

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

MÜZİK NOTALARINA DUYARLILIĞIN OLAY İLİŞKİLİ  
P300 SİNYALLERİ İLE OTOMATİK TESPİTİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Fatih AYDIN

OCAK 2024

TRABZON



**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**MÜZİK NOTALARINA DUYARLILIĞIN OLAY İLİŞKİLİ**  
**P300 SİNYALLERİ İLE OTOMATİK TESPİTİ**

**Fatih AYDIN**

**Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde**  
**"ELEKTRONİK YÜKSEK MÜHENDİSİ"**  
**Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 02 / 01 / 2024**

**Tezin Savunma Tarihi : 19 / 01 / 2024**

**Tez Danışmanı : Doç. Dr. Önder AYDEMİR**

**Trabzon 2024**

## ÖNSÖZ

“Müzik Notalarına Duyarlılığın Olay İlişkili P300 Sinyalleri ile Otomatik Tespiti” isimli bu tez Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik Elektronik Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Programı’nda hazırlanmıştır.

Tez çalışmam boyunca hiçbir desteğini esirgemeyen ve bilim insanı olma yolundaki ilk adımlarımı atarken kıymetli bilgileriyle ve tecrübesiyle yolumu aydınlatan danışman hocam Sayın Doç. Dr. Önder AYDEMİR’e teşekkürü bir borç bilirim. Ek olarak, sahip olduğu tecrübesini paylaşarak çalışmalarımı hızlandırmamı sağlayan hocam Dr. Öğr. Üyesi Onur Erdem KORKMAZ’a ve Arş. Gör. Ural AKINCIOĞLU’na teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmam boyunca ihtiyacım olduğunda desteklerini esirgemeyeceğini göstererek yalnız olmadığımı hissetmemi sağlayan bölümümüz asistanlarına teşekkür ederim. Tez çalışmamı gerçekleştirebilmemi sağlayan arkadaşlarıma ve bölümümüz öğrencilerine bilim uğruna gönüllü olarak katlandıkları bu zahmet için teşekkür ederim.

Son olarak, tez dönemimde beni hep destekleyen nişanlım Ceren BOĞUŞLU’ya; doğduğum günden beri elimi hiç bırakmayan ve bugünlere gelmemde en büyük paya sahip olan annem Sare AYDIN, ablam Fatma YILDIZ’a ve ilkokuldan üniversiteye kadar eğitim hayatımın her aşamasında desteğini esirgemeyen, güvenini göstererek motive eden, sevgi ve fedakarlığın simgesi olan babam Fahri Mustafa AYDIN’a teşekkür eder, minnettarlığımı sunarım.

Bu tez çalışmasının bundan sonraki çalışmalara katkı sağlamasını temenni ederim.

Fatih AYDIN

Trabzon 2024

## TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Müzik Notalarına Duyarlılığın Olay İlişkili P300 Sinyalleri ile Otomatik Tespiti” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Doç. Dr. Önder AYDEMİR’in sorumluluğunda tamamladığımı, verileri/örnekleri kendim topladığımı, deneyleri/analizleri ilgili laboratuvarlarda yaptığımı/yaptırdığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim.  
19/01/2024

Fatih AYDIN

## İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ.....	III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ÖZET .....	VII
SUMMARY .....	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	IX
TABLolar DİZİNİ.....	XI
SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	XII
1. GENEL BİLGİLER .....	1
1.1. Ses ve Müzik .....	2
1.1.1. Sesin Fiziksel Doğası ve İşitme .....	2
1.1.2. Ses ve Müzik Arasındaki İlişki .....	4
1.1.3. Bağlı Müzik Kulağı ve Mutlak Müzik Kulağı .....	4
1.2. Beyin .....	5
1.2.1. Beynin Yapısı.....	5
1.2.2. Elektroensefalografi Görüntülemesi .....	6
1.2.3. Olay İlişkili P300 Sinyali .....	8
1.3. Literatür Araştırması .....	9
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR.....	14
2.1. Veri Kümesinin Hazırlanması .....	14
2.1.1. Deney Paradigması .....	14
2.1.2. Veri Kümesinin Kaydedilmesi.....	17
2.1.3. Deneyim Puanı Hesabı ve Katılımcı Dağılımı.....	19
2.1.4. Klavye Puanı Hesaplanması.....	22
2.2. İşaretleyici Tespiti ve Segmentlerin Oluşturulması .....	24
2.3. Ön İşleme .....	25
2.3.1. Filtreleme .....	25
2.3.2. Referans Hattı Düzeltmesi .....	26
2.4. P300 İşaretinin İncelenmesi .....	27
2.5. Korelasyon Katsayısı Hesabı.....	27

2.6. Bağıl Hata Hesabı.....	28
3. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	29
3.1. Kanal Analizi.....	29
3.2. Kanal Seçimi .....	32
3.3. P300 İşaretinin Analizi.....	35
3.3.1. P300 İçeren ve P300 İçermeyen İşaretlerin İncelenmesi .....	35
3.3.2. Hedef Olan ve Hedef Olmayan İşaretlerin İncelenmesi .....	37
3.4. Korelasyon Analizi.....	45
3.4.1. Deneyim Puanı ve Klavye Puanı Arasındaki İlişki.....	46
3.4.2. Klavye Puanı ve Çıkartılan Öznitelikler Arasındaki İlişki .....	47
3.4.3. Yaş ile P300 Gecikmesi Arasındaki İlişki .....	52
3.5. Ön İşleme Yapılmadan Elde Edilen Sonuçlar .....	53
4. SONUÇLAR.....	63
5. KAYNAKLAR.....	64
6. EKLER.....	67
ÖZGEÇMİŞ	

Yüksek Lisans Tezi

## ÖZET

### MÜZİK NOTALARINA DUYARLILIĞIN OLAY İLİŞKİLİ P300 SİNYALLERİ İLE OTOMATİK TESPİTİ

Fatih AYDIN

Karadeniz Teknik Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı  
Danışman: Doç. Dr. Önder AYDEMİR  
2024, 66 Sayfa, 1 Sayfa Ek

Konservatuvarlara girişte özel yetenek sınavı uygulanmaktadır. Bu yetenek sınavının önemli bir aşaması kişilerin referans olarak duydukları sesi kullanarak diğer notaları tanıma yeteneklerinin ölçülmesinden oluşmaktadır. Bu çalışmada farklı seviyelerde müzik geçmişlerine sahip dokuz katılımcı oluşturulan deneye alınmıştır ve elektroensefalografi verileri kaydedilmiştir. Kaydedilen bu özgün veri setine filtreleme ve referans hattı çıkarma adımlarından oluşan ön işleme yapılmıştır. Ardından P300 sinyalleri kullanılarak analiz yapılmıştır. Literatürdeki çalışmalarda yapılan analizlere ek olarak farklı bakış açılarıyla performans değerlendirmeleri yapılmıştır. Önerilen yöntemde deney paradigması tasarlanarak katılımcıların bağıl müzik kulağı yeteneği seviyesini gösteren bir indeks üretilmiştir ve özel bir kullanım için üretilen bu indeksin katılımcıların müzik tecrübeleriyle yüksek korelasyon içerdiği gösterilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** EEG, P300, Beyin bilgisayar arayüzü, Müzik notaları

Master's Degree Thesis

**SUMMARY**

**AUTOMATIC DETECTION OF SENSITIVITY TO MUSICAL NOTES BY  
EVENT RELATED P300 SIGNALS**

Fatih AYDIN

Karadeniz Technical University  
The Graduate School of Natural and Applied Sciences  
Electronics Engineering Graduate Program  
Supervisor: Assoc. Prof Önder AYDEMİR  
2024, 66 Pages, 1 Pages Appendix

Entrance to conservatories involves a music examination. A significant phase of this examination assesses individuals' ability to identify notes using a reference pitch they have heard. In this study, nine participants with diverse musical backgrounds were enrolled in an experiment, and their electroencephalography data were recorded. This unique dataset underwent preprocessing, which included filtering and baseline correction. Subsequently, analyses were conducted using P300 signals. In addition to the analyses found in the literature, performance evaluations were carried out from different perspectives. The proposed method generated an index indicating the level of relative musical ear abilities of the participants using the designed paradigm of experiment. It has been shown that this specially developed index correlates highly with the participants' musical experiences.

**Key Words:** EEG, P300, Brain computer interface, Music notes

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Kulağın iç yapısı.....	3
Şekil 2. Brain Product firmasının 32 elektrotlu EEG başlığında elektrotların yerleşimi .....	7
Şekil 3. Görsel ve işitsel uyaran ile ilgili P300 çalışmalarının yıllara göre dağılımı.....	8
Şekil 4. Yapılan çalışmaları özeti ve elde edilen değerler .....	14
Şekil 5. ISO 7029'a göre farklı yaş gruplarının ortalama işitme seviyeleri .....	15
Şekil 6. Bir deney turunun görsel anlatımı .....	17
Şekil 7. Elektrot direnci düşürme işlemi esnasında EEG başlığı.....	18
Şekil 8. Deney düzeneği: EEG başlığı, kulak içi kulaklık, klavye ve monitör.....	18
Şekil 9. Katılımcıların son 14 yıl için beyan ettikleri müzikal deneyim seviyeleri: deneyim seviyesi yeşil renginin koyuluğuyla artmaktadır.....	21
Şekil 10. K1 için doldurulmuş bir karmaşıklık matrisi.....	23
Şekil 11. Hesaplanan DP ve KP değerlerinin gauss eğrisi üzerinde gösterimi.....	24
Şekil 12. K1'in FC5 kanalından kaydedilen sinyalin filtreleme öncesi ve sonrası yapısı.....	25
Şekil 13. K1'in FC5 kanalından kaydedilen PV ve PY sinyallerinin solda referans hattı düzeltilmeden önce ve sağda düzeltildikten sonraki durumları .....	26
Şekil 14. K4'ün EEG kanallarına göre HN ve DN farkından elde edilen aktivasyon seviyeleri .....	29
Şekil 15. K5'in EEG kanallarına göre HN ve DN farkından elde edilen aktivasyon seviyeleri .....	30
Şekil 16. Solda K4'ün, sağda K5'in TP10 kanalından elde edilen HN ve DN sinyalleri .....	30
Şekil 17. Tüm katılımcıların HN ve DN farkından elde edilen EEG kanal aktivasyonları.....	31
Şekil 18. K4'ün TP9 kanalından elde edilen PV ve PY sinyalleri üzerinde 100 ve 400 ms. aralığının gösterimi .....	32
Şekil 19. EEG kanal seçimi için önerilen elektrot gruplama yöntemi.....	34
Şekil 20. Tüm katılımcılardan elde edilen PV ve PY sinyalleri .....	36
Şekil 21. K1 için HN ve DN sinyalleri .....	37
Şekil 22. K2 için HN ve DN sinyalleri .....	38
Şekil 23. K3 için HN ve DN sinyalleri .....	39

Şekil 24.	K4 için HN ve DN sinyalleri .....	40
Şekil 25.	K5 için HN ve DN sinyalleri .....	41
Şekil 26.	K6 için HN ve DN sinyalleri .....	42
Şekil 27.	K7 için HN ve DN sinyalleri .....	43
Şekil 28.	K8 için HN ve DN sinyalleri .....	44
Şekil 29.	K9 için HN ve DN sinyalleri .....	45
Şekil 30.	KP ve DP karşılaştırması .....	46
Şekil 31.	KP ve Ö1 karşılaştırması .....	47
Şekil 32.	KP ve Ö2 karşılaştırması .....	48
Şekil 33.	KP ve Ö3 karşılaştırması .....	49
Şekil 34.	KP ve Ö4 karşılaştırması .....	50
Şekil 35.	KP ve Ö5 karşılaştırması .....	51
Şekil 36.	Yaş ve Ö5 karşılaştırması .....	52
Şekil 37.	K1 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrenilmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller .....	53
Şekil 38.	K2 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrenilmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller .....	54
Şekil 39.	K3 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrenilmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller .....	55
Şekil 40.	K4 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrenilmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller .....	56
Şekil 41.	K5 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrenilmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller .....	57
Şekil 42.	K6 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrenilmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller .....	58
Şekil 43.	K7 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrenilmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller .....	59
Şekil 44.	K8 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrenilmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller .....	60
Şekil 45.	K9 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrenilmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış .....	61

## TABLolar DİZİNİ

	<b><u>Sayfa No</u></b>
Tablo 1. Deneyde kullanılan notalar ve frekans değerleri .....	16
Tablo 2. DP hesabında kullanılan kriterler .....	20
Tablo 3. Katılımcı listesi ve DP değerleri.....	20
Tablo 4. Klavye girdilerine göre katılımcıların doğru, hatalı ve toplam tahmin sayıları .....	22
Tablo 5. P300 sinyalinin incelenmesi için çıkarılan değerler .....	27
Tablo 6. EEG kanallarına göre PV ve PY sinyallerinin fark değeri, son sütun K4 ile K8 sütununun farkını göstermektedir ve tablo bu sütuna göre sıralanmıştır .....	33
Tablo 7. Farklı ön işleme durumlarına göre çıkarılan öznitelikler ile KP arasındaki korelasyon değerleri .....	62

## SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ

EEG	: Elektroensefalografi
OİP	: Olay ilişkili potansiyel
BBA	: Beyin bilgisayar arayüzü
MMK	: Mutlak müzik kulağı
BMK	: Bağlı müzik kulağı
dB	: Desibel
BBA	: Beyin-bilgisayar arayüzü
AUP	: Aykırı uyarın paradigması
RHD	: Referans hattı düzeltmesi
$\rho$	: Korelasyon katsayısı
GP	: Gerçek pozitif
GN	: Gerçek negatif
YP	: Yanlış pozitif
YN	: Yanlış negatif
HN	: Deneyde kullanılan hedef notalar
DN	: Deneyde kullanılan diğer (hedef olmayan) notalar
PV	: Deneydeki klavye girdisine göre P300 içeren sinyallerinin toplamı
PY	: Deneyde klavye girdisine göre P300 içermeyen sinyallerinin toplamı
DP	: Deneyim puanı
KP	: Klavye puanı
Ö1	: Öznitelik 1
Ö2	: Öznitelik 2
Ö3	: Öznitelik 3
Ö4	: Öznitelik 4
Ö5	: Öznitelik 5

## 1. GENEL BİLGİLER

Beyin sinir sisteminin merkezi olarak görülmektedir ancak kemik doku dahil olmak üzere farklı katmanlarla korunan beynin işleyişi hakkında bilgi sahibi olmak diğer organlara göre zor olmuştur. Endoskopi, kolonoskopi gibi organların içine elektronik cihazlar yerleştirilerek gerçekleştirilen invazif yöntemler, yapısı sebebiyle beyin için uygulanamamaktadır. Yaklaşık bir asır önce elektroensefalografi (EEG), beyne açılan bir pencere olarak ifade edilmiştir (Berger, 1929). Bu yöntem, nöronlardaki elektrik akımı sebebiyle oluşan elektromanyetik alanı kafanın dışından kaydederek beyin hakkında bilgi edinmeyi hedefler.

Bir uyarana maruz kalmak gibi belirli bir olay karşısında beyinde oluşan elektriksel aktivitelere olay ilişkili potansiyel (OİP) denir. OİP'ler, elektriksel aktivitede görülen artışın genliğinin yönüne ve olayın gerçekleşme anına göre gecikme süresine bakılarak isimlendirilmiştir. Genelde dille alakalı konularda bağlamsal bütünlüğün bozulması olayında beyinde 400 milisaniye (ms) sonra oluşan negatif genlikli sinyalin N400 olarak bilinmesi örnek olarak gösterilebilir (Koyama, Nageishi, & Shimokochi, 1992). Üzerinde en çok çalışma yapılmış OİP'lerden biri de 1965 yılında keşfedilen P300'dür. Bu OİP, bir uyarana dizisine sık olmayacak şekilde yerleştirilmiş beklenmeyen uyarana karşısında oluşan pozitif yönlü sinyaldir (Wolpaw, Birbaumer, McFarland, Pfurtscheller, & Vaughan, 2002).

Beynin, duyu organları aracılığıyla çevreden topladığı verileri hafızada kayıtlı olan bilgiyle işleyerek problem çözme, karar verme gibi yaşamımızı sürdürmemizi sağlayan temel fonksiyonları içerdiği günümüzde bilinmektedir. İnsan beynin işleyebildiği temel duyarlar: gözdeki retinada bulunan ışığa duyarlı hücreleri ile görme, deri yüzeyinde bulunan sinir hücreleri sayesinde dokunma, dilde bulunan tat almaçları ile tatma, burunda bulunan sinir hücreleri ile koklama ve kulakta bulunan kulak zarı sayesinde işitmedir (Zhang, 2019). İşitme kabiliyeti, tehlikelere karşı bir uyarı mekanizması olmasının yanında bireyler arasında bilgi aktarımı araçlarından biridir. Ancak bunlara ek olarak belli seslerin bir düzen içinde bir araya gelmesi insanda duygusal tepkiler uyandırmakta ve bu olgu müzik olarak bilinmektedir (Reybrouck, Podlipniak, & Welch, 2019).

Günümüzde halen popülerliğini koruyan birçok klasik eser 17. yüzyılda bestelenmiştir. Ancak keşfedilen 40-50 bin yıllık müzik enstrümanları göstermektedir ki bu

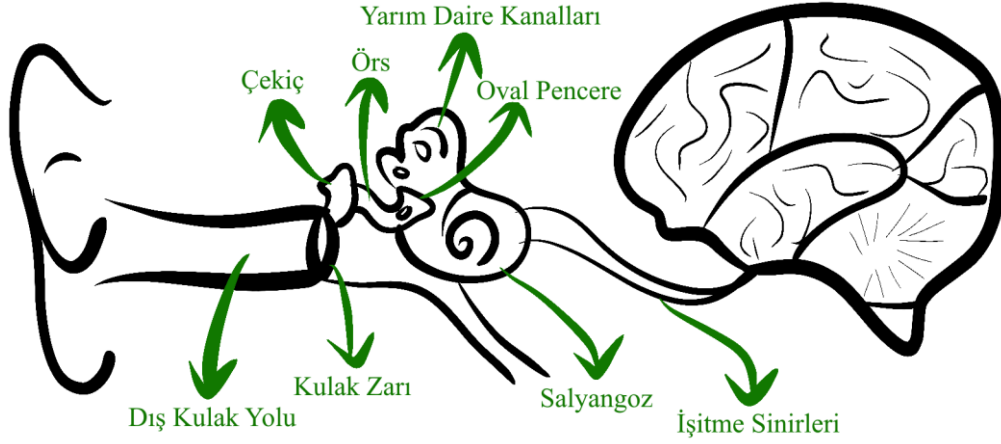
karmaşıklıkta bestelerin yapılmasını sağlayan müzik teorisinin gelişimi Taş Çağı'ndan günümüze çok uzun bir zamana yayılmıştır (Collins, 2018). Oldukça fazla detaya sahip bu alandaki eğitim üniversitelerdeki konservatuvarlarda verilmektedir. Konservatuvarlara öğrenci seçilirken yetenek sınavı yapılarak bu bölümde okuyacak kişilerin halihazırda belli bir seviyede olması beklenmektedir. Bu sınavlarda bulunan melodik testler kişinin duyduğu bir notayı hafızasında tutarak referans alması ve başka notaları bu notayla karşılaştırarak tanıması prensibine dayanmaktadır. Bu yeteneğe bağlı müzik kulağı (BMK) ismi verilmektedir ve bu yeteneğini doğru çalışmalarla geliştirilebileceği gösterilmiştir (İuşcã, 2014).

Çalışmanın bu kısmında ses ve beyin hakkında genel bilgiler verilecek ve konuyla ilgili yapılan literatür araştırması sunulacaktır.

## **1.1. Ses ve Müzik**

### **1.1.1. Sesin Fiziksel Doğası ve İşitme**

Bir nesnenin titreşimi sonucu oluşan basınç dalgalarının bir ortam içerisinde yayılmasına ses denir. İşitme ise ses dalgalarının ortam moleküllerinin birbirlerine yakınlaşıp uzaklaşarak ilerlemesiyle kulağa ulaştığında gerçekleşir. Dış kulak tarafından toplanan ses dalgaları kulak kanalı boyunca iletilir ve kulak zarına ulaşır. Ortam moleküllerinin yaptığı salınım kulak zarı aracılığıyla insan bedeninin en küçük kemikleri olan çekiç, örs ve üzengi üzerinden oval pencere adı verilen yapıya aktarılır. Salyangoza benzer bir yapıda olan koklea içindeki sıvı oval pencerenin üzerine düşen basınç dalgalarını hareketlendirir. İç kulak sıvısının hareketi koklea içindeki tüyler aracılığıyla sinir hücreleri uyarılır. Ses dalgasına bağlı olarak uyarılan bu sinirler beyne sesin sahip olduğu özellikleri iletir. Sesin oluştuğu kaynağa bağlı olarak karakteriyle ilgili 3 fiziksel özelliği vardır. Kulağın yapısı Şekil 1'de gösterilmiştir.



Şekil 1. Kulağın iç yapısı

Sesin sahip olduğu ilk fiziksel özellik ses kaynağına bağlı olan frekans bilgisidir. Ses kaynağının 1 saniyede yaptığı salınım sayısına frekans denmektedir ve Hertz (Hz) birimiyle ifade edilmektedir. Frekansın düşük olması sesin daha pes, yüksek olması ise daha tiz olduğu anlamına gelir. Sesin beyne ulaşmadan önce geçtiği aşamalardaki fiziksel kısıtlamalardan dolayı insanın duyabileceği frekans aralığı sınırlıdır. Genç ve sağlıklı bir kişi için işitilebilir frekans bandı 20 Hz ile 20 kHz arasındadır. 20 kHz olan üst sınırın yaş artışıyla birlikte düştüğü ISO 7029 standardına göre bilinmektedir.

Ses şiddeti, ses dalgasının oluşturduğu basıncın gücünü ifade eder. Ses verisinin zaman domeni gösteriminde dalganın genliği ses şiddetini gösterir. Logaritmik bir ölçü birimi olan desibel (dB) ile gösterilir. Sağlıklı bir genç bireyin duyabileceği en düşük şiddetteki ses işitme eşiği olan 0 dB'dir. 120 dB ve üzeri ise insanın maruz kaldığında işitme kaybına sebep olabilecek ses şiddeti seviyesidir.

Farklı enstrümanlar aynı notaya sahip sesleri çıkardığında bile sesin farklı enstrümanlardan çıktığı anlaşılır. Enstrümanların sahip olduğu fiziksel yapıları, oluşturdukları sesler üzerinde etkiye sahiptir. Oluşturdukları sesin frekansı aynı olduğunda bile oluşan ses dalgasının yapısı bu sebeple farklı olmaktadır. Ses dalgalarının sahip olduğu bu farklılığa tını denir.

İnsanların, daha aşına oldukları enstrümanların oluşturduğu sesleri daha başarılı bir şekilde tanıdığı bilinmektedir. Bu sebeple bu çalışmada kullanılan seslerin tınısı kişilerin performansında etkisi olan bir parametre olacağından kullanılan sesler dijital olarak oluşturulmuş saf sinüs dalgaları olarak seçilmiştir.

### 1.1.2. Ses ve Müzik Arasındaki İlişki

Bir sesin müzikal olarak tonunu belirleyen özelliği sahip olduğu frekansıdır. Frekans, saniyedeki salınım sayısını ifade eder. Batı müziğinde referans olarak 440 Hz frekansa sahip A4 ile gösterilen la notası kabul edilir. Bu frekansın iki katı olup rezonans oluşturan 880 Hz frekansa sahip ses ise yine la notası olup A5 olarak isimlendirilmiştir. Bunun gibi iki notanın arasında kalan frekans aralığına bir oktav şeklinde isim verilmektedir. Bir oktav içinde kalan müzik notalarının hangi frekanslarla eşleştiği konusunda farklı akort uygulamaları mevcuttur. Günümüzde en yaygın kullanılan sistem eşit akor sistemidir. Buna göre Batı müziğinde bulunan 12 tane nota geometrik olarak eşit aralıklarla dağıtılmıştır. Bir sesin bir üst oktavında yer alan ses 2 kat frekansa sahip olduğu için ardışık iki nota arasında  $\sqrt[12]{2}$  kat oran olmaktadır.

### 1.1.3. Bağıl Müzik Kulağı ve Mutlak Müzik Kulağı

Bireylerin müzikal algı seviyesinin yüksek olması kişinin müzik kulağı olması şeklinde ifade edilir. Müzik kulağı olduğu düşünülen kişiden genel olarak beklenen duyduğu bir ezgiyi nota kâğıdı kullanmadan enstrümanı ile icra edebilmesidir. Müzik kulağı, temelde iki kategoriye ayrılır: BMK ve mutlak müzik kulağı (MMK).

BMK, kişinin bir referans nota duyması ardından bu sesi hafızasında tutarak başka notaları tanıyabilme yeteneğine verilen isimdir. Eğitimsiz bireylerin farklı frekanslara sahip sesleri ayırt edebileceği ve bu seslerin beyinde göreceli olarak işlendiği gösterilmiştir (Smith & Schmuckler, 2008). Herkeste potansiyel olarak bulunan bu yeteneğin gelişmesi ise ancak eğitim ve pratik ile mümkün olduğu bilinmektedir (Iuşcă, 2014).

MMK ise referans bir nota olmaksızın herhangi bir notayı tanıyabilme yeteneğidir. Genetik yatkınlık ve küçük yaşlarda maruz kalma ile ilişkili olduğu gösterilen bu yetenek temel olarak genetik ve çevresel faktörlere bağlı olarak oldukça nadir görülür (Theusch & Gitschier, 2011). MMK sahibi bireyler, sadece duydukları notaları tanımlamanın yanında önceden dinledikleri eserleri orijinal tonlarında hatırlama yeteneğine de sahiptirler.

## 1.2. Beyin

### 1.2.1. Beynin Yapısı

İnsan beyni merkezi sinir sisteminin en önemli parçası ve karmaşık işlevlere sahip bir organdır. Beyni oluşturan özelleşmiş sinir hücreleri nörolardır. Nöronlar kimyasal olarak tetiklenir ve elektriksel iletim sağlarlar. Bir insan beyninde yaklaşık 86 milyar nöron bulunmaktadır. Beynin işlevini oluşturan ise nöronların oluşturdukları sinir ağlarıdır. Bir nöron hücresi soma, denrit ve akson ismi verilen 3 kısımdan oluşmaktadır. Soma, hücre gövdesini oluşturup hücrenin yaşamsal faaliyetlerini sürdürmesi için gerekli organelleri içerir. Denrit, başka sinir hücrelerinden gelen sinyalleri alma görevine sahip kısa ve dallanmış yapıdır. Akson ise diğer sinir hücrelerine iletim göreviyle var olan uzun ve ince yapıdır. Nöronlar arasındaki bağlantı noktasına sinaps denir ve burada elektriksel sinyaller, kimyasal iletişimciler olan nörotransmitterler aracılığıyla bir nörondan diğerine aktarılır.

Nöronların eski bağlantılarını bozabilme ve yeni bağlantılar kurabilme yeteneği sayesinde beynin yapısının değişmesi nöroplastisite olarak adlandırılır. Bu yetenek aynı zamanda tekrar edilen bir aktivite ile ilgili nöral bağlantıların güçlenmesini sağlar ya da bir süre tekrar edilmediği durumda bağlantıların zayıflamasını sebep olur. Nöroplastisite sayesinde kişiler yeni yetenekler kazanabilir ve belli bir işi yapma konusunda kendini geliştirebilir. Beyindeki nöronların yapısının ve sinapsların insanın yaşamı boyunca yeniden düzenlendiği bilinmesine rağmen nöroplastisitenin küçük yaşlarda çok daha yüksek olduğu bilinmektedir (Friedman, Soloveichick, Barak, & Yosef, 2018).

Beynin farklı bölgelerinde nöronlar, özelleşmiş olarak farklı işlevlere sahip olabilmektedir. Örneğin görme işlemiyle ilgili olarak özelleşmiş bölge, oksipital lob olarak isimlendirilen ve kafanın arkasında kalan bölgedir. Ancak bu her işin özel olarak sadece bir bölgede yapıldığı anlamına gelmemektedir. Örneğin ses işleme esnasında eğer tonal bir analiz yapılıyorsa farklı, dilin anlamsal olarak incelendiği semantik bir analiz söz konusuysa farklı beyin bölgelerinde aktivasyon görülmektedir (Prete & Ville, 2019).

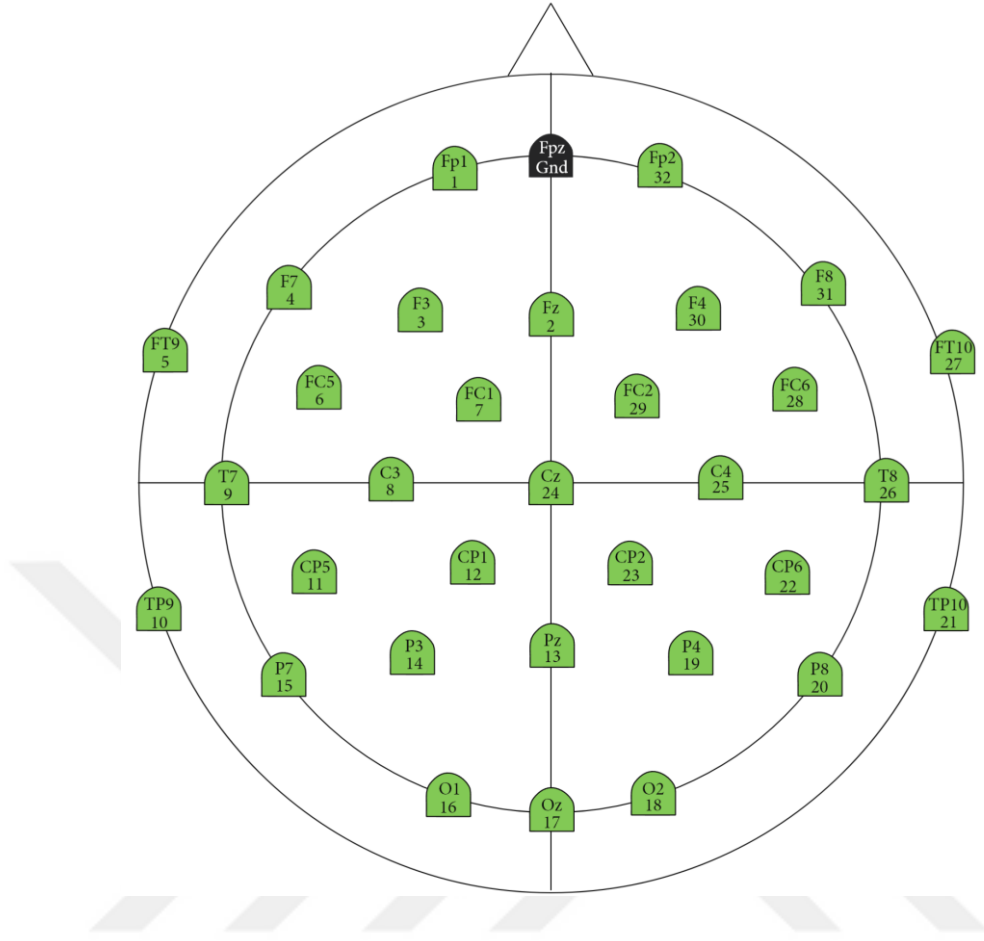
### 1.2.2. Elektroensefalografi Görüntülemesi

EEG, beynin elektriksel aktivitesini ölçmek için kullanılan tıbbi görüntüleme yöntemidir. Bu yöntemde, kullanılan elektrotlar aracılığıyla elektriksel alan değişimleri kaydedilerek nöron gruplarının zamana göre değişen elektriksel gerilim seviyeleri belirlenir.

Vücudun içine yerleştirilmesi gereken parçalardan oluşmadığı, invazif olmayan bir tekniğe sahip olduğu için EEG'nin uygulanması kolay ve risksizdir. Epilepsi, uyku apnesi gibi beyinle ilgili rahatsızlıkların incelenmesinde ve psikiyatrik bozuklukların incelenmesinde yaygın olarak kullanılır. Ayrıca alfa, beta, gama gibi isimler verilen dalga formlarının EEG kaydında bulunmasına göre zihnin dinlenmede, uykuda veya derin konsantrasyon halinde olduğu anlaşılabilir.

EEG'de elektrotların kişilerin kafasına yerleştirilme noktaları oluşturulan uluslararası bir düzen ile belirlenmiştir. Bu standartlardan birisi olan 10-20 sistemine göre kafa üzerinde elektrotların dağılımı orantısal olarak sağlanmaktadır. İsimde kullanılan 10 ve 20 sayıları; komşu elektrotların arasındaki mesafenin, kafanın sağdan sola veya yukarıdan aşağıya sahip olduğu toplam mesafenin %10'u ya da %20'si olmasından gelir. Brain Products firmasının ürettiği ActiCap isimle başlık üzerinde 10-20 sistemine göre düzenlenmiş 32 elektrotun dağılımı Şekil 2'de gösterilmiştir.

Elektrotlar 10-20 düzenine göre yerleştirildikten sonra yüzey dirençlerinin tercihen 10 k $\Omega$  ve mümkünse 5 k $\Omega$ 'un altına düşürülmesi gerekmektedir. Direncin bu seviyeye düşürülemediği durumda sağlıklı ölçümler yapılamadığından uygulamalar için farklı teknikler önerilmektedir (Milnik, Buchner, & Blankenstein, 2020).



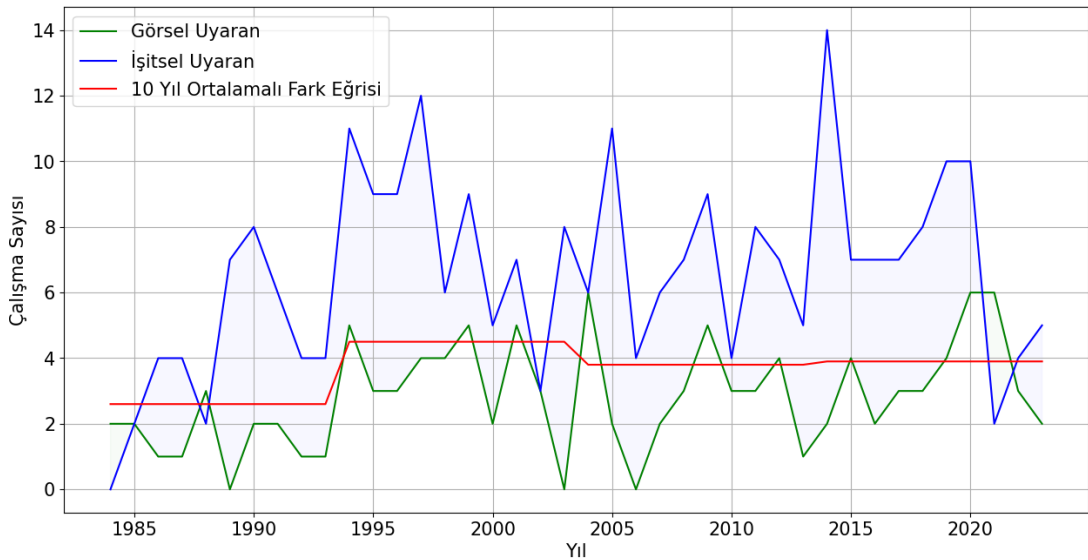
Şekil 2. Brain Product firmasının 32 elektrotlu EEG başlığında elektrotların yerleşimi

EEG, tıbbi görüntüleme uygulamalarının yanında birçok alanın çalışma sahasında araç olarak kullanılabilir. Mühendislik alanında özellikle beyin-bilgisayar arayüzü (BBA) uygulamaları ile popüler bir konudur. BBA, kişilerin elektronik cihazları beyin dalgalarıyla kontrol edebilmelerini sağlayan uygulamalara verilen isimdir. BBA uygulamalarında sıkça kullanılan tekniklerden birisi de OİP'dir. OİP, belli bir uyarın sonucunda beynin yanıt olarak ürettiği elektriksel aktiviteye verilen isimdir. Kullanılan dış uyarın herhangi bir duyuya hitap edebileceğinden literatürde görme, duyma, koklama ve tatma konusunda birçok çalışma mevcuttur. OİP, beyinde işleme biçimlerine göre çeşitli genlik ve gecikme özelliklerine sahip olmaktadır. Bir kelimenin anlamıyla ilgili zihinsel bir faaliyet gösteren kişiden alınan EEG sinyalinde uyarandan 400 ms kadar sonra negatif yönlü artış görülmektedir. Yaygın olarak N400 olarak bilinen bu elektriksel tepkinin ismi negatif yönlü olması sebebiyle "N" ön eki ve sahip olduğu gecikme sebebiyle "400" sayısından oluşur. Üzerinde en fazla çalışma yapılmış OİP olan P300 ise beklenmeyen bir uyarandan 300 ms. sonra pozitif yönlü bir artış olarak ortaya çıkmaktadır.

### 1.2.3. Olay İlişkili P300 Sinyali

P300 sinyalleri, tekrarlayan uyaranlar içinde görece nadir olarak bulunan bir aykırı uyaran sonucunda oluşan bir OİP'dir. P300 sinyalini tetikleyen bu deney paradigmasına aykırı uyaran paradigması (AUP, *ing. oddball paradigm*) denilmektedir. Bu paradigmaya göre nadir olarak verilen uyarının ortaya çıkış zamanının deneye katılan kişi tarafından tahmin edilememesi gereklidir. P300 sinyalinin oluşabilmesi için ise katılımcının bu nadir uyarana ayırt edebilmesi gereklidir. Oluşan sinyalin genliği ve gecikmesi kişinin uyarana verdiği tepki hakkında bilgiler içermektedir.

Bir P300 çalışmasında görsel uyaranlar kullandığı gibi işitsel uyaranlar da yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu iki uyaran arasındaki temel fark beynin uyaranları işleme mekanizmasındaki farklılıktan kaynaklanmaktadır. Beyinde yapılan görsel işleme süreci daha karmaşık bir yapıya sahip ve temel olarak beynin arka bölgesinde yer alan oksipital lobda gerçekleşirken ses işleme temel olarak sağ ve sol bölgelerde yer alan temporal bölgede gerçekleşmektedir. Literatürde bulunan P300 çalışmaları incelendiğinde görsel uyaranlar kullanılarak yapılan çalışmalar diğerlerine göre daha yüksek sınıflandırma performansları ile sonuçlanmaktadır. Ancak yıllara göre yapılan işitsel ve görsel uyaranlı P300 çalışmaları incelendiğinde işitsel uyaran içeren çalışmaların genel olarak daha fazla olduğu ve son 10 yılda artış gösterdiği Şekil 3'te görülmektedir.



Şekil 3. Görsel ve işitsel uyaran ile ilgili P300 çalışmalarının yıllara göre dağılımı

### 1.3. Literatür Araştırması

P300 çalışmalarında yaygın olarak kullanılan iki farklı uyaran tipinin etkilerini incelemek amacıyla Klein vd. işitsel uyaranlarla, görsel uyaranların beyinde oluşturdukları potansiyeli karşılaştırmışlardır. Görsel uyaranlara 10  $\mu$ V seviyesinde tepki oluşurken işitsel uyaranlarda 5  $\mu$ V seviyesinde OİP görülmüştür (Klein, Coles, & Donchin, 1984). Diğer bir çalışmada ise, Makeig işitsel uyaranların EEG spektrumu üzerinde etkilerini incelemek amacıyla 1993 yılında bir çalışma yürütmüştür. 28 katılımcıdan EEG verisi toplanmıştır. Deneyde kullanılan işitsel uyaranlar 720, 800, 880, 960, 1040 ve 1120 Hz frekanslarına ve 25 ms. doğrusal yükselme, düşme eğrisine sahip olacak şekilde belirlenmiştir. EEG başlığında Cz ve Fz arasındaki elektrotlar analiz için seçilmiştir. OİP ile ortaya koyulamayan bilgiyi spektral düzlemde arayarak bunu olay ilişkili spektral pertürbasyon (ERSP) olarak adlandırmıştır. Yürütülen deneyin 4. gününde katılımcıların laboratuvarında bulunduğu serbest alana hoparlörler aracılığıyla sesler verilmiştir. 720, 800, 880, 960, 1040 ve 1120 Hz frekanslarına sahip 1 saniyelik sesler 25 ms. doğrusal yükselme ve düşüş eğrisine sahip olacak şekilde kullanılmıştır. Hedef ses tonu olarak ise 3000 Hz frekansına sahip ve 25 ms. süren bir ses kullanılmıştır. Hedef ses dakikada 2 kez rastgele çalınacak şekilde düzenlenmiştir. Sesler sabah 8’de başlayarak 24 saat boyunca 24 saniyelik aralıklarla çalınmıştır. Çalışmada EEG verisi analiz edilirken OİP incelemesine ek olarak spektral analiz önerilmiştir. Yapılan spektral analizde, katılımcıları uyaranlara maruz kaldıktan sonra EEG verilerinde 11-18 Hz frekans bandında genlik artışı gözlemlenmiştir. Ancak 3 saatlik maruz kalma sonrasında elde edilen ERSP genliği düşmeye başlamıştır (Makeig, 1993).

Sharma vd. müzikal yetkinliğin nörolojik ve davranışsal etkilerini incelemek amacıyla bir çalışma yürütmüştür. Deney üç farklı katılımcı grubundan oluşan toplam 60 kişi ile yürütülmüştür. Bu grupların ikisi mutlak ve BMK’ye sahip müzik geçmişi olan katılımcılardan oluşurken diğer grup ise müzisyen olmayan kişilerden oluşmaktadır. Deney paradigması Stroop etkisi üzerine kurulmuştur. Stroop etkisi, uyaranların yapısında ses ve yazı ya da ses ve renk gibi bir uyumsuzluk olduğunda algılamada oluşan gecikmeyi ifade eder. Bu etkiye göre kırmızı renkte yazılmış mavi kelimesi ile mavi renkte yazılmış mavi kelimesinin renkleri söylenmek istendiğinde, kırmızı renkte yazılan kelimeye bir uyumsuzluk söz konusu olduğu için gecikme olacaktır. Katılımcılara verilen görevler solfej, kelime, anahtar kodu olarak isimlendirilen görevler seslerin müziksel ve semantik

olarak anlamlarına göre seçilmiştir. Uyarı olarak bir ses sanatçısının iki farklı tonda kelimeler okuduğu kayıtlar kullanılmıştır. Sanatçı; kelime görevinde “düşük” ve “yüksek”, solfej görevinde “do” ve “sol”, anahtar kodu görevinde ise “c” ve “g” seslerini çıkararak istenen tonlarda seslendirme yapmıştır. Çalışma sonucunda tüm müzisyenlerin, müzisyen olmayanlara kıyasla genel olarak daha hızlı ve daha doğru tepkiler verdiği gösterilmiştir. Bu genel yorumda katılımcının MMK sahibi olması veya olmaması sonucu etkilememiştir. Elde edilen sonuçlar P200, N450 ve LPC sinyalleri incelenerek yapılmıştır ve müzisyenlerin işitsel bilgileri daha başarılı bir şekilde işlediğini göstermiştir (Sharma, Thaut, Russo, & Alain, 2019). Stroop paradigması ile gerçekleştirilen diğer bir çalışmada ise Liepold vd. 2019 yılında 54 MMK sahibi ve 51 BMK'ye sahip katılımcı arasındaki nöral desenleri kıyaslamıştır. Deney sürecinde katılımcılara iki farklı görev verilmiştir. İlk görev seslerin sadece dinletilmesinden oluşurken ikinci görevde dinlenen sesin hangi notaya ait olduğunun etiketlenmesi istenmiştir. Tek deneme üzerinden yapılan analizde MMK sahibi katılımcıların bölgesel EEG aktivasyonu  $20 \mu V$  seviyesinde iken BMK'ye sahip katılımcılarda bu  $30 \mu V$  seviyesinde olmuştur ve daha geniş bir alana yayılmıştır. Ulaşılan bu sonuç literatürdeki diğer çalışmalarla uyumludur. Etiketleme görevi esnasında  $3 \mu V$  genliğe sahip P300 sinyali oluşmuştur. Dinleme görevinde de P300 sinyali benzer seviyede görülürken ayrıca  $-2.5 \mu V$  genliğe sahip N400 sinyali de görülmüştür (Leipold, Greber, Sele, & Jäncke, 2019). Wenthart vd. yaptıkları çalışmada otizmlili bireylerin sahip olduğu zihinsel özellikler ile MMK yeteneği arasında %44 varyans değeri bulmuşlardır (Wenhardt, Bethlehem, Baron-Cohen, & Altenmüller, 2019).

Rogenmoser vd. müzikle ilgilenen 6 MMK sahibi ve 10 sıradan katılımcı ile bir çalışma yapmışlardır. 264, 416, 422, 438 ve 440 Hz frekansa sahip 200 ms. süren piyano sesleri kullanarak oluşturulan ses dizisi katılımcılar sessiz bir film izlerken oynatılmıştır. Bu sesler arasında sadece 440 Hz frekansa sahip olan la notası sesi batı müziğinde mevcuttur. Katılımcılar başka bir işe odaklandığında dahi arka planda oynatılan seslere tepki vereceği beklenmiştir. Yapılan çalışma sonucunda katılımcıların müzik geçmişi ve oluşan P300 sinyallerinin genlikleri arasındaki korelasyon incelenmiştir. MMK sahibi kişilerin 440 Hz frekansa sahip sesi duymaları sonucunda oluşturdukları P300 sinyali genliği ile yıl cinsinden müzik geçmişi arasındaki korelasyon değeri 0.15 iken, sıradan katılımcılar için bu değer 0.45 olmuştur. Ayrıca ortalama P300 genliği sıradan katılımcılarda ortalama  $1 \mu V$  daha yüksek görülmüştür (Rogenmoser, Elmer, & Jäncke, 2015). Başka bir çalışmada işitsel görevlerde MMK'ye sahip bireylerin diğer kişilere göre

daha düşük genlikli P300 ürettiği, ancak gecikmesinin daha kısa olduğu gösterilmiştir (Crummer, Walton, Wayman, Hantz, & Frisina, 1994). Hsu vd. tarafından gerçekleştirilen güncel çalışmada dikkat eksiliğinin incelenmesi amacıyla farklı frekanslara sahip iki ses kullanılmıştır. Yapılan bu çalışmada kullanılan deney paradigması seslerden birinin sık olarak tekrar etmesini, diğerinin ise nadiren oynatılmasını içermektedir ve AUP kullanımına bir örnek sunmaktadır (Hsu, Tu, Chen, & Liu, 2023). MMK sahibi kişilerle yapılan diğer bir çalışmada MMK sahibi olan ve olmayan kişilerin işitsel AUP görevi esnasında EEG dalgaları incelenmiştir. Çalışma yaş ortalaması 27.4 olan 9 MMK sahibi ve yaş ortalaması 33.9 olan 7 MMK sahibi olmayan bireyle tamamlanmıştır. Katılımcılara verilen görevlerden ilki 400 Hz ses ile beyaz gürültü uyaranlarıyla, ikincisi 400 Hz ve 262 Hz ses uyaranlarıyla gerçekleştirilmiştir. İki görevde de 440 Hz frekansa sahip la notası hedef ses olmuştur. EEG başlığı takılı bir şekilde yürütülen deneyde katılımcıların hedef notaları saymaları istenmiştir. P300 genlik ortalamaları ilk görevde MMK sahibi ve MMK sahibi olmayan katılımcılar için sırasıyla 14.9  $\mu$ V ve 11.6  $\mu$ V olmuştur. İkinci görevde ise bu değerler 13.5  $\mu$ V ve 11.1  $\mu$ V olarak bulunmuştur. P300 gecikmeleri ise MMK sahibi katılımcılar için ilk görevde 331.9 ms. ve ikinci görevde 340.8 ms. olmuştur. Bu değerler MMK sahibi olmayan katılımcılar için 337.8 ms. ve 330.6 ms. olarak bulunmuştur (Hirose, ve diğerleri, 2002). Renninger vd. MMK'ya sahip bireylere işitsel ve görsel paradigma içerikli deney ile beynin farklı uyaranlara verdiği tepki araştırmışlardır. Deney sonucunda oluşan P300 sinyallerinin genlikleri farklı uyaranlar için karşılaştırılmıştır. İşitsel uyaranların çok daha düşük genlikli P300 sinyalleri oluşturduğu tespit edilmiştir (Renninger, Granot, & Donchin, 2003).

Besson ve Faïta tarafından gerçekleştirilen araştırma, müzisyen ve müzisyen olmayan bireylerin müzikal beklentilere ilişkin OİP incelenmiştir. Araştırmacılar, müzikal beklentilerin nörofizyolojik temellerini anlamak için üç ayrı deney tasarlamışlardır. İkinci ve üçüncü deneylerde, 15 müzisyen ve 15 müzisyen olmayan katılımcı ile çalışılmıştır. Deneylerde, yaygın olarak bilinen klasik müzik eserlerinden alınan 7-13 saniyelik parçalar "tanıdık" olarak etiketlenmiş, herhangi bir esere ait olmayan ancak klasik müzik kurallarına uygun olarak oluşturulmuş nota dizileri ise "tanıdık olmayan" olarak sınıflandırılmıştır. Bu nota dizilerinin son notaları "diyatonik" ve "diyatonik olmayan" olarak iki farklı türde sınıflandırılmıştır. "Diyatonik" notalar, tonal yapıya uygun olmasına rağmen beklenen kapanış hissiyatını vermeyen notalardır. "Diyatonik olmayan" notalar ise tonal yapıya uymayarak parçanın yapısını bozmaktadır. Çalışmanın sonucunda, "tanıdık"

ve "diyatonik olmayan" etiketine sahip nota dizilerinde, sağ ve sol arka temporal bölgesindeki elektrotlarda müzisyenlerde 4  $\mu\text{V}$  seviyesinde, müzisyen olmayanlarda ise 1  $\mu\text{V}$  seviyesinde elektriksel tepkiler gözlemlenmiştir. "Tanıdık" ve "diyatonik" nota dizilerinde müzisyenlerde 1  $\mu\text{V}$  seviyesinde tepki oluşurken, müzisyen olmayan katılımcılarda net bir elektriksel tepki gözlemlenmemiştir. "Tanıdık olmayan" etiketine sahip nota dizilerinde ise, müzisyen olmayan katılımcılarda daha yüksek genliklerde OİP kaydedilmiştir. Bu bulgular, müzikal beklentinin müzisyenlerde ve bilinen müzik eserlerinde daha yüksek olması sebebiyle daha güçlü bir elektriksel tepki gözlemlendiğini göstermektedir (Besson & Faïta, 1995). Başka bir çalışmada katılımcılara 12 farklı nota dinletilerek, dinletilen nota EEG verisi üzerinden sınıflandırılmıştır. Sınıflandırma için temel öznelik çıkarma işlemleri uygulanmış destek vektör makinesi yöntemi kullanılmıştır. Yapılan çalışma sonucunda %70 sınıflandırma doğruluğu elde edilmiştir (Tsekoura & Foka, 2020). Yapay sinir ağları ile iki farklı tonu ayırmak için farklı bir çalışmada %94.95 sınıflandırma doğruluğu elde edilmiştir (Akhter, Lawal, Rahman, & Ahmed, 2020).

Criel vd. yaşlanmanın P300 sinyalinin oluşumu üzerindeki etkilerini araştırmıştır. 20-39 yaş aralığındaki genç katılımcılarda Pz kanalından kaydedilen P300 sinyali genliği 9  $\mu\text{V}$  seviyesinde görülürken 40-59 yaş arası orta yaşlı katılımcılar ve 60 yaşından büyük yaşlı katılımcılarda bu genlik değeri sırasıyla 6 ve 5  $\mu\text{V}$  olmuştur. P300 sinyalinin oluştuğu zaman aralıkları karşılaştırıldığında ise genç, orta yaşlı ve yaşlı katılımcılar için sırasıyla 0.4, 0.5 ve 0.6 ms. P300 gecikmesi görülmüştür. Bu çalışma P300 deneylerinde kullanılacak katılımcılar arasındaki büyük yaş farklarının çalışmanın doğruluğunu etkileyecek bir parametre oluşturacağı görülmektedir (Criel, ve diğerleri, 2023).

Şizofren bireyler ile yapılan OİP analizi çalışmasında sık tekrarlayan uyaran olarak 1000 ve nadir tekrarlayan uyaran olarak 2000 Hz frekansa sahip sesler kullanılmıştır. Deney dinlenme halinde ve müzik ile tekrarlanmıştır. Seçilen müzik olumlu duygular uyandırdığı için katılımcıların performansını arttırmıştır. Dinlenme halinde katılımcılar %86 oranında hedef sesi yakalarken %0.28 hatalı tespit yapmışlardır. Müzik dinleme esnasında ise hedef sesi yakalama oranı %90'a yükselmiş ve hatalı tespit oranı %0.09'a düşmüştür. Bu çalışma OİP deneylerinde müzik kullanımı ile motivasyonun yükselttiğini göstermiştir (Ahuja, ve diğerleri, 2020).

Yapay olarak oluşturulan bir müzik grameri ile yapılan çalışmada katılımcılara eğitim verilmiş ve ardından deney yapılmıştır. Eğitim öncesi ve sonrası yapılan deneylerde

P300 genliğinin kayda değer bir ölçüde değişmediği gözlenmiştir (Zioga, Harrison, Pearce, Bhattacharya, & Luft, 2020). Benzer şekilde sensomotor ritim nörogeribildirim eğitimi verilen katılımcılara 2 farklı tondan oluşan yapılan işitsel AUP deneyi sonrasında N100, N400 ve P300 OİP genliklerinde değişim olmamıştır (Stankovic, ve diğerleri, 2023).

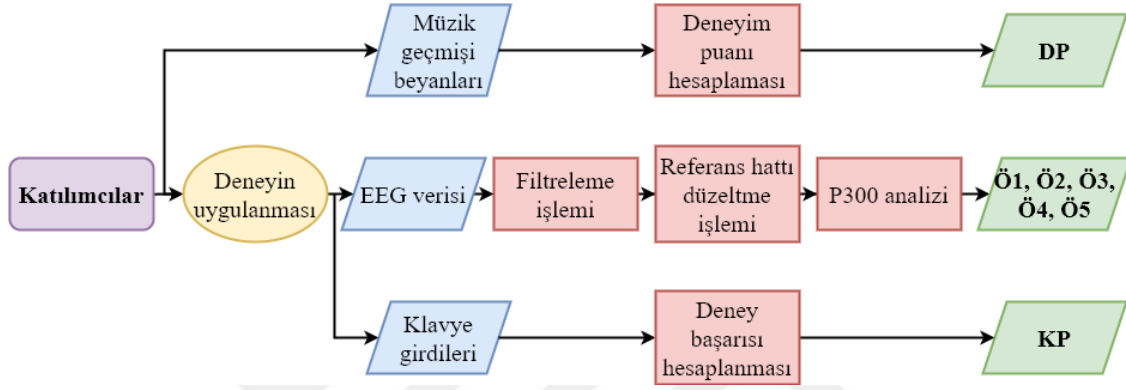
Müzik parçalarının içerdiği notaların tonları rastgele değiştirilerek yapılan deneyde uygulanan tonal değişimin ergenlik çağındaki bireyler üzerindeki etkisi incelenmiştir. Katılımcıların %25 frekans değeri kaymasını algılayabilenleri deney öncesinde diğer katılımcılardan ayrılmıştır. Deney sonrasında incelenen EEG sinyallerinde ayrılan bu grubun daha yüksek genlikli P300 sinyalleri ürettiği görülmüştür (Zendel, Demirkaplan, Mignault-Goulet, & Peretz, 2022). Benzer konuyu inceleyen başka bir çalışmada müziklere uygulanan tonal değişimin eserin yapısını bozması sebebiyle müzisyenlerde erken P300 oluşumuna sebep olduğu görülmüştür (Zhang, Sun, Wu, & Yang, 2022).

Kelime telaffuzu esnasındaki tonal ve fonolojik bilginin P300 sinyali oluşumunu sağladığı gösterilmiştir (Rong, Weng, & Peng, 2023). Kelimelerin anlamına ve seslerin tonuna bağlı olarak tetiklenen OİP'ler arasında karşılaştırma yapmak amacıyla ayrı deneyler yapmışlardır. Bu amaçla bir AUP tasarlanmıştır ve ses kullanarak P300 oluşumunu tetiklemek için "standart" ve "hedef" olarak isimlendirilen akustik uyarılar kullanılmıştır. Katılımcıların bu işitsel uyarılar arasında hedef uyarıyı duydukları anda bir düğmeye basmaları istenmiştir. Yapılan çalışma sonucunda kelime anlamıyla ilgilenen deneyde daha yüksek P300 gecikmesi ve genliği görülmüştür. Sesin tonuyla alakalı olan deneyde daha düşük genlikli P300 oluşmuştur. Sesin tonuyla ilgili çalışmaların semantik bileşeni olmadığı için AUP tasarımına uygun olmadığı sonucuna varılmıştır (Voola, Nguyen, Marinovic, Rajan, & Tavora-Vieira, 2022). Ayrıca Junior vd. tarafından gerçekleştirilen çalışmada müzik enstrümanı çalan ve çalmayan kişilerin genel olarak işitsel deneylerde aktivitesini karşılaştırmak adına yapılan çalışmada belirgin bir fark görülmemiştir (Van Ryn Junior, Luders, Casali, & Ramos do Amaral, 2022).

Önerdiğimiz yöntemde ise konservatuvarlarda yapılan yetenek sınavları için destekleyici bir ölçüm yöntemi olarak müzik notalarına olan duyarlılığın P300 sinyali ile otomatik olarak tespit edilmesi amaçlanmıştır.

## 2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

Bu çalışma hazırlanan deneye katılan gönüllü katılımcılarla veri kaydedilmesiyle başlamaktadır. Ardından kaydedilen verinin işlenmiş elde edilen sonuçların analiz edilmiştir. Yapılan çalışmalar Şekil 4'te blok diyagramı ile özetlenmiştir.



Şekil 4. Yapılan çalışmaların özeti ve elde edilen değerler

### 2.1. Veri Kümesinin Hazırlanması

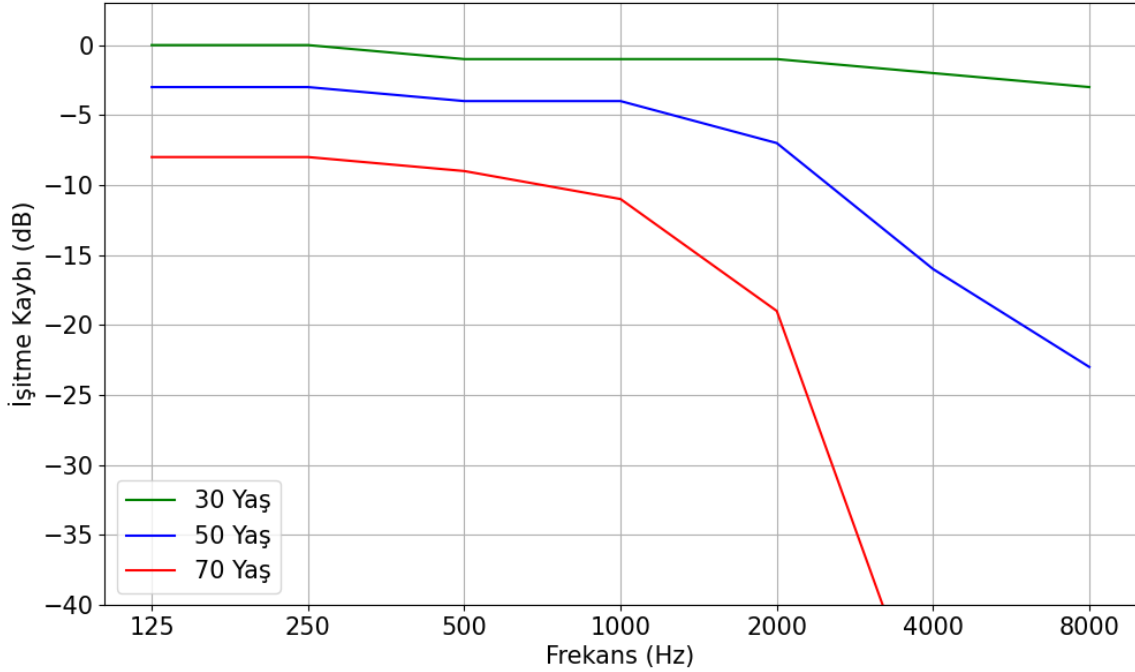
Veri kümesinin hazırlanması; deney paradigmasının oluşturulması, oluşturulan bu paradigmanın uygulanarak veri kümesinin kaydedilmesi ve katılımcılara iki tane puan atanması adımlarından oluşmaktadır. Yapılan puan hesabı, müzik geçmişleri kullanılarak deneyim puanının (DP) ve deney esnasında yaptıkları klavye girdileri kullanılarak klavye puanının (KP) hesaplanması gerçekleştirilmektedir. Bu adımlar çalışmanın devamında ayrı ayrı incelenmiştir.

#### 2.1.1. Deney Paradigması

Deney, "deney turu" olarak adlandırılan ve toplamda 48 kez tekrar edilen alt bölümden meydana gelmektedir. Her bir deney turu, hedef nota (HN) olarak tanımlanan belirli bir notanın üç defa ardışık olarak dinletilmesi ile başlamaktadır. Bu aşamayı takiben, içinde HN ve diğer notaların (DN) içinde bulunduğu toplam 90 adet karışık notanın dinletilmesi ile tur tamamlanmaktadır. Müzikal notaların çalınma süresi ve aralarındaki

boşluk süresi, literatürdeki genel eğilime uygun olarak sırasıyla 300 ms. ve 600 ms. olarak belirlenmiştir. Bu süre seçimi ile bir notanın tamamlanması 900 ms. sürmektedir. Oluşturulan deney süreci, katılımcıların HN'yi hafızasında tutarak tekrar duyduğu zaman tanıyabilme yeteneğini ölçmeyi hedeflemektedir.

Kullanılacak notaların seçimi yapılırken kullanılacak sesleri dengeli bir frekans dağılımına sahip olması ve bu frekansların her katılımcının zorlanmadan duyabileceği sınırlarda olması önemsenmiştir. Klasik Batı Müziğinde bulunan 12 notadan eşit aralıklara sahip olacak şekilde 6 tanesi deneyde kullanılmak üzere seçilmiştir. Şekil 5'te gösterildiği üzere, katılımcıların sesleri yaşlarından bağımsız olarak rahatça işitebilmesi için kullanılan en tiz sesin 1 kHz'e yakın olması hedeflenmiştir. Bu sebeple 6. oktavda bulunan ve 1046.5 Hz frekansa sahip do sesi en tiz ses kabul edilerek önceki notalar eşit aralıklarla dağılacak şekilde A#5, G#5, F#5, E5 ve D5 olarak alınmıştır. Çalışmada kullanılan 6 farklı nota ve frekansları Tablo 1'de verilmiştir.



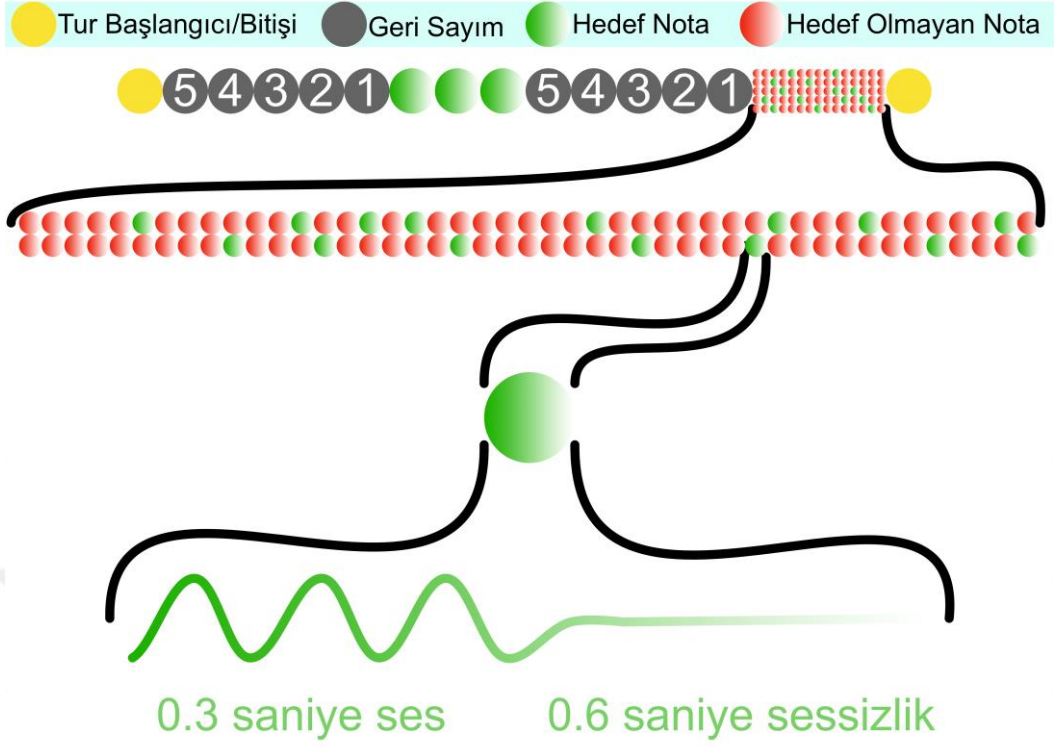
Şekil 5. ISO 7029'a göre farklı yaş gruplarının ortalama işitme seviyeleri

Tablo 1. Deneyde kullanılan notalar ve frekans değerleri

<b>Nota</b>	<b>Frekans</b>
<b>D5</b>	587.33
<b>E5</b>	659.25
<b>F#5</b>	739.99
<b>G#5</b>	830.61
<b>A#5</b>	932.33
<b>C6</b>	1046.50

Deney esnasında oynatılan notaların sırası önceden rastgele karıştırılarak hazırlanan nota matrisi ile belirlenmiştir. Nota matrisi oluşturulurken deneyde kullanılacak 6 farklı nota, bir sütuna 15 kere tekrar edecek şekilde yazılmıştır ve bu işlem 48 sütun için tekrarlanmıştır. Böylece bir sütun, bir deney turunda oynatılacak olan 90 notayı içermektedir ve 48 sütun, 48 turdan oluşan tüm deneyin notalarını içermektedir. Her sütun kendi içinde rastgele karıştırılmıştır. Karıştırma sonucunda art arda iki aynı nota gelmesi durumunda ilgili sütun tekrar karıştırılmıştır. Ardışık tekrar eden nota oluşmayana kadar karıştırma işlemi tekrarlanmıştır. HN seçimi için ise her bir nota 8 kere tekrar edecek şekilde bir dizi oluşturulup rastgele karıştırılmıştır ve 6 farklı notanın 8 kere tekrarıyla toplam 48 tane HN oluşturulmuştur.

Deney sırasında katılımcıların konsantrasyon seviyelerini koruyabilmeleri için hem kısa hem de uzun molalar planlanmıştır. Her deney turunun başında HN çalmaya başlamadan önce ve çaldıktan sonra beş saniyelik bir geri sayım uygulanmıştır. Deney turunun sonunda, katılımcılara 40 saniyelik bir dinlenme molası verilmiştir. Odaklanma düzeylerinde düşüş hisseden katılımcılara, her deney turunun tamamlanmasından sonra 15 dakikalık uzun bir mola hakkı tanınmıştır. Bu uzun mola, deneyin tüm süreci boyunca en fazla iki kez kullanılabilir şekilde kısıtlanmıştır. Odaklanma molaları dahil olmak üzere, her deney turu yaklaşık 92.5 saniye sürmüştür. Her tur sonrasında verilen 40 saniyelik mola ile toplam deney süresi, bir katılımcı için yaklaşık 106 dakika olmuştur. Bir deney turunun yapısı Şekil 6'da gösterilmiştir.



Şekil 6. Bir deney turunun görsel anlatımı

### 2.1.2. Veri Kümesinin Kaydedilmesi

EEG kaydı, 10-20 sistemine uygun biçimde yerleştirilen 32 elektrotlu bir EEG başlığı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Veri kalitesini iyileştirmek ve sinyal-gürültü oranını artırmak amacıyla, başlık üzerindeki aktif elektrotlar ve kafa derisi arasındaki yüzey direncini 10 k $\Omega$ 'un altına indirecek şekilde jel uygulaması yapılmıştır. Kaydedilen verinin daha düşük sinyal-gürültü oranına sahip olması için yapılan jelleme işlemi esnasında elektrot ışıklarının direnç seviyesine göre kırmızı, sarı veya yeşil yanma durumu Şekil 7’de gösterilmiştir. Veri kaydı 500 Hz örnekleme frekansı ile yapılmıştır.



Şekil 7. Elektrot direnci düşürme işlemi esnasında EEG başlığı

Elektrot direnci düşürme aşamasından sonra direnç seviyelerinde değişme olmadığına emin olmak için birkaç dakika beklenirken katılımcıya deney paradigması anlatılmıştır. Katılımcıların kulağına kulak içi kulaklıklar yerleştirilip klavye rahatça uzanabilecekleri şekilde ayarlanmıştır. Kulaklık ses şiddeti bütün katılımcılar için sabit tutulmuştur. Deney düzeneği Şekil 8’de gösterilmiştir.



Şekil 8. Deney düzeneği: EEG başlığı, kulak içi kulaklık, klavye ve monitör

### 2.1.3. Deneyim Puanı Hesabı ve Katılımcı Dağılımı

Deney hiçbir nörolojik rahatsızlığı bulunmayan 9 katılımcı ile gerçekleştirilmiştir. Deneye davet edilen 11 katılımcıdan elektrot yüzey direnci 10 k $\Omega$  altına düşürülemeyen ve kaydedilen EEG verisi  $\pm 30 \mu V$  sınırları dışında olan iki katılımcının verisi çalışmada kullanılmamıştır. Yüzey direnci probleminin kullanılan EEG başlığının katılımcıya büyük olmasından kaynaklandığı öngörülmektedir. Verisi kullanılmayan diğer katılımcıya deney farklı bir tarihte tekrarlanıp benzer sonuç elde edildiğinden katılımcıyla ilgili fiziksel bir problem olduğu düşünülmekte ve sebebi tam olarak bilinmemektedir.

Katılımcılar farklı seviyelerde müzik geçmişine sahip olacak şekilde seçilmiştir. Katılımcıların yaş aralığı 19 ile 28 olup ortalaması 23.5'tir. Bir tanesi hariç hepsi sağ elini baskın olarak kullanmaktadır. Cinsiyet dağılımı 2 kadın ve 7 erkek şeklindedir.

Deney öncesinde katılımcıların kendi beyanlarına göre müzik geçmişleri not edilmiştir. Katılımcı 1, 2 ve 4 ilkökul yıllarında enstrüman çalmaya başlayarak müzikle tanışmış ve diğer katılımcılara göre daha deneyimli kişilerdir. Katılımcı 4 yoğun pratik çalışmaları ve belli dönemlerde aldığı eğitimlerle aktif olarak müzikle ilgilenmiştir. Katılımcı 3, 6 ve 7 hayatlarının daha ilerleyen evrelerinde müzikle ilgilenmeye başlamış ve müziğe aktif olarak yoğunlaşmamışlardır. Katılımcı 5 ise korolarda bulunarak vokal ağırlıklı pratikler yapmış ve son yıllarda aktif olmamıştır. Katılımcı 8, farklı dönemlerde enstrüman eğitimleri almış en genç katılımcıdır. Katılımcı 9 ise aktif olarak müzik dinleyen ancak enstrüman çalmayan bir kişidir.

Katılımcıların müzik konusundaki seviyelerini geçmiş deneyimlerine göre belirlemek için Tablo 2'te yer alan kriterler oluşturulmuştur. Katılımcıların müzik geçmişleri kendi beyanları üzerine kaydedilerek belirlenen kriterler yardımıyla yıllara göre puanlama yapılmıştır. Son 14 yıl için oluşturulan değerlerin toplamıyla deneyim puanı elde edilmiştir. Deneyim puanı hesaplanırken her yılın katkısı eşit alınmıştır. Belirlenen kriterlerin puanları 0 ile 8 arasında değiştiği için toplamda 0 ile 112 arasında olan bir değer elde edilmektedir.

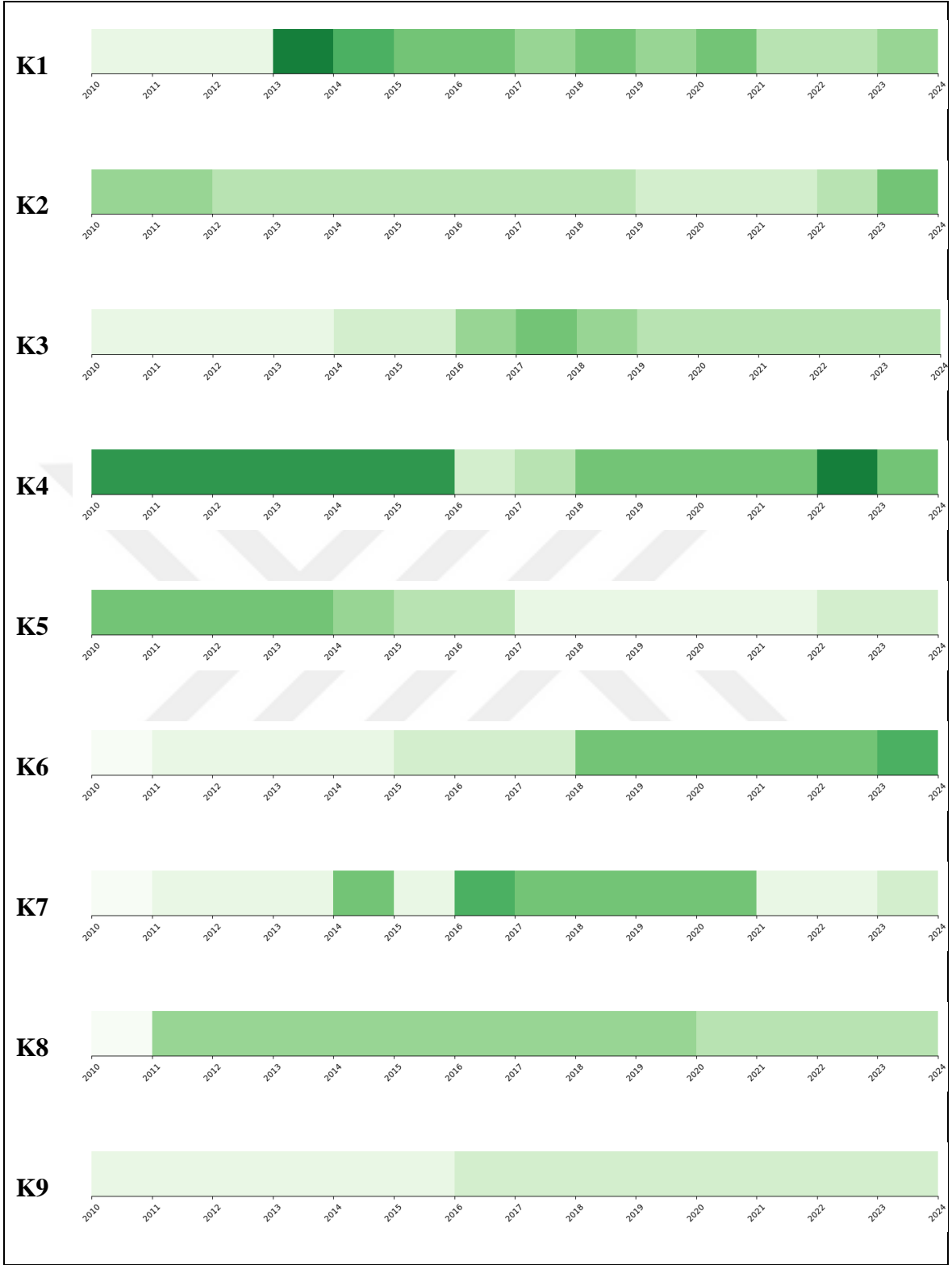
Tablo 2. DP hesabında kullanılan kriterler

<b>Kriter</b>	<b>Puan</b>
Herhangi bir deneyim yok	0
Nadiren müzik icra edeni dinlemek	1
Sık sık müzik icra edeni dinlemek	2
Düzensiz, haftada 1 pratik	3
Düzensiz, haftada 1 pratiğe ek olarak eğitim	4
Haftada 2-3 pratik	5
Haftada 2-3 pratiğe ek olarak eğitim	6
Günlük pratik	7
Günlük pratik ve eğitim	8

Katılımcıların deney katılma tarihleri ve kendi beyanlarına göre hesaplanan deneyim puanlarına göre müzik deneyimi en yüksek olan kişi Katılımcı 4 olmuştur. Ardından sırasıyla Katılımcı 1, 8, 6, 2, 5, 7, 3, 9 gelmiştir. Katılımcıların deneye katılma tarihleri ve hesaplanan deneyim puanları Tablo 3'te verilmiştir. Yıllara göre deneyim seviyeleri ise 0 beyaz, 8 koyu yeşil olacak şekilde kademeli yeşil tonlarıyla Şekil 9'da gösterilmiştir.

Tablo 3. Katılımcı listesi ve DP değerleri

<b>Katılımcı</b>	<b>Deney Tarihi</b>	<b>Katılımcının Yaşı</b>	<b>DP</b>
<b>K1</b>	06.03.2023	25	55
<b>K2</b>	10.03.2023	24	43
<b>K3</b>	20.03.2023	22	36
<b>K4</b>	21.08.2023	26	80
<b>K5</b>	22.08.2023	28	39
<b>K6</b>	24.08.2023	25	41
<b>K7</b>	11.11.2023	20	39
<b>K8</b>	12.11.2023	19	48
<b>K9</b>	02.12.2023	23	22



Şekil 9. Katılımcıların son 14 yıl için beyan ettikleri müzikal deneyim seviyeleri: deneyim seviyesi yeşil renginin koyuluğuyla artmaktadır

#### 2.1.4. Klavye Puanı Hesaplanması

Deney esnasında kaydedilen EEG verisine ek olarak klavyeye basılma anları işaret olarak kaydedilmiştir. Bu işaretler kullanılarak katılımcıları HN olduğunu tahmin ettiği notalar listelenebilmekte ve bu bilgi kullanılarak farklı yaklaşımlarla deney başarıları puanları hesaplanabilmektedir. Katılımcıların yaptıkları toplam tahmin sayısı, bu tahminlerin doğru ve yanlış olanlarının sayısı Tablo 4’te verilmiştir.

Tablo 4. Klavye girdilerine göre katılımcıların doğru, hatalı ve toplam tahmin sayıları

<b>Katılımcı</b>	<b>Doğru Tahmin</b>	<b>Hatalı Tahmin</b>	<b>Toplam Tahmin</b>
<b>K1</b>	415	225	640
<b>K2</b>	349	517	866
<b>K3</b>	283	479	762
<b>K4</b>	682	30	712
<b>K5</b>	267	238	505
<b>K6</b>	397	129	526
<b>K7</b>	364	580	944
<b>K8</b>	282	530	812
<b>K9</b>	398	644	1042

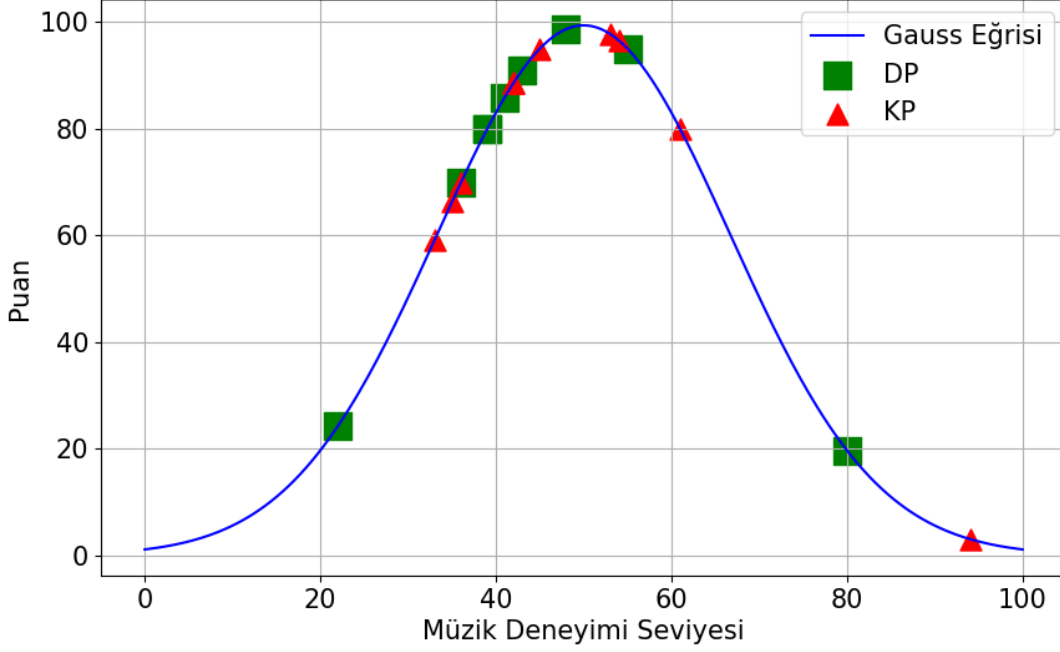
Katılımcılar tarafından yapılan tahminlerin dağılımından deney başarıları puanının hesaplanabilmesi için değerler öncelikle karışıklık matrisinde ilgili yerlere yazılmıştır. Örnek olarak Katılımcı 1 için hazırlanmış karışıklık matrisi Şekil 10’da gösterilmiştir. Matriste bulunan gerçek pozitif (GP) değeri gerçekte HN olup katılımcının başarılı bir şekilde tahmin ettiği nota sayısını belirtmektedir. Gerçek negatif (GN) değeri ise HN olmayıp katılımcının bunu tahmin ederek klavye girdisi oluşturmadığı nota sayısını belirtmektedir. Yanlış negatif (YN) ve yanlış pozitif (YP) değerleri ise katılımcının sırasıyla HN ve DN’yi yanlış tahmin etme sayılarını göstermektedir.

		Tahmin		Toplam
		HN	DN	
Gerçek	HN	GP =415	YN =305	48x15 =720
	DN	YP =225	GN = 3375	48x75 3600
Toplam		630	3680	48x90 =4320

Şekil 10. K1 için doldurulmuş bir karmaşıklık matrisi

KP hesaplanırken katılımcıların doğru bir şekilde tahmin ettiği HN'ler dikkate alınmasının yanında DN'ler Karmaşıklık matrisi kullanılarak KP değeri hesaplanmıştır. Bu eşitlikte TPR ve TNR değeri sırasıyla karmaşıklık matrisindeki değerler kullanılarak hesaplanabilen hassasiyet ve özgüllük değerlerini ifade etmektedir. Şekil 11'de KP ve DP değerlerinin gauss eğrisi üzerindeki dağılımları gösterilmiştir.

$$KP = TPR \times TNR \times 100 = \frac{GP}{GP + YN} \times \frac{GN}{GN + YP} \times 100 \quad (1)$$



Şekil 11. Hesaplanan DP ve KP değerlerinin gauss eğrisi üzerinde gösterimi

## 2.2. İşaretleyici Tespiti ve Segmentlerin Oluşturulması

Deney paradigmasının yürütüldüğü bilgisayarın kasaında paralel port bulunmaktadır. Bu port kullanılarak BrainProducts firmasının EEG cihazı ile bilgisayar kasaı arasında kablo bağlantısı oluşturulmuştur. Oluşturulan bağlantı sayesinde deney esnasında gerçekleşen önemli anların zaman bilgisi EEG cihazına gönderilmektedir. EEG cihazı deney bilgisayarından aldığı bu zaman işaretlerini EEG sinyalleriyle birlikte kayıt bilgisayarına göndermektedir. Kaydedilen bu işaretler sayesinde EEG sinyallerinden küçük sinyal parçaları, çalışmada kullanılan ismiyle segmentler, oluşturulmuştur.

Deney içinde gerçekleşen olaylar için; deney turu başlangıcı, nota oynatılma başlangıcı, deney turu bitişi ve klavye girdi anları olacak şekilde toplam 4 farklı zaman işareti belirlenmiştir.

Katılımcının notaların dinlediği anlarda beyinde oluşan elektriksel aktiviteyi bir segment olarak ayırabilmek için notaların başlangıç anını gösteren işaretler kullanılmıştır. Nota başlangıcı zaman işaretinden sonraki 450 örnek bir segmenti oluşturmuştur. EEG cihazının örnek hızı 500 örnek/saniye olduğu için bir segment uzunluğu 900 ms. olmaktadır.

Klavye girdisi zaman işaretleri sayesinde katılımcıların HN olduğunu düşünerek tepki verdiği notalar belirlenmiştir. Katılımcının tepki verdiği notalar ve deney paradigması için oluşturulmuş nota dizisiyle karşılaştırılarak deney başarıları puanı hesaplanmıştır.

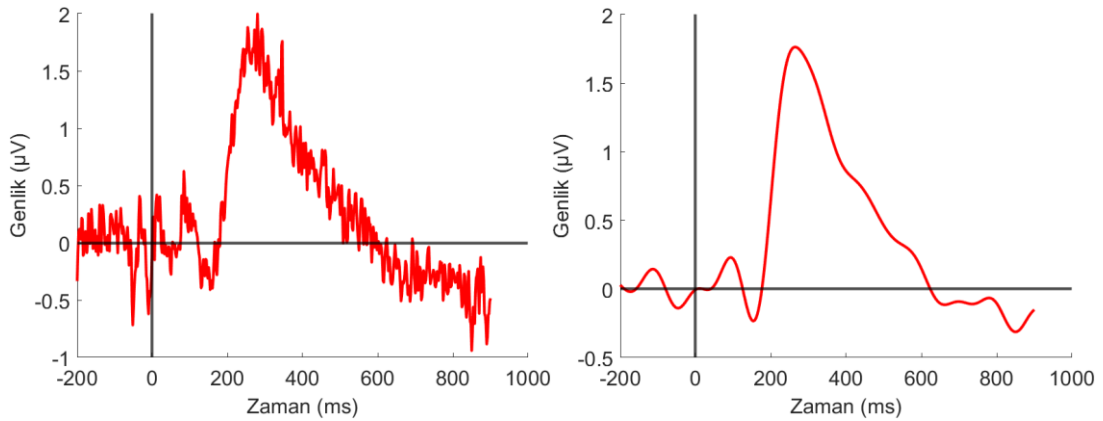
### 2.3. Ön İşleme

Ön işleme adımları, segmentlere ayrılmış sinyale sırasıyla filtrelenme işlemi ve referans hattı düzeltmesi işlemleri uygulanmasıyla tamamlanmaktadır.

#### 2.3.1. Filtreleme

Biyomedikal ölçümlerde kaydedilen sinyaller genelde çok düşük genliğe sahip olduğu için sinyale karışan gürültülerin azaltılması daha büyük bir öneme sahiptir. Bu yüzden bu alanda yapılan çalışmalarda sinyal-gürültü oranını yükseltmek için kullanılan en önemli adım filtreleme işlemidir.

Kullanılacak filtrenin tasarımı kullanım alanına göre değişmektedir. Bu çalışmada P300 sinyalinin tespiti hedeflenmektedir. Bu hedefe yönelik 0.1 Hz ile 10 Hz arasında bant geçiren filtre önerilmektedir (Bougrain, Saavedra, & Ranta, 2012). Önerilen bu filtre çalışmada kullanılmıştır. Kaydedilen P300 verisinin filtreleme öncesi ve sonrası görüntüsü Katılımcı 1'in FC5 kanalından alınan sinyal üzerinde Şekil 12'de gösterilmiştir.



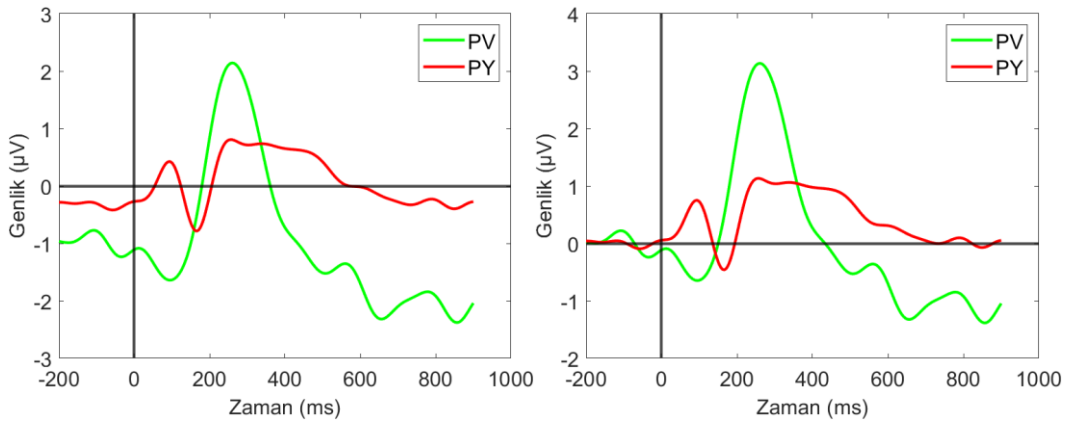
Şekil 12. K1'in FC5 kanalından kaydedilen sinyalin filtreleme öncesi ve sonrası yapıları

### 2.3.2. Referans Hattı Düzeltmesi

Elektrotlarla kaydedilen EEG verisinin sahip olduğu referans seviyesi deney yapılırken değişebilmektedir. Ayrıca bu farklı elektrotlardan yapılan kayıtlarda da görülmektedir. Çalışmada P300 sinyallerinin tespiti, PV sinyalleri PY sinyalleriyle kıyaslanarak yapılmaktadır ve bu kıyaslama temel olarak genlikler üzerinden yapılmaktadır. İki sinyalin genliklerinin karşılaştırılabilmesi için literatürde referans hattı düzeltmesi (*ing.* baseline correction) olarak bilinen işlem yapılmalıdır. Bu işlem basitçe incelenecek her sinyalin başlangıç anından önce 200 ms'lik ortalamasını sinyalin kendisinden çıkararak yapılmaktadır. Bu işlem Eşitlik 2'de gösterilmiştir. Bu eşitlikte  $n$  işlem için kullanılacak örnek sayısını,  $A_i$  sinyalin  $i$ . örneğini,  $A'$  referans hattı düzeltilmiş sinyali temsil etmektedir. Bu çalışmada  $n$  sayısı 500 Hz örnekleme frekansıyla kaydedilmiş veri için 100 olarak alınmıştır.

$$A' = A - \sum_{i=-n}^0 \frac{A_i}{n} \quad (2)$$

Referans hattı düzeltme işlemi yapılmadan önce ve yapıldıktan sonra PV ve PY sinyallerinin birbirlerine göre durumu Katılımcı 1'in FC5 kanalından alınan veri üzerinde Şekil 13'de gösterilmiştir.



Şekil 13. K1'in FC5 kanalından kaydedilen PV ve PY sinyallerinin solda referans hattı düzeltilmeden önce ve sağda düzeltildikten sonraki durumları

## 2.4. P300 İşaretinin İncelenmesi

P300 verisinden bilgi edinmek beş farklı yaklaşımla öznitelik çıkarılmıştır. Bu işlemler yapılırken elde edilen sinyal segmentinin 100 ve 400 ms. aralığında kalan 150 örnekten oluşan kısmı kullanılmıştır. İlk iki değer HD ve DN sinyalleri için elde edilen toplamsal verinin farklarını içermektedir. HD sinyali için bu 150 örneklilik verinin toplamı, DN sinyalininkine bölünerek üçüncü değer elde edilmiştir. İşaretlerin aldıkları maksimum genlik değerleri oranlanarak ise dördüncü değer elde edilmiştir. P300 sinyalinin maksimum değerini aldığı örneğin değeri kullanılarak P300 gecikmesi bilgisi elde edilmiş ve bu beşinci değer olarak alınmıştır. Bu değerler Tablo 5’te verilmiştir. Bu tabloda bulunan maks() fonksiyonu ilgili dizinin maksimum değerini vermektedir.

Tablo 5. P300 sinyalinin incelenmesi için çıkarılan değerler

Değerin Adı	Açıklaması	Hesabı
Ö1	HN ve DN toplamlarının farkı	$\sum_{i=50}^{200} HN_i - \sum_{i=50}^{200} DN_i$
Ö2	HN ve DN toplamlarının farkının DN’nin maksimum noktasına oranı	$\frac{\sum_{i=50}^{200} HN_i - \sum_{i=50}^{200} DN_i}{maks(DN)}$
Ö3	HN ve DN’nin toplamlarının oranı	$\frac{\sum_{i=50}^{200} HN_i}{\sum_{i=50}^{200} DN_i}$
Ö4	HN ve DN’nin maksimum noktalarının oranı	$\frac{maks(HN)}{maks(DN)}$
Ö5	HN’nin maksimum noktasını aldığı örnek değeri	maks(HN) indisi

## 2.5. Korelasyon Katsayısı Hesabı

Korelasyon iki sayı dizisinin arasındaki doğrusal ilişkiyi gösteren yöntemdir. Korelasyonun yüksek olması iki değişken arasındaki benzerliğin kuvvetli olduğunu

gösterir. Eşitlik 3'te yaygın olarak kullanılan korelasyon katsayılarından biri olan Pearson katsayısının hesabı verilmiştir.

$$\rho(A, B) = \frac{1}{N-1} \times \sum_{i=1}^N \left( \frac{A_i - \mu_A}{\sigma_A} \right) \left( \frac{B_i - \mu_B}{\sigma_B} \right) \quad (3)$$

Bu eşitlikte  $N$  değişkenlerde bulunan eleman sayısını,  $\mu_A$  ve  $\sigma_A$   $A$  değişkeninin,  $\mu_B$  ve  $\sigma_B$  ise sırasıyla  $B$  değişkeninin ortalama ve standart sapma değerini ifade etmektedir. Bir  $A$  değişkeninin standart sapma hesabı Eşitlik 4'te verilmiştir. Bu eşitlikte de  $\sigma_A$ ,  $\mu_A$  ve  $n$  sırasıyla  $A$  değişkeninin standart sapmasını, ortalama değerini ve içinde bulunan eleman sayısını ifade eder.

$$\sigma_A = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n A_i - \mu_A}{n}} \quad (4)$$

## 2.6. Bağlı Hata Hesabı

Bağlı hata yapılan bir ölçümün doğruluğunu belirlemek için kullanılan değerlerden birisidir. Bağlı hata değeri, ölçülen büyüklüğe oranlanarak hesaplandığı için bağlı bir değer elde edilmektedir ve farklı büyüklüklere sahip ölçümleri değerlendirmek için uygun bir yol olmaktadır. Bağlı hata hesabı Eşitlik 5'te verilmiştir. Bu eşitlikte  $X_d$  hatası hesaplanacak olan değeri,  $X_r$  ise referans değeri ifade etmektedir.

$$\delta = \frac{|X_d - X_r|}{|X_r|} \quad (5)$$

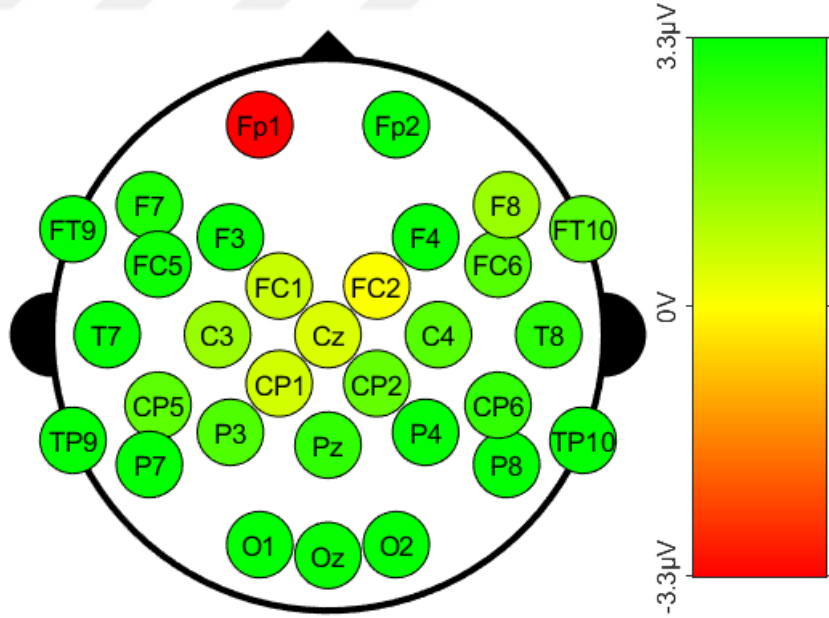
### 3. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu çalışma için katılımcılara müzik notaları dinletilerek beyinlerinde oluşan elektriksel aktiviteler kaydedilmiştir. Veri kümesi katılımcıların klavye girdilerine göre hesaplanan deney başarı puanı, müzik geçmişleri ve EEG kanallarına göre analiz edilmiştir.

#### 3.1. Kanal Analizi

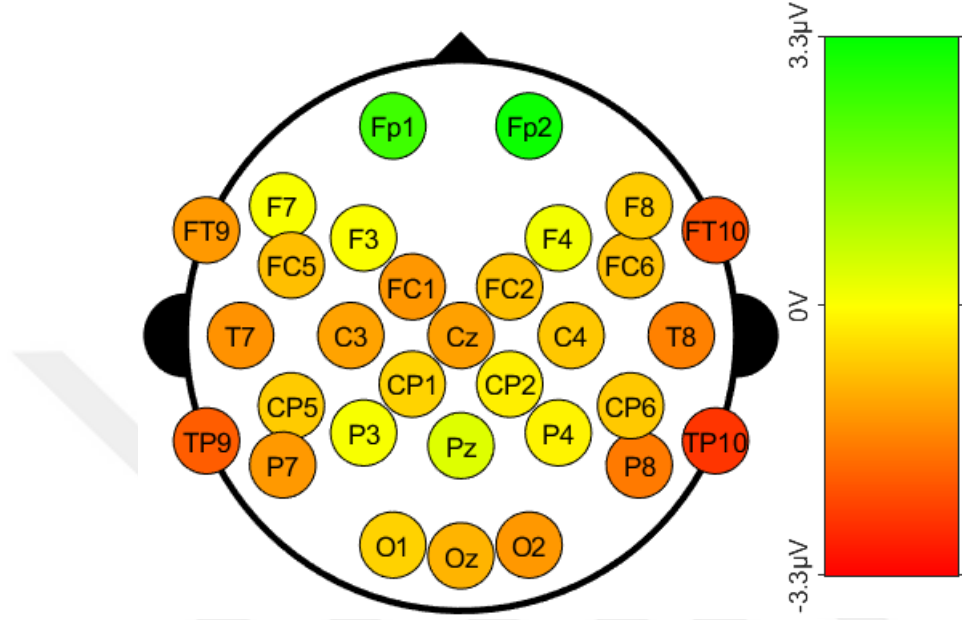
PV ve PY sinyallerinin 100-400 ms. aralığında genliklerinin farkı alınmıştır. Bu genlik değerleri arttıkça kırmızı-sarı-yeşil renk geçişi olacak şekilde temsili bir kafa çizimi üzerinde elektrotların gerçek konumlarına göre renklendirilmiştir.

En yüksek deneyime sahip olduğunu beyan eden Katılımcı 4'te kanal aktiflikleri incelendiğinde frontal lobda bulunan Fp1 ve Fp2 kanallarındaki tutarsızlık dışında tüm kanalların oldukça aktif olduğu gözlemlenmiştir. Katılımcı 4 için elektrotların değerleri ve ölçek görsel Şekil 14'te verilmiştir.



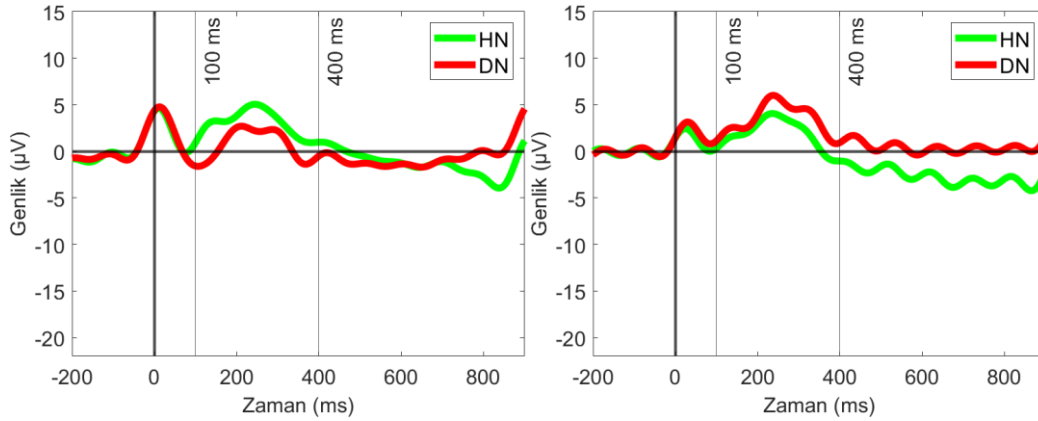
Şekil 14. K4'ün EEG kanallarına göre HN ve DN farkından elde edilen aktivasyon seviyeleri

Katılımcılar arasında EEG kanallarında en düşük genlik farkı değerleri görülen kişi ise Katılımcı 5 olmuştur. En düşük aktivasyon değerine sahip kanalların kulak çevresinde olan kanallar olduğu Şekil 15'te gösterilmiştir.



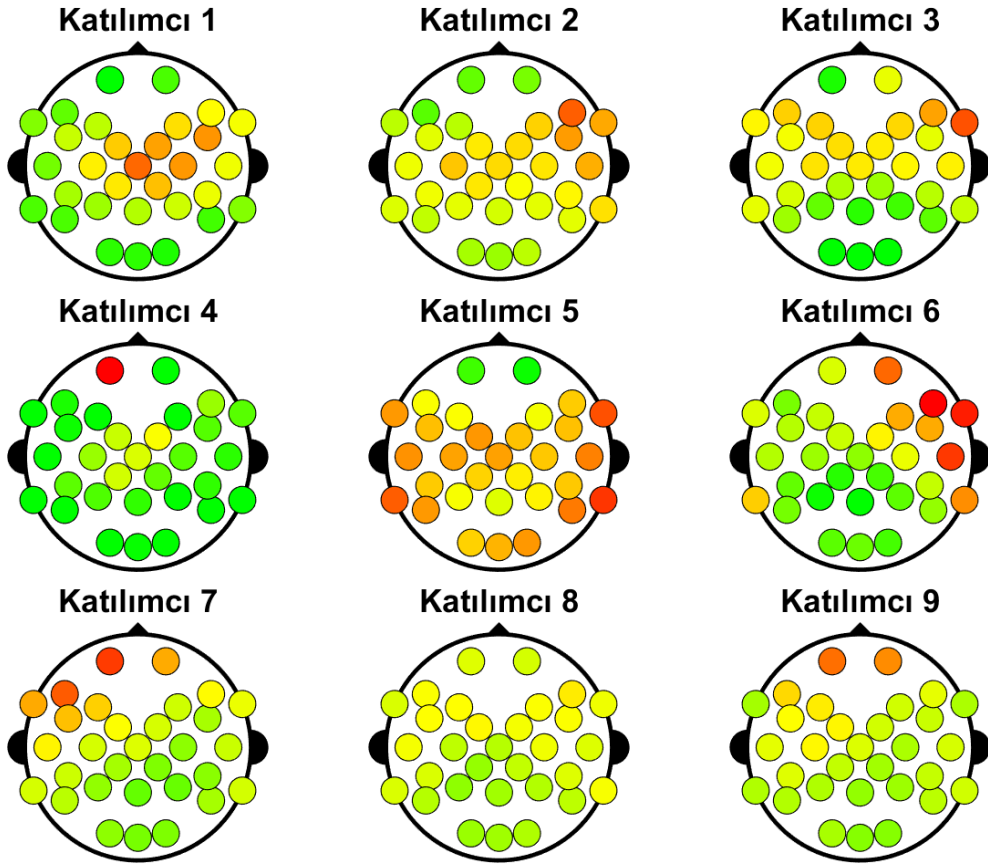
Şekil 15. K5'in EEG kanallarına göre HN ve DN farkından elde edilen aktivasyon seviyeleri

En başarılı ve en başarısız olan iki katılımcının TP10 kanallarındaki sinyaller incelendiğinde Katılımcı 4'te HN sinyalin P300 içerdiği görülmüştür. Katılımcı 5'in ise HN'den daha fazla DN tahmin ettiği görülmektedir. Katılımcı 4 ve Katılımcı 5'in TP10 kanalları Şekil 16'da verilmiştir.



Şekil 16. Solda K4'ün, sağda K5'in TP10 kanalından elde edilen HN ve DN sinyalleri

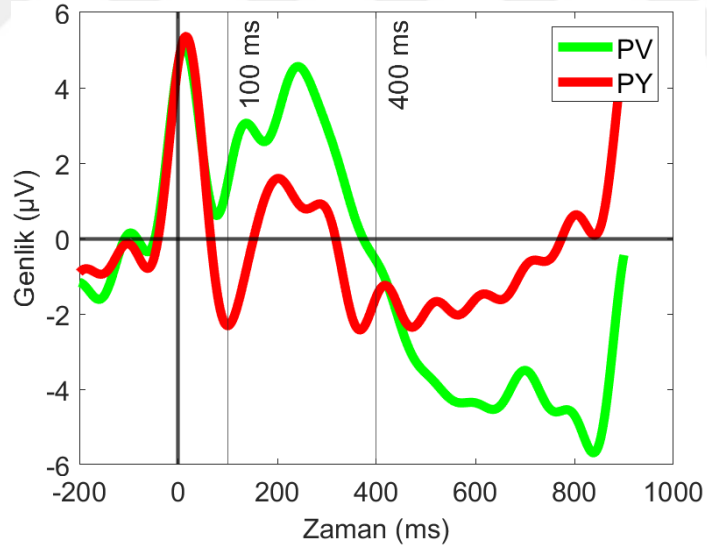
Tüm katılımcıların kanal aktivasyonları incelendiğinde deneyim puanı ve deney başarısı puanı ile uyuşacak şekilde değişim gösteren kanalların temporal lobda olduğu görülmüştür. Frontal lob kanalları göz kırpmaya esnasında oluşan elektriksel sinyalden etkilenerek deney başarısından bağımsız olarak değişmiştir. Oksipital lob kanalları ise genel olarak deney başarısından bağımsız bir şekilde yüksek aktivasyon göstermiştir. Tüm katılımcıların kanal aktivasyonları Şekil 17’de gösterilmiştir.



Şekil 17. Tüm katılımcıların HN ve DN farkından elde edilen EEG kanal aktivasyonları

### 3.2. Kanal Seçimi

Kaydedilen EEG verisi içinde bulunan farklı kanal kayıtları farklı bilgiler taşıyabilmektedir. Katılımcı deney esnasında ses dinleme görevine odaklanmış olsa bile diğer duyularından gelen verilere tepkiler oluşturabilmektedir. Bu yüzden çalışma adında daha değerli olan EEG kanallarının seçilmesi gerekmektedir. Fp1 ve Fp2 elektrotları göz kırpma esnasında oluşan EEG sinyalinden daha yüksek genlikli olan elektromiyogram sinyallerinden büyük oranda etkilendiği için bu iki kanal analiz yapılırken yorumlanmamıştır. Geriye kalan EEG kanalları için ise yapılan kıyaslama Tablo 6'da verilmiştir. Verilen tabloda Fp1 ve Fp2 dışındaki tüm EEG kanallarına göre katılımcılardan elde edilen değerler gösterilmiştir. Verilen değerler PV ve PY sinyalleri arasındaki farktan elde edilmiştir. Bu fark değeri hesaplanırken P300 ve gecikmeli P300 etkisini gözlemlemek adına zaman ekseninde müzik notası uyarılarına ortaya çıktıktan 100 ve 400 ms. arasında kalan sinyaller toplanarak farkları alınmıştır. Bu aralık Şekil 18'de gösterilmiştir.



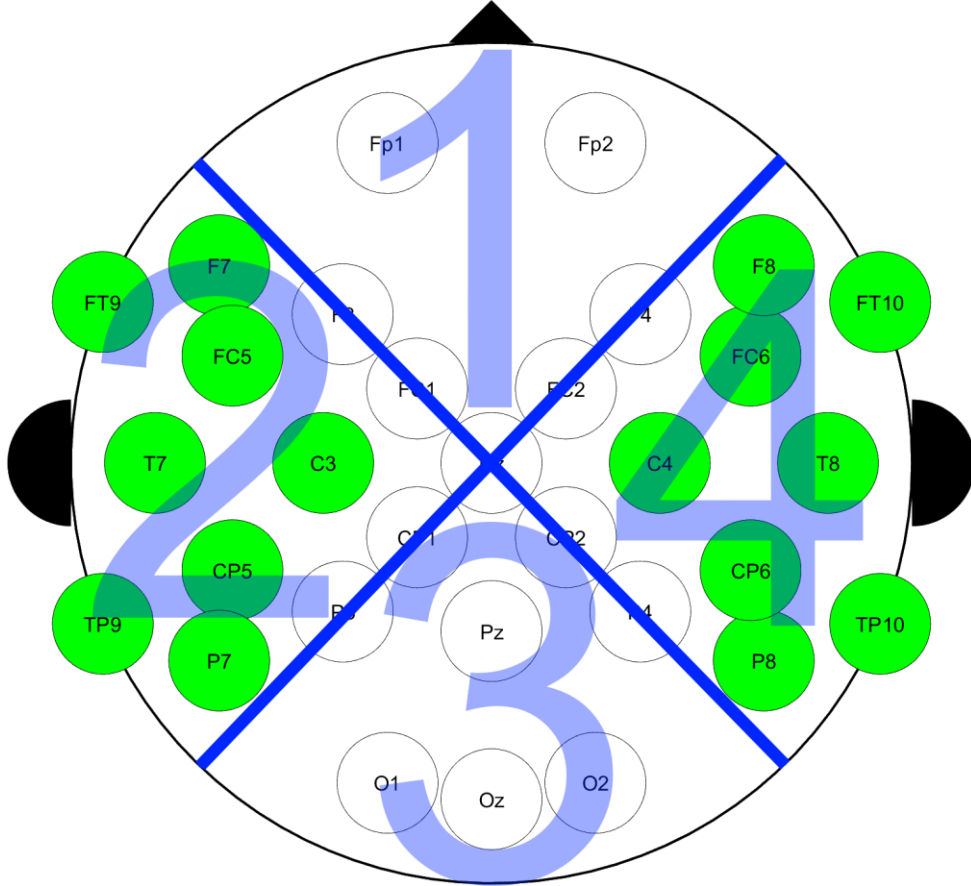
Şekil 18. K4'ün TP9 kanalından elde edilen PV ve PY sinyalleri üzerinde 100 ve 400 ms. aralığının gösterimi

Tablo 6. EEG kanallarına göre PV ve PY sinyallerinin fark değeri, son sütun K4 ile K8 sütununun farkını göstermektedir ve tablo bu sütuna göre sıralanmıştır

Kanal	Katılımcı									
	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	4-8
'FT9'	194	276	-96	341	-56	-12	-16	-69	132	410
'TP9'	320	233	304	413	-219	-186	251	43	105	370
'T7'	291	152	186	331	-107	88	103	21	-18	310
'TP10'	202	-59	327	347	-406	-340	191	38	39	309
'FC5'	121	95	3	282	-20	-1	-62	-15	-45	298
'C4'	-173	-76	259	215	-63	127	332	-31	177	247
'FC6'	-179	-214	83	219	-98	-68	190	-21	106	240
'F4'	-60	-92	29	196	83	-64	108	-27	106	223
'F7'	224	454	-93	167	263	148	-162	-44	-55	211
'F3'	128	126	7	234	108	35	-53	26	-35	207
'FT10'	-38	-235	-201	130	-319	-368	80	-51	163	180
'P8'	375	71	676	371	-165	136	350	219	144	153
'T8'	44	-144	237	253	-216	-322	186	103	42	150
'F8'	-6	-586	-136	74	-28	-346	4	-71	64	144
'O2'	469	246	1037	392	-10	364	397	254	192	138
'CP6'	70	-23	512	274	-28	154	376	167	114	106
'P4'	151	94	803	345	105	343	471	243	214	103
'P7'	390	244	543	329	-27	200	324	245	149	83
'Oz'	439	298	1029	328	53	269	434	282	191	46
'CP2'	-43	8	544	207	85	401	377	189	222	17
'FC2'	-145	-90	43	7	-146	74	121	22	112	-15
'CP5'	244	70	413	213	39	318	244	242	8	-29
'O1'	440	311	980	366	142	279	431	398	222	-32
'FC1'	-61	-87	39	-4	-242	124	20	39	-49	-43
'C3'	20	-124	142	136	-121	232	147	216	-73	-81
'Pz'	227	139	861	268	225	552	447	368	264	-100
'P3'	263	130	693	235	236	491	365	429	158	-195
'Cz'	-216	-95	131	46	-183	280	87	243	82	-197
'CP1'	52	-35	452	67	29	467	283	397	127	-330

Katılımcının bir uyanın HN olduğuna emin olmasının oluşan P300 genliğini arttırdığı gösterilmiştir (Aydın, Korkmaz, & Aydemir, 2023). Bu sebeple deneyde en yüksek başarıyı elde eden Katılımcı 4 ile Katılımcı 8 üzerinden elde edilen değerlerin farkı alınarak tablonun son sütunu oluşturulmuştur ve tablo bu sütuna göre azalan şekilde sıralanmıştır. Veriler analiz edilirken kullanılacak olan kanalların seçimi için elektrotlar kafa üzerindeki konumlarına göre alt bölgelere ayrılmıştır. Çapraz olarak aynı hizada olan F3, FC1, Cz, CP2, P4 ve F4, FC2, Cz, CP1, P3 elektrotları üzerinden geçen iki çizgi ile elektrotlar dört alt bölgeye ayrılmıştır. Bu bölgeler 1, 2, 3 ve 4 olarak isimlendirilmiştir.

Tablo 4'te yapılan sıralamaya göre üst sırada yer alan 14 kanalın 12'sini içeren kanalların kulak çevresinde olan 2 ve 4 alt bölgelerinde olduğu tespit edilmiştir. Bu sebeple bölgesel analiz yapılırken seçilen kanallar 'F7', 'FT9', 'FC5', 'C3', 'T7', 'TP9', 'CP5', 'P7', 'P8', 'TP10', 'CP6', 'C4', 'T8', 'FT10', 'FC6' ve 'F8' olmuştur. Bu kanal seçimi Şekil 19'da gösterilmiştir.



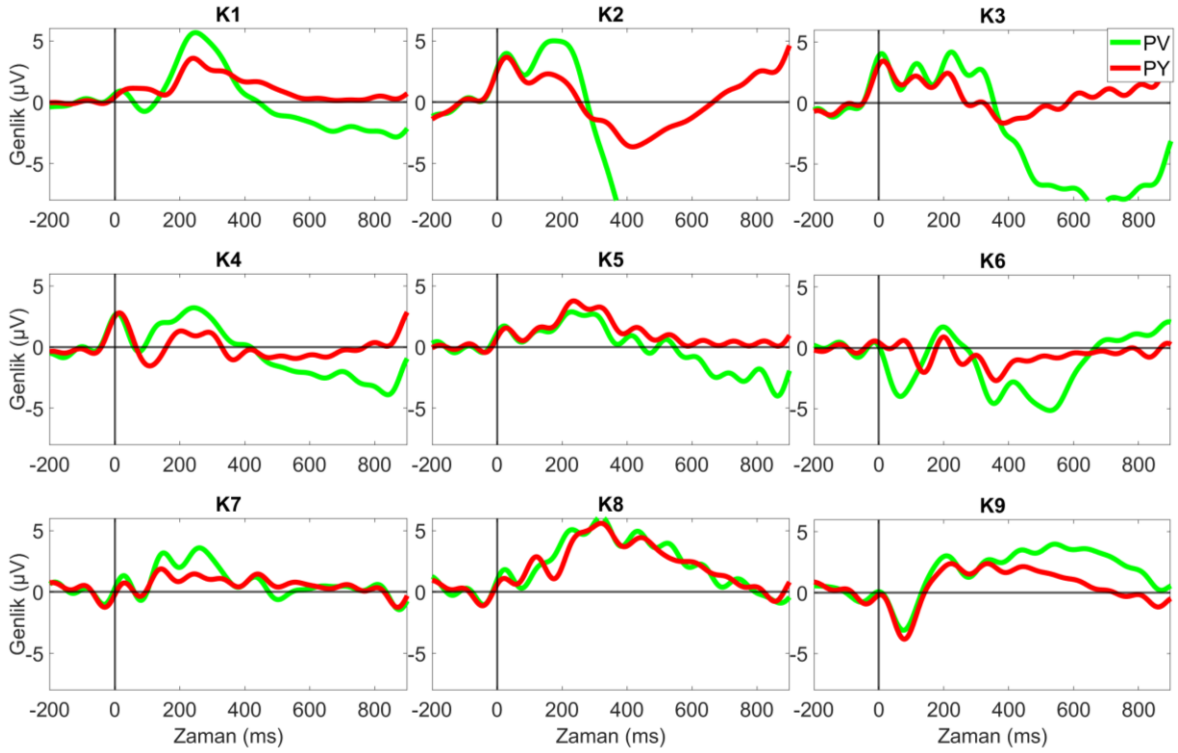
Şekil 19. EEG kanal seçimi için önerilen elektrot gruplama yöntemi

### 3.3. P300 İşaretinin Analizi

#### 3.3.1. P300 İçeren ve P300 İçermeyen İşaretlerin İncelenmesi

Katılımcıların klavye girdisi yaptıkları notalar esnasında kaydedilen EEG sinyalleri toplanıp toplam klavye girdisi sayısına bölünerek PV sinyali elde edilmiştir. Klavye girdisi yapılmamış notalar için ise bu işlem tekrarlanıp PY sinyali elde edilmiştir. K1 için yapılan analizde PV sinyalinin 225 ms'de 5.67  $\mu$ V genliğe ulaştığı görülmektedir. Ortalama değeri 0.07  $\mu$ V olmuştur. PY ise 222 ms'de 3.58  $\mu$ V değerine ulaşmıştır. PY uyarın dinletimi sonrasında 0 eksenine altına düşmemişken 400 ms'den sonra PV -2.84  $\mu$ V değerine düşmüştür. Diğer katılımcılardan farklı olarak uyarının ortaya çıkmasından sonraki 100 ms içinde 2  $\mu$ V değerini aşan bir genlik görülmemiştir. K2 üzerinden kaydedilen veride tüm katılımcılar arasında en erken gerçekleşen P300 sinyali görülmüştür. PV, 188 ms'de 5  $\mu$ V değerine ulaşmıştır. Ulaşılan bu değer ardından -13.5  $\mu$ V değerine düşüş görülmüştür. PY sinyalinde ise 180 ms'de 2.31  $\mu$ V değeri görülmektedir, ardından düşüş ve tekrar yükseliş görülmektedir. PV sinyalinde görülen ve eksen altında kalan büyük alan sebebiyle PV sinyalinin ortalama değeri -5.23  $\mu$ V iken PY için ortalama değer 0.16  $\mu$ V olmuştur. K3 için analiz yapıldığında K2'ye benzer bir şekilde PV sinyalinin P300 genliğini oluşturduktan sonra 0 ekseninin altında değerler aldığı görülmektedir. Ancak K2 ile kıyaslandığında daha yüksek bir P300 gecikmesi ve daha düşük bir P300 genliği görülmektedir. 213 ms'de 4.18  $\mu$ V değeri görülmektedir. PY ise 207 ms'de 2.44  $\mu$ V değerine ulaşmıştır. Ortalama değerler kıyaslandığında PV -2.28  $\mu$ V iken PY 0.61  $\mu$ V olmuştur. Hem DP hem KP'ye göre deneyin en başarılı olan K4 üzerinden kaydedilen veride PV sinyalinin 223 ms anında 3.21  $\mu$ V değerine ulaşırken PY o an 1.32  $\mu$ V değerinden 1.03  $\mu$ V değerine düşüş göstermiştir. Ortalama değerler PV ve PY için sırasıyla -0.39 ve 0.02  $\mu$ V olmuştur. Uyarın ortaya çıktıktan sonraki 100 ms. içinde oluşan genlik artışı 2.80  $\mu$ V ile P300 genliğine yakın bir seviyede değer almıştır. Bu katılımcının odak seviyesini gösteriyor olabilir. K5 diğer katılımcılardan farklı olarak klavye girdisi oluşturduğu anlarda oluşan PV sinyali, klavye girdisi olmayan anlardan alının PY sinyalinden daha düşük genlikli olmuştur. PV 216 ms'de 2.88  $\mu$ V değerine ulaşırken PY 3 ms sonra 3.77  $\mu$ V değerine ulaşmıştır. P300 genliği K5'i diğer katılımcılardan ayırıyor olsa da -0.07  $\mu$ V ortalama PV ve daha yüksek olan 0.99  $\mu$ V PY değeri başarılı katılımcılarda olduğu gibi görülmüştür. K6 ile kaydedilen sinyaller en düşük PV ve PY ortalama değerine sahiptir ve sırasıyla bu değerler -1.14  $\mu$ V ve -0.51  $\mu$ V olmuştur. P300 sinyalinin oluşum süresinde göre en erken oluşan ikinci

katılımcı olmuştur. PV’de 1.72  $\mu\text{V}$  değeri 200 ms’de görülmüştür. 0.90  $\mu\text{V}$  değeriyle PV aynı anda yakın bir değer almıştır. K7, PV sinyalinde 231 ms’de 3.59  $\mu\text{V}$  değerine ulaşmıştır. PY sinyalinde oluşan maksimum değeri ise 172 ms’de 1.88  $\mu\text{V}$  değeriyle elde etmiştir. PV ve PY için ortalama değerler sırasıyla 0.68  $\mu\text{V}$  ve 0.48  $\mu\text{V}$  olmuştur. K8, PY ve PV için sırasıyla 2.02  $\mu\text{V}$  ve 1.91  $\mu\text{V}$  değerlerini alarak eksenin pozitif tarafında yoğunlaşmış sinyaller üretmiştir. PV 261 ms’de 6.12  $\mu\text{V}$  ve PY 5.59  $\mu\text{V}$  değerine ulaşmıştır. K9, deneyin en deneyimsiz katılımcısı olarak deneyimli katılımcılardan farklı karakteristikte sinyaller üretmiştir. Deneyimli katılımcıların PV sinyalinde 400 ms’den sonra görülen negatif değerler, K9’da tam tersi bir durumla yükselen genlik olarak görülmüştür. PV için 205 ms’de 3.02  $\mu\text{V}$  genlik görülmüş ancak bu genlik 300 ms’de PY’nin aşağısına düşmüştür. PY için ise 268 ms’de 2.39  $\mu\text{V}$  değeri görülmüştür. Tüm katılımcıların PV ve PY işaretleri Şekil 20’de gösterilmiştir.

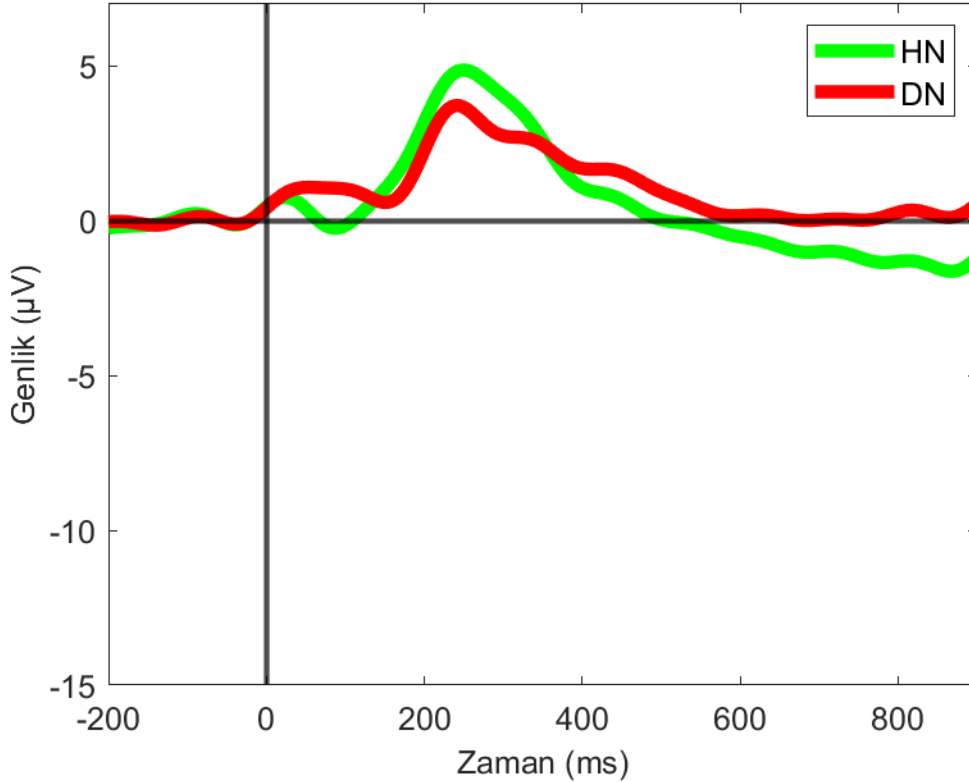


Şekil 20. Tüm katılımcılardan elde edilen PV ve PY sinyalleri

### 3.3.2. Hedef Olan ve Hedef Olmayan İşaretlerin İncelenmesi

Her deney turunda bulunan 15 hedef nota anında oluşan EEG sinyallerinin ortalamasından HN, kalan 75 nota için oluşturulan ortalamadan DN elde edilmiştir. Deneyin sonucuna yönelik verilerin elde edilmesi için HN ve DN sinyallerinin kıyaslanması gerekmektedir.

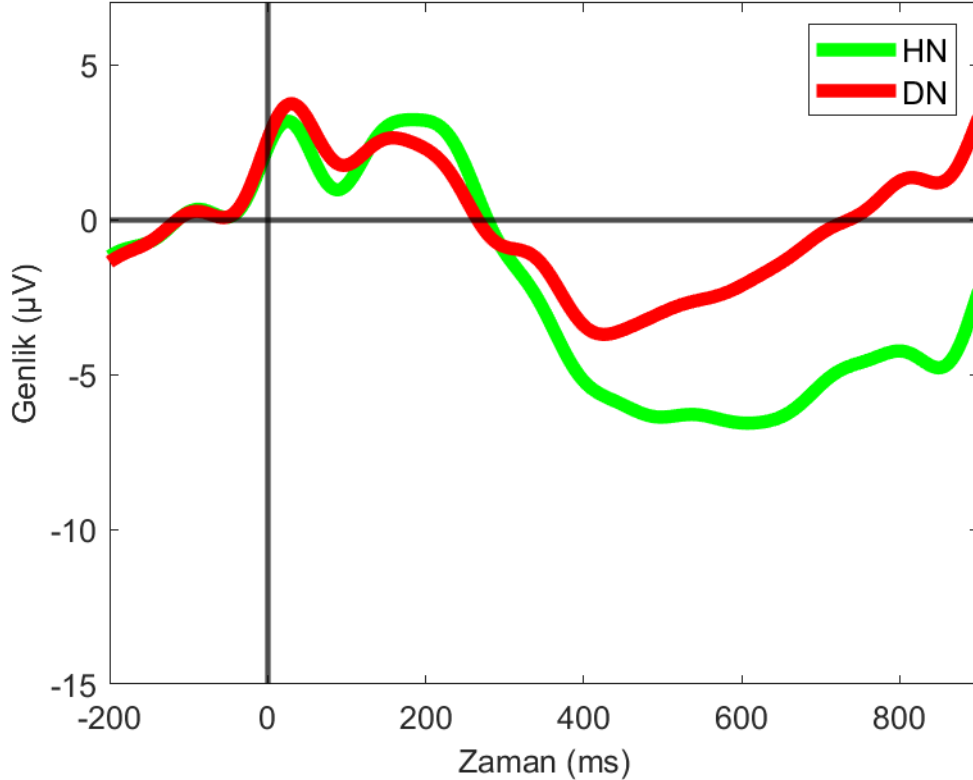
K1 için HN sinyali 226. ms'de 4.87  $\mu$ V değerini ve DN için 222. ms'de 3.72  $\mu$ V değerini almıştır. HN ve DN için ortalama değerler sırasıyla 0.49 ve 0.89  $\mu$ V olarak hesaplanmıştır. Deneyimli bir katılımcı olarak uyarının ortaya çıkışından 300 ms. sonra HN genliğinin DN genliğinden daha yüksek olduğu görülmektedir. HN sinyalinde 88. ms'de -0.24  $\mu$ V değeri görülürken DN için bu değer 1.06  $\mu$ V olmuştur. HN 90. ms'de yükselişe geçmişken DN 156. ms'de yükselişe geçmiştir. Bu değerler katılımcının hedef notalara daha hızlı tepki verdiğini göstermektedir. K1 için HN ve DN sinyalleri Şekil 21'de verilmiştir.



Şekil 21. K1 için HN ve DN sinyalleri

K1 için ayrıca elde edilen HN ve DN sinyallerindeki genlik farkları değerlendirilmiştir. Tüm segment toplamı kullanılarak hesap yapıldığında HN sinyali DN sinyalinden 223.45  $\mu\text{V}$  düşük çıkmıştır. 100 ve 400 ms. aralığı kullanılarak hesaplandığında ise HN sinyali DN'den 78.06  $\mu\text{V}$  yüksek çıkmıştır. P300 oluşması beklenen çevrede görülen bu değer artışı, katılımcının deneyde gösterdiği başarıyı niteleyen değerlerden biri olmaktadır.

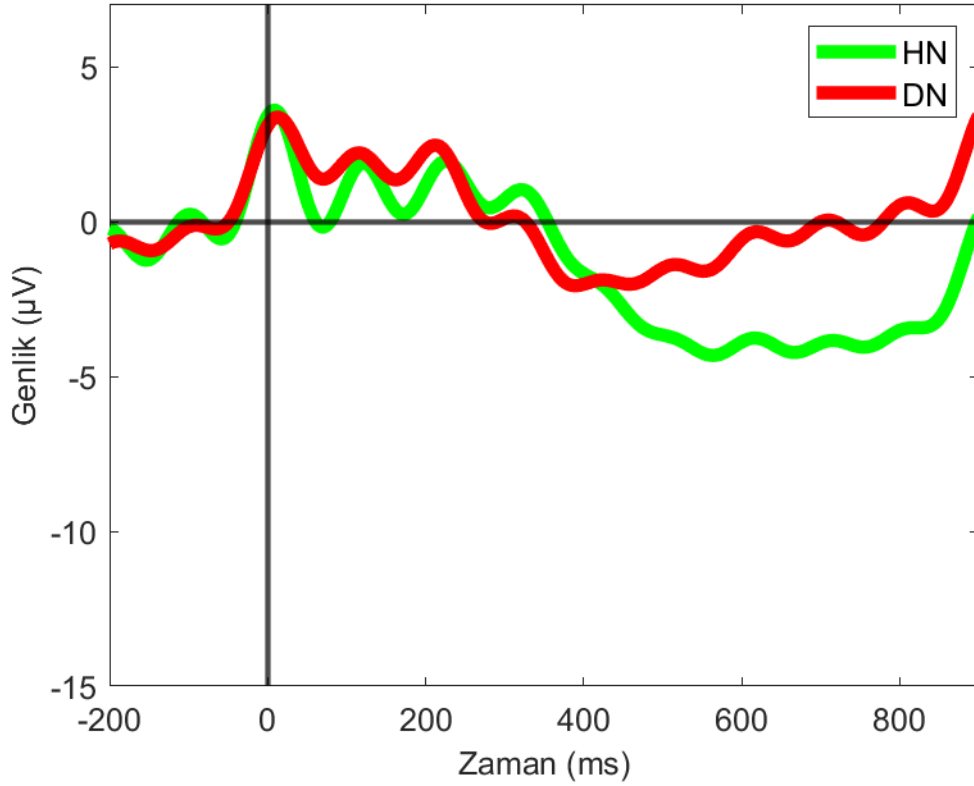
K2, ses uyarımına maruz kaldıktan 28 ms sonra HN ve DN sinyallerinde sırasıyla 3.74 ve 3.18  $\mu\text{V}$  değerleri görülmüştür. HN sinyali 193. ms'de 3.24  $\mu\text{V}$  yerel maksimum değerini almıştır. DN ise 180. ms'de 2.65  $\mu\text{V}$  değerini almıştır. P300 oluşumu ardından görülen genlik düşüşü sebebiyle ortalama HN değeri -2.24  $\mu\text{V}$  ve ortalama DN değeri -0.12  $\mu\text{V}$  olmuştur. HN ve DN sinyallerinin ikisi de 96. ms'de artışa geçmişlerdir. Artış ardından HN sinyali 276. ms'de 0  $\mu\text{V}$  genlik değerine düşerken DN ise bundan 16 ms. önce 0  $\mu\text{V}$  değerine ulaşmıştır. DN sinyali 428. ms'de -3.70  $\mu\text{V}$  değerine düşerken HN sinyali 596. ms'de -6.55  $\mu\text{V}$  değerine düşmüştür. K2 için HN ve DN sinyali Şekil 22'de verilmiştir.



Şekil 22. K2 için HN ve DN sinyalleri

K2 için elde edilen HN ve DN sinyallerindeki genlik farkları değerlendirilmiştir. Tüm segment toplamı kullanılarak hesap yapıldığında HN sinyali DN sinyalinden 1145.45  $\mu\text{V}$  düşük çıkmıştır. 100 ve 400 ms. aralığı kullanılarak hesaplandığında ise HN sinyali DN'den 9.33  $\mu\text{V}$  düşük çıkmıştır. Grafik HN sinyalinde P300 varlığı göstermesine rağmen belirtilen aralıkta daha düşük değer aldığı görülmektedir. Bunun sebebi P300 işaretinin daha düşük bir gecikme değeriyle oluşması olabilir.

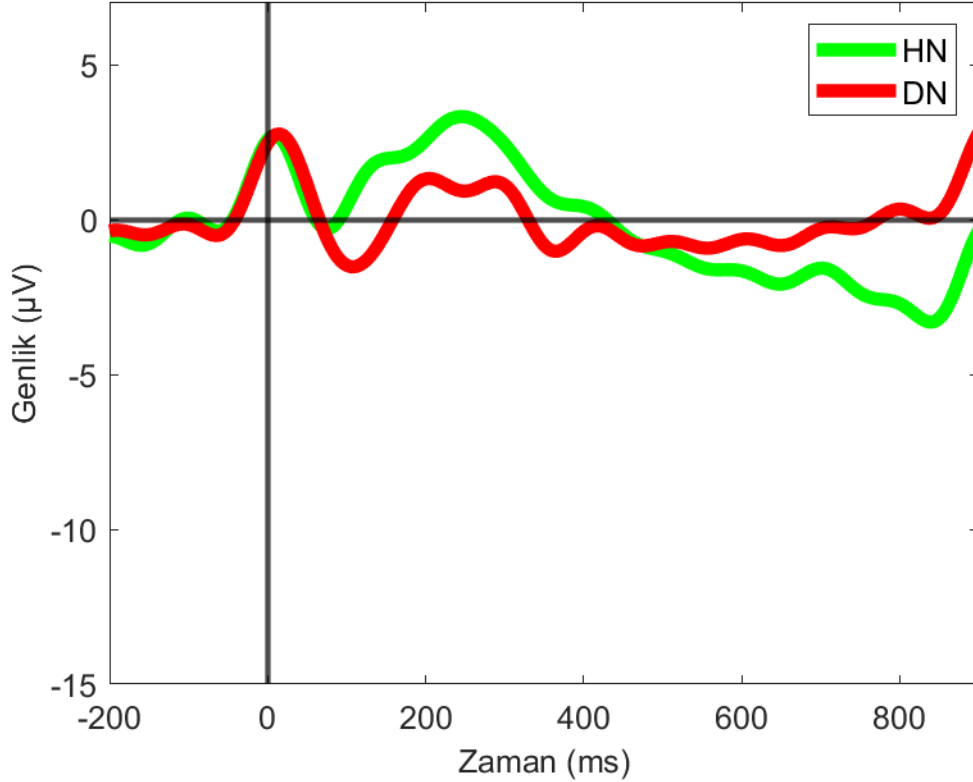
K3, içinde P300 sinyalinin belirgin olmadığı bir HN sinyali üretmiştir. HN için 214. ms'de 1.96  $\mu\text{V}$  değeri görülürken DN için 207. ms'de 2.48  $\mu\text{V}$  değeri görülmektedir. 100 ve 230. ms'ler arasında DN sinyali daha yüksek genliğe sahipken 200. ve 400. ms'ler arasında HN sinyali daha yüksek genliğe sahiptir. Ancak iki sinyalin birbirine oldukça yakın değerler alması katılımcının hedef notalar kadar hedef olmayan notalara da tepki verdiğini göstermektedir. 420. ms'den sonra iki sinyal arasındaki fark açılmakta ve HN sinyali negatif yönde artış göstermektedir. Bu etki K2, K4 ve K5'te de görülmektedir. HN ve DN için ortalama değerler sırasıyla -1.23 ve 0.15  $\mu\text{V}$  olmuştur. K3 için HN ve DN sinyali Şekil 23'de verilmiştir.



Şekil 23. K3 için HN ve DN sinyalleri

K3 için elde edilen HN ve DN sinyallerindeki genlik farkları değerlendirilmiştir. Tüm segment toplamı kullanılarak hesap yapıldığında HN sinyali DN sinyalinden 759.20  $\mu\text{V}$  düşük çıkmıştır. 100 ve 400 ms. aralığı kullanılarak hesaplandığında ise HN sinyali DN'den 9.58  $\mu\text{V}$  yüksek çıkmıştır. HN genliğinin belirlenen aralıkta daha yüksek olmasında karşın sinyalde bulunun salınımlar sebebiyle P300 sinyali grafikte görülmemektedir.

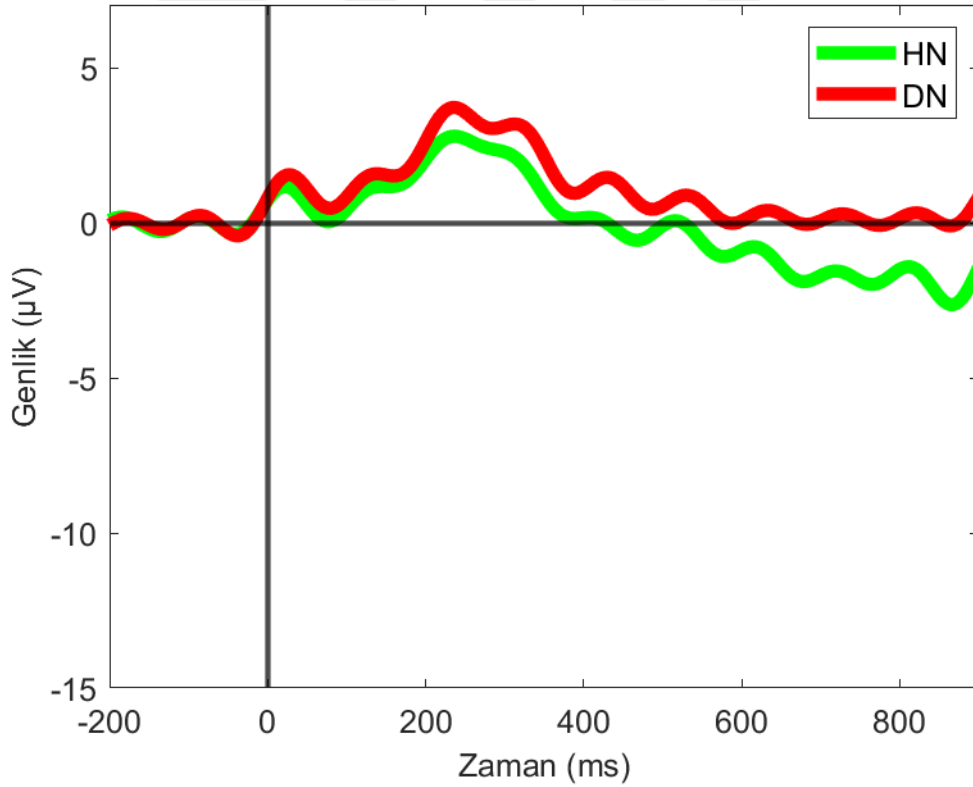
En başarılı katılımcı olan K4, HN sinyali için 224. ms'de 3.33  $\mu\text{V}$  ve DN sinyali için 203. ms'de 1.33  $\mu\text{V}$  değerini ulaştırmıştır. HN sinyalinin maksimum değerine ulaştığı anda DN sinyali düşüş göstermiştir. DN 198 ms'de 1.31  $\mu\text{V}$ , 240 ms'de 0.92  $\mu\text{V}$  ve 289 ms'de 1.23  $\mu\text{V}$  değerlerini almıştır. DN sinyalinde görülen bu düşüş katılımcının hedef nota olmayan ses uyarılarına tepki vermediğini göstermektedir. 472. ms'den sonra DN sinyalinde yükseliş ve HN sinyalinde düşüş görülmüştür. HN ve DN için ortalama değerler sırasıyla -0.13 ve 0.02  $\mu\text{V}$  değerleri görülmektedir. K4 için HN ve DN sinyali Şekil 24'te verilmiştir.



Şekil 24. K4 için HN ve DN sinyalleri

K4 için elde edilen HN ve DN sinyallerindeki genlik farkları değerlendirilmiştir. Tüm segment toplamı kullanılarak hesap yapıldığında HN sinyali DN sinyalinden 82.08  $\mu\text{V}$  düşük çıkmıştır. 100 ve 400 ms. aralığı kullanılarak hesaplandığında ise HN sinyali DN'den 270.37  $\mu\text{V}$  düşük çıkmıştır. HN sinyalinde net olarak belli olan P300 işareti ayrıca HN ve DN sinyali arasındaki fark değeri hesaplandığında da büyüklük olarak diğer katılımcıların katlarca yukarısına çıkmıştır.

K5 düşük KP sonucunda beklendiği üzere genel olarak HN'den daha yüksek genlikli bir DN sinyali oluşturmuştur. 219 ms'de iki sinyal de maksimum değerine ulaşmıştır ve bu değerler HN ve DN için sırasıyla 2.80 ve 3.73  $\mu\text{V}$  olmuştur. DN sinyalindeki salınımlar filtreleme işleminde kullanılan bant geçiren filtrenin üst sınırının altında kaldığı için görülmektedir. DN sinyali 228. Ve 318. ms'lerde yerel maksimum noktaları oluştururken salınım dolayısıyla 280. ms'de yerel minimum oluşmaktadır. Ortalama değerler HN ve DN için sırasıyla -0.04 ve 0.91  $\mu\text{V}$  olmuştur. K5 için HN ve DN sinyali Şekil 25'te verilmiştir.

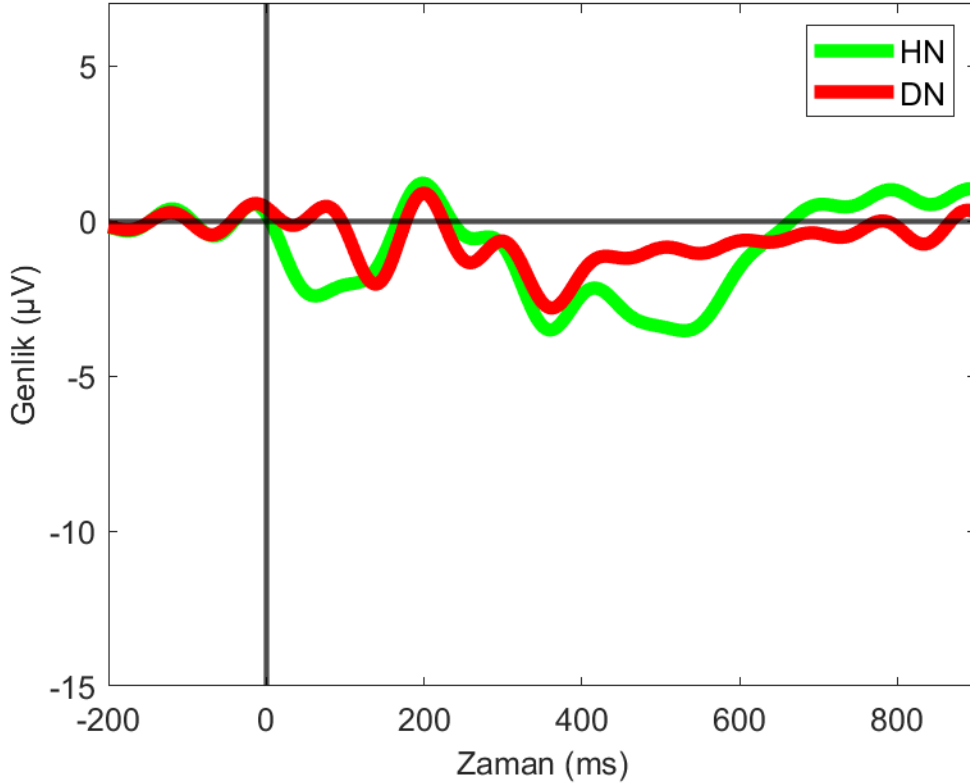


Şekil 25. K5 için HN ve DN sinyalleri

K5 için elde edilen HN ve DN sinyallerindeki genlik farkları değerlendirilmiştir. Tüm segment toplamı kullanılarak hesap yapıldığında HN sinyali DN sinyalinden 524.31

$\mu\text{V}$  düşük çıkmıştır. 100 ve 400 ms. aralığı kullanılarak hesaplandığında ise HN sinyali DN'den 112.86  $\mu\text{V}$  düşük çıkmıştır. Belirlenen aralıkta elde edilen bu fark değeri diğer katılımcılar arasındaki en uç örnektir. HN sinyali DN sinyalinden bu seviyede düşük olması katılımcının düşük olan deney performansının yanında müzik geçmişinin vokal çalışmalar üzerine olmasıyla ilişkilendirilebilir.

K6 için HN ve DN sinyalleri oldukça benzerlik göstermektedir. En belirgin farklılık 82 ms ve 500 ms'de görülen HN genliği düşüştür. 82 ms'de HN  $-2.36 \mu\text{V}$  değerini alırken DN  $0.43 \mu\text{V}$  değerini almıştır. 500 ms'de ise HN ve DN arasında  $2.70 \mu\text{V}$  değerinde fark oluşmuştur. Bölgesel olarak incelendiğinde, HN 200 ms'de  $1.22 \mu\text{V}$  ile maksimum değerine ulaşırken DN 201 ms'de  $0.90 \mu\text{V}$  değerine ulaşmıştır. HN ve DN için ortalama değerler sırasıyla  $-0.88$  ve  $-0.58 \mu\text{V}$  olmuştur. K6 için HN ve DN sinyali Şekil 26'da verilmiştir.

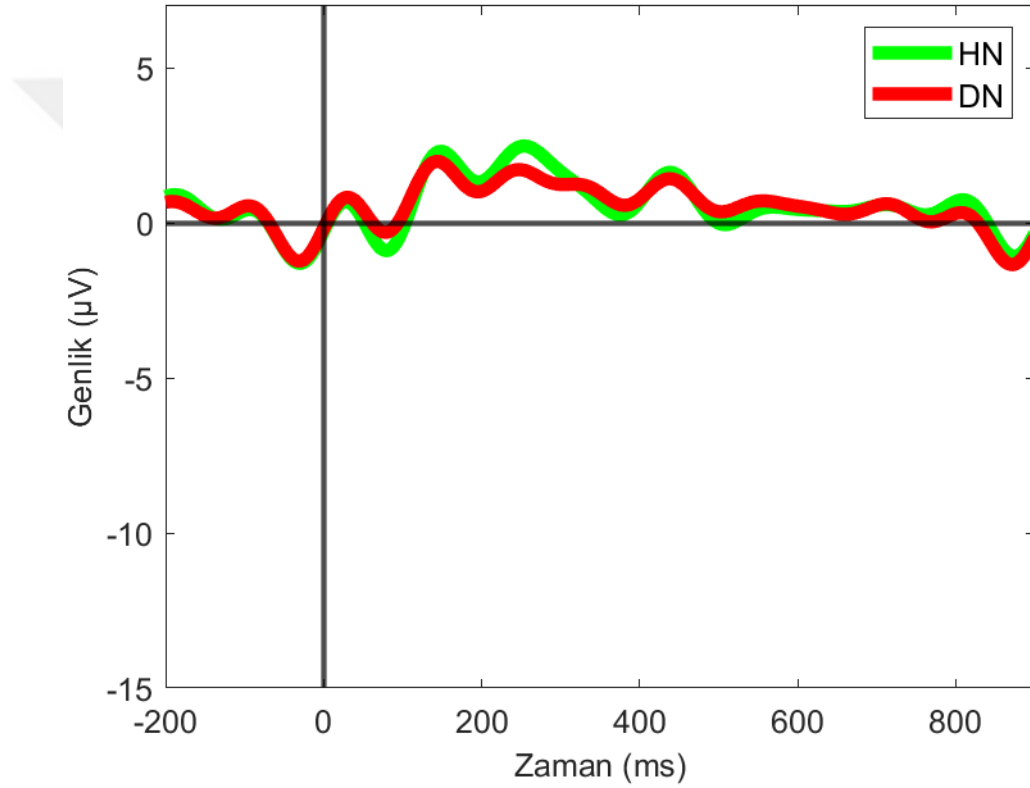


Şekil 26. K6 için HN ve DN sinyalleri

K6 için elde edilen HN ve DN sinyallerindeki genlik farkları değerlendirilmiştir. Tüm segment toplamı kullanılarak hesap yapıldığında HN sinyali DN sinyalinden 116.09

$\mu\text{V}$  düşük çıkmıştır. 100 ve 400 ms. aralığı kullanılarak hesaplandığında ise HN sinyali DN'den  $2.33 \mu\text{V}$  düşük çıkmıştır.

K7 için analiz yapıldığında HN sinyalinin 228. ms'de  $2.49 \mu\text{V}$  değer aldığı ve DN sinyalinin bu anda  $1.70 \mu\text{V}$  değer aldığı görülmüştür. Genel olarak oldukça benzer yapıda olan bu iki sinyalin HN ve DN için ortalama değerleri sırasıyla  $0.57$  ve  $0.52 \mu\text{V}$  olmuştur. Önceki katılımcıların aksine hem HN ve DN sinyalleri 200. Ve 800. ms'ler arasında genlik ekseninin negatif tarafında değer almamışlardır. K7 için HN ve DN sinyali Şekil 27'de verilmiştir.

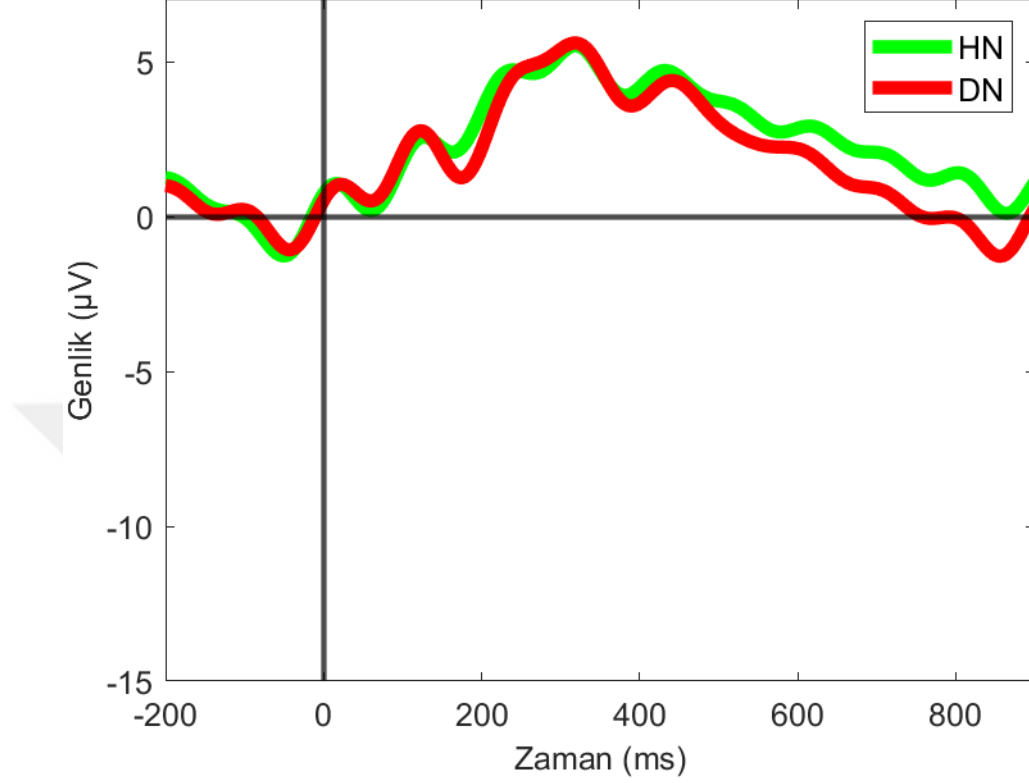


Şekil 27. K7 için HN ve DN sinyalleri

K7 için elde edilen HN ve DN sinyallerindeki genlik farkları değerlendirilmiştir. Tüm segment toplamı kullanılarak hesap yapıldığında HN sinyali DN sinyalinden  $25.89 \mu\text{V}$  yüksek çıkmıştır. 100 ve 400 ms. aralığı kullanılarak hesaplandığında ise HN sinyali DN'den  $29.70 \mu\text{V}$  yüksek çıkmıştır.

K8 için tepe noktası HN ve DN için 260 ms'de aynı anda gerçekleşmiş ve bu tepe değeri HN için  $5.53 \mu\text{V}$  iken DN  $5.62 \mu\text{V}$  olmuştur. Yüksek DP değerine rağmen düşük KP ile uyuşan bir sonuç olarak DN genliği HN'den yüksek çıkmıştır. Ortalama değerler

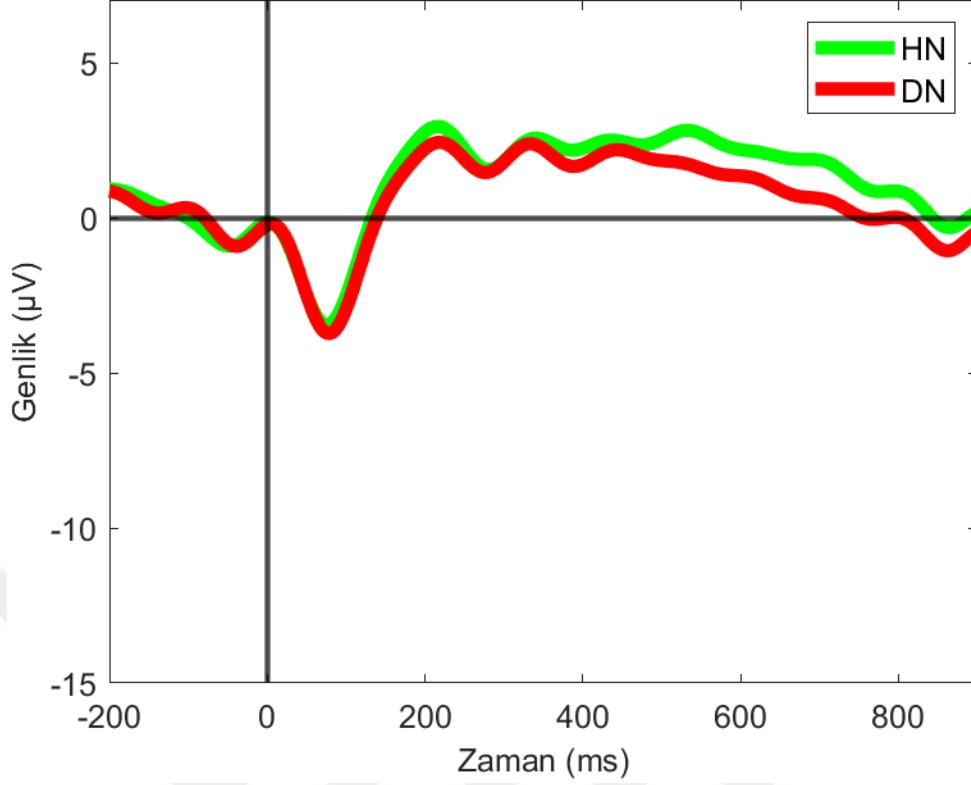
HN ve DN için sırasıyla 2.24 ve 1.76  $\mu\text{V}$  olmuştur. K8 için HN ve DN sinyali Şekil 28’de verilmiştir.



Şekil 28. K8 için HN ve DN sinyalleri

K8 için elde edilen HN ve DN sinyallerindeki genlik farkları değerlendirilmiştir. Tüm segment toplamı kullanılarak hesap yapıldığında HN sinyali DN sinyalinden 261.79  $\mu\text{V}$  yüksek çıkmıştır. 100 ve 400 ms. aralığı kullanılarak hesaplandığında ise HN sinyali DN'den 30.86  $\mu\text{V}$  yüksek çıkmıştır.

K9 katılımcılar arasında en düşük DP değerine rağmen görece iyi bir KP değeri elde etmiştir. Bu bilgiyi destekleyecek şekilde HN ve DN için maksimum değerler 210 ms'de sırasıyla 2.96 ve 2.44  $\mu\text{V}$  olarak görülmüştür. Ortalama değerler HN ve DN için sırasıyla 1.05 ve 0.56  $\mu\text{V}$  olmuştur. K9 için HN ve DN sinyali Şekil 29’da verilmiştir.



Şekil 29. K9 için HN ve DN sinyalleri

K9 için elde edilen HN ve DN sinyallerindeki genlik farkları değerlendirilmiştir. Tüm segment toplamı kullanılarak hesap yapıldığında HN sinyali DN sinyalinden 270.22  $\mu\text{V}$  yüksek çıkmıştır. 100 ve 400 ms. aralığı kullanılarak hesaplandığında ise HN sinyali DN'den 52.95  $\mu\text{V}$  yüksek çıkmıştır.

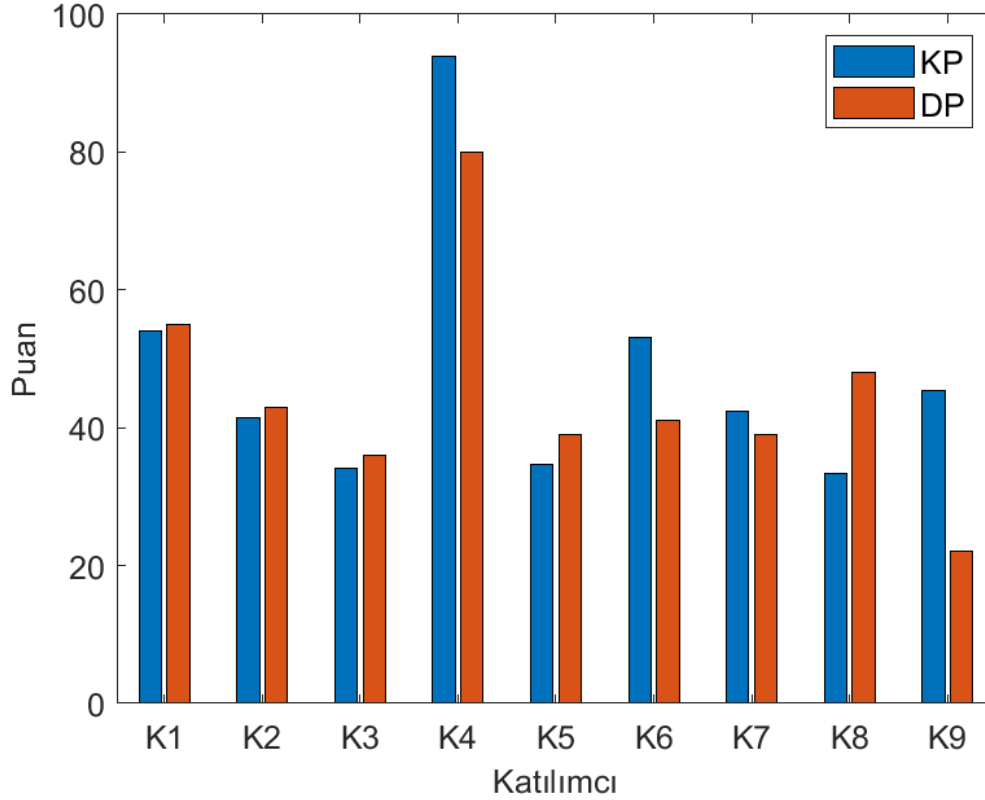
### 3.4. Korelasyon Analizi

İki değişken arasındaki ilişkinin gücünü korelasyon göstermektedir. Bu sebeple elde edilen veriler arasındaki ilişki korelasyon hesabı yöntemiyle incelenmiştir. Korelasyon katsayısı olarak Pearson değeri kullanılmıştır.

Bu bölümde önce DP ve KP arasındaki ilişki incelenmiştir. Ardından EEG verileri kullanılarak oluşturulan Ö1, Ö2, Ö3, Ö4 ve Ö5 öznitelikleri ile katılımcıların klavyeye basarak verdiği girdilerden hesaplanan ve mutlak doğru olarak kabul edilen KP değeri arasındaki ilişki incelenmiştir. Bu inceleme sonucunda deney paradigmasının ve yöntemin performansı değerlendirilmiştir. Son olarak literatürde görülen bilgi ışığında katılımcıların yaşları ve Ö5 arasındaki ilişkinin gücü incelenmiştir.

### 3.4.1. Deneyim Puanı ve Klavye Puanı Arasındaki İlişki

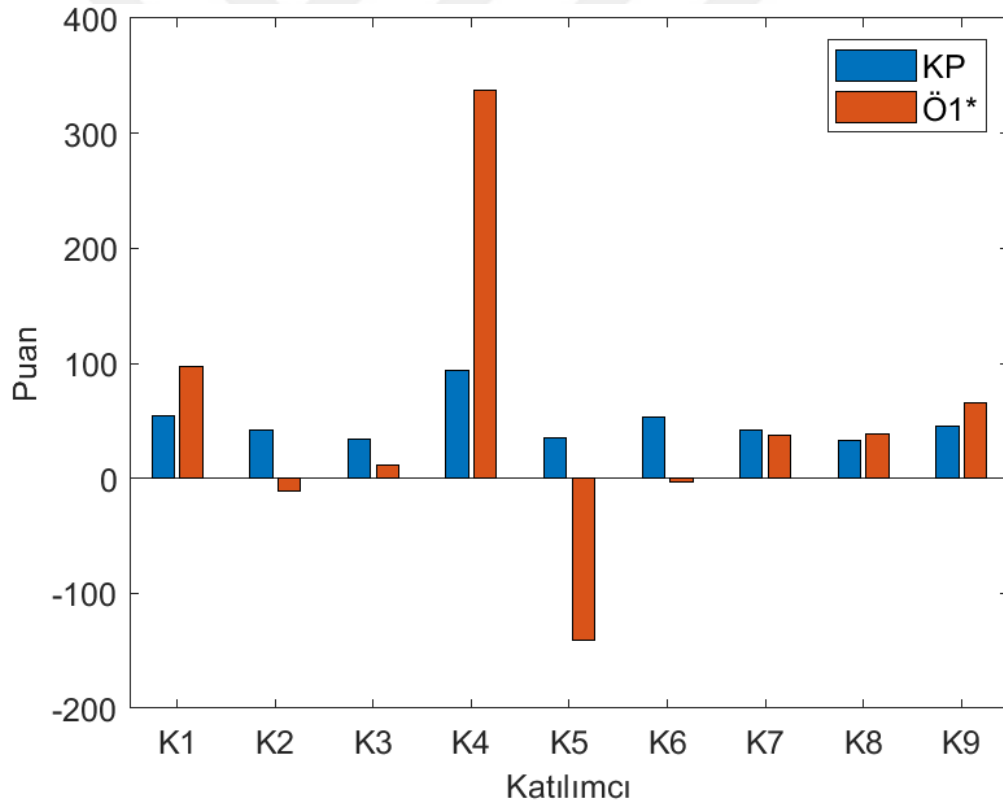
Katılımcıların beyanı dikkate alınarak oluşturulan DP ve deney esnasındaki performanslarının klavye girdiler aracılığıyla hesaplandığı KP karşılaştırıldığında  $\rho=0.80$  korelasyon değerine sahip olacak şekilde güçlü bir ilişkiye sahip oldukları görülmektedir. K1, K2, K3, K5 ve K7 için en fazla 2 puanlık sapmalar görülmüştür. K4 için KP değeri 93.93 iken DP puanı 80 olarak hesaplanmıştır. K6 ve K9 için de benzer şekilde KP değerleri daha yüksek çıkmıştır. K8 için ise KP değeri 33.40 iken DP değeri 48 olmuştur. Katılımcıların beyanlarına göre hesaplanan DP mutlak doğru olarak kabul edilemeyeceğinden belirtilen sapmalar incelenmemiştir. DP ve KP arasında karşılaştırıldığında  $\rho=0.80$  korelasyon değeri bulunduğundan deney paradigmasının katılımcıların deneyim seviyesini yansıtabilecek şekilde tasarlandığı görülmektedir. KP ve DP değerleri dokuz katılımcı için Şekil 30'da gösterilmiştir.



Şekil 30. KP ve DP karşılaştırması

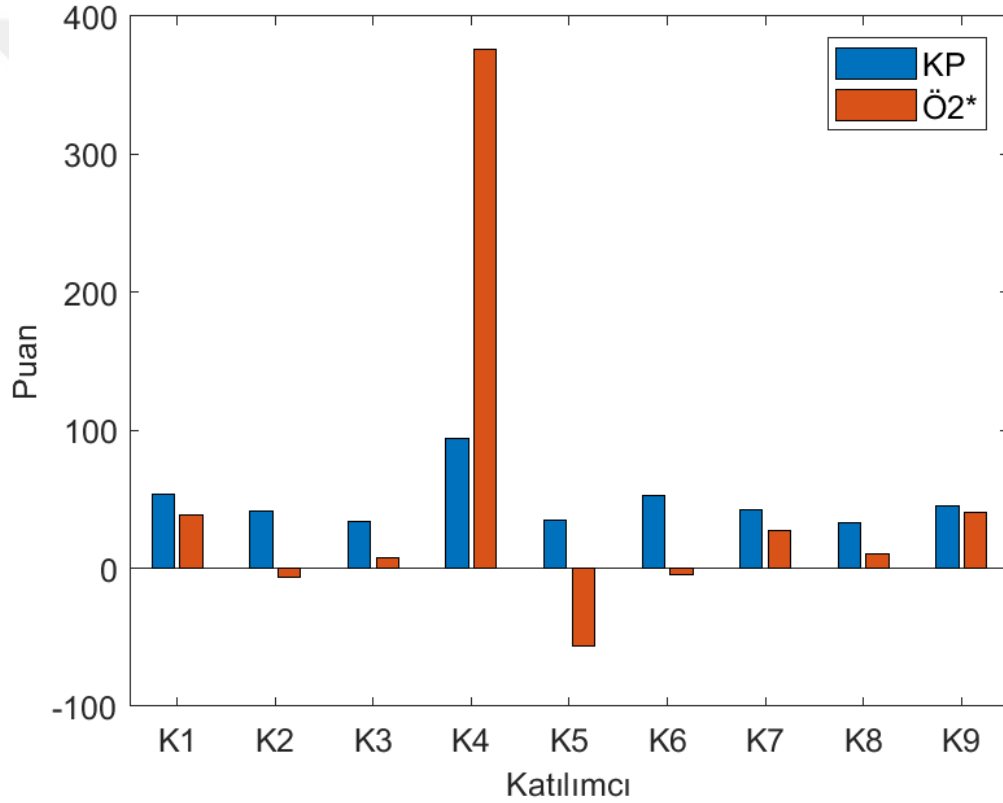
### 3.4.2. Klavye Puanı ve Çıkarılan Öznitelikler Arasındaki İlişki

KP ile Ö1 karşılaştırıldığında bazı ilişkili değerler görülmüştür. Ancak Ö1'in fark alma prensibi K2, K5 ve K6 için negatif değerlerin çıkmasına neden olmuştur. 0 ile 100 arasında değişen KP ile karşılaştırdığında Ö1 değeri istenilen değerlendirme parametresini oluşturmamaktadır. Buna rağmen KP ile Ö1 arasında  $\rho=0.88$  korelasyon bulunmaktadır. Bu korelasyon ilişkisine rağmen bağıl hata  $\delta = 12.17$  bulunmuştur. Yüksek korelasyon Ö1 ile KP arasında güçlü bir ilişki olduğu gösterse de yine yüksek olan bağıl hata değeri Ö1'in nihai puan kriteri olarak seçilemeyeceğini göstermektedir. KP ve Ö1 ortalama değerlerinin aynı olması için Ö1  $r = 0.08$  katsayısıyla çarpılarak kullanılmıştır. KP ve Ö1 değerleri Şekil 31'de gösterilmiştir.



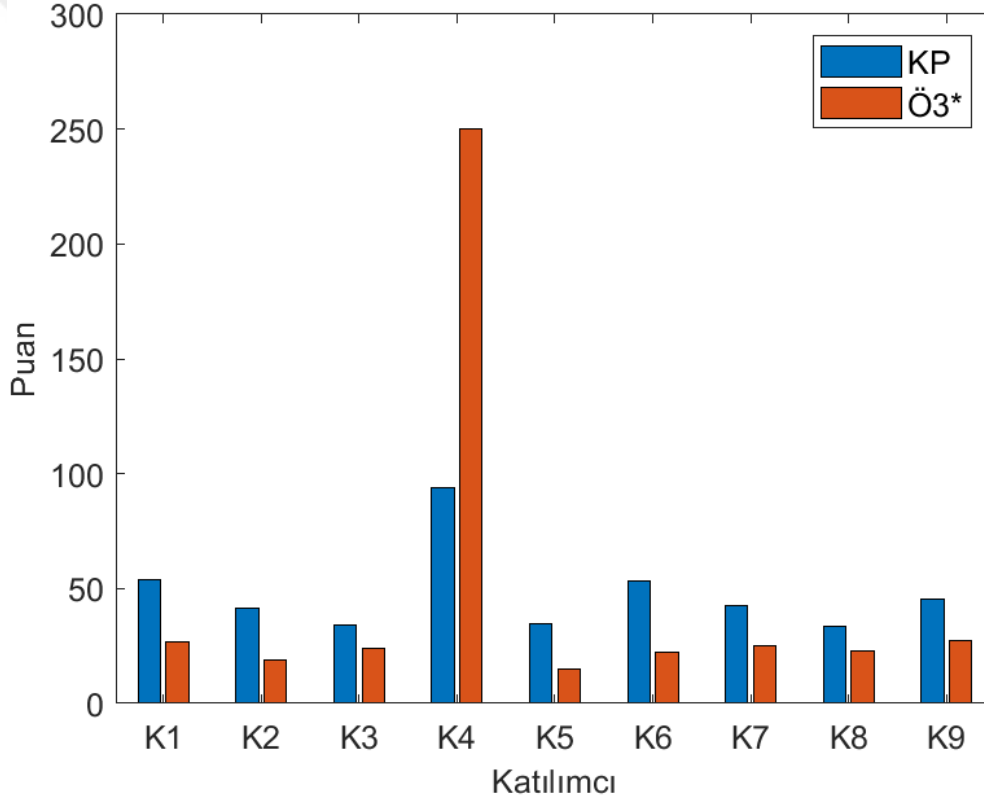
Şekil 31. KP ve Ö1 karşılaştırması

Ö2 hesaplanırken kullanılan oranlama ile Ö1'in kişiden kişiye değişebilecek yapısını onarmak hedeflenmiştir. Katılımcıların DN genlikleri bu oranda kullanılarak farklı katılımcılar için ortak bir değerlendirme kriteri üretilmek hedeflenmiştir. Ö1'de bulunan negatif değerler, Ö2'de de bulunmasında rağmen korelasyon değeri  $\rho=0.93$ 'e yükselmiştir. Şekil 32'de gösterildiği üzere KP ve DP arasında K7, K8 ve K9 için tutarlı bir ilişki görülmektedir. Şekilde  $KP_{K9}>KP_{K7}>KP_{K8}$  ve  $DP_{K9}>DP_{K7}>DP_K$  şeklinde değer büyüklükleri görülmektedir. Bağlı hata değeri de Ö1'e göre bir miktar düşmüş ve  $\delta = 10.08$  olmuştur. KP ve Ö2 ortalama değerlerinin aynı olması için Ö2  $r = 1.86$  katsayısıyla çarpılarak gösterilmiştir.



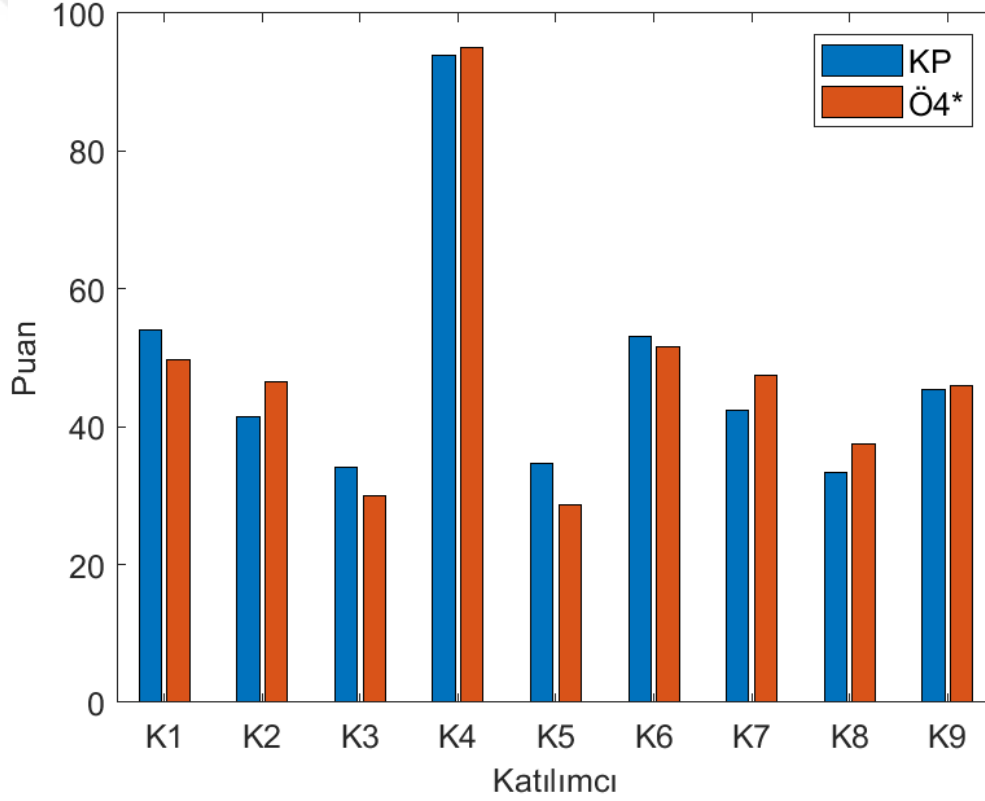
Şekil 32. KP ve Ö2 karşılaştırması

KP ve Ö3 arasındaki ilişki incelendiğinde korelasyon değeri  $\rho=0.92$  olarak bulunmuştur. Ö3 değeri HN ve DN oranı prensibiyle hesaplandığı için negatif değerler içermemektedir. K4'ün sahip olduğu KP değeri 93.93 iken Ö3 değeri 334.48 olmuştur, diğer katılımcıların değerleri ise daha yakın olmuştur. Deneyde en başarılı olan katılımcının diğer katılımcılardan bu seviyede yüksek puan alması Ö3 değerinin yüksek başarılı kişileri kıyaslamak için daha uygun bir değer olduğunu göstermektedir. Bağlı hata değeri  $\delta = 5.28$  olmuştur. Yüksek korelasyon ve görece düşük bağlı hata değeriyle Ö3'ün Ö1 ve Ö2'den daha uygun bir değerlendirme kriteri olduğu sonucuna varılmıştır. KP ve Ö3 ortalama değerlerinin aynı olması için Ö3  $r = 21.80$  katsayısıyla çarpılarak gösterilmiştir. KP ve Ö3 arasındaki ilişki Şekil 33'de gösterilmiştir.



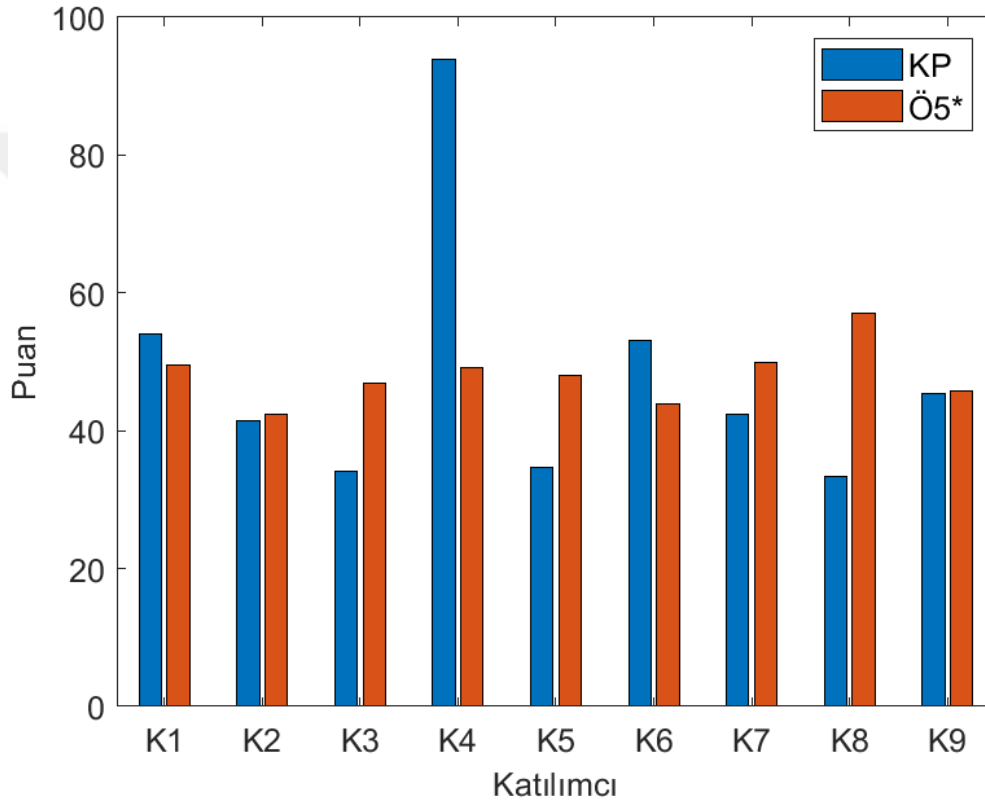
Şekil 33. KP ve Ö3 karşılaştırması

Ö4 diğer özniteliklerin sahip olduğu eksikleri gidererek KP ile en ilişkili sonuçları vermiştir. HN ve DN’de bulunan maksimum noktaların oranından hesaplanan bu öznitelik ile KP değeri arasında  $\rho=0.98$  değerinde çok güçlü bir ilişki bulunmuştur. KP değerleri katılımcılar için sırasıyla 54.04, 41.51, 34.08, 93.93, 34.63, 53.16, 42.41, 33.40 ve 45.39 iken Ö4 değerleri 52.31, 48.88, 31.59, 99.88, 30.04, 54.32, 49.97, 39.35 ve 48.35 olmuştur. KP ve Ö4 arasındaki ilişki Şekil 41’de gösterilmiştir. Diğer öznitelikler arasında en yüksek korelasyona sahip olan bu öznitelik değeri ayrıca  $\delta = 0.79$  olacak şekilde düşük bir bağıl hata değerine sahip olmuştur. KP ve Ö3 ortalama değerlerinin aynı olması için Ö4  $r = 38.05$  katsayısıyla çarpılarak gösterilmiştir. KP ve Ö4 değerleri arasındaki ilişki Şekil 34’te gösterilmiştir.



Şekil 34. KP ve Ö4 karşılaştırması

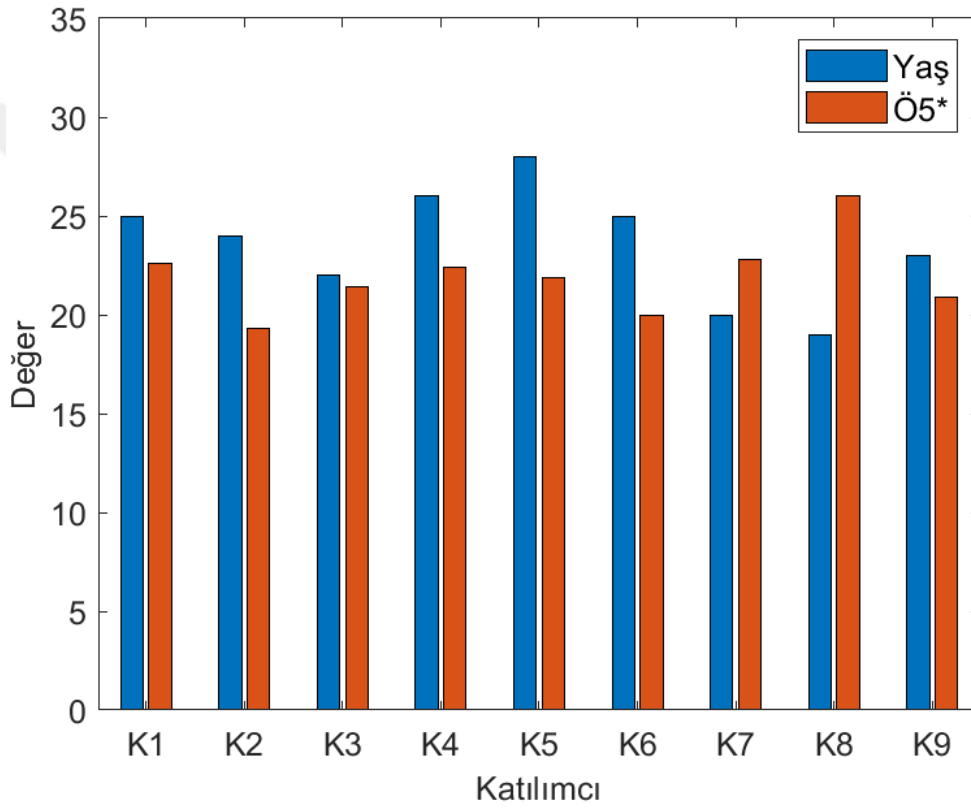
KP ile Ö5 arasındaki ilişki incelendiğinde ise  $\rho=-0.07$  korelasyon değeri elde edilmiştir. Korelasyon değeri ve Şekil 35’te verilen bar grafiği dikkate alındığında bu iki değişken arasında bir ilişki bulunmadığı görülmektedir. KP ile ortalamasını eşitlemek amacıyla Ö5 değerleri  $r = 0.22$  katsayısıyla çarpılarak gösterilmiştir. İki değişken arasında  $\delta = 2.41$  bağıl hata değeri hesaplanmıştır. Bulunan zayıf ilişki, katılımcıların deney başarısının yükselmesinin müzik notalarına daha hızlı tepki vermelerini sağlamadığını göstermiştir.



Şekil 35. KP ve Ö5 karşılaştırması

### 3.4.3. Yaş ile P300 Gecikmesi Arasındaki İlişki

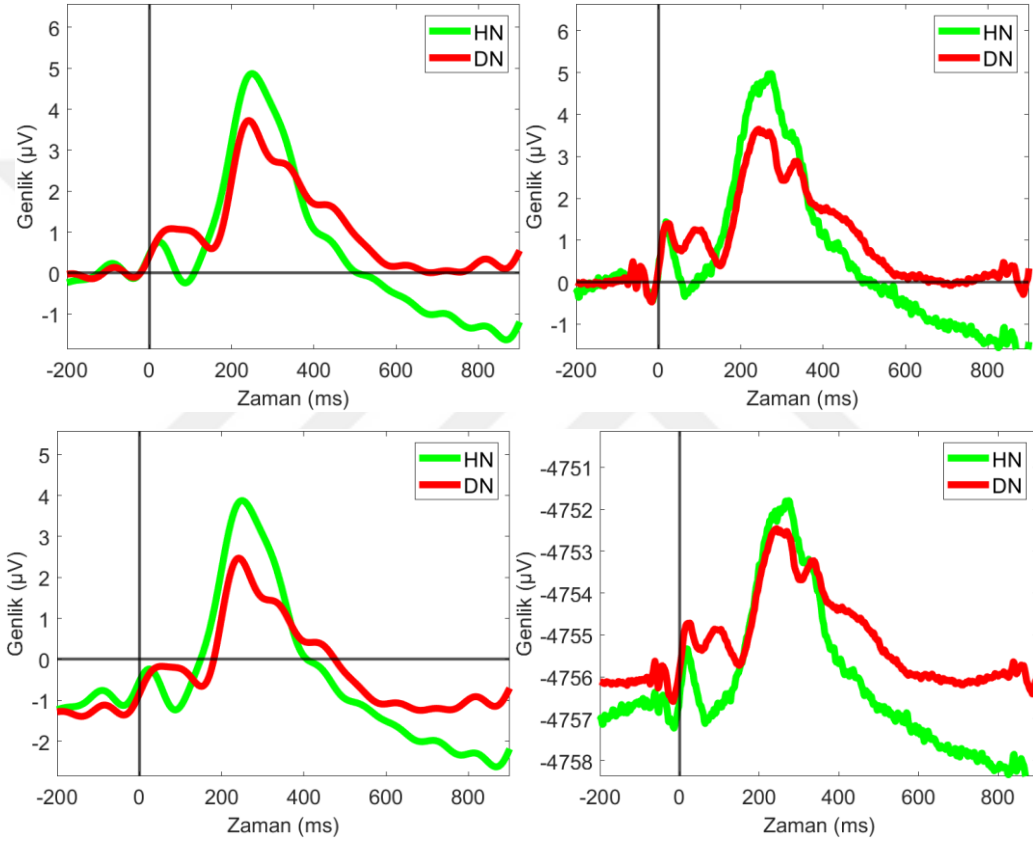
Literatürde bulunan yaş ile P300 gecikmesi ilişkisinin incelenmesi adına Ö5 ile katılımcıların yaşları Şekil 36'da gösterilmiştir. Bu iki değişken arasındaki korelasyon  $\rho = -0.50$  olarak bulunmuştur. Bu güçlü olmayan bir korelasyon değeridir ancak KP ile Ö5 arasındaki ilişkiden daha kuvvetlidir. Yaş ortalaması ile Ö5 değerlerinin ortalamasını eşitlemek amacıyla Ö5 değerleri  $r = 0.11$  katsayısıyla çarpılmış ve bu durumda bağıl hata değeri  $\delta = 1.30$  olarak bulunmuştur.



Şekil 36. Yaş ve Ö5 karşılaştırması

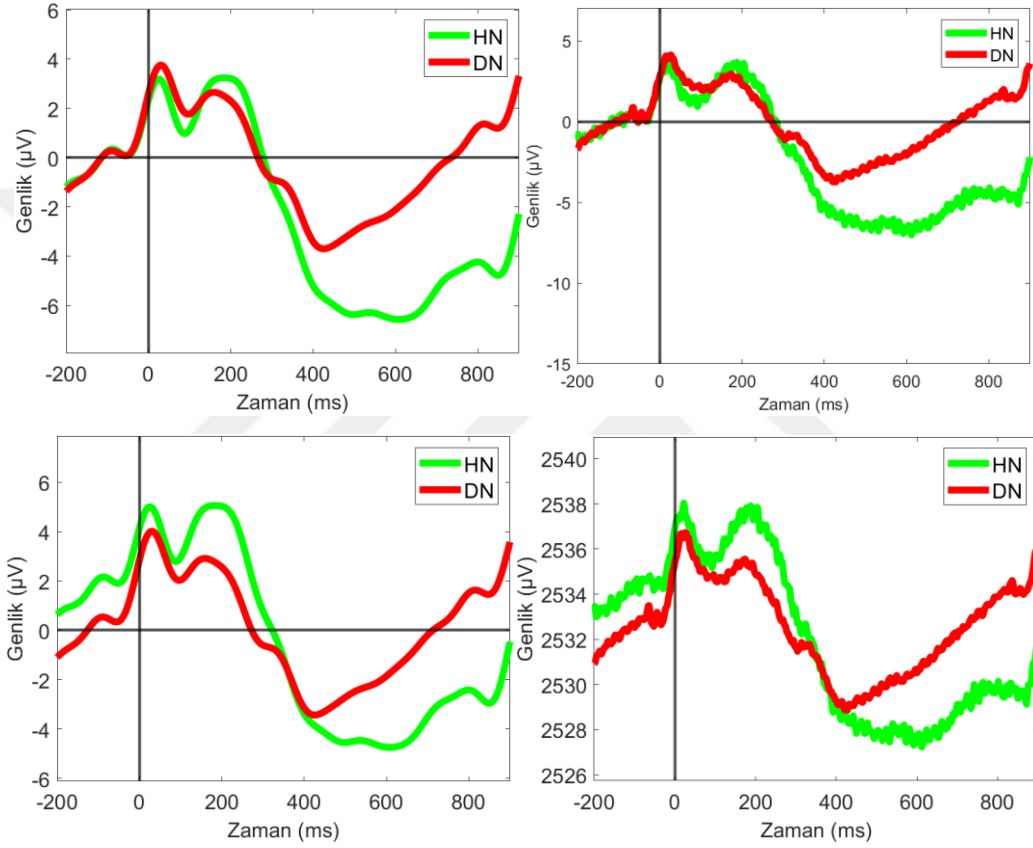
### 3.5. Ön İşleme Yapılmadan Elde Edilen Sonuçlar

K1 için farklı ön işleme adımları ardından elde edilen HN ve DN sinyalleri Şekil 37'de gösterilmiştir. Bu şekilden görülmektedir ki referans hattı çıkarılması ve filtreleme işleminin ikisi birden uygulanmadığı takdirde HN ve DN sinyalleri arasındaki genlik farkı düşük gözükmemektedir. Ek olarak sinyaller genlik ekseninin negatif tarafında yüksek değerler aldığı için oran ile ilgili öznelikleri olumsuz yönde etkilemiştir.



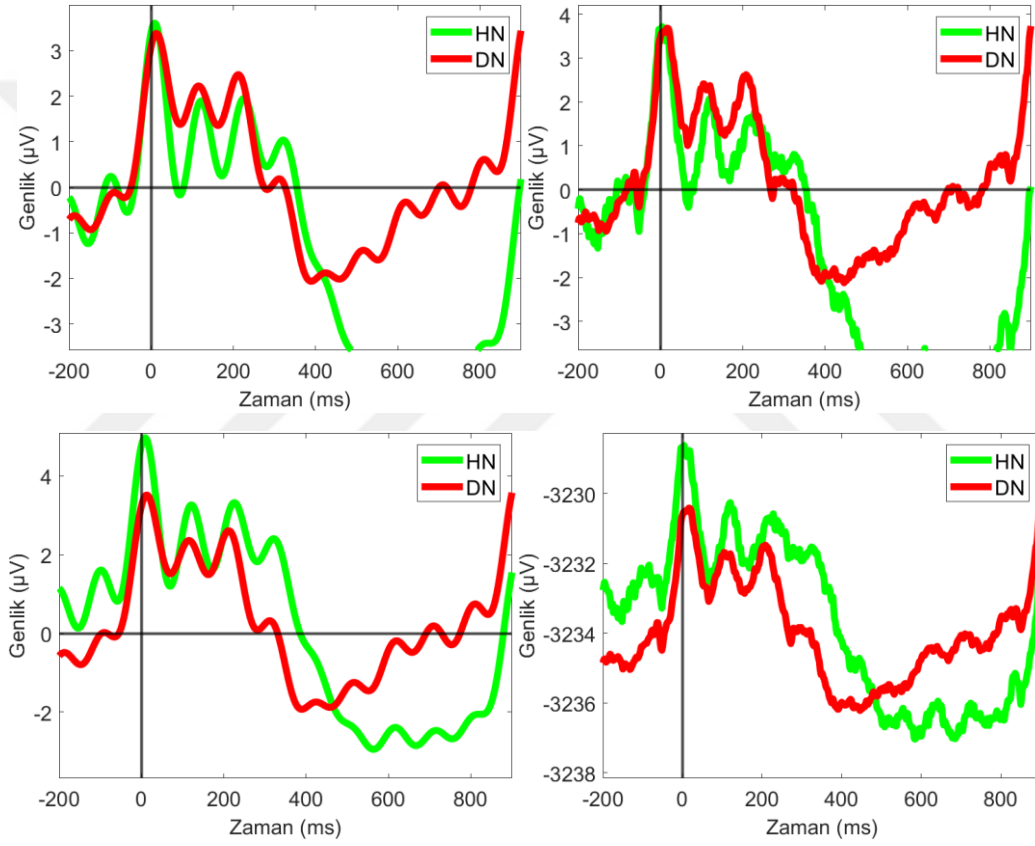
Şekil 37. K1 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrelenmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller

K2 için elde edilen ön işleme yapılmamış sinyaller katılımcının başarısını daha yüksek olarak göstermektedir. Şekil 38’de referans hattı çıkarma işlemi uygulanmamış sol altta ve sağ altta bulunan sinyaller arasında bulunan 2  $\mu\text{V}$  seviyesindeki fark ön işleme uygulanması ardından 1  $\mu\text{V}$  seviyesine düşmektedir. Ön işleme yapılmış işaretler -7 ile 4  $\mu\text{V}$  arasında değer alırken hiçbir ön işleme adımı uygulanmadığında bu değer aralığı 2 mV seviyesinde görülmektedir.



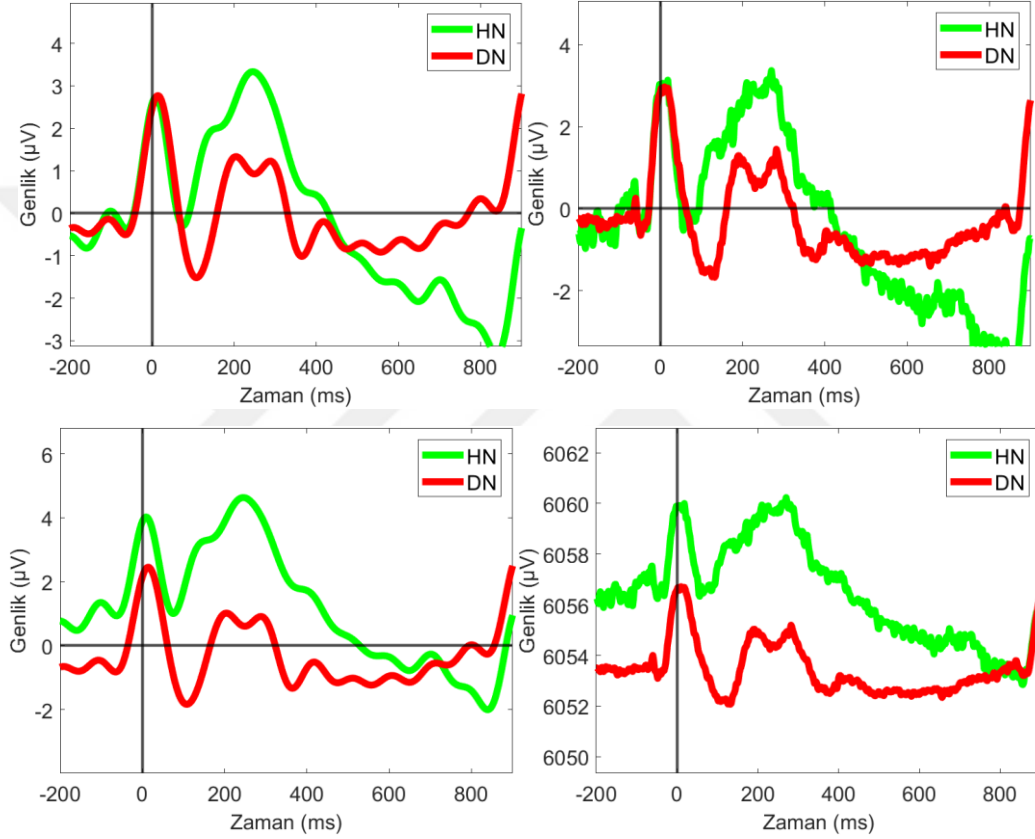
Şekil 38. K2 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrelenmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller

K2'de olduğu gibi, K3 için de ön işleme adımlarının uygulanmaması katılımcının daha başarılı gözükmesine sebep olmaktadır. Katılımcının deney başarısı düşük olduğu için 100-400 ms aralığında DN sinyalinin genliği HN sinyalinden yüksektir. Ancak referans hattı çıkarma işlemi yapılmayan sinyallerde bunun tersi gözükmemektedir. Şekil 46'da sol ve sağ alt grafiklerde gözüktüğü üzere HN DN'den 1  $\mu\text{V}$  seviyesinde yüksekken, ön işleme adımlarının uygulandığı sol üst grafikte DN HN'den 0.5  $\mu\text{V}$  seviyesinde yüksektir. K3 için farklı ön işleme adımlarıyla elde edilen sinyaller Şekil 39'da gösterilmiştir.



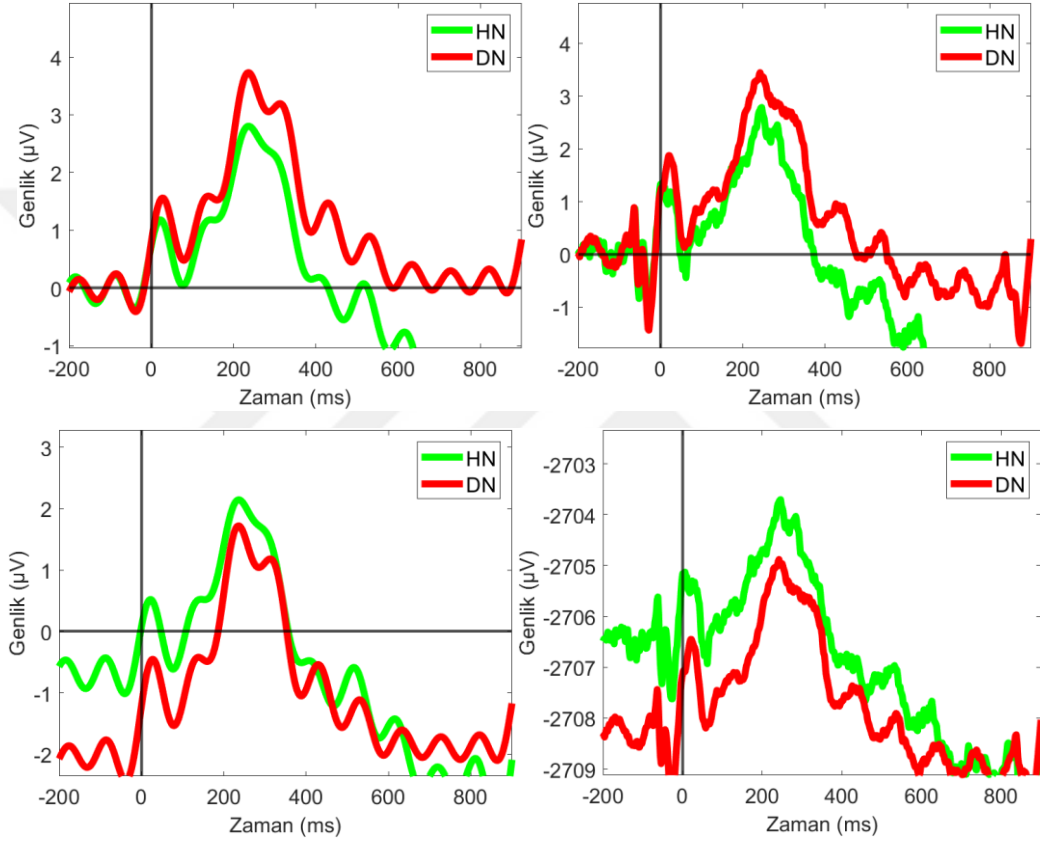
Şekil 39. K3 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrelenmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller

K4 için HN ve DN sinyallerinin tepe değerleri arasındaki fark  $3.41 \mu\text{V}$  iken referans hattı çıkarma işlemi yapılmayan durumda bu fark  $4.90 \mu\text{V}$  seviyesine yükselmiştir. Filtreleme işlemi yapılmamış HN sinyalinde bulunan gürültü Şekil 47’de sağ üst grafikte gösterilmiştir. Hiçbir ön işleme adımının uygulanmadığı durumda ise K4 genlik ekseninin pozitif tarafında değerler almaktadır. K4 için farklı ön işleme adımlarıyla elde edilen sinyaller Şekil 40’da gösterilmiştir.



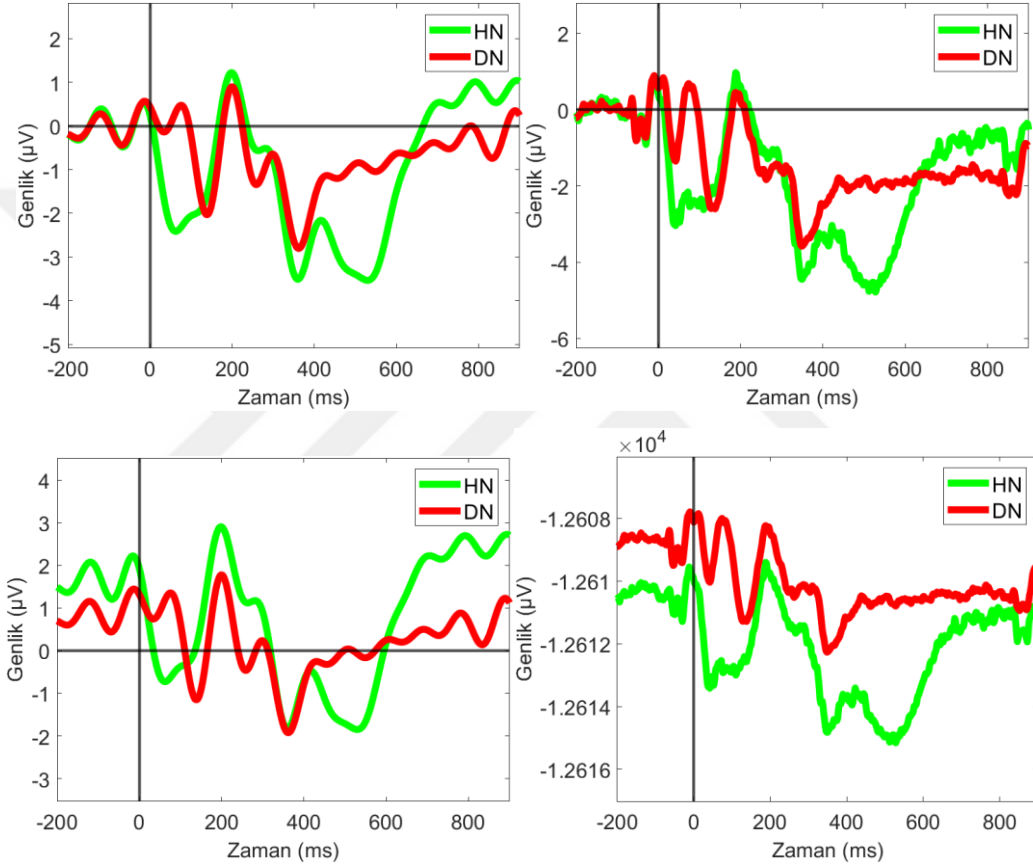
Şekil 40. K4 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrelenmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller

K5 için DN'nin baskın olduğu durum referans hattı çıkarma işlemi yapılmadığı takdirde tersine dönmektedir ve HN'nin  $0.39 \mu\text{V}$  daha yüksek P300 genliğine sahip olduğu Şekil 41'de sol alttaki grafikte görülmektedir. Ön işleme, düşük olan DN genliğini yükselterek katılımcıdan elde edilen KP değeri düşürmüştür. K5'in enstrüman pratiği az olduğu için DP puanı düşük hesaplanmıştır ve ön işleme adımları KP'nin DP'ye yaklaşmasını sağlamıştır.



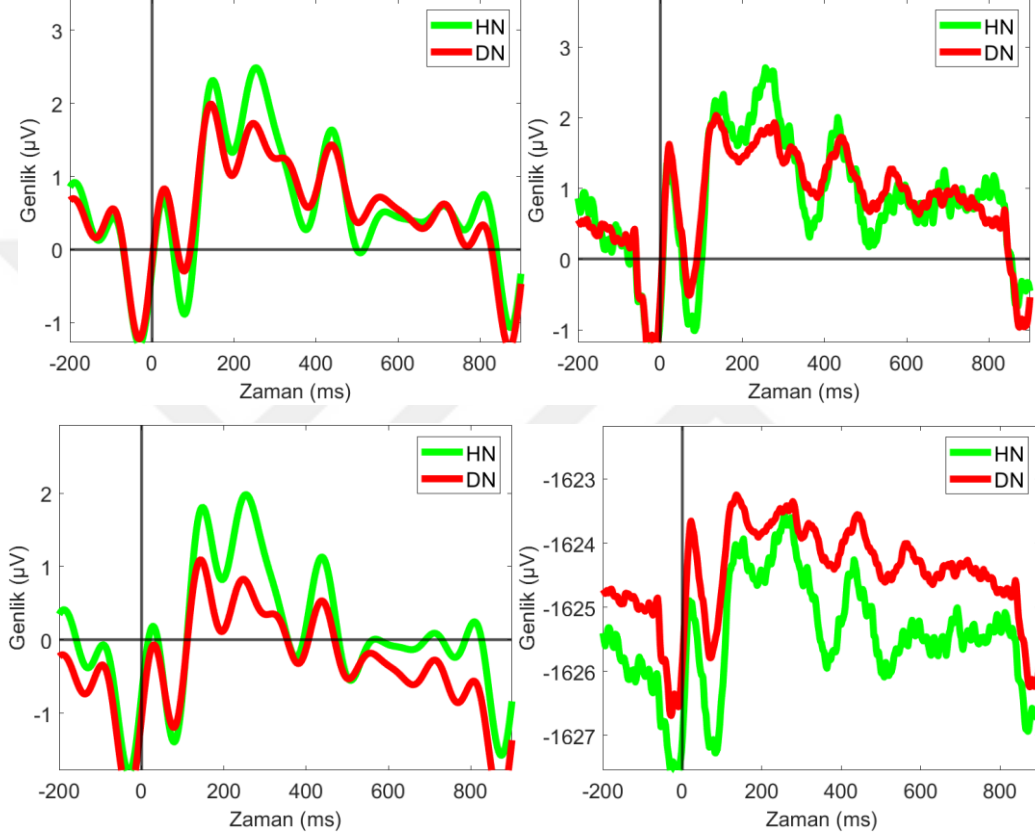
Şekil 41. K5 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrelenmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller

K6'nın ön işleme yapılmış verisinde HN ve DN tepe değerleri arasında  $0.32 \mu\text{V}$  fark görülmektedir. Bu fark sadece filtreleme işlemi yapıldığında  $1.21 \mu\text{V}$ 'a çıkmaktadır. Hiçbir ön işleme adımı uygulanmadığında ise HN genliğinin daha yüksek olduğu bu fark tersine dönmektedir. K6 için farklı ön işleme adımlarıyla elde edilen sinyaller Şekil 42'de gösterilmiştir. Ön işleme yapılmış işaretler  $-4$  ile  $1 \mu\text{V}$  arasında değer alırken hiçbir ön işleme adımı uygulanmadığında bu değer aralığı  $-10 \text{ mV}$  seviyesinde görülmektedir.



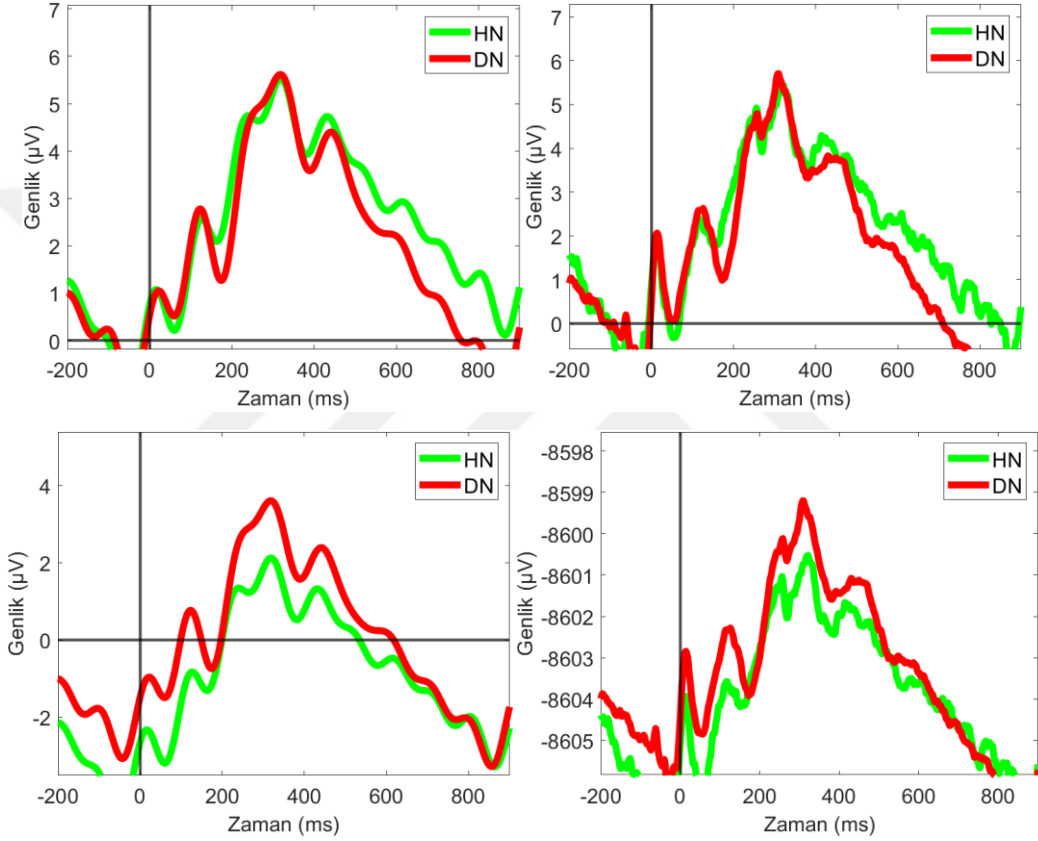
Şekil 42. K6 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrelenmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller

K7'den kaydedilen veri ön işleme adımları sonrasında DN'den düşük genliğe sahip olan HN sinyalinin yükselerek DN'nin  $0.79 \mu\text{V}$  yukarısında tepe değerine ulaşmıştır. K7 için farklı ön işleme adımlarıyla elde edilen sinyaller Şekil 43'te gösterilmiştir. Ön işleme yapılmış işaretler  $-2$  ile  $3 \mu\text{V}$  arasında değer alırken hiçbir ön işleme adımı uygulanmadığında bu değer aralığı  $1 \text{ mV}$  seviyesinde görülmektedir.



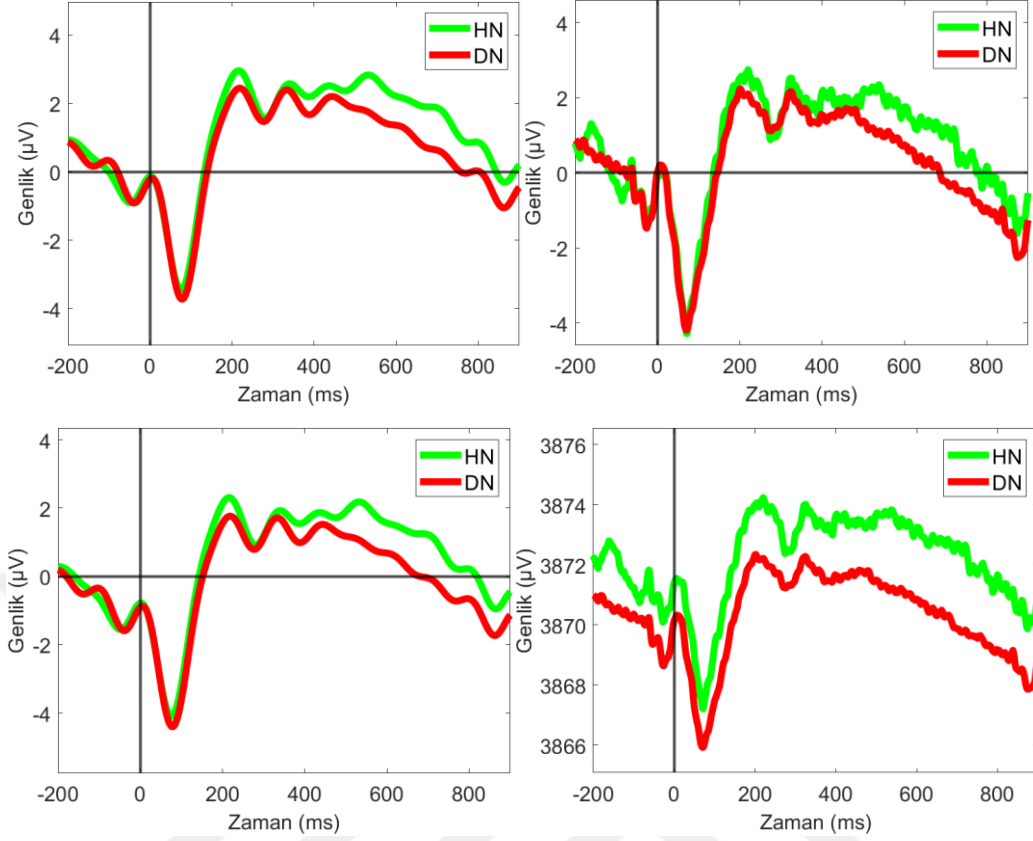
Şekil 43. K7 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrelenmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller

K8'den kaydedilen veride filtreleme işleminden daha çok referans hattı çıkarma işleminin önemi görülmektedir. Referans hattı çıkarma işlemi yapılmış sinyaller arasında filtrelenmiş ve filtrelenmemiş sinyallerin ikisinde de  $5.5 \mu\text{V}$  seviyesinde HN ve DN tepesi görülmektedir. Ancak bu durum referans hattı çıkarılmayan değişmektedir. Bu işlemin yapılmadığı durumda DN HN'den  $0.83 \mu\text{V}$  daha yüksek tepe değerine ulaşmaktadır. K8 için farklı ön işleme adımlarıyla elde edilen sinyaller Şekil 44'te gösterilmiştir.



Şekil 44. K8 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrelenmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış sinyaller

K9'dan kaydedilen HN ve DN sinyalleri incelendiğinde referans hattı çıkarma ve filtreleme işlemleri ayrı ayrı katılımcının KP değerini olumsuz yönde etkilemektedir ancak katılımcının düşük DP değerine sahip olduğu bilinmektedir. Bu yüzden bu işlemleri KP değerinin DP değerine daha yakın olmasını sağladığı görülmektedir. K9 için farklı ön işleme adımlarıyla elde edilen sinyaller Şekil 45'te gösterilmiştir.



Şekil 45. K9 için: sol üstte ön işleme uygulanmış, sağ üstte sadece referans hattı çıkarılmış, sol altta sadece filtrelenmiş, sağ altta ön işleme uygulanmamış

Elde edilen sonuçlar incelendiğinde uygulanan ön işleme adımlarının gerekliliği anlaşılmıştır. Tablo 7’te ön işleme gerçekleştirilmiş, sadece referans hattı çıkarılmış, sadece filtreleme uygulanmış ve son olarak hiçbir ön işleme adımı gerçekleştirilmemiş sinyallere önerilen yöntem uygulanmış ve çıkarılan öznelikler ile KP arasındaki korelasyon değerleri gösterilmiştir. Tablo incelendiğinde görülmektedir ki Ö3 oranlama işlemi içerdiğinde korelasyon değeri filtreleme ve referans hattı çıkarılmadığı durumda negatif değer almaktadır. Ön işleme adımlarından en az etkilenen öznelik değerinin ise Ö2 olduğu görülmektedir. Ö5, en düşük korelasyona sahiptir ve referans hattı çıkarma işlemi yapılmadığında bu değer yükselmektedir ancak yine de oldukça düşük bir ilişki kuvvetini göstermektedir. Ö4 ise ön işleme adımları uygulandığı durumda en yüksek korelasyonu veren değer olmuştur. Ön işleme ile  $\rho=0.98$  değerine sahip olan Ö4, filtreleme yapılmadığında  $\rho=0.86$ , referans hattı çıkarılmadığında  $\rho=0.94$ , hiçbir ön işleme adımı uygulanmadığında ise  $\rho=0.52$  korelasyon değerlerini elde etmiştir.

Tablo 7. Farklı ön işleme durumlarına göre çıkarılan öznelikler ile KP arasındaki korelasyon değerleri

	<b>Ön İşleme Uygulanmış</b>	<b>Filtreleme Yapılmamış</b>	<b>Referans Hattı Çıkartılmamış</b>	<b>Ön İşleme Uygulanmamış</b>
<b>Ö1</b>	0.88	0.89	0.78	0.60
<b>Ö2</b>	0.93	0.92	0.91	0.62
<b>Ö3</b>	0.92	-0.91	-0.93	0.62
<b>Ö4</b>	0.98	0.86	0.94	0.52
<b>Ö5</b>	-0.07	0.22	-0.07	0.22

#### 4. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında kişilerin müzik duyarlılığı bir OİP olan P300 sinyali kullanılarak otomatik olarak tespit edilmiştir. Veri toplamak amacıyla bir deney paradigması oluşturulmuştur. Oluşturulan deneyde katılımcıların EEG verisi ve mutlak doğru hesabı için kullanılan klavye girdileri kaydedilmiştir. Yöntem ön işleme, EEG kanal seçimi, öznelik çıkarma adımlarından oluşmaktadır. Farklı ön işleme adımları uygulanarak sonuçlar elde edilmiştir.

En yüksek performansa sahip sonucun sinyallerin önce 0.1 ile 10 Hz arasında filtrelenmesiyle ve ardından 400 ms'lik ortalama kullanılarak referans hattı çıkarma işlemi yapıldığında elde edildiği görülmüştür. Kullanılacak EEG kanallarının seçimi için önce elektrotların kafa üzerindeki konumlarına göre gruplama yapılmıştır. Elektrotlar birbirlerine dik iki doğrusal çizgi ile dört alt gruba ayrılmış ve bu alt gruplardan elde edilen ortalama sinyaller ile analiz yapılmıştır. En yüksek P300 genliğinin temporal lobda bulunan elektrotlarda olduğu görüldüğü için sağ ve sol temporal lobu içeren iki alt grup seçilerek kullanılan EEG kanalları belirlenmiştir. Elde edilen ortalaması alınmış sinyaller kullanılarak farklı öz nitelikler çıkarılmıştır. Çıkarılan öz nitelikler katılımcıların deneyde yaptıkları girdilerinden elde edilen mutlak doğru ile karşılaştırılmıştır.

Yapılan analizler sonucunda filtreleme ve referans hattı çıkarma işlemlerinin birlikte kullanılmasının performansı yükselttiği görülmüştür. Katılımcının deney başarısıyla en ilişkili EEG kanallarının temporal bölgedekiler olduğu görülmüştür. Katılımcıların yaşları ile P300 gecikmeleri arasında bir ilişki olduğu görülmüştür. Üretilen öz nitelikler arasından en yüksek performansa sahip olan HD ve DN sinyallerinin 100. ve 400. ms'leri arasında kalan parçalarının maksimum değerlerinden elde edilmiştir. Bu öz nitelik HD sinyalinden elde edilen maksimum değer DN sinyalinden elde edilene oranlanması ile hesaplanmıştır.

Önerilen yöntem dokuz katılımcının katıldığı deneylerle uygulanmış ve önerilen nitelik ile mutlak doğru ile arasında  $\rho=0.98$  korelasyon göstermiştir.

## 5. KAYNAKLAR

- Ahuja, S., Gupta, R. K., Damodharan, D., Philip, M., Venkatasubramanian, G., Keshavan, M. S., & Hegde, S. (2020). Effect of music listening on P300 event-related potential in patients with schizophrenia: A pilot study. *SCHIZOPHRENIA RESEARCH*, 85-96.
- Akhter, R., Lawal, K., Rahman, M., & Ahmed, S. (2020). Classification of Common and Uncommon Tones by P300 Feature Extraction and Identification of Accurate P300 Wave by Machine Learning Algorithms. *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, 646-652.
- Aydin, F., Korkmaz, O. E., & Aydemir, Ö. (2023). Detection of P300 Signals Obtained By Using Auditory Paradigm Consisting Musical Notes. *Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, (s. 1-4). İstanbul.
- Berger, H. (1929). Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. *Archiv Für Psychiatrie Und Nervenkrankheiten*, 527–570.
- Besson, M., & Faïta, F. (1995). An Event-Related Potential (ERP) Study of Musical Expectancy: Comparison of Musicians With Nonmusicians. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1278–1296.
- Bougrain, L., Saavedra, C., & Ranta, R. (2012). Finally, what is the best filter for P300 detection? *TOBI Workshop III- Tools for Brain-Computer Interaction*.
- Collins, E. J. (2018). Stone-Age, Symbolic Arts and Rituals in the African Middle. *UTAFITI*, 1-22.
- Criel, Y., Boon, C., Depuydt, E., Stalpaert, J., Huysman, E., Miatton, M., . . . De Letter, M. (2023). Aging and sex effects on phoneme perception: An exploratory mismatch negativity and P300 investigation. *INTERNATIONAL JOURNAL OF PSYCHOPHYSIOLOGY*, 69-83.
- Crummer, G. C., Walton, J. P., Wayman, J. W., Hantz, E. C., & Frisina, R. D. (1994). Neural processing of musical timbre by musicians, nonmusicians, and musicians possessing absolute pitch. *J Acoust Soc Am*, 2720-7.
- Friedman, H., Soloveichick, M., Barak, S., & Yosef, O. B. (2018). Neuroplasticity in Young Age: Computer-Based Early Neurodevelopment Classifier. *Neuroplasticity - Insights of Neural Reorganization*. içinde
- Hirose, H., Kubota, M., Kimura, I., Ohsawa, M., Yumoto, M., & Sakakihara, Y. (2002). People with absolute pitch process tones with producing P300. *Neuroscience Letters*, 247-250.

- Hsu, Y.-F., Tu, C.-A., Chen, Y., & Liu, H.-M. (2023). The mismatch negativity to abstract relationship of tone pairs is independent of attention. *SCIENTIFIC REPORTS*, 9839.
- Iușcă, D. G. (2014). THE DEVELOPMENT OF ABSOLUTE PITCH: THE EARLY TRAINING THEORY. *Review of Artistic Education*, 259-264.
- Klein, M., Coles, M. G., & Donchin, E. (1984). People with Absolute Pitch Process Tones Without Producing a P300. *Science*, 1306-1309.
- Koyama, S., Nageishi, Y., & Shimokochi, M. (1992). Effects of semantic context and event-related potentials: N400 correlates with inhibition effect. *Brain and Language*, 668-681.
- Leipold, S., Greber, M., Sele, S., & Jäncke, L. (2019). Neural patterns reveal single-trial information on absolute pitch and relative pitch perception. *Neuroimage*, 132-141.
- Makeig, S. (1993). Auditory event-related dynamics of the EEG spectrum and effects of exposure to tones. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.*, 283-93.
- Milnik, V., Buchner, H., & Blankenstein, J. (2020). Das 10–20-Elektrodensystem – praktisch. *Klinische Neurophysiologie*, 242-244.
- Preti, M. G., & Ville, D. V. (2019). Decoupling of brain function from structure reveals regional behavioral specialization in humans. *Nature Communications*, 4747.
- Renninger, L. B., Granot, R. I., & Donchin, E. (2003). Absolute Pitch and the P300 Component of the Event-Related Potential: An Exploration of Variables That May Account for Individual Differences. *Music Perception*, 357–382.
- Reybrouck, M., Podlipniak, P., & Welch, D. (2019). Music and Noise: Same or Different? What Our Body Tells Us. *Frontiers in Psychology*, 1153.
- Rogenmoser, L., Elmer, S., & Jäncke, L. (2015). Absolute pitch: evidence for early cognitive facilitation during passive listening as revealed by reduced P3a amplitudes. *J Cogn Neurosci*, 623-37.
- Rong, Y., Weng, Y., & Peng, G. (2023). Processing of acoustic and phonological information of lexical tones at pre-attentive and attentive stages. *LANGUAGE COGNITION AND NEUROSCIENCE*.
- Sharma, V. V., Thaut, M., Russo, F., & Alain, C. (2019). Absolute Pitch and Musical Expertise Modulate Neuro-Electric and Behavioral Responses in an Auditory Stroop Paradigm. *Frontiers in Neuroscience*.
- Smith, N. A., & Schmuckler, M. A. (2008). Dial A440 for absolute pitch: absolute pitch memory by non-absolute pitch possessors. *The Journal of the Acoustical Society of America*, EL77-EL84.

- Stankovic, I., V. Ilic, N., V. Ilic, T., Jelacic, L., Sovilj, M., Martic, V., Punisic S., Stokic, M. (2023). Sensorimotor rhythm neurofeedback training and auditory perception. *VOJNOSANITETSKI PREGLED*, 228-234.
- Theusch, E., & Gitschier, J. (2011). Absolute Pitch Twin Study and Segregation Analysis. *Twin Research and Human Genetics*, 173 - 178.
- Tsekoura, K., & Foka, A. F. (2020). Classification of EEG signals produced by musical notes as stimuli. *Expert Systems with Applications*, 113507.
- Van Ryn Junior, F., Luders, D., Casali, R. L., & Ramos do Amaral, M. I. (2022). Temporal auditory processing in people exposed to musical instrument practice. *CODAS*, e20210256.
- Voola, M., Nguyen, A. T., Marinovic, W., Rajan, G., & Tavora-Vieira, D. (2022). Odd-even oddball task: Evaluating event-related potentials during word discrimination compared to speech-token and tone discrimination. *FRONTIERS IN NEUROSCIENCE*, 983498.
- Wenhardt, T., Bethlehem, R. A., Baron-Cohen, S., & Altenmüller, E. (2019). Autistic traits, resting-state connectivity, and absolute pitch in professional musicians: shared and distinct neural features. *Mol Autism*, 20.
- Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G., & Vaughan, T. M. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 767-791.
- Zendel, B. R., Demirkaplan, O., Mignault-Goulet, G., & Peretz, I. (2022). The relationship between acoustic and musical pitch processing in adolescents. *INTERNATIONAL JOURNAL OF DEVELOPMENTAL NEUROSCIENCE*, 314-330.
- Zhang, J. (2019). Cognitive Functions of the Brain: Perception, Attention and Memory.
- Zhang, N., Sun, L., Wu, Q., & Yang, Y. (2022). Tension experience induced by tonal and melodic shift at music phrase boundaries. *SCIENTIFIC REPORTS*, 8304.
- Zioga, I., Harrison, P. M., Pearce, M. T., Bhattacharya, J., & Luft, C. D. (2020). From learning to creativity: Identifying the behavioural and neural correlates of learning to predict human judgements of musical creativity. *NEUROIMAGE*, 116311.

## 6. EKLER

### Ek 1. Etik onay belgesi



HİZMETE ÖZEL

T.C.  
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ  
Hukuk Müşavirliği



Sayı : 82554930-050.01.04-  
Konu : Arş. Gör. Fatih AYDIN'ın Etik Kurul  
Kararı

28.11.2023

**Sn. Arş. Gör. Fatih AYDIN**

İlgi : 27.11.2023 tarihli ve E-26014373-050.01.04-448712 sayılı yazı.

KTÜ-Mühendislik Fakültesi öğretim elemanlarından Arş. Gör. Fatih AYDIN'ın "**Müzik Notalarına Duyarlılığın Olay İlişkili P300 Sinyalleri ile Otomatik Tespiti**" adlı proje kapsamında anket çalışması için gerekli olan Etik Kurul incelemesi yapılmış ve başvurunuza onay verilmiştir. Bilgilerinize ve gereğini rica ederim.

Prof. Dr. Akif CİNEL  
Rektör Yardımcısı

Ek: Arş. Gör. Fatih AYDIN'ın Etik Kurul Kararı

HİZMETE ÖZEL

## ÖZGEÇMİŞ

Fatih AYDIN, Lise eğitimini 2015 yılında Kanuni Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2016 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde lisans eğitimine başladı. 2020 yılında bu bölümden mezun oldu. 2021'de Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektronik Mühendisliği Anabilim dalında tezli yüksek lisans programına başladı. Ayrıca 2021 yılından itibaren Karadeniz Teknik Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır. İyi derece İngilizce bilmektedir.

Aydın, F., Korkmaz, O. E., & Aydemir, Ö. (2023). Detection of P300 Signals Obtained By Using Auditory Paradigm Consisting Musical Notes. *Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, (s. 1-4). İstanbul