Bivariate analizi ve Pearson korelasyon katsayısı ile incelenecek, r değeri 0.0 ile 0.25 arasında ilişkinin yok veya çok zayıf olduğunu, 0.25 ile 0.50 arasında zayıf-orta, 0.50 ile 0.75 arası iyi, 0.75 ile

1.0 arası çok iyi ilişkiyi gösterecek. Değişkenlerden biri ordinal olduğunda Spearman korelasyon katsayısı kullanılacak. Tüm testlerde %95 güven aralığı esas alınacak ve p-değerinin 0.05'ten küçük olması istatistiksel olarak anlamlı kabul edilecek. P-değerleri, 0.01 ile 0.05 arasında anlamlı, 0.001 ile 0.01 arasında yüksek düzeyde anlamlı, 0.001'den küçük ise çok yüksek düzeyde anlamlı, 0.10 ile 0.05 arasında sınırda anlamlı olarak yorumlanacak.

3.6.1. Bağımlı değişken T-Test

T testi, iki farklı grubun ortalama değerlerini karşılaştırmak amacıyla kullanılan istatistiksel bir yöntemdir. Bu test iki ana kategoriye ayrılır: Bağımsız t testi ve bağımlı t testi. Bağımlı t testi, birbirine bağlı olan iki olgunun veya grubun karşılaştırılmasında tercih edilmektedir. Bağımlı T testi, tek bir örneklemin iki eşleştirilmiş sonucu arasındaki farkı inceleyen bir t testi türüdür. Bu tür testler, özellikle iki olgu veya durum arasındaki etkilerin karşılaştırılmasında önemlidir ve araştırmacılara değerli bilgiler sağlamaktadır (Kim, 2015).

Korelasyon, iki değişken arasındaki ilişkinin, bağın veya korelasyonun ölçülmesini kapsar. Bu, değişkenlerin pozitif veya negatif olarak ilişkili olup olmadıklarını veya hiçbir şekilde ilişkili olmadıklarını belirlemek için yapılmaktadır. İki değişken arasında bir ilişki varsa, bir değişkendeki değişiklikler, diğer değişkende de değişikliklere neden olur veya etkiler. Değişkenler arasındaki ilişkiyi veya bağı ölçmek için, bu ilişkinin derecesini ifade etmek üzere korelasyon katsayıları kullanılmaktadır. Başka bir deyişle, korelasyon katsayıları, iki değişken arasındaki ilişkinin gücünü (yönünü ve büyüklüğünü) ölçmektedir. Korelasyon katsayıları, büyüklüğüne göre yüksek veya düşük, yönüne göre ise pozitif veya negatif olarak değerlendirilebilir. Korelasyon katsayıları -1 ile +1 arasında değişir: -1 ve +1 sırasıyla mükemmel negatif ve mükemmel pozitif korelasyonları gösterirken, 0 değerindeki bir korelasyon katsayısı hiçbir korelasyonu (sıfır ilişkiyi) ima etmektedir. Ayrıca, 0.40'ın altındaki korelasyon katsayıları (ister negatif ister pozitif 0.40 olsun) düşük olarak kabul edilir, 0.40 ile 0.60 arasındakiler orta, 0.60'ın üzerindeki ise yüksek olarak değerlendirilmektedir (Obilor ve Amadi, 2018).

Pearson Korelasyon Katsayısı Testi hesaplaması, belirli bir formül kullanılarak yapılmaktadır. İki değişkenin her bir değeri için, bu değerlerin ortalamadan farklarının

çarpımının toplamı, bu farkların karelerinin toplamalarının kareköküne bölünür (Saleh, 2019).

3.6.2. Tek yönlü ANOVA

Tek yönlü ANOVA (One-way ANOVA), tıbbi araştırmalarda sık kullanılan, üç veya daha fazla bağımsız grubun ortalamalarını karşılaştırmak için tasarlanmış bir istatistiksel yöntemdir. Bu analizin temel gerekliliği, çoklu karşılaştırmalar sonucunda artan Tip 1 hata olasılığı ve alfa düzeyi enflasyonunun azaltılmasıdır. Temelde, ANOVA grup içi ve gruplar arası varyans oranlarına dayanan bir F istatistiği kullanmakta ve bu istatistik, grup ortalamaları arasındaki farkların rastgele varyasyondan daha fazla olup olmadığını belirlemekte kullanılmaktadır. ANOVA'nın odak noktası, ortalama farkları yerine varyans farklarına dayanmakta olup, bu yöntem çoklu karşılaştırmalardan kaynaklanan yanlış pozitif riskini azaltarak gruplar arası P-değeri, ANOVA'nın bir başka kritik bileşeni olarak kabul edilmektedir. Bu değer, elde edilen F istatistiğinin anlamlılığını ölçmekte ve sıfır hipotezinin (gruplar arasında anlamlı bir fark yoktur) doğru olduğu varsayımı altında, elde edilen veya daha ekstrem F istatistiği değerlerini elde etme olasılığını ifade etmektedir. P-değeri, belirlenen anlamlılık düzeyinden (genellikle %5) düşük olduğunda, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğunu göstermekte ve bu durum sıfır hipotezinin reddedilmesine yol açmaktadır. Bu durum, ANOVA'nın çoklu karşılaştırmalarda yanlış pozitif sonuçların azaltılmasında ne kadar kritik olduğunu göstermekte ve gruplar arası gerçek farklılıkların tespitindeki etkinliğini vurgulamaktadır (Kim, 2017).

3.6.3. Kısmi korelasyon analizi

Korelasyon katsayısı, iki ölçütsel değişken arasındaki ilişkinin şiddetini ve yönünü belirleyen bir istatistiki göstergedir. Öte yandan, kısmi korelasyon, üçüncü bir değişkenin (C) potansiyel karıştırıcı etkisi hariç tutulduğunda, iki değişken (A ve B) arasındaki ilişkiyi kantitatif olarak değerlendirmektedir. Bu durumda, (C) değişkeni, analizde kontrol edilen değişken olarak işlev görmektedir (Wetzels ve Wagenmakers, 2012).

Kısmi korelasyon katsayısı, iki tekrarlanan ölçümün ilişkisini, üçüncü bir değişkenin etkisi dikkate alındığında değerlendirilmektedir. Örneğin, önceki QEEG verilerini ve sonraki QEEG verileri bu çalışmada bizim temel 2 ölçütümüzdür. Aradan geçen zaman (ay) ise üçüncü değişken olarak kullanılmıştır. Kesitsel bir çalışma

bağlamında, her bir ölçümün üçüncü bir değişkene göre uyumu için doğrusal regresyon modeli kullanılır. Bu iki ayrı regresyon modelinden elde edilen sonuçlar, kısmi korelasyon katsayısını hesaplamak için kullanılır. Tekrarlanan ölçümlerin bulunduğu çalışmalarda, en son sonuçların hesaplanması için, her bir ölçümün sonuç değişkeni olduğu ve üçüncü bir değişkenin ise öngörücü değişken olarak kullanıldığı bir LMM yerleştirilmektedir. İki LMM'den elde edilen sonuçlar, kısmi korelasyon katsayısının hesaplanmasında, bir LMM'nin sonuç değişkeni olarak kullanılmaktadır (Shan ve ark., 2020).

3.6.4. Isı haritası

Isı haritası (Heatmap) algısal renk şeması, bir veri setinin sezgisel ve kolay bir şekilde anlaşılmasını sağlayan renk gradyanlarının düzenlenmesidir, bu da verilerin niteliksel olarak kavranmasına olanak tanımaktadır. Bu kavram, özellikle veri görselleştirme uygulamalarında, renklerin uygun sıralaması ve seçimi sayesinde verilerin doğru bir şekilde yorumlanmasına ve anlaşılmasına önemli katkılar sağlamaktadır (Crameri ve ark., 2020).

Küme ısı haritası, bir veri matrisinin satır ve sütunlarında yer alan hiyerarşik küme yapılarını aynı anda gösteren etkileyici bir görseldir. Bu görsel, her bir hücrenin veri matrisindeki karşılık gelen değerini temsil etmek üzere renk skalasıyla gölgelendirilmiş dikdörtgen bir döşeme alanından oluşur. Hücreler, benzer özelliklere sahip satırların veya sütunların bir araya getirilmesiyle düzenlenir, böylece benzer satırlar veya sütunlar birbirine yakın yerleştirilir. Döşemenin hem dikey hem de yatay kenarlarında, hiyerarşik kümeleme yapılarını gösteren ağaç diyagramları bulunur. Bu küme ısı haritası, istatistik alanında yüzyıldan fazla bir süredir geliştirilen çeşitli grafiksel temsillerin bir birleşimidir (Wilkinson, 2012).

Renklerin anlaşılır bir sıralama ile dizilimi, kullanıcıların veri setleri arasındaki ilişkileri ve örüntüleri hızla fark etmesine yardımcı olmaktadır. Örneğin, bir ısı haritasında sıcaklık farklılıklarını gösterirken, düşük sıcaklıklar genellikle mavi ya da yeşil tonlarıyla, yüksek sıcaklıklar ise kırmızı ya da sarı tonlarıyla ifade edilir. Bu renk geçişleri, kullanıcıya veri setindeki gradyanları ve örüntüleri kolayca algılaması için imkan tanımaktadır (Crameri ve ark., 2020).

4. BULGULAR

Demografik analiz, 19 bireyin cinsiyet, yaş ve EEG çekimleri arasındaki süre gibi temel özelliklerini içermektedir. Cinsiyet dağılımı incelendiğinde, katılımcıların %24'ünün cinsiyet bilgisinin belirtilmediği, %36'sının 9 erkek (E) ve %40'ının 10 kadın (K) olduğu görülmüştür. Yaş analizi, ilk EEG çekimine odaklanarak gerçekleştirilmiştir. 19 bireyin yaş verileri üzerinde yapılan inceleme sonucunda, yaşın ortalaması 45,68, medyan değeri 45,00 olarak belirlenmiştir (Tablo 1). İlk EEG çekimi sırasında yaş aralığı 15 ile 72 arasında değişmiş olup, standart sapma 16,452'dir (Tablo 2). İkinci EEG çekimine ait yaş analizi benzer şekilde yapılmıştır. Bu analize göre, ikinci EEG çekimi sırasındaki yaşın ortalaması 51,95, medyan değeri ise 56,00'dir. İkinci çekimdeki yaş aralığı 25 ile 76 olarak belirlenmiş olup, standart sapma 15,116'dir (Tablo 3).

Tablo 1: Katılımcıların cinsiyeti

	Frekans	Yüzde	Geçerli Yüzde	Kümülatif Yüzde
Geçerli	6	24,0	24,0	24,0
Erkek	9	36,0	36,0	60,0
Kadın	10	40,0	40,0	100,0
Toplam	25	100,0	100,0	

Tablo 2: İlk EEG kaydı alındığında katılımcıların yaşı

Geçerli	19
Eksik	6
Ortalama	45,68
Medyan	45,00
Standart Sapma	16,452
Aralık	57
Minimum	15
Maksimum	72

Tablo 3: İkinci EEG kaydı alındığında katılımcıların yaşı

Geçerli	19
Eksik	6
Ortalama	51,95
Medyan	56,00
Standart Sapma	15,116
Aralık	51
Minimum	25
Maksimum	76

Vakaların ilk ve ikinci EEG kaydı arasındaki süreler, ay ve yıl cinsinden incelenmiştir. Ay bazında, 19 vaka üzerinde yapılan inceleme sonucunda, bu sürelerin ortalama değeri 76,7368 ay olarak belirlenmiştir. Medyan değeri ise 60 aydır, ancak standart sapma oldukça geniştir ve 46,64266 ay olarak hesaplanmıştır. Minimum zaman aralığı 23 ay iken, maksimum zaman aralığı 178 aydır.

Yıl bazında ise aynı sürelerin incelenmesi sonucunda, ortalama zaman aralığının 6,3947 yıl olduğu görülmüştür. Medyan değeri 5 yıl olan bu sürelerin standart sapması 3,88689 yıldır. Minimum zaman aralığı 1,92 yıl iken, maksimum zaman aralığı ise 14,83 yıldır. Bu bulgular, vakaların EEG çekimleri arasındaki sürelerin zaman birimine göre farklılık gösterdiğini ve geniş bir dağılıma sahip olduğunu göstermektedir.

Tablo 4: İlk ve ikinci EEG çekimi arasındaki ay

Geçerli	19
Eksik	0
Ortalama	76,7368
Medyan	60,0000
Standart Sapma	46,64266
Aralık	155,00
Minimum	23,00
Maksimum	178,00

Tablo 5: İlk ve ikinci EEG çekimi arasındaki yıl

Geçerli	19
Eksik	0
Ortalama	6,3947
Medyan	5,0000
Standart Sapma	3,88689
Aralık	12,92
Minimum	1,92
Maksimum	14,83

4.1. EEG Dalgalarının Test Re-Test Tutarlılığı

Bir yöntemin klinik etkinliği ve kullanışlılığı, zaman içinde tekrarlanan ölçümlerde gösterdiği tutarlılık ve güvenilirlikle doğrudan ilişkilidir (Rogers ve ark., 2016). Bu bağlamda, EEG dalgalarının test-tekrar test güvenirliliği, arka arkaya yapılan testlerde sonuçların ne kadar sabit kaldığını, böylece gerçek değişim ile ölçüm hataları arasındaki farkı ayırt etmeyi sağlamaktadır. Test-tekrar test güvenirliliği, bir ölçüm aracının zaman içinde ne kadar doğru ve hatasız sonuçlar verdiğini göstermektedir, bu da klinik uygulamalarda ve araştırmalarda son derece önemlidir. EEG kayıtlarının görsel incelemesinde genellikle düşük test-tekrar test güvenirliliği gözlemlenmektedir. Ancak, laboratuvar bazlı sistemlerle elde edilen ve matematiksel olarak işlenen QEEG verileri, beyin elektrik aktivitesinin tanımlanmasında yüksek düzeyde zaman içi güvenilirlik sunmaktadır. Özellikle sağlıklı bireylerde, QEEG'nin test-tekrar test güvenirliliği genellikle oldukça yüksek çıkmaktadır (Rogers ve ark., 2016).

Harmony ve ark. (1993), EEG Spektrum Analizi ve Test-Yeniden Test Güvenirliliği üzerine çalışması EEG spektrum özelliklerinin tekrarlanan ölçümlerdeki tutarlılığını, özellikle de EEG tabanlı bireysel tanımlama (parmak izi) sürecindeki kritik değişkenleri incelemeye yönelik bir çalışma yürütmüştür. Harmony ve ark. (1993), EEG kayıtlamasıyla alınan delta, teta, alfa ve beta dalgalarının, Mutlak Güç (AP) ve Görelî Güç (RP) QEEG parametrelerini analiz etmiştir. İlk oturumda yüksek AP ve RP değerleri, katılımcıların beyin aktivitelerindeki değişkenliği yansıtmış ve EEG ile bireysel tanımlama konusunda olumlu sonuçlar alınmıştır. Dinlenme esnasında gözlemlenen değişimler, uyanıklık ve endişe gibi durumların QEEG tabanlı bireysel tanımlama

üzerindeki etkisini ortaya koymuştur. Zihinsel görevler sırasında ortaya çıkan daha belirgin aktivite farklılıkları, beyin faaliyetlerinin bu görevlere özgü düzenlenmesini yansıtmıştır. Harmony ve ark. (1993), dinlenme ve zihinsel görevler arasındaki bu aktivite değişimleri, EEG ile bireysel tanımlama süreçlerinin nasıl gerçekleştiğini açığa çıkarmıştır. Özellikle, ikinci oturumda delta frekans bandındaki AP değişiklikleri, belirli zihinsel görevlerle bağlantılı bulunarak, EEG ile bireysel tanımlama sürecinde önemli bir rol oynadığı belirlenmiştir. Harmony ve ark. (1993), AP ve RP değerlerinin test-yeniden test güvenilirliğini vurgulayarak, EEG ile bireysel tanımlama sürecinde dinlenme durumu ve zihinsel görevlerin etkisini göstermiştir.

Mathewson ve ark. (2015), yaptığı çalışmada, toplum içinde aktif bir yaşam sürdüren 38 yaşlı bireyin katılımıyla yürütülmüş, bu katılımcıların ortalama yaşı 71,2 (standart sapma 6,5 yıl) olarak belirlenmiştir. Dinlenme durumunda alınan elektroensefalogram (EEG) kayıtları ile alfa gücü (7,5-12,5 Hz) ve asimetrisinin zaman içindeki güvenilirliği, yani test-retest güvenilirliği incelenmiştir. Mathewson ve ark. (2015) tarafından, algısal bir göreve başlamadan önce ve sonra yapılan EEG kayıtları, bu ölçümlerin tekrarlandığında ne derece güvenilir olduklarını belirlemek amacıyla değerlendirilmiştir. Mathewson ve ark. (2015), bağımlı örnekleme t-testi (Pearson örneği t-testi) ve sınıf içi korelasyon testleri ile tüm bölgelerde alfa gücü ve asimetrisinin ölçüm sonuçlarının tekrar test edildiğinde yüksek güvenilirlik sergiledikleri saptanmıştır. Bu bağlamda EEG yaşlı yetişkinlerde de duygusal ve bilişsel süreçleri değerlendirmede kullanılan bir araç olarak test-retest güvenilirliği açısından önemli bir yere sahiptir.

EEG kayıtlarının test-tekrar test güvenilirliğini ve ortaya çıkan değişkenleri kapsamlı bir şekilde incelemiştir, bu da sağlıklı yetişkin bireylerde EEG kayıtlarının benzersiz ve tutarlı özelliklerini ortaya koymuştur. Deneyde, on dokuz katılımcıya hem beş dakikalık hem de 12-16 haftalık aralıklarla EEG kayıtları alınmıştır. Protokole göre incelenmiş ve 60, 40, ve 20 saniye sürelerindeki segmentler üzerinde Hızlı Fourier Dönüşümü (Fast Fourier Transform – FFT) ile frekans analizi yapılmıştır. Yapılan analizler sonucunda, 5 dakikalık ve 12-16 haftalık test aralıklarında geniş bant özelliklerinin korelasyon katsayıları sırasıyla ortalama 0,92 ve 0,84 olarak bulunmuştur. Bu, EEG kayıtlarının kısa süreli ve uzun süreli tekrar testlerde yüksek derecede tutarlılık gösterdiğini işaret etmektedir. Ayrıca, mutlak ve göreceli güç ölçümlerinin korelasyon katsayıları arasında önemli bir fark bulunmamıştır, bu da her iki ölçümün de zaman içinde kararlı olduğunu göstermektedir. Özellikle 60 saniyelik kayıtlar, 40 ve 20 saniyelik

kayıtlara göre daha yüksek tutarlılık göstermiş, test-tekrar test yüzdesel farkları bu uzun kayıtlarda daha düşük bulunmuştur. EEG'nin en stabil özellikleri olarak, her iki test aralığında da tepe alfa frekansı ve ortalama frekans belirlenmiştir. 12-16 haftalık aralıktaki montajın test-tekrar test farklılıkları üzerindeki etkisi dikkate değer bulunmuştur. Kayıt içi ve kayıtlar arası değişkenlik arasında ise anlamlı bir ilişki saptanamamıştır. EEG kayıtlarının, özellikle uzun süreli izlemede, beynin parmak izi gibi benzersiz ve tutarlı özellikler taşıdığını göstermektedir. EEG'nin bu yüksek düzeyde test-tekrar test güvenilirliği, beyin dalgalarının analizinde ve yorumlanmasında önemli bir faktördür. Bu tutarlılık, aynı zamanda, EEG kayıtlarının bireysel farklılıkları ve zaman içindeki değişiklikleri hassas bir şekilde yansıtabileceğini göstermektedir (Salinsky ve ark., 1991).

Araştırmanın sonuçlarını doğru bir şekilde yorumlamak için, iki temel istatistiksel ölçüt olan korelasyon katsayısı (r) ve anlamlılık düzeyi (p değeri) üzerinde ayrıntılı bir analiz gerçekleştirilmiştir. Korelasyon katsayısı, iki değişken arasındaki ilişkiyi ölçen bir istatistiksel değeri ifade eder ve genellikle -1 ile 1 arasında bir değer almaktadır. Bu katsayı, ilişkinin büyüklüğünü ifade ederken, belirli kriterlere dayanarak yorumlanmaktadır. Örneğin, (r) değeri 0.0 ile 0.25 arasında ise, ilişki yok veya çok zayıftır; 0.25 ile 0.50 arasındaysa zayıf ile orta arası bir ilişki söz konusudur; 0.50 ile 0.75 arasında ise iyi derecede bir ilişki vardır ve 0.75 ile 1.0 arasında, ilişki çok iyi derecede güçlüdür. Ayrıca, anlamlılık düzeyi (p değeri), sonuçların istatistiksel güvenilirliğini belirler. P değeri genellikle yıldız işaretleri ile ifade edilir ve aşağıdaki şekilde yorumlanır: Bir yıldız (*) $p < 0.05$ durumunda, sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olduğunu gösterir ve rastgele olmadığını belirtir. İki yıldız (**) $p < 0.01$ durumunda, sonuçların daha yüksek bir istatistiksel anlamlılığa sahip olduğunu ifade eder. Üç yıldız (***) $p < .001$ durumunda, sonuçların son derece yüksek bir istatistiksel anlamlılığa sahip olduğunu gösterir. P – değeri, ilişkinin istatistiksel olarak anlamlılığını belirleyerek, araştırma sonuçlarının güvenilirliği hakkında önemli bir bilgi sunmaktadır.

Tablo 6: Tüm Beyin Alfa, Beta, Teta, Delta, Koherans Pearson Korelasyon Katsayısı (Pearson's r)

Pearson Korelasyonları

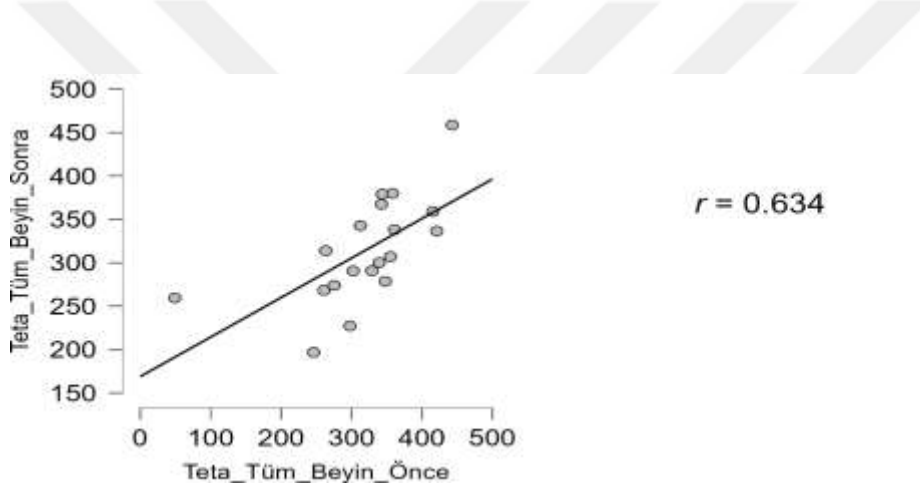
		Pearson's r	p
Delta_Tüm_Beyin_Önce	- Delta_Tüm_Beyin_Sonra	0.666	** 0.002
Delta_Tüm_Beyin_Önce	- Teta_Tüm_Beyin_Sonra	0.579	** 0.009
Delta_Tüm_Beyin_Önce	- Alfa_Tüm_Beyin_Önce	0.202	0.407
Delta_Tüm_Beyin_Önce	- Alfa_Tüm_Beyin_Sonra	0.128	0.603
Delta_Tüm_Beyin_Önce	- Beta_Tüm_Beyin_Önce	0.536	* 0.018
Delta_Tüm_Beyin_Önce	- Beta_Tüm_Beyin_Sonra	0.297	0.217
Delta_Tüm_Beyin_Sonra	- Teta_Tüm_Beyin_Sonra	0.761	*** < .001
Delta_Tüm_Beyin_Sonra	- Alfa_Tüm_Beyin_Önce	-0.256	0.290
Delta_Tüm_Beyin_Sonra	- Alfa_Tüm_Beyin_Sonra	-0.052	0.832
Delta_Tüm_Beyin_Sonra	- Beta_Tüm_Beyin_Önce	0.382	0.107
Delta_Tüm_Beyin_Sonra	- Beta_Tüm_Beyin_Sonra	0.667	** 0.002
Teta_Tüm_Beyin_Sonra	- Alfa_Tüm_Beyin_Önce	0.006	0.981
Teta_Tüm_Beyin_Sonra	- Alfa_Tüm_Beyin_Sonra	0.273	0.258
Teta_Tüm_Beyin_Sonra	- Beta_Tüm_Beyin_Önce	0.280	0.246
Teta_Tüm_Beyin_Sonra	- Beta_Tüm_Beyin_Sonra	0.775	*** < .001
Alfa_Tüm_Beyin_Önce	- Alfa_Tüm_Beyin_Sonra	0.555	* 0.014
Alfa_Tüm_Beyin_Önce	- Beta_Tüm_Beyin_Önce	0.560	* 0.013
Alfa_Tüm_Beyin_Önce	- Beta_Tüm_Beyin_Sonra	-0.102	0.676
Alfa_Tüm_Beyin_Sonra	- Beta_Tüm_Beyin_Önce	0.005	0.983
Alfa_Tüm_Beyin_Sonra	- Beta_Tüm_Beyin_Sonra	0.217	0.372
Beta_Tüm_Beyin_Önce	- Beta_Tüm_Beyin_Sonra	0.276	0.252

* p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Tüm beyin verilerini incelediğimizde: Teta dalgalarında, özellikle delta ve teta sonra arasındaki yüksek korelasyon ($r=0.761$, $p<.001$), teta dalgalarının delta dalgaları arasında güçlü bir ilişki olduğunu belirtmektedir. Tüm beyinde teta sonra ve beta sonra arasında da yüksek korelasyon ($r=0.775$, $p<.001$) teta ve beta frekans bandında anlamlı bir ilişki olduğunu göstermektedir. Delta ve teta, teta ve beta frekansları arasındaki durumun, bu iki frekans bandının birbirleriyle ilişkili olarak kalıcılığını koruduğunu

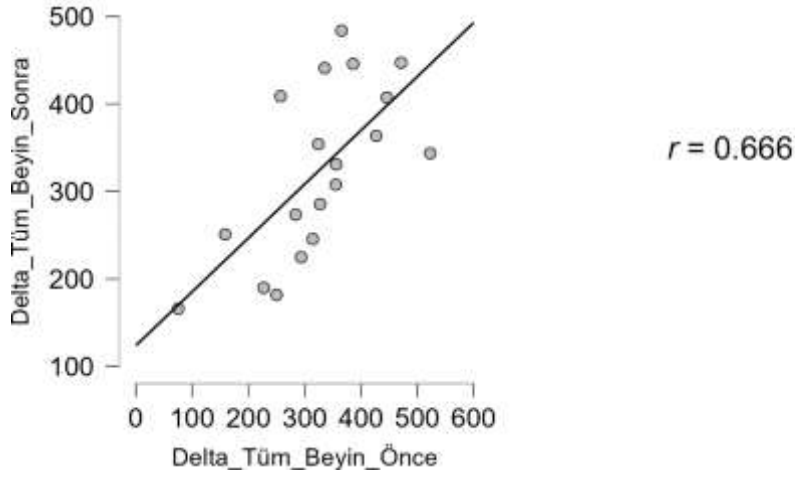
düşündürmektedir. Delta frekans bandında, özellikle delta önce ve sonra arasında güçlü bir korelasyon gözlemlenmiştir ($r=0.666$, $p<0.002$). Bu korelasyon delta dalgalarının zaman içinde belirli oranda sabit kaldığını ve delta bandında önemli bir değişimin olmadığını göstermektedir. Delta önce ve teta sonra ($r=0.579$, $p<0.009$) orta derecede korelasyon göstermiştir. Delta ve beta sonra korelasyonu ($r=0.667$, $p<0.002$) belirli düzeyde kalıcılığını koruduğunu ve aralarında bir bağlantı olduğunu göstermektedir. Alfa frekans bandında, alfa önce ve sonra arasında orta derecede bir korelasyon gözlemlenmiştir ($r=0.555$, $p=0.014$).

Teta frekans bandının önceki ve sonraki ölçümleri arasında ($r=0.634$) korelasyon katsayısı bulunmaktadır. Bu, orta düzeyde bir pozitif ilişki olduğunu belirtmektedir (Şekil 6).



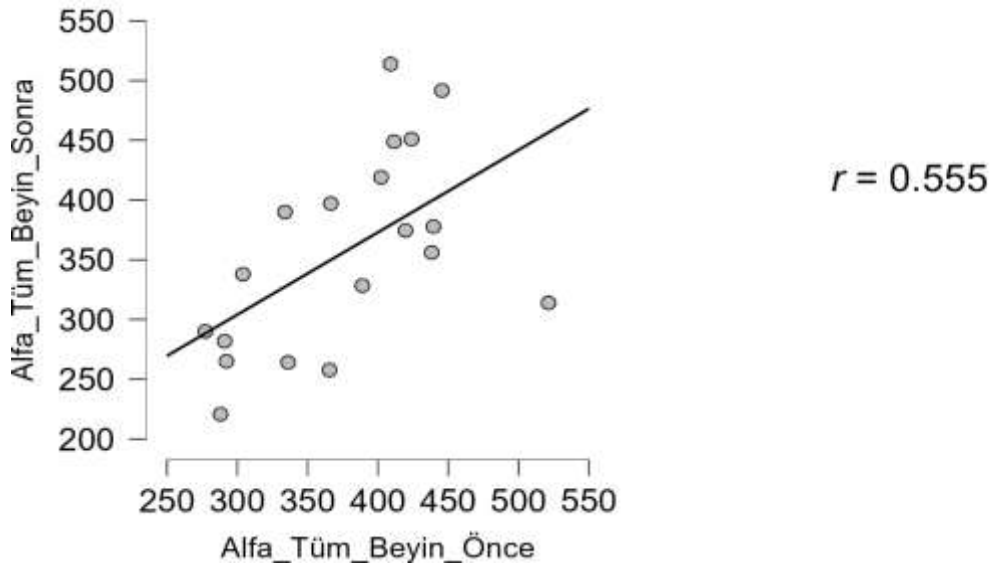
Şekil 6: Teta Bandı Tüm Beyin Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Delta frekans bandında önceki ve sonraki ölçümler arasında ($r=0.666$) korelasyon katsayısı vardır, bu da yüksek bir pozitif ilişkiyi göstermektedir (Şekil 7).



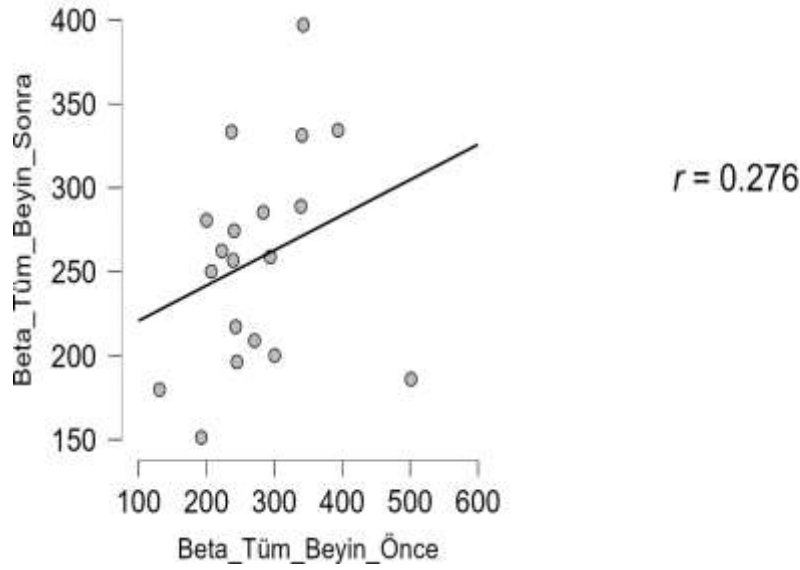
Şekil 7: Delta Bandı Tüm Beyin Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Alfa frekans bandında, önceki ve sonraki ölçümler arasında ($r=0.555$) korelasyon katsayısı görülmektedir. Bu, orta düzeyde bir pozitif ilişki olduğunu göstermektedir (Şekil 8).

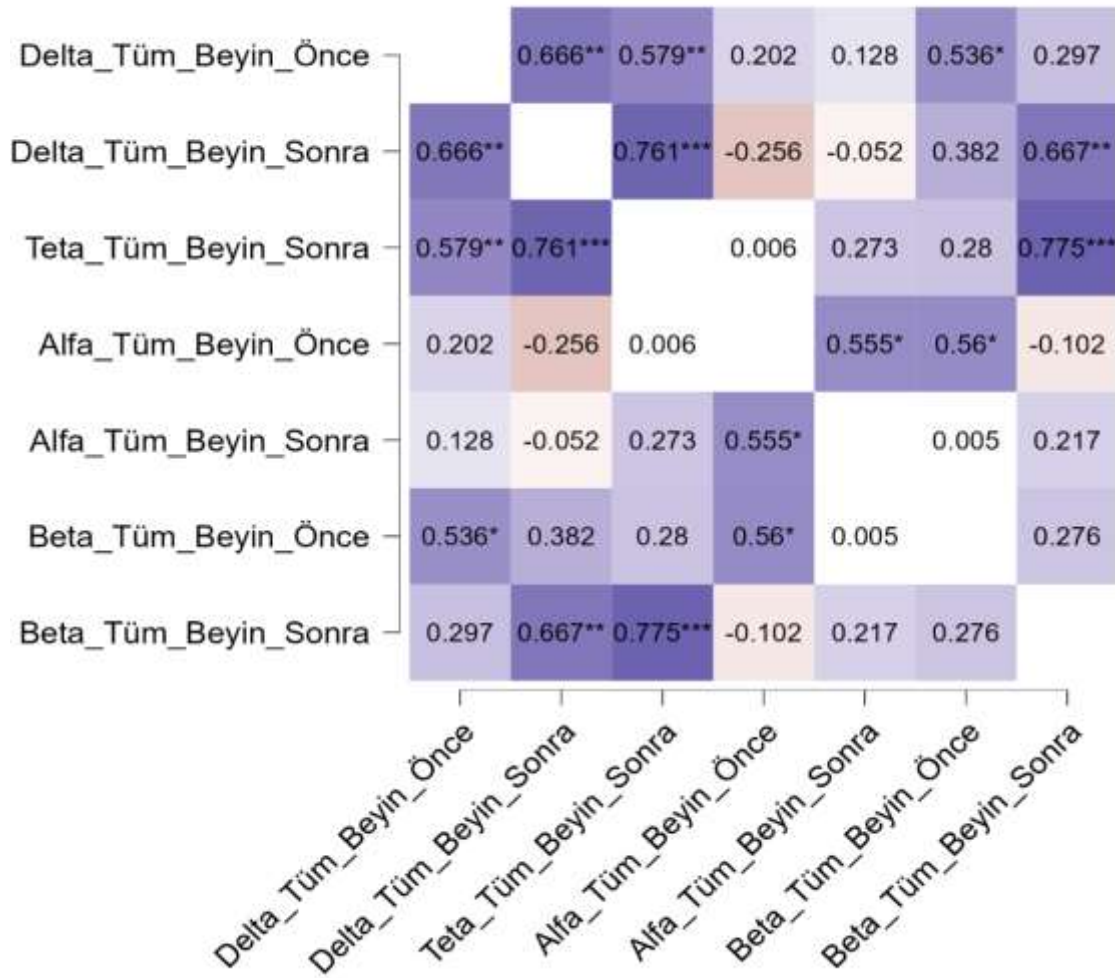


Şekil 8: Alfa Bandı Tüm Beyin Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Beta frekans bandının önceki ve sonraki ölçümleri arasında ($r=0.276$) korelasyon katsayısı bulunmaktadır, bu oldukça düşük bir ilişki göstermektedir (Şekil 9).



Şekil 9: Beta Bandı Tüm Beyin Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)



Şekil 10: Tüm Beyin Koherans, Teta, Delta, Beta, Alfa bandı Pearson Korelasyon Isı Haritası (Pearson's r heatmap)

Tablo 7: Frontal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta, Koherans Pearson Korelasyon Katsayısı (Pearson's r)

Pearson Korelasyonları

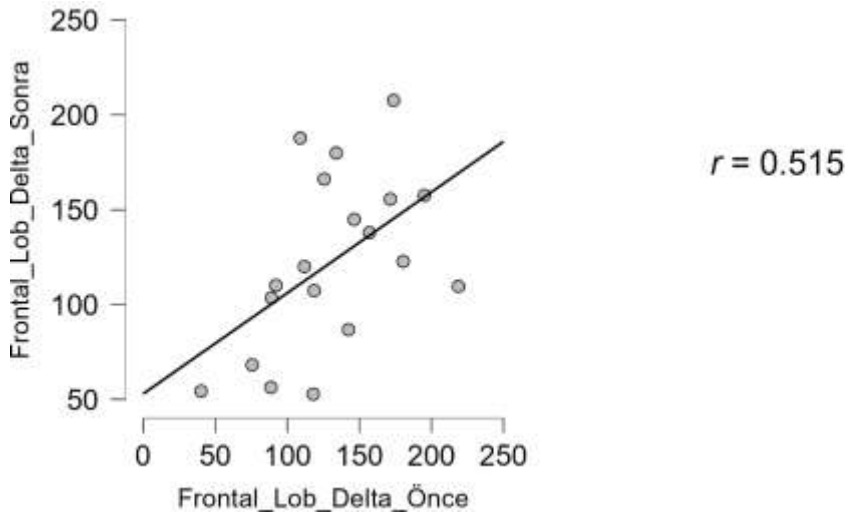
		Pearson's r	p
Frontal_Lob_Delta_Önce	- Frontal_Lob_Delta_Sonra	0.515 *	0.024
Frontal_Lob_Delta_Önce	- Frontal_Lob_Teta_Önce	0.875 ***	< .001
Frontal_Lob_Delta_Önce	- Frontal_Lob_Teta_Sonra	0.594 **	0.007
Frontal_Lob_Delta_Önce	- Frontal_Lob_Alfa_Önce	0.238	0.326
Frontal_Lob_Delta_Önce	- Frontal_Lob_Alfa_Sonra	0.141	0.565
Frontal_Lob_Delta_Önce	- Frontal_Lob_Beta_Önce	0.487 *	0.034
Frontal_Lob_Delta_Önce	- Frontal_Lob_Beta_Sonra	0.216	0.375
Frontal_Lob_Delta_Sonra	- Frontal_Lob_Teta_Önce	0.576 **	0.010
Frontal_Lob_Delta_Sonra	- Frontal_Lob_Teta_Sonra	0.796 ***	< .001
Frontal_Lob_Delta_Sonra	- Frontal_Lob_Alfa_Önce	-0.162	0.507
Frontal_Lob_Delta_Sonra	- Frontal_Lob_Alfa_Sonra	0.030	0.903
Frontal_Lob_Delta_Sonra	- Frontal_Lob_Beta_Önce	0.185	0.447
Frontal_Lob_Delta_Sonra	- Frontal_Lob_Beta_Sonra	0.726 ***	< .001
Frontal_Lob_Teta_Önce	- Frontal_Lob_Teta_Sonra	0.624 **	0.004
Frontal_Lob_Teta_Önce	- Frontal_Lob_Alfa_Önce	0.341	0.153
Frontal_Lob_Teta_Önce	- Frontal_Lob_Alfa_Sonra	0.327	0.172
Frontal_Lob_Teta_Önce	- Frontal_Lob_Beta_Önce	0.488 *	0.034
Frontal_Lob_Teta_Önce	- Frontal_Lob_Beta_Sonra	0.420	0.074
Frontal_Lob_Teta_Sonra	- Frontal_Lob_Alfa_Önce	-0.067	0.784
Frontal_Lob_Teta_Sonra	- Frontal_Lob_Alfa_Sonra	0.137	0.576
Frontal_Lob_Teta_Sonra	- Frontal_Lob_Beta_Önce	0.095	0.699
Frontal_Lob_Teta_Sonra	- Frontal_Lob_Beta_Sonra	0.589 **	0.008
Frontal_Lob_Alfa_Önce	- Frontal_Lob_Alfa_Sonra	0.699 ***	< .001
Frontal_Lob_Alfa_Önce	- Frontal_Lob_Beta_Önce	0.441	0.059
Frontal_Lob_Alfa_Önce	- Frontal_Lob_Beta_Sonra	0.032	0.898
Frontal_Lob_Alfa_Sonra	- Frontal_Lob_Beta_Önce	0.118	0.631
Frontal_Lob_Alfa_Sonra	- Frontal_Lob_Beta_Sonra	0.384	0.104
Frontal_Lob_Beta_Önce	- Frontal_Lob_Beta_Sonra	0.332	0.165

* p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Frontal lob analizinde: Frontal lob delta ile teta önce arasındaki korelasyon çok güçlü bir ilişki gösteriyor ($r = 0.875$) ve p-değeri oldukça anlamlı ($p < .001$). Aynı şekilde, Frontal lob delta ve teta sonra arasındaki ilişki de çok güçlüdür ($r=0.796$) ve p-değeri

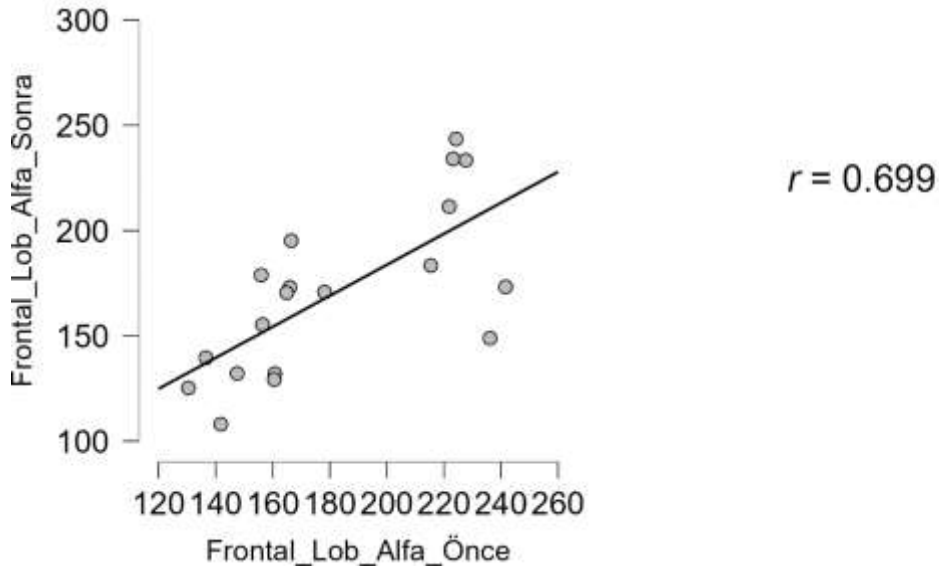
anlamlıdır ($p<.001$). Ayrıca, alfa önce ve sonra arasındaki ilişki iyi derecede güçlüdür ($r=0.699$) ve p değeri anlamlıdır ($p<.001$). Orta derecede ve anlamlı korelasyonlar da dikkate alınmalıdır. Örneğin, frontal lob delta önce ve sonra arasındaki ilişki orta derecede ($r=0.515$) ve p -değeri istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0.024$). Frontal lob delta önce ile teta sonra arasındaki ilişki ($r=0.594$), delta sonra ile teta önce arasındaki ilişki ($r=0.576$) orta derecede güçlüdür ve her ikisi de anlamlıdır (sırasıyla $p=0.007$ ve $p=0.010$). Bununla birlikte, frontal lobda delta ve beta sonra arasındaki ilişki oldukça güçlüdür ($r=0.726$) ve p -değeri oldukça anlamlıdır ($p<.001$). Teta önce ve sonra arasındaki ilişki de orta derecede güçlüdür ($r=0.624$) ve p -değeri istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0.004$). Benzer şekilde, frontal lob teta sonra ile beta sonra arasındaki ilişki de orta derecede güçlüdür ($r=0.589$) ve p -değeri anlamlıdır ($p=0.008$). Zayıf ancak anlamlı korelasyonlar da göz ardı edilmemelidir. Örneğin, frontal lob delta ve beta önce arasındaki ilişki zayıf olsa da ($r=0.487$), p -değeri anlamlıdır ($p=0.034$). Aynı şekilde, teta ve beta önce arasındaki ilişki de zayıf ($r=0.488$) ancak p -değeri anlamlıdır ($p=0.034$).

Dağılım grafiğine baktığımızda, frontal lob aktivitesinde delta dalgalarının, belirli bir başka ölçümlü değişken ile orta şiddette pozitif bir korelasyona sahip olduğunu göstermektedir. Korelasyon katsayısı ($r=0.515$) olarak hesaplanmıştır (Şekil 11).



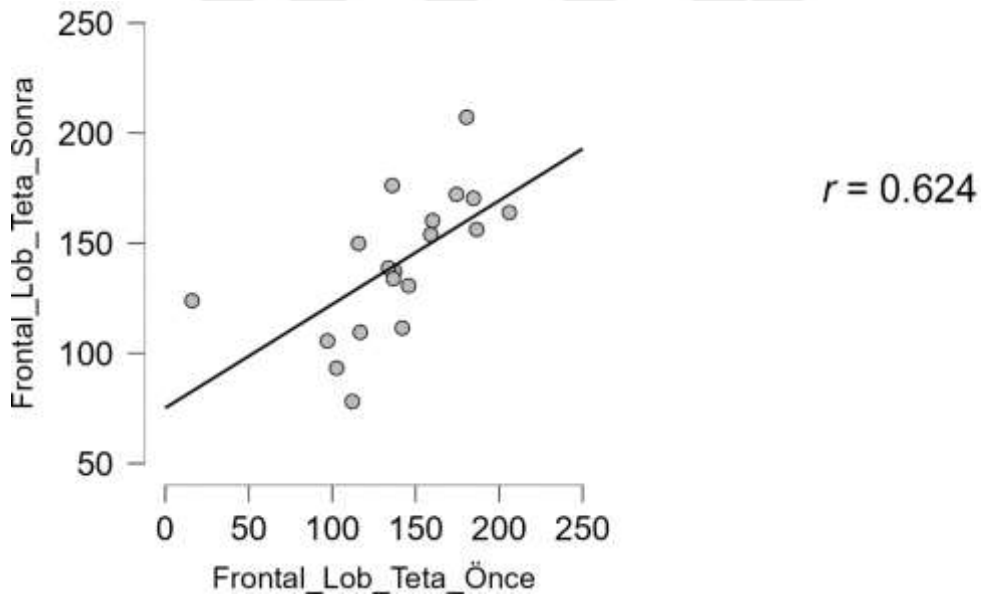
Şekil 11: Delta Bandı Frontal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Frontal lobda alfa bandının dağılım grafiğine baktığımızda güçlü bir pozitif korelasyon olduğu görülmüştür ($r=0.699$) (Şekil 12).



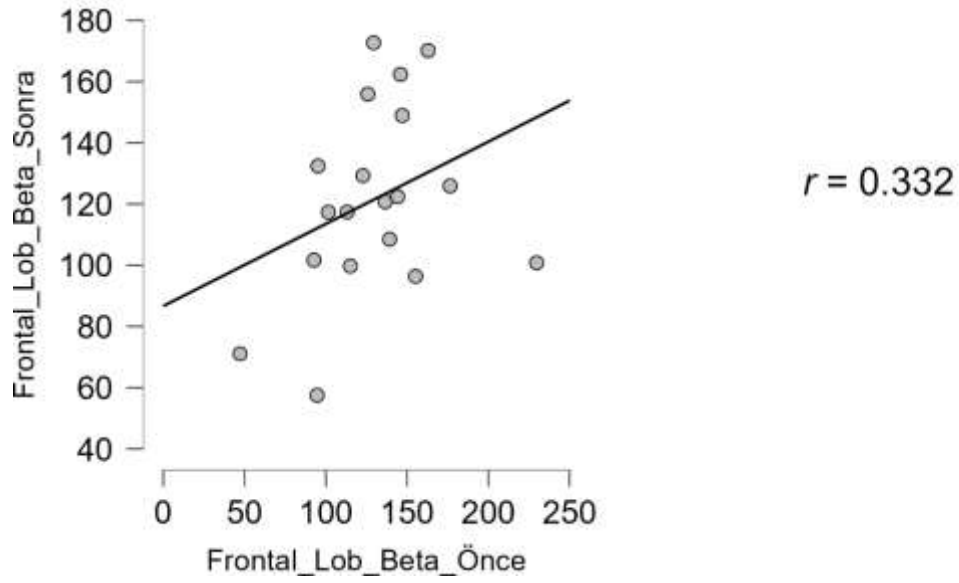
Şekil 12: Alfa Bandı Frontal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Frontal lobdaki teta bandı güçlü bir pozitif korelasyon sergilemiştir ($r=0.624$) (Şekil 13).

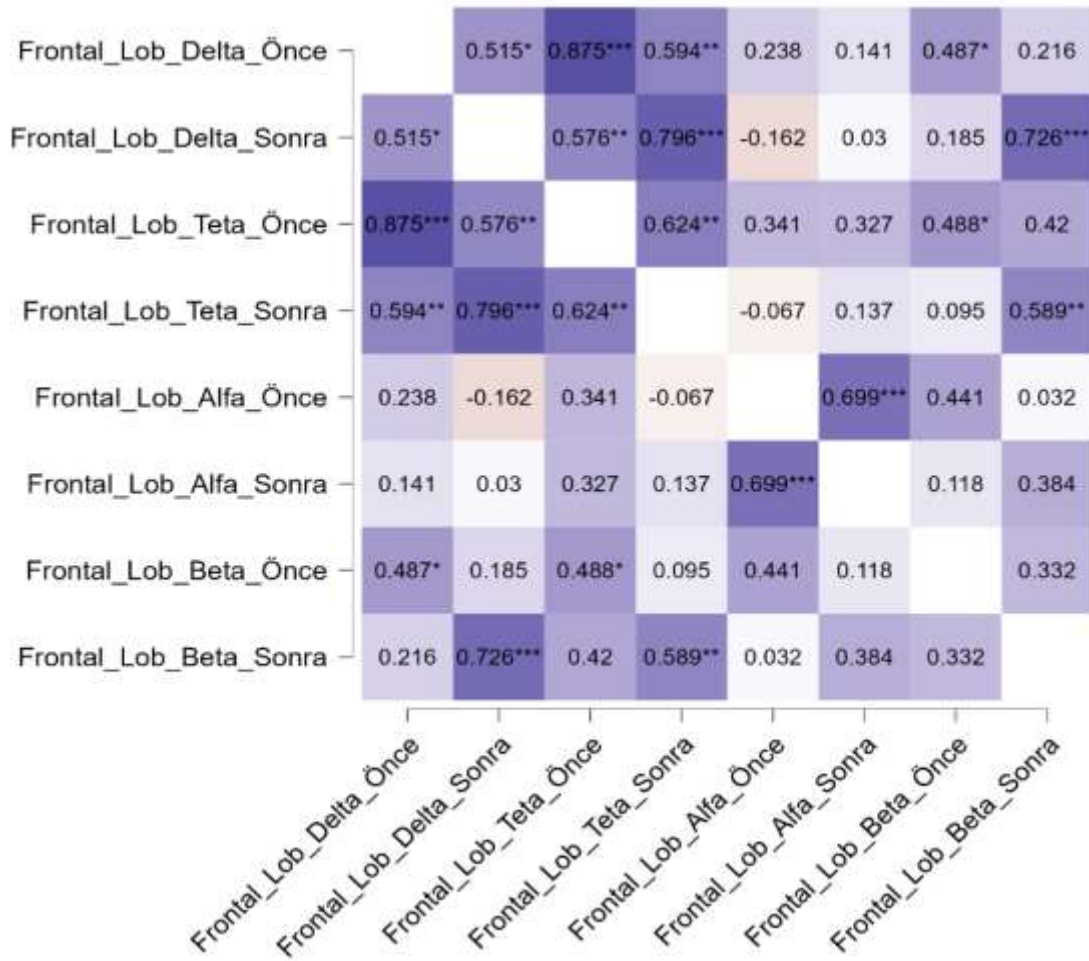


Şekil 13: Teta Bandı Frontal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Beta bandının dağılım grafiği pozitif korelasyonun daha zayıf olduğunu göstermektedir ($r=0.332$) (Şekil 14).



Şekil 14: Beta Bandı Frontal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)



Şekil 15: Frontal Lob Koherans, Teta, Delta, Beta, Alfa bandı Pearson Korelasyon Isı Haritası (Pearson's heatmap)

Tablo 8: Temporal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta, Koherans Pearson Korelasyon Katsayısı (Pearson's r)

TEMPORAL LOB KOHERANS Pearson Korelasyonları

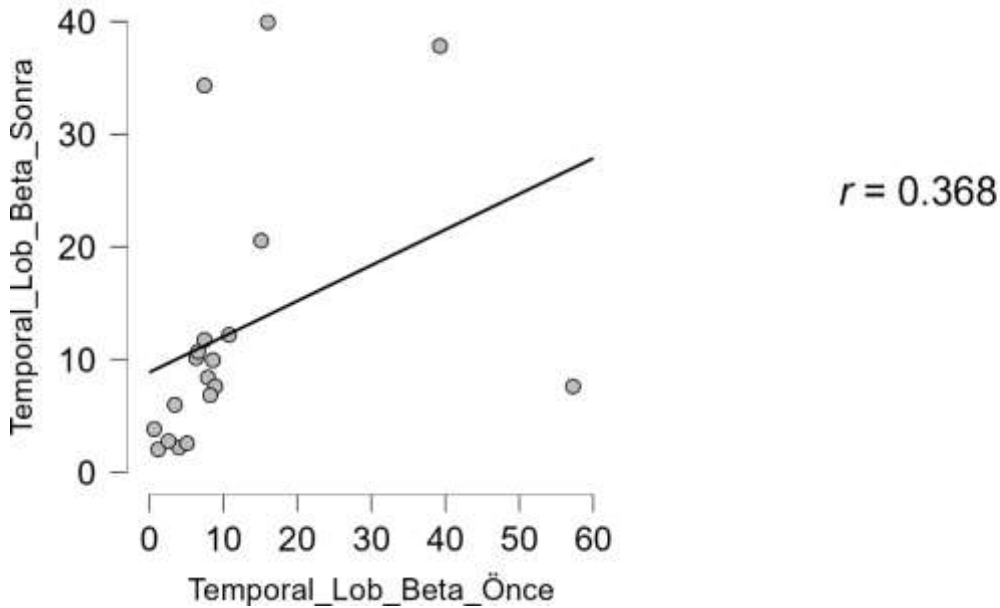
Pearson Korelasyonları	Pearson's r p	
Temporal_Lob_Delta_Önce - Temporal_Lob_Delta_Sonra	0.322	0.178
Temporal_Lob_Delta_Önce - Temporal_Lob_Teta_Önce	0.676	** 0.001
Temporal_Lob_Delta_Önce - Temporal_Lob_Teta_Sonra	0.237	0.330
Temporal_Lob_Delta_Önce - Temporal_Lob_Alfa_Önce	0.100	0.683
Temporal_Lob_Delta_Önce - Temporal_Lob_Alfa_Sonra	0.274	0.256
Temporal_Lob_Delta_Önce - Temporal_Lob_Beta_Önce	0.006	0.979
Temporal_Lob_Delta_Önce - Temporal_Lob_Beta_Sonra	0.126	0.607
Temporal_Lob_Delta_Sonra - Temporal_Lob_Teta_Önce	0.213	0.382
Temporal_Lob_Delta_Sonra - Temporal_Lob_Teta_Sonra	0.306	0.203
Temporal_Lob_Delta_Sonra - Temporal_Lob_Alfa_Önce	-0.474	* 0.040
Temporal_Lob_Delta_Sonra - Temporal_Lob_Alfa_Sonra	-0.314	0.191
Temporal_Lob_Delta_Sonra - Temporal_Lob_Beta_Önce	0.011	0.965
Temporal_Lob_Delta_Sonra - Temporal_Lob_Beta_Sonra	0.375	0.113
Temporal_Lob_Teta_Önce - Temporal_Lob_Teta_Sonra	0.568	* 0.011
Temporal_Lob_Teta_Önce - Temporal_Lob_Alfa_Önce	0.353	0.138
Temporal_Lob_Teta_Önce - Temporal_Lob_Alfa_Sonra	0.226	0.353
Temporal_Lob_Teta_Önce - Temporal_Lob_Beta_Önce	0.221	0.363
Temporal_Lob_Teta_Önce - Temporal_Lob_Beta_Sonra	0.384	0.105
Temporal_Lob_Teta_Sonra - Temporal_Lob_Alfa_Önce	-0.014	0.955
Temporal_Lob_Teta_Sonra - Temporal_Lob_Alfa_Sonra	0.132	0.589
Temporal_Lob_Teta_Sonra - Temporal_Lob_Beta_Önce	0.136	0.579
Temporal_Lob_Teta_Sonra - Temporal_Lob_Beta_Sonra	0.542	* 0.017
Temporal_Lob_Alfa_Önce - Temporal_Lob_Alfa_Sonra	0.365	0.124
Temporal_Lob_Alfa_Önce - Temporal_Lob_Beta_Önce	0.516	* 0.024
Temporal_Lob_Alfa_Önce - Temporal_Lob_Beta_Sonra	-0.063	0.798
Temporal_Lob_Alfa_Sonra - Temporal_Lob_Beta_Önce	-0.226	0.351
Temporal_Lob_Alfa_Sonra - Temporal_Lob_Beta_Sonra	-0.052	0.832
Temporal_Lob_Beta_Önce - Temporal_Lob_Beta_Sonra	0.368	0.121

* p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Temporal lob delta önce ve teta önce arasında pozitif ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon (r=0.676, p=0.001) tespit edilmiştir. Delta sonra ve alfa önce arasında

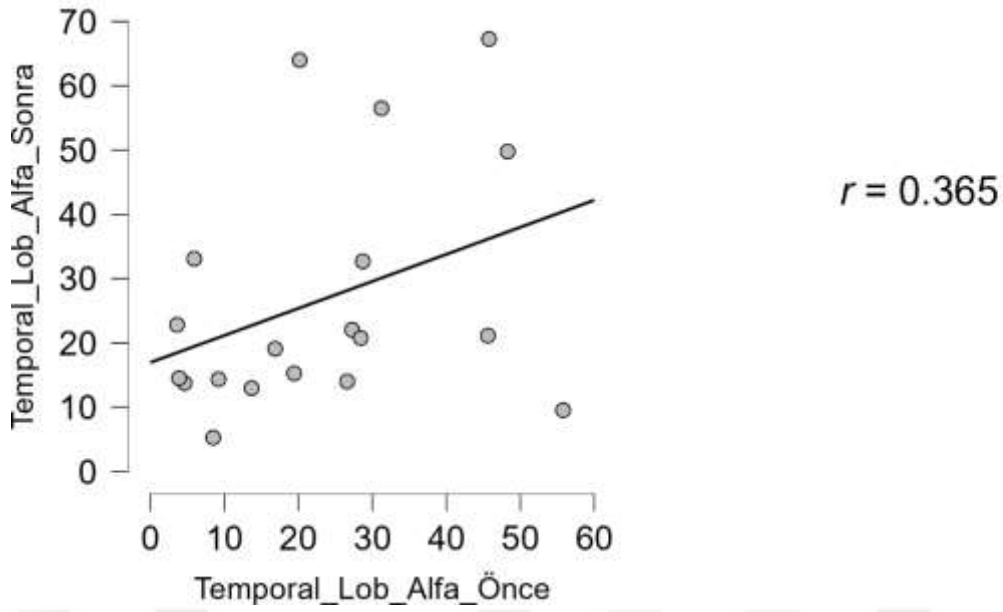
negatif yönde ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmuştur ($r=-0.474$, $p=0.040$). Bu, iki ölçüm arasında ters yönlü bir ilişki olduğunu ve bu ilişkinin orta şiddette olduğunu gösterir. Temporal lob teta önce ve sonra arasında pozitif ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmıştır ($r=0.568$, $p=0.011$). Bu sonuç, teta dalgalarının ölçümleri arasında kuvvetli bir korelasyon olduğunu gösterir. Alfa ve beta önce arasında da pozitif ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir ($r=0.516$, $p=0.024$). Diğer korelasyonlar düşük seviyede veya istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu, diğer dalgalar arasındaki ilişkilerin daha zayıf olduğunu veya örneklem büyüklüğü ve çalışma tasarımı nedeniyle anlamlılık düzeyine ulaşmadığını göstermektedir.

Temporal lob beta bandı önce ve sonra arasındaki ilişkide korelasyon katsayısı ($r=0.368$) olarak hesaplanmıştır ve bu değer, iki değişken arasında orta derecede pozitif bir ilişkinin varlığını göstermektedir (Şekil 16).



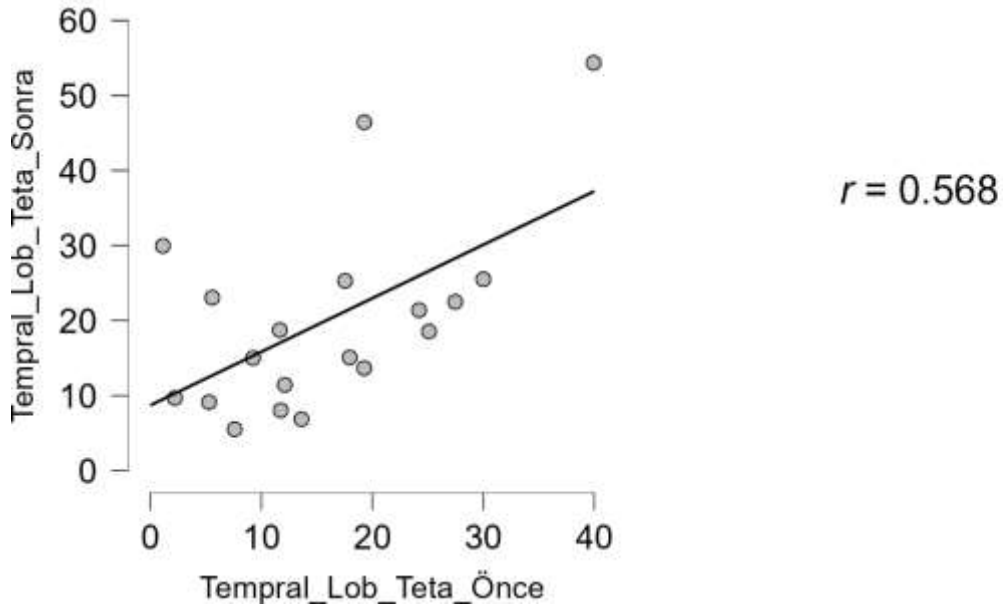
Şekil 16: Beta Bandı Frontal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Temporal lob alfa önce ve sonra arasındaki ilişkinin hesaplanan korelasyon katsayısı ($r=0.365$), iki değişken arasında orta derecede bir pozitif ilişkinin varlığını göstermektedir (Şekil 17).



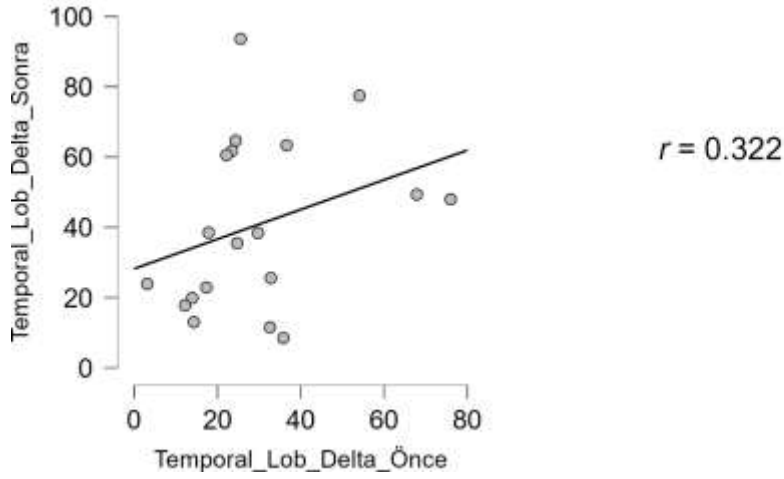
Şekil 17: Alfa Bandı Temporal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Temporal lob teta önce ve sonra arasındaki ilişkinin korelasyon katsayısı ($r=0.568$), orta ile yüksek arasında bir pozitif ilişki olduğunu göstermektedir (Şekil 18).

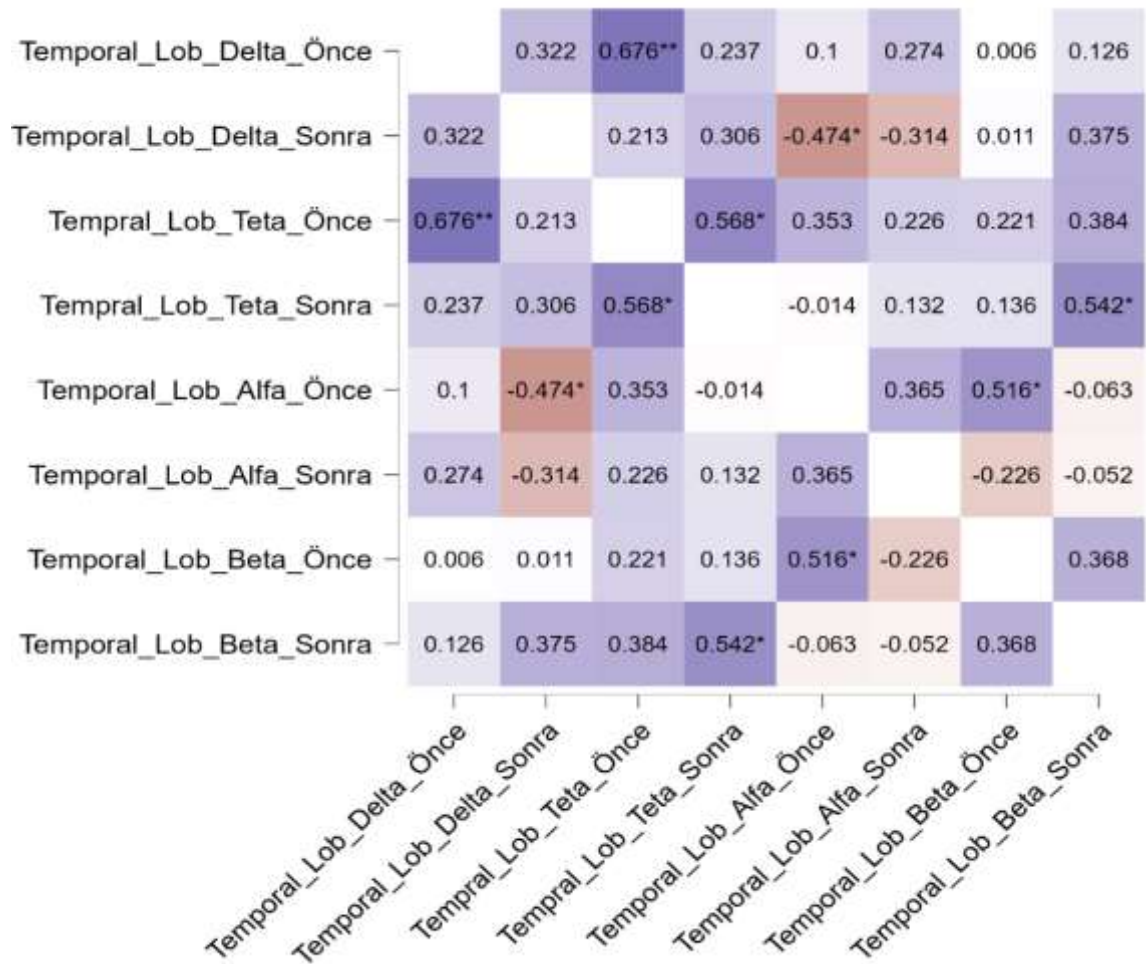


Şekil 18: Teta Bandı Temporal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Temporal lob delta bandı önce ve sonra korelasyon katsayısı ($r=0.322$), düşük ile orta arasında bir pozitif ilişki olduğunu göstermektedir (Şekil 19).



Şekil 19: Delta Bandı Temporal_Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)



Şekil 20: Temporal Lob Koherans, Teta, Delta, Beta, Alfa bandı Pearson Korelasyon Isı Haritası (Pearson's r heatmap)

Tablo 9: Oksipital Lob Alfa, Beta, Teta, Delta, Koherans Pearson Korelasyon Katsayısı (Pearson's r)

Pearson Korelasyonları

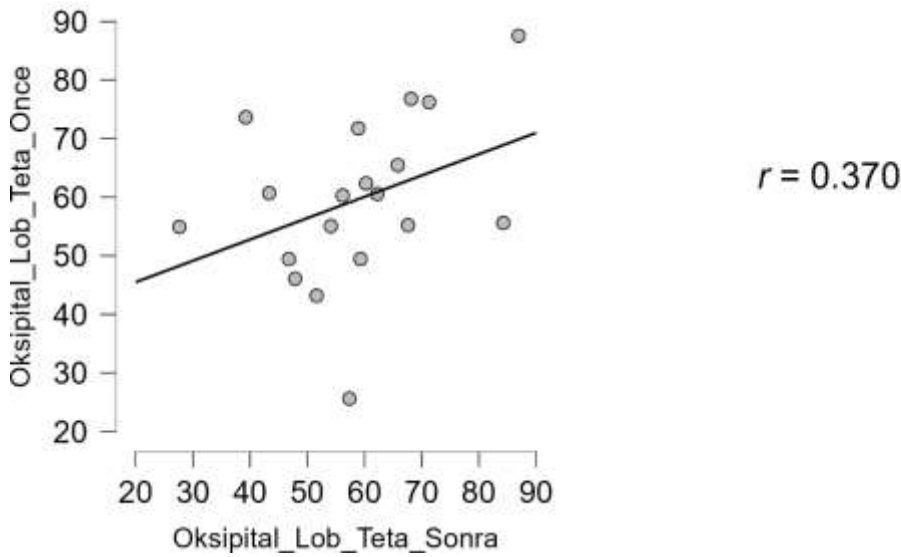
		Pearson's r	p
Oksipital_Lob_Teta_Sonra	- Oksipital_Lob_Teta_Önce	0.370	0.119
Oksipital_Lob_Teta_Sonra	- Oksipital_Lob_Delta_Önce	0.352	0.139
Oksipital_Lob_Teta_Sonra	- Oksipital_Lob_Delta_Sonra	0.552	* 0.014
Oksipital_Lob_Teta_Sonra	- Oksipital_Lob_Alfa_Önce	0.184	0.452
Oksipital_Lob_Teta_Sonra	- Oksipital_Lob_Alfa_Sonra	0.589	** 0.008
Oksipital_Lob_Teta_Sonra	- Oksipital_Lob_Beta_Önce	0.743	*** < .001
Oksipital_Lob_Teta_Sonra	- Oksipital_Lob_Beta_Sonra	0.743	*** < .001
Oksipital_Lob_Teta_Önce	- Oksipital_Lob_Delta_Önce	0.851	*** < .001
Oksipital_Lob_Teta_Önce	- Oksipital_Lob_Delta_Sonra	0.203	0.406
Oksipital_Lob_Teta_Önce	- Oksipital_Lob_Alfa_Önce	0.219	0.368
Oksipital_Lob_Teta_Önce	- Oksipital_Lob_Alfa_Sonra	0.286	0.235
Oksipital_Lob_Teta_Önce	- Oksipital_Lob_Beta_Önce	0.337	0.159
Oksipital_Lob_Teta_Önce	- Oksipital_Lob_Beta_Sonra	0.337	0.159
Oksipital_Lob_Delta_Önce	- Oksipital_Lob_Delta_Sonra	0.364	0.125
Oksipital_Lob_Delta_Önce	- Oksipital_Lob_Alfa_Önce	-0.058	0.814
Oksipital_Lob_Delta_Önce	- Oksipital_Lob_Alfa_Sonra	0.083	0.735
Oksipital_Lob_Delta_Önce	- Oksipital_Lob_Beta_Önce	0.320	0.182
Oksipital_Lob_Delta_Önce	- Oksipital_Lob_Beta_Sonra	0.320	0.182
Oksipital_Lob_Delta_Sonra	- Oksipital_Lob_Alfa_Önce	0.049	0.842
Oksipital_Lob_Delta_Sonra	- Oksipital_Lob_Alfa_Sonra	0.101	0.680
Oksipital_Lob_Delta_Sonra	- Oksipital_Lob_Beta_Önce	0.362	0.128
Oksipital_Lob_Delta_Sonra	- Oksipital_Lob_Beta_Sonra	0.362	0.128
Oksipital_Lob_Alfa_Önce	- Oksipital_Lob_Alfa_Sonra	0.620	** 0.005
Oksipital_Lob_Alfa_Önce	- Oksipital_Lob_Beta_Önce	0.028	0.909
Oksipital_Lob_Alfa_Önce	- Oksipital_Lob_Beta_Sonra	0.028	0.909
Oksipital_Lob_Alfa_Sonra	- Oksipital_Lob_Beta_Önce	0.504	* 0.028
Oksipital_Lob_Alfa_Sonra	- Oksipital_Lob_Beta_Sonra	0.504	* 0.028
Oksipital_Lob_Beta_Önce	- Oksipital_Lob_Beta_Sonra	1.000	*** < .001

* p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Oksipital lobda, çok güçlü korelasyonları incelediğimizde teta sonra ve beta önce arasında (r=0.743)'lük bir korelasyon bulunmuştur ve bu son derece anlamlıdır (p<.001). Teta ve beta sonra arasında da (r=0.743) korelasyon var ve bu da çok anlamlıdır (p<.001).

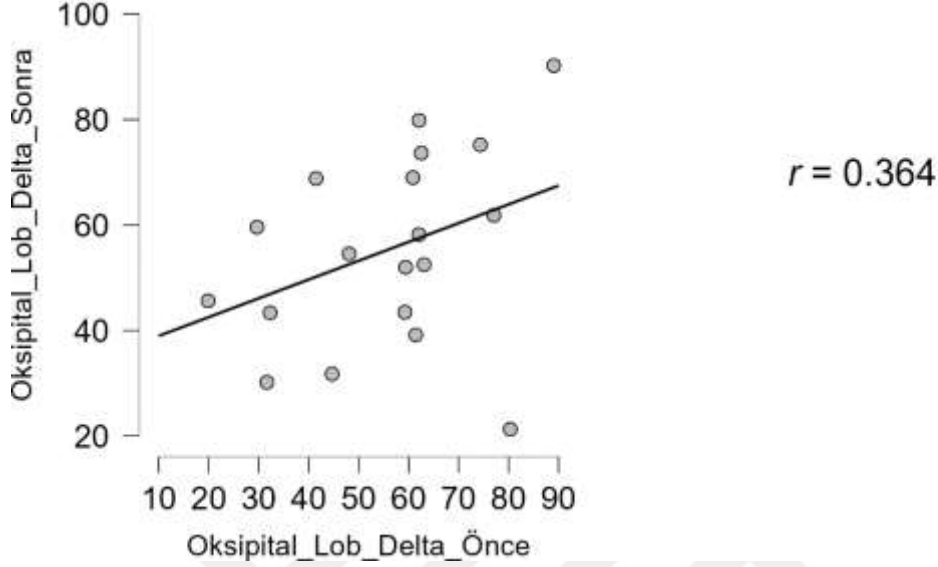
Teta dalgalarının sonrası ile beta dalgalarının sonrası arasında da güçlü ve pozitif bir ilişki mevcuttur. Oksipital lob teta önce ve delta önce arasında ($r=0.851$)'lik bir korelasyon var ($p<.001$), bu da teta ve delta dalgalarının öncesinde çok güçlü bir ilişki olduğunu göstermektedir. Beta önce ve sonra arasındaki korelasyon çok güçlüdür (1.000) ve anlamlıdır ($p<.001$). Bu, beta dalgalarının önceki ve sonraki durumları arasında tam bir pozitif ilişki olduğunu gösterir. Orta ve yüksek korelasyonları incelediğimizde, oksipital lobda teta ve delta sonra arasında ($r=0.552$) korelasyon var ($p=0.014$), bu önemli ve orta düzeyde bir ilişki göstermektedir. Oksipital lob teta ve alfa sonra arasında ($r=0.589$)'luk bir korelasyon var ($p=0.008$), bu da anlamlı ve orta düzeyde pozitif bir ilişkidir. Oksipital lob alfa önce ve sonra arasında ($r=0.620$) korelasyon bulunmuştur ($p=0.005$), bu oldukça anlamlı ve güçlü bir ilişkiyi işaret etmektedir. Oksipital lobda alfa sonra ile hem beta önce hem de beta sonra arasındaki korelasyonlar ($r=0.504$), ($p=0.028$) bulunmuştur, bu da anlamlı ve orta düzeyde bir ilişki olduğunu göstermektedir. Diğer birçok çift arasındaki korelasyon katsayıları 0.5'in altında ve çoğu istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p>0.05$). Örneğin, oksipital lobda teta sonra alfa önce arasında sadece ($r=0.184$) değerinde korelasyon var ve bu anlamsızdır ($p=0.452$). Bu, teta dalgalarının sonrası ile alfa dalgalarının öncesi arasında zayıf bir ilişki olduğunu göstermektedir.

Oksipital lobda koherans, teta bandı önce ve sonra korelasyon katsayısı ($r=0.370$) olarak gösterilmiş, bu da değişkenler arasında düşük ila orta derecede bir pozitif ilişki olduğunu göstermektedir (Şekil 21).



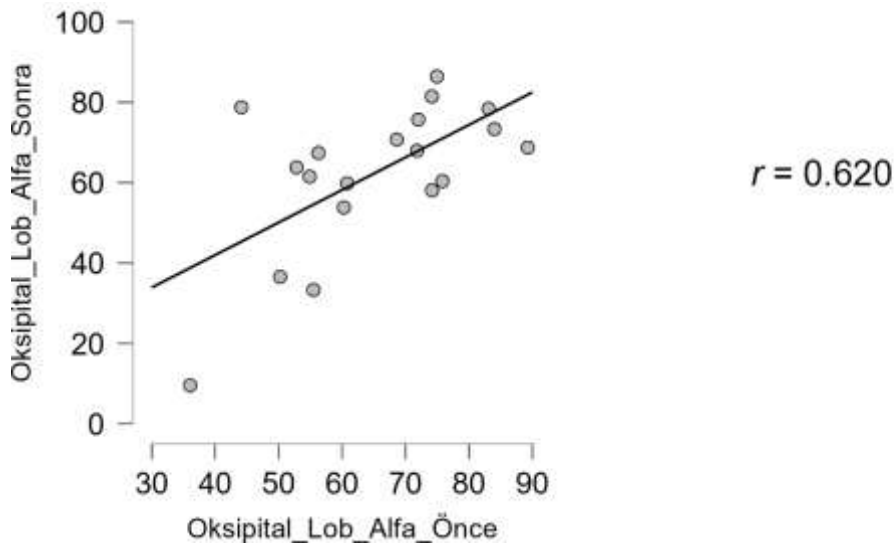
Şekil 21: Teta Bandı Oksipital Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Oksipital lob koherans delta bandında korelasyon katsayısı ($r=0.364$) olarak belirtilmiş ki bu, önceki ve sonraki ölçümler arasında düşük ila orta derecede pozitif bir ilişki olduğunu göstermektedir (Şekil 22).



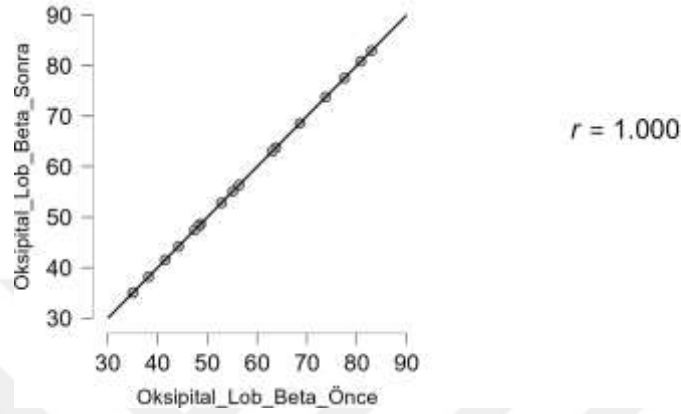
Şekil 22: Delta Bandı Oksipital Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Oksipital lobda alfa dalgalarının ölçüm öncesi ve sonrası kayıtları arasında ($r=0.620$) değerinde bir korelasyon katsayısı güçlü bir pozitif ilişkiyi göstermektedir (Şekil 23).

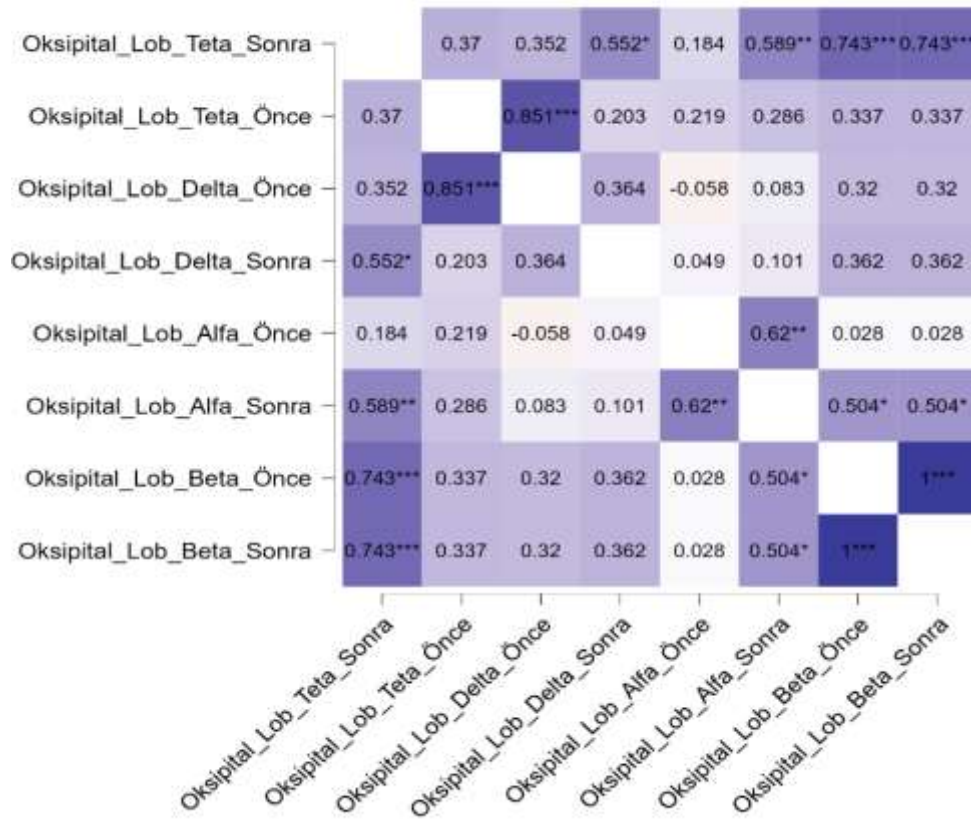


Şekil 23: Alfa Bandı Oksipital Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Oksipital lobda beta dalgalarının ölçümlerini önce ve sonra kaydı arasında ($r=1.000$) değerinde mükemmel bir korelasyon katsayısı belirtilmiştir. Bu, ölçümler arasında tam bir pozitif doğrusal ilişki olduğunu göstermektedir. Yani, ölçüm öncesindeki beta dalgası değerleri ile ölçüm sonrasındaki değerler tam olarak aynı eğilimi göstermektedir ve bu dalgaların seviyeleri arasındaki ilişki tamamen anlamlı bulunmuştur (Şekil 24).



Şekil 24: Beta Bandı Oksipital Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)



Şekil 25: Tüm Beyin Koherans, Teta, Delta, Beta, Alfa bandı Pearson Korelasyon Isı Haritası (Pearson's r heatmap)

Tablo 10: Parietal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta, Koherans Pearson Korelasyon Katsayısı (Pearson's r)

Pearson Korelasyonları

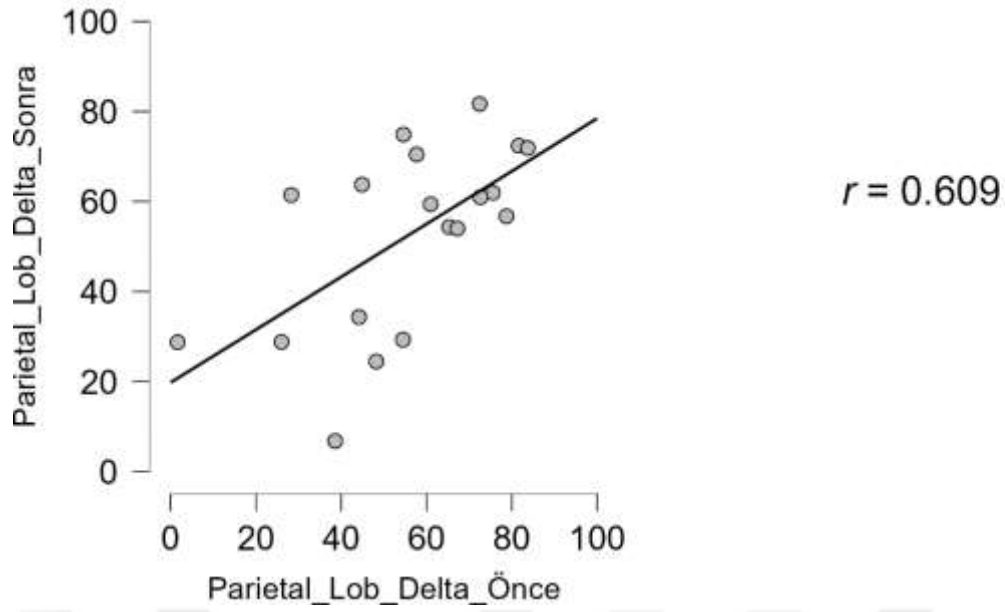
	Pearson's r p		
Parietal_Lob_Delta_Önce - Parietal_Lob_Delta_Sonra	0.609	**	0.006
Parietal_Lob_Delta_Önce - Parietal_Lob_Teta_Önce	0.961	***	< .001
Parietal_Lob_Delta_Önce - Parietal_Lob_Teta_Sonra	0.472	*	0.042
Parietal_Lob_Delta_Önce - Parietal_Lob_Alfa_Önce	0.475	*	0.040
Parietal_Lob_Delta_Önce - Parietal_Lob_Alfa_Sonra	0.301		0.211
Parietal_Lob_Delta_Önce - Parietal_Lob_Beta_Önce	0.702	***	< .001
Parietal_Lob_Delta_Önce - Parietal_Lob_Beta_Sonra	0.257		0.288
Parietal_Lob_Delta_Sonra - Parietal_Lob_Teta_Önce	0.618	**	0.005
Parietal_Lob_Delta_Sonra - Parietal_Lob_Teta_Sonra	0.853	***	< .001
Parietal_Lob_Delta_Sonra - Parietal_Lob_Alfa_Önce	0.429		0.067
Parietal_Lob_Delta_Sonra - Parietal_Lob_Alfa_Sonra	0.540	*	0.017
Parietal_Lob_Delta_Sonra - Parietal_Lob_Beta_Önce	0.642	**	0.003
Parietal_Lob_Delta_Sonra - Parietal_Lob_Beta_Sonra	0.575	*	0.010
Parietal_Lob_Teta_Önce - Parietal_Lob_Teta_Sonra	0.543	*	0.016
Parietal_Lob_Teta_Önce - Parietal_Lob_Alfa_Önce	0.606	**	0.006
Parietal_Lob_Teta_Önce - Parietal_Lob_Alfa_Sonra	0.363		0.127
Parietal_Lob_Teta_Önce - Parietal_Lob_Beta_Önce	0.758	***	< .001
Parietal_Lob_Teta_Önce - Parietal_Lob_Beta_Sonra	0.263		0.277
Parietal_Lob_Teta_Sonra - Parietal_Lob_Alfa_Önce	0.431		0.065
Parietal_Lob_Teta_Sonra - Parietal_Lob_Alfa_Sonra	0.722	***	< .001
Parietal_Lob_Teta_Sonra - Parietal_Lob_Beta_Önce	0.491	*	0.033
Parietal_Lob_Teta_Sonra - Parietal_Lob_Beta_Sonra	0.746	***	< .001
Parietal_Lob_Alfa_Önce - Parietal_Lob_Alfa_Sonra	0.543	*	0.016
Parietal_Lob_Alfa_Önce - Parietal_Lob_Beta_Önce	0.749	***	< .001
Parietal_Lob_Alfa_Önce - Parietal_Lob_Beta_Sonra	0.105		0.668
Parietal_Lob_Alfa_Sonra - Parietal_Lob_Beta_Önce	0.310		0.196
Parietal_Lob_Alfa_Sonra - Parietal_Lob_Beta_Sonra	0.484	*	0.036
Parietal_Lob_Beta_Önce - Parietal_Lob_Beta_Sonra	0.361		0.128

* p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Delta önce ve teta önce arasındaki korelasyon ($r=0.961$, $p<.001$) son derece yüksek ve anlamlıdır, bu, parietal lobda delta ve teta dalgalarının güçlü bir şekilde ilişkili olduğunu gösterir. Delta ve beta önce arasında gözlenen korelasyon ($r=0.702$, $p<.001$)

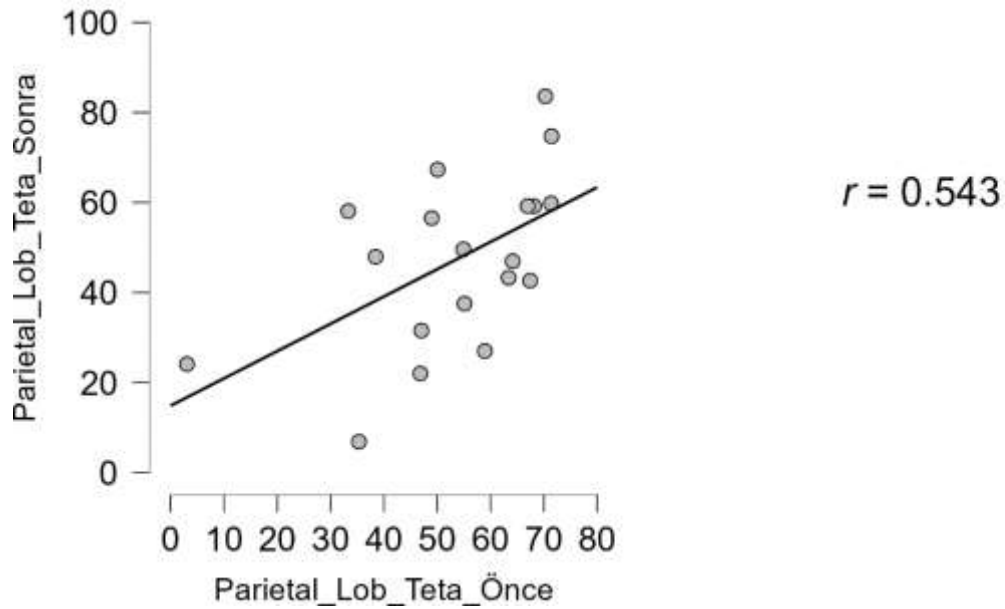
oldukça yüksek ve anlamlıdır, bu da delta ve beta dalgaları arasında güçlü bir ilişkinin varlığını işaret etmektedir. Delta ve teta sonra korelasyon değeri ($r=0.853$, $p<.001$) bu iki dalga arasında zaman içinde devam eden güçlü ve anlamlı bir ilişki olduğunu göstermektedir. Teta önce ve beta önce arasındaki ilişki ($r=0.758$, $p<.001$) da yüksek ve anlamlıdır, teta ve beta dalgaları arasındaki güçlü ilişkiyi vurgulamaktadır. Teta sonra ve sonra arasındaki ilişki ($r=0.722$, $p<.001$) yine oldukça yüksek ve anlamlıdır, teta ve alfa dalgaları arasında güçlü bir ilişki olduğuna işaret etmektedir. Teta sonra ve beta sonra korelasyonu ($r=0.746$, $p<.001$) bu iki dalga arasında yine güçlü ve anlamlı bir ilişki olduğunu göstermektedir. Alfa ve beta önce korelasyon ise ($r=0.749$, $p<.001$) oldukça yüksek ve anlamlıdır. Orta derecede anlamlı bulunan ilişkiler, delta önce ve teta sonra korelasyon değeri ($r=0.472$, $p=0.042$) bu iki dalga arasında orta derecede ve anlamlı bir ilişki olduğunu göstermektedir. Delta ve alfa önce arasındaki ilişki ($r=0.475$, $p=0.040$) orta derecede ve anlamlıdır, delta ve alfa dalgaları arasında belirgin bir koordinasyon olduğuna işaret etmektedir. Delta ve alfa sonra korelasyonu ($r=0.540$, $p=0.017$), bu iki dalga arasında zaman içinde devam eden orta derecede ve anlamlı bir ilişki olduğunu göstermektedir. Delta ve beta sonra arasındaki ilişki ($r=0.575$, $p=0.010$) de orta derecede ve anlamlıdır, delta ve beta dalgaları arasındaki ilişkinin sürekliliğini göstermektedir. Teta önce ve sonra korelasyon değeri ($r=0.543$, $p=0.016$) bu iki dalga arasında orta derecede ve anlamlı bir ilişki olduğunu belirtmektedir. Teta ve alfa önce ilişkisi ($r=0.606$, $p=0.006$), teta ve alfa dalgaları arasında orta derecede ve anlamlı bir koordinasyon olduğunu göstermektedir. Teta sonra ve beta önce arasındaki korelasyon ($r=0.491$, $p=0.033$) teta ve beta dalgaları arasında orta derecede ve anlamlı bir ilişkiyi işaret etmektedir. Alfa önce ve sonrası ($r=0.543$, $p=0.016$) alfa dalgaları arasında orta derecede ve süreklilik gösteren bir koordinasyonu ifade etmektedir. Alfa ve beta sonra korelasyon değeri ($r=0.484$, $p=0.036$), alfa ve beta dalgaları arasında orta derecede ve anlamlı bir ilişki olduğuna işaret etmektedir.

Parietal lob delta bandında korelasyon katsayısı ($r=0.609$) değeri, önce ve sonra ölçümleri arasında orta derecede güçlü bir pozitif korelasyon olduğunu göstermiştir (Şekil 26).



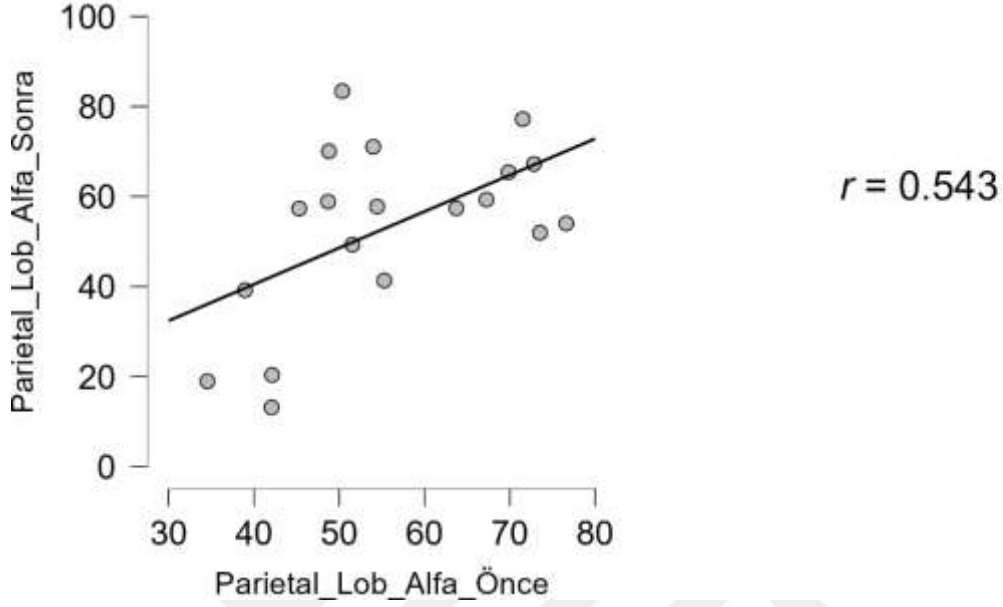
Şekil 26: Delta Bandı Parietal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Teta bandı parietal lobda ($r=0.543$) korelasyon göstermiştir, bu teta dalgalarının öncesi ve sonrası arasında orta seviyede bir pozitif korelasyon olduğunu göstermektedir (Şekil 27).



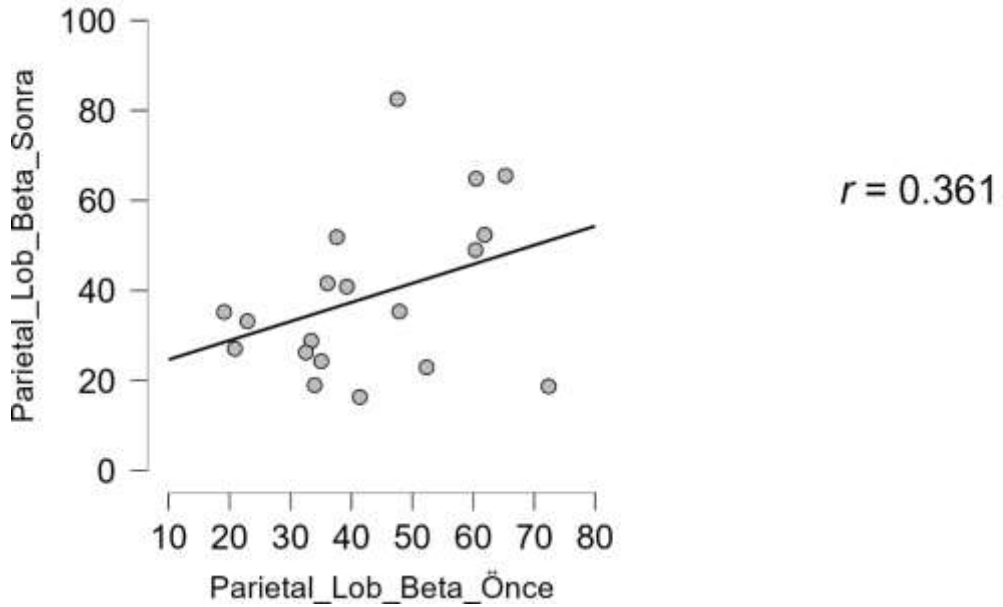
Şekil 27: Teta Bandı Parietal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Alfa bandı korelasyon katsayısı ($r=0.543$) değeri ile parietal lobda öncesi ve sonrası arasında orta seviyede bir pozitif korelasyon olduğunu göstermiştir (Şekil 28).

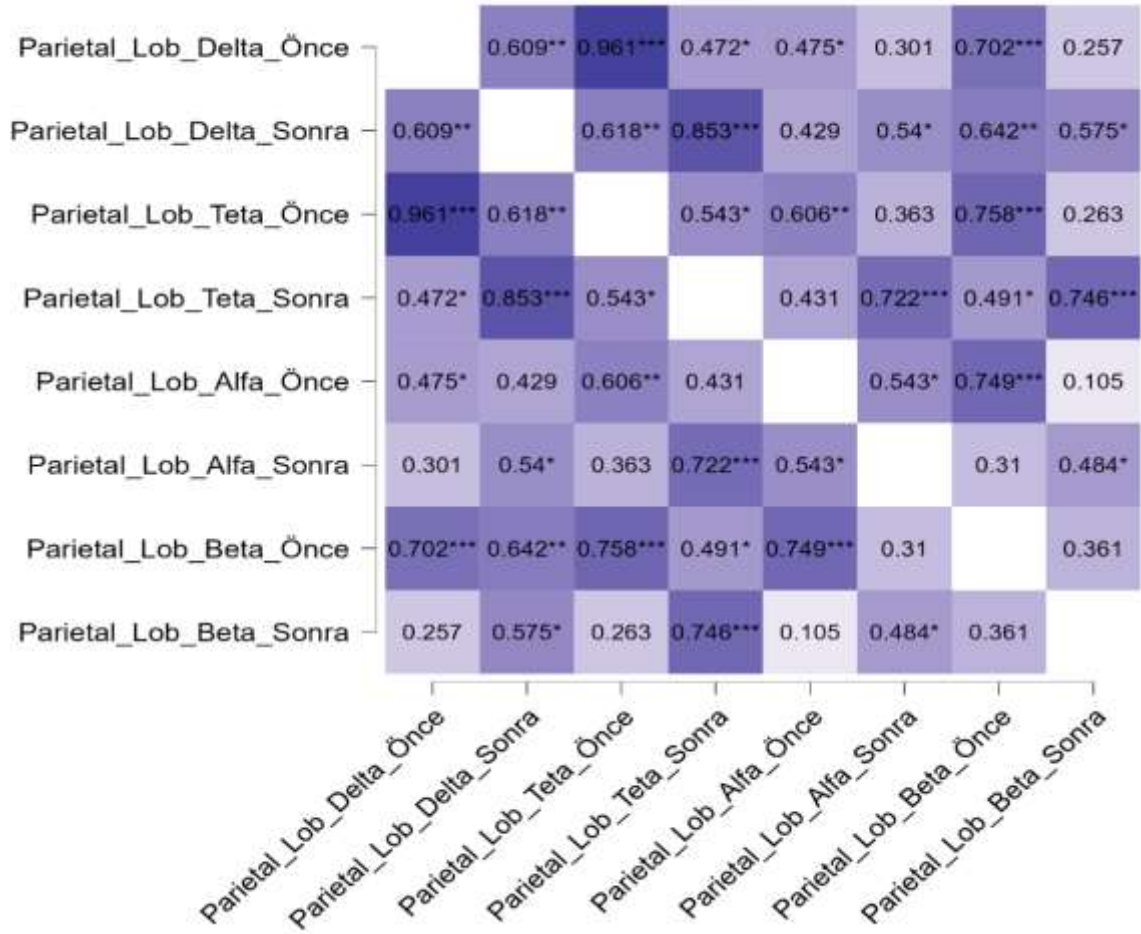


Şekil 28: Alfa Bandı Parietal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Beta bandı parietal lob korelasyon katsayısı ($r=0.361$), ölçümleri arasında düşük derecede pozitif bir korelasyon olduğunu göstermektedir (Şekil 29).



Şekil 29: Beta Bandı Parietal Lob Önce ve Sonra Koherans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)



Şekil 30: Tüm Beyin Koherans, Teta, Delta, Beta, Alfa bandı Pearson Korelasyon Isı Haritası
(Pearson's r heatmap)

Tablo 11: Frontal ilk-son, temporal ilk-son, oksipital ilk-son, parietal ilk-son, Kordans Analizi Pearson Korelasyon Katsayısı (Pearson's r)

		Pearson's r p	
Frontal_İlk	- Frontal_Son	0.645	0.084
Frontal_İlk	- Temporal_İlk	-0.824 ***	< .001
Frontal_İlk	- Temporal_Son	-0.754 *	0.031
Frontal_İlk	- Parietal_İlk	-0.447	0.146
Frontal_İlk	- Parietal_Son	-0.138	0.745
Frontal_İlk	- Oksipital_İlk	-0.355	0.258
Frontal_İlk	- Oksipital_Son	-0.437	0.278
Frontal_İlk	- OrtaHat_İlk	-0.184	0.566
Frontal_İlk	- OrtaHat_Son	0.697	0.055
Frontal_Son	- Temporal_İlk	-0.231	0.582
Frontal_Son	- Temporal_Son	-0.767 **	0.002
Frontal_Son	- Parietal_İlk	-0.686	0.060
Frontal_Son	- Parietal_Son	-0.610 *	0.027
Frontal_Son	- Oksipital_İlk	-0.259	0.535
Frontal_Son	- Oksipital_Son	-0.740 **	0.004
Frontal_Son	- OrtaHat_İlk	-0.381	0.352
Frontal_Son	- OrtaHat_Son	0.665 *	0.013
Temporal_İlk	- Temporal_Son	0.367	0.371
Temporal_İlk	- Parietal_İlk	-0.008	0.981
Temporal_İlk	- Parietal_Son	0.161	0.703
Temporal_İlk	- Oksipital_İlk	0.325	0.303
Temporal_İlk	- Oksipital_Son	0.098	0.817
Temporal_İlk	- OrtaHat_İlk	-0.271	0.395
Temporal_İlk	- OrtaHat_Son	-0.477	0.232
Temporal_Son	- Parietal_İlk	0.684	0.061
Temporal_Son	- Parietal_Son	0.192	0.530
Temporal_Son	- Oksipital_İlk	0.340	0.411
Temporal_Son	- Oksipital_Son	0.748 **	0.003
Temporal_Son	- OrtaHat_İlk	0.357	0.385

Tablo 11: Frontal ilk-son, temporal ilk-son, oksipital ilk-son, parietal ilk-son, Kordans Analizi Pearson Korelasyon Katsayısı (Pearson's r)

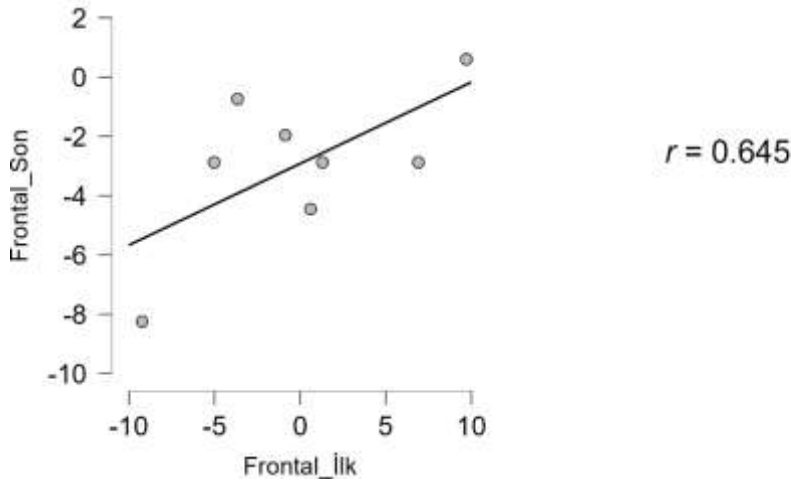
		Pearson's r p	
Temporal_Son	- OrtaHat_Son	-0.758 **	0.003
Parietal_İlk	- Parietal_Son	-0.278	0.506
Parietal_İlk	- Oksipital_İlk	0.063	0.845
Parietal_İlk	- Oksipital_Son	0.452	0.261
Parietal_İlk	- OrtaHat_İlk	0.676 *	0.016
Parietal_İlk	- OrtaHat_Son	-0.425	0.293
Parietal_Son	- Oksipital_İlk	-0.495	0.212
Parietal_Son	- Oksipital_Son	0.243	0.423
Parietal_Son	- OrtaHat_İlk	0.106	0.803
Parietal_Son	- OrtaHat_Son	-0.365	0.220
Oksipital_İlk	- Oksipital_Son	0.366	0.372
Oksipital_İlk	- OrtaHat_İlk	-0.533	0.074
Oksipital_İlk	- OrtaHat_Son	-0.503	0.203
Oksipital_Son	- OrtaHat_İlk	0.366	0.372
Oksipital_Son	- OrtaHat_Son	-0.525	0.066
OrtaHat_İlk	- OrtaHat_Son	0.024	0.955

* p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Frontal ilk ve temporal İlk ($r=-0.824$, $p<.001$) güçlü bir negatif korelasyondur, bu iki bölge arasında önemli bir ters yönlü ilişki olduğunu göstermektedir. İstatistiksel olarak son derece anlamlıdır. Frontal ilk ve temporal son ($r=-0.754$, $p=0.031$) ilişkisi de anlamlı bir negatif korelasyondur. Frontal son ve temporal son ($r=-0.767$, $p=0.002$) arasındaki güçlü negatif korelasyon, bu bölgelerin işlevsel olarak ters yönde ilişkili olduğunu göstermektedir. Frontal son ve parietal son ($r=-0.610$, $p=0.027$) negatif bir korelasyondur, bu iki bölge arasında anlamlı bir ilişki olduğunu göstermektedir. Frontal son ve oksipital son ($r=-0.740$, $p=0.004$) yüksek negatif korelasyondur, frontal son ile oksipital son arasında önemli bir ters yönlü ilişkiyi işaret etmektedir. Frontal son ve orta hatta son ($r=0.665$, $p=0.013$) ise pozitif korelasyon göstermiştir, bu bölgeler arasındaki ilişkinin anlamlı olduğunu göstermektedir. Temporal son ve oksipital son ($r=0.748$, $p=0.003$) güçlü bir

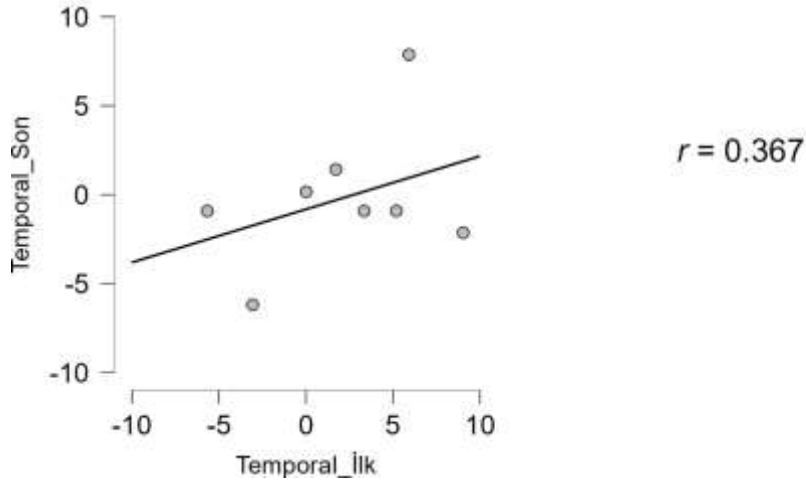
pozitif korelasyon göstermiştir. Temporal son ve orta hat son ($r=-0.758$, $p=0.003$) güçlü negatif korelasyon göstermiştir, temporal son bölgesindeki artışların orta hat son bölgesinde azalmalara neden olabileceğini gösterir. Parietal ilk ve orta hat ilk ($r=0.676$, $p=0.016$) pozitif korelasyondur, parietal ilk ve orta hat ilk bölgeleri arasında anlamlı bir ilişki olduğunu göstermektedir.

Kordans parametresi analiz edildiğinde frontal lobun ilk ve son ölçümleri arasında rastlanan ($r=0.645$) korelasyon katsayısı, ölçümler arasında orta ve yüksek düzeyde bir pozitif korelasyon olduğunu göstermiştir (Şekil 31).



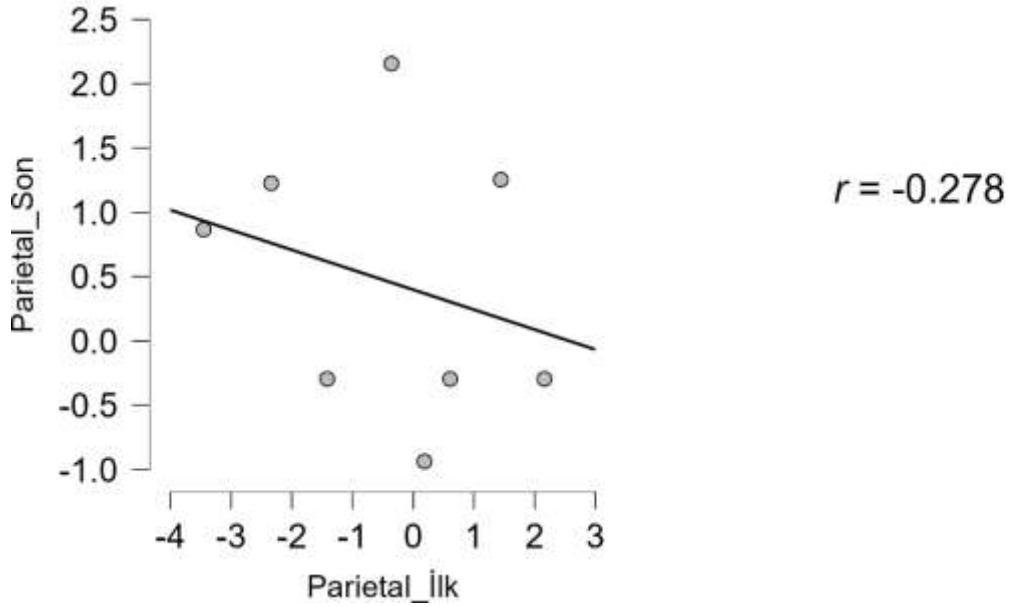
Şekil 31: Frontal Lob ilk ve son Kordans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Temporal lobun kordans ilk ve son ölçümleri arasındaki ($r=0.367$) korelasyon katsayısı, bu iki ölçüm arasında düşük derecede pozitif bir ilişkinin varlığını göstermektedir (Şekil 32).



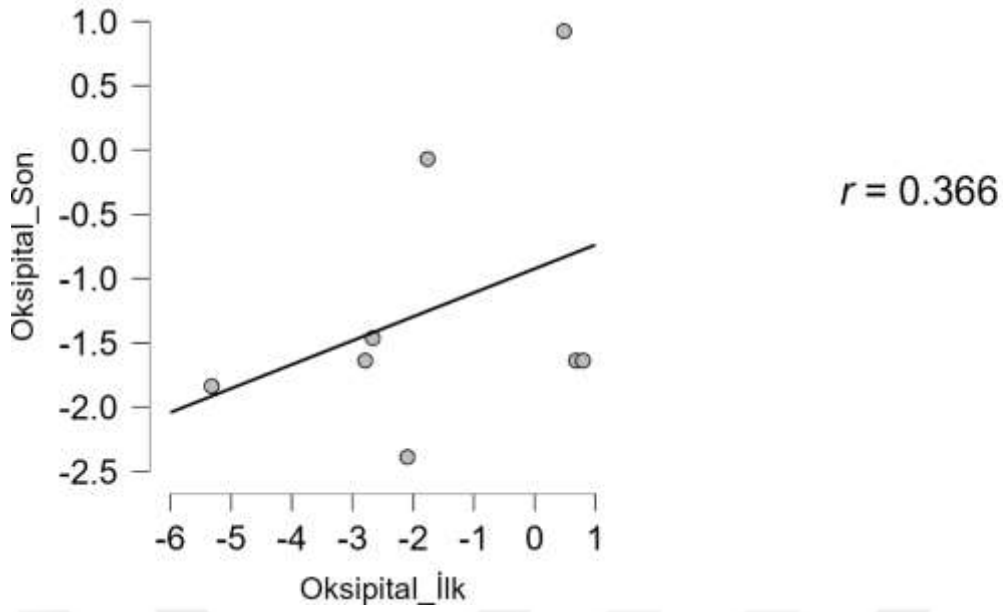
Şekil 32: Temporal Lob ilk ve son Kordans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Parietal lob kordans ölçümleri arasındaki negatif korelasyon ($r=-0.278$), ölçümler arasında zayıf ve ters bir ilişki olduğunu göstermiştir (Şekil 33).



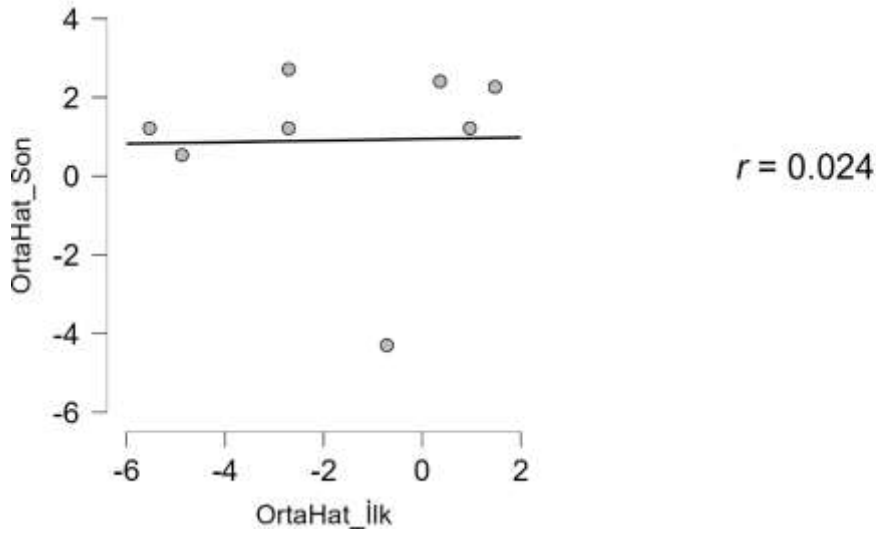
Şekil 33: Parietal Lob ilk ve son Kordans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Oksipital lobda kordans önce ve sonra ($r=0.366$) korelasyon katsayısı, düşük düzeyde pozitif korelasyon olduğunu göstermektedir (Şekil 34).

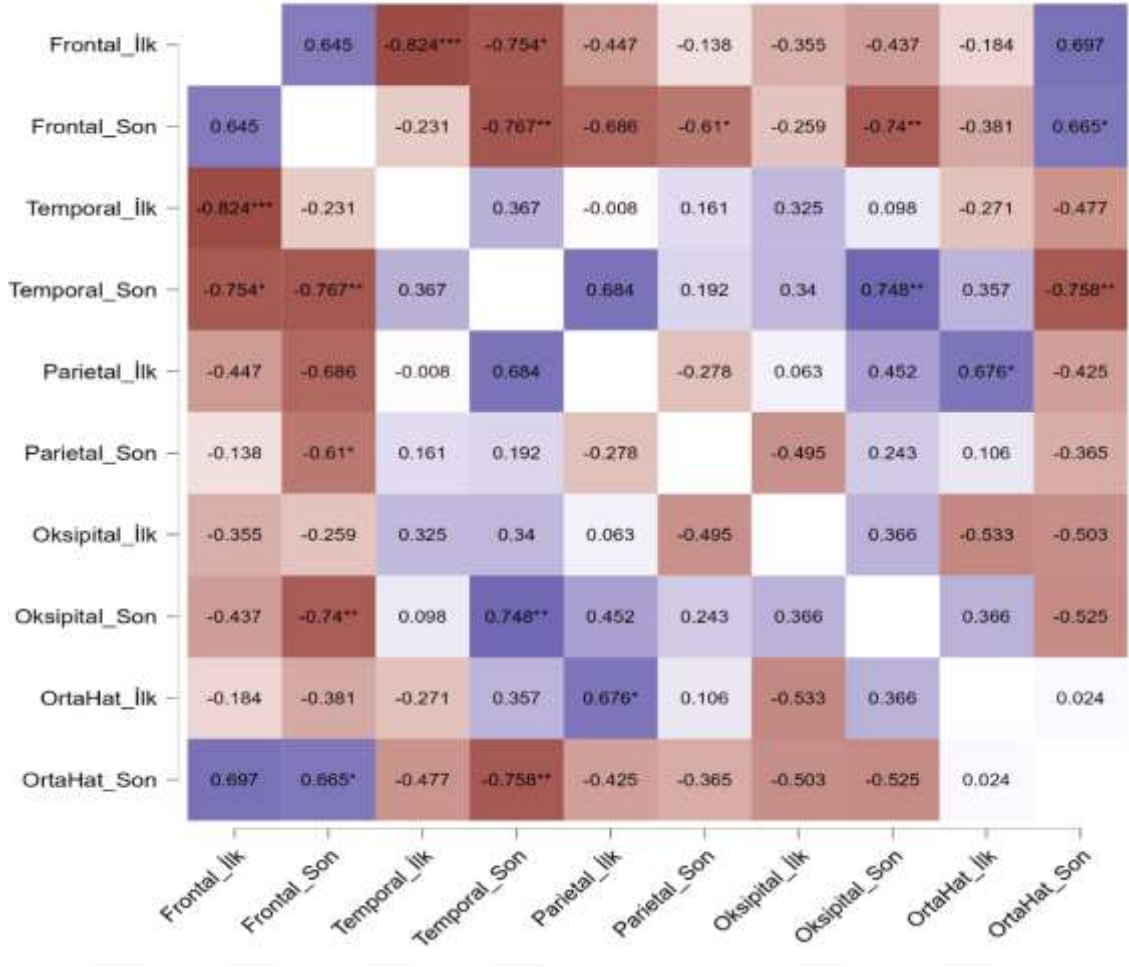


Şekil 34: Oksipital Lob ilk ve son Kordans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Orta hat (Fz, Cz, Pz) kordans parametresinin önce ve sonraki ölçütlerini analiz ettiğimizde ($r=0.024$) korelasyon katsayısı, neredeyse hiçbir doğrusal ilişkinin olmadığını göstermektedir (Şekil 35).



Şekil 35: Orta hat ilk ve son Kordans, Dağılım Grafiği (Scatter Plot)



Şekil 36: Frontal ilk-son, temporal ilk-son, oksipital ilk-son, parietal ilk-son, ve orta hat ilk-son, Kordans Pearson Korelasyon Isı Haritası (Pearson's r heatmap)

Zamanın ilk ve son EEG korelasyonları üzerindeki etkisi, Kısmi Korelasyon yöntemi kullanılarak analiz edilmiştir.

Tablo 12: Tüm Beyin Alfa, Beta, Teta, Delta, Koherans Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations)

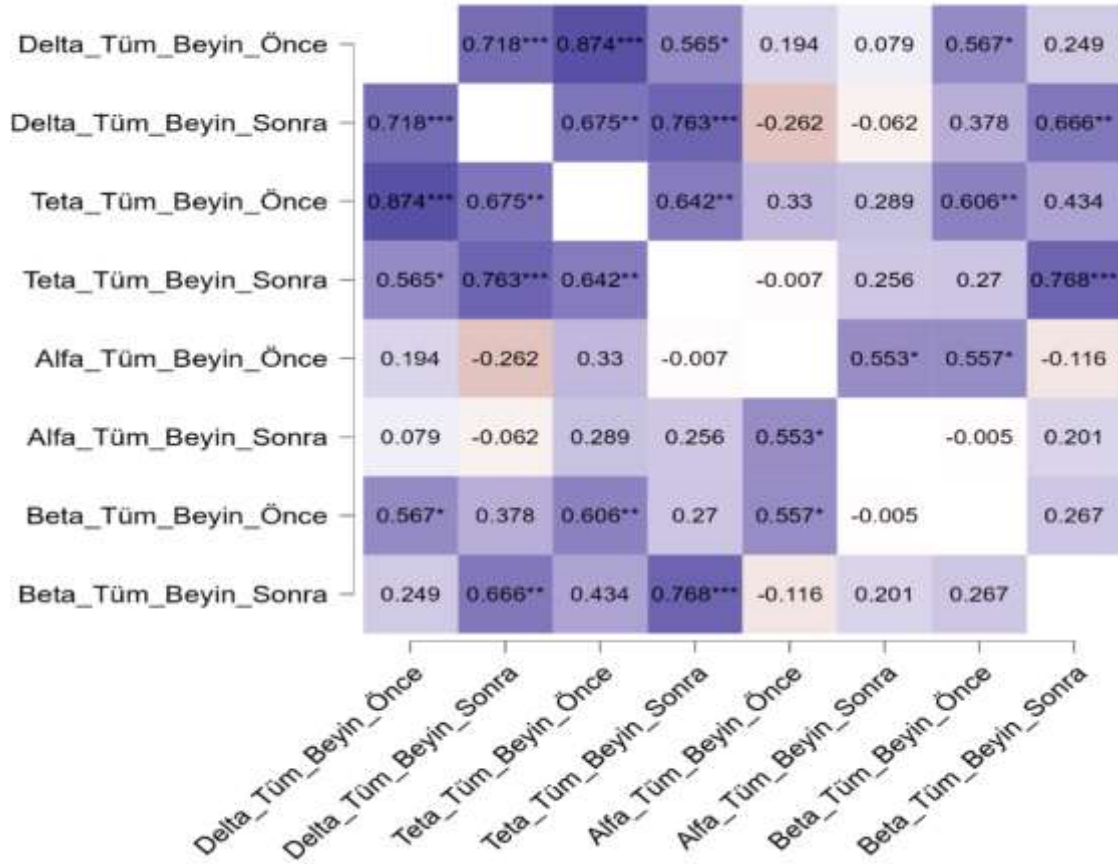
Pearson's Partial Correlations

		Pearson's r	p
Delta_Tüm_Beyin_Önce	- Delta_Tüm_Beyin_Sonra	0.718	*** < .001
Delta_Tüm_Beyin_Önce	- Teta_Tüm_Beyin_Önce	0.874	*** < .001
Delta_Tüm_Beyin_Önce	- Teta_Tüm_Beyin_Sonra	0.565	* 0.015
Delta_Tüm_Beyin_Önce	- Alfa_Tüm_Beyin_Önce	0.194	0.440
Delta_Tüm_Beyin_Önce	- Alfa_Tüm_Beyin_Sonra	0.079	0.755
Delta_Tüm_Beyin_Önce	- Beta_Tüm_Beyin_Önce	0.567	* 0.014
Delta_Tüm_Beyin_Önce	- Beta_Tüm_Beyin_Sonra	0.249	0.319
Delta_Tüm_Beyin_Sonra	- Teta_Tüm_Beyin_Önce	0.675	** 0.002
Delta_Tüm_Beyin_Sonra	- Teta_Tüm_Beyin_Sonra	0.763	*** < .001
Delta_Tüm_Beyin_Sonra	- Alfa_Tüm_Beyin_Önce	-0.262	0.293
Delta_Tüm_Beyin_Sonra	- Alfa_Tüm_Beyin_Sonra	-0.062	0.807
Delta_Tüm_Beyin_Sonra	- Beta_Tüm_Beyin_Önce	0.378	0.122
Delta_Tüm_Beyin_Sonra	- Beta_Tüm_Beyin_Sonra	0.666	** 0.003
Teta_Tüm_Beyin_Önce	- Teta_Tüm_Beyin_Sonra	0.642	** 0.004
Teta_Tüm_Beyin_Önce	- Alfa_Tüm_Beyin_Önce	0.330	0.181
Teta_Tüm_Beyin_Önce	- Alfa_Tüm_Beyin_Sonra	0.289	0.244
Teta_Tüm_Beyin_Önce	- Beta_Tüm_Beyin_Önce	0.606	** 0.008
Teta_Tüm_Beyin_Önce	- Beta_Tüm_Beyin_Sonra	0.434	0.072
Teta_Tüm_Beyin_Sonra	- Alfa_Tüm_Beyin_Önce	-0.007	0.978
Teta_Tüm_Beyin_Sonra	- Alfa_Tüm_Beyin_Sonra	0.256	0.305
Teta_Tüm_Beyin_Sonra	- Beta_Tüm_Beyin_Önce	0.270	0.278
Teta_Tüm_Beyin_Sonra	- Beta_Tüm_Beyin_Sonra	0.768	*** < .001
Alfa_Tüm_Beyin_Önce	- Alfa_Tüm_Beyin_Sonra	0.553	* 0.017
Alfa_Tüm_Beyin_Önce	- Beta_Tüm_Beyin_Önce	0.557	* 0.016
Alfa_Tüm_Beyin_Önce	- Beta_Tüm_Beyin_Sonra	-0.116	0.648
Alfa_Tüm_Beyin_Sonra	- Beta_Tüm_Beyin_Önce	-0.005	0.985
Alfa_Tüm_Beyin_Sonra	- Beta_Tüm_Beyin_Sonra	0.201	0.425
Beta_Tüm_Beyin_Önce	- Beta_Tüm_Beyin_Sonra	0.267	0.283

Note. Conditioned on variables: Time_Interval_Ay.

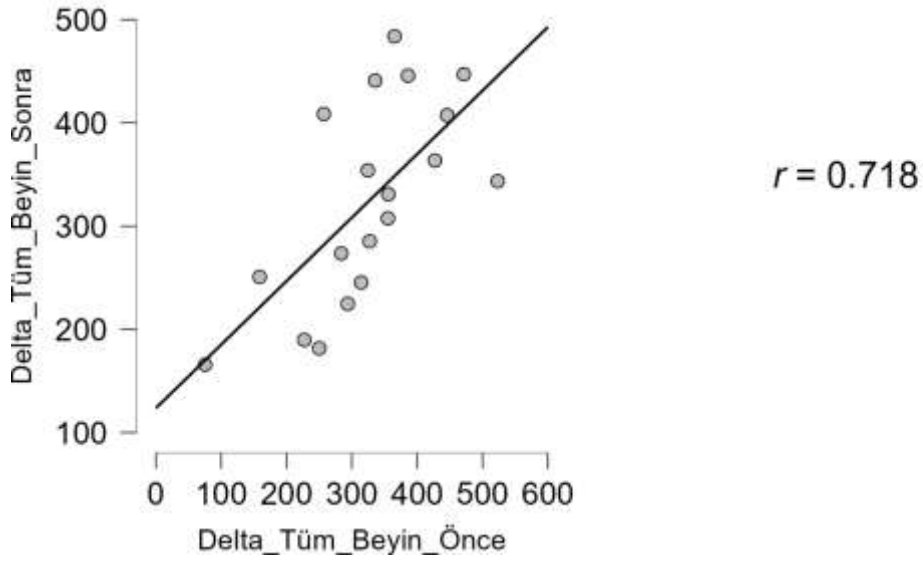
* p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Tüm beyinde delta önce ve sonra ($r=0.718$, $p<.001$), teta önce ve sonra ($r=0.642$, $p=0.004$) arasında güçlü ve anlamlı bir pozitif korelasyon gözlemlenmiştir. Delta önce teta önce ($r=0.874$, $p<.001$) arasında çok yüksek ve anlamlı bir pozitif korelasyon bulunmuştur. Delta önce ve beta önce ($r=0.567$, $p=0.014$), delta sonra ve beta sonra ($r=0.666$, $p=0.003$) arasında orta düzeyde ve anlamlı bir pozitif korelasyon vardır. Tüm beyinde delta önce, tüm beyin alfa önce sonrası ve teta sonra, alfa önce gibi birçok ikili arasında düşük ve istatistiksel olarak anlamsız korelasyonlar bulunmuştur (örneğin, $r=0.194$, $p=0.440$ ve $r=-0.007$, $p=0.978$).



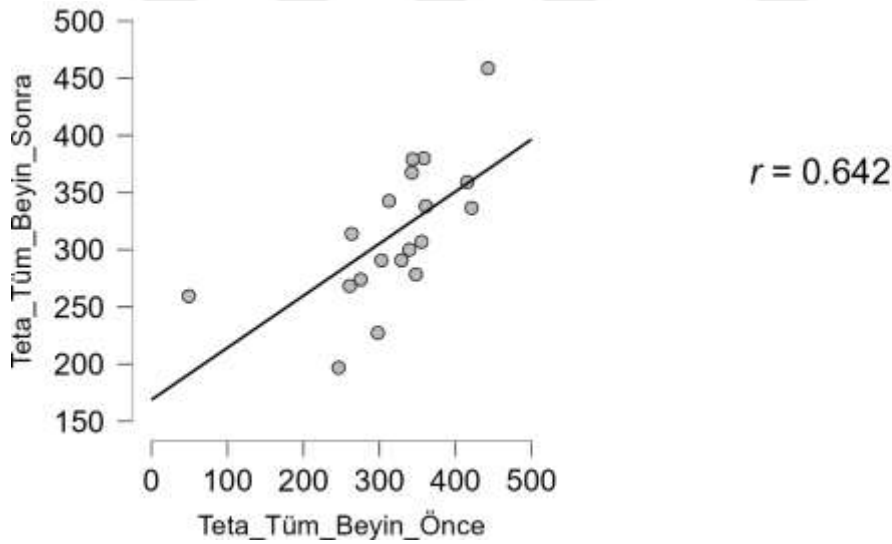
Şekil 37: Tüm Beyin Koherans, Teta, Delta, Beta, Alfa bandı Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations)

Delta bandı tüm beyinde koherans parametreleri dağılım grafiğinde, korelasyon katsayısı ($r=0.718$) öncesi ve sonrası durumları arasında güçlü bir pozitif ilişki sergilemiştir (Şekil 38).



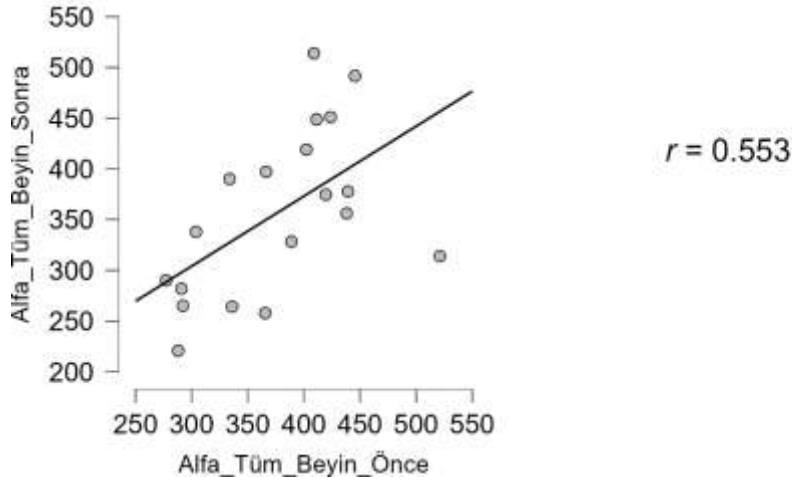
Şekil 38: Delta Bandı tüm beyinde Önce ve Sonra Koherans, Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations) - Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Teta bandı ($r=0.642$) korelasyon katsayısı tüm beyin koheransı orta derecede pozitif bir ilişkiyi işaret etmektedir (Şekil 39).



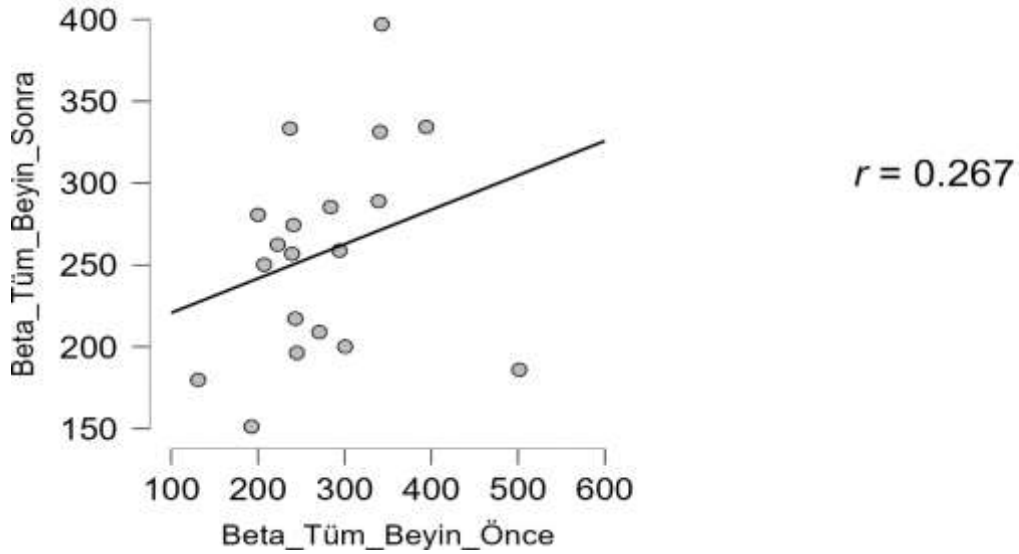
Şekil 39: Teta Bandı tüm beyinde Önce ve Sonra Koherans, Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations) - Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Korelasyon katsayısı ($r=0.553$), alfa bandı için tüm beyin koherans parametreleri arasında orta derecede pozitif ilişki göstermiştir (Şekil 38).



Şekil 40: Alfa Bandı tüm beyinde Önce ve Sonra Koherans, Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations) - Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Tüm beyin koherans beta bandını analiz ettiğimizde korelasyon katsayısı ($r=0.267$) çıkmıştır, bu sonuç dalgalarının ölçüm öncesi ve sonrası değerleri arasında zayıf bir pozitif ilişki olduğunu göstermektedir (Şekil 41).



Şekil 41: Beta Bandı tüm beyinde Önce ve Sonra Koherans, Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations) - Dağılım Grafiği (Scatter Plot)

Tablo 13: Frontal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations)

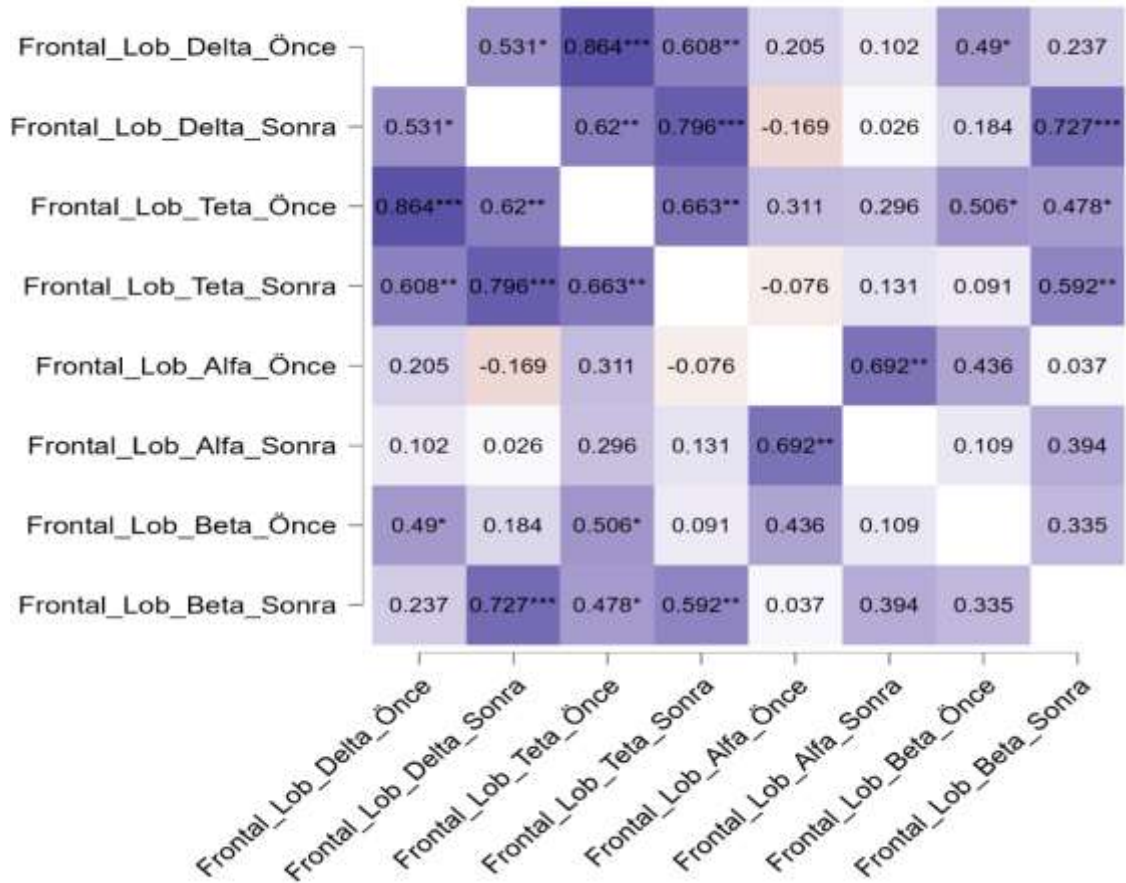
Pearson's Partial Correlations

		Pearson's r	p
Frontal_Lob_Delta_Önce	- Frontal_Lob_Delta_Sonra	0.531 *	0.023
Frontal_Lob_Delta_Önce	- Frontal_Lob_Teta_Önce	0.864 ***	< .001
Frontal_Lob_Delta_Önce	- Frontal_Lob_Teta_Sonra	0.608 **	0.007
Frontal_Lob_Delta_Önce	- Frontal_Lob_Alfa_Önce	0.205	0.415
Frontal_Lob_Delta_Önce	- Frontal_Lob_Alfa_Sonra	0.102	0.686
Frontal_Lob_Delta_Önce	- Frontal_Lob_Beta_Önce	0.490 *	0.039
Frontal_Lob_Delta_Önce	- Frontal_Lob_Beta_Sonra	0.237	0.343
Frontal_Lob_Delta_Sonra	- Frontal_Lob_Teta_Önce	0.620 **	0.006
Frontal_Lob_Delta_Sonra	- Frontal_Lob_Teta_Sonra	0.796 ***	< .001
Frontal_Lob_Delta_Sonra	- Frontal_Lob_Alfa_Önce	-0.169	0.503
Frontal_Lob_Delta_Sonra	- Frontal_Lob_Alfa_Sonra	0.026	0.919
Frontal_Lob_Delta_Sonra	- Frontal_Lob_Beta_Önce	0.184	0.465
Frontal_Lob_Delta_Sonra	- Frontal_Lob_Beta_Sonra	0.727 ***	< .001
Frontal_Lob_Teta_Önce	- Frontal_Lob_Teta_Sonra	0.663 **	0.003
Frontal_Lob_Teta_Önce	- Frontal_Lob_Alfa_Önce	0.311	0.209
Frontal_Lob_Teta_Önce	- Frontal_Lob_Alfa_Sonra	0.296	0.233
Frontal_Lob_Teta_Önce	- Frontal_Lob_Beta_Önce	0.506 *	0.032
Frontal_Lob_Teta_Önce	- Frontal_Lob_Beta_Sonra	0.478 *	0.045
Frontal_Lob_Teta_Sonra	- Frontal_Lob_Alfa_Önce	-0.076	0.764
Frontal_Lob_Teta_Sonra	- Frontal_Lob_Alfa_Sonra	0.131	0.605
Frontal_Lob_Teta_Sonra	- Frontal_Lob_Beta_Önce	0.091	0.718
Frontal_Lob_Teta_Sonra	- Frontal_Lob_Beta_Sonra	0.592 **	0.010
Frontal_Lob_Alfa_Önce	- Frontal_Lob_Alfa_Sonra	0.692 **	0.001
Frontal_Lob_Alfa_Önce	- Frontal_Lob_Beta_Önce	0.436	0.070
Frontal_Lob_Alfa_Önce	- Frontal_Lob_Beta_Sonra	0.037	0.884
Frontal_Lob_Alfa_Sonra	- Frontal_Lob_Beta_Önce	0.109	0.668
Frontal_Lob_Alfa_Sonra	- Frontal_Lob_Beta_Sonra	0.394	0.106
Frontal_Lob_Beta_Önce	- Frontal_Lob_Beta_Sonra	0.335	0.174

Note. Conditioned on variables: Time_Interval_Ay.

* p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Frontal lob delta önce ve sonra ($r=0.531$, $p=0.023$) orta derecede pozitif korelasyonu, göstermektedir. Frontal lob delta ve teta önce ($r=0.864$, $p<.001$) çok güçlü pozitif korelasyon göstermiştir. Delta önce ve teta sonra ($r=0.608$, $p=0.007$) orta derecede güçlü pozitif korelasyon vardır. Delta ve beta önce ($r=0.490$, $p=0.039$) korelasyonu orta düzeyde pozitiftir. Delta sonra ve teta önce ($r=0.620$, $p=0.006$), delta ve teta sonra ($r=0.796$, $p<.001$) her iki durumdada, deltanın sonrası durumu ile tetanın her iki durumu arasında güçlü ve anlamlı ilişkiler bulunmuştur. Frontal lob delta sonra ve beta sonra ($r=0.727$, $p<.001$) arasında güçlü pozitif korelasyon olduğunu göstermektedir. Teta önce ve sonra ($r=0.663$, $p=0.003$), teta ve beta öncesi ($r=0.506$, $p=0.032$) ve teta önce ve beta sonra ($r=0.478$, $p=0.045$) korelasyonları orta derecede güçlü ve kalıcı ilişkiler göstermektedir. Frontal lob teta ve beta ($r=0.592$, $p=0.010$) orta derecede güçlü pozitif korelasyon sergilemiştir Alfa önce ve sonra ($r = 0.692$, $p = 0.001$) ilişkisi güçlü bir pozitif korelasyondur.



Şekil 42: Frontal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans Pearson Korelasyon Isı Haritası
(Pearson's r heatmap)

Tablo 14: Temporal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans, Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations)

Pearson's Partial Correlations

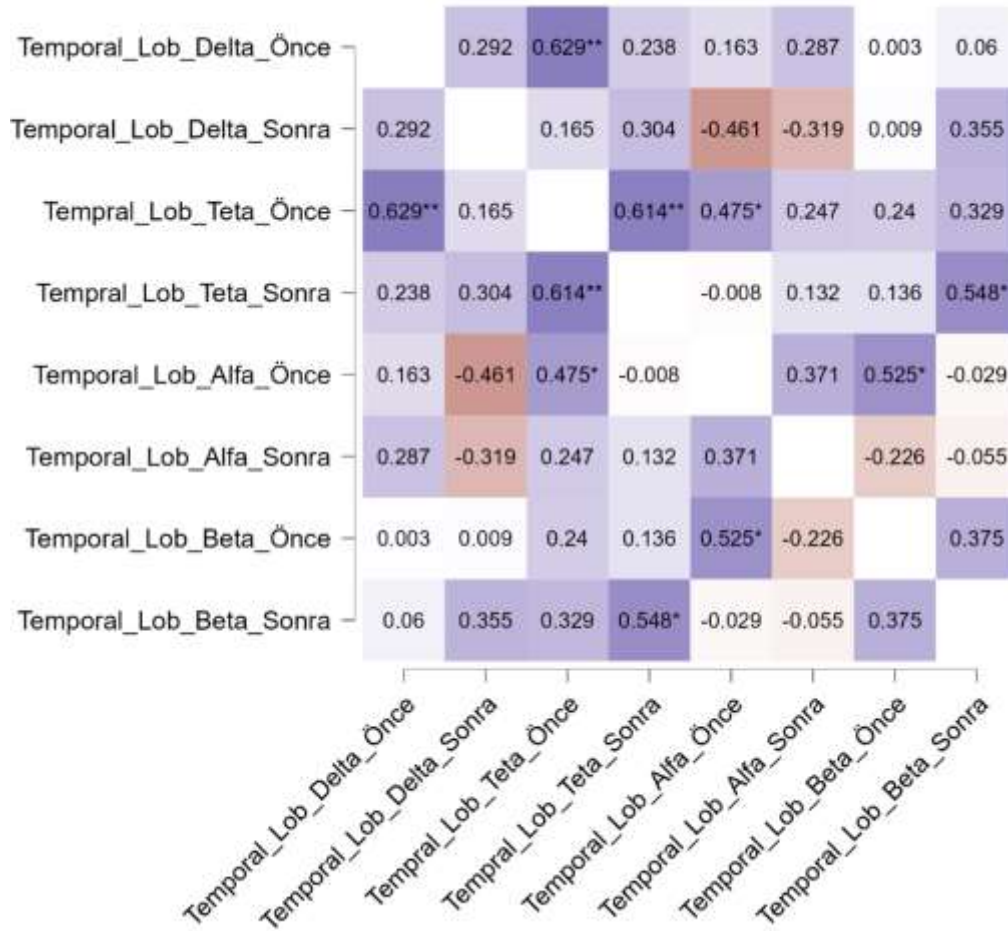
	Pearson's r p	
Temporal_Lob_Delta_Önce - Temporal_Lob_Delta_Sonra	0.292	0.239
Temporal_Lob_Delta_Önce - Temporal_Lob_Teta_Önce	0.629	** 0.005
Temporal_Lob_Delta_Önce - Temporal_Lob_Teta_Sonra	0.238	0.341
Temporal_Lob_Delta_Önce - Temporal_Lob_Alfa_Önce	0.163	0.518
Temporal_Lob_Delta_Önce - Temporal_Lob_Alfa_Sonra	0.287	0.248
Temporal_Lob_Delta_Önce - Temporal_Lob_Beta_Önce	0.003	0.990
Temporal_Lob_Delta_Önce - Temporal_Lob_Beta_Sonra	0.060	0.814
Temporal_Lob_Delta_Sonra - Temporal_Lob_Teta_Önce	0.165	0.513
Temporal_Lob_Delta_Sonra - Temporal_Lob_Teta_Sonra	0.304	0.220
Temporal_Lob_Delta_Sonra - Temporal_Lob_Alfa_Önce	-0.461	0.054
Temporal_Lob_Delta_Sonra - Temporal_Lob_Alfa_Sonra	-0.319	0.197
Temporal_Lob_Delta_Sonra - Temporal_Lob_Beta_Önce	0.009	0.971
Temporal_Lob_Delta_Sonra - Temporal_Lob_Beta_Sonra	0.355	0.149
Temporal_Lob_Teta_Önce - Temporal_Lob_Teta_Sonra	0.614	** 0.007
Temporal_Lob_Teta_Önce - Temporal_Lob_Alfa_Önce	0.475	* 0.046
Temporal_Lob_Teta_Önce - Temporal_Lob_Alfa_Sonra	0.247	0.323
Temporal_Lob_Teta_Önce - Temporal_Lob_Beta_Önce	0.240	0.338
Temporal_Lob_Teta_Önce - Temporal_Lob_Beta_Sonra	0.329	0.183
Temporal_Lob_Teta_Sonra - Temporal_Lob_Alfa_Önce	-0.008	0.974
Temporal_Lob_Teta_Sonra - Temporal_Lob_Alfa_Sonra	0.132	0.601
Temporal_Lob_Teta_Sonra - Temporal_Lob_Beta_Önce	0.136	0.592
Temporal_Lob_Teta_Sonra - Temporal_Lob_Beta_Sonra	0.548	* 0.019
Temporal_Lob_Alfa_Önce - Temporal_Lob_Alfa_Sonra	0.371	0.129
Temporal_Lob_Alfa_Önce - Temporal_Lob_Beta_Önce	0.525	* 0.025
Temporal_Lob_Alfa_Önce - Temporal_Lob_Beta_Sonra	-0.029	0.909
Temporal_Lob_Alfa_Sonra - Temporal_Lob_Beta_Önce	-0.226	0.366
Temporal_Lob_Alfa_Sonra - Temporal_Lob_Beta_Sonra	-0.055	0.827
Temporal_Lob_Beta_Önce - Temporal_Lob_Beta_Sonra	0.375	0.125

Note. Conditioned on variables: Time_Interval_Ay.

* $p < .05$, ** $p < .01$, *** $p < .001$

Öncelikle, temporal lob teta önce ve sonra arasındaki korelasyon ($r=0.614$, $p=0.007$) dikkate değerdir. Teta ve alfa önce arasında da istatistiksel olarak anlamlı, ancak

biraz daha düşük bir korelasyon ($r=0.475$, $p=0.046$) bulunuyor. Alfa ve beta önce arasındaki ilişki ($r=0.525$, $p=0.025$) alfa ve beta dalgaları arasındaki etkileşimin, özellikle başlangıç değerleri açısından, zaman içinde belirgin bir korelasyon sergilemiştir. Temporal lobda alfa bandı önce ve sonra arasında ($r=0.371$, $p=0.129$) ve beta öncesi sonrası arasında ($r=0.375$, $p=0.125$) bulunan orta derecede korelasyonlar, istatistiksel olarak anlamlı değildir. Temporal delta ve teta önce ($r=0.629$, $p=0.005$) ve teta sonra ($r=0.548$, $p=0.019$) belirgin bir korelasyon olduğunu göstermektedir. İstatistiksel olarak anlamsız bulunan sonuçlarda vardır. Örneğin, delta önce ile beta önce ($r=0.003$, $p=0.990$) ve alfa sonra ile beta sonra ($r=-0.055$, $p=0.827$) arasındaki ilişkiler ve diğerleri istatistiksel olarak önemsizdir.



Şekil 43: Temporal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans, Pearson Korelasyon Isı Haritası
(Pearson's r heatmap)

Tablo 15: Oksipital Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans, Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations)

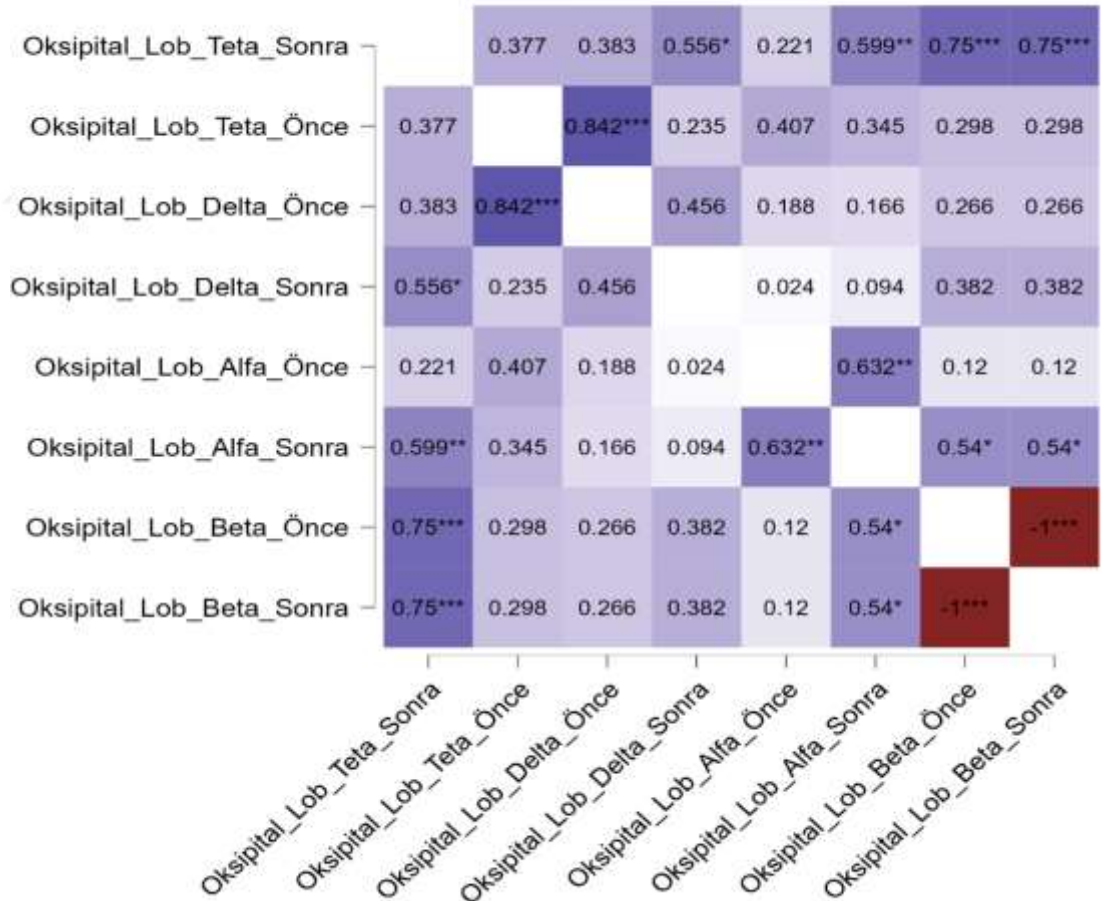
Pearson's Partial Correlations

		Pearson's r	p
Oksipital_Lob_Teta_Sonra	- Oksipital_Lob_Teta_Önce	0.377	0.123
Oksipital_Lob_Teta_Sonra	- Oksipital_Lob_Delta_Önce	0.383	0.117
Oksipital_Lob_Teta_Sonra	- Oksipital_Lob_Delta_Sonra	0.556	* 0.016
Oksipital_Lob_Teta_Sonra	- Oksipital_Lob_Alfa_Önce	0.221	0.379
Oksipital_Lob_Teta_Sonra	- Oksipital_Lob_Alfa_Sonra	0.599	** 0.009
Oksipital_Lob_Teta_Sonra	- Oksipital_Lob_Beta_Önce	0.750	*** < .001
Oksipital_Lob_Teta_Sonra	- Oksipital_Lob_Beta_Sonra	0.750	*** < .001
Oksipital_Lob_Teta_Önce	- Oksipital_Lob_Delta_Önce	0.842	*** < .001
Oksipital_Lob_Teta_Önce	- Oksipital_Lob_Delta_Sonra	0.235	0.347
Oksipital_Lob_Teta_Önce	- Oksipital_Lob_Alfa_Önce	0.407	0.094
Oksipital_Lob_Teta_Önce	- Oksipital_Lob_Alfa_Sonra	0.345	0.162
Oksipital_Lob_Teta_Önce	- Oksipital_Lob_Beta_Önce	0.298	0.231
Oksipital_Lob_Teta_Önce	- Oksipital_Lob_Beta_Sonra	0.298	0.231
Oksipital_Lob_Delta_Önce	- Oksipital_Lob_Delta_Sonra	0.456	0.057
Oksipital_Lob_Delta_Önce	- Oksipital_Lob_Alfa_Önce	0.188	0.456
Oksipital_Lob_Delta_Önce	- Oksipital_Lob_Alfa_Sonra	0.166	0.510
Oksipital_Lob_Delta_Önce	- Oksipital_Lob_Beta_Önce	0.266	0.286
Oksipital_Lob_Delta_Önce	- Oksipital_Lob_Beta_Sonra	0.266	0.286
Oksipital_Lob_Delta_Sonra	- Oksipital_Lob_Alfa_Önce	0.024	0.924
Oksipital_Lob_Delta_Sonra	- Oksipital_Lob_Alfa_Sonra	0.094	0.709
Oksipital_Lob_Delta_Sonra	- Oksipital_Lob_Beta_Önce	0.382	0.118
Oksipital_Lob_Delta_Sonra	- Oksipital_Lob_Beta_Sonra	0.382	0.118
Oksipital_Lob_Alfa_Önce	- Oksipital_Lob_Alfa_Sonra	0.632	** 0.005
Oksipital_Lob_Alfa_Önce	- Oksipital_Lob_Beta_Önce	0.120	0.636
Oksipital_Lob_Alfa_Önce	- Oksipital_Lob_Beta_Sonra	0.120	0.636
Oksipital_Lob_Alfa_Sonra	- Oksipital_Lob_Beta_Önce	0.540	* 0.021
Oksipital_Lob_Alfa_Sonra	- Oksipital_Lob_Beta_Sonra	0.540	* 0.021
Oksipital_Lob_Beta_Önce	- Oksipital_Lob_Beta_Sonra	-1.000	*** < .001

Note. Conditioned on variables: Time_Interval_Ay.

* p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Oksipital lobda teta ve delta sonra ($r=0.556$, $p=0.016$), oksipital lobda teta ve delta dalgalarının son ölçümleri arasında orta derecede güçlü ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğunu göstermektedir. Teta ve alfa sonra ($r=0.599$, $p=0.009$), teta ve alfa dalgaları arasında oksipital lobda güçlü ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmuştur. Oksipital lob teta ve delta önce ($r=0.842$, $p<.001$), teta ve delta dalgalarının önceki ölçümleri arasında çok yüksek ve istatistiksel olarak son derece anlamlı bir ilişki olduğunu göstermektedir. Alfa önce ve sonra ($r=0.632$, $p=0.005$), alfa dalgalarının önceki ve sonraki ölçümleri arasında yüksek ve anlamlı bir korelasyon bulunmuştur. Alfa sonra ve beta ($r=0.540$, $p=0.021$) ve oksipital lob alfa ve beta sonra ($r=0.540$, $p=0.021$), alfa ve beta dalgalarının sonrası ölçümleri arasındaki bu ilişki, orta derecede güçlü ve istatistiksel olarak anlamlıdır. Oksipital lob beta önce ve sonra ($r=-1.000$, $p<.001$), tam negatif korelasyon, beta dalgalarının önceki ve sonraki ölçümleri arasında tam bir negatif orantılılık olduğunu göstermektedir.



Şekil 44: Oksipital Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans, Pearson Korelasyon Isı Haritası
(Pearson's r heatmap)

Tablo 16: Parietal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans, Kısmi Korelasyon (Pearson's Partial Correlations)

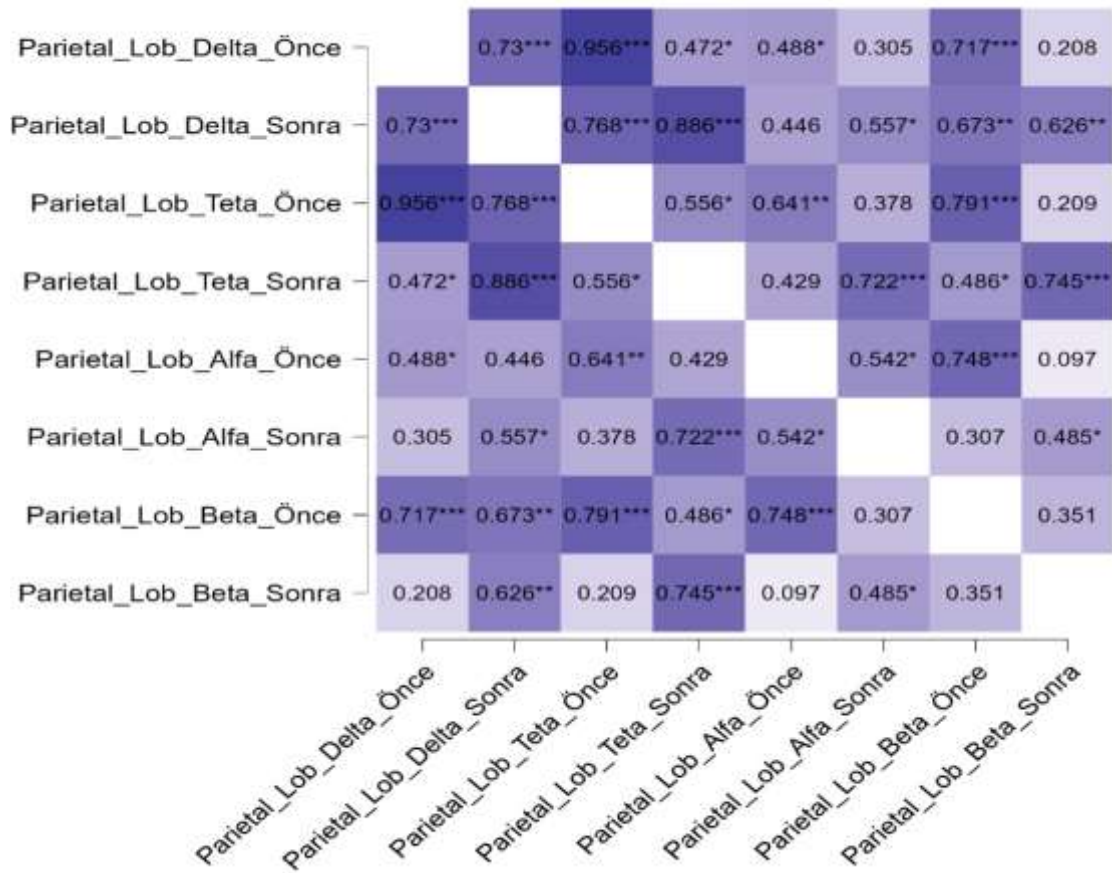
Pearson's Partial Correlations		Pearson's r p		
Parietal_Lob_Delta_Önce - Parietal_Lob_Delta_Sonra	0.730	***	< .001	
Parietal_Lob_Delta_Önce - Parietal_Lob_Teta_Önce	0.956	***	< .001	
Parietal_Lob_Delta_Önce - Parietal_Lob_Teta_Sonra	0.472	*	0.048	
Parietal_Lob_Delta_Önce - Parietal_Lob_Alfa_Önce	0.488	*	0.040	
Parietal_Lob_Delta_Önce - Parietal_Lob_Alfa_Sonra	0.305		0.219	
Parietal_Lob_Delta_Önce - Parietal_Lob_Beta_Önce	0.717	***	< .001	
Parietal_Lob_Delta_Önce - Parietal_Lob_Beta_Sonra	0.208		0.407	
Parietal_Lob_Delta_Sonra - Parietal_Lob_Teta_Önce	0.768	***	< .001	
Parietal_Lob_Delta_Sonra - Parietal_Lob_Teta_Sonra	0.886	***	< .001	
Parietal_Lob_Delta_Sonra - Parietal_Lob_Alfa_Önce	0.446		0.064	
Parietal_Lob_Delta_Sonra - Parietal_Lob_Alfa_Sonra	0.557	*	0.016	
Parietal_Lob_Delta_Sonra - Parietal_Lob_Beta_Önce	0.673	**	0.002	
Parietal_Lob_Delta_Sonra - Parietal_Lob_Beta_Sonra	0.626	**	0.005	
Parietal_Lob_Teta_Önce - Parietal_Lob_Teta_Sonra	0.556	*	0.016	
Parietal_Lob_Teta_Önce - Parietal_Lob_Alfa_Önce	0.641	**	0.004	
Parietal_Lob_Teta_Önce - Parietal_Lob_Alfa_Sonra	0.378		0.122	
Parietal_Lob_Teta_Önce - Parietal_Lob_Beta_Önce	0.791	***	< .001	
Parietal_Lob_Teta_Önce - Parietal_Lob_Beta_Sonra	0.209		0.405	
Parietal_Lob_Teta_Sonra - Parietal_Lob_Alfa_Önce	0.429		0.076	
Parietal_Lob_Teta_Sonra - Parietal_Lob_Alfa_Sonra	0.722	***	< .001	
Parietal_Lob_Teta_Sonra - Parietal_Lob_Beta_Önce	0.486	*	0.041	
Parietal_Lob_Teta_Sonra - Parietal_Lob_Beta_Sonra	0.745	***	< .001	
Parietal_Lob_Alfa_Önce - Parietal_Lob_Alfa_Sonra	0.542	*	0.020	
Parietal_Lob_Alfa_Önce - Parietal_Lob_Beta_Önce	0.748	***	< .001	
Parietal_Lob_Alfa_Önce - Parietal_Lob_Beta_Sonra	0.097		0.703	
Parietal_Lob_Alfa_Sonra - Parietal_Lob_Beta_Önce	0.307		0.215	
Parietal_Lob_Alfa_Sonra - Parietal_Lob_Beta_Sonra	0.485	*	0.041	
Parietal_Lob_Beta_Önce - Parietal_Lob_Beta_Sonra	0.351		0.154	

Note. Conditioned on variables: Time_Interval_Ay.

* p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Parietal lobda, delta ve teta dalgaları arasındaki ilişkiler, özellikle dikkate değerdir. Başlangıçta delta ve teta önce arasında gözlemlenen son derece yüksek

korelasyon ($r=0.956$) bulunmuştur. Delta ve teta sonra arasında güçlü korelasyon ($r=0.886$) vardır. Teta ve beta dalgaları arasında, başlangıçta teta ve beta önce arasında ($r=0.791$) ve son değerlerde teta ve beta sonra arasında ($r=0.745$) gözlemlenen yüksek korelasyonlar bulunmuştur. Alfa ve beta dalgaları arasındaki ilişkide, özellikle başlangıçta alfa ve beta önce arasında ($r=0.748$) korelasyon yüksektir. Delta sonra ve beta önce arasında ($r=0.673$) ve delta ve beta sonra arasında ($r=0.626$) orta ve güçlü derece korelasyon bulunmuştur. Teta ve alfa önce arasındaki ilişki ($r=0.641$), alfa önce ve sonra arasındaki ilişki ($r=0.542$), teta önce ve sonra arasındaki ilişki ($r=0.556$) da anlamlı bulunmuştur. Delta ve alfa önce arasındaki ilişki ($r=0.488$), delta önce ve beta sonra arasındaki ilişki ($r=0.472$), daha düşük korelasyon düzeylerine sahiptir. Teta sonra ve beta önce ($r=0.486$) ile alfa ve beta sonra ($r=0.485$), bu frekansların son değerleri düşük derecede anlamlıdır.



Şekil 45: Parietal Lob Alfa, Beta, Teta, Delta bandı, Koherans, Pearson Korelasyon Isı Haritası
(Pearson's r heatmap)

4.2. Bulgular Özet

Var olan bulgular beyin dalgalarının sürekliliğini, dominant korelasyonları ve karmaşıklığını ayrıntılı bir şekilde ortaya koymuştur.

Delta ve teta dalgalarının dominant sürekliliği dikkat çekmektedir. Beynin tüm bölgelerinde delta ve teta dalgaları arasında güçlü ve sürekli pozitif korelasyonlar (örneğin, $r=0.761$, $p<.001$) gözlemlenmiştir. Bu, delta ve teta dalgalarının zaman içinde tutarlılığını ve etkileşimini göstermektedir. Özellikle parietal ve oksipital loblarda bu ilişki daha baskın ve belirgin hale gelmiştir.

Oksipital lobda beta dalgalarının önceki ve sonraki durumları arasında mükemmel korelasyonlar ($r=1.000$, $p<.001$) dikkat çekmiş, bu da beta dalgalarının bu bölgedeki dominantlığını ve uyanıklık ile dikkat süreçlerindeki rolünü işaret etmektedir. Frontal lobda ise beta dalgaları, alfa ve teta dalgalarıyla anlamlı ilişkiler sergileyerek bu bölgedeki etkileşimlerini vurgulamıştır.

Alfa dalgaları, genellikle diğer dalga türleriyle düşük ve anlamsız korelasyonlar sergilemiştir. Bu durum, alfa dalgalarının beyin fonksiyonlarındaki daha bağımsız ve otonom rolünü göstermektedir.

Frontal ve temporal loblar arasında özellikle negatif yönde güçlü korelasyonlar (örn. $r=-0.824$, $p<.001$) bulunmuştur. Bu bulgu, bu bölgeler arasındaki ters yönlü işlevsel ilişkileri göstermektedir.

Bu bulgular, beyin dalgalarının hem bireysel hem de bütünsel olarak beyin işlevselliğindeki önemini vurgulamaktadır. Özellikle delta ve teta dalgalarının baskınlığı ve sürekliliği, beta dalgalarının oksipital lobdaki tutarlılığı ve alfa dalgalarının daha bağımsız rolü, beyin fonksiyonlarındaki çeşitli ve karmaşık etkileşimlerin anlaşılmasında önemli unsurlar olarak değerlendirilmelidir.

5. TARTIŞMA

Tüm beyin koherans sonuçlarına baktığımızda delta, teta ve beta frekans bantları arasındaki yüksek korelasyonlar, bu dalga frekanslarının zaman içinde belirli bir oranda sabit kaldığını ve bu frekans bantlarında önemli bir değişimin olmadığını göstermektedir. En yüksek korelasyonun gözlemlenmesi ile kalıcılığın tüm beyin genelinde teta ve beta frekanslarında olduğu gözlemlenmiştir.

Frontal lob koherans bağımlı değişken t-test istatistiksel analizini incelediğimizde, Frontal lobda önce kaydedilen delta ile önce kaydedilen teta frekansı arasındaki anlamlılığın yüksek oranda bulunması ve aynı şekilde, delta frekansının sonra ile teta frekansının sonraki verileri arasındaki ilişki de oldukça anlamlıdır. Bu bulgular, delta ve teta beyin dalgalarının frontal lobdaki aktiviteleri arasında güçlü ve istikrarlı bir ilişki olduğunu göstermektedir. Benzer şekilde, frontal lobda önce alınan alfa frekansları ile sonra alınan alfa frekansları arasındaki ilişki de iyi derecede güçlüdür ve anlamlı bulunmuştur. Bu sonuçlar, alfa beyin dalgalarının frontal lob aktivitelerinde zaman içinde kararlı bir şekilde değişmediğini göstermektedir. Frontal lobda delta sonra verileri ile beta sonra verileri arasındaki ilişkinin oldukça güçlü olduğunu ve anlamlı olduğunu gözlemledik. Bu sonuçlar, delta ve beta beyin dalgalarının zaman içinde önemli bir kararlılık gösterdiğini ve bu dalga türlerinin frontal lob aktiviteleri arasındaki güçlü bir ilişkiyi yansıttığını göstermektedir. Teta, delta ve beta dalgalarının frontal lob aktiviteleri ile istikrarlı ilişkiler gösterdiği ve bu ilişkilerin güçlü veya orta derecede olduğu görülmektedir. Delta dalgaları ise daha zayıf bir ilişkiye sahiptir, ancak bu ilişki yine de istatistiksel olarak anlamlıdır.

Temporal lobdaki, delta ve teta dalgalarının öncesi ölçümleri arasında pozitif ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunması, bu iki dalga türü arasında orta düzeyde, ancak güçlü bir ilişkinin varlığını göstermektedir. Bu, delta ve teta dalgalarının temporal lobdaki işlevlerinin birbirine bağlı olabileceğini ve bu lobun bilişsel işlevleriyle ilişkili olabileceğini düşündürmektedir. Buna ek olarak, delta sonra ve alfa önce verileri arasındaki negatif yönlü ve istatistiksel olarak anlamlı korelasyon, bu iki dalga türü arasında ters yönlü bir ilişkinin var olduğunu düşündürmektedir. Bu, delta ve alfa dalgalarının temporal lobdaki farklı işlevsel rolleri veya etkileşimleri üzerine önemli

ipuçları sunabilir. Ayrıca, teta frekansında önce ve sonra ölçümleri arasında tespit edilen pozitif ve istatistiksel olarak anlamlı korelasyon, teta dalgalarının temporal lobdaki ölçümleri arasında belirgin bir süreklilik gösterdiğini ortaya koymaktadır. Bu, teta dalgalarının bu lobda belirli bir kararlılık gösterdiği sonucunu vermektedir. Temporal lobda son olarak, alfa ve beta frekanslarının önceki verileri arasındaki pozitif ve istatistiksel olarak anlamlı ilişki, alfa ve beta dalgaları arasında başlangıç ölçümlerinde belirgin bir ilişkinin varlığını belirtmektedir. Bu bulgu, alfa ve beta dalgalarının temporal lobdaki belirli işlevsel vurgulamaktadır. Temporal lobdaki analiz sonuçları, temporal lobdaki beyin dalgalarının birbiriyle olan karmaşık etkileşimlerini ve bu etkileşimlerin zaman içindeki dinamiklerini aydınlatmaktadır. Özellikle, delta ve teta dalgaları arasındaki ilişkinin gücü ve alfa ile beta dalgaları arasındaki başlangıç ölçümlerindeki belirgin korelasyon, bu lobun farklı beyin dalgalarının işlevsel rolleri arasındaki karmaşık bağlantıları göstermektedir. Bu sonuçlar, temporal lobun fonksiyonel karmaşıklığını ve bu lobun bilişsel işlevlerdeki potansiyel rolünü daha iyi anlamamıza yardımcı olabilir.

Oksipital lobda teta sonra ve beta önce arasındaki yüksek korelasyon, bu iki frekans bandı arasında son derece anlamlı ve güçlü bir pozitif ilişkinin varlığını göstermektedir. Benzer şekilde, teta ve beta sonra arasındaki eşdeğer korelasyon, teta ve beta dalgalarının sonraki durumları arasında da güçlü bir bağlantı olduğunu işaret etmektedir. Bu bulgular, oksipital lobun bu iki frekans bandında dinamik bir etkileşim içinde olduğunu düşündürmektedir. Diğer yandan, teta ve delta önce arasındaki çok yüksek korelasyon, teta ve delta dalgalarının arasında öncesinde olağanüstü güçlü bir ilişki olduğunu belirtmektedir. Bu, belki de oksipital lobun bu dalgalar arasında bir tür hazırlık ya da ayar mekanizması sergilediğine işaret edebilir. Özellikle dikkate değer olan oksipital lob önce ve sonra arasındaki mükemmel korelasyon (1.000), beta dalgalarının zaman içinde kararlılığını ve oksipital lobun bu frekans bandında önemli bir tutarlılık gösterdiğini vurgulamaktadır. Bu, beta dalgalarının oksipital lobun işlevselliği açısından merkezi bir rol oynadığını düşündürmektedir. Orta düzeydeki korelasyonlar ise, teta ve delta dalgalarının sonrası ile alfa dalgalarının önce ve sonra arasında önemli, ancak daha az yoğun ilişkiler olduğunu göstermektedir. Bu, farklı frekans bantlarının oksipital lobdaki işlevlerinin birbirine bağlı olmasına rağmen, her bir frekans bandının kendine has özellikleri ve işlevleri olduğu anlamına gelmektedir. En yüksek korelasyonlar ve zaman içindeki kararlılık açısından bakıldığında, beta ve delta dalgaları daha kararlı kalmıştır. Bu, oksipital lobun bu frekans bantlarında gösterdiği yüksek düzeyde fonksiyonel

tutarlılığı ve bu dalgaların beyin faaliyetlerindeki potansiyel önemini vurgulamaktadır. Sonuç olarak, bu korelasyon analizi, oksipital lobun farklı beyin dalgaları arasındaki etkileşim ve bu etkileşimlerin zaman içindeki kararlılığını gözler önüne sermektedir. Bulgular, oksipital lobun fonksiyonel karmaşıklığını ve bu frekans bantları arasındaki dinamik etkileşimin önemini ortaya koymaktadır. Bu çalışma, oksipital lobun beyin faaliyetleri üzerindeki etkisinin daha iyi anlaşılması için değerli bilgiler sunmaktadır.

Parietal lob da bulunan, delta ve teta dalgaları arasında delta ve teta önce korelasyonu son derece yüksek ve anlamlı olarak bulunmuştur. Bu parietal lobda delta ve teta dalgalarının güçlü bir şekilde ilişkili olduğunu göstermektedir. Benzer şekilde, delta ve beta önce arasındaki korelasyon oldukça yüksek ve anlamlıdır. Bu sonuç, delta ve beta dalgaları arasında da güçlü bir ilişki olduğunu işaret eder. Özellikle dikkat çekici olan, delta ve teta sonra korelasyonu bu iki dalga arasında zaman içinde devam eden güçlü ve anlamlı bir ilişkiyi göstermektedir. Teta ve beta önce, teta ve alfa sonrasındaki ilişkiler de benzer şekilde yüksek ve anlamlı bulunmuştur. Orta derecede anlamlı bulgular, parietal lobda bulunan beyin dalgaları arasındaki ilişkilerin daha detaylı bir resmini çizmektedir. Örneğin, delta önce ve teta sonra arasındaki korelasyon ve delta önce ve alfa önce arasındaki ilişki orta derecede ve anlamlıdır. Bu, delta ve alfa dalgaları arasında belirgin bir koordinasyon olduğuna işaret eder. Bu bulgular, parietal lobda beyin dalgaları arasındaki ilişkilerin sadece anlık değil, zaman içinde süreklilik gösteren ve kararlı bir yapıya sahip olduğunu göstermektedir. Özellikle, aynı dalga türleri arasındaki yüksek korelasyonlar, bu dalgaların belirli fonksiyonel rolleri sürekli olarak sürdürdüğünü ve bu rollerin zaman içinde sabit kaldığını göstermektedir. Bu bulgular, parietal lobda en yüksek korelasyon değerlerine sahip olan dalga formları şu şekilde sıralanabilir; delta önce ve teta önce son derece yüksek ve anlamlı bulunmuştur. Bu, delta ve teta dalgalarının parietal lob da en yüksek düzeyde ilişki içerisinde olduğunu göstermektedir. Teta ve beta önce arasındaki korelasyon da yüksek ve anlamlıdır. Bu sonuç, teta ve beta dalgalarının da zaman içinde yüksek düzeyde bağlantı içerisinde olduğuna işaret eder. Delta önce ve beta önce arasındaki korelasyon oldukça yüksek ve anlamlı olarak bulunmuştur. Bu, delta ve beta dalgaları arasında da zaman içinde güçlü bir koheransın olduğunu gösterir. Teta ve alfa sonra arasındaki korelasyon yine oldukça yüksek ve anlamlıdır. Bu, teta ve alfa dalgaları arasında zaman içinde güçlü bir ilişkinin bulunduğunu göstermektedir. Bu sonuçlar, parietal lobda bulunan beyin dalgalarının arasındaki ilişkilerin sürekliliğini anlamak açısından önemlidir. En yüksek korelasyon değerlerine sahip bu dalgalar, beyin

fonksiyonlarının anlaşılmasında ve parietal lobun işlevsel dinamiklerinin detaylı bir şekilde incelenmesinde önemli role sahip olabilir.

Bağımlı değişken testisinin istatistiksel analizinin spesifik koşulları altında elde edilen bulguların, genel beyin fonksiyonları için mutlak sonuçlar olarak kabul edilmemesi gerektiğini unutmamak önemlidir. Kısmi korelasyon yöntemiyle zamanın etkisini incelemek için tekrar bir analiz yapılmıştır. Zaman değişkeninin eklenmesiyle birlikte, beyin genelinde ve özellikle belirli loblar ile dalgalar üzerinde korelasyon katsayılarının arttığı gözlemlenmiştir.

Tüm beyinde koherans parametresinin kısmi korelasyon ile zaman faktörünün dahil edilmiş istatistiksel analizini inceledik. Tüm beyin sonuçlarında delta frekans bandı önce ve sonra arasında yüksek ve anlamlı bir pozitif korelasyon saptanmıştır. Bu bulgu, önce kaydedilmiş ve belirli bir zaman (ay) geçtikten sonra kayıt edilmiş delta dalgalarının yüksek oranda kalıcılığını koruduğunu göstermektedir. Ayrıca, teta dalgaları da istatistiksel hesaplamalarda zamanın etkisi altında benzer bir davranış sergilemiştir. Tüm beyinde teta frekansında önce ve sonraki verilerde korelasyon katsayıları artmıştır ve bu teta dalgalarında tüm beyinde geçen zamana karşın verilerin yüksek oranda değişmediğini göstermektedir. Bununla birlikte, alfa ve beta dalgaları arasındaki korelasyonlar daha düşük bulunmuştur ve anlamlı sonuçlar elde edilmemiştir. Anlamlı sonuçlar elde edilemeyen alfa ve beta dalgaları zamanın etkisi altında daha fazla değişkenlik göstermiştir. Zamanın EEG korelasyonları üzerindeki etkisi incelendiğinde, delta ve teta dalgalarının zaman içinde istikrarlı olduğunu ve zamana karşın kalıcılığını koruduğu görülmektedir.

Frontal lobda da zaman değişkeninin eklenmesiyle birlikte, beyin dalgaları arasındaki ilişkileri güçlendirdiğini ve dalgaların zaman içinde belirli bir düzeyde sabit kaldığı görülmüştür. Frontal lobda delta frekansında önce ve sonraki QEEG koherans sonuçları arasındaki orta derecede pozitif korelasyon, delta dalgalarının öncesi ve sonrası durumları arasında zaman içinde değişiklik olmadığını göstermektedir. Bu, delta dalgalarının zamanla belirli bir düzeyde sabit kaldığını göstermektedir. Delta ve teta öncesi arasındaki çok güçlü pozitif korelasyon, delta ve teta dalgalarının öncesi durumlarının zaman içinde oldukça sabit ve güçlü bir ilişkiye sahip olduğunu göstermektedir. Bu, iki dalga türünün birbirleriyle senkronize bir şekilde hareket ettiğini düşündürmektedir. Delta ve teta sonra kayıtları ve delta sonra ile teta önce verileri

arasında güçlü ve anlamlı ilişkiler bulunmuştur. Bu, deltanın sonrası durumu ile tetanın her iki durumu arasında zaman içinde kalıcılığın bulunduğunu göstermektedir. Frontal lob alfa önce ve sonra verileri arasındaki güçlü pozitif korelasyon, alfa dalgalarının öncesi ve sonrası durumları arasında zaman içinde oldukça sabit ve anlamlı bir ilişki olduğunu göstermektedir. Alfa dalgalarının bu tutarlılığı, zaman içinde değişmeyen bir özellik olarak yorumlanabilir. Tüm bu bulgular, zamanın etkisi altında beyin dalgaları arasındaki korelasyonların arttığını ve özellikle delta, teta ve alfa dalgaları arasında güçlü ve kalıcı ilişkilerin olduğunu göstermektedir.

Temporal loba baktığımızda, delta dalgaları, analiz sonuçlarına göre zaman içinde en yüksek korelasyon değerine sahiptir, delta dalgalarının zaman içinde önce ve sonraki veriler yüksek oranda değişmemiştir. Teta dalgaları da anlamlı bir korelasyona sahiptir. Teta dalgalarının ölçümleri arasındaki güçlü ilişki, bu dalgaların zaman içindeki belirli oranda bir süreklilik gösterdiği sonucunu vermektedir. Diğer yandan, alfa ve beta dalgaları arasındaki ilişkiler istatistiksel olarak anlamlı değildir bu dalgalarındaki önceki veriler ve sonraki veriler arasındaki değişimlerin zaman içerisinde fazla olduğunu göstermektedir. Bu analizler, beyin dalgalarının zaman içindeki değişimlerinin farklılıklarını ve kalıcılıklarını vurgulamaktadır. Delta ve teta dalgalarının özellikle güçlü bir şekilde kalıcılığını koruduğu göz önüne alındığında, alfa ve beta dalgalarının daha az tahmin edilebilir değişimleri, beyin aktivitesinin karmaşıklığını ve çeşitliliğini göstermektedir.

Oksipital lobdaki bulgular, belirli dalgalar arasında yüksek koherans seviyelerinin var olduğunu göstermektedir. Oksipital lobda teta ve delta frekanslarının sonraki QEEG verileri arasındaki orta derecede güçlü ve istatistiksel olarak anlamlı ilişki, bu iki dalga tipinin oksipital lobda benzer veya ilişkili mekanizmalar tarafından etkilenebileceğini göstermektedir. Bu, diğer loblarda görüldüğü gibi teta ve delta dalgalarının belirli bir koordinasyon içinde hareket ettiğini ve belki de benzer beyin fonksiyonlarına hizmet ettiğini düşündürmektedir. Teta ve alfa sonra verileri arasındaki ilişki daha güçlüdür. Bu, teta ve alfa dalgalarının oksipital lobdaki aktivitelerinin daha yakından bağlantılı olduğunu ve bu dalgaların birbiriyle daha güçlü bir etkileşim içinde olduğunu düşündürebilir. Teta ve delta önce arasındaki çok yüksek ve son derece anlamlı ilişki dikkat çekmektedir. Bu ilişki, teta ve delta dalgalarının zaman içinde oksipital lobda oldukça tutarlı bir örüntü sergilediğini ve bu dalgaların stabilitesinin beyin fonksiyonları açısından önemli olabileceğini göstermektedir. Alfa önce ve sonraki QEEG koherans

verileri arasındaki yüksek korelasyon, alfa dalgalarının zaman içindeki kalıcılığını göstermektedir. Alfa frekansı sonra ölçümleri ve beta frekansının önce ölçümleri, alfa sonra ve beta sonra verileri arasındaki orta derecede güçlü ve anlamlı ilişkiler, alfa ve beta dalgalarının birbirleriyle ilişkili olabileceğini ve benzer mekanizmalar tarafından etkilenebileceğini göstermektedir. Son olarak, beta frekansının önceki ve sonraki ölçümleri arasındaki tam negatif korelasyon ($r=-1.000$, $p<.001$), beta dalgalarının önceki ve sonraki ölçümleri arasında tam bir ters orantılılık olduğunu göstermektedir. Bu, beta dalgalarının zaman içinde büyük değişiklikler gösterdiğini ve bu dalga tipinin oksipital lobdaki dinamiklerinin karmaşık olduğunu düşündürmektedir. Yapılan istatistiksel analizlerde zaman değişkeni eklemeyen yaptığımız analizde oksipital lobda beta önce ve sonra dalgaları arasında tam bir pozitif korelasyon bulunmuşken, zaman değişkeni eklendiğinde tam bir negatif korelasyon elde edilmiştir. Oksipital lobda yapılan kısmi korelasyonlar incelendiğinde, en yüksek korelasyonu gösteren ve dolayısıyla kalıcılığını en çok koruyan dalgalar sırasıyla delta, alfa, beta ve olmuştur.

Parietal lobda QEEG verilerinin istatistiksel analizi incelendiğinde, delta ve teta önce kaydedilen dalgaları arasındaki yüksek anlamlılık bulunmuştur. Özellikle delta ve teta dalgalarının, beyin dinlenme ve derin uyku durumlarıyla ilişkilendirildiği düşünüldüğünde, bu bulgular beyin dinlenme ve restorasyon süreçlerinin anlaşılmasına katkı sağlayabilir. İlave olarak, delta sonra ve teta sonra arasındaki korelasyonunda zaman içinde bu dalgaların birbirleriyle ilişkili olduğunu göstermesi, bu dalgaların sürekliliği ve bu sürekliliğin beyin fonksiyonlarıyla ilişkisi açısından önemlidir. Teta ve beta dalgaları arasında gözlemlenen yüksek korelasyonlar teta ve beta önce arasında, teta ve beta sonra arasında, bu frekansların da benzer beyin süreçleriyle ilişkili olabileceğini düşündürmektedir. Beta dalgalarının uyanıklık ve bilişsel aktivitelerle ilişkili olduğu göz önüne alındığında, bu korelasyonlar bilişsel süreçlerin dinamiklerine dair anlayışı derinleştirebilir. Alfa ve beta dalgaları arasındaki yüksek başlangıç korelasyonu alfa ve beta önce arasında, bu iki dalga türünün de belli beyin durumları arasındaki geçişleri yansıtabileceğini göstermektedir. Bu, özellikle rahatlama ve uyanıklık durumları arasındaki ilişkiyi anlamada yardımcı olabilir.

Araştırma bulguları, delta dalgalarının frontal ve parietal lob başta olmak üzere genel beyin aktivitesinde önemli bir süreklilik gösterdiğini ortaya koymaktadır. Parietal lobda delta dalgalarının yüksek sürekliliği ve tüm beyindeki belirgin varlığı dikkat

çekicidir. Benzer şekilde, teta dalgalarının da parietal lobda ve genel beyin aktivitesinde sürekli bir yapı sergilediği gözlemlenmiştir.

Parietal lob, delta ve teta dalgalarında gösterdiği bu yüksek süreklilik ile en istikrarlı lob olarak tanımlanabilir. Frontal lob, bu iki dalga tipinde de göze çarpan bir süreklilik sergilemiştir. Oksipital lobun teta ve beta dalgalarında gösterdiği yüksek süreklilik ve bu dalgalar arasında saptanan güçlü ilişki, önemli bir bulgu olarak öne çıkmaktadır. Diğer taraftan, alfa ve beta dalgaları genel beyin aktivitesinde ve özel loblar bazında diğer dalgalar kadar sürekli bir yapı sergilememiştir. Bu dalgaların korelasyon değerleri genellikle daha düşük olarak ölçülmüştür. Temporal lob, alfa ve beta dalgalarının daha az süreklilik gösterdiği bir bölge olarak belirlenmiştir. Genel tüm beyin değerlendirmesinde, delta ve teta dalgalarının süreklilik göstermesi, bu dalgaların beyin fonksiyonlarındaki sabit ve tutarlı rolünü işaret etmektedir. Aynı dalga türleri arasında zaman içindeki kalıcılığını koruyan ilişkiler özel bir önem taşımaktadır. Bu çalışmanın bulguları, beyin dalgaları ve loblarının spesifik olarak ne kadar benzer veya aynı kaldığının anlaşılmasına katkıda bulunabilir.

Teta frekans bandındaki kordans değerlerinin özellikle önemli olduğu belirtilmiştir, çünkü bu değerler, beyindeki bölgesel serebral kan akışı ile korelasyon göstermektedir. Kordans, özellikle teta frekans bandındaki frontal bölgedeki elektriksel aktivite ile beyin yapılarının işlevleri arasındaki ilişkiyi anlamamıza yardımcı olmaktadır. Bu sayede, beyin aktivitesinin belirli bölgelerdeki değişiklikleri daha iyi anlaşılmaktadır (Bares ve ark., 2007).

Yetişkinlik döneminde, alfa ve beta beyin dalgalarının frekanslarında yüksek oranda bir artış görülür. Bu dönemde, bu dalgaların frekanslarında gözlemlenen artış, bireyin zihinsel kapasitesinin ve bilgi işleme yeteneğinin geliştiğini gösterir. İleri yetişkinlik döneminde ise, alfa ve beta bantlarının frekanslarında bir sabitleşme görülür. Bu, beyin dalgalarının ve dolayısıyla zihinsel işlevlerin bir olgunluk seviyesine ulaştığını ve bu seviyede istikrar kazandığını ifade etmektedir. Yani, bireyin zihinsel işlevlerindeki gelişim ve adaptasyon süreçleri bir noktada dengelenmektedir ve daha fazla önemli artış göstermez (Rogers ve ark., 2016). Bu bilgiler beyin dalgalarının yaşla nasıl değiştiğine dair değerli bilgiler sunar ve yaşlanma sürecinde zihinsel işlevlerin nasıl etkilenebileceğine dair önemli ipuçları vermektedir.

Gevins ve ark. çalışması, güç artışının birden fazla beyin bölgesinin senkronizasyonunu yansıttığı ve özellikle teta dalgalarının önemli bir rol oynadığının ifade edildiği bir çalışma olup, yüksek yoğunluklu kafa derisi kaydı ve görsel çalışan hafıza görevleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu araştırma, teta gücünün hem görev zorluğu arttıkça hem de uygulama sayısı arttıkça arttığını ortaya koymaktadır. Ayrıca, sözlü veya görsel-uzaysal uyarıcıların kullanıldığı diğer bellek çalışmaları, prefrontal korteks ile arka asosiasyon bölgeleri arasındaki teta dalgalarında bir artış gözlenmesiyle ilgilidir. Bununla birlikte, neokortikal ve hipokampal salınımlar arasındaki ilişki hala tam olarak anlaşılamamıştır. Ancak, bir çalışma belleği görevinde, MEG teta sinyallerinin kodlama ve geri alma süreçlerinde anterior hipokampüse atfedilen bir dipol kaynağı ile ilişkilendirildiği görülmüştür (Buzsáki, 2006).

Beynin çevresel faktörlenden etkilenmesiyle, hipokampus ve neokorteksin ilgili bölgeleri arasında sürekli iletişim beklenmektedir. Hipokampal teta ritimlerinin, beyinde sürekli olarak var olan nadir ritimlerden biri olması bu bağlamda dikkat çekicidir. EEG kayıtları, özellikle kafa derisinden alınan veriler aracılığıyla, teta dalgalarının hafıza işlevleri üzerindeki önemli etkisine dair dolaylı kanıtlar sağlar. Wolfgang Klimesch ve Salzburg Üniversitesi'ndeki ekibi tarafından yürütülen araştırmalar, alfa ve teta dalgalarının bilişsel işlevlerdeki rollerini detaylı bir şekilde incelemiştir. Bu çalışma, düşük (6-10 Hertz) ve yüksek (9-14 Hertz) frekanslı alfa dalgaları ile teta dalgaları arasındaki farklılıkları, kafa derisi topografisi ve davranışsal korelasyonlar üzerinden ele almıştır. Araştırma, davranışsal olarak tanımlanan frekans bantlarının sınırlarının bireyden bireye önemli derecede farklılık gösterdiğini bulmuştur, bu da frekans sınırlarını genelleştirerek yapılan değerlendirmelerin bireysel farklılıkları göz ardı edebileceğini ve önemli bulguların gözden kaçırılmasına yol açabileceğini gösterir. Klimesch'in çalışması, duyuşsal uyarılara ve anlamsal hafıza performansına yönelik değerlendirmelerde, yüksek alfa gücündeki azalmanın, desenkronizasyon, duyuşsal uyaranlar ve anlamsal hafıza performansı ile ilişkili olduğunu ortaya koyar. Özellikle, oksipital bölgede artan teta gücü, yeni bilgilerin kodlanmasıyla bağlantılıdır. Hatırlama aşamasında, teta gücündeki artış genellikle kodlama aşamasına kıyasla daha yüksektir, özellikle daha sonra doğru şekilde hatırlanan öğeler, yanlış tanımlananlara kıyasla teta gücünde daha büyük bir artış gösterir. Bu, başarılı bir şekilde kodlama için artan teta aktivitesinin önemini vurgulamaktadır (Buzsáki, 2006).

Teta bandının beyin fonksiyonlarında uzun vadeli ve kalıcı bir rol oynaması, onun temel nörofizyolojik mekanizmaları ve bilişsel süreçlerdeki işlevselliğiyle ilgili birkaç önemli faktöre dayanmaktadır. Bu faktörler, teta ritimlerinin, öğrenme ve hafıza oluşumu gibi temel işlevlerde merkezi bir rol oynaması, aynı zamanda hipokampal ve neokortikal bölgeler arasındaki etkileşimler için bir platform sağlamasıyla ilgilidir. Teta ritimleri, öğrenme ve hafıza oluşumunda kritik bir rol oynar. Hipokampal teta salınımları, özellikle yeni bilgilerin kodlanması ve uzun süreli hafızaya transfer edilmesi sırasında, neokortikal yapılarla etkileşime girer. Bu süreçler, sinaptik plastisiteyi destekler ve böylece öğrenilen bilgilerin kalıcı hale gelmesine yardımcı olur. Teta ritimlerinin bu rolü, onların beyin fonksiyonlarında uzun vadeli bir olmasını sağlar. Teta ritimleri, nöronal ağlar arasında bilgi akışını koordine eder ve senkronize eder. Bu, özellikle karmaşık bilişsel görevler sırasında, farklı beyin bölgeleri arasında etkili bir iletişim kurulmasını sağlar. Teta salınımlarının bu koordinasyon kabiliyeti, onları bilişsel işlevler için vazgeçilmez kılar ve uzun vadeli kalıcılıklarını destekler. Teta ritimleri, özellikle episodik hafıza oluşumunda önemli bir işlev görür. Hipokampal teta salınımları, deneyimlerin ve olayların bağlamsal çerçevesini kodlamaya yardımcı olur, bu da hatırlama sürecini kolaylaştırır. Ayrıca, teta salınımları, öğrenme sırasında oluşan faz kaymaları aracılığıyla, deneyimlerin zamanlamasını ve sıralamasını da kodlar. Bu özellikler, teta bandının uzun vadeli kalıcılığı için temel taşlarını oluşturur. Beynin çevresel değişikliklere ve yeni öğrenme gereksinimlerine adaptasyonu, teta ritimlerinin modülasyonu ve adaptasyon kabiliyetiyle yakından ilişkilidir. Teta salınımlarının esnekliği, farklı bilişsel durumlar ve görevler arasında geçiş yapmayı kolaylaştırır, bu da onların beyin fonksiyonlarında uzun vadeli bir rol oynamasını sağlar. Teta ritimlerinin, çeşitli türlerde görülmesi ve evrimsel olarak korunmuş olması, onların temel biyolojik işlevlere sahip olduğunu gösterir. Bu evrimsel korunma, teta ritimlerinin hayatta kalma ve adaptasyon açısından önemli avantajlar sağladığını düşündürür, bu da onların beyin fonksiyonlarında kalıcı bir rol oynamasına neden olur. Özetle, teta bandının uzun vadeli kalıcılığı, onun öğrenme, hafıza, nöronal senkronizasyon ve adaptasyon gibi temel bilişsel ve nörofizyolojik süreçlerde oynadığı merkezi rolle açıklanabilir. Bu özellikler, teta ritimlerini bilişsel işlevler için vazgeçilmez kılar ve onların beyin fonksiyonlarında uzun vadeli devamlılığını sağlar (Buzsáki, 2006).

Delta dalgalarının sürekli var olduğuna ilişkin bulgular, araştırmamızın önemli bir sonucunu temsil etmektedir. Delta dalgaları, özellikle derin uyku dönemlerinde baskın

olmak üzere, beynin çeşitli durumlarında gözlemlenebilen düşük frekanslı salınımlardır. Delta dalgaları, 0,5-4 Hz aralığında yer alır ve beyin aktivitesinin temel bir ögesi olarak kabul edilir. Sürekli var olmaları, delta dalgalarının beyin fonksiyonlarındaki temel rolünü vurgulamaktadır. Bu süreklilik, beynin farklı durumlar arasında geçiş yaparken bile bu temel ritimlerin korunmasının önemini gösterir. Delta dalgalarının varlığı, derin uyku sırasında olduğu kadar, uyanıklık durumlarında ve hafif uyku evrelerinde de bazı bireylerde gözlemlenebilir, bu da onların beynin genel aktivitesinde oynadığı çeşitli rolleri işaret etmektedir. Bu ritimlerin sürekli varlığı, beyin osilasyonlarının karmaşıklığını ve bu osilasyonların beyin işlevleri üzerindeki etkilerini anlamada kritik bir öneme sahiptir. Delta dalgaları, beynin restoratif işlevlerinden bilişsel süreçlere kadar geniş bir yelpazede rol oynar ve bu nedenle, beynin sağlıklı işleyişi için hayati öneme sahiptirler. Delta dalgalarının sürekli varlığı, aynı zamanda EEG kayıtlarının analizinde temel bir özelliktir. EEG, beyin dalgalarının sürekli olarak izlenmesi ve değerlendirilmesi için kullanılan bir yöntemdir ve delta dalgaları bu kayıtlarda önemli bir bileşen olarak yer alır. Bu dalgaların izlenmesi, nörolojik durumlar ve uyku kalitesi gibi çeşitli yönlerin değerlendirilmesinde önemli bir araçtır. Özetle, delta dalgalarının sürekli devamlılığı, beynin temel ritmik aktivitesinin önemli bir yönünü oluşturmaktadır ve bu dalgaların sağlık, biliş ve davranış üzerindeki geniş etkilerini anlamamızı sağlamaktadır. Bu sürekli devamlılık, beynin dinamik yapısının ve fonksiyonlarının daha derinlemesine anlaşılmasına katkıda bulunur (Buzsáki, 2006).

Harmony ve ark. (1993), EEG tabanlı bireysel tanımlama sürecinde alfa dalgalarının önemli bir rol oynadığını göstermiştir. Corsi – Cabrera ve arkadaşları (1997), genç kadın katılımcılarda 1 ay aralıklarla çekilmiş 2 rutin EEG kaydının, QEEG koherans parametresini değerlendirerek alfa bandının güvenilir bir gösterge olduğunu ve diğer frekans bantlarıyla karşılaştırıldığında daha istikrarlı sonuçlar sunduğunu vurgulamıştır. Değişkenliği en yüksek olan ise delta dalgaları bulunmuştur. Gudmundsson ve ark. (2007), çalışmasının sonuçlarıyla paralellik göstermektedir; bu çalışmada alfa bandının EEG ölçümlerinde güvenilir bir gösterge olduğu ve diğer frekans bantlarına göre daha istikrarlı sonuçlar sunduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda baskın bantlar en çok delta ve sonra teta bandı olmuştur. Bu çelişki aslında, yaşlı ve genç bireylerde alfa aktivitesinin karmaşıklığını ve bireysel farklılıkların önemini vurgulayan bir nokta olabilir. Veya yaşlı bireylerdeki alfa aktivitesinin anlamsız bulunmasının potansiyel nedenlerini incelemek faydalı olacaktır. Örneğin, bu anlamsızlık, katılımcıların bireysel sağlık durumları, beyin

yapısındaki değişiklikler veya yaşla ilgili diğer faktörlerden kaynaklanıyor olabilir. Buna karşın Mathewson ve ark. (2015), yaşlı bireylerde algısal bir görev öncesi ve sonrası değerlendirdikleri parametrelerde alfa gücünün daha kalıcı ve özgül özellikler taşıdığını göstermiştir. Yaşlı (Mathewson ve ark., 2015) ve genç kadın (Corsi–Cabrera ve ark., 1997), bireylerde de alfa bandının güçlü olduğu sonucuna varılmıştır. Çalışmamızda demografik verileri incelediğimizde veriler, yaş, cinsiyet ve QEEG verileri arasındaki süre gibi faktörlerin çeşitlilik gösterdiğini ortaya koymaktadır. Katılımcıların geniş bir yaş aralığına sahip olması beyin değişimi ve gelişimi göz önünde bulundurulduğunda çalışmanın genellenebilirliğini ve güvenilirliğini arttırmaktadır. Bu çeşitlilik, QEEG verilerinin analizinde önemli bir faktördür. Aynı zamanda QEEG verileri uzun vadede tekrarlandığı için bulguların, geniş yaş aralığındaki bireyler için geçerli olduğunu göstermektedir. Buradan alfa bandının uzun vadede gücünü koruyamadığı sonucuna varılabilir. Nöroenez ve damar sisteminin nöroanatomik değişikliklere katkısı gibi faktörlerin göz önünde bulundurulması gerekmektedir (Başar ve Düzgün 2016). Ruiz-Blondet ve ark. (2017), yaptıkları önemli çalışmayla CEREBRE protokolünü geliştirerek, EEG tabanlı biyometrik tanımanın 516 gün sonra dahi %100 kalıcılık gösterdiğini ve EEG parmak izi kalıcılığını araştıran en uzun çalışma olarak daha fazla araştırmaya ihtiyaç olduğunu belirtmiştir. Kendi araştırmamızda, minimum 23 ay maksimum 178 ay aralığında alınan EEG kayıtları üzerinden yapılan bir analizle, bu alanda çok daha uzun vadeli bir çalışma gerçekleştirdik. Çalışmamızda bir görevden bağımsız dinlenme EEG kayıtlarının QEEG koherans verileri değerlendirilmiştir fakat görevle bağımlı veya bağımsız olmaksızın en önemli yönü QEEG verilerinin arasındaki sürenin uzun olmasıdır.

Yapılan ileri araştırmalar, EEG sinyallerinin kişiye özgü olarak tanımlanmasının, başlangıçta düşünülenden çok daha karmaşık bir süreç olduğunu ortaya koymuştur. Ancak, alfa indeksi adı verilen bir yöntemle alfa dalgalarının yoğunluğunun ölçülmesi, EEG kayıtlarının daha basit bir şekilde farklı gruplara ayrılmasına olanak tanımıştır. Hallowell Davis ve psikiyatrist eşi Pauline A. Davis, Chicago'daki Psikanaliz Enstitüsü ile iş birliği içinde, alfa indeksiyle belirlenen grupları çeşitli kişilik tipleriyle ilişkilendirme çalışmalarına başlamışlardır. Bu araştırmalar, alfa dalgalarının rolünü yeniden değerlendirme çabasının bir parçasıdır. Araştırmacılar, deneyler için uygun katılımcıları belirlerken, Adrian, Walter B. Cannon ve Hallowell Davis gibi bireylerde istikrarlı bir alfa ritmi keşfetmişlerdir. Psikanalitik kişilik tipolojisi üzerine yapılan

alışmalar, yüksek alfa dalgası aktivitesine sahip EEG kayıtlarına sahip bireyler ile pasif ve bağımlı kişilik özellikleri arasında; düşük alfa dalgası aktivitesine sahip bireyler ile ise aktif, dominant ve bağımsız kişilik özellikleri arasında bir ters ilişki olduğunu göstermiştir. Bu bulgular, EEG sinyalleri ve kişilik özellikleri arasındaki karmaşık ilişkiyi aydınlatmaktadır. Bu alışmalar, beyin dalgalarının bireysel özelliklerini ve bu özelliklerin psikolojik profil ile nasıl ilişkilendirilebileceğini anlamamızda önemli bir adımı temsil etmektedir (Travis ve Gottlob, 1936).

Öğrenciler ve katılımcı bilim insanları olmak üzere, deneklere elektrot başlıkları takılarak EEG kayıtları alınmıştır. Deneklerden, beşer dakikalık aralıklarla gözlerini kapatarak rahatlamaları, bu rahatlama periyotlarının arasında ise belirli bir sayıdan başlayarak sürekli artan bir dizi toplama işlemi yapmaları istenmiştir. Bu görev, çalışma belleğini ve aktif bilişsel işlemeyi gerektiren orta derecede bir zorluk seviyesi sunmaktadır. Deneklerin görevi gözleri kapalı ve hareketsiz bir şekilde gerçekleştirmeleri, EEG kayıtlarının olabildiğince artefaktlardan arındırılmasını sağlamıştır. Bu deneysel tasarım, dinlenme ve hesaplama durumları arasındaki geçişlerin analiz edildiği on bir dakikalık dönemler üzerine kuruludur. Bu süreçte, yüzlerce kafa derisi konumundan alınan EEG verileri üzerinden ritimlerin genlik, senkronizasyon ve tutarlılık açısından değişimleri incelenmiştir. Araştırma bulguları, zihinsel görevlerin zorluk seviyesi arttıkça alfa ritminde gözlenen azalmaların ötesinde, daha nüanslı sonuçlar sunmaktadır. Özellikle, zihinsel hesaplamalar sırasında st alfa bandı (10 ila 12 Hz) ve teta bandı (5 ila 6 Hz) genliklerinde artışlar, düşük alfa bandı (8 ila 10 Hz) genliklerinde ise azalışlar sürekli olarak gözlemlenmiştir. Bu sonuçlar, zihinsel aktivitenin alfa ritmi üzerindeki etkilerini detaylandırmakta ve alfa engelleme kavramının yanılıcı olabileceğini ortaya koymaktadır. Alfa bandının zihinsel aktivite ile genel olarak azaldığı gözlemlenmiştir (Nunez, 2016).

Bilişsel performansın nc göstergeleri arasında yer alan teta gücünün önemi kabul görmüşken, yüksek hafıza performansına sahip bireylerde yapılan gözlemler, prestimülüs döneminde alfa frekanslarının yaklaşık bir Hertz daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur. Bu bulgu, alfa salınımlarının, hafıza performansı üzerinde teta salınımlarına kıyasla dolaylı fakat önemli bir etkiye sahip olabileceğine dair işaretler sunmaktadır. Kötü performans sergileyen bireylerle yapılan karşılaştırmalar, yüksek hafıza performansına sahip bireylerin, saniyede daha fazla alfa döngüsüne sahip olduklarını, dolayısıyla alfa salınımlarının hafıza üzerindeki etkisinin göz ardı

edilemeyeceğini gösterir. Prestimülüs dönemi, bir uyarının sunulmadan önceki beyin aktivitesinin incelendiği, bireyin zihinsel mevcut seviyesinin değerlendirildiği bir zaman aralığıdır. Bu dönemde alfa frekanslarının yüksekliği, bireyin sonraki uyarıyı nasıl işleyeceğine dair önemli ipuçları verebilir. Yüksek hafıza performansı gösteren bireylerde prestimülüs döneminde gözlemlenen bu alfa frekansı yüksekliği, alfa salınımlarının, özellikle hafıza performansı gibi bilişsel işlevler üzerinde dolaylı yollardan önemli bir rol oynayabileceğini düşündürmektedir. Bu gözlemler, bilişsel performans ve hafıza işleyişi üzerindeki alfa ve teta salınımlarının etkileşimine dair derinlemesine bir anlayış geliştirme ihtiyacını vurgular. Alfa salınımlarının prestimülüs dönemindeki aktivitesinin, teta gücü ile birlikte, bilişsel işlevler ve hafıza performansı üzerindeki etkilerinin karmaşıklığını ve bu etkileşimin detaylarını daha iyi anlamak için önemli bir yön gösterdiği açıktır. Bu nedenle, alfa ve teta salınımlarının karşılıklı etkileşimlerinin daha kapsamlı olarak araştırılması, bilişsel nörobilim alanında daha ileri çalışmalar için önemli bir temel teşkil eder (Buzsáki, 2006).

Uzun vadeli gözlemlerde alfa aktivitesinin kalıcı olmadığına tespiti, beyin dalgalarının ve özellikle alfa ritminin dinamik doğasını vurgular. Alfa dalgalarının varlığı ve yoğunluğu, bir dizi içsel ve dışsal faktöre bağlı olarak zaman içinde değişiklik gösterebilir. Bu bulgu, alfa aktivitesinin beyin fonksiyonları ve bilişsel durumlarla olan karmaşık ilişkisini daha da derinlemesine anlamamız gerektiğini gösterir. Alfa dalgalarının uzun vadeli değişkenliği, bireyin yaşına, sağlık durumuna, zihinsel ve duysal görevlere verdiği tepkilere, ayrıca stres, yorgunluk ve eğitim gibi faktörlere bağlı olabilir. Bu değişkenlik, alfa ritminin sadece beyin boşta durumlarında değil, aynı zamanda bireyin çevresine ve içsel durumlarına adaptif tepkileri sırasında da önemli bir rol oynadığını göstermektedir (Başar, 2012). İnsanın yaşamı boyunca beyin dalgaları değişiklik gösterir ve bu, alfa aktivitesinin frekansında ve yoğunluğunda doğal değişimlere yol açabilir. Beyin sağlığı ve çeşitli nörolojik veya psikiyatrik koşullar, alfa ritminin karakteristiklerini etkileyebilir. Alfa aktivitesi, bireyin gerçekleştirdiği görevlere ve bu görevlere verdiği bilişsel ve duysal tepkilere bağlı olarak değişebilir. Stres, yorgunluk, meditasyon ve eğitim gibi faktörler alfa dalgalarının yoğunluğunu ve sıklığını etkileyebilir. Alfa dalgalarının uzun vadeli değişkenliği, beyin aktivitesinin kişisel ve çevresel koşullara adaptif bir yanıt olarak anlaşılması gerektiğini göstermektedir. Uzun vadeli alfa aktivitesinin değişkenliği, EEG ve beyin araştırmalarında dinamik ve bireysel farklılıkları dikkate almanın önemini vurgular. Bu, alfa ritminin, bireyin mevcut zihinsel

ve fizyolojik durumunun yanı sıra, yaşam boyu karşılaşılan çeşitli deneyimlere ve değişimlere adaptif bir yanıt olarak anlaşılması gerektiğine işaret etmektedir.

EEG parametrelerinin güvenilirliği açısından sistematik bir değişiklik olmamasının gerekliliğine dikkat çekilmiştir örneğin, ilaç etkileri. Aksiyolitikler ve antidepresanlar gibi farmakolojik ajanların beyin kimyasını etkileyebileceği ve bu nedenle EEG sonuçlarını yanıltıcı hale getirebileceği belirtilmiştir. Özellikle, bu ilaçların GABA reseptörlerine etki ederek EEG'de değişikliklere yol açabileceği ve antidepresanların teta, beta ve gama frekanslarını etkileyebileceği ifade edilmiştir. Bu etkilerin bireyden bireye, ilacın türüne, dozuna ve tedavi süresine göre değişkenlik gösterebileceği belirtilmiştir (Gudmundsson ve ark., 2007). Bu bağlamda çalışmamızda katılımcı seçiminde ilaç kullanım geçmişi ve ilaç kullananların mevcut durumu dikkatlice değerlendirilmiştir. Çalışmamızda ilaç kullanan 2 katılımcının tedavi süreci boyunca, Keppra dozajında herhangi bir değişiklik yapılmamış ve ek bir ilaç tedavisi uygulanmamıştır. Diğer bir katılımcı ise Lyrica kullanmakta olup, bu ilacın da dozajında çalışma periyodu boyunca bir değişiklik yapılmamıştır. Bu kişilerin QEEG verileri spesifik olarak ayrıca incelenmiş olup geçen süre zarfında QEEG önce ve sonra verilerinde değişiklik olmaması dikkat çekmiştir. Bu nedenle bu katılımcılar ilaç kullanmalarına rağmen verilerin değişmemesi dikkat çekmiştir ve çalışmamızı etkileyen bir durum olmaması nedeniyle çalışmaya dahil edilmiştir. Sonuçları etkileyebilecek bir önemli etkende sağlık durumudur. Çalışmamızdaki hasta bireylerinde (demans ve epilepsi) sonuçları ayrıca özel olarak değerlendirildiğinde sonuçlar arasında geçen zamana karşın aynı kalmıştır. Bu sebeple çalışmaya dahil edilmişlerdir. Bu durum, katılımcıların çeşitliliğini ve heterojenliğini vurgulayarak, çalışmanın genel dışsal geçerliliğini desteklemektedir.

EEG parametreleri endofenotip olarak kabul edilmektedir ve özellikle genetik riskin belirlenmesinde kullanılan bir laboratuvar tabanlı ölçümdür. Bir endofenotipin temel gereksinimlerinden biri, güçlü psikometrik özelliklere sahip olmasıdır ve mevcut araştırmalar, EEG parametrelerinin bu kritere uygun olduğunu göstermektedir. Bölünmüş yarı güvenilirlik tahminleri, farklı frekans aralıklarındaki EEG gücü ölçümlerinin güvenilirliğini doğrulamıştır (Malone ve ark., 2014; Kondacs ve Szabo, 1999). EEG sinyalindeki enerjinin ölçümü için yapılan bu tahminler, oturum içi korelasyonlar açısından da stabil olduğunu göstermiş, göz hareketi aktivitesi gibi dış etkenlerin kontaminasyonuna

karşı dirençli olduğunu işaret etmiştir (Malone ve ark., 2014; Gasser ve ark., 1985). Ayrıca, test-tekrar test stabilite tahminleri, genellikle iki ila dört hafta boyunca yüksek seviyelerde (örneğin alfa, beta ve teta gücü için) karşımıza çıkmış ve bu ölçümlerin en azından iki ila beş yıl boyunca istikrarlı olduğu bildirilmiştir (Malone ve ark., 2014; Kondacs ve Szabo, 1999). Ancak, delta gücüne ilişkin stabilite tahminleri daha düşük seviyelerde bulunmuştur (Malone ve ark., 2014; Gasser ve ark., 1985; Kondacs ve Szabo, 1999; Pollock, Schneider ve Lyness, 1991).

Bilginin beyindeki iletim süreci, sinaptik mesafeler ve etkili bağlantı yolları aracılığıyla gerçekleşir. Bu bağlamda, salınım frekansları, bilgi akışının hızı ve kapsamı üzerinde belirleyici bir rol oynar. Düşük gama frekans bandı (24-32 Hertz), görsel alanın detay derecesiyle doğrudan ilişkilidir; çubuk sayısı arttıkça, bu frekans bandındaki aktivite gücü de artar, ancak bu artış yalnızca birincil görsel kortekste sınırlı kalır. Öte yandan, beta frekans aralığı (13-18 Hertz) ve teta frekans aralığı (4-7 Hertz), sırasıyla, modaliteler arası işlemenin ve çalışma hafızasının senkronizasyonunda kritik öneme sahiptir. Beta frekansındaki senkronizasyon, bitişik temporal ve parietal korteksler arasında artan tutarlı aktiviteyle ilişkilendirilirken, teta frekansındaki senkronizasyon, prefrontal ve posterior ilişkisel korteksler arasında gözlemlenir. Bu frekanslar, belirli nöronal aktivite havuzlarının boyutu ve senkronizasyon sıklığı arasında ters bir ilişkiyi ima eder. Bu frekans aralıklarındaki aktivite, nöronal havuzların boyutu ve senkronizasyon sıklığı arasında ters bir ilişki olduğu fikrini destekler. Yüksek frekanslardaki senkronizasyon daha lokalize nöron gruplarını, düşük frekanslardaki senkronizasyon ise daha geniş nöron ağlarını etkilemektedir (Buzsáki, 2006).

Başka bir çalışmada katılımcılar, arka arkaya gelen on dakikalık sürelerde, bir dinleniyor bir de zihinsel işlemler yapıyor. Bu dönemler sırasında, beyin dalgalarında ilginç değişiklikler oluyor. Özellikle teta, üst alfa ve alt alfa adı verilen beyin dalgası türlerindeki bu değişiklikler, kişinin ne kadar yoğun düşündüğünü gösteriyor. Beyin çalışırken, teta dalgaları ve üst alfa dalgaları daha güçlü olurken, alt alfa dalgaları zayıflıyor. Alfa dalgalarının bu iki farklı türü arasındaki bu fark, alfa blokması olarak bilinen bir durumu açıklıyor. Bu, alfa dalgalarının bir bütün olarak değil, farklı parçalarının farklı şekillerde davrandığını gösteriyor. Bu gözlemler, beyin aktivitesinin oldukça karmaşık olduğunu ve EEG ile bu karmaşıklığın bir kısmını yakalayabildiğimizi gösteriyor. Hatta, beyin kayıtlarını daha detaylı incelediğimizde, beyin dalgalarının daha

farklı modellerini bulabiliyoruz. Bu, beyin çalışmalarında, basit bir şekilde beyin dalgalarını anlamaya çalışmanın yetersiz olduğunu gösteriyor. Bu inceleme, alfa dalgalarının farklı durumlarda nasıl değişiklik gösterdiğini, ancak delta dalgalarının daha sabit kaldığını göstermektedir (Nunez, 2016).

Uluslararası olarak kabul gören beyin frekans bantlarının sınıflandırması, uygulamalı açıdan değerini korumakla birlikte, en büyük eksikliği kendi içindeki kısıtlamalarıdır. Beyin osilasyonlarının sınıflandırılması üzerine yapılan çalışmalarda, her bir salınım türünün farklı mekanizmalar tarafından üretilen benzersiz fizyolojik özellikleri temsil etmesi esastır. Farklı yaş gruplarındaki bireylerde veya çeşitli canlı türlerinde gözlemlenen ritimler, mekanizmaların temel farklılıklarına rağmen, aynı adlandırma sistemine tabi tutulmalıdır. Bu durum, aynı türün farklı fizyolojik durumlarında (örneğin, uyku ve uyanıklık halleri veya anestezi altında olma durumu) ortaya çıkan benzer frekans bantlarının tanımlanmasında da önemlidir. Bu bağlamda, bir yaklaşım olarak, beyin osilatörleri arasında belirlenebilir ilişkilerin varlığını önermiş bulunmaktayız. Bu ilişkilerin tanımlanması, daha az bilinen osilasyon türleri hakkında önemli tahminlerde bulunmamıza imkan tanıyabilir.

Özellikle, sıçanların hipokampusünde gözlemlenen teta (4-10 Hertz), gama (30-80 Hertz) ve hızlı salınım (140-200 Hertz) ritimleri arasındaki ilişki üzerine odaklanılmıştır. Bu ritimlerin birbirinden bağımsız olarak üretildiği ve birbirleriyle rekabet edebildiği gözlemlenmiştir. Bu üç temel ritimden yola çıkarak, diğer salınım türlerinin tahmin edilmesi ve aralarındaki ilişkilerin kurulması amaçlanmıştır. En uygun ilişkinin doğal logaritmik ölçek üzerinde bulunduğu ve bu ölçeğe göre yapılan interpolasyonların, geleneksel beta ve delta bantları dahil olmak üzere, yavaş salınımların da aralarında bulunduğu çeşitli frekans bantlarını tahmin etmemizi sağladığı belirlenmiştir. Bu çalışmalar sonucunda, beyin osilatörleri arasında, bantlardan bantlara sabit bir oranla geometrik ilerleme gösteren tanımlanabilir bir ilişki olduğu ortaya konmuştur. Bu ilişki, frekansların 0,02 Hertz'den 600 Hertz'e kadar sürekli bir spektrum oluşturduğunu ve geniş bir frekans aralığını kapsayan en az on farklı mekanizmanın var olması gerektiğini göstermektedir. Ayrıca, bir beyin yapısının genellikle tüm salınım sınıflarını tek başına üretmediği, bu nedenle farklı yapıların işbirliği yaparak geniş bir frekans spektrumunu kapsaması gerektiği sonucuna varılmıştır. Bu çalışma, elektroensefalografinin (EEG) ana özelliklerinden biri olan tekrarlanmayan, yarı

periyodik veya zayıf kaotik modellerin anlaşılmasına katkıda bulunmaktadır (Buzsáki, 2006).

Önceki araştırmalarda, Karrasch ve ark. (2006), Kurimoto ve ark. (2012), Missonnier ve ark. (2007), tarafından gerçekleştirilen çalışmalar, sağlıklı katılımcılar ile hafif bilişsel bozukluk tanısı almış bireyler arasında beta frekans bandına ait tepkilerde farklılıklar tespit etmiştir. Bu çalışmalar, beta dalgalarının salınımına odaklanmış olmalarına karşın, yalnızca olayla ilgili güç analizine başvurmuş ve görsel anormallik paradigmalarını dışarıda bırakmışlardır.

Güntekin ve ark. (2013), Engel ve Fries (2010), Huster ve ark. (2013), beta frekansındaki aktivitelerin, özellikle yanıt inhibisyonu bağlamında, son dönemlerde dikkat çekmeye başladığını belirtmişlerdir. Beta dalgaları, klasik olarak somatosensöriyel ve motor fonksiyonlarla ilişkilendirilmekle birlikte, Güntekin ve ark. (2013), Wróbel (2000), artan görsel dikkat esnasında beta bant aktivitesinin görsel sistemin tetiklenmesini yansıttığını bulmuştur. Benzer şekilde, Güntekin ve ark. (2013), Silva ve ark. (1970), ödüllendirici bir et parçası resmini bekleyen köpeklerin oksipital kortekslerinde beta bant aktivitesinde artış gözlemlemiştir. Ek olarak, son araştırmalar, duygusal olarak olumsuz uyaranların beta dalgalarında artışa neden olduğunu ortaya koymuştur (Güntekin ve ark., 2013; Güntekin ve Başar, 2007; Güntekin ve Başar, 2010; Woodruff ve ark., 2011). Beta dalgalarının bilişsel uyarımlar üzerine etkileri birçok araştırmacı tarafından incelenmiş olup (Güntekin ve ark., 2013; Cacace ve McFarland, 2003; Ishii ve ark., 2009; Kukleta ve ark., 2009; Mazaheri ve Picton, 2005), bu konuda tutarlı sonuçlar elde edilmemiştir (Güntekin ve ark., 2013).

Beta dalgalarının kalıcı olmamasının nedenleri, bu dalga bandının bilişsel işlevler ve duygusal durumlarla karmaşık bir ilişki içinde olmasıyla açıklanabilir. Beta aktivitesinin zaman içinde değişkenlik göstermesi, beyin fonksiyonlarının dinamik doğası ve farklı bilişsel süreçler ile duygusal durumlar arasındaki ince ayar mekanizmalarının bir yansıması olabilir. Özellikle, beta dalgalarının bilişsel uyarımlara ve duygusal durumlara tepki olarak kısa süreli değişiklikler gösterdiği, ancak bu değişikliklerin uzun vadede kalıcı olmadığı gözlemlenmiştir. Bu, beta dalgalarının adaptif beyin işlevlerinde rol oynadığını ve bilişsel ile duygusal durumlar arasında geçici bir köprü görevi gördüğünü düşündürmektedir. Dolayısıyla, beta aktivitesinin kalıcı olmaması, beyin fonksiyonlarının esnekliğini ve çevresel değişikliklere veya içsel durum değişikliklerine

adaptasyon yeteneğini yansıtmaktadır. Bu bulgular, beta dalgalarının işlevsel öneminin ve bilişsel süreçlerle olan ilişkisinin daha detaylı bir şekilde incelenmesini gerektirmektedir, zira bu dalga bandı, beyin dinamiklerinin daha geniş bir anlayışını sağlayabilecek temel bilgiler sunmaktadır.

Dışsal etkenler erken duyu yollarında rahatlıkla saptanabilirken, üst düzey kortikal merkezlerde de algılanabilir. Bir nöronun ateşleme modelini herhangi bir anda yönlendiren sadece iki etken vardır: Beynin dışından gelen sinyaller ve kendiliğinden düzenlenen aktivite. Bu iki senkronizasyon gücü sıklıkla birbiriyle çatışır. Eğer zihinsel işlevler beyinden kaynaklanıyorsa, bu kendiliğinden düzenlenen aktivite en muhtemel kaynaktır. Bu nedenle, nöronların grup senkronizasyonu, seçilmiş bazı fiziksel dünya özelliklerinin bir araya gelmesini ve beyinin bu özellikleri nasıl yorumladığını yansıtmalıdır. Uyarıcı sabit kalsa bile beyin durumu değişkenlik gösterir (Buzsáki, 2006).

EEG parmak izi kavramının, bilişsel bilimler, nöroloji ve biyometrik güvenlik alanlarında önemli bir yeri vardır. Bu çalışma, bireysel beyin aktivitesi desenlerinin, zaman içinde nasıl bir tutarlılık gösterdiğini keşfetmektedir. EEG desenlerinin bireysel özgünlüğünün anlaşılması, özellikle güvenlik, tıbbi tanı ve kişisel sağlık izleme gibi alanlarda pratik uygulamalar sunabilir. Ayrıca, bu çalışma, beyin – bilgisayar ara yüzü teknolojilerinin geliştirilmesine katkıda bulunabilir ve bireysel beyin sağlığı izlemede yeni yollar açabilir.

Çalışmamızda kısıtlama olarak daha detaylı QEEG analizi yapmayı hedeflerken kordans ve koherans parametreleri ile sınırlı kaldık. Diğer QEEG parametrelerinin hepsi veri havuzunun çok kalabalık olmasından kaynaklı analizde hatalara neden olabileceği sebebiyle yapılamamıştır. Bir başka kısıtlılık ise 25 katılımcı ile çalışmak isterken 6 kişinin QEEG parametrelerindeki eksikler nedeniyle 6 kişi çalışmadan çıkarılmıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın bulguları, EEG verileri arasında geçen sürenin artmasıyla değişmeyen verilerin, insan beyin parmak izi kavramını desteklediğini ortaya koymuştur. Bu, EEG tabanlı biyometrik tanıma sistemlerinin sadece kısa vadeli bir uygulama olmadığını, aynı zamanda uzun vadeli ve sürekli değişen beyin dinamiklerini de takip edebilecek potansiyele sahip olduğunu göstermektedir. Bu sonuçlar, beyin fonksiyonlarının ve biyometrik özelliklerin zaman içinde değişip değişmediğine dair derinlemesine bir anlayış sunmakta ve EEG tabanlı biyometrik tanıma sistemlerinin uzun vadeli güvenilirliği konusundaki eksikliğe katkıda bulunmaktadır. Bu, EEG tabanlı biyometrik tanıma alanında gelecek çalışmalar için önemli bir çerçeve sunacak ve bu alandaki bilgimizi ilerletmemize yardımcı olacaktır.

KAYNAKLAR

- Abdullah, M. K., Subari, K. S., Cheang Loong, J. L., & Ahmad, N. N. (2010). Analysis of the EEG signal for a practical biometric system. *World Academy of Science, Engineering and Technology International Journal of Biomedical and Biological Engineering*, 4(8), 364-368.
- Bares, M., Brunovsky, M., Kopecek, M., Stopkova, P., Novak, T., Kozeny, J., & Höschl, C. (2007). Changes in QEEG prefrontal cordance as a predictor of response to antidepressants in patients with treatment resistant depressive disorder: A pilot study. *Journal of Psychiatric Research*, 41(3-4), 319-325.
- Bares, M., Novak, T., Brunovsky, M., Kopecek, M., Stopkova, P., Krajca, V., & Höschl, C. (2012). The change of QEEG prefrontal cordance as a response predictor to antidepressive intervention in bipolar depression: A pilot study. *Journal of Psychiatric Research*, 46(2), 219-225
- Barry, R. J., Clarke, A. R., McCarthy, R., & Selikowitz, M. (2002). EEG coherence in attention-deficit/hyperactivity disorder: A comparative study of two DSM-IV types. *Clinical Neurophysiology*, 113(4), 579-585.
- Başar, E. (2012). A review of alpha activity in integrative brain function: Fundamental physiology, sensory coding, cognition and pathology. *International Journal of Psychophysiology*, 86(1), 1-24.
- Başar, E., & Düzgün, A. (2016). The brain as a working syncytium and memory as a continuum in a hyper timespace: Oscillations lead to a new model. *International Journal of Psychophysiology*, 103, 199-214.
- Bowyer, S. M. (2016). Coherence a measure of the brain networks: Past and present. *Neuropsychiatric Electrophysiology*, 2, Article 1.
- Courtney, K. E., & Polich, J. (2010). Binge drinking effects on EEG in young adult humans. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 7(5), 2325–2336.
- Crameri, F., Shephard, G. E., & Heron, P. J. (2020). The misuse of colour in science communication. *Nature Communications*, 11(5444).
- Demuru, M., & Fraschini, M. (2020). EEG fingerprinting: Subject-specific signature based on the aperiodic component of power spectrum. *Computers in Biology and Medicine*, 120, 103748.
- Fingelkurts, A. A., & Fingelkurts, A. A. (2022). Quantitative Electroencephalogram (qEEG) as a Natural and Non-Invasive Window into Living Brain and Mind in the Functional Continuum of Healthy and Pathological Conditions. *Applied Sciences*, 12, 9560.

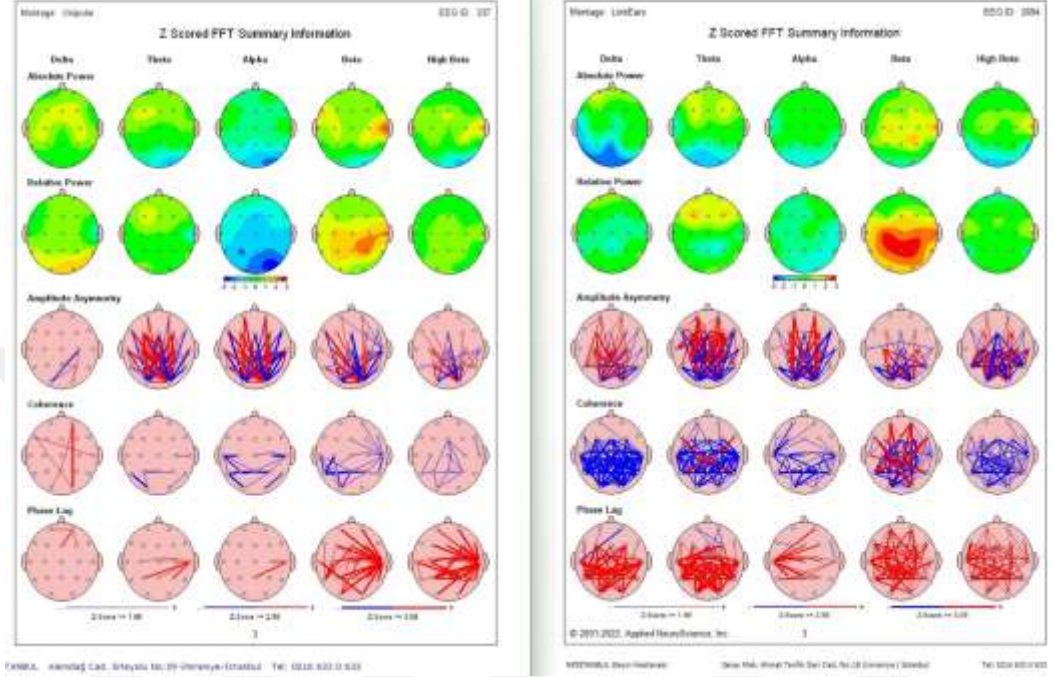
- Gudmundsson, S., Runarsson, T. P., Sigurdsson, S., & Eiriksdottir, G. (2007). Reliability of quantitative EEG features. *Clinical Neurophysiology*, 118(10), 2162-2171.
- Güntekin, B., Durusu Emek-Savaş, D., Kurt, P., Yener, G. G., & Başar, E. (2013). Beta oscillatory responses in healthy subjects and subjects with mild cognitive impairment. *NeuroImage: Clinical*, 3, 39-46.
- Harmony, T., Fernández, T., Rodríguez, M., Reyes, A., Marosi, E., & Bernal, J. (1993). Test-retest reliability of EEG spectral parameters during cognitive tasks: II. *Coherence*. *International Journal of Neuroscience*, 68(3-4), 263-271.
- Hunter, A. M., Leuchter, A. F., Morgan, M. L., & Cook, I. A. (2006). Changes in brain function (quantitative EEG cordance) during placebo lead-in and treatment outcomes in clinical trials for major depression. *The American Journal of Psychiatry*, 163(8), 1426-1432.
- Kim, T. K. (2015). T test as a parametric statistic. *Korean Journal of Anesthesiology*, 68(6), 540-546.
- Kim, T. K. (2017). Understanding one-way ANOVA using conceptual figures. *Korean Journal of Anesthesiology*, 70(1), 22-26.
- Komorowski, M., Aghabeig, M., & Duch, W., ve ark. (2018). Multi-level explanations in neuroscience II: EEG spectral fingerprints and tensor decompositions for understanding brain activity. *Initial results*. *Acta Physica Polonica B*.
- Kong, W., Wang, L., Xu, S., Babiloni, F., & Chen, H. (2019). EEG fingerprints: Phase synchronization of EEG signals as biomarker for subject identification. *IEEE Access*, (99), 1-1.
- Leocani, L., & Comi, G. (1999). EEG coherence in pathological conditions. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 16(6), 548.
- Malone, S. M., Burwell, S. J., Vaidyanathan, U., Miller, M. B., McGue, M., & Iacono, W. G. (2014). Heritability and molecular-genetic basis of resting EEG activity: A genome-wide association study. *Psychophysiology*.
- Malone, S. M., Vaidyanathan, U., Basu, S., Miller, M. B., McGue, M., & Iacono, W. G. (2014). Heritability and molecular-genetic basis of the P3 event-related brain potential: A genome-wide association study. *Psychophysiology*, 51(12), 1246-1258.
- Mathewson, K. J., Hashemi, A., Sheng, B., Sekuler, A. B., Bennett, P. J., & Schmidt, L. A. (2015). Regional electroencephalogram (EEG) alpha power and asymmetry in older adults: A study of short-term test-retest reliability. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 7, 177.
- Munsell, B. C., Gleichgerrcht, E., Hofesmann, E., Delgaizo, J., McDonald, C. R., Marebwa, B., Styner, M. A., Fridriksson, J., Rorden, C., Focke, N. K., Gilmore, J. H., & Bonilha, L. (2020). Personalized

- connectome fingerprints: Their importance in cognition from childhood to adult years. *NeuroImage*, 221, 117122.
- Malone, S. M., Burwell, S. J., Vaidyanathan, U., Miller, M. B., McGue, M., & Iacono, W. G. (2014). Heritability and molecular-genetic basis of resting EEG activity: A genome-wide association study. *Psychophysiology*, 51(12), 1225–1245.
- Nunez, P. L. (2016). *The new science of consciousness: Exploring the complexity of brain, mind, and self*. Hardcover.
- Obilor, E. I., & Amadi, E. C. (2018). Test for significance of Pearson's correlation coefficient. *International Journal of Innovative Mathematics, Statistics & Energy Policies*, 6(1), 11-23. EAH Publications. ISSN: 2467-852.
- Palaniappan, R., & Mandic, D. P. (2007). Biometrics from brain electrical activity: A machine learning approach. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 29(4), 738-742.
- Rogers, J. M., Johnstone, S. J., Aminov, A., Donnelly, J., & Wilson, P. H. (2016). Test-retest reliability of a single-channel, wireless EEG system. *International Journal of Psychophysiology*, 106, 87-96.
- Rosenfeld, J. P. (2005). *Brain fingerprinting: A critical analysis*. The Scientific Review of Mental Health Practice.
- Ruiz-Blondet, M. V., Jin, Z., & Laszlo, S. (2016). CEREBRE: A Novel Method for Very High Accuracy Event-Related Potential Biometric Identification. *IEEE Transactions on Information Forensics and Security*, 11(7),
- Ruiz-Blondet, M. V., Jin, Z., & Laszlo, S. (2017). Permanence of the CEREBRE brain biometric protocol. *Pattern Recognition Letters*, 95, 37-43.
- Saleh, M. A. (2019). Statistical analysis of benign and ransomware dataset based on t-test, Pearson correlation, and chi-square tests. *Journal of Computer Science*, 17(10).
- Salinsky, M. C., Oken, B., & Morehead, L. (1991). Test-retest reliability in EEG frequency analysis. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 79(5), 382-392.
- Shan, G., Bayram, E., Caldwell, J. Z. K., Miller, J. B., Shen, J. J., & Gerstenberger, S. (2021). Partial correlation coefficient for a study with repeated measurements. *Statistics in Biopharmaceutical Research*, 13(4), 448–454.
- Travis, L. E., & Gottlob, A. (1936). Do brain waves have individuality? *Science*, 84(2189), 532-533.
- Travis, L. E., & Gottlob, A. (1937). Do brain waves have individuality? *Science*, 84(2189), 223

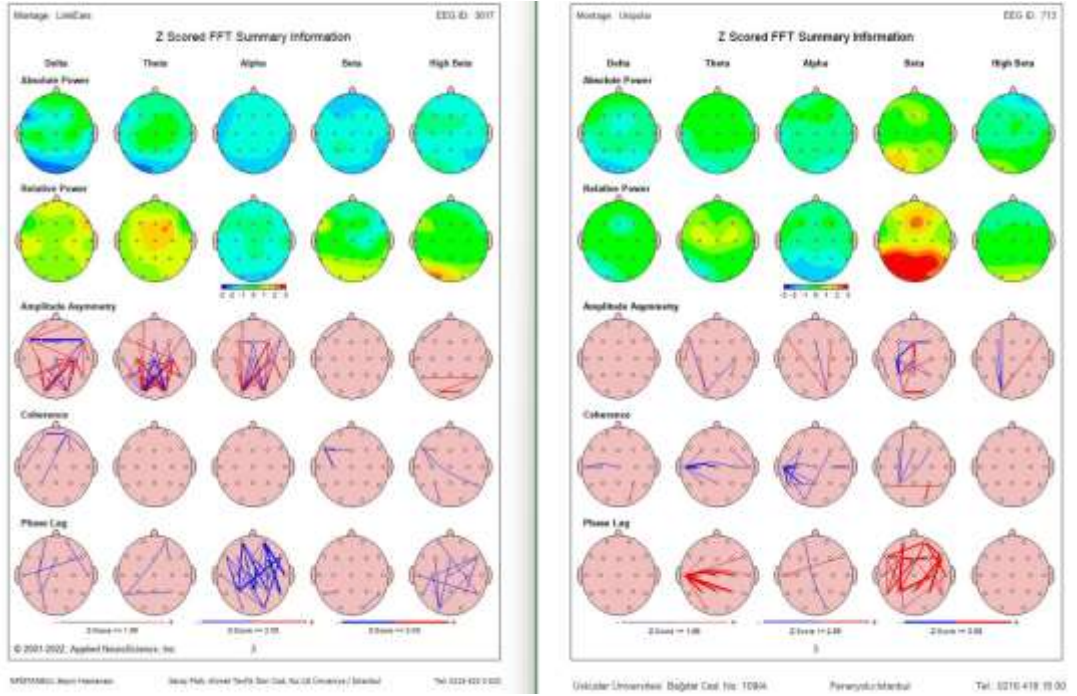
- Vaidyanathan, U., Isen, J. D., Malone, S. M., Miller, M. B., McGue, M., & Iacono, W. G. (2014). Heritability and molecular genetic basis of electrodermal activity: A genome-wide association study. *Psychophysiology*, 51(12), 1259–1271.
- Van Beijsterveldt, C. E. M., & Boomsma, D. I. (1994). Genetics of the human electroencephalogram (EEG) and event-related brain potentials (ERPs): A review. *Human Genetics*, 94, 319-330.
- Weiss, S., & Mueller, H. M. (2003). The contribution of EEG coherence to the investigation of language. *Brain and Language*, 85(2), 325-343.
- Wetzels, R., & Wagenmakers, E.-J. (2012). A default Bayesian hypothesis test for correlations and partial correlations. *Psychonomic Bulletin & Review*, 19, 1057-1064.
- Wilkinson, L., & Friendly, M. (2009). The History of the Cluster Heat Map. *The American Statistician*, 63, (2), 179-184

EKLER

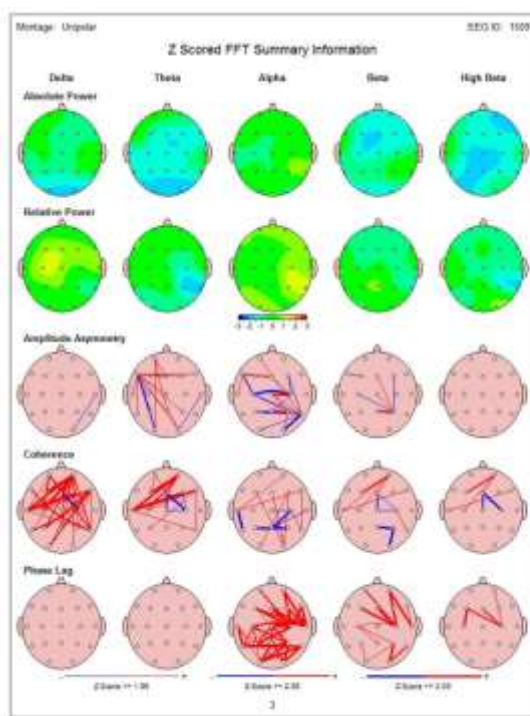
Ek 1. QEEG önce – sonra örnekleri



Vaka B.Ö., 2010-2023 QEEG Haritası



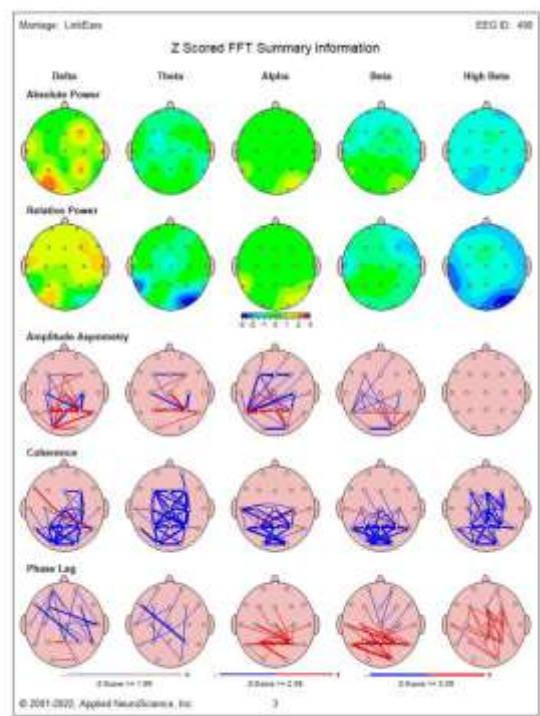
Vaka E.S.Y., 2012-2023 QEEG Haritası



NP/STANBUL, Akmerkeç Cad. Skayrda No: 28

Üniversite İstanbul

Tel: 0216 633 0 933

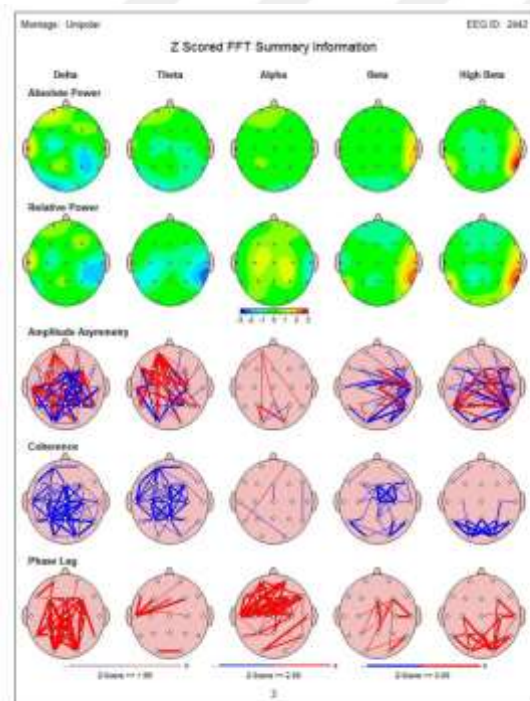


NP/STANBUL, Akmerkeç Cad. Skayrda No: 28

Üniversite İstanbul

Tel: 0216 633 0 933

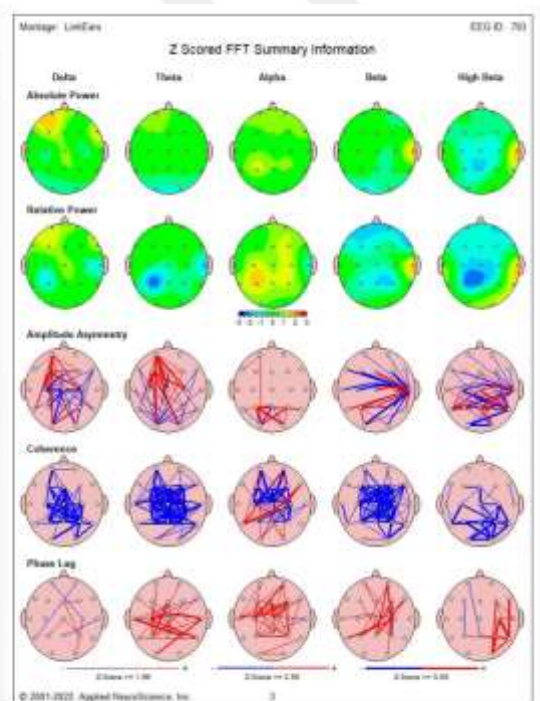
Vaka M.K., 2015-2023



NP/STANBUL, Akmerkeç Cad. Skayrda No: 28

Üniversite İstanbul

Tel: 0216 633 0 933

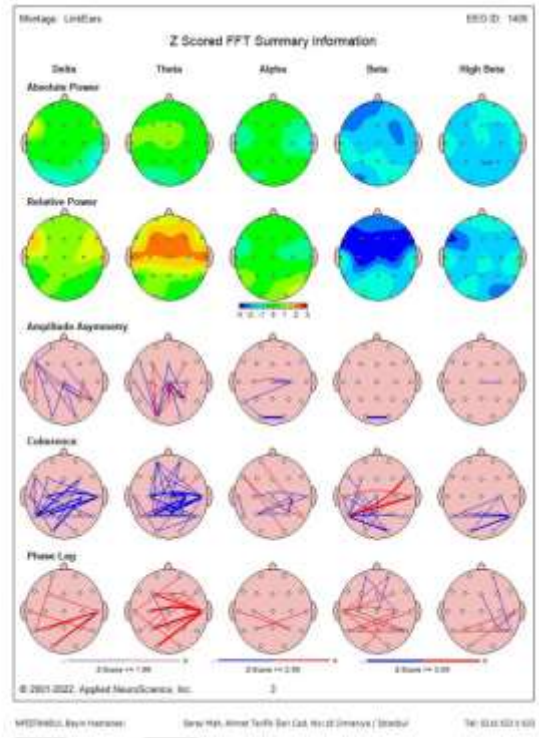
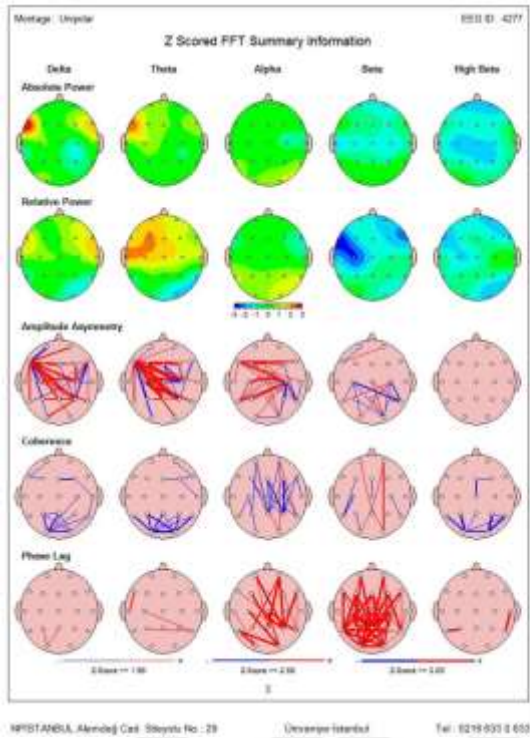


NP/STANBUL, Akmerkeç Cad. Skayrda No: 28

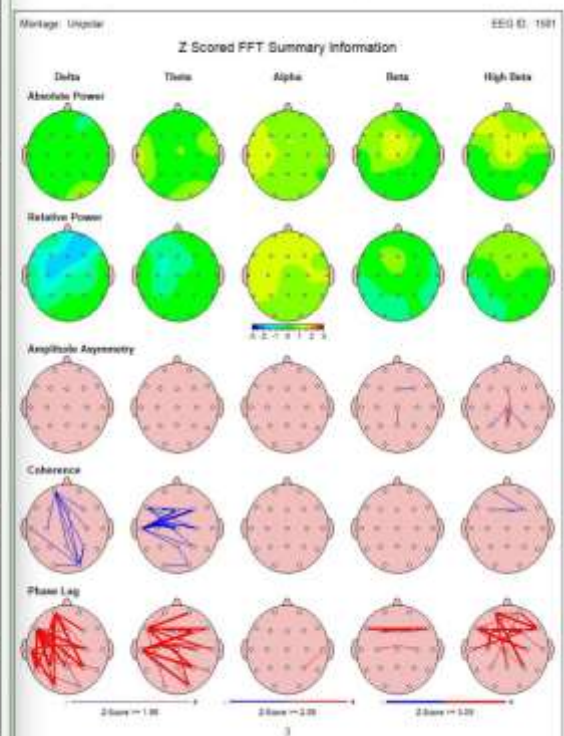
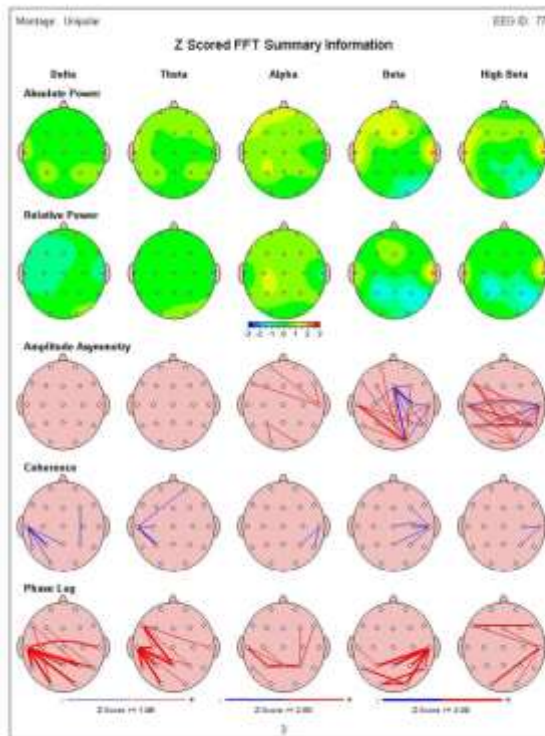
Üniversite İstanbul

Tel: 0216 633 0 933

Vaka Y.A., 2020-2023



Vaka, M.A.D., 2018-2023 QEEG Örneği



Vaka, A.N.D., 2013-2021 QEEG Örneği