

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**ELEKTROMANYETİK DALGALARIN KONUŞMA ANLAŞILABİLİRLİĞİ
ÜZERİNE ETKİSİNİN ELEKTROFİZYOLOJİK SİNYALLERLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

LÜTFİYE NUREL ÖZDİNÇ POLAT

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

TEMMUZ 2023

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**ELEKTROMANYETİK DALGALARIN KONUŞMA ANLAŞILABİLİRLİĞİ
ÜZERİNE ETKİSİNİN ELEKTROFİZYOLOJİK SİNYALLERLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

LÜTFİYE NUREL ÖZDİNÇ POLAT

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

TEMMUZ 2023

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ELEKTROMANYETİK DALGALARIN KONUŞMA ANLAŞILABİLİRLİĞİ
ÜZERİNE ETKİSİNİN ELEKTROFİZYOLOJİK SİNYALLERLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**LÜTFİYE NUREL ÖZDİNÇ POLAT
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

TEMMUZ 2023

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTROMANYETİK DALGALARIN KONUŞMA ANLAŞILABİLİRLİĞİ
ÜZERİNE ETKİSİNİN ELEKTROFİZYOLOJİK SİNYALLERLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

LÜTFİYE NUREL ÖZDİNÇ POLAT
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

Bu tez 14/07/2023 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Prof.Dr. Şükrü ÖZEN (Danışman)
Prof.Dr. Ömer Halil ÇOLAK
Prof.Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ
Prof.Dr. Özlem COŞKUN
Doç.Dr. Hamza Feza CARLAK

ÖZET

ELEKTROMANYETİK DALGALARIN KONUŞMA ANLAŞILABİLİRLİĞİ ÜZERİNE ETKİSİNİN ELEKTROFİZYOLOJİK SİNYALLERLE DEĞERLENDİRİLMESİ

LÜTFİYE NUREL ÖZDİNÇ POLAT

Doktora Tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof.Dr.Şükrü ÖZEN

Temmuz 2023; 90 sayfa

Gelişen teknoloji insanlara yaşamlarında kolaylık sağlarken aynı zamanda bazı çevre sorunlarını da beraberinde getirmektedir. Günümüzde özellikle cep telefonu ile görüşmelerin yaygın olması ve kablosuz haberleşme sistemlerinin yaygınlaşması durumları göz önüne alındığında, günlük yaşamda elektromanyetik alana maruziyetin kişiler üzerindeki fizyolojik etkilerinin belirlenmesi önem arz etmektedir. Bu tez çalışmasında cep telefonu kullanımının kişilerde konuşmayı ayırt etme üzerine etkileri Galvanic Skin Response (GSR) ve Elektroensefalogram (EEG) tabanlı incelenmesi ve analizi gerçekleştirilmiştir. Konuşma anlaşılabilirliğinin azalması, iletişimdeki kişiler tarafından yanlış anlaşılmaya, hayal kırıklığına ve ilgi kaybına yol açabilmektedir. Bu çalışma kapsamında gönüllülerden dinlenme durumunda ve odyolojik test esnasında EEG ve GSR kayıtları alınmıştır. Bu veriler analiz edilerek sonuçları, kişilerin ortalama günlük cep telefonu kullanımı süresi, kaç yıldır cep telefonu kullandığı gibi faktörlerle ilişkilendirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre sıklıkla görüşme yapılan kulak yakınındaki beyin elektriksel aktivitesi daha anlamlı değişimler göstermiştir. Ayrıca çalışmanın bu aşamasında ortalama görüşme süresi açısından EEG sinyalinin hangi frekans alt bandının ve hangi GSR özneteliğinin daha ayırt edici olduğu belirlenmiştir.

Ayrıca çalışmada, bireyler üzerinde odyolojik test sürecinin oluşturduğu fizyolojik etkiler galvanik deri tepkisi temelli incelenmiştir. Çalışmaya katılan gönüllülerden dinlenme durumu ve odyolojik test esnasında alınan GSR verileri analiz edilerek odyolojik test sürecinin getirdiği etkiler değerlendirilmiştir. Bu aşamada ortalama değer, ortalama güç, RMS (Root Mean Square), Kurtosis ve Skewness özellikleri açısından odyolojik test süreci, dinlenme durumuna göre anlamlı farklılıklar gösterdiği gözlemlenmiştir. Burada elde edilen bulgular, GSR verisin de bireyler üzerinde odyolojik test sürecinde ortaya çıkan bu farklılıkların testin yarattığı duygusal değişimlerin fizyolojik etki yansımalarına göre değerlendirilebileceğini göstermektedir.

Çalışmanın devamında odyolojik test sürecinin bireylerin beyin aktivitesinde meydana getirdiği değişikliklerin belirlenmesi amacıyla gönüllülerden dinlenme durumu ve odyolojik test sırasında alınan EEG verileri analiz edilmiş ve odyolojik test sürecinin dinlenme durumuna göre yarattığı etkiler değerlendirilmiştir. EEG sinyalleri delta, teta, alfa, beta, gama alt frekans bantları için ikili elektrot tutarlılığı analizleri gerçekleştirilmiştir. Çalışmada ayrıca odyolojik test sırasında dalgacık tutarlılığı kullanılarak frontal ve temporal konumlardaki nöral aktivasyon incelenmiştir. Elde edilen

sonuçlar, odyolojik test sürecinde özellikle simetrik temporal bölgedeki delta, teta ve alfa bandlarında değişimlerde tutarlılığın yüksek olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Çalışma da ayrıca EEG sinyallerinden odyolojik test sürecinin kanal bazlı farklılıklarını belirlemek amaçlı, farklı dalgacık entropi tipleri için dinlenme durumunda hangi kanalların daha etkin olduğu incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar, dalgacık entropi yaklaşımının, bireylerde odyolojik testin beynin hangi bölgesinde aktiviteyi arttırdığı ve ayrıca odyolojik test işleminin dinlenme durumuna göre hangi elektrot bölgesin de daha fazla farklılık gösterdiğini belirlemede kullanılabileceğini göstermiştir.

ANAHTAR KELİMELEER: Elektromanyetik Alan, EEG-Elektroensefalogram, Fizyolojik Etki, GSR-Galvanik Cilt Tepkisi, Konuşma Anlaşılabilirliği, Odyolojik Test

JÜRİ: Prof.Dr. şükrü ÖZEN

Prof.Dr. Ömer Halil OLAK

Prof.Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

Prof.Dr. zlem COşKUN

Do.Dr. Hamza Feza CARLAK

ABSTRACT

EVALUATION OF THE EFFECT OF ELECTROMAGNETIC WAVES ON SPEECH INTELLIGIBILITY FROM ELECTROPHYSIOLOGICAL SIGNALS

LÜTFİYE NUREL ÖZDİNÇ POLAT

PhD Thesis in Department of Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Prof.Dr. Şükrü ÖZEN

July 2023; 90 pages

While developing technology provides convenience in people's lives, it also brings some environmental problems. Considering the widespread use of mobile phones and the widespread use of wireless communication systems, it is important to determine the physiological effects of exposure to electromagnetic fields on individuals in daily life. In this thesis study, Galvanic Skin Response (GSR) and Electroencephalogram (EEG) based examination and analysis of the effects of mobile phone use on speech discrimination in individuals were carried out. Decreased speech intelligibility can lead to misunderstanding, frustration and loss of interest by those communicating. Within the scope of this study, EEG and GSR recordings were taken from the volunteers in the resting state and during the audiological test. These data were analyzed and the results were correlated with factors such as the average daily use of mobile phones by individuals and how many years they had been using mobile phones. According to the results obtained, the electrical activity of the brain near the ear, which is frequently interviewed, showed more significant changes. In addition, at this stage of the study, it was determined which frequency sub-band and which GSR feature of the EEG signal were more distinctive in terms of average interview time.

In addition, the physiological effects of the audiological test process on individuals were investigated on the basis of galvanic skin response. The resting status of the volunteers participating in the study and the GSR data obtained during the audiological test were analyzed and the effects of the audiological test process were evaluated. At this stage, it was observed that the audiological test process showed significant differences in terms of average value, average power, RMS (Root Mean Square), Kurtosis and Skewness characteristics, according to the resting state. The findings obtained here show that these differences in the GSR data on individuals during the audiological test process can be evaluated according to the physiological effects of the emotional changes created by the test.

In the continuation of the study, in order to determine the changes caused by the audiological test process in the brain activity of the individuals, the resting state of the volunteers and the EEG data obtained during the audiological test were analyzed and the effects of the audiological test process according to the resting state were evaluated. Dual electrode coherence analyzes were performed for the theta, alpha, beta, delta, and gamma sub-frequency bands of EEG signals. In the study, neural activation in frontal and temporal positions was also investigated using wavelet coherence during audiological testing. The results showed that there was a high consistency in the changes in delta, theta

and alpha bands, especially in the symmetric temporal region, during the audiological test process.

The study also investigated which channels were more effective at rest for different wavelet entropy types in order to determine the channel-based differences of the audiological test process from the EEG signals. The results showed that the wavelet entropy approach can be used to determine in which region of the brain the audiological test increases the activity in individuals and also to determine which electrode region the audiological test process shows more difference compared to the resting state.

KEYWORDS: Audiological Test, EEG-Electroencephalogram, Electromagnetic Field, GSR-Galvanic Skin Response, Physiological Effect, Speech Intelligibility

COMMITTEE: Prof.Dr. Şükrü ÖZEN

Prof.Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Prof.Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

Prof.Dr. Özlem COŞKUN

Assoc.Prof.Dr. Hamza Feza CARLAK

ÖNSÖZ

‘Elektromanyetik Dalgaların Konuşma Anlaşılabilirliği Üzerine Etkisinin Elektrofizyolojik Sinyallerle Değerlendirilmesi’ adlı çalışmada cep telefonu kullanımının kişilerde konuşmayı ayırt etme üzerine etkilerinin GSR ve EEG tabanlı incelenmesi ve analizi gerçekleştirilmiştir.

Çalışma için insan sağlığına zarar verebilecek bir durumla karşılaşılmasa da Akdeniz Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kuruldan gerekli izinler alınmıştır.

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesindeki destek ve katkılarından dolayı danışman hocam Prof.Dr.Şükrü Özen’e teşekkürlerimi sunarım.

Her zaman yanımda olan beni destekleyen tezimin her aşamasında bilgisinden ve tecrübelerinden yararlandığım sevgili eşime sonsuz teşekkür ederim. Yorucu ve uzun süren çalışmalarım boyunca motivasyonumu artıran canım kızlarıma ve kardeşlerime de desteklerinden dolayı çok teşekkür ederim. Bugünlere gelmemde en büyük emeği olan, her zaman yanımda olan, doktora eğitim sürecinde de destekleri için sevgili anneme ve babama sonsuz sevgi ve saygılarımı sunarım.

Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Kulak Burun Boğaz Kliniği Odyoloji Birimi çalışanlarına ve ayrıca çalışmaya katılan gönüllülere çalışmaya destek ve katkılarından dolayı teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	iii
AKADEMİK BEYAN	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK TARAMASI	3
2.1. Elektromanyetik alanların biyolojik etkileri.....	3
2.2. Elektromanyetik alanların EEG sinyalleri üzerindeki etkileri	10
2.3. İşitmenin EEG tabanlı incelenmesi	11
2.4. Galvanik Deri Tepkisi Temelli Çalışmalar	13
2.5. Galvanik Deri Tepkisinin Konuşma Anlaşılabilirliğine Etkisi Temelli Çalışmalar..	15
2.6. Biyosinyaller ile ilgili Tutarlılık Analizi Çalışmaları.....	15
3. MATERYAL VE METOT	20
3.1. Elektromanyetik Alan ile İlgili Temel Bilgiler	20
3.1.1. Elektrik Alan.....	20
3.1.2. Manyetik Alan	21
3.1.3. Elektromanyetik Alan (EMA)	22
3.2. Elektromanyetik Dalga Yayılımı.....	22
3.2.1. Deri Kalınlığı.....	26
3.2.2. Dalga Polarizasyonu	26
3.3. Elektromanyetik Spektrum.....	27
3.4. EMA Kaynakları	28
3.5. Elektromanyetik Alanların Biyolojik Etkileri	29
3.6. Mobil İletişim Teknolojileri	29
3.7. İşitme Fizyolojisi.....	31
3.7.1. Ses Dalgası ve Özellikleri.....	32
3.7.2. Kulak Anatomisi.....	32
3.8. Konuşma Odyometrisi.....	33
3.8.1. Konuşma Anlaşılabilirliği Test Yöntemleri	33
3.9. Biyomedikal Sinyaller.....	34
3.10. Elektroensefalografi (EEG).....	35

3.11. Dalgacık Dönüşümü	36
3.11.1. Daubechies dalgacık ailesi.....	37
3.12. Dalgacık entropisi.....	37
3.13. Tutarlılık Analizi	39
3.13.1. Zamanla değişen tutarlılık yöntemleri:	39
3.13.2. Dalgacık Tutarlılık Analizi:	40
3.14. Derinin Anatomisi ve Fizyolojisi	40
3.15. GSR Sinyal Analizi	43
3.16. Verilerin Toplanması.....	46
4. BULGULAR	51
4.1. Cep Telefonu Kullanımının Konuşma Anlaşılabilirliği Üzerindeki etkilerinin Elektrofizyolojik Sinyallere Göre Değerlendirilmesi.....	51
4.2. Odyolojik testin fizyolojik etkisinin galvanik deri tepkisine göre değerlendirilmesi	60
4.3. Odyolojik test sürecinde EEG alt frekans bantlarında Coherence analizi.....	67
4.4. EEG sinyallerinden odyolojik test sürecinin dalgacık entropi yaklaşımları kullanılarak analizi ve değerlendirilmesi	70
5. TARTIŞMA	73
6. SONUÇLAR	77
7. KAYNAKLAR	78
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Doktora Tezi olarak sunduğum “Elektromanyetik Dalgaların Konuşma Anlaşılabilirliği Üzerine Etkisinin Elektrofizyolojik Sinyallerle Değerlendirilmesi” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

14 /07/2023

LÜTFİYE NUREL ÖZDİNÇ POLAT

İmzası

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

$\vec{D}$	: Elektrik akı yoğunluğu
$\vec{E}$	: Elektrik Alan şiddeti
$\vec{J}$	: İletken akım yoğunluğu
$\vec{B}$	: Manyetik akı yoğunluğu
$\vec{H}$	: Manyetik alan şiddeti
$\bar{X}$	: Ortalama
μ	: Manyetik geçirgenlik
c	: Işık hızı
cm	: Santimetre
f	: Frekans
F	: Kuvvet
Hz	: Hertz
MHz	: MegaHertz
mm	: Milimetre
q	: Yük
S	: Poynting vektörü
s	: Standart Sapma
u_p	: Dalga hızı
α	: Zayıflama sabiti
β	: Faz sabiti
δ	: Deri kalınlığı
ϵ	: Dielektrik katsayısı
η	: Dalga empedansı

θ : Teta
 λ : Elektromanyetik dalganın dalga boyu
 ρ : Yoğunluk
 σ : İletkenlik
 ψ : Temel dalgacık fonksiyonu
 ω : Açısal Frekans

Tezde ondalık yazım kullanılıyor ve ondalık ayırıcı olarak nokta kullanılmaktadır (“21.01”)

Kısaltmalar

ABR : Auditory Brainstem Response (İşitsel Beyinsapı Cevabı)
AD : Alzheimer hastalığı
BERA : Brainstem Evoked Response Audiometry (Beyin Sapı Uyarılmış Tepki Odyometrisi)
dB : Desibel
DPOAE: Distorsiyon ürünü otoakustik emisyon
EDA : Elektrodermal Aktivite
EEG : Elektroensefalogram
EKG : Elektrokardiyogram
EM : Elektromanyetik
EMA : Elektromanyetik Alan
EMG : Elektromiyogram
fMRI : Functional magnetic resonance imaging (fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme)
GSM : Global System for Mobile Communications (Küresel Mobil iletişim Sistemi)
GSR : Galvanic Skin Response (Galvanik Deri Tepkisi)
ICNIRP: Uluslararası İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyondan Korunma Komisyonu
LTE : Long Term Evolution (Uzun Vadeli Evrim)

MID : Multi-İnfarct Dementia

OAE : Otoakustik Emisyon

PSD : Power Spectral Density (Güç Spektral Yoğunluk)

PTA : Pure Tone Odyometri (Saf Ses Odyometri)

REM : Rapid eye movement (Hızlı göz hareketi)

RF : Radyo Frekans

RMS : Root Mean Square (Karekök Ortalama)

SAR : Specific Absorption Rate (Özgül Soğurma Oranı)

SC : Cilt İletkenliği

SNR : Signal Noise Ratio (Sinyal Gürültü Oranı)

SRT : Speech Reception Threshold (Konuşmayı Alma Eşiği)

TEM : Transverse Electric ve Magnetic

UHL : Unilateral Hearing Loss (Tek taraflı işitme kaybı)

Wi-Fi : Wireless Fidelity (Kablosuz Bağlantı Alanı)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. Elektrik alan çizgilerinin değişimi.....	20
Şekil 3.2. Elektromanyetik Dalga	23
Şekil 3.3. Elektromanyetik Spektrum	27
Şekil 3.4. Kulak Yapısı	32
Şekil 3.5. Örnek bir EEG sinyali için gama, beta, alfa, teta ve delta bantlarına ait değişimler.....	36
Şekil 3.6. Dalgacık entropi ölçüsünün hesaplanmasına yönelik metodoloji	38
Şekil 3.7. Epidermis, dermis ve hipodermis katmanlarından oluşan insan derisi	42
Şekil 3.8. Farklı cilt katmanlarının şematik gösterimi	42
Şekil 3.9. Reseptörler ve sinir dokusunun yer aldığı derinin farklı katmanları	43
Şekil 3.10. Uyarılma ve değer modeli	44
Şekil 3.11. Odyometrik test odasında bir gönüllüden örnek veri toplama görüntüsü.....	48
Şekil 3.12. Çalışmada kullanılan GSI AUDIOSTAR PRO cihazı.....	48
Şekil 3.13. EEG Elektrotlarının gösterimi ve Muse Kafabandı	49
Şekil 3.14. GSR sensörü ve USB bağlantı modülü.....	50
Şekil 3.15. Bir gönüllünün dinlenme durumu ve odyolojik test sürecinde GSR verilerinin değişimi.	50
Şekil 4.1. a) Dinlenme aşaması için ortalama günlük konuşma süresi ve GSR basıklığının değişimi, b) Test aşaması için ortalama günlük konuşma süresi ve GSR basıklığı değerinin değişimi	52
Şekil 4.2. a) Dinlenme durumu için TP 10 kanalında konuşma süresi ve teta bant enerjileri değerinin değişimi, b) Dinlenme durumu için TP 9 kanalında konuşma süresi ve gama bandı enerjileri değerinin değişimi.....	53
Şekil 4.3. a) Dinlenme durumu için TP 9 kanalında konuşma süresi ve beta bant enerjileri değerinin değişimi b) Dinlenme durumu için TP 9 kanalında konuşma süresi ve alfa bant enerjileri değerinin değişimi.....	55
Şekil 4.4. a) Test aşaması için TP10 kanalında konuşma süresi ve teta bandı enerjileri değerinin değişimi b) Test aşaması için TP 10 kanalında konuşma süresi ve alfa bandı enerjileri değeri değişimi.....	56

Şekil 4.5. a) Test aşaması için konuşma süresi ve AF8 kanalı dalgacık entropisinin değişimi, b)Test aşaması için konuşma süresi ve TP10 kanalı dalgacık entropisi değişimi	58
Şekil 4.6. a) Dinlenme fazı için konuşmayı ayırt etme puanı ve beta-bant enerji değerlerinin değişimi. b) Dinlenme fazı için konuşmayı ayırt etme skorunun ve gama bantı enerji değerlerinin değişimi	59
Şekil 4.7. Dinlenme ve test durumu için ortalama değer boxplot (kutu grafiği) değişimleri.....	61
Şekil 4.8. Dinlenme ve test durumu için ortalama değer değişimleri.....	61
Şekil 4.9. Dinlenme ve test durumu için basıklık değeri boxplot (kutu grafiği) değişimleri.....	62
Şekil 4.10. Dinlenme ve test durumu için basıklık değeri değişimleri	62
Şekil 4.11. Dinlenme ve test durumu için çarpıklık değeri boxplot (kutu grafiği) değişimleri.....	63
Şekil 4.12. Dinlenme ve test durumu için çarpıklık değeri değişimleri.....	63
Şekil 4.13. Dinlenme ve test durumu için RMS değeri boxplot (kutu grafiği) değişimleri.....	64
Şekil 4.14. Dinlenme ve test durumu için RMS değeri değişimleri	65
Şekil 4.15. Dinlenme ve test durumu için ortalama güç değeri boxplot (kutu grafiği) değişimleri.....	66
Şekil 4.16. Dinlenme ve test durumu için ortalama güç değeri değişimleri	66
Şekil 4.17. Dinlenme ve odyolojik test aşamaları için bir gönüllünün EEG sinyalinin STFT'si.	67
Şekil 4.18. Dinlenme durumu için Alt frekans bantlarında ortalama tutarlılık değişimleri.....	68
Şekil 4.19. Odyolojik test durumu için alt frekans bantlarında ortalama tutarlılık değişimleri.....	69
Şekil 4.20. Dinlenme ve odyolojik test aşamaları için bir gönüllünün EEG sinyalinin TP9-TP10 elektrot çiftinin Wavelet Coherence görüntüsü.....	70
Şekil 4.21. 'log enerji' entropi tipi için test ve dinlenme durumlarında kanallara ait dalgacık entropi değişimleri.	71
Şekil 4.22. 'norm' entropi tipi için test ve dinlenme durumlarında kanallara ait dalgacık entropi değişimleri.	71

Şekil 4.23. 'shannon' entropi tipi için test ve dinlenme durumlarında kanallara ait dalgacık entropi değişimleri.....	72
--	----



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Elektromanyetik radyasyon ve kaynakları	28
Çizelge 3.2. Yaygın hücreli teknolojiler ve bunların MHz ve GHz aralıklarındaki ilgili frekans bantları	31
Çizelge 3.3. Beş temel beyin dalgasının özelliği	35
Çizelge 3.4. İnsan derisindeki mekanoreseptörlerin tipleri ve özellikleri	43
Çizelge 3.5. Gönüllülerin demografik özellikleri	47
Çizelge 4.1. Odyolojik test ve dinlenme durumlarında GSR özneliklerinin değişimi..	60
Çizelge 4.2. t-test sonuçları.....	67

1. GİRİŞ

Ses, madde moleküllerinin titreşimiyle oluşan dalga şeklinde yayılarak kulağa taşınmasıyla meydana gelen bir enerji türü olup, sıvı, katı, gaz gibi maddesel olan ortamlarda yayılır. Kaynağından çıkan sesler, hava ortamını oluşturan tanecikler ile kulağımıza taşınmaktadır. Sesin işitilebilmesi için ses kaynağı ile kulak arasında maddesel bir ortamın olması gerekmektedir. Günümüzde ne ölçüde ses işitilebildiğinin belirlenmesinde, gerek herhangi bir işitme problemi için, gerekse işitme problemi yaşamadığını belgelendirmek amaçlı olarak kliniklere başvuran bireylere farklı nedenlerle odyolojik testler uygulanmaktadır.

Bu tez çalışmasında, konuşma anlaşılabilirliğinin bireylerin cep telefonu kullanımı ile ilişkisi Elektroensefalogram (EEG) ve Galvanic Skin Response (GSR) temelli olarak belirlenmeye çalışılmış, ayrıca odyolojik testin bireyler üzerindeki fizyolojik etkileri değerlendirilmiştir.

Elektromanyetik alan yayan cep telefonlarının ve kablosuz haberleşme cihazlarının kullanımı her geçen gün artmakta ve yaygınlaşmaktadır. Buna ilaveten elektromanyetik alan yayan farklı elektronik cihazların kullanımı da artmaktadır. Cep telefonlarından yayılan radyo frekansı (RF) radyasyonuna maruz kalmanın canlı dokuları etkileyebileceğini bildiren literatürde farklı çalışmalar bulunmaktadır.

Cep telefonları genellikle kulağa yakın tutulduğu için vücudun diğer bölgelerine kıyasla kulakta nispeten yüksek enerji birikmesine neden olabilmektedir. Bu nedenle elektromanyetik alanın (EMA) işitme sistemi üzerindeki potansiyel olumsuz etkilerinin belirlenmesi önem arz etmektedir. İşitme sistemi, termal ve termal olmayan etkilerden potansiyel olarak en çok etkilenen hedeftir. Ayrıca, işitme sisteminin ve özellikle koklear dış tüylü hücrelerin çok çeşitli eksojen ve endojen ajanlara karşı oldukça hassas olduğu ve harici olarak uygulanan elektrik ve manyetik alanların bir miktar işitme hissi üretmektedir.

Özellikle cep telefonu ile görüşmelerin yaygın olması ve kablosuz haberleşme sistemlerinin yaygınlaşması durumları göz önüne alındığında, günlük yaşamda elektromanyetik alana maruziyetin kişiler üzerindeki fizyolojik etkilerinin belirlenmesi önem arz etmektedir.

Kişilerde konuşma anlaşılabilirliğinin azalması, yanlış anlaşılmalara gibi durumlardan dolayı insanlarda stres ve kaygı gibi durumlara neden olabilmektedir. Bu çalışmada ilk olarak konuşma anlaşılabilirlik düzeyindeki değişime göre EEG frekans alt bantlarında değişim olup olmadığı araştırılmıştır. Benzer şekilde, anlaşılabilirlik değiştiğinde GSR' deki değişiklikler değerlendirilmiştir. EEG frekans bantlarındaki sinyallerin güçleri, konuşma anlaşılabilirlik düzeyi ve GSR sinyalinden çıkarılan öznelitlikler arasındaki korelasyonlar belirlenmiştir. Bu kapsamda EEG sinyallerinden hangi frekans alt bandının ve hangi elektrot bölgesinin daha etkin olduğu ve GSR sinyalinden de hangi öznelitiğin odyolojik test esnasında daha ayırt edici olduğu belirlenmeye çalışılmıştır.

Literatürdeki elektromanyetik alanların maruziyetinin EEG sinyalleri üzerinde etkisinin incelendiği çalışmalar mevcut olup, ayrıca gürültülü ortamda konuşma, işitme cihazı kullanma, düşük seviyeli akustik ve daha yüksek seviyeli ayırık farklı konuşma temsillerinin EEG değişimleri üzerinden değerlendirildiği farklı çalışmalar mevcut olmakla birlikte, literatürde ortalama cep telefonu kullanım süresi gibi etmenlerin konuşma anlaşılabilirliğine etkisinin elektrofizyolojik sinyallerle beraber değerlendirildiği bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışmada hem elektromanyetik alan maruziyetinin konuşma anlaşılabilirliği üzerine etkisi hem de anlaşılabilirlik seviyesinin kişilerdeki beyin sinyalleri ve deri direnci değişimleri ile ilişkisi belirlenmiştir. Odyolojik test aşaması ve dinlenme durumu için istatistiksel olarak anlamlı olan korelasyonlar belirlenmiştir.

Odyolojik test günümüzde bireylerin işitme kayıplarının olup olmadığı ve işitme kaybının derecesinin belirlenmesi amaçlı olarak ilgili klinikler de sıklıkla yapılmaktadır. Bu testin bireylerde ne gibi bir fizyolojik etki bıraktığının belirlenmesi bu açıdan önem arz etmektedir. GSR derinin elektriksel iletkenliğindeki farklılıklardan kaynaklanan bir çeşit tepkidir. Buradaki farklılıklar, bireyin stres, heyecan ve rahatlama gibi psikolojik durumundaki değişikliklerden kaynaklanmaktadır (Gökay vd. 2015). Odyolojik test sürecinin bütününe bireyler üzerinde meydana getireceği fizyolojik etkilerin belirlenmesi, konuşma anlaşılabilirliği ve telaffuzda azalma gibi durumlarla beraber göz önüne alındığında tüm işitme problemi ve konuşma bozukluğu yaşayan kişilerde daha kapsamlı değerlendirmelerin yapılmasına katkılar sunacaktır.

Tezin ikinci bölümünde cep telefonu kullanımı ve odyolojik test kapsamlarında EEG verisi ve GSR sinyalleri açısından da farklı alanlarda duygusal durum ve stres gibi değişikliklerinin belirlendiği literatürdeki çalışmalar ayrı başlıklar halinde sunulmuştur. Tezin sonraki bölümünde bu çalışmada izlenen yöntemler, daha sonraki bölümde elde edilen bulgular yer almaktadır.

2. KAYNAK TARAMASI

2.1. Elektromanyetik alanların biyolojik etkileri

Küresel Mobil İletişim Sistemi (GSM), cep telefonlarının yaygın kullanımı nedeniyle, iletişim araçları olarak vazgeçilmez hale gelmişlerdir. Cep telefonları iletişim için radyo frekansı (RF) dalgalarını kullanmaktadır. Elektromanyetik radyasyon spektrumuna girmektedir ve özellikle kullanım sırasında cep telefonu ile doğrudan temas halinde olan vücut kısımlarında termal etkilerin potansiyel sağlık tehlikelerine ilişkin endişeleri artırmaktadır bu nedenle yüksek öncelikli bir çevre sağlığı sorunu olarak değerlendirilmelidir (Bauer vd. 2019).

Cep telefonu kullanıcısının maruz kaldığı radyofrekans enerjisi miktarı, telefonun teknolojisi, telefon ile kullanıcı arasındaki mesafe, cep telefonunu kullanım kapsamı ve türü, kullanıcının baz istasyonlarından uzaklığı gibi birçok faktöre bağlı olarak değişmektedir (Volkow vd. 2011; Naeem 2014).

Cep telefonları, termal etkiler ve termal olmayan etkilerle ilişkili olarak, su moleküllerinin ve bazı organik moleküllerin dönüşünü harekete geçiren frekanslarda mikrodalga radyasyonu iletilmektedir. Termal etkileri baş ağrısı, kulak çevresinde sıcaklık veya yanma hissi, yüz derisinde yanma hissi ve kan-beyin bariyerinde değişikliklere yol açmasıdır. Termal olmayan etkileri ise uyku düzenlerinin bozulması, kan basıncında artış, bilişsel işlevler üzerindeki etki ve cep telefonlarının potansiyel kanserojen etkileri, özellikle akustik nöromalardır (Ozturan vd. 2002).

Cep telefonlarının anteninin kullanıcının kulağına ve kafasına yakınlığı nedeniyle, beyin kaçınılmaz olarak özellikle yüksek özgül soğurma oranına (SAR) sahip EMA'lara maruz kalmaktadır. Deneysel araştırmalar, cep telefonunun RF çıkış gücü enerjisinin yaklaşık %40-45'inin kullanıcının kafası tarafından emildiğini göstermektedir (Stefanics vd. 2007).

Cep telefonlarından ve/veya baz istasyonlarından yayılan RF radyasyonuna maruz kalmanın canlı dokuları etkileyebileceğini bildiren literatürde farklı çalışmalar bulunmaktadır.

Cep telefonlarından yayılan elektromanyetik dalgalara kronik olarak maruz kalmanın işitsel işlevler üzerindeki etkilerinin değerlendirildiği çalışmada uzun süreli ve yoğun cep telefonu kullanımının iç kulakta hasara neden olabileceğini ancak kesin sonuçlara varmak için büyük bir örneklemin olması gerektiğini belirtmişlerdir (Panda vd. 2010).

Davidson ve Lutman (2007) cep telefonlarının işitsel-vestibüler sistem üzerindeki olumsuz etkileri üzerine İngiltere'deki öğrenci nüfusu üzerinde bir çalışma yapmışlardır. Öğrencilerin cep telefonu kullanımının işitme, kulak çınlaması ve denge üzerindeki olası kronik etkilerini belirlemek amaçlı yaptıkları anket çalışması sonucunda cep telefonu kullanımının işitsel-vestibüler sistem üzerinde zararlı bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir.

Cep telefonlarından yayılan EMA'nın maruziyetinden önce ve sonra 15 denegin dış tüylü hücre işlevi, (DPOAE) distorsiyon ürünü otoakustik emisyon kaydı ile değerlendirildiği çalışmada maksimum güçte (900 MHz'de 2 W veya 1800 MHz'de 1 W) 10 dakikalık EMA'a maruz kalmanın, her iki DPOAE üretim mekanizmasında herhangi bir değişikliğe neden olmadığını belirtmişlerdir (Parazzini vd. 2005).

Stefanics vd. (2007) GSM cep telefonlarının insan işitme sistemi üzerindeki potansiyel olumsuz etkilerini inceledikleri çalışmalarında işitsel beyin sapı cevabı (ABR), normal işiten otuz genç ve sağlıklı gönüllüde polarize olmayan Ag-AgCl kafa derisi elektrotuyla kaydetmişlerdir. ABR verilerini, cep telefonu tarafından yayılan 900 MHz darbeleri EMA'a 10 dakika maruz bırakılmadan önce ve hemen sonra toplamışlardır. On beş denek gerçek EMA'a ve on beş denek sahte EMA'a çift kör ve dengelenmiş bir sırayla maruz bırakılmıştır. Çalışma sonucunda GSM cep telefonu maruziyetinin, insan işitsel beyin sapı tepkisini değiştirmedığını belirtmişlerdir.

GSM cep telefonu (217 Hz'de darbeleri 902.4 MHz) tarafından yayılan elektromanyetik alanın ABR üzerindeki olası etkilerinin incelendiği çalışmada 17 sağlıklı genç yetişkinde, başlangıçta cep telefonu olmadan ve ardından cep telefonu kulağında EMA kapalı ve EMA açık koşulları altında kaydetmişlerdir. Cep telefonu EMA'nına kısa süreli maruz kalmanın, işitsel sinir ve beyin sapı işitsel yolları boyunca kokleadan orta beyne kadar duyuşal uyarıların iletimini etkilemediğini belirtmişlerdir (Kwon vd. 2010).

Kulak ve çevresindeki cilt reaksiyonlarının, cep telefonu kullanıcıları arasında bir telefon görüşmesi sırasında bildirilen en yaygın semptomlar olduğu belirtilmiştir (Mild vd. 1998; Oftedal vd. 2000; Keykhosravi vd. 2018).

Uzun süreli cep telefonu kullanımının tıp öğrencilerinin saf ses odyometri eşikleri üzerindeki etkisinin incelendiği çalışmada son 5 yıldır cep telefonuna maruz kalan kulakta ve maruz kalmayan kulakta saf ses ortalaması eşiği üzerindeki etkisine bakmışlardır ve maruz kalan kulağın işitme eşiğinin, maruz kalmayan kulağa göre değiştiğini gözlemlemişlerdir (Das vd. 2017).

Meo ve Al-Drees (2005) cep telefonu görüşme süresi ile işitme ve görme şikayetleri arasındaki durumu gözlemek için yaptıkları anket çalışmalarının sonucunda sorunların yaklaşık %34,59'u işitme bozukluğu, kulak ağrısı ve/veya kulakta ısınma ve şikayetlerin %5,04'ü görme azlığı ve/veya bulanıklığı ile ilgili olduğunu, sürekli cep telefonu kullanıcıları arasında işitme bozukluğu şikayetlerinin arttığını belirtmişlerdir.

Khan (2008) çalışmasında gençlerin bildirdiği hastalık belirtilerinin cep telefonu kullanımıyla ilişkili olup olmadığını araştırmak ve bunun tıp öğrencilerinin sağlığı ve gelişimi üzerindeki etkisini analiz etmek için anket uygulaması gerçekleştirmiştir.

Elektromanyetik radyasyonun beyin hastalıkları üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmada insanların konuşurken cep telefonlarını genellikle kafalarına yakın tutmalarından dolayı beynin vücudun diğer bölgelerine göre daha fazla RF-radyasyonuna maruz kaldığını belirtmişlerdir (Hossmann ve Hermann 2003).

Cep telefonu kullanımının işitmeye uzun vadeli etkisinin beyin sapı uyarılmış tepki odyometrisi (BERA) kullanılarak değerlendirildiği çalışmada 30 kullanıcı olmayan ve 60 kullanıcı (2 yıldan fazla 1 saatten fazla cep telefonu kullanan) dahil edilmiştir ve kullanıcılar Grup A (cep telefonunu 1 saatten fazla 2 yıldan fazla ve 5 yıldan az kullananlar) ve Grup B (cep telefonunu 5 yıldan fazla 1 saatten fazla kullananlar) olarak gruba ayırmışlardır. Deneklerin işitsel durumunu, BERA ile değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda cep telefonunun elektromanyetik frekanslarının kulak ve işitme yollarında bir miktar hasara yol açtığını belirtmişlerdir (Sharma vd. 2016).

Occelli vd. (2018) çalışmalarında cep telefonu konuşmaları sırasında, işitsel bilgilerin işlenmesinde yer alan temporal lob sinir ağlarının, kablosuz iletişimlerini ileten darbe modülasyonlu GSM-1800MHz radyo frekansları gibi elektromanyetik alanlara maruz kaldığını belirtmişlerdir. Nöroenflamasyonu indüklemek için lipopolisakkarit enjekte edilen ratlara, ortalama 1,55W/kg değerine ulaşan belirli bir absorpsiyon hızında iki saat boyunca GSM-1800MHz sinyallerine "sadece kafa" maruz bırakmışlar ve çalışma sonucunda GSM-1800MHz'e akut maruz kalmanın işitsel algının altında yatan mikrogliya ve nöronal aktiviteyi önemli ölçüde etkileyebileceğini belirtmişlerdir.

Varshney vd. (2023) çalışmalarında cep telefonlarının uzun süreli kullanımının ABR üzerindeki etkisini belirlemek için 2 yıldan uzun süredir cep telefonu kullanan 18 ile 45 yaş arası 865 bireyin baskın (mobil kullanan) ve baskın olmayan (mobil kullanmayan) kulaklarda günlük mobil kullanım dakikalarına, mobil kullanım yıllarına ve toplam cep telefonu kullanım sürelerine göre farklı gruplara ayırmışlardır. Çalışma sonucunda EMA uzun süreli maruz kalındığında, ABR'lerde ölçülebilir değişikliklerin gözlemlendiğini belirtmişlerdir.

Oftedal vd. (2000) çalışmalarında Norveç ve İsveç'te işlerinde cep telefonu kullanan 17.000 kişiyi dahil etmişlerdir. Norveç'te yanıt verenlerin yüzde otuz biri ve İsveç'te yanıt verenlerin yüzde 13'ü cep telefonu kullanımıyla bağlantılı olarak en az bir semptom yaşadığını, kulakta ve kulak arkasında/etrafında sıcaklık hissinin yanında, en sık olarak yüz derisinde yanma hissi ve baş ağrısı bildirdiklerini ve semptomların çoğunun genellikle arama sırasında veya aramadan sonraki yarım saat içinde başladığını ve 2 saate kadar sürdüğünü belirtmişlerdir. Bu bulguların, cep telefonu kullanımı ile ısınma hissi arasında nedensel bir ilişkiye işaret ediyor olabileceğini ancak ciddi bir sağlık sorunu olmadığını belirtmişlerdir.

Garcia Callejo vd. (2005) çalışmalarında 323 sağlıklı gönüllüye, cep telefonu kullanıma başlanmasından üç yıl sonrasına kadar odyometrik değerlendirme yaparak günlük kullanım süresini sorgulamışlardır. Çalışma sonucunda konuşma tonlarında işitme eşiğinde kontrollere göre 1 ile 5 dB arasında daha fazla artış gözlemlenmiştir.

Cep telefonunun odyolojik sisteme etkisinin incelendiği çalışmada 98 deneğin (57 kişi genellikle sağ tarafı, 41 kişi sol tarafı kullanmıştır) işitme düzeyi odyometri, timpanometri, otoakustik emisyon (OAE) ve ABR ile araştırılmıştır. Çalışma sonucunda baskın kulakların işitme eşiğinin baskın olmayan kulaklara göre daha kötü olduğunu belirtmişlerdir (Kerekhanjanarong vd. 2005).

İç kulağın yakınlığı nedeniyle EMA'nın tam etkisini alan ilk ana organ olduğunun ve hassas tüylü hücrelerin diğer yapılara kıyasla yaralanmaya karşı daha savunmasız olduğunun belirtildiği çalışmada cep telefonu kullanıcılarında yüksek frekanslı işitme kaybını incelemişlerdir. Odyometrik ölçümler kullanarak baskın olmayan kulak ile baskın olan kulağı karşılaştırmışlardır. Kronik cep telefonu kullanımının, baskın olan kulakta (kullanılan cep telefonu) baskın olmayan kulağa göre yüksek frekanslı işitme kaybı ortaya çıkardığını ve günlük cep telefonu kullanım süresi ile cep telefonu kullanım süresinin uzunluğu ile işitme kaybı derecesi arasında bir ilişki olduğunu vurgulamışlardır (Velayutham vd. 2014).

Güney Hindistan'ın yarı kentsel bir bölgesinde yetişkinler arasında cep telefonu kullanımı ve sağlık etkilerinin belirlenmesi amaçlı yapılan çalışmada cep telefonu kullanımının baş ağrısı, kulak ağrısı, boyun ağrısı, kulak çınlaması, yorgunluk, uyku bozukluğu ve huzursuzluk gibi sağlık sorunları ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir (Stalin vd. 2016).

Cep telefonlarının EMA'larının insan ABR üzerindeki kısa vadeli etkilerini belirlemek amaçlı yapılan çalışmada 18 sağlıklı gönüllü 900 MHz ve SAR 0,82 W/kg yayan cep telefonlarına maruz bırakılmışlardır. Cep telefonları her gönüllünün sağ kulağına 15 dakika temas ettirilmiştir. Çalışma sonucunda cep telefonunun elektromanyetik radyasyonuna akut maruz kalmanın ABR'nin mutlak gecikmelerini ve dalgalar arası gecikmelerini değiştirmediğini belirtmişlerdir. Ancak yazarlar, küçük biyolojik ve nörofizyolojik etkilerin mevcut teknoloji tarafından tespit edilemeyebileceğinden aşırı cep telefonu kullanımının teşvik edilmemesi gerektiğini belirtmişlerdir (Oysu vd. 2005).

Epidemiyolojik çalışmalar ve gözlemler, cep telefonu kuleleri ve antenlerinin yakınında yaşayan insanların daha yüksek oranda baş ağrısı, kulak çınlaması, baş dönmesi, konsantrasyon sorunları, yorgunluk, kaygı, uykusuzluk, depresyon ve artan intihar, nörodejeneratif hastalıklar ve kanser oranları gösterdiğini belirtmişlerdir (Levitt ve Lai 2010).

Bauer vd. (2019) cep telefonlarının insan kulak kepçesi bölgesi üzerindeki termal etkilerini belirlemek amaçlı model geliştirmişlerdir. Çalışmada insan kulak kepçesi bölgesinin, cep telefonu kullanımı sırasında hem termal hem de termal olmayan etkiler için en güçlü anatomik kısım olduğu belirtilmiştir. Bir arama sırasında cep telefonu ısınmasını simüle ederek deneysel kızılötesi termografik görüntüleme ile karşılaştırmışlardır. 1800 MHz veri iletimi frekansının simülasyonda kullanılan yağ/su fantomunda en yüksek sıcaklık artışını gösterdiğini belirtmişlerdir.

Tuhanoğlu vd. (2019) çok düşük doz (40 Hz) manyetik alanın koklear hücreler üzerindeki etkisinin incelendiği çalışmada, 12 rat dahil edilerek iki gruba ayırmışlardır, çalışma grubundaki ratlar 30 gün boyunca günde 1 saat 40 Hz darbeleri manyetik alana maruz bırakılmış ve kontrol grubu ile işitmeleri otoakustik emisyon testi ile karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda son zamanlarda tedavi amaçlı kullanıldığı düşünülen çok düşük doz manyetik alanın koklear hücrelerde hem işitsel fonksiyon bozukluklarına hem de histopatolojik hasara neden olabileceğini belirtmişlerdir.

Balachandran vd. (2012) bluetooth cihazı elektromanyetik alanının işitme üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmada otuz yetişkin gönüllü bluetooth kulaklık cihazına (1) 'bekleme' ayarında 6 saat ve (2) 'tam güçte' 10 dakika maruz bırakılmış ve sonrasında işitme, saf tonlu odyografi ve distorsiyon üretimi otoakustik emisyon testi kullanılarak değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda işitmede istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik olmadığını belirtmişlerdir.

Otuz dakikalık cep telefonu kullanımının insan duyuşal korteksi üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmada, 12 normal gönüllüde 30 dakika boyunca bir cep telefonu tarafından yayılan elektromanyetik alana maruz kalmadan önce ve sonra sahte maruz kalmaya kıyasla somatosensoriyel uyarılmış potansiyelleri incelemişlerdir. Çalışma sonucunda 30 dakikalık cep telefonu kullanımının insan duyuşal korteksi üzerinde kısa vadeli bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir (Yuasa vd. 2006).

Galloni vd. (2005) GSM cep telefonlarının 900 ve 1800 MHz frekanslarında, kulakta 2 W/kg yerel SAR'da 4 hafta boyunca günde 2 saat, haftada 5 gün elektromanyetik alanlara maruz bırakarak Sprague-Dawley ratlarının koklear işlevselliğini, DPOAE ile değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda cep telefonlarından yayılan elektromanyetik alanların Sprague-Dawley ratlarının iç işitme sistemini etkilemediğini belirtmişlerdir.

900 ve 1800 MHz GSM kaynaklarının ürettiği radyofrekans radyasyonunun rat modelinde koklear gelişim üzerindeki etkisinin belirlendiği çalışmada sekiz hamile albino Wistar rat üç gruba ayrılmış olup, bunlar: kontrol, 900 MHz ve 1800 MHz. Son iki grup gebe rat gebeliğin 12. gününden doğuma kadar günde 1 saat radyofrekans radyasyona maruz bırakılmıştır. Çalışma sonucunda rat modelinde koklear gelişim sırasında radyofrekans radyasyona maruz kalmanın neden olduğu kokleada hücreşel yapışal hasar gösterdiğini belirtmişlerdir (Seckin vd. 2014).

Cep telefonunun ürettiği radyasyonun, vestibüler ve işitsel sistemler ile iç kulak üzerindeki biyolojik etkisinin, insan şakak kemiği üzerinde yapılan termografik incelemeler ile incelendiği çalışmada cep telefonu kullanımdayken ve kullanılmadan, 13 denekten video-nistagmografik kayıt, 24 kulakta beyin sapı elektrik tepkisi odyometrisi ve 20 kulakta otoakustik emisyonların distorsiyon ürünlerinin kaydını gerçekleştirmişlerdir. Termografik incelemeler sonucunda, cep telefonunun işitsel ve vestibüler sistem için ilgili bir uyarıya yol açabilecek herhangi bir sıcaklık artışına neden olmadığını belirtmişlerdir (Sievert vd. 2007).

Genç yetişkinlerde cep telefonu kullanımının işitme üzerindeki etkisinin incelendiği çalışmada 1 yıldan uzun süredir cep telefonu kullanan 75 tıp öğrencisinin ilk işitme durumları, çalışmaya kayıt sırasında saf ses odyometri (PTA), OAE ve ABR ile değerlendirilmiştir ve sonrasında 6. ayda ve 1. yılda tekrar odyolojik değerlendirme yapılarak karşılaştırma yapılmıştır. Çalışma sonucunda cep telefonlarının genç erişkinlerde işitme üzerinde kısa vadeli herhangi bir etkisinin ortaya çıkmadığını belirtmişlerdir (Sharma vd. 2022).

Cep telefonlarının elektromanyetik alanının işitme üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmada normal işiten 30 gönüllü, 10 dakika boyunca cep telefonu EMA'larına maruz bırakılmış ve maruziyetten önce ve sonra uyarılmış otoakustik

emisyondaki değişiklikleri ölçmüşlerdir. Çalışma sonucunda cep telefonlarının elektromanyetik alanının deneklerin işitme eşiği seviyesinde bir farklılık oluşturmadığını belirtmişlerdir (Ozturan vd. 2002).

Cep telefonlarının 900 ve 1800 MHz frekanslarında ürettiği düşük yoğunluklu EMA'lara maruz kalmanın bir sonucu olarak işitme işlevindeki potansiyel değişiklikleri değerlendirmek amacıyla yapılan çalışmada normal işiten otuz gönüllü cep telefonu EMA'nına gerçek ve/veya sahte maruz kalmanın 10 dakika öncesinde ve hemen sonrasında saf ses odyometrisinde işitme eşiği seviyeleri ve geçici uyarılmış otoakustik emisyonlarını incelemişler. Bir cep telefonundan yayılan EMA'lara 10 dakika yakından maruz kalmanın, genç insan deneklerde yapılan ölçümler üzerinde ani bir etki yaratmadığı ve ölçülebilir bir işitme bozukluğu tespit edilmediği sonucuna varmışlardır (Uloziene vd. 2005).

Cep telefonlarının yaydığı radyasyonun kullanıcıların işitme duyuları üzerindeki etkilerinin araştırıldığı çalışma üç grup üzerinde gerçekleştirilmiştir: 1) dört yıldır sık sık cep telefonu kullanan ve günde yaklaşık 2 saat konuşan 20 erkek; 2) dört yıl boyunca günde 10-20 dakika cep telefonu kullanan 20 erkek; ve 3) hiç cep telefonu kullanmamış 20 sağlıklı erkek (kontrol grubu). Maruz kalmanın deneklerin işitme fonksiyonları üzerindeki etkilerini ölçmek için beyin sapı uyarılmış yanıt odyometrik ve saf ton odyometrik yöntemleri kullanılmıştır. Çalışma sonucunda daha yüksek derecede işitme kaybının, cep telefonlarının ürettiği elektromanyetik (EM) alana uzun süreli maruz kalma ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir (Oktay ve Dasdag 2006).

Cep telefonu kullanımının beyin dokusu üzerindeki etkilerini ve C vitamininin olası koruyucu rolünü değerlendirmek amaçlı yapılan çalışmada kırk adet fareyi rastgele (kontrol, cep telefonu, cep telefonu artı C vitamini ve tek başına C vitamini) olmak üzere dört gruba ayırmışlardır. Cep telefonu grubunu sadece cep telefonu sinyaline maruz bırakmışlar, cep telefonu artı C vitamini grubunu bir cep telefonu sinyaline maruz bırakmış ve C vitamini ile tedavi etmişlerdir. Çalışma sonucunda C vitamininin cep telefonu radyasyonunun beyin dokusundaki zararlı etkilerine karşı koruyucu bir rol oynayabileceğini belirtmişlerdir (Imge vd. 2010).

Kim vd. (2020) çalışmalarında Uzun Vadeli Evrim (LTE) ve 5G bant genişliğine sahip EMA'ların cilt pigmentasyonu üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. LTE veya 5G'ye maruz kalan dokularda, melanositlerin boyutundaki çok az değişiklik dışında, melanoderma dokularında herhangi bir değişiklik gözlemlenmemişlerdir.

GSM cep telefonlarının ABR üzerindeki olası olumsuz etkilerini belirlemek için yapılan çalışmada 60 kişi cep telefonu kullanımlarına göre 20'şer kişilik üç gruba; grup A (kontrol grubu) ve grup B (5 yıl boyunca günde en fazla 30 dakika cep telefonu kullanan denekler) ve grup C'de (10 yıl boyunca maksimum 30 dakika/gün cep telefonu kullanan denekler) olacak şekilde ayırmışlardır. Çalışmada grup A ve grup B arasında ABR parametrelerinde anlamlı bir fark oluşmazken, grup C'de dalga gecikmesi kontrol grubuna göre anlamlı olarak uzadığı belirtilmiştir. Çalışma sonucunda cep telefonlarına uzun süre maruz kalmanın işitsel yolun periferik kısmındaki iletimi etkileyebileceğini belirtmişlerdir (Khullar vd. 2013).

Elektromanyetik dalgalara kronik maruz kalmanın işitme sistemi üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmada 12 adet erişkin Wistar albino ratdan 6'sı kontrol grubuna ayrılmıştır. Diğer 6'sı çalışma grubu 30 gün boyunca elektromanyetik dalgalara maruz bırakılmıştır. Çalışma sonucunda EMA maruz kalan grupta kontrol grubuna göre histopatolojik ve immünohistokimyasal analizde koklear nükleusta artmış vakuolizasyon, piknotik hücre görünümü ve ödem gibi nöronal dejenerasyon belirtileri görüldüğü belirtilmiştir (Özgür vd. 2015).

Cep telefonlarının elektromanyetik alanının işitme üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmada 14 yetişkin ve 4 yenidoğan ratdan 7'si 30 gün boyunca 1 saatlik cep telefonu EMA' nına maruz bırakılırken, diğer 7 yetişkin rat kontrol grubuna ayrılmıştır. Çalışma sonucunda cep telefonundan yayılan elektromanyetik alanının kronik olarak 30 gün 1 saat süreyle maruz kalmanın yetişkin ve gelişmekte olan ratlarda dış ve orta kulak ve koklear düzeyde herhangi bir işitme bozukluğuna neden olmadığı sonucuna varmışlardır (Kızılay vd. 2003).

Elektromanyetik alan üretici tarafından üretilen 2100 MHz GSM benzeri elektromanyetik alanın ratların işitme sistemi üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmada 14 yetişkin Wistar albino rat dahil edilerek 1. grup çalışma grubu bir cep telefonunda konuşma modunu simüle etmek için 30 gün boyunca sürekli olarak 5,4 dBm (3,47 mW) sinyal düzeyine (gücüne) sahip 2100 MHz'lik bir elektromanyetik alana maruz bırakılmışlardır. Kontrol grubu yukarıda belirtilen elektromanyetik alanlara maruz bırakılmamışlardır. Çalışma sonucunda kronik RF-EMA maruziyetinin ratlarda koklear çekirdeklerin dejenerasyonuna neden olduğunu belirtmişlerdir (Çeliker vd. 2017).

Cep telefonu baz istasyonlarının oluşturduğu EMA'nın işitme sistemi üzerine etkisinin incelendiği çalışmada 20 adet erkek rat ilk olarak işitme düzeyleri ABR ile değerlendirilmiş sonrasında kullanıcı yoğunluğunun en fazla olduğu zamanlarda, günde 1 saat GSM baz istasyonunun önünde tutulmuştur. Ratlara birinci hafta sonunda ve ikinci hafta sonunda tekrar ABR yapılmıştır. Çalışma sonucunda Cep telefonu baz istasyonlarının özellikle uzun süreçte işitmeye olumsuz etkilerinin olabileceğini belirtmişlerdir (Çetiner vd. 2012).

Bir cep telefonu tarafından 30 dakika süreyle yayılan darbeli yüksek frekanslı elektromanyetik alanın insan merkezi işitme sistemi üzerinde kısa vadeli olumsuz etkilerinin olup olmadığını araştırmak amaçlı yapılan çalışmada 15 normal işiten gönüllüde 30 dakika boyunca cep telefonu kullanmadan önce ve kullandıktan sonra ABR, orta gecikme yanıtı üzerinde çalışılmış ve çalışma sonucunda 30 dakikalık cep telefonu kullanımının insan işitme sistemi üzerinde kısa süreli olumsuz bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir (Arai vd. 2003).

Polonya'da yapılan bir çalışmada, 45 genç sağlıklı gönüllüde Polonya'da kullanılan tüm standart dalga boylarında (450, 935 ve 1800 MHz) cep telefonu anteni tarafından üretilen EMA'lara maruz kalmadan önce, maruz kalma sırasında ve sonrasında ABR'leri değerlendirmişlerdir. ABR dalga formlarının, maruz kalmaya bağlı olarak anlamlı bir fark göstermediğini ve cep telefonlarına kısa süreli maruz kalmanın, işitsel sinir ve beyin sapı işitsel yol boyunca kokleadan orta beyne kadar duyuşal uyaranların iletimini etkilemediğini belirtmişlerdir (Bak vd. 2003).

Alsanosi vd. (2013) çalışmalarında aynı cep telefonu modelinin elektromanyetik alanına maruz bırakıldıktan 60 dakika önce ve hemen sonra akut işitsel etkilerini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda ısı/ağrı en sık bildirilen semptom olduğunu belirtmişlerdir.

Al-Dousary (2007) cep telefonu kaynaklı sensörinöral işitme kaybı adlı çalışmasında 42 yaşında bir erkek hastada GSM telefon kullanımına bağlı sensörinöral işitme kaybı vakası bildirmiştir.

Kayabasoglu vd. (2011) cep telefonu elektromanyetik alanlarına kronik maruz kalmanın ratlarda işitme sistemi üzerindeki etkisinin incelendiği çalışmada kırk adet Wistar Albino rat kullanılmıştır. 20 yenidoğan ve 20 erişkin ratlardan; biri kontrol, biri çalışmaya katılmak üzere 10'arlı iki gruba ayırmışlardır. Ratlar, art arda 30 gün boyunca günde 6 saat elektromanyetik alana maruz bırakılmışlardır. 30 günlük maruz kalma süresinden önce ve sonra, her grupta DPOAE ölçerek ve daha sonra istatistiksel analizde kullanılan bir sinyal-gürültü oranı hesaplamışlardır. Çalışma sonucunda cep telefonu elektromanyetik alanlarına kronik maruz kalmanın yenidoğan veya yetişkin ratlarda dış kulak, orta kulak veya koklear düzeyde işitme üzerinde herhangi bir etkisi olmadığını belirtmişlerdir.

Zaidi vd. (2021) cep telefonu kullanımının beyinde, özellikle beyincikte oksidatif hasara neden olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle çalışmalarında zencefilin kullanılmasının cep telefonu kaynaklı sıçan beyin hasarı üzerindeki koruyucu etkisini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda zencefil gibi doğal besin takviyelerini radyofrekans elektromanyetik radyasyonun zararlı etkilerinden korumak için kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Bu tez çalışması kapsamında, elektromanyetik alanların farklı çalışma frekansları ve farklı maruziyet bölgeleri açısından etkilerinin incelendiği literatürdeki çalışmalardan farklı olarak, cep telefonu kullanım süresi gibi etmenlerin konuşma anlaşılabilirliğine etkisinin elektrofizyolojik sinyallerle beraber değerlendirilmiş ve bireylerin beyin elektriksel aktivitesinde alt frekanslar ve kanal bazlı oluşturduğu farklılıklar belirlenmeye çalışılmıştır. Ayrıca bu etmenlerin galvanik deri tepkisi üzerinde yarattığı değişimler incelenmiştir.

2.2. Elektromanyetik alanların EEG sinyalleri üzerindeki etkileri

Artan sayıda telekomünikasyon cihazı ve mobil telefonlar kullanırken harcanan sürenin fazla olması başta sağlıklı yetişkinler olmak üzere RF - EMA'lara maruz kalmanın bir sonucu olarak beyin fonksiyonunun nörofizyolojik ölçümlerinde değişiklikler gösterebilmektedir (Curcio 2016).

Literatürde farklı çalışma frekanslarında elektromanyetik alanların EEG sinyalleri üzerindeki etkisine yönelik çalışmalar bulunmaktadır.

Lv vd. (2014) çalışmalarında insan beyninde radyofrekans elektromanyetik alanlar ile EEG tekniği arasındaki olası etkileşimleri araştırmışlardır.

Bhangari vd. (2018) çalışmalarında beyin dalgalarını, cep telefonunun bir dakika boyunca maruz kalmasından önce ve sonra ölçmüşlerdir. Cep telefonunu en az 5 dakika konuşma modunda tutmuşlardır. EEG sinyallerinden cep telefonu kullanımından önce ve kullanımından sonra beyin dalgası frekansını ölçmüşlerdir. Ayrıca cep telefonu kullanımından sonra titreşim renk spektrumunu test etmişlerdir ve cep telefonunu vücuttan farklı mesafelerde tutmanın etkisini de doğrulamışlardır.

Dalecki (2016) çalışmasında alfa gücünün, radyo frekansı elektromanyetik alanlara maruz kalmanın ardından uyku sırasında ve sonrasında artmakta olduğunu, ancak bugüne kadar, RF-EMA'nın EEG üzerindeki bu etkilerinin fonksiyonel sonuçlarının henüz tanımlanmamış olduğunu belirtmiştir.

Cvetkovic vd. (2006) yaptıkları çalışmalarında çok düşük frekanslı elektromanyetik alanların insan beyin aktivitesini değiştirip değiştiremeyeceğini araştırmışlardır. 33 denek üzerinde yapılan bu EEG çalışmasının sonuçları, ilk EM maruziyeti altında beyin ön bölgesindeki Beta1 bandında belirgin bir artıştan, arka bölgedeki (parietal ve oksipital) alfa2 bandında önemli bir azalma olduğunu göstermektedir.

Wallace ve Selmaoui (2019) çalışmalarında cep telefonu kullanımının katlanarak artması ve radyofrekans elektromanyetik alanlara maruziyetin artmasına bağlı olarak, bu maruziyetin beyin aktivitesini etkileyip etkilemediğini EEG ile araştırmak için çalışmalar yapmışlardır. Radyo frekans sinyallerine maruz kalmanın uyanırken EEG'yi alfa bandı frekansı (8–13Hz) üzerindeki etkisini değiştirdiğini belirtmişlerdir.

Wu vd. (2009) EMA'nın insan EEG sinyalleri üzerindeki etkisini belirlemek için yaptıkları çalışmalarında on sağlıklı kişiyi, sırasıyla 900 MHz ve 2400 MHz'de yayılan bir kablosuz telefon ve kablosuz yönlendiriciden EMA'na maruz bırakmışlardır. Çalışmanın sonucunda kablosuz telefonlar ve yönlendiriciler gibi günlük olarak kullanılan kablosuz iletişim cihazlarının kısa vadede beyin elektriksel aktivitesi üzerinde çok az etkiye sahip olduğunu belirtmişlerdir.

LTE kablosuz telekomünikasyon sistemleri dünya çapında yaygın olarak kullanılmaktadır ve bu da LTE cihazlarından yayılan elektromanyetik alanlara maruz kalmanın insan sinir fonksiyonunu değiştirebileceği endişelerine yol açmaktadır. LTE EMA maruziyetine bağlı EEG değişikliklerini değerlendirerek , maruz kalma sırasında ve sonrasında farklı zaman aralıklarında spektral güçte anlamlı bir değişiklik gözlemlenemediklerini belirtmişlerdir (Yang vd. 2017).

2.3. İşitmenin EEG tabanlı incelenmesi

Literatürde işitme cihazı kullanımlarının, işitme kaybının ve anlaşılabilirlik farklılıklarının EEG tabanlı değerlendirildiği farklı çalışmalar bulunmaktadır.

Vanthornhou vd. (2018) üniversite öğrencilerinden oluşan 7 erkek ve 17 kadın olmak üzere 24 normal işiten ve ana dili Flamanca olan kişiler üzerinde yaptıkları

çalışmalarında EEG'den konuşma zarfının kodunu çözerek ve uyaran zarfı ile ilişkilendirerek, elektrofizyolojik ölçümlerinin işitme sisteminin daha iyi ayırıcı tanısına olanak sağlayacağını ve bireysel kullanıcılara otomatik olarak uyum sağlayan işitsel protezlerin geliştirilmesine olanak sağlayabileceğini belirtmişlerdir.

Iotzov ve Parra (2019) çalışmalarında olumsuz işitme koşullarında bir dinleyici konuşmayı anlamadığında, dikkatinin azaldığını ve uyaran-tepki ilişkisinin de düştüğünü ve bunu test etmek için, bir dinleyicinin EEG kullanarak beyin aktivitelerini kaydederken gürültülü konuşmadaki kelimeleri algılama yeteneğini ölçmüşlerdir. Neredeyse tüm denekler için, gürültülü konuşma ile 30 dakikalık bir süre boyunca ölçülen EEG arasındaki korelasyonda artış gözlemlenmiştir.

Christensen vd. (2018) geleneksel EEG sistemlerin günlük yaşamda pratik olmadığını ve işitme cihazlarıyla uyumsuz olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle Kulak-EEG'nin, EEG'nin kulaklık gibi bir işitme cihazına gömülü elektrotlardan kaydedildiği bir yöntem olduğunu ve günlük yaşamda kullanıma uygun nöral aktiviteyi ölçmeyi sağladığını da belirtmişlerdir ve çalışma sonucunda kulak-EEG'nin sensörinöral işitme bozukluğu olan kişilerde işitme eşik seviyesi tahmini için uygun bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.

Marsella vd. (2017) işitme güçlüğü çeken, işitme cihazı ya da koklear implant kullanan kişilerin, özellikle gürültünün fazla olduğu ortamlarda yada birden çok konuşmacının olduğu durumlarda, duymakta zorlandıklarını ve bu durumdan dolayı sosyal ortamdan uzaklaştıklarını belirtmişlerdir. Ayrıca bu durumun sensörinöral işitme kaybı olan çocuk ve ergenlerde dil becerilerinin gelişimini bozduğunu ve akademik performans elde etmenin önünde bir engel oluşturduğunu vurgulamışlardır. Çalışmalarında sensörinöral işitme kaybı (bir tarafta çok ileri derecede, diğer tarafta hafif ila şiddetli derecede) ve yalnızca daha iyi olan kulağında işitme cihazı kullanan yaş aralığı 8–16 yaş olan yedi çocuk dahil etmişlerdir. Gürültü içinde konuşma tanıma sırasında EEG kaydı almışlardır. Konuşma alma eşiklerini (SRT) de her test koşulunda ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucunda frontal teta güç seviyeleri arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık kaydedilmediğini, ancak sessiz duruma kıyasla üç gürültülü koşulun ikisinde önemli ölçüde daha yüksek parietal alfa güç seviyelerinin, artan bilişsel yük ile tutarlı olduğunu belirtmişlerdir.

Cartocci vd. (2019) çalışmalarında normal işiten ile tek taraflı işitme kaybı (UHL) olan çocuklarda gürültülü konuşma tanıma sırasında farklı EEG paternlerin oluşup oluşmadığını karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda UHL grubu, normal işiten çocuklara kıyasla, değişen sinyal ve gürültü yönlerine yanıt olarak farklı bir EEG modeli sunduklarını ve UHL grubun temporal alanlarda daha yüksek bir teta aktivitesi gösterdiğini belirtmişlerdir.

EEG verilerinin, işitme cihazı kullanan 7 kişide dinleme eforunun göstergesi olan nörofizyolojik indekslerdeki değişiklikleri tespit edip edemeyeceğinin araştırıldığı çalışmada algoritmanın dinleme eforuyla ilişkili sinirsel parametreleri modüle ettiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmaları ile dinleme çabasının sinirsel ilişkilerini değerlendirmek için umut verici bir metodoloji olarak EEG'nin altını çizmektedirler (Winneke vd. 2018).

Lesenfants vd. (2019) çalışmalarında EEG'den katılımcıların konuşma anlaşılabilirliğini objektif olarak ölçmeyi ve davranışsal olarak ölçülen SRT her bir birey için konuşma alım eşiği tahminini karşılaştırmayı amaçlamışlardır. On dokuz katılımcı, farklı konuşma anlayış seviyelerine karşılık gelen, farklı sinyal-gürültü oranlarında (SNR) sunulan Flamanca Matrix cümleleri dinletmişlerdir. Daha sonra farklı SNR'ler için her bir katılımcının gerçek EEG'si ile karşılaştırmışlardır. Çalışmada araştırmacılar düşük ve daha yüksek seviyeli konuşma özelliklerini içeren bir modelin, işitme sisteminin teşhisinde potansiyel uygulamalara sahip olduğu sonucuna varmışlardır.

Steinmetzger ve Rosen (2017) çalışmalarında; anlaşılabilirlik farklılıklarını kontrol etmek için dinleyicilerin sözlü yanıtları kullanılırken akustik periyodiklik miktarı (yani uyarıcı cümlelerin seslendirildiği zaman miktarı) işlemişlerdir. Anlaşılır denemelerin, büyük ölçüde anlaşılmaz denemelerin ve tamamen anlaşılmaz, spektral olarak döndürülmüş konuşmanın karşılaştırılması, delta bandındaki toplam EEG gücünün, anlaşılır cümlelerin ikinci yarısında belirgin şekilde arttığını ortaya koymakta olduğu ve delta salınımları, konuşmayı anlamının başarılı bir göstergesi olduğunu ifade etmişlerdir.

Tez çalışmasında, literatürdeki işitme cihazı kullanımlarının, işitme kaybının ve anlaşılabilirlik farklılıklarının EEG tabanlı değerlendirildiği çalışmalardan farklı olarak, sağlıklı bireylerde cep telefonu kullanım süresi gibi faktörlerin, konuşma anlaşılabilirliği açısından EEG sinyallerinin alt frekans bantları ve etkin elektrot bölgeleri belirlenerek beraber değerlendirilmiş, cep telefonu ile sıklıkla konuşulan kulak açısından farklılıklar ortaya konulmuştur. Ayrıca odyolojik test sürecinin beyin elektriksel aktivitesinde dinlenme durumuna göre oluşturduğu etkiler yine alt frekans bantları ve etkin elektrot bölgeleri açısından belirlenmiştir.

2.4. Galvanik Deri Tepkisi Temelli Çalışmalar

Literatürde farklı alanlarda ve farklı problemlerde GSR değişimlerinden duygusal durumların belirlenmesine yönelik çalışmalar mevcuttur (Gökay vd. 2015).

Westerink vd. (2008) insan-bilgisayar etkileşimini iyileştirmek için bilgisayarların, kullanıcılarının duygusal durumunu tanıması ve buna uygun şekilde yanıt vermesi gerektiğini ifade etmişlerdir. Bireysel kullanıcıların duygularını tanıyan bir sistemin ilk adımı olarak, duygusal deneyimlerin, fizyolojik altı parametrede (ortalama, mutlak sapma, standart sapma, varyans, çarpıklık ve basıklık) nasıl ifade edildiğini belirtmişlerdir. Dört duygu kategorisini ayırt etmişler: olumsuz, olumlu, karışık ve nötr. GSR'nin çarpıklığı ve basıklığının dört duygu kategorisi arasında ayrım yaptığını belirtmişlerdir.

Villarejo vd. (2012), GSR tabanlı ve ZigBee tarafından kontrol edilen bir stres sensörü tasarlamışlar. GSR'nin %76,56'lık bir başarı oranı ile her kullanıcının farklı durumlarını tespit ettiğini ifade etmişlerdir.

Fernandes vd. (2014) stresin günlük hayatta karşılaşılan zihinsel/duygusal veya fiziksel yönlerle verilen bir tepki olduğunu belirtmişlerdir. GSR ve Kan basıncı gibi bireysel fizyolojik parametreler, stresi belirlemek için bir ölçü olarak kullanılabileceğini ifade etmişlerdir.

Yang vd. (2021) farklı yöntemlerle seyahat etmenin bir stres ölçüsü olarak GSR üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Bisiklet sürmenin diğer herhangi bir aktiviteye kıyasla GSR'yi %5,7 ile %11,1 oranında azalttığını, yürüyüşün faydalı olduğunu diğer herhangi bir aktiviteye kıyasla GSR'yi %3,9 ile %5,7 azalttığını, motorlu seyahatin motorlu seyahat dışındaki herhangi bir aktiviteye göre ters yönde GSR'yi %1,1'e kadar artırdığını belirtmişlerdir.

Tang vd. (2014) stresi saptamanın bir yolunun, cildin elektriksel iletkenliğinin fizyolojik uyarılma ile değiştiğinden GSR'yi ölçmek olduğunu belirtmişlerdir. Farklı aktivitelerin (oturma, ayakta durma ve yürüme) GSR ölçümleri üzerindeki etkilerini incelemişlerdir.

Kim vd. (2020) GSR izleyerek sürüş stresini doğru bir şekilde sınıflandıran bir model geliştirmişlerdir. Geliştirilen modelin genel sınıflandırma doğruluğu %85,3, test veri seti ile çapraz doğrulamanın doğruluğu ise %83,2 olarak bulunmuştur. Geliştirilen modelin, sürücülerin stres seviyelerini gerçek zamanlı olarak tespit etmeleri için GSR sensörleri ile donatılmış giyilebilir bir cihaza yerleştirile bilineceğini belirtmişlerdir.

Gogate ve Bakal (2019) cildin terleme nedeniyle iletkenliğini ölçtüğü için en çok tercih edilen yöntem olan GSR sensörünü açlığı ve stresi gözlemlemek için kullanmışlardır. Sensörün tepkisine göre bakıcıların, hastanın açlığını ve hatta zihinsel stres koşullarını tanımlayabileceğini belirtmişlerdir. Hastanelerde veya yalnız yaşlıların bulunduğu evlerde kullanıla bilineceğini ifade etmişlerdir.

Khawaji vd. (2015) akıllı telefonlar ve bilgisayarlardaki yazılımlar aracılığıyla kısa mesaj alışverişinin insanların iletişim kurmasını sağlayan en popüler yollardan birisi olduğunu, bu tür yazılımları kullanmanın olumsuz yönlerinin olduğunu, örneğin metin sohbet ortamında iletişim kuran kişilerin güven eksikliği yaşayabileceği ve farklı seviyelerde bilişsel yük ile karşılaşabileceğini belirtmişlerdir. GSR'nin bilişsel yük düşük olduğunda kişilerarası güveni ölçmek için bir araç olarak ve ayrıca güven yüksek olduğunda bilişsel yükü ölçmek için bir araç olarak kullanılabileceğini ifade etmişlerdir.

Navea vd. (2019) stresin insan sağlığını birçok yönden etkileyen faktörlerden birisi olduğunu, fiziksel veya zihinsel hastalıklara yol açabilecek hastalanma riskini artırdığını ve stresin her yerde ve farklı koşullarda yaşanabileceğini belirtmişlerdir. Bu nedenle, stresin ilerlemesinin veya gerilemesinin izlenerek kontrol edilmesi gerektiğini ve fizyolojik bilgilerin stres seviyelerini belirlemek için kullanılabileceğini belirtmişlerdir. GSR verilerini kullanarak mobil telefondan kısa mesaj yazarken kişinin stres düzeyini tespit edebilen Android uygulaması geliştirmişlerdir.

Telegina ve Pigareva (1994) 8-9 yaşındaki çocuklarda oyun sırasında GSR ve konuşma parametrelerindeki varyasyonları çalışmışlardır. Çocukların farklı durumlar için duygusal değişikliklerini incelemişlerdir.

Caprara vd. (2003) Galvanik cilt reaksiyonu ile hastanın dental anksiyetesinin objektif ölçümünü gerçekleştirmişler, tüm vakalarda cilt iletkenliği ile dental anksiyete arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğunu ifade etmişlerdir.

Najafpour vd. (2017) klinik bağlamda çocukların dental anksiyetesinin değerlendirilmesi için GSR'nin güvenilir ve geçerli bir ölçü olduğunu ifade etmişlerdir. GSR, uygun müdahaleleri sağlamak için diş tedavisinden önce klinik olarak endişeli çocukları belirlemeye yardımcı olabileceğini belirtmişlerdir.

2.5. Galvanik Deri Tepkisinin Konuşma Anlaşılabilirliğine Etkisi Temelli Çalışmalar

Literatürde GSR'nin, ağız ve diş problemlerinde olmak üzere, konuşma anlaşılabilirliği, bireyin telaffuzundaki azalmanın ve konuşma memnuniyetsizliğinin değerlendirilmesi amaçlı olarak GSR değişimlerinin analiz edildiği iki çalışmaya rastlanmıştır (Nishigawa vd. 2003a; Nishigawa vd. 2003b).

Nishigawa vd. (2003a), derinin elektriksel direnç değişiminin ölçümünün GSR, ağız kanseri ekspirasyon cerrahisinden sonra hastaların konuşmasını değerlendirmek için bir yöntem olabileceğini belirtmişlerdir.

Nishigawa vd. (2003b), maksiller kemik defekti olan 11 hastanın değerlendirmeden önce konuşma anlaşılabilirliği testi ve görsel analog skala kullanılarak hareketli protez ile konuşmanın iyileştirilmesini doğrulamışlar. Telaffuzdaki elektriksel direnç değeri, aparat (GSR ölçüm aparatı), kişisel bilgisayar programı ile oluşturulan ölçüm sistemi ile ölçülmüş, telaffuzdan sonraki elektriksel direnç değerindeki değişiklikler, telaffuzdaki azalma oranı [(telaffuzdan önceki ortalama elektrik direnci - telaffuzdan sonraki ortalama elektrik direnci) / telaffuzdan önceki ortalama elektrik direnci] hesaplanarak değerlendirilmiştir. Telaffuzdaki bu azalma oranı, öznenin konuşma memnuniyetsizliğinin indeksi olarak tanımlanmıştır. Protezli azalma oranı için ortalama değerler, protezsiz değerlerden önemli ölçüde daha küçük olduğunu ifade etmişlerdir.

Tez çalışması kapsamında, literatürdeki ağız ve diş problemleri olan bireylerde, konuşma anlaşılabilirliği, bireyin telaffuzundaki azalmanın ve konuşma memnuniyetsizliğinin değerlendirilmesi amaçlı olarak GSR değişimlerinin analiz edildiği çalışmalardan farklı olarak, sağlıklı bireylerde cep telefonu kullanımının ve ayrıca odyolojik test sürecinin GSR değişimleri üzerinde oluşturduğu etkiler değerlendirilmiştir.

2.6. Biyosinyaller ile ilgili Tutarlılık Analizi Çalışmaları

Elektroensefalografi, kafa derisi yüzey alanından çeşitli durumlara karşılık gelen beyin sinyallerinin alınmasına yardımcı olan etkili bir yöntemdir. Bu sinyaller genellikle belirli sinyal frekans aralıklarına göre delta, teta, alfa, beta ve gama olarak sınıflandırılır (Kumar ve Bhuvaneswari 2012).

EEG sinyallerinin analizi, beyin davranışlarının elektriksel aktivitelerini yansıtmaktadır (Alturki vd. 2020). Tutarlılık, EEG kanalları ve beyin bölgeleri arasındaki ilişki ve etkileşimleri incelemek için kullanılmaktadır (Nolte vd.2014). EEG tutarlılığı elektrot çiftleri arasında hesaplanır ve iki zaman serisi arasındaki senkronizasyonun kapsamı hakkında bilgi sağlamaktadır (Cohen 2014). EEG kayıtlarında, yakın elektrotlar arasındaki tutarlılık yüksektir (Holczberger vd. 2012). Literatürde farklı aktiviteler için farklı frekans alt bantlarının ve farklı elektrot bölgelerinin tutarlılık analizlerinin yapıldığı çalışmalar mevcuttur (Boldyreva ve Zhavoronkova 1991; Achermann ve Borbély 1998;

Comi vd. 1998; Leocani vd. 2000; Adler vd. 2003; Srinivasan vd. 2007; Clarke vd. 2008; Khandoker vd. 2008; Unde ve Shriram 2014; Wang vd. 2015; Cheung vd. 2017; Polat ve Özerdem 2018; Gonzalez-Garrido vd. 2018; Seleznov vd. 2019; Xi vd. 2020; Kamzanova vd. 2020; Basharpoor vd. 2021; Mendez ve Olaya vd. 2022; Prieto-Alcántara vd. 2023).

Tutarlılık, salınan beyin aktivitesinin nöronal kalıplarının eşzamanlılığının frekansını ve genliğini ölçen matematiksel bir tekniktir. Bu teknik, uzamsal olarak ayrılmış kafa derisi elektrotları arasında ölçülen nöronal eşzamanlılık modellerini nicelleştirir (Boldyreva ve Zhavoronkova 1991; Comi vd. 1998; Achermann ve Borbély 1998; Leocani vd. 2000; Adler vd. 2003; Clarke vd. 2008; Chorlian vd. 2009; Unde ve Shriram 2014; Wang vd. 2015; Cheung vd. 2017; Gonzalez-Garrido vd. 2018; Polat ve Özerdem 2018; Seleznov vd. 2019; Kamzanova vd. 2020; Prieto-Alcántara vd. 2023). Ayrıca literatürde farklı problemlerde EEG sinyalleri ile EMG (Elektromiyogram) (Xi vd. 2020; Mendez ve Olaya vd. 2022) ve EKG (Elektrokardiyogram) sinyalleri arasında tutarlılık değerlendirmelerinin yapıldığı çalışmalar mevcuttur (Khandoker vd. 2008; Pattnaik 2018). Örneğin EEG-EMG tutarlılık analizi beyin ve kaslar arasındaki fonksiyonel bağlantıyı incelemek için etkili bir yöntem olarak belirtilmiştir (Xi vd. 2020).

EEG tutarlılığının, şizofreni hastalarında anormallikleri tespit etmek için kullanılan en ilgili fizyolojik ölçümlerden birisinin olduğunun belirtildiği ilgili çalışmada, özellikle alfa bandı için frontocentral ve fronto-temporal bölgelerde şizofreni için daha yüksek tutarlılık ve postero-merkezi bölgelerde sağlıklı kontroller için daha yüksek tutarlılık olduğunu belirtmişlerdir (Prieto-Alcántara vd. 2023).

Gonzalez-Garrido vd. (2018) çalışmalarında EEG tutarlılığının beyin fonksiyonel bağlantısının yararlı bir ölçüsü olduğunu ifade ederek farklı matematik beceri düzeylerine göre yüksek ve düşük başarıya sahip 8 ila 9 yaşındaki kırk çocukta EEG tutarlılığını karşılaştırmışlardır. İki grupta da sağ yarımkürede önemli ölçüde daha fazla tutarlılık olduğunu ve yüksek başarı grubundaki işlevsel bağlantının, beta frekanslarını içeren parietal alanlarda baskın, düşük başarı grubunda ise yüksek delta, teta ve alfa bandı frekanslarının daha kapsamlı frontoparietal olduğunu belirtmişlerdir.

Seleznov vd. (2019) araştırmalarında 36 kişiden dinlenme durumu ve zihinsel seri çıkarma sırasındaki EEG'leri kaydedip ve dört frekans aralığında analiz etmişlerdir: $\theta 1$ (4,1–5,8 Hz), $\theta 2$ (5,9–7,4 Hz), $\beta 1$ (13–19,9 Hz) ve $\beta 2$ (20–25 Hz). Korteks aktivasyonunun yoğunluğuna erişmek için güç spektral yoğunluk (PSD) haritaları ve farklı beyin alanları arasındaki bağlantıları ölçmek için tutarlılık hesaplamışlardır.

Clarke vd. (2008) çalışmalarında dikkat eksikliği/hiperaktivite bozukluğu (AD/HD) olan erişkinlerde EEG tutarlılığını karşılaştırmışlardır. Teta tutarlılık farklılıklarının, AD/HD'li yetişkinlerde azalan hiperaktivite ile ilişkili olabileceğini, azalmış alfa tutarlılığının ise dikkatsizlikle ilişkili olabileceğini belirtmişlerdir.

Cheung vd. (2017) 30'u en az bir yıldır müzik eğitimi almış, 30'u hiç müzik eğitimi almamış 60 katılımcının sözel ve görsel bellek işlevlerini, standart nöropsikolojik testler kullanılarak değerlendirmişlerdir. Sözel bellek kodlama aşamasında beyin aktivitelerini kaydetmek için EEG kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda sol intrahemisferik teta tutarlılığının sözel bellek performansı ile pozitif olarak ilişkili olduğunu belirtmişlerdir.

Xi vd. (2020) çalışmalarında el hareketlerine dayalı gelişmiş EEG –EMG tutarlılık analizinin, beyin ve kaslar arasındaki fonksiyonel bağlantıyı incelemek için etkili bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Tutarlılık analizinin sonuçlarının, yalnızca korteks ve kaslar arasındaki eşleşme ilişkisini doğru bir şekilde yansıtmakla kalmadığını, aynı zamanda farklı otonom hareketlerin EEG-EMG tutarlılıklarını da ayırt edebileceğini belirtmişlerdir.

Leocani vd. (2000) multipl sklerozda EEG tutarlılık analizi gerçekleştirilen çalışma klinik olarak kesin multipl sklerozlu 28 hasta üzerinde yürütülmüştür. Multipl sklerozlu hastalarda frontotemporal-santral bölgelerde artmış θ (teta) gücü gözlemlenmiştir ($p<0.005$).

Mendez ve Olaya (2022) iki ağırlık içeren uzanma-kavrama hareketi sırasında EEG ve EMG sinyallerinin tutarlılık tabanlı bağlantı analizini iki farklı nesnenin ağırlıkları değişen (0,165 kg ve 0,660 kg) nesnelere ulaşma, kavrama, tutma ve değiştirme hareketlerini gerçekleştiren on iki sağlıklı deneğin EEG ve EMG'sini kaydeden halka açık bir veri seti (WAY-EEG-GAL) kullanmışlardır. 0,165 kg ağırlığın, 0,660 kg ağırlığa göre tüm analizler için sinyaller arasında daha fazla tutarlılık gösterdiği sonucuna varmışlardır.

Kamzanova vd. (2020) çalışmalarında alternatif bir EEG ölçümleri setinin tanısallığını, farklı elektrot bölgeleri arasındaki tutarlılığı ele almışlardır. Tutarlılık ölçümleri, sürekli dikkati destekleyen beyin bölgeleri arasındaki işlevsel bağlantıyı indeksleyebilir. Tutarlılığı, önceden tanımlanmış yedi beyin ağı için hesaplamışlar. İş yükü ve görev süresi faktörleri öncelikle anterior, merkezi ve interhemisferik ağlarda alfa ve teta tutarlılığını etkilediğini belirterek, yarım küreler arası, sol iç yarım küre ve arka ağlardaki tutarlılıktaki bireysel farklılıklar performansla ilişkilendirmişlerdir.

Holczberger vd. (2012) beyinin farklı bölgelerinden gelen EEG sinyalleri arasındaki tutarlılığın, iki bölge arasındaki yapısal bağlantıya bağlı olduğunu belirtmişlerdir. " Uluslararası Affektif Resimlerin " serisinin önceden onaylanmış üç yüz tane (100'ü olumlu diğer 100'ü olumsuz ve 100'ü nötr olan) görüntünün bir bilgisayar ekranında tamamen rastgele bir sırayla 36 sağlıklı erkek üniversite öğrencisine sunumu sırasında EEG tutarlılıklarını hesaplamışlardır. Olumsuz ve olumlu duygular arasında bir fark olmadığını fakat nötr resimlerin en yüksek tutarlılık değerlerini uyandırdığını belirtmişlerdir.

Pattnaik (2018) derin uyku ve cep telefonu kullanımı sırasında EKG ve EEG'nin uyum analizini gerçekleştirmişlerdir. Tutarlılığın, iki sinyal arasındaki ilişkiyi incelemek için kullanıldığını ve bu çalışmada EEG ve bantlarının EKG ile senkronizasyonu, dalgacık tutarlılığı kullanılarak incelemişlerdir. Tutarlılık analizi, beyin dengesini ve kalp ile senkronizasyonunu belirlemeye yardımcı olmaktadır. Çeşitli beyin dalgaları ile EKG arasındaki uyum, kişi derin uykudayken hesaplanmaktadır ve sonuçları delta dalgasının EKG sinyali ile uyumlu olduğunu göstermektedir. Genç öğrencilerin EKG ve EEG sinyalleri cep telefonu kullanırken kaydedilip ve koherans değerleri ikinci nesil (2G) ve üçüncü nesil (3G) alımı sırasında ve beta ile EKG ile beyin dalgaları alfa, beta ve gama dalgaları arasında anlamlılık göstermektedir.

Achermann ve Borbély (1998) çalışmalarında insanların uykudaki EEG tutarlılık analizini gerçekleştirmişlerdir. Sekiz kişiden alınan tüm gece EEG kayıtlarında, serebral

hemisferlerin içindeki ve arasındaki güç ve tutarlılık spektrumları, ön-arka eksen boyunca iki taraflı olarak yerleştirilmiş bipolar türevlerden hesaplamışlardır. Tutarlılık analizinin, uyku sırasında beyin bölgelerinin büyük ölçekli işlevsel bağlantılarına ilişkin içgörü sağlayabileceği sonucuna varmışlardır.

Polat ve Özerdem (2018) çalışmalarında EEG tutarlılık yaklaşımı ile görsel-işitsel uyaranlara ilişkin duyguların otomatik olarak algılanmasını amaçlamışlardır. EEG sinyallerinin gama bandı için tutarlılık analizini yapmışlardır. Dört farklı katılımcı için ortalama sınıflandırma doğruluğunu %83,5 olarak bulmuşlardır.

Basharpoor vd. (2021) çalışmalarında 168 öğrenci dahil etmişlerdir. Teta, alfa ve beta bantlarındaki frontal EEG tutarlılığı ile yürütücü işlevler arasındaki durumu incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda frontal korteksin, özellikle sol hemisferin ortak aktivitesinin yürütücü işlevler ve bilişsel kontrol ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir.

Wang vd. (2015) Alzheimer hastalığının (AD), esas olarak 70 yaşın üzerindeki yaşlıları etkileyen ilerleyici, engelleyici bir nöro-dejeneratif hastalık olduğunu belirterek deneysel çalışmaların, bunun beyin bölgelerindeki sinapsların dejenerasyonu ve nöronların ölümünden kaynaklanabileceğini gösterdiğini belirtmişlerdir. Çalışmalarında şiddetli AD tanısı almış sağ elini kullanan on dört hasta üzerinde EEG sinyallerinin anormalliklerini araştırarak normal grupla bir karşılaştırma yapmışlardır. EEG serisinin frekans alanındaki güç dağılımını temsil eden PSD, AD beyninin anormalliklerini değerlendirmek için kullanıldığını belirtmişlerdir. Çalışma sonucunda AD grubunun göreceli PSD'sinin teta frekans bandında arttığını, alfa2 frekans bantlarında özellikle parietal, temporal ve oksipital alanlarda önemli ölçüde azaldığını belirtmişlerdir.

Adler vd. (2003) AD'de EEG tutarlılığını incelemişlerdir. AD hastalarında teta gücü artarken, sol temporal alfa tutarlılığı ve interhemisferik teta tutarlılığı azalmıştır.

Khandoker vd. (2008) obstrüktif uyku apne sendromlu hastaların uyku EEG'sinin güç spektrumlarının ve EKG sinyallerinin etkileşimlerinin tutarlılık analizini gerçekleştirmişlerdir. EKG ve EEG sinyallerini 8 obstrüktif uyku apne sendromlu hasta ve 3 sağlıklı kişiden toplamışlardır. İki sinyal arasındaki tutarlılığı farklı frekans bantları üzerinden (0-128 Hz) hesaplamışlardır. Rapid eye movement (REM) uykusunda EKG ve EEG'nin tutarlılığı, REM dışı uykudakinden daha yüksek çıkmıştır.

Boldyreva ve Zhavoronkova (1991) EEG tutarlılık analizini, sağ elini kullanan ve sol elini kullanan sağlıklı deneklerin sol ve sağ serebral hemisferlerindeki elektriksel süreçlerin senkronizasyonunun yönlerini incelemek için kullanmışlardır. Sağ elini kullanan denekler sol yarım kürede ve solak denekler sağ yarım kürede daha fazla tutarlılık göstermiştir.

AD ve multi-infarct dementia (MID)'deki EEG tutarlılığının karşılaştırıldığı çalışma, 61 AD ve 41 MID hastası üzerinde yürütülmüştür. Çalışmanın sonucunda Alfa tutarlılığı her iki grupta da anlamlı olarak azalırken delta tutarlılığı özellikle MID hastalarında arttığını gözlemlemişlerdir (Comi vd.1998).

Güç spektral yoğunluğu kullanılarak EEG sinyalinin tutarlılık analizinin gerçekleştirildiği çalışmada, beynin koordinasyon mekanizmasını incelemek için

EEG'nin frekansla değişen tutarlılığını belirtmişlerdir. Güç spektral yoğunluğu, beyin alanlarının koordinasyon mekanizmasını incelemek için frekansla değişen bir yöntem olduğunu, Welch yöntemi ve periodogram yöntemi, güç spektral yoğunluğunu incelemek için kullanılan iki yöntem olduğunu belirtmişlerdir (Unde ve Shriram 2014).

Aydın (2011) çalışmasında interhemisferik uyku EEG tutarlılığını, psikofizyolojik uykusuzluğu olan 10 denekte, paradoksal uykusuzluğu olan 10 denekte ve uyku/uyanıklık döngüsünün farklı durumları aracılığıyla 10 eşleştirilmiş kontrolde incelemiştir. Çalışma sonucunda sağlıklı kontrollere göre uyku bozukluğu hastalarında uyku sırasında artmış EEG tutarlılığı bulunmuştur. Bu nedenle, EEG tutarlılığı, kimliğin fonksiyonel beyin bağlantısı açısından bir "aşırı uyarılma" imzasını yansıtabilmektedir.

Beyin bağlantısı, beyin işlevini ve davranışını yakından yansıtmaktadır. Uyku sırasında beyin bağlantısının bir ölçüsü olan Uyku EEG tutarlılığı, çevresel faktörlerin etkisi altında gelişim boyunca belirgin değişikliklere uğramaktadır (Markovic vd. 2023).

Markovic vd. (2023) çalışmalarında 31 sağlıklı 6 aylık bebekte yüksek yoğunluklu uyku EEG tutarlılığını karakterize ederek, bu kümelerden gelen uyku EEG tutarlılığının bebeğin aile ortamından gelen faktörlerle ilişkisini incelemişlerdir. Ebeveynlerinin odasında uyuyan bebeklerde sol frontal korteks üzerinde daha yüksek delta tutarlılığı bulunduğunu, kardeşleriyle paylaşılan bir odada uyuyan bebeklerin, frontal korteksin merkezi kısımlarında daha fazla delta tutarlılığı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Farklı beyin bölgelerinin işlevsel bağlanabilirliği, farklı beyin alanları içinde veya arasında beyin aktivitesinin senkronizasyonunu ölçen Elektroensefalografi (EEG) tutarlılığı yoluyla ölçülebilmektedir. Tutarlılık, sensör elektrot çiftleri arasındaki EEG fazının kararlılığıdır (Li vd. 2017). Ölçü olarak dinlenme durumu EEG tutarlılığı ile nikotin bağımlılığı için hipnoz tedavisinin altında yatan nöral temelin araştırıldığı çalışmada sigara içen 42 erkekten 8 dakikalık dinlenme durumu EEG'si başlangıç durumunda ve hipnotik indüksiyondan sonra kaydetmişlerdir. Çalışma sonucunda başlangıç ile hipnotik durum arasında delta ve teta frekansında EEG tutarlılığında anlamlı artış ve alfa ve beta frekansında anlamlı düşüş bulmuşlardır. Sağ ön bölge ile sol arka bölge arasındaki delta tutarlılığı, hipnotik tiksime telkinlerinden sonra sigara içme isteğinin azalmasını öngördüğünü belirtmişlerdir (Li vd. 2017).

Tutarlılık değerleri, duyguları incelemek için uygun bir yöntemdir (EEG tutarlılıklarını duygusal değerlik tanımlamasıyla değerlendirildiği Bos (2006) tarafından yapılan bir çalışmada, olumlu duyguların, olumsuz duygularla karşılaştırıldığında alfada daha yüksek frontal tutarlılık ve daha yüksek sağ parietal beta ile sonuçlandığını belirtmiştir.

Çalışma kapsamında odyolojik test ve dinlenme durumları için sağlıklı gönüllülerden alınan EEG verilerinin kanallar arası ve alt frekans bantları arasındaki tutarlılıkları da incelenmiş ve nöral bölgeler arasındaki fonksiyonel etkileşimler belirlenmiştir. Böylece odyolojik test sırasında hangi alt frekans bandı için hangi elektrot bölgelerindeki aktivasyonun eşzamanlılık içerdiği ortaya çıkmaktadır.

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Elektromanyetik Alan ile İlgili Temel Bilgiler

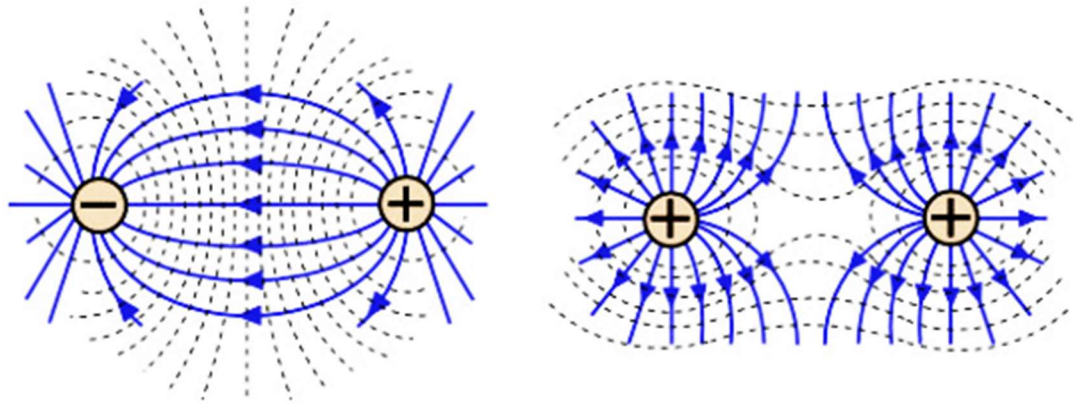
EMA'ların kaynağı elektrik yükü q (veya Q) ile ifade edilmektedir. Yük, elektron yükünün pozitif veya negatif katları şeklinde bulunmaktadır. Elektron yükü: $e=1.6 \times 10^{-19}$ Coulomb'tur. Elektrik akımı ise bir iletkenin kesitinden birim zamanda akan yük miktarı olarak ifade edilmektedir (Özen ve Helhel 2022).

Bir iletkenden akan akım bir manyetik alan, iki nokta arasındaki gerilim ise bir elektrik alanı oluşturmaktadır. Elektrik ve manyetik alanlar vektörel büyüklüklerdir (Morgül 2010).

3.1.1. Elektrik Alan

Herhangi bir yerde bulunan bir elektrik yükü kendisinden uzakta bir elektrik alanı meydana getirir. Elektrik yükünün birimi coulomb'dur. Elektrik alanı yönü (+) yükten (-) yüke doğru olacak şekilde kabul edilmiştir.

Elektrik alan çizgileri her zaman pozitif bir yükte başlar ve negatif bir yükte biter, dolayısıyla kapalı eğriler oluşturmazlar. Pozitif bir yükten ayrılan veya negatif bir yüke giren elektrik alan çizgilerinin sayısı, yükün büyüklüğü ile orantılıdır. Elektrik alan çizgileri her zaman daha yüksek potansiyelden daha düşük potansiyele doğru akmaktadır. Elektrik alan çizgilerinin değişimi Şekil 3.1'deki gibidir.



Şekil 3. 1. Elektrik alan çizgilerinin değişimi (Anonymous 1).

Boşlukta tek başına duran ve değeri q_1 coulomb olan bir elektrik yükünün d uzaklıkta meydana getirdiği elektrik alanı uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak azalır (Morgül 2010). Noktasal yükün alanı denklem 3.1'deki gibi ifade edilmektedir.

$$\vec{E} = \frac{q_1}{4\pi\epsilon_0 d^2} \quad (3.1)$$

Burada $\vec{E}$ elektrik alan şiddeti (V/m), q elektrik yükü (C), d uzaklık (m), $\epsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12} F/m$ dielektrik sabitini ifade etmektedir.

Elektrik alanı, içinde bulunan yüklü parçacıklara bir kuvvet uygular ve eğer yüklü parçacıklar serbest iseler harekete geçerler. Bu kuvvetin değeri denklem 3.2'deki gibi ifade edilmektedir.

$$F = \vec{E}.q_2 \quad (3.2)$$

Burada F kuvvet (N), q_2 alan içindeki yük (C)'dir.

Elektriksel iletkenlerde, canlı dokuların ve cihazların iletkenlerinde bu F kuvveti elektriksel yüklerin hareketine ve bu nedenle de elektriksel akımın oluşmasına neden olurlar. Burada oluşan akımın akım yoğunluğu J , elektriksel alan ile denklem 3.3'deki gibi orantılıdır (Cheng 2017).

$$J = \sigma \vec{E} \quad (3.3)$$

Burada ; $\vec{J}$ akım yoğunluğu (A / m^2), orantı sabiti σ ortamın öz iletkenliği'dir.

3.1.2. Manyetik Alan

Mıknatısların bazı metalik cisimleri çekmesine neden olan alan manyetik alandır. Manyetik alanlar mıknatısla oluşturulabildiği gibi elektrik akımı ile de oluşturulabilir. Elektrik akımı ile meydana getirilen mıknatıslara elektro-mıknatıs adı verilir. Elektrik akımının manyetik alan meydana getirdiği ilk defa 1819 yıllarında Hans C. Oersted tarafından keşfedilmiş, hemen arkasından Andre Marie Ampere Oersted'in deneysel çalışmalarının matematiksel teorisini kurmuştur. 1831 yılında Faraday değişen manyetik alanın yakınındaki iletken bir elektrik akımı akıtabildiğini gözlemlemiştir (Morgül 2010).

İçinden I akımı geçen sonsuz uzunlukta bir iletkenin d uzaklıktaki bir noktada meydana getirdiği manyetik alan mesafe ile ters orantılıdır (Morgül 2010). Denklem 3.4 manyetik alan şiddetini ifade etmektedir.

$$\vec{H} = \frac{I}{2\pi d} \quad (3.4)$$

Burada $\vec{H}$ Manyetik alan şiddeti (A / m), I Akım (A), d uzaklık (m)'dır.

Manyetik alan, hareket halindeki elektriksel yükler tarafından oluşturulur. Denklem 3.5 oluşan hareketli bir yükün oluşturduğu kuvveti ifade etmektedir (Cheng 2017).

$$F = qux\vec{B} \quad (3.5)$$

Burada $\vec{B}$ manyetik akı yoğunluğu (Wb / m^2) veya tesla (T)'dir.

Denklem 3.6 boş uzayda manyetik alan şiddeti $\vec{H}$ ile manyetik akı yoğunluğu $\vec{B}$ arasındaki bağıntıyı göstermektedir.

$$\vec{H} = \frac{1}{\mu_0} \vec{B} \quad (3.6)$$

3.1.3. Elektromanyetik Alan (EMA)

Bir iletken den değişen bir akım geçiyorsa bunun meydana getireceği manyetik alanda değişken olur ve bu değişken manyetik alan değişken bir elektrik alan oluşturur. Bu değişen elektrik alan ise yeniden değişken manyetik alan meydana getirir. Böylece bu işlem sonsuza kadar devam ederek, enerji bir elektromanyetik dalga halinde yayılır. Dalganın boşlukta yayılma hızı ışık hızına eşittir. Işık hızıyla ilerleyen ve sin biçiminde değişen bir dalganın bir periyodunu tamamlayıncaya kadar aldığı yola dalga boyu adı verilir (Morgül 2010).

Işık hızı $c = (3 \times 10^8) m/s$ ile dalga boyu arasındaki ilişki aşağıdaki denklem 3.7 ile ifade edilmektedir.

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (3.7)$$

Burada λ : dalga boyu (m) , c: ışık hızı (m / s) , f: frekansı (Hertz)'dir.

3.2. Elektromanyetik Dalga Yayılımı

Antenden çıkan elektromanyetik dalgalar ışık hızı ile uzaya yayılır. Anten noktasal bir kaynak gibi düşünülürse her yöne yayılan g eşit olur (Morgül 2010). Denklem 3.8 alıcı gücünü ifade etmektedir.

$$P_R = \frac{P_T}{4\pi d^2} A \quad (3.8)$$

Burada P_T verici gücü (W) , P_R alıcı gücü (W) , d = alıcı-verici arası uzaklık (m) , A alıcı antenin etkin alanı (m^2) ifade etmektedir.

Maxwell denklemleri elektromanyetik dalga yayılımının temelini oluşturmaktadır. Maxwell denklemlerinin özü, zamanla değişen bir elektrik alanın bir manyetik alan üretmesi ve zamanla değişen bir manyetik alanın bir elektrik alanı üretmesidir. Maxwell denklemlerinin ortam parametrelerine bağlı olarak yazıldığında denklem 3.9, 3.10, 3.11 ve 3.12 elde edilmektedir (zen ve Helhel 2022).

$$\nabla \times \vec{H} = J + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} = \sigma \vec{E} + \epsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \quad (3.9)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} = -\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \quad (3.10)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho_v \quad (3.11)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (3.12)$$

Ortamlarda ;

$\vec{D} = \epsilon \vec{E}$, $\vec{J} = \sigma \vec{E}$, $\vec{B} = \mu \vec{H}$ bağıntıları mevcuttur. Serbest uzayda ortam parametreleri,

$\sigma = 0$, $\epsilon_r = 1 \Rightarrow \epsilon = \epsilon_0$, $\mu_r = 1 \Rightarrow \mu = \mu_0$ 'dir.

Zamanla değişen elektrik ve manyetik alanlar arasındaki ilişki, düzgün düzlem dalgalar için matematiksel olarak denklem 3.13 ve 3.14'deki gibi ifade edilmektedir. Denklem 3.13 Ampere devre yasasını ve denklem 3.14 Faraday Yasasını ifade etmektedir (Özen ve Helhel 2022).

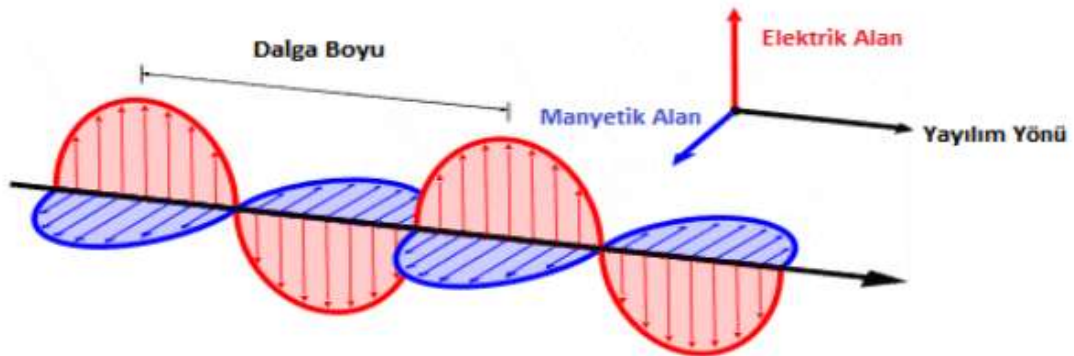
$$\nabla \times \vec{H} = \epsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \quad (3.13)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \quad (3.14)$$

Dalga denklemini türetmek için Maxwell denklemlerinin diferansiyel formu kullanılmaktadır.

$$\frac{\partial^2 \vec{E}_x}{\partial t^2} = \mu \epsilon \frac{\partial^2 \vec{E}_x}{\partial z^2} \quad (3.15)$$

Boşlukta yayılan bir elektromanyetik dalga hareketinde elektrik ve manyetik alan vektörleri birbirine ve hareket yönüne diktirler ve aynı yönde yayılırlar. Düzgün düzlem dalgaların yayılma doğrultusunda E ve H bileşenleri bulunmamaktadır (sıfırdır). Bu dalgalara düzlemsel dalgalar (TEM) denilir (Özen ve Helhel 2022). Bir elektromanyetik dalganın yayılması Şekil 3.2.'de verilmiştir.



Şekil 3. 2. Elektromanyetik Dalga (Anonymous 2).

Ortamda yük olmadığı kabul edilirse $\rho_0 = 0$ biçimindeki basit ortamlarda (lineer, izotropik, homojen ve zamanla çok az değişime sahip) Maxwell denklemleri yazılırsa;

$$\nabla \times \vec{H} = \sigma \vec{E} + \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \quad (3.16)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \quad (3.17)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = 0 \quad (\nabla \cdot \vec{E} = 0) \quad (3.18)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (\nabla \cdot \vec{H} = 0) \quad (3.19)$$

$$\nabla \times \nabla \times \vec{E} = -\mu \frac{\partial}{\partial t} (\nabla \times \vec{H}) \quad (3.20)$$

$$\nabla \times \nabla \times \vec{E} = \nabla (\nabla \cdot \vec{E}) - \nabla^2 \vec{E} = -\mu \frac{\partial}{\partial t} \left(\sigma \vec{E} + \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \right) \quad (3.21)$$

$(\nabla \cdot \vec{E} = 0 \Rightarrow \nabla (\nabla \cdot \vec{E}) = 0)$ özelliğine göre denklem düzenlenilirse,

$$-\nabla^2 \vec{E} = -\mu \sigma \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} - \mu \varepsilon \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial t^2} \quad (3.22)$$

Denklem 3.22'deki Elektrik Alan için Dalga denklemi elde edilir. Denklem 3.23 Helmholtz Dalga denklemi olarak isimlendirilmektedir (Özen ve Helhel 2022).

$$\nabla^2 \vec{E} = \mu \sigma \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} + \mu \varepsilon \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial t^2} \quad (3.23)$$

Benzer işlemler Ampere yasasına uygulandığında,

$$\nabla \times \nabla \times \vec{H} = \nabla (\nabla \cdot \vec{H}) - \nabla^2 \vec{H} = \sigma (\nabla \times \vec{E}) + \varepsilon \frac{\partial}{\partial t} (\nabla \times \vec{E}) \quad (3.24)$$

$$-\nabla^2 \vec{H} = -\mu \sigma \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} - \mu \varepsilon \frac{\partial^2 \vec{H}}{\partial t^2} \quad (3.25)$$

Denklem 3.26 manyetik alan bileşeni için Helmholtz Dalga denklemidir (Özen ve Helhel 2022).

$$\nabla^2 \vec{H} = \mu \sigma \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} + \mu \varepsilon \frac{\partial^2 \vec{H}}{\partial t^2} \quad (3.26)$$

Elektrik alan vektörünün doğrultusuna dalganın polarizasyonu adı verilir. EM Dalgalar yatay, düşey, dairesel ve eliptik polarizasyonlu olabilirler. Dalgalar boşluktan farklı bir ortamda (yalıtkan veya iletken) yayılıyorsa o zaman dalga hızı ışık hızından az olur. Çünkü bu durumda ortamın manyetik geçirgenliği μ ve dielektrik sabiti ε büyür. Dalga boşlukta değil başka bir ortamda ilerliyorsa ışık hızı yerine hız (u_p) kullanılmaktadır. Denklem 3.27 dalganın boşlukta değil başka ortamda ilerlediği durumdaki hızını ifade etmektedir (Özen ve Helhel 2022).

$$u_p = \frac{1}{\sqrt{\mu\varepsilon}} \text{ (m/s)} \quad (3.27)$$

$$\mu = \mu_r \mu_0$$

$$\varepsilon = \varepsilon_r \varepsilon_0$$

Burada β (Rad/m): faz sabitini ifade etmektedir.

$$\beta = \omega\sqrt{\mu\varepsilon} = \frac{\omega}{u_p} \quad (3.28)$$

$$u_p = \frac{\omega}{\beta} = \frac{\omega}{\omega\sqrt{\mu\varepsilon}} = \frac{1}{\sqrt{\mu\varepsilon}} \quad (3.29)$$

$$\lambda = \frac{2\pi}{\beta} \text{ (m)} \quad (3.30)$$

Burada λ dalga boyunu ve $\omega=2\pi f$ (açısal frekans) ifade etmektedir. Manyetik olmayan kayıpsız bir elektrik ortamda yayılma hızı

$$u_p = \frac{1}{\sqrt{\mu_0\varepsilon_0\varepsilon_r}} = \frac{1}{\sqrt{\mu_0\varepsilon_0}\sqrt{\varepsilon_r}} = \frac{c}{\sqrt{\varepsilon_r}} \text{ (m/s)} \quad (3.31)$$

Boşluk için ışık hızı $c=3\times10^8$ m/s olduğu bilinmektedir.

$$c = \frac{1}{\sqrt{\mu_0\varepsilon_0}} \quad (3.32)$$

Burada u_p hız, μ_r =bağlı manyetik geçirgenlik, $\mu_0 = 4\pi\times10^{-7} \text{ H / m}$ boşluğun manyetik geçirgenliği, ε_r =ortamın bağlı dielektrik sabitini ifade etmektedir (Özen ve Helhel 2022).

$$c = \frac{1}{\sqrt{\mu_0\varepsilon_0}} = \frac{1}{\sqrt{(4\pi\times10^{-7})(8.854\times10^{-12})}} \cong 3\times10^8 \quad (3.33)$$

Pozitif z yönünde hareket eden bir elektromanyetik düzlem dalgası aşağıdaki denklemlerle tanımlanabilir (Seybold 2005).

$$P(z) = \vec{E}_x(z) \vec{H}_y(z) \quad (3.34)$$

$$\vec{E}_x(z) = \vec{E}_1 e^{-j\beta z} + \vec{E}_2 e^{j\beta z} \quad (3.35)$$

$$\eta \vec{H}_y(z) = \vec{E}_1 e^{-j\beta z} + \vec{E}_2 e^{j\beta z} \quad (3.36)$$

$$\beta = \omega \sqrt{\mu \epsilon} = \frac{2\pi}{\lambda} m^{-1} \quad (3.37)$$

3.2.1. Deri Kalınlığı

Hava ortamından iyi iletken ortama giren EM dalga, malzeme içinde $e^{-\alpha z}$ azalarak hızla zayıflar ve dalga boyu da küçülmüş olur. Zayıflamanın sabiti $\alpha = \frac{1}{\delta}$ olarak belirtilir.

Burada δ (m) boyutunda bir sabittir ve alan genliğinin materyal içerisinde $e^{-1} \approx 0.368$ değerine düştüğü mesafeye karşılık gelmektedir. Deri kalınlığı iletkenlik (σ) ve frekans (f) ile ters orantılıdır. δ deri kalınlığı (skin depth) olarak tanımlanmaktadır (Özen ve Helhel 2022).

$$\delta = \sqrt{\frac{2}{\omega \mu \sigma}} = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}} \text{ (m)} \quad (3.38)$$

Burada $\omega = 2\pi f$ (açısal frekans), $\sigma = 1/\rho$ (iletkenlik) ifade etmektedir (Özen ve Helhel 2022).

Herhangi bir malzeme ortamı için,

$$E_0 e^{-\alpha \delta} = E_0 e^{-1} = 0.368 E_0 \Rightarrow \delta = \frac{1}{\alpha} \quad (3.39)$$

3.2.2. Dalga Polarizasyonu

EM dalgalarla bir noktadan diğer noktaya enerji taşınabilmektedir. Elektrik ve manyetik alanlar arasındaki vektör çapraz çarpımı, yayılma yönünde bir vektör verir. Buna Poynting vektörü denir ve 3.40 denklemindeki gibi ifade edilmektedir (Seybold 2005; Özen ve Helhel 2022).

$$\vec{S} = \vec{E} \times \vec{H} \text{ (W/m}^2\text{)} \quad (3.40)$$

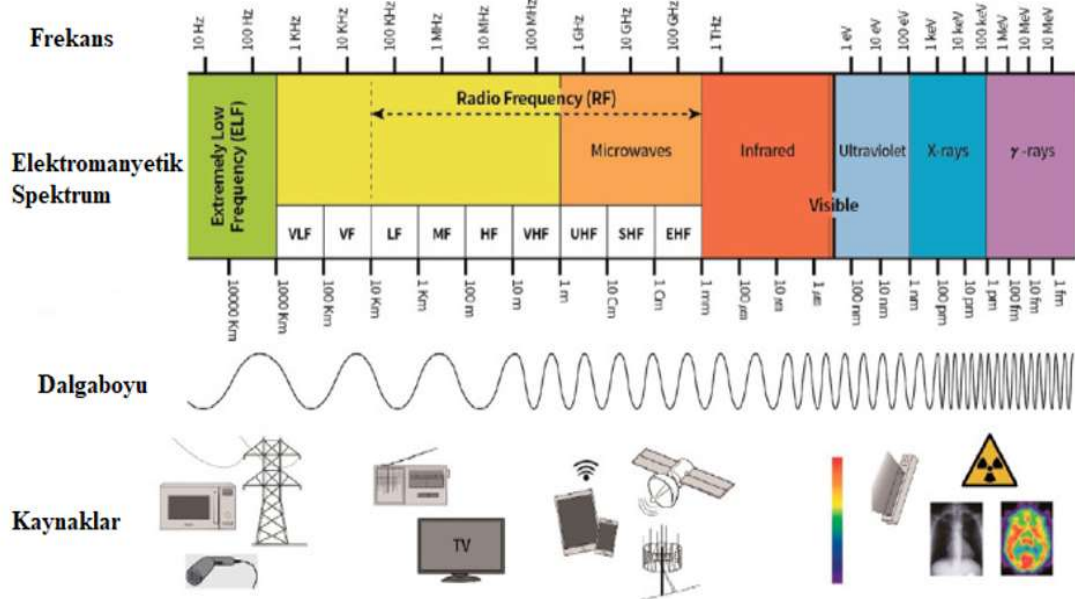
$$S = \frac{1}{2} \vec{E} \times \frac{\vec{H}}{\eta} \quad (3.41)$$

$$\eta = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \quad (3.42)$$

3.3. Elektromanyetik Spektrum

Radyasyon, bir kaynaktan gelen ve uzayda yayılan enerjidir. Radyasyonun kendine özgü elektriksel ve manyetik özellikleri vardır. Elektromanyetik radyasyona karşılık gelen dalga boyu aralığı, 'elektromanyetik spektrum' olarak adlandırılmaktadır. Radyasyonun enerjisi, etkileştiği ortamdaki bir atomdan elektron koparabilecek düzeyde ise yüksek enerjili veya iyonize olarak da tanımlanmaktadır. Yüksek enerjili morötesi ışınlar, alfa, beta ve nötron parçacık tipi radyasyonlar, gama ışınları, x-ışınları iyonize özelliktedirler. İyonize olmayan radyasyonlar ise etkileştikleri maddeler içerisindeki atomlardan elektron koparamazlar. Elektromanyetik spektrumdaki mikrodalgalar, görünür ışık, kızılötesi ve düşük enerjili morötesi ışık gibi radyasyonlar iyonize olmayan radyasyonlara örnek olarak verilebilir. Mikrodalgalar 1mm ile 100 cm arasında (frekansı 1 GHz-300 GHz arasında) dalga boyundadır (Çerezci 2015). Cep telefonu frekansları elektromanyetik alanların RF ve Mikrodalga diye adlandırılan frekans bandında yer almaktadır.

Şekil 3.3'de elektromanyetik spektrum örnek kaynaklarla gösterilmektedir. Burada frekanslar soldan sağa doğru artarken, dalga boyları soldan sağa doğru azalmaktadır.



Şekil 3. 3. Elektromanyetik Spektrum (Moon 2020).

Radyo frekansı radyasyonu , uzayda dalgalar halinde birlikte hareket eden elektrik ve manyetik alanların bir kombinasyonu olan bir elektromanyetik radyasyon türüdür. Elektromanyetik radyasyon iki kategoriye ayrılmaktadır.

İyonlaştırıcı olmayan radyasyon: Genellikle insanlar için zararsız olarak algılanan düşük seviyeli radyasyondur.

İyonlaştırıcı radyasyon: Hücre ve DNA hasarı potansiyeline sahip yüksek seviyeli radyasyondur.

Çizelge 3.1. Elektromanyetik radyasyon ve kaynakları (Anonymous 5).

Elektromanyetik radyasyon	Örnekler	Kaynaklar
İyonlaştırıcı olmayan radyasyon	Radyo frekansı (RF) Mikrodalgalar (MW) Kızılötesi ışık Görülebilir ışık	Ampuller, FM radyo, GPS ve televizyon yayını, Mikrodalga fırınlar, Bilgisayarlar, Kablosuz (wifi) ağlar, Cep telefonları, Bluetooth cihazları, Güç hatları
İyonlaştırıcı radyasyon	Ultraviyole Işık (UV) X-Rays Gama ışınları	X-ışını makineleri, radyoaktif madde, nükleer fisyon, nükleer füzyon ve parçacık hızlandırıcılar

3.4. EMA Kaynakları

Güneş tüm spektrumda bir enerji kaynağıdır ve atmosfere elektromanyetik radyasyonu yaymaktadır. Bu nedenle, Dünya üzerindeki tüm yaşam her zaman bir EMA varlığında yaşamaktadır (Hollenbach ve Herndon, 2001). Bilim ve teknolojinin gelişmesiyle birlikte Dünya'da yapay elektromanyetik dalgalar üretilmiş ve Alman fizikçi Heinrich Hertz deneysel olarak elektromanyetik radyasyonu keşfetmiş ve ekosistemde EMA'nın varlığını doğrulamıştır.

Yapay olarak elektromanyetik alan yayan cihazlar insana yakın ve uzak mesafede olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

İnsana yakın olan yapay kaynaklar; vücuda yakın olan kaynakların birçoğu, cep telefonları ve kablosuz RF cihazları söylenebilir.

İnsana uzak olan yapay kaynaklar ise; GSM baz istasyonları, TV ve Radyo vericileri söylenebilir. TV ve Radyo verici istasyonu antenlerinin RF enerji yayımları, hem çok güçlü hem de faaldır.

Bilimsel ve teknolojik gelişmelere uygun olarak çok sayıda elektronik ürünün gelişmesiyle birlikte iletişim teknolojileri de her geçen gün gelişmektedir. Bu teknolojik gelişmelere bağlı olarak, modern toplumu sürdürmek için çeşitli elektronik cihazların kullanımına olan talep, özellikle de insanlar için bir zorunluluk haline gelen cep telefonları gibi kablosuz iletişim teknolojilerinin kullanımını sürekli artmaktadır. Ayrıca, kullanılan çeşitli elektronik cihazlar nedeniyle frekans aralıkları sürekli

genişlemektedir. Herhangi bir elektronik cihaz kullanıldığında, elektromanyetik alanlar ve temelde elektromanyetik dalgalar üretilir. Bu dalgalar istenmese de insan veya hayvan vücutları tarafından emilebilir. Özellikle elektronik cihazlar arasında cep telefonlar vücudumuza yakın kullanılmaktadır ve son zamanlarda kullanım süresi hızla artmaktadır.

Üstelik cep telefon kullanımı sadece yetişkinlikte değil, gençlerde ve küçük çocuklar da dahil olmak üzere yaşlılarda da artmaktadır. Bu nedenle, cep telefonları da dahil olmak üzere elektronik cihazlardan salınan elektromanyetik alanların olası biyolojik etkileri konusu önem arz etmektedir.

3.5. Elektromanyetik Alanların Biyolojik Etkileri

Elektromanyetik alanların insanlar üzerinde neden olduğu etkiler öncelikle alanın frekans ve şiddetine bağlıdır. Bazı elektromanyetik alanlar; duyu organlarının, sinir ve kasların uyarılmasına sebep olurken, bazıları da vücut dokularında ısınmaya neden olur. Radyasyonun vücut dokusunda oluşturabileceği zarar, enerjisine, doku ile yaptığı etkileşmenin tipine, enerjinin ne kadarının dokuda soğurulduğuna ve ayrıca uygulama süresine bağlıdır. Vücut tarafından RF enerji emilim oranı (Specific Absorption Rate/Özgül Soğurma Oranı) SAR olarak tanımlanır (Adalı vd. 2020). Denklem 3.43 SAR'ı ifade etmektedir.

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho} \quad (3.43)$$

Burada ρ insan dokusunun kütle yoğunluğudur, σ doku iletkenliğidir.

Denklem 3.44 SAR ile sıcaklık artışı arasındaki matematiksel durumu ifade etmektedir (Pšenáková 2006).

$$SAR = c \frac{dT}{dt} \quad (3.44)$$

3.6. Mobil İletişim Teknolojileri

Teknolojinin gelişmesiyle beraber insan kaynaklı elektromanyetik alan oluşturan cihazların kullanımı toplumsal yaşamı kolaylaştırmakta, bununla beraber birçok sağlık sorununu da beraberinde getirmektedir. Günümüzde en çok kullanılan elektromanyetik alan kaynaklarından birisi cep telefonlarıdır. Cep telefonları mikrodalgalarla çalışmaktadır.

RF alanları, büyük miktarda verinin çok hızlı bir şekilde (ışık hızına kadar) uzun mesafeler boyunca taşınmasına izin vermektedir. Sinyaller, baz istasyonları ve antenlerden oluşan ve genellikle kablolu bir ağ tarafından desteklenen bir iletişim ağıyla iletilmektedir.

Enerji tasarrufu için, bir cep telefonu otomatik olarak sinyal gücünü ve dolayısıyla yayılan alanı, bağlantı kurulmasını sağlamak için mümkün olan en düşük güç seviyesine ayarlamaktadır.

Örneğin baz istasyonunun çok uzakta olması veya baz istasyonu ile cep telefonu arasında tepeler, binalar, ağaçlar vb. bağlantı kurmak için cep telefonundan bağlantı ne kadar iyi olursa, güç çıkışı o kadar düşük olmaktadır (ICNIRP 2009).

Cep telefonları, 500 ile 2700 MHz arasındaki frekanslarda çalışan ve 0,1–2 Watt aralığında tepe güçlere sahip, düşük güçlü radyo frekansı vericileridir. El cihazı yalnızca açıkken güç iletir. El cihazından uzaklaştıkça güç (ve dolayısıyla bir kullanıcının radyo frekansına maruz kalması) hızla düşer. Cep telefonunu vücudundan 30-40 cm uzakta kullanan bir kişinin kafası örneğin kısa mesaj gönderirken, internete girerken veya eller serbest cihaz kullanırken, ahizeyi tutan birine göre radyo frekansı alanlarına çok daha az maruz kalmaktadır (ICNIRP 2009).

Cep telefonları, su moleküllerinin ve bazı organik moleküllerin dönüşünü harekete geçiren ve insanlar üzerinde termal ve termal olmayan etkilere neden olan, temel olarak 800 ve 2000 MHz arasında değişen frekanslarda mikrodalga radyasyonları iletir. Cep telefonlarından bildirilen termal etkiler arasında baş ağrısı, kulakta yanma veya sıcaklık hissi, yüz derisinde yanma hissi ve kan-beyin bariyerinde değişiklik yer almaktadır. İşitme sistemi cep telefonuna çok yakındır, bu nedenle işitme, termal ve termal olmayan etkilerden potansiyel olarak en çok etkilenen hedeftir. Dış kulak, cep telefonlarından gelen EMA'ların periferik ve merkezi işitme sistemine ulaşması için doğal bir yol sağlayabilir ve bu da kulakta nispeten yüksek enerji birikmesine yol açmaktadır (Jadia vd. 2019).

EMA vücuda nüfuz etme özelliğine sahiptir (frekans ne kadar yüksekse, nüfuz etme derinliği o kadar düşüktür), bunun etkisi vücut dokusunda bir sıcaklık artışıdır. Maruz kalma süresine bağlı olarak belirli bir seviyenin üzerinde, RF EMA'na maruz kalma ve buna eşlik eden sıcaklık artışı, sıcak çarpması ve doku hasarı gibi ciddi sağlık etkilerine neden olabilmektedir (ICNIRP 2009).

EMA' lar cep telefonlarından, akıllı cihazlardan, Wi-Fi'den, baz istasyonlarından ve radarlardan üretilmektedir. Radyo veya televizyon vericileri ve baz istasyonları, büyük RF maruziyet kaynakları olabilmektedir. Cep telefonları, hızlı hareket eden bir metro veya trende kullanıldıklarında veya tekrar çalma sesinden önce bir baz istasyonu ararken daha fazla elektromanyetik dalga üretmektedir (Moon 2020).

Cep telefonu modellerinin SAR değerleri farklı olup, Dünya Sağlık Örgütü tarafından SAR değeri 0.1 W/Kg üzerinde olan cep telefonlarının kullanılması önerilmemektedir.

Çizelge 3.2’de yaygın hücresel teknolojiler ve bunların MHz ve GHz aralıklarındaki ilgili frekans bantları verilmiştir.

Çizelge 3. 2. Yaygın hücresel teknolojiler ve bunların MHz ve GHz aralıklarındaki ilgili frekans bantları (Davis vd. 2023).

Hücresel Teknoloji	MHz frekansları	GHz frekansları
GSM (2G)	380-900	1.8-1.9
CDMA (2G ve 3G)	400-900	1.8-1.9
UMTS (3G)	699-900	1.7-2.69
LTE (4G)	400-900	1.9-5.925
5G NR (5G) FR1	600-960	1.5-6.7

3.7. İşitme Fizyolojisi

Ses dalgaları dış ortamdan gelip dış kulak kanalı ile orta kulağa iletilmektedir. Ses enerjisi mekanik enerjiye kemikçik zincir ile çevrilmektedir. Stapesin oval pencere üzerinde hareketinin değişken hızı, farklı ses frekanslarının oluşmasını sağlamaktadır (Cranford 2008; Bayam 2015). Stapes hareketi ile başlayan ve perilemf ile iletilen mekanik dalga, baziler membranı koklea tabanından helikotemaya doğru hareketlendirmektedir. Bu dalganın özelliği, amplitüdün giderek artması ve titreşimlerin belli bir bölgede maksimum amplitüde ulaştıktan sonra sönmesidir. Doğal rezonans farkı nedeniyle baziler membran tonotopik özelliğe sahiptir. Belli frekanstaki sesler diğer frekanstaki seslere göre baziler membranın titreşiminin daha kolay olmasına neden olmaktadır. Genellikle yüksek frekanslı sesler baziler membran amplitüdlere bazal turda en yüksek seviyededir. Buna karşılık alçak frekanslarda baziler membran amplitüdü apikal turda en yüksek seviyeye ulaşmaktadır (Cranford 2008; Bayam 2015). Baziler membran titreşiminin bu özelliği ile ilgili tonotopik olguya, işitmenin ilerleyen dalga teorisi denilmektedir (Cranford 2008; Belgin 2013; Bayam 2015). Baziler membranın titreşimi korti organına ulaşmaktadır. Korti organına gelen mekanik uyaran, elektriksel uyarana çevrilerek akustik nöronların dendritlerini uyarmaktadır. Akustik uyaran kortekse ulaşarak önceki ses deneyimlerine göre bellek tarafından hatırlanarak algılanmaktadır. İşitsel bilgi nöral cevaba iki yolla kodlanmaktadır; temporal (zamansal) kodlama ve yer (frekans) kodlama.

Temporal kodlama, konuşma seslerinin uzunluğu, hece sayısı, vurgu ve tonlama temeline dayalı bilgileri taşımaktadır. Bu karakteristikler, temel frekans özelliği, şiddet ve konuşma sesinin süresini değiştirerek değiştirilmektedir.

Frekans kodlaması ise, nöronların koklear lokalizasyonundan kaynaklanan sesin perdesi gibi spesifik algısal özellikleri yansıtmaktadır. Özel konuşma seslerinin ayrımı, frekans temeline dayanmaktadır (Cranford 2008; Bayam 2015).

3.7.1. Ses Dalgası ve Özellikleri

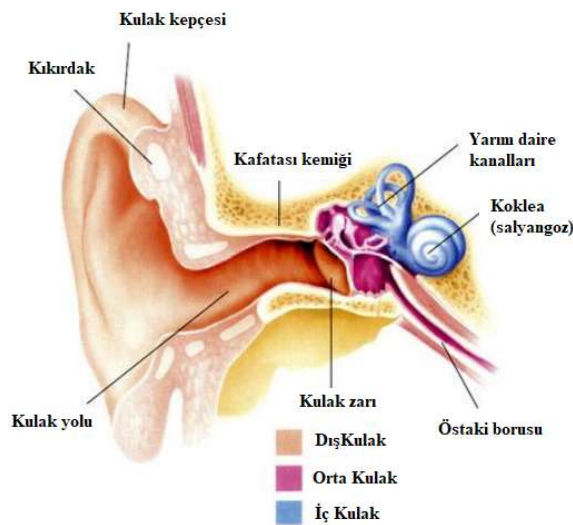
Ses enerjisi bir titreşim olup, yayıldığı ortam moleküllerinin ardışık olarak sıkışmasına ve gevşemesine neden olurlar. Sesin saniyedeki titreşim sayısına sesin frekansı olarak adlandırılır. Sesin frekansı Hertz (Hz) ile ifade edilir. İnsan kulağı 16 Hz–20 kHz arasında sesleri duyar. Sesin şiddet birimi desibel (dB) olup insan kulağı tarafından duyulan en küçük ses şiddeti 20 dB olarak tanımlanmaktadır. Bir ortamın ses dalgalarının yayılmasına gösterdiği dirence akustik direnç ya da empedans denilmektedir (Akyıldız 1998).

İnsanları diğer canlılardan ayıran en önemli özellik konuşmadır. İşitme, en önemli duyu fonksiyonlarından biri olarak, öğrenilmiş bir davranış olan konuşmada en önemli etken ve kişinin çevresiyle iletişimini sağlamaktadır. Bu algının bireylerde azalması veya tamamen ortadan kalkması kişinin yaşamında bazı iletişim güçlüklerine, sonuçta da giderek artan sosyal ve psikolojik sorunlara yol açabilmektedir (Çetin 2012).

Atmosferde oluşan ses dalgalarının kulağımız tarafından toplanmasından beyindeki merkezlerde anlamlandırılmasına kadar olan süreç işitme olarak adlandırılmaktadır. Dış kulak, orta kulak, iç kulak ile merkezi işitme yolları ve işitme merkezi işitme sistemin parçalarıdır.

3.7.2. Kulak Anatomisi

İşitme organı kulak, işitme ve dengenin periferik organı olup, temporal kemik içine yerleşmiş şekilde bulunur. Dış kulak, orta kulak ve iç kulak olmak üzere yapıları ve fonksiyonları birbirinden farklı üç kısımdan oluşmaktadır (Çetin 2012). Şekil 3.4 kulağın yapısını göstermektedir.



Şekil 3.4. Kulak Yapısı (Anonymous 3) Erişim Tarihi: 22.04.2023.

3.8. Konuşma Odyometrisi

İnsan kulağı, farklı frekanstaki sesleri analiz edebilen mükemmel bir organdır (Silman ve Silverman 1997). Zengin bir spektrum da olan sesler, kompleks sesler olarak tanımlanmakta olup konuşma sesi de insan kulağının duyabileceği en kompleks sestir. İşitme kaybı bireylerde iletişim bozukluklarına neden olmakta, işitme kaybının başlangıç ve teşhis edilme yaşı, tipi, derecesi ve konfigürasyonuna bağlı olarak konuşmayı anlama ve ayırt etmede zorluklar yaşanmaktadır. Odyometrik testler kullanılarak işitme eşikleri belirlenebilmekte olup, bu testler doğumdan, yaşlanmaya ve gürültüye bağlı olan işitme kayıplarının tespit edilemesin de ilgili verileri sağlamaktadır. İşitme hassasiyetinin konuşma uyaranlarıyla değerlendirilmesi amaçlı geliştirilen konuşma testleri işitme kaybının ayırıcı tanısında, işitme kaybının konuşmayı anlama performansını nasıl etkilediğini belirlemede, gerekebilecek işitme cihazına karar vermede ve odyolojik rehabilitasyonun ve yararlarının belirlenmesinde kullanılmaktadır (Genç ve Belgin 2004). Günümüze odyolojik test bireylerin işitme kayıplarının olup olmadığı ve işitme kaybının derecesinin belirlenmesi amaçlı olarak ilgili klinikler de sıklıkla yapılmaktadır.

Konuşmayı değerlendiren test yöntemleri aşağıda açıklanmıştır.

3.8.1. Konuşma Anlaşılabilirliği Test Yöntemleri

Konuşma Anlaşılabilirlik İndeksi:

Odyometre periferik işitmenin değerlendirilmesi amacıyla kullanılan ve saf ses üreten ses jeneratörleridir. Standart odyometreler, 125-8000 Hz arasında frekanslarda ölçüm yapılmasını sağlarken, 8000-18000 Hz arasındaki yüksek frekansların değerlendirilmesinde ise yüksek frekans odyometreler kullanılmaktadır. Odyometreler kullanılarak belirlenen işitme eşiklerinin kaydedildiği grafiklere odyogram denilmektedir. İşitme kaybının derecesinin saptanmasında saf ses ortalaması esas alınır. Saf ses ortalaması 500, 1000, 2000 Hz'deki işitme eşiklerinin ortalaması hesaplanarak elde edilmektedir (Belgin ve Şahlı 2015).

Hava yolu işitme ölçümü: Dış kulak yolundan kulaklıklar aracılığı ile verilen saf seslerle, kişinin duyabildiği eşik seviyesinin belirlenmesi için yapılan ölçümlerdir.

Teste başlamadan önce ilk uygulama kulaklıkların düzgün yerleştirilmesidir. Auricula'nın kıvrık olmaması ve kulaklık hoparlörünün konka'nın tam ortasına gelecek şekilde yerleştirilmesi esastır. Kulaklık kablolarının ve odyometrenin diğer aksanlarının hastayı rahatsız etmeyecek veya dikkatini dağıtmayacak şekilde yerleştirilmesi gerekir. Hastaya sesi duyduğu zaman çok-az duysa bile verilen butona basması veya elini kaldırması söylenir (Belgin ve Şahlı 2015).

Kemik yolu işitme ölçümü: Koklea'nın ikinci uyarı yolu kemik yolu titreşimleriyle sağlanır. İşitsel uyarımı tüm akustik özellikleriyle taşıması hava yolu iletimi kadar mükemmel olmasa da odyolojik tanı için oldukça önemlidir. Kemik iletimi auricula'nın arkasındaki mastoid çıkıntı üzerine yerleştirilen özel tasarımlı ve kalibre edilmiş vibratörler aracılığıyla sağlanır. Kemik yolu ölçümü 500-4000 Hz arasında gerçekleştirilmektedir.

Kemik yolu değerlendirmeleri sensörinöral sistem hakkında, hava yolu ise iletim ve sensörinöral sistemi içine alan total sistem hakkında bilgi vermektedir. İlgili ölçümlerde bulunan hava ve kemik yolu değerlendirmeleri arasındaki benzerlik ve farklar, işitme kayıplarının tanısında belirleyici kriterleri oluşturmaktadır (Belgin ve Şahlı 2015).

Odyolojik değerlendirmenin ikinci önemli aşaması, konuşmayı anlama ve konuşmayı ayırt etmenin değerlendirilmesidir. Konuşma odyometrisinin olmadığı bir odyolojik değerlendirme eksiktir. Konuşma odyometrisi, kişinin konuşmayı algılama becerilerinin değerlendirilmesi amacı için kullanılmakta olup, konuşma sinyallerinin günlük yaşamda bulunan işitsel uyaranların gerçek göstergesi olması, işitsel sistemin konuşmanın algılanması alanında özelleşmiş olması ve değerlendirmedeki kelimelerin en iyi bilinenler arasından seçilmesi sebebiyle odyolojik değerlendirme için önemlidir. Konuşma odyometrisinde kullanılan materyaller, önceden kaydedilmiş veya uygulayıcı tarafından okunan kelimelerden oluşmaktadır. Testte kişinin, konuşmayı nasıl algıladığı değerlendirmek için duyduğunu tekrar etmesi istenir. Konuşmayı algılama becerisinin ölçülmesi, klinisyene, hastanın fonksiyonel işitme becerisi hakkında net bir fikir vermektedir (Belgin ve Şahlı 2015).

Konuşmayı alma eşiği: Konuşma tanıma derecesini belirlemek amacıyla kullanılan bu test çoğunlukla konuşma eşik testi olarak tanımlanır. SRT, belirli bir şiddet seviyesinde bireyin kendisine sunulan kelimelerin %50'sini doğru olarak tekrar edebilme becerisini ölçmektedir. Bu seviyenin 500, 1000, 2000 Hz'de saf ses odyometri eşiklerinin ortalaması ile uyumlu olması gerekmektedir. Saf ses ortalamasıyla SRT arasındaki farkın 10dB'den fazla olmaması gerekmektedir (Belgin ve Şahlı 2015).

Konuşmayı Ayırt Etme (SD-Speech Discrimination): Konuşmayı tanıma testi olarak da bilinen bu test ile, eşik üstü sabit bir seviyede tek heceli kelimeler kullanılarak kişinin konuşmayı tanıma becerisinin değerlendirilmesi amaçlanır. Testte kişinin doğru tekrar ettiği kelimeler konuşmayı tanıma veya ayırt etme yüzdesi olarak belirlenir. Ayırıcı tanı ve rehabilitasyon için bu değerler büyük önem taşır. Konuşmayı ayırt etme yüzdesi, koklear veya retrokoklear patolojilerin tanısında önemli bilgi vericidir. Ayrıca, bu sözel iletişimin, işitsel performansın ve santral işitsel fonksiyonların değerlendirilmesinde ve uygun işitme cihazının belirlenmesinde de kullanılmaktadır (Belgin ve Şahlı 2015).

3.9. Biyomedikal Sinyaller

Sinyallerle yaşantımızın her anında karşılaşılmalıdır kullandığımız birçok teknolojik cihaz sinyallerin işlenmesi ile elde edilen bilgilerle çalışmaktadır. Telefon kullanımında, sinyallerin kablolar veya iyi bir iletken olan hava aracılığı ile iletilmesi sağlanır. Ses bir sinyaldir. Konuşulduğunda sinyaller oluşturulur. İnsan aktivitelerinin çoğu duyuşal sinyallerin analiz ve işlenmesi ile gerçekleşmektedir. Duymak, görmek gibi işlevler, duyu organları ile algılanan dışsal sinyallerin bilgiye dönüştürülmesiyle gerçekleşmektedir (Özdamar 2009).

Beyin Aktivitesini Ölçme

Beyin analizi, yapısal ve işlevsel analizden oluşmakta olup, yapısal analiz, yapısal özellikleri bulmak için beyin anatomisini analiz etmek için kullanılmaktadır.

Fonksiyonel analiz yöntemleri olarak EEG ve fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI) kullanılmaktadır. EEG ve fMRI, bilişsel sinirbilim deneylerinde insan beyni durumlarını araştırmak için yaygın olarak kullanılan iki yöntemdir. Her ikisi de noninvazivdir, ancak diğer açılardan tamamlayıcıdır.

3.10. Elektroensefalografi (EEG)

EEG, 1924 yılında Alman doktor Hans Berger'in insanlarda beyin elektriksel aktivitesinin izlerini ilk kez ölçmesiyle geliştirilmiştir (Baillet vd. 2001). EEG beyindeki nöral akımlardan ortaya çıkan sinyallerin elektrik ve manyetik alanlarının kayıtlarıdır. Milisaniye ölçeğinde nöral dinamikler hakkında doğrudan bilgi verebilen, tamamen invaziv olmayan mevcut yöntemlerdendir ve bundan dolayı beyin görüntüleme ve teşhis için kaçınılmaz yöntemdir (Vigário and Oja 2000).

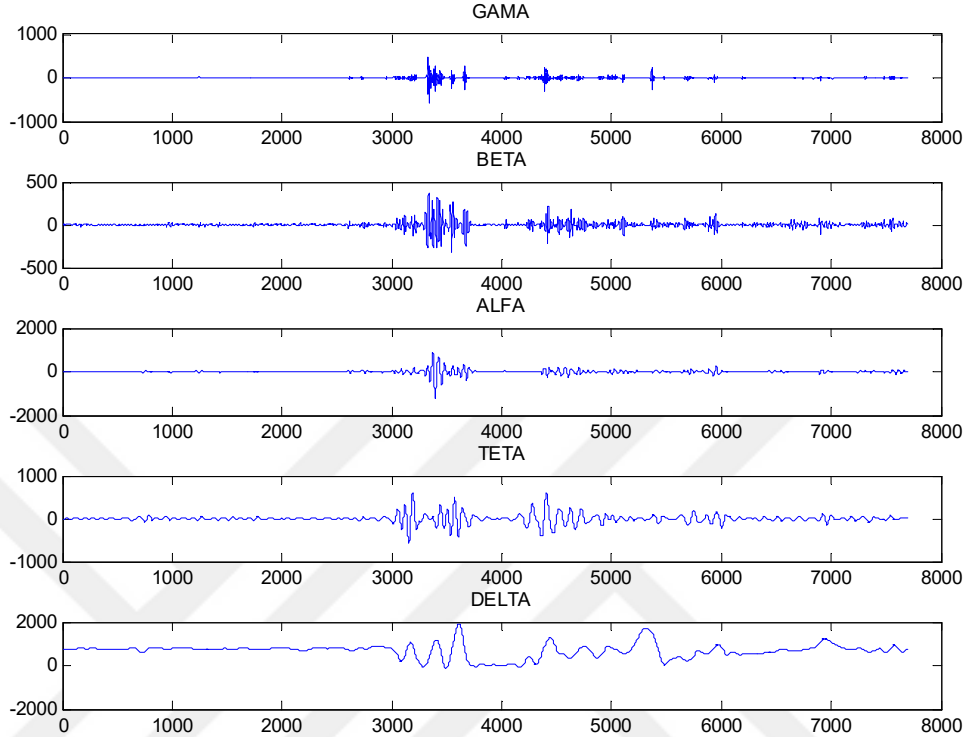
Elektroensefalografi, yüksek zamansal ve uzaysal çözünürlüğe sahip beyin aktivitesi görüntüleme yöntemidir. Elektroensefalografi, kafa derisine yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla gerçekleştirilen yüzey EEG'si ile serebral korteksin elektriksel aktivitesinin invazif olmayan bir şekilde kaydedilmesi ve ölçülmesidir (Rana vd. 2017).

Çizelge 3.3'de beyin dalgaları Delta, Teta, Alfa, Beta ve Gama olarak alt frekans bandlarına ayrılmıştır.

Çizelge 3.3. Beş temel beyin dalgasının özelliği (Abhang vd. 2016).

Frekans Bandı	Frekans (Hz)	Durum
Gama	>35 Hz	Konsantrasyon
Beta	12 - 35 Hz	Kaygı , aktif, dış dikkat, rahat
Alfa	8 - 12 Hz	Çok rahatlamış
Teta	4 - 8 Hz	Rahatlamış, içe dönük
Delta	0.5 - 4 Hz	Uyku

Şekil 3.5’te örnek bir EEG sinyalinin gama, beta, alfa, teta ve delta alt-bantlarına ait değişimler gösterilmektedir.



Şekil 3.5. Örnek bir EEG sinyali için gama, beta, alfa, teta ve delta bantlarına ait değişimler

3.11. Dalgacık Dönüşümü

Dalgacıklar, verileri farklı frekans bileşenlerine bölen ve ardından her bileşeni ölçeğine uygun bir çözünürlükle inceleyen matematiksel fonksiyonlardır. Sinyalin süreksizlikler ve keskin yükselmeler içerdiği fiziksel durumların analizinde geleneksel Fourier yöntemlerine göre avantajları bulunmaktadır (Graps 1995). Dalgacık dönüşümü, son yıllarda biyomedikal sinyal işleme, görüntü sıkıştırma, sismik verilerin analizi gibi birçok farklı alanda yaygın kullanılmakta olan bir yöntemdir.

Fourier dönüşümü, sinyalin frekans bileşenlerini analiz etmek için yararlı bir araçtır. Ancak, tüm zaman eksenini üzerinden Fourier dönüşümünü alınırsa, belirli bir frekansın hangi anda yükseldiğini söylenemez. Kısa süreli Fourier dönüşümü (STFT) ise hem zaman hem de frekans bilgisi veren spektrogramı bulmak için kayan bir pencere kullanmaktadır. Ancak yine de pencerenin uzunluğu, frekanstaki çözünürlüğü sınırlamaktadır. Dalgacık dönüşümü, bu duruma bir çözüm gibi görünmektedir (Chun-lin 2010).

Dalgacık Dönüşümü “Sürekli Dalgacık Dönüşümü” ve “Ayrık Dalgacık Dönüşümü” şeklinde ikiye ayrılır. Sürekli Dalgacık Dönüşümde hesap yükü oldukça

fazla olup, bu yükü azaltmak için Ayırık Dalgacık Dönüşümü kullanılır. Ayırık dalgacık dönüşümü, bu hesap yükünü azaltmasının yanında orijinal işaretin analiz ve sentezinde yeterli bilgiyi de sağlar (Öksüz vd. 2016). Haar, Daubechies, Biorthogonal, Coiflets, Symlets gibi farklı dalgacık aileleri mevcuttur (Yılmaz ve Bozkurt 2013; Yabanova ve Yumurtacı 2016). Sürekli dalgacık dönüşümü denklem 3.45'deki formül ile hesaplanmaktadır.

$$W(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_R x(t) \cdot \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (3.45)$$

$$a = 2^j, \quad b = k \cdot 2^j = k \cdot a, \quad j, k \in \mathbb{Z}^2$$

Burada $W(a,b)$: $x(t)$ işaretin sürekli dalgacık dönüşümü, $x(t)$ dönüşümü alınacak işaret, $\psi(t)$ dalgacık fonksiyonu, a ölçekleme parametresi, b dönüşüm parametresini belirtir (Vatansever vd. 2002).

Bu tez çalışmasında Ayırık Dalgacık dönüşümünde 6 seviyeli ayrıştırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Daubechies tipi dalgacık fonksiyonu kullanılmıştır.

3.11.1. Daubechies dalgacık ailesi

Daubechies dalgacığının sırasıyla ölçekleme ve dalgacık fonksiyonları 3.46 ve 3.47 denklemlerinde ifade edilmiştir (Cascio 2007; Duran 2013).

$$\phi(t) = \sqrt{2} \sum_k h_k \phi(2t - k) \quad (3.46)$$

$$\Psi(t) = \sqrt{2} \sum_k g_k \phi(2t - k) \quad (3.47)$$

Burada $\phi(t)$ ölçekleme fonksiyonu, $\psi(t)$ dalgacık fonksiyonu, h_k yüksek frekansları geçiren dalgacık filtresini, g_k düşük frekansları geçiren dalgacık filtresini, t zamanı, k kaydırma miktarını göstermektedir (Miner 1998; Duran 2013).

Daubechies dalgacık ailesi; ortogonallik, biortogonallik özelliklerini sağlarken hem sürekli dalgacık dönüşümü, hem de ayırık dalgacık dönüşümü için kullanılma özelliği mevcuttur. Mühendislik uygulamalarında sıklıkla kullanılan bir dalgacık ailesidir (Duran 2013).

3.12. Dalgacık entropisi

Dalgacık entropisi durağan olmayan sinyallerin geçici özelliklerini analiz etme yeteneğine sahip bir yöntem olup, yüksek zaman-frekans çözünürlüğüne sahip bir sinyalin düzen/düzensizlik derecesini tahmin etmek için dalgacık ayrışımını ve entropiyi birleştirmektedir.

Literatürde Dalgacık entropisi ile yapılmış çalışmalar bulunmaktadır (Hin vd. 2017). Farklı entropi tiplerine ait fonksiyonlar aşağıdaki 3.48, 3.49 ve 3.50 denklemlerindeki gibi verilmektedir (Kaplun vd. 2019).

Shannon entropi:

$$SE = -\sum_i s_i^2 \log(s_i^2) \quad (3.48)$$

Norm entropi:

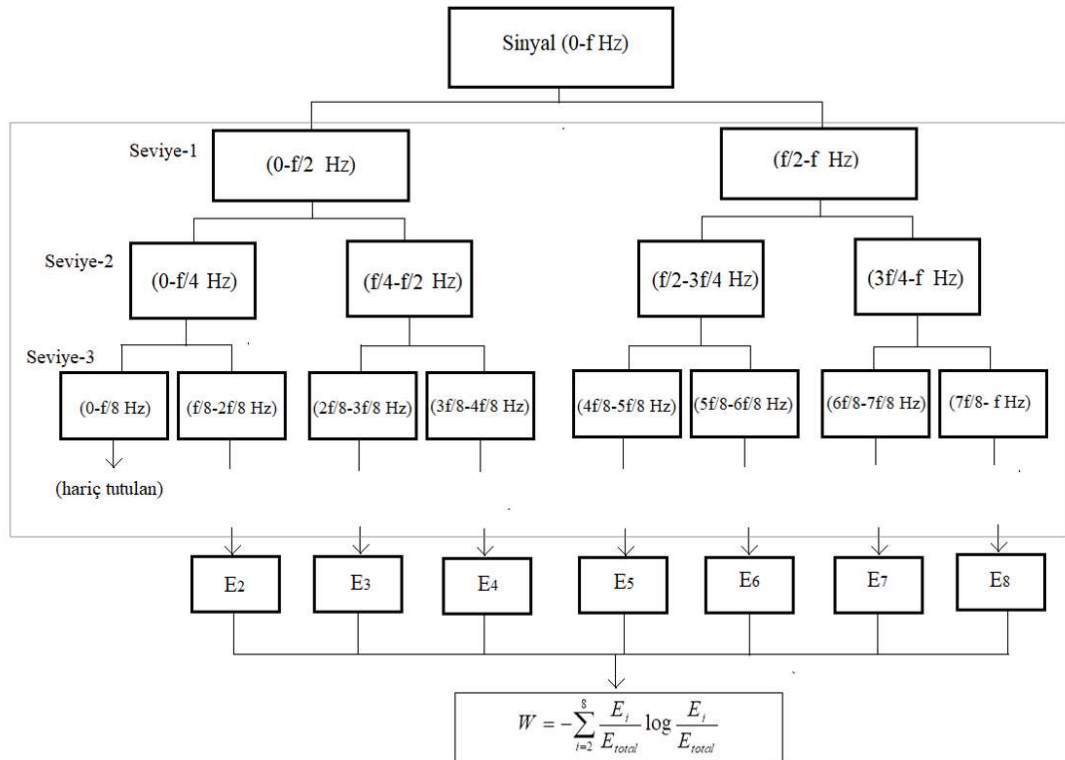
$$NE = \sum_i |s_i|^p \quad 1 \leq P \quad (3.49)$$

Log entropi:

$$LE = \sum_i \log(s_i^2) \quad (3.50)$$

Burada s sinyaldir, s_i ise s 'nin ortonormal katsayısıdır.

Şekil 3.6'da dalgacık entropi ölçüsünün hesaplanmasına yönelik metodolojiye ait blok diyagram gösterilmektedir.



Şekil 3.6. Dalgacık entropi ölçüsünün hesaplanmasına yönelik metodoloji (Gupta vd. 2017)

3.13. Tutarlılık Analizi

EEG çalışmalarının temel amacı, çeşitli nöral dinamik ölçümlerini davranış, biliş veya nöropatoloji tarafından belirlenen fonksiyonel beyin durumuyla ilişkilendirmektir. Bu tür dinamiklerin en umut verici ölçümlerinden biri, her frekans bandındaki herhangi bir sinyal çifti arasındaki bağıl genlik ve fazın tutarlılığını tahmin eden bir korelasyon katsayısı (karesi alınmış) olan tutarlılıktır (Srinivasan vd. 2007). Herhangi bir EEG sinyali çifti, bazı frekans bantlarında tutarlı olabilir ve diğerlerinde tutarsız olabilir. EEG tutarlılığı, her frekans bandında çalışan sinir sistemleri arasındaki fonksiyonel etkileşimlerin önemli bir tahminini sağlar. EEG tutarlılığı, beyin bölgeleri arasında ağ oluşumu ve fonksiyonel entegrasyon hakkında bilgi verebilmektedir (Srinivasan vd. 2007).

Tutarlılık, iki sinyal arasındaki ilişkiyi incelemek için kullanılır. EEG tutarlılığı genellikle insan korteksindeki işlevsel bağlantıyı değerlendirmek için kullanılır. Bununla birlikte, orta ila büyük EEG tutarlılığı, basitçe akımın kafa dokuları boyunca hacimsel iletimi ile de ortaya çıkabilir (Srinivasan vd. 2007). Tutarlılık, her bir frekans bandında, iki sinyalin doğrusal zamanla değişmeyen bir dönüşümle, başka bir deyişle sabit bir genlik oranı ve faz kayması (gecikme) ile ilişkilendirilip ilişkilendirilemeyeceğini ölçmektedir (Srinivasan vd. 2007).

Tutarlılık analizi, beyin bölgeleri arasındaki farklı frekanslardaki beyin elektrik aktivitelerinin senkronizasyonunu tanımlayabilen, spektrum analizine dayalı bir inceleme türüdür. Tutarlılık analizi, güç spektrumu tahminine dayanmaktadır (Wen 2007; Unde ve Shriram 2014).

İki $x(t)$ ve $y(t)$ sinyali arasındaki tutarlılık, çapraz güç spektrumunun büyüklük karesi değerinin her iki sinyalin spektrumlarının gücüne bölünmesiyle tamamen ilişkili olarak tanımlanan gerçek değerli bir fonksiyondur (Unde ve Shriram 2014).

3.13.1. Zamanla değişen tutarlılık yöntemleri

İki durağan rastgele tutarlılık spektrumu sinyalleri, aşağıdaki denklem 3.51'deki şekilde tanımlanan normalleştirilmiş bir çapraz spektrumdur:

$$|C_{xy}(w)|^2 = \frac{|P_{xy}(w)|^2}{P_x(w)P_y(w)} \quad (3.51)$$

Burada; $P_{xy}(w)$ x ve y sinyalinin çapraz spektrumudur. $P_x(w)$ ve $P_y(w)$ sırasıyla x ve y 'nin güç spektrumlarıdır. $|C_{xy}(w)|^2$ frekans alanındaki iki sinyal arasındaki tutarlılık katsayısıdır.

EEG sinyali bir tür durağan olmayan sinyaldir. Beyin bölgeleri arasındaki işbirliği kısa bir zaman aralığında tamamlanabilir ve dinamik olarak değişebilir. Bu nedenle, tutarlılığın nispeten uzun bir zaman aralığında hesaplanması, analizin doğruluğunu azaltabilir ve hatta yanlış sonuçlar verebilir.

Çözümlerden biri, aşağıdaki 3.52 denklemindeki gibi tanımlanan zamana göre değişen tutarlılıktır (Wen 2007).

$$C_{xy}(t, w) = \frac{|P_{xy}(t, w)|}{\sqrt{P_{xx}(t, w)P_{yy}(t, w)}} \quad (3.52)$$

Hem zaman alanında hem de frekans alanında iki rasgele sinyal arasındaki ilişkiyi tanımlar. Burada $P_{xy}(t, w)$, $P_{xx}(t, w)$ ve $P_{yy}(t, w)$ zamanla değişen spektrumlardır. Bu tutarlılık katsayısı, frekans alanında bir tür korelasyon katsayısı olarak görülür. Belirli bir frekans için, iki sinyal arasındaki faz farkı ve genlik oranı değişmeden kaldığında, katsayı 1'e eşittir, aksine 0'a eğilim gösterir (Wen 2007).

3.13.2. Dalgacık Tutarlılık Analizi

Dalgacık tutarlılığı, zaman-frekans uzayında incelenen zaman serilerinin birlikte hareket ettiği bölgeleri tespit edebilir (Vacha ve Barunik 2012). Dalgacık tutarlılık analizi, kortikal bağlantıyı yüksek bir zamansal çözünürlükte incelemek için etkili bir yöntemdir (Sankari vd. 2012).

Denklem 3.53'de x ve y sinyallerinin dalgacık çapraz spektrumu ifade edilmektedir.

$$C_{xy}(a, b) = S(C_x(a, b)C_y^*(a, b)) \quad (3.53)$$

Burada $C_x(a, b)$ ve $C_y(a, b)$, x ve y 'nin a skalalarında ve b konumlarında dalgacık dönüşümleridir. S : yumuşatma fonksiyonunu belirtir, $*$: karmaşık eşlenik anlamına gelir. Burada, x ve y isimli iki sinyalin dalgacık tutarlılığı aşağıdaki 3.54 denklemindeki gibi tanımlanabilir (Zhou vd. 2020).

$$WC_{xy}(a, b) = \frac{S(C_x(a, b)C_y^*(a, b))}{\sqrt{C_x(a, b)^2} \sqrt{C_y(a, b)^2}} \quad (3.54)$$

3.14. Derinin Anatomisi ve Fizyolojisi

Deri koruma, düzenleme ve duyum işlevlerine sahip vücudun en büyük ve birincil koruyucu organıdır, tüm dış yüzeyini kaplar ve çevreye karşı birinci dereceden bir fiziksel bariyer görevi görür. Derinin yapısı, vücudun patojenlere, UV ışığına ve kimyasallara ve mekanik yaralanmaya karşı ilk bariyeri olarak hizmet eden karmaşık bir ağdan oluşmaktadır. Aynı zamanda sıcaklığı ve çevreye salınan su miktarını da düzenlemektedir (Yousef vd. 2022).

İnsan derisi; cilt yüzeyinden içe doğru epidermis, dermis ve hipodermis olmak üzere üç katmandan oluşmaktadır ve bunların üçü de anatomi ve işlev bakımından önemli farklılık göstermektedir.

Epidermis, dermis ve hipodermis katmanlarında yaygın olarak dağılmış, çeşitli duyu reseptörlerini içeren devasa bir sinir ağı bulunmaktadır. Bu duyu alıcıları basınç,

gerilme, titreşim, sıcaklık, ağrı ve kimyasal türler gibi çeşitli iç ve dış rahatsızlıkları tespit etmekten sorumludur (Wang vd. 2021). Cilt, ısıyı koruyarak veya serbest bırakarak termal düzenlemeye katılır ve vücudun su ve homeostatik dengesinin korunmasına yardımcı olmaktadır (Maranduca vd. 2019; Someya and Amagai 2019; Lopez-Ojeda vd. 2022).

Cildin en dış tabakası olan epidermis, su geçirmez bir bariyer sağlayarak cilde rengini veren melanin içermektedir. Epidermisin altında bulunan dermis; sinirler, saç kökleri, kan damarları, lenf damarları, ter bezleri, ağrı ve dokunma reseptörleri içermektedir. Daha derin deri altı doku (hipodermis) yağ ve bağ dokusundan oluşmaktadır (Lopez-Ojeda vd. 2022).

İnsanda duyuşal bilgi işleme, uyarınları algılayan ve kodlayan, merkezi sinir sistemine duyuşal sinyaller gönderen ve ardından geri bildirim eylemleri için duyuşal bilgiyi yorumlayan duyuşal sinir sistemleri tarafından kontrol edilmektedir. (Wang vd. 2021). Duyuşal sinir sisteminde dört ana bölüm bulunmaktadır:

- 1-Duyuş reseptörlerinden oluşan duyuşal nöronlar
- 2-Sinyal iletimi için nöral yollar
- 3-Duyuşal algı ile ilgili beyin bölümler
- 4-Geri bildirim olarak kas aktivasyonu

Bazı cilt reseptörleri, dış ortamdaki değişiklikleri fiziksel olarak algılama yeteneğimizde rol oynamaktadır.

Meissner reseptörleri hafif dokunuşları algılar. Pacinian cisimcikleri, derin basınç ve titreşim değişikliklerini algılar. Ruffini uçları, cildin kollajen liflerinin derin basıncını ve esnemesini algılamaktadır. Epidermiste bulunan serbest sinir uçları ağrıya, hafif dokunmaya ve sıcaklık değişimlerine yanıt vermektedir. Merkel hücreleriyle ilişkili Merkel reseptörleri, cilt üzerinde sürekli hafif dokunma indüksiyonuna yanıt vermektedir. (Lopez-Ojeda vd. 2022).

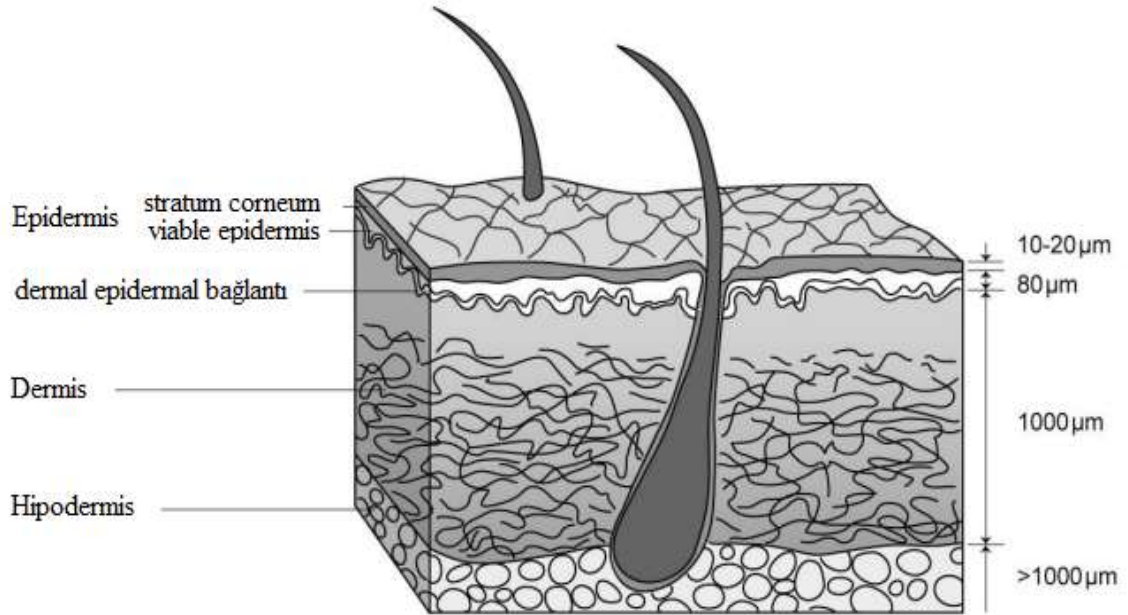
Bu reseptörler genel olarak mekanoreseptörler, termoreseptörler, nosiseptörler ve proprioseptörler olmak üzere dört kategoride sınıflandırılır. Mekanoreseptörler, basınç, dokunma, esneme ve titreşim gibi mekanik uyarılardan sorumlu duyuşal nöronlardır. Deride, Meissner cisimciklerini, Merkel hücrelerini, Ruffini uçlarını ve Pacinian cisimciklerini içeren toplam yaklaşık 45.000 mekanoreseptör vardır. Termoreseptörler, sıcaklık değişimine tepki veren duyuşal nöronların bir kategorisidir. Deride, dermis tabakasında bulunmaktadır. Soğuk reseptörler ve sıcak reseptörler olmak üzere iki tür termoreseptör vardır. Nosiseptörler, doku hasarlarına neden olabilecek zararlı uyarınları tespit etmek için kullanılır. Proprioseptörler, denge hissi, güç hissi, çaba hissi ve ağırlık hissi gibi bilinçli duyum kategorisinden sorumlu duyuşal reseptörlerdir. (Wang vd. 2021).

Bir uyarı aldıktan sonra, duyuş reseptörü, uyarıdan gelen duyuşal sinyali periferik sinir sisteminde ve merkezi sinir sisteminde iletilen bir elektrik sinyaline dönüştürür.

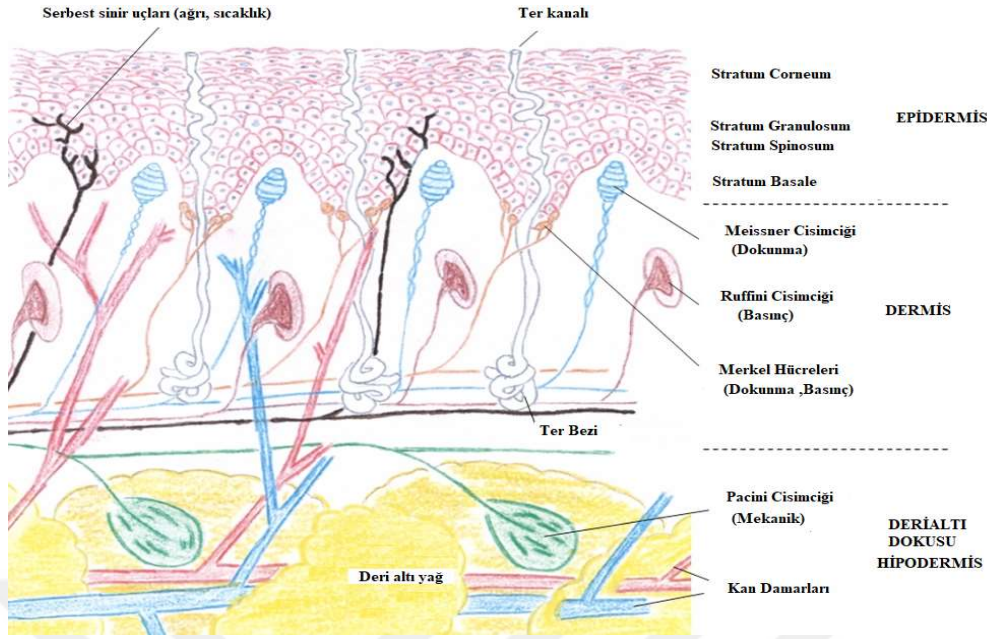
Bir duyu reseptörünün zar potansiyeli, zardaki iyon kanallarını etkileyen bir uyarının gücü ve süresi ile değişir. Zar potansiyeli bir eşiğe ulaştığında, nöron ateşlenir veya bir aksiyon potansiyeli üretir. Periferik sinir sisteminde üretilen aksiyon potansiyeli, duyu sinir yolları yoluyla omuriliğe iletilir ve çoğu durumda algı için beyne gönderilir. Nöral sinyal iletimi sonunda beyinde duyu algı oluşur. Beyin insanda algı işleme merkezidir. Beyin ayrıca propriyoseptif duyu bilgileri görsel, işitsel, vestibüler veya koku alma duyu bilgileri gibi diğer duyu bilgileriyle birleştirilerek vücut pozisyonunun ve hareketinin genel bir temsili oluşturur (Wang vd. 2021).



Şekil 3.7. Epidermis, dermis ve hipodermis katmanlarından oluşan insan derisi (Wang vd. 2021)



Şekil 3. 8. Farklı cilt katmanlarının şematik gösterimi (Geerligs, M. (2010). Skin layer mechanics. *Eindhoven: TU Eindhoven.*)



Şekil 3. 9. Reseptörler ve sinir dokusunun yer aldığı derinin farklı katmanları (Schmid vd. 2013)

Çizelge 3.4’te insan derisindeki mekanoreseptörlerin tipleri ve özelliklerine ait bilgiler yer almaktadır.

Çizelge 3.4. İnsan derisindeki mekanoreseptörlerin tipleri ve özellikleri (Wang vd. 2021).

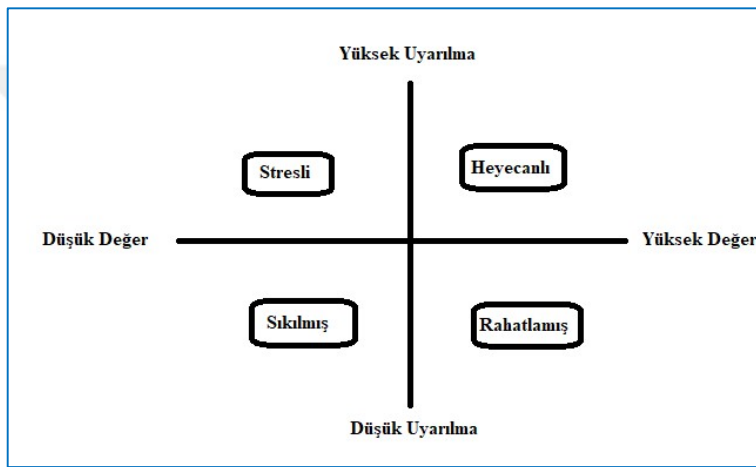
	Meissner cismiciği	Pacinian cismi	Merkel hücresi	Ruffini uçları
Frekans aralığı [Hz]	10 – 200	40 - 800	0.4 - 100	7
Parmak ucunda cm^2 başına reseptör sayısı	140	21	70	49

3.15. GSR Sinyal Analizi

GSR, galvanik cilt cevabını ifade etmektedir ve bazı uyaranlara yanıt olarak derinin elektriksel iletkenliğini ölçmek için kullanılan bir yöntemdir. Bir şekilde özellikle duygusal bir şey yaşadığımızda, ter bezlerimizi farkında olmadığımız çok küçük şekillerde tetikleyerek cildimizin elektriğe karşı daha iletken hale gelmesini sağlarız. Yani, GSR esasen bazı uyaranlara tepki olarak cildimizin elektriksel iletkenliğindeki küçük değişimleri ölçmektedir.

Duygusal uyarılma için en hassas önlemlerden birisi, Elektrodermal Aktivite (EDA) veya Cilt İletkenliği (SC) olarak da adlandırılan Galvanik Cilt Tepkisi (GSR).

Galvanik Cilt Tepkisi, derideki ter bezlerinin otonomik aktivasyonundan kaynaklanır. Ellerde ve ayaklarda terleme, duygusal uyarım tarafından tetiklenir: Ne zaman duygusal olarak uyarılmış olsak, GSR verileri, çıplak gözle görülebilen ve istatistiksel olarak ölçülebilen farklı modeller gösterir. Bu tepki, bireydeki fizyolojik değişiklikler, stres, rahatlama gibi kişinin psikolojik durumundaki değişikliklerden kaynaklanır. Gökay vd. (2015), literatür taramalarından yola çıkarak aşağıdaki şekil de gösterildiği gibi duygusal yanıtın iki boyutlu olarak gösterilebileceğini belirtmişler. Derinin elektriksel direnci zihinsel, fiziksel veya duygusal uyarılmalar ile hızlı bir şekilde dalgalanır (Westeyn vd. 2006).



Şekil 3. 10. Uyarılma ve değer modeli (Gökay vd. 2015)

Galvanik cilt tepkisi vücudun örneğin strese veya heyecana bağlı olarak oluşturduğu tepkilerin fizyolojik bir yansımasıdır. Kişi heyecanlandığı zaman vücudu terler ve bu nedenle derideki tuz miktarı artar ve bu tuzluluk durumu derinin elektriksel direncini artırma etkisi oluşturup, deriden geçen akımı azaltmaktadır. Bu durum ise ölçülebilir bir elektriksel iletim değeri meydana getirmektedir. Bu elektriksel iletim iki parmağa bağlanan elektrotlar ile tespit edilebilmektedir (Beyaz ve Beyaz 2015).

Galvanik cilt tepkisi sensörü iki elektrot arasındaki deri iletkenliğini ölçmeye yararmaktadır. Elektrotlar deri üzerine teması sağlanan güvenli düşük voltaj oluşturan metal plakalardan oluşmaktadır. Elektrotların kişinin el parmaklarına sürekli teması bir kılıfla sağlanır. (Beyaz ve Beyaz 2015).

GSR sinyalinden literatürde genelde Standart Sapma, Varyans, Kurtosis, Skewness gibi özellikler çıkartılmaktadır. Alınan GSR sinyallerinden ortalama değer, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri, kurtosis ve skewness gibi öznelilikler çıkarılarak ve benzer şekilde konuşma anlaşılabilirliği testi sonuçları ile ilişkilendirilmiştir.

1-Ortalama Galvanik Deri Cevabı (Galvanic Skin Response – GSR): Gönüllülerden alınan GSR sinyallerinin kayıt boyunca sahip olduğu genlik değerlerinin kümülatif toplamının kayıt süresine bölünmesi ile elde edilir (Aladağ 2016). Denklem 3.55 GSR'yi ifade etmektedir.

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (3.55)$$

2- Ortalama Güç Değeri

Gönüllülerden alınan GSR sinyallerinin kayıt boyunca sahip olduğu genlik değerlerinin karelerinin ortalamasıdır (Aladağ 2016). Denklem 3.56 ortalama güç değerini ifade etmektedir.

$$E_i = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_i(n)|^2 \quad (3.56)$$

Burada N veri sayısı, x_i ise sinyaldir.

3- Medyan

Medyan bir serideki ortanca değeri ifade etmektedir (Aladağ 2016).

4- Standart Sapma

Standart sapma, verilerin aritmetik ortalamaya göre nasıl bir yayılım gösterdiğini ifade etmektedir. Standart sapma hesaplanırken;

- 1) Verilerin aritmetik ortalaması bulunur.
- 2) Her bir veri ile aritmetik ortalama arasındaki fark bulunur (Aladağ 2016). Denklem 3.57 standart sapmayı ifade etmektedir.

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N \left(x_i - \bar{x} \right)^2}{N - 1}} \quad (3.57)$$

Burada N veri sayısıdır. $\bar{x}$; x in ortalamasıdır.

5- Varyans

Varyans bir serideki değerlerin ortalamaya göre değişimi hakkında bilgi vermektedir. Veri grubunun dağılımının bir ölçütüdür. Standart sapmanın karesi alınarak hesaplanmaktadır (Aladağ 2016).

6- Çarpıklık (Skewness)

Bir rastgele sürecin olasılık dağılım asimetrisinin bir ölçüsü olarak ifade edilir. Rastgele sürecin, 3. momenti ile hesaplanmaktadır (Aladağ 2016).

$$\zeta = \frac{\sum_{i=1}^N \left(Y_i - \bar{Y} \right)^3}{(N-1)s^3} \quad (3.58)$$

Burada $\bar{Y}$ ortalama, s standart sapma, N veri sayısıdır.

7- Basıklık (Kurtosis)

Bir rastgele sürecin olasılık dağılım basıklığının bir ölçüsü olarak ifade edilir. Rastgele sürecin, 4. momenti ile hesaplanmaktadır (Aladağ 2016). Denklem 3.59 basıklık değerini ifade etmektedir.

$$B = \frac{\sum_{i=1}^N \left(Y_i - \bar{Y} \right)^4}{(N-1)s^4} \quad (3.59)$$

Burada $\bar{Y}$ ortalama, s standart sapma, N veri sayısıdır.

8-Karekök Ortalama (Root Mean Square)

Değişen miktarların büyüklüğünün ölçülmesinde kullanılan istatistiksel bir ölçüttür. Özellikle değişimin artı ve eksi yönde olduğu dalgalarda çok faydalıdır. Karekök ortalama ismi karelerin ortalamasının karekökünün alınmasından gelir (Aladağ 2016). Denklem 3.60 karekök ortalama değerini ifade etmektedir.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (3.60)$$

Burada N veri sayısıdır.

3.16. Verilerin Toplanması

Çalışmaya katılan gönüllü bireylere, tabi tutuldukları çalışmanın içeriği anlatılmış ve yazılı bilgilendirilmiş onam formları doldurtulmuştur. Çalışma için Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan gerekli izinler alınmıştır.

Dahil edilme kriterleri

1. Her iki cinsiyetten 18-50 yaş arasındaki kişiler
2. Normal işiten kişiler

Hariç Tutma Kriterleri

1. İşitmeyi etkilediği bilinen metabolik bozuklukları olan kişiler
2. Ototoksik ilaçlar (Aminoglikozitler, Diüretikler, Analjezikler) alan kişiler
3. Gürültü kaynaklı işitme kaybı olan kişiler

Katılımcılara ilk olarak kulak zarında kulak kiri, birikinti, akıntı, polip ve perforasyona bağlı işitme kaybını dışlamak için dış kulak muayenesini içeren klinik KBB muayenesi yapılmıştır. Otoskopik muayene sonrasında odyolojik değerlendirmeleri alınmıştır.

Çalışmaya 18-50 yaş aralığında 26'sı kadın, 13'ü erkek olmak üzere 39 birey dahil edilmiştir. Odyolojik değerlendirme sonrasında işitmeleri normal olarak değerlendirilen bireyler çalışma kapsamına alınmıştır. Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Kulak Burun Boğaz Anabilim dalı Odyoloji biriminde odyolojik testlerin yapıldığı yalıtımlı özel odada sağlıklı 39 gönüllüye günlük ortalama cep telefonu kullanımı süreleri, cep telefonu görüşmelerini sıklıkla hangi kulakla yaptığı gibi bilgiler sorularak dinlenme durumunda ve devamında Konuşma Anlaşılabilirlik testi esnasında EEG ve GSR veri kaydı alınmıştır. Gönüllülerin demografik özellikleri çizelge 3.5.'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.5. Gönüllülerin demografik özellikleri

		Katılımcı sayısı	%
Cinsiyet	Kadın	26	66.6
	Erkek	13	33.3
	Σ	39	100
Yaş	18-30	21	53.8
	31-50	18	46.2

Çalışmada ilk olarak her bir gönüllüye son bir hafta içinde günlük ortalama cep telefonu kullanım sürelerinin mevcutta kullandığı telefondaki görüşme sürelerine bakıp belirtmesi istenmiştir. Daha sonra konuşma anlaşılabilirliği testinin uygulanması esnasında EEG, GSR veri kaydı alınmıştır.

Odyolojik Testlerin yapıldığı yalıtımlı odada bir gönüllüden örnek veri toplama görüntüsü Şekil 3.11’de gösterildiği gibidir.



Şekil 3. 11. Odyometrik test odasında bir gönüllüden örnek veri toplama görüntüsü

Çalışmada konuşma anlaşılabilirliğin belirlenmesi için konuşma odyolojisinde kullanılan konuşmayı ayırt etme testi kullanılmıştır. Bu test sonrasında sağlıklı gönüllülere öncesinde uzman tarafından Konuşmayı alma eşiği, Konuşmayı ayırt etme eşiği seviyeleri, alınan EEG ve GSR kayıtlarından elde edilecek özneliliklerle ilişkilendirilmiştir.

Çalışmadaki odyolojik değerlendirme, ses yalıtımlı odada, "Grason-Stadler" GSI Audio Star Pro klinik odyometre sistemi ile birlikte TDH 50 (Telephonics, USA) kulaklıklar kullanılarak gerçekleştirildi. Bu aşamada havayolu ve konuşma eşikleri saptanarak, konuşmayı ayırt etme testi uygulandı. Ayrıca "Radioear" B-71 marka kemik vibratör kullanılarak kemik yolu eşikleri belirlenmiştir.

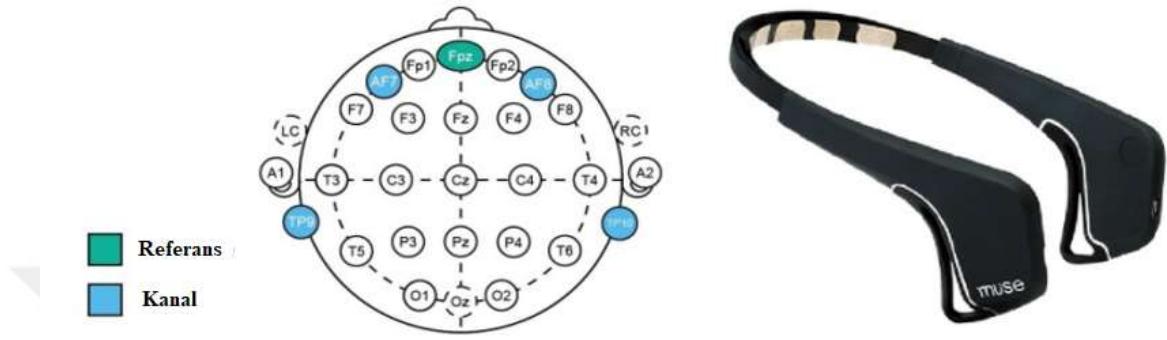
Şekil 3.12’de işitme kaybının tanısının koyulmasında kullanılan iki kanallı tıbbi işitme ölçer "Grason-Stadler" GSI Audio Star Pro klinik odyometre yer almaktadır.



Şekil 3. 12. Çalışmada kullanılan GSI AUDIOSTAR PRO cihazı

Çalışmada EEG kaydı 4 kanallı mobile EEG kafa bandı kullanılarak alınmıştır. Kullanılan EEG kafa bandı 4 elektrotlu (AF7,AF8,TP9,TP10 kanallarından) veri almaktadır.

EEG sinyallerinin analizi aşamasında dalgacık dönüşümü (wavelet transform) kullanılmıştır. EEG sinyallerinin teta, alfa, beta, delta, gama frekans bandlarına ayrılarak bu bandlarda sinyal güçlerinin nasıl değiştiği belirlenmiştir.



Şekil 3. 13. EEG Elektrotlarının gösterimi (Asif vd.2019) ve Muse Kafabandı (InteraXon Inc. Canada) (Simar vd. 2020)

Alınan EEG sinyallerinde dalgacık analizi yapılarak her bir alt bandın enerji yüzdesi ve ayrıca dalgacık entropi bilgileri elde edilmiştir. Daha sonra elde edilen bu bilgiler hem dinlenme ve test sırasındaki farklılıkları belirlenmeye çalışılmış, hem de cep telefonu kullanım süresiyle hangi bandın enerjisi ve hangi kanalın dalgacık entropisinin değiştiği belirlenmeye çalışılmıştır.

Analiz edilen örnek EEG Sinyali 256 Hz örnekleme frekansına sahiptir.

Dalgacık dönüşümü kullanılarak örnek bir EEG sinyalinin Teta, Delta, Alfa, Beta, Gama frekans bandlarına ayrıştırılması işlemi ve bu bantlardaki sinyalin güçlerinin hesaplanması işlemi gerçekleştirilmiştir. Ayrık Dalgacık dönüşümünde 6 seviyeli ayrıştırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Daubechies Dalgacık fonksiyonu kullanılmıştır.

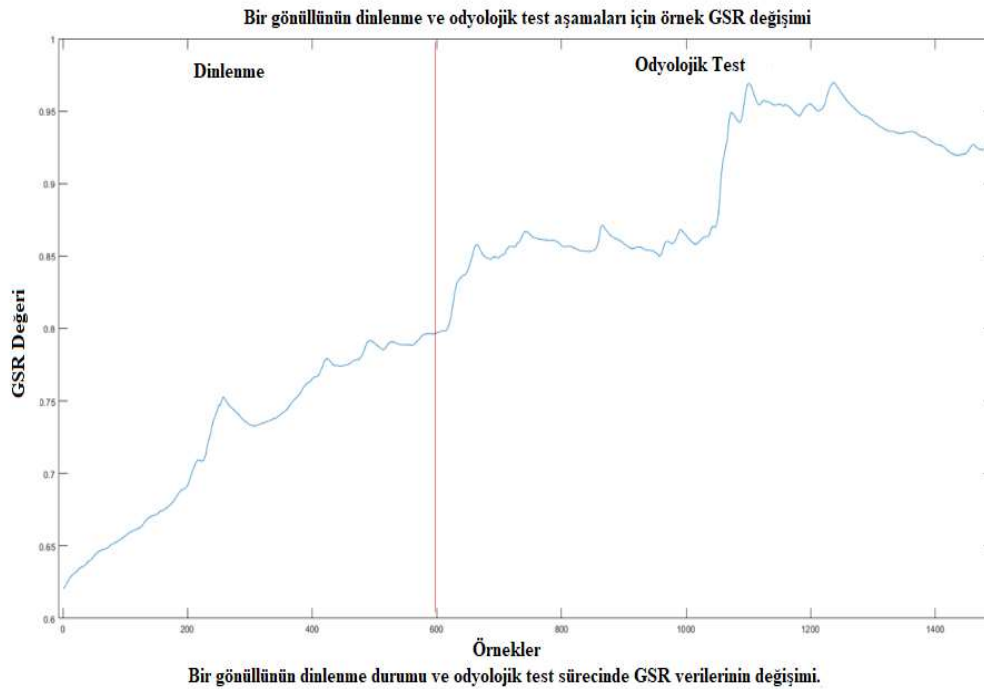
Tez çalışmasında, gönüllülerden galvanik cilt tepkisi (cilt iletkenliği) Şekil 3.14'te gösterilen NeuLog GSR logger sensörü NUL-217 kullanılarak kaydedilmiştir. Cihazın maksimum örnekleme oranı 100 (S/sec) (Anonymous 4) olup çalışmada saniyede 10 örnek olacak şekilde veri kaydı alınmıştır. Elektrotlar katılımcının işaret ve yüzük parmaklarına yerleştirilmiştir.



Şekil 3. 14. GSR sensörü ve USB bağlantı modülü

Bu çalışmada, dinlenme durumuna (stressiz durum) karşılık gelen GSR seviyelerine göre gönüllülerin GSR düzeylerinin odyolojik test sırasında değiştiği gözlenmiştir. Literatürde, GSR değişikliklerinden stres seviyelerini tespit etmek için farklı yöntemler öneren çalışmalar bulunmaktadır. Elektrodermal Aktivite, stresin en iyi gerçek zamanlı bağıntılarından biridir. Uyarılma ile ilgilidir ve stres tespitinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Healey ve Picard 2005 ; Hernandez vd. 2014 ; Alberdi vd. 2016).

Bir gönüllünün dinlenme halindeki GSR verilerinin değişimi ve odyolojik test süreci Şekil 3.15’te gösterilmektedir.

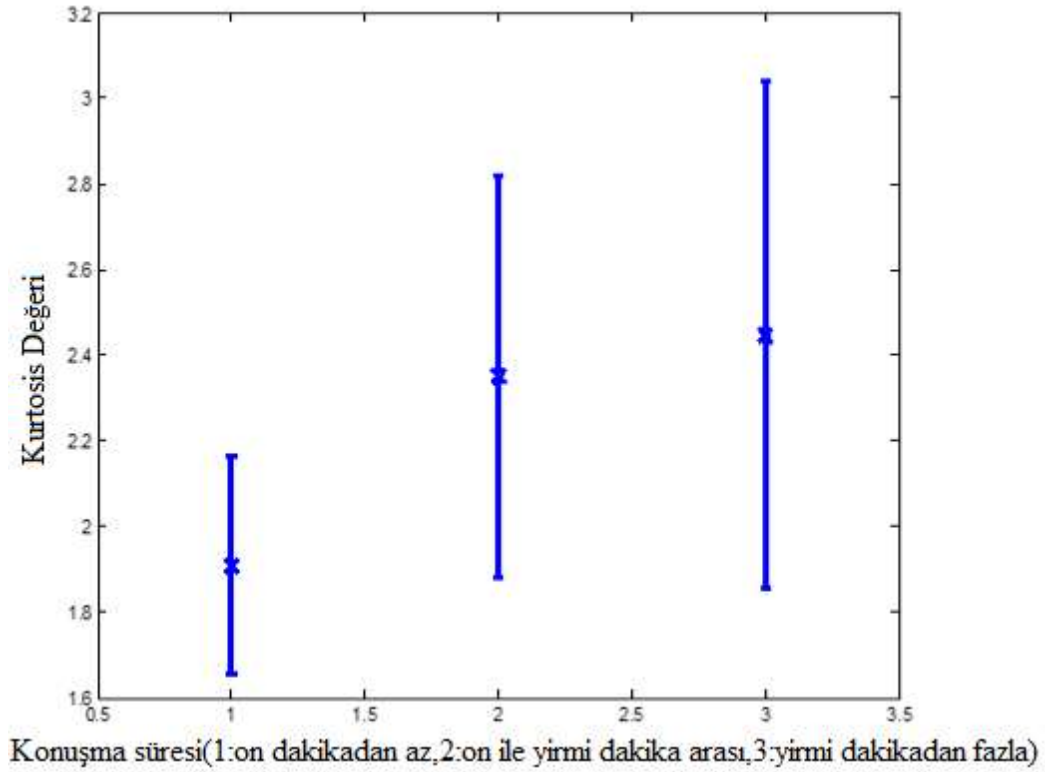


Şekil 3. 15. Bir gönüllünün dinlenme durumu ve odyolojik test sürecinde GSR verilerinin değişimi.

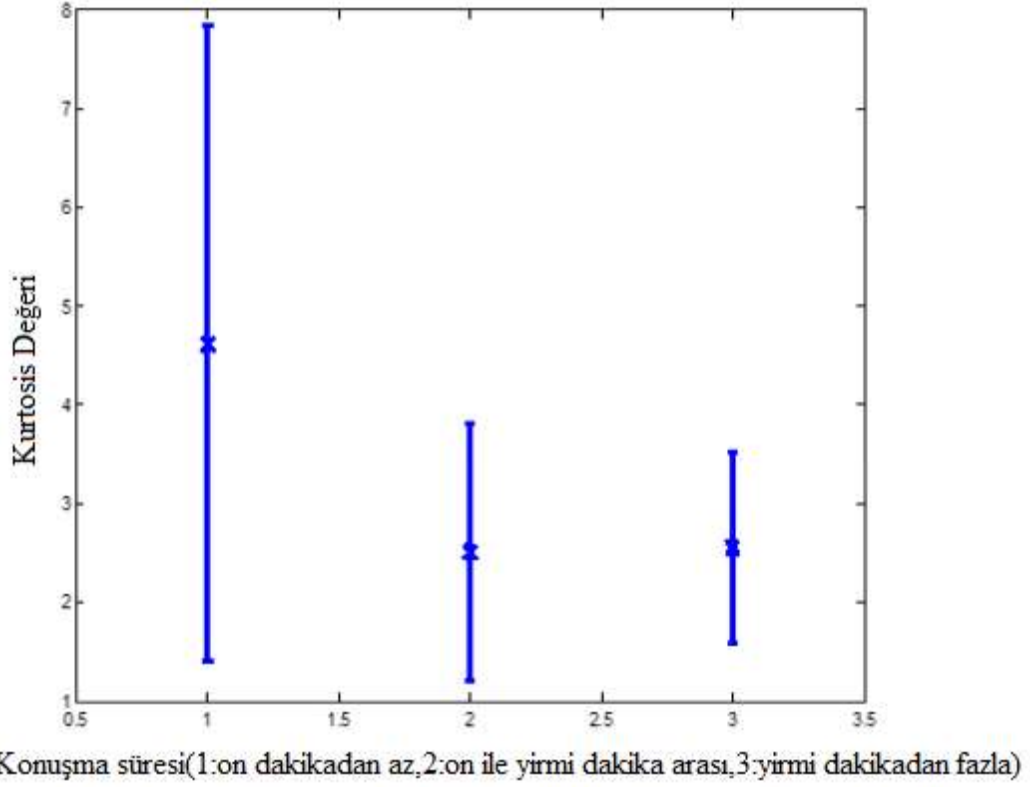
4. BULGULAR

4.1. Cep Telefonu Kullanımının Konuşma Anlaşılabilirliği Üzerindeki Etkilerinin Elektrofizyolojik Sinyallere Göre Değerlendirilmesi

Çalışmaya katılan gönüllülerin günlük ortalama cep telefonu ile görüşme süresine göre alınan GSR ve EEG kayıtlarının analizi ile elde edilen sonuçlar arasında en ayırt edici olanlar belirlenmiştir. (Veri kaydı alınan 39 gönüllünün üç tanesinin EEG verisi gürültülü olduğundan çalışmanın bu aşamasına 36 gönüllü verisi dahil edilmiştir.) Toplam 36 gönüllünün 7 tanesi 10 dakikadan az, 13 tanesi 10 ile 20 dakika arası ve 16 tanesi 20 dakikadan fazla konuşma süresi bulunmaktadır. Şekil 4.1.a'da dinlenme durumunda günlük ortalama konuşma süresi ile basıklık değerleri arasında anlamlı bir fark olduğunu göstermektedir ($p<0.05$; $r=0.35$). Şekil 4.1.b'de test durumundaki kurtosis değerleri açısından günlük ortalama konuşma süresi ile değişimleri gösterilmektedir. Burada da 10 dakikadan az konuşanlar için diğer gruplara göre anlamlı fark oluşmaktadır. Bu aşamada odyolojik test aşamasında alınan değerler için r değeri $-0,35$ olmuştur.



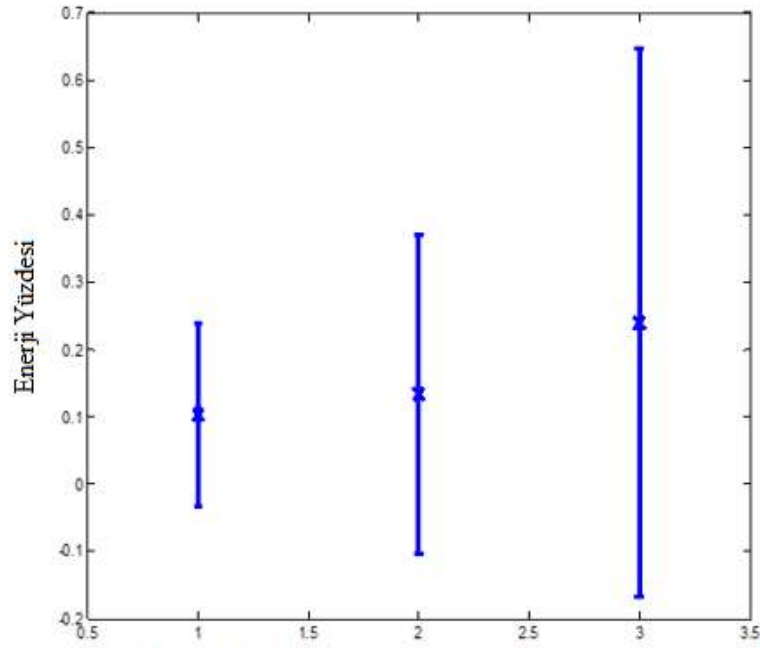
(a)



(b)

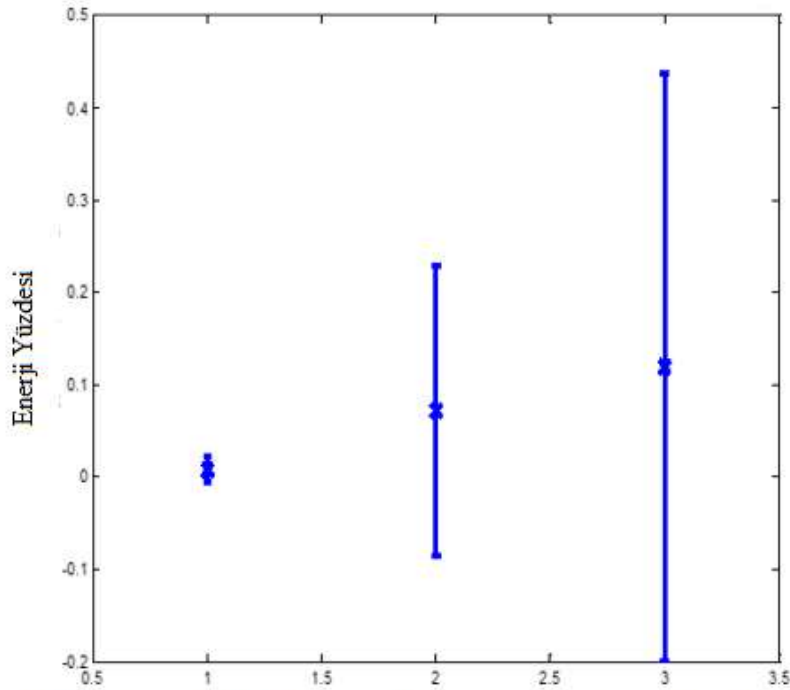
Şekil 4. 1. a) Dinlenme aşaması için ortalama günlük konuşma süresi ve GSR basıklığının değişimi, b) Test aşaması için ortalama günlük konuşma süresi ve GSR basıklığı değerinin değişimi

Şekil 4.2.a’da konuşma süresinin dinlenme durumu için EEG verisi TP10 kanalının theta bandı enerji yüzdelerinin değişimi gösterilmektedir. Şekilden görüleceği üzere konuşma süresi arttıkça band enerji yüzdeleri artmaktadır. Şekil 4.2.b’de ise konuşma süresinin dinlenme durumu için TP9 kanalının gama bandı enerji yüzdelerinin değişimi gösterilmektedir. Şekil 4.2.b’den görüleceği üzere konuşma süresi arttıkça band enerji yüzdeleri ayırt edici bir değişim göstermektedir.



Konuşma süresi(1:on dakikadan az,2:on ile yirmi dakika arası,3:yirmi dakikadan fazla)

(a)

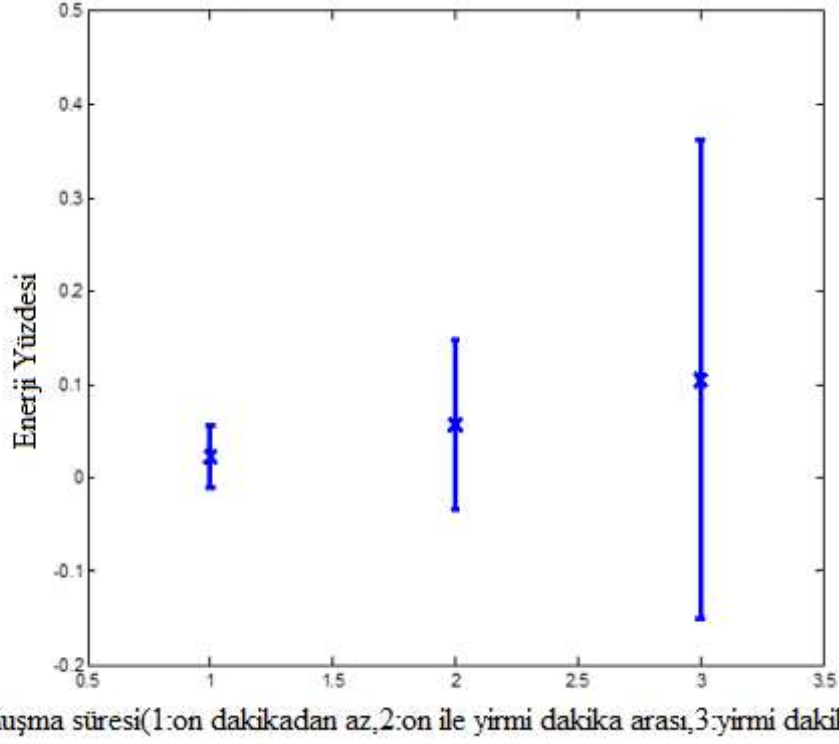


Konuşma süresi(1:on dakikadan az,2:on ile yirmi dakika arası,3:yirmi dakikadan fazla)

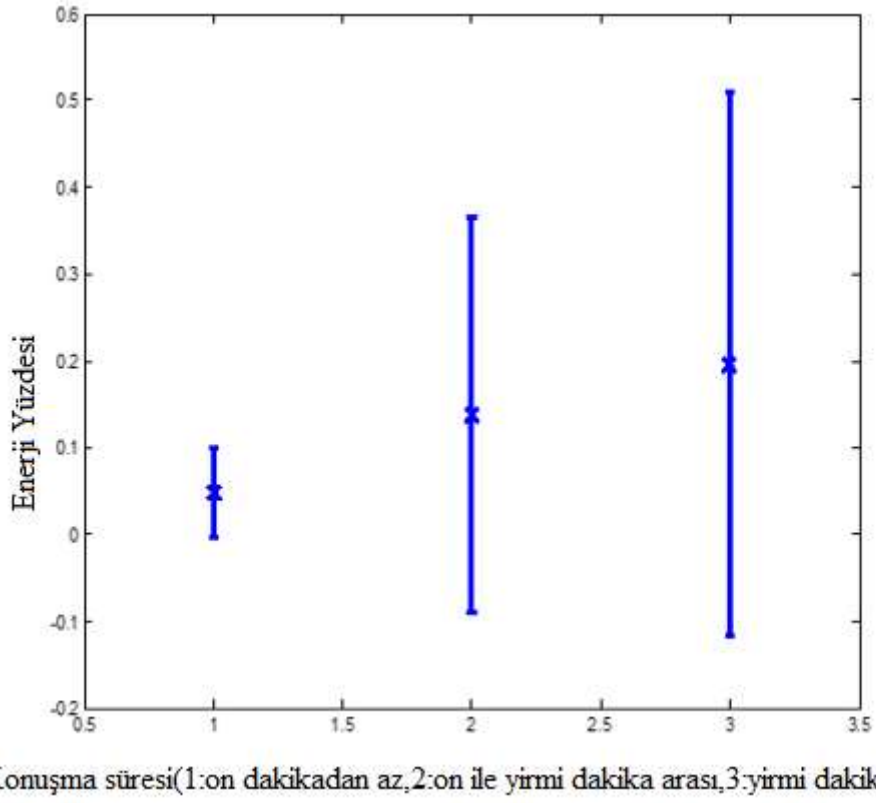
(b)

Şekil 4.2. a) Dinlenme durumu için TP 10 kanalında konuşma süresi ve teta bant enerjileri değerinin değişimi, b) Dinlenme durumu için TP 9 kanalında konuşma süresi ve gama bandı enerjileri değerinin değişimi

Şekil 4.3.a’da konuşma süresinin dinlenme durumu için TP9 kanalının Beta bandı enerji yüzdelerinin değişimi gösterilmektedir. Şekilden görüleceği üzere konuşma süresi arttıkça bant enerji yüzdeleri artmaktadır. Şekil 4.3.b’de ise konuşma süresinin dinlenme durumu için TP9 kanalının alpha bandı enerji yüzdelerinin değişimi gösterilmektedir. Şekil’den görüleceği üzere konuşma süresi arttıkça bant enerji yüzdeleri ayırt edici bir değişim göstermektedir.



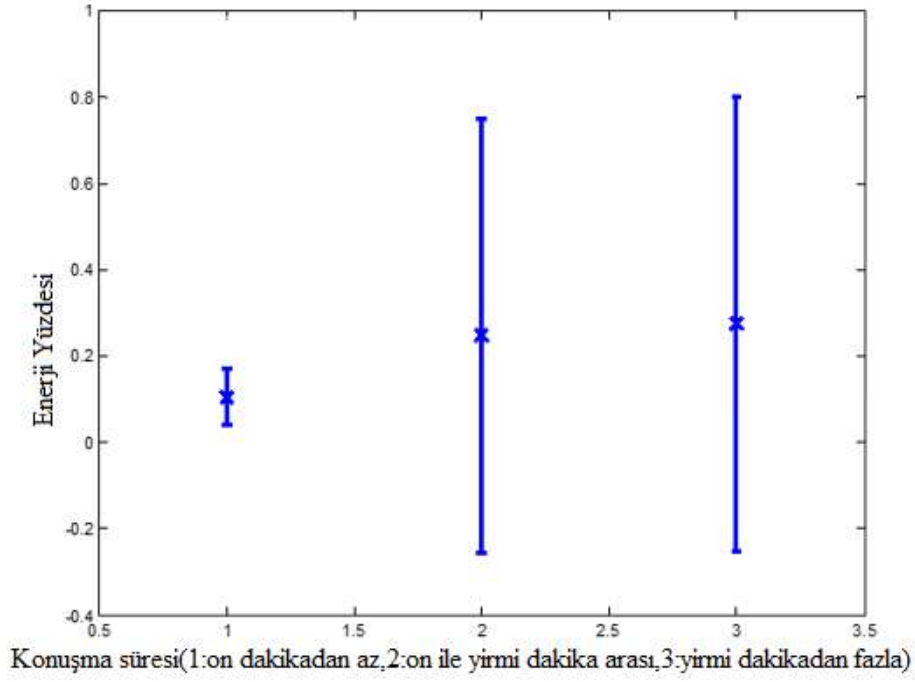
(a)



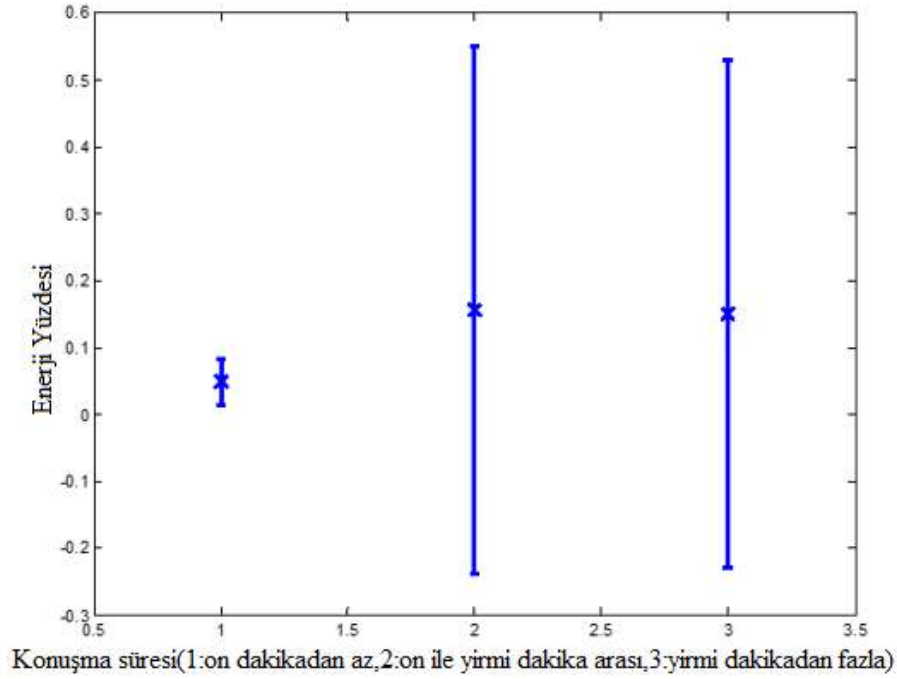
(b)

Şekil 4.3. a) Dinlenme durumu için TP 9 kanalında konuşma süresi ve beta bant enerjileri değerinin değişimi b) Dinlenme durumu için TP 9 kanalında konuşma süresi ve alfa bant enerjileri değerinin değişimi

Şekil 4.4.a'da ise konuşma süresinin odyolojik test aşaması durumu için TP10 kanalının teta bandı enerji yüzdelerinin değişimi gösterilmektedir. Şekil'den görüleceği üzere konuşma süresi arttıkça band enerji yüzdeleri artmıştır. Şekil 4.4.b'de ise konuşma süresinin odyolojik test aşaması durumu için TP10 kanalının alfa bandı enerji yüzdelerinin değişimi gösterilmektedir. Şekilden görüleceği üzere ortalama 10 dakikadan az konuşanlar için elde edilen enerji yüzde değerleri 10 ila 20 ve 20 dakikadan fazla olanlara göre anlamlı fark göstermektedir.



(a)

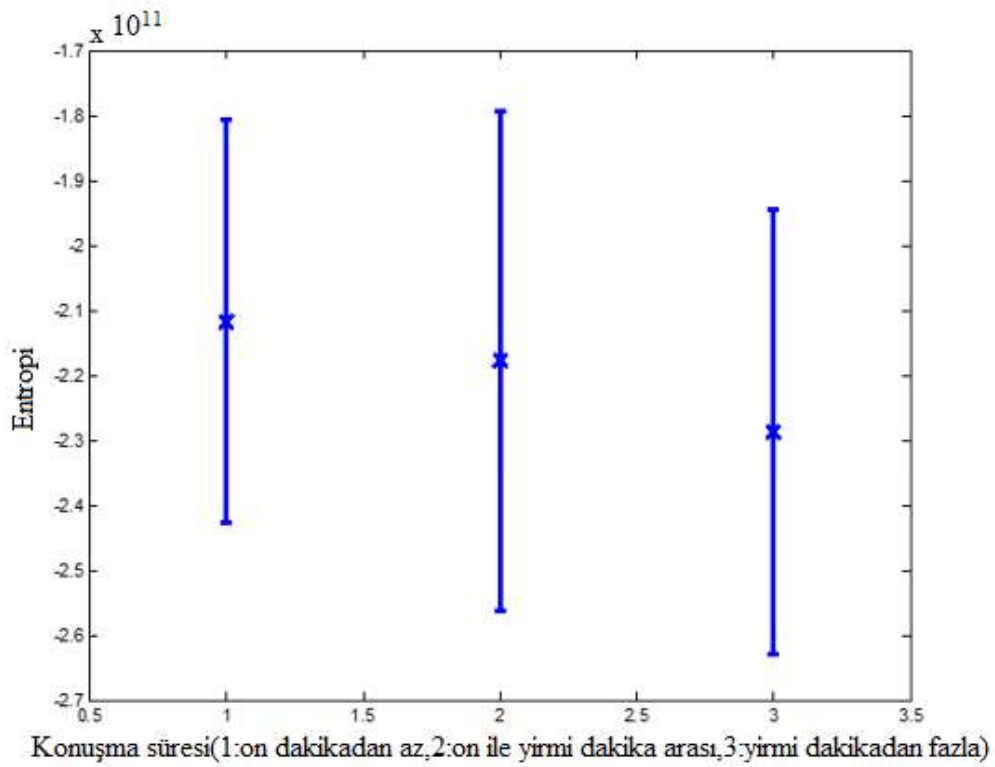


(b)

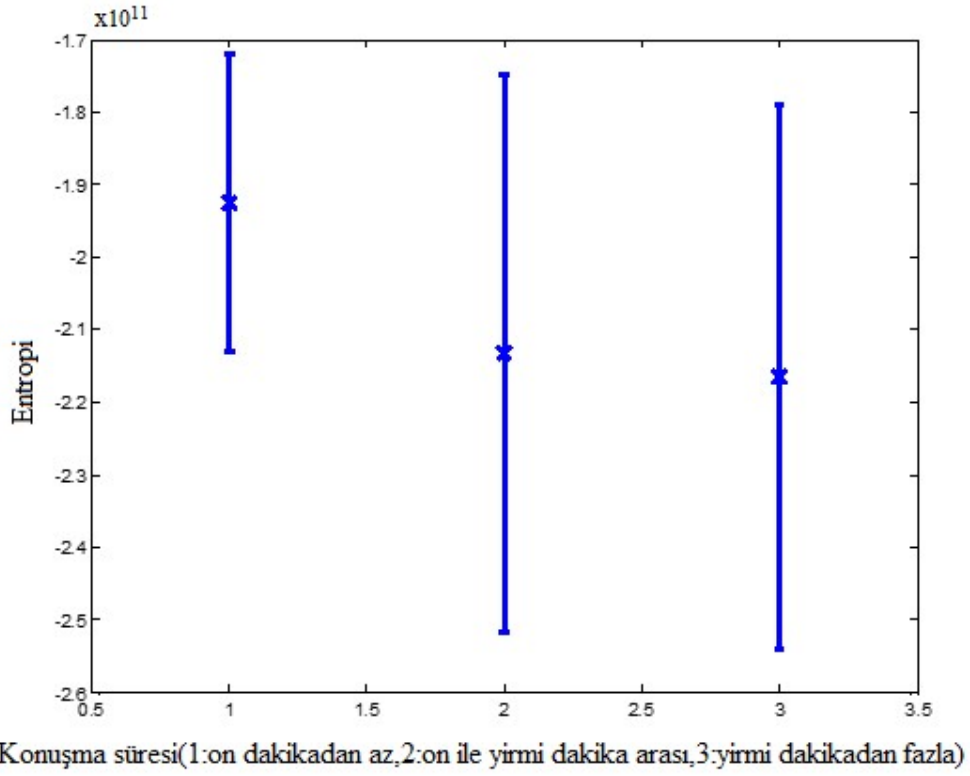
Şekil 4.4. a) Test aşaması için TP10 kanalında konuşma süresi ve teta bandı enerjileri değerinin değişimi b) Test aşaması için TP 10 kanalında konuşma süresi ve alfa bandı enerjileri değeri değişimi

Bu şekillerde, standart sapma değerleri, ortalama değerin üstündeki ve altındaki her bir çubuğun uzunluklarını belirler. Şekil 4.2.a, 4.2.b, 4.3.a, 4.3.b ve 4.4.a'da konuşma süresi arttıkça uzunlukların arttığı açıkça görülmektedir. Bu durum incelenen enerji değeri parametresinin ilgili alt bant ve ilgili kanal açısından etkili bir ayırt edici faktör olduğunu göstermektedir.

Şekil 4.5.a'da ise konuşma süresinin odyolojik test aşaması durumu için AF8 kanalının dalgacık entropi değerinin değişimi gösterilmektedir. Şekilden görüleceği üzere konuşma süresi arttıkça entropi değeri azalma göstermektedir. Şekil 4.5.b'de ise konuşma süresinin odyolojik test aşaması durumu için TP10 kanalının dalgacık entropi değerinin değişimi gösterilmektedir. Şekilden görüleceği üzere konuşma süresi arttıkça entropi değeri azalma göstermektedir.



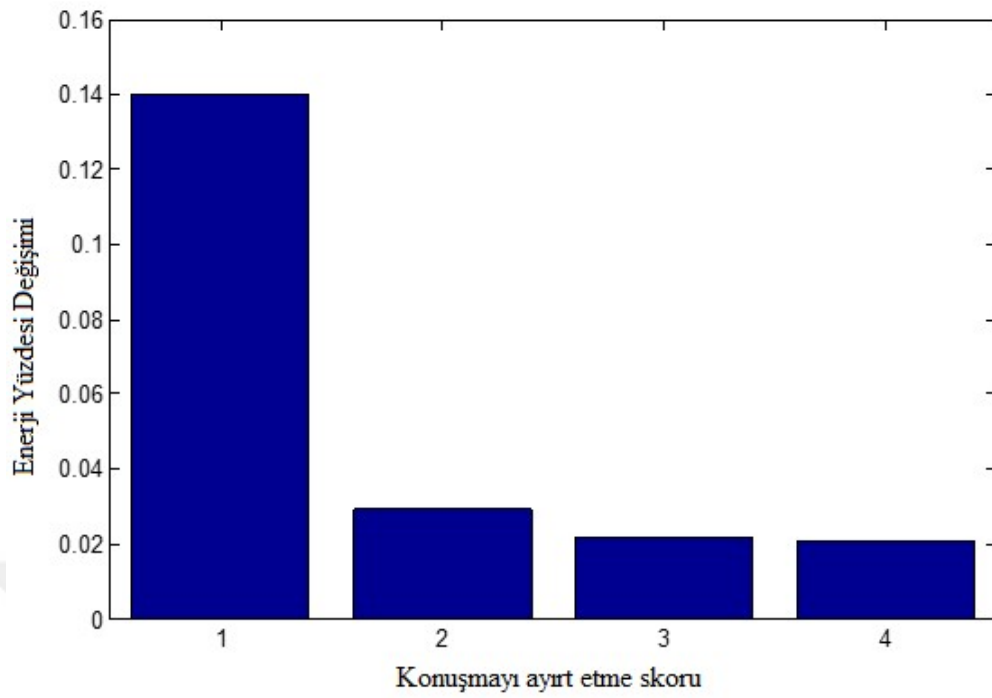
(a)



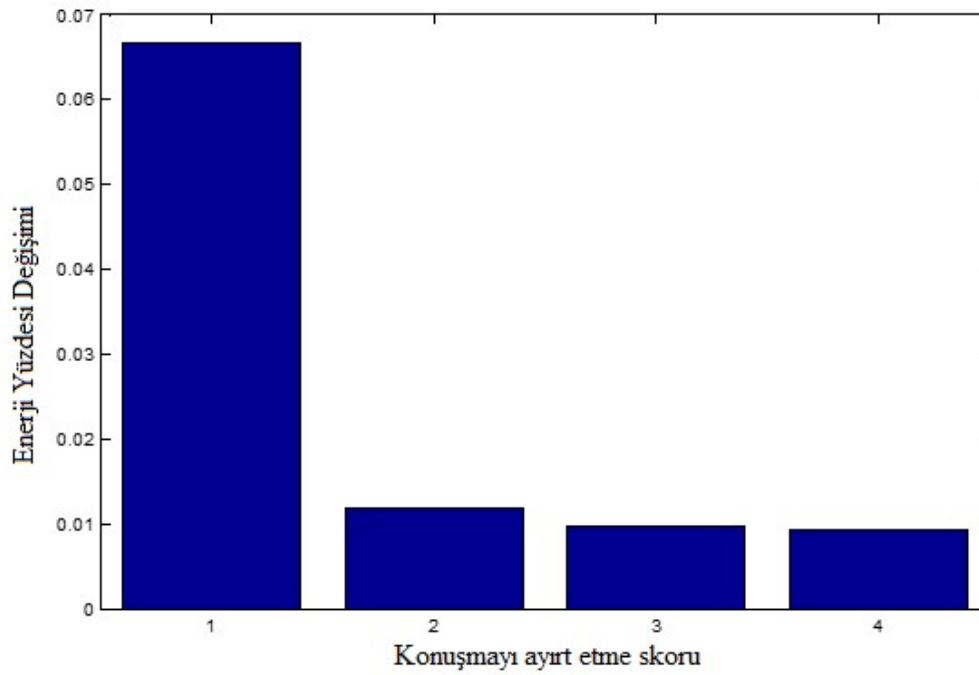
(b)

Şekil 4.5. a) Test aşaması için konuşma süresi ve AF8 kanalı dalgacık entropisinin değişimi, b) Test aşaması için konuşma süresi ve TP10 kanalı dalgacık entropisi değişimi

Şekil 4.6.a ve şekil 4.6.b’de ise konuşmayı ayırt etme skoru ile odyolojik test aşaması durumu için TP10 kanalının sırasıyla beta ve gama bandı enerji yüzdelерinin değişimi gösterilmektedir. Şekilden görüleceği üzere konuşmayı ayırt etme skoru arttıkça ilgili bandın enerji değeri azalma göstermektedir. Burada; 1:skoru 88 olanlar, 2:skoru 92 olanlar, 3:skoru 96 olanlar ve 4:skoru 100 olanlardır.



(a)



(b)

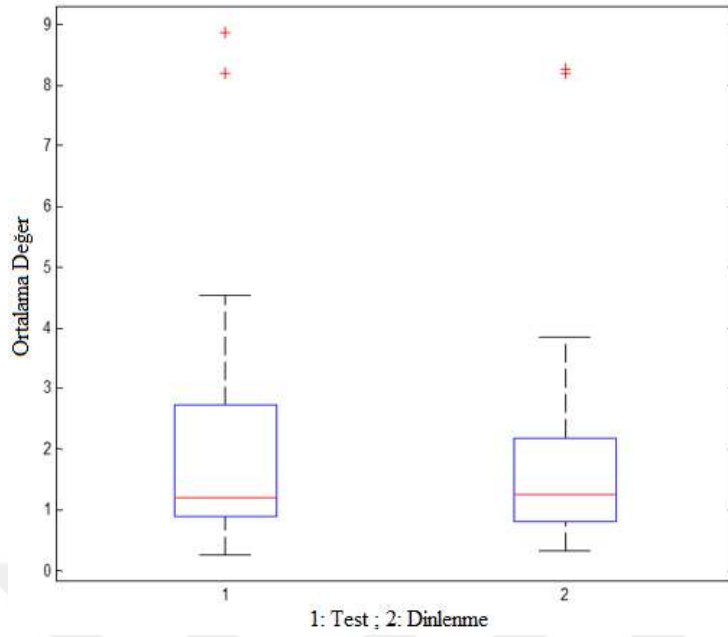
Şekil 4.6. a) Dinlenme fazı için konuşmayı ayırt etme puanı ve beta-bant enerji değerlerinin değişimi. b) Dinlenme fazı için konuşmayı ayırt etme skorunun ve gama bantı enerji değerlerinin değişimi

4.2. Odyolojik testin fizyolojik etkisinin galvanik deri tepkisine göre değerlendirilmesi

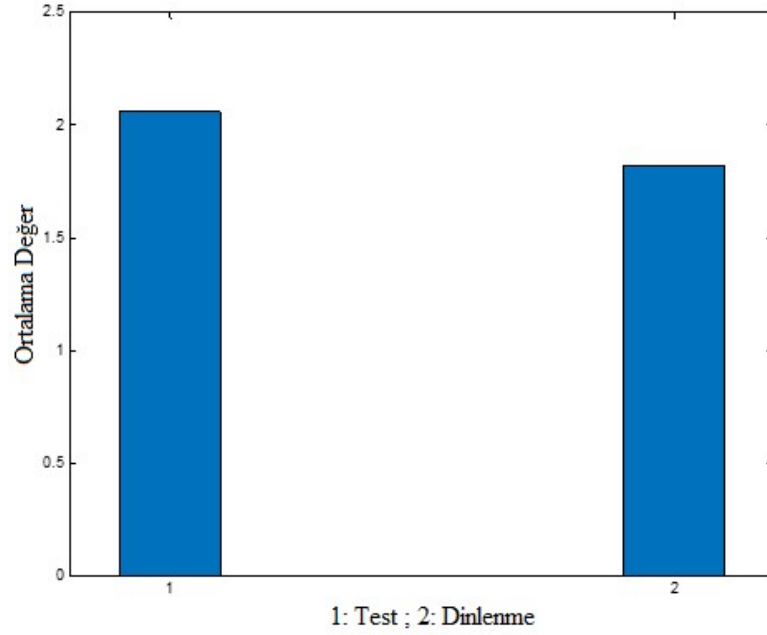
Çizelge 4.1. Odyolojik test ve dinlenme durumlarında GSR öznelitliklerinin değişimi

	Dinleme Durumu		Odyolojik Test Durumu	
	ortalama	std	ortalama	std
Ortalama	1,84	1,72	2,09	1,92
Medyan	1,84	1,73	2,10	1,93
S-Sapma	0,10	0,08	0,16	0,17
Varyans	0,01	0,02	0,32	1,47
Kurtosis	2,30	0,55	2,89	1,77
Skewness	0,21	0,50	-0,19	0,71
RMS	1,85	1,72	2,09	1,92
Ortalama Güç	6,38	14,82	8,08	16,30

GSR sinyalinin artması stres seviyesinin arttığını işaret etmektedir. Şekil 4.7’de tüm gönüllülerin ortalaması olarak odyolojik test ve dinlenme durumları için GSR ortalama değerlerinin boxplot değişimi gösterilmektedir. Grafik incelendiğinde iki dağılım arasındaki benzerlikler ve farklılıklar gözükmemektedir. Her iki dağılım da kabaca aynı merkeze sahiptir. Bununla birlikte test aşamasındaki ortalama değer dinlenme durumuna göre daha büyük değişime sahiptir. Test durumu kutu grafiğinin genişliğinin dinlenme durumu kutu grafiğinden daha fazla olması, odyolojik test aşamasında daha fazla değerde GSR ortalama değer oluştuğunun göstergesidir. Bir başka ifadeyle kutu grafiği nispeten kısa olması, dinlenme durumu için genel olarak gönüllülerin birbirleriyle yüksek düzeyde yakın ortalama değere sahip olduklarını göstermesi şeklinde değerlendirilebilir. Şekil 4.8’de GSR’nin dinlenme ve test durumu için ortalama değerlerin değişimleri gösterilmektedir. Buradan da görüleceği üzere test aşamasında GSR ortalama değeri dinlenme durumuna göre yüksek çıkmaktadır.



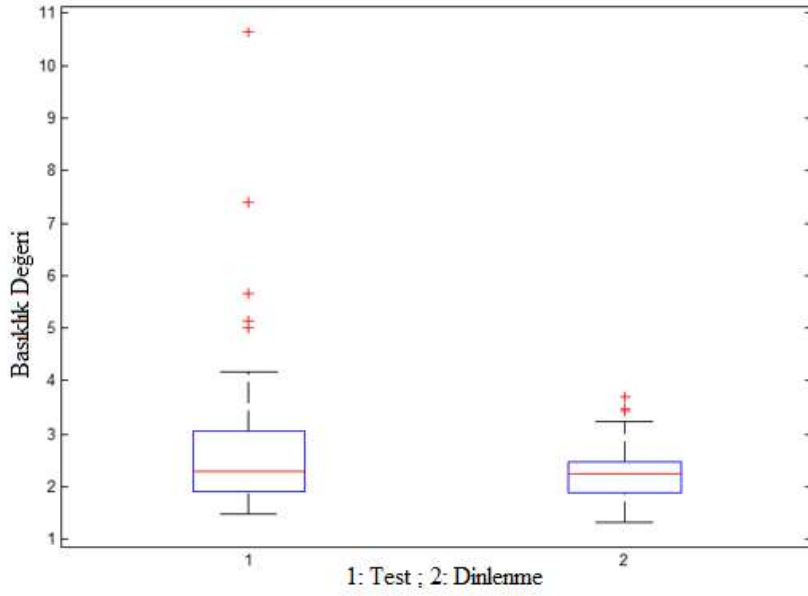
Şekil 4.7. Dinlenme ve test durumu için ortalama değer boxplot (kutu grafiği) değişimleri



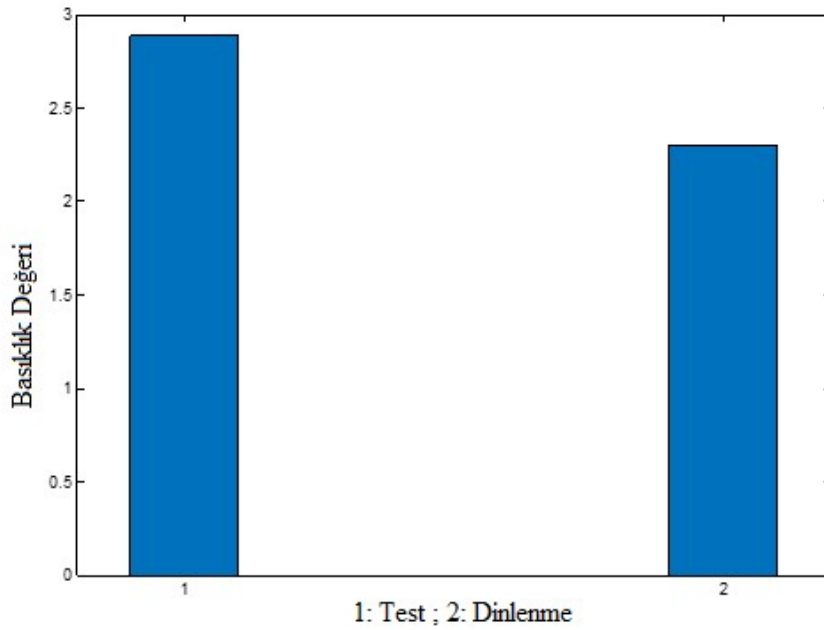
Şekil 4.8. Dinlenme ve test durumu için ortalama değer değişimleri

Şekil 4.9, tüm gönüllülerin ortalaması olarak odyolojik testler ve dinlenme durumları için GSR basıklık değerlerinin kutu grafiği varyasyonunu göstermektedir. Grafik incelendiğinde her iki dağılımın da yaklaşık olarak aynı merkeze sahip olduğu görülmektedir. Bununla birlikte, test aşamasındaki ortalama değer, dinlenme durumunda olduğundan daha fazla değişkenliğe sahiptir. Test durumu kutu grafiğinin genişliğinin dinlenme durumu kutu grafiğinden daha geniş olması, odyolojik test aşamasında daha fazla GSR basıklığının oluştuğunu göstermektedir.

Şekil 4.10, GSR'nin dinlenme durumu ve test durumları için basıklık değerlerindeki değişiklikleri göstermektedir. Buradan da görülebileceği gibi test aşamasında GSR basıklık değeri dinlenme durumuna göre daha yüksektir.



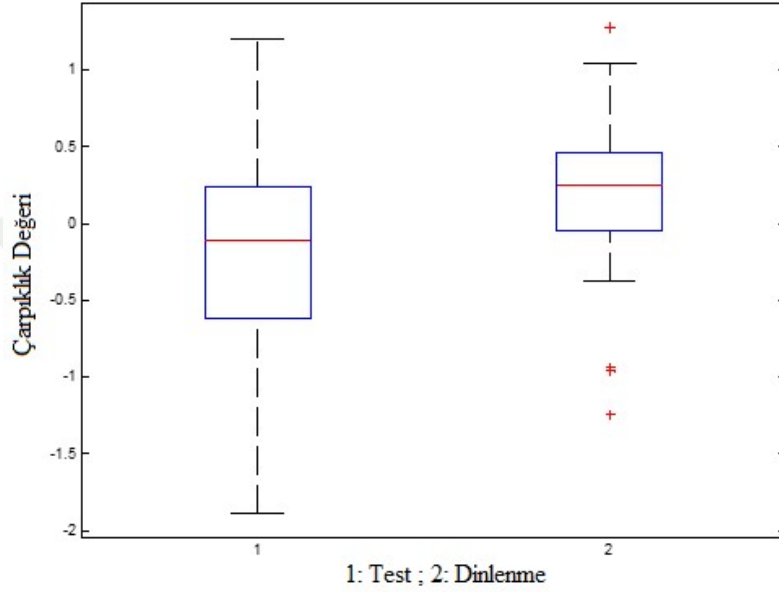
Şekil 4.9. Dinlenme ve test durumu için basıklık değeri boxplot (kutu grafiği) değişimleri



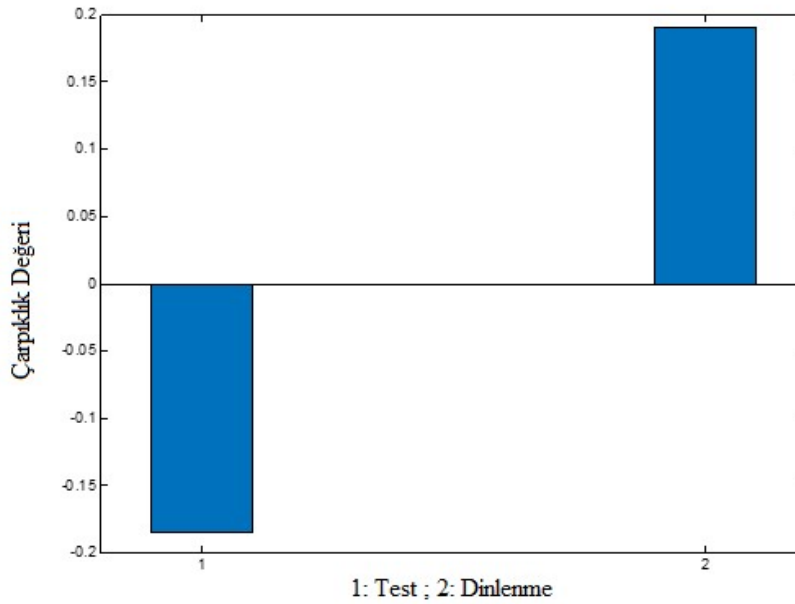
Şekil 4.10. Dinlenme ve test durumu için basıklık değeri değişimleri

Şekil 4.11, tüm gönüllülerin ortalaması olarak odyolojik testler ve dinlenme durumları için GSR çarpıklık değerlerinin kutu grafiği varyasyonunu göstermektedir.

Grafik incelendiğinde dinlenme fazındaki dağılımın merkezi test fazına göre daha yüksektir. Bununla birlikte, test aşamasındaki ortalama değer, dinlenme durumunda olduğundan daha fazla değişkenliğe sahiptir. Test durumu kutu grafiğinin genişliğinin dinlenme durumu kutu grafiğinden daha büyük olması, odyolojik test aşamasında daha fazla GSR çarpıklık değerinin oluştuğunu göstermektedir. Şekil 4.12, GSR'nin dinlenme ve test durumu için çarpıklık değerlerindeki değişiklikleri göstermektedir. Buradan da görülebileceği gibi GSR çarpıklık değerleri test ve dinlenme aşamalarında ters bir değişim göstermektedir.

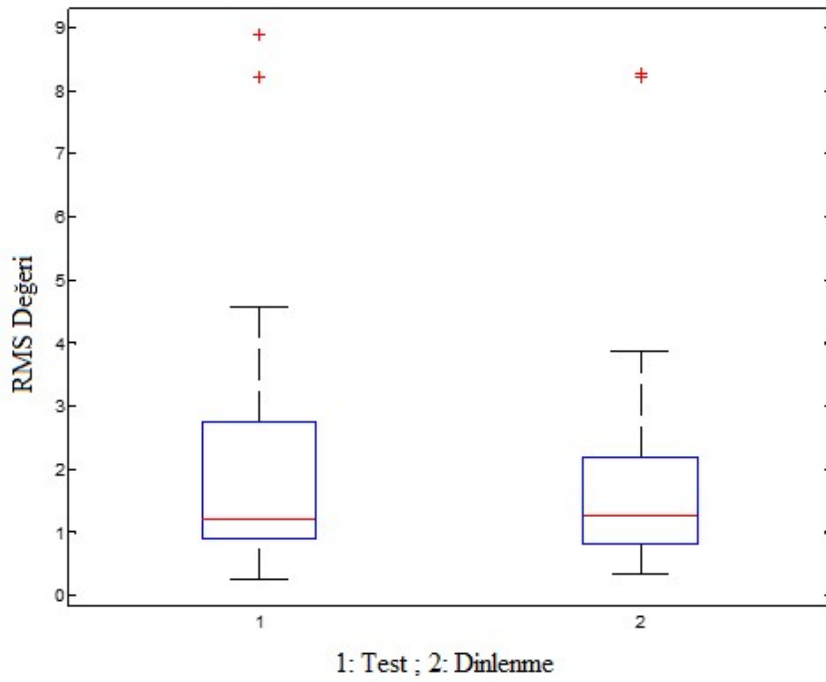


Şekil 4.11. Dinlenme ve test durumu için çarpıklık değeri boxplot (kutu grafiği) değişimleri

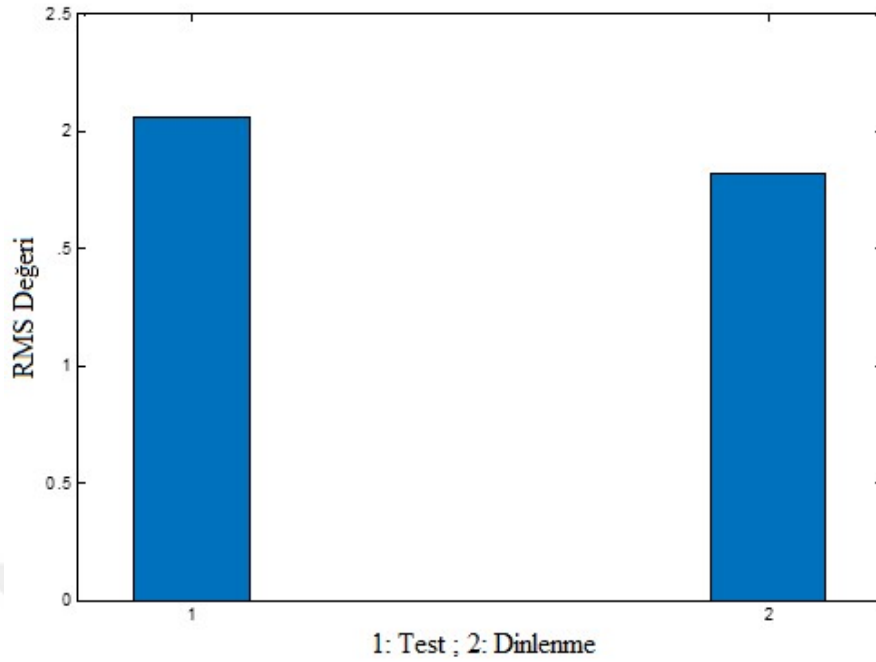


Şekil 4.12. Dinlenme ve test durumu için çarpıklık değeri değişimleri

Şekil 4.13, tüm gönüllülerin ortalaması olarak odyolojik testler ve dinlenme durumları için GSR RMS değerlerinin kutu grafiği varyasyonunu göstermektedir. Grafik incelendiğinde her iki dağılımın da yaklaşık olarak aynı merkeze sahip olduğu görülmektedir. Bununla birlikte, test aşamasındaki ortalama değer, dinlenme durumunda olduğundan daha fazla değişkenliğe sahiptir. Test durumu kutu grafiğinin genişliğinin dinlenme durumu kutu grafiğinden daha geniş olması, odyolojik test aşamasında daha fazla RMS değerinin oluştuğunu göstermektedir. Şekil 4.14, GSR'nin dinlenme ve test durumu için RMS değerlerindeki değişiklikleri göstermektedir. Buradan da görülebileceği gibi, test aşamasındaki ortalama RMS değeri, dinlenme durumuna göre daha yüksektir.

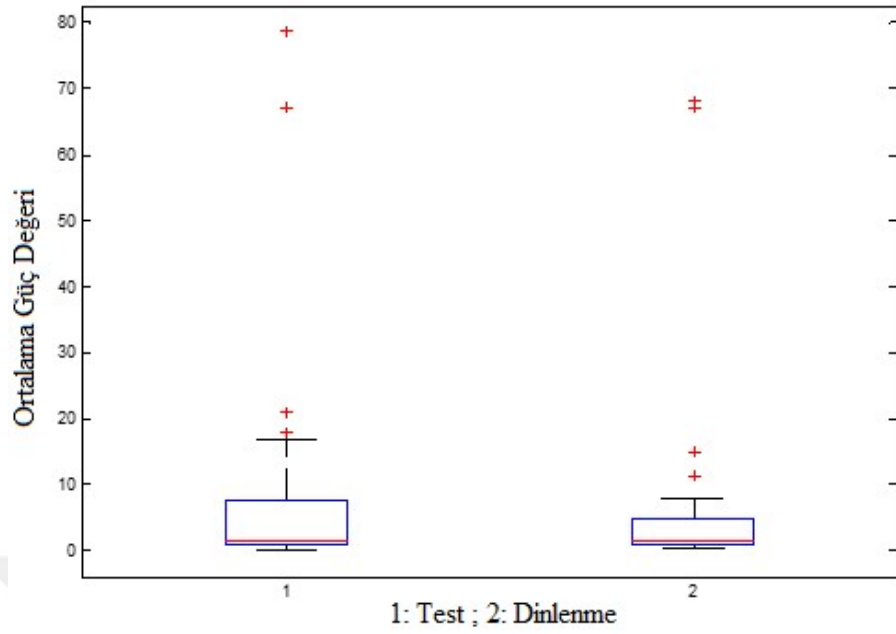


Şekil 4.13. Dinlenme ve test durumu için RMS değeri boxplot (kutu grafiği) değişimleri

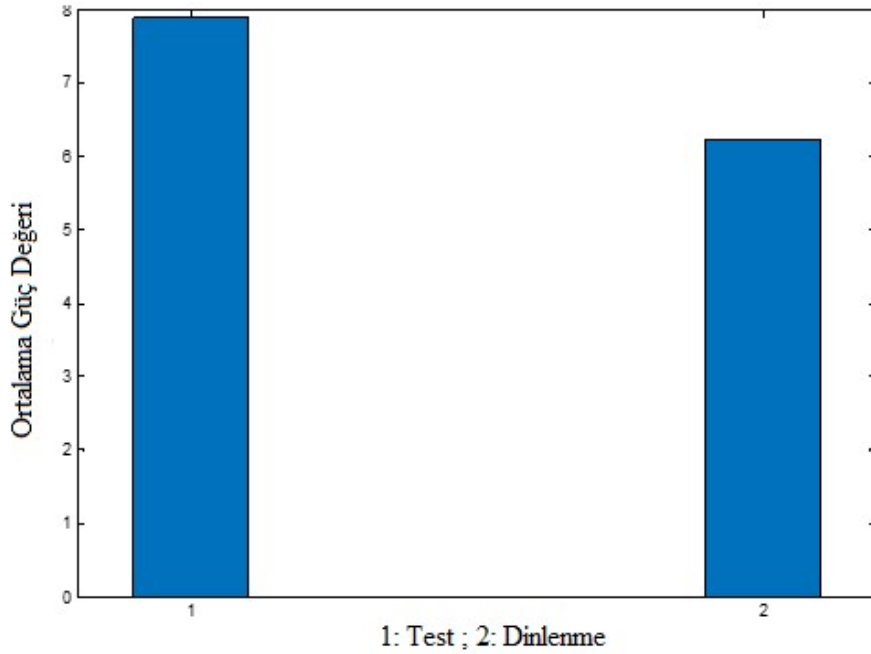


Şekil 4.14. Dinlenme ve test durumu için RMS değeri değişimleri

Şekil 4.15, tüm gönüllülerin ortalaması olarak odyolojik test ve dinlenme durumları için GSR sinyali ortalama güç değerlerinin kutu grafiği varyasyonunu göstermektedir. Grafik incelendiğinde her iki dağılımın da yaklaşık olarak aynı merkeze sahip olduğu görülmektedir. Bununla birlikte, test aşamasındaki ortalama değer, dinlenme durumunda olduğundan daha fazla değişkenliğe sahiptir. Test durumu kutu grafiğinin genişliğinin dinlenme durumu kutu grafiğinden daha büyük olması, odyolojik test aşamasında daha fazla ortalama güç değerlerinin oluştuğunu gösterir. Şekil 4.16, GSR'nin dinlenme ve test durumları için ortalama güç değerlerinin değişimini göstermektedir. Buradan da görülebileceği gibi test aşamasındaki ortalama güç değeri dinlenme durumuna göre daha yüksektir.



Şekil 4.15. Dinlenme ve test durumu için ortalama güç değeri boxplot (kutu grafiği) değişimleri



Şekil 4.16. Dinlenme ve test durumu için ortalama güç değeri değişimleri

Bu çalışmada elde edilen sonuçları istatistiksel olarak analiz etmek için t-testi kullanıldı. T testi, iki grubun ortalamasının istatistiksel olarak birbirinden farklı olup olmadığını görmek için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Bu çalışmada t-testinin kullanılmasının nedeni, odyolojik test ile dinlenme durumu verileri arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemektir.

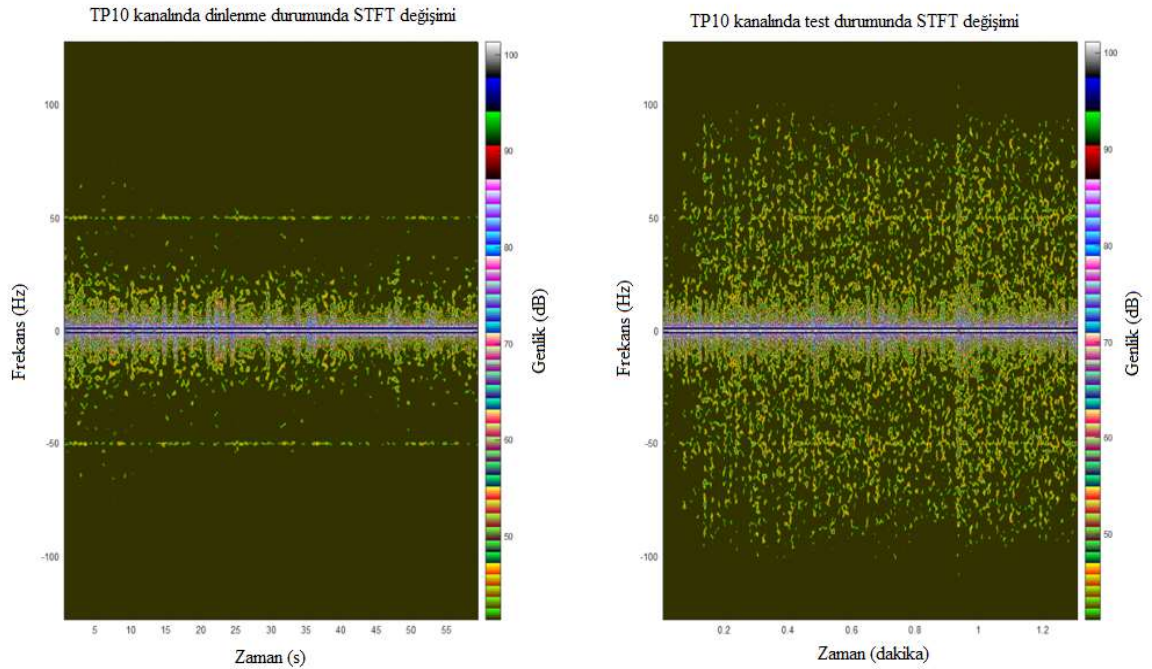
Çizelge 4.2.'deki sonuçlardan, Ortalama değer, Ortalama güç değeri, Çarpıklık ve RMS özellikleri için $p < 0,05$ 'in istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülebilir.

Çizelge 4.2. t-test sonuçları

Özellik	p-value
Ortalama değer	0.0071
Ortalama güç değeri	0.0051
Çarpıklık	0.0090
Basıklık	0.0595
RMS	0.0070

4.3. Odyolojik test sürecinde EEG alt frekans bantlarında Coherence analizi

Çalışmada dinlenme ve test sırasında alınan bir gönüllüye ait örnek TP10 kanalındaki zaman-frekans değişimleri şekil 4.17'de gösterilmektedir. Dinlenme durumu için yaklaşık 1 dakikalık kayıt alınmış olup, şekildeki değişimlerden odyolojik test esnasında spektrumda daha yüksek frekanslı bileşenlerin oluştuğu gözükmemektedir.

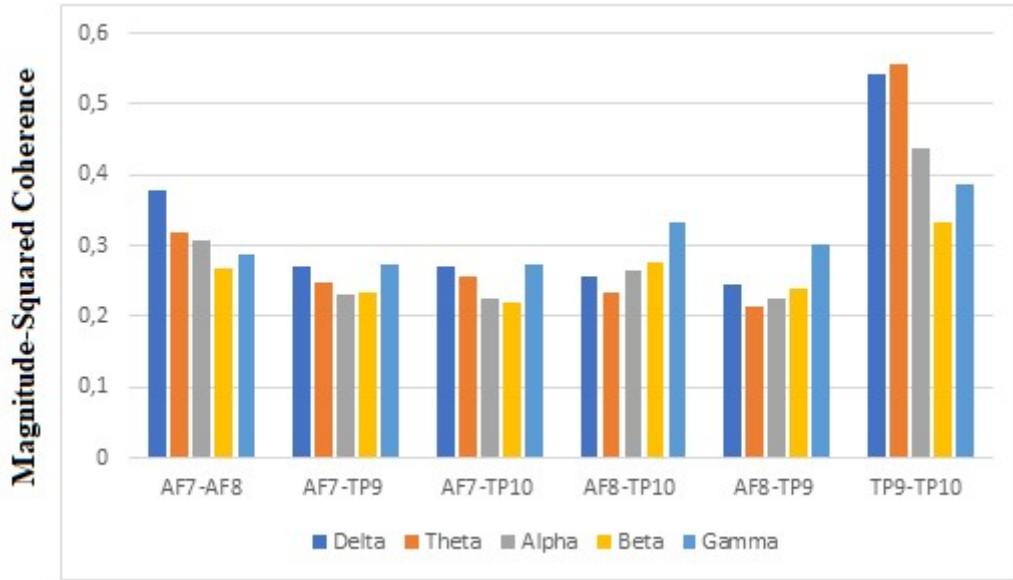


Şekil 4.17. Dinlenme ve odyolojik test aşamaları için bir gönüllünün EEG sinyalinin STFT'si.

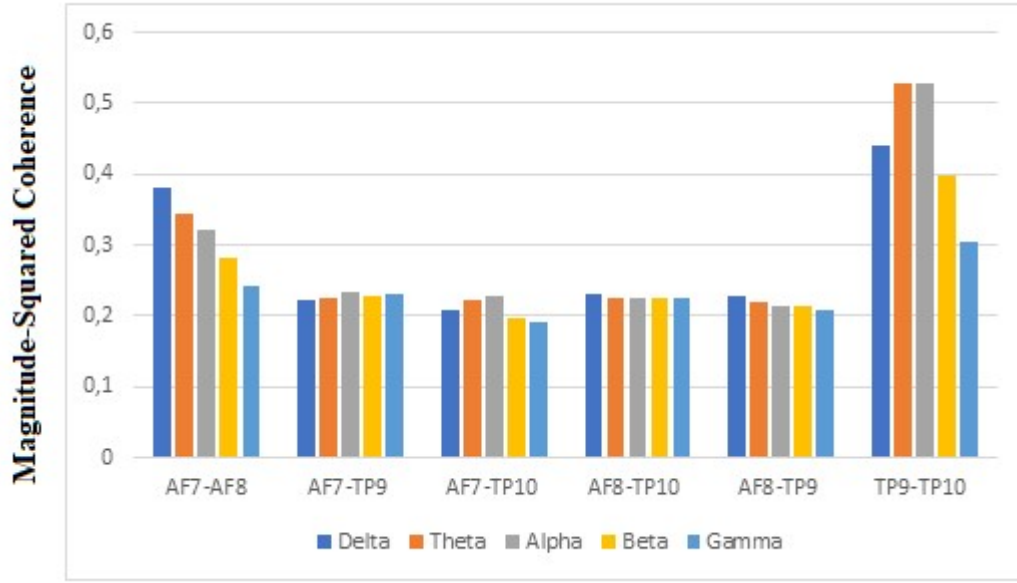
Şekil 4.18’de dinlenme durumu için EEG alt frekans bantlarında farklı ikili elektrot tutarlılıklarının ortalama değişimleri gösterilmiştir. Buna göre TP9-TP10 elektrot ikilisi için delta ve teta alt bandların da en yüksek tutarlık olduğu gözlenmiştir.

Şekil 4.19’da odyolojik test sırasında alınan EEG sinyalinin alt frekans bantlarında farklı ikili elektrot tutarlılıklarının ortalama değişimleri gösterilmiştir. Şekilden de görüleceği üzere TP9-TP10 elektrot ikilisi için delta, teta ve alfa alt bandların da en yüksek tutarlık olduğu gözlenmiştir. Dinlenme durumuna göre bu iki elektrot çifti için alfa bandının tutarlılığı yüksek çıkmıştır. Ayrıca beta bandı için de dinlenme durumuna göre tutarlılık yükselmiştir. Temporal loblar beynin her iki tarafında bulunmakta olup, kulağa yakındırlar. Konuşma algısı, görsel algı, konuşma hafızasını, dili ve uyaranları işlemede önem arz etmektedir (Madan 2022 ; Abdel-Hamid 2023).

AF7-AF8 elektrot çifti için ise delta, teta, alfa ve beta bandların da dinlenme durumuna göre tutarlılığın bir miktar yükselmesi söz konusudur.

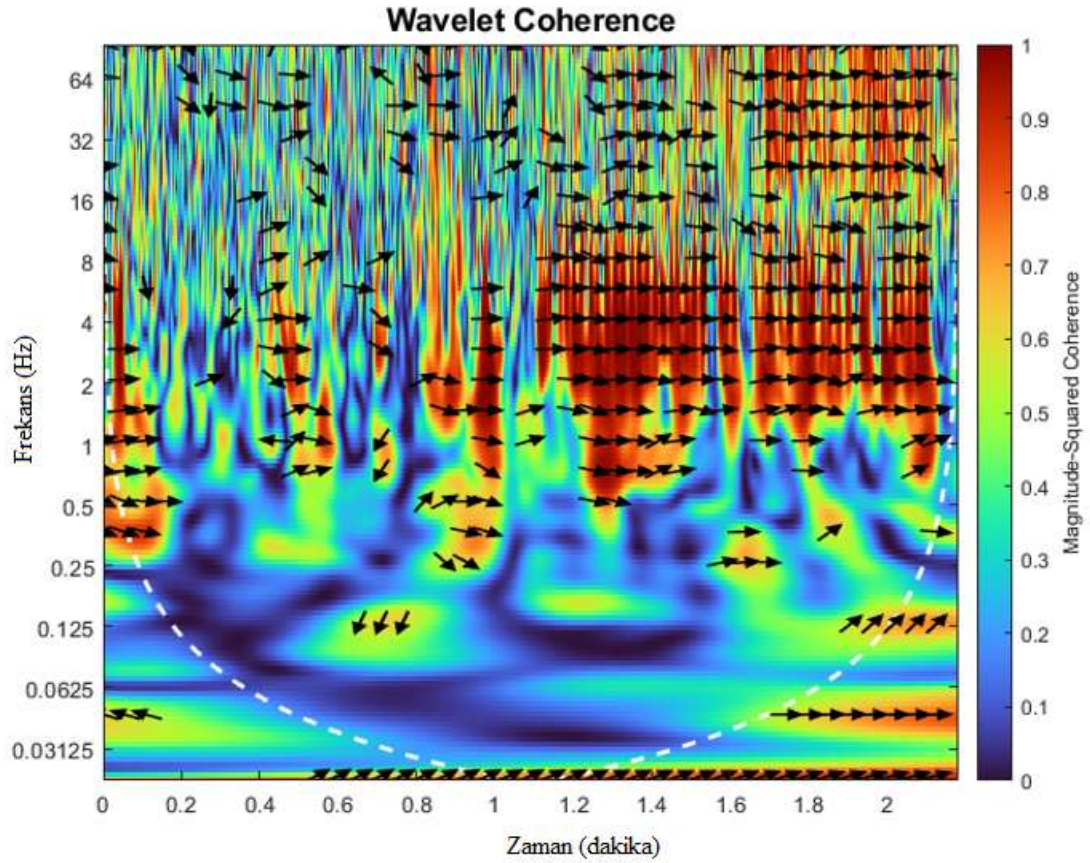


Şekil 4.18. Dinlenme durumu için Alt frekans bantlarında ortalama tutarlılık değişimleri



Şekil 4.19. Odyolojik test durumu için alt frekans bantlarında ortalama tutarlılık değişimleri

Şekil 4.20’de, bir gönüllüye ait, odyolojik test sürecinde TP9 ve TP10 arasındaki dalgacık tutarlılığını gösterilmektedir. Dalgacık tutarlılık grafikleri, iki serinin birlikte hareket ettiği zaman-frekans uzayındaki alanları vurgulamaktadır. Dalgacık tutarlılığı, renkli bir konturla temsil edilmektedir. Sinyaller arası faz ilişkileri yönlendirilmiş oklarla gösterilmektedir; pozitif bir korelasyon, sağı gösteren bir okla, negatif bir korelasyon ise sola doğru bir okla temsil edilir, ilk değişkenin öncülük etmesi aşağıyı gösteren bir okla, yukarı ok ise ikinci serinin birinciye öncülük ettiğini göstermektedir. Şekildeki değişimden görüleceği üzere dinlenme durumu için yaklaşık 1 dakikalık kayıttan sonraki odyolojik test sırasında 1-8 Hz aralığında ve ayrıca 16-64 Hz arasında dalgacık tutarlılık yüksek olduğu gözükmemekte olup faz ilişkisi açısından okların yönü bu frekans aralıklarında pozitif korelasyonlu gözükmemektedir.

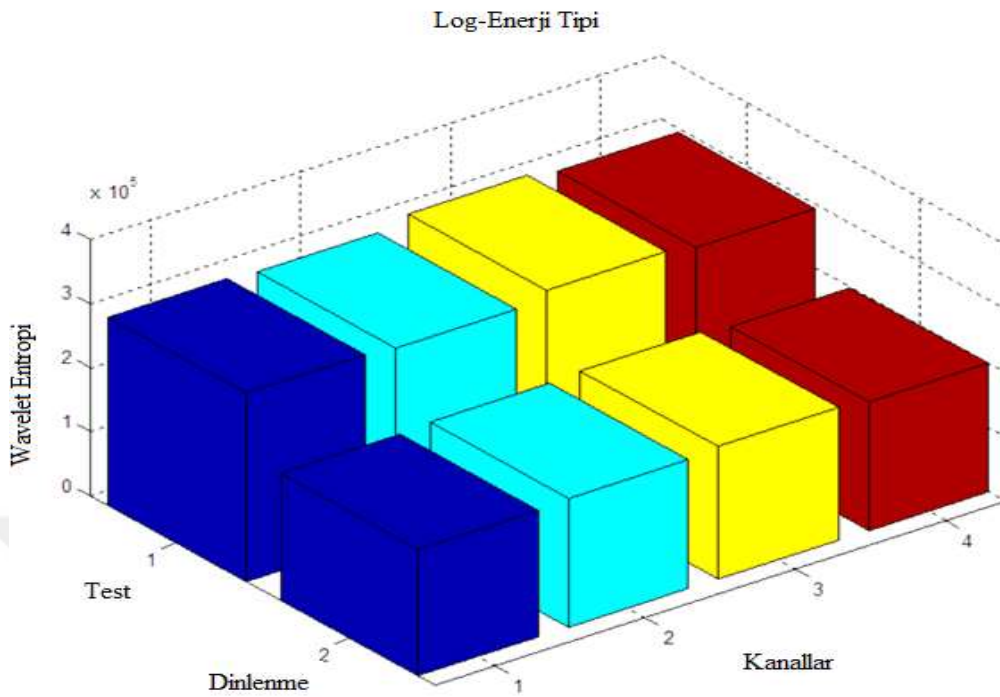


Şekil 4.20. Dinlenme ve odyolojik test aşamaları için bir gönüllünün EEG sinyalinin TP9-TP10 elektrot çiftinin Wavelet Coherence görüntüsü

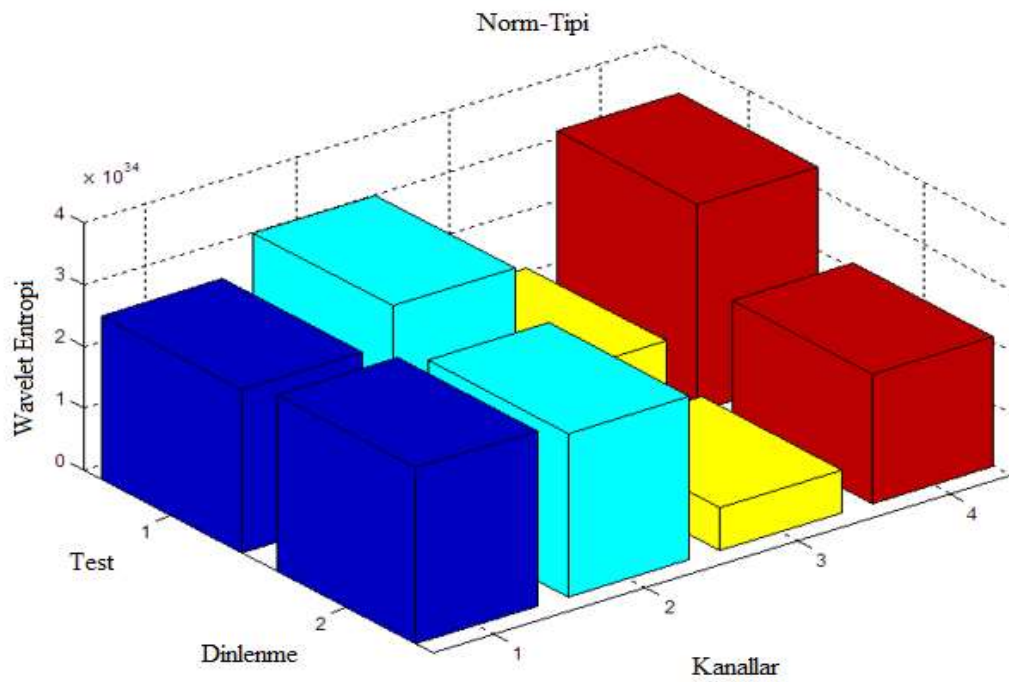
4.4. EEG sinyallerinden odyolojik test sürecinin dalgacık entropi yaklaşımları kullanılarak analizi ve değerlendirilmesi

Tez çalışmasında sağlıklı 39 gönüllüden odyolojik test aşaması ve öncesinde de yaklaşık bir dakikalık dinlenme durumu için 4 kanallı (from channels AF7,AF8,TP9,TP10) mobil EEG kafabandı ile kayıtlar alınmıştır. 'shannon', 'log energy' ve 'norm' entropi tiplerinin etkileri incelenmiş olup, odyolojik test aşamasındaki 'shannon' ve 'log energy' entropi değerleri tüm kanallar için mutlak olarak daha yüksek çıkmıştır. 'norm' entropi tipi için kuvvet derecesi arttıkça kanallar arasında farklılıklar oluşmaya başlamış olup, onuncu kuvveti için hem odyolojik test hem dinlenme durumu için AF8 entropi değerlerinde diğer kanallara göre önemli farklılık ortaya çıkmıştır. Elde edilen sonuçlar dalgacık entropisi yaklaşımının, odyolojik testin bireylerde beynin hangi bölgesinde aktivitenin daha arttığı ve ayrıca odyolojik test sürecinin dinlenme durumuna göre hangi bölgede daha yüksek farklılıklar gösterdiğinin belirlenebileceğini göstermektedir.

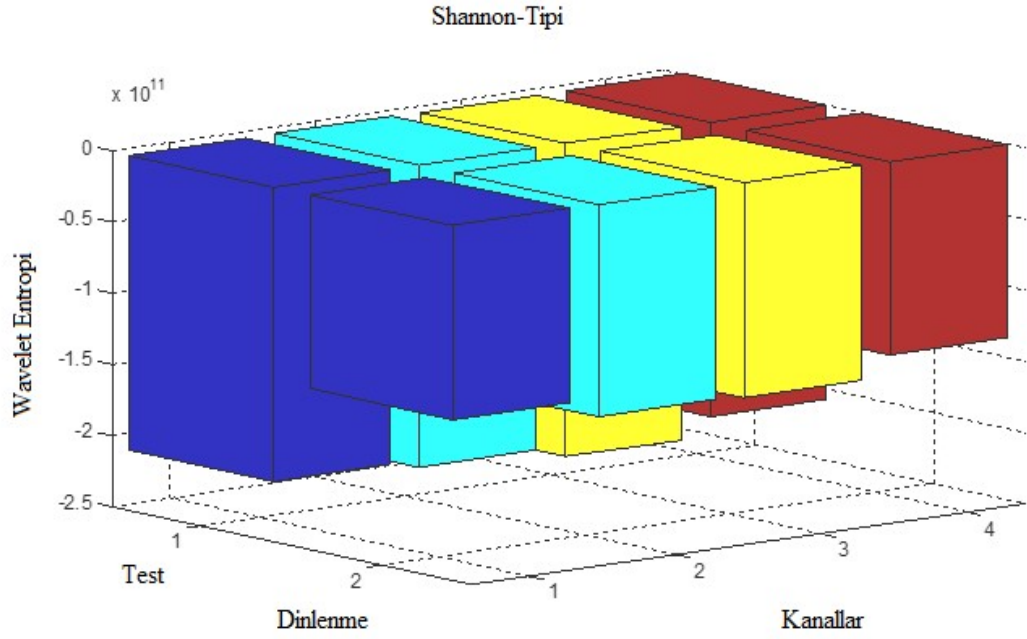
Şekil 4.21, Şekil 4.22 ve Şekil 4.23’de sırası ile 'log enerji', 'norm' ve 'shannon' entropi tipleri için test ve dinlenme durumlarında kanallara ait dalgacık entropi değişimleri gösterilmiştir.



Şekil 4.21. 'log enerji' entropi tipi için test ve dinlenme durumlarında kanallara ait dalgacık entropi değişimleri.



Şekil 4.22. 'norm' entropi tipi için test ve dinlenme durumlarında kanallara ait dalgacık entropi değişimleri.



Şekil 4.23. 'shannon' entropi tipi için test ve dinlenme durumlarında kanallara ait dalgacık entropi değişimleri.

Elde edilen sonuçlar dalgacık entropisi yaklaşımının, odyolojik testin bireylerde beynin hangi bölgesinde aktivitenin daha arttığı ve ayrıca odyolojik test sürecinin dinlenme durumuna göre hangi bölgede daha yüksek farklılıklar gösterdiğinin belirlenebileceğini göstermektedir.

5.TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında cep telefonu kullanımının kişilerde konuşmayı ayırt etme üzerine etkileri GSR ve EEG tabanlı analizi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar günlük ortalama konuşma sürelerine göre EEG sinyallerinin bazı alt bantlarında ve GSR basıklık değerinde farklılıklar oluşturmaktadır. Ayrıca kişilerin konuşmayı ayırt etme skorlarının değişimine göre yine EEG sinyallerinin bazı alt bantlarında anlamlı farklılıklar oluşturmaktadır.

Çalışmaya katılan gönüllülerin 30'u (gönüllülerin %83,3'ü) telefon görüşmelerini sağ kulağıyla yapmaktadır. EEG verilerinin analizi ile elde edilen sonuçlara göre hem dinlenme hem test sırasında özellikle TP10 kanalındaki enerji değişimlerinde, bunun yanında odyolojik test sırasında dalgacık entropilerinde anlamlı farklar gözükmesi, çoğunlukla görüşmenin yapıldığı kulağın olduğu bölgedeki aktivitenin etkilenmesinden kaynaklandığı sonucuna varılabilir. Dalgacık entropi, durağan olmayan sinyallerin geçici özelliklerini analiz etme yeteneğine sahip bir araçtır. Bu metrik, yüksek zaman-frekans çözünürlüğüne sahip bir sinyalin düzen/düzensizliğinin derecesini tahmin etmek için dalgacık ayrışmasını ve entropiyi birleştirmektedir. Buna göre AF8 ve TP10 kanalının dalgacık entropi değerleri konuşma süresiyle değişim göstermesi ayırt edici kanalların ve alt frekans bantlarının belirlenmesinde kullanılabileceğini göstermektedir.

Adalı ve arkadaşları tarafından 18–24 yaş arası gençlerde telefon kullanımının işitme fonksiyonu üzerine etkisinin (Adalı vd, 2020) incelendiği çalışmada, telefon görüşmesi yaparken sıklıkla sağ kulağını tercih eden 50 bireyin kullandığı telefonların SAR değerleri bulunmuş olup, saf ses odyometri ve yüksek frekans odyometri testlerinin uygulanmasıyla elde edilen sonuçlar, tercih edilen kulak, diğerine göre kıyaslanarak değerlendirilmiştir. Her iki kulak için uygulanan test sonuçları, elde edilen SNR oranları baz alınarak telefonların SAR değerleri ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen bulgular cep telefonu kullanımının, işitme fonksiyonu üzerinde olumsuz bir etki göstermediği, bununla birlikte kullanım süresinin bir yıldan az olması etken faktör olarak düşünüldüğü ifade edilmiştir (Adalı vd. 2020).

Göçer ve arkadaşları tarafından cep telefonu kullanımının işitme üzerine etkilerinin yüksek frekans odyometrisiyle incelendiği çalışmada (Göçer vd. 2003) en az 1 yıldır cep telefonu kullanan toplam 50 kişi ve kontrol grubu olarak toplam 20 cep telefonu kullanmayan kişi çalışmaya dahil edilmiştir. Her iki grubun standart ve yüksek frekans odyometrik ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda cep telefonu kullanan grupta 8000-16000 Hz aralığında sağ ve sol kulak için işitme ortalamalarında anlamlı bir fark bulunamadığı, ancak 8000 Hz değerinden sonra sağ kulak işitme eşiğinde yükselme eğilimi saptandığı ifade edilmiştir. Ayrıca cinsiyet, yaş, kullanım süresi, günlük konuşma ortalaması ve telefonun SAR değeri dikkate alınarak yapılan karşılaştırmalarda anlamlı bir farkın oluşmadığı belirtilmiştir (Göçer vd. 2003).

Kurt (2011) çalışmasında, cep telefonu kaynaklı elektromanyetik alanların işitme üzerine olası zararlı etkisini araştırmıştır. İki yıllık bir süre de Atatürk Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Kulak Burun Boğaz polikliniğine kulak ile ilgili herhangi bir şikâyeti olmayan bireylerin çalışmaya dahil edildiği çalışmasında, cep telefonunu kulaklık olmadan kullanan yüz kişi, cep telefonunu kulaklıkla kullanan yüz kişi ve cep telefonu kullanmayan elli kişilik kontrol grubu oluşturularak sağ ve sol kulak ayrı ayrı olmak üzere

odyogram ile ölçülerek değerlendirilmiştir. Çalışma sonunda cep telefonu kullanmayan grup için sağ ve sol kulaklar arasında anlamlı bir fark bulunmadığı, cep telefonunu kulaklıkla kullanan grupta ise standart frekanslarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edildiği, yüksek frekanslarda bir fark bulunmadığı belirtilmiştir. Bu durumun klinik önemi olmadığı, grup özellikleriyle ilişkili olabileceği değerlendirilmiştir. Cep telefonunu araçsız olarak kullananlarda da benzer şekilde standart frekanslarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu, ancak yüksek frekanslarda bir fark bulunmadığı belirtilmiştir. Çalışmada cep telefonunun iç kulağa zararlı etkisi olduğu hipotezlerinin desteklememekte olduğu sonucuna varılmıştır (Kurt 2011).

Nurçin (2019) çalışmasında 18-25 yaş arası normal işiten bireylerde cep telefonundan kulaklıkla müzik dinlemenin işitme fonksiyonları üzerine etkisini araştırmış, 90 sağlıklı gönüllüye müzik maruziyeti öncesi, otuz dakika müzik maruziyeti sonrası ve müzik maruziyeti dinlenme sonrası olmak üzere odyolojik değerlendirme yapılmıştır (Nurçin 2019).

Bhagat ve arkadaşlarının, cep telefonlarından yayılan EMA'lara uzun süreli (>4 yıl) maruz kalmanın işitsel işlev üzerindeki etkilerini araştırdıkları çalışmalarında (Bhagat vd. 2016) toplam 40 gönüllü, günlük telefon kullanım sürelerine göre (≤ 60 dakika ve >60 dakika) 20'şer kişilik iki gruba ayrılarak, saf ses odyometrisi, konuşma odyometrisi, empedans odyometrisi ve ABR uygulanmış ve telefon kullanılan kulak ile kontrol kulağı arasında ve ayrıca kısa ve uzun günlük kullanım süresi durumları için karşılaştırmalar yapılmıştır. Çalışma bulgularına göre cep telefonlarından EMA'lara uzun süre maruz kalmanın işitsel işlevi etkilemediği sonucuna varıldığı belirtilmiştir (Bhagat vd. 2016).

Literatürdeki cep telefonu kullanımının işitme fonksiyonu üzerine etkilerinin odyolojik değerlendirmelerle araştırıldığı bu çalışmaların, elektrofizyolojik verilere göre incelenmesinin ve sonuçlarının odyolojik bulgularla ilişkilendirilmesi açısından planlanan bu tez çalışması ilgili konuya önemli ve farklı bir açıdan değerlendirme katkısı sunmuştur.

Thielensa vd. (2019)'da, konuşma anlaşılabilirliğinin gürültü seviyelerine ve radyofrekans elektromanyetik alanlara maruz kalması durumu incelenmiştir. Cep telefonu ve akıllı telefon kullanıcıları, telefon görüşmeleri yaparken aynı anda radyofrekans elektromanyetik alanlara ve ses basıncına maruz kaldıklarından, cep telefonu görüşmeleri sırasında konuşma anlaşılabilirliği, potansiyel arka plan gürültülerine göre konuşmanın ses basınç seviyesi ile ilgilidir. Konuşma anlaşılabilirliği, ses basıncı seviyesi ve RF-EMA'lara maruz kalma, aramanın nasıl yapıldığına (hoparlörde, kulakta veya kulaklıkta) bağlı olduğu ifade edilmiştir.

Anlık bir konuşmanın ses basınç seviyesi konuşma anlaşılabilirliği üzerinde anlık bir etkiye sahip olsa da bu çalışma gönüllülerin geçmiş cep telefonu kullanımı ve konuşma süresi bilgileri dikkate alınarak konuşma anlaşılabilirliğinin değerlendirilmesi açısından önemlidir.

Bu tez çalışması, konuşma anlaşılabilirlik düzeyinin, cep telefonu kullanım süresi uzunluğuna göre elektrofizyolojik değişimlerle korelasyonu ve ayrıca EEG de hangi alt-

bantların daha ayırt edici olduğu, kulak yakınındaki beyin aktivitesinin frontal bölgeye göre etkilene farklılıklarının belirlenmesi yönleriyle ilgili alana katkılar sağlamaktadır.

Literatürde cep telefonu kullanımının veya EMA maruziyetinin işitsel beyin sapı yanıtına (ABR) etkisinin araştırıldığı farklı çalışmalar bulunmaktadır.

ABR işitsel sinirden kaynaklanan uyarılmış bir potansiyeldir. Bu test, bireylerde işitsel sistemin işlevini kokleadan beyin sapına kadar değerlendirmek için kullanılmaktadır. Tepki, tipik olarak uyarının başlangıcından itibaren 1 ila 15 milisaniye arasında meydana gelen "tepe noktaları" ile tanımlanmaktadır. ABR yanıtının tepe noktaları ölçülür ve geleneksel olarak I, II, III, IV ve V olarak işaretlenir (Anonymous 6; Varshney vd. 2023). Her tepenin "normal" olarak kabul edilmesi için beklenen bir gecikme süresi vardır. Gecikmeli veya eksik pikler, anormal işitsel işlevle tutarlıdır. Yanıttaki genlikler ve gecikmeler belirli işitsel patolojileri teşhis etmek için kullanılmaktadır (Anonymous 6).

Varshney vd. 2023 çalışmalarında cep telefonlarının uzun süreli kullanımının ABR üzerindeki etkisini belirlemek için 2 yıldan uzun süredir cep telefonu kullanan 18 ila 45 yaş arası 865 bireyin baskın (mobil kullanan) ve baskın olmayan (mobil kullanmayan) kulaklarda günlük mobil kullanım dakikalarına, mobil kullanım yıllarına ve toplam cep telefonu kullanım sürelerine göre farklı gruplara ayırmışlardır. Çalışma sonucunda EMA uzun süreli maruz kalındığında, ABR'lerde ölçülebilir değişikliklerin gözlemlendiğini belirtmişlerdir. Varshney vd. 2023 bu konuda literatürdeki çalışmaların, uzun süreli cep telefonu kullanımının işitsel yol üzerindeki etkisini kesin olarak kanıtlamadığını ve bu nedenle yapılan çeşitli araştırmaların çelişkili sonuçlara sahip olduğunu belirtmişlerdir (Varshney vd. 2023).

Cep telefonu kullanımının veya EMA maruziyetinin ABR'ye etkisinin değerlendirilmesinde ortaya çıkan bu durum göz önüne alındığında bu maruziyetin işitsel sistem işlevi üzerine etkisinin belirlenmesinde farklı elektrofizyolojik değişimlerin incelenmesinin önemini ortaya koymaktadır.

Tez çalışması kapsamında ayrıca odyolojik testin fizyolojik etkisinin galvanik deri tepkisi temelli değerlendirilmiştir. Bu kapsamda odyolojik test sürecinin bireyler üzerinde oluşturduğu fizyolojik etkilerin belirlenmesi için gönüllülerden dinlenme ve odyolojik test esnasında alınan GSR verileri analiz edilmiş ve odyolojik test sürecinin getirdiği etkiler belirlenmeye çalışılmıştır. Elde edilen bulgular GSR değişimlerinin ortalama değer, ortalama güç, RMS, Kurtosis ve Skewness, özellikleri açısından odyolojik testin, dinlenme durumuna göre anlamlı farklılıklar gösterdiği sonucuna varılmıştır. Özellikle GSR skewness ortalama değerleri açısından test ve dinlenme aşamalarında ters yönlü bir değişim meydana gelmektedir. Skewness bir rastgele sürecin olasılık dağılım asimetrisinin bir ölçüsü olduğu göz önüne alınırsa bu ters yönlü değişimden GSR'nin bu özneteliği kullanılarak test ve dinlenme aşamalarının ayırt edilebileceği anlaşılmaktadır. Farklı durumlar arasındaki GSR'deki farklılıkların kişinin stres, heyecan, sıkılma ve rahatlama gibi psikolojik durumundaki değişikliklerden kaynaklandığı göz önüne alındığında odyolojik testin bireyler üzerinde yarattığı duygusal değişimler GSR sinyalinden belirlenebilecektir. Bu aşama, kişinin herhangi bir işitme problemi olması durumunda odyolojik test esnasında strese girmesi veya heyecanlanması durumlarının oluşması açılarından göz önüne alınabilir.

Literatürde, bireylerdeki ağız ve diş problemlerinde olmak üzere, konuşma anlaşılırlığı, bireyin telaffuzundaki azalmanın ve konuşma memnuniyetsizliğinin değerlendirilmesi amaçlı olarak GSR değişimlerinin analiz edildiği iki çalışmaya rastlanmıştır. (Nishigawa vd. 2003a; Nishigawa vd. 2003b). Tez alışması, sağlıklı bireylerde cep telefonu kullanımının ve ayrıca odyolojik test sürecinin GSR değişimleri üzerinde oluşturduğu etkilerin değerlendirilmesi açısından önemli katkılar sunmaktadır.

Çalışma da ayrıca odyolojik test sürecinde EEG alt-frekans bantları için tutarlılık analizi yapılmıştır. Bu kapsamda gönüllülerden alınan EEG verilerinin kanallar arası ve alt frekans bantları arasındaki tutarlılıkları incelenmiş ve nöral bölgeler arasındaki fonksiyonel etkileşimler belirlenmiştir. Odyolojik test sırasında dinlenme durumuna göre özellikle TP9-TP10 elektrot ikilisi için alfa ve beta bandında tutarlılığın yükseldiği görülmüştür. Bu aşamada ayrıca farklı elektrot çiftleri için zaman serilerinin birlikte hareket ettiği bölgeler dalgacık tutarlılık (wavelet coherence) analizi ile tespit edilmiştir. Katılımcılar odyolojik test gerçekleştirirken, özellikle TP9-TP10 elektrot çifti farklı frekans bantlarında anlamlı farklılıklar göstermiştir. Buradan, odyolojik test ve frekans bantları dalgacık tutarlılık analizi ile ayırt edilebilir olduğu gözükmektedir.

6. SONUÇLAR

Bu çalışmada öncelikle cep telefonu kullanımının kişilerde konuşmayı ayırt etme üzerine etkileri, GSR ve EEG tabanlı olarak gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar günlük ortalama konuşma sürelerine göre EEG sinyallerinin bazı alt-bantlarının enerjilerinde ve GSR'nin basıklık değerinde farklılıklar oluşturmakta olduğu göstermiştir. Ayrıca kişilerin konuşmayı ayırt etme skorlarının değişimi açısından EEG sinyallerinin bazı alt-bantlarında anlamlı farklılıklar gösterdiği sonucuna varılmıştır.

Çalışmaya katılan gönüllülerin büyük çoğunluğunun telefon görüşmelerini sağ kulağıyla yapmakta olduğu göz önüne alındığında, özellikle TP10 kanalındaki enerji değişimlerinde hem dinlenme hem test sırasında, ayrıca dalgacık entropilerinde ise odyolojik test sırasında anlamlı farklar gözükmesi çoğunlukla görüşmenin yapıldığı kulağın olduğu bölgedeki aktivitenin etkilenmesinden kaynaklandığı sonucuna ulaştırmaktadır.

Çalışmada dalgacık entropisi yaklaşımı ile elde edilen sonuçlar, odyolojik testin bireylerde beynin hangi bölgesinde aktivitenin daha arttığı ve ayrıca odyolojik test sürecinin dinlenme durumuna göre hangi bölgede daha yüksek farklılıklar gösterdiğinin belirlenebileceğini göstermiştir. Ayrıca bu aşamada entropi tiplerinin değişimlerinin bu farklılıkları ne ölçüde öne çıkardığı incelenmiş ve dinlenme ve test süreci açısından etkileri belirlenmiştir.

Çalışmanın odyolojik test sürecinde EEG alt-frekans bantları için tutarlılık analizi aşamasında gönüllülerden alınan EEG verilerinin kanallar arası ve alt frekans bantları arasındaki tutarlılıkları incelenmiş olup, incelenen nöral bölgeler arasındaki fonksiyonel etkileşimler belirlenmiştir. Bu aşamada odyolojik test sürecinde, dinlenme durumuna göre özellikle TP9-TP10 elektrot ikilisi için alfa ve beta bandında tutarlılığın yükseldiği sonucuna ulaşılmıştır.

Gelecek çalışmalarda kişilerde konuşma anlaşılabilirliğinin azalmasının kişilerde yaratacağı stres, ilgi kaybı gibi etkiler elektrofizyolojik sinyallerle değerlendirilmesi yapılabilir.

Kişilerde herhangi bir işitme problemi olma durumunda, GSR değişimlerinin analiziyle odyolojik test esnasında nasıl bir duygusal değişime neden olabileceği de belirlenebilir. Burada ayrıca aynı durum için EEG sinyallerinden etkin elektrot bölgesi, en baskın alt frekans bantları da belirlenerek, sağlıklı bireyler için elde edilen sonuçlarla karşılaştırılabilir. Böylece işitme probleminin bireyin beyin aktivitesinde oluşturduğu farklılıklar varsa belirlenmiş olunacaktır. Ayrıca gelecek çalışmalarda çok kanallı beyin aktivitesinde, işitme sorunu olan bireylerde sağlıklı bireylere göre farklı ikili elektrotların tutarlılıklarındaki farklılıklar da bu kapsamda incelenebilir.

7. KAYNAKLAR

- Abdel-Hamid, L. 2023. An Efficient Machine Learning-Based Emotional Valence Recognition Approach Towards Wearable EEG. *Sensors*, 23, no. 3: 1255.
- Abhang, P.A., Gawali, B.W. and Mehrotra, S. 2016. Technological Basics of EEG Recording and Operation of Apparatus. *Introduction to EEG- and Speech-Based Emotion Recognition*, Academic Press, pp:19-50.
- Achermann, P. and Borbély, A.A. 1998. Coherence analysis of the human sleep electroencephalogram, *Neuroscience*, 85 (4): 1195-1208.
- Adalı, İ., Meral, M., Uludağ, B., Kartal, A., Bülbül, A., Çakıcı, F. ve Konukseven, Ö. 2020. 18–24 yaş arası gençlerde telefon kullanımının işitme fonksiyonu üzerine etkisi. *TJAHR*, 3(1):14–18.
- Adler, G., Brassen, S. and Jajcevic, A. 2003. EEG coherence in Alzheimer's dementia. *Vienna J Neural Transm*, 110(9):1051-8.
- Akyıldız, N. 1998. Kulak Hastalıkları ve Mikrocerrahisi 1. Bilimsel tıp yayınevi, Ankara
- Aladağ, S., Güven, A., Dolu, N. ve Özbek, H. 2016. Sporcularda Sempatik Aktivitenin Belirlenmesinde Elektrodermal Aktivitenin Ölçülmesi ve Sinyal İşleme Yöntemleriyle Sinyal Karakteristiklerinin Çıkarılması. *Tıp Teknolojileri Kongresi, Antalya*, ss. 98-101
- Alberdi, A., Aztiria, A. and Basarab, A. 2016. Towards an automatic early stress recognition system for office environments based on multimodal measurements: A review. *Journal of Biomedical Informatics*, 59: 49-75.
- Al-Dousary, S.H. 2007. Mobile phone induced sensorineural hearing loss. *Saudi Med J*. 28(8):1283-6.
- Alsanosi, A.A., Al-Momani, M.O., Hagr, A.A., Almomani, F.M., Shami, I.M. and Al-Habeeb, S.F. 2013. The acute auditory effects of exposure for 60 minutes to mobile's electromagnetic field. *Saudi Med J*. 34(2):142-6.
- Alturki, F.A, AlSharabi, K., Abdurraqeeb, A.M. and Aljalal, M. 2020. EEG Signal Analysis for Diagnosing Neurological Disorders Using Discrete Wavelet Transform and Intelligent Techniques. *Sensors (Basel)*, 20(9): 2505.
- Anonymous 1, <https://brilliant.org/wiki/electric-field-lines/> [son erişim tarihi: 18.06.2023]
- Anonymous 2, National Weather Service, Elektromagnetic waves, <https://www.weather.gov/jetstream/electro> [Son erişim tarihi: 20.05.2023].
- Anonymous 3, Anatomy of human ear poster, <https://www.zazzle.co.uk/> [Son erişim tarihi: 22.04.2023].
- Anonymous 4, NeuLog web sayfası. <https://neulog.com/> [Son erişim tarihi: 04.06.2021].
- Anonymous 5, <https://www.niehs.nih.gov/> [son erişim tarihi: 19.06.2023]
- Anonymous 6, <https://www.interacoustics.com/abr-equipment/eclipse/support/basic-abr-testing-with-eclipse> [son erişim tarihi: 04.06.2023]

- Arai, N., Enomoto, H., Okabe, S., Yuasa, K., Kamimura, Y. and Ugawa, Y. 2003. Thirty minutes mobile phone use has no short-term adverse effects on central auditory pathways. *Clinical Neurophysiology*, 114 (8) :1390-1394.
- Asif, A., Majid, M. and Anwar, S. M., 2019. Human stress classification using EEG signals in response to music tracks. *Computers in Biology and Medicine*, 107 (3): 182-96.
- Aydin, S. 2011. Computer based synchronization analysis on sleep EEG in insomnia. *J. Med. Syst.*, 35 (4): 517-520.
- Baillet, S., Mosher, J.C. and Leahy, R. M. 2001. Electromagnetic brain mapping, in *IEEE Signal Processing Magazine*, 18(6): 14-30.
- Bak, M., Sliwińska-Kowalska, M., Zmysłony, M. and Dudarewicz, A. 2003. No effects of acute exposure to the electromagnetic field emitted by mobile phones on brainstem auditory potentials in young volunteers. *Int J Occup Med Environ Health*.16(3):201-8.
- Balachandran, R., Prepageran, N., Rahmat, O., Zulkiflee, A.B. and Hufaida, K.S. 2012. Effects of Bluetooth device electromagnetic field on hearing: pilot study. *J Laryngol Otol*.126(4):345-8.
- Basharpoor, S., Heidari, F. and Molavi P. 2021. EEG coherence in theta, alpha, and beta bands in frontal regions and executive functions, *Applied Neuropsychology Adult*, 28(3): 310-317.
- Bauer, J., O'Mahony, C., Chovan, D., Mulcahy, J., Silien, C. and Tofail, S.A.M. 2019. Thermal effects of mobile phones on human auricle region. *J Therm Biol*. Jan;79:56-68.
- Bayam, M. 2015. İşitsel Stabil Durum Yanıtları ve Saf Ses Odyometrisi Arasındaki Korelasyon. Celal Bayar Üniversitesi, Uzmanlık Tezi, Manisa.
- Belgin E. 2013. İşitme fizyolojisi. Koç C, ed. Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş Boyun Cerrahisi. 2. Baskı. Ankara: Güneş Tıp Kitabevi 65-72.
- Belgin, E. ve Şahlı, A. S. 2015. Temel Odyoloji Kitabı, Güneş Tıp Kitabevleri. 656s.
- Beyaz, A. ve Beyaz, R. 2015. Traktörde Güvenlik Amaçlı Galvanik Deri Tepkisi Sensörü Kullanım Olanaklarının Belirlenmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 3(3): 121-125.
- Bhagat, S., Varshney, S., Bist, S.S., Goel, D., Mishra, S. and Jha, V. K. 2016. Effects on auditory function of chronic exposure to electromagnetic fields from mobile phones. *Ear, Nose and Throat Journal*, 95(8):296.
- Bhangari, D.S., Bhagali, A.C. and Kshirsagar, R.V. 2018. Brain wave frequency variation by electromagnetic field & its Optimization results. Second International Conference on Intelligent Computing and Control Systems (ICICCS), pp. 1679-1683.
- Boldyreva, G.N. and Zhavoronkova, L.A. 1991. Interhemispheric asymmetry of EEG coherence as a reflection of different functional states of the human brain. *Biomed Sci.*, 2(3):266-70.

- Bos, D.O. 2006. EEG-based emotion recognition. The influence of Visual and Auditory Stimuli. http://hmi.ewi.utwente.nl/verslagen/capitaselecta/CS-Oude_Bos-Danny.pdf.
- Caprara, H.J., Eleazer, P.D., Barfield, R.D. and Chavers, S. 2003. Objective measurement of patient's dental anxiety by a galvanic skin reaction. *Journal of Endodontics*, 29 (8), 493-496.
- Cartocci, G., Scorpecci, A., Borghini, G., Maglione, A.G., Inguscio, B.M.S., Giannantonio, S., Giorgi, A., Malerba, P., Rossi, D., Modica, E., Aricò, P., Flumeri, G.D., Marsella, P. and Babiloni, F. 2019. EEG rhythms lateralization patterns in children with unilateral hearing loss are different from the patterns of normal hearing controls during speech-in-noise listening. *Hearing Research*, 379:31-42.
- Cascio, I. L. 2007. Wavelet analysis and denoising: New tools for economists. Queen Marry Press, University of London, No.600, pp.22-26.
- Cheng, D. K. 2017. Mühendislik Elektromanyetiğinin Temelleri, Türkçesi Adnan Köksal, Birsen Saka, Palme Yayıncılık, 493 s.
- Cheung, M.C., Chan, A.S., Liu, Y., Law, D. and Wong, C.W.Y. 2017. Music training is associated with cortical synchronization reflected in EEG coherence during verbal memory encoding. *PLoS One*, 12 (3).
- Chorlian, D.B., Rangaswamy, M. and Porjesz, B. 2009 . EEG coherence: topography and frequency structure. *Exp Brain Res*. 198(1):59-83.
- Christensen, C.B., Hietkamp, R.K., Harte J.M., Lunner, T. and Kidmose, P. 2018. Toward EEG-Assisted Hearing Aids: Objective Threshold Estimation Based on Ear-EEG in Subjects With Sensorineural Hearing Loss. *Trends in Hearing*, 22 : 1–13.
- Chun-lin, L. 2010. A Tutorial of the Wavelet Transform. <http://disp.ee.ntu.edu.tw/tutorial/WaveletTutorial.pdf> [Son erişim tarihi: 4.06.2023].
- Clarke, A.R., Barry, R.J., Heaven, P.C., McCarthy, R., Selikowitz, M. and Byrne, M.K. 2008. EEG coherence in adults with attention-deficit/hyperactivity disorder. *Int J Psychophysiol*, 67(1):35-40.
- Cohen, M. X. 2014. *Analyzing Neural Time Series Data Theory and Practice*. Cambridge MA; London: Book: MIT Massachusetts Institute of Technology MIT Press.
- Comi, G.C., Fornara, C., Locatelli, T., Medagliani, S., Corsi, M., Minicucci, F., Leocani, L. and Franceschi, M. 1998. EEG coherence in alzheimer and multi-infarct dementia, *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 26 : 91-98.
- Cranford, J.L. 2008. Odyolojinin temelleri titreşimden seslere. Yılmaz İ, çev. ed. İstanbul: Plural Publishing. 30-44.
- Curcio, G. 2016. Effects of Radiofrequency Electromagnetic Fields on Resting EEG Activity, *International Journal of Psychophysiology*, 108: pp. 62.
- Cvetkovic, D., Jovanov, E. and Cosic, I. 2006. Alterations in Human EEG Activity Caused by Extremely Low Frequency Electromagnetic Fields. *Proceedings of the*

- 28th IEEE EMBS Annual International Conference New York City, USA, 1:3206-9.
- Çeliker, M., Özgür, A., Tümkaya, L., Terzi, S., Yılmaz, M., Kalkan, Y. and Erdoğan, E. 2017. Effects of exposure to 2100MHz GSM-like radiofrequency electromagnetic field on auditory system of rats. *Braz J Otorhinolaryngol*, 83(6):691-696.
- Çerezci, F. 2015. K-means algoritması ile elektromanyetik kirlilik analizi, Sakarya Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi, 41 s.
- Çetin, K. 2012. Tone burst uyarılı işitsel beyinsapı yanıtları ve klinik uygulamalar. Yüksek lisans tezi, Çukurova Üniversitesi , Adana, 81 s.
- Çetiner, H., Kaygusuz, İ., Keleş, E., Karlıdağ, T., Alpay, H.C. and Yalçın, Ş. 2012. Mobil Cep Telefonu Baz İstasyonunun Oluşturduğu Elektromanyetik Alanın İşitme Üzerine Etkisi. *KBB ve BBC Dergisi* 20 (1):1-6.
- Dalecki, A. 2016. Radiofrequency electromagnetic field exposures and brain processes: ERPs and functional consequences of effects. *International journal of psychophysiology*, 108:62.
- Das, S., Chakraborty, S. and Mahanta, B. 2017. A study on the effect of prolonged mobile phone use on pure tone audiometry thresholds of medical students of Sikkim. *J Postgrad Med.*, 63(4):221-225.
- Davidson, H.C. and Lutman, M.E. 2007. Survey of mobile phone use and their chronic effects on the hearing of a student population. *Int J Audiol.*, 46:113–18.
- Davis, D., Birnbaum, L., Ben-Ishai, P., Taylor, H., Sears, M., Butler, T. and Scarato, T. 2023. Wireless technologies, non-ionizing electromagnetic fields and children: Identifying and reducing health risks, *Current Problems in Pediatric and Adolescent Health Care*, 53(2), 101374
- Duran, K. 2013. Rüzgar karakteristiklerinin dalgacık dönüşümü ile ortaya konması, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Meteoroloji Mühendisliği Anabilim Dalı, 141s.
- Fernandes, A., Helawar, R., Lokesh, R., Tari, T. and Shahapurkar, A.V. 2014. Determination of stress using Blood Pressure and Galvanic Skin Response. In 2014 International Conference on Communication and Network Technologies. IEEE, 165-168.
- Galloni, P., Parazzini, M., Piscitelli, M., Pinto, R., Lovisolo, G.A., Tognola, G., Marino, C. and Ravazzani, P. 2005. Electromagnetic fields from mobile phones do not affect the inner auditory system of Sprague-Dawley rats. *Radiat Res.* 164(6):798-804.
- Garcia Callejo, F.J., Garcia Callejo, F., Pena Santamaria, J., Alonso Castaneira, I., Sebastin Gil, E. and Marco Algarra, J. 2005. Hearing level and intensive use of mobile phones. *Acta Otorrinolaringol Esp.*, 56(5):187-91.
- Genç, G.A. ve Belgin, E. 2004. Temel Odyoloji. Çelik O. (Editör). Kulak burun boğaz hastalıkları ve baş-boyun cerrahisi. Güneş Kitabevi ss.73-88.
- Geerligs, M. (2010). Skin layer mechanics. [Phd Thesis 1 (Research TU/e / Graduation TU/e), Biomedical Engineering]. Technische Universiteit Eindhoven. [Son erişim

tarihi: 03.06.2023].112s.

- Gogate, U. and Bakal, J. 2019. Hunger and stress monitoring system using galvanic skin response. *Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science*, 13 (3), 861-865.
- Gonzalez-Garrido, A. A., Gomez-Velazquez, F. R., Salido-Ruiz, R. A., Espinoza-Valdez, A., Velez-Perez, H., Romo-Vazquez, R., Gallardo-Moreno, G. B., Ruiz-Stovel, V. D., Martinez-Ramos, A., and Berumen, G. 2018. The analysis of EEG coherence reflects middle childhood differences in mathematical achievement. *Brain and Cognition*, 124:57–63.
- Göçer, C., İriz, A., DAĞLI, M., Taştan, E., Boynueğri, S., Uzun, A. and Eryılmaz, A. 2003. Cep Telefonu Kullanımının İşitme Üzerine Etkilerinin Yüksek Frekans Odyometrisi ile Araştırılması. *KBB ve BBC Dergisi*, 11 (3): 115–120.
- Gökay, R., Masazade, E., Aydin, C. and Barkana, D.E. 2015. Emotional state and cognitive load analysis using features from BVP and SC sensors. In *IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems*, 178-183.
- Graps, A. 1995. An introduction to wavelets, in *IEEE Computational Science and Engineering*, 2 (2):50-61.
- Gupta, L., Jansen, J.F.A., Hofman, P.A.M., Besseling, R.M.H., de Louw, A.J.A., Aldenkamp, A.P. and Backes, W.H. 2017. Wavelet entropy of BOLD time series: An application to Rolandic epilepsy. *J Magn Reson Imaging*, 46(6):1728-1737.
- Healey, J.A. and Picard, R.W. 2005. Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, 6 (2), 156-166.
- Hernandez, J., Paredes, P., Roseway, A. and Czerwinski, M. 2014. Under pressure: Sensing stress of computer users. In *Proceedings of the 32nd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI '14)*. ACM Press, 51-60.
- Hin, H.S., Gao, J., Fan, J., Wu, B.W.Y., Leung, H.K. and Hung, Y.S. 2017. Using Wavelet Entropy to Demonstrate how Mindfulness Practice Increases Coordination between Irregular Cerebral and Cardiac Activities. *J Vis Exp*, 123:55455.
- Holczberger, E., Bernal, J., Silva, J., Yañez, G., Rodríguez, M., Prieto, B. and Guerrero, V. (2012) Electroencephalographic coherences during emotion identification task. *World Journal of Neuroscience*, 2, 248-253.
- Hollenbach, D.F. and Herndon, J.M. 2001. Deep-earth reactor: nuclear fission, helium, and the geomagnetic field. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 98:11085–11090
- Hossmann, K.A. and Hermann, D.M. 2003, Effects of electromagnetic radiation of mobile phones on the central nervous system. *Bioelectromagnetics*, 24: 49-62.
- ICNIRP, International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. 2009. <https://www.icnirp.org/en/applications/mobile-phones/index.html> [son erişim tarihi. 29.04.2023].

- Imge, E.B., Kiliçoğlu, B., Devrim, E., Cetin, R. and Durak, I. 2010. Effects of mobile phone use on brain tissue from the rat and a possible protective role of vitamin C - a preliminary study. *Int J Radiat Biol.*, 86(12):1044-9.
- Iotzov, I. and Parra, L.C. 2019. EEG can predict speech intelligibility. *J Neural Eng.*, 16 (3).
- Jadia, S., Qureshi, S., Jain, L. and Shringirishi, M. 2019. Adverse Effect of Mobile Phone on Hearing in Healthy Individuals: A Clinical Study. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg.*, 71(2):1169-1173.
- Jamshed, M. A., Heliot, F. and Brown, T.W.C. 2020. A survey on electro-magnetic risk assessment and evaluation mechanism for future wireless communication systems, *IEEE J. Electromagn. RF Microw. Med. Biol*, 4(1): 24–36.
- Kamzanova, A., Matthews, G. and Kustubayeva, A., 2020. EEG Coherence Metrics for Vigilance: Sensitivity to Workload, Time-on-Task, and Individual Differences. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, 45, 183–194.
- Kaplun, D., Voznesenskiy, A., Romanov, S., Nepomuceno, E. and Butusov, D. 2019. Optimal Estimation of Wavelet Decomposition Level for a Matching Pursuit Algorithm. *Entropy*, 21: 843.
- Kayabasoglu, G., Sezen, O.S., Eraslan, G., Aydin, E., Coskuner, T. and Unver, S. 2011. Effect of chronic exposure to cellular telephone electromagnetic fields on hearing in rats. *J Laryngol Otol.* 125(4):348-53.
- Kerekhanjanarong, V., Supiyaphun, P., Naratricoön, J., Laungpitackchumpon, P. 2005. The effect of mobile phone to audiologic system. *J Med Assoc Thai.* 88 (Suppl 4):231-4.
- Keykhosravi, A., Neamatshahi, M., Mahmoodi, R. and Navipour, E. 2018. Radiation Effects of Mobile Phones and Tablets on the Skin: A Systematic Review. *Adv Med.*, 2018 (7).
- Khan, M.M. 2008. Adverse effects of excessive mobile phone use. *Int J Occup Med Environ Health*, 21(4):289-93.
- Khandoker, A.H., Karmakar, C.K. and Palaniswami, M. 2008. Analysis of coherence between sleep EEG and EKG signals during and after obstructive sleep apnea events. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.*, pp.3876-9.
- Khawaji, A., Zhou, J., Chen, F. and Marcus, N. 2015. Using galvanic skin response (GSR) to measure trust and cognitive load in the text-chat environment. In *33rd Annual ACM Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*. New York: Association for Computing Machinery, 1989-1994.
- Khullar, S., Sood, A. and Sood, S. 2013. Auditory Brainstem Responses and EMFs Generated by Mobile Phones. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg.*, 65(3):645-9.
- Kim, J., Park, J. and Park, J. 2020. Development of a statistical model to classify driving stress levels using galvanic skin responses. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 30 (5): 321-328.

- Kim, J.H., Lee, J.K., Kim, H.G., Kim, K.B., Kim, H.R. 2019. Possible Effects of Radiofrequency Electromagnetic Field Exposure on Central Nerve System. *Biomol Ther (Seoul)*. 1;27(3):265-275.
- Kim, K., Lee, Y.S., Kim, N., Choi, H.D., Kang, D.J., Kim, H.R. and Lim, K.M. 2020. Effects of Electromagnetic Waves with LTE and 5G Bandwidth on the Skin Pigmentation In Vitro. *Int J Mol Sci.*, 22(1):170.
- Kizilay, A., Ozturan, O., Erdem, T., Kalcioglu, M.T. and Miman, M.C. 2003. Effects of chronic exposure of electromagnetic fields from mobile phones on hearing in rats, *Auris Nasus Larynx*, 30(3):239-245.
- Kumar, J.S. and Bhuvaneswari, P. 2012. Analysis of Electroencephalography (EEG) Signals and Its Categorization–A Study, *Procedia Engineering*, 38: 2525-2536.
- Kurt S. 2011. Cep telefonu kullanımının işitme üzerindeki etkilerinin odyometri ile değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi K.B.B Ana Bilim Dalı Uzmanlık Tezi. Erzurum. 73 s.
- Kwon, M.S., Jääskeläinen, S.K., Toivo, T., Hämäläinen, H. 2010. No effects of mobile phone electromagnetic field on auditory brainstem response. *Bioelectromagnetics*. 31(1):48-55.
- Leocani, L., Locatelli, T., Martinelli, V., Rovaris, M., Falautano, M., Filippi, M., Magnani G. and Comi, G. 2000. Electroencephalographic coherence analysis in multiple sclerosis: correlation with clinical, neuropsychological, and MRI findings. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 192-8.
- Lesenfants, D., Vanthornhout, J., Verschueren, E., Decruy, L. and Francart, T. 2019. Predicting individual speech intelligibility from the cortical tracking of acoustic- and phonetic-level speech representations. *Hearing Research*, 380:1-9.
- Levitt, B. B., and Lai, H. 2010. Biological effects from exposure to electromagnetic radiation emitted by cell tower base stations and other antenna arrays. *Environmental Reviews*, 18(NA), 369-395.
- Li, X., Ma, R., Pang, L. et al. 2017. Delta coherence in resting-state EEG predicts the reduction in cigarette craving after hypnotic aversion suggestions. *Sci Rep* 7, 2430.
- Lopez-Ojeda, W., Pandey, A., Alhajj, M. and Oakley, A.M. 2022. Anatomy, Skin (Integument). In: *StatPearls [Internet]*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing.
- Lv, B., Su, C., Yang, L., Xie, Y. and Wu, T. 2014. Whole brain EEG synchronization likelihood modulated by long term evolution electromagnetic fields exposure, *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.*, 986-9.
- Madan, E. 2022. Cognitive Impairment in Patients with Left Temporal Lobe Epilepsy , *International Journal of Science and Research*, 11(5): 1467-1471.
- Maranduca, M.A., Branisteanu, D., Serban, D.N., Branisteanu, D.C., Stoleriu, G., Manolache, N. and Serban, I.L. 2019. Synthesis and physiological implications of melanic pigments. *Oncol Lett.*, 17(5): 4183-4187.
- Markovic, A., Schoch, S.F., Huber, R. et al. 2023. The sleeping brain's connectivity and

- family environment: characterizing sleep EEG coherence in an infant cohort. *Sci Rep* **13**, 2055.
- Marsella, P., Scorpecci, A., Cartocci, G., Giannantonio, S., Maglione, A.G., Venuti, I., Brizi, A. and Babiloni, F. 2017. EEG activity as an objective measure of cognitive load during effortful listening: A study on pediatric subjects with bilateral, asymmetric sensorineural hearing loss, *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 99 :1-7.
- Mendez, C.D.G. and Olaya, A.F.R. 2022. Coherence-based connectivity analysis of EEG and EMG signals during reach-to-grasp movement involving two weights, *Brain-Computer Interfaces*, 9 (3):140-154.
- Meo, S.A. and Al-Drees, A.M. 2005. Mobile phone related-hazards and subjective hearing and vision symptoms in the Saudi population. *Int J Occup Med Environ Health*, 18:53–7.
- Mild, K.H., Oftedal, G., Sandströms, M., Wilén, J., Tynes, T. and Haugsdal B.1998. Comparison of symptoms experienced by users of analogue and digital mobile phones. *Arbetslisrapport*, 23:1–47.
- Miner, N. E. 1998. An Introduction to Wavelet Analysis. Sandia Report, NM, October Sf 1-25.
- Moon, J.H. 2020. Health effects of electromagnetic fields on children. *Clin Exp Pediatr*. 63(11):422-428.
- Morgül, A. 2010. Elektronik ve Haberleşme Mühendisliğine Giriş. Papatya Yayıncılık. İstanbul, 232 s.
- Naeem Z. 2014. Health risks associated with mobile phones use. *Int J Health Sci (Qassim)*, 8(4):V-VI.
- Najafpour, E., Asl-Aminabadi, N., Nuroloyuni, S., Jamali, Z. and Shirazi, S. 2017. Can galvanic skin conductance be used as an objective indicator of children's anxiety in the dental setting? *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9 (3), e377-e383.
- Navea, R. F., Buenvenida, P. J. and Cruz, C. D. 2019. Stress detection using galvanic skin response: An Android application, *J. Phys., Conf.*, 1372(1):012001.
- Nishigawa, G., Maruo, Y., Okamoto, M., Oka, M., Oki, K., Kinuta, Y. and Minagi, S. 2003a. Galvanic skin response as a parameter for evaluating speech disability. *Journal of Dental Research*, 82 (B), 187.
- Nishigawa, G., Natsuaki, N., Maruo, Y., Okamoto, M. and Minagi, S. 2003b. Galvanic skin response of oral cancer patients during speech. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30 (5), 522-525.
- Nolte, G., Bai, O., Wheaton, L., Mari, Z., Vorbach, S., and Hallen, M. 2004. Identifying true brain interaction from EEG data using the imaginary part of coherency. *Clin. Neurophysiol.* 115, 2292–2307.
- Nurçin E. 2019. 18-25 yaş gençlerde cep telefonundan kulaklıkla müzik dinlemenin işitme fonksiyonları üzerine etkisinin değerlendirilmesi. Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Kulak Burun Boğaz Hastalıkları Anabilim Dalı. Edirne.

97 s.

- Occelli, F., Lameth, J., Adenis, V., Huetz, C., Lévêque, P., Jay, T.M., Edeline, J-M. and Mallat, M. 2018. A Single Exposure to GSM-1800 MHz Signals in the Course of an Acute Neuroinflammatory Reaction can Alter Neuronal Responses and Microglial Morphology in the Rat Primary Auditory Cortex, *Neuroscience*, 385:11-24.
- Oftedal, G., Wilén, J., Sandström, M. And Mild, K.H. 2000. Symptoms experienced in connection with mobile phone use. *Occup Med (Lond)*. 50(4):237-45.
- Oktay, M. F. and Dasdag, S. 2006. Effects of intensive and moderate cellular phone use on hearing function. *Electromagnetic biology and medicine*, 25(1), 13-21.
- Oysu, C., Topak, M., Celik, O., Yilmaz, H.B. and Sahin, A.A. 2005. Effects of the acute exposure to the electromagnetic field of mobile phones on human auditory brainstem responses. *Eur Arch Otorhinolaryngo*. 262(10):839–843
- Ozturan, O., Erdem, T., Miman, M.C., Kalcioğlu, M.T. and Oncel, S. 2002. Effects of the electromagnetic field of mobile telephones on hearing. *Acta Otolaryngol*. 122(3):289–293.
- Öksüz, E., Altun, A. and Özen, A. 2016. "A frequency domain channel equalizer for discrete Wavelet Transform based OFDM systems," *24th Signal Processing and Communication Application Conference (SIU)*, Zonguldak, Turkey, pp. 1153-1156.
- Özdamar, E.Ö. 2009. EEG Analizinde Bağımsız Bileşenler, Mimar Sinan Güzel Sanatlar Üniversitesi, İstanbul, 113 s.
- Özen, Ş. ve Helhel, S. 2022. Mühendislik Elektromanyetiğinin Temelleri Kitabı, Birsen Yayınevi, 465 s.
- Özgür, A., Tümkaya, L., Terzi, S., Kalkan, Y., Erdivanlı, Ö.Ç. and Dursun, E. 2015. Effects of chronic exposure to electromagnetic waves on the auditory system. *Acta Otolaryngol*. 135(8):765-70.
- Panda, N.K., Jain, R., Bakshi, J. and Munjal, S. 2010. Audiologic disturbances in long-term mobile phone users. *J Otolaryngol Head Neck Surg*. 39(1):5-11.
- Parazzini, M., Bell, S., Thuroczy, G., Molnar, F., Tognola, G., Lutman, M.E. and Ravazzani, P. 2005. Influence on the mechanisms of generation of distortion product otoacoustic emissions of mobile phone exposure, *Hearing Research*, 208 (1-2) :68-78.
- Pattnaik, S.S. 2018 . Coherence Analysis of ECG and EEG during Deep Sleep and Mobile Phone Usage. *ijarse* , 6 (7).
- Polat, H. and Özerdem, M.S. 2018. Automatic Detection of EEG Signal from EEG Signal by Gamma Coherence Approach. *Innovations in Intelligent Systems and Applications Konferansı (ASYU)*, ss.1-4.
- Prieto-Alcántara, M., Ibáñez-Molina, A., Crespo-Cobo, Y., Molina, R., Soriano, M.F. and Iglesias-Parro, S. 2023. Alpha and gamma EEG coherence during on-task and mind wandering states in schizophrenia, *Clinical Neurophysiology*, 146: 21-29.
- Pšenáková, Z. 2006. Numerical modeling of electromagnetic field effects on the human

- body. *Advances in Electrical and Electronic Engineering*, No. 1-2, Vol. 5/2006, ISSN. 1336-1376 str. 319-322.
- Rana, A.Q., Ghouse, A.T., Govindarajan, R. 2017. Basics of Electroencephalography (EEG). In: *Neurophysiology in Clinical Practice*. In *Clinical Practice*. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-39342-1_1.
- Sankari, Z., Adeli, H., and Adeli, A. 2012. Wavelet coherence model for diagnosis of Alzheimer disease. *Clin EEG Neurosci.*, 43(4):268-78.
- Schmid, G., Cecil, S. and Uberbacher, R. 2013. The role of skin conductivity in a low frequency exposure assessment for peripheral nerve tissue according to the ICNIRP 2010 guidelines, *Physics in Medicine and Biology*, 58(13): 4703-4716.
- Seckin, E., Suren Basar, F., Atmaca, S., Kaymaz, F., Suzer, A., Akar, A., Sunan, E. and Koyuncu, M. 2014. The effect of radiofrequency radiation generated by a Global System for Mobile Communications source on cochlear development in a rat model. *The Journal of Laryngology & Otology*, 128(5), 400-405.
- Seleznev, I., Zyma, I., Kiyono, K., Tukaev, S., Popov, A., Chernykh, M. and Shpenkov, O. 2019. Detrended Fluctuation, Coherence, and Spectral Power Analysis of Activation Rearrangement in EEG Dynamics During Cognitive Workload. *Front. Hum. Neurosci.* 13:270.
- Seybold, J.S. 2005. *Introduction To RF Propagation*. Wiley Interscience ,352s. Canada.
- Sharma, D., Chauhan, A. and Thakur, S. 2022. Effect of Mobile Phone use on Hearing in Young Adults: An Observational Study. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg.* 74(Suppl 3):3754-3757.
- Sharma, G., Agrawal, D.K., Hasan, S.A., Chauhan, S. 2016. Assessment Long Term Effect of Mobile Phone Usage on Hearing Faculties Using Brainstem Evoked Response Audiometry. *J Neurol Neurophysiol* 7:387.
- Sievert, U., Eggert, S., Goltz, S. and Pau, H.W. 2007. Effects of electromagnetic fields emitted by cellular phone on auditory and vestibular labyrinth, *Laryngo- Rhino- Otologie.* 86(4):264-270.
- Silman, S. and Silverman, C.A. 1997. Pure tone audiometry. Basic audiologic testing “Auditory diagnosis principles and applications”, San Diego- London, Singular Publishing Group, 111-209.
- Simar, C., Mathieu, P., Cebolla, A., Leroy, A., Bontempi, G. and Cheron, G. 2020. EEG-Based Brain-Computer Interface for Alpha Speed Control of a Small Robot Using the MUSE Headband. In *Proceedings of the 2020 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*, Glasgow, UK, 19–24 July 2020; pp. 1–4
- Someya, T. and Amagai, M. 2019. Toward a new generation of smart skins. *Nat Biotechnol.* 37(4):382-388.
- Srinivasan, R., Winter, W.R., Ding, J. and Nunez, P.L. 2007. EEG and MEG coherence: measures of functional connectivity at distinct spatial scales of neocortical dynamics. *J Neurosci Methods*, 166(1): 41-52.
- Stalin, P., Abraham, S.B., Kanimozhy, K., Prasad, R.V., Singh, Z. And Purty, A.J. 2016. Mobile Phone Usage and its Health Effects Among Adults in a Semi-Urban Area

- of Southern India. *J Clin Diagn Res*.10(1):LC14-6.
- Stefanics, G., Kellényi, L., Molnár, F. Kubinyi, G., Thuróczy, G. and Hernádi, I. 2007. Short GSM mobile phone exposure does not alter human auditory brainstem response. *BMC Public Health* 7, 325
- Steinmetzger, K. and Rosen, S. 2017. Effects of acoustic periodicity and intelligibility on the neural oscillations in response to speech .*Neuropsychologia*, 95:173-181.
- Tang, T.B., Yeo, L.W. and Lau, D.J.H. 2014. Activity awareness can improve continuous stress detection in galvanic skin response. In 2014 IEEE Sensors. IEEE, pp: 1980-1983.
- Telegina, T.L. and Pigareva, M.L. 1994. Variations in the galvanic skin response and speech parameters in 8-9-year-old children during play. *Journal of Russian & East European Psychology*, 32 (2), 85-95.
- Thielensa, A., Bockstaela, A., Declercka, S., Aminzadeha, R., Aerts, S., Botteldoorena, D., Martensa, L. and Joseph, W. 2019. Mobile phones: A trade-off between speech intelligibility and exposure to noise levels and to radio-frequency electromagnetic fields, *Environmental Research*. 175:1-10.
- Tuhanoğlu, B., Erkan, S.O., Gürgen, S.G., Özdaş, T., Görgülü, O., Çiçek, F. and Günay, İ. 2019. The effect of very low dose pulsed magnetic waves on cochlea. *Braz J Otorhinolaryngol*. 85:282–9.
- Uloziene, I., Uloza, V., Gradauskiene, E. and Viktoras, S. 2005. Assessment of potential effects of the electromagnetic fields of mobile phones on hearing. *BMC Public Health* 5, 39.
- Unde, S. A., and Shriram, R. 2014. Coherence Analysis of EEG Signal Using Power Spectral Density. 2014 Fourth International Conference on Communication Systems and Network Technologies.
- Vacha, L. and Barunik, J. 2012. Co-Movement of Energy Commodities Revisited: Evidence from Wavelet Coherence Analysis. *Energy Economics*, 34, 241-247.
- Vanthornhout, J., Decruy, L., Wouters, J., Simon, J.Z. and Francart, T. 2018. Speech Intelligibility Predicted from Neural Entrainment of the Speech Envelope. *J Assoc Res Otolaryngol* , 19(2):181-191.
- Varshney, S., Angral, S., Aggarwal, P., Sharma, S., Kumar, N., Sasanka, K.S.B.S. and Aanand, P. 2023. Effect of Electromagnetic Radiation from Mobile Phones on Auditory Brainstem Response. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg*. 75 (Suppl 1):380-392.
- Vatansever, F., Uysal, F. ve Uzun, A. 2002. Ayırık Dalgacık Dönüşümü ile Gürültü Süzme, 338-342.
- Velayutham, P., Govindasamy, G.K., Raman, R., Prepageran, N. and Ng, K.H. 2014. High-frequency hearing loss among mobile phone users. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg*. 66(Suppl 1):169-72.
- Vigário, R. and Oja, E. 2000. Independence: a new criterion for the analysis of the electromagnetic fields in the global brain?, *Neural Networks*,13(8–9):891-907.
- Villarejo, M.V., Zapirain, B.G. and Zorrilla, A.M. 2012. A stress sensor based on

- Galvanic Skin Response (GSR) controlled by ZigBee. *Sensors (Basel)*, 12 (5), 6075-6101.
- Volkow, N.D., Tomasi, D., Wang, G.J., Vaska, P., Fowler, J.S., Telang, F., Alexoff, D., Logan, J. and Wong, C. 2011. Effects of cell phone radiofrequency signal exposure on brain glucose metabolism. *JAMA*. 23;305(8):808-13.
- Wallace, J. and Selmaoui, B. 2019. Effect of mobile phone radiofrequency signal on the alpha rhythm of human waking EEG: A review, *Environmental Research* .175: 274-286.
- Wang, M., Luo, Y., Wang, T., Wan, C., Pan, L., Pan, S., He, K., Neo, A. and Chen, X. 2021. Artificial Skin Perception. *Adv Mater*. 33(19):e2003014.
- Wang, R., Wang, J., Yu, H., Wei, X., Yang, C. and Deng, B. 2015. Power spectral density and coherence analysis of Alzheimer's EEG. *Cogn Neurodyn*. 9(3): 291-304.
- Wen, X., Yin, K., Sun, D., Yao, L. and Zhao, X. 2007. Application of Time-varying Coherence to Coordinative Connectivity Based on Event Related EEG, Third International Conference on Natural Computation (ICNC 2007), Haikou, China, 2007, pp. 216-220.
- Westerink, J.H.D.M., van den Broek, E., Schut, M., van Herk, J., Tuinenbreijer, K. 2008. Computing emotion awareness through galvanic skin response and facial electromyography. In *Probing Experience: From Assessment of User Emotions and Behaviour to Development of Products*. Springer, 149-162.
- Westeyn, T., Presti, P. and Starner, T. 2006. Action GSR: A Combination Galvanic Skin Response-Accelerometer for Physiological Measurements in ActiveEnvironments Wearable Computers. 10th IEEE International Symposium on, pp. 129-130, 11-14 October, Montreux, Switzerland.
- Winneke, A., De Vos, M., Wagener, K., Derleth, P., Latzel, M., Appell, J. and Wallhoff, F. 2018. Listening effort and EEG as measures of performance of modern hearing aid algorithms. *AudiologyOnline*, 24198, ss. 1-13
- Wu, K., Sajad, A., and Omar, S. 2009. The effect of high frequency radio waves on human brain activity: an EEG study. *University of Toronto Journal of Undergraduate Life Sciences*, 3.
- Xi, X., Ma, C., Yuan, C., Miran, S.M., Hua, X., Zhao, Y. and Luo, Z. 2020. Enhanced EEG-EMG coherence analysis based on hand movements, *Biomedical Signal Processing and Control*, (56) 2020,101727
- Yabanova, İ. ve Yumurtacı, M. 2016. Dynamic Weight Measurement and Wavelet Transform Application. *Marmara Journal of Pure and Applied Sciences*, , 28-1.
- Yang , L., Chen, Q., Lv, B. and Wu, T. 2017. Long-Term Evolution Electromagnetic Fields Exposure Modulates the Resting State EEG on Alpha and Beta Bands. *Clinical EEG and Neuroscience* . 48(3).
- Yang, X., McCoy, E., Anaya-Boig, E., Avila-Palencia, I., Brand, C., Carrasco-Turigas, G., Donsi, E., Gerike, R., Goetschi, T., Nieuwenhuijsen, M., Orjuela, J.P., Panisi, L.I., Standaert, A., de Nazelle, A. 2021. The effects of traveling in different transport modes on galvanic skin response (GSR) as a measure of stress: An observational study. *Environment International*, 156, 106764.

- Yılmaz, Z. ve Bozkurt, M.R. 2013. Ayırık Dalgacık Dönüşümü Kullanarak Aritmilere Ait Özniteliklerin Çıkarılması. Akademik Bilişim 2013 – XV. Akademik Bilişim Konferansı Bildirileri.
- Yousef, H., Alhajj, M., Sharma, S. 2022. Anatomy, Skin (Integument), Epidermis. [Updated 2022 Nov 14]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2023 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470464/>
- Yuasa, K., Arai, N., Okabe, S., Tarusawa, Y., Nojima, T., Hanajima, R., Terao, Y., Ugawa, Y. 2006. Effects of thirty minutes mobile phone use on the human sensory cortex. Clin Neurophysiol.117(4): 900-5.
- Zaidi, S.A.R., Saeeduddin, M.F., Qamar, A., Khan, S., Khan, R. and Rizvi, S.M.I.H. 2021. Protective effect of zingiber officinale on mobile phone induced rat brain injury. Professional Medical Journal, 28(12):1797-1803.
- Zhou, T., Kang, J., Cong, F. and Li, X. 2020. Stability-driven non-negative matrix factorization-based approach for extracting dynamic network from resting-state EEG, Neurocomputing. 389:123-131.

ÖZGEÇMİŞ

Lütfiye Nurel ÖZDİNÇ POLAT

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Doktora	Akdeniz Üniversitesi
2018-2023	Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Yüksek Lisans	Süleyman Demirel Üniversitesi
2009-2011	Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı, Isparta
Lisans	Mustafa Kemal Üniversitesi
2005-2008	Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Hatay

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Öğretim Görevlisi	Akdeniz Üniversitesi
2014-Devam Ediyor	Korkuteli Meslek Yüksekokulu, Elektronik ve Otomasyon Bölümü, Antalya
Öğretim Görevlisi	Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi
2012-2014	Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu, Motorlu Araçlar ve Ulaştırma Teknolojileri Bölümü, Karaman
Bölüm Başkanı	Akdeniz Üniversitesi
2019-Devam Ediyor.	Korkuteli Meslek Yüksekokulu, Elektronik ve Otomasyon Bölümü, Antalya

Program Koordinatörü	Akdeniz Üniversitesi
2014-Devam Ediyor.	Korkuteli Meslek Yüksekokulu, Elektronik ve Otomasyon Bölümü, Elektronik Haberleşme Teknolojisi Programı, Antalya
Bölüm Başkanı	Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi
2012-2012	Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu, Motorlu Araçlar ve Ulaştırma Teknolojileri Bölümü, Karaman

ESERLER

Uluslararası hakemli dergilerde yayınlanan makaleler

1-Özdiñ Polat, L. N. and Özen, Ş. 2023. Evaluation of Physiological Effect of Audiological Test based on Galvanic Skin Response. Measurement Science Review. 23(2): 92-99.

2-Özdiñ Polat, L. N. ve Çömlekçi, S. 2019. Elektromanyetik alan maruziyetinin kas dokusunda oluşturduğu etkinin modellenmesi ve analizi. Mühendislik ve Tasarım Dergisi , 7(3), 498-504.

Ulusal ve Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler

1-Özdiñ Polat L. N., Özen Ş. 2022. Analysis And Evaluation of the Audiological Test Process From EEG Signals Using Wavelet Entropy Approaches. 12th World Congress for Neurorehabilitation in Vienna, Austria from 14-17 December 2022.

2- Özdiñ Polat, L.N., Özen, Ş., Ateş, K. and Keskin, H. İ. 2019. Investigation of the Exposure to Electromagnetic Fields in the Body with Metallic Orthopedic Implants . Tıp Teknolojileri Kongresi 2019, TIPTEKNO'19 (pp.469-472). Aydın, Turkey

3- Keskin, H.İ., Özen, Ş., Ateş, K. and Özdiñ Polat, L.N. 2019. Analysis and Measurement of the Electromagnetic Shielding Efficiency of the Multi-layered Carbon Fiber Composite Fabrics . Progress in Electromagnetics Research Symposium (pp.1-7). Rome, Italy

4- Ateş, K., Özen, Ş., Keskin, H. İ. and Özdiñ Polat, L. N. 2019. Design and Modeling of a Microstrip Patch Antenna by Using Finite Difference Time Domain (FDTD) Method and Computer Aided Simulations . Photonics and Electromagnetics Research Symposium - Spring (PIERS-Spring) (pp.2291-2297). Rome, Italy

5- Özdiñ Polat, L. N. and Çömlekçi, S. 2016. Modelling of SAR Distribution and Temperature Increase in Muscle Tissue of Electromagnetic Field Exposure . Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO), Antalya, Turkey

6- Özdiñ Polat, L. N., Yıldız, S. and Çömləkçi, S. 2015. Kısa Dalga Diatermi Maruziyetinin El Kavrama ve Parmak Kavrama Gücü Üzerine Etkileri . Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi - TIPTEKNO 2015 (pp.221-224). Muğla, Turkey

7- Özdiñ Polat, L. N., Kahriman, M. and Çömləkçi, S. 2010. Üç Eksenli Görüntü Kullanılarak Kafa modeli Oluşturma ve Nümerik Yöntemler ile SAR Dağılımının Hesaplanması . BİYOMUT 2010 (pp.1-3). Antalya, Turkey

