



**T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**



**DOKTORA TEZİ**

NÖROELEKTRİKSEL BEYİN GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ  
KULLANILARAK TÜKETİCİLERİN BİLİNÇ DIŞI TEPKİLERİNİN VE  
ELEKTROFİZYOLOJİK AKTİVİTELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

**Gamze URAL**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. Fırat KAÇAR**

**Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Biyomedikal Mühendisliği Programı**

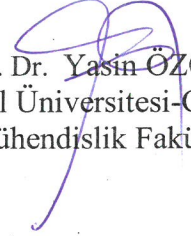
**İSTANBUL-2019**

Bu çalışma 24.05.2019 Tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Biyomedikal Mühendisliğı Anabilim Dalı, Biyomedikal Mühendisliğı Programı Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

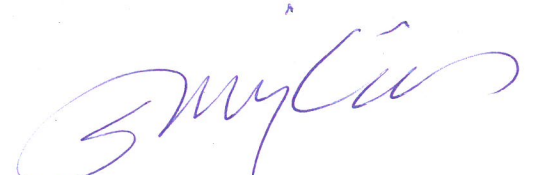
TEZ JÜRİSİ

  
Prof. Dr. Fırat KAÇAR  
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa  
Mühendislik Fakültesi

  
Prof. Dr. Mukden UĞUR  
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa  
Mühendislik Fakültesi

  
Doç. Dr. Yasin ÖZÇELEP  
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa  
Mühendislik Fakültesi

  
Prof. Dr. Aydın AKAN  
İzmir Katip Çelebi Üniversitesi  
Mühendislik Fakültesi

  
Prof. Dr. Sinan CANAN  
Üsküdar Üniversitesi  
İnsan ve Toplum Bilimleri Fakültesi



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

Bu tez, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu'nun (TÜBİTAK ) 1649B031601139 numaralı projesi ile desteklenmiştir.

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince 1649B031601139 numaralı projesi ile destek aldığım, bilimin ve bilim insanlarının en büyük destekçisi olan Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu'na (TÜBİTAK ) şükranlarımı sunuyorum.

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde değerli bilgilerini benimle paylaşan, kendisine ne zaman danışsam bana kıymetli zamanını ayırıp, sabırla ve büyük bir ilgiyle bana faydalı olabilmek için elinden gelenden fazlasını sunan danışmanım Prof. Dr. Fırat Kaçar'a teşekkürü bir borç bilirim. Ayrıca her sorun yaşadığımda yanına çekinmeden gidebildiğim, güler yüzünü ve samimiyetini benden esirgemeyen ve gelecekteki mesleki hayatımda da bana verdiği değerli bilgilerden faydalanacağımı düşündüğüm, kıymetli danışmanım Prof. Dr. Fırat Kaçar'a şükranlarımı sunuyorum.

Çalışmamda kaynak ve yöntem açısından bana sürekli yardımda bulunarak yol gösteren, tezimde kullandığım verilerin elde edilmesinde desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, her takıldığım noktada açmazlarımı kolaylaştıran, samimiyetine ve eğitimciliğine hayran kaldığım tezimdeki zorlukların bana kazandırdığı çok kıymetli hocam Prof. Dr. Sinan CANAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca kıymetli zamanını akademik hayatımda ilerlemem ve tecrübe edinmem için tüm deneyimlerini benimle paylaşıp, bana kattığı her bilgi için. Dr. Öğr. Üyesi Nurcan Vardar Yel'e teşekkürü borç bilirim.

Teşekkürlerin az kalacağı bu sürecimde desteğini ve bana olan güvenini benden esirgemeyen başta eşim Semih Ural'a ve bu hayattaki en büyük şansım olan sevgili ailemin hayatım boyunca bana kazandırdıkları her şey için ve beni gelecekte söz sahibi yapacak bilgilerle donattıkları için hepsine teker teker teşekkürlerimi sunuyorum.

Mayıs 2016

Gamze URAL

# İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ .....	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
ŞEKİL LİSTESİ .....	vii
TABLO LİSTESİ.....	ix
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ .....	x
ÖZET .....	xii
SUMMARY .....	xiv
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL KISIMLAR.....</b>	<b>6</b>
2.1 NÖROPAZARLAMA (NEUROMARKETTING) .....	6
2.2 BEYİNİN NÖRO-ANATOMİSİ.....	7
2.3 NÖROPAZARLAMA UYARANLARINA KARŞI OLUŞAN NÖRAL CEVAPLAR .....	9
2.4 NÖROPAZARLAMA ÇALIŞMALARINDA KULLANILAN BEYİN ARAŞTIRMA METODLARI .....	10
2.4.1 Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme (fMRI).....	11
2.4.2 Yakın Kızılötesi Spektroskopisi (Near Infrared Spectroscopy -NIRS).....	12
2.4.3 Pozitron Emisyon Tomografisi (PET).....	12
2.4.4 Elektroensefalografi (EEG) .....	13
2.4.5 Magnetoensefalografi (MEG) .....	14
2.4.6 Eye Tracking.....	14
2.4.7 Fizyolojik cevapların ölçümü .....	14
2.5 DALGACIK ANALİZİ .....	15
2.5.1 Fourier Analiziden Dalgacığa.....	16
2.5.2 Dalgacık Tanımı .....	17
2.5.3 Dalgacık Fonksiyon Seçimi İçin Kriterler .....	19
2.5.4 Dalgacık Güç Spektrumu.....	24
2.5.5 Ölçek, Frekans Ve Çözünürlük .....	25

2.5.6	Mother Dalgacık.....	28
2.5.7	Evre Uyumlu Yapıların Tanımlanması.....	32
2.5.8	Kenar Etkisi ya da Sınır Etkileri.....	34
2.5.9	Sürekli Dalgacık Dönüşümünün Zaman Ölçekleri Ve Fourier Analizinin Frekansları .....	36
2.6	KOHERANS DEĞERLENDİRMESİ.....	37
2.6.1	Zamansal Koherans .....	38
2.6.2	Spektral Koherans .....	39
2.6.3	Uzaysal Koherans .....	39
2.7	KOHERANS FONKSİYONU.....	40
2.8	DALGACIK KOHERANS.....	40
<b>3.</b>	<b>MALZEME VE YÖNTEM.....</b>	<b>43</b>
3.1	DENEYSEL DİZAYN .....	43
3.2	ELEKTRONÖROFİZYOLOJİK SİNYALLERİN ANALİZİ .....	45
3.2.1	EEG Sinyalinin Dalgacık Faz Koherans Analizi.....	45
3.2.2	Sürekli Dalgacık Dönüşümü (SDD).....	47
3.2.3	Çapraz Dalgacık Dönüşümü.....	50
3.2.4	Dalgacık Koherans .....	51
3.3	PPG VE GSR SİNYALLERİNİN ANALİZİ .....	53
3.4	İSTATİSTİKSEL ANALİZ .....	58
<b>4.</b>	<b>BULGULAR.....</b>	<b>59</b>
<b>5.</b>	<b>TARTIŞMA VE SONUÇ .....</b>	<b>71</b>
	<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>77</b>
	<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>82</b>

## ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa No
Şekil 1.1 Görsel Tarama Gözlükler ve Yakın Kızılötesi Spektroskopisi .....	2
Şekil 2.1 Nöropazarlama ve Nörobilim .....	6
Şekil 2.2 İnsan Beyin Modeli .....	9
Şekil 2.3 Nöropazarlama Çalışmalarında kullanılan Beyin Araştırma Metodları.....	15
Şekil 2.4 Dalgacık şekilleri, Taşınabilirliği ve Sıkıştırılabilirliği.....	18
Şekil 2.5 Dalgacık Fonksiyonları .....	21
Şekil 2.6 Dalgacık Genliklerinin (Karesi) Çizilmesi İçin Izgara Taban.....	24
Şekil 2.7 Dalgacık Dönüşümünün (T <sub>0</sub> , S) Düzlemi Üzerinde Etki Açısı.....	26
Şekil 2.8 Farklı dönüşümler için t-time, w-frekans uzayında zaman ve frekans yeleşimi (1) ayrık örnek (Shannon transform), (2) Fourier dönüşüm, (3) kısa-zamanlı Fourier dönüşümü, (d) sürekli dalgacık dönüşümü.....	27
Şekil 2.9 En yaygın kullanılan dalgacıklar (solda) and Fourier görüntüleri (sağda). Her bir dalgacık fonksiyonunun reel kısmı düz çizgi ile sanal kısmı ise kesikli çizgi ile gösterilmiştir. (a) Ana frekans ile morlet dalgacık $\omega_0 = 2\pi$ (b) Morlet dalgacık with $\omega_0=16$ .....	30
Şekil 2.10 Yaygın olarak kullanılan dalgacık ve onların özellikleri. Buarada H(x) is Heaviside fonksiyonu, f Fourier dönüşümün frekasn, f(s) dalgacık dönüşümünün fekansı( $f_s=1/s$ ) ve $\tau_{ss}$ sınır etkisinin genişliğidir. ....	31
Şekil 2.11 Dalgacık fonksiyonu ve sinyal örneği .....	32
Şekil 2.12 Farklı Lokasyonda Sinyal ve Dalgacıklar .....	33
Şekil 3.1 iMotions teknoloji sistemi .....	44
Şekil 3.2 Elektrot Dizisinden Elde Edilen EEG Sinyali.....	46
Şekil 3.3 Bir kişiye ait AF3 ve AF4 elektrotlardan elde edilen sinyallerin sürekli dalgacık gücü .....	49
Şekil 3.4 Bir kişiye ait AF3 ve AF4 elektrotlardan elde edilen sinyallerin çapraz dalgacık dönüşümü .....	51

Şekil 3.5 Bir kişiye ait AF3 ve AF4 elektrotlardan elde edilen sinyallerin dalgacık koheransı.....	53
Şekil 3.6Yerel Maksimum ve Minimum Noktaları Bulunan PPG Sinyali.....	55
Şekil 3.7Sempatovagal denge AF/ YF oranının hesaplanmasında kullanılan pseudokod .....	56
Şekil 3.8Raw GSR sinyali .....	57
Şekil 4.1F7 ve F8 elektrot çifti için Dalgacık Koherans ve Faz grafiği .....	60
Şekil 4.2 Analiz Edilen Interhemisferik (1) Ve Intrahemisferik (2) Elektrot Çiftleri .....	65
Şekil 4.3Elektrot Çiftlerinin Koheransı, PRV nin AF/HF Oranı ve GSR nin Deri İlektkenlik Seviyesinin Kontrol ve Deneysel Aşamalar İçin Karşılaştırılması .....	69





## TABLO LİSTESİ

### Sayfa No

Tablo 4.1 EEG nin alt bantları için interhemisferik koheransın ortalaması $\pm$ standart sapması ve koheransın genel ortalaması.....	61
Tablo 4.2 EEG nin alt bantları için interhemisferik fazın ortalaması $\pm$ standart sapması ve fazın genel ortalaması.....	62
Tablo 4.3 EEG nin alt bantları için intrahemisferik koheransın ortalaması $\pm$ standart sapması ve genel ortalaması .....	66



## SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

### Simgeler

### Açıklama

$f$	: Frekans
$F_s$	: Örnekleme Frekansı
$J$	: Kompleks Sayı
$L^2(\mathbb{R})$	: Karesi Toplanabilen Sayılar Uzayı
$n$	: Veri Sayısı
$P_k$	: Güç Spekturumu
$S$	: Ölçek
$W_{xy}$	: Çapraz Dalgacık Dönüşümü
$W_n$	: Pencere
$\varphi_n$	: Ana Dalgacık
$Q_n$	: Dalgacık Faz Farkı
$R_n$	: Dalgacık Koherans
$\Delta_t$	: Zaman
$\Delta_w$	: Bant Genişliği

### Kısaltmalar

### Açıklama

<b>AF</b>	: Alçak Frekans
<b>ANOVA</b>	: Varyans Analizi
<b>AR1</b>	: Otoresif Model –Autoregressive 1
<b>BOLD</b>	: Kan Oksijen Bağlı Düzeyi-Blood Oxygen Level Dependent
<b>COI</b>	: Koni etkisi- Cone of Influence
<b>ÇDD</b>	: Çapraz Dalgacık Dönüşümü – Cross Wavelet Transform
<b>DOG</b>	: Gaussians ın farkı
<b>EEG</b>	: Elektroensefolografi
<b>ET</b>	: Göz İzleme -Eye Tracking
<b>FFT</b>	: Hızlı Fourier Dönüşümü - Fast Fourier Transform
<b>FHAT</b>	: Fransız Şapkası
<b>fMRI</b>	: Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>fNIR</b>	: Yakın Kızılötesi Spektroskopisi -Functional Near Infrared Optical Imaging Systems

<b>GSR</b>	: Deri iletkenliği Sinyali - Galvanic Skin Response
<b>GSY</b>	: Güç Spektral Yoğunluk
<b>HRV</b>	: Kalp Atım Hızı Değişkenliği -Heart Rate Variability
<b>MANOVA</b>	: Çoklu Varyans Analizi
<b>MATLAB</b>	: Matrisk Laboratuvarı- Matrix Laboratory
<b>MEG</b>	: Magnetoensefelografi
<b>MHAT</b>	: Meksika şapkası
<b>MRI</b>	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>OSS</b>	: Otonom Sinir Sistemi
<b>PD</b>	: Faz Farkı
<b>PET</b>	: Pozitron Emisyon Tomografi
<b>PP</b>	: Ardı ardına gelen tepe noktaları -Peak to Peak
<b>PPG</b>	: Pulse Pletismografi
<b>PRV</b>	: Atım Oranı Değişikliği- Pulse rate variability
<b>PSTH</b>	: Peristimulus zaman histogramı
<b>SCL</b>	: Deri iletkenlik Düzeyi - Skin Conductance Level
<b>SPSS</b>	: Sosyal Bilimler İçin İstatistik Programı
<b>STFT</b>	: Kısa zamanlı Fourier dönüşü
<b>WAS</b>	: Dalgacık Otokorelasyon Spektrum - Autocorrelation Spectrum
<b>WC</b>	: Dalgacık Koherans
<b>WCS</b>	: Dalgacık Kroskorelasyon Spektrum - Crosscorrelation Spectrum
<b>WT</b>	: Dalgacık Dönüşümü
<b>YF</b>	: Yüksek Frekans

# ÖZET

## DOKTORA TEZİ

NÖROELEKTRİKSEL BEYİN GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ  
KULLANILARAK TÜKETİCİLERİN BİLİNÇ DIŞI TEPKİLERİNİN  
GÖZLENİLMESİ ve ELEKTROFİZYOLOJİK DURUMUNUN  
DEĞERLENDİRİLMESİ

**Gamze URAL**

**İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa**

**Lisansüstü Eğitim Enstitüsü**

**Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman : Prof. Dr. Fırat KAÇAR**

Bu tezde ticari bir reklam uyarısına karşı duygusal stresin değerlendirilmesi ve elektrotlar arasındaki ilişkiyi analiz eden nöropazarlama çalışmaları için Elektroensefalografi (EEG), Pulse Pletismografi (PPG) ve Deri iletkenliği Sinyali (Galvanic Skin Response-GSR) analizleri sunulmuştur. Nöropazarlama satın alma ile ilgili tüketici davranışlarını analiz etmek için nörobilim metotlarının uygulanması ile ilgili çalışma alanıdır. Dalgacık Koherans (DK) ve Faz Farkı (FF) satın alma uyarısının EEG elektrotları arasındaki bilgi akış derecesini nasıl etkilediğini incelemek için kullanılan analiz yöntemidir. PPG sinyalinden elde edilen nabız atım sinyali (PRV) nin alçak ve yüksek frekans bölgesindeki güç oranı (AF/YF) Otonom Sinir Sistemi (OSS) tarafından düzenlenmektedir. Aynı zamanda deri iletkenliğindeki değişiklikleri ölçen GSR sinyalinden deri iletkenlik düzeyi (Skin Conductance Level-SCL) hesaplanmıştır. Bu elektro fizyolojik sinyaller duygusal stresli değerlendirmek için kullanılmıştır.

Sinyaller Üsküdar Üniversitesi (İstanbul, Türkiye) iMotions sistemi kullanılarak reklam uyarısı öncesi (kontrol kısmı) ve reklam uyarısı boyunca (deneysel kısım) olmak üzere iki aşamada eş zamanlı olarak 30 kişiden kayıt edilmiştir.

DK ve FF her bir elektrot çifti için ve EEG nin alt frekans bantları için (delta, teta, alfa, beta ve gama) hesaplanmıştır. DK kontrol kısmına göre deneysel kısımda özellikle teta, alfa ve beta frekans bantlarında daha yüksek bulunurken, FF özellikle gama bandında olmak üzere deneysel kısımda daha düşük bulunmuştur. Deneysel kısımda interhemisferik (beyin yarım küreleri) arasındaki koherans ön frontal, temporal ve parietal alanlarda yüksek bulunmuştur.

İnterhemisferik koherans verilerine göre intrahemisferik (beyin yarım küresi içerisinde) koherans hesaplamasında hangi elektrotlara bakılacağına karar verilmiştir. Buna göre intrahemisferik koherans hesaplamasında ön frontal, temporal ve parietal alanlarda elektrotların kombinasyonlarına bakılmıştır. Deneysel kısımda beynin sol beyin yarım küresi içerisinde temporoparietal alanda intrahemisferik koherans yüksek bulunmuştur. Sol beyin yarım küresi içerisinde bilgi alış verişi teta ve alfa alt bantlarında bir artış göstermiştir. Aynı zamanda AF/YF oranı ve SCL nin de deneysel kısımda artış gösterdiği görülmüştür. Ancak her bir elektrot çifti için kontrol ve deneysel kısım için hesaplanan ortalama DK, FF, SCL ve AF/YF oranı arasındaki ilişki istatistiksel olarak karşılaştırıldığında, SCL istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Mayıs 2016, 98 sayfa.

**Anahtar kelimeler:** Nöropazarlama, Dalgacık Faz Koherans, Fotopletismografi Sinyali, Deri İletkenliği Sinyali

## **SUMMARY**

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

#### **THE EVALUATION OF RESPONSES UNCONSCIOUS OF CONSUMERS USING BY NEUROELECTRICAL BRAIN IMAGING METHODS and THEIR ELECTROPHYSIOLOGICAL ACTIVITY**

**Ganze URAL**

**Istanbul University-Cerrahpasa**

**Institute of Graduate Studies**

**Department of Biomedical Engineering**

**Supervisor : Prof. Dr. Fırat KAÇAR**

This thesis presents an Electroencephalography (EEG), Pulse Plethysmography (PPG) and Galvanic Skin Response (GSR) study for neuromarketing studies, which are related to analysis of relationship between electrodes and emotional stress across to commercial advertisement. Neuromarketing is a field of study with respect the application of neuroscience methods to analyze consumer behavior related to markets. Wavelet coherence (WC) and Phase difference (PD) were used for investigating how the marketing stimuli induced the degree of information flow occurs between electrodes of EEG. Pulse rate variability (PRV) obtained from finger PPG and computed the powers in high frequency (HF), low frequency (LF). The powers in the LF and HF bands are regulated by Autonomic Nervous Nystems (ANS) and then, Skin conductance level (SCL) computed from GSR by measuring changes in the conductivity of the skin. These electrophysiological measurements computed to evaluate emotional stress.

The signals were recorded simultaneously from 30 subjects for two stages: prior to advertising stimuli (control stage) and during the advertising stimuli (experimental stage) using iMotions system in Uskudar University (Istanbul, Turkey).

The WC and PD for each electrode pairs were computed for five frequency sub-bands (delta, theta, alpha, beta and gamma) of EEG. While the value of WC was generally higher in

experimental stage than control stage especially in the theta, alpha and beta frequency, the value of PD was generally lower especially in gamma band.

An increase of interhemispheric coherence in experimental stage occurred in the anterior frontal -temporal-parietal- area. Intrahemispheric coherence was computed according to interhemispheric coherence results. Thus we computed combinations of electrodes in anterior frontal -temporal-parietal- area. An increase of intrahemispheric coherence in experimental stage occurred in the temporal-parietal- area and the value of WC was generally higher in experimental stage than control stage especially in the theta and alpha frequency

At the same time, the LF/HF ratio and SCL were generally higher in experimental stage. We investigated whether there were statistically significant differences in WC, PD, the LF/HF ratio and SCL between the experimental and control stage. Results were demonstrated significant differences in WC and PD, LF/HF ratio between experimental stage and control stage, but there was not in SCL.

May 2016, 98 pages.

**Keywords:** Neuromarketing, Wavelet- Phase Coherence, Pulse Plethysmography, Galvanic Skin Response, Emotional response

## 1. GİRİŞ

Nörobilim ve pazarlamanın buluşma noktası olan “Neuromarketing” biyomedikal mühendisleri için yeni bir çalışma alanıdır. Literatürde, tüketici nörobilimi ya da nöropazarlama alışveriş ile ilgili insan davranışlarını anlamak ve analiz etmek için nörobilim metodlarının kullanıldığı bir alandır (Lee, Broderick, and Chamberlain 2007).

Nöropazarlama satın alma eğilimlerimizi, beynimizin nasıl çalıştığını ve nasıl karar verdiğimizi bilimsel tekniklerle ölçen ve açıklamaya çalışan bir kavramdır. Bu konuda dünyada yürütülen bilimsel araştırmalarda Elektroensefalografi (EEG), Fonksiyonel Manyetik Rezonans görüntüleme (fMRI), Göz İzleme (Eye Tracking –ET) gibi bilimsel yöntemler kullanılarak marka, reklam filmi ve logoların beynimizin farklı bölgelerinde oluşturduğu etkiler izlenmektedir.

Pazarlayıcı satın alma eğilimini arttırmak için tüketicinin tercihlerine uygun marka, reklam filmi, logo tasarımı, ürün tasarımı yapmak ister. Tüketicinin tercihlerini anlayabilmek içinde pazarlama araştırmalarında röportaj, anket vs. yöntemler kullanılır. Ancak bunlar nicel veriler değildir ve bilimsel bir dayanağı yoktur.

Nöropazarlama araştırmaları alışveriş uyararı önünde tüketiciye soru sorarak satın alma eğilimlerini araştırmak yerine beyin görüntüleme teknikleri kullanılarak nicel verilerle bunları ortaya koymayı hedefler. Bu alandaki araştırmalar ticari bir reklam izlerken ya da herhangi bir ürünü almaya karar verirken kişinin beynindeki bilgiye nöro-görüntüleme teknikleri sayesinde erişilebilir düşüncesi ile ortaya çıkmıştır (Zurawicki 2010b). Bu alanda gerçekleştirilen araştırmaların sonuçları, satın alma kararlarımızı duygularımızla verdiğimiz ve aslında neyi istediğimizin bilinçli olarak farkında olmadığımızı göstermektedir.

Nöropazarlama çalışmalarında tüketicilerin bu bilinç dışı tepkilerinin analizinde marka, reklam filmi, logoların vs. beynimizin farklı bölgelerinde oluşturduğu etkileri saptayabilmek için, kişinin uyarana maruz kaldığında beynin hangi bölgesinin aktif olduğu belirlenmeye çalışılmaktadır.



Bu amaçla çalışmalarda bazı sistemler kullanılır. Şekil 1.1 deki gibi bunlardan bazıları, Görsel Tarama Gözlükler (SMI Eye Tracking Glasses), gerçek zamanlı kişinin baktığı noktaların ölçülmesi işleminde kullanılan yüksek çözünürlüklü bir sistemdir. Yakın Kızılötesi Spektroskopisi (Functional Near Infrared Optical Imaging Systems -fNIR), optik bir yöntemle beyindeki aktivasyon olan yerleri (fMRI a benzer şekilde) ölçülebilmekte, uyarımlar neticesinde oluşan hemodinamik cevaplar (oksijenlenmiş Hemoglobin/oksijenlenmemiş Hemoglobin), 2D topografi ve 3D tomografi veya block averaj şeklinde görüntülenebilmektedir.



Şekil 1.1Görsel Tarama Gözlükler ve Yakın Kızılötesi Spektroskopisi <sup>1</sup>

Yani uyarana maruz kalındığında beynin karar verme mekanizması ile ilgili bölümüne bir akışı olur ve o bölgede kanlanma meydana gelir. fNIR çalışma prensibi de oksijen bağlı hemoglobin ve oksijenin bağlı olmadığı hemoglobinin farklı dalga boyunda ışığı yansıtması prensibine dayanarak, kanlanmanın oluştuğu bölgeler 2D topografi ve 3D tomografi veya blok averaj şeklinde görüntülenebilmektedir (Vecchiato et al. 2013).

Ancak bu sistemler oldukça yüksek maliyetli sistemlerdir. Bu nedenle literatürde daha düşük maliyetli EEG, Eye Tracking, Face Reader gibi sistemler kullanılarak tüketicilerin bilinç dışı tepkileri analiz edilmeye çalışılmaktadır.

<sup>1</sup> Artinis Medical Systems | fNIRS devices | NIRS devices-fNIRS - tDCS – EEG, <https://www.artinis.com/starstim-fnirs>, [Erişim Tarihi: 2019-05-31], Eye Tracking — Marketing Analytics | Online Guide for Marketing Professionals. <https://www.ashokcharan.com/Marketing-Analytics/~bm-eye-tracking.php>, [Erişim Tarihi: 2019-05-31]

Ancak EEG beyindeki fonksiyonel aktivasyon olan bölgelerin tespitinde değil de, beyindeki elektriksel aktivitenin değerlendirilmesinde kullanılan bir yöntemdir (Wallisch n.d.). Bu tezde ticari bir reklam uyarısına karşı duygusal stresi ve beyin aktivitesini analiz eden nöropazarlama çalışmaları için EEG, Pulse Pletismografi (PPG) ve Deri iletkenliği Sinyali (Galvanic Skin Response-GSR) analizleri sunulmuştur.

Dalgacık Koheransı ve Faz Farkı EEG sinyalinin elektrotları arasında pazarlama uyarını karşı nasıl bir bilgi akışı oluştuğunu incelemek için kullanılmıştır. Beyindeki elektriksel aktivitenin değerlendirilmesinde kullanılan EEG sinyali kullanılarak; beynin hangi bölgesinde bir aktivasyon olduğu, beynin hangi bölgesindeki nöronların bunu tetiklediği yani fonksiyonel aktivasyon olan bölgeler elektrotlar arasındaki Dalgacık Koheransı ve Faz Farkını inceleyerek gösterilmiştir.

Koherans frekans ekseninde sinyallerin korelasyonu olarak tanımlanabilir. Koherans analizi ile skalp üzerine yerleştirilen farklı bölgelerdeki elektrot aktiviteleri arasındaki geniş ölçekli dinamik senkronizasyon izlenebilir. Bu nedenle koherans analizi bilişsel süreçler boyunca nöronların birbirleriyle fonksiyonel ağ işbirliklerini incelememize olanak sunmaktadır (Hramov et al. 2015a).

Dalgacık Faz Koherans analizi ile her bir kişinin kontrol ve uyarın için EEG alt bantlarında (delta, teta, alfa, beta, gama) dalgacık koherans ve faz grafikleri çizilmiştir. Analizler tek tek her elektrot çifti için gerçekleştirilmiştir. Bunun için analizler elektrot çiftleri arasında, her bir elektrotun diğer tüm elektrotlar ile dalgacık faz koherans analizi yapılmıştır. Bunun sonucunda her bir elektrot çiftinin, EEG alt bantlarını, dalgacık koherans değerlerini ve hangi zaman diliminde değişiklik gerçekleştiğini görebileceğimiz grafikler elde edilmiştir. Aynı zamanda her bir kişinin, her bir elektrotundan kayıt edilen EEG sinyallerinin, yine her bir alt bant için koherans değerleri kontrol ve uyarın için hesaplanmış ve istatistiksel karşılaştırılması yapılmıştır. Dalgacık Faz Koherans analizi yapılırken, Dalgacık Faz Koherans değerleri elde edilene kadar gerçekleştirilen analizlerin sonuçları da gösterilmiştir.

Dalgacık Faz Koherans analizinde ilk olarak sürekli dalgacık dönüşümü gerçekleştirilmiş ve sürekli dalgacık güç spektrumları çizilmiştir. Daha sonra bu elektrot çiftlerinden elde edilen sinyallerin çapraz dalgacık dönüşümü (cross dalgacık transformu) gerçekleştirilmiş ve bu elektrot çiftinin göreceli faz ilişkisi gösterilmiştir.

Son olarak her bir elektrot çiftinin dalgacık koheransı ve bu koherans değerlerinin %5 lik istatistiksel önem kazanan değerleri grafik üzerinde tüm koherans değerlerinden ayrılarak gösterilmiştir. Dalgacık koheransın istatistiksel güvenilirlik düzeyi Monte Carlo yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir (Grinstead, Moore, and Jevrejeva 2010).

Beyin yarım küreleri arasındaki karşılıklı gelen elektrot çiftleri için interhemisferik koherans olarak adlandırılan koherans değerleri hesaplanmıştır: AF3- AF4, F7-F8, F3-F4, FC5-FC6, T7-T8, P7-P8 ve O1-O2, Beyin yarım küresi içinde, interhisferik koherans verilerine göre intrahemisferik koherans hesaplamasında hangi elektrotlara bakılacağına karar verilmiştir. Buna göre intrahemisferik koherans hesaplamasında kullanılan elektrot eşleşmeleri aşağıdaki gibidir.

Sol hemisferdeki distal koherans elektrotları: AF3-T7, AF3-P7, T7-P7

Sağ hemisferdeki distal koherans elektrotları: AF4-T8, AF4-P8, T8-P8 (Arif et al. 2018).

PPG sinyalinden hesaplanan Atım Oranı Değişikliği (Pulse rate variability -PRV) sinyalinin alçak ve yüksek frekanslardaki güçlerinin oranı hesaplanmıştır. Çünkü bu oran Otonom Sinir Sistemi (OSS) tarafından düzenlenmektedir.

Son olarak Kişinin duygusal durumuna bağlı olarak OSS tarafından düzenlenen, derinin iletkenliğindeki değişiklikleri ölçen Deri İletkenlik Düzeyi (Skin conductance level -SCL) GSR sinyalinden hesaplanmıştır. PPG ve GSR elektro fizyolojik ölçümleri kişilerin duygusal stresini değerlendirmek için kullanılmıştır.

Özet olarak, bu çalışmada nöro elektro fizyolojik sinyaller kullanılarak ticari bir reklam uyarına karşı beynin farklı kortikal alanları hakkında önemli bilgi taşıyan elektrotlar arasındaki ilişki incelenmiş ve OSS de meydana gelen değişiklikler ile karşılaştırılmıştır.

Bir sonraki bölümde, Nöropazarlama ve nöral ilişkiler, beyin görüntüleme teknikleri ve nöropazarlama arasındaki ilişki, EEG, PPG ve PRV den hesaplanan alçak ve yüksek frekanslardaki güç oranı, ve GSR ile nöropazarlama arasındaki ilişki hakkında literatür bilgisi sunulmuştur.

Üçüncü bölümde Dalgacık Koheransı ve Faz Farkı, PPG- PRV ve GSR analiz metotları gösterilmiştir. Dördüncü bölümde ise, uygulanan analiz metotları ile elde edilen sonuçlar tartışılmıştır.



## 2. GENEL KISIMLAR

### 2.1 NÖROPAZARLAMA (NEUROMARKETTING)

Nöropazarlama tüketici psikolojisini anlama bilimidir. Farklı teknolojileri kullanarak, farklı pazarlama uyarıları ve ürünlere karşı kişilerin nasıl tepki verdiğini keşfetmek için tüketicinin beyin aktivitelerini ölçmektedir. Nöropazarlama çalışmalarının amacı, beyinin içinde çalışan iç yapılar ile ilgili bilgi edinmektir. Nöropazarlama tüketicilerin mental duygusal ve içgüdüsel durumları tarafından alınan kararları tanımlamaktadır (Boricean 2009). Bilişsel bilimin bir dalı olarak, nöropazarlama seçimlerimizin ve karar mekanizmalarımızın beynimizde nasıl ortaya çıktığını görselleştirebilme yeteneğine dayanmaktadır. Ayrıca nöropazarlama Şekil 2.1 de gösterilen tat, dokunma, görüntü, koku, ses gibi farklı uyarılara beyinin gösterdiği reaksiyonları kayıt etme ve duyguları tanımlamada bir sonraki bölümde daha ayrıntılı anlatılmış olan, pozitron emisyon tomografi-PET, magnetoensefelografi-MEG, fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme- fMRI, EEG, göz izleme-Eye tracking gibi görüntüleme teknolojilerinin kullanımını gerektiren bir süreçtir.



Şekil 2.1 Nöropazarlama ve Nörobilim <sup>2</sup>

<sup>2</sup> Neuromarketing: does it really work? - Ghana Talks Business, <https://ghanatalksbusiness.com/neuromarketing-really-work/>, [Erişim Tarihi: 2019-05-31]

Bu alandaki bilimsel araştırmalar, pazarlama alanındaki anket, röportaj gibi yaklaşımların dışında kişilerin daha çok karar verme mekanizmalarını daha iyi anlamaya çalışmaktadır. Bu sayede pazarlamacılar tüketiciler üzerinde beyin görüntüleme teknolojileri kullanılarak yapılan deneyeler ile ürün ya da kampanyaların başarılı olup olmayacağını tahmin edebilmektedir. Kişilerin satın alma kararlarında farkında olmadan aldıkları kararların altında yatan gizli bilgileri ortaya çıkarmak, karar mekanizmalarını etkileyen durumları ilişkilendirmek nöropazarlama çalışmalarının hedeflerindedir. Literatürde tüketicilerin görüşleri ve karar mekanizmaları hakkında daha fazla bilgi edinmek amacıyla, Şekil 2.3 de de verildiği gibi nörogörüntüleme teknikleri ya da bio-sinyal analizleri uygulanarak pazarlama araştırmalarına yeni alternatif teknikler kazandırmak biyomedikal mühendisleri için geniş bir çalışma alanı oluşturmaktadır.

## **2.2 BEYİNİN NÖRO-ANATOMİSİ**

Tüketicilerin marka tercihleri ve seçimlerini açıklamak nöropazarlama çalışmalarının temel hedefidir. Nöropazarlama araştırmaları tüketicilerin davranış ve kriterleri ile sinyal işleme alanlarının kombinasyonu şeklinde ortaya çıkan çalışmalardır.

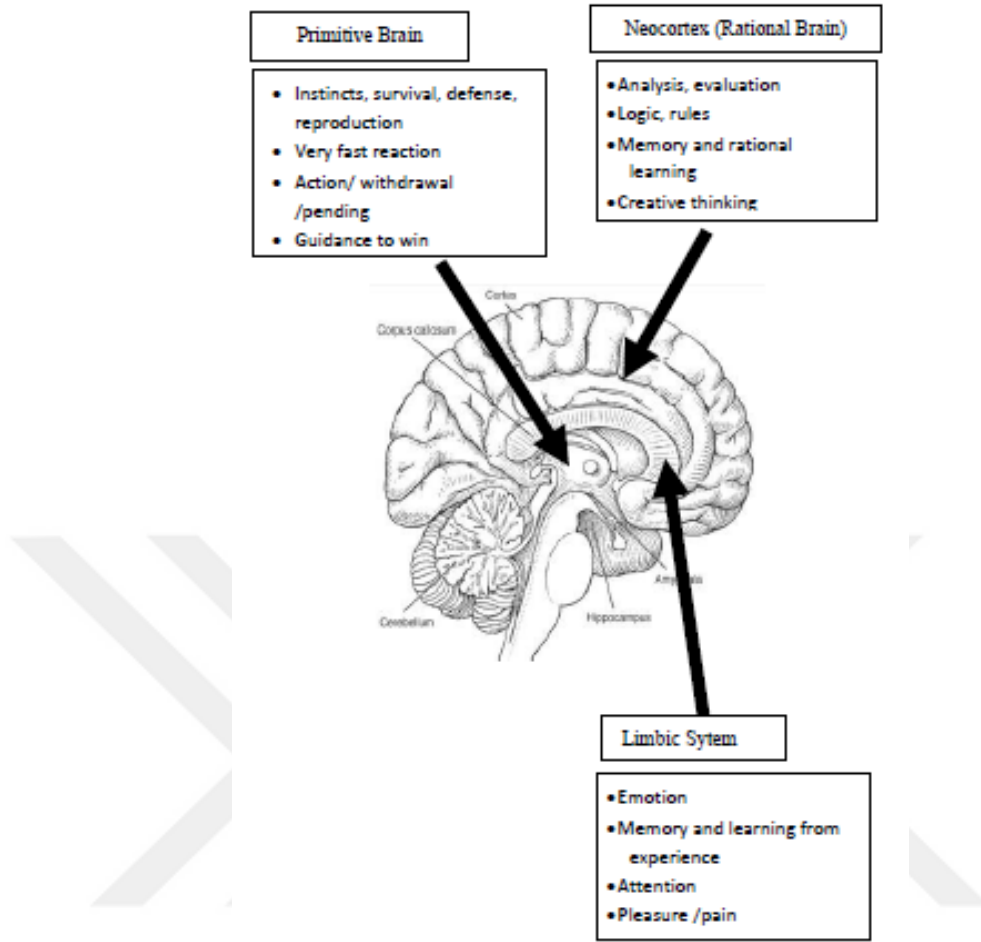
İnsan beyni yüzlerce anatomik komponentler ile birleşen insan fonksiyonlarının gerçekteştiği bir merkezdir. İnsan motivasyonel sistemlerinin merkezi bileşeni amigdaladır ve anterior temporal lobların yönünde, süperiormedyal bölgede yerleşmiş olan nükleinin fonksiyonel ve anatomik olarak heterojen birleşimi bakımından bir şemsiye gibidir. Geniş çeşitli nöral alanlardan bir yerden bir yere yoğun karşılıklı bağlantıları olan bilgi aktarımı sağlar ve market alış verişlerine karşılık algılamanın temelini oluşturan hesaplamalarda önemli bir rol oynamaktadır.

Amigdala favori bir programdan hoşlanılması ve izlenmesi, ilaç uygulanması, koklama, favori bir markanın sigaralarını ičen kişilerin bu ürünleri seçmesi, bir müziğin dinlenmesi veya duyulması, para alma, estetik yargılar, spor bir arabanın değerlendirilmesi ya da fiziksel ve seksi bir uyaranın değerlendirilmesi gibi tüm uyaran tiplerine karşılık cevap oluşturur.

Bazı çalışmalar bir uyaranın yoğunluğu ile amigdalanın aktivasyonu arasında bir korelasyon olduğunu göstermiştir (CALDU and DREHER 2007). Amigdala vagus siniri boyunca otonom cevapları uyarmaktadır. İnsan beyininin belirli fonksiyonlar için özelleşmiş 3 yapıdan oluştuğu modeli Şekil 2.2 deki gibi ortaya koyulmuştur (Dragolea and Cotirlea 2011).

- i.** R kompleks (sürüngen) ya da ilkel beyin, temel beyin, 'archipallium', 'kök beyin' olarak bilinir. R kompleks medulla, pons, beyincik, mezensefelon, eski basal nuklei, globus pallidus, olfaktör bulb, basal ganglia, retiküler aktivatör sistem gibi beyin kökünün yapılarından oluşur ve ortabeyin vücudu kontrol eder, fiyolojik, seksüel, güvenlik, savunma gibi temel ihtiyaçların belirlenmesini sağlamada gerekli stratejilere karar verir.
- ii.** Limbik sistem ya da duygusal beyin, duyguları hissetme, ilgi duyma, genel tutum, alışkanlıklarla ilgili hafıza, bağışıklık, hormonal denge, memnuniyet ya da sıkıntı durumlarla ile ilişkilidir.
- iii.** Neo-korteks ya da rasyonel beyin, problemleri analiz eder ve çözer, dil ve mantık kullanır, rasyonel hafızayı inşa eder (bir sınavda öğrenilen bilgiler gibi) ve yaratıcı düşüncüyü yönlendirir, onun kararları kendi imajına, kişisel değerlerine ve inançlarına, önceki deneyim ve kurallarına uygun sayılır.

Temel olarak bu üç bölümün her biri bazı belirli rollerde yer alır: neo-korteks rasyonel beynimiz düşünürken çalışır, limbik sistem yani duygusal beynimiz hisseder ve R kompleks ya da ilkel beynimiz herhangi bir durumda ki kararları verir.



Şekil 2.2 İnsan Beyin Modeli (Dragolea and Cotirlea 2011)

### 2.3 NÖROPAZARLAMA UYARANLARINA KARŞI OLUŞAN NÖRAL CEVAPLAR

Araştırmacılar son zamanlarda belirli ürünlerin tüketimi ve seçimi ile alakalı ekonomik olarak spesifik tüketici davranışlarının altında yatan nöral mekanizmaları incelemektedir. Bu araştırmalar kişilerin maruz kaldıkları özellikle ticari TV reklamları gibi pazarlama uyaranları ve kişiler arasındaki ilişki ile ilgilidir. Ekonomik ve pazarlama bakış açısından bu çalışmaların amacı, markaların tüketici reklam kitlesinin beyin sistemlerini nasıl etkilediğini anlamaya çalışmaktır. Nörobilim bakış açısından genel hedef ise; karar verme ve seçimin nöral korelasyonu ve hafıza üzerinde bilişsel ve afektin etkisi altında yatan nöral mekanizmaların anlaşılmasıdır. Literatür çalışmalarına bakıldığında, benzer TV reklamlarını izleyen kişilerin nöral cevapları Magnetoencephalogram (MEG) kullanılarak belirlenilmeye çalışılmıştır.



Bu MEG verileri bilişsel reklamların ağırlıklı olarak posterior parietal ve superior prefrontal korteksi etkilerken, duyuşsal materyallerin amigdala ve beyin sapındaki aktivitelere değiştirdiğini göstermiştir. Ayrıca bu sonuçlar duyuşsal reklamlardan ziyade bilişsel reklamların karmaşık görsel materyallerin düzenlenmesinin bakımı ve hafızanın çalışmasının yönetim kontrolüyle ilgili kortikal merkezleri aktif ettiğini göstermektedir. İlginç bir şekilde, duyuşsal görsel materyallere karşı oluşan nöral cevapların bilişsel materyallere karşı oluşan cevaplardan kişiler arasında daha fazla çeşitlilik sunduğu görülmüştür (Ribary et al. 1991).

Bir başka çalışmada TV ticari reklamlarındaki markanın yerleştirildiği anlar EEG kullanılarak tespit edilmeye çalışılmıştır. Bu anlar reklam performans ölçümlerini uyarmada daha etkili olduğu varsayılan, reklam içerisindeki kısa periyotlardan oluşmaktadır. Bu alışmada EEG de var olan alfa, beta ve gama ritimlerinde rudimentar bir ölçüm elde edilmiş; beyin dalgaları tarafından tanımlanan anlar ve dikkat-hassasiyet, davranışsal olarak sıraya dizilmiş resimler kullanılarak tanımlanmış anlar arasında yüksek korelasyon bulunmuştur (Young 2002).

EEG kullanılarak yapılan bir başka çalışmada, TV reklamlarında sunulan görsel şemaların hafıza enkoding ölçen bir teknik geliştirilmeye çalışılmıştır. Tipik olarak 1.5 sn sunulan görsel şemaların sol n kortikalde en hızlı beyin aktivasyonunu ortaya çıkardığı görülmüştür. Bu bulgular kısa dönemli hafızadan uzun dönemli hafızaya görsel bilgi transferi teorisi ile ilgilidir. Ayrıca bu çalışmalar bir reklam içerisinde belirli kısımların bir anlamda özel olduğunu glendirmektedir.(Rossiter et al. 2001)

## **2.4 NÖROPAZARLAMA ALIşMALARINDA KULLANILAN BEYİN ARAşTIRMA METODLARI**

Nöral sistemler ve davranışlar arasındaki ilişkiyi ortaya koyan ve beyin analizlerini amaçlayan şekil 2.3 de gösterilen beyin araştırma metodları aşağıda ayrıntılı bir şekilde verilmiştir. Söz konusu metodlar, davranış analizi ve beyin aktivitelerini modellemek için, fizyolojik fonksiyonlar ve anatomiye araştırmak için kullanılmaktadır.

#### 2.4.1 Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme (fMRI)

Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme (fMRI) MRI beyin görüntüleme tekniğinin değiştirilmiş ve geliştirilmiş bir halidir. Konsepti Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) sistemine benzerdir, fakat ilaveten iki farklı olayı hesaplamaktadır. İlk olarak kan, kırmızı kan hücreleri içerisinde hemoglobinin oksijen taşıyan bölümü olan demir içerir. Demir atomlarının oksijenin bağlı olmadığı hali deoxyhemoglobin olarak adlandırılır ve manyetik alanda küçük sapmalar üretir. fMRI sisteminin altında yatan ikinci kilit olay ise, beyinin her hangi bir bölümü aktif olduğunda, bu bölgedeki küçük kan damarlarının genişlediği ve bu bölgeye daha fazla kan akışına sebep olduğu fizyolojik prensiptir. Burada kan büyük ihtimalle aktif beyin hücrelerine ekstra oksijen ve yakıt (glikoz) sağlamak için gereklidir.

Aktif beyin yapısı içerisine geniş hacimli oksijenli taze kan boşaltıldığında, deoxyhemoglobin miktarı azalır. Buda aktif bölgedeki manyetik alanda küçük değişimler üretir. fMRI tarayıcı beyinin aktif alanlarını vurgular ve bu değişimleri tespit eder. Örneğin, bir kişi aniden flaş bir ışığa maruz kaldığında, beyindeki görsel korteks aktif olur ve bu alana kan akışının artmasını uyarır, buda MRI sinyalinde değişikliklerle sonuçlanır.

Bilgisayar ekranında, tarama geleneksel gri-ölçekli beyin görüntüsünün üstünde renkli bir ek ile birleştirilmiş olarak görüntülenir. Sinyal genellikle BOLD (Kan Oksijen Bağlı Düzeyi-Blood Oxygen Level Dependent) sinyal yani olarak adlandırılır. Uyarının emisyon anından kan akışındaki artışa karşılık gelen başlangıca kadar olan tipik zaman gecikmesine (sinyal tipine göre değişen) izin vererek, araştırmacılar etkiyle sebebi ilişkilendirebilir. Tomografide kullanılan geliştirilmiş bilgisayar yazılımı 3D ölçekte verilerin işlenmesine olanak sağlamaktadır. fMRI kişiler belirli uyarılara maruz bırakıldığında ve spesifik testler boyunca aktif bölgeleri araştırmada tüm beyine uygulanır.

Beyin haritalama için, 2-5 her sn aralıklarla tarama serileri alınır ve sonuçlar alanlar tarafından analiz edilir. Sonuç olarak beyinin farklı bölümlerini gösteren kesitler sunulur ve araştırmacının ilgili olduğu alanlara kan akışı gözlenir. Alanların lokasyonları aynı zamanda üç boyutlu bir alanda lokasyonlarını gösteren vokseller tarafından gösterilir. fMRI sistemin en büyük avantajı kişilere çeşitli mental görevler verildiğinde hemen hemen onların beyin aktivitelerini gözlemleyebilmeyi sağlamasıdır. Fmri nörogörüntüleme çalışmalarında her ne kadar popüler bir yöntem olsa da, bu sistemin deneylerde kullanılmasında bazı kısıtlamalar ortaya çıkmaktadır.

Öncelikle deney boyunca kişinin sabit kalması ve başını hareket ettirmemesi gerekmektedir, ancak nöropazarlama deneyleri reel ortamlarda yapıldığı için, kişileri böyle deneysel ortamlara hazırlamak ya da fMRI cihazı büyük ve taşınabilir bir cihaz olmadığı için, bu cihazı deneysel ortamlarda kullanmak araştırmacılar açısından zor olmaktadır. Ayrıca kapalı alan içerisinde sinyal kayıtları elde edilmesi denekler için rahatsızlık veren stresli ir ortamdır. Dolayısıyla bu verileri etkilemektedir. İkincisi çok komplike ve pahalı bir cihaz olduğu için araştırmalarda kullanılması zorlaşmaktadır. Bir diğer kısıtlama ise; kişi, uyarana maruz kaldığında hemen fonksiyonel bir beyin aktivasyon gerçekleşmesini beklemeyiz belirli bir zaman gecikmesi yaşanır dolayısıyla, maruz kalınan uyarana ve etkiyi ilişkilendirmek zorlaşmaktadır (Kanwisher, McDermott, and Chun 1997; Moore and Cao 2008; Vul et al. 2009).

#### **2.4.2 Yakın Kızılötesi Spektroskopisi (Near Infrared Spectroscopy -NIRS)**

Oksijenli ya da oksijensiz hemoglobinin farklı fiziksel absorpsiyon karakteristikleri NIRS gibi başka bir beyin araştırma yönteminin uygulanmasına olanak sağlamaktadır. Bu sistem beyinin metabolik durumu, kan akışı, serebral oksijenlenme düzeyini belirlemek için (700-1,000 nm) yakın kızılötesi aralığında ışığın absorpsiyonunu kullanmaktadır. Ölçüm cihazı fiber optik demetleri ya da optik sensor cihazı içermektedir. Işık optik sensor cihazı boyunca kafadan içeri girer ve kırılan fotonlar ikinci bir optik sensor cihazı tarafından yakalanarak birlikte ölçüm cihazına gitmektedirler. Çoklu ışık emitör ve dedektör beyinin tomografik görüntülenmesini sağlamak için başa yerleştirilebilir. Dedektörler beyin dokusunda 2 cm derinliğe kadar hemodinamik cevapları ölçebilmektedir (Zurawicki 2010a).

#### **2.4.3 Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)**

Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) hastaya uygulanan radyoaktif maddeden kaynaklanan küçük pozitronların emisyonlarından radyasyon kaydı boyunca fizyolojik görüntülerin elde edilmesi prosedürünü göstermektedir. Radyoaktif olarak etiketlenmiş izleyiciler oksijen, nitrojen, flor, karbon içerir ve vücutta dolaşan çeşitli moleküllere eklenebilir. Bir kez kan dolaşımına girdiklerinde bu maddeler beyin alanlarına doğru hareket eder ve onu kullanır. Örneğin, oksijen ve glikoz metabolik olarak aktif olan beyin alanlarında biriktirir. fMRI lokal oksijenlenme değişikliklerini ölçerken, PET lokal bölgesel serebral kan akışı, kan hacmi, oksijen tüketimi, glikoz metabolizması gibi diğer olayları da aydınlatmaktadır.

Yaygın olarak kullanılan görüntüleme maddesi flurodeoksiglikoz (FDG) bir glikoz molekülüdür, hücrelerin temel enerji kaynağıdır ve radyoaktif flor atomuna yapay olarak eklenmektedir. FDG yi alan beyindeki hücreler daha yüksek metabolizmaya sahip olur ve daha fazla enerji gerektirir.

Radyoaktif bozulma süresince FDG pozitron yayar. Bir pozitron bir elektron ile çarpıştığında, zıt yönlerde giden iki gama ışını şeklide enerji patlaması oluşur. Bir PET tarayıcıda hastayı çevreleyen detektörler bulunur. Bu radyasyon sensorleri gama ışınlarını ışık atımlarına dönüştürür ve bilgisayar programı her bir radyasyon atımlarını izler. Aynı zamanda görüntünün her bir noktasından gelen atım frekanslarını da sayar. Bunun sebebi daha fazla radyoaktif madde alan beyin yapılarının daha fazla radyasyon yayması yani kan dolaşımı ya da hücre metabolizması bakımından daha aktif olmasıdır.

Böylelikle daha aktif olarak çalışan alanlar vurgulanmaktadır. Yani PET tarama bu moleküllerin konsantrasyonu hakkında bilgi verir, sinyalin anatomik lokasyonunu kesinlikle tanımlamaz. Bu nedenle bazı çalışmalarda MRI ve PET birlikte kullanılarak çözüme ulaşılmıştır. PET duyuşsal algılama, duygu durumu, enerji kullanımı ayırımı yapma gibi durumları ölçer ve reklam geliştirilmesi, serilerin iyileştirilmesi, yeni kampanya fizibilitelelerinin test edilmesi, eş zamanlı ürün üretimi gibi durumlarda yardımcı olarak kullanılmaktadır.

PET kullanımı çalışmalarda radyoaktif maddelerin desteklenmesi ile ilgili teknik problemler, planlanmaları, kısa yarı ömürlü olmaları gibi sıkıntı yaratmaktadır. Beyindeki metabolik aktiviteyi inceleyen ve prosedür bakımından aynı olan PET ve fMRI pahalı olmaları ve insanlara uygulanan maddelerden dolayı sınırlı sayıdadır. Bu kısıtlamalardan dolayı zamansal olarak beyindeki aktiviteleri izleyen eletromanyetik kayıt metotları ve elektroensefalografi gibi yöntemler kullanılmıştır (Cherry, Louie, and Jacobs 2008; Rolls 2005).

#### **2.4.4 Elektroensefalografi (EEG)**

EEG pozitif ya da negatif duygu durumun yansıtan, korteks tarafından üretilen beyin dalgalarını ölçen ve kayıt eden sistemdir. EEG rahatlama (alfa), uyku (delta), uyanıklık (beta), sakinlik (teta) gibi mental durumlar boyunca beyin dalgalarını kayıt eder. EEG duyuşsal durum, bilişsel, hafıza, tanımlama, ilgi, enkoding, sıkıntı, heyecan gibi durumları ölçer, beyin dalgalarını ve karar mekanizmalarını kayıt eder ve herhangi bir ürüne karşı duyulan ilginin ölçülmesine olanak sağlar.

Genellikle EEG video materyali ya da reklam anahtar noktalarını tanımlamak için, reklam geliştirilmesi ve test edilmesi için, yeni kampanyaların test edilmesi için, eş zamanlı ürün üretimi için, web site dizaynlarını test edilmesi ve kullanılabilirliği, etiket satırlarını test edilmesi gibi durumların analizinde kullanılmaktadır (RABIUL, OSMAN, and M 2018).

#### **2.4.5 Magnetoensefalografi (MEG)**

MEG beyinin elektriksel aktivitesi tarafından üretilen manyetik alanları ölçer ve senkronize nöronlar tarafından üretilen aktiviteyi ölçmek için bir potansiyel sağlar, EEG gibi nöral varlık aktivitesi, zamansal ve uzaysal çözünürlüklü beyindeki lokasyonların derinliğini belirler. Manyetik alan temel olarak yoğun ölçüde zayıf manyetik alanların ölçümü, hafıza algılama, ilgi, fikir gibi durumların ölçülmesinde yardımcı olmaktadır. Nöro bilimciler genellikle duyuşal ölçümleri tanımlamak, reklamların test edilmesi, yeni ürün test edilmesi gibi durularda MEG yi kullanmaktadır (RABIUL, OSMAN, and M 2018).

#### **2.4.6 Eye Tracking**

Göz izleme (Eye Tracking -ET) geleneksel bir pazarlama alanıdır. ET nesne ve görsel ilginin analizi için kullanılan bir seçenektir. Davranışsal sonuçlar ve fizyolojik önemle ilgilenmektedir. ET gözlerin ardına gelen bir noktadan başka bir noktaya kaymalarını, gözün kısa ve hızlı hareketi, göz bebeğinin genişlemesini, gözle ilişkili baş hareketlerini, göz kırpması sayısını, bir noktaya odaklanmasını, farklı pazarlama konularında kişinin etkileşimi, fotoğraflar, videolarda sabit noktalarda kontrollü uyaran gözlemlenmesini ölçer. ET satın alma karar mekanizmalarının analiz edilmesinde kullanılmaktadır (Laubrock et al. 2007).

#### **2.4.7 Fizyolojik cevapların ölçümü**

Psiko-fizyolojik belirleyicilerin ölçülmesi eski ve basit bir metottür. Kişinin duyuşal etkileri onun satın alma kararlarını ve satın alma davranışını anlamak için yardımcı olmaktadır. Kalp atımının izlenilmesi, kan basıncının, deri iletkenliğinin ölçülmesi, tükürükten stres hormonunun ölçülmesi, yüz kaslarının kasılmalarının ölçülmesi (face reading) gibi durumlar araştırmacılara satın alma boyunca duyuşal bağlılık, her an için duyuşal durumu değerlendirmede kullanılmaktadır.

Bu teknikler kullanılarak bir müşterinin doğal davranışlarını değerlendirmek mümkündür. deri iletkenliği, göz izleme gibi psiko-fizyolojik seçenekler insan vücudunda oluşan tepkiler hakkında bilgi alabilme yeteneklerinden dolayı sosyal bilimler alanında oldukça ilgi görmektedir. Deri iletkenliği otonom sinir sistemi aktif olduğunda galvanik deri cevaplarındaki küçük değişikliklerin analiz edilmesine dayalıdır ve farklı ölçüm teknikleri ile deriye dokunarak duygusal durumu ölçmektedir. Deri iletkenliği satın alma davranışını tahmin etmeye yardımcı olabilen farklı durumlara karşı ortaya çıkmaktadır (RABIUL, OSMAN, and M 2018).



Şekil 2.3 Nöropazarlama Çalışmalarında kullanılan Beyin Araştırma Metodları <sup>3</sup>

## 2.5 DALGACIK ANALİZİ

Dalgacık dönüşümü (DD) nörofizyolojik verilerin analizinde göze çarpan sonuçlar üretmesi bakımından benzersizdir, bu nedenle nöral sistemlerin dinamiklerini çalışmak için çok güçlü bir analitik seçenektir (Ingrid Daubechies and Ingrid 1992; Grossmann and Morlet 1984; Quian Quiroga et al. 2002).

<sup>3</sup> What is an fMRI scan and how does it work, <https://www.jameco.com/Jameco/workshop/HowItWorks/what-is-an-fmri-scan-and-how-does-it-work.html>, [Erişim Tarihi:2019-05-31], Vanderbilt Radiology Services - PET Scans - Vanderbilt Health Nashville, TN, <https://www.vanderbilthealth.com/radiology/49785>, [Erişim Tarihi:2019-05-31], EEG/MEG, <https://www.esu.wustl.edu/~nehorai/research/eegmeg/EMEG-Overview.html>, [Erişim Tarihi:2019-05-31]

Dalgacık terminolojisi ilk olarak 1980 lerde literatüre girmiştir (Morlet et al. 1982). Bu analiz yöntemi ilk olarak sismik sinyallerin sorgulanması için geliştirilmiştir, daha sonra sinyal işleme, sayısal analiz, medikal görüntüleme, biyomedikal sinyal işleme gibi bir çok alanda başarılı bir şekilde uygulanmıştır (Hramov et al. 2015a). Bu sinyaller durağan olmayan ve süreksiz sinyallerdir.

Son yıllarda, dalgacık analizi didisplinler arası bir teknik olarak dikkat çekmektedir. Bu tür disiplinler arası iş birliğinin en çarğıcı örneklerinden biri nörodinamik ve nörofizyolojiye dalgacık analizlerinin uygulanmasıdır, dalgacık analizi nöral sistemlerde normal ve patolojik süreçlerin teşhisi amaçlı nörofizyolojik verilerin incelenmesinde gittikçe artan bir şekilde kllanılmaktadır.

Dalgacık analizi sinyalleri basit elementlere ayırştırmak bakımından Fourier analizine benzer bir methoddur. Fourier analizi, zaman serilerinin analizinde sıklıkla kullanılan bir tekniktir, bir sinyalin farklı frekanslarını hesaplar. Başka bir deyişle, durağan bir sinyali yani sabit parametrelili sistemler tarafından üretilen zaman serilerini, zaman ekseninden frekans eksenine taşır.

Frekans eksenine taşınan bir zaman serisinin, zaman bilgisi yok olur. Bir sinyalin frekans içeriği zamana bağılı olarak değışmiyorsa (durağan), onun frekans içeriğini incelemek için Fourier dönüşümü uygun olacaktır, ancak EEG gibi durağan olmayan yani zamanla spektral kompozisyonu değışen sinyaller önemli sayılabilecek durağansızlıklar veya geçici özellikler içerebildiği için Fourier dönüşümü için uygun değıldir. Bunun gibi, frekans bileşenleri zamana bağılı olarak değışiyorsa başka bir spektral analiz tekniğı gereklidir.

### **2.5.1 Fourier Analiziden Dalgacığa**

Girişte bahsedildiğı üzere, spektral analiz kullanarak sinyaldeki ritmik karakteristik tespit edilebilir, ancak onların zaman lokalizasyonu ortaya çıkaramayız. Başka bir deyişle Fourier dönüşüm içindeki sonsuz titreşen sinüs ve kosinüs harmonik fonksiyonları yerleşik spektral analiz için uygulanamaz (Mallat and Peyré 2009; Katul and Parlange 1995). Bunun üstesinden gelmek için, araştırmacılar Gabor dönüşüm ya da kısa zamanlı Fourier dönüşümünü geliştirdi.

Kısa zamanlı Fourier dönüşümü (STFT) pencerelenmiş bir Fourier dönüşümüdür ve bir pencerede kullanılan lokal Fourier dönüşümünde sinyal durağan olarak kabul edilmiştir. Bu şekilde sinyalin zaman- Frekans gösterimi sadece sinyaldeki frekans bilgisi sağlamaz, aynı zamanda onların oluştuğu zaman dilimi hakkında da bilgi verir.

Ancak STFT da kullanılan pencere sonlu uzunluktadır ve sinyalin bir kısmını kapsar. Bu da zaman çözünürlüğü iyi olduğunda frekans çözünürlüğünün düşük olmasına sebep olur. Genellikle, dar bir pencere kullanıldığında iyi bir zaman çözünürlüğü sağlarken, düşük frekans çözünürlüğü sağlar, geniş bir pencere de tam tersi olarak iyi bir frekans çözünürlüğü sağlarken düşük zaman çözünürlüğü sağlar. İşte bu noktada WT a ihtiyaç duyulur.

WT nin en büyük özelliği her bir spektral bileşen için değişen bir pencere uzunluğu ile dönüşümün yapılmasıdır. Bu yüksek frekanslarda iyi bir zaman çözünürlüğü ve düşük frekans çözünürlüğü sağlarken, düşük frekanslarda iyi bir frekans çözünürlüğü ve düşük bir zaman çözünürlüğü sağlar.

### 2.5.2 Dalgacık Tanımı

Dalgacık analizi dalgacık adı verilen dalga benzeri bir fonksiyon kullanılır. Aslında lokal dalga benzeri fonksiyon daha doğru bir tanımdır (Addison 2017). Gerçek değerli  $(-\infty, +\infty)$  aralığında tanımlanmış bir  $\Psi (\cdot)$  fonksiyonu bazı özelliklere sahip olmalıdır (Graps 1995):

$\Psi (\cdot)$  integrali sıfır olmalıdır:

$$\int_{-\alpha}^{+\alpha} \psi(u) du = 0 \quad (2.5.1)$$

$\Psi (\cdot)$  nin karesinin integrali bire eşittir:

$$\int_{-\alpha}^{+\alpha} \psi^2(u) du = 1 \quad (2.5.2)$$

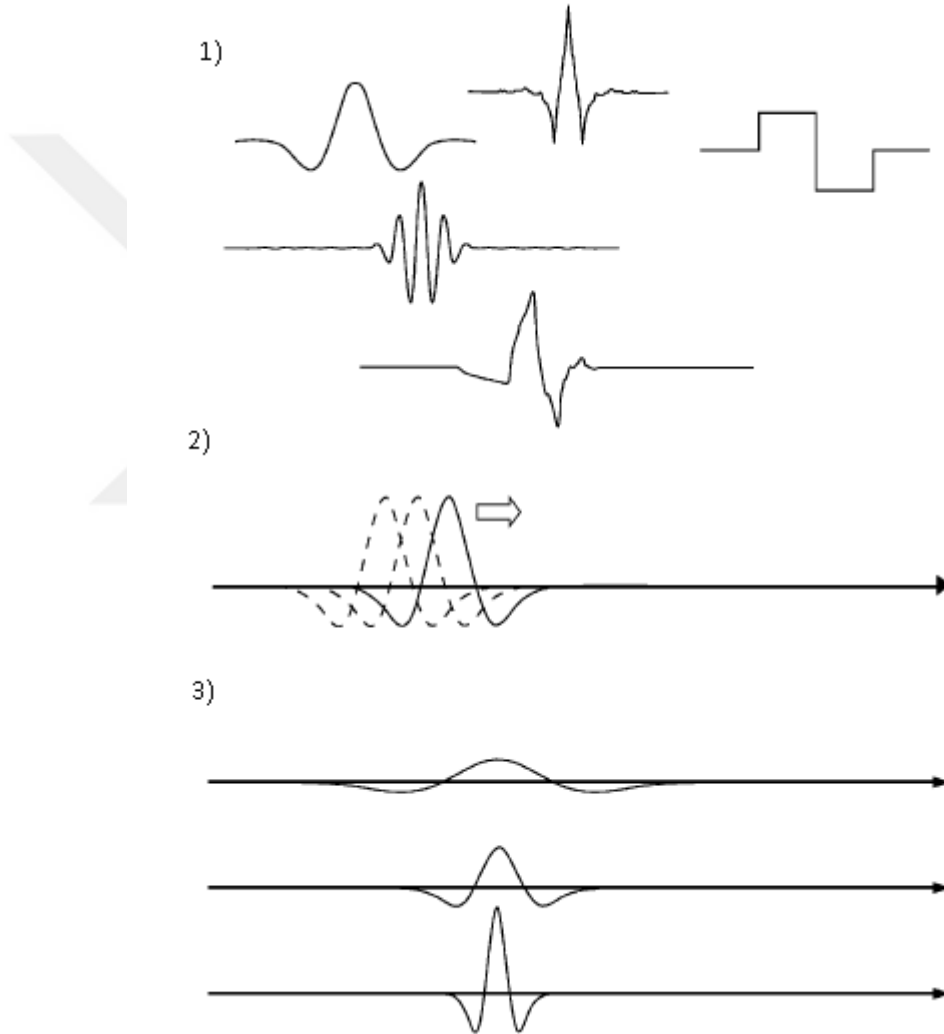
$\Psi (\cdot)$  kabul edilebilir olmalıdır (kabul edilebilirlik durumu):

$$C_\psi \equiv \int_0^{+\alpha} \frac{|\Psi(f)|^2}{f} df, 0 < C_\psi < +\alpha, \Psi(f) \equiv \int_{-\alpha}^{+\alpha} \psi(u) e^{-i2\pi fu} \quad (2.5.3)$$



dalgacığın Fourier dönüşümüdür.

En son ki kompleks dalgacıklar için ekstra özellik Fourier dönüşümü reel olmalıdır ve negatif frekanslı dalgacık için sıfır olmalıdır (Addison 2017). Dalgacık (Şekil 2.4.1) iki şekilde kullanılabilir: sinyalde farklı lokasyonlara taşınabilir (Şekil 2.4.2) ve sıkıştırılabilir (Şekil 2.4.3) ya da uzatılabilir. Böylelikle analiz edilen sinyal farklı ölçeklerde bilgi vermektedir ya da farklı çözünürlüklerde işlenmiş olmaktadır.



Şekil 2.4 Dalgacık şekilleri, Taşınabilirliği ve Sıkıştırılabilirliği (Addison 2017)

Dalgacık dönüşümünde kullanılan dalgacığın sürekli olarak yeniden boyutlandırılabilir olması bu analiz yöntemini avantajlı kılar. Küçük bir pencereli bir sinyale baktığımızda daha detaylı özniteklere görebilirken, geniş pencereli bir sinyale baktığımızda daha genel özniteliklerini görebiliriz.

Eğer zamansal bir analiz yapılmak isteniyorsa dalgacığın yüksek frekanslı versiyonu yani sıkıştırılmış dalgacık kullanılır, frekans analizi yapılmak isteniyorsa aynı dalgacığın düşük frekanslı versiyonu yani genişletilmiş hali kullanılır (Graps 1995). Eğer dalgacık spesifik ölçek ve lokasyonda sinyal ile iyi örtüşürse, iyi bir dönüşüm değeri elde edilir. Ancak sinyal ve dalgacık iyi örtüşmezse düşük değerli bir dönüşüm elde edilir. Dönüşüm sinyalin farklı lokasyonlarında dalgacığın farklı ölçekleri için hesaplanmaktadır. Bu nedenle dalgacık seçimi analiz için önemlidir.

### 2.5.3 Dalgacık Fonksiyon Seçimi İçin Kriterler

Hem analizdeki kullanılan veriye hem de elde edilmek istenilen bilgiye bağlı olarak dalgacık dönüşümünde kullanılan dalgacıklar farklı olabilir. Dalgacık fonksiyonu seçilmeden önce dikkat edilmesi gereken faktörler vardır (Torrence et al. 1998):

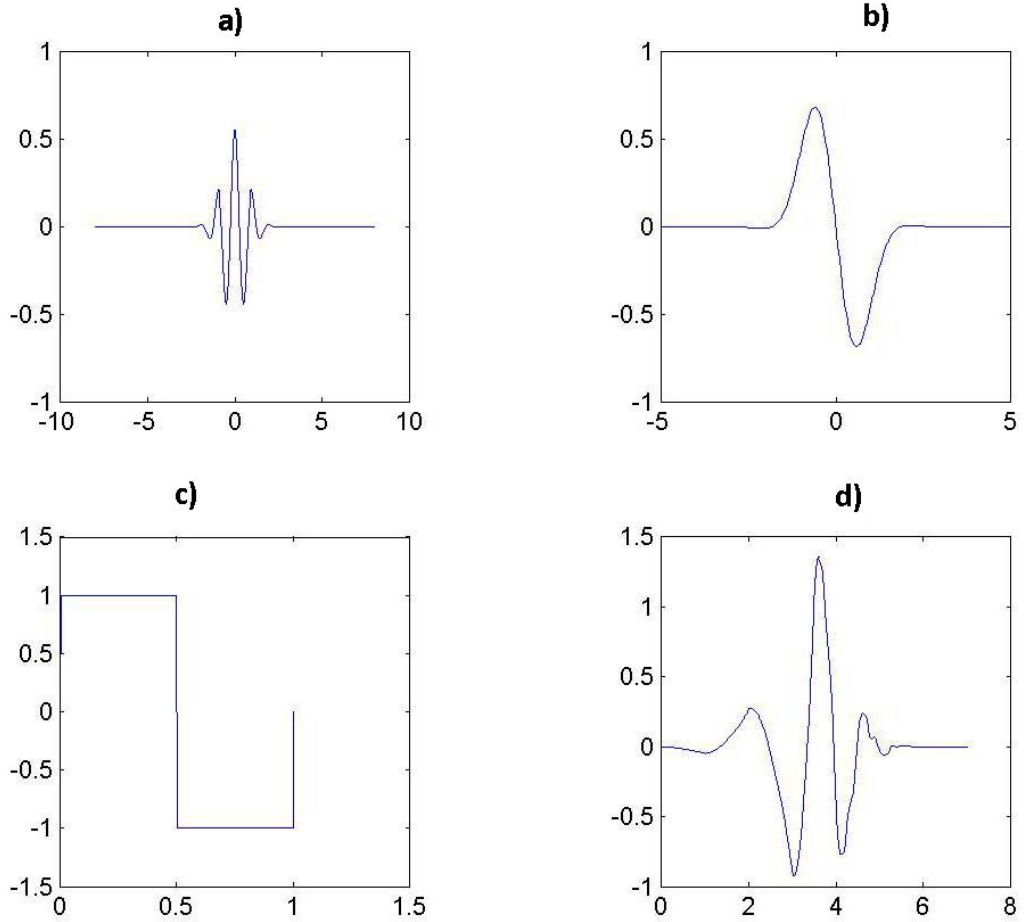
- i. Genişlik: Dalgacık genliğinin e-folding time (dalgacık ölçeği ile ilgili olarak, dalgacık genişliğinin bir ölçümüdür)  $\tau$  olarak tanımlanır. Bir dalgacığın genişliği hem gerçekte hem de Fourier uzayında onun çözünürlüğü olarak tanımlanır. Bir dalgacık fonksiyonu dar ise iyi bir zaman çözünürlüğüne sahiptir, fakat frekans çözünürlüğü düşüktür. Tam tersi olarak geniş bir fonksiyon iyi bir frekans çözünürlüğüne sahipken, düşük bir zaman çözünürlüğüne sahiptir.
- ii. Şekil: Dalgacık fonksiyonunun şekli analizde kullanılacak verinin karakteristiğini yansıtmalıdır. Eğer keskin sıçramalar içeren bir veri ile ilgileniliyorsa, boxcar benzeri fonksiyon seçilmeli; fakat dalgacık güç spektrumuna analizde önemli ise, dalgacık fonksiyonunun seçimi çok önem arz etmemektedir, çünkü hepsi aynı kalitatif sonuçları sağlamaktadır.

- iii. Ortogonal ya da Non-Ortogonal: Ortogonal dalgacık analizinde her bir ölçekteki dalgacık genişliği ölçekteki konvolüsyonların sayısını tanımlar. Bu nedenle, dalgacık spektrum dalgacık gücünün ayrık bloklarını içermektedir.

Non ortogonal analizde, ardışık zamanlarda dalgacık spektrum büyük ölçüde ilişkilidir ve bu nedenle geniş ölçeklerde analiz gereksizdir. Non ortogonal dalgacık analizi dalgacık genliğinde sürekli değişim ve düzgünlüğün tanımı için faydalıyken, ortogonal dalgacık analizi sinyal işlemede uygundur.

- iv. Kompleks ya da gerçel: Kompleks ve gerçel dalgacık fonksiyonu vardır ve sadece orataya çıkardıkları bilgi tipinde farklıdırlar. Örneğin, bir kompleks dalgacık faz ve genlik hakkında bilgi verir ve de geciken titreşimler için uyarlanmıştır. Aksine, gerçel bi dalgacık fonksiyon sadece bir ileşen ortaya çıkartır bu nedenle süreksizliklerin ortaya çıkarılmasında ve izole piklerde gereklidir.

Şekil 2.5 de reel, kompleks, ortogonal, non-ortogonal dalgacık örnekleri gösterilmiştir. Morlet dalgacık (a) ve Gaussian wave (b) komplekstir ve nonortogonal dalgacık analizinde kullanılırlar. Haar (c) ve Daubechies (d) dalgacıkları reeldir ve ortogonal dalgacık analizinde kullanılırlar.



Şekil 2.5 Dalgacık Fonksiyonları (TSIAPARAS 2006)

Sürekli dalgacık dönüşümü iki dalgacık fonksiyon parametresi ile incelenen  $f(t)$  fonksiyonunun  $\Psi_{s,t_0}(t)$  konvolüsyonu tarafından gerçekleştirilir. Şöyle ki;

$$w(S, t_0) = \int_{-\alpha}^{+\alpha} f(t) \psi_{\delta, t_0}^*(t) dt \quad (2.5.4)$$

Dalgacık fonksiyonu mother dalgacığın genişlemesi ve kayması yoluyla  $\Psi_0(t)$  elde edilir:

$$\Psi_{s,t_0}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi_0\left(\frac{t-t_0}{s}\right) \quad (2.5.5)$$

Zaman domeninde dalgacığın genişliğini belirleyen  $s$  parametresi, dalgacık dönüşümünün zaman ölçeği olarak tanımlanırken ( $s \in \mathbb{R}^+$ ),  $t_0 \in \mathbb{R}$  parametresi zamanekseninde dalgacık lokasyonu olarak tanımlanır. 2.5 eşitliğindeki  $1/\sqrt{s}$  faktörü  $L^2(\mathbb{R})$  uzay fonksiyonunda dalgacıkların sabit birim normunu sağlar.

$$\|\psi_{s,t_0}\|_{L^2} = \|\psi_0\|_{L^2} = 1 \quad (2.5.6)$$

Burada uzaydaki norm  $L^2(\mathbb{R})$  şu şekilde tanımlanır:

$$\|f\|_{L^2} = \left[ \int_{-\alpha}^{+\alpha} |f(x)|^2 dx \right]^{1/2} \quad (2.5.7)$$

Aşağıda dalgacık fonksiyonları için şu notasyonlar kullanılacaktır.

- Mother dalgacık için,  $\Psi_0$
- $\Psi_0$  mother dalgacıktan elde edilen dalgacık fonksiyonu için,  $\Psi_{s,t_0}$
- $\Psi_0$  mother dalgacıktan elde edilen  $\Psi$  fonksiyonu için, normalize edici faktör henüz tanımlanmamıştır, yani  $\Psi = a \Psi_0$ , burdaki  $a$  henüz bilinmemektedir.
- $\Psi$  dalgacık fonksiyonu için hızlı Fourier dönüşümü kullanılarak dalgacık yüzeyinin hesaplanmasında kullanılmıştır.

Parseval formülü tarafından 2.6 eşitliğinde kast edilen durum,

$$\frac{1}{2\pi} \int_{-\alpha}^{+\alpha} |\hat{\Psi}_0(w)|^2 dw = 1 \quad (2.5.8)$$

Burada  $\hat{\Psi}_0(w)$ , mother dalgacık fonksiyonun Fourier görüntüsüdür.

$$\hat{\Psi}(w) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\alpha}^{+\alpha} \Psi_0(t) e^{-i\omega t} dt \quad (2.5.9)$$

Benzer olarak,

$$\frac{1}{2\pi} \int_{-\alpha}^{+\alpha} |\hat{\psi}_{s,t_0}(w)|^2 dw = 1 \quad (2.5.10)$$

Burada  $\hat{\psi}_{s,t_0}(w)$ ,  $\hat{\psi}_{s,t_0}(t)$  dalgacık fonksiyonunun Fourier görüntüsüdür. Bu yüzden sürekli dalgacık dönüşümü iki boyutlu uzay (genel, kompleks) içinde bir boyutlu fonksiyonların uzayını haritalar.

$$W: L^2(\mathbb{R}) \rightarrow \mathbb{C}(\mathbb{R} \times \mathbb{R}^+),$$

Ve sonuç olarak dalgacık katsayılarında bulunan bilgi yeterince fazladır. Aslında bu örneğin rastgele bir sinyalin (gürültü) dalgacık spektrumunda aslında bu korelasyon sinyalde olmamasına rağmen bir korelasyon varlığı ile sonuçlanır. Bu dalgacık spektrum yorumlandığında dalgacık dönüşümün dezavantajı olarak dikkate alınmalıdır. Mother dalgacık birkaç gereklilikleri yerine getirmek suretiyle isteğe bağlı olarak seçilebilir. İlk olarak, sınırlılık durumundan bahsedilmelidir.

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |\Psi_0(t)|^2 dt < \infty \quad (2.5.11)$$

Ondan sonra zaman ve frekans domeninde yerleştirilmiş olan mother dalgacık  $\Psi_0$  e göre, lokalizasyon durumu vardır. Bu durum eğer fonksiyon hızlı azalır ve oldukça düzenli olursa sağlanır. İyi bir sınırlılık ve iyi bir lokalizasyon için tahmini olarak,  $|\psi_0(t)| < 1 \setminus (1 + |t|^n)$  ya da  $|\widehat{\psi}_0(w)| < 1/(1 + |w - w_0|^n)$  kullanılabilir. Burada  $w_0$  dalgacığın dominant frekansı ve  $n$  parametresi mümkün olduğunca büyük olmalıdır (De Gennaro and Ferrara 2003). Kabul edilebilirlik durumuna göre, mother dalgacığın  $\psi_0(t)$  Fourier görüntüsü  $\widehat{\psi}_0(w)$  şu koşula uymalıdır:

$$C_\psi = \int_{-\alpha}^{+\alpha} \frac{|\widehat{\psi}_0(w)|^2}{w} d\omega < \alpha \quad (2.5.12)$$

Pratikte sadece pozitif frekanslar genellikle dikkate alındığı için, (2.12) sıklıkla değiştirilebilir:

$$\int_0^{+\infty} \frac{|\widehat{\psi}_0(w)|^2}{w} d\omega = \int_0^{+\infty} \frac{|\widehat{\psi}_0(-w)|^2}{w} d\omega < \alpha \quad (2.5.13)$$

Ayrıca pratik amaçlar için, unutulmamalıdır (2.12) durumu (2.10) nun bir sonucu olarak Mother dalgacık  $\psi_0(t)$  titreşen bir fonksiyon olmasından dolayı ortalama sıfır durumuna benzeşiktir:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi_0(t) dt = 0, \quad (2.5.14)$$

Ya da

$$\widehat{\psi}_0(0) = 0 \quad (2.5.15)$$

Eğer 2.12 de belirtildiği gibi kabuledilebilirlik şartı karşılanıyorsa, ters dalgacık dönüşümünde vardır:

$$f(t) = \frac{1}{c_\psi} \int_0^{+\alpha} \frac{ds}{s^2 \sqrt{s}} \int_{-\alpha}^{+\alpha} \Psi_0\left(\frac{t-t_0}{s}\right) w(s, t_0) dt_0 \quad (2.5.16)$$

### 2.5.4 Dalgacık Güç Spektrumu

Fourier güç spektrumuna benzer şekilde  $P(w) = |\hat{f}(w)|^2$ , dalgacık dönüşümünün tüm zaman ölçeklerinde anlık enerji dağılımı zamanda- ortalanmış dalgacık güç spektrum ya da scalogram ile birlikte şu şekilde gösterilebilir:

$$E(s, t_0) = |W(s, t_0)|^2 \quad (2.5.17)$$

$$\langle E(s) \rangle = \frac{1}{T} \int_0^T |w(s, t_0)|^2 dt_0 \quad (2.5.18)$$

Dalgacık güç spektrumu her bir ölçekte katsayı değerlerinin mutlak karesinin toplamı olarak tanımlanabilir.  $E(s, t_0)$  katsayılar tarafından herbir düzeyde farklı dalgacıklar arasında ve farklı dalgacık düzeyleri arasında herhangi bir sinyalin karesinin ortalamasının nasıl dağıldığını gösterdiği için çok önemli bir sonuçtur, bu scalogram olarak tanımlanmaktadır.

Şekil 2.6 da gösterilen Scalogram kenarlarda ve ayrılmış çizgilerin birlikte birleşmesi ile yatay ve dikey düzelemlerden oluşan bir yüzeyin kontur grafiğidir, farklı düzey ve pozisyonlarda dalgacıklar arasında sinyalin karesinin ortalamasının dağılımıdır. Dikey eksen pozisyon yani zamanı gösterirken, yatay eksen dekompozisyon düzeylerini sunar.

$T_8^2$	$T_9^2$	$T_{10}^2$	$T_{11}^2$	$T_{12}^2$	$T_{13}^2$	$T_{14}^2$	$T_{15}^2$
$T_4^2$		$T_5^2$		$T_6^2$		$T_7^2$	
$T_3^2$				$T_2^2$			
$T_1^2$							
$T_0^2$							

Şekil 2.6 Dalgacık Genliklerinin (Karesi) Çizilmesi İçin Izgara Taban (TSIAPARAS 2006)

İki sinyalin  $(x,y)$  dalgacık dönüşümünden kroskorelasyon fonksiyonu ve otokorelasyon şu şekilde tanımlanabilir:

$$CWS_{xy}(s, t_0) \int_{-\infty}^{+\infty} W_x(s, t_0) \cdot W_y^*(s, t_0) dt_0 \quad (2.5.19)$$

$$AWS_{xx}(s, t_0) = \int_{-\infty}^{+\infty} W_x(s, t_0) \cdot W_x^*(s, t_0) dt_0 \quad (2.5.20)$$

Burada (\*) karmaşık eşleneği göstermektedir.

### 2.5.5 Ölçek, Frekans Ve Çözünürlük

Bir ortogonal dalgacık analizi ölçeklerin ayrık bir dizisi ile sınırlı olmalıdır (Torrence et al. 1998). Aksine, non ortogonal dalgacık analizinde rastgele bir ölçek dizisi tamamen ve açık bir şekilde resmi sağlamak için kullanılabilir. Bu ölçeklerin ikinin kesirli güçlerinin yazılmasında uygun olduğuna inanılmaktadır (Farge 1992).

$$J = \delta j^{-1} \log_2(N\delta t/s_0), j=0,1,\dots, J$$

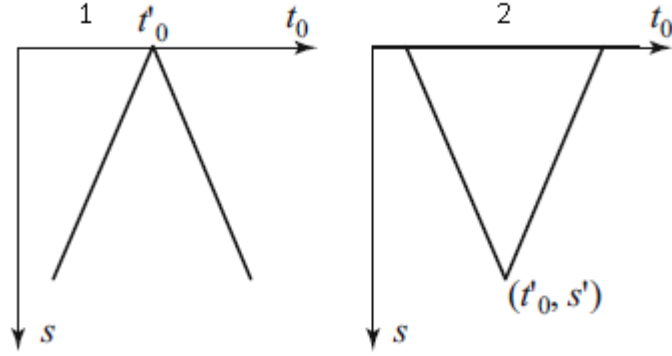
$$s_j = s_0 2^{j\delta} \quad (2.5.21)$$

Burada  $s_0$  en küçük ölçek ve  $J$  en büyük ölçeği ifade etmektedir.  $\delta t$  seçimi uzayda dalgacığın genişliğine bağlıdır.  $\delta t$  nin küçük değerleri iyi bir çözünürlük vermektedir. Genellikle ölçeklendirme bir fonksiyonu uzatan ya da sıkıştırılan bir matematiksel işlemdir.

Frekans bakımından düşük ölçekler tarafından sıkıştırılan fonksiyon detaylı değişiklikleri hızlı bir şekilde tespit edebildiği için yüksek frekansları da tespit edebilmektedir. Tam tersi, yüksek ölçekler tarafından uzatılan dalgacık fonksiyonu genel yavaş olarak değişen öznitelikleri ve düşük frekansları tespit edebilmektedir. Ayrıca, dalgacık analizinde ölçekler yalancı-frekanslara karşılık gelmektedir. Bunlar dalgacığın merkezi frekansı tarafından aşağıdaki formülle tanımlanmaktadır ( $F_c$ ).

$$F_s = \frac{F_c}{s\delta t} \quad (2.5.22)$$





Şekil 2.7 Dalgacık Dönüşümünün  $(T_0, S)$  Düzlemi Üzerinde Etki Açısı (Hramov 2015)

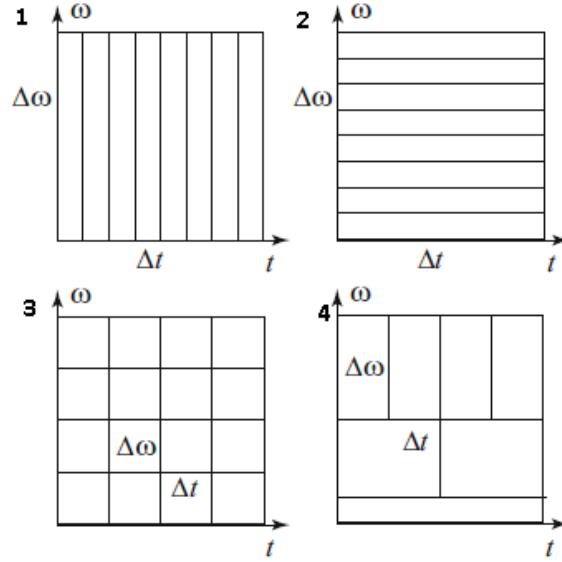
Dalgacık dönüşümünün temel özelliği kompleks durağan olmayan süreçler analiz edildiğinde sinyal sunumunun bulunduğu konumla ilgili olduğunda, bunun bir sonucu olarak sinyal konumu yeniden oluşturulmak istendiğinde daha önemli olmaktadır. Önemli olarak sürekli dalgacık dönüşümü zamanın verilen bir anında belirli bir ölçeğin katkısını belirlememize olanak sağlamaktadır.

Bu aynı zamanda sinyalin sadece belirli bir kısmını yeniden oluşturma olasılığını sağlamaktadır. Aslında bu sinyal ile ilgili dalgacık yüzeyinin lokal davranışı ve sinyalin lokal özellikleri arasında bir ilişki vardır.

Yani, sinyalin bir kısmını yeniden oluşturmak amacı ile, etki açısı olarak adlandırılan belirli bir bölgeye ait dalgacık yüzeyinin  $W(s,t)$  değerleri kullanılması gerekir (Şekil 2.7). Dalgacık fonksiyonu  $\varphi_0$ ,  $s=1$  zaman ölçeği için,  $\Delta T$  zaman aralığında iyi bir şekilde sınırlandırılmış olduğunda,  $t'_0$  zamanına denk gelen dalgacık spektrum değerleri  $s = 2(t'_0 - t_0)/\Delta T$  ve  $s = 2(t_0 - t'_0)/\Delta T$  düz çizgileri tarafından sınırlandırılmış kon (cone) etkisinde bulundurulurlar. Aynı zamanda,  $(t'_0, s')$  noktasında  $W(s', t'_0)$  değeri benzer kon etkisinde bulunan zaman serilerinin parçasına bağlıdır (şekil 4.2). Daha uzun analiz edilmiş zaman ölçeği, daha büyük parça zaman serisi, yani; zaman serilerinin daha uzun parçaları düşük frekanslı bileşenler için kullanılırken, yüksek frekans bilgisi (küçük ölçek ile benzer anlama gelir) zaman serilerinin kısa parçaları tarafından belirlenmektedir.

Eğer dalgacık fonksiyonu  $\varphi_0$ , Fourier uzayında iyi bir lokalizasyon sağlıyorsa, yani mother fonksiyonun Fourier görüntüsü  $\hat{\psi}_0$ ,  $s = 1$  zaman ölçeği için  $\omega_0$  dominant frekansı etrafında  $\Delta\Omega$  frekans bandında yoğunlaştırılmıştır, dalgacık dönüşümünün  $\hat{\omega}$  frekansına karşılık gelen değerleri  $s \in [(\omega_0 - \Delta\Omega/2)/\hat{\omega}, (\omega_0 + \Delta\Omega/2)/\hat{\omega}]$  zaman ölçeği arasında yerleştirilmiştir. Eğer  $f(t)$  lokal olarak smooth fonksiyonu ise, dalgacık yüzeyine karşılık gelen değerler oldukça küçüktür.  $f(t)$  bir eşsizliğe sahip olduğunda, dalgacık yüzeyinin büyüklüğü onun civarında artmaktadır. Ayrıca unutmamak gerekirkki, eğer dalgacık yüzeyi belirli noktalarda artefakt içerirse, bu noktaların civarında, ters Fourier dönüşüm tüm yeniden oluşturulmuş sinyal üzerinde hatalar yayarken, onlar sadece lokal olarak sinyalin yeniden oluşturulması üzerinde etkili olmuşlardır.

Bir sinyalin lokal özelliklerine ilişkin bilgiyi ortaya çıkarmada dalgacığın yeteneği önemli bir noktadır. Daha önceden de bahsedildiği üzere, iyi zamansal çözünürlük ile yüksek frekanslı bileşenler hakkında bilgi elde edilmek amacıyla, oldukça kısa zamanlı aralıklar kullanılmalıdır. Ancak düşük frekanslı spektral bileşenler hakkında bilgi elde etmek için nispeten uzun kısmı zaman serileri gerekmektedir.



Şekil 2.8 Farklı dönüşümler için t-time, w-frekans uzayında zaman ve frekans yeleşimi (1) ayrı örnek (Shannon transform), (2) Fourier dönüşüm, (3) kısa-zamanlı Fourier dönüşümü, (4) sürekli dalgacık dönüşümü (Hramov 2015)

Şekil 2.8 Yerleşik bilgiyi çıkartmada farklı dönüşümlerin yeteneklerini göstermektedir. Şekil 2.8.1  $\delta$ - fonksiyonu temel fonksiyon rolünde olduğunda (Shannon dönüşümü), sinyal değerlerinin ayrık örnekleri için time-t, w-frekans uzayının segmentasyonunu göstermektedir. Bu dönüşüm iyi bir zaman çözünürlüğü sağlamaktadır, ancak frekans bilgisi tüm zamanlarda çıkartılamamaktadır. Aksine Fourier dönüşümü iyi bir frekans çözünürlüğü ile karakterizedir fakat zamanda lokalizasyon yoktur (Şekil 2.8.2). Şekil 2.8.3 kısa zamanlı Fourier dönüşümünü ifade eder, uzun ve kısa zaman ölçeklerinde çözünürlük pencere entegrasyonunun uzunluğu tarafından belirlenmektedir.

Dalgacık dönüşümünde (Şekil 2.8.4) zaman çözünürlüğü dalgacık  $\psi(t/s)$  genişliği zaman ölçeği (s) nin büyümesiyle azalırken, frekans çözünürlüğü dalgacığın Fourier görüntüsünün  $\hat{\psi}_0(sw)$  genişliğinin artması ile belirlenmektedir. Bu küçük ölçekler için iyi zaman lokalizasyonu ve geniş ölçekler için iyi frekans çözünürlüğü sağlamaktadır (Şekil 2.8.4).

### 2.5.6 Mother Dalgacık

Sinyal analizinde dalgacık dönüşümü kullanıldığında, uygun mother dalgacık  $\varphi_0$  seçimi önemli bir problem olmaktadır. Bu seçim analiz edilen sinyalin karakteristiğine ve çalışmanın amacına bağlıdır. Bu nedenle, dalgacık dönüşümün sayesinde titreşimli bir sürecin fazları tespit edilmek istendiğinde, kompleks dalgacıklar kullanılmaktadır. Aksine, farklı zaman ölçeklerinde kendine benzerliği orataya çıkarmak için, reel dalgacıkları kullanmak iyi bir seçenektir.

Mevcut gelenekler hem de araştırmacıların deneyim ve sezgileri mother dalgacık seçiminde önemli rol oynamaktadır. Mother dalgacığın gerçek seçimi analize edilen sinyalden çıkartılmak istenen bilgiye bağlıdır. Her dalgacık fonksiyonu  $\varphi_0$  sinyalin  $f(t)$  belirgin özniteliklerini ortaya çıkarmada bize sağladığı farklı özellikler ile karakterize olmuştur. Şekil 2.9 da en yaygın olarak kullanılan dalgacıklar  $\psi(n)$  ve bunların Fourier görüntüleri  $\hat{\psi}_0(n)$  gösterilmiştir. Bu dalgacıkların önemli karakteristikleri de şekil 7 de verilmiştir.

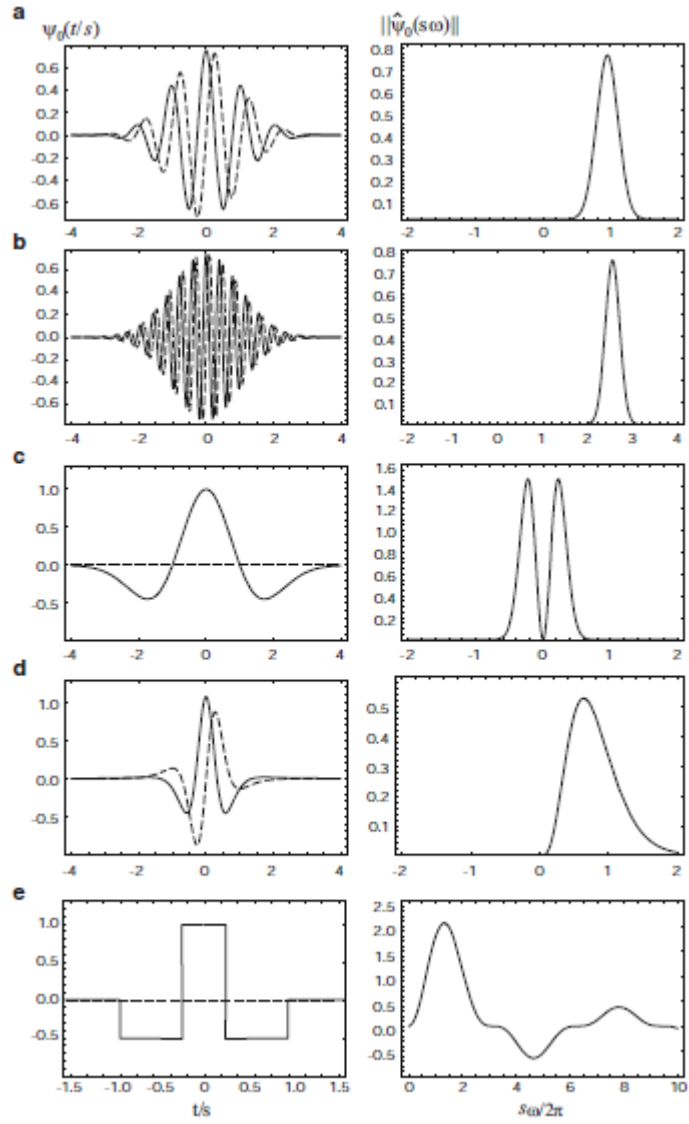
Kompleks dalgacıkların en popülerlerinden birisi sinyallerin zaman-frekans yapısını ortaya ökarada kullanılan Morlet dalgacıktır (Grossmann and Morlet 1984) (Şekil 2.9), aşağıda verilen eşitlikte  $\omega_0$  (sıklıkla  $\omega_0 \sim 2\pi$  olarak alınır) dalgacık parametresidir.

Parantez içindeki ikinci kısım ortalama değerleri 0 olmayan sinyaller için dalgacık dönüşümünün bir düzeltmesini yapmaktadır.  $\omega_0 \gg 0$  olduğunda,  $e^{-\omega_0^2/2}$  kısmı ihmal edilebilirken, merkezi frekans (dalgacığın Fourier görüntüsünün global maksimumu) alışageldiği üzere  $\omega_0$  olarak alınır.

$$\psi_0(n) = \pi^{-1/4} (e^{i\omega_0 n} - e^{-\omega_0^2/2}) e^{n^2/2} \quad (2.5.23)$$

Aslında, Morlet dalgacık Gaussian fonksiyonu tarafından modüle edilmiş bir düzlem iken, sinüs dalgacık dikdörtgen bir dürtü tarafından modüle edilmiş benzer bir düzlemdir. Fonksiyonel grup zaman ve frekans domeninde iyi lokalize olmuş Morlet dalgacığının temelinden elde edilmiştir.  $\omega_0$  parametresinin artan değeri ile, zaman lokalizasyonu azalırken, Fourier uzayında çözünürlük artmaktadır.  $\omega_0=2\pi$  ve  $\omega_0 = 16$  için elde edilen Morlet dalgacığının Fourier görüntüsünün karşılaştırılmasında kolayca görülebilmektedir (Şekil 2.9).  $\omega_0 = 16$  için Fourier görüntüsü daralmakta, bu da frekans domeninde daha iyi bir çözünürlük göstermektedir. Ancak zaman çözünürlüğü de azalmaktadır. Kompleks dalgacığın başka bir örneği Paul dalgacıktır (Paul 1984) (Şekil 2.9.d), aşağıdaki eşitlikte  $m \geq 0$  anının sayısına eş değer dalgacık düzenidir.

$$\psi_0(n) = \frac{2^m i^m m!}{\sqrt{\pi(2m!)}} (1 - in)^{-(m+1)} \quad (2.5.24)$$



Şekil 2.9 En yaygın kullanılan dalgacıklar (solda) and Fourier görüntüleri (sağda). Her bir dalgacık fonksiyonunun reel kısmı düz çizgi ile sanal kısmı ise kesikli çizgi ile gösterilmiştir. (a) Ana frekans ile morlet dalgacık  $\omega_0 = 2\pi$  (b) Morlet dalgacık with  $\omega_0=16$  (Hramov et al. 2015b)

Wavelet $\psi_0(\eta)$	$\hat{\psi}_0(s\omega)$	$\tau_s$	$f/f_s$
Morlet $\pi^{-1/4} e^{i\omega_0\eta} e^{-\eta^2/2}$	$\pi^{-1/4} H(\omega) e^{(s\omega - \omega_0)^2/2}$	$\sqrt{2}s$	$\frac{\omega_0 + \sqrt{2 + \omega_0^2}}{4\pi}$
Paul $\frac{2^m i^m m!}{\sqrt{\pi}(2m!)} (1 - i\eta)^{-(m+1)}$	$\frac{2^m}{\sqrt{m(2m-1)}} H(\omega) (s\omega)^m e^{-s\omega}$	$s/\sqrt{2}$	$\frac{2m+1}{4\pi}$
DOG $\frac{(-1)^{m+1}}{\left[\Gamma\left(m + \frac{1}{2}\right)\right]^{1/2}} \frac{d^m}{d\eta^m} e^{-\eta^2/2}$	$\frac{i^m}{\left[\Gamma\left(m + \frac{1}{2}\right)\right]^{1/2}} (s\omega)^m e^{-(s\omega)^2/2}$	$\sqrt{2}s$	$\frac{\sqrt{m+1/2}}{2\pi}$
FHAT $\begin{cases} 1, &  \eta  < 1/3, \\ -1/2, & 1/3 <  \eta  \leq 1, \\ 0, &  \eta  > 1 \end{cases}$	$3H(s\omega) \left[ \frac{\sin(s\omega)}{s\omega} - \frac{\sin(3s\omega)}{3s\omega} \right]$	$\sqrt{2}s$	$3/4$

Şekil 2.10 Yaygın olarak kullanılan dalgacık ve onların özellikleri. Burada H(x) is Heaviside fonksiyonu, f Fourier dönüşümün frekansı, f(s) dalgacık dönüşümünün frekansı (f\_s=1/s) ve  $\tau_s$  sınır etkisinin genişliğidir (Hramov 2015)

Reel dalgacık fonksiyonları arasında DOG dalgacık geniş ölçüde kullanılır (DOG un açılımı Gaussians ın farkıdır) (Farge 1992). DOG dalgacıklar Gaussian fonksiyonunun türevlerinin temelinde elde edilmiştir (Şekil 2.10 c).

$$\varphi_0(n) = \frac{(-1)^{m+1}}{\left[\Gamma\left(m + \frac{1}{2}\right)\right]^{0.5}} \frac{d^m}{dn^m} \exp\left(\frac{-n^2}{2}\right) \quad (2.5.25)$$

Mother dalgacık m=1 e eş değer olduğunda WAVE dalgacık olarak adlandırılmaktadır, m=2 MHAT (meksika şapkası) a eş değerdir, şöyle ki:

$$\varphi_0(n) = n e^{-n^2/2} \quad (2.5.26)$$

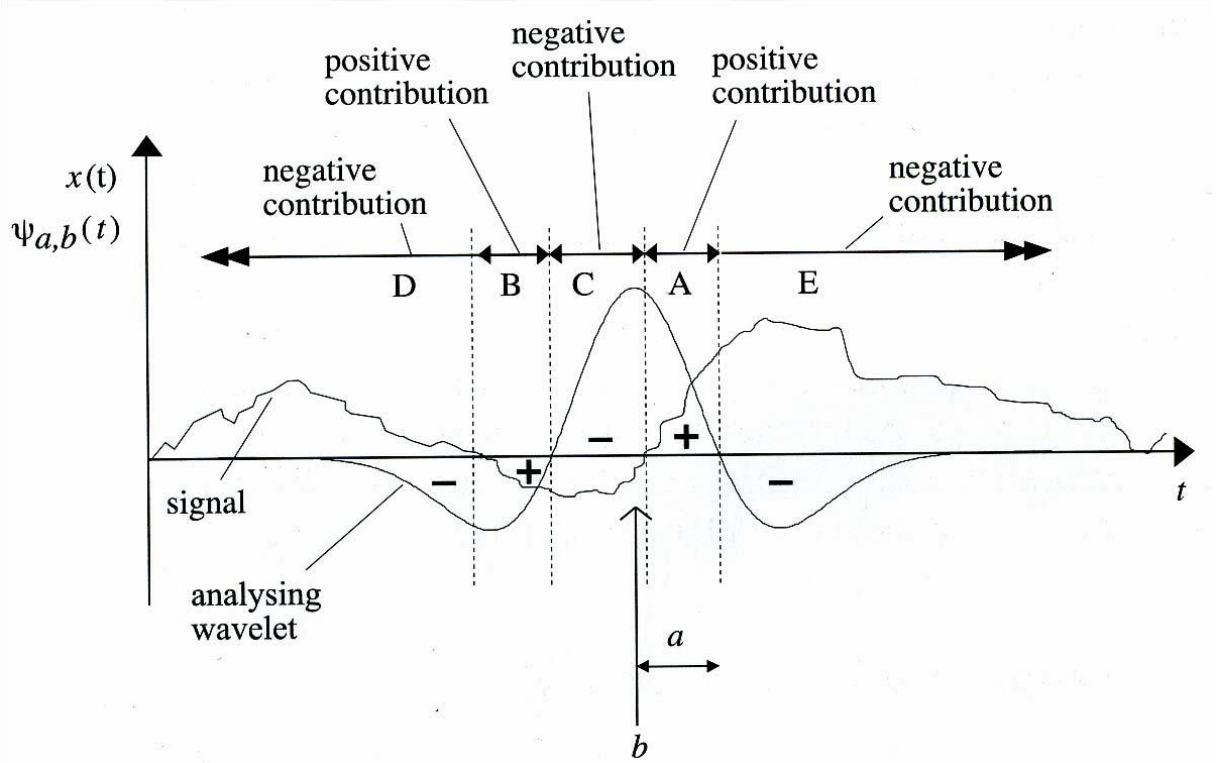
$$\varphi_0(n) = (1 - n^2) e^{-n^2/2} \quad (2.5.27)$$

Diğer bir reel dalgacık ise ayrık FHAT (fransız şapkası) dalgacık Şekil 2.10 e de gösterilmiştir. Şöyle ki:

$$\varphi_0(n) = \begin{cases} 1, & |n| < \frac{1}{3}, \\ -\frac{1}{2}, & \frac{1}{3} < |n| \leq 1, \\ 0, & |n| > 1. \end{cases} \quad (2.5.28)$$

Son olarak, birçok teknik uygulamada kullanılan en basit ayrık dalgacık, Haar dalgacıdır (Śliwiński 2013). Mother dalgacıkların dizileri burada gösterilen fonksiyonlarla sınırlı değildir. Diğer fonksiyonlar hem pratikte uygulanmıştır hem de çeşitli araştırmalarda başarılı bir şekilde kullanılmıştır (Hramov et al. 2015a; I. Daubechies 1990; Gusev, Koronovskii, and Khramov 2003).

### 2.5.7 Evre Uyumlu Yapıların Tanımlanması



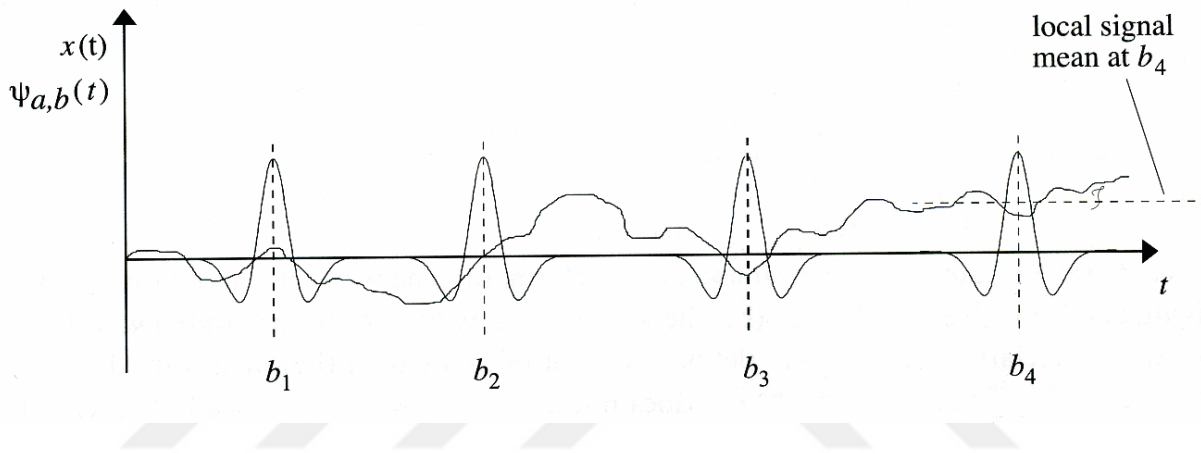
Şekil 2.11 Dalgacık fonksiyonu ve sinyal örneği (TSIAPARAS 2006)

Şekil 2.11 de orijinal sinyal ve zaman ekseninde  $a$  uzama parametresi ile  $b$  lokasyonunda yoğunlaşmış bir dalgacık fonksiyonunu göstermektedir.

Dalgacık dönüşümünün integraline katkı sağlayan sinyal ile dalgacığın birleştiği ya da örtüştüğü zaman segmentleri önemli noktaldır. Bu katkı pozitif ya da negatif olabilir.

Şekil 2.11 de görüldüğü üzere pozitif katkı A bölgesindeki pozitif dalgacık fonksiyonu ve pozitif sinyalin sonucu oluşmaktadır. Benzer şekilde, B bölgesindeki gibi negatif dalgacık fonksiyonu ve negatif sinyal sonucu yine pozitif katkı oluşmaktadır. Yani dalgacık ve sinyal aynı yönde olduğunda oluşmaktadır.

Tam tersi olarak, C,D ve E bölgelerinde sinyal ve dalgacık zıt yönde olduğu için negatif bir katkı oluşturmaktadır. Bir sonra ki Şekil 2.12 de zaman ekseninde  $b_1, b_2, b_3, b_4$  olmak üzere dört farklı lokasyonda sinyal ve dalgacık gösterilmektedir.



Şekil 2.12 Farklı Lokasyonda Sinyal ve Dalgacıklar (TSIAPARAS 2006)

Birinci lokasyondaki ( $b_1$ ) sinyalin ve dalgacığın negatif ve pozitif kısımları örtüşmektedir ve bununla birlikte dalgacık dönüşümünün integrali göreceli olarak büyük bir pozitif değer vermesi beklenmektedir. İkinci lokasyonda ( $b_2$ ), sinyalin ve dalgacığın negatif ve pozitif kısımları birbirlerini dengeler ve bunun sonucunda integral değeri sıfıra yaklaşık bir değer almaktadır. Son olarak ( $b_3$  ve  $b_4$ ) lokasyonlarında sinyal ve dalgacık fazın dışındadır ve bu negatif değerli bir integral ile sonuçlanmaktadır.

Ancak sinyalin geniş bir ölçüde ortalama bileşenleri dalgacığın penceresinde yer almaktadır. Bunun sebebi ile, dalgacık dönüşümünün integralinde katkılar pozitif ve negatif değerlere eşittir (Addison 2017). Bu tam olarak farklı ölçeklerde evre- uyumlu yapıların tanımlanması sürecidir.



### 2.5.8 Kenar Etkisi ya da Sınır Etkileri

Dalgacık spektrum elde etmek için kullanılan zaman serileri sonlu olduğundan,  $W(n,s)$  zaman ekseninin sınırları yakınında hatalar ortaya çıkmaktadır, (örneğin  $n=0$ ,  $n=N-1$  yakınında) ve bu sinyalin zaman-frekans gösteriminde bir bozukluk ortaya çıkarmaktadır.

İlk olarak, bu gerçek nedeniyle zaman ölçeği  $s$  göz önünde bulundurulmalıdır ki, dalgacık fonksiyonu zaman eksenini boyunca kaydırılması ile başlamakta ve analiz edilen zaman serilerinin ötesinde devam etmektedir. Bunun sonucunda, zaman serilerinin sınırları civarında  $W(n,s)$  değerleri yanlış olmaktadır.

Açıkçası, kenar etkilerinin etki bölgesi uzun zaman ölçekleri  $s$  için daha geniş olmaktadır (daha küçük frekanslar). İkinci olarak, analiz edilen zaman serileri genellikle bu özelliğe sahip olmamasına karşın, Hızlı Fourier Dönüşümü (Fast Fourier Transform-FFT) prosedürünün kullanımında analiz edilen veri  $\{x\}$   $Nh$  periyodu ile periyodik varsayılmaktadır. Kenar etki bölgesinin  $\tau_s$  genişliği zaman aralıkları  $T(s)$  tarafında belirlenmektedir. Morlet dalgacık için, dalgacık dönüşümün sonucunda oluşan kenar etkilerinin etki bölgesinin genişliği şu eşitlikle verilmektedir:

$$\tau_s = T(s) = 4s \quad (2.5.29)$$

Bu istenmeyen kenar etkilerini bastırmak için çeşitli yollar vardır (Hramov et al. 2015a; Addison 2017; Torrence et al. 1998).

Bu problemin en etkili çözümlerinden birisi  $2N$  uzunluklu yedek zaman serilerinin  $\{\hat{x}_n\}$  bilgisidir bu zaman serilerinde ilk  $N$  nokta başlangıç zaman serisinden  $\{x_n\}$  alınmaktayken, sonraki  $n=N$  den başlayan  $N$  nokta sıfır ile doldurulmaktadır. Bunun sonucunda oluşan  $\{\hat{x}_n\}$  yedek zaman serisi daha sonra dalgacık dönüşümünde kullanılmaktadır.  $N=2^p$  olduğunda FFT prosedürü uygulanabilir fakat  $2^{p+1}$  uzunlukla zaman serileri için uygulanmaktadır. Bu yaklaşım kenar etkilerinin etkisini azaltmaktadır ve FFT prosedürünün kullanılmasından dolayı oldukça hızlıdır. Yedek zaman serilerinin  $\{\hat{x}_n\}$  kullanımı başlangıç zaman serilerinin  $x_n$  görünümünde sınırlarının geniş bir heterojenliği ile sonuçlanmaktadır.

Yine de başlağıctaki yedek zaman serilerinin yarısı sabit değeri olduğu için (sıfır), çok uzun zaman ölçeklerinin bölgesindeki bu heterojenite düzensizlikler içermekte iken, heterojenitenin spektrumu (görünüşün biçimsel noktasından birine yeterince daha az eklenmiş olması) sinyalin zaman ölçeklerinin bölgesi ile ilişkili zaman serilerinin sınırlarının etkisiyle bağlanmaktadır. Bunun sonucu olarak, bahsedilen bu tür heterojenite zaman serilerinin sınırlarının civarında dalgacık spektrumun genliğinde  $|W|$  bir azalma ile sonuçlanmaktadır. Belli ki, daha uzun bölümü sıfır ile doldurulan yedek zaman serileri daha az kenar etkilerinin etkisi ile sonuçlanır.

Başlangıç değerleri ile doldurulan kısımların uzunluğuna eşit yedek zaman serilerinin kullanımı ve sıfırlar hesaplamasının hızı arasında denge, başlangıç zaman serilerinin  $x_n$  sınırlarının civarında dalgacık dönüşümünün doğruluğu ve dâhili bellek tüketimi bakımından en uygun bir çözüm olarak görünmektedir (Torrence et al. 1998). Dalgacık spektrum bölgesi  $W(n,s)$  ( $n,s$ ) düzlemindeki kenar etkileri önemlidir ve kenar etkilerinin etki bölgesi olarak adlandırılan bu bölge ihmal edilemek olarak adlandırılır.

Kenar etkilerinin etki bölgesi (Torrence et al. 1998) e göre, otokorelasyon fonksiyonunun etkili genişliği  $\tau_s$  kullanılarak tanımlanmaktadır ve her bir zaman ölçeğinde  $s$ , dalgacık gücü için hesaplanmaktadır.  $\tau_s$  değeri kenar heterojenite ile bir zaman serisinin dalgacık dönüşümünün gücü logaritmiik ölçek üzerinde ikiye bölündüğünde, sınıra yakın kaymaya eşittir, örneğin lineer bir ölçek üzerinde  $e^2$  faktörü tarafından azalan bir güce karşılık gelmektedir. Böyle bir seçim kenar etkileri ile ilişkili bölgenin sınırı için bu etkilerin  $nh$  zamanlarında ölçeklere  $s$  denk gelen  $(N-n)h > \tau_s$  ve  $nh > \tau_s$  için ihmal edilemez olduğunu garanti etmektedir.

Şekil 7 de farklı mother dalgacıklar için yedek zaman serilerinin teknikleri kullanıldığında genişliklerin  $\tau_s$  değerlendirilmesi verilmiştir. Kenar etkilerinin etki bölgesinin genişliği ile Morlet dalgacık için elde edilen  $\tau_s$  nin değeri bu etkilerin bastırıldığı durum için kıyaslandığında, kenar etkilerinin etkisinin etkili bastırılması sağlayan bu yaklaşımın oldukça etkili olduğu görülmüştür.

Kenar etkilerinin bölegesinde karketesize olmuş  $\tau_s$  değerinin dalgacık güç spektrumu formunda zaman serilerinde izole edilmiş geniş bir genlik piki etkisinin karakteristik zamanını belirleği unutulmamalıdır. Güç spekturumundaki pikin genişliği dikkate alındığında, benzer periyotlu sürekli br harmonik bileşeninden zaman serilerindeki geniş genlikli hatalar kolaylıkla ayrılabilir.

### 2.5.9 Sürekli Dalgacık Dönüşümünün Zaman Ölçekleri Ve Fourier Analizinin Frekansları

Şekil 6 da da görebileceğimiz üzere,  $\varphi(sw)$  nin Fourier görüntüsü  $\hat{\varphi}(sw)$  nin maksimumu  $w_s = 2\pi f_s$ ,  $(f_s)=1/s$  frekansına karşılık gelmemektedir. Başka bir deyişle, Fourier dönüşümünün frekansları ( $f$ ) ve dalgacık dönüşümünün ( $f_s$ ) frekansları arasında bir denklik bulunmamaktadır. Ayrıca her bir mother dalgacık  $f$  ve  $f_s$  arasındaki kendi ilişkisine göre karakterize olmuştur. Böylece  $W_0 = 2\pi$  li Morlet dalgacık  $f \approx f_s$  ile karakterize olmuştur ve bu durumda dalgacık dönüşümün zaman ölçeği hemen hemen Fourier periyoduna karşılık gelmektedir. Aynı zamanda,  $W_0 = 16$  için,  $f$  ve  $f_s$  frekansları zaten birbirleriyle  $f / f_s = 2.5527$  eşitliği ile ilişkilidir. Benzer durum MHAT için  $f / f_s = 0.2518$  ve m=4 li Paul dalgacık içinde  $f / f_s = 0.7166$  oluşmaktadır. Yani Fourier dönüşümünün sonuçları ile dalgacık dönüşümünün sonuçları karşılaştırıldığında, bu ilişkiler dikkate alınmalıdır.

Bu aynı zamanda farklı mother dalgacıklar için elde edilen dalgacık güç spekturmu birbirleriyle karşılaştırıldığında, çok önemli olmaktadır.  $f$  ve  $f_s$  frekansları arasındaki ilişki, ya bilinen  $W_0$  frkanslı bir harmonik sinyalin Fourier görüntüsünün yerine geçerek analitik olarak kolayca elde edilebilmekte  $\delta(W- W_0)$ , ve karşılık gelen zaman ölçeği  $s$  (dalgacık güç spekturumunun maksimumu olarak bulunabilmektedir) belirlenebilmektedir ya da, sayısal olarak sadece tek bir farkla, bu durumda güç spektrumu daha önceden tanımlanan teknikte hesaplanmış olmalıdır.

Özet olarak, dalgacık dönüşümü sinyallerin zaman- frekans analizini gerçekleştirmektedir. Başka bir deyişle, zamanda bir fonsksiyon olarak sinyallerin spektral karakteristiğini değerlendirmektedir. Dalgacık analizinin faydası sadece zamanla değişen güç spektrumunu sağlamak değil, aynı zaman da koherans hesaplamaları için gerekli faz spektrumunu da ortaya çıkartmaktadır.

## 2.6 KOHERANS DEĞERLENDİRMESİ

Koherans zaman zaman değişen mantıki niceliklerle ilgili tüm alanlarda oldukça önemlidir ve temel bir kavramdır. Koherans terimi farklı alanlara göre değişmektedir. Koherent kaynak, koherent alan, koherent ışık, koherent optik, koherent sinyaller, koherent alıcılar, zamansal koherans, spektral koherans vs. gibi örnekleri bulunmaktadır.

Koherans bir dalga üzerindeki farklı noktalarda (zamansal- uzaysal) ölçülen faz arasındaki korelasyonun bir ölçümüdür. Bu nedenle koherans terimini iyi anlayabilmek için öncelikle korelasyon teriminden bahsedilmesi gerekir. Korelasyon iki ya da daha fazla zaman serisi arasındaki ilişki olarak tanımlanabilmektedir ve iyi yüksek oranda korele olmuş zaman serisinin koherent olduğu söylenebilmektedir. Bu nedenle tam matematiksel tanımı zaman ve frekans temelli olasılıksal ve olasılıksal olmayan tanımlar bakımından aşağıda verilmiştir.

Olasılıkta sıfır ortalamalı iki değişen  $X$  ve  $Y$  nin koherans derecesi onların korelasyon katsayısının büyüklüğü olarak tanımlanmaktadır (Gardner 1992).

$$p = \frac{E\{XY^*\}}{\sqrt{E\{|X|^2\}E\{|Y|^2\}}} \quad (2.6.1)$$

Burada  $E\{XY^*\} = \iint_{-\infty}^{+\infty} xy^* f_{XY}(x, y) dx dy$  ifadesi beklenen değer ve  $X$  ve  $Y$  değişkenlerinin olasılık yoğunluğu  $f_{XY}$  nu göstermektedir. Bu şekilde korelasyon katsayısı şu şekilde yazılmaktadır.

$$p = \frac{R_{XY}}{\sqrt{R_{XX}R_{YY}}} \quad (2.6.2)$$

Korelasyon katsayısı için hesaplanılan değer aralığı sıfır ve bir arasındadır  $0 \leq p \leq 1$ .

Koherans derecesi lineer bir dönüşüm tarafından ilişkili  $X$  ve  $Y$  nin ne kadar yakın olduğunun bir ölçümüdür. Bu  $X$  ve  $Y$  nin lineer dönüşümü  $\alpha Y$  arasındaki hatanın minimize edilmiş kısmi ortalamanın karesi ifadesinden aşağıda verilen eşitlikte görülebilmektedir.

$$\min_{\alpha} \frac{E\{|X - \alpha Y|^2\}}{E\{|X|^2\}} = 1 - |p|^2 \quad (2.6.3)$$

Burada  $\alpha$  nin minimize edilmiş hali de aşağıdaki gibidir.

$$\frac{E\{XY^*\}}{E\{|Y|^2\}} \quad (2.6.4)$$

Böylelikle, lineer bir dönüşüm tarafından yakın ilişkili X ve Y nin koherans derecesi ancak ve ancak onun maksimum birim değerine yakındır. İki rastgele X ve Y değişkenleri için,  $|p| = 1$  ise ancak ve ancak tamamen koherent ya da  $|p| = 0$  ise ancak ve ancak inkoherent oldukları söylenebilmektedir. Zaman serilerinde, sıfır zaman ortalamalı iki zaman serisinin  $x(t), y(t)$  koherans derecesi onların geçici korelasyon katsayılarının büyüklüğüdür.

$$p = \frac{\langle x(t)y^*(t) \rangle}{\sqrt{\langle |x(t)|^2 \rangle \langle |y(t)|^2 \rangle}} = \frac{R_{XY}}{\sqrt{R_{XX}R_{YY}}} \quad (2.6.5)$$

Burada  $\langle . \rangle$  sonsuz zaman ortalamalı göstermektedir ve

$$R_{XY} = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)y^*(t) dt \quad (2.6.6)$$

Tek değişen nicelikler için bir koherans derecesinin 3 ana özelleşmiş tanımı vardır. Bunlar zamansal, spektral ve uzaysal koheranstır.

### 2.6.1 Zamansal Koherans

İki farklı  $t_1$  ve  $t_2$  zamandatek bir zaman serisinin

$$x(t) = z(t - t_1)$$

$$y(t) = z(t - t_2)$$

$$R_{xy} = \langle z(t - t_1) z^*(t - t_2) \rangle = \langle z(t) z^*(t - [t_2 - t_1]) \rangle = R_{zz}(t_2 - t_1)$$

Buda  $t_2 - t_1$  de  $z(t)$  için otokorelasyon fonksiyonudur. Fakat  $R_{xx} = R_{yy} = R_{zz}(0)$  böylece,

$$p = \frac{R_{zz}(\tau)}{R_{zz}(0)}, \tau = t_2 - t_1 \quad (2.6.7)$$

### 2.6.2 Spektral Koherans

Frekansda kaydırılmış tek bir zaman serisinin ölçümlerini ölçümlerini  $x(t)$  ve  $y(t)$  göstermek üzere;

$$x(t) = z(t - t_1)e^{-i2\pi f_1 t}$$

$$y(t) = z(t - t_2) e^{-i2\pi f_2 t}$$

$$R_{xy} = \langle z(t - t_1) z^*(t - t_2) e^{-2\pi(f_1 - f_2)t} \rangle = R_z^a(\tau)$$

Burada  $t_2 = -t_1 = \frac{\tau}{2}$  ve  $\alpha = f_1 - f_2$  dir.  $R_z^a(\cdot)$  fonksiyonu  $\tau$  zaman ayrılmasında,  $\alpha$  frekans döngüsünde değerlendirilmiş döngüsel otokorelasyon fonksiyonu olarak adlandırılmaktadır. Fakat  $R_{xx} = R_{yy} = R_{zz}(0)$  böylece,

$$p = \frac{R_{zz}^a(\tau)}{R_{zz}(0)} \quad (2.6.8)$$

### 2.6.3 Uzaysal Koherans

Farklı iki zamanda iki farklı uzaysal lokasyonda tek bir uzay-zaman dalga şekli  $z(t, \mathfrak{z})$  ölçümlerini  $x(t)$  ve  $y(t)$  göstermek üzere;

$$x(t) = z(t - t_1, \mathfrak{z}_1)$$

$$y(t) = z(t - t_2, \mathfrak{z}_2)$$

$$R_{xy} = \langle z(t - t_1, \mathfrak{z}_1) z^*(t - t_2, \mathfrak{z}_2) \rangle = R_{zz}^{\mathfrak{z}}(t_2 - t_1)$$

$$p = \frac{R_{zz}^{\mathfrak{z}}(\tau)}{R_{zz}(0)} \quad (2.6.9)$$

## 2.7 KOHERANS FONKSİYONU

Zamansal/ spektral koherans ve zamansal/ uzaysal koherans bakımından, koherans derecesinin ölçümünü spektral olarak ayrıştırmak mümkündür. Bu dar bir bantgeçiren filtre kullanılarak ve sonrasında filtrenin merkezi frekansının bir fonksiyonunu olarak koherans ölçülebilmektedir. Bu işlem sıfır yaklaşımlı filtrenin bantgeçirmesine izin vererek idealleştirilebilmektedir. Bu şekilde koherans derecesinin frekans bağımlı ölçümü elde edilebilmektedir.

$$p(f) = \frac{s_{xy}^2(f)}{s_{xx}(f)s_{yy}(f)} \quad (2.7.1)$$

Burada  $s_{xy}(f)$  çapraz spektral yoğunluktur (bir spektral korelasyon yoğunluğu). Üçlü zaman serisi  $w(t)$ ,  $x(t)$  ve  $y(t)$  durumunda, eğer  $x(t)$  ve  $y(t)$  arasındaki koherans belirlenilmek istenirse,  $w(t)$  nin etkisi silinmekte,  $w(t)$  nin lineer zamanla değişmeyen dönüşümleri elde edilmiş minimum zaman ortalamalı karesi alınmış hataları  $x(t)$  ve  $y(t)$  den çıkartılmaktadır.

$$x(t)^- = x(t) - g_1(t) \otimes w(t)$$

$$y(t)^- = y(t) - g_1(t) \otimes w(t)$$

Ve daha sonra  $x(t)^-$  ve  $y(t)^-$  nin ortakalanlarının koheransı elde edilmektedir. Bu kısmi koherans olarak adlandırılmaktadır

$$p_{xy^{--}}(f) = \frac{s_{xy^{--}}(f)}{\sqrt{s_{xx^{--}}(f) s_{yy^{--}}(f)}} \quad (2.7.2)$$

## 2.8 DALGACIK KOHERANS

Benzer özellikli nöronların belirli durumlar altında deşarjlarını eş zamanlı yaptıklarına inanılmaktadır. Böylesi nöral senkronizasyon kedi ve maymunların görsel, motor, işitsel, somatosensoriyel ve ilgili kortekslerinde komşu nöronlar için gösterilmiştir ve lokal ölçekli senkronizasyon olarak adlandırılmıştır. Aynı zamanda bu mesafeli beyin bölgelerinin nöral birleşimleri arasında da gözlemlenilmiş ve geniş ölçekli senkronizasyon olarak adlandırılmıştır.

Geniş ölçekli nöral senkronizasyon ve bilişsel bilgi işlenmesi boyunca beyinin doğal titreşimleri EEG teknikleri ve özellikle koheransın hesaplanılmasında ile çalışılabilir. Farklı elektrotlardan kayıt edilen biyoelektriksel sinyallerin koherans analizi farklı kortikal yapılar arasında, zamansal koordinasyonda, fonksiyonel koordinasyonda, bilgi alış verişinde, fonksiyonel bağlantı ve anatomik bağlantıların çalışılmasında kullanılmıştır. EEG koherans EEG sinyallerinin çiftleri arasındaki koherans olarak tanımlanabilir. EEG koherans farklı beyin bölgelerinden eş zamanlı kayıt edilir ve bu bölgeler arasındaki dinamik bağlantının derecesinin yüksek zamansal çözünürlüklü ölçümünü sağlar (TSIAPARAS 2006).

Peristimulus zaman histogramı (PSTH) uyaran ve nöral cevap arasındaki fonksiyonel ilişki ve geçici eşleşmeyi izlemek için çok yaygın bir metoddur, nöral dürtü treni (spike train) ve uyaran olayı gibi iki nokta işlemleri arasındaki çapraz-korelasyon ile karakterizedir. Nöral dürtü treni (spike train) bir aksiyon potansiyelini ateşleyen nörandan kayıt edilen zaman serisidir (Gerstner and Kistler 2002; Perkel, Gerstein, and Moore 1967). Başka bir deyişle, PSTH uyaran tarafından tetiklenmiş üretilen dürtülerin miktarındaki değişikliği incelemektedir. Diğer yandan frekans eksenindeki analizler nöral dürtü treninde titreşim desenlerinin zamansal korelasyonunun daha kısa bir tanımını sağlayabilir.

Frekans domeninde, spektral koherans genellikle sürekli olan iki sinyal arasındaki spektralleri arasındaki korelasyon tarafından belirlenen lineer ilişkiyi analiz etmek için iyi tanımlanmış bir seçenektir. Yüksek spektral koherans uyaran ve ilgili frekans bandındaki nöral cevap arasındaki fonksiyonel ilişkinin varlığını öne sürmektedir. Bu kavramdan başlayarak birçok farklı koherans ölçümü ortaya koyulmuştur. Bahsedilen ölçümlerin nörobilimde farklı problemler için çok faydalı olmasına rağmen, nöral cevap ve uyaran arasındaki bağlantıda dinamik değişiklikler için uygun değildir ve nöral cevapların durağan olarak kabul edilmesi sıkıntı oluşturmaktadır. Aslında, tamamen zamanda ortalamaya dayalı herhangi bir analiz (PSTH) ya da Fourier dönüşüm (spektral koherans), nöral cevap ve dokunsal uyarı arasındaki fonksiyonel bağlantıdaki tüm zamansal değişimleri ihmal etmektedir. Klasik Fourier (spektral) koherans yerine, Fourier temelli yöntemler klasik Gabor dönüşümüne benzer ortonormal kayan pencereler aracılığıyla, kısa zaman sinyaline uyarlanmıştır.



Dalgacık analizi zaman ve frekans çözünürlüğü arasında mantıklı bir uzlaşma sunan daha güçlü bir seçenektir. Dalgacık dönüşümü nörobilimde en başından beri beyin sinyallerini analiz etmek için kullanılmıştır. Spektral koheransa benzer bir şekilde, dalgacık koherans nöral cevap ve uyaran arasındaki fonksiyonel bağlantı hakkında bilgi vermektedir fakat, aynı zamanda bağlantının zamansal yapısını da sağlamaktadır (Hramov et al. 2015a).



### 3. MALZEME VE YÖNTEM

#### 3.1 DENEYSEL DİZAYN

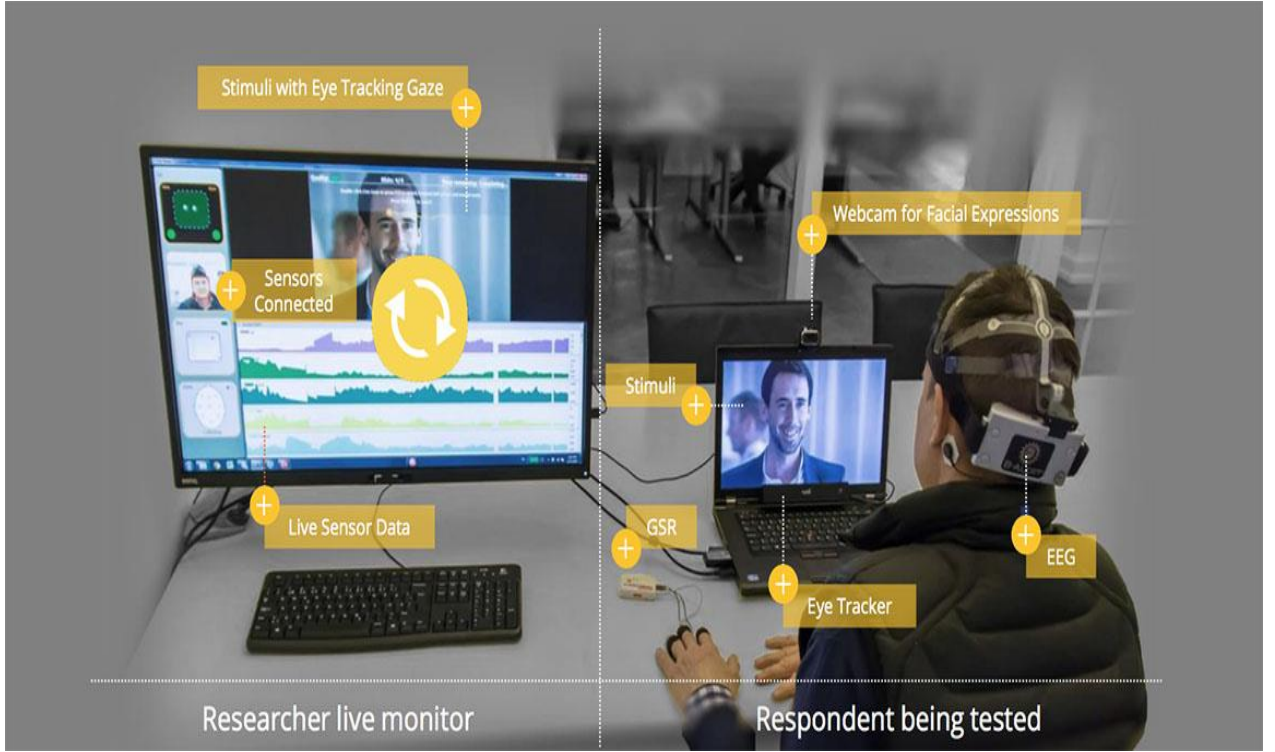
Bu tez genel olarak ‘‘kişilerden gerekli sinyallerin kayıt edilmesi, kayıt edilen sinyallerin analizlerinin yapılması ve bu analizlere farklı istatistiksel metotların uygulanması’’ olmak üzere üç aşamadan oluşmaktadır. Kişilerden gerekli sinyallerin kayıt edilmesi olan birinci aşama yani çalışmanın deneysel kısmı, Üsküdar Üniversitesinde Prof. Dr. Sinan CANAN hocamız ile gerçekleştirilmiştir.

Tezin ikinci aşaması olan sinyallerin analizi kısmı İstanbul Üniversitesi doktora tez öğrencisi Gamze URAL tarafından MATLAB programında gerçekleştirilmiştir ve elde edilen sonuçların istatistiksel analizleri SPSS prorgamı kullanılarak yapılmış ve tez danışmanı Prof. Dr. Fırat KAÇAR ile sonlandırılmıştır.

Bu tezde insan beyninde nöropazarlama uyararı olarak kullanılan reklam etkilerinin araştırılmasında elektrotlar arasındaki dalgacık faz koheransın hesaplanması için EEG sinyali kişilerden kayıt edilmiştir. EEG sinyal analizinin yanı sıra otonom sinir sisteminin durumunu değerlendirmek amacı ile PPG ve GSR sinyalleri de kayıt edilmiş ve nöropazarlama uyarılarının bu sinyallerdeki etkilerine bakılmıştır.

Bu üç sinyalin kayıtları senkronize bir şekilde iMotions teknoloji sistemi kullanılarak ve kontrol kısmı (herhangi bir uyarı içermeyen) ve uyarı içeren kısım olmak üzere iki aşamada halinde gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.1 de gösterilen iMotions tüketicilerin bilişsel ve duygusal tepkilerinin ilgi duyma, tercih etme ya da alma etmenlerini ayrıntılı bir şekilde daha iyi anlaşılmasında kullanılan bir sistemdir.

EEG analizi ile kişiler pazarlama uyarılarına maruz kaldıklarında, beynin hangi bölgelerinde bilgi alış verişi gerçekleştiği gösterilmiştir. EEG sinyali 128 Hz lik örnekleme frekansında, PPG ve GSR ise 1 kHz örnekleme frekansında kayıt edilmiştir. EEG sinyalinin kayıt edilmesinde uluslararası 10-20 elektrot sistemine göre 14 elektrot (AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, and AF4) kullanılmıştır.



Şekil 3.iMotions teknoloji sistemi<sup>4</sup>

EEG, PPG ve GSR sinyalleri ortalama (36.87± 11.09) yaşlarında nöro fizyolojik kayıtlar için bilgilendirilmiş 30 gönüllü kişiden (15 kadın ve 15 erkek) kayıt edilmiştir. Kayıtlar reklam uyarani öncesi, “kontrol kısmı” 1 dakika süre ile, reklam uyarani boyunca “deneysel kısım” 2 dakika süre ile olmak üzere iki aşamada gerçekleştirilmiştir. Siyah ekran “kontrol kısmı” olarak reklam uyarani öncesinde, ticari bir reklam “deneysel kısım” olarak neuromarketing uyarani olarak kullanılmıştır. Deneysel kayıtlar sessiz bir odada gerçekleştirilmiştir. Her kişi bir bilgisayar önüne oturturulmuş ve 1 dakikalık kontrol kısmı, 2 dakikalık deneysel kısım kayıtları alınmıştır.

<sup>4</sup> Neuromarketing – iMotions, imotions.com/neuromarketing/, [Ziyaret Tarihi: 2019-05-31]

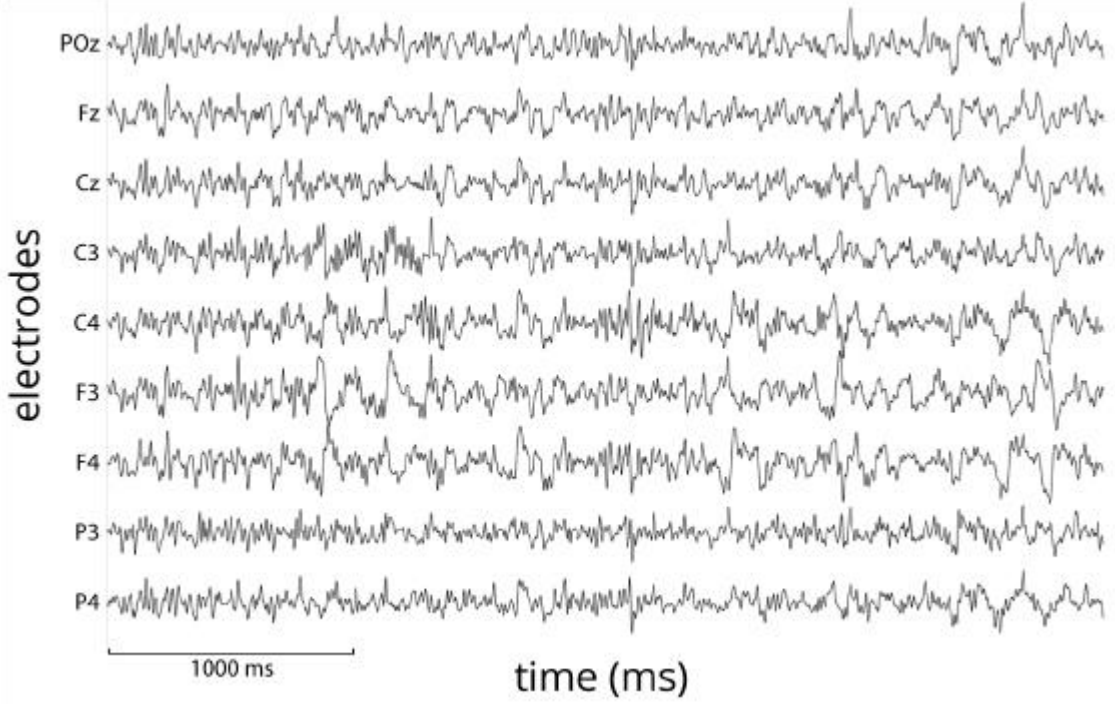
## 3.2 ELEKTRONÖROFİZYOLOJİK SİNYALLERİN ANALİZİ

### 3.2.1 EEG Sinyalinin Dalgacık Faz Koherans Analizi

Literatürde kısaca insan beyninin elektriksel aktivitesini yazan anlamına gelen EEG, çok yönlü beyin görüntüleme metotlarından birisidir. EEG Şekil 3.2 de verilen elektriksel aktiviteyi ve skalp üzerine yerleştirilen elektrotları kullanarak beyin dalgalarını kayıt eder. Beyinden ölçülen elektriksel aktivite elektriksel dürtüler vasıtası ile beyin ağında kaç farklı nöronun bir birleri ile iletişim halinde olduğunu yansıttığı için, nöropazarlama çalışmalarında oldukça faydalı bir seçenektir. İnsan davranışları altına yatan nörobilişsel proseslerin çalışılması için EEG nin kullanılmasının önemli sebepleri vardır. Bunlar;

- 1- Beyinde bilişsel, algısal, dilsel, duygusal ve motor işlemler oluştuğundaki zaman diliminde bilişsel prosesi yakalar ve yüksek zamanlı çözünürlüğe sahiptir
- 2- Direkt olarak nöral aktiviteyi ölçer.
- 3- Ucuz, hafif ve taşınabilirdir.
- 4- Son olarak EEG davranışsal cevapların varlığında ya da yokluğunda kognitif etkili işlemlerin izlenmesine olanak sağlar.

EEG kayıtlarında kullanılan elektrot sayısı 10-500 arasında çalışmanın amacına ve bütçesine göre değişmektedir (IMOTIONS 2017).



Şekil 3.2 Elektrot Dizisinden Elde Edilen EEG Sinyali (iMotions 2017)

Bu çalışmada tüketicilerin bilinç dışı tepkilerini değerlendirmede Sürekli Dalgacık Analizi kullanılarak Koherans değerlendirilmesi yapılmıştır. Koherans bir önceki bölümde bahsedildiği üzere, bir frekans fonksiyonu olarak iki sinyal arasındaki korelasyonun lineer bir ölçümüdür ve belirli beyin bölgelerinde beyin sinyalleri arasındaki eşleme derecesinin bir ölçümüdür.

Fizyolojik sinyaller genellikle nonstationary yani frekans içerikleri zamanla değişen sinyallerdir. Birçok uygulamada bu değişiklikler aranan ya da ilgilenilen olaylardır. Bu nedenle spektrası yani frekans domain gösterimi hızlı bir şekilde değişen sinyallerin analizinde sürekli dalgacık analiz yöntemi kullanılmıştır. Sürekli dalgacık dönüşümü koherans değerlendirmesinin güvenilirliğini arttıran yüksek bir şekilde overlap olan pencereler sunduğu için spektral karakteristiklerin hesaplanmasında kullanılır.

### 3.2.2 Sürekli Dalgacık Dönüşümü (SDD)

Dalgacık zaman ve frekans ekseninde yerleşik sıfır ortalamalı bir fonksiyondur. Bir dalgacığın zaman  $\Delta t$  ve frekans ekseninde ya da bant genişliği  $\Delta W$  nasıl yerleştiği ile karakterize edebiliriz. Heisenberg belirsizlik prensibinin klasik versiyonu bize her zaman zaman ve frekans lokalizasyonu arasında bir değiş tokuş olduğunu anlatmaktadır.  $\Delta t$  ve  $\Delta W$  düzgün bir şekilde tanımlanmaksızın, belirsizlik ürünü  $\Delta t \cdot \Delta W$  ne kadar küçük olabileceğinin bir sınırı olduğu unutulmamalıdır (G. W. Spectrum and Padd 2018). Belirli bir dalgacık, Morlet şu şekilde tanımlanmaktadır:

$$\varphi_0(n) = \pi^{-1/4} e^{-iw_0 n} e^{-1/2n^2} \quad (3.2.1)$$

Burada  $W_0$  boyutsuz frekans ve  $n$  boyutsuz zamanı tanımlamaktadır. Dalgacıklar öznelik çıkartma amaçlı kullanıldığında, zaman ve frekans lokalizasyonu arasında iyi bir denge sağladığı için Morlet dalgacık  $w_0=6$  iyi bir seçim olmaktadır. SDD nin arkasında zaman serilerine dalgacıkları bir bant geçiren filtre olarak uygulanabilmesi fikri yatmaktadır. Dalgacık zaman ekseninde değişen ölçeği ( $s$ ) sayesinde genişletilir. Böylece  $n=s.t$  ve normalize edici enerjiye sahiptir.  $w_0=6$  Morlet dalgacık için, Fourier periyodu ( $\lambda_{wt}$ ) hemen hemen ölçeğe  $\lambda_{wt} = 1.03 s$  eşittir. Bir zaman serisinin SDD si ( $x_n, n=1, \dots, N$ ) benzer zaman adımları ile  $\delta t$ , normalize edilmiş dalgacık ve ölçekle  $x_n$  nin konvolüsyonu olarak tanımlanmaktadır.

$$W_n^x(s) = \sqrt{\frac{\delta t}{s}} \sum_{\tilde{n}=1}^N x_{\tilde{n}} \varphi_0 \left[ (\tilde{n} - n) \frac{\delta t}{s} \right] \quad (3.2.2)$$

Pratikte Fourier uzayında ona konvolüsyonu uygulamak daha hızlıdır. Burada  $|W_n^x(s)|^2$  dalgacık gücü olarak tanımlanmaktadır.  $W_n^x(s)$  nin kompleks argümanı lokal faz olarak yorumlanmaktadır. SDD dalgacık zamanda tamamen lokalize olmadığı için işlem hatalarına sahiptir. Bu nedenle ihmal edilemeyen kenar etkilerinde koni etkisi (the Cone of Influence- COI) ni tanıtmakta fayda vardır. Kenarla  $e^{-2}$  değerine düşen kenardaki süreksizlik tarafından oluşan dalgacık gücündeki alan olarak tanımlanmaktadır (P. Spectrum 2018). Dalgacık gücünün istatistiksel önemi göreceli background güç spektrumu ( $P_k$ ) verilen bir durağan süreç ile üretilmiş bir sinyal içerikli Null hipotezi ile değerlendirilebilir.

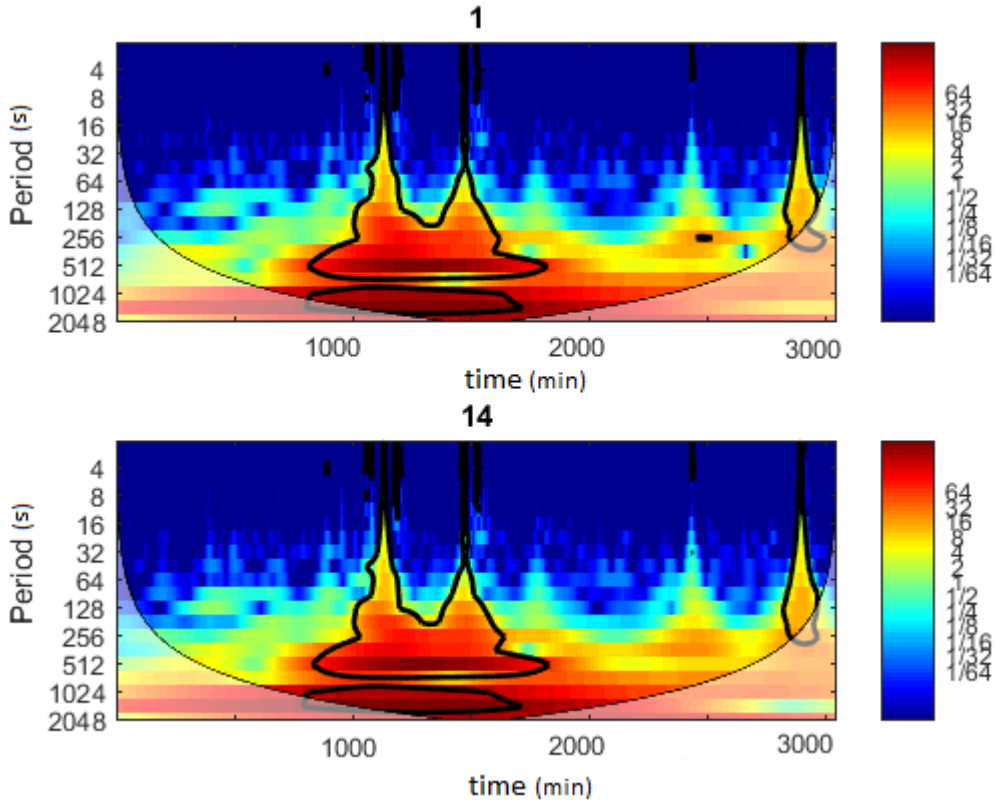
İstatistikte ve sinyal işlemede bir autoregressive (AR) model doğada zamanla değişen belirli süreçleri tanımlamak için kullanılan, rastgele bir süreç tipini gösterimidir. Bir lag-1 oto korelasyon  $\alpha$  'lu AR1 sürecin Fourier güç spektrumu şu şekilde gösterilir (Hramov et al. 2015a).

$$\frac{1-\alpha^2}{|1-\alpha e^{-2\pi i k}|^2} \quad (3.2.3)$$

Burada  $k$  Fourier frekans indeksidir. Dalgacık dönüşümü zaman serilerine uygulanan ardışık bant geçiren filtreler serisi olarak düşünülebilir, burada dalgacık ölçeği lineer olarak filtrenin karakteristik periyodu  $\lambda_{wt}$  ile ilişkilidir. Bununla birlikte,  $P_k$  güç spektrumlu durağan bir süreç için verilen dalgacık ölçeği varyansı, Fourier konvlüsyon teoreminin başlaması tarafından, basit bir şekilde  $P_k$  nın eş değer bandındaki varyanstır.

Eğer  $P_k$  yeterince düzgünleştirilmişse yani smooth edilmişse,  $P_k$  lı verilen ölçekte varyansı  $k^{-1} =, \lambda_{wt}$  dönüşümünü kullanarak yaklaşık olarak değerlendirebiliriz. Monte Carlo metodu AR1 spektrumunu için iyi olan bu yaklaşımı göstermek için kullanılmaktadır. Burada verilen  $P_k$  güç spektrumlu bir sürecin dalgacık güç olasılığı,  $p$  den büyük olduğunda reel dalgacık için  $v$  bir eşit olmakta, kompleks dalgacık için de 2 ye eşit olmaktadır (Farge 1992).

$$D\left(\frac{|W_n^x(s)|^2}{\sigma_x^2} < p\right) = \frac{1}{2} P_k x_v^2(p) \quad (3.2.4)$$



Şekil 3.3 Bir kişiye ait AF3 ve AF4 elektrotlardan elde edilen sinyallerin sürekli dalgacık gücü

Sürekli dalgacık dönüşümü (SDD) zaman serilerini zaman ve frekans alanına genişletir. Kayıt edilen EEG sinyallerinin her bir elektrot çifti için, Morlet mother dalgacık ( $w_0=6$ ) ile veriler konvolüsyonu alınarak SDD si gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.3 de deneysel kısım için, iki elektrot çiftinin (AF3-AF4) sürekli dalgacık güç spektrumu grafiği çizdirilmiştir. Siyah ince çizgi % 5 lik önemlilik düzeyini ve bulanık kısım ise COI etkisini göstermektedir. Contour grafiklerde yanda verilen renk barı hesaplanan değerler için mavi 0, kırmızı 1 değerine denk gelecek şekilde derecelendirilmiştir.

SDD sonrasında hesaplanan katsayılar yani sürekli dalgacık güç spektrumundaki yüksek ölçekteki katsayılar düşük frekanslı katsayılara denk gelmektedir. Ölçek frekansa dönüştürülürken aşağıdaki formüle göre, hangi ölçek hangi frekans aralığına tekâmül ediyorsa, ona göre alt bantlara ayırma işlemi gerçekleştirilmiştir. SDD kullanılan ölçek frekansa aşağıdaki eşiklik ile çevrilmiştir.



$$fr = \text{'scal2frq(scale,'cmor1-1',1/fs)} \quad (3.2.5)$$

Burada çevrilen ölçeklere denk gelen frekans aralıkları;

- ✓ **0.05-3.9 Aralığına** denk gelen ölçekteki katsayılar **delta** bandı,
- ✓ **3.9 -7.81 Aralığına** denk gelen ölçekteki katsayılar **teta** bandı,
- ✓ **7.81-15.62 Aralığına** denk gelen katsayılar **alfa** bandı,
- ✓ **15.62 ile 31.25 Aralığına** denk gelen ölçekteki katsayılar **beta** bandı
- ✓ **31.25-62.5 Aralığına** denk gelen ölçekteki katsayılar **gama** bandı

Temsil edecek şekilde ayrılmıştır. Daha sonra delta, teta, alfa, beta ve gama bandı frekans aralığındaki katsayılar kullanılarak Dalgacık Çaprazkorelayon Spektrum (DÇS) and Dalgacık Otokorelayon Spektrum (DOS) her bir elektrot çifti için hesaplanmıştır.

### 3.2.3 Çapraz Dalgacık Dönüşümü

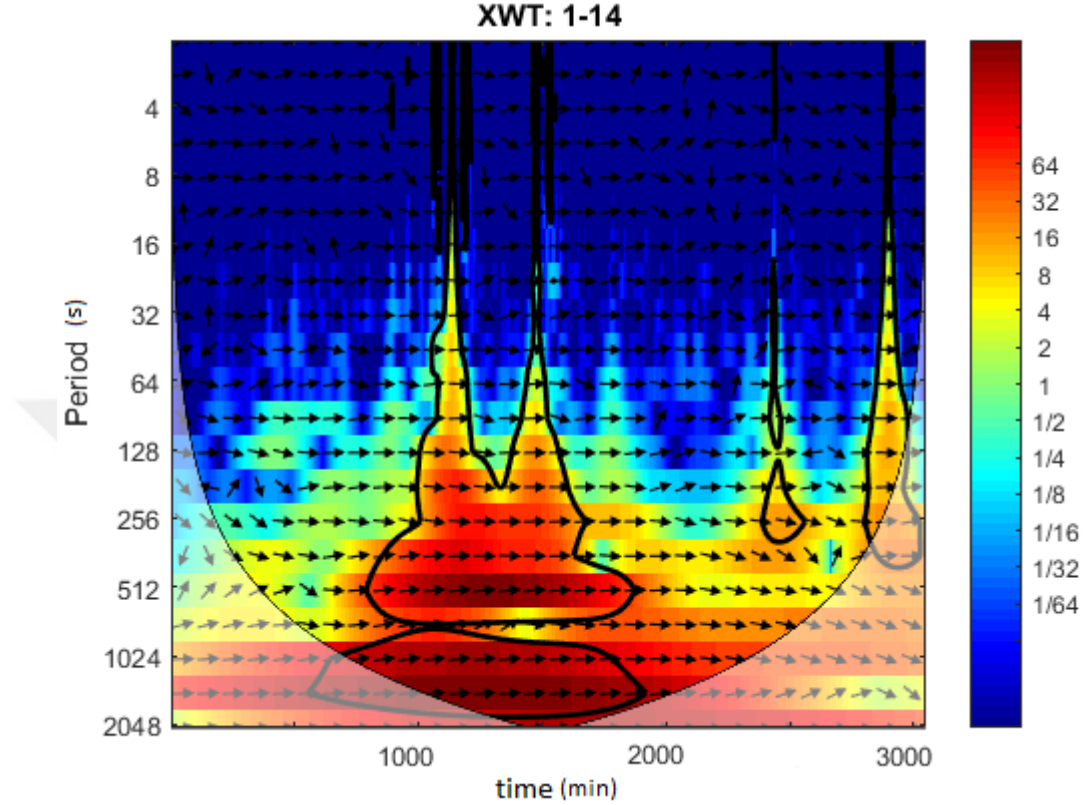
$x_n$  ve  $y_n$  iki zaman serisinin çapraz dalgacık dönüşümü (WCS) ,  $W_{xy} = W_x W_y^*$  olarak tanımlanmaktadır. Burada \* ifadesi kompleks eşleniği ifade etmektedir. Çapraz dalgacık gücü de  $|W_{xy}|$  olarak tanımlanmaktadır.  $W_{xy}$  nin kompleks argümanı zaman frekans uzayında  $x_n$  ve  $y_n$  arasındaki göreceli lokal faz olarak yorumlanmaktadır.  $P_k^x$  ve  $P_k^y$  background spektrumlu iki zaman serisinin çapraz dalgacık gücünün teorik olarak dağılımı şu şekildedir (Torrence et al. 1998).

$$D \left( \frac{|W_n^x(s)W_n^y(s)^*|}{\sigma_x \sigma_y} < p \right) = \frac{Z_v(p)}{v} \sqrt{P_k^x P_k^y} \quad (3.2.6)$$

Burada  $Z_v(p)$   $X^2$  dağılımlarının iki ürününün karekökü tarafından bir pdf için tanımlanmış, p olasılığı ile ilişkili güvenilirlik düzeyidir. Spektrumlar koheransın hesaplanabilmesi için zaman ve frekans ekseninde smooth edilmiştir. Dalgacık Çaprazkorelayon Spektrum (DÇS) yüksek ortak güçlü bölgeleri ortaya çıkartarak faz ilişkisi hakkında bilgi sağlar. İki zaman serisi fiziksel olarak ilişkili ise; devamlı ve yavaş yavaş değişen bir faz gecikmesi beklenir. Son olarak bu spektrumlar kullanılarak Dalgacık koherans hesaplanmıştır.

Çapraz dalgacık dönüşümü (ÇDD) ve dalgacık koheransı iki zaman serisi arasındaki ilişkiyi test etmek için güçlü bir metottur. Şekil 3.4 de AF3-AF4 elektrot çiftinin çapraz dalgacık dönüşümü gösterilmiştir. Burada göreceli faz ilişkisi oklarla gösterilmiştir.

Sağa doğru oklar aynı yönlü, sola doğru oklar ters yönlü ilişkiyi gösterirken, aşağıya doğru oklar hangisinin diğerini tetiklediğini göstermektedir.



Şekil 3.4 Bir kişiye ait AF3 ve AF4 elektrotlardan elde edilen sinyallerin çapraz dalgacık dönüşümü

Dalgacık koherans iki sürekli dalgacık dönüşümü arasındaki lokal korelasyon olarak düşünülebilir. Dalgacık koheransın önemlilik düzeyi Monte Carlo metodu kullanılarak belirlenmiştir.

### 3.2.4 Dalgacık Koherans

Çapraz dalgacık gücü yüksek ortak güçlü alanları ortaya çıkartmaktadır. Bir başka faydalı ölçüm ise zaman frekans ekseninde çapraz dalgacık dönüşümünün ne kadar uyumlu olduğudur. İki zaman serisinin dalgacık koheransı şu şekilde tanımlanmaktadır:

$$R_n^2 = \frac{|S(s^{-1}W_n^{xy}(s))|^2}{S(s^{-1}|W_n^x(s)|^2) \cdot S(s^{-1}|W_n^y(s)|^2)} \quad (3.2.7)$$

Burada  $S$  smoothing operatörüdür. Bu ifadenin geleneksel korelasyon tanımına yakında benzediği unutulmamalıdır ve dalgacık koheransının zaman frekans uzayındaki yerleşik korelasyon katsayısı olarak düşünmek faydalıdır. Smoothing operatörü  $S$  şu şekilde yazılmaktadır (Auth 2013).

$$S(W) = Sscale (Stime (W_n(S))) \quad (3.2.8)$$

Burada  $Sscale$  dalgacık ölçek eksenini boyunca smoothing ifade ederken,  $Stime$  zamandaki smoothing i ifade etmektedir. Morlet dalgacığı için uygun smoothing operatörü şu şekildedir:

$$Stime(W)|_s = \left( W_n(s) * c_1^{\frac{-t^2}{2s^2}} \right) \Big|_s \quad (3.2.9)$$

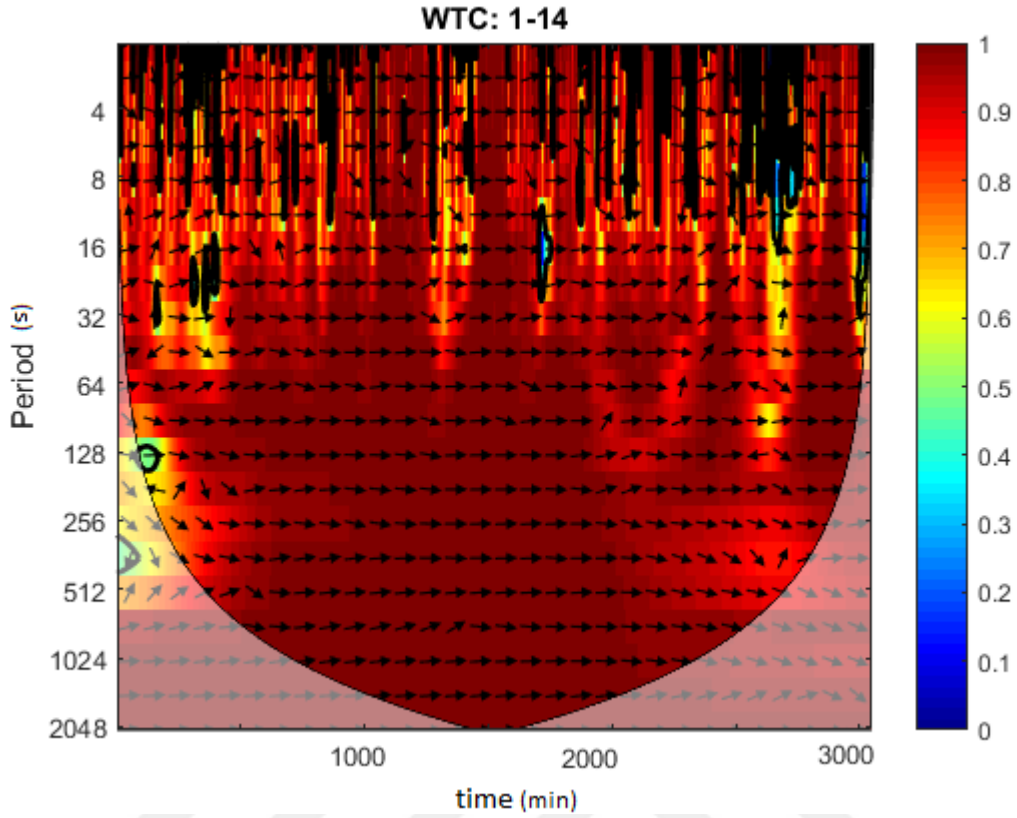
$$Sscale(W)|_n = (W_n(s) * c_2 \Pi(0.6s))|_n \quad (3.2.10)$$

Burada  $c_1$  ve  $c_2$  normalizasyon sabitleri ve  $\Pi$  dikdörtgen fonksiyonudur. Morlet dalgacığı için 0.6 faktörü deneysel olarak dekoherasyon uzunluk ölçeği belirlenmiştir. Pratikte konvolüsyon katsayıları ayırık olarak yapılır ve bu nedenle normalizasyon katsayıları da sayısal olarak belirlenmiştir (I. Daubechies 1990).

Dalgacık koheransının istatistiksel önemlilik düzeyi Monte Carlo metodu kullanılarak değerlendirilmiştir. Input veri seti olarak AR1 katsayılarına benzer veri set çiftinin yerine geçen geniş bir topluluk oluşturulmuştur. Her bir çift için, dalgacık koheransı hesaplanmıştır. Sadece COI dışında kalan değerler kullanılarak her bir ölçek için istatistiksel önemlilik düzeyi değerlendirilmiştir. İstatistiksel önemlilik düzeyinin Monte Carlo değerlendirmesi 1000 yedek verilerin sıralı ikililer kümesi oluşturularak yapılmıştır. Şekil 3.5 de iki elektrottan elde edilen zaman serilerinin karesi alınmış dalgacık koheransını gösterilmiştir.

Çapraz dalgacık dönüşümünde  $|W_n^{xy}(s)|$  güç büyüklüğünün reel ve imajinari komponentleri, iki zaman serisi arasındaki gücün benzerliğinin belirlenmesinde kullanılmıştır. Kompleks çapraz dalgacık dönüşümü dalgacık faz farkının belirlenmesinde kullanılmıştır ve aşağıda verilen eşitlikle hesaplanılmıştır.

$$\phi_n(s) = \arctan \left( \frac{I \left\{ S \left( s^{-1} W_n^{xy}(s) \right) \right\}}{R \left\{ S \left( s^{-1} W_n^{xy}(s) \right) \right\}} \right) \quad (3.2.11)$$



Şekil 3.5 Bir kişiye ait AF3 ve AF4 elektrotlardan elde edilen sinyallerin dalgacık koheransı

### 3.3 PPG ve GSR SİNYALLERİNİN ANALİZİ

EEG sinyal analizinin yanı sıra otonom sinir sisteminin durumunu değerlendirmek amacı ile PPG ve GSR sinyalleri de kayıt edilmiş ve nöropazarlama uyarılarının bu sinyallerdeki etkilerine bakılmıştır.

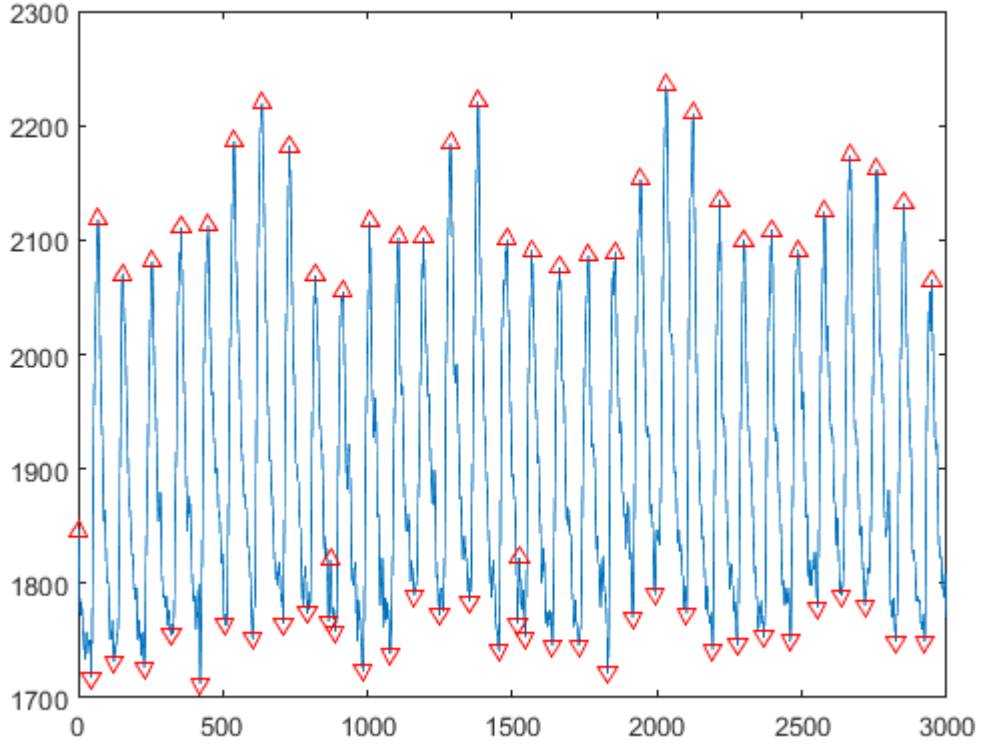
PPG optik olarak kol ve bacaklardaki kan hacminde oluşan dalgalanmaları tespit edebilen ucuz ve invaziv olmayan cihaza verilen isimdir, yaygın olarak kalp atımı, solunum oranı ve kan oksijen saturasyonunun değerlendirilmesinde kullanılır.

PPG tekniği ile kan hacmine göre değişen sinyalin elde edilmesi fotopletismograf sensörünün takılı olduğu bölgeye bir LED aracılığı ile ışık demeti gönderilmesi ve buradan yansıyan ışığın ölçülmesi ile gerçekleştirilmektedir.

Kalp her kasıldığında kan periferik damarlara doğru akması için zorlanmaktadır, bu esnada ışık kaynağı altındaki damarda kanlanacak ve bu sayede fotosensöre ulaşan ışık miktarı değişecektir. Bu işlemin neticesinde oluşan sinyal kan hacim sinyalidir.

Damarların çeper genişliğini kontrol eden vazomotor aktivite sempatik sinir sistemi tarafından kontrol edilmektedir. PPG sinyalinin genliğindeki azalış sempatik sinir sisteminin uyarımın da artma olduğu ve bu sayede damar çeperlerinin daralarak parmak uçlarına daha az kan akışı sağlandığı bilgisini vermektedir.

Aynı zamanda PPG sinyallerinden de kalp atım hızı değişkenliği (Heart Rate Variability-HRV) sinyallerinin bir türevi olan Pulse Rate Variability (PRV) sinyali olarak adlandırılan ve HRV ile benzer şekilde frekansı kalp atım sıklığı ile değişen PRV sinyali elde edilebilmektedir. PPG sinyalinin tepe noktaları her kalp atımı ile arteriyal dokularda değişen kan hacim değişiminden ortaya çıkmaktadır ve kalp atım değişiminin değerlendirilmesinde kullanılabilir. Bu tepe noktaları arasındaki zaman aralıklarının değişiminden pulse rate variability sinyali hesaplanabilmektedir.



Şekil 3.6 Yerel Maksimum ve Minimum Noktaları Bulunan PPG Sinyali

Şekil 3.6 da gösterildiği üzere, fotoplethysmografi sinyalinin tepe noktaları MATLAB programı ile yazılan yerel maksimum ve minimum noktaları bulan algoritma ile tespit edilmiştir. Ardı ardına gelen tepe noktalarının (peak to peak-PP) oluştuğu zaman değerleri arasındaki farklar hesaplanarak kalp atım sıklığı bilgisini ölçen bir seri elde edilmiştir. Bu zaman serilerinden uzunluğu 0.33 saniyeden az olanları ve 1.5 saniyeden fazla olanları hatalı kalp atım sıklığı olacağından silinmiştir.

PP aralık serilerini analiz etmek için zaman ve frekans domenli teknikler kullanılmaktadır. Elde edilebilen bütün tepe noktaları ile oluşturulan PP aralık serileri aynı paralellikte örneklenmemiştir. Bu nedenle frekans domenli analiz yapılacağından, düzgün dağılımlı bir PP aralık serisi elde etmek için interpolasyon işlemi uygulanmıştır. İnterpolasyon işleminden sonra elde edilen sinyalin Güç Spektral Yoğunluk (GSY) grafiği elde edilerek spektral analiz gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda kübik interpolasyon 4Hz frekans değerinde uygulanmış olup, her bir sinyalin güç spektral yoğunlukları Welch metodu kullanılarak hesaplanmıştır. Welch uygulanırken 256'lık Hanning penceresi kullanılmış ve her bir hesaplama için 128 örnekleme kaydırılarak yapılmıştır. Bu sayede 0,0156 Hz değerinde frekans çözünürlüğü elde edilmiştir.

```

load data

fs=1000           %sampling frequency
min=1            %window length as minutes
win=(min*60*fs) %window length as samples

for i from 1 to (length of data)/win
    datapart=data(from(i-1)*win+1 to i*win)
    find peaks in datapart using prv_peak
    assign times as occurrence of peaks in time
    assign rrint as difference of
        consecutive elements of times
    interpolate rrint
    calculate power spectral density of rrint
        using welch's method, call it powRR
    save total power in [0.04-0.15 Hz] as prv(i).LF
    save total power in [0.15-0.4 Hz] as prv(i).HF
end

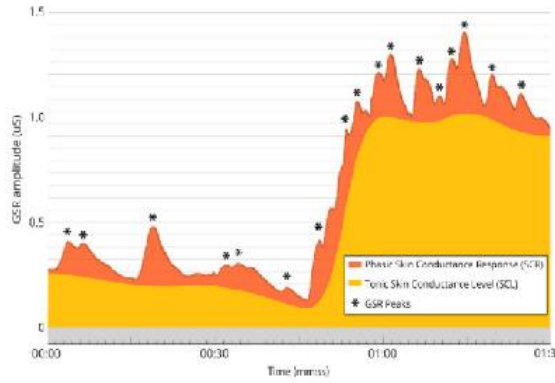
calculate mean of rrint
calculate standard deviation of rrint
calculate RMS of rrint
calculate low frequency to high frequency ratio
    by prv.LF/prv.HF

```

Şekil 3.7 Sempatovagal denge AF/ YF oranının hesaplanmasında kullanılan pseudokod

Her bir kişi için PRV sinyallerinin GSY grafikleri elde edilerek 0.04 - 0.15Hz frekans değerleri arası Alçak bant güç bileşeni (AF), 0.15 – 0.4 Hz frekans değerleri arası Yüksek bant güç bileşeni (YF) olarak hesaplanmıştır. Sempatovagal denge AF/ YF oranı ile hesaplanmıştır. Şekil 3.7 de AF/ YF oranının hesaplanmasında kullanılan pseudokod verilmiştir. Bu oranın yüksek olması sempatik aktivasyonun fazla olduğunu göstermektedir.

Şekil 3.8 de verilen GSR sinyali kişinin parmaklarına yerleştirilen iki elektrot arasındaki deri iletkenliğinin küçük değerlerde bir voltaj uygulanarak deriden geçen akımın ölçülmesi ile elde edilen sinyaldir. Deri iletkenliğinin tespit edilmesinde sabit akım yoğunluğu için en uygun değer 10  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$  dir.



Shimmer3 GSR+ (GSR, PPG)

Şekil 3.8Raw GSR sinyali (Imotions 2017)

Ter bezlerinin aktivitesi otonomik sempatik sinir sistemi tarafından kontrol edilmektedir. Kişi korkutulduğunda veya endişe veren bir uyarın ile uyarıldığında ter bezlerinin aktivitesi, bezler doyuma gidinceye kadar artmakta ve bu nedenle deri iletkenliğinde hızlı bir artış gerçekleşmektedir.

Ter bezlerinin aktivasyonunun artması derinin akım iletme kapasitesini artırmaktadır. Bu nedenle deri iletkenliğinde görülen değişiklikler otonomik sempatik sinir sisteminin uyarım seviyesindeki değişikliği yansıtmaktadır. Uyarımdan sonra, yeniden emilim olduğu için deri iletkenliği azalır.

Terleme ve bununla ilişkili deri iletkenliğindeki değişiklikler, heyecanlanma ya da duygu durum değişikliği ve bununla ilişkili kalp atımındaki değişiklikler bilinç dışı gelişen işlemlerdir ve tamamen sempatik kontrol altında olup uyarınlarındaki değişiklikleri yansıtmaktadır. Bu nedenle neuromarketing uyarınları ile ilişkisi incelenmiştir.



### 3.4 İSTATİSTİKSEL ANALİZ

IBM SPSS 20 programı sonuçların istatistiksel analizi için kullanılmıştır. Bu tezde sinyallerin kontrol kısmı ve deneysel kısmından hesaplanan dalgacık faz koherans değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığı tek yönlü ANOVA testi kullanılarak test edilmiştir.

Analizlerde elde edilen altı farklı parametrenin her bir elektrot çiftinin iki aşama (kontrol ve deneysel) için karşılaştırılmasında, değerler kendi grubu içerisinde normal dağılımlı ve varyans homojenitesine sahip olduğu için tek yönlü ANOVA testi kullanılmıştır.

Yapılan analizlerde her kişinin karşılaştırılan her bir elektrot çifti için, delta, teta, alfa, beta, gama ve ortalama faz-koherans değerleri kontrol ve deneysel kısım olmak üzere iki aşama için karşılaştırılmıştır. Tüm elektrot çifti karşılaştırmalarında %95 lik güvenilirlik düzeyi ile tek yönlü ANOVA testi kullanılmıştır ve 0.05 den az p değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Son olarak tüm elektrot çiftleri için hesaplanan ortalama koherans değerleri ve SCL-AF/YF oranı elektro fizyolojik parametreleri arasındaki istatistiksel bir anlamlılık olup olmadığı tek yönlü MANOVA testi kullanılarak test edilmiştir.

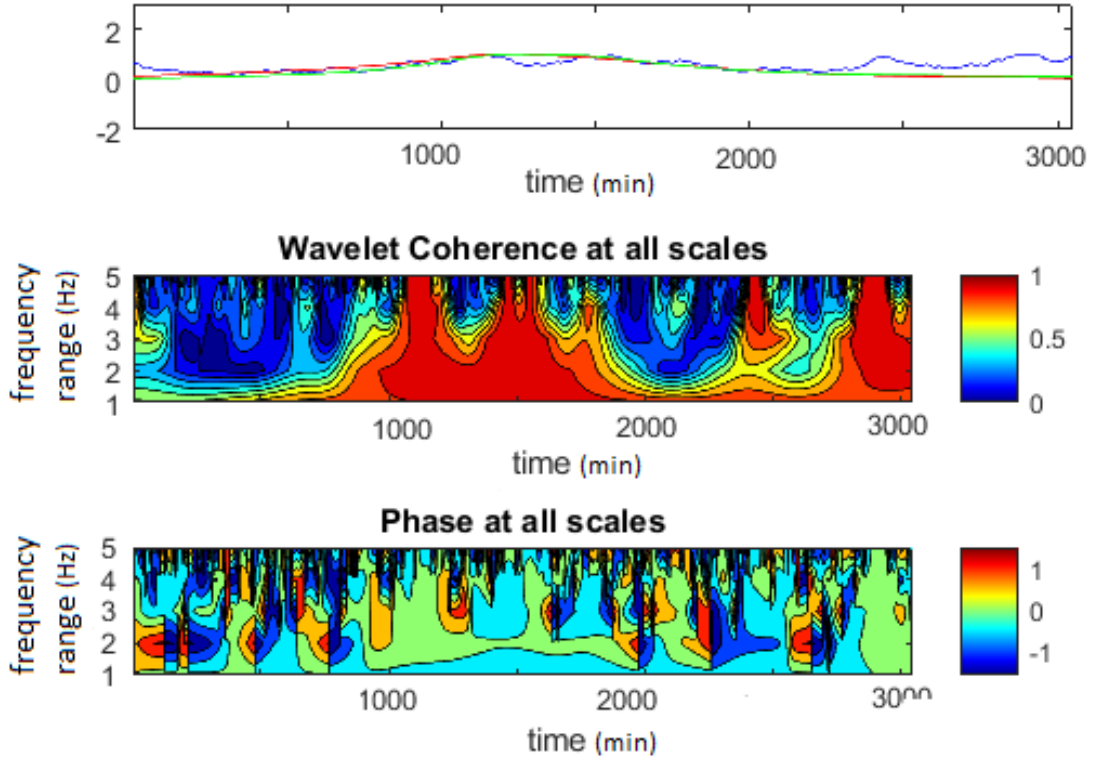
Temel olarak MANOVA testi birden fazla bağımlı değişkenin olduğu durularda bağımlı değişken sayısı adedince ANOVA yapmak yerine çok değişkenli ANOVA testi yani MANOVA testi kullanılmaktadır (CHATFIELD 2019).

#### 4. BULGULAR

Nöro elektro fizyolojik sinyaller kullanılarak ticari bir reklam uyarına karşı beynin farklı kortikal alanları hakkında önemli bilgi taşıyan elektrotlar arasındaki ilişkiyi ve OSS de meydana gelen değişiklikleri gösteren sonuçlar bu bölümde verilmiştir.

Aşağıdaki şekilde bir kişiye ait deneysel aşama için, iki elektrot çiftinden kayıt edilmiş EEG bantlarında (ölçek 1-5) faz ve dalgacık koheransın contour grafiğini sunmaktadır. Şekillin en üstündeki grafik dalgacık spektrumu ve onun karşılık geldiği koheransı (mavi) iki elektrot için göstermektedir. Ortadaki grafik smooth edilmiş ölçeklerde koheransın contour grafiğini, son grafikte fazın contour grafiğini göstermektedir.

Renk barı koherans için mavi 0, kırmızı 1 değerine denk gelecek şekilde derecelendirilmiştir. Tam tersi olarak fazın renk barında mavi sıfır faz eşittir. Yani kırmızı bölgeler koheransın 1 olduğu yerleri ifade ederken, faz grafiğinde mavi yerler sıfır faza eşittir. Sıfır faz bu iki elektrottan gelen sinyallerin belirli bir ölçekte birlikte hareket ettiklerini göstermektedir.



Şekil 4.1 F7 ve F8 elektrot çifti için Dalgacık Koherans ve Faz grafiği

Şekil 3.5 de de bir kişiye ait AF3 ve AF4 elektrotlardan elde edilen sinyallerin dalgacık koheransı gösterilmiştir, ancak bu grafikte tüm ölçeklerdeki dalgacık koherans gösterilmektedir. Şekil 4.1 de ise; deneysel aşama için sadece EEG alt bantlarında (delta, teta, alfa, beta ve gama – 1-5 ölçek olacak şekilde) koherans ve faz grafiği verilmiştir. Bu grafiğin oluşturulmasındaki amaç, reklam uyarının etkisi olduğu zaman dilimini görebilmek ve bu etkinin hangi alt bantlarda (delta, teta, alfa, beta ve gama oluştuğunu aynı anda görebilmektir.

Tablo 4.1 EEG nin alt bantları için interhemisferik koheransın ortalaması  $\pm$  standart sapması ve koheransın genel ortalaması

Elektrot çifti	Delta koherans			Teta koherans		
	kontrol ( <i>ort <math>\pm</math> std</i> )	deneysel ( <i>ort <math>\pm</math> std</i> )	p- değeri	kontrol ( <i>ort <math>\pm</math> std</i> )	deneysel ( <i>ort <math>\pm</math> std</i> )	p- değeri
<b>AF3-AF4</b>	0,52 $\pm$ 0,26	0,64 $\pm$ 0,25	<b>0,075</b>	0,50 $\pm$ 0,24	0,68 $\pm$ 0,25	0,009
<b>F7-F8</b>	0,40 $\pm$ 0,24	0,51 $\pm$ 0,25	<b>0,091</b>	0,31 $\pm$ 0,23	0,50 $\pm$ 0,26	0,006
<b>F3-F4</b>	0,40 $\pm$ 0,29	0,52 $\pm$ 0,27	<b>0,101</b>	0,39 $\pm$ 0,28	0,57 $\pm$ 0,28	0,015
<b>FC5-FC6</b>	0,45 $\pm$ 0,23	0,55 $\pm$ 0,25	<b>0,094</b>	0,39 $\pm$ 0,21	0,58 $\pm$ 0,23	0,002
<b>T7-T8</b>	0,50 $\pm$ 0,20	0,69 $\pm$ 0,17	0,000	0,43 $\pm$ 0,19	0,73 $\pm$ 0,16	0,000
<b>P7-P8</b>	0,40 $\pm$ 0,17	0,68 $\pm$ 0,18	0,000	0,36 $\pm$ 0,17	0,72 $\pm$ 0,18	0,000
<b>O1-O2</b>	0,48 $\pm$ 0,24	0,66 $\pm$ 0,24	<b>0,05</b>	0,45 $\pm$ 0,23	0,68 $\pm$ 0,21	0,000
	Alfa koherans			Beta koherans		
	kontrol ( <i>ort <math>\pm</math> std</i> )	deneysel ( <i>ort <math>\pm</math> std</i> )	p- değeri	kontrol ( <i>ort <math>\pm</math> std</i> )	deneysel ( <i>ort <math>\pm</math> std</i> )	p- değeri
<b>AF3-AF4</b>	0,52 $\pm$ 0,20	0,69 $\pm$ 0,20	0,002	0,55 $\pm$ 0,19	0,71 $\pm$ 0,16	0,001
<b>F7-F8</b>	0,31 $\pm$ 0,20	0,49 $\pm$ 0,21	0,002	0,29 $\pm$ 0,21	0,44 $\pm$ 0,22	0,012
<b>F3-F4</b>	0,36 $\pm$ 0,26	0,54 $\pm$ 0,25	0,014	0,37 $\pm$ 0,24	0,53 $\pm$ 0,23	0,01
<b>FC5-FC6</b>	0,33 $\pm$ 0,22	0,51 $\pm$ 0,27	0,005	0,34 $\pm$ 0,22	0,52 $\pm$ 0,24	0,003
<b>T7-T8</b>	0,38 $\pm$ 0,18	0,74 $\pm$ 0,15	0,000	0,38 $\pm$ 0,17	0,74 $\pm$ 0,13	0,000

<b>P7-P8</b>	0,35 ± 0,14	0,68 ± 0,15	0.000	0,33 ± 0,13	0,73 ± 0,19	0.000
<b>O1-O2</b>	0,47 ± 0,21	0,66 ± 0,21	0,001	0,42 ± 0,18	0,61 ± 0,20	0.000
	<b>Gama koherans</b>			<b>Ortalama koherans</b>		
	<b>kontrol</b> (ort ± std)	<b>deneysel</b> (ort ± std)	<b>p- değeri</b>	<b>kontrol</b> (ort ± std)	<b>deneysel</b> (ort ± std)	<b>p- değeri</b>
<b>AF3-AF4</b>	0,54 ± 0,19	0,69 ± 0,17	0,002	0,55 ± 0,15	0,68 ± 0,17	0,004
<b>F7-F8</b>	0,28 ± 0,20	0,43 ± 0,21	0,007	0,33 ± 0,21	0,47 ± 0,21	0,012
<b>F3-F4</b>	0,38 ± 0,25	0,57 ± 0,22	0,003	0,39 ± 0,23	0,55 ± 0,23	0,014
<b>FC5-FC6</b>	0,35 ± 0,20	0,53 ± 0,22	0,002	0,38 ± 0,19	0,54 ± 0,20	0,004
<b>T7-T8</b>	0,36 ± 0,17	0,78 ± 0,13	0.000	0,40 ± 0,14	0,68 ± 0,12	0.000
<b>P7-P8</b>	0,35 ± 0,12	0,68 ± 0,20	0.000	0,37 ± 0,12	0,65 ± 0,16	0.000
<b>O1-O2</b>	0,43 ± 0,17	0,58 ± 0,19	0,002	0,45 ± 0,17	0,64 ± 0,17	0.000

Tablo 4.2 EEG nin alt bantları için interhemisferik fazın ortalaması ± standart sapması ve fazın genel ortalaması

<b>Electrot çifti</b>	<b>Delta Faz</b>			<b>Teta Faz</b>		
	<b>kontrol</b> (ort ± std)	<b>deneysel</b> (ort ± std)	<b>p- değeri</b>	<b>kontrol</b> (ort ± std)	<b>deneysel</b> (ort ± std)	<b>p- değeri</b>
<b>AF3-AF4</b>	0,43 ± 0,09	0,27 ± 0,23	<b>0,062</b>	0,27 ± 0,25	0,1 ± 0,09	0,002
<b>F7-F8</b>	0,38 ± 0,31	0,29 ± 0,26	<b>0,251</b>	0,37 ± 0,31	0,11 ± 0,10	0.000

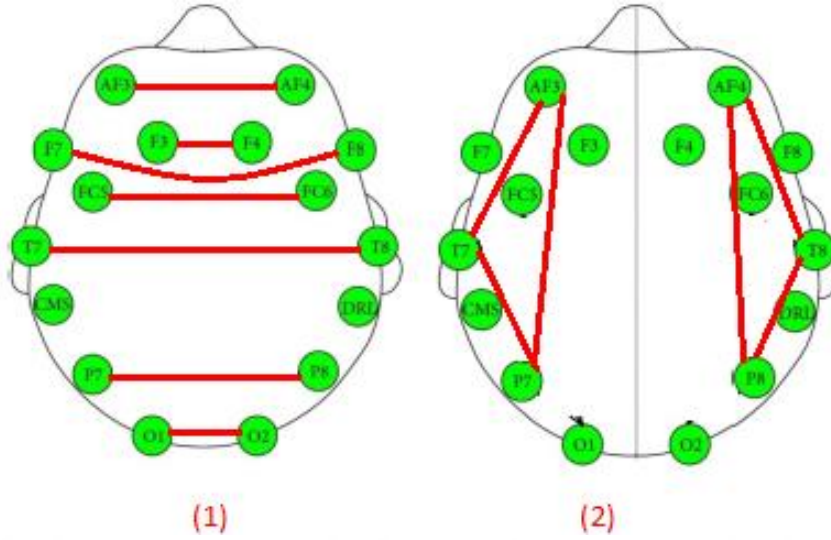
<b>F3-F4</b>	0,59 ± 0,42	0,25 ± 0,23	<b>0,1</b>	0,35 ± 0,30	0,312 ± 0,08	0.000
<b>FC5-FC6</b>	0,41 ± 0,32	0,27 ± 0,26	<b>0,069</b>	0,35 ± 0,30	0,22 ± 0,16	0,038
<b>T7-T8</b>	0,39 ± 0,31	0,27 ± 0,25	<b>0,1</b>	0,35 ± 0,32	0,10 ± 0,14	0.000
<b>P7-P8</b>	0,60 ± 0,37	0,31 ± 0,26	<b>0,1</b>	0,44 ± 0,26	0,14 ± 0,13	0.000
<b>O1-O2</b>	0,39 ± 0,31	0,28 ± 0,29	<b>0,168</b>	0,39 ± 0,32	0,22 ± 0,17	0,021
	<b>Alfa Faz</b>			<b>Beta Faz</b>		
	<b>kontrol</b> ( <i>ort ± std</i> )	<b>deneysel</b> ( <i>ort ± std</i> )	<b>p- değeri</b>	<b>kontrol</b> ( <i>ort ± std</i> )	<b>deneysel</b> ( <i>ort ± std</i> )	<b>p- değeri</b>
<b>AF3-AF4</b>	0,22 ± 0,19	0,10 ± 0,11	0,005	0,13 ± 0,15	0,06 ± 0,05	0,020
<b>F7-F8</b>	0,31 ± 0,26	0,10 ± 0,07	0.000	0,20 ± 0,18	0,05 ± 0,04	0.000
<b>F3-F4</b>	0,28 ± 0,25	0,05 ± 0,03	0.000	0,17 ± 0,14	0,07 ± 0,07	0.000
<b>FC5-FC6</b>	0,29 ± 0,25	0,10 ± 0,07	0.000	0,19 ± 0,14	0,06 ± 0,04	0.000
<b>T7-T8</b>	0,27 ± 0,24	0,11 ± 0,09	0,001	0,14 ± 0,09	0,06 ± 0,05	0.000
<b>P7-P8</b>	0,30 ± 0,25	0,08 ± 0,06	0.000	0,20 ± 0,16	0,06 ± 0,05	0.000
<b>O1-O2</b>	0,30 ± 0,25	0,11 ± 0,07	0.000	0,18 ± 0,14	0,07 ± 0,07	0.000
	<b>Gama Faz</b>			<b>ortalama Faz</b>		
	<b>kontrol</b> ( <i>ort ± std</i> )	<b>deneysel</b> ( <i>ort ± std</i> )	<b>p- değeri</b>	<b>kontrol</b> ( <i>ort ± std</i> )	<b>deneysel</b> ( <i>ort ± std</i> )	<b>p- değeri</b>
<b>AF3-AF4</b>	0,09 ± 0,06	0,05 ± 0,05	0,005	0,14 ± 0,10	0,06 ± 0,05	0,001
<b>F7-F8</b>	0,10 ± 0,06	0,04 ± 0,03	0.000	0,12 ± 0,09	0,05 ± 0,05	0.000

<b>F3-F4</b>	0,10 ± 0,08	0,05 ± 0,05	0,003	0,17 ± 0,12	0,06 ± 0,06	0.000
<b>FC5-FC6</b>	0,11 ± 0,09	0,03 ± 0,02	0.000	0,15 ± 0,11	0,05 ± 0,04	0.000
<b>T7-T8</b>	0,17 ± 0,11	0,09 ± 0,1	0,002	0,17 ± 0,15	0,05 ± 0,04	0.000
<b>P7-P8</b>	0,18 ± 0,11	0,07 ± 0,09	0.000	0,17 ± 0,19	0,07 ± 0,05	0.000
<b>O1-O2</b>	0,11 ± 0,09	0,04 ± 0,03	0,001	0,14 ± 0,11	0,05 ± 0,07	0.000

Tablo 4.1 de deneysel aşama ve kontrol aşaması için interhemisferik koheransın istatistiksel sonuçları gösterilmiştir. T7-T8 ve P7-P8 elektrot çiftleri haricinde EEG nin düşük frekans alt bandı olan delta bandı için, tüm elektrot çiftlerinin koheransı kontrol ve deneysel aşamalar için istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bir diğer düşük frekans bandı olan teta için, tüm elektrot çiftlerinin koheransı kontrol ve deneysel aşamalar için istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

EEG nin yüksek frekans alt bantları olan alfa, beta ve gama bantları için, tüm elektrot çiftlerinin koheransı kontrol ve deneysel aşamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermiştir. Tüm elektrot çiftlerinin genel spectral koheransına bakıldığında, alfa, beta ve gama bandının koheransları deneysel aşamada kontrol aşamasına göre daha yüksek bulunmuştur.

Şekil 4.2 de yerleşimi gösterilen maksimum interhemisferik koherans AF3-AF4 (ön frontal alan), T7-T8 (temporal alan), P7-P8 (parietal alan) elektrot çiftlerinde gözlemlenmiştir.



Şekil 4.2 Analiz Edilen Interhemisferik (1) Ve Intrahemisferik (2) Elektrot Çiftleri

Normalde yakın elektrot çiftlerinin koheransının daha yüksek olması beklenmektedir. Aksine uzak mesafeli elektrot çiftlerinin koherans değeri azalmaktadır (Arif et al. 2018). Buna rağmen T7-T8 uzak mesafeli olan elektrot çiftinin koheransı daha yüksek bulunmuştur. Tablo 4.1 de son bölüme bakıldığında, deneysel aşamada tüm elektrot çiftlerinin ortalama koheransının arttığı görülmektedir.

Tablo 4.2 de deneysel ve kontrol aşamalarının faz farkının istatistiksel karşılaştırılması sunulmuştur. Faz farkı radian olarak ifade edilir ve  $\phi_n(s) \in [-\pi, \pi]$  aralığında değerlere sahiptir.  $\left(0, \frac{\pi}{2}\right)$  aralığındaki faz değerleri aynı fazlı iki sinyali ve ilk sinyalin ikinci sinyali tetiklediğini ifade etmektedir (Arif et al. 2018). Tabloda da görüldüğü gibi tüm faz farkı değerleri bu aralıktadır. Bu nedenle sol beyinin sol tarafındaki elektrotların sağ taraftaki elektrotları tetiklediği sonucuna varılmıştır.

Delta bant için tüm elektrot çiftlerinin faz farkı istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir. Ancak düşük frekanslı diğer alt bant olan teta için, elektrot çiftlerinin kontrol ve deneysel aşamalar için faz farkı istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken, yüksek frekans bantları için (alfa, beta ve gama), tüm elektrot çiftlerinin faz farkı kontrol ve deneysel aşamalar için istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermiştir.



Kontrol ve deneysel aşamalar karşılaştırıldığında elektrot çiftlerinin faz farkının azaldığı görülmüştür, özellikle de gama bantta görülmüştür. İnterhemisferik koherans karşılaştırılmasında AF3-AF4 (ön frontal alan), T7-T8 (temporal alan), P7-P8 (parietal alan) elektrot çiftleri en yüksek koheransı gösterdikleri için, intrahemisferik koherans karşılaştırmasında bu elektrot çiftlerinin sağ ve sol beyin yarım kürelerindeki kombinasyonlarına bakılmıştır. Tabloda 4.3 de bu kombinasyonların istatistiksel karşılaştırılması verilmiştir.

Tablo 4.3 EEG nin alt bantları için intrahemisferik koheransın ortalaması  $\pm$ standart sapması ve genel ortalaması

Electrot çifti	Delta koherans			Teta koherans		
	kontrol ( <i>ort</i> $\pm$ <i>std</i> )	deneysel ( <i>ort</i> $\pm$ <i>std</i> )	p- değeri	kontrol ( <i>ort</i> $\pm$ <i>std</i> )	deneysel ( <i>ort</i> $\pm$ <i>std</i> )	p- değeri
<b>AF3-T7</b>	0,43 $\pm$ 0,22	0,58 $\pm$ 0,23	<b>0,19</b>	0,41 $\pm$ 0,22	0,54 $\pm$ 0,22	0,024
<b>AF3-P7</b>	0,46 $\pm$ 0,22	0,53 $\pm$ 0,25	<b>0,264</b>	0,41 $\pm$ 0,22	0,55 $\pm$ 0,24	0,022
<b>T7-P7</b>	0,44 $\pm$ 0,25	0,55 $\pm$ 0,24	<b>0,088</b>	0,40 $\pm$ 0,23	0,57 $\pm$ 0,23	0,006
<b>AF4-T8</b>	0,55 $\pm$ 0,25	0,62 $\pm$ 0,24	<b>0,276</b>	0,50 $\pm$ 0,25	0,65 $\pm$ 0,23	0,014
<b>AF4-P8</b>	0,55 $\pm$ 0,23	0,65 $\pm$ 0,20	<b>0,065</b>	0,51 $\pm$ 0,26	0,69 $\pm$ 0,22	0,005
<b>T8-P8</b>	0,60 $\pm$ 0,24	0,68 $\pm$ 0,21	<b>0,199</b>	0,62 $\pm$ 0,25	0,76 $\pm$ 0,21	0,020
	Alfa koherans			Beta koherans		
	kontrol ( <i>ort</i> $\pm$ <i>std</i> )	deneysel ( <i>ort</i> $\pm$ <i>std</i> )	p- değeri	kontrol ( <i>ort</i> $\pm$ <i>std</i> )	deneysel ( <i>ort</i> $\pm$ <i>std</i> )	p- değeri
<b>AF3-T7</b>	0,39 $\pm$ 0,21	0,45 $\pm$ 0,22	<b>0,232</b>	0,37 $\pm$ 0,18	0,41 $\pm$ 0,20	<b>0,394</b>

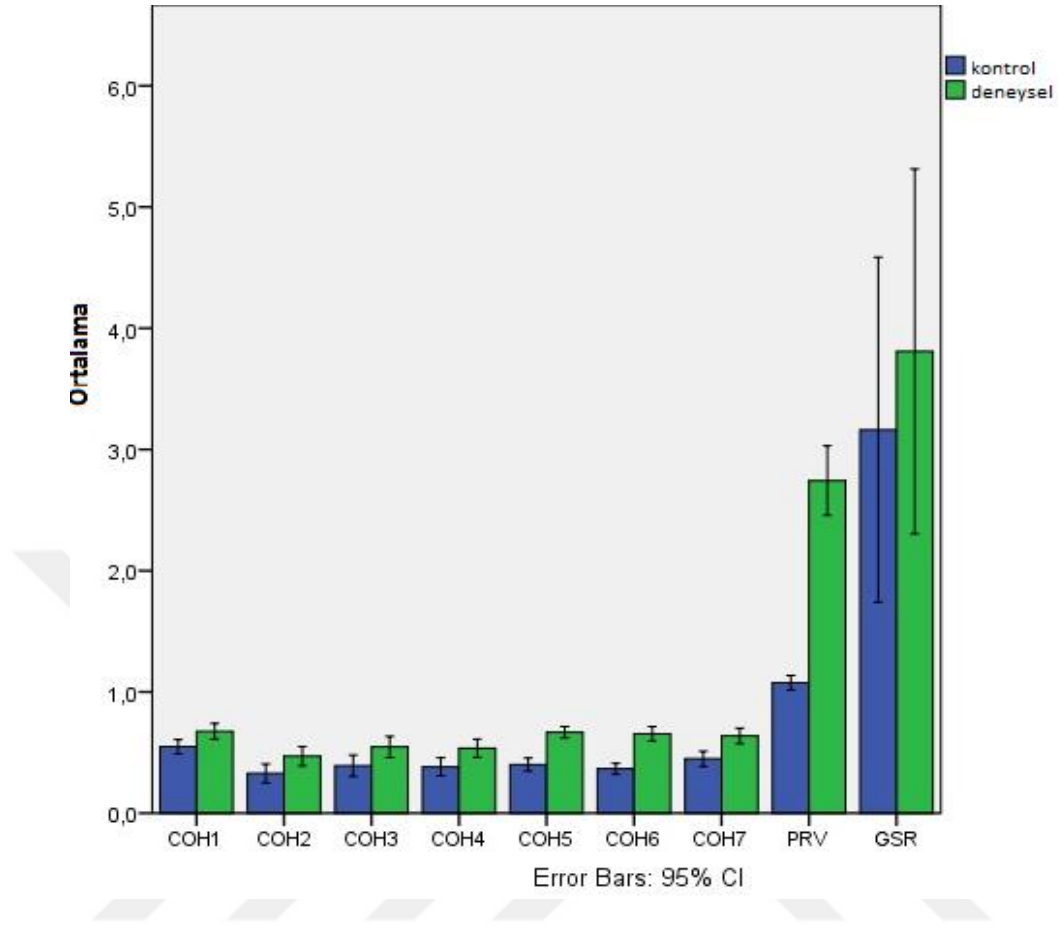
<b>AF3-P7</b>	0,32±0,20	0,44±0,22	0,037	0,33±0,15	0,41±0,18	0,054
<b>T7-P7</b>	0,44±0,18	0,58±0,19	0,005	0,40±0,16	0,51±0,17	0,012
<b>AF4-T8</b>	0,42±0,20	0,54±0,20	0,014	0,45±0,18	0,52±0,20	<b>0,120</b>
<b>AF4-P8</b>	0,47±0,21	0,61±0,23	0,017	0,44±0,19	0,54±0,21	0,057
<b>T8-P8</b>	0,61±0,20	0,73±0,18	0,021	0,60±0,18	0,69±0,17	<b>0,063</b>
	<b>Gama koherans</b>			<b>Ortalama koherans</b>		
	<b>kontrol</b> ( <i>ort ± std</i> )	<b>deneysel</b> ( <i>ort ± std</i> )	<b>p- değeri</b>	<b>kontrol</b> ( <i>ort ± std</i> )	<b>deneysel</b> ( <i>ort ± std</i> )	<b>p- değeri</b>
<b>AF3-T7</b>	0,43±0,17	0,52±0,18	0,05	0,55±0,24	0,61±0,23	<b>0,297</b>
<b>AF3-P7</b>	0,32±0,17	0,37±0,17	<b>0,287</b>	0,37±0,17	0,47±0,18	0,026
<b>T7-P7</b>	0,40±0,18	0,49±0,17	0,043	0,42±0,16	0,55±0,17	0,004
<b>AF4-T8</b>	0,46±0,18	0,51±0,17	<b>0,271</b>	0,47±0,17	0,57±0,15	0,02
<b>AF4-P8</b>	0,44±0,17	0,51±0,18	<b>0,155</b>	0,48±0,17	0,60±0,20	0,021
<b>T8-P8</b>	0,59±0,18	0,68±0,16	<b>0,084</b>	0,60±0,17	0,71±0,16	0,028

Tablo 4.3 de deneysel ve kontrol aşamaları için intrahemisferik koheransın istatistiksel sonuçları gösterilmiştir. EEG nin düşük frekans alt bandı olan delta bandında, tüm elektrot çiftlerinin koheransı için kontrol ve deneysel aşamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bir diğer düşük frekans bandı olan teta bant için, tüm elektrot çiftlerinin koheransı için kontrol ve deneysel aşamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.

EEG nin yüksek frekans alt bantlarından olan alfa bant için, AF3-T7 haricinde diğer tüm elektrot çiftlerinin koheransı arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Beta bant için, AF3-T7, AF4-T8 ve T8-P8 haricindeki diğer elektrotlar çiftlerinin koheransı kontrol ve deneysel aşamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermiştir.

EEG nin yüksek frekans alt bantlarından olan Gama bandı için, sadece AF3-T7 ve T7-P7 elektrot çiftlerinin koheransı kontrol ve deneysel aşamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermiştir. Tüm elektrot çiftlerinin genel spektral koheransına bakıldığında, teta ve alfa bandının koheransları deneysel aşamada kontrol aşamasına göre daha yüksek bulunmuştur. Deneysel ve kontrol aşamalarına göre ortalama intrahemisferik koherans değeri deneysel aşamada AF3-T7 haricinde artış göstermiştir.

Maksimum intrahemisferik koherans T7-P7 (sol tempoparietal alan) elektrot çiftlerinde gözlemlenilmiştir.



Şekil 4.3 Elektrot Çiftlerinin Koheransı, PRV nin AF/HF Oranı ve GSR nin Deri İletkenlik Seviyesinin Kontrol ve Deneysel Aşamalar İçin Karşılaştırılması

Şekil 4.3 de görüldüğü gibi, kontrol ve deneysel aşamalar için en iyi koherans farkı COH 5 (T7-T8) temporal ve COH6 (P7-P8) parietal alanlarda elde edilmiştir. Diğer bir önemli sonuç ise; PRV nin AF/HF oranı ve GSR nin deri iletkenlik seviyesi –SCL ile ilişkilidir. Kontrol ve deneysel aşamalara göre karşılaştırıldığında, AF/HF oranı ve deri iletkenlik seviyesinin deneysel kısımda arttığı görülmektedir, AF/HF oranı ve deri iletkenlik seviyesindeki artış otonom sinir sistemindeki aktivitenin artması ile ilişkilidir.

Aynı zamanda AF/HF oranı, deri iletkenlik seviyesi ve elektrotların interhemisferik koherans değerleri yani Şekil 4.3 de gösterilen parametreler tek yönlü MANOVA testi kullanılarak kontrol ve deneysel aşamaya göre istatistiksel olarak anlamlı bir farkın oluşup oluşmadığına bakılmıştır.

Tek yönlü MANOVA testi sonuçlarına göre, deri ilektenlik seviyesinin kontrol ve deneysel aşamaları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p=0,526$ ). Yani deneysel kısımda deri ilektenlik seviyesi artmış fakat bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Ancak tüm elektrotların interhemisferik koheransı ve AF/HF oranı eneyssel kısımda istatistiksel olarak anlamlı bir artış göstermiştir.



## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu tezde EEG nin elektrot çiftlerinin interhemisferik dalgacık -faz koheransı ve alt bantlarının (delta, teta, alfa, beta ve gama bant) ticari bir reklam uyarına karşı nasıl değiştiği incelenmiş ve PPG ve GSR elektrofizyolojik sinyallerinden hesaplanan AF/HF oranı ve deri iletkenlik düzeyi ile bu koherans verileri karşılaştırılmıştır.

Frekans temelli EEG ölçümleri bilişsel etkili prosesler temelli çalışma akışını geliştirmek ve web site ve yazılım ara yüzündeki barikatları tanımlamak için, ürün paketleme ve dizaynında reklam etkinlikleri üzerine geniş ölçüde ticari araştırmalarda kullanılmaktadır (Ohme et al. 2010).

Özet olarak, dalgacık koheransın hesaplanması için Morlet mother dalgacık ile veriler konvolüsyon edilerek, sürekli dalgacık dönüşümü gerçekleştirilmiştir. Dalgacık gücünün istatistiksel önemi background güç spektrumu verilen durağan bir süreç tarafından üretilen bir sinyal içerikli Null hipotezi ile değerlendirilmiştir. Şekil 3.3 de deneysel kısım için, iki elektrot çiftinin (AF3-AF4) sürekli dalgacık güç spektrumu grafiği çizdirilmiştir. Siyah ince çizgi % 5 lik önemlilik düzeyini ve bulanık kısım ise COI etkisini göstermektedir. Contour grafiklerde yanda verilen renk barı hesaplanan değerler için mavi 0, kırmızı 1 değerine denk gelecek şekilde derecelendirilmiştir. Burada görüldüğü üzere iki elektrot çiftinin dalgacık gücünde 1-2 dakika aralığında önemli bir pik oluşmuştur. Bu zaman aralığında iki elektrot çiftinin dalgacık gücü oldukça benzerlik göstermektedir.

EEG nin delta, teta, alfa, beta ve gama dalgaları sürekli dalgacık dönüşümü katsayılarından elde edilmiştir. Daha sonra her elektrot çifti için çapraz dalgacık dönüşümü hesaplanılmıştır. Spektrumlar koheransın hesaplanabilmesi için zaman ve frekans ekseninde smooth edilmiştir. Şekil 3.4 de AF3-AF4 elektrot çiftinin çapraz dalgacık dönüşümü gösterilmiştir. Burada 1 ve 2 dakikalar arasında % 5 lik önemlilik düzeyinde önemli bir ortak güç görülmektedir. Bu bu dakika aralığında uyarının elektrot çifti arasında önemli bir etki yarattığını göstermektedir. Aynı zamanda bu aralıklar AF3 ve AF4 önemli bir ortak güç ile aynı fazlı hareket etmektedir. Burada göreceli faz ilişkisi oklarla gösterilmiştir.

Sağa doğru oklar aynı yönlü, sola doğru oklar ters yönlü ilişkiyi gösterirken, aşağıya doğru oklar hangisinin diğerini tetiklediğini göstermektedir. Tüm önemli bölgeler phase-in yani aynı yönlü davranış göstermiştir. Aynı zamanda şekil 3.4 de önemli güçlü alanların dışındaki faz ilişkine bakıldığında, ağırlıklı olarak in phase yani aynı fazlıdır. Bu nedenle çapraz dalgacık dönüşümü tarafından gösterilen bu iki elektro çifti arasında güçlü bir bağlantı olduğu görülmüştür. Son olarak da dalgacık koherans hesaplanılmıştır.

Dalgacık koheransın önemlilik düzeyi Monte Carlo metodu kullanılarak belirlenilmiştir. Şekil 3.5 de iki elektrottan elde edilen zaman serilerinin karesi alınmış dalgacık koheransını gösterilmiştir. Görüldüğü üzere tüm ölçekler grafikte ağırlıklı olarak kırmızı rengi görülmektedir, yani koheransın yüksek olduğu görülmektedir. Ancak bu grafiklerde sadece hangi zaman diliminde reklam uyarının etki yarattığı görülmektedir. Şekil 4.1 de deneysel aşama için, EEG alt bantlarında (delta, teta, alfa, beta ve gama bant) dalgacık koherans ve faz farkı tek bir grafikte gösterilmiştir. Bu grafiğin oluşturulmasının amacı, eş zamanlı olarak reklam uyarının oluştuğu etkinin zaman dilimi görebilmek ve EEG nin hangi alt bandında bu etkinin daha farklı oluştuğunu tek bir grafikte görebilmektir.

Şekile bakıldığında, 1-2 dakika aralığında EEG nin tüm alt bantlarında dalgacık koheranta bir artış görülmüştür, 2.5 dakikada ise; beta ve gama alt bantlarında (scale 4-5) koheransta ve 3. dakikada delta bantındaki alt bantlarda bir artış görülmüştür.

Farklı elektrotlardan kayıt edilen biyo elektriksel sinyallerin koherans analizi “anatomik bağlantılar, fonksiyonel eşleşme, bilgi alış verişi, fonksiyonel iş birliği” gibi farklı kortikal yapılar arasındaki yapıların çalışılmasında kullanılmıştır (Fein et al. 1988; Thatcher, Krause, and Hrybyk 1986). Bu nedenle, F7-F8 elektrot çiftleri arasındaki koherans artışı frontal alanda bilgi alış verişi olduğunu göstermektedir.

Deneysel kısımda interhemisferik koheransın kontrol kısmına göre arttığı görülmüştür. Maksimum interhemisferik koherans ön frontal alan, temporal ve parietal alanlarda görülmüştür.

Beynin frontal lobu bilinçli düşünce ve kararların en çok yapıldığı bölgedir. Frontal bölge dopamine duyarlı nöronların birçoğunu içermektedir. Dopamin sistem motivasyon, planlama, kısa zamanlı hafıza, dikkat gibi herhangi bir bilişsel süreç ile sorumlu olduğu için, yüksek oranda farkındalık ile ilişkilidir.

Temporal lob duygusal ilişki, dil, görsel hafıza gibi duyuşal input kökenli süreçler ile ilişkilidir. Temporal korteks uzun dönemli hafızadan sorumludur. Parietal lob ise; iskelet kaslarından, kafadan, gözlerden, dudaklardan gelen iç duyuşal geri bildirimler gibi dış kaynaklardan gelen bilginin entegre edilmesi ile ilgilidir. Parietal korteks vücudumuzun çevre (objeler, insanlar vb.) ile nasıl ilişkili olduğu bilgisini bu bilgi kaynakları ile birleştirmekten sorumludur.

Deneysel aşamadaki interhemisferik koherans alfa, beta ve teta alt bantlarında maksimum değeri almıştır. Bu artış deneysel ve kontrol aşamalarına göre istatistiksel olarak da anlamlıdır. EEG koherans elektrotlardan gelen sinyallerin korelasyonunun istatistiksel bir ölçümüdür ve fonksiyonel bağlantı farklı nöral bağlantıların aktiviteleri arasındaki zamansal korelasyon olarak tanımlanmaktadır. Bu nedenle, interhemisferik dalgacık koherans satın alma uyarısının tetiklediği elektrotlar arası bilgi akış derecesini incelemek için kullanılabilir.

Faz insanlar, nöronlar gibi çeşitli üreticilere karşı senkronizasyon miktarını göstermektedir. Beyin aktivitesindeki faz anlamına gelince, dışardan gelen uyarıların iç senkronizasyonlarda nasıl değışikliklere sebep olduğu ile ilgili teoriler mevcuttur. Faz koherans iki sinyal arasındaki faz ilişkisini incelemek için koheransın genişletilmiş halidir. Bu nedenle, beynin interhemisferik bölgelerinde faz ilişkisi incelenmiştir. Tüm faz farkı değeri  $\left(0, \frac{\pi}{2}\right)$

aralığındadır. Bu nedenle, beynin sol ve sağ bölgelerindeki elektrotlardan elde edilen EEG sinyalleri aynı fazlıdır ve sol taraftaki elektrotlar sağ taraftaki elektrotları tetiklemiştir. Aynı fazlı ya da faz dışı ifadeleri pozitif ya da negatif korelasyonlu olarak ifade edilebilir.

Deneysel aşamadaki interhemisferik faz farkı kontrol aşamasına göre azalmıştır. İnterhemisferik faz farkı kontrol ve deneysel aşamalar arasında EEG nin düşük frekanslı alt bantı haricindeki diğer frekans alt bantlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermiştir.

İnterhemisferik koherans karşılaştırılmasında ön frontal alan, temporal alan, parietal alan elektrot çiftleri en yüksek koheransı gösterdikleri için, intrahemisferik koherans karşılaştırmasında bu elektrot çiftlerinin sağ ve sol beyin yarım kürelerindeki kombinasyonlarına bakılmış ve deneysel ve kontrol aşamaları için intrahemisferik koheransın istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermiştir.



EEG sinyali alta yatan çeşitli temel frekansların bir karışımıdır ve bunlar bilişsel, afektif ya da dikkat durumlarını yansıtmaktadır. Bu frekanslar bireysel faktörler, uyaran özellikleri, iç duruma bağlı olarak yavaşça değişim göstermektedir ve araştırmalar bu frekansları delta bant (1 – 4 Hz), teta bant (4 – 8 Hz), alfa bant (8 – 12 Hz), beta bant (13 – 25 Hz) and gama bant (> 25 Hz) olmak üzere spesifik frekans aralıklarına sınıflandırmıştır.

En yavaş ve en yüksek genlikli beyin dalgası olan delta bant sadece derin REM olmayan uyku boyunca sunulur, delta frekansları daha çok sağ beyin bölgesinde güçlüdür ve delta kaynakları tipik olarak talamusta yer almaktadır. Uyku hafıza güçlendirme ile ilişkili olduğu için, delta frekansları öğrenilen bilgi ve becerilerin yanı sıra biyografik hafıza düzenlenmesi ve şekillenmesinde önemli rol oynamaktadır.

Teta frekansları artan görev zorluğu ile belirgin hale gelmektedir. Bu teta frekanslarının hafıza çalıştırma ya da mental iş yükü altında yatan beyin işlemleriyle ilişkili olmasının sebebidir. İstikrarlı bir şekilde, hafıza yoklama, öğrenme ya da işleme, odaklanma ve bilgi alma gibi mental işlemlerin zorluğu ile frontal teta aktivitenin korelasyonunu göstermektedir (O'Keefe and Burgess 1999; Klimesch 1996). Teta bandı beyin bölgelerine karşı bilişsel işlemler için taşıyıcı frekans olarak hareket etmektedir ve tüm korteksten kayıt edilebilmektedir (Mizuhara et al. 2004).

Alfa bant genellikle oksipital, parietal ve arka temporal bölgeleri içeren arka kortikal bölgelerde üretilmektedir. Alfa dalgaları hafıza, motor, duyu fonksiyonları yansıtan çeşitli fonksiyonlar ile koreledir. Örneğin, gözler kapalı fiziksel ve mental rahatlama boyunca alfa bantta artış gözlenmektedir. Tam tersi olarak da, gözler açık vücut aktivitesi ya da mental aktivite boyunca azalmaktadır. Alfa azalması mental aktivite durumlarında önemli bir işaret oluşturmaktadır, örneğin herhangi bir uyaran boyunca ilgi odakladığı sürece alfa baskılanması görülmektedir (Pfurtscheller and Aranibar 1977).

Beta frekansları posterior ve frontal bölgelerde üretilmektedir. Aktif, mesgul ya da kaygılı düşünce ve aktif konsantrasyon genellikle yüksek beta gücü ile koreledir. Merkezi korteks boyunca, beta gücü odaklanmış ilgi, plan ya da hareket yerine getirirken daha güçlü olmaktadır. Beta frekansları sıklıkla aşırı ışık, ses uyarısıyla ve dikkat işleme ve uyanıklık düzeylerinin düzeyini modifiye eden psikouyaranların uyarımı boyunca izlenmektedir.

Son olarak gama frekanslarınınun tam olarak nerede üretildiği ve neleri yansıttığı tam açıklık kazanmadığı için, EEG araştırmalarının eksik kaldığı bir alandır. Bazı araştırmalar gama frekanslarının teta ya benzediğini ve onun gibi dikkat sürecini yansıtan, çeşitli duyuşal izlenimlerin bağlanması için taşıyıcı frekans olarak görev aldığını söylemektedir.

Deneysel bulgulardan çıkarılan sonuç, reklam uyaranı beyinin frontal, temporal ve parietal alanlarda beyin yarım küreleri arasında bilgi alış verişi sağlandığı görülmüştür. Bu beyin yarım küreleri arasındaki bilgi alış verişi alfa, beta ve gama alt bantlarında bir artış göstermiştir. Aynı zamanda beyin yarım küreleri arasında bilgi alış verişi sırasında sol taraftaki nöronların sağ taraftaki nöronları tetiklediği faz bilgisi ile de gösterilmiştir.

Aynı zamanda kullanılan reklam uyaranı beyinin sol beyin yarım küresi içerisinde temporoparietal alanda bir bilgi alış verişine sebep olmuştur. Sol beyin yarım küresi içerisinde bilgi alış verişi teta ve alfa alt bantlarında bir artış göstermiştir.

Son olarak, kullanılan reklam uyarasının kişilerin elektrofizyolojik durumunda gerçekleştirebileceği değişimleri incelemek için GSR nin deri ilekteknlik seviyesi ve PRV nin AF/YF oranına bakılmıştır. PPG sinyalinden elde edilen PRV sinyalini alçak ve yüksek frekans bandındaki güç oranı sempatik ve parasempatik sinir sistemi tarafından düzenlenmektedir. Sempatik sinir sistemi fizyolojik olarak stimüle edicidir, ve fizyolojik uyarılmalar artığında aktif olmaktadır.

Tam tersi olarak çalışan parasempatik sinir sistemi fizyolojik uyarılmalar durdurulduğunda aktif olmaktadır. Bu iki system arasındaki etkileşim otonom sinir sistemini yansıtmaktadır. Otonom sinir sistemi de durumsal taleplere uygun olarak duyuşal durum ve fizyolojik durumun modülasyonunun hızlı üretimini sağlamaktadır. PRV bu iki system arasındaki etkileşimin direct bir sonucu olarak ortaya çıkmaktadır, bu nedenle otonom sinir sistemi aktivitesinin açık bir ölçümüdür. Bu nedenle PRV deki artış duyuşal ve fizyolojik fleksibiledaki artışı yansıtmaktadır (Appelhans and Luecken 2006; Okkesim et al. 2016)

PRV den elde edilen AF/YF oranı deneysel aşamada artış göstermiştir, ve bu artış istatistiksel olarak da anlamlı bulunmuştur. Bu artış da otonom sinir sisteminin aktivasyonunda bir artış meydana geldiği ve kişinin duyuş durumunda bir değişim olduğunu göstermektedir.

Aynı zamanda GSR den hesaplanılan deri iletkenil seviyesi decdeneysel aşamada bir artış göstermiştir, bu artış da yine otonom sinir sisteminin aktivasyonunda bir artış meydana geldiğini göstermektedir.

Derimiz pozitif ya da negative uyaran türleri, olaylar, videolar, görüntüler içeren duygusal olarak bir uyarana maruz kaldığımızda, kendimizi nasıl hissettiğimiz bilgisinin bir çoğunu ortaya çıkarmaktadır. Stres, sinir korku, endişe, psikolojik olarak yatıştırma, şaşırma gibi duygusal bir duruma maruz kalındığında, derinin elektriksel iletkenliği değişmektedir.

Deri iletkenliği de otonom sempatik aktivite tarafından module edilmektedir ve bedensel süreçler, bilişsel ve duygusal durumlara göre de değişmektedir. Yani deri iletkenliği bilinçli olarak kontrol edilmemektedir. Tam olarak bu durum GSR nin kişinin fizyolojik ve psikolojik durumunda belirleyici olarak kullanılabilmesine olanak sunmaktadır (Bakker, Pechenizkiy, and Sidorova 2011).

Ortalama tüm elektrot çiftlerinden karşılıklı olarak elde edilen interhemisferik koherans, deri iletkenlik seviyesi ve AF/YF oranında ki artışların istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığına MANOVA testi ile karar verilmiştir. MANOVA test sonuçlarına göre, ortalama interhemisferik koherans ve AF/YF oranındaki artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken, deri iletkenlik seviyesindeki artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Koherans, faz farkı, AF/YF oranı gibi elektro-nöro fizyolojik ölçümleri ticari reklam uyaralarına karşı duygusal durum ya da stresin, beyinin hangi bölgelerinin bu uyarılara karşı etkilendiğinin analiz edildiği nöropazarlama çalışmaları için alternatif bir değerlendirme metodu sağlayabilir. Gelecek araştırmalarda GSR hakkında daha detaylı bir çalışma yapılması ve daha farklı beyin bölgelerinde intrahemisferik koherans analizleri çalışılacaktır.

## KAYNAKLAR

- Addison, Paul S. 2017. *The Illustrated Wavelet Transform Handbook*. CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9781315372556>.
- Appelhans, Bradley M., and Linda J. Luecken. 2006. "Heart Rate Variability as an Index of Regulated Emotional Responding." *Review of General Psychology* 10 (3): 229–40. <https://doi.org/10.1037/1089-2680.10.3.229>.
- Arif, Idam, Nita Handayani, Warsito Purwo Taruno, Siti Nurul Khotimah, and Freddy Haryanto. 2018. "Coherence and Phase Synchrony Analyses of EEG Signals in Mild Cognitive Impairment (MCI): A Study of Functional Brain Connectivity." *Polish Journal of Medical Physics and Engineering* 24 (1): 1–9. <https://doi.org/10.2478/pjmpe-2018-0001>.
- Auth, Christoph. 2013. "Continuous Wavlet Transform and Wavelet Coherence - Implementation and Application to the Diversification Analysis of Hedge Fund Returns," 1–47.
- Bakker, Jorn, Mykola Pechenizkiy, and Natalia Sidorova. 2011. "What's Your Current Stress Level? Detection of Stress Patterns from GSR Sensor Data." In *2011 IEEE 11th International Conference on Data Mining Workshops*, 573–80. IEEE. <https://doi.org/10.1109/ICDMW.2011.178>.
- Boricean, Veronica. 2009. "BRIEF HISTORY OF NEUROMARKETING." <https://livrosdeamor.com.br/documents/brief-history-of-neuromarketing-5bcd77e6930c0>.
- CALDU, X., and J.-C. DREHER. 2007. "Hormonal and Genetic Influences on Processing Reward and Social Information." *Annals of the New York Academy of Sciences* 1118 (1): 43–73. <https://doi.org/10.1196/annals.1412.007>.
- CHATFIELD, CHRIS. XING. 2019. *ANALYSIS OF TIME SERIES: An Introduction*. PRODUCTIVITY PRESS. <https://www.routledge.com/The-Analysis-of-Time-Series-An-Introduction-7th-Edition/Chatfield-Xing/p/book/9781498795630>.
- Cherry, S.R., A.Y. Louie, and R.E. Jacobs. 2008. "The Integration of Positron Emission Tomography With Magnetic Resonance Imaging." *Proceedings of the IEEE* 96 (3): 416–38. <https://doi.org/10.1109/JPROC.2007.913502>.
- Daubechies, I. 1990. "The Wavelet Transform, Time-Frequency Localization and Signal Analysis." *IEEE Transactions on Information Theory* 36 (5): 961–1005. <https://doi.org/10.1109/18.57199>.
- Daubechies, Ingrid, and Ingrid. 1992. *Ten Lectures on Wavelets*. Society for Industrial and Applied Mathematics. <https://dl.acm.org/citation.cfm?id=130655>.
- Dragolea, L., and D. Cotirlea. 2011. "Neuromarketing : Between Influence and Manipulation." *Polish Journal of Management Studies* Vol. 3: 78–88. <http://yadda.icm.edu.pl/baztech/element/bwmeta1.element.baztech-article-BPC8-0003->

0026.

- Farge, M. 1992. "Wavelet Transforms and Their Applications to Turbulence." *Annual Review of Fluid Mechanics* 24 (1): 395–458. <https://doi.org/10.1146/annurev.fl.24.010192.002143>.
- Fein, G, J Raz, F F Brown, and E L Merrin. 1988. "Common Reference Coherence Data Are Confounded by Power and Phase Effects." *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 69 (6): 581–84. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2453336>.
- Gardner, William A. 1992. "A Unifying View of Coherence in Signal Processing." *Signal Processing* 29 (2): 113–40. [https://doi.org/10.1016/0165-1684\(92\)90015-O](https://doi.org/10.1016/0165-1684(92)90015-O).
- Gennaro, Luigi De, and Michele Ferrara. 2003. "Sleep Spindles: An Overview." *Sleep Medicine Reviews* 7 (5): 423–40. <https://doi.org/10.1053/SMRV.2002.0252>.
- Gerstner, Wulfram., and Werner M. Kistler. 2002. *Spiking Neuron Models : Single Neurons, Populations, Plasticity*. Cambridge University Press.
- Graps, A. 1995. "An Introduction to Wavelets." *IEEE Computational Science and Engineering* 2 (2): 50–61. <https://doi.org/10.1109/99.388960>.
- Grinsted, A., J. C. Moore, and S. Jevrejeva. 2010. "Application of the Cross Wavelet Transform and Wavelet Coherence to Geophysical Time Series." *Nonlinear Processes in Geophysics* 11 (5/6): 561–66. <https://doi.org/10.5194/npg-11-561-2004>.
- Grossmann, A., and J. Morlet. 1984. "Decomposition of Hardy Functions into Square Integrable Wavelets of Constant Shape." *SIAM Journal on Mathematical Analysis* 15 (4): 723–36. <https://doi.org/10.1137/0515056>.
- Gusev, V. A., A. A. Koronovskii, and A. E. Khramov. 2003. "Adaptive Wavelets Applied to the Analysis of Nonlinear Systems with Chaotic Dynamics." *Technical Physics Letters* 29 (9): 775–78. <https://doi.org/10.1134/1.1615562>.
- Hramov, Alexander E. 2015. *Wavelets in Neuroscience*. *NeuroImage*. Vol. 117. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.05.057>.
- Hramov, Alexander E., Alexey A. Koronovskii, Valeri A. Makarov, Alexey N. Pavlov, and Evgenia Sitnikova. 2015a. *Wavelets in Neuroscience*. Springer Series in Synergetics. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-43850-3>.
- . 2015b. *Wavelets in Neuroscience*. Springer Series in Synergetics. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-43850-3>.
- iMotions. 2017. "EEG: The Complete Pocket Guide." *iMotions Pocket Guides*.
- Imotions. 2017. "Galvanic Skin Response - The Complete Pocket Guide." *The Science Teacher* 64 (9): 52.

- IMOTIONS. 2017. "The Complete Pocket Guide on: EEG." *IMotions - Biometric Research, Simplified*.  
[https://imotions.com/guides/?fbclid=IwAR23VN4HGPsy\\_PNO6YFIOBC48BWLhBycQZiYh8H3RGrIEirnzC86J6NidvM](https://imotions.com/guides/?fbclid=IwAR23VN4HGPsy_PNO6YFIOBC48BWLhBycQZiYh8H3RGrIEirnzC86J6NidvM).
- Kanwisher, N, J McDermott, and M M Chun. 1997. "The Fusiform Face Area: A Module in Human Extrastriate Cortex Specialized for Face Perception." *The Journal of Neuroscience: The Official Journal of the Society for Neuroscience* 17 (11): 4302–11.  
<https://doi.org/10.1523/jneurosci.2621-05.2005>.
- Katul, Gabriel G., and Marc B. Parlange. 1995. "Analysis of Land Surface Heat Fluxes Using the Orthonormal Wavelet Approach." *Water Resources Research* 31 (11): 2743–49.  
<https://doi.org/10.1029/95WR00003>.
- Klimesch, W. 1996. "Memory Processes, Brain Oscillations and EEG Synchronization." *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology* 24 (1–2): 61–100.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8978436>.
- Laubrock, Jochen, Ralf Engbert, Martin Rolfs, and Reinhold Kliegl. 2007. "Microsaccades Are an Index of Covert Attention." *Psychological Science* 18 (4): 364–66.  
<https://doi.org/10.1111/j.1467-9280.2007.01904.x>.
- Lee, Nick, Amanda J. Broderick, and Laura Chamberlain. 2007. "What Is 'Neuromarketing'? A Discussion and Agenda for Future Research." *International Journal of Psychophysiology* 63 (2): 199–204. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2006.03.007>.
- Mallat, S. G. (Stéphane G.), and Gabriel. Peyré. 2009. *A Wavelet Tour of Signal Processing: The Sparse Way*. Elsevier/Academic Press.
- Mizuhara, Hiroaki, Li-Qun Wang, Koichiro Kobayashi, and Yoko Yamaguchi. 2004. "A Long-Range Cortical Network Emerging with Theta Oscillation in a Mental Task." *Neuroreport* 15 (8): 1233–38. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15167540>.
- Moore, Christopher I., and Rosa Cao. 2008. "The Hemo-Neural Hypothesis: On The Role of Blood Flow in Information Processing." *Journal of Neurophysiology* 99 (5): 2035–47.  
<https://doi.org/10.1152/jn.01366.2006>.
- Morlet, J., G. Arens, E. Fourgeau, and D. Giard. 1982. "Wave Propagation and Sampling Theory—Part II: Sampling Theory and Complex Waves." *GEOPHYSICS* 47 (2): 222–36.  
<https://doi.org/10.1190/1.1441329>.
- O'Keefe, John, and Neil Burgess. 1999. "Theta Activity, Virtual Navigation and the Human Hippocampus." *Trends in Cognitive Sciences* 3 (11): 403–6.  
[https://doi.org/10.1016/S1364-6613\(99\)01396-0](https://doi.org/10.1016/S1364-6613(99)01396-0).
- Ohme, Rafal, Dorota Reykowska, Dawid Wiener, and Anna Choromanska. 2010. "Application of Frontal EEG Asymmetry to Advertising Research." *Journal of Economic Psychology* 31 (5): 785–93. <https://doi.org/10.1016/j.joep.2010.03.008>.

- Okkesim, Şükrü, Gamze Çelik, Mustafa Yıldırım, Mahmut İlhan, Özcan Karaman, Ertuğrul Taşan, and Sadık Kara. 2016. "Comparison of Pulse Rate Variability and Heart Rate Variability for Hypoglycemia Syndrome." *Methods of Information in Medicine* 55 (03): 250–57. <https://doi.org/10.3414/ME15-01-0088>.
- Paul, Thierry. 1984. "Functions Analytic on the Half-plane as Quantum Mechanical States." *Journal of Mathematical Physics* 25 (11): 3252–63. <https://doi.org/10.1063/1.526072>.
- Perkel, Donald H., George L. Gerstein, and George P. Moore. 1967. "Neuronal Spike Trains and Stochastic Point Processes: II. Simultaneous Spike Trains." *Biophysical Journal* 7 (4): 419–40. [https://doi.org/10.1016/S0006-3495\(67\)86597-4](https://doi.org/10.1016/S0006-3495(67)86597-4).
- Pfurtscheller, G, and A Aranibar. 1977. "Event-Related Cortical Desynchronization Detected by Power Measurements of Scalp EEG." *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 42 (6): 817–26. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/67933>.
- Quian Quiroga, R., A. Kraskov, T. Kreuz, and P. Grassberger. 2002. "Performance of Different Synchronization Measures in Real Data: A Case Study on Electroencephalographic Signals." *Physical Review E* 65 (4): 041903. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.65.041903>.
- RABIUL, MD, MOHAMMAD OSMAN, and S M. 2018. "Neuromarketing Methodologies of Marketing Science," no. February: 67–71. <https://doi.org/10.15224/978-1-63248-071-2-38>.
- Ribary, U, A A Ioannides, K D Singh, R Hasson, J P Bolton, F Lado, A Mogilner, and R Llinás. 1991. "Magnetic Field Tomography of Coherent Thalamocortical 40-Hz Oscillations in Humans." *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 88 (24): 11037–41. <https://doi.org/10.1073/pnas.88.24.11037>.
- Rolls, Edmund T. 2005. *Emotion Explained*. Oxford University Press. <https://doi.org/10.1093/acprof:oso/9780198570035.001.0001>.
- Rossiter, John R., Richard B. Silberstein, Philip G. Harris, and Geoff Nield. 2001. "Brain-Imaging Detection of Visual Scene Encoding in Long-Term Memory for TV Commercials." *Journal of Advertising Research* 41 (2): 13–21. <https://doi.org/10.2501/JAR-41-2-13-21>.
- Śliwiński, Przemysław. 2013. *Nonlinear System Identification by Haar Wavelets*. Vol. 210. Lecture Notes in Statistics. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-29396-2>.
- Spectrum, Global Wavelet, and Morlet Padd. 2018. "Wavelets : Frequently Asked Quest Ons," 1–4.
- Spectrum, Power. 2018. "How Can I ' Read ' or ' Get Rid of ' Artefacts in Wavelet Power Spectrum ?" 10 (2): 5–7.
- Thatcher, R.W, P.J Krause, and M Hrybyk. 1986. "Cortico-Cortical Associations and EEG Coherence: A Two-Compartmental Model." *Electroencephalography and Clinical*

- Neurophysiology* 64 (2): 123–43. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(86\)90107-0](https://doi.org/10.1016/0013-4694(86)90107-0).
- Torrence, Christopher, Gilbert P. Compo, Christopher Torrence, and Gilbert P. Compo. 1998. “A Practical Guide to Wavelet Analysis.” *Bulletin of the American Meteorological Society* 79 (1): 61–78. [https://doi.org/10.1175/1520-0477\(1998\)079<0061:APGTWA>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1175/1520-0477(1998)079<0061:APGTWA>2.0.CO;2).
- TSIAPARAS, Nikolaos N. 2006. “Wavelet Analysis in Coherence Estimation of Electroencephalographic Signals in Children for the Detection of Dyslexia – Related Abnormalities’.”
- Vecchiato, Giovanni, Patrizia Cherubino, Arianna Trettel, and Fabio Babiloni. 2013. *Neuroelectrical Brain Imaging Tools for the Study of the Efficacy of TV Advertising Stimuli and Their Application to Neuromarketing*. *Neuroelectrical Brain Imaging Tools for the Study of the Efficacy of TV Advertising Stimuli and Their Application to Neuromarketing*. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-38064-8>.
- Vul, Edward, Christine Harris, Piotr Winkielman, and Harold Pashler. 2009. “Puzzlingly High Correlations in fMRI Studies of Emotion, Personality, and Social Cognition.” *Perspectives on Psychological Science* 4 (3): 274–90. <https://doi.org/10.1111/j.1745-6924.2009.01125.x>.
- Wallisch, Pascal. n.d. *MATLAB for Neuroscientists : An Introduction to Scientific Computing in MATLAB*. Accessed March 13, 2019. [https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=zYJqAAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=matlab-for-neuroscientists&ots=100K3jcWnm&sig=wEGh8wMndE1\\_6dYjYsdPasLfUIA&redir\\_esc=y#v=onepage&q=matlab-for-neuroscientists&f=false](https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=zYJqAAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=matlab-for-neuroscientists&ots=100K3jcWnm&sig=wEGh8wMndE1_6dYjYsdPasLfUIA&redir_esc=y#v=onepage&q=matlab-for-neuroscientists&f=false).
- Young, Charles. 2002. “Brain Waves, Picture Sorts®, and Branding Moments.” *Journal of Advertising Research* 42 (4): 42–53. <https://doi.org/10.2501/JAR-42-4-42-53>.
- Zurawicki, Leon. 2010a. “Exploring the Brain.” In *Neuromarketing*, 1–53. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. [https://doi.org/10.1007/978-3-540-77829-5\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-540-77829-5_1).
- . 2010b. “Neural Underpinnings of Risk Handling, Developing Preference and Choosing.” In *Neuromarketing*, 105–61. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. [https://doi.org/10.1007/978-3-540-77829-5\\_3](https://doi.org/10.1007/978-3-540-77829-5_3).



## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı Gamza URAL  
 Doğum Yeri İstanbul  
 Doğum Tarihi 18.11.1990  
 Uyruğu  T.C.  Diğer:  
 Telefon 05372319702  
 E-Posta Adresi uralgmz@gmail.com  
 Web Adresi



### Eğitim Bilgileri

#### Lisans

Üniversite Fatih Üniversitesi  
 Fakülte Fen Edebiyat  
 Bölümü Biyoloji  
 Mezuniyet Yılı 22.06.2012

#### Yüksek Lisans

Üniversite Fatih Üniversitesi  
 Enstitü Adı Biyomedikal Mühendislik Enstitüsü  
 Anabilim Dalı Biyomedikal Mühendisliği  
 Programı Biyomedikal Mühendisliği  
 Mezuniyet Yılı 11.12.2014

#### Doktora

Üniversite İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa  
 Enstitü Adı Lisansüstü Eğitim Enstitüsü  
 Anabilim Dalı Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı  
 Programı Biyomedikal Mühendisliği Programı

### Makale ve Bildiriler

#### Academic publications,

- URAL, Gamze; KAÇAR, Fırat; CANAN, Sinan. “Wavelet Phase Coherence Estimation of EEG Signals for Neuromarketing Studies.” NeuroQuantology, [S.l.], v. 17, n. 2, feb. 2019. ISSN 1303-5150.doi: 10.14704/nq.2019.17.2.1971
- S. Okkesim, G. Çelik, M. S. Yıldırım, M. M. İlhan, Ö. Karaman, E. Taşan, S. Kara, “Comparison of Pulse Rate Variability and Heart Rate Variability for Hypoglycemia Syndrome” Methods Inf Med, 2016. 55( 3): dx.doi.org/10.3414/ME15-01-0088

**Proceedings,**

- Ş Okkesim, G Çelik, MM İlhan, E Taşan, Ö Karaman, “**The effects of hypoglycemia on perception and learning processes**”, Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO) 2015, Oct. 2015
- Ş Okkesim, G Çelik, MM İlhan, E Taşan, Ö Karaman, “**Hypoglycemia Syndrome on Photoplethysmography and Galvanic Skin Response**”, TıpTekno 2014, Cappadocia, Sempt. 2014

