

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**STRES VE ZİHİNSEL YORGUNLUĞUN  
FİZİKSEL VE FİZYOLOJİK ÖLÇÜMLERLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Serdar GÜNDOĞDU**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ  
ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**HAZİRAN 2019**

**ANTALYA**

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**STRES VE ZİHİNSEL YORGUNLUĞUN  
FİZİKSEL VE FİZYOLOJİK ÖLÇÜMLERLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Serdar GÜNDOĞDU**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ  
ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**HAZİRAN 2019**

**ANTALYA**

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

**STRES VE ZİHİNSEL YORGUNLUĞUN  
FİZİKSEL VE FİZYOLOJİK ÖLÇÜMLERLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Serdar GÜNDOĞDU  
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ  
ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Koordinasyon Birimi  
tarafından FBA-2018-3351 nolu proje ile desteklenmiştir.**

**HAZİRAN 2019**

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

**STRES VE ZİHİNSEL YORGUNLUĞUN**  
**FİZİKSEL VE FİZYOLOJİK ÖLÇÜMLERLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Serdar GÜNDOĞDU**

**ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ**

**ANABİLİM DALI**

**DOKTORA TEZİ**

Bu tez ..../...../201..... tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi Övünç POLAT (Danışman)

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Doç. Dr. Özlem COŞKUN

## ÖZET

### STRES VE ZİHİNSEL YORGUNLUĞUN FİZİKSEL VE FİZYOLOJİK ÖLÇÜMLERLE DEĞERLENDİRİLMESİ

**Serdar GÜNDOĞDU**

**Doktora Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Övünç POLAT**

**Haziran 2019; 78 sayfa**

Stres ve zihinsel yorgunluk hali günlük yaşantımızın içerisinde devamlı var olup günlük işlevlerimizi gerçekleştirmede verimliliğimizi düşürmektedir. Hayatımızı bu kadar etkileyen bu iki durum hakkında nesnel ölçümleri de işin içine katarak araştırma yapmanın çok önemli olacağı düşünülmüştür. Çalışmada, sessiz ve kapalı özel bir ortamda on gönüllü katılımcıya iki dakika boyunca hem fiziksel hem de zihinsel çaba ve beceri gerektiren elektronik spor (organize bilgisayar oyunu yarışmalarına verilen isim) görevi yaptırılarak stres ve zihinsel yorgunluk oluşturulmaya çalışılmıştır. Elektronik spor olarak bulmaca video oyunu olan Tetris seçilmiştir. Gönüllülerden Elektroensefalogram (EEG), galvanik deri tepkisi (GSR) ve kalp atış hızı değişkenliği (HRV) verileri oyun öncesi ve oyun sırasında, göz izleme verileri sadece oyun sırasında alınmış ve analizleri gerçekleştirilmiştir. Gönüllülere elektronik sporun öncesi ve sonrası yapılan Pozisyon, Renk 2-Geri testiyle oyunun çalışma belleğine ve D2 dikkat testiyle bilişsel performansa etkileri ve bu etkilerin nesnel ölçümlerle ilişkisi tespit edilmeye çalışılmıştır. Elektronik spor öncesi ve sonrası stres ve zihinsel yorgunluğa ait VAS değerlendirmesi yapılmış; bu öznel değerlendirmenin nesnel ölçümlerle korelasyonu araştırılmıştır. VAS skorları artarken, Pozisyon, Renk 2-Geri skor ortalamasının azaldığı gözlemlenmiştir. D2 testleri sonucunda oyunun dikkati pozitif etkilediği görülmüştür. EEG değerlendirilmesinde her bir katılımcının beyin AF7 ve AF8 bölgelerindeki frekans bantlarına ait ortalama normalize güçleri incelendiğinde; oyunun stres ve zihinsel yorgunluk oluşturduğu anlaşılmıştır. Kalp hız değişkenliği parametreleri göz önüne alındığında oyunun kişiler üzerinde farklı sempatik ve vagal aktiviteler ortaya çıkardığı gözlemlenmiştir. Oyun sırasında GSR ile ilgili öznitelik ortalamalarının dinlenme durumuna göre arttığı gözlemlenmiştir. HRV ile GSR beraber incelendiğinde katılımcıların oyun sırasındaki duygusal süreçlerinin bazılarının stres, bazılarının heyecan şeklinde olduğu saptanmıştır. Son olarak oyunda düşük puan alan kişilerin göz hareketlerinden oluşturulan ısı haritasının daha geniş bir alana dağıldığı görülmüştür. Yapılan diğer çalışmada, çalışma belleğinin ölçülmesinde sıkça kullanılan ölçme araçlarından biri olan N-Geri testin farklı modlarının stres ve zihinsel yorgunluk üzerine etkilerinin EEG ve göz takip cihazı ile belirlenmesi amaçlanmıştır. N-Geri test zorluğunun artmasıyla EEG beta, alfa ve teta güçleri de artmıştır. Ayrıca, tetris oynama süresinin etkilerinin araştırıldığı çalışmada da, HRV, GSR ve göz takip kayıtları alınıp analizleri gerçekleştirilmiştir. Tetris oynama süresi arttığında, sempatik aktivite ve stres artmış; ısı haritası da daha geniş bir alana yayılmıştır.

**ANAHTAR KELİMELER:** D2 Dikkat Testi, Galvanik Deri Tepkisi, Göz Takip Sistemi, Elektroensefalogram, Elektronik Spor, Kalp Hız Değişkenliği, N-Geri Görevi, Stres, Zihinsel Yorgunluk.

**JÜRİ:** Dr. Öğr. Üyesi Övünç POLAT

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Doç. Dr. Özlem COŞKUN

## **ABSTRACT**

### **EVALUATION OF STRESS AND MENTAL FATIGUE WITH PHYSICAL AND PHYSIOLOGICAL MEASUREMENTS**

**Serdar GÜNDOĞDU**

**PhD Thesis in Department of Electrical-Electronics Engineering**

**Supervisor: Assistant Professor Dr. Övünç POLAT**

**June 2019; 78 pages**

Stress and mental fatigue are in existence constantly in our daily life, and decrease our productivity while performing our daily routines. It was thought that it would be very important to do research by adding objective measurements about these two situations. In the study, ten volunteers carried out electronic sport (the competitions of organized computer games) which required both physical and mental effort and skills for two minutes, and they were subjected to stress and mental fatigue. Puzzle video game Tetris selected as electronic sport. Volunteers' data of Electroencephalography (EEG), Galvanic Skin Response (GSR) and Heart Rate Variability (HRV) were obtained before and during the game and eye tracking data was obtained only during the game, and then they were analyzed. It was tried to determine the effect of the game on working memory by means of Position, Color 2-Back test and on cognitive performance by means of D2 attention test and the relation of such effects with objective measures before and after the electronic sport applied to the volunteers. VAS evaluation was realized in relation with stress and mental fatigue before and after the electronic sport. The correlation of this subjective evaluation with the objective measures was searched. It was observed that Position, Color 2-Back score averages was decreasing while VAS scores were increasing. As a result of D2 tests, it was seen that the game effected the attention in a positive way. When average normalize powers belonging to frequency band in the AF7 and AF8 sections of the brain of each participants were examined in EEG evaluation, it was understood that game caused stress and mental fatigue. By considering the parameters of heart rate variability, it was observed that game occurred various sympathetic and vagal activities on individuals. During the game, it was seen that feature averages related to GSR increased comparing with the situation of resting. By examining HRV and GSR together, it was determined that the emotional processes of some participants constituted stress, and some constituted excitement. Finally, it was seen that the heat map, which was prepared as per the eye actions of the individuals getting lower points in the game, dispersed to wider area. In the other study, it was aimed to determine the effects of different modes of N-back test on stress and mental fatigue by EEG and eye tracking device. With the increase of N-back test difficulty, the EEG beta, alpha and theta powers were also increased. In addition, HRV, GSR and eye tracking records were taken and analyzed in the study which investigated the effects of tetris playing time. When the playing time of tetris play increased, sympathetic activity and stress increased and the heat map was also spread over a larger area.

**KEYWORDS:** D2 Attention Test, Electroencephalogram, Electronic Sports, Eye Tracking System, Galvanic Skin Response, Heart Rate Variability, Mental Fatigue, N Back, Stress.

**COMMITTEE:** Asst. Prof. Dr. Övünç POLAT

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Assoc. Prof. Dr. Özlem COŞKUN



## ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasında Elektronik spor oyuncularının oyun oynadıkları sırada oluşan zihinsel yorgunluk ve stresin etkileri; D2 dikkat ve çalışma belleği testleri ve Elektroensefalogram, Galvanik Deri Tepkisi, Göz Takip Cihazı ve Kalp atış hızı değişkeni ölçen cihazlar ile fiziksel ve fizyolojik ölçümler yaparak değerlendirilmek istenmiştir.

Çalışma için her ne kadar insan sağlığına zarar verebilecek bir durumla karşılaşılma beklenmese de Akdeniz Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kuruldan gerekli izinler alınmıştır. İhtiyaç duyulan donanım ve yazılımlar, Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenen proje kapsamında temin edilmiş ve ölçümler gerçekleştirilmiştir. Yapılan her türlü testler ve ölçümler için Akdeniz Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği laboratuvarları kullanılmıştır.

Öncelikle bu tez konusunun belirlenmesinde bana yol gösteren, tezin oluşmasında çok büyük emekleri olan ve tüm çalışmalarım esnasında her türlü bilgi ve desteği esirgemeyen sayın Dr.Öğr. Üyesi Övünç POLAT hocama teşekkür ederim. Doktora eğitimim sırasındaki her türlü destek ve katkılarından dolayı sayın Prof. Dr. Ömer ÇOLAK hocama; değerli yorumları ve desteği için sayın Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ hocama teşekkür ederim.

Tez çalışmam süresince her zaman gösterdiği anlayış ve desteği için eşim Mehtap GÜNDOĞDU'ya ve kendisine zaman ayıramadığım oğlum Metehan GÜNDOĞDU'ya, yaşamım boyunca sonsuz destek, anlayış ve sevgilerini esirgemeyen annem Huriye GÜNDOĞDU, babam Mehmet GÜNDOĞDU ve kardeşim Soner GÜNDOĞDU'ya teşekkür ederim.

Bu çalışmada kullanılan sistemin temin edilmesinde maddi açıdan destek sağlayan Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Koordinasyon Birimi Komisyon Başkanlığına (Proje No: FBA-2018-3351) teşekkür ederim.

## AKADEMİK BEYAN

Doktora Tezi olarak sunduğum “Stres ve Zihinsel Yorgunluğun Fiziksel ve Fizyolojik Ölçümlerle 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.

17/06/2019

Serdar GÜNDOĞDU

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	iii
ÖNSÖZ.....	v
AKADEMİK BEYAN.....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. KAYNAK TARAMASI.....	3
3. MATERYAL VE METOT.....	6
3.1. Elektronik Spor ve Sporcu Seçimi.....	6
3.2. Deneysel Tasarım ve Veri Elde Etme Sistemi.....	8
3.3. Nöropsikolojik Dikkat Testi ile Psikomotor Hız ve Dikkat Ölçümü.....	11
3.4. Çalışma Belleği Testi İle Bilişsel Performansların İncelenmesi.....	13
3.5. Elektroansefalogram Kullanımı ile Beyin Dalgalarının İncelenmesi.....	14
3.6. Kalp Hızı Değişkenliği Ölçümleri.....	18
3.7. Elektronik Sporcunun Göz Hareketlerinin İncelenmesi.....	23
3.8. Galvanik Deri Tepkilerinin Değerlendirilmesi.....	27
3.9. Test ve Ölçeklerin Değerlendirilmesi.....	29
3.10. Sinyal İşleme.....	29
4. BULGULAR.....	31
4.1. Elektronik Sporun Etkilerinin Fiziksel ve Fizyolojik Değerlendirilmesi.....	31
4.1.1. VAS Ölçümleri.....	32
4.1.1.1 Stres VAS Skorları.....	33
4.1.1.2 Zihinsel Yorgunluk VAS Skorları.....	33
4.1.2. D2 Nöropsikolojik Dikkat Testi Ölçümleri.....	34
4.1.3. N-Geri Testi Skorları.....	35
4.1.4. Elektroansefalogram Ölçümleri.....	36
4.1.5. Kalp Hızı Değişkenliği Ölçümleri.....	44
4.1.6. Göz Takip Bulguları.....	46
4.1.7. Galvanik Deri Tepkisi Ölçümleri.....	47
4.2. Elektronik Spor Oyun Süresinin Stres ve Odaklanma Üzerine Etkileri.....	51

4.3. Farklı N-Geri Modları için EEG ve Göz Takip Verilerinin Değerlendirilmesi ..	56
5. TARTIŞMA .....	62
6. SONUÇLAR .....	67
7. KAYNAKLAR .....	69
ÖZGEÇMİŞ	

## SİMGELER VE KISALTMALAR

### Simgeler

$\alpha$	: Alfa
$\beta$	: Beta
$\delta$	: Delta
$\gamma$	: Gama
$\mu$	: Mikro
$\bar{X}$	: Ortalama
$\sigma$	: Standart Sapma
$\psi$	: Temel dalgacık fonksiyonu
$\theta$	: Teta
cm	: Santimetre
$\mu S$	: MikroSiemens
$\mu V$	: MikroVolt
ms	: Milisaniye

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

### Kısaltmalar

ADD	: Ayrık Dalgacık Dönüşümü
BPM	: Dakikada Atım Sayısı
DB4	: Daubechies 4 dönüşümü
DO	: Dalgalanma Oranı
DD	: Dalgacık Dönüşümü
DVM	: Destek Vektör Makinası
EDA	: Elektrodermal Aktivite
EDR	: Elektrodermal Cevap

EEG : Elektroensefalogram  
EKG : Elektrokardiyografi  
EMG : Elektromiyografi  
ERP : Olayla İlgili Potansiyel  
E-Spor: Elektronik Spor  
FMRI : Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme  
FPS : Saniyede Kare Hızı  
FPS : Birinci Şahıs Nişancı  
GSR : Galvanik Deri Tepkisi  
H : Toplam Hata  
HCI : İnsan Bilgisayar Etkileşimi  
HF : Yüksek Frekans  
HRV : Kalp Atış Hızı Değişkeni  
IBI : Inter-Beat Interval  
KP : Konsantrasyon Performansı  
LAN : Yerel Alan Ağı  
LF : Düşük Frekans  
NN : İki normal vuru arasındaki aralıklar  
NN50 : Tüm kayıt boyunca aralarında 50 ms den fazla fark olanların sayısı  
ORT : Ortalama  
VAS : Görsel Analog Skala  
PET : Pozitron Emisyon Tomografisi  
PGR : Psikogalvanik refleks  
PNN50: NN50 aralıklarının yüzdesi  
RMSSD: Tüm aralık farklarının etkin değeri  
SA : Sino-Atriyal

SCL : Deri İletkenlik Düzeyi

SCR : Deri İletkenlik Cevabı

SDNN : Yüm NN aralıklarının standart sapması

SDANN: 5 dklık kayıtlarda ortalama NN intervallerin standart sapması

SRL : Deri direnç Düzeyi

SRR : Deri Direnç Cevabı

ULF : Ultra Düşük Frekans

VHF : Çok Yüksek Frekans

VLF : Çok Düşük Frekans

YSA : Yapay Sinir Ağları

TM : İşlenen Toplam Madde Sayısı

TM-H : Toplam Madde-Hata

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. Klasik tetris dünya şampiyansından görüntü .....	7
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan tetris oyunu .....	8
Şekil 3.3. Deneysel görevler ve tasarım.....	10
Şekil 3.4. d2 Testi'nde bulunan harf örnekleri .....	12
Şekil 3.5. Harf uyararı ile N-Geri görev ilkesi .....	14
Şekil 3.6. Gönüllünün 1-Geri ve 2-Geri görevi sırasında oluşan EEG örnekleri .....	15
Şekil 3.7. Gönüllünün 2-Geri görevi sırasında oluşan EEG frekans bant örnekleri .....	17
Şekil 3.8. Muse kafa bandı.....	18
Şekil 3.9. EEG elektrot yerleşimi .....	18
Şekil 3.10. İki ardışık kalp atışı ve RR aralığı .....	19
Şekil 3.11. Polar V800 GPS saati .....	22
Şekil 3.12. HRV RR aralıklarına örnek grafik.....	23
Şekil 3.13. Göz bebeği ve kornea ile göz izleyicisinin etkileşimi .....	26
Şekil 3.14. Tobii PCEye mini göz takip cihazı.....	26
Şekil 3.15. Uyarılma ve değer modeli .....	27
Şekil 3.16 GSR sensör şeması .....	28
Şekil 3.17. GSR sensör ve USB bağlantı modülü.....	29
Şekil 3.18. EEG kayıtlarının sinyal işleme aşamaları.....	30
Şekil 4.1. Katılımcıdan fiziksel ve fizyolojik sinyallerin alınması .....	32
Şekil 4.2. Stres ve zihinsel yorgunluk tespiti için kullanılan VAS cetvelleri.....	32
Şekil 4.3. Stres ölçümü için oyun öncesi ve sonrası VAS skorlarına ait karşılaştırma ..	33
Şekil 4.4. Oyun öncesi ve sonrası mental yorgunluk VAS skorları .....	33
Şekil 4.5. Oyun öncesi ve sonrası gönüllülere ait D2 konsantrasyon puanları.....	35
Şekil 4.6. Oyun öncesi ve sonrası çalışma belleği skorları.....	35
Şekil 4.7. Dinlenme durumuna ait örnek EEG sinyali.....	36



<b>Şekil 4.8.</b> Oyun sırasında kayıt altına alınan örnek EEG sinyali .....	37
<b>Şekil 4.9.</b> Oyun sırasında alınan örnek EEG verisinin DB4 dalgacığı kullanılarak ayrışımı yapılan detay ve yaklaşım katsayılarının geri çatılması (yeniden yapılandırılması) .....	38
<b>Şekil 4.10.</b> Gönüllülerin dinlenme ve oyun sırasında oluşan EEG alfa sinyallerine ait normalize güçlerin karşılaştırılmaları <b>a)</b> AF7 ve AF8 bölgeleri <b>b)</b> AF7 ve AF8 bölgelerinin toplamı.....	39
<b>Şekil 4.11.</b> Gönüllülerin dinlenme ve oyun sırasında oluşan EEG beta sinyallerine ait normalize güçlerin karşılaştırılmaları <b>a)</b> AF7 ve AF8 bölgeleri <b>b)</b> AF7 ve AF8 bölgelerinin toplamı.....	40
<b>Şekil 4.12.</b> Gönüllülerin dinlenme ve oyun sırasında oluşan EEG teta sinyallerine ait normalize güçlerin karşılaştırılmaları <b>a)</b> AF7 ve AF8 bölgeleri <b>b)</b> AF7 ve AF8 bölgelerinin toplamı.....	41
<b>Şekil 4.13.</b> Gönüllülerin dinlenme ve oyun sırasında oluşan EEG alfa+teta sinyallerine ait normalize güçlerin karşılaştırılmaları <b>a)</b> AF7 ve AF8 bölgeleri <b>b)</b> AF7 ve AF8 bölgelerinin toplamı.....	42
<b>Şekil 4.14.</b> Gönüllülerin dinlenme ve oyun sırasında oluşan EEG alfa+beta+teta sinyallerine ait normalize güçlerin karşılaştırılmaları <b>a)</b> AF7 ve AF8 bölgeleri <b>b)</b> AF7 ve AF8 bölgelerinin toplamı.....	43
<b>Şekil 4.15.</b> Gönüllülerin dinlenme ve oyun sırasında oluşan EEG alfa/beta sinyallerine ait normalize güçlerin karşılaştırılmaları <b>a)</b> AF7 ve AF8 bölgeleri <b>b)</b> AF7 ve AF8 bölgelerinin toplamı.....	44
<b>Şekil 4.16.</b> Oyun öncesi dinlenme durumuna ait örnek HRV sinyali.....	45
<b>Şekil 4.17.</b> Oyun sırasında elde edilen örnek HRV sinyali .....	45
<b>Şekil 4.18.</b> Gönüllülerin <b>a)</b> AF8 bölgesinden alınan EEG alfa sinyallerine ait normalize güç değerleri <b>b)</b> HRV verisinden elde edilen LF/HF oranları .....	46
<b>Şekil 4.19.</b> Dördüncü seviyede oynanan tetrise ait en yüksek skor alan ilk dört kişinin göz izleme ısı haritası sonuçları.....	47
<b>Şekil 4.20.</b> Dördüncü seviyede oynanan tetrise ait en düşük skor alan dört kişinin göz izleme ısı haritası sonuçları .....	47
<b>Şekil 4.21.</b> Dinlenme durumuna ait örnek GSR sinyali.....	48
<b>Şekil 4.22.</b> Oyun sırasında kayıt altına alınan örnek GSR sinyali.....	48
<b>Şekil 4.23.</b> Örnek GSR sinyali üzerinde değişimlerin incelenmesi .....	50

<b>Şekil 4.24.</b> Kayıt altına alınan örnek HRV sinyali a) 2 dakikalık oyun b) 10 dakika süren oyun .....	52
<b>Şekil 4.25.</b> Kayıt altına alınan örnek GSR sinyali a) 2 dakikalık oyun b) 10 dakika süren oyun .....	54
<b>Şekil 4.26.</b> En yüksek skor alan üç kişinin ısı haritaları a) 2 dakikalık oyun b) En az 3 dakika süren oyun .....	56
<b>Şekil 4.27.</b> Farklı N-Geri modları için deneysel görevin ana hatları .....	57
<b>Şekil 4.28.</b> N-Geri testi sırasında alınan EEG sinyallerine ait güç değişimi a) alfa b) beta c) teta bantları.....	58
<b>Şekil 4.29.</b> Farklı N-Geri testi için 6 katılımcının ortalamasına göre EEG sinyallerine ait güç değişimi a) alfa b) beta c) teta bantları .....	59
<b>Şekil 4.30.</b> 6 katılımcının farklı N-Geri test modları sırasında alınan EEG sinyal güçlerinin ortalamasının elektrot bölgelerine göre değişimi a) alfa b) beta c) teta bantları.....	60
<b>Şekil 4.31.</b> Farklı N-Geri testi için AF7+AF8 EEG sinyallerine ait güç değişimi .....	60
<b>Şekil 4.32.</b> Göz takip cihazından elde edilen ısı haritaları a) Pozisyon 1-Geri b) Pozisyon Renk 2-Geri .....	61
<b>Şekil 4.33.</b> N-Geri test öncesi ve sonrasına ait VAS skor değişimleri .....	61

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Normal spor ve elektronik spor arasındaki farklar .....	6
Çizelge 3.2. EEG dalga bandı kategorileri .....	16
Çizelge 3.3. Kalp hızı değişkenliği zaman ölçütleri .....	20
Çizelge 3.4. HRV frekans ölçütleri.....	21
Çizelge 4.1. d2 dikkat testi puan ortalama ve standart sapmaları .....	34
Çizelge 4.2. Ayrık dalgacık dönüşümü kullanılarak elde edilen frekans bandları .....	37
Çizelge 4.3. Oyun öncesi ve oyun sırasında EEG frekans alt band aralıklarına ait istatistiksel veriler .....	38
Çizelge 4.4. HRV zaman ve frekans eksenli parametrelerine ait ortalama±standart sapma değerleri .....	45
Çizelge 4.5. Galvanik deri iletkenliği verilerine ait istatistiksel hesaplamalar .....	49
Çizelge 4.6. Deri iletkenliği değişimi ile ilgili eşik değeri geçen verilere ait istatistiksel hesaplamalar .....	51
Çizelge 4.7. Farklı oyun süreleri için HRV özellik sonuçlarının karşılaştırılması .....	53
Çizelge 4.8. Farklı oyun süreleri için ortalama GSR özniteliklerin karşılaştırılması .....	55
Çizelge 4.9. Farklı oyun süreleri için lokal alanda eşik değeri geçen genlik özniteliklerinin karşılaştırılması .....	55

## 1. GİRİŞ

Günümüzün en büyük sorunlarından olan mental yorgunluk ve stres, yaşam alanı içinde çokça karşılaşıldığı için günlük yapılacak işleri gerçekleştirmede problemler oluşturmaktadırlar. Yaşam kalitesini düşüren bu iki durumun tespitinde nesnel ölçümler de kullanılarak araştırma yapmanın toplum sağlığı açısından önemli olacağı düşünülmüştür.

Günümüzde sporun yeni bir formu olarak lanse edilen Elektronik spor, bilgisayar/oyun konsol/mobil platformlar üzerinden rekabet ederek bireysel/takımsal olarak çeşitli oyun modlarıyla oynanan yeni bir alandır. Ülkemizde dijital oyunlar sektörü hızlı bir büyüme potansiyeline sahip ve genel dijital oyun pazarında milyonlarca oyuncu olduğu biliniyor.

Elektronik spor, hem fiziksel hem de zihinsel özelliklere sahip olarak, sayısal/sanal ortamlarda oynanabilen, bilinen sporlarla kıyaslandığında tesis/ekipman vb. bakımından çok büyük maddi kaynağı gerektirmemesi ve dünyanın her bölgesinde bu sporu icra edebilme olanağının bulunması, bireysel ve/veya takım halinde rekabete açık olması nedeniyle özellikle genç kitlelerce tercih edilen en büyük spor branşı olabilir.

Çalışmanın amacı, Elektronik sporcunun seçilen oyunu oynaması ile bilişsel performansı, çalışma belleği ve yorgunluk ölçeğindeki değişimleri sırasıyla nöropsikolojik D2 dikkat testi, İkili 2-Geri görevi ve görsel analog skala (VAS) testlerle saptamak ve elde edilen sonuçların fiziksel ve fizyolojik ölçümlerle korelasyonlarının tespitini yapılabilmektir.

Oyuncu sayısının ve global pazarın hızlı bir şekilde arttığı E-spor dalındaki kişilerin yaptıkları sporun dikkat, çalışma belleği, fiziksel ve fizyolojik yapılarına etkilerini araştırabilmektir. Çalışma sırasında alınacak verilerin yorumlanmasının, sadece bu sporu yapanların için değil dikkat ve beceri gerektiren işlerle uğraşanlar içinde önemli katkılar sağlayacağı düşünülmektedir.

Bu çalışmada gönüllüler içinde, Akdeniz Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği'nde görevli akademik personel ve lisansüstü öğrencilerinden seçilmiştir. Gönüllüler, 2'si bayan olmak üzere 10 kişi olup ortalama yaş  $32.3 \pm 7.5$  (ortalama  $\pm$  standart sapma) olan sağlıklı kişilerdir. Elektronik spor olarak özellikle kötüye özendirilen hiçbir tarafı olmadığı için bulmaca video oyunu olan Tetris seçilmiştir.

Bilginin işlenmesinde ve yapılandırılmasında önemli yer tutan çalışma belleğinin ölçülmesinde sıklıkla başvurulan ölçme araçlarından birisi olan İkili 2-Geri görevi, elektronik spor öncesi ve sonrası yapılmış olup; sonuçları fiziksel ve fizyolojik ölçümlerle birlikte değerlendirilmeye çalışılmıştır. Çalışma belleğini belirlemede bir veri toplama aracı olarak görev yapan bu testin açık kaynak kodlu olması bakımından herhangi bir lisans sıkıntısı gerektirmemesi de bu aracın bir başka olumlu özelliği olarak düşünülebilir.

Sağlıklı gönüllülere fiziksel ve fizyolojik ölçümler öncesi ve sonrası birçok Avrupa ülkesi tarafından da yapı geçerliliği desteklenen nöropsikolojik D2 dikkat testi uygulanmıştır. Bu testle, oyun öncesi ve sonrası kıyaslama yaparak mental yorgunluk ve stresin bilişsel performans üzerinde nasıl bir etki oluşturduğu ve bu etkilerin nesnel ölçümlerle ilişkisi incelenmiştir.

Testlerin sonucunda ise oyunculardan oyun öncesi ve sonrası kendi yorgunluk hallerini görsel analog skala ölçeği (VAS) üzerinde belirtmeleri istenerek öznel değerlendirilmeleri görülmüş ve bunun fiziksel ve fizyolojik ölçümlerle ilişkisi incelenmiştir.

Elektronik sporcunun seçilen oyunu 2 dakika boyunca oynaması ile bilişsel performans, çalışma belleği ve yorgunluk ölçeğindeki değişimler bu testlerle (nöropsikolojik D2 dikkat testi, İkili 2-Geri görevi, VAS) saptanırken; çalışmamızın asıl amacı elde edilen sonuçların fiziksel ve fizyolojik ölçümlerle korelasyonlarının tespitinin yapılabilmesidir. Mental yorgunluk ve stres nesnel sonuçlarla belirlenmeye çalışılmıştır.

Şimdiye kadar değişik alanlarda stres tanıma, sınıflandırma, duygu tanıma ve mental yorgunlukla ilgili farklı öznel ve nesnel ölçümler araştırma konusu yapılmıştır. Ancak E-spor oyuncularının mental yorgunluk ve stres durumlarını, nöropsikolojik dikkat testi, N-Geri görevi ve aynı anda EEG, Galvanik Deri Tepkisi, Eye Tracker ve Kalp atış hızı değişkeni cihazları kullanılarak değerlendiren birebir örtüşen bir araştırmaya rastlanmamıştır. Bu yüzden literatüre katkı vermek açısından çok önemlidir. Ayrıca, testler arasında uyumluluğun kontrolü, testlerle-nesnel ölçümler ve öznel ile nesnel ölçümler arası korelasyonun tespiti ileriki çalışmalara faydası olması açısından da büyük önem taşımaktadır.

Elektronik sporculardan alınacak ölçümlerle oyun oynama süresince oluşan stres ve mental yorgunluğun sporcunun fiziksel ve fizyolojik yapısına etkilerinin tespiti ve getirilecek öneriler sonucunda performans yükseltilmesine yönelik düzenlemeler yapılabilecek olması bu araştırmanın önemi içinde görülebilir.

## 2. KAYNAK TARAMASI

Cacioppo vd. (2007) tarafından psikofizyolojik araştırmalar, psikolojik olayları incelemek için fizyolojik işaretlerin kullanılması olarak tanımlanmıştır. Oyunla ilişkili psikofizyolojik araştırmaların önemli bir kısmı, oyunların oyuncular üzerinde yarattığı etkilere ve bu etkilerin tıbbi veya toplumsal etkilerine odaklanmıştır. Barlett vd. (2008) ve Ferguson (2007)'de, oyun şiddetinin bazı fizyolojik kanıtlar kullanarak fiili olarak zıt sonuçlarla etkileri üzerine iki inceleme yapmışlardır. Bu çalışmalarda oyun etkisi araştırmalarının sonuçları araştırmacılar için sınırlı kullanım eğiliminde olduğu belirtilmiştir (Kivikangas vd. 2011).

Weber vd. (2009), 13 katılımcının 50 dakikalık oyun oturumlarını tamamlatmışlar; oyunun farklı fazlarındaki (tehlikeli, güvenli vb.) oyuncu davranışını, ortalama kalp atış oranı ve galvanik deri tepkileri kullanılarak analiz etmişlerdir. Bu çeşit sistematik yaklaşımla yapılacak daha fazla çalışmanın, oyun yapısı ve deneyim arasındaki bağlantıyı temel olarak anlamaya katkıda bulunacağını belirtmişlerdir.

Kivikangas vd. (2011) oyun araştırmasında psikofizyolojik yöntem kullanmışlardır. Oyun deneyimini en iyi şekilde değerlendirmek için değişkenlerin dikkatli bir şekilde izlenmesiyle kontrol edilen deneyleri, yeterince büyük numune boyutları ve elektrik sinyali işlemedeki uzmanlığı gerektiğini belirtmişlerdir. Kullanılacak yöntemin arkasında teoriyi kısaca açıklayıp, elektromiyografi (EMG), elektrodermal aktivite (EDA), elektroensefalografi (EEG) ve kardiyak ölçümleri gibi en çok kullanılan ölçümleri sunmuşlardır. Oyun araştırmalarındaki birçok çalışmada, psikofizyolojik ölçümlerin medya mesajlarına yönelik duygusal, motivasyonel ve bilişsel tepkileri endekslemek için kullanılabilceğini ve dijital oyunlar bağlamındaki benzer kanıtların yavaş yavaş biriktiğini göstermişlerdir.

Mayıs 2008'de İsveç'te Blekinge Teknoloji Enstitüsü Oyun ve Medya Sanatları Laboratuvarı'nda gerçekleştirilen bir çalışmada, oyun sırasında oyuncuların duygusal deneyimlerini daha detaylı tanımlamak için, anket yoluyla değerlendirilen öznel deneyimlerle, güvenilir şekilde ilişkilendirilebilecek nesnel ölçümleri bulmak amaçlanmıştır. Yazarların sunmuş oldukları hipotezleri test için GSR, EMG ve anket verilerinin analizleri kullanılmıştır. Sonuçlarında psikofizyolojik verilerin öznel sonuçları desteklemediği görülmektedir. Korelasyon eksikliğinin giderilebilmesi için daha fazla analiz ve deney yapılması gerekliliğini savunmuşlardır.( Grimshaw vd. 2008)

EEG ve Galvanik Deri Tepkisi Ölçümleri İle Reklam Stimüllerine Nörofizyolojik Tepkilerin Analizi adlı araştırma, 25-35 yaş arası 45 kadın katılımcı üzerinde yürütülmüştür. Çalışmanın sonucunda beyinlerin reklamlar arasındaki küçük farkları bile kaydedebileceği ve kullanılan cihazlar tarafından yakalanabileceği hipotezini doğrulamıştır. EEG, EMG ve deri iletkenliğinin gerçekten bir TV reklamı sırasında yüksek hızda meydana gelen çok ince değişiklikleri izleyebildiği gösterilmiştir. Son olarak, EEG'nin EMG ve deri iletkenliğine paralel olarak uygulanmasını önermişlerdir (Ohme vd. 2009).

Stres tanıma ve sınıflandırma için nesnel ölçümler, sensörler ve hesaplama teknikleri adlı derlemede stres ölçümünde kullanılan sensörler incelenmiş ve kullanılan stres modelleme teknikleri araştırılmıştır. Stres seviyelerini düzenli olarak izlemek

isteyenler tarafından kullanılabilir günlük faaliyetleri engellemeyen algılayıcılar araştırmanın odak noktası olmuştur. Hesaplamalı tekniklerin en uygun sensör füzyonunu belirleme; stres tanıma ve sınıflandırma için veri analizini otomatik hale getirme kapasitesine sahip olduğu belirtilmiştir. Bu derlemede araştırılan literatürlere dayanarak, araştırmalarda fiziksel ve fizyolojik sensörlerin bir arada kullanımını henüz yapılmamıştır (Sharma ve Gedeon 2012).

Zihinsel yorgunluğun merkezi sinir sistemi üzerindeki etkisinin incelendiği bir makalede, 18 sağlıklı erkek gönüllüde zihinsel yorgunluğun elektroensefalografi (EEG) ile merkezi sinir sistemi üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Gönüllüler, rastgele iki gruba ayrılmış ve zihinsel yorgunluğa neden olan iki tür deney gerçekleştirilmiştir. Her deney dört defa 30 dakikalık zihinsel yorgunluk oturumundan ve bu oturumlardan önce ve sonra yapılan iki değerlendirme oturumundan oluşmuştur. Zihinsel yorgunluğa neden olan oturumlarda 0-Geri ve 2-Geri testleri uygulanmıştır. Değerlendirme oturumlarında ise EEG kullanılmıştır. Farklı zihinsel yorgunluk tiplerinin, spontan EEG değişkenleri üzerinde farklı değişiklikler yaptığı belirtilmiştir. (Tanaka vd. 2012).

Faber vd. (2012) tarafından yapılan çalışmada, görevdeki zamanla meydana gelen zihinsel yorgunluk ve olayla ilişkili potansiyellerde (ERP'ler) dikkatle ilgili değişimler arasındaki ilişki araştırılmıştır. Uyarlanmış bir Eriksen flanker görevinde, iki saatlik görev performansı sırasında 17 sağlıklı gönüllüden EEG, reaksiyon zamanı ve tepki doğruluğu elde edilmiştir. Flanker boyut manipülasyonunun başlangıç etkisi, görevdeki zamanın artmasıyla yavaş yavaş azalırken, ERP verileri, hedef boyut manipülasyonu ile indüklenen etkilerin, görevdeki zamandan etkilenmediğini göstermişlerdir. Yazarlar, dikkatin zihinsel yorgunluktan etkilenmesinin ilgisiz bilgileri bastırma kabiliyetinde bir düşüş şeklinde olduğunu söylemişlerdir. Zihinsel yorgunluk yaşayan bireylerin dikkat dağıtıcı uyarıları engelleyerek hataların sayısını arttıran sorunlara sahip oldukları gösterilmiştir.

Frontiers in Behavioral Neuroscience Dergisinde yayınlanan bir çalışmada zihinsel yorgunluğun aşırı kullanılmış sinirsel süreçlerin bozulmasından değil, daha çok motivasyonla ilişkili görev katılımının aşamalı olarak azalmasından kaynaklandığını belirten hipotezi test etmek için, 18 sağlıklı gönüllünün 120 dakika boyunca Sudoku görevleri ile zihinsel yorgunluğu tetiklenirken, çeşitli sinir, otonom, psikometrik ve zihinsel yorgunluğun davranışsal imzaları ve motivasyon durumları ölçülmüştür. Deney süresince katılımcıların öznel yorgunluk hissini arttığını ve performanslarının kötüleştiğini, göz kırpması oranının ve kalp hızı değişkenliğinin arttığını tespit etmişlerdir. Ödül ile indüklenen EEG, pupilometrik ve cilt iletkenlik sinyal değişiklikleri deney sırasında sabit kalmış ve zihinsel yorgunluk endeksleriyle ilişkilendirememişlerdir. Parasal teşvikler yoluyla motivasyon durumunun değişmesi, zihinsel yorgunluğun etkilerini kompanse edemediğini görmüşlerdir. Bu bulgular, sağlıklı bireylerde zihinsel yorgunluğun görev katılımının bir değişikliğinden kaynaklanmadığını, ancak bilişsel kaynakların verimliliğinde veya kullanılabilirliğinde bir azalmanın sonucu olabileceğini göstermişlerdir (Gergelyfi vd. 2015).

Tanaka vd. (2015) zihinsel yorgunluğun sinirsel aktivite ve bilişsel performans üzerine etkisini belirlemişler ve magnetoensefalografi kullanarak beyin aktivitesindeki değişim ile zihinsel yorgunluğun neden olduğu bilişsel bozukluk arasındaki ilişkiyi değerlendirmişlerdir. Çalışmaya 13 sağlıklı erkek gönüllüye 30 dk (2-Geri test) zihinsel

yorgunluğa neden olan görev denemeleri gerçekleştirmişlerdir. Görme korteksindeki alfa frekans bandı (8-13 Hz) gücü, zihinsel yorgunluğa neden olan görevin ardından azalmıştır. Güçteki azalma düzeyinin, zayıf bilişsel görev performansı ile pozitif olarak ilişkili olduğu görülmüştür. Zihinsel yorgunluğa neden olan görevin yerine getirilmesinin, görsel kortekste aşırı aktivasyona neden olduğunu ve bunun kognitif bozukluk ile ilişkili olduğunu göstermişlerdir.

Tarnowski vd. (2016) duygu tanıma yönelik seçilmiş fizyolojik sinyallerin eş zamanlı edinimi için bir sistem kurmaya çalışmışlardır. Bu yayın, beyin elektriksel aktivitesi, göz hareketi, yüz ifadesi ve cilt galvanik reaksiyonu gibi insan fizyolojik sinyallerinin eşzamanlı olarak kayıt edilmesini sağlayan bir veri toplama sisteminin açıklanmasını içermektedir. Çeşitli sensör/cihaz tipleri kullanılarak kaydedilen sinyaller tamamen senkronize edilmiş ve duyguları saptamak ve tanımlamak için kullanmıştır. Bu gelişmiş çözümün, oynatılan multimedya içeriği için duygu tanıma ve kullanıcı tepkisinin verimliliğini büyük ölçüde arttırabileceğini beklemişlerdir.

Dijk vd. (2014), Hollandalı ergenlerin aktif okula geçiş, bilişsel performans ve akademik başarı arasındaki ilişkileri araştırma amaçlı yaptıkları çalışmada bilişsel performans bulmak için d2 Dikkat Testi (seçici ve sürekli dikkatin bir zaman testi) ve Sembol Sayı Modaliteleri ile ölçüm yapmışlardır. Dikkat d2 Testi yaygın olarak kullanılan nöropsikolojik testtir ve yapı geçerliliği birçok Avrupa örneğinde desteklenmiştir. Bates ve Lemay (2004)'in d2 Dikkat Testi'nin Amerikan örneğinde yapı geçerliliğini belirlemek amacıyla d2 Dikkat Testi sonuçlarını 'WAIS' , 'Digit Symbol Substitution Test A-B' ve 'Trail Making' gibi testlerle karşılaştırdıklarında; testin görsel tarama (seçici dikkat) ve psiko-motor hızı ölçmede geçerli bir ölçme aracı olduğu sonucuna varmışlardır. Geçerlik çalışmasından elde edilen sonuçlar TM-H puanlarında Culberson ve Zillmer (1998)'in Trail Making Test A,B (-.26 ve -.29), SDMT (.47) ve Stroop Testi (.34) ve TOL Testi (-.44,-.34,-.43 ve -.36) sonuçlarının ise üzerindedir (Yaycı 2013).

N-Geri görev, bilişsel olarak sıklıkla kullanılan bir çalışma belleği ölçütüdür. Sinirbilimi araştırma bağlamlarında ve son on yılda diğer alanlarda yaygın olarak kabul görmüştür (Pelegrina vd. 2015). Hatta 2017 yılı içinde yapılan bir çalışmada, Parietal alfa ve beta frekans band gücü, frontal teta frekans band gücü ve P300 genliği gibi Elektroensefalogramın (EEG) tipik çalışma belleği yükü ile ilişkili ölçümleri aracılığıyla bir N-Geri görevi, karmaşık bir çalışma süresi görevi ve basit bir basamaklı görevi karşılaştırılmış; bu görevlerin işleme yükünde ortak noktalar veya farklılıklar gösterip göstermeyeceği incelenmiştir (Scharinger vd. 2017).

Literatürde E-spor oyuncularının mental yorgunluk ve stres durumlarını, nöropsikolojik dikkat testi, N-Geri görevi ve aynı anda EEG, Galvanik Deri Tepkisi, Eye Tracker ve Kalp atış hızı değişkeni cihazları kullanılarak alınan nesnel ölçümlerle değerlendiren birebir örtüşen bir araştırmaya rastlanmamıştır. Ayrıca çalışmada çoklu ölçümler arası korelasyon tespitinin yapılacak olmasının ilgili konudaki gelecek çalışmalara önemli katkılar sağlayacağı düşünülmektedir. Elektronik sporculardan alınacak ölçümlerle oyun oynama süresince oluşan stres ve mental yorgunluğun sporcunun fiziksel ve fizyolojik yapısına etkilerinin tespiti ve getirilecek öneriler sonucunda performans yükseltilmesine yönelik düzenlemeler yapılabilecek olması da bu araştırmanın önemi içinde görülebileceği düşünülmektedir.



### 3. MATERYAL VE METOT

#### 3.1. Elektronik Spor ve Sporcu Seçimi

Elektronik spor veya E-Spor terimi 90'lı yılların sonlarına dayanmaktadır. E-Spor terimini kullanan en eski güvenilir kaynaklardan biri, Online Oyuncular Birliği lansmanında 1999'da yayımlanan bir basın bültenidir. (OGA 1999). 2000'li yılların başlarında bilgisayar oyunları ile ilgili çalışmalar genel olarak akademik dünyada yavaş yavaş kabul görmesine rağmen, E-spor olarak da adlandırılan rekabetçi bilgisayar oyunlarının bilimsel araştırmaları henüz emekleme aşamasındadır (Goldstein 2005).

Bu spor şeklinin ortaya çıkması, endüstriyel toplumdan bilgi ve iletişim temelli topluluğa geçişin bir sonucu olarak yorumlanabilir. E-Spor, insanların bilgi ve iletişim teknolojilerinin kullanımında zihinsel veya fiziksel yeteneklerini geliştirdikleri ve eğittiği bir spor aktivite alanıdır. Yüksek hızlı stratejik karar vermeye katkı sağlayacak şekilde yönetim eğitimindeki etkisi de dikkat çekicidir (Wagner 2006).

İzleyeni yüz milyonları bulan elektronik spor, son yıllarda internet ortamında oyunların ve çevrimiçi yayın teknolojilerinin giderek yaygınlaşmasıyla hızla büyüyen yeni medya biçimlerinden biri haline gelmiştir. Nagle (2009) tarafından bildirildiğine göre 2008 Eğlence Yazılımları Derneği raporunda, ABD'de yaklaşık 270 milyon bilgisayar ve video oyun konsolu satılmış; 2007'de 10 milyar dolara yakın bir rakam elde edilmiş ve video oyunlarının yalnızca ABD'de 20 milyar dolarlık bir endüstri olduğu tespit edilmiştir (Lee ve Schoenstedt 2011). 2013 yılında 70 milyondan fazla kişinin E-Sporu izlediği tahmin edilmektedir (Warr 2014). İçinde rekabet olan video oyunları, günümüzün dijital gençlik alanında önemli bir yer bulmuştur.

Argan vd. (2006) elektronik sporunun tanımını, dünyanın bir ucundan diğerine iki insanın internet aracılığıyla ya da dünyanın her yerinden gelen insanların büyük organizasyonlar ile buluşup oyun oynayabilecekleri, hem fiziksel hem de zihinsel olarak çoğu sporun gerektirdiğinden çok daha fazlasını kapsayan bir spordur şeklinde yapmışlardır. Elektronik sporun temel yönleri elektronik sistemler tarafından kolaylaştırıldığı bir spor biçimi olup; oyuncuların ve takımların girdilerinin yanı sıra e-spor sisteminin çıktısı, insan-bilgisayar arayüzlerine aracılık eder (Hamari ve Sjöblom 2017).

**Çizelge 3.1.** Normal spor ve elektronik spor arasındaki farklar (Hamari ve Sjöblom 2017)

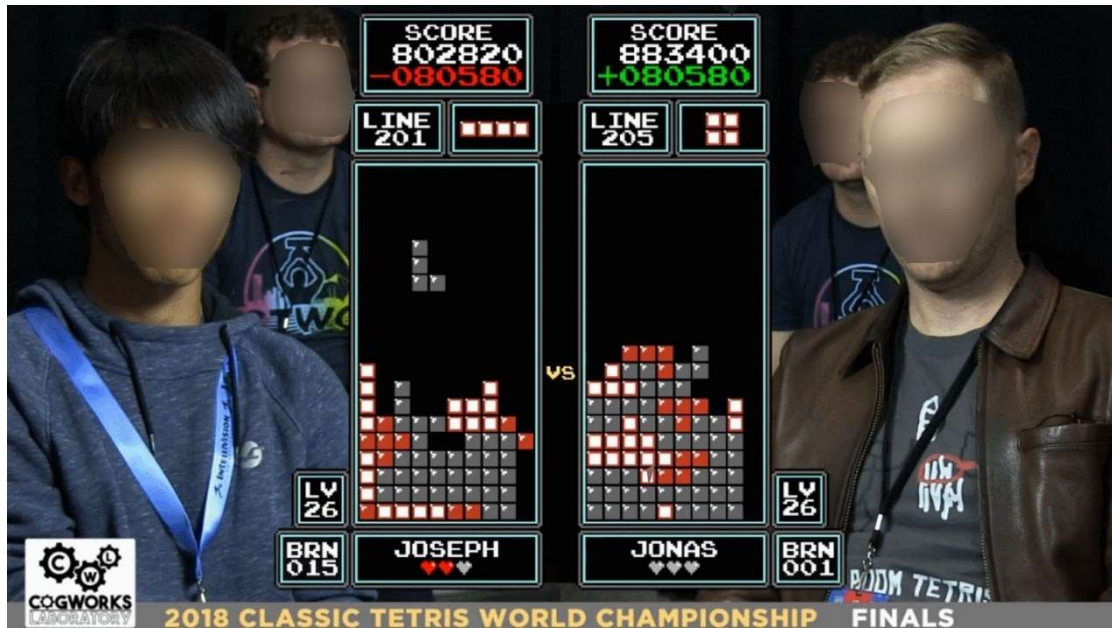
Spor Türü	Kullanılan Spor Ekipmanları	Oyun Alanı
E-spor	İnsan-bilgisayar ara yüzü için gerekli donanımlar İnsan girdileri: Klavye, fare, EEG, mikrofon, hareket sensörleri, ağırlık sensörleri, ivme sensörleri. Bilgisayar çıktıları: Ekranlar, dokunsal geri besleme, ses cihazları	Elektronik sistemler içinde
Normal Spor	İnsan-fiziksel nesne ara yüzü veya spor ekipmanı gerektirmez	Gerçek dünya içinde

Günümüzde, milyonlarca genç, farklı sosyal gruplardan (örneğin, farklı ülkelerden gelen gençler, İnternet üzerinden işbirliği içinde) insanlarla işbirliği içinde çevrimiçi video oyunlarını ortak bir hedefe ulaşmak için birlikte çalışmaktadırlar (Adachi ve Willoughby 2017). Farklı kültürlerden, yaştan ve yaşam tarzından gelen elektronik sporcular konsollar, bilgisayarlar ve çevrimiçi topluluklar, el bilgisayarları ve cep telefonları kullanarak elektronik spor oyunları oynamaktadırlar.

Psikofizyolojik ölçümler, oyunların zihin/vücut etkilerini anlamak için kullanılabilirler. Bir sporcunun oyunun farklı yönlerine gösterdikleri tepkileri fizyolojik ölçümlerle değerlendirilebilir. Bunlar rahatlatıcı veya stresli reaksiyonlar olabilir. Turner vd. (1997) yılında yaptıkları kardiyovasküler reaktivite araştırmasında, sanal gerçeklik araç sürüş simülasyon stresörünün, risk tanımlama protokollerine faydalı bir katkı sağlayabileceğini göstermişlerdir. Başka bir çalışmada, sporcular Need For Speed adlı otomobil simülatörünü kullanırken yüzey EMG'leri ölçülmüş ve omuz ve boyun kaslarında kas aktivitelerinin değiştiği gözlemlenmiştir (Balasubramanian ve Adalarasu 2007).

Tetris, basit, aynı zamanda zorlayan ve heyecan verici bir oyundur. Oyun ekranında farklı şekillerdeki parçalar sırayla yukardan aşağı doğru düşer. Düşme hızı oyunun zorluk seviyesine göre ayarlanabilir.

Yetenekli oyuncuların, tetris oyunun klasik versiyonunda en yüksek puanı elde etmek için toplandıkları ve rekabet ettikleri bir Dünya Tetris Şampiyonası turnuvası vardır. “Yapımcı Vince Clemente'nin öncülüğünde The Classic Tetris Dünya Şampiyonası, 2012'den beri turnuvaya ev sahipliği yapan yıllık bir etkinlik olan Portland Retro Gaming Expo'da düzenlenmektedir” (Classic Tetris<sup>R</sup> World Championship 2019). Şekil 3.1, 2018 tetris dünya şampiyonası final müsabakasında çekilen bir fotoğrafı göstermektedir.

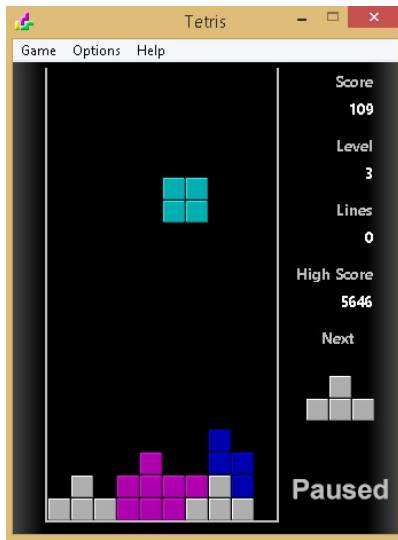


Şekil 3.1. Klasik tetris dünya şampiyonasından görüntü (Kotaku web sayfası, 2019)

Bu çalışmada; elektronik spor olarak dünyaca bilinen ve şampiyonluk turnuvaları yapılması gibi özellikleri olan, ücretsiz ve kötüye özendirilen hiçbir tarafı olmayan Alexey Pajitnov'un orijinal Tetris oyunundan ilham alan Crystal Office Systems'in kendi versiyonu olan Tetris adlı oyun tercih edilmiştir.

Oyunun normal boyutlu olarak ayarlanan arayüzü değiştirilerek daha küçük veya daha büyük hale gelebilmektedir. Tetris oyunu, 1 ile 10 arası (kolaydan zora doğru) başlangıç seviyesi seçilip oynanabilmektedir.

Oyundaki amaç; tabana düşen parçaları boşluk kalmayacak şekilde yatay olarak blok oluşturmaktır. Bloklar oluşunca ilgili parçalar kaybolur. Bu sayede puanlar kazanılır. Oyunda puan kazanmak blok kaldırmayla gerçekleştiğinden oyuncular yatay olarak sağlam satırlar oluşturmaya çalışılır. Parçayı oyun alanının en üstten bırakmak yoluyla herbir parça için en yüksek puanı alınabilir. Dolayısıyla parçaların tabana hızlı getirilmesi ekstra puan kazanılmasına sebep olur. Parçalar oyunda iken aşağı inerken değişmekte, istenildiği takdirde döndürülebilmekte, yatay olarak hareket ettirilebilmektedirler. Oyunun sona ermesi parçaların üst kısma yığılmasıyla gerçekleşir. Çalışmada kullanılan tetris oyunu Şekil 3.2'de gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan tetris oyunu

### 3.2. Deneysel Tasarım ve Veri Elde Etme Sistemi

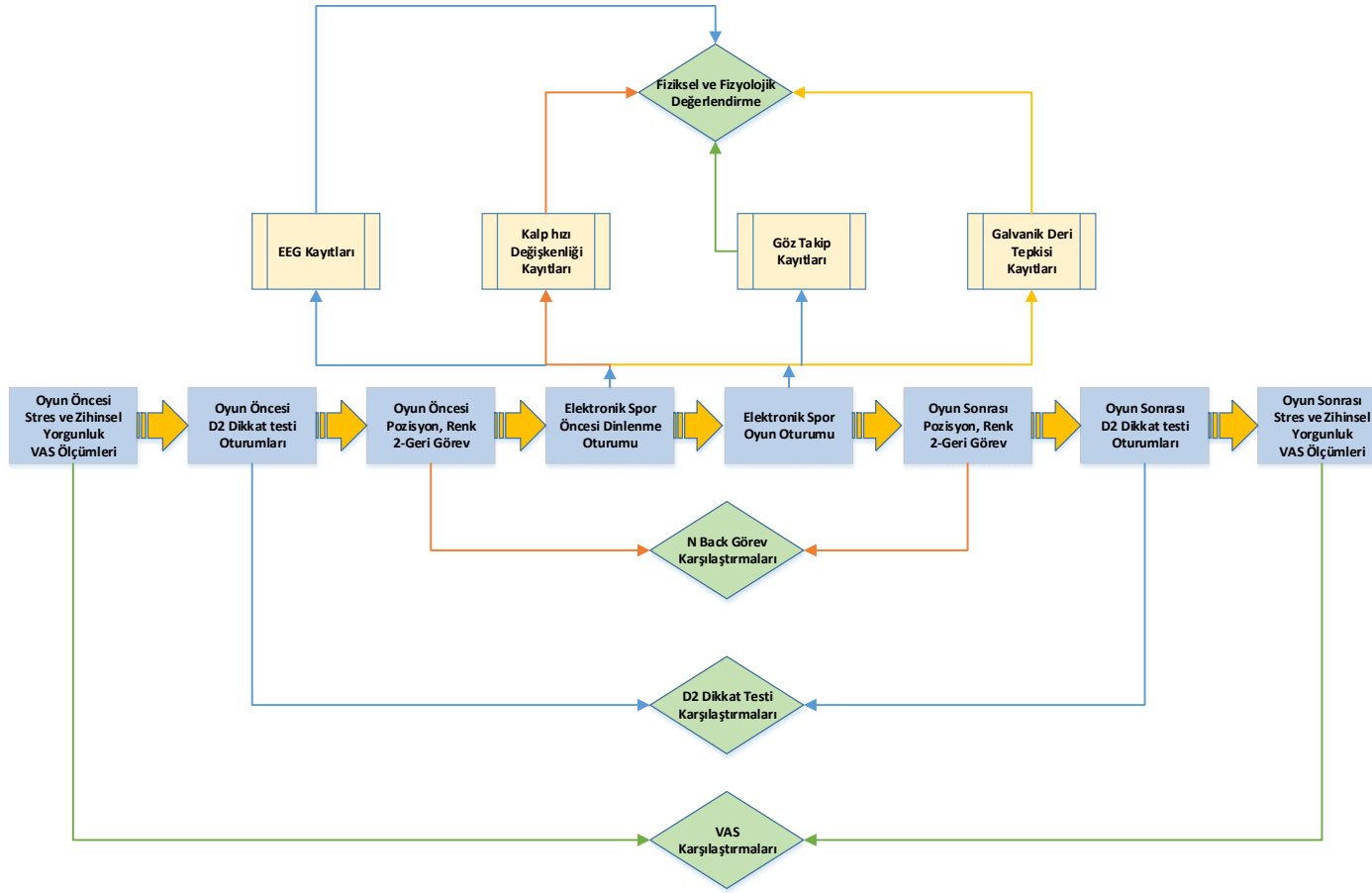
Tez araştırması, Antalya il sınırları içinde, Akdeniz Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği'nde görevli akademik personel ve lisansüstü öğrencilerinden oluşan katılımcılar ile yürütülmüştür. Gönüllüler, ortalama yaş  $32.3 \pm 7.5$  (ortalama  $\pm$  standart sapma) olan sağ elini kullanan on sağlıklı yetişkinden (2 kadın ve 8 erkek) oluşmuştur.

Katılımcılar arasında, zihinsel veya beyin hastalığı öyküsü olan ve merkezi sinir sistemini etkileyen kronik ilaçlar kullanan yoktur. Tüm katılımcılardan, ölçümlerden önce yazılı bilgilendirilmiş onam alınmıştır. Bu çalışma, Akdeniz Üniversitesi Tıp Etik Kurulu (715-06.12.2017) tarafından onaylanmış; deney ulusal ve Helsinki Deklarasyonu ilkelerine uygun olarak yürütülmüştür. Her katılımcıya, süre ve prosedür

de dahil olmak üzere araştırma hakkında bir açıklama yapılmıştır.

Gönüllülere elektronik spordan önce ve sonra stres ve zihinsel yorgunluk, dikkat ve zihinsel iş yükü tespiti için sırasıyla VAS, D2 ve N-Geri test ve görevleri uygulanmıştır. Elektronik spor yapılırken de EEG, HRV, GSR ve Eye Tracker sinyal kayıtları alınmıştır.

Amaçlanan sürecin ana hatları Şekil 3.3'de gösterilmektedir.



Şekil 3.3. Deneysel görevler ve tasarım

VAS (10 puanlık ölçek), elektronik spor testinden önce ve sonra algılanan stresi ve zihinsel yorgunluğu değerlendirmek için kullanılmıştır. Bu ölçek özellikle bildirilen stresin klinik değerlendirmesi için çok uygundur (Lesage 2012).

Araştırma için Brickenkamp tarafından 1962’de geliştirilen ve amacı sürekli olarak dikkat ve görsel tarama yeteneğini değerlendirmek olan (Spreen ve Strauss 1998) d2 Dikkat Testi kullanılmıştır.

Çalışmada N-Geri testi için Brain Workshop v.4.8.1 denilen açık kaynaklı bir yazılım kullanılmıştır (Brain Workshop web sayfası 2019). Katılımcılar “Pozisyon, Renk 2-Geri” modu görevini tamamlamışlardır.

Veri toplama sırasında gönüllüler kafalarına MUSE EEG cihazı takmışlardır. Uluslararası 10-20 sistem tarafından tanımlanan AF7, AF8, TP9, TP10 konumlarındaki dört kanaldan veriler kaydedilmiştir. Bu beyin algılayıcı kafa bandı, bir Elektroensefalografi (EEG) teknolojisi olup; beyin hücre gruplarının elektriksel aktivitesini kaydetmek için kullanılan zararsız bir cihazdır.

Bu deney için, 30 Hz'de göz izleme (bakış noktası, göz pozisyonu vb.) IR görüntü akışına sahip bir Tobii Dynavox PCEye Mini göz izleyicisi kullanılmıştır.

HRV ölçmede Mesquita vd.’nin (2017) kalp atış hızı değişkenliği (HRV) endeksinin güvenilirliğini ve geçerliliğini belirlemede kullandıkları bir multi spor GPS saat olan Polar V800 tercih edilmiştir.

Gönüllülerin galvanik deri tepkisini belirlemede Kim ve Lee’nin de (2017) araştırmalarında kullandıkları NeuLog GSR sensöründen yararlanılmıştır.

### **3.3. Nöropsikolojik Dikkat Testi ile Psikomotor Hız ve Dikkat Ölçümü**

Nöropsikolojik değerlendirmede (Lezak 1983); genel yetenek, öğrenme ve bellek, dikkat ve konsantrasyon, dil becerileri, yapılandırma, soyut akıl yürütme becerileri, sıralama, planlama, algısal işlevler gibi genel zihinsel işlevler için "Nöropsikolojik Testler" olarak adlandırılan ölçme ve değerlendirme teknikleri kullanılmaktadır (Şahin 2002).

Nöropsikolojinin gelişmeye başladığı dönemlerde, nöropsikolojik değerlendirmelerde ilk olarak zeka testleri kullanılmıştır. Fakat beyin farklı alanlarını ve işlevlerini değerlendirmede bu testlerin yetersizliğinden dolayı yeni nöropsikolojik testler ve test bataryaları geliştirilmiştir (Lezak 1983).

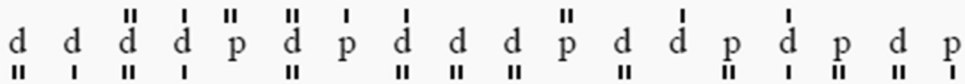
İnsan doğası gereği yaşadığı ortamlara uyum sağlayabilen, karşılaştığı olaylara tepkiler veren, uyarıyı algılayan ve sistematik seçimler yapan, yaptığı seçimleri kendi bilinciyle yorumlayan bir varlıktır. Amado (1996) uyarıların, algısal bilince sistematik olarak kabul edilmesini “dikkat” kavramıyla açıklamaktadır (Bozan ve Akay, 2012). Hayatın normal işleyişi için dikkat gerektiren süreçler önemlidir. Dikkat, insan bilgi işlem sisteminin temel bir bileşenidir. Tüm bilgileri bir defada işleyememesinden dolayı, insanın kapasitesi sınırlı olarak tanımlanır. Dikkat, işlemciye bilgi sağlamak için gereklidir (Dewey vd. 1989).

Görsel seçici dikkat, bir motor becerinin sergilenmeye hazırlanmasının önemli bir parçasıdır (Magill, 2004). Seçici dikkat, uyarılarla ilgili bilginin kısa süreli belleğe aktarılmasında önemli rol oynamaktadır.

Dikkatin bilişsel ölçümleri, hem zihinsel yüklenme (workload) hem de dikkatin seçiciliğini araştırmak için düzenlenmiş kendini ifade etme araçlarını kapsar (Abernethy vd. 1998). d2 Dikkat Testi, sadece kağıt ve kalem kullanılarak uygulanabilen bir test olması nedeniyle, uygun şartlar sağlanarak sahada da kullanımı kolay ve ucuz olma özelliği taşımaktadır (Çağlar vd. 2011). Çağlar ve Koroç (2006) yaptıkları çalışmada, d2 Testi'nin Türk sporcuları üzerinde güvenilirliği ve geçerliğinin yüksek olduğunu ve dikkat performansını değerlendirmek amacıyla hem araştırmalarda hem de uygulamada kullanılabilirliğini ortaya koymuşlardır.

d2 Dikkat Testi, Brickenkamp tarafından 1962'de geliştirilmiştir. Testin amacı sürekli olarak dikkat ve görsel tarama yeteneğini değerlendirmektir (Spreen ve Strauss 1998). Test, seçici dikkat ve zihinsel konsantrasyonun bir ölçümüdür. Test, ilgili elkitabında dikkat ve konsantrasyon yapısı, performans yönelimli, sürekli ve bir uyarı seçmeye odaklanma olarak kullanılmıştır (Brickenkamp ve Zillmer 1998).

Testin ön bölümünde deneğin kişisel bilgileri ve performans sonuçlarının kaydedileceği alan bulunmaktadır. Gönüllüye görevin öğretilmesi için bir alıştırmaya satırı da yer almaktadır. Arka sayfada ise standart test formu bulunmaktadır. Test sayfası, her birinde 47 işaretli harf bulunan 14 satırdan oluşmaktadır. Her satırda Şekil 3.4'de gösterildiği gibi bir, iki, üç ve dört küçük işareti olan "p" ve "d" harflerinden oluşan 16 farklı harf bulunmaktadır. Test sırasında katılımcı, ilgili olmayan diğer harfleri görmezden gelerek iki işareti olan "d" harflerini bulmak ve üzerini çizmek için satırları taramak zorundadır. Her satır için testi yapan kişiye 20 saniye süre verilir. Bireysel veya grup olarak da uygulanabilir (Brickenkamp Zillmer 1998; Spreen ve Strauss 1998).



**Şekil 3.4.** d2 Testi'nde bulunan harf örnekleri

d2 Testinden elde edilen puanlar ve anlamları aşağıda verilmiştir (Brickenkamp ve Zillmer 1998; Spreen ve Strauss 1998):

**İşlenen Toplam Madde Sayısı (TM):** İşaretlenen tüm maddelere ilişkin performansın niceliksel ölçümüdür. Toplam madde sayısının güvenilirliği yüksektir ve dikkatin paylaşılması (seçici ve sürekli), işlem hızı, tamamlanan iş miktarı ve motivasyona ilişkin olarak normal dağılım gösteren bir ölçümdür. İşlem hızını belirtmede kullanılır (Gall vd. 2017).

**Toplam Hata (H):** Sıra puanı hataları (H), tüm hataların toplamıdır. Toplam hata, dikkatsizlik, ihmali (Gall vd. 2017) belirten işaretlenmemiş (H1) ve dürtüsellik gösteren yanlış işaretlenmiş harfleri (H2) kapsar. H1, ilgili maddeler (altında ya da üstünde iki virgül olan d harfleri) işaretlenmediğinde oluşur.

**Hata Yüzdesi:** Hata yüzdesi, performansın niteliksel yönünü ölçen bir değişkendir. İşlem gören tüm maddeler içinde yapılan hata oranını temsil eder. Hata oranı azaldıkça, deneğin doğruluğu, işin niteliği ve dikkatlilik derecesi artar.

**Toplam Madde – Hata (TM-H):** TM-H, taranan toplam madde sayısı eksi hata puanlarıdır ( $H1 + H2$ ). İşlem hızını belirtmede kullanılır (Gall vd. 2017).

**Konsantrasyon Performansı (KP):** KP, doğru olarak işaretlenen ilgili madde sayısından, H2'nin çıkarılması ile elde edilir. Performansın doğruluğu ve hızın koordinasyonunun tespitinde kullanılır.

**Dalgalanma Oranı (DO):** İşlenen maksimum madde sayısının bulunduğu sıra ile minimum madde sayısının bulunduğu sıra arasındaki farktır.

Katılımcılara uygulanan d2 Dikkat Testi'nden toplam madde, toplam madde-hata, işaretlenmemiş harf hataları, hata yüzdesi, dalgalanma oranı ve konsantrasyon performans değerleri hesaplanmıştır.

#### 3.4. Çalışma Belleği Testi ile Bilişsel Performans İncelemesi

Zihinsel iş yükü, kişinin herhangi bir görevi yerine getirirken kullanıldığı zihinsel kaynakların seviyesini tanımlar (Moray 1979). Modern bilgi toplumundaki insanlar için bilgiyi işleme, tepki verme ve karar alma becerisi kritik bir öneme sahiptir. Zihinsel iş yükü değerlendirmesi, işle meşgul durumda olan kişilerin izlenmesi ve desteklenmesiyle çalışma ortamlarının veya sistemlerin değerlendirilmesinde ve tasarlanmasında faydalı olabilmektedir.

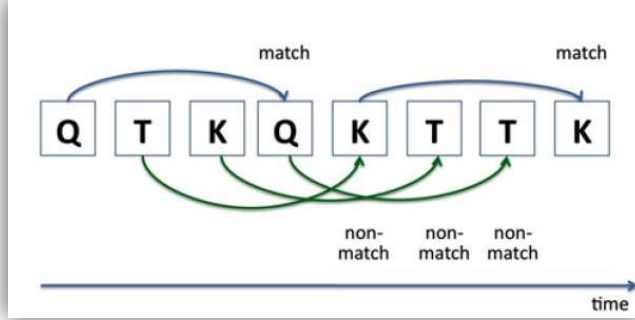
Mental iş yükü değerlendirme teknikleri, öznel ölçümleri, performans ölçümlerini ve fizyolojik ölçümleri içermektedir (Cegarra ve Chevalier 2008; Qwizdka 2010). Öznel ve performans ölçümleri, genellikle görev tamamlandıktan sonraki durumda alınır. Öznel ölçümler potansiyel olarak önyargıdan da zarar görebilir (Hart and Staveland 1988). Fizyolojik ölçümler objektiftir ve performans ölçümleriyle karşılaştırıldığında, zaman içinde sürekli bir iş yükü kaydı sağlayabilir ve ölçümleri temel görev performansını etkilemez. Bu nedenlerden dolayı, fizyolojik ölçümler insan aklının iş yükünü değerlendirmek için daha kullanışlı ve uygun görülebilir. Günlük beyin aktivitelerini ve bu aktivitelerle ilişkili performansları nöral mekanizmaları ile anlamak, nörobilim araştırmalarında önemli bir alandır.

N-Geri görevi zihinsel iş yükünü, özellikle çalışma belleği yükünü araştırmak için yaygın olarak kullanılmaktadır (Braver vd.1997; Conway vd. 2005; Jansma vd. 2000; Ragland vd. 2002; Ravizza vd. 2005). Çalışma belleği görevleri, geçici depolama ve bilgiye ait öğelerin işlenmesini gerektirir. N-Geri görevi, çalışan bellek güncelleme görevidir. Bu şekilde bir görev, genel çalışma bellek süreçlerini yansıtır ve günceller (çalışma belleği içeriğini yenileriyle değiştirme) (Wilhelm 2013).

N-Geri görevinde, bir konu mevcut uyarının önceden sunulan bir uyarı ile eşleşip eşleşmediğini belirler ve n değeri genellikle 1, 2 veya 3'tür. Şekil 3.5'de n değeri 3 olan bir harf uyarı N-Geri görevi gösterilmektedir. Yük faktörü olan n, görevin zorluk seviyesini belirlemek ve görsel giriş, frekansı ve motor çıkış tipini etkilemeden



çalışma belleği yük koşullarını kontrol etmek için ayarlanabilir (Braver vd.1997). Bu özellik sayesinde zihinsel iş yükü ve bilişsel performans araştırmalarında N-Geri görevi yaygın olarak kullanılan bir araç haline gelmiştir.



**Şekil 3.5.** Harf uyararı ile N-Geri görev ilkesi (Wang vd. 2016)

Tez çalışmasında Brain Workshop v.4.8.1 denilen açık kaynaklı bir yazılım kullanıldı (Hoskinson ve Toomim 2010). Katılımcılar, 2-Geri görevlerin arasından oynaması daha kolay olan Pozisyon, Renk 2-Geri (Position, Color 2-Back) görevini tamamladılar. Bu görevin her birinde 24 deneme yapıldı ve her bir deneme 3 saniye sürdü. Pozisyon, Renk 2-Geri görevi, mekansal ve renkli görsel uyarının aynı anda sunulması anlamına gelmektedir. Gönüllüler, aynı anda iki bellek testi yaptılar ve önceki iki (2) mekansal ve renk hedefi ayrı ayrı hatırlamak için yoğun çaba harcadılar.

### 3.5. Elektroensefalogram Kullanımı ile Beyin Dalgalarının İncelenmesi

Elektroensefalogram (EEG), kafa derisine bağlanan elektrotlar aracılığıyla beyindeki sinir hücreleri tarafından üretilen elektriksel faaliyeti tespit etmek için gerçekleştirilen invaziv olmayan ağrısız bir tetkiktir.

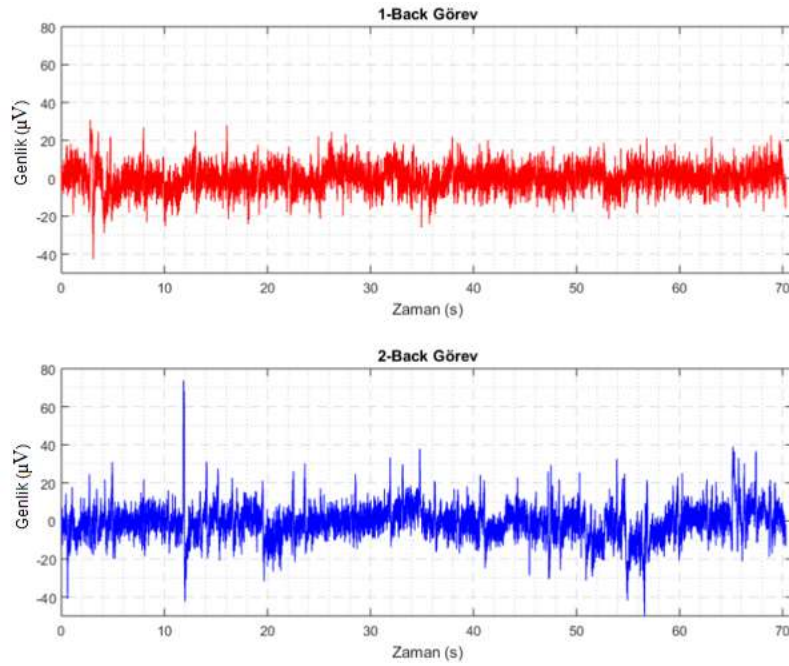
Richard Caton, sonuçlarını 1875 yılında yayınladığı çalışmasında, hayvanların beyin yüzeyini araştırdığında elektriksel beyin sinyallerini keşfetmiştir. Hans Berger 1929'da beş yıl önce yapmış olduğu araştırmaya dayanarak bir makale yayınlamıştır ve insan beynindeki elektriksel aktivitenin varlığını galvanometre yardımıyla ortaya koymuş ilk kişidir. Berger 1930'da Elektroensefalogram adı verilen bu dalgaların gözün açılıp kapanmasıyla değiştiğini ortaya koymuştur (Ranggayan 2002; Sümbül ve Coskun 2011).

Elektronik gelişmeler sonucunda EEG işaretlerin varlığı bilimsel olarak kanıtlanmış olup Adrian ve Matthews'lar (1934), elektrotlarla kaplı EEG sinyallerini kuvvetlendirip kaydedilmesini sağlamışlardır. P.A. Davis (1939), uyanık bir insanın EEG 'sinde, sese karşı uyarılan yanıtları ('Evoked Potentials', EP) bulmuştur. HA. Davis ve arkadaşları, uyuyan insanda da aynı olayın meydana geldiğini aynı yıl içinde göstermişlerdir (Toprak 2007). Daha sonraki yıllarda, elektronik ve bilgisayar sektöründe meydana gelen büyük gelişmelerin olumlu sonuçlarıyla birlikte EEG'nin klinik uygulamaları geliştirilmiş ve tanımı üzerinde yapılan çalışmalar olumlu sonuçlar vermiştir.

Beyin aktivitelerinden veri elde etme ve analizi için kullanılan yöntemlerden bazıları fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI), pozitron emisyon tomografisi (PET) ve elektroensefalografi (EEG) şeklinde sıralanabilir. EEG, yüksek zamansal çözünürlük ve düşük maliyeti nedeniyle en yaygın kullanılanıdır.

Beyindeki nöral aktivite, EEG cihazı ile de algılanan elektrik sinyalleri üretir. EEG, kafa derisinde sinaptik uyarımlar ve dendritlerin inhibisyonları sırasında oluşan elektriksel potansiyelleri karmaşık elektrik dalga formları şeklinde kaydeden bir cihazdır. Kafa derisindeki potansiyeller, kafa derisine tutturulmuş elektrot çiftleri (beyin yarım kürenin her iki tarafında) ile kaydedilir ve 20 ila 100  $\mu\text{V}$  (Nov'ak 2004) aralığındadır. Dalga formları, frekans, genlik, şekil ve kafa derisinin bölgeleri ile karakterize edilir. Ek olarak, yaş ve uyanıklık durumu da dalga formlarını analiz etmekle ilgilidir. Şekil 3.6, çalışma sırasında gönüllülerden alınan EEG örneklerini göstermektedir.

Yapılan çalışmalar, EEG sinyallerinin kişinin zihinsel iş yükü ile değiştiğini ve beyin aktiviteleri ile stres arasında da ilişkilerin var olduğunu göstermiştir.



**Şekil 3.6.** Gönüllünün 1-Geri ve 2-Geri görevi sırasında oluşan EEG örnekleri

EEG, bilgisayar oyuncuları üzerinde stres seviyeleri belirlemek için kullanılmıştır. (Dharmawan 2007). Stres belirlemede, beyin aktivitesine dayalı modellerin geliştirilmesi için daha fazla araştırma yapılması gerekliliği savunulmuştur. (Sharma ve Gedeon 2012). Morilak (2005) çalışması da stresin beyni etkilediğini gösteren literatürler arasında sayılabilir.

Farklı bir çalışmada, EEG verileri kullanılarak pozitif, nötr ve negatif duygular şeklinde sınıflandırılma işlemi yapılmıştır (Horlings 2008). Burada, EEG frekans band gücü ve band güçleri aralarındaki çapraz korelasyonlar, alfa bandındaki tepe frekansları ve Hjorth parametreleri (Hjorth 1970) kullanılmıştır. Hjorth parametreleri, EEG

sinyalinin zamana bağlı özelliklerindedir.

EEG sinyalleri, stres düzeyleri hakkında kan basıncı ve kalp atış hızından daha fazla bilgiye sahip olabilir (Sharma ve Gedeon 2012). EEG'nin kan basıncı ve kalp atış hızı bilgilerinin gösteremediği stresin karşıtı olan gevşeme seviyelerindeki farklılıkları gösterdiği iddia edilmiştir (Lin ve John 2006). Alfa ve teta toplamının ve alfa, beta ve teta toplamının nörolojik gevşemenin ölçülmesi için iyi endeksler olduğu belirtilmiştir (Lin ve John 2006). Sharma ve Gedeon (2012)'a göre, EEG'nin GSR'den daha fazla stres detayı verip vermediği henüz bilinmemektedir.

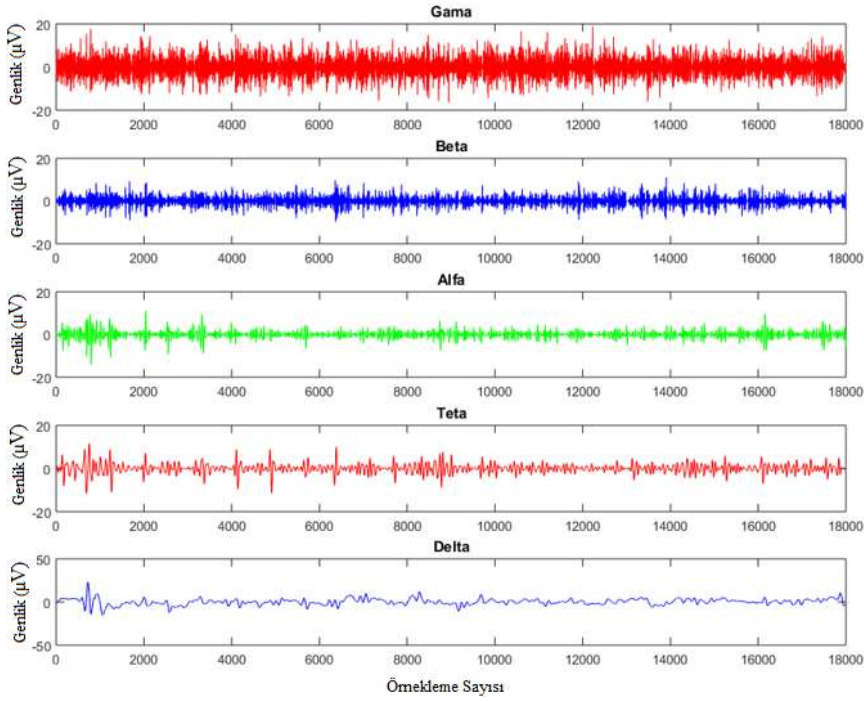
Dharmawan (2007) yaptığı araştırmada, stres durumlarını EEG verileri ve karar ağacı modeli kullanarak sınıflandırmıştır. Diğer çalışmalarda, daha fazla EEG'ye dayalı stres modellerinde temel olarak kullanılacak durumları sınıflandırmak için EEG'yi kullanmışlardır. Horlings (2008) çalışmasında; Destek Vektör Makinaları (DVM), Yapay Sinir Ağları (YSA) ve Bayes sınıflayıcıları, duyguları sınıflandırma performansında çok fazla değişiklik gözlemlememiştir. İlave olarak, farklı görevleri YSA'lar ve SVM'ler ile sınıflandırılmak için EEG verileri kullanılmış olup performanstaki varyansları anlamlı olmamıştır (Honal 2005).

EEG cihazından alınan sinyaller frekansa göre kategorize edilir. EEG'deki endeksler, dalgalar veya kapsadıkları frekans bantları Çizelge 3.2.'de sınıflandırılmış ve Şekil 3.6'de de örnek grafik sunulmuştur.

**Çizelge 3.2.** EEG dalga bandı kategorileri (Sharma ve Gedeon 2012)

<b>Dalga Bandı</b>	<b>Frekans Aralığı</b>	<b>Bireysel Özellikler</b>
Beta	13-30	Uyarı veya endişe
Alfa	8-13	Gevşeme
Teta	4-8	Rüya uyku veya aradaki durum
Delta	0.5-4	Koma veya derin uyku

Alfa ve Beta band sinyalleri bilinçli durumları temsil ederken, Teta ve Delta dalgaları bilinçdışı durumları temsil eder (Hoffman 2005). Hızlı beta dalga frekansları, (alfa dalga frekanslarındaki azalmadan dolayı) stresi belirten ana özelliklerdir (Nov'ak 2004; Hoffman 2005; Lin 2006). Alfa dalgaları beynin her iki tarafında görünür, ancak baskın olmayan tarafta genlik biraz daha yüksektir, genellikle sağ elini kullanan insanlarda görülür (Nov'ak 2004). Şekil 3.7, çalışma sırasında gönüllülerden alınan EEG frekans bant örneklerini göstermektedir.



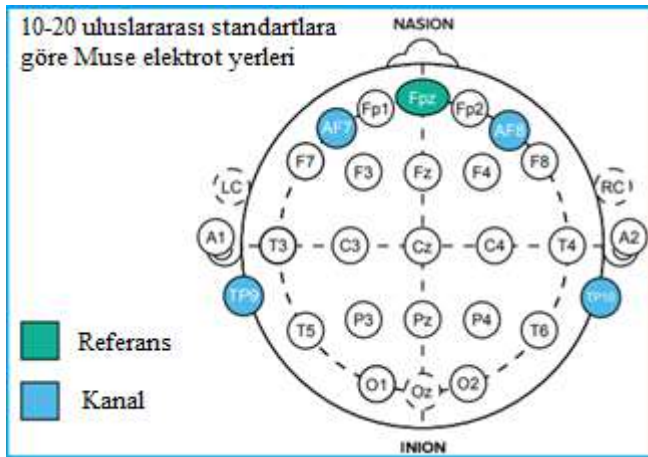
**Şekil 3.7.** Gönüllünün 2-Geri görevi sırasında oluşan EEG frekans bant örnekleri

Beynin farklı bölgelerindeki elektriksel potansiyellerin ölçülmesi, Muse EEG Band gibi daha az müdahaleyi gerektiren ekipman kullanılarak da gerçekleştirilebilir.

Araştırmada, beyin sinyalleri, Şekil 3.8’de gösterilen Muse Kablosuz EEG Band cihazı kullanılarak kaydedilmiştir. EEG sinyalleri, 256 Hz örnekleme frekansıyla elde edilmiştir. Bu mobile cihaz, bilgisayar ve akıllı telefonlarla kablosuz bağlantı sağlayan portatif bir EEG’dir. Cihaz, Şekil 3.9’da belirtildiği gibi 10-20 Uluslararası standartlarına uygun yapıdadır. FPz (CMS/DRL) referans elektrodu ve beyin frontal ve temporal korteksinde yer alan AF7 (sol alın), AF8 (sağ alın), TP9 (sol kulak), TP10 (sağ kulak) bölgelerinden ölçüm alınabilecek (referans olarak alnın merkezinde olan Fpz kullanarak) 4 elektrotu vardır (Muse<sup>TM</sup> developer web sayfası 2019).



Şekil 3.8. Muse kafa bandı (Zhang 2019)



Şekil 3.9. EEG elektrot yerleşimi (Muse™ developer web sayfası 2019)

Cihaz kablosuz olarak sinyal gönderir, kuru elektrotlar kullanır, kullanımlarını kolaylaştırır ve giyilmesinde rahatlık sağlar. Oldukça ucuzdurlar. Aktif gürültü önleme referans geri bildirim için iki DRL sensörü kullanılır. Ayrıca hareket girişi ve kafa hareketlerini ölçmek için 3 eksenli ivmeölçer ile de donatılmıştır. Cihaz şarj edilebilir lityum-iyon bataryaya sahiptir ve Bluetooth üzerinden iletişim kurar. Gerçek zamanlı görselleştirme için iyi bir yazılım geliştirme seti ve daha fazla analiz için ek sinyal bilgileri içeren ham veri kaydı sağlar (Surangsirat ve Intarapanich 2015).

### 3.6. Kalp Hızı Değişkenliği Ölçümleri

Ritmik kalp atımı kalp sağlığın bir gösteresidir. Elektrokardiyogram (EKG) sinyallerindeki ard arda gelen QRS komplekslerinde bulunan R dalgaları arası zaman

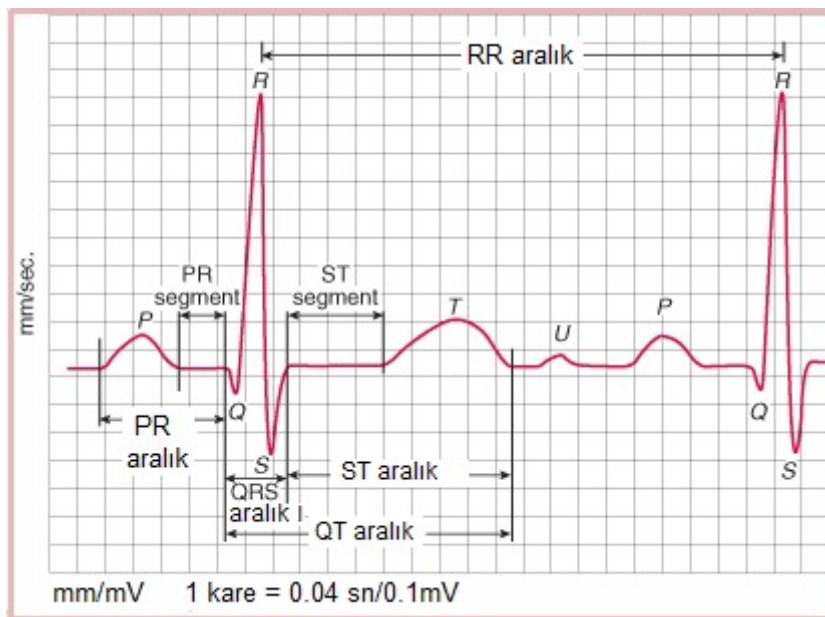
değişimi ya da kardiyovasküler sistemdeki sapma oranı kalp hızı değişkenliği (HRV) olarak adlandırılır (Yıldız vd. 2004; Bansal vd. 2009). HRV, klinik ve fizyolojik önemi nedeniyle tıp alanındaki araştırmaların ilgi odağı olmuştur. Kalp hızı değişkenliği ile ilgili yapılan araştırma için PubMed’te tarandığında sadece 2009’da sayı 358’dir. HRV ile ilgili analizler, vücudun istemsiz hareketlerinden sorumlu olan otonom sinir sisteminin aktivitesinin girişimsiz bir göstergesi olarak kabul edilmektedir (Yazgı ve Yıldız 2009).

Kalp hızı değişkenliğinin ölçülmesi (HRV), fizyolojik yanıtları görebilmek için ilgi çekici, non-invazif basit bir araçtır (Bosquet vd. 2008). Tekrarlanan HRV ölçümleri kullanılarak, kalp üzerindeki kardiyak otonomik sinir sisteminin (ANS) etkileri belirlenebilir.

Spor bilimlerinden önce ilk kez klinik ortamlarda (Akselrod vd. 1981) uygulanmış olan Kalp hızı değişkenliği (HRV), RR aralıklarında varyasyonların ölçümü ile kardiyovasküler otonomik fonksiyonun araştırılmasına izin verir (Thayer vd. 2012).

Ölçümde ilk basamak yüzeysel EKG’de ölçülen ardışık R dalgalarının analizidir (Kayıkçıoğlu ve Payzın 2001). Sinoatrial (SA) çıkışı yansıtan p dalgaları olmasına rağmen EKG’de R dalgalarını saptamak daha kolay olduğundan HRV analizlerinde R dalgaları kullanılmaktadır. RR aralıklarını belirlemede birçok yöntem geliştirilmiştir. EKG kayıtları alındıktan sonra istatistiksel metotlar kullanılarak HRV parametreleri hesaplanabilmektedir. Kayıtların geçerli olabilmesi için kalp hızını etkileyen faktörler kayıt süresi boyunca sabit olmak zorundadır (Pieper ve Hammill 1995).

HRV’yi ölçmenin bir yolu, RR aralıkları olarak da adlandırılan Inter-Beat Intervalini (IBI) hesaplamaktır. RR aralığı, geleneksel EKG kalp atışı dalga formunun iki R zirvesi arasındaki süreye karşılık gelir. Şekil 3.10’de iki ardışık kalp atışı ve RR aralığını göstermektedir.



Şekil 3.10. İki ardışık kalp atışı ve RR aralığı (Burns 2016)

Nefes alıp verme hızı, solunum hacmi gibi solunum parametreleri ve başka bir çok sebep HRV üzerinde değişimlere yol açmaktadır. Bu yüzden HRV analizlerinde solunumunda dikkate alınması gerektiği bazı çalışmalarda belirtilmiştir (Yıldız ve Ider 2006; Nesterov vd. 2005). Ayrıca birçok çalışmada yaş ve cinsiyetin HRV üzerinde etkili olduğu görülmüştür (Sandercock vd. 2005; Bansal vd.2009).

EKG kaydının aç tok alınması, ayakta veya yatar pozisyonda vb. değişik durumlarda da sonuçların değiştiği ortaya konulmuştur (Sandercock vd. 2005; Bansal vd.2009; Semmlow 2004). Ayrıca, konuşma ve psikolojik faktörler de HRV analizini etkileyen faktörler arasındadır (Bansal vd.2009; Kotani vd. 2007).

HRV ölçümünde güvenilirlik değişken olmakla birlikte; dinlenme durumunda yapılan stabil EKG kayıtlarında değişim en aza indirilmektedir (Sandercock vd. 2005).

HRV ölçümü iki ana yöntemle yapılır.

**Zaman ölçümleri:** EKG kayıtlarındaki normal kalp atımları arasındaki aralıkların analizi esasına dayanmaktadır. Sinoatrial noddan çıkan ardışık iki normal vuru arasındaki aralıklar (NN aralığı) değerlendirilir. Bu amaçla çok sayıda indeks geliştirilmiştir olup en sık kullanılanları Çizelge 3.5.'te gösterilmiştir.

**Çizelge 3.3.** Kalp hızı değişkenliği zaman ölçütleri (Kayıkçıoğlu ve Payzın 2001)

Değişken	Birim	Tanım
Ortalama NN	ms	İki normal vuru arasındaki çevrim (cycle) uzunluğu
Gece Gündüz Farkı	ms	Gece ve Gündüz elde edilen ortalama NN intervallerin farkı
SDNN	ms	İnceleme boyunca bütün NN intervallerin standart sapması
SDNN indeksi	ms	5 dklık kayıtlarda bütün NN intervallerin standart sapmaların ortalaması
SDANN	ms	Çalışma süresi boyunca 5 dklık kayıtlarda ortalama NN intervallerin standart sapması
NN50 sayısı		Tüm kayıt boyunca aralarında 50 ms den fazla fark olan komşu NN intervali sayısı
PNN50	%	NN50 sayısının toplam tüm NN sayısına bölümü
RMSSD	ms	24 saatlik kayıta ardışık NN aralıkları farklılıklarının karelerinin toplamının karekökü

NN aralığında doğrudan hesaplanabilenler (SDNN, SDANN, SDNN indeksi) kabaca olup basit ölçümlerdir. NN aralıkları arasındaki farklardan hesaplanan indeksler (RMSSD, pNN50) ise kısa süreli ölçümler olup kalp hızındaki yüksek frekanslı değişimleri yansıtmaktadırlar. Ayrıca uzun süreli kayıtlardan hesaplanan çeşitli geometrik yöntemler, varyans katsayısı (=SDNN/NN intervali) ve HRV indeksi (=NN intervali sayısı/mod uzunluğundaki NN intervali sayısı) gibi ölçütler de kullanılmaktadır.

**Frekans ölçümleri:** Bu yöntem, kalp hızı sinyallerini frekans ve yoğunluklarına göre ayırmaktadır. Burada değişik frekanslardaki periyodik kalp hızı osilasyonlarından faydalanılarak kalp hızındaki tüm değişme miktarları hakkında bilgi edinilmektedir.

Frekans bazında güç spektral yoğunluğu analizi kullanılarak yapılan ölçümler; 0-0,5 Hz arasında değişen 5 frekans bandından oluşmaktadır. Bu frekans bantları ve özellikleri Çizelge 3.6.'te verilmiştir. Düşük frekans (low frequency: LF), orta frekans (medium frequency: MF) ve yüksek frekans (high frequency: HF) bantları, toplam gücün ancak % 5 ni oluşturur iken; total gücün çoğunluğunu, ultra düşük frekans (ultra low frequency: ULF) ve çok düşük frekans (very low frequency: VLF) bantları oluşturmaktadır. Çalışmalarda genellikle LF/HF oranı kullanılmıştır. Düşük LF/HF oranı artmış vagal aktivasyonun ölçütü olarak değerlendirilmiştir. Gündüzleri LF, geceleri HF yükselir (Kayıkçıoğlu ve Payzın 2001).

**Çizelge 3.4.** HRV frekans ölçütleri (Kayıkçıoğlu ve Payzın 2001; Holland 2009)

Parametre		Birim	Özellikleri
Toplam HRV		0.000-0.500	
ULF	Ultra düşük frekans	0.000-0.003	Bilinmiyor
VLF	Çok düşük frekans	0.003-0.040	Bilinmiyor
LF	Düşük frekans	0.040-0.150	Sempatik ve parasempatik tonusu yansıtır Termoregülasyon ve periferik vaomotor aktivite ile ilgilidir.
HF	Yüksek frekans	0.150-0.400	Parasemp aktivasyonla ilgili Solunumdan etkilenir
VHF	Çok yüksek frekans	0.400-0.500	
LF/HF oranı			

HRV'nin güç spektral yoğunluğu, sempatik ve parasempatik otonom sinir sistemi aktivitelerini belirlemede kullanılır. Güç spektrumunun 0,04- 0,15 Hz aralığını kapsayan düşük frekans bileşeni (LF), sempatik ve parasempatik aktivitelerden; 0,15-0,4 Hz arası yüksek frekans bileşeni (HF) ise çoğunlukla parasempatik aktiviteden etkilenir. LF/HF oranı ise sempatovagal dengenin göstergesi olarak kabul edilmektedir (Camm vd. 1996; Yıldız ve Ider 2006; Malliani vd. 1994; Nesterov 2005).

Uysal ve Tokmakçı (2016) yaptıkları çalışmada otonom sinir sistemi aktivitesinin değişimini göstermek için HRV ölçümlerini ve analizlerini kullanmıştır. Stresin ölçümü ve değerlendirilmesi amacıyla yapılan çalışmalarda en fazla başvurulan parametrelerin ortalama RR, SDNN, RMSSD, pNN50, ortalama HR, LF, HF ve LF/HF olduklarını belirtmiştir (Uysal ve Tokmakçı 2016).



Toledo (2002) vd. çalışmalarında HRV paternini iki sınıfa ayırmışlardır.

Sınıf 1: Bağlı vagal gelişmeye doğru kayma:

- LF azalır ve HF değişmez veya artarsa sempatik aktivitede bir azalmaya işaret eder. HF artarsa vagal aktivite artar.
- LF değişmez ve HF artar ise, sempatik aktivitede bir azalmaya ve vagal aktivitede bir artışa işaret eder.
- Hem LF hem de HF azalır ve LF/HF oranları azalırsa, vagal ve sempatik aktivitenin azaldığını gösterir ve göreceli vagal artışa karşı dengede bir kayma olur.
- Hem LF hem de HF artar, ancak oranları (LF / HF) değişmez veya azalır ise, vagal aktivite artışına (HF'deki artışın fazla olması oranı azaltır) ve değişmediğine veya azalmış sempatik aktivitesine işaret eder.

Sınıf 2: Bağlı sempatik gelişmeye doğru kayma:

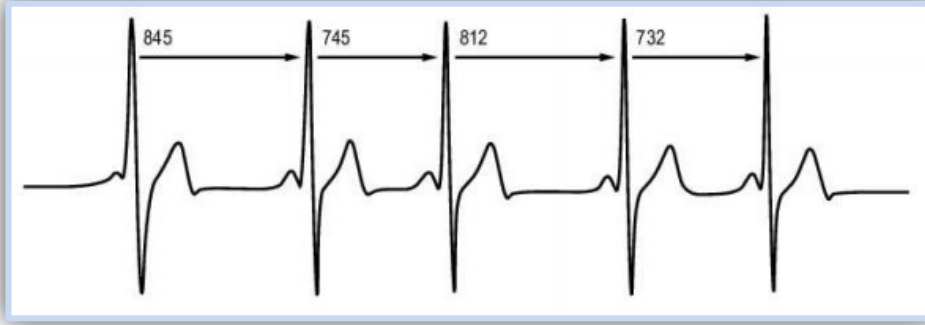
- HF azalır ve LF artar veya değişmez ise, bu vagal aktivitede bir azalmaya ve sempatik aktivitede bir artışa işaret eder.
- LF artar ve HF değişmez ise, bu da sempatik aktivitenin arttığını ve değişmeyen vagal aktivite olduğunu gösterir.
- Hem LF hem de HF azalır ve oranları değişmezse, bu da sempatik aktivitede önemli bir değişiklik olmadan vagal aktivitenin azaldığını gösterir.
- Hem LF hem de HF artar ve oranları artarsa, göreceli sempatik gelişmeye doğru dengede kayma ile vagal ve sempatik aktiviteler artar,

Çalışmamızda HRV ölçümü için; Mesquita vd.'nin (2017) kalp atış hızı değişkenliği (HRV) endeksinin güvenilirliğini ve geçerliliğini belirlemede kullandıkları bir multi spor GPS saat olan Polar V800 tercih edilmiş ve Şekil 3.11'de gösterilmiştir.



Şekil 3.11. Polar V800 GPS saati (Polar web sayfası 2018)

Polar V800'de RR kayıt testi, egzersiz verileri biriktirmeden kalp atış hızı verilerini toplamanıza olanak sağlar. RR kaydı, daha fazla analiz için RR aralıklarını, yani ardışık kalp atışları arasındaki zamanı kaydeder. Kalp atış hızı her kalp atışına göre değişir. Kalp hızı değişkenliği (HRV) RR aralıklarının değişimidir. Ayrıntılı bir çalışma için Kalp Atış Hızı Değişkenliği analiz araçlarında kullanılmak üzere ham, filtelenmemiş RR aralık verilerini dışa aktarmanıza olanak tanımaktadır (Polar web sayfası 2018). HRV RR aralıklarına örnek grafik Şekil 3.12'de gösterilmektedir.



**Şekil 3.12.** HRV RR aralıklarına örnek grafik (Polar web sayfası 2018)

### 3.7. Elektronik Sporunun Göz Hareketlerinin İncelenmesi

Günümüzde elektronik sporcuların sayısı hızla artış göstermektedir. Bu artışla beraber, sürekli geliştirilen video oyunları verimli biçimde oynanabilmeleri ve kullanılabilirmeleri ile ilgili olan kullanılabilirlik kavramı önemli hale gelmiştir.

Kullanılabilirlik araştırmalarında kullanıcıların algıları genellikle anketlerle ölçülmüş, verilen görevleri ne kadar sürede bitirebildikleri ve ne kadar başarılı olabildikleri rapor edilmiştir. Bu yöntemlerin neyi, ne zaman yaptıkları hakkında ya yeterli bilgiyi vermediği ya da nesnel olmayan veriler sunduğu belirtilmiştir (Özçelik vd. 2006). Acartürk ve Çağıltay (2006) kullanılabilirlik testlerinin en uygununun İnsan-Bilgisayar Etkileşimi araştırmaları için kurulmuş olan laboratuvarlarda yapılabileceğini ifade etmişlerdir. Buna paralel olarak Duchowski (2002), kullanıcıların bilgisayar ortamında nereye, ne kadar süre baktıkları hakkındaki objektif ve nicel verilerin yeni geliştirilen göz izleme cihazları yardımıyla elde edilebileceğini belirtmiştir (Kalaycı vd. 2011).

İnsan gözü diğer duyu organlarıyla karşılaştırıldığında daha yüksek bir hız ve bant genişliğinde beyin ile iletişim kurmaktadır. Diğer duyu organları ile beyin arasındaki iletişim hızı saniyede bir milyon bit iken göz ile beyin arasındaki iletişim hızı saniyede on milyon bit olarak gerçekleşmektedir. İnsan beynine ulaşan bilgilerin ise % 70'i göz üzerinden beyne ulaştırılmaktadır (Arı ve Durna, 2015a).

Beynimiz saniyenin onda biri kadar sürede görsel bir sahneyi algılayabilmektedir. Bir sembolün beyin tarafından işlenmesi 150 milisaniye bu sembole anlam verilmesi ise 100 milisaniye sürmektedir. Yapılan çalışmalar renkli görsellerin okumayı % 80 oranında teşvik ettiğini ve görsel bilgiyi beyin daha fazla

arzu ettiğini tespit etmiştir (NeoMam Studios Web Sayfası 2016).

Görsel bilginin her alanda artan önemine paralel olarak göz hareketlerini takip ve kontrol çalışmaları da son yıllarda popülerlik kazanmıştır. Göz hareketleri takibi günümüzde sürücü göz bakışı takibi, insan bilgisayar etkileşimi, uçuş simülasyonu, bilgisayar oyunları, silah kullanımı, muharebe simülasyonu, cevap ve reaksiyon analizi, askeri uygulamalar, tıbbi araştırmalar ve rehabilitasyon, alışveriş alışkanlıklarının tespiti, interaktif TV ve engellilere yönelik uygulamalar gibi pek çok alanda da yoğun olarak kullanılmaktadır (Arı ve Durna, 2015b).

Göz hareketlerinin takip edilmesinin ve kaydedilmesinin geçmişi 1830'lu yıllara kadar gitmektedir. Javal (1878) okurken gözün yazı üzerinde düzgünce ilerlemediğini gözlemlemiştir. Javal, yazı üzerinde gözün kısa sabitlenmeleri ve anlık sıçramaları olduğunu tespit ederek gözün nerde durduğunun araştırılması konusunda öncü olmuştur. Gözün temelde, sıçrama ve sabitlenme olarak bilinen iki hareketi vardır. Sıçrama (saccades), bakılacak yeni bir bölgeye doğru istemli ya da istemsiz olarak 10 ms - 100 ms süre aralığında her iki gözün eşzamanlı olarak yaptığı hızlı bir harekettir. Sabitleme (fixation) ise, gözün 200 ms ile 1000 ms'lik bir zaman dilimi aralığında sabit kalmasıdır. (Drewes 2010).

Jung (1939) yatay ve dikey göz hareketlerini aynı anda gözlere yakın olan cilde uygulanan elektrotlarla ölçmüştür. Elektrookulografi (EOG) olarak adlandırılan bu yöntem, gözün etrafındaki elektrik alanı ölçen bir sistemdir. Bu yöntem analog elektronikler aracılığıyla bakış verilerinin gerçek zamanlı olarak işlenmesi için ilk fırsatı sağlamıştır. 1947'de, sonradan Fitts yasasıyla ünlenen Paul Fitts, hava kuvvetleri pilotlarının uçaklarını indirirken göz hareketlerini video kamera kullanarak kaydetmiştir. Bu çalışmayla pilotların kokpit kontrollerini nasıl kullandıkları tespit edilmeye çalışılmıştır. Hartridge ve Thompson (1948) serbest kafa hareketi için ilk başa takılan göz izleyiciyi icat etmiştir (Drewes 2010).

Literatürde bilgisayar kullanılarak göz kayıtları alınmaya başladıktan sonra göz hareketleri takibi ve analizi yapılarak gerçekleştirilen çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Hızla gelişen aviyonik sistemler sonucunda kokpitte yer alan bilgi miktarının fazla olması sorununu çözmek için, iyi seviyede görünebilirlik ve kullanılabilirlik sağlamaya yönelik kokpit ergonomisi geliştirme (Haibo 2010), göz bebeği çapının ölçümü (pupillometri) ile psikolojik ve nöron fonksiyonlarındaki bozuklukların tanınması (Frauscher vd. 2005; Pozzessere vd. 1997), depresyon (Siegler vd. 2004), migren (Mylius vd. 2003) gibi sağlık problemlerinin tespiti, otomobil kullanırken sürücünün uyuklama ve yorgunluk durumunun gerçek zamanlı tespitini yapan güvenlik sistemlerinin (Vitabile vd. 2011) tasarlanmaya başlanması, söz konusu çalışmalar arasında yer almaktadır (Durna ve Arı 2016).

Literatürde göz hareketlerinin takip edilmesinde kullanılan en önemli yöntemler, scleral arama bobini (Robinson, 1963), elektrookulografi (EOG) ve video görüntülerine dayalı göz bebeği-kornea yansımasıdır (Duchowski 2002). Bunlardan yaygın olanı, video görüntülerine dayalı göz bebeği-kornea yansımasıdır. Bu yöntemde esas olarak kızılötesi aydınlatma ile göz bölgesi aydınlatılmaktadır (Durna ve Arı 2016).

Kişinin nereye baktığı, bilişsel süreçte düşünceleri gösterdiği varsayılan (Just ve Carpenter 1976) “göz-dikkat” hipotezi temele alındığında insanın görsel bir ekranla etkileşiminin, göz hareketlerinin nereye odaklandığı ile ilişkili olduğu söylenebilir. Dikkat çeken odak, kullanıcı modellemesinde önemli bir rol almaktadır.

Göz hareketlerini izleme teknolojisinin gelişimine 100 yıl önce okuma araştırması öncülük etmiştir (Rayner ve Pollatsek 1989). Elektrokulografik teknikler, göz hareketlerini tespit etmek için elektrik potansiyelindeki farklılıkları ölçebilen göz çevresindeki deri üzerine monte edilmiş elektrotlara dayanır. Diğer tarihsel yöntemlerde lensin kenarına yerleştirilmiş metal bir bobin ile korneanın (gözün ön kısmında yer alan saydam ve eğilimli doku) ve skleranın (gözün beyaz kısmı) kapladığı büyük kontakt lenslerin giyilmesini gerekiyordu. Daha sonraki zamanlarda, göz hareketleri metal bobin gözlerle birlikte hareket ettiğinde elektromanyetik alandaki dalgalanmalarla ölçülmüştür (Duchowski 2003).

Göz izleme, kişinin herhangi bir zaman diliminde nereye baktığını ve gözlerinin bir konumdan diğerine geçtiği diziyi gösteren göz hareketlerinin ölçüldüğü bir tekniktir. Göz hareketlerini izlemek, insan bilgisayar etkileşimi üzerinde araştırma yapan kişilerin, görsel ve görüntü tabanlı bilgi işlemesine ve sistem ara yüzlerinin kullanılabilirliğini etkileyebilecek faktörleri anlamalarına yardımcı olabilmektedir. Göz hareketi kayıtları, objektif bir değerlendirme aracı olarak veri kaynağı olabilmektedirler. Bunun yanında göz hareketleri, kişilerin, doğrudan ara yüzlerle etkileşime girmesini sağlamak için kontrol sinyalleri olarak da kullanılabilirler.

Göz izleme, nörolojik bozuklukları, görsel dikkat ve biliş, teşhis ve bilgisayarlarla etkileşimi incelemek için önemli bir araç haline gelmiştir. Modern göz izleyicilerinin çoğunluğu, video tabanlıdır. En gelişmiş göz izleyicileri, her milisaniyede gözün pozisyonunu ölçebilir ve küçük göz hareketlerini çözebilir (Nyström vd. 2016).

Günümüzde mevcut olan çoğu ticari göz izleme sistemi, “kornea yansıması / gözbebeği merkezi” yöntemi ile gözün bakış noktalarının ölçmektedir. Bu tür izleyiciler, gözün özelliklerini bulmak ve belirlemek için görüntü işleme yazılımıyla birlikte, bir ekran monitörünün altına veya yanına monte edilmiş kızılötesi kameralı standart bir masaüstü bilgisayardan oluşur. Çalışma sırasında, kızılötesi kamerada gömülü bir LED'den gelen kızılötesi ışık (kızılötesi ışık, kullanıcının görünür ışıkla göz kamaştırmasını önlemek için kullanılır), ilk önce gözün içine yönlendirilir. Işın retinaya girer ve göz bebeğinin parlak görünmesini sağlayarak, büyük bir kısmı retinadan geri yansır. Görüntü işleme yazılımı gözbebeğinin merkezini ve kornea yansımasının yerini belirlediğinde, aralarındaki vektör ölçülür ve daha fazla trigonometrik hesaplama ile gözün dikkat noktası bulunabilir (Poole ve Ball 2006). Göz bebeği ve kornea ile göz izleyicisinin etkileşimini gösteren bir görüntü Şekil 3.13'de gösterilmektedir.



**Şekil 3.13.** Göz bebeği ve kornea ile göz izleyicisinin etkileşimi (Poole ve Ball 2006)

Göz takip cihazlarında dikkat çeken, bilgi veren, önemsenmemiş ve gözden kaçmış olanlar hakkında daha çok bilgi toplanmasını sağlamasıdır. Çalışmalar, yalnızca kullanıcıların, kullandıkları sistemin belli bir bölümünde başarılı işler yapıp yapmadığını değil; aynı zamanda o sistem içerisinde bulamadıkları bir nesneyi nasıl ve nerede aradıkları hakkında da bilgi vermektedir. Buradan hareketle göz izleme çalışmalarının, klasik anketlerle yapılan kullanılabilirlik çalışmalarını tamamlayıcı bir yanının olduğu ileri sürülebilir (Kalaycı vd. 2011). Özçelik vd. (2006) kullanılabilirlik çalışmalarında, kullanıcının sesli düşünmesi sırasında kullanıcının istenen bağlantıya ne kadar baktığı, ara yüzdeki farklı bir görsel öğeye mi baktığı, bağlantıyı gördüğü halde anlamını kavrayıp kavrayamadığı gibi sorulara cevap bulunabileceğini ifade etmektedir.

Elektronik sporcuların göz hareketleri, Şekil 3.14’de gösterilen bakış veri akışı 30 Hz olan Tobii Dynavox PCEye mini göz takip cihazı ile kaydedilmiştir. Cihaz, boyutu kompakt bir modüle sahip olması, takılma kolaylığı, kullanımı kolaylığı ve güvenilir olması ile tercih edilmiştir. PCEeye mini donanımına ilaveten bakış görüntüleme ve raporlamaya yarayan Gaze Viewer analizi yazılımını içermekte olup; kullanıcıların göz izleme verilerini yakalayıp analiz etmelerine olanak tanımaktadır.



**Şekil 3.14.** Tobii PCEye mini göz takip cihazı (Tobii Dynavox web sitesi sayfası 2018)

Cihazla çalışan yazılım sayesinde gerçek bakış verileri kaydedilmiştir. Veriler, ısı haritası, bakış haritası ve canlı bakış haritası gibi farklı şekillerde sunulabilmektedir. (Tobii Dynavox web sitesi sayfası 2018).

Çalışmamızda kullanılan göz takip cihazı gözlük şeklinde olmadığı için katılımcıya rahatsızlık verici bir durum oluşmadığı gibi gözlük ve lens kullanan katılımcılardan da rahatlıkla kayıt alınabilmektedir. Gönüllüler, göz takip sistemi düzeneğinin bulunduğu 22” LCD 1920 x 1080 çözünürlükteki ekran önünde belirli bir mesafede sabit oturmuşlardır.

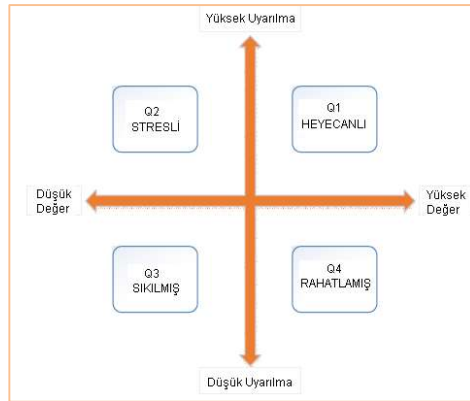
### 3.8. Galvanik Deri Tepkilerinin Değerlendirilmesi

Biyometrik veriler DNA, parmak izleri, göz retina ve iris şekli, göz hareketi sıklığı ve yönü, yüz ifadeleri, deri iletkenliği ve daha fazlasını içerir.

Galvanik Deri tepkisi, bireylerin uyarılmalarını ölçmede kullanılan bir veri türüdür. Psikogalvanik refleks (PGR), elektrodermal cevap (EDR), deri iletkenlik cevabı (SCR) ve deri iletkenlik seviyesi (SCL) gibi farklı isimlerle de karşımıza çıksa da çalışmamızda galvanik deri tepkisi (GSR) tercih edilmiştir.

Psikolojik araştırmaların ilk araçlarından birisi olan psiko-galvanometre, çok küçük elektrik akımını geçiren deri direncini ölçer. Elektriksel direncin büyüklüğünün kişinin genel ruh hali ve duygusal reaksiyonlarından etkilendiği yıllardır bilinmektedir. Bu durum ilk defa 1890 yılında Tarchanoff tarafından ifade edilmiştir. Tarchanoff yanıtı, otonom sinir sisteminin nöronları arasındaki doğru gerilim değerindeki değişimdir. 1967 yılında Hendrik Fenz ve Stephen Epstein tarafından kaygı ve stres düzeylerinin belirlenmesi için önemli araştırmalar yapılmıştır. 1973 yılında Roskin yalan algılama konusunda ciltten elde edilen yanıtları anlamlandıran mekanizmalar üzerinde çalışmıştır. 1970 lerde biyogeribesleme araştırmaları sırasında, psikoterapide psikogalvanometreler kullanılmıştır (Besler, 2010).

GSR, galvanik cilt cevabını ifade eder ve cildin elektriksel iletkenliğindeki değişikliklerden kaynaklanan bir çeşit tepkidir. Cildin elektriksel özelliklerindeki küçük değişimler parmaklara takılan elektrotlar yardımıyla ölçülür. Bu fizyolojik değişiklikler, kişinin stres ve rahatlama gibi psikolojik durumundaki değişikliklerden kaynaklanır. Gökay vd. (2015), kaynak taramalarından yola çıkarak Şekil 3.15'de gösterildiği gibi duygusal yanıtın iki boyutlu gösterilebileğini ifade etmişlerdir. Derinin elektriksel direnci zihinsel, fiziksel ve duygusal uyarılmalarla hızlı bir şekilde dalgalanır (Westeyn vd. 2006). Cilt iletkenliği, elektrotlar aracılığıyla cilde sabit bir voltaj uygulanarak ve akan akım miktarının ölçülmesiyle saptanır.



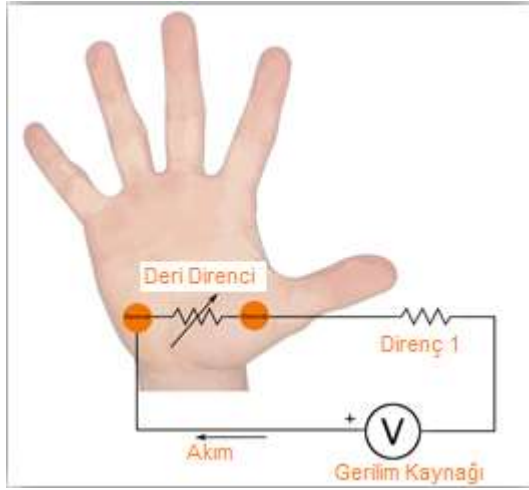
**Şekil 3.15.** Uyarılma ve değer modeli (Gökay vd. 2015)

Elektrodermal aktivite (EDA), derideki tüm elektriksel olayları kapsayan genel bir kavramdır. Bu olaylar, aktif ve pasif elektriksel özellikleri içerir. Elektrodermal aktivitenin belirlenmesinde egzosomatik ve endosomatik olmak üzere iki yöntem kullanılmaktadır. Endosomatik yöntemde, deride kendiliğinden gelişen biyoelektrik

olaylar sonucu ortaya çıkan gerilimler, egzosomatik yöntemde ise, harici bir elektriksel kaynağın sağlamış olduğu sabit akım veya voltajın, deriye uygulanmasıyla deri iletkenliği/direnci gözlenir.

Kişi dinlenme durumunda iken ölçülen deri direnci/iletkenlik değeri deri direnç seviyesi (SRL) veya deri iletkenlik seviyesi (SCL) şeklinde iken; herhangi bir dış uyaran sonucu ortaya çıkan değişiklik ise deri direnç cevabı (SRR) veya deri iletkenlik cevabı (SCR) olarak adlandırılır (Christie 1981; Esen 2000).

Bir uyaran algılandığında ter bezleri sempatik sinir sistemi tarafından kontrol edilir. Sempatik sinir sistemi, olaylar meydana geldiğinde ter bezlerini harekete geçiren sinyaller gönderir. Bu durum elimizdeki ter miktarında bir artışa ve dolayısıyla deri iletkenliğinin artmasına neden olur (Hegazy ve Revet 2011; Bach vd. 2013). Şekil 3.16, bir örnek GSR sensör şemasını göstermektedir.



**Şekil 3.16.** GSR sensör şeması (Tobiipro web sayfası 2019)

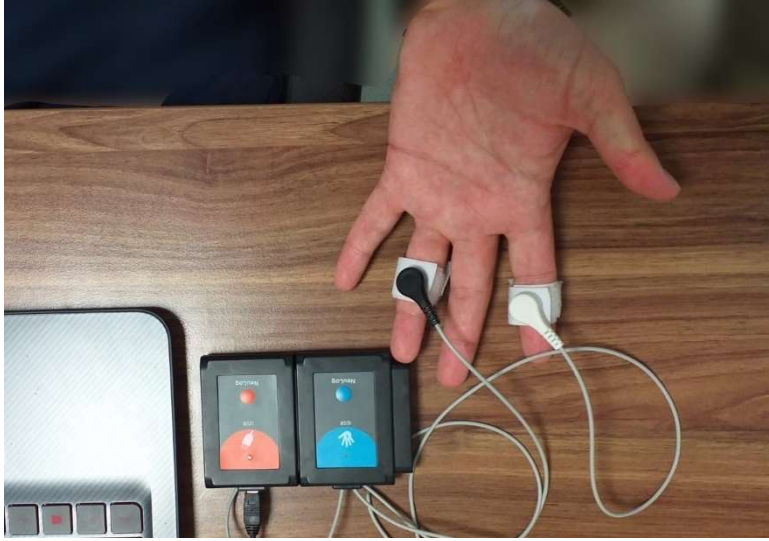
Deri iletkenliği veya elektrodermal aktivite cevabı olarak bilinen galvanik deri tepkisi (GSR), stresin güvenilir bir göstergesidir (Labbé vd. 2007; Healey ve Picard 2005; Selye 1956; Ferreira vd. 2008). Bireyin cildindeki elektrik akış ölçümüdür. Birey stres altındayken, cildin yüzeyindeki nem artışına bağlı olarak deri iletkenliği artar (Liao vd. 2005). Bu durum elektrik akışını artırır. Şekil 3.16, bir GSR sensör şemasının içerisinde elektrik akışını göstermektedir.

GSR ölçümü, cildin yüzeyine yerleştirilen elektrotlar arasındaki elektrik potansiyelleri ölçülerek alınabilir. Deri iletkenliğindeki dalgalanmalar GSR'de değişiklikler olarak kaydedilir. Bersak vd. (2001) yaptıkları çalışmada, rekabet içeren yarış oyunu sırasında GSR'deki değişimlerin bireylerde stres seviyelerini yansıttıklarını görmüşlerdir. Stres etkeni olarak görülen bilişsel yük (Shi vd. 2007) ve iş performansı (Lin vd. 2005), GSR ile güçlü korelasyonlara sahiptir. Shi vd. (2007) yaptığı araştırmada, farklı görevlerdeki stresi karşılaştırmak için minimal hesaplamalar gerektiren (örneğin ortalama ve toplam) GSR özellikleri kullanmışlardır.

Cilt iletkenliği, genellikle duygusal süreçlerin ve duygusal uyarılmanın bir göstergesi olarak kullanılır; ucuzdur ve güvenilir bir şekilde ölçülür (Finger and Murphy

2011). Kim ve Lee'nin (2017) araştımlarında kullandıkları NeuLog GSR sensörü, biyoloji, fizyoloji, psikoloji gibi birçok alanda kullanılmaktadır.

Çalışmada, doğal galvanik cilt tepkisi (cilt iletkenliği) Şekil 3.17'de gösterilen NeuLog GSR logger sensörü NUL-217 kullanılarak kaydedilmiştir. Cihazın maksimum örnekleme oranı 100 (S/sec) ve analog sayısal dönüştürücü çözünürlüğü 16 bittir (NeuLog web sayfası 2018). Yapılan araştırmada kullanılan GSR ölçüm birimi saniyede mikrosiemens olmuştur. Sensörler, katılımcının baskın olmayan işaret ve yüzük parmaklarına yerleştirilmiştir.



**Şekil 3.17.** GSR sensör ve USB bağlantı modülü

### 3.9. Test ve Ölçeklerin Değerlendirilmesi

Gönüllülerin kalemle işaretledikleri VAS (10 puanlık ölçek) cetveli kullanarak yaşanan stres ve zihinsel yorgunluklar incelenmiştir. Elektronik spor yapan katılımcılara oynadıkları oyunun öncesi ve sonrası Pozisyon, Color 2-Geri testi uygulanarak elde edilen başarı oranları kullanarak oyunun çalışma belleğine etkileri tespit edilmeye çalışılmıştır. D2 dikkat testleri ile de katılımcıların bilişsel performansları değerlendirilmiştir.

### 3.10. Sinyal İşleme

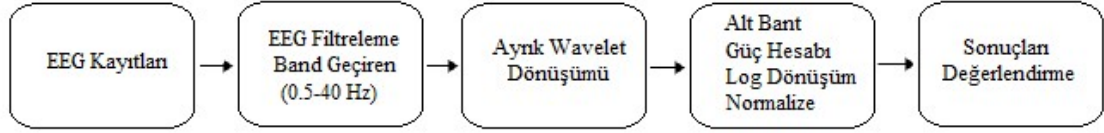
Elektronik spor sırasında katılımcılar üzerinde göz takip, EEG, HRV ve GSR cihazlarıyla alınan veriler kullanarak aşağıda ayrıntıları belirtilen analizler yapılmıştır.

Göz takip sinyalleri, Tobii Dynavox Gaze Viewer kullanılarak kaydedilmiştir. Gönüllülerin nereye ve ne kadar baktığını gösteren ısı haritaları kullanılarak göz takip değerlendirilmeleri yapılmıştır.

EEG işaretlerini daha iyi analiz etmek için bir takım teknikler geliştirilmiştir. Spektral analiz EEG işaretlerinin karakteristiğini frekans düzlemlerinde incelemek amacıyla kullanılan kolay yöntemlerden biri olarak karşımıza çıkmaktadır. Dalgacık Dönüşümü, bir sinyalin zaman-frekans gösterimini sağlayan matematiksel bir



dönüşümdür. Dalgacık Dönüşümü değişken zaman-frekans çözünürlüğü sağlar ve bu özellik sinyal işleme uygulamaları için büyük bir avantajdır. Çünkü alçak frekanslar frekansta, yüksek frekanslar zamanda daha iyi çözülür (Gümüş 2003). Çalışma sırasında kaydedilen EEG verileri sinyal işleme aşamalarını gösteren akış Şekil 3.18'de gösterilmektedir.



**Şekil 3.18.** EEG kayıtlarının sinyal işleme aşamaları

EEG sinyalleri, 256 Hz örnekleme frekansı ile elde edilmiştir. Verileri filtrelemek için 0.5 ve 40 Hz arası geçirecek bir 2. dereceden bir bant geçişi Butterworth filtresi kullanılmıştır. Daha sonra ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) kullanılarak EEG sinyalleri ayrıştırılmış ve tekrar yapılandırılmıştır. 256 Hz örnekleme frekansına sahip EEG sinyalini, Orosco vd. (2013) ve Geethanjali vd. (2018)'lerin yaptığı gibi Daubechies 4 ile elde edilen 6 seviyeli dalgacık olarak ayrıştırılmıştır. Alt bandlara alınan sinyallerin genlikleri kullanılarak güçleri hesaplanmış ve logaritmik ifadeye dönüştürülmüştür. Son olarak karşılaştırma işlemlerini kolaylaştırmak için tüm güç sinyalleri 0-1 arası normalize edilmiştir.

Kalp Hız Monitör cihazı kullanılarak kayıtlar alınmıştır. Matlab programı kullanılarak gönüllülerden alınmış gerçek kalp hızı değişkenliği verileri ile zaman-domain ve frekans-domain analizleri yapılmıştır.

Zaman domain analizleri sonunda veriler hakkında ortalama kalp atışı ve RR aralıkları, RMSSD, SDNN değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları elde edilmiştir. Frekans domain analizleri sonucunda ise güç spektrum yoğunluğu alınarak LF ve HF güçleri ve LF/HF oranları tespit edilmiştir.

Neulog firmasının NUL-217 GSR sensör logger yardımıyla gönüllülere ait galvanik deri tepkisi ile ilgili veriler elde edilmiştir. Bu verilere ait GSR özneliklerini çıkarmak için minimum, maksimum, ortalama, standart sapma, güç, medyan, maksimum-minimum, çarpıklık, basıklık, etkin değer gibi istatistiksel yöntemler kullanılmış ve analizleri yapılmıştır.

#### 4. BULGULAR

Çalışmada, sessiz ve kapalı özel bir ortamda yaş ortalaması  $32.3 \pm 7.5$  (ortalama  $\pm$  standart sapma) olan 2'si bayan 10 gönüllü katılımcıya iki dakika boyunca hem fiziksel hem de zihinsel çaba ve beceri gerektiren tetris oynatılarak stres ve zihinsel yorgunluk oluşturulmaya çalışılmıştır. Gönüllülerden EEG, galvanik deri tepkisi ve kalp atış hızı değişkenliği verileri oyun öncesi ve oyun sırasında, göz izleme verileri sadece oyun sırasında alınmış ve analizleri gerçekleştirilmiştir. Gönüllülere elektronik sporun öncesi ve sonrası yapılan Pozisyon, Renk 2-Geri testiyle oyunun çalışma belleğine ve D2 dikkat testiyle bilişsel performansa etkileri ve bu etkilerin nesnel ölçümlerle ilişkisi tespit edilmeye çalışılmıştır. Elektronik spor öncesi ve sonrası stres ve zihinsel yorgunluğa ait VAS değerlendirmesi yapılmış; bu öznel değerlendirmenin nesnel ölçümlerle korelasyonu araştırılmıştır.

Başka bir çalışmada, çalışma belleğinin ölçülmesinde sıkça kullanılan ölçme araçlarından biri olan N-Geri testin farklı modlarının Elektroensefalografi (EEG) ve göz izleme verileri üzerindeki etkilerinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Bu çalışmaya yaşları 24 ile 41 arasında değişen ortalaması  $31 \pm 7.3$  (ortalama  $\pm$  standart sapma) olan, diğer çalışmalara göre farklı gönüllüleri de içeren sekiz yetişkin (2 kadın ve 6 erkek) katılmıştır. Farklı test modları için gönüllülerden gelen test puanlarına göre EEG sinyallerinin teta, alfa ve beta bantlarındaki güç değerleri değerlendirilmiştir.

Ayrıca farklı zamanda farklı gönüllülerin de katıldığı çalışmada, tetrisin oynama süresince kalp hızı değişkenliği (KHD), galvanik deri tepkisi (GSR) ve göz takip kayıtları alınıp analizleri gerçekleştirilmiştir. Ortalama yaşı  $36.8 \pm 6.3$  (ortalama  $\pm$  standart sapma) olan 6 sağlıklı erkek katılımcı farklı zaman alan iki oturumda tetris oynamıştır. Tüm katılımcıların tetris oynaması 1. oturumda 2 dakika sürerken; 2. oturumda 3 ile 10 dakika arası (ortalama 6 dakika 34 saniye) değişmiştir. İki oturum, katılımcıların HRV, GSR ve göz odaklanma verileri kullanılarak karşılaştırılmıştır.

##### 4.1. Elektronik Sporun Etkilerinin Fiziksel ve Fizyolojik Değerlendirilmesi

Çalışma Antalya il sınırları içinde, Akdeniz Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği'nde görevli akademik personel ve lisansüstü öğrencileri ile yürütülmüştür. Katılımcılar, 2'si bayan 10 kişi olup yaş ortalaması  $32.3 \pm 7.5$  (ortalama  $\pm$  standart sapma) olan sağlıklı kişilerdir. Şekil 4.1'de, katılımcıdan ölçüm alınırken çekilen bir fotoğraf gösterilmektedir.

Kötüye özendirilen hiçbir tarafı olmadığı için elektronik spor olarak Tetris oyunu seçilmiştir. Tüm katılımcılar oyunu 4. seviyede oynadılar. Bir katılımcının oyunu 2 dakika olmadan sona ermiş olup bunun dışındaki tüm oyuncular 2 dakika boyunca yüksek puan toplamaya çalışmışlardır.



**Şekil 4.1.** Katılımcıdan fiziksel ve fizyolojik sinyallerin alınması

#### 4.1.1. VAS ölçümleri

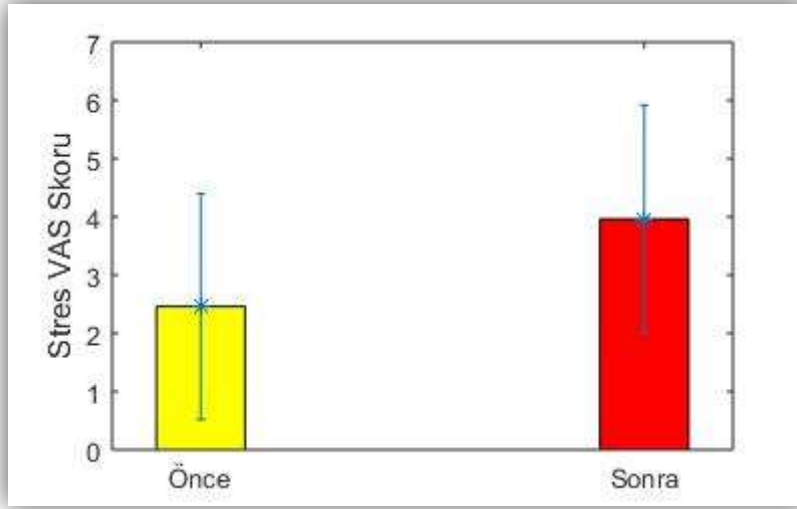
Şekil 4.2’de verilen VAS cetvelleri kullanılarak gönüllülerin yaptıkları işaretlemelerin sonuçları bu bölümde incelenmiştir. Kullanılan VAS cetvellerinin ölçüm skalası 0-10 cm aralığıdır.



**Şekil 4.2.** Stres ve zihinsel yorgunluk tespiti için kullanılan VAS cetvelleri

##### 4.1.1.1 Stres VAS skorları

Katılımcılardan oyun öncesi ve oyun sonrası stres ile ilgili VAS cetveli üzerinde işaretleme yapmaları istenmiştir. 10 kişinin VAS skorlarına ait verilerinin ortalamaları ve standart sapmaları alınarak elde edilen oyun öncesi ve sonrası karşılaştırma işlemi Şekil 4.3’de gösterilmiştir.

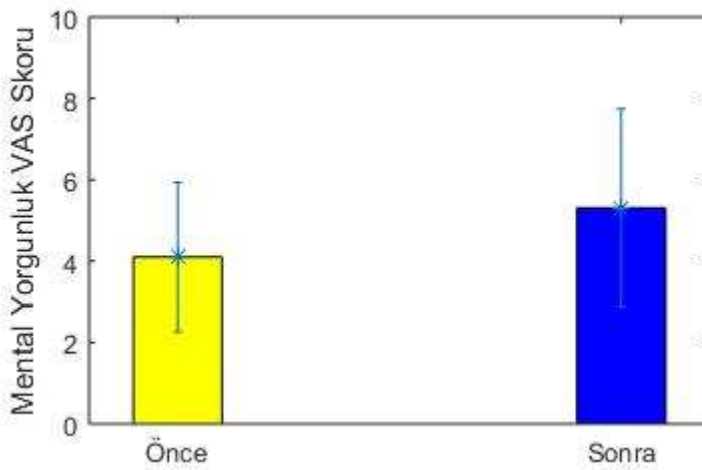


**Şekil 4.3.** Stres ölçümü için oyun öncesi ve sonrası VAS skorlarına ait karşılaştırma

Oyun sonrasında elde edilen strese ait ortalama VAS skorlarının ( $3.96 \pm 1.96$ , ortalama $\pm$ standart sapma), oyun öncesi değerlere ( $2.46 \pm 1.94$ , ortalama $\pm$ standart sapma) göre önemli derecede arttığı gözlemlenmiştir. VAS kullanılarak yapılan oyun öncesi ve sonrası stres karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ( $p=0.027 < 0.05$ ).

#### 4.1.1.2 Zihinsel yorgunluk VAS skorları

Oyun öncesi ve sonrası katılımcıların mental yorgunluğunun öznel değerlendirilmesi için VAS cetveli kullanılmıştır. Katılımcıların mental yorgunluk VAS verilerinin ortalamaları ve standart sapmalarını gösteren karşılaştırma işlemi Şekil 4.4'de gösterilmiştir.



**Şekil 4.4.** Oyun öncesi ve sonrası mental yorgunluk VAS skorları

Zihinsel yorgunluğa ait ortalama VAS skorları incelendiğinde; oyun sonrasında ( $5.31 \pm 2.44$ , ortalama  $\pm$  standart sapma), oyun öncesine ( $4.10 \pm 1.84$ , ortalama  $\pm$  standart sapma) göre artış gösterdiği izlenmiştir. VAS kullanılarak yapılan oyun öncesi ve sonrası zihinsel yorgunluk karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ( $p=0.251 > 0.05$ ).

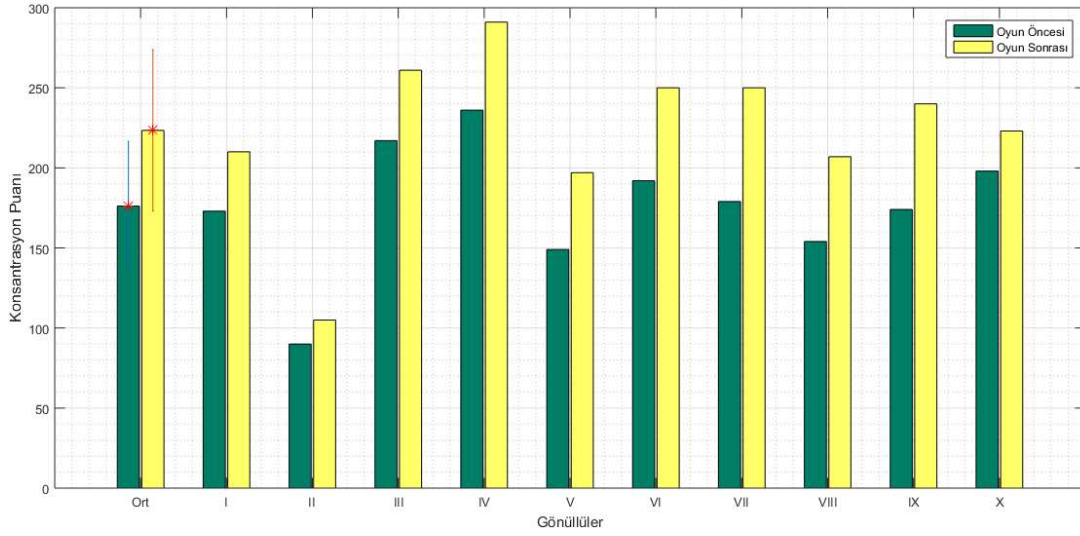
#### 4.1.2. D2 Nöropsikolojik dikkat testi ölçümleri

Gönüllü grubunun d2 dikkat testinden elde edilen puanlar Çizelge 4.1’de sunulmuştur.

**Çizelge 4.1.** d2 dikkat testi puan ortalama ve standart sapmaları

D2 Testi Puanlama Türleri	Oyun Öncesi		Oyun sonrası	
	$\bar{X}$	$\sigma$	$\bar{X}$	$\sigma$
İşlenen Toplam Madde Sayısı (TM)	<b>517.50</b>	61.05	<b>577.60</b>	59.55
İşaretlenmemiş Harf hataları (H1)	<b>39.20</b>	20.00	<b>29.30</b>	17.55
Toplam % Hata (H)	<b>8.86</b>	5.33	<b>6.44</b>	5.10
Dalgalanma Oranı (DO)	<b>12.60</b>	3.86	<b>9.30</b>	4.72
Toplam Madde-Hata (TM-H)	<b>472.30</b>	65.51	<b>541.90</b>	73.41
Konsantrasyon Performansı (KP)	<b>176.20</b>	40.35	<b>223.40</b>	50.37

Oyun öncesi ve sonrası uygulanan d2 dikkat testi ile ilgili puanlama türlerinden elde edilen skorların ortalama ( $\bar{X}$ ) ve standart sapmaları ( $\sigma$ ) yukarıdaki çizelgede özetlenmiştir. Çizelgeye göre oyun sonrası hesaplanan işlenen toplam madde sayısı, toplam madde-hata ( $p=0.005 < 0.05$ ) ve konsantrasyon performansı ( $p=0.005 < 0.05$ ) oyun öncesine göre artarken; işaretlenmemiş harf hataları, toplam % hata ( $p=0.022 < 0.05$ ) ve dalgalanma oranı azalmıştır. Bu parametrelerin oyun öncesi ve sonrası karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır.

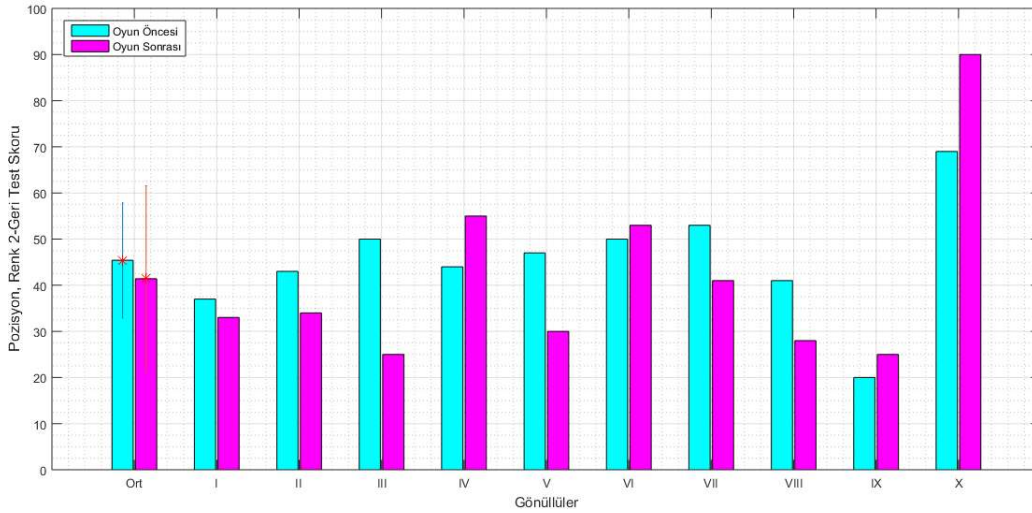


Şekil 4.5. Oyun öncesi ve sonrası gönüllülere ait D2 konsantrasyon puanları

Katılımcıların d2 testinden aldıkları konsantrasyon puanları ve oluşan ortalama değerler Şekil 4.5’de grafik şeklinde verilmiştir.

#### 4.1.3. N-Geri testi skorları

Gönüllülerin çalışma belleği testi için Brain Workshop v.4.8.1 denilen açık kaynaklı bir yazılım kullanılmıştır (Brain Workshop web sayfası 2019). Katılımcılar “Pozisyon, Renk 2-Geri” modu görevini tamamlamışlardır. 10 kişiye ait N-Geri skorlarının ortalamaları ve standart sapmaları alınarak elde edilen oyun öncesi ve sonrası karşılaştırma işlemi Şekil 4.6’da gösterilmiştir.



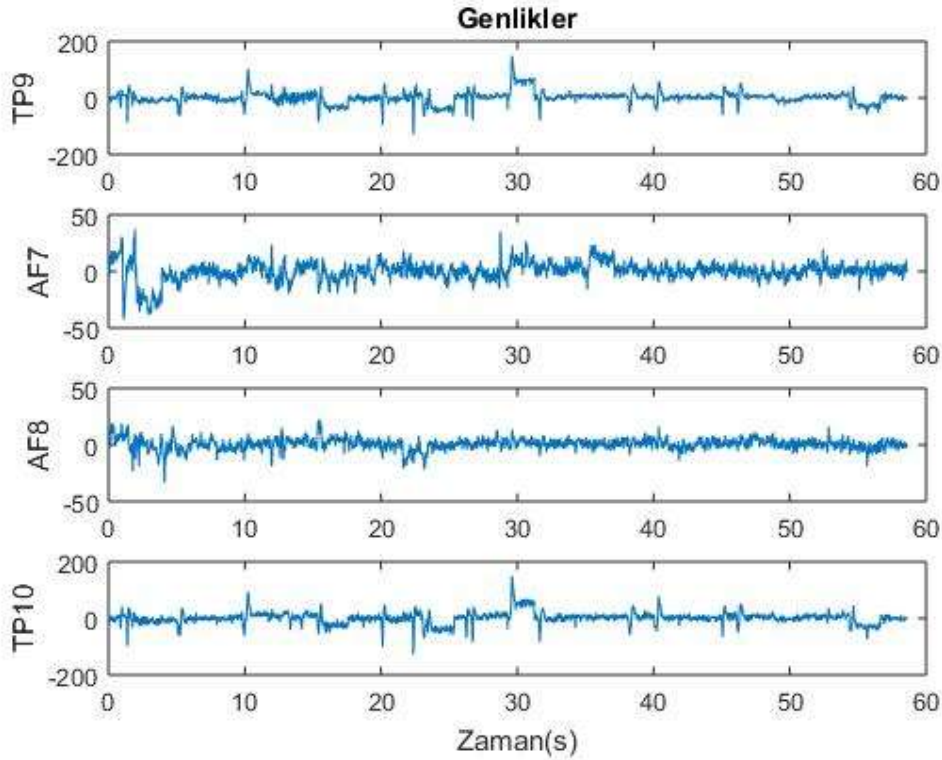
Şekil 4.6. Oyun öncesi ve sonrası çalışma belleği skorları

Oyun sonrasında elde edilen pozisyon, renk 2-Geri skor ortalaması ( $41.40 \pm 20.15$ , ortalama±standart sapma), oyun öncesi değere ( $45.40 \pm 12.48$ , ortalama±standart sapma) göre azalmıştır. Oyun öncesi ve sonrası N-Geri skor karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ( $p=0.333>0.05$ ).

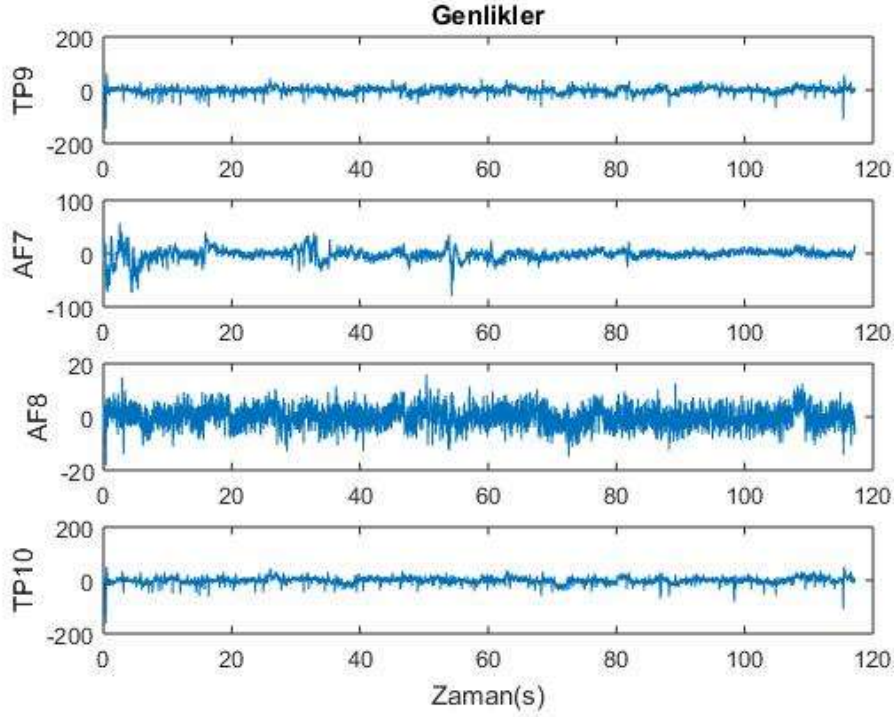
#### 4.1.4. Elektroansefalogram ölçümleri

Bu çalışma içinde gönüllülerden oyun öncesinde ve oyun sırasında EEG kayıtları alınmıştır. Bir katılımcının EEG sinyalleri bozuk olduğu için sadece 9 katılımcının EEG verileri çalışmaya dahil edilmiştir. Bu kayıtları almak için Muse Kablosuz EEG Band cihazı kullanılmıştır. Sinyaller, 256 Hz örnekleme frekansıyla elde edilmiş ve 0.5 ve 40 Hz arasını geçirecek bir 2. dereceden bir bant geçişi Butterworth filtresi ile filtrelenmiştir. Şekil 4.7 ve Şekil 4.8, elde edilen EEG sinyallerine örnek olarak verilmiştir. Şekillerde yatay eksenler saniye cinsinden zamanı, dikey eksen ise  $\mu\text{V}$  cinsinden genlik değerlerini ifade etmektedir.

Bilgisayar ile kablosuz bağlantı sağlayan portatif bir EEG olan bu mobile cihaz, 10-20 Uluslararası standartlarına uygun yapıdadır. Grafiklerdeki AF7 için sol alın, AF8 için sağ alın, TP9 için sol kulak ve TP10 için de sağ kulak bölgelerini ifade etmektedir.



Şekil 4.7. Dinlenme durumuna ait örnek EEG sinyali



**Şekil 4.8.** Oyun sırasında kayıt altına alınan örnek EEG sinyali

Filtrelenen sinyaller, sinyal işleme yöntemlerinden olan ayrık dalgacık dönüşümü (Daubechies 4 ile elde edilen 6 seviyeli dalgacık ayrışmasını) kullanılarak ayrıştırılmıştır. Sinyal işlemenin sonucunda oluşan frekans band aralıkları Çizelge 4.2’de gösterilmiştir.

**Çizelge 4.2.** Ayrık dalgacık dönüşümü kullanılarak elde edilen frekans bandları (Rinco’n vd. 2016; Rahma vd. 2016)

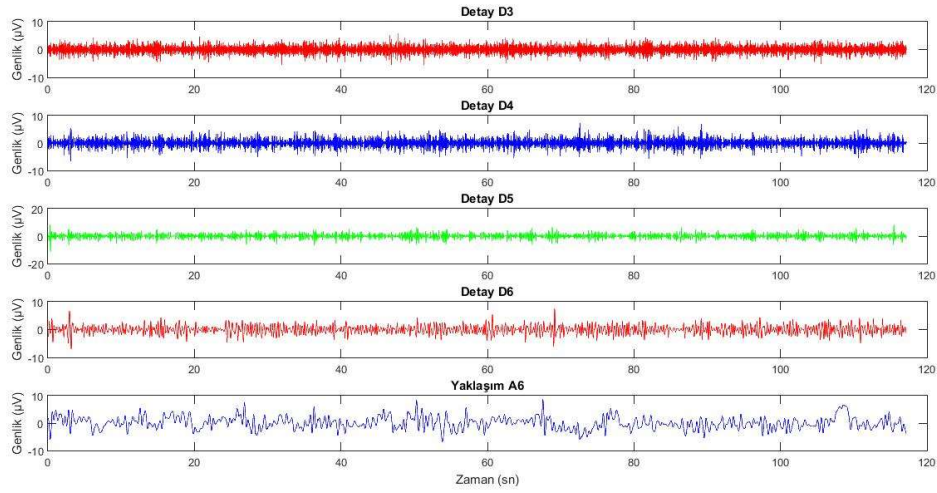
EEG Alt Bandlar	Frekans Aralığı (Hz)
Gama ( $\gamma$ )	32-64 Hz
Beta ( $\beta$ )	16-32 Hz
Alfa ( $\alpha$ )	8-16 Hz
Teta ( $\theta$ )	4-8 Hz
Delta ( $\delta$ )	0-4 Hz

Çizelge 4.3’de bir gönüllünün AF7 bölgesinden alınan EEG verisi ile ilgili istatistiksel bilgileri sunulmuştur. Oyun sonrası alınan örnek EEG verisinin DB4 dalgacığı kullanılarak ayrışımı yapılan detay ve yaklaşım katsayılarının yeniden yapılandırmasına örnek olarak Şekil 4.9’da gösterilmektedir.



**Çizelge 4.3.** Oyun öncesi ve oyun sırasında EEG frekans alt band aralıklarına ait istatistiksel veriler

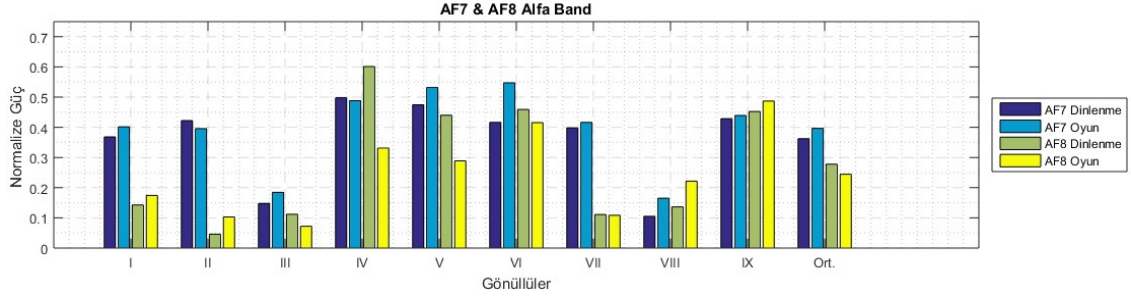
	Oyun Öncesi ( $\mu\text{V}$ cinsinden)				Oyun Sırasında ( $\mu\text{V}$ cinsinden)			
	Maks.	Min.	Std.	Ort.	Maks.	Min.	Std.	Ort.
<b>Gama</b>	75.49	-87.30	11.48	-2.94	204.16	-242.56	78.41	-10.93
<b>Beta</b>	154.80	-165.60	20.96	0.16	201.81	-197.90	66.71	-0.29
<b>Alfa</b>	266.84	-188.85	42.46	1.21	293.78	-217.19	52.35	-1.78
<b>Teta</b>	459.18	-294.41	74.79	5.35	130.69	-124.39	44.23	5.46
<b>Delta</b>	771.92	-928.90	197.51	31.09	1075.54	-299.45	155.10	31.64



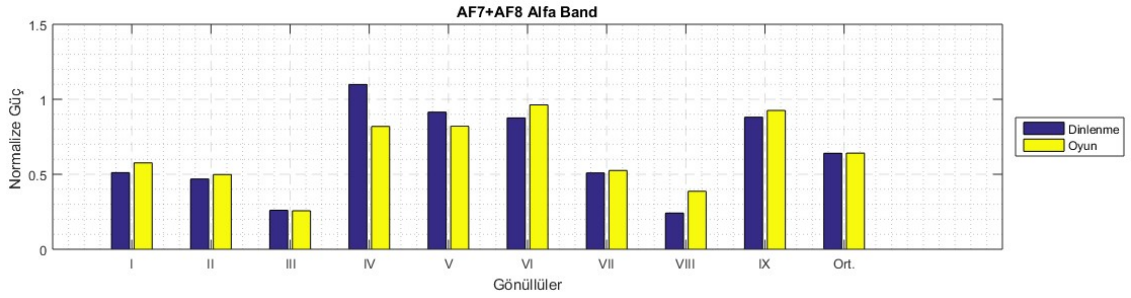
**Şekil 4.9.** Oyun sırasında alınan örnek EEG verisinin DB4 dalgacığı kullanılarak ayrışımı yapılan detay ve yaklaşım katsayılarının geri çatılması (yeniden yapılandırılması)

Yapılan altbandlarına ayrıştırma işlemlerinden sonra her gönüllünün kafasına taktığı elektrod bölgelerine göre EEG sinyallerinin güç hesaplamaları yapılmıştır. Sonra bu değerler işlem kolaylıkları için normalize edilmiştir.

Şekil 4.10, dinlenme (oyun öncesinde) ve oyun anında AF7 ve AF8 bölgelerinden alınan alfa bandlarına ait normalize güç değerlerini göstermektedir. AF7&AF8 hem sol hem de sağ alından alınan sinyalleri ayrı ayrı gösterirken; AF7 + AF8 ise alından alınan normalize edilmiş toplam alfa gücünü belirtmektedir.



(a)

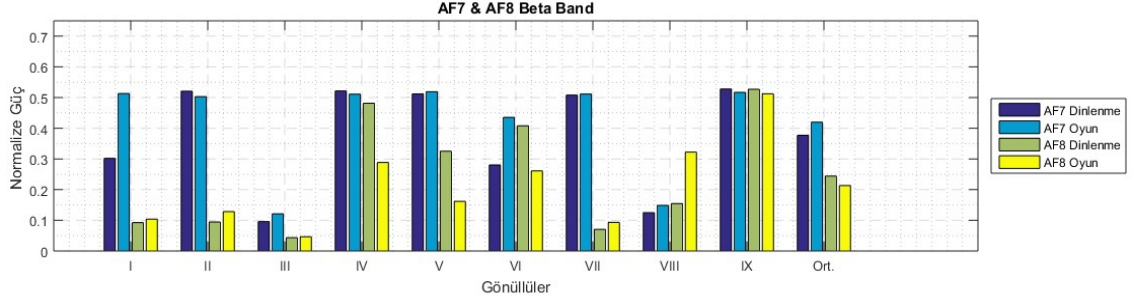


(b)

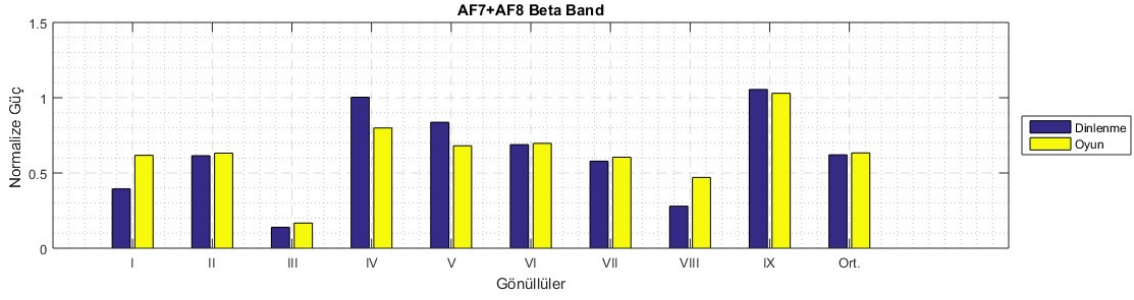
**Şekil 4.10.** Gönüllülerin dinlenme ve oyun sırasında oluşan EEG alfa sinyallerine ait normalize güçlerin karşılaştırmaları **a)** AF7 ve AF8 bölgeleri; **b)** AF7 ve AF8 bölgelerinin toplamı

AF7 ve AF8 bölgelerinde bulunan EEG alfa dalgalarına ait normalize güçler toplandığında oyun halinin ortalama değerinin (0.6414) dinlenme durumuna (0.6401) göre fazla olduğu görülmüştür.

Şekil 4.11, dinlenme (oyun öncesinde) ve oyun anında AF7 ve AF8 bölgelerinden alınan beta bandlarına ait normalize güç değerlerini göstermektedir. AF7&AF8 hem sol hem de sağ alından alınan sinyalleri ayrı ayrı gösterirken; AF7 + AF8 ise alından alınan normalize edilmiş toplam beta gücünü belirtmektedir.



(a)

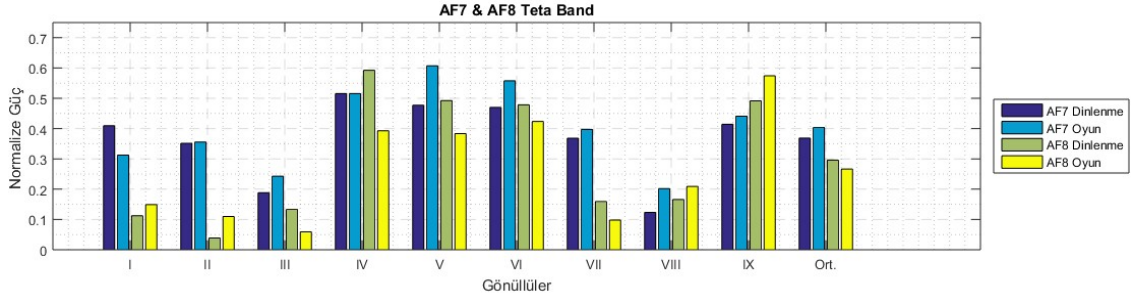


(b)

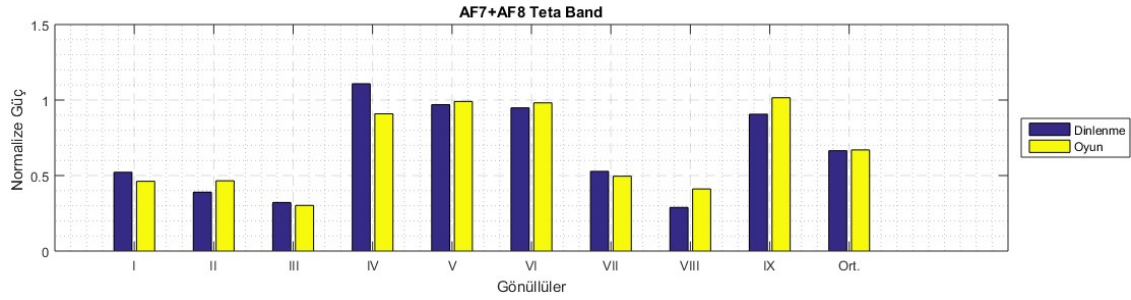
**Şekil 4.11.** Gönüllülerin dinlenme ve oyun sırasında oluşan EEG beta sinyallerine ait normalize güçlerin karşılaştırılmaları **a)** AF7 ve AF8 bölgeleri; **b)** AF7 ve AF8 bölgelerinin toplamı

AF7 ve AF8 bölgelerinde bulunan EEG beta dalgalarına ait normalize güçler toplandığında oyun halinin ortalama değerinin (0.6331) dinlenme durumuna (0.6212) göre fazla olduğu görülmüştür.

Şekil 4.12, dinlenme (oyun öncesinde) ve oyun anında AF7 ve AF8 bölgelerinden alınan teta bandlarına ait normalize güç değerlerini göstermektedir. AF7&AF8 hem sol hem de sağ alından alınan sinyalleri ayrı ayrı gösterirken; AF7 + AF8 ise alından alınan normalize edilmiş toplam teta gücünü belirtmektedir.



(a)

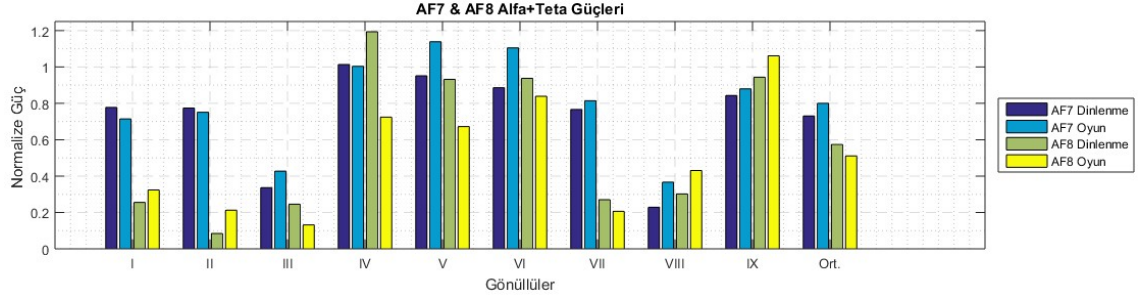


(b)

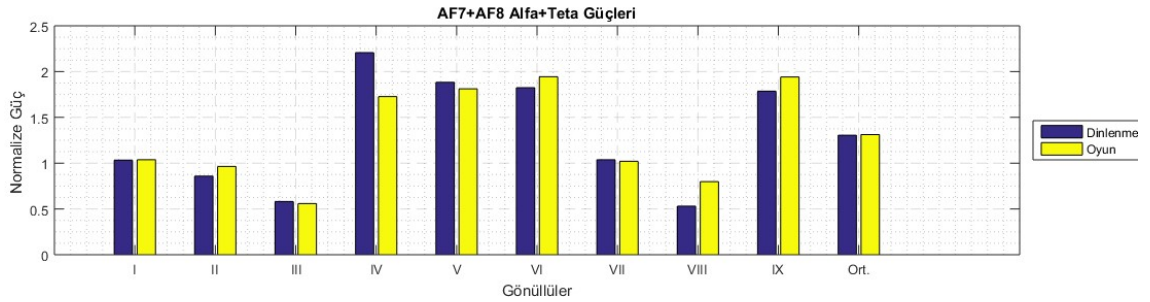
**Şekil 4.12.** Gönüllülerin dinlenme ve oyun sırasında oluşan EEG teta sinyallerine ait normalize güçlerin karşılaştırılmaları **a)** AF7 ve AF8 bölgeleri; **b)** AF7 ve AF8 bölgelerinin toplamı

AF7 ve AF8 bölgelerinde bulunan EEG teta dalgalarına ait normalize güçler toplandığında oyun halinin ortalama değerinin (0.6701) dinlenme durumuna (0.6648) göre fazla olduğu görülmüştür.

Şekil 4.13, dinlenme (oyun öncesinde) ve oyun anında AF7 ve AF8 bölgelerinden alınan alfa+teta bandlarına ait normalize güç değerlerini göstermektedir. AF7&AF8 hem sol hem de sağ alından alınan sinyalleri ayrı ayrı gösterirken; AF7 + AF8 ise alından alınan normalize edilmiş toplam alfa+teta gücünü belirtmektedir.



(a)

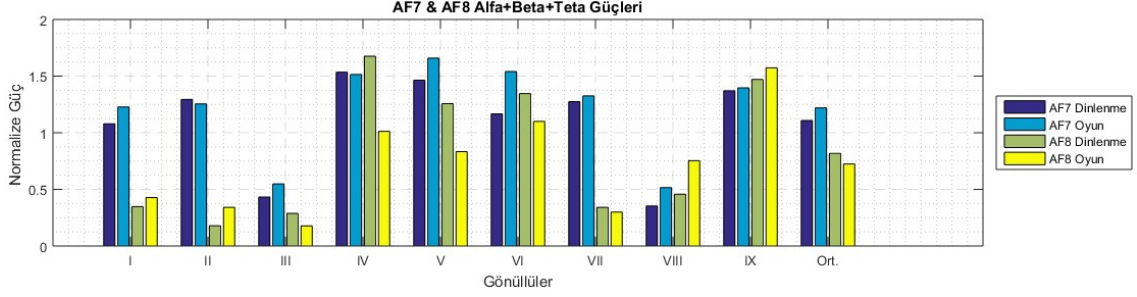


(b)

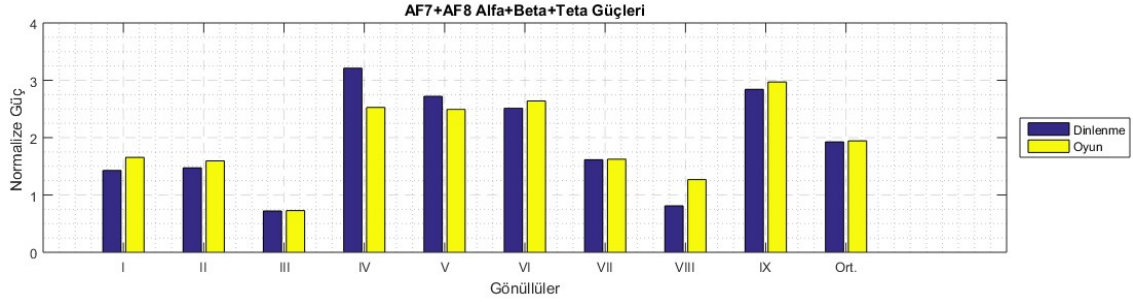
**Şekil 4.13.** Gönüllülerin dinlenme ve oyun sırasında oluşan EEG alfa+teta sinyallerine ait normalize güçlerin karşılaştırılmaları **a)** AF7 ve AF8 bölgeleri; **b)** AF7 ve AF8 bölgelerinin toplamı

AF7 ve AF8 bölgelerinde bulunan EEG alfa+teta dalgalarına ait normalize güçler toplandığında oyun halinin ortalama değerinin (1.311) dinlenme durumuna (1.305) göre fazla olduğu görülmüştür.

Şekil 4.14, dinlenme (oyun öncesinde) ve oyun anında AF7 ve AF8 bölgelerinden alınan alfa+beta+teta bandlarına ait normalize güç değerlerini göstermektedir. AF7&AF8 hem sol hem de sağ alından alınan sinyalleri ayrı ayrı gösterirken; AF7 + AF8 ise alından alınan normalize edilmiş toplam alfa+ beta+teta gücünü belirtmektedir.



(a)

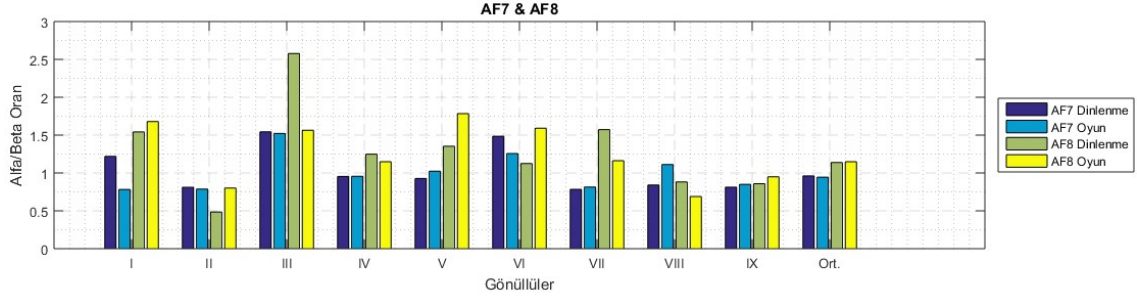


(b)

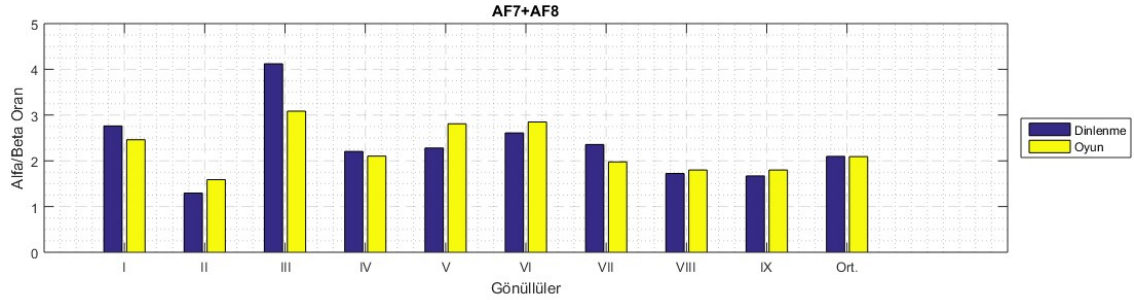
**Şekil 4.14.** Gönüllülerin dinlenme ve oyun sırasında oluşan EEG alfa+beta+teta sinyallerine ait normalize güçlerin karşılaştırılmaları **a)** AF7 ve AF8 bölgeleri; **b)** AF7 ve AF8 bölgelerinin toplamı

AF7 ve AF8 bölgelerinde bulunan EEG alfa+beta+teta dalgalarına ait normalize güçler toplandığında oyun halinin ortalama değerinin (1.944) dinlenme durumuna (1.926) göre fazla olduğu görülmüştür.

Şekil 4.15, dinlenme (oyun öncesinde) ve oyun anında AF7 ve AF8 bölgelerinden alınan alfa/beta bandlarına ait normalize güç değerlerini göstermektedir. AF7&AF8 hem sol hem de sağ alından alınan sinyalleri ayrı ayrı gösterirken; AF7 + AF8 ise alından alınan normalize edilmiş toplam alfa/beta gücünü belirtmektedir.



(a)



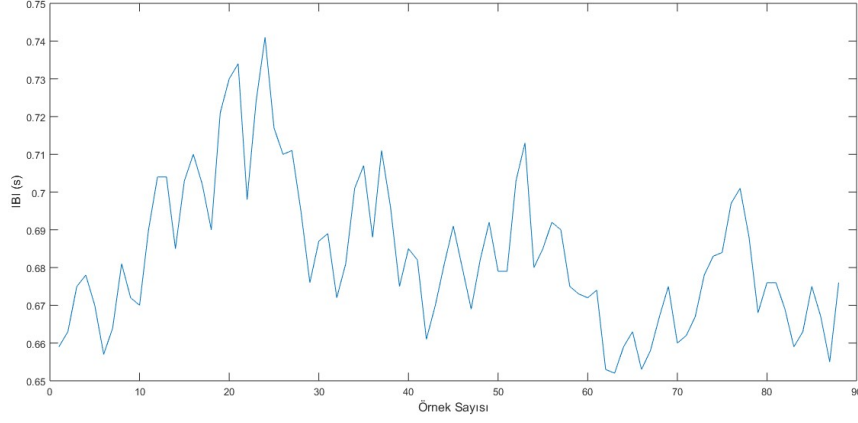
(b)

**Şekil 4.15.** Gönüllülerin dinlenme ve oyun sırasında oluşan EEG alfa/beta sinyallerine ait normalize güçlerin karşılaştırmaları **a)** AF7 ve AF8 bölgeleri; **b)** AF7 ve AF8 bölgelerinin toplamı

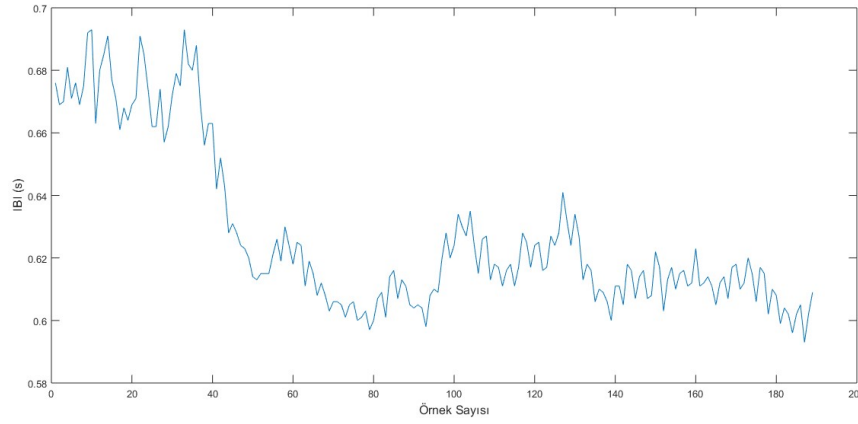
AF7 ve AF8 bölgelerinde bulunan EEG alfa/beta dalgalarına ait normalize güçler toplanıldığında oyun halinin ortalama değerinin (2.093) dinlenme durumuna (2.099) göre düşüş olduğu görülmüştür.

#### 4.1.5. Kalp hızı değişkenliği ölçümleri

Gönüllülerden oyun öncesi ve oyun sırasında saat şeklinde olan Polar V800 cihazı kullanılarak HRV kayıtları alınmıştır. Şekil 4.16 ve Şekil 4.17, elde edilen HRV sinyallerine örnek olarak verilmiştir. Şekillerde yatay eksenler örnek sayılarını, dikey eksen ise saniye cinsinden RR aralık değerlerini ifade etmektedir.



Şekil 4.16. Oyun öncesi dinlenme durumuna ait örnek HRV sinyalleri



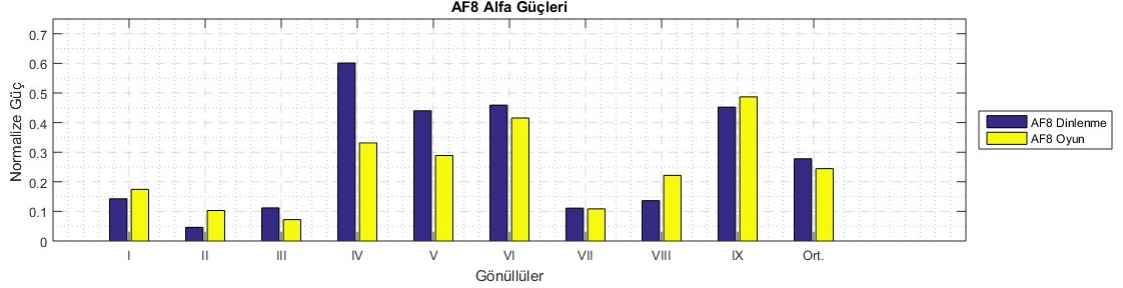
Şekil 4.17. Oyun sırasında kayıt altına alınan örnek HRV sinyali

Çizelge 4.4. HRV zaman ve frekans eksenli parametrelerine ait ortalama±standart sapma değerleri

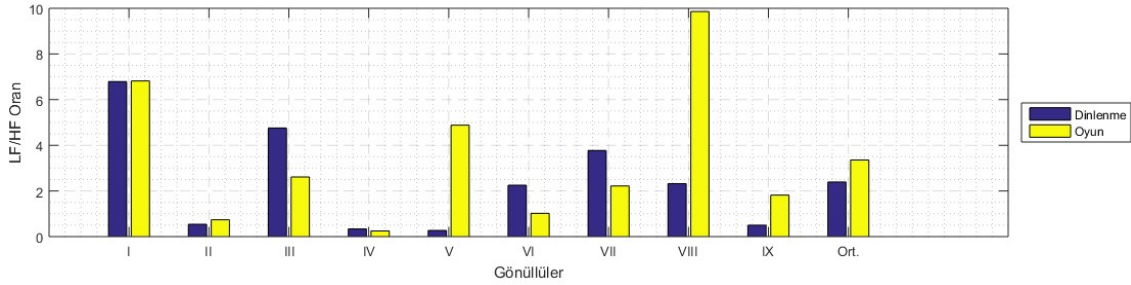
HRV Özellikleri	Dinlenme Durumu		Oyun Durumu	
	$\bar{X}$	$\sigma$	$\bar{X}$	$\sigma$
Ortalama RR (IBI) (ms)	<b>769.69</b>	126.98	<b>725.65</b>	146.87
Ortalama HR (bpm)	<b>80.00</b>	11.70	<b>85.59</b>	14.72
SDNN (ms)	<b>42.44</b>	31.80	<b>38.15</b>	20.53
RMSSD (ms)	<b>34.69</b>	28.20	<b>26.17</b>	17.70
LF (ms <sup>2</sup> )	<b>1520.56</b>	3157.98	<b>338,24</b>	309.09
HF (ms <sup>2</sup> )	<b>784.57</b>	1129.90	<b>288.32</b>	480.43
LF/HF	<b>2.37</b>	2.18	<b>3.39</b>	3.03



Oyun öncesi ve oyun sırasında kaydedilen HRV ile ilgili elde edilen ölçümlerin ortalama ve standart sapmaları yukarıdaki Çizelge 4.4’de özetlenmiştir. Çizelgeye göre oyun sırasında Ortalama RR (IBI), SDNN, RMSSD, LF, HF dinlenme durumuna göre azalırken; Ortalama HR ve LF/HF değerleri artmıştır.



(a)



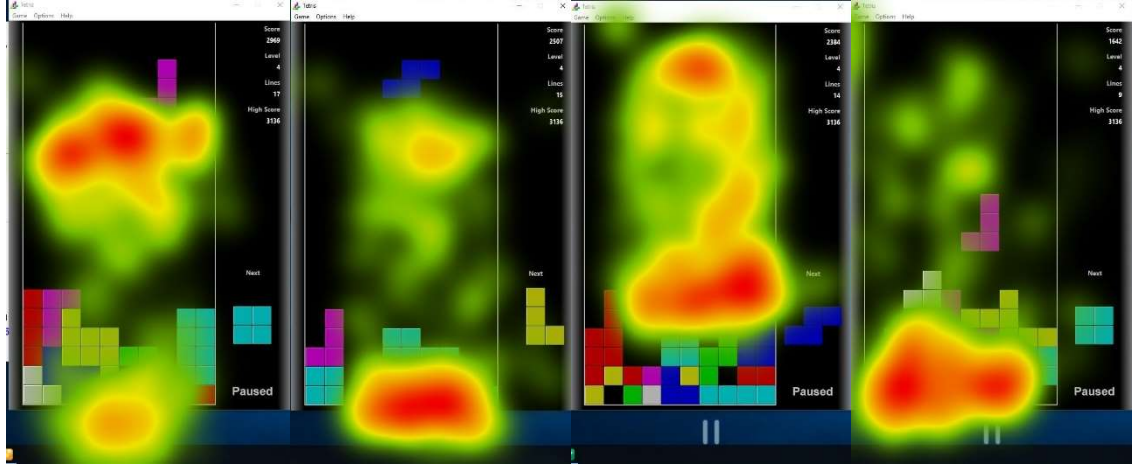
(b)

**Şekil 4.18.** Gönüllülerin a) AF8 bölgesinden alınan EEG alfa sinyallerine ait normalize güç değerleri b) HRV verisinden elde edilen LF/HF oranları

Şekil 4.18, dinlenme ve oyun sırasında katılımcılardan elde edilen EEG sinyali (sağ alını belirten AF8 bölgesi kayıtları) ve LF/HF (HRV ölçüm türü) kıyaslaması verilmiştir. 5. gönüllü haricinde çalışmaya katılan diğer 8 katılımcıda, oyun sırasında EEG AF8 alfa güçleri artanların LF/HF oranlarının da arttığı, azalanların LF/HF oranlarının azaldığı saptanmıştır.

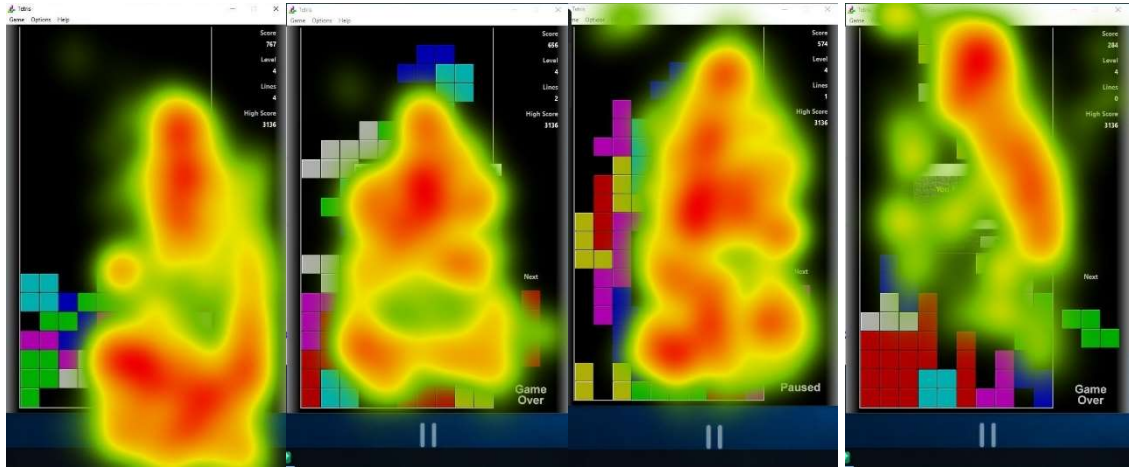
#### 4.1.6. Göz takip bulguları

Elektronik spor olarak tetris tercih edilmiş ve katılımcıların iki dakika boyunca (dördüncü seviyede) oyunu oynaması istenmiştir. Bir katılımcının yaklaşık 90 saniye sonunda oyunu bitmiş, diğer katılımcılar iki dakikayı tamamlamışlardır. Dördüncü seviyede oynanan tetrise ait en yüksek skor alan dört kişi ve en düşük skor alan dört kişinin göz izleme ısı haritası sonuçları sırasıyla Şekil 4.19 ve Şekil 4.20’de verilmiştir.



**Şekil 4.19.** Dördüncü seviyede oynanan tetrise ait en yüksek skor alan ilk dört kişinin göz izleme ısı haritası sonuçları

Tetris de amaç bloklar oluşturmak ve ilgili parçalar kaybolmasını sağlamaktır. Şekil 4.19 incelendiğinde, yüksek puan alan kişilerin sadece parçaların geldiği, değişikliğe uğradığı ve parçaların bloklar oluşturabileceği alanda yoğunlaştığı görülmektedir.

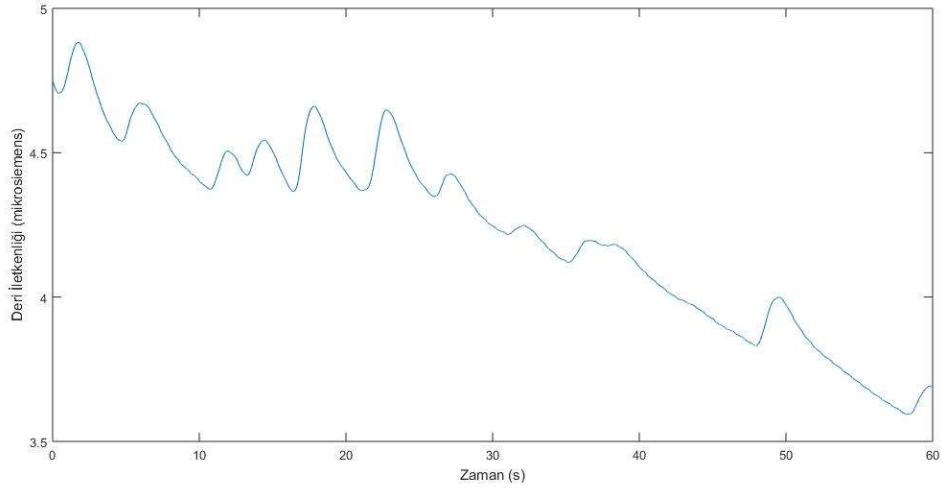


**Şekil 4.20.** Dördüncü seviyede oynanan tetrise ait en düşük skor alan dört kişinin göz izleme ısı haritası sonuçları

Şekil 4.20 incelendiğinde ise düşük puan alan kişilerin ısı haritasının daha geniş bir alana dağıldığı görülmektedir.

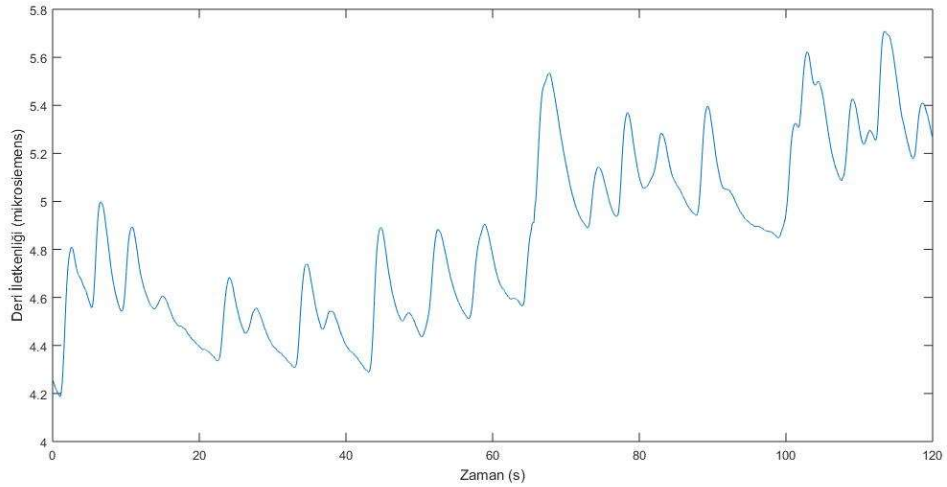
#### 4.1.7. Galvanik deri tepkisi ölçümleri

Araştırmada katılımcılardan dinlenme ve oyun sırasında deri iletkenliği sinyalleri alınmıştır. GSR sinyalleri sol parmaklardan alınmıştır. Bu kayıtları almak için NeuLog GSR logger sensörü NUL-217 kullanılmıştır. Sinyaller, 100 Hz örnekleme frekansıyla elde edilmiştir. Şekil 4.21 ve Şekil 4.22, elde edilen GSR sinyallerine örnek olarak verilmiştir. Şekillerde yatay eksenler saniye cinsinden zamanı, dikey eksen ise  $\mu S$  cinsinden genlik değerlerini ifade etmektedir.



**Şekil 4.21.** Oyun öncesine ait örnek GSR sinyalleri

Şekil 4.21’de gösterildiği gibi, GSR değerleri dinlenme sırasında zaman geçtikçe düşme eğilimindedir. Bu değişim kişinin o anda rahatlama durumunda olduğunu ifade ettiği söylenebilir.



**Şekil 4.22.** Oyun sırasında kayıt altına alınan örnek GSR sinyali

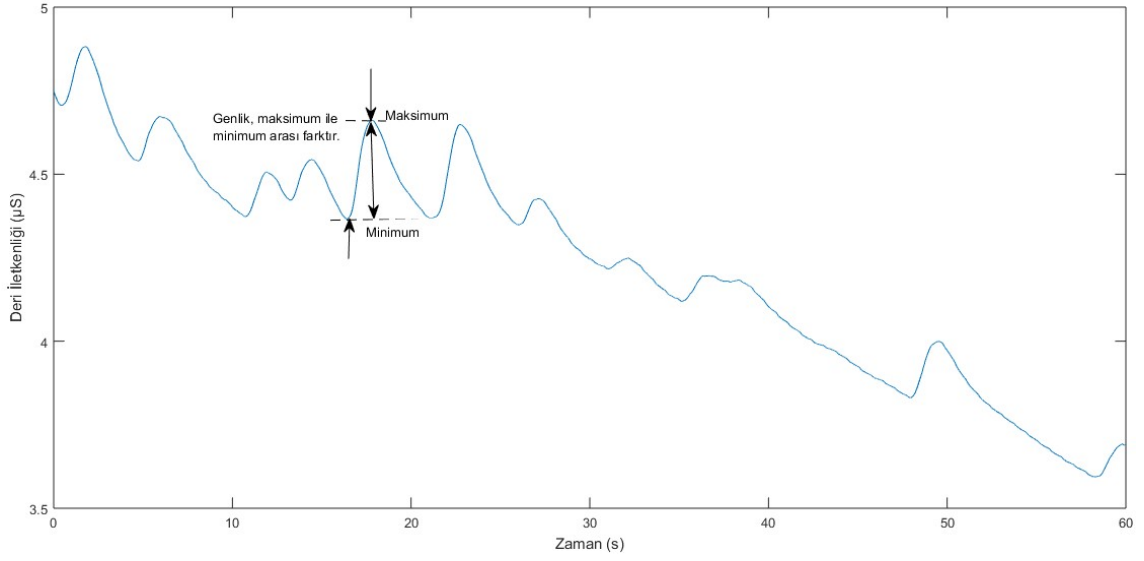
Gönüllerin birinden oyun durumunda iken deri iletkenliğinin dinlenme durumuna göre arttığı Şekil 4.22’de görünmektedir. Ayrıca grafik değişimlerin de farklı olduğu göstermektedir.

Dinlenme ve oyun sırasında kaydedilen GSR ile ilgili elde edilen ölçümlerin öznitelik türlerine ait ortalama ve standart sapmalar Çizelge 4.5’de özetlenmiştir. Çizelgede, çarpıklık haricinde oyun sırasında tüm öznitelik ortalamalarının dinlenme durumuna göre artmış olduğu gösterilmiştir. Dinlenme ve oyun durumundaki deri iletkenliği ortalamaları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ( $p=0.005<0.05$ ).

**Çizelge 4.5.** Galvanik deri iletkenliği verilerine ait istatistiksel hesaplamalar

GSR Öznitelik Türleri	Dinlenme Durumu ( $\mu\text{S}$ cinsinden)		Oyun Durumu ( $\mu\text{S}$ cinsinden)	
	$\bar{X}$	$\sigma$	$\bar{X}$	$\sigma$
Minimum	<b>1.82</b>	1.38	<b>2.61</b>	1.85
Ortalama	<b>2.04</b>	1.64	<b>2.91</b>	1.96
Maksimum	<b>2.32</b>	2.01	<b>3.25</b>	2.17
Standart Sapma	<b>0.13</b>	0.17	<b>0.15</b>	0.11
Power	<b>6.65</b>	10.19	<b>12.08</b>	16.03
Median	<b>2.05</b>	1.65	<b>2.90</b>	1.96
Maksimum-Minimum	<b>0.50</b>	0.66	<b>0.65</b>	0.47
Çarpıklık	<b>0.10</b>	0.35	<b>-0.03</b>	0.64
Basıklık	<b>2.11</b>	0.60	<b>2.69</b>	0.73
RMS	<b>2.05</b>	1.65	<b>2.91</b>	1.96

Deri iletkenliği verileri değerlendirilirken gsr değişimlerinin de tespiti sinyal analizi için önemli olmuştur. Lokal bir zaman dilimi içerisinde iletkenlik değerleri minimum değerinden yukarıya doğru yükselip maksimum bir değere ulaşır. Şekil 4.23'deki işaretlemeler, gsr sinyalinin böyle bir yükseliş yaptığı andaki minimum ve maksimum noktalarını göstermiştir. Maksimum ile minimum arası fark, genliği ifade etmektedir.



**Şekil 4.23.** Örnek GSR sinyali üzerinde değişimlerin incelenmesi

Her maksimum minimum arası değişimi bilmek gereksiz olabilir. Bunun yerine tanımlanmış bir eşik değeri filtrelemesiyle istenen değişimlerin tespiti gerçekleştirilebilir. Sinyalin tamamında eşik değerini geçerek kaç defa böyle bir değişim yapmış ve her defasında ne kadar genlik değişikliği yapmış olduğunu bilmek analiz için gerekli olabilir.

Çalışmada katılımcılardan alınan deri iletkenliği verileri kullanılarak yukarıda bahsi geçen analizler yapılmış ve Çizelge 4.6 elde edilmiştir. Analizlerde eşik değeri olarak  $0.01 \mu\text{S}$  seçilmiştir. Herhangi bir minimum noktadan yükselişe geçen bir gsr sinyalinin, en az  $0.01 \mu\text{S}$  (eşik değeri) değişim gösteren genlikler tespit edilmiştir. Bu değişim genlikleri referans alınarak katılımcılara ait deri iletkenlik değişimlerini gösteren eşik üstü sayısı, genlik ortalamaları, standart sapmaları, medyan, minimum ve maksimum vb. istatistiksel verileri karşılaştırma yapmak için dinlenme ve oyun durumu için ortalama ve standart sapmaları belirlenmiştir.

**Çizelge 4.6.** Deri iletkenliği değişimi ile ilgili eşik değeri geçen verilere ait istatistiksel hesaplamalar

Lokal alanda Eşik Değerini Geçen Genlik Öznitelikleri	Dinlenme Durumu		Oyun Durumu	
	$\bar{X}$	$\sigma$	$\bar{X}$	$\sigma$
1 dk içinde oluşan eşik üstü sayısı (dinlenme durumu) (adet)	5.20	4.18	*	*
2 dk içinde oluşan eşik üstü sayısı (oyun durumu) (adet)	*	*	15.10	9.47
Ortalama ( $\mu$ S)	0.07	0.07	0.12	0.10
Standart Sapma ( $\mu$ S)	0.04	0.05	0.08	0.07
Medyan ( $\mu$ S)	0.07	0.07	0.11	0.11
Minimum ( $\mu$ S)	0.02	0.02	0.01	0.00
Maksimum ( $\mu$ S)	0.15	0.15	0.31	0.31

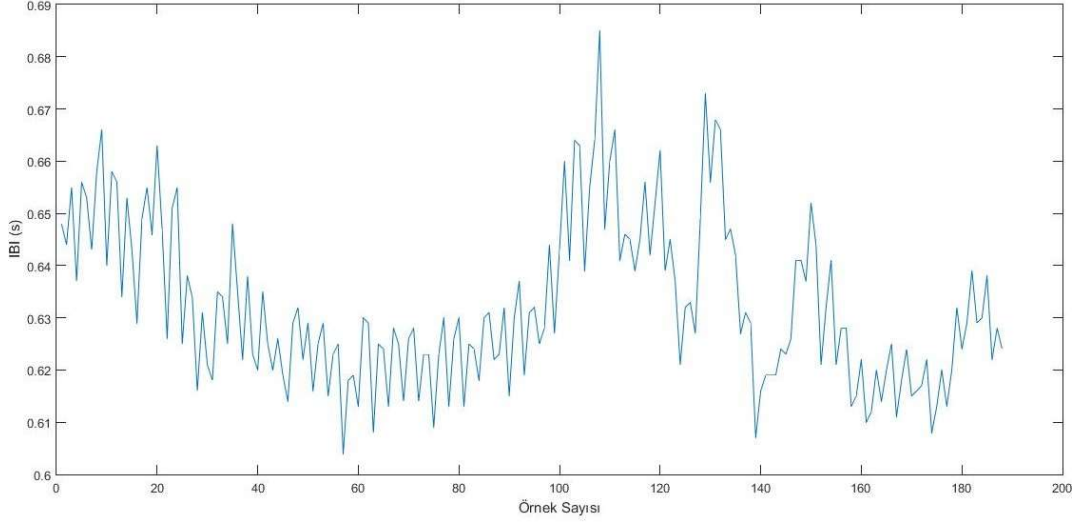
Çizelge 4.6'ya göre, oyun sırasında eşik değeri geçen genliklerle ilgili hesaplanan eşik üstü sayısı, ortalaması, standart sapması, medyan ve maksimum ile minimum arası fark ortalamaları dinlenme durumuna göre artmıştır. Eşik değeri geçenleri tespit etme açısından değerlendirildiğinde, GSR değişimleri oyun sırasında daha fazla olmuştur.

#### 4.2. Elektronik Spor Oyun Süresinin Stres ve Odaklanma Üzerine Etkileri

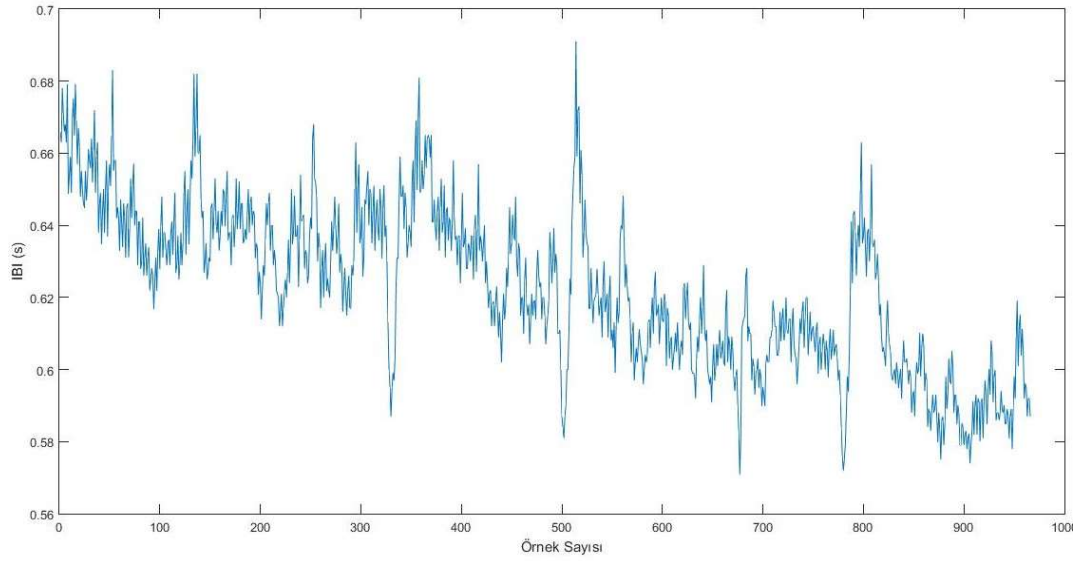
Bu başlık altında yer alan çalışmanın amacı; tetrisin oynama süresinin kalp hız değişkenliği, deri iletkenliği ve göz odaklanmasına etkilerini tespit etmektir. Ortalama yaş  $36.8 \pm 6.3$  (ortalama  $\pm$  standart sapma) olan sağ elini kullanan 6 sağlıklı erkek katılımcı, farklı zaman alan iki oturumda tetris oynamıştır. Tetris oynama süresi, 2 dakika ve 10 dakika olacak şekilde seçilmiştir. Tüm katılımcılar, 2 dakikalık oyunu tamamlamış olup; iki katılımcı haricinde diğer katılımcılar on dakikayı tamamlayamamışlardır. Tüm katılımcıların tetris oynaması 1. oturumda 2 dakika sürerken; 2. oturumda 3 ile 10 dakika arası (ortalama 6 dakika 34 saniye) değişmiştir.

Tetris oynanan her iki aşamada da, katılımcılar üzerinden kalp hız değişkenliği, deri iletkenliği ve göz odaklanma verileri kaydedilmiştir. İki oturum, katılımcıların HRV, GSR ve göz takip verileri kullanılarak karşılaştırılmıştır.

Kalp hız değişkenliği kayıtlarından zaman ve frekans analizi ile ortalama RR aralığı, ortalama kalp atış oranı, LF, HF, LF/HF değerleri elde edilmiştir. şekil 4.24'de, elde edilen HRV sinyallerine ait örnekler sunulmuştur. şekillerde yatay eksenler örnek sayılarını, dişey eksen ise saniye cinsinden RR aralık değerlerini ifade etmektedir.



(a)



(b)

**şekil 4.24.** Kayıt altına alınan örnek HRV sinyali **a)** 2 dakikalık oyun; **b)** 10 dakika süren oyun

Tüm katılımcılardan elde edilen HRV ile ilgili parametrelerin ortalama ve standart sapmaları Çizelge 4.7’de gösterilmiştir. Tetris oyununun 2 dakikalık oturumunda (1. oturum) katılımcılara ait ortalama RR aralığı, ortalama kalp atış oranları ve HF ile 2 dakikadan fazla süren oyunda ortalama RR aralığı, ortalama kalp atış oranları ve HF arasında önemli bir fark oluşmamıştır. İkinci aşamadaki LF ve LF/HF değerlerinde, birinci aşamanın LF ve LF/HF değerlerine göre artış olduğu görülmüştür (Gündoğdu vd. 2019).

**Çizelge 4.7.** Farklı oyun süreleri için HRV özellik sonuçlarının karşılaştırılması

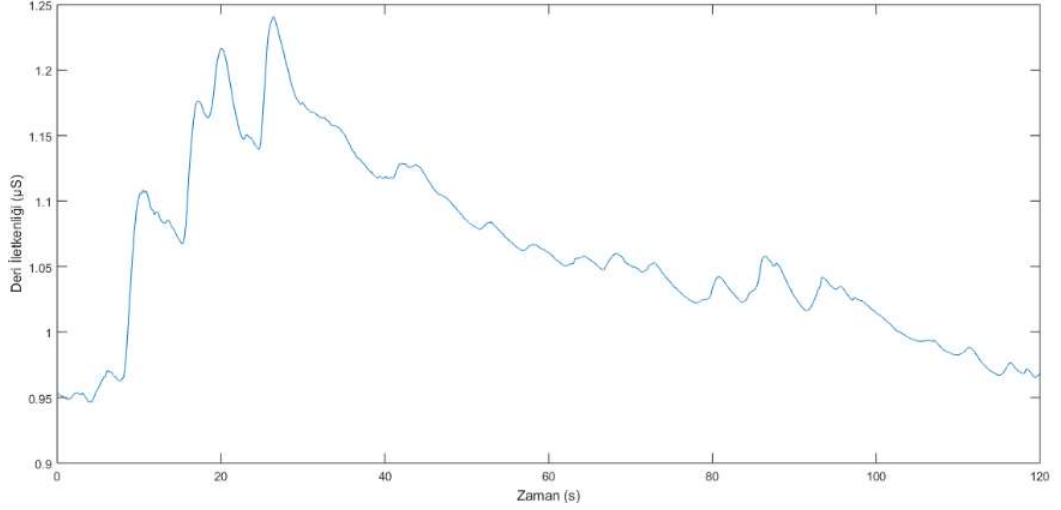
HRV Özellikleri	2 dakikalık Oyun		Ortalama 6 dk. 34 s. süren Oyun	
	$\bar{X}$	$\sigma$	$\bar{X}$	$\sigma$
Ortalama RR (IBI) (ms)	<b>705.62</b>	126.56	<b>705.22</b>	111.35
Ortalama HR (bpm)	<b>87.72</b>	16.19	<b>87.13</b>	14.03
LF (ms <sup>2</sup> )	<b>299.78</b>	263.65	<b>493.12</b>	480.00
HF (ms <sup>2</sup> )	<b>216.20</b>	281.11	<b>215.38</b>	228.11
LF/HF	<b>3.02</b>	2.35	<b>3.99</b>	2.51

Deri iletkenliği verilerinden istatistiksel hesaplamalar kullanılarak minimum, ortalama, maksimum, standart sapma, güç, medyan, çarpıklık, basıklık ve rms değerleri elde edilmiştir. Ayrıca GSR kayıtlarından lokal alanda eşik seviyesini geçen değişimlere ait eşik üstü genliklerin ortalamaları, standart sapmaları, medyan, minimum ve maksimum değerler bulunmuştur.

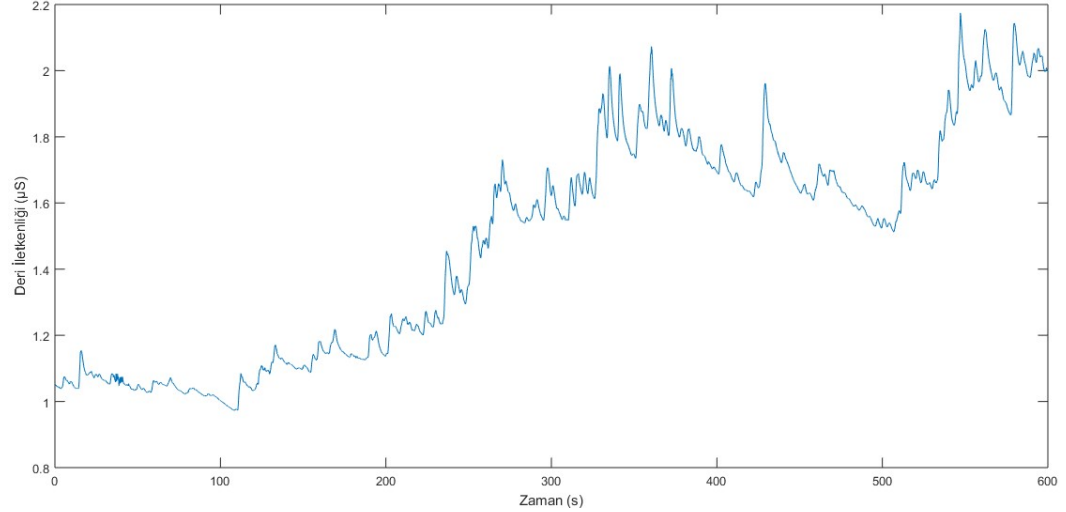
Şekil 4.25’de elde edilen GSR sinyallerine ait örnekler sunulmuştur. Şekillerde yatay eksen saniye cinsinden zamanı, düşey eksen ise  $\mu\text{S}$  cinsinden deri iletkenliği değerlerini ifade etmektedir.



2 dakika (1. oturum) ve daha uzun süren tetris oyununda (2. oturum) katılımcıların deri iletkenliklerine ait istatistiksel değerler bulunmuştur. Tüm katılımcılar için GSR'den çıkarılan ortalama deri iletkenlik öznelikleri Çizelge 4.8'de sunulmuştur. Uzun süren oyunda deri iletkenliği ilgili basıklık haricinde tüm istatistiksel bulgularda artış gözlemlenmiştir.



(a)



(b)

**Şekil 4.25.** Kayıt altına alınan örnek GSR sinyali **a)** 2 dakikalık oyun; **b)** 10 dakika süren oyun

**Çizelge 4.8.** Farklı oyun süreleri için ortalama GSR özniteliklerin karşılaştırılması

Deri İletkenliği Öznitelik Türleri	2 dakikalık Oyun ( $\mu\text{S}$ cinsinden)		Ortalama 6 dk. 34 s. süren Oyun ( $\mu\text{S}$ cinsinden)	
	$\bar{X}$	$\sigma$	$\bar{X}$	$\sigma$
Minimum	<b>2.02</b>	1.05	<b>2.31</b>	0.95
Ortalama	<b>2.32</b>	1.05	<b>2.76</b>	0.88
Maksimum	<b>2.55</b>	1.14	<b>3.21</b>	0.79
Standart Sapma	<b>0.11</b>	0.06	<b>0.18</b>	0.08
Güç	<b>6.30</b>	5.43	<b>8.32</b>	4.91
Medyan	<b>2.32</b>	1.03	<b>2.78</b>	0.86
Çarpıklık	<b>-0.48</b>	1.14	<b>-0.19</b>	0.75
Basıklık	<b>4.55</b>	1.41	<b>3.43</b>	2.06

Herhangi bir minimum noktadan yükselişe geçen bir GSR sinyalinin, en az  $0.01 \mu\text{S}$  (eşik değer) değişim gösteren genlikler bulunmaktadır. Bu değişim genlikleri referans alınarak katılımcılara ait deri iletkenlik değişimlerini gösteren eşik üstü değerini geçen genliklerin ortalamaları, standart sapmaları, medyan, minimum ve maksimum vb. istatistiksel verilerin karşılaştırmaları Çizelge 4.9’da verilmiştir. Deri iletkenliği ilgili lokal alanda eşik değerini ( $0.01 \mu\text{S}$ ) geçen genlik ortalamaları için bakıldığında; ikinci oturumdaki genlik ortalamasının, birinci oturumundan daha büyük olduğu ortaya çıkmıştır.

**Çizelge 4.9.** Farklı oyun süreleri için lokal alanda eşik değeri geçen genlik özniteliklerinin karşılaştırılması

Lokal alanda Eşik Değerini Geçen Genlik Öznitelikleri	2 dakikalık Oyun ( $\mu\text{S}$ cinsinden)		Ortalama 6 dk. 34 s. süren Oyun ( $\mu\text{S}$ cinsinden)	
	$\bar{X}$	$\sigma$	$\bar{X}$	$\sigma$
Ortalama	<b>0.065</b>	0.012	<b>0.085</b>	0.018
Standart Sapma	<b>0.063</b>	0.018	<b>0.072</b>	0.021
Medyan	<b>0.047</b>	0.012	<b>0.067</b>	0.015
Minimum	<b>0.012</b>	0.004	<b>0.010</b>	0
Maksimum	<b>0.250</b>	0.010	<b>0.367</b>	0.117

Çalışmada ayrıca göz takip cihazının ürettiği ısı haritaları kullanılarak farklı oyun süreleri için oyuncularda gözün odaklanmasının değişimi incelenmiştir. Şekil 4.26'da, her iki oyunun ortalaması göz önüne alınarak elde edilen skora göre yüksek puan alan ilk 3 kişinin ısı haritaları verilmiştir. Bulgulara göre uzun süren oyun aşamasında katılımcıların odak noktaları daha geniş alanlara yayılmıştır.



(a)



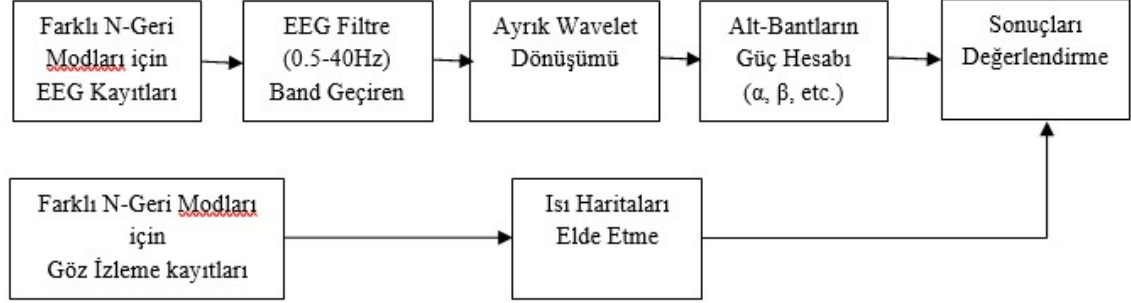
(b)

**Şekil 4.26.** En yüksek skor alan üç kişinin ısı haritaları **a)** 2 dakikalık oyun; **b)** En az 3 dakika süren oyun

### 4.3. Farklı N-Geri Modları için EEG ve Göz Takip Verilerinin Değerlendirilmesi

Bu başlık altında yer alan çalışmada, çalışma belleğinin ölçülmesinde sıkça kullanılan ölçüm araçlarından biri olan N-Geri (N-Back) testine ait farklı modların elektroensefalografi (EEG) ve göz takip verileri üzerindeki etkilerinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Araştırmaya, ortalama yaşı  $31 \pm 7.3$  (ortalama  $\pm$  standart sapma) olan sağ elini kullanan 2'si bayan olmak üzere 8 sağlıklı katılımcı alınmıştır.

Katılımcıların N-Geri testinden önce ve sonra VAS kullanarak stres ve zihinsel yorgunluğu değerlendirilmiştir. N-Geri testi uygulaması sırasında EEG ve göz takip sinyalleri kaydedilmiştir. Amaçlanan sürecin ana hatları Şekil 4.27'de gösterilmektedir.

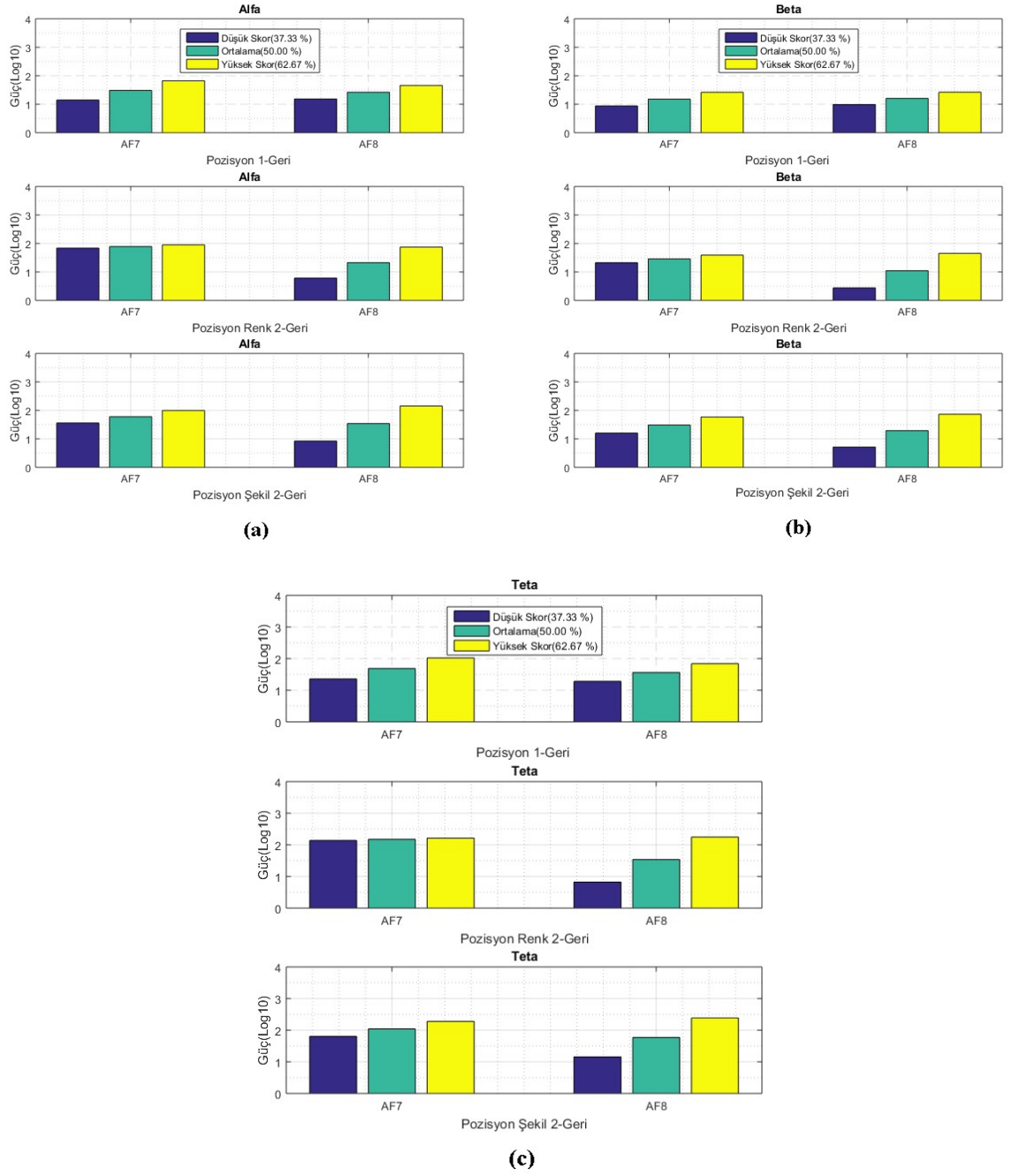


**Şekil 4.27.** Farklı N-Geri modları için deneysel görevin ana hatları

Katılımcılar farklı N-Geri modları görevini tamamlamışlardır. Görevler üç bölümden oluşmuştur: Pozisyon 1-Geri, Pozisyon Renk 2-Geri ve Pozisyon Şekil 2-Geri. Üç bölümden her birisinin yaklaşık 24 denemesi vardı ve her bir deneme 3 sn sürdü.

256 Hz örnekleme frekansıyla elde edilen EEG sinyalleri, Butterworth band geçiren filtre kullanılarak filtrelenmişlerdir. Bu sinyaller, Daubechies 4 (db4) içeren 6 seviyeli dalgacık kullanılarak ayrıştırılmış ve alfa, beta ve teta gibi düşük frekans bantlarına bölünmüştür. Bu bantların güç değerleri bulunmuş ve sonra logaritmaları alınmıştır.

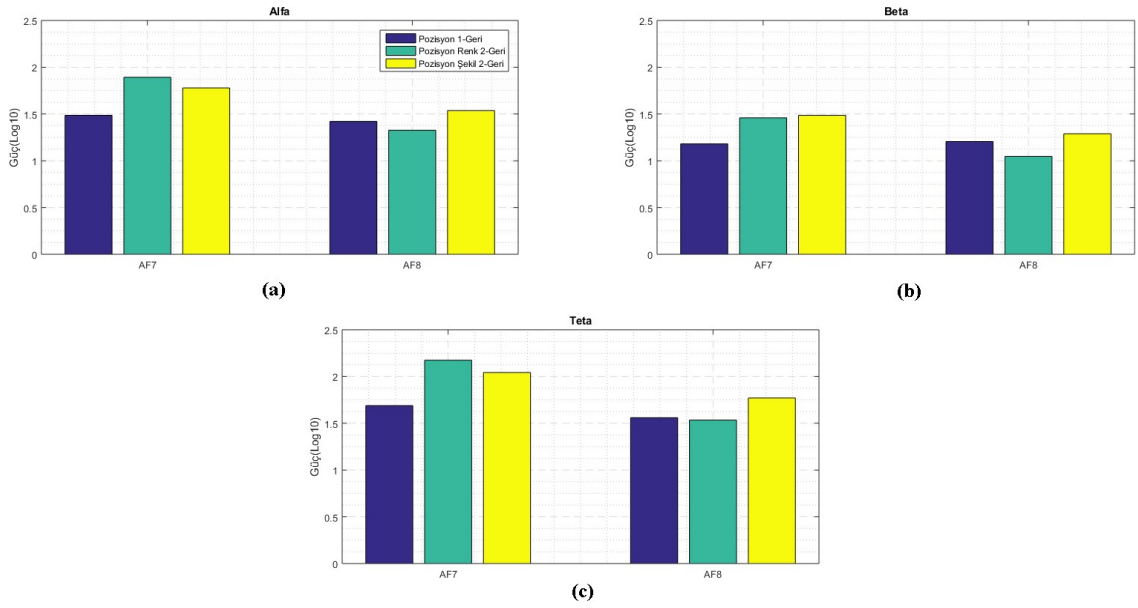
İki katılımcının EEG sinyalleri bozuk olduğu için sadece 6 katılımcının EEG verileri çalışmaya dahil edilmiştir. Şekil 4.28'de en yüksek ve en düşük skor alan 3 katılımcıya ve tüm 6 katılımcıya ait N-Geri testin farklı modları sırasında elde edilen EEG sinyal gücünün ortalamaları gösterilmektedir.



**Şekil 4.28.** N-Geri testi sırasında EEG sinyallerine ait güç değişimleri a) Alfa; b) Beta; c) Teta bantları

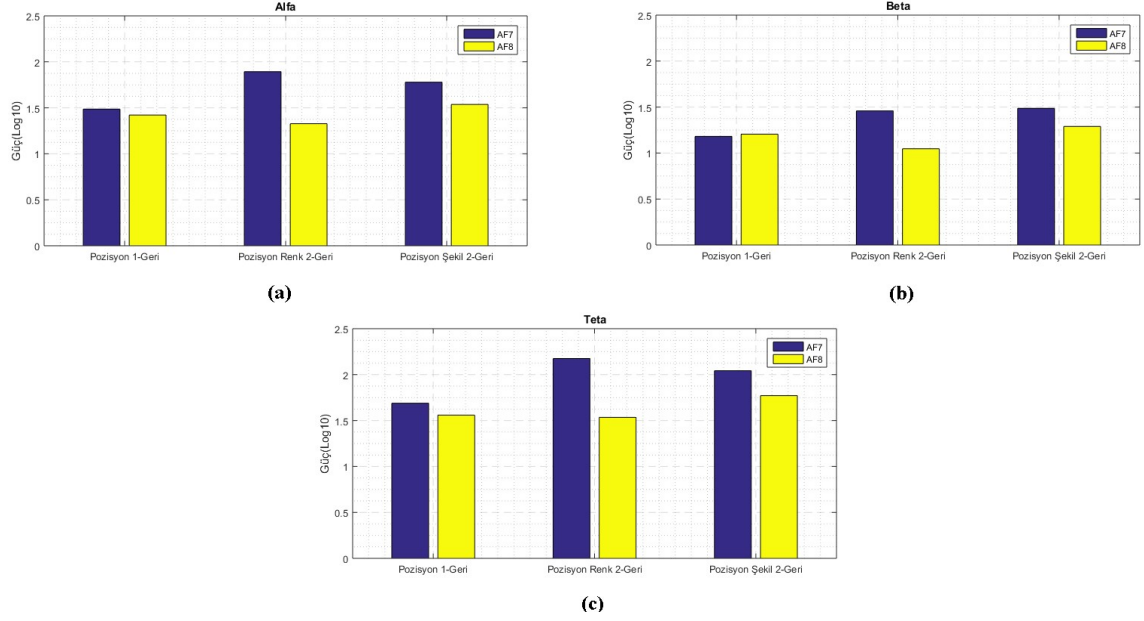
Şekil 4.28’de görüldüğü gibi, tüm gruplar için en yüksek test skoruna sahip 3 katılımcının EEG sinyallerine ait güç ortalaması, en düşük skorlu 3 katılımcının ortalamasından daha yüksektir. Ayrıca, tüm N-Geri modları için en yüksek ve en düşük skorlu 3 katılımcının güç ortalamaları arasındaki fark, AF8’de AF7’ye göre daha fazladır.

Şekil 4.29, farklı N-Geri testler ve frekans bantları için 6 katılımcının hepsinin ortalamasına göre EEG sinyallerinin gücünün değişimini göstermektedir. Tüm N-Geri testler ve frekans bantları için, AF8 bölgesindeki EEG güç değişimleri aynı şekilde olmuştur. AF7’deki değişiklikler ise alfa ve teta bandı için aynıdır ve betada farklıdır.



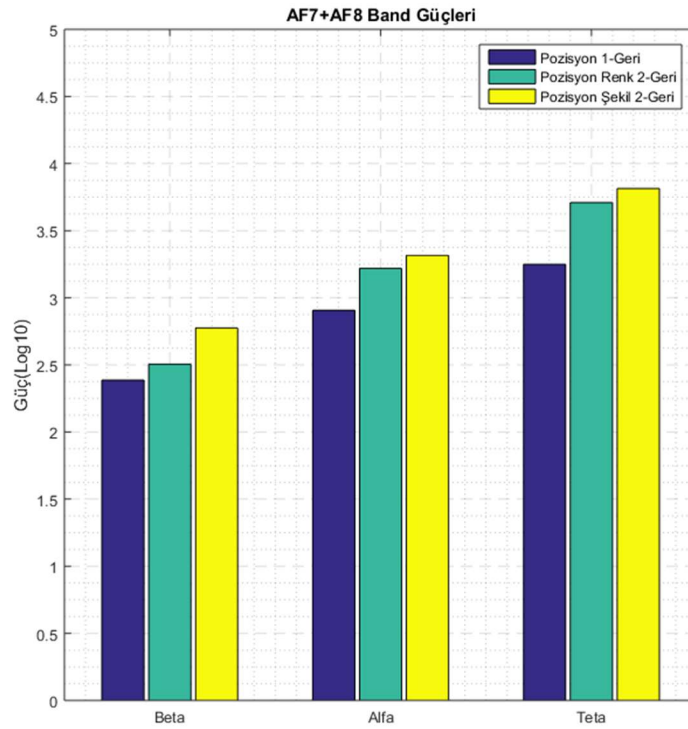
**Şekil 4.29.** Farklı N-Geri testi için 6 katılımcının ortalamasına göre EEG sinyallerine ait güç değişimi **a)** Alfa; **b)** Beta; **c)** Teta bantları

Şekil 4.30’da, 6 katılımcının farklı N-Geri test modları sırasında alınan EEG sinyal güçlerinin ortalamasının elektrot bölgelerine (AF7&AF8) göre değiştiği gösterilmiştir. Pozisyon 1-Geri testi sırasında, AF8 bölgesi beta bandı için daha baskındır. Ancak, AF7 bölgesi diğer tüm oyun türleri ve gruplarında daha baskındır.



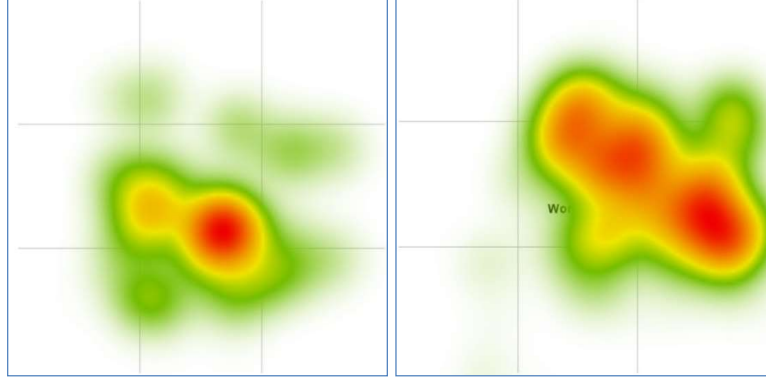
**Şekil 4.30.** 6 katılımcının farklı N-Geri test modları sırasında alınan EEG sinyal güçlerinin ortalamasının elektrot bölgelerine göre değişimi **a)** Alfa; **b)** Beta; **c)** Teta bantları

Şekil 4.31, N-Geri test modlarına göre AF7 + AF8 EEG sinyallerinin gücünün değişimini göstermektedir. Katılımcıların pozisyon 1-Geri, pozisyon renk 2-Geri ve pozisyon şekil 2-Geri testleri ortalama puanları sırasıyla 100, 49.88 ve 33.00'dür. N-Geri test zorluğunun artmasıyla beta, alfa ve teta güçleri de artmıştır.



**Şekil 4.31.** Farklı N-Geri testi için AF7+AF8 EEG sinyallerine ait güç değişimi

Şekil 4.32, 1-Geri ve 2-Geri testler için örnek ısı harita sonuçlarını göstermektedir. Elde edilen ısı haritası sonuçları, katılımcıların 1-Geri test için bir veya iki noktaya odaklandıklarını, 2-Geri test için genellikle daha fazla noktaya odaklandıklarını göstermektedir.

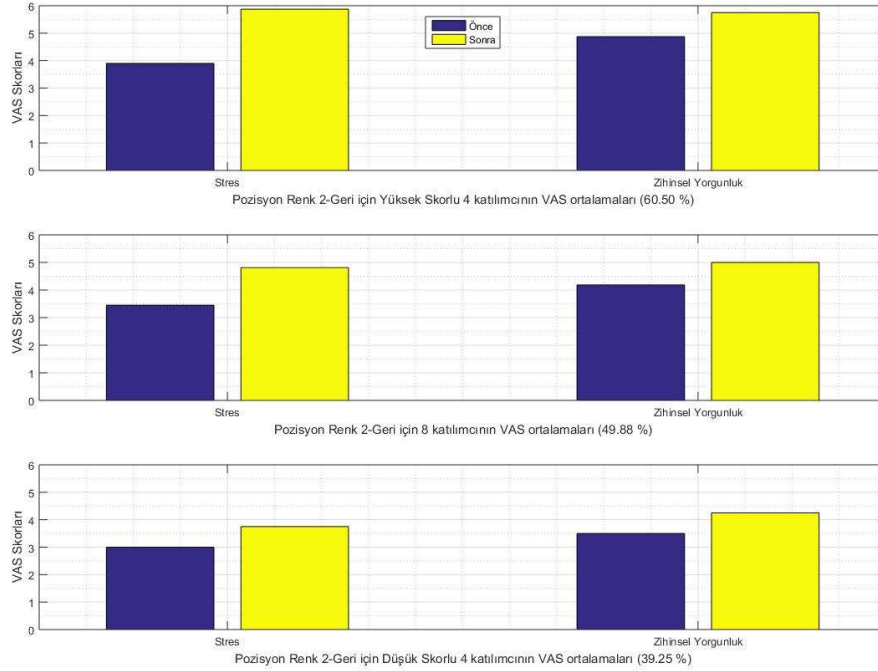


(a)

(b)

**Şekil 4.32.** Göz takip cihazından elde edilen ısı haritaları **a)** Pozisyon 1-Geri modu; **b)** Pozisyon Renk 2-Geri modu

Şekil 4.33, zihinsel yorgunluk ve stres açısından N-Geri test öncesi ve sonrası VAS skor karşılaştırmasını göstermektedir. Elde edilen sonuçlara göre, N-Geri testinden sonra katılımcıların hepsinde hem zihinsel yorgunluk hem de stres için VAS değerleri artmıştır.



**Şekil 4.33.** N-Geri test öncesi ve sonrasına ait VAS skor değişimleri



## 5. TARTIŞMA

Çalışmada 10 farklı katılımcıya elektronik spor oyunu olarak tetris oynatılmıştır. Stres ve zihinsel yorgunluğu fiziksel ve fizyolojik ölçümlerle değerlendirmenin yanısıra oyun öncesi ve sonrası bir takım ölçek ve testler kullanılarak korelasyonlar tespit edilmeye çalışılmıştır.

Katılımcıların oyun öncesinde uygulanan vas ölçeği işaretlemelerine göre stres seviyelerinin düşük seviyede olduğu; oyun sonrasında stres seviyelerinin arttığı sonucu ortaya çıkmıştır. Ortalama değerde artış olması ile birlikte dört katılımcıda stres seviyesi değişmemiştir.

Zihinsel yorgunluk için yapılan vas değerlendirmelerinde stres seviye artış oranı kadar olmasa da oyunun zihinsel yorgunluğu minimal seviyede arttırdığı görülmüştür. Ortalama değerde artış olmasına karşın katılımcılardan ikisinde yorgunluk seviyesi düşmüş, ikisinde değişmemiştir.

Konsantrasyon, dikkat ve psikomotor hız belirlenmesinde kullanılan d2 dikkat testi elektronik spor öncesi ve sonrası uygulanmış ve sonuçları karşılaştırılmıştır. Oyun sonrası yapılan teste ortaya çıkan işlenen toplam madde sayısı (işlem hızı) (Gall vd. 2017), konsantrasyon performansı ve toplam madde-hata (işlem hızı) oyun öncesine göre artarken; seçici dikkati belirten işaretlenmemiş harf hataları (dikkatsizlik, ihmali belirtir), dikkat salınımını ifade eden dalgalanma oranı ve toplam % hata düşmüştür. Bu yükselen ve düşen değişkenler, dikkat, psikomotor hız ve dikkat salınımı konusunda katılımcıların pozitif etkilendiğini göstermiştir. Oyun öncesine göre dikkat ve psikomotor hızın artmış; hataların azalmış olduğu görülmüştür. Sethi vd. (2017) yaptıkları çalışmada, d2 dikkat testi değişkenleri, yoga sporu önce ve sonrası karşılaştırıldığında yoganın önemli ölçüde dikkati arttırdığını göstermişlerdir. İki çalışma paralellik göstermiş olup tetris oynamanın dikkat üzerine etkisi yoga gibi pozitif olmuştur.

Zihin iş yükünü tespit için performans ölçümleri kullanılmaktadır. Bu performans ölçümlerinden olan N-Geri görevi, sinirbilimi araştırma alanlarında ve çalışma belleği yükünü araştırmak için yaygın olarak kullanılmaktadır (Pelegina vd. 2015; Braver vd.1997; Conway vd. 2005; Jansma vd. 2000; Ragland vd. 2002; Ravizza vd. 2005). N-Geri görev, çalışma belleği içeriğini yenileriyle değiştirerek bellek süreçlerini yansıtır ve günceller (Wilhelm 2013).

Çalışmamızda açık kaynaklı bir yazılım kullanılmış ve N-Geri görev tercihinde pozisyon, renk 2-Geri modu seçilmiştir. Oyun bittikten sonra elde edilen pozisyon renk 2-Geri skor ortalamasında ( $41.40 \pm 20.15$ , ortalama±standart sapma), oyun öncesine göre ( $45.40 \pm 12.48$ , ortalama±standart sapma) küçük bir azalma görülmüştür. Oyunun zihinsel yorgunluğa yol açtığı fakat çok sınırlı kaldığı ortaya çıkmıştır.

Katılımcılara yukarıda belirtilmiş olan testler ve ölçek uygulamaları oyun öncesi ve oyun sonrası yapılmıştır. Fiziksel ve fizyolojik sinyallerinin ölçülmesi de iki aşamada gerçekleşmiştir. Ölçümler, katılımcıların dinlenme (oyun öncesi) aşamasında ve tetris oyunu oynadığı dönemde kaydedilmiştir.

Yapılan çalışmalarda, EEG sinyallerinin kişinin zihinsel iş yükü ile değiştiği ve beyin aktiviteleri ile stres arasında da ilişkilerin var olduğu gösterilmiştir. Sharma ve Gedeon (2012) yaptıkları çalışmada EEG sinyallerinin, stres düzeyleri hakkında kan basıncı ve kalp atış hızından daha fazla bilgi verebileceğini bildirmişlerdir. Lin ve John (2006) EEG'nin kan basıncı ve kalp atış hızı bilgilerinin gösteremediği gevşeme (stresin karşıtı) seviyelerindeki farklılıkları gösterdiğini iddia etmişlerdir. Alfa ve teta toplamının ve alfa, beta ve teta toplamının nörolojik gevşemenin ölçülmesi için iyi endeksler olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmalarında stres oluşturan görevlerde gevşeme oluşturan görevlere göre teta, alfa+teta ve alfa+beta+teta sinyallerinin gerilim (mutlak) değerlerinin daha büyük; alfa/beta oranının ise daha küçük olduğu anlaşılmıştır.

Çalışmamızın EEG değerlendirilmesinde her bir katılımcının AF7 ve AF8 bölge ve frekans bantlarına ait normalize güçleri ayrı ayrı bulunmuş ve tüm katılımcıların ortalamaları hesaplanmıştır. İki bölge sinyalleri toplanarak (AF7+AF8) elde edilen sonuçlara göre; oyun durumundaki alfa (0.6414), beta (0.6331), teta (0.6701), alfa+teta (1.311) ve alfa+beta+teta güçlerinin (1.944), dinlenme durumundaki alfa (0.6401), beta (0.6212), teta (0.6648), alfa+teta (1.305) ve alfa+beta+teta (1.926) güçlerine göre arttığı görülmüştür. Aynı şekilde AF7+AF8 için oyun durumundaki alfa/beta oranının (2.093), dinlenme durumundaki alfa/beta oranına (2.099) göre azaldığı anlaşılmıştır. Alfa/beta oranını düşmesi, oyunda beta dalgalarının alfaya oranla daha fazla artış gösterdiğini ifade etmektedir.

Lin ve John (2006) yaptıkları çalışmada karşılaştırma işlemi yapmak için EEG bantlarına ait sinyallerin gerilim (mutlak) değerleri kullanmışlardır. Çalışmamızda ise sinyallerin ortalama güçleri normalize edilerek analize katılmışlardır. Birisinde gerilim, diğerinde güç değişkenleri kullanılsa da; sonuç olarak stres durumunda teta, alfa+teta ve alfa+beta+teta sinyalleri artarak alfa/beta oranı düşerek benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Craig vd. (2012), kişinin yorgunluk durumunda, yavaş dalga aktivitesinin teta ve alfa 1 ve 2 bantlarında arttığını, delta dalga aktivitesinde ise önemli bir değişiklik bulunmadığını göstermişlerdir. Gharagozlu vd. (2015), katılımcılara yaptırdıkları simüle sürüşün son bölümüne gelindiğinde alfa gücündeki artışın; zihinsel yorgunluğun başlangıcı olduğunu ifade etmişlerdir. Çalışmamızda alfa, teta sinyal güçlerinin önceki çalışmalara benzer şekilde arttığı görülmüştür. Bu da katılımcılardan alınan ortalamalara göre oyunun zihinsel yorgunluk oluşturduğunu göstermektedir.

Kalp hızı değişkenliği (HRV), RR aralıkları ölçümü kullanılarak kardiyovasküler otonomik fonksiyon hakkında fikir vermektedir. HRV ile ilgili analizler, vücudun istemsiz hareketlerinden sorumlu olan otonom sinir sistemi aktivitesinin girişimsiz bir göstergesi olarak kabul edilmektedir (Yazgı ve Yıldız 2009).

Fiziksel ve zihinsel yüklenme, kardiyovasküler yanıtı önemli bir şekilde etkilemektedir. Stresörler, kalp hızı değişkenliğinde (HRV) parasempatik sinir sistemi aktivitesini yansıtan salınımların azalmasına neden olmaktadır. Bununla birlikte LF/HF oranı artmaktadır. Stresi yaşayan kişilerde dinlenme dönemine geçse bile kardiyovasküler yanıtlar sürebilmektedir. Araştırmalarda, kısa süreyle etki eden stresörlerin parasempatik sinir sistemini baskıladıkları ve sempatik sinir sistemi aktivitesini artırdıkları bildirilmiştir (Ateş vd. 2017; Acharya vd. 2004).

Çalışmamızda dinlenme ve Tetris oyunu durumları için zaman ve frekans ekseninde HRV analizleri yapılmıştır. Stres durumunda otonom sinir sistem aktivitesi ile ilişkili değişimler tespit edilmeye çalışılmıştır. Oyun oynarken katılımcıların ikisi haricinde ortalama kalp atış hızları artmış, RR aralıkları ise azalmıştır. Dört katılımcının oyununda LF/HF oranı azalmış, diğer 6 katılımcının LF/HF oranı artmıştır.

Katılımcıların AF8 bölgesinden alınan EEG alfa bandına ait güç kayıtları ve HRV'ye ait LF/HF oranları beraber değerlendirildiğinde;

- 4 ünün oyun durumundaki alfa güçleri artarken; LF/HF oranları da artmıştır. İki büyüklük artış şeklinde paralellik göstermektedir.
- 4 ünün oyun durumundaki alfa güçleri azalırken; LF/HF oranları da azalmıştır. İki büyüklüğün yönü de azalma yönünde olmuştur.
- 1 kişinin EEG alfa gücü düşerken ve LF/HF oranında artış görülmüş olup yukarıdaki değerlendirmeye ters düşmüştür.
- 1 kişinin LF/HF oranı artmış fakat EEG verileri bozuk olduğu için EEG/HRV ilişkili bir değerlendirmeye alınmamıştır.

Oyun sırasında AF8 Alfa güçleri ve LF/HF oranları azalan dört katılımcı, oyun sonrası yaptıkları D2 testinde konsantrasyon performansları değerlendirilmesinde en yüksek skor alan dört kişi olmuştur.

Dinlenme ve oyun sırasındaki HRV bilgilerinden elde edilen LF, HF ve LF/HF değerleri Toledo (2002) vd.'nin yaptığı sınıflama kullanılarak değerlendirildiğinde;

- 2 katılımcının LF'de artış, HF düşüş ve LF/HF'de artış olduğu belirlenmiştir. Bu katılımcılarda vagal aktivitenin azaldığı ve sempatik aktivitenin arttığı ifade edilebilir. Bu kişilerin oyun sonrası yaptıkları stres VAS değerlendirmelerinde, oyun öncesine göre ortalama 4.45 cm (skala 0-10 cm) artışa sahip oldukları görülmektedir.
- 3 katılımcının hem LF hem HF'si azalmış ve LF/HF oranları artmış olmasından dolayı, vagal ve sempatik aktivitelerin azalmasıyla birlikte, göreceli sempatik gelişmeye doğru dengede bir kayma görüldüğü söylenebilir. Bu kişilerin oyun sonrası yaptıkları stres VAS değerlendirmelerinde, oyun öncesine göre ortalama 1.03 cm (skala 0-10 cm) yükseldiği anlaşılmaktadır.
- 4 katılımcının hem LF hem HF hem de LF/HF oranları azalmış olduğundan dolayı bu kişilerde vagal ve sempatik aktivitenin azaldığı ve göreceli vagal artışa doğru dengede bir kayma olduğu söylenebilir. Oyun sonrası yaptıkları stres VAS değerlendirmelerinde, oyun öncesine göre ortalama 0.75 cm (skala 0-10 cm) yükselmiştir.
- 1 katılımcının hem LF hem HF hem de LF/HF oranları artmış olduğundan, vagal ve sempatik aktivitelerin artmasıyla birlikte, göreceli sempatik gelişmeye doğru dengede bir kayma görüldüğü düşünülebilir. Bu kişinin VAS değerlendirmesi oyun öncesi ve sonrası aynı olmuştur.

Yukardaki maddeler halinde belirtilen sonuçlara göre, stresin arttığını gösteren sempatik aktivite artışının daha çok olduğu katılımcılarda stres VAS değerlerinin daha çok arttığı görülmektedir.

Ateş vd. (2017) bir iş yerinde yaptıkları çalışmada, yöneticilerin diğer çalışanlara göre kalp hızı değişkenliğinin düşük olmasını; bu kişilerde işlerinden dolayı ciddi bir zihinsel yüklenme olmasına bağlamışlardır. Yaptığımız çalışmada da, oyun sırasında kayıt altına alınan HRV parametrelerinden olan RR aralıkları, dinlenme durumuna göre düşmüştür.

Çalışmamız, tüm katılımcıların oyun sırasında RR aralıklarının (769.69 ms'den 725.65 ms'ye azalması) düşmesinin; oyun sonrasında işaretlenen VAS zihinsel yorgunluk ortalama değerinin (4.10'den 5.31'e artması) yükselmesinin ve oyun sonrası pozisyon renk 2-Geri skor ortalamasının (45.40'den 41.40'e azalması) düşmesinin zihinsel yoğunluğa işaret ettiğini göstermektedir.

Galvanik Deri tepkisi, katılımcıların uyarılmalarını ölçmede kullanılan bir veri türüdür. Deri iletkenliğindeki değişimler, GSR'de kaydedilmiştir. Bersak vd. (2001) yaptıkları çalışmada, yarış oyunu sırasında GSR'deki değişimlerin bireylerde stres seviyelerini yansıttığını görmüşlerdir. Stres etkeni olarak görülen iş performansı (Lin vd. 2005) ve bilişsel yükün (Shi vd. 2007), GSR ile güçlü korelasyonlara sahip olduğu gözlemlenmiştir. Shi vd. (2007) yaptığı çalışmada, farklı görevlerdeki stresi karşılaştırmak için minimal hesaplamalar gerektiren (örneğin ortalama ve toplam) GSR özellikleri kullanmışlardır. GSR verilerinin analizi sonucunda bilişsel yük arttıkça kullanıcılar arasında GSR'nin arttığı görülmüştür.

Çalışmamızda, dinlenme ve oyunu durumları için GSR sensör ve logger kullanılarak deri iletkenliği analizi yapılmıştır. Dinlenme ve oyun oynama durumları için tüm katılımcılardan elde edilen veriler kullanılarak öznelikler oluşturulmuştur. Öznelikler oluşturulurken her bir katılımcı için minimum, ortalama, maksimum, standart sapma, güç, medyan, maksimum-minimum, çarpıklık, basıklık ve etkin değer gibi istatistiksel değerler elde edilmiştir. Daha sonra tüm katılımcılar için bulunan bu değerlerin ortalamaları ve standart sapmaları hesaplanmıştır. Çarpıklık haricinde tüm istatistiksel verilerin ortalama değerleri, oyun durumunda iken artış göstermiştir. Tetris, her katılımcının deri iletkenliğini arttırmıştır. Shi vd. (2007)'lerin bilişsel yük artımı ile GSR arasında bulunduğu korelasyon çalışmamızda da bulunmuştur.

Deri iletkenliği, tek bir psikolojik süreci yansıtmayıp, genellikle duygusal süreçlerin ve duygusal uyarılmanın bir göstergesi olarak kullanılır ve güvenilir bir şekilde ölçülür (Finger and Murphy 2011). GSR, heyecanla ilgili fizyolojik reaksiyonların bir yansımasıdır. Korku, neşe veya stres gibi fizyolojik veya psikolojik uyarılmalar deri iletkenliğini etkileyen durumlardır. Utkuğ ve Alkibay (2013) yaptıkları çalışmalarında konuyla ilgili şöyle demektedir:

*“Psikofizyolojistler, ter bezlerinde oluşan fizyolojik uyarılmanın, psikolojik aktiviteyi yansıtabileceğini ve dolayısıyla elektrodermal aktivitelerdeki değişimin “ilginin”, “uyarılmanın” “memnuniyetin” bir sonucu olabileceğini ortaya koymuştur”* (Klebb 1985).

Çalışmamızda, oyun durumunda dinlenme durumuna göre deri iletkenliği ve değişimleriyle ilgili artışların ilginin, uyarılmanın ve memnuniyetin sonuçları olduğu söylenebilir.

Tetrisin tüm deri iletkenliği özneliklerini arttırmış olması (dinlenmeye göre) katılımcılar üzerinde daha fazla uyarılmanın olduğunu göstermiştir. Gökay vd. (2015) duygusal yanıtların iki boyutta düzenlenebileceğini ifade etmişler; buna göre çalışmamızda tetrisin, katılımcılar üzerinde sıkılma veya gevşeme sağlamayıp, heyecan veya stres oluşturduğu söylenebilir.

Katılımcıların duygusal süreçlerin hangisine daha yakın olduğunu tespitinde kalp hız değişkenliği için yapılan analizlerden yararlanabileceği düşünülmüştür. Kalp hız değişkenliği analizi ile ortaya çıkan sempatik/vagal aktivitelerin artması/azalması, göreceli sempatik/vagal gelişmeye doğru dengede kaymalar gibi parametrelerin, duygusal davranışlar hakkında karar vermede yardımcı olabileceği anlaşılmıştır. Vagal yönünde artışlar/kaymaların heyecana işaret ettiği ve sempatik artışlar/kaymaların ise stresi gösterdiği sonucu ortaya çıkmıştır. Tetris, herkesi aynı duygusal davranışa yönlendirmemiştir.

Yaygın olarak araştırılma konusu haline gelmiş göz hareketlerinin takibinin, EKG, EEG sinyalleri gibi yöntemlere göre daha kolay kullanıldıkları düşünülmektedir (Rahayfeh ve Faezipour 2013). Göz takibi yapılarak kişilerin odaklandığı yeri analiz etmede kullanılan göz takip yazılımları mevcuttur. Yazılımlar, tercihe göre fiksasyon ve ısı haritaları sunarak bilgiyi uygun şekilde sunarlar. Çok sayıda reklam firmasının da kullandığı ısı haritası yöntemi, çalışmamız içerisinde göz hareketlerinin takibi için referans olmuştur.

Çalışmamızda oyun oynarken göz hareketlerini takip için göz takip cihazına ait yazılım kullanılarak ısı haritaları çıkarılmıştır. Bu haritalara göre, tetristen yüksek puan alan kişilerin sadece parçaların geldiği, değişikliğe uğradığı ve parçaların bloklar oluşturabileceği alanda yoğunlaştığı görülmektedir. Odaklanmaları sınırlı bölgelerde olmuştur. Düşük puan alan katılımcıların ise ısı haritasının daha geniş bir alana yayıldığı görülmüştür.

## 6. SONUÇLAR

Bu tez kapsamında, oyun sonrasında elde edilen stres ve zihinsel yorgunluğa ait görsel analog skala (VAS) skorları oyun öncesi değerlere göre artarken, pozisyon, renk 2-Geri skor ortalamasının azaldığı gözlemlenmiştir. Kişilerin öznel değerlendirmelerine göre oyun stres ve zihinsel yorgunluğu arttırmıştır.

Oyun sonrasında yapılan D2 testleri sonucunda oyunun dikkati ve konsantrasyonu pozitif etkilediği görülmüştür.

Dinlenme ve oyun durumundaki elde edilen nesnel ölçümlerden ilki olan EEG değerlendirilmesi için katılımcıların AF7 ve AF8 bölgelerindeki frekans bandlarına ait ortalama normalize güçleri incelendiğinde; oyunun stres ve zihinsel yorgunluk oluşturduğu anlaşılmıştır.

Farklı N-Geri modlarının stres ve mental yorgunluk üzerine etkilerinin araştırıldığı çalışmada, özellikle Pozisyon 1\_Geri ve Pozisyon Renk 2-Geri'de yüksek skor alan gönüllerde AF8 kanalındaki güç değerlerinin düşük skor alanlara göre daha yüksek olduğu görülmüştür. EEG'nin her alt banttaki güç değerleri, test mod ve test skorlarına göre değişmiştir. Frontal korteks'teki alfa, beta ve teta frekans bantlarının gücü, N-Geri test skorları arttıkça ve test zorlaştıkça artmıştır. Bu sonuçlar gösteriyor ki N-Geri testi stres ve mental yorgunluk oluşturmıştır.

Kalp hız değişkenliği parametreleri analizleri sonucunda oyunun kişiler üzerinde oluşturduğu sempatik ve vagal aktivitelerin farklı şekilde ortaya çıktığı gözlemlenmiştir. Oyun sırasında deri iletkenliği ile ilgili öznelikler dinlenme durumuna göre artmıştır. Kalp hız değişkenliği ile deri iletkenliği beraber incelendiğinde; katılımcıların oyun sırasındaki duygusal süreçlerinin, bazılarının stres, bazılarının heyecan şeklinde olduğu saptanmıştır.

Tetris oynama süresinin etkilerinin araştırılması sonucunda daha uzun süren tetris oyunu oturumunda LF ve LF/HF değerlerinde artış meydana geldiği belirlenmiştir ve bu durum oyun zamanı arttıkça katılımcıların sempatik aktivitelerinin arttığını göstermektedir. İki oturum arasında ortalama kalp atış oranı ve RR aralığı parametreleri açısından önemli bir değişiklik olmamıştır. Deri iletkenliğinden elde edilen verilere göre oyun süresi arttıkça katılımcıların daha fazla uyarılmış oldukları belirlenmiş olup bu durumun kişide stres veya heyecan seviyesindeki artışla ilişkili olduğu değerlendirilmektedir.

Göz hareketlerinden oluşturulan ısı haritaları incelendiğinde; yüksek puan alan kişilerin bakışlarının sadece tetris parçalarının geldiği, değişikliğe uğradığı ve blokların oluşturulduğu alanda yoğunlaştığı; düşük puan alan kişilerin ise bakışlarının daha geniş bir alana yayıldığı görülmüştür. Ayrıca tetris oynama süresi arttıkça ve farklı N-Geri modlarının etkilerinin araştırıldığı çalışmada da test zorlaştıkça göz odaklanması daha geniş bir alana yayılmıştır.

Çalışmada katılımcılarla ilgili öznel ve nesnel değerlendirmeler yapılırken ortalama değerler kullanılmıştır. Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre öznel ve nesnel değerlendirmeler uyumluluk göstermiştir.

Alınan ölçümler ve analizlerin, elektronik spor ile ilgili gelecek çalışmalar için literatüre önemli katkılar sunması beklenmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

- Abernethy, B., Summers, J.J. and Ford, S. 1998. Issues in the Measurement of Attention. In: Duda J.L. (Ed.), *Advances in Sport and Exercise Psychology Measurement*, FIT Press, Morgantown, WV, pp. 173-193.
- Acartürk, C., ve Çağıltay, K. 2006. İnsan bilgisayar etkileşimi ve ODTÜ'de yürütülen çalışmalar. *Akademik Bilişim 2006 Bildiriler Kitapçığı*, 9-11 Şubat, Denizli.
- Acharya, U.R., Kannathal, N., Sing, O.W., Ping, L.Y., and Chua, T. 2004. Heart rate analysis in normal subjects of various age groups. *Biomed Eng Online*, 36(7), 1140-8.
- Adachi, P.J.C. and Willoughby, T. 2017. The Link Between Playing Video Games and Positive Youth Outcomes. *Child Development Perspectives*, 11(3): 202–206.
- Akselrod, S., Gordon, D., Ubel, F.A., Shannon, D.C., Berger, A. and Cohen, R.J. 1981. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science*, 213(4504): 220–222.
- Amado, S. 2000. Farklı dikkat düzeylerinin örtük ve açık bellek üzerindeki etkileri. *Türk Psikoloji Dergisi*, 15(45): 41-56.
- Argan, M., Özer, A. ve Akın, E. 2006. Elektronik Spor: Türkiye’de Siber Sporcuların Tutum ve Davranışları. *Spor Yönetimi ve Bilgi Teknolojileri Dergisi*, 1(2): 1-11.
- Arı, F. ve Durna, Y. 2015a. Labview ile Gerçek Zamanlı Göz bebeği-Kornea Yansıması Takibi. 23. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, ss. 2182-2185, 16-19 Mayıs, Malatya.
- Arı, F. ve Durna, Y. 2015b. Pilotların Göz Bebeği Takibi ve Bakış Yeri Tespiti İçin Labview Tabanlı Sistem Çalışması. III. Ulusal Havacılık Teknolojisi ve Uygulamaları Kongresi, ss. 476-485, 23-24 Ekim, İzmir.
- Ateş, O., Keskin, B., ve Çotuk, H.B. 2017. İş yerinde zihinsel yüklenme ve egzersizin kalp hızı değişkenliği üzerindeki etkisi. *Ulusal Spor Bilimleri Dergisi*, 1(2), 55-65.
- Bach, D.R., Friston, K.J. and Dolan, R.J. 2013. An improved algorithm for model-based analysis of evoked skin conductance responses. *Biological Psychology*, 94(3): 490-497.
- Balasubramanian, V. and Adalarasu, K. 2007. EMG-based analysis of change in muscle activity during simulated driving. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 11(2): 151-158.
- Bansal, D., Khan, M, and Salhan, A.K. 2009. A Review of Measurement and Analysis of Heart Rate Variability. International Conference on Computer and Automation Engineering, pp. 243-246, 8-10 March, Bangkok, Thailand.
- Barlett, C.P., Harris, R.J. and Bruey, C. 2008. The effect of the amount of blood in a violent video game on aggression, hostility, and arousal. *Journal of Experimental Social Psychology*, 44(3): 539-546.



- Bates, M.E. and Lemay, E. 2004. The d2 test of attention: construct validity and extensions in scoring techniques. *Journal of the International Neuropsychological Society*, 10(3): 392-400.
- Bersak, D., McDarby, G., Augenblick, N., McDarby, P., McDonnell D., McDonald, B. and Karkun, R. 2001. Intelligent biofeedback using an immersive competitive environment. Designing Ubiquitous Computing Games Workshop at UbiComp, pp. 70, 30 September - 2 October, Atlanta, GA, USA.
- Besler, K. 2010. İnsan biyogeribesleme sistemi. Yüksek Lisans tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul, 95 s.
- Bosquet, L., Merkari, S., Arvisais, D. and Aubert, A.E. 2008. Is heart rate a convenient tool to monitor over-reaching? A systematic review of the literature. *Br. J. Sports Med.*, 42(9): 709-714.
- Bozan, A. ve Akayi Y. 2012. Dikkat geliştirme eğitiminin ilköğretim 5. sınıf öğrencilerinin dikkatlerini toplama becerilerine etkisi. *Western Anatolia Journal of Educational Science*, 3(6): 53-66.
- Braver, T.S., Cohen, J.D., Nystrom, L.E., Jonides, J. Smith, E.E. and Noll, D.C. 1997. A parametric study of prefrontal cortex involvement in human working memory. *Neuroimage*, 5(1): 49-62.
- Brickenkamp, R. and Zillmer, E. 1998. The d2 Test of Attention. Seattle: Hogrefe & Huber Publishers, Toronto, 72 p.
- Burns, E. 2016. ECG ST Segment Evaluation. <http://lifeinthefastlane.com/ecg-st-segment-evaluation/> [Son erişim tarihi: 27.06.2018].
- Cacioppo, J.T., Tassinary, L.G., and Berntson, G.G. 2007. Handbook of Psychophysiology. Cambridge University Press, New York, 914 p.
- Camm, A.J. et all. 1996. Heart rate Variability. *European Heart Journal*, 17: 354-381.
- Cegarra, J. and Chevalier, A. 2008. The use of tholos software for combining measures of mental workload: Toward theoretical and methodological improvements. *Behavior Research Methods*, 40(4): 988-1000.
- Christie, M.J. 1981. Electrodermal activity in the 1980s: a review. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 74(8): 616-622.
- Classic TetrisR World Championship. <https://thectwc.com/> [Son erişim tarihi: 05.03.2019].
- Crystal Office systems. <https://www.crystaloffice.com/> [Son erişim tarihi: 10.01.2019].
- Conway, A., Kane, M., Bunting, M., Hambrick, D., Wilhelm, O. and Engle, R. 2005. Working memory span tasks: A methodological review and users guide. *Psychonomic Bulletin Review*, 12(5): 769-786.
- Craig, A., Tran, Y., Wijesuriya, N. and Nguyenb, H. 2012. Regional brain wave activity changes associated with fatigue. *Psychophysiology*, 49 (4): 574-582.
- Çağlar, E., Bilge, M. ve Söğüt, M. 2011. d2 dikkat testinin çocuk sporcularda ölçüt geçerliğinin test edilmesi: pilot çalışma. *Gazi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 16(4): 19-29.

- Çağlar, E. ve Koruç, Z. 2006. d2 Dikkat Testinin Sporcularda Güvenirliği ve Geçerliği. *Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Dergisi*, 17(2): 58-80.
- Dewey, D., Brawley, L.R. and Allard, F. 1989. Do the TAIS Attentional-Style Scales Predict How Visual Information is Processed? *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 11(2): 171-186.
- Dharmawan, Z. 2007. Analysis of computer games player stress level using EEG data. Yüksek Lisans Tezi, Faculty of Electrical Engineering, Mathematics and Computer Science, Delft University of Technology, Netherlands, 157 p.
- Dijk, M.L.V., Groot, R.H.M., Acker, F.V., Savelberg, H. and Kirschner, P. 2014. Active commuting to school, cognitive performance, and academic achievement: An observational study in Dutch adolescents using accelerometers. *BMC Public Health*, 14(799): 1-11.
- Drewes, H. 2010. Eye gaze tracking for human computer interaction. Academic Thesis, Ludwig-Maximilians-Universität, München, 166 p.
- Duchowski, A.T. 2002. A breadth-first survey of eye tracking applications. *Behavior Research Methods, Instruments and Computers*, 34(4): 455-470.
- Duchowski, A.T. 2003. Eye Tracking Methodology: Theory and Practice. Springer-Verlag, Newyork, 390 p.
- Durna, Y. ve Arı, F. 2016. Polinom Fonksiyonları ile Göz Bakış Yeri Tespiti Geliştirilmesi ve Uygulaması. *Savunma Bilimleri Dergisi*, 15(2): 25-45.
- Esen, F.. 2000. Elektrodermal Activity. *T. Klinikleri Jmed Sci*, 20(1): 27-34.
- Faber, L.G., Maurits, N.M. and Lorist, M.M. 2012. Mental Fatigue Affects Visual Selective Attention. *PLoS ONE*, 7(10): 1-10.
- Ferguson, C. J. 2007. Evidence for publication bias in video game violence effects literature: A meta-analytic review. *Aggression and Violent Behavior*, 12(4): 470-482.
- Ferreira, P., Sanches, P., Höök, K. and Jaensson, T. 2008. License to chill!: how to empower users to cope with stress, Proceedings of the 5th Nordic Conference on Human-Computer Interaction: Building Bridges, pp. 123-132, 20-22 October, Lund, Sweden.
- Finger, B. and Murphy, R.O. 2011. Using skin conductance in judgment and decision making research. In: Schulte-Mecklenbeck, M., Kuehberger, A., Ranyard, R. (Eds.), A handbook of process tracing methods for decision research. Psychology Press, New York, pp. 163-184
- Frauscher, B., Egg, R., Brandauer, E., Ulmer, H., Berger, T., Poewe, W. and Hogl, B. 2005. Daytime sleepiness is not increased in mild to moderate multiple sclerosis: A pupillographic study. *Sleep Med*, 6(6), 543-547.
- Gall, S. et all. 2017. Associations between selective attention and soil-transmitted helminth infections, socioeconomic status, and physical fitness in disadvantaged children in Port Elizabeth, South Africa: An observational study. *PLoS Neglected Tropical Diseases*, 11(5): 1-19.

- Geethanjali, B., Adalarasu, K., Mohan, J. and Seshadri, N. P. G. 2018. Music Induced Brain Functional Connectivity using EEG Sensors: A Study on Indian Music. *IEEE Sensors Journal*, 19(4):1-9.
- Gergelyfi, M., Jacob, B., Olivier, E. and Zénon, A. 2015. Dissociation between mental fatigue and motivational state during prolonged mental activity. *Frontiers Behavioral Neuroscience*, 9(176): 1-15.
- Gharagozlou, F., Saraji, G.N, Mazloumi, A., Nahvi, A., Nasrabadi, A.M., Foroushani, A.R., Kheradmand, A.A, Ashouri, M. and Samavati, M. 2015. Detecting driver mental fatigue based on eeg alpha power changes during simulated driving. *Iran J Public Health*, 44(12): 1693-1700.
- Goldstein, J. 2005. Violent Video Games. In: Raessens, J. and Goldstein, J. (Eds.), *Handbook of Computer Game Studies*. The MIT Press Cambridge, London, pp. 341-357.
- Grimshaw, M.N., Lindley, C.A. and Nacke, L. 2008. Sound and immersion in the first-person shooter: Mixed measurement of the player's sonic experience. *Proceedings of the audio mostly conference*, pp. 1-7, 22-23 October, Piteå, Sweden.
- Gökay, R., Masazade, E., Aydin, Ç. and Barkana, D.E. 2015. Emotional state and cognitive load analysis using features from bvp and sc sensors. *IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems (MFI)*, pp. 178-183, 14-16 Sept, San Diego, CA, USA.
- Gümüş, İ. 2003. EKG Sinyallerinin wavelet analizi. Lisans Tezi, Uludağ Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Elektronik Mühendisliği Bölümü, Bursa, 158 s.
- Gündoğdu, S., Doğan, E. A., Gülbetekin, E., Çolak, Ö. H. ve Polat, Ö. 2019. Bulmaca Video Oyunu Oynama Süresinin Stres ve Odaklanma Üzerindeki Etkilerinin Galvanik Deri Tepkisi, KHD ve Göz Takip Tabanlı Değerlendirilmesi. *Inter. Med. Sci. and Eng. Congress (IMSEC 2019)*, 25-27 April, Antalya.
- Haibo, W., Chengqi, X. and Qing, L. 2010. The Eye Movement Experiment and Usability evaluation of the Fighter Cockpit Digital Interface. *2nd International Conference on Information Engineering and Computer Science*, pp. 1-4, 25-26 December, Wuhan, China.
- Hamari, J. and Sjöblom, M., 2017. What is eSports and why do people watch it?. *Internet Research*, 27(2): 211-232.
- Hart, S.G. and Staveland, L.E. 1988. Development of NASA-TLX (task load index): Results of empirical and theoretical research. In: Hancock, P. and Meshkati, N. (Eds.), *Human Mental Workload*, North Holland, Amsterdam, pp. 239-250.
- 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.
- Hegazy, S. and Revett, K. 2011. Developing an Affective Working Companion Utilising GSR Data. *15th WSEAS International Conference on Computers*, pp. 256-261, 15-17 July, Greece.

- Hjorth, B. 1970. EEG analysis based on time domain properties. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 29(3): 306–310.
- Hoffmann, E. 2005. Brain training against stress: Theory methods and results from an outcome study. *Clinical EEG Journal*, 2005, 1–24.
- Holland, A. and Aboy, M. 2009. A novel recursive fourier transform for nonuniform sampled signals: Application to heart rate variability spectrum estimation. *Medical & Biological Engineering*, 47(7): 697-707.
- Honal, M. and Schultz, T. 2005. Identifying user state using electroencephalographic data. Proceedings of the International Conference on Multimodal Input (ICMI), pp. 71-74, 30 October, Trento, Italy.
- Horlings, R. 2008. Emotion recognition using brain activity. Thesis Project, Delft University of Technology, Delft, 135 p.
- Hoskinson P. and Toomim J. 2010. Brain Workshop: Brain Workshop - a Dual N-Back game (Version 4.8.1). <http://brainworkshop.sourceforge.net/download.html>  
[Son erişim tarihi: 23.01.2019].
- How does a GSR sensor work? Tobiipro web sayfası.  
<https://www.tobiipro.com/learn-and-support/learn/GSR-essentials/how-does-a-gsr-sensor-work/> [Son erişim tarihi:28.01.2019].
- Jansma, J.M., Ramsey, N.F., Coppola, R. and Kahn, R. 2000. Specific versus nonspecific brain activity in a parametric n-back task. *Neuroimage*, 12(6): 688-697.
- Javal, É. 1878. Essai sur la physiologie de la lecture. *Annales d'Oculistique*, 61–73.
- Just, M.A. and Carpenter, P.A. 1976. Eye fixations and cognitive processes. *Cognitive Psychology*, 8(4): 441-480.
- Kalaycı, E., Tüzün, H, Bayrak, F., Özdiñç, F. ve Kula, A. 2011. Üç boyutlu Sanal Ortamların Kullanılabilirlik Çalışmalarında Göz İzleme Yöntemi: Active Worlds Örneği. *Akademik Bilişim 11*, ss. 93-98, 2-4 Şubat, İnönü Üniversitesi, Malatya.
- Kayıkçıoğlu, M. ve Payzın, S. 2001. Kalp hızı değişkenliği. *Türk Kardiyol Dern Arş.*, 29: 238-45.
- Kim, P.W. and Lee, S. 2017. Audience real-time bio-signal-processing-based computational intelligence model for narrative scene editing. *Multimedia Tools and Applications*, 76(23): 24833-24845.
- Kivikangas, J.M., Chanel, G., Cowley, B., Ekman, I., Salminen, M., Järvelä, S. and Ravaja, N. 2011. A review of the use of psychophysiological methods in game research. *Journal of Gaming and Virtual Worlds*, 3 (3): 181–199.
- Klebba, J.M. 1985. Physiological Measures of Research: A review of brain activity, electrodermal response, pupil dilation, and voice analysis methods and studies. *Journal of Current Issues and Research in Advertising* 8(1): 53-76.
- Kotaku web sayfası. <https://kotaku.com/16-year-old-dethrones-tetris-world-champion-with-diffic-1829911215> [Son erişim tarihi: 05.03.2019].

- Kotani, K., Tachibana, M., Takamasu, K. 2007. Investigation of the influence of swallowing, coughing and vocalization on heart rate variability with respiratory-phase domain analysis. *Methods Inf Med.*, 46(2): 179-185
- Labbé, E., Schmidt, N., Babin, J. and Pharr, M. 2007. Coping with stress: the effectiveness of different types of music. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 32(3-4): 163–168.
- Lee, D. and Schoenstedt, L.J. 2011. Comparison of eSports and Traditional Sports Consumption Motives. *ICHPER-SD Journal of Research*, 6(2): 39-44.
- Lesage, F. X., Berjot, S. and Deschamps, F. 2012. Clinical stress assessment using a visual analogue scale. *Occupational medicine*, (62)8: 600-605.
- Lezak, M.D. 1983. Neuropsychological Assessment. 2nd Edition, Oxford University Press, New York.
- Liao, W., Zhang, W., Zhu, Z. and Ji, Q. 2005. A real-time human stress monitoring system using dynamic Bayesian network. Proceedings of the 2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05) - Workshops, pp. 70, 20-26 June, Washington, DC, USA.
- Lin, T., Omato, M., Hu, W. and Imamiya, A. 2005. Do physiological data relate to traditional usability indexes? Proceedings of the 17th Australia Conference on Computer–Human Interaction: Citizens Online: Considerations for Today and the Future, pp. 1–10, 21-25 November, Canberra, Australia.
- Lin, T. and John, L. 2006. Quantifying mental relaxation with EEG for use in computer games. International Conference on Internet Computing, pp. 409–415, Las Vegas, Nevada, USA.
- Magill, R.A. 2004. Motor Learning and Control. Concepts and Applications, 7th Edition, McGraw Hill, Boston, 400 p.
- Malliani, A., Lombardi, F. and Pagani, M. 1994. Power spectrum analysis of heart rate variability: a tool to explore neural regulatory mechanisms. *British Heart Journal*, 71(1): 1-2.
- Mesquita, R.N.O, Kyröläinen, H. and Olstad, D.S. 2017. Reliability and validity of time domain heart rate variability during daily routine activities – an alternative to the morning orthostatic test? *Biomedical Human Kinetics*, 9(1): 64-68.
- Moray, N. 1979. Mental Workload: Its Theory and Measurement. New York, NY, USA: Plenum, 72 p.
- Morilak, D.A., Barrera, G., Echevarria, D.J., Garcia, A.S., Hernandez, A., Ma, S. and Petre, C.O. 2005. Role of brain norepinephrine in the behavioral response to stress. *Progress in Neuro-Psychopharmacology & Biological Psychiatry*. 29(8): 1214-1224.
- Muse Developer web sayfası. <http://developer.choosemuse.com/hardware-firmware/hardware-specifications> [Son erişim tarihi:24.01.2019].
- Mylius, V., Braune, H.J. and Schepelmann, K. 2003. Dysfunction of the pupillary light reflex following migraine headache. *Clinical Autonomic Research*, 13(1): 16-21.

- Nagle, M. 2009. Video game becomes spectator sport. [http://www.nytimes.com/2009/04/12/sports/othersports/12star.html?\\_r=1&ref=other\\_sports](http://www.nytimes.com/2009/04/12/sports/othersports/12star.html?_r=1&ref=other_sports) [Son erişim tarihi: 15.03.2018].
- NeoMam Studios Web Sayfası. <https://neomam.com/interactive/13reasons/> [Son erişim tarihi: 16.03.2018].
- Nesterov, S.V., Nesterov, V.P. and Burdygin, A.I. 2005. The Effect of Respiratory Frequency on Heart Rate Variability. *Doklady Biological Sciences*, 400(1-6): 25-27.
- NeuLog web sayfası. <https://neulog.com/gsr/> [Son erişim tarihi: 23.03.2018].
- Nyström, M., Hooge, I. and Andersson, R. 2016. Pupil size influences the eye-tracker signal during saccades, *Vision Research*, 121(2016): 95-103.
- Ohme, R., Reykowska, D., Wiener, D. and Choromanska, A. 2009. Analysis of Neurophysiological Reactions to Advertising Stimuli by Means of EEG and Galvanic Skin Response Measures. *Journal of Neuroscience, Psychology and Economics*, 2(1): 21-31.
- Orosco, L., Correa, A.G. and Laciari, E. 2013. Review: A Survey of Performance and Techniques for Automatic Epilepsy Detection. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 33(6): 526-537.
- Özçelik, E., Kursun, E. ve Çağiltay, K. 2006. Göz hareketlerini izleme yöntemiyle üniversite web sayfalarının incelenmesi. Akademik Bilişim 2006 Bildiriler Kitapçığı, ss. 71-74,9-11 Şubat, Denizli.
- Pelegrina, S., Lechuga, M.T., Madruga, J.A.G., Elosúa, M.R., Macizo, P., Carreiras, M., Fuentes, L.J. and Bajo, M.T. 2015. Normative data on the n-back task for children and young adolescents. *Frontiers Psychology*, 6(1544): 1-11.
- Pieper, S.J. and Hammill, S.C. 1995. Heart rate variability: technique and investigational applications in cardiovascular medicine, *Mayo Clin Proc.* 70(10): 955-964.
- Polar web sayfası. <https://www.polar.com/en> [Son erişim tarihi: 28.06.2018].
- Poole, A., and Ball, L.J. 2006. Eye tracking in human-computer interaction and usability research: Current status and future prospects. In: Chaoui, C. (Ed.): *Encyclopedia of Human Computer Interaction*, Pennsylvania, pp. 211-219.
- Pozzessere, G., Rossi, P., Valle, E., Froio, C.P., Petrucci, A.F. and Morocutti, C. 1997. Autonomic involvement in multiple sclerosis: a pupillometric study. *Clinical Autonomic Research*, 7(6): 315-319.
- Rahayfeh, A.A. and Faezipour, M. 2013. Eye tracking and head movement detection: A state-of-art survey. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 1: 1-12.
- Ragland, J.D., Turetsky, B.I., Gur, R.C., Gunning-Dixon, F., Turner, T., Schroeder, L., Chan, R. and Gur, R. E. 2002. Working memory for complex figures: An fmri comparison of letter and fractal n-back tasks. *Neuropsychology*, 16(3): 370-379.

- Rahma, O.N., Wijaya, S.K., Prawito and Badri, C. 2016. Electroencephalogram analysis with wavelet transform and neural network as a tool for acute ischemic stroke identification. *International Journal of Advances in Science Engineering and Technology*, 108-113
- Ranggayan, R.M. 2002. Biomedical Signal Analysis. IEEE Press. John Wiley & Sons, Inc. New York, 552 p.
- Ravizza, S.M., Behrmann, M. and Fiez, J.A. 2005. Right parietal contributions to verbal working memory: Spatial or executive? *Neuropsychologia*, 43(14): 2057-2067.
- Rayner, K. and Pollatsek, A. 1989. The psychology of reading. Englewood Cliffs, Prentice Hall, New Jersey, 529 p.
- Rinco'n, A.Q., Prendes, J., Pereyra, M., Batatia, H. and Risk, M. 2016. Multivariate bayesian classification of epilepsy eeg signals. 12th IEEE Workshop on Image, Video, and Multidimensional Signal Processing (IVMSP 2016), pp. 1-5, 11 June-12 July, Bordeaux, France.
- Robinson, D.A. 1963. A Method of Measuring Eye Movement Using a Scleral Search Coil in a Magnetic Field. *IEEE Transactions on Bio-medical Electronics*, 10(4): 137-145.
- Sandercock, G.R.H., Bromley, P.D. and Brodie, D.A. 2005. The reliability of short-term measurements of heart rate variability. *International Journal of Cardiology*, 103(3): 238-247.
- Scharinger, C., Soutschek, A., Schubert, T. and Gerjets, P. 2017. Comparison of the working memory load in n-back and working memory span tasks by means of eeg frequency band power and P300 amplitude', *Frontiers Human Neuroscience*, 11(6): 1-19.
- Selye, H. 1956. The Stress of Life, McGraw-Hill, New York, 324 p.
- Sethi, J.K., Nagendra, H.R. and Ganpat, T.S. 2013. Yoga improves attention and self-esteem in underprivileged girl student. *J Educ Health Promot.*, 2(55): 1-4.
- Semmlow, J.L. 2004. Biosignal and Biomedical Image Processing (Matlab-Based Applications). Marcel Dekker Press, New Jersey, U.S.A. 424 p.
- Sharma, N. and Gedeon, T. 2012. Objective measures, sensors and computational techniques for stress recognition and classification: a survey. *Comput. Methods Programs Biomed.*, 108(3): 1287-1301.
- Shi, Y., Ruiz, N., Taib, R., Choi, E.H.C. and Chen, F. 2007. Galvanic skin response (GSR) as an index of cognitive load. Extended Abstracts Proceedings of the 2007 Conference on Human Factors in Computing Systems, CHI'07, pp. 2651-2656, 28 April-3 May, San Jose, California, USA.
- Siegle, G.J., Steinhauer, S.R. and Thase, M.E. 2004. Pupillary assessment and computational modeling of the Stroop task in depression. *International Journal of Psychophysiology*, 52(1): 63-76.
- Spreen, O. and Strauss, E. 1998. A Compendium of Neuropsychological Tests. 2nd Ed., Oxford University Press. New York, 736 p.

- Surangsirrat, D. and Intarapanich, A. 2015. Analysis of the meditation brainwave from consumer EEG device. Proceedings of the IEEE SoutheastCon, pp. 1-6, 9-12 April, Fort Lauderdale, Florida, USA.
- Sümbül, H. ve Coskun, M.A. 2011. Taşınabilir EEG Cihazı. 6th International Advanced Technologies Symposium (IATS'11), ss. 71-74, 16-18 Mayıs, Elazığ.
- Şahin, A. 2002. Zeka Testi ve Nöropsikolojik Testlerin Oluşturdukları Faktör Yapılarının İncelenmesi, *Klinik Psikiyatri*, 5(3): 160-168.
- Tanaka, M., Ishii, A. and Watanabe, Y. 2015. Effects of mental fatigue on brain activity and cognitive performance: A magnetoencephalography study. *Anat Physiol*, 5(S4): 1-5.
- Tanaka, M., Shigihara, Y., Ishii A., Funakura, M., Kanai, E. and Watanabe, Y. 2012. Effect of mental fatigue on the central nervous system: An electroencephalography study. *Behavioral and Brain Functions*, 8(48): 1-8.
- Tarnowski, P., Kołodziej, M., Majkowski, A. and Rak, R., 2016. A system for synchronous acquisition of selected physiological signals aimed at emotion recognition. *Przegląd Elektrotechniczny*, 92(12): 327-331.
- Thayer, J.F., Åhs, F., Fredrikson, M., Sollers, J.J. and Wager, T.D. 2012. A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neurosci Biobehav Rev* 36(2): 747-756.
- The OGA. 1999. [http://www.eurogamer.net/article.php?article\\_id=105](http://www.eurogamer.net/article.php?article_id=105) [Son erişim tarihi: 08.03.2018].
- Tobii Dynavox web sitesi. <https://www.tobiidynavox.com/devices/Eye-Gaze-Devices/PCEye-Mini/> [Son erişim tarihi: 28.01.2019].
- Toledo, E., Gurevitz, O., Hod, H., Eldar, M. and Akselrod, S. 2002. Thrombolysis in the eyes of the continuous wavelet transform. *Computers in Cardiology*, 29: 657-660.
- Toprak, İ.B. 2007. EEG sinyallerinin dalgacık dönüşümü ve yapay sinir ağları ile analizi, Yüksek Lisans Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Isparta, 91 s.
- Turner, J.R., Treiber, F.A., Davis, H., Rectanwald, J., Pipkin, W. and Strong, W.B. 1997. Use of a virtual reality car-driving stressor in cardiovascular reactivity research. *Behavior Research Methods, Instruments. & Computers*. 29(3): 386-389.
- Utkuğ, Ç.P. ve Alkibay, S. 2013. Nöropazarlama: reklam etkinliğinin psikofizyolojik tekniklerle değerlendirilmesi üzerine yapılmış araştırmalarının gözden geçirilmesi. *H.Ü. İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi Dergisi*, 31(2): 167-195.
- Uysal, F. ve Tokmakçı, M. 2016. Kalp hızı değişkenliği ölçümlerine dayalı stres parametrelerinin değerlendirilmesi. TIPTEKNO'16 Tıp Teknolojileri kongresi, ss. 102-105, Antalya, Türkiye.
- Vitabile, S., De Paola, A. and Sorbello, F. 2011. A real-time non-intrusive FPGA-based drowsiness detection system. *Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing*, 2(4): 251-262



- Wagner, M.G. 2006. On the Scientific Relevance of eSports. International Conference on Internet Computing, pp. 437-442, 26-29 June, Las Vegas, Nevada, USA.
- Wang, S., Gwizdka, J. and Chaovalitwongse, W.A. 2016. Using Wireless EEG Signals to Assess Memory Workload in the n-Back Task. *IEEE Transactions On Human-Machine Systems*, 46(3): 424-435.
- Warr, P. 2014. ESports in numbers: five mind-blowing stats. [www.redbull.com/en/esports/stories/1331644628389/esports-in-numbers-five-mind-blowing-stats](http://www.redbull.com/en/esports/stories/1331644628389/esports-in-numbers-five-mind-blowing-stats) [Son erişim tarihi: 15.03.2018].
- Weber, R., Behr, K.-M., Tamborini, R., Ritterfeld, U. and Mathiak, K. 2009. What do we really know about first-person-shooter games? An event-related, high-resolution content analysis. *Journal of Computer-Mediated Communication*, 14(4): 1016–1037.
- 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.
- Wilhelm, O., Hildebrandt, A. and Oberauer, K. 2013. What is working memory capacity, and how can we measure it? *Frontiers in Psychology*, 4(4): 1–22.
- Yaycı, L., 2013. d2 Dikkat testinin geçerlik ve güvenilirlik çalışması. *Kalem Eğitim ve İnsan Bilimleri Dergisi*, 3 (1): 43-80.
- Yazgı, S. ve Yıldız, M. 2009. Yutkunmanın kalp hızı değişkenliği üzerine etkisinin yok edilmesi, VI. Ulusal Tıp Bilişimi Kongresi, ss. 276-283, 12-15 Kasım, Akdeniz Üniversitesi, Antalya.
- Yıldız, M., İder, Y.Z. ve Özbay, Y. 2004. Ektopik atımlar ve kayıp veri içeren HRV sinyallerinin gerçek zamanlı spektral analizi. URSI-Türkiye 2. Ulusal Kongresi, ss. 294-296, 8-10 Eylül, Ankara.
- Yildiz, M. and Ider Y.Z. 2006. Model based and experimental investigation of respiratory effect on the HRV power spectrum. *Physiological Measurement*, 27(10): 973-988.
- Zhang, R. 2019. The Effect of Meditation on Concentration Level and Cognitive Performance. *Global Journal of Health Science*, 11(1): 134-140.

## ÖZGEÇMİŞ

**SERDAR GÜNDOĞDU**

**sserdar.gundogdu@gmail.com**



### ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Doktora	Akdeniz Üniversitesi
2017-2019	Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği, Antalya
Yüksek Lisans	Dokuz Eylül Üniversitesi
2005-2008	Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği, İzmir
Lisans	Süleyman Demirel Üniversitesi
1999-2003	Mühendislik Mimarlık Fakültesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği, Isparta

### MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Öğretim Görevlisi	Dokuz Eylül Üniversitesi
2013-Devam Ediyor	Bergama Meslek Yüksekokulu, Bilgisayar Teknolojileri Bölümü, İzmir
Öğretim Görevlisi	Bülent Ecevit Üniversitesi
2012-2013 (10 ay)	Elektrik-Elektronik Mühendisliği, Zonguldak
Öğretim Görevlisi	Bülent Ecevit Üniversitesi
2010-2012 (2 yıl 2 ay)	Zonguldak Meslek Yüksekokulu, Zonguldak
SCADA Saha Şefi	İZSU Genel Müdürlüğü
2003-2009	Su Dağıtım ve Kontrol Şube Müdürlüğü, İzmir

Müdür Yardımcılığı 2014-2015 (1 yıl) 2018-2018 (7 ay)	Dokuz Eylül Üniversitesi Bergama Meslek Yüksekokulu, İzmir
Yönetim Kurulu Üyesi 2014-2015 (1 yıl) 2018-2018 (7 ay)	Dokuz Eylül Üniversitesi Bergama Meslek Yüksekokulu, İzmir
Program Başkanlığı 2014-2018 (4 yıl)	Dokuz Eylül Üniversitesi Bergama Meslek Yüksekokulu, Bilgisayar Teknolojisi Programı, İzmir
Yüksekokul Kurulu Üyesi 2014-2018 (4 yıl) 2018-2018 (7 ay)	Dokuz Eylül Üniversitesi Bergama Meslek Yüksekokulu, İzmir
Bölüm Başkan Yardımcılığı 2010-2012	Bülent Ecevit Üniversitesi Zonguldak Meslek Yüksekokulu, Zonguldak

## ESERLER

### Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

1- Gündoğdu, S., Şahin Ö. (2007). E.M.I Effects of the Cathodic Protection on the Electromagnetic Flowmeter. Sensors, 7(1), 75-83. Doi:10.3390/s7010075

### Ulusal hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

1- Gündoğdu, S., Şahin Ö. (2008). Su Dağıtım sistemlerinde SCADA Uygulaması, Dokuz Eylül Üniversitesi Fen-Mühendislik Dergisi, 10(3), 23-32.

### Uluslararası ve Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler

1- Gündoğdu, S., Doğan, E. A., Gülbetkin, E., Çolak, Ö. H. ve Polat, Ö. (2019). Bulmaca Video Oyunu Oynama Süresinin Stres ve Odaklanma Üzerindeki Etkilerinin Galvanik Deri Tepkisi, KHD ve Göz Takip Tabanlı Değerlendirilmesi. Inter. Med. Sci. and Eng. Congress (IMSEC 2019).

2- Gündoğdu, S., Şahin Ö. (2007). Su Dağıtım sistemi için SCADA Sistem Haberleşmesi Planlaması. Haberleşme Teknolojileri ve Uygulamaları Sempozyumu.