

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**KARAR VERME SÜRECİ VE EYLEM
MONİTÖRİZASYONUNA İLİŞKİN BEYİN
POTANSİYELLERİ VE SALINIMLARI**

A. ASLIHAN SELİMBEYOĞLU

**DANIŞMAN
PROF. DR. TAMER DEMİRALP**

**SİNİRBİLİM ANABİLİM DALI
SİNİRBİLİM PROGRAMI**

İSTANBUL-2009

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

07/04/2009

Prof.Dr.Emine Kökoğlu
Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
 Program Adı : Sinirbilim
 Programın seviyesi : Yüksek Lisans Doktora
 Anabilim Dalı : Sinirbilim AD
 Tez Sahibi : Aslıhan Selimbeyoğlu
 Tez Başlığı : Karar Verme Süreci ve Eylem Monitörizasyonuna İlişkin Beyin Potansiyelleri ve Salınımları
 Sınav Yeri : DETAE
 Sınav Tarihi : 05 / 03 / 2009

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı _____

- 1.Prof. Dr. Tamer Demiralp, Tez Danışmanı, İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Fizyoloji AD
- 2.Prof. Dr. Sacit Karamürsel, İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Fizyoloji AD
- 3.Prof. Dr. İhsan Kara, İstanbul Üniversitesi, Deneysel Tıp Araştırma Enstitüsü, Sinirbilim AD
- 4.Prof. Dr. Ertan Yurdakoş, İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Fizyoloji AD
- 5.Doç. Dr. Hakan Gürvit, İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Nöroloji AD

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

A. Aslıhan Selimbeyoğlu



İTHAF

Babama ve anneme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Bu projeyi var ettiği ve sürdürmem için her konuda yol gösterdiği için Tamer Demiralp'e,

İlgi ve bilgilerini hiçbir zaman esirgemeyen Yasemin Keskin-Ergen ve Zübeyir Bayraktaroğlu'na,

Çalışma ortamımı en az çalışmam kadar sevmemi sağlayan Özge Yılmaz, Ezgi Tuna-Erdoğan, Mehmet Ergen, Atilla Uslu, Basri Erdoğan ve İtir Kaşıkçı'ya,

Deneylere gönüllü olan tüm katılımcılara,

Tüm sıkıntı ve mutluluklarımı paylaşıp bana destek olan Berkin Malkoç'a,

Bana her zaman güvenen ve sevgi veren aileme çok teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 2054

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İ
BEYAN.....	İİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	VIII
ŞEKİLLER LİSTESİ	İX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	X
ÖZET	XI
ABSTRACT.....	XII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. EEG.....	4
2.2. Olaya İlişkin Potansiyeller	5
2.2.1. OİP'lerde genlik ölçümü	5
2.2.2. OİP'lerde latans ölçümü.....	6
2.3. Karar verme ve eylem monitörizasyonu süreçleri	7
2.3.1. Hataya İlişkin Negativite (HİN).....	8
2.3.2. Hataya İlişkin Pozitivite (Pe)	10
2.3.3. P3 Potansiyeli.....	10
2.4. Dalgacık Dönüşümü Analizi.....	11
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	13
3.1. OİP Kayıt Sistemi	13
3.2. DeneYler	13
3.2.1. Eriksen flanker Ödevi	13
3.2.2. Oddball Daire Ödevi	15
3.3. Zaman Alanında Yapılan Analizler	16
3.3.1. Değiştirilmiş Eriksen Flanker Ödevinde OİP'lerin Zaman Alanında Analizi.....	17
3.3.2. Oddball Daire Ödevinde OİP'lerin Zaman Alanında Analizi	17
3.4. Olaya İlişkin Beyin Potansiyellerinin Zaman-Frekans Alanında Analizi.....	18

3.4.1. Oddball Daire Ödevinde Zaman-Frekans Bileşenlerinin Analizi	18
4. BULGULAR	20
4.1. Davranışsal Bulgular	20
4.1.1. Eriksen Flanker Ödevi	20
4.1.2. Oddball Daire Ödevi	20
4.2. Elektrofizyolojik Bulgular	21
4.2.1. Zaman Alanındaki Bulgular	21
4.2.1.1. Eriksen Flanker Ödevi	21
4.2.1.2. Oddball Daire Ödevi	23
4.2.2. Zaman-Frekans Alanında Bulgular	27
4.2.2.1. Oddball Daire Ödevi	27
4.3. Yanıt Doğruluğundan Emin Olma Düzeylerini Ayırdeden Parametreler	31
5. TARTIŞMA	33
5.1. Uyararla İlişkili Elektrofizyolojik Bulgular	35
5.2. Yanıtla İlişkili Elektrofizyolojik Bulgular	36
5.3. Ayırt edici parametreler	37
5.4. Çalışmanın önemi ve gelecekte yapılabilecekler	39
KAYNAKLAR	41
ETİK KURUL KARARI	48
ÖZGEÇMİŞ	50

TABLolar LİSTESİ

Tablo 4.1-1: Davranışsal ölçümler.....	20
Tablo 4.3-1: Birbirinden istatistiksel anlamlılıkla ayrılan koşulların hangi parametrelerle ayrıldığıının tablo halinde gösterimi.	32
Tablo 5.3-1: Her bir koşulu diğer iki koşuldan ayıran parametrelerin gösterimi.	38

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.4-1: Zamanın bir fonksiyonu olarak büyük ölçekli ve küçük ölçekli dalgacıklar için OİP'nin dalgacık katsayılarının karşılaştırılmalı örneği – Samar (1999)'dan değiştirilerek.	12
Şekil 3.2.1-1: Eriksen flanker paradigması.....	14
Şekil 3.2.2-1: Oddball daire paradigması.	16
Şekil 4.2.1.1-1: Eriksen flanker ödevinde yanlış-emin ve doğru-emin koşullarında yanıtla kilitli OİP'ler.....	22
Şekil 4.2.1.1-2: Eriksen flanker ödevinin yanlış-emin koşulunda sırasıyla HİN, 100-200 ms penceresi ve Pe ortalama genliklerinin topografileri.	23
Şekil 4.2.1.2-1: Oddball daire ödevinde uyarana kilitli OİP'ler.....	25
Şekil 4.2.1.2-2: Oddball daire ödevinde; zaman alanında yanlış-emin, emin-değil ve doğru-emin koşullarının yanıtla kilitli OİP'leri.....	26
Şekil 4.2.1.2-3: Oddball daire ödevinin yanlış-emin koşulunda, sırasıyla HİN, 100-200 ms penceresi ve Pe potansiyellerinin kafa yüzeyi topografileri.	27
Şekil 4.2.2.1-1: Üç koşul için 1-30Hz arasındaki uyarıyı takip eden uyarılmış aktivite.	28
Şekil 4.2.2.1-2: 1-30Hz arasındaki toplam aktivite.	29
Şekil 4.2.2.1-3: Yanıt sonrası 1-30Hz arası uyarılmış aktivite.....	30
Şekil 4.2.2.1-4: Yanıt sonrası 1-30Hz arası toplam aktivite.....	31

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

µV:	Mikrovolt
ACC:	Anterior singulat korteks
Ag/AgCl:	Gümüş/Gümüş Klorür
ANOVA:	Varyans analizi
AP:	Antero-posterior
C:	Santral elektrotlar (C3: sol santral, Cz: orta santral, C4: sağ santral)
DD:	Dalgacık Dönüşümü
DLPFC:	Dorsolateral prefrontal korteks
EEG:	Elektroensefalografi
EOG:	Elektrookülogram
F:	Frontal elektrotlar (F3: sol frontal, Fz: orta frontal, F4: sağ frontal)
fMRG:	Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme
GİN:	Geribildirime ilişkin negativite
HİN:	Hataya ilişkin negativite
Hz:	Hertz
MEG:	Magnetoensefalografi
ms :	Milisanıye
NIRS:	Yakın kızılötesi spektroskopı
O:	Oksipital (O1: sol oksipital, Oz: orta oksipital, O2: sağ oksipital)
OFC:	Orbitofrontal korteks
OİP :	Olaya ilişkin potansiyel
OİS:	Olaya ilişkin salınım
P:	Parietal elektrot (P3: sol parietal, Pz: orta parietal, P4: sağ parietal)
Pe:	Hataya ilişkin pozitivite
SPECT:	Tek foton emisyonu bilgisayarlı tomografisi
TMS:	Transkranyal manyetik stimülasyon

ÖZET

Selimbeyoğlu A. Karar Verme Süreci ve Eylem Monitörizasyonuna İlişkin Beyin Potansiyelleri ve Salınımları. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sinirbilim Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul. 2009.

Karar verme ve eylem monitörizasyonu süreçlerine ilişkin elektrofizyolojik sinyaller elektroensefalografi (EEG) ile ölçülebilmektedir. Bu sinyaller, çoğunlukla kişinin hata yaptığı veya hata geribildirimini aldığı durumlarla doğru yanıt verdiği durumların karşılaştırılmasıyla elde edilir. Ödev yapılırken kişinin kararıyla ilgili öznel değerlendirmesini araştıran çalışmalara ise pek rastlanmamaktadır. Bu projede, Eriksen flanker ve oddball deneylerinden elde edilen veriler, kişinin yanıtıyla ilgili değerlendirmesine göre, doğru-emin (doğru yanıtlanmış ve doğruluğundan emin olunan denemeler), emin-değil (doğru ya da yanlışlığından emin olunmayan denemeler) ve yanlış-emin (“yanlış yaptım” değerlendirmesinin yapıldığı yanlış yanıtlanmış denemeler) olmak üzere üç gruba ayrılmıştır. Her üç koşula ilişkin olaya ilişkin potansiyel (OİP) ve salınımlar (OİS) incelenmiştir. OİS’lerin analizi için dalgacık dönüşümü yöntemi kullanılmıştır. Zaman alanındaki analizlerde uyarı izleyen P3 potansiyeli ve yanıt izleyen hataya ilişkin negativite (HİN) ve hataya ilişkin pozitivitenin (Pe) yanısıra yanıt sonrası 100-200 ms arasındaki ortalama genlik ölçülmüştür. Ayrıca uyarı ve yanıtla ilişkili OİS’ler de uyarılmış (uyarı veya yanıtla faz kilitlenmesi gösteren salınımlar) ve toplam aktivite (uyarı veya yanıtla faz kilitlenmesi gösteren ve göstermeyen aktivitelerin toplamı) olmak üzere iki şekilde değerlendirilmiştir. Sonuç olarak, uyarı ve yanıt takip eden dönemde kişinin emin olma seviyelerini birbirinden ayırabilen çeşitli OİP ve OİS parametreleri elde edilmiştir. Bunların arasından uyarı izleyen P3 genliği ($p=0,000$), yanıt izleyen toplam teta aktivitesi ($p=0,002$) ve uyarı izleyen toplam delta aktivitesi ($p=0,018$) “emin-değil” koşulunda diğer iki koşuldan daha düşük genlikliydi. Bugüne kadar yeterince incelenmemiş bu OİP ve OİS bulguları, hem yanıtla dair farkındalığın azaldığı, hem de kişinin eyleme dair sağlıklı bir değerlendirme yapamadığı bir belirsizlik durumuna işaret etmektedir ve ileride insan-bilgisayar etkileşimini sağlamak üzere tasarlanacak arayüzlerde kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: Elektroensefalografi (EEG), Olaya İlişkin Potansiyel (OİP), Olaya İlişkin Salınım (OİS), Karar Verme, Bilgi

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 2054

ABSTRACT

Selimbeyoğlu A. Brain potentials and oscillations related to decision making and action monitoring processes. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Neuroscience. Master Thesis. İstanbul. 2009.

Measurement of electrophysiological signals related to decision making and action monitoring is possible via electroencephalography (EEG). These signals are mostly elicited by comparing the hit trials with false trials or trials in which the subject receives negative feedback. However, there are only few studies about the subjects' own evaluation related to the already taken decision. In this project, the data acquired during Eriksen flanker task and oddball paradigm are divided into three groups as certain- hit (hit trials about which subject was sure about the accuracy of his/her response), uncertain (trials in which the subject was uncertain about the accuracy of the response) and certain-error (accurately reported false decisions) according to the assessment of the subject. Event-related potentials (ERP) and oscillations (ERO) are investigated for all three conditions. Wavelet transformation (WT) is used for the analysis of EROs. In time domain analyses, stimulus-locked P3 potential and response-locked error-related negativity (ERN), error-related positivity (Pe) and mean amplitude of 100-200 ms time window are measured. In addition, stimulus and response related EROs are assessed as evoked (oscillations phase locked to stimulus or response) and total (sum of activities phase locked or non-phase locked to stimulus or response) activities. As a result, several stimulus and response related ERP and ERO parameters are obtained that can discriminate the level of the confidence of the subject on the correctness of his/her response. Among these, stimulus-locked P3 ($p=0,000$), total theta activity induced by the response ($p=0,002$) and total delta activity following the stimulus ($p=0,018$) had smaller amplitudes in "uncertain" condition than the other two conditions. These ERP and ERO results, which have not been investigated sufficiently in the literature, point to the uncertainty condition during which the subject's awareness of the response diminishes and the judgment about the action cannot be assessed reliably, hence may be used for the human-computer interfaces in the future.

Key Words: Electroencephalography (EEG), Event Related Potentials (ERP), Event Related Oscillations (ERO), decision making, cognition

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No: 2054

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Beyin araştırmalarında kullanılan davranışsal yöntemlerin yerini, nörogörüntüleme tekniklerinin gelişmesiyle beraber, beyin işlevlerinin yerleşim ve zamanlamaları hakkında da bilgi veren bilişsel yöntemler almaya başlamıştır. Nörogörüntüleme yöntemleriyle dikkat, öğrenme, dil, hafıza gibi süreçler araştırılarak bu konulardaki bilgi birikimine önemli katkılarda bulunulmaktadır.

İnsanlığın bilim ve dolayısıyla aklın hüküm sürdüğü bir döneme girmesiyle, akıl yürütmeyele bağdaştırılan karar verme süreci de yoğun bir şekilde araştırılmaya başlanmıştır [1]. Önemli bir bilişsel süreç olan karar verme süreci üzerine yapılan bu çalışmalara rağmen, bu süreç esnasında beynin aktive olan bölgeleri ve bunların dinamikleri henüz tam olarak aydınlatılamamıştır.

İnsan beyninin dış dünyayla olan ilişkisi algıyla başlar; fakat algı sürecinde kişinin kendisine ulaşan yüzlerce uyaran içinden hangisine dikkat ettiği, dış dünyayla ilişkisinin amacını belirleyen seçimlerden bağımsız olmadığından, algılama da bir seçim yapma ve karar verme süreci olarak düşünülebilir. Bu bakış ağıısıyla karar verme süreci beynin dış dünyayla ilişkisi ağıısından çok temel bir süreçtir ve dikkat, eylemin amacı, motivasyon ve kişinin beklentisiyle ilişkilidir.

Karar verme ve eylem monitörizasyonu süreçleri, nörogörüntüleme yöntemleriyle incelenen bilişsel aktivitelerdir. Bu etkinlikler sırasıyla, fiziksel uyarının algılanıp alternatif motor yanıtlardan uygun olanının seçilmesi ve kararın uygulanması; hatalı bir yanıt verildiği durumun tespit edilmesi süreçleridir. Bu işlevler duysal ve motor süreçlerle doğrudan ilişkili olmakla beraber karar verme esnasındaki mantıksal ve duygusal koşullardan da etkilenmektedir [2]. Bu nedenle, kişinin kararının doğruluğu kadar, karar verme sürecindeki öznel değerlendirmesinin de bilişsel süreçler ve eylem monitörizasyonu üzerine etkisi vardır. Nörogörüntüleme yöntemleri kullanılarak deney sırasındaki doğru ve yanlış denemeleri yüksek bir doğrulukla ayırt eden fizyolojik işaretler belirlenmiştir [3]. Buna karşın şimdiye kadar yapılan araştırmaların sonucunda, yanıt verme esnasındaki öznel değerlendirmenin güvenilir göstergeleri bulunamamıştır.

Kişinin kararının doğruluğundan emin olma derecesi, ilgili süreçlerin beyindeki karşılıklarının aydınlatılmasına katkı sağlayacağı gibi, pratik açıdan da ayırt edilmesi önemli bir değişken olacaktır. Öznel değerlendirmenin nesnel ölçütleri, beyin-bilgisayar etkileşimini (brain-computer interaction) güçlendirici işaretler olarak, geliştirilen arayüzlerde kullanılabilir. Beyin-bilgisayar etkileşim araçları, hem insanların giderek vazgeçilmez hale gelen bilgisayarla çalışma sürecindeki performansını arttıracak hem de yorucu ve dikkat dağıtıcı şartlarda görev yapanlar için hata yapma olasılığının arttığı veya hata yapıldığı durumları tespit ederek gerekli geribildirim verebilecektir. Örneğin, kişi kararından şüpheliyse, kararın uygulama süresini yavaşlatma ve geribildirimle uyarma veya emin olduğu durumda uygulamaya hızla devam etme gibi özellikler söz konusu olabilir. Böylelikle bilgisayar ile etkileşen kişinin bu süreçte verdiği ve uyguladığı kararların güvenilirlik düzeyi EEG ile hızla tespit edilerek bilgisayara aktarılabilir ve kişinin verimliliğini ve motivasyonunu arttırmak üzere kullanılabilir [4].

Bu çalışmada, emin olma derecesinin tespiti için, bilişsel paradigmlar bağlamında uyarana ve yanıtla kilitli elektrofizyolojik ölçümler yapılmıştır. Özetle, bir iç veya dış uyarana karşı stereotipik bir biçimde ortaya çıkan “olaya ilişkin beyin potansiyeller (OİP)” EEG yöntemiyle ölçülmüştür. Kişinin sırasıyla dikkat ve motivasyon, hata yapma ve hatasını farketme süreçleriyle ilişkilendirilen P3 [5], hataya ilişkin negativite (HİN) [6] ve hataya ilişkin pozitivite (Pe) [7] bileşenleri üzerinde durulmuştur. Bu bileşenler, kişinin karar verme sürecini yansıtan önemli işaretler olmakla beraber; henüz ilgili süreçlerdeki işlevsel rolleri üzerinde fikir birliğine varılamamıştır. Özellikle peşpeşe ortaya konan çelişkili bulgular, örneğin HİN'in doğru [6, 8] ve nötr [9] yanıtlarda da ortaya çıkması, bu konunun daha çok araştırılması gerektiğini ortaya koymaktadır.

1980'lerde ortaya çıkan OİP'lerin EEG'nin ritmik salınımlarında olayla ilişkili olarak gerçekleşen değişimlerin üstüste binmesiyle oluştuğu fikri [10], tamamen kanıtlanmamış olmasına karşın genellikle kabul görmektedir. Bu teori, OİP'lerin aslında farklı paralel süreçleri yansıtan salınımların belirli bir faz düzenine girmesiyle ortaya çıktığını ileri sürmüştür ve olaya ilişkin salınımlar (OİS) kavramını da beraberinde getirmiştir [11]. OİS ölçümlerinin OİP'ye göre bazı avantajları vardır. Öncelikle OİS, olaya ilişkin bilişsel alt bileşenleri daha rafine bir şekilde ayırt eder. Bunun yanında

düşük sinyal-gürültü oranları yüzünden OİP'lerin elde edilebilmesinin bir şartı olan ortalama alma işlemi OİS'lerde zorunlu değildir. Böylece olaya zamansal olarak kilitli veya faz kilitli ortalama alma yönteminin yol açtığı bilgi kaybı ortadan kalkmakta, tek EEG dilimlerinde olayla faz kilitlenmesi göstermeyen OİS'ler de uygun yöntemlerle ölçülebilmektedir. Tek EEG dilimlerinde yapılan ölçümler, hızla arayüze aktarıldığı takdirde, yukarıda bahsedilen beyin-bilgisayar etkileşimlerinde kişiye her aldığı karar için hızla geribildirim vermeyi sağlayacaktır. Ne var ki karar verme ve eylem monitörizasyonu ile ilgili OİS araştırmaları sayılıdır (PubMed'de yapılan aramaya göre toplam 3 makale) ve deneğin öznel emin olma derecesiyle ilgili herhangi bir OİS araştırması bulunamamıştır.

Yukarıda özetlenen bilgi ve motivasyonların ışığında bu çalışmanın amaçları şunlardır:

1. Karar verme ve eylem monitörizasyonu ile ilişkilendirilen OİP'leri kişinin öznel değerlendirmesini dikkate alarak deneğin yanıtlarından farklı emin olma seviyelerinde karşılaştırmak
2. Aynı incelemeyi OİS'ler düzeyinde yapmak
3. Elde edilen ölçümlerin kişinin kendi emin olma derecesini ayırt edip edemediğini araştırmak
4. Bulguları literatürle karşılaştırarak beynin karar verme ve eylem monitörizasyonu süreçleriyle ilgili bilgiler ortaya koymak

2. GENEL BİLGİLER

2.1. EEG

Elektroensefalogram (EEG), özellikle serebral kortekste gerçekleşen beyin elektriksel aktivitesinin kafa derisi üzerine yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla kaydedilmesiyle yapılan ölçümdür. EEG aktivitesinin hücresel temelinde büyük ölçüde korteksin 5.-6. tabakalarında bulunan ve kafa yüzeyine dik yerleşimli birer dendritik ağaca sahip piramidal nöronlar ve bunların üzerinde oluşan postsinaptik potansiyeller sonucu ekstraselüler alanda iyonların yer değiştirmesi yatmaktadır. Elektrot ile dipol arasındaki iletkenliği düşük yapılar (beyin zarları, kafatası, deri) nedeniyle kaydedilen sinyal önemli ölçüde zayıfladığından, EEG'de ancak çok sayıda kortikal nöronun benzer yönde sinaptik girdiler alarak senkronizasyonu sonucu oluşan potansiyel değişimleri gözlenebilir.

EEG, birçok klinik kullanımının yanında, çoğunlukla belirli bir beyin bölgesindeki aktiviteyle spesifik zihinsel işlevler arasındaki ilişkiyi anlamak için kullanılan bir işlevsel nörogörüntüleme yöntemidir. Kullanılan diğer yöntemler, başlıca magnetoensefalografi (MEG), fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRG), pozitron emisyonu tomografisi (PET), tek foton emisyonu bilgisayarlı tomografisi (SPECT) ve yakın kızılötesi spektroskopik (NIRS) görüntüleme yöntemleridir. Bahsedilen son dört yöntem, nöral aktiviteye ilişkin serebral kan akımı ve metabolik aktivite değişikliklerini ölçer. fMRG ve PET yöntemlerinin uzaysal çözünürlüğü EEG'den çok daha iyidir, fakat zamansal çözünürlükleri düşük ve maliyetleri fazladır. PET, diğerleri gibi invazif olmayan bir yöntem kabul edilmekle beraber, radyoaktif ligandların kullanımı nedeniyle organizmaya zararları olabilecek bir yöntemdir ve bu nedenle sık uygulanması mümkün değildir. MEG, EEG'ye benzer biçimde yüksek zamansal ve görece yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir; fakat EEG'ye göre çok daha pahalı ve mevcut teknoloji sınırları içinde oldukça yer kaplayan bir sistemdir. Kısaca EEG'nin yüksek zamansal çözünürlüğü, ucuz kullanımı, kolay ve invazif olmayan bir yöntem olması, araştırma aracı olarak popülaritesini korumasına yardımcı olmuştur.

2.2. Olaya İlişkin Potansiyeller

EEG ile yapılan kognitif araştırmalarda en sık rastlanan yöntem ‘‘olaya ilişkin potansiyeller’’dir. Olaya ilişkin potansiyeller (OİP), süregiden EEG aktivitesi sırasında iç ya da dış uyarılara yanıt olarak ortaya çıkan zamana bağımlı potansiyel değişimleridir. OİP genellikle araştırılan bilişsel sürece dair farklılıklar taşıyan iki veya daha fazla uyaran koşulunun sunulmasıyla oluşur. OİP ölçümlerinde temel yaklaşım, birçok kez yinelenen olaylara karşı uyarana veya deneğin uyarana verdiği yanıtı zamansal olarak kilitli şekilde kaydedilen EEG dilimlerinin her bir zaman noktasındaki genliklerinin aritmetik ortalamasının alınmasıdır. Bu şekilde elde edilen ortalama potansiyelde beynin süregiden rastlantısal elektriksel aktivitesi büyük oranda sıfıra yaklaşmış, ortalama işlemini tetikleyen sürece ilişkin potansiyeller ise korunmuş olacaktır. Farklı koşullar için elde edilen ortalama işaretleler üzerinde saptanan tepe ve vadiler üç temel parametreye göre (ortalamanın tetiğine göre zamansal gecikme, genlik ve kafa derisi üzerindeki topografik dağılım) kıyaslanarak çıkarımlar yapılır.

Potansiyellerin adlandırılmasında polariteyi ifade eden harfin ardından ilgili potansiyelin ortalama latans değeri veya ortaya çıkış sırası eklenir. Örnek olarak, 300. milisaniyede ortaya çıkan pozitivite P300 veya 3. pozitif dalga anlamında P3 potansiyeli olarak adlandırılır.

2.2.1. OİP’lerde genlik ölçümü

OİP çalışmalarında genlik ölçümü, bileşenlerin analizinde sıkça kullanıldığından özenle gerçekleştirilmelidir. Genlik ölçümü başlıca iki yöntemle yapılır: tepe genliği ve ortalama genlik ölçümü. Bunun yanında bazı özel durum ve potansiyeller için farklı yöntemler geliştirilmiştir.

Tepe genliği yönteminde, seçilen belirli bir zaman aralığında dalga formunun içerdeği tepe veya vadilerin maksimum genlikleri ölçülür. Ancak OİP mutlaka izoelektrik hat üzerinde oluşmak zorunda olmadığı için bu genliklerin bir referans noktasına göre ölçülmesi gereklidir. Referans olarak incelenen süreçten etkilenmediği düşünölen bir zaman aralığının, örneğin uyarın sonrası bir dalga için uyarın öncesi belirli bir zaman penceresinin ortalaması seçilebileceği gibi, ölçölen dalganın hemen öncesi veya sonrasındaki zıt polariteli dalganın tepesi de seçilebilir [12]. İkinci durumda elde edilen genliklere tepeden-tepeye (peak-to-peak) genlik adı verilir. Her iki durumda da ölçölen genlikler güröltüye duyarlıdır ve bireyler arası latans farkları nedeniyle bir

denek grubundan elde edilen büyük ortalamanın tepe genliğiyle tek tek ölçülen tepe genliklerinin ortalaması eşit değildir.

Ortalama genlik ölçümü yönteminde, analizin odağına doğrudan tepe veya vadileri yerleştirmek yerine, ilgilenilen bir zaman penceresinde ardışık zaman noktalarında elde edilen genlik değerlerinin ortalaması alınır. Ölçümlerin OİP'nin zemin hattındaki (baseline) kaymalardan etkilenmesini önlemek için yine yukarıda belirtildiği gibi, incelenen süreçten etkilenmeyen bir zaman penceresindeki ortalama genliğin referans olarak kullanılması gerekir. Zamanda örtüşen diğer OİP bileşenlerinin etkilerini azaltmak için olabildiğince dar bir zaman penceresi tercih edilmelidir. Ortalama genlik yönteminin üstünlükleri, yüksek frekanslı gürültüye daha az duyarlı olması, birey ortalamaları ile grup büyük ortalaması arasındaki ilişkinin doğrusal olması ve bu nedenle de farklı deneme sayıları içeren koşulların karşılaştırılmasına daha uygun olmasıdır [12]. Bununla beraber, bu yöntemle latans bilgisi elde edilemez, zamanda örtüşen bileşenlerin etkileri dışlanamaz ve potansiyelin dalga bileşenlerinin latans değişimleri yanlış sonuçlara yol açabilir.

Tepeden tepeye ölçümler dışındaki tüm ölçüm yöntemlerinde gerek duyulan zemin hattı, çoğunlukla EEG diliminin ölçülen süreçten ve (özellikle uyaranlar arası süre kısaysa) bir önceki süreçten en az etkilendiği dönem olarak varsayılan uyaran öncesi 200 ms olarak alınır ve bu hattın ortalama gerilim değeri OİP genliklerinden çıkartılır. Buna istisnalar; uyaran öncesi dönemde başlayan veya yanıt-kilitli olan OİP'lerdir. Yanıt kilitli OİP'lerde genellikle yanıt öncesindeki uyarana karşı oluşan potansiyeller bulunur. Bu yüzden uyarının etkilerinden uzak bir zemin hattı seçilmelidir [13].

2.2.2. OİP'lerde latans ölçümü

Klasik olarak latans, uyaran sunumu anından itibaren ilgilenilen dalga genliğinin zirve yaptığı zaman noktasına kadar geçen süre olarak tanımlanır. Bu nokta, genlik ölçümünde de bahsedilen lineer olmama, gürültüye duyarlılık gibi sorunlar taşısa da bilişsel bir sürecin alt-süreçlerinin gelişimi için gerekli süreyi yansıtmak açısından önem taşımaktadır.

Bunların dışında, uyarının sunumundan itibaren dalganın başlangıcına kadar geçen süre veya dalganın başlangıcı ile sonu arasında geçen süre de dalganın zamanlaması ile ilgili bilgi verebilecek parametreler olarak kullanılabilir.

2.3. Karar verme ve eylem monitörizasyonu süreçleri

Karar verme süreci birçok bilim dalı içinde (psikoloji, bilişsel bilim, ekonomi, bilgisayar bilimi) farklı ihtiyaç ve yaklaşımlarla ele alınmıştır. Nörobilim çerçevesinde değerlendirildiğinde, varolan bilginin önemli bir kısmının nörogörüntüleme yöntemleriyle elde edildiğini görebiliriz.

Karar verme süreci, basitçe birden çok alternatif arasından belirli bir davranış veya düşünce biçiminin seçilmesini amaçlayan bilişsel işlevler süreci olarak tanımlanabilir. Eylem monitörizasyonu ise hatalı bir cevap verildiğinde, gelecekteki çevresel etkileşimlerde doğru cevap verebilmek üzere devreye giren bilişsel öğrenmeyi [14] ve çelişkili durumların gözlenmesini [15] sağlar.

Karar verme, kesinlik (certainty) durumlarında mantıksal bir analiz olarak ortaya çıkarken, belirsizlik (uncertainty) durumlarında fayda-zarar analizine dönüşebilir [16]. Somatik işaretleyici hipotezi (somatic marker hypothesis), karar verme sürecindeki belirsizlik durumunda duyguların kararın alınmasına yardım ettiğini ileri sürer [17]. Bu koşullarda, duygular fiziksel bazı değişimlere yol açarak gelecekte ortaya çıkabilecek faydalı veya zararlı durumlara işaret ederler. Bu bakış açısıyla da kişinin kararının belirsizlik seviyesiyle değişen kendinden emin olma durumu, karar verme mekanizmasının aydınlatılmasında oldukça önemlidir.

Eylem monitörizasyonu karar verme süreçlerinin vazgeçilmez bir bileşenidir. Obsesif kompulsif bozukluk [18] ve otizm [19] gibi çeşitli rahatsızlıklarla ilişkilendirilmiştir. Bunun yanı sıra kişinin gelişim süresi boyunca eylem monitörizasyonun da geliştiği ve yetişkinliğe dek bu gelişimin sürdüğü bildirilmiştir [20].

Karar verme ve eylem monitörizasyonu süreçlerinde aktif halde olan birçok beyin bölgesi tanımlanmıştır. En çok üzerinde durulanlar anterior singulat korteks (ACC) ve orbitofrontal kortektir (OFC). ACC, uygun davranışı seçer, kontrol eder ve yanlış ya da uygun olmayan davranışları izler (eylem monitörizasyonu) [21]. OFC, gerekli karar verme yeteneklerini geliştirmek için sosyal ve duygusal bilginin değerlendirilmesini ve ayıklanmasını sağlar [22]. Dorsolateral prefrontal korteks (DLPFC) karar verme sürecine ilişkin çalışma belleği, planlama ve esneklik için gerekli bilgileri seçer [23]; ayrıca amaca yönelik davranışlar için gerekli bilgileri birleştirir [24]. Posterior medial frontal korteksin performans monitörizasyonunda rol aldığı öne

sürülmüştür [24]. Bunların dışında bazal ganglia-talamokortikal devrelerin [25] ve frontoparietal ağın [26] da karar vermede rolü vardır. Dolayısıyla karar verme süreci, sadece PFC işlevleriyle değil, birbiriyle ve diğer beyin bölgeleriyle ilişkili birçok alanın beraber çalışmasıyla tamamlanır.

2.3.1. Hataya İlişkin Negativite (HİN)

Hataya ilişkin negativite, hatalı yanıtın verilmesinden yaklaşık 50-70 ms (veya EMG aktivitesinin başlamasından 100 ms) sonra tepe yapan bir potansiyeldir. HİN özellikle frontosantral elektrotlarda (FCz) maksimum genlikte (5-10 μ V) görülür [27]. Hatalı denemelerin ortalamalarından doğru denemelerinki çıkartıldığında, doğru denemelerde zamansal olarak hafif bir pozitiviteye denk gelen HİN tepesi bulunmuştur [28]. HİN ilk olarak Eriksen flanker ödevinde [29] gözlenmiştir ve hala sıklıkla bu karar verme ödevinde ölçülmektedir. HİN'in ortaya çıktığı ödevler, genellikle hataların doğru uyararı belirleme güçlüğünden çok, dürtüsel (impulsif) yanıtlamadan kaynaklandığı zorlanmış-seçim reaksiyon-zamanı ödevleridir (forced choice reaction time tasks). Bu nedenle, yapılan hataların, yanıtın uyarandan doğru yanıt için gerekli tüm bilginin çıkarsanmasından önce verilmesinden kaynaklandığı ileri sürülmüştür [30]. Ayrıca benzer bir negatif potansiyelin kişi hata yaptıktan hemen sonra verilen negatif geribildirimden 200-400 ms sonra frontosantral kanallarda ortaya çıktığı belirlenmiştir [31].

Kişilerin hatalarının bilinçli olarak farkında olamadıkları “antisaccade” göz hareketi ödevinde, hatalarını düzeltmeleri sırasında HİN ortaya çıkması, HİN'in bilinç öncesi bir işlem sonucu ortaya çıktığını düşündürmektedir [7].

HİN genliğinin yanıt stratejilerine duyarlı, fakat uyararı etmenlerine duyarsız olması, endojen etkenlerden kaynaklandığı görüşünü desteklemektedir [32].

HİN'in nöral kaynağı, BESA yöntemiyle ilk defa Dehaene ve ark. (1994) tarafından anterior singulat korteksi (ACC) olarak belirlenmiştir [33]. Aynı yöntemle Miltner, Braun ve Coles (1997) medial frontal korteksi [28], Ullsperger & von Cramon (2001) fMRG yöntemiyle ACC'yi [34] HİN kaynağı olarak saptamışlardır. ACC'nin yürütücü işlevlerde rolü olduğunun bilinmesi bu bulguları desteklemektedir.

Zaman alanında yapılan ölçümler, olaya ilişkin salınımlar (OİS) hakkında bilgi vermediğinden, kompleks dalgacık dönüşümü gibi zaman-frekans analizleriyle olaya

ilişkin salınımların gücü ve denemeler arası (intertrial) faz uyumu belirlenmektedir. HİN'in frekans karakteristiklerini aydınlatmak üzere yapılan çalışmalar, yanlış yanıtları takiben teta bandındaki (4-8 Hz) güç artışının doğru yanıtlardan daha fazla olduğunu ispatlamıştır [35, 36, 37]. Yakın zamanda yapılan hatalı yanıtla verilen geribildirimle ilişkin negativite (GİN) çalışmasında, hatalı denemelerdeki teta bandı gücü ve faz uyumu, doğru denemelere göre daha büyük bulunmuştur [38]. Holroyd ve Coles (2002) tarafından ileri sürülen GİN'le HİN'in benzer izleme ve kontrol mekanizmalarını yansıttığı hipotezi, bu bulguyu desteklemektedir [31].

HİN'in oluşumuna önemli katkı veren olaya ilişkin teta salınımlarının işlevsel rolünü araştıran çalışmalarda, dikkat ve beklentinin artmasıyla frontal ve parietal bölgelerde teta yanıtı artışı olduğu saptanmıştır [39]. Daha sonra yapılan çalışmalar bu gözlemleri desteklemekle beraber [40], tetanın prefrontal, parietal korteks ve hipokampusta görülmesi daha geniş bir işlev tanımını gerektirmiştir. Paralel yürütülen bir dizi insan ve hayvan çalışmasında teta salınımı, bağlantılı öğrenme, dikkat ve geri çağırma ile ilişkilendirilmiştir [41, 42]. Uyarılmış teta ise iki zaman penceresinde (uyaran sonrası 0-250 ve 250-500 ms) ele alınarak, birincisi dikkat ve beklentiye ilişkin süreçlerle, daha geç olan bileşen ise karar verme ve yanıt hazırlama ile ilişkilendirilmiştir. Özet olarak teta salınımı, güçlü bir ödeve ilişkin aktivitedir [43, 44, 37].

HİN'in işlevsel rolü hakkında çeşitli hipotezler öne sürülmüş; fakat henüz bunlardan birinde uzlaşmaya varılamamıştır. Bu hipotezler başlıca şunlardır:

Hata saptama hipotezi: HİN'in beyindeki davranış izleme sisteminin, amaçlanan veya istenen yanıtla gerçek veya gözlenen yanıtın çelişmesi sonucu oluşan aktivitesi olduğunu ileri sürer [45, 30].

Pekiştirmeye öğrenme teorisi: Hata saptama hipotezinin öğrenme teorisi ve nörokimyasal süreçlerle genişletilmiş bir halidir [31]. Mezansefalik dopamin sisteminin geçmiş deneyimlere göre hali hazırdaki durumun sonuçlarına ilişkin öngörüyü ACC'ye gönderdiğini ve sonucun öngörülenden daha olumsuz olduğu durumlarda HİN oluştuğunu öne sürer. Bu süreç başka anatomik yapıların da yer aldığı bir adaptif öğrenme sürecidir.

Çelişki-izleme hipotezi: HİN'in, yanıtla hazırlık sürecinde iki veya daha fazla çelişen yanıt olasılığının aynı anda varolmasını yansıttığını ileri sürer [46, 47].

Afektif süreçler teorisi: HİN'in hata saptama işlevini yansıtmak için çok geç bir latansa sahip olduğunu, hata monitörizasyonu sırasındaki limbik teta aktivitesiyle ilişkisi de göz önüne alındığında, hata yapmanın duygusal sonucunu yansıttığını ileri sürer [36].

2.3.2. Hataya İlişkin Pozitivite (Pe)

Hatalı yanıtın verilmesinden 200-400 ms sonra santral-parietal kanallarda gözlenen, HİN'i takip eden bir pozitivitedir [27, 7]. Kaynak yerelleştirme çalışmalarında ACC'nin rostral bölgelerinde olduğu gözlenmiştir [21].

Nieuwenhuis ve ark. (2001) HİN'in aksine, Pe'nin farkındalık düzeyine çıkmamış uyarılarda daha küçük olduğunu gözlemlemiştirler [7]. Yakın zamanda yapılan bir elektriksel haritalama çalışması da Pe genliğinin farkında olunan hatalarda daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur [48]. Dolayısıyla Pe'nin HİN'den bağımsız olarak veya HİN'i takiben hatanın öznel farkındalığa ulaşmasını yansıttığı düşünülmektedir [7]. Pe'nin HİN'le aynı kaynağı paylaşmadığına ilişkin bulgular da bu fonksiyonel farklılığı desteklemektedir [49].

2.3.3. P3 Potansiyeli

P3 potansiyeli, posterior dağılımlı, Pz bölgesinde maksimuma ulaşan bir pozitivitedir. Motivasyonla ilişkili olarak, kişi tarafından önemli bulunan uyarıların sunumu sonrası 300-500 ms'de tepe yapan bir bileşendir [5]. Yani, kişi dikkatini odaklayıp karar verme sürecine girdiğinde ortaya çıkar ve motivasyonu arttıkça büyür [50].

Genellikle dikkatle ilişkilendirilen P3 potansiyeli, P3a ve P3b olmak üzere iki bileşene ayrılmaktadır. Bu ayrılma, kişinin deney sırasında dikkatini odakladığı birincil ödev az sıklıkta gelen bir uyarı ile kesildiğinde ortaya çıkmaktadır [51]. Yakın zamanda Polich (2007) tarafından yapılan güncellemede, P3a'nın ödev sırasında uyarı tarafından uyarılan frontal dikkat mekanizmalarından, P3b'ninse dikkate ilişkin temporal-parietal aktivite ve sonrasındaki bellek işlevlerinden kaynaklandığı öne sürülmüştür. Aynı çalışmada P3a frontal/dopaminerjik, P3b parietal/noradrenerjik yollarla ilişkilendirilmiştir [52].

P3 hata işleme süreçlerinin doğrudan bir ölçümü olmamasına karşın, ödev-ilişkin dikkat çekici uyarılarla açığa çıkar ve genliği uyarının öznel değeri ve

beklenilenden farklılığıyla doğru orantılıdır [5]. P3, kişinin ödevi ne kadar ilgi ve dikkatle yaptığını yansıtmakla beraber, doğru yanıt sonucunda alınan ödülün büyüklüğüne hassas değildir [53]. Ayrıca, sağlıklı insanda duygusal anlamda olumlu ya da olumsuz değer taşıyan uyaranlar, nötr uyaranlara nazaran daha yüksek genlikli P3 oluştururlar [54, 55].

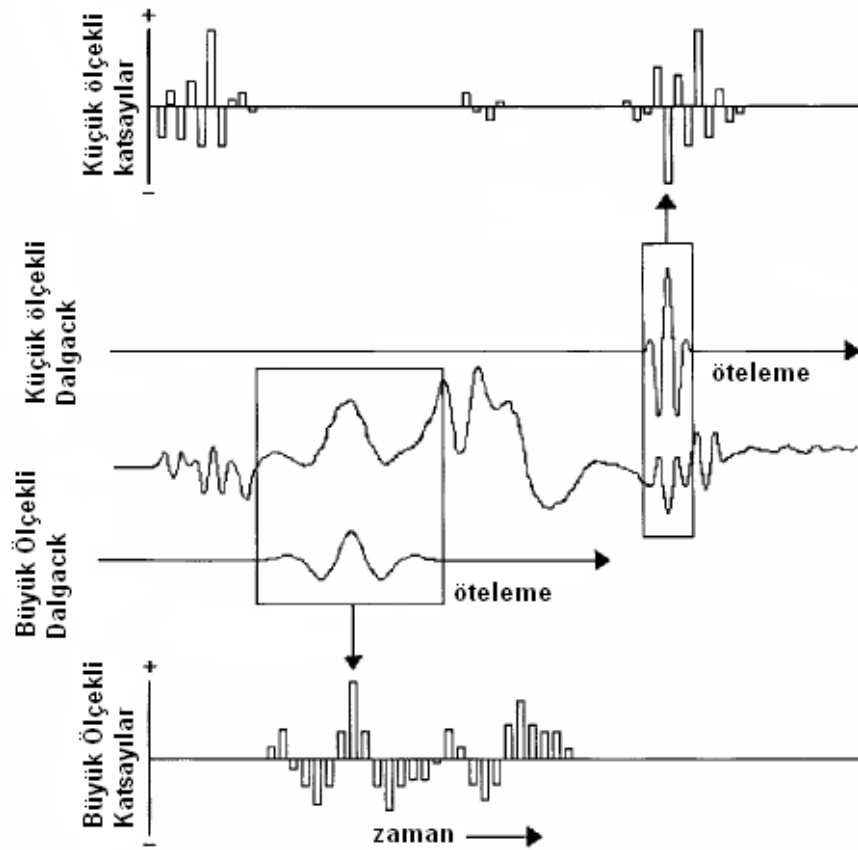
P3 bileşeninin birincil frekans bileşenleri delta ve teta frekans bantlarındadır [56, 57]. Delta osilasyonlarının sinyal belirleme, eşleştirme ve karar verme ile ilişkisi gösterilmiştir [42].

2.4. Dalgacık Dönüşümü Analizi

Bazı çalışmalar OİP'lerin kaynağının beyinde süregiden salınımların fazlarının çakışması veya gücünün artması sonucu oluşabileceğini öne sürmüştür [58]; fakat bu konuda görüş birliğine varılamamıştır. Bununla beraber beyin elektriksel salınımlarıyla ilgili olarak artan ödev zorluğuyla beraber frontal orta hat teta aktivitesinin arttığı, ödev boyunca artan kognitif yükü alfa aktivitesinin azaldığı gibi net bulgular elde edilmiştir [59, 60]. EEG'de süregiden teta, alfa, beta ve gama salınımlarının güçleri beyin uyanıklık (alertness) seviyesinin izlenmesinde de yardımcı olmaktadır, ki bu da o sırada verilen kararların güvenlik düzeyini belirleyen önemli bir parametredir [61, 4]. Ayrıca, yukarıda da belirtildiği gibi bazı OİP'lere kaynak olarak bir ya da birden fazla salınım gösterilebilmiştir.

Temelde EEG sinyali, beyin elektriksel aktivitesinin oluşturduğu genlik farklarının zamana karşı değişimini gösteren bir zaman serisidir ve tüm zaman serileri gibi sinüzoidlere ayrıştırılabilir. Bu sinüzoidlerden sinyale katkı verenler ve güçleri Fourier dönüşümü yöntemiyle saptanabilir. Ancak Fourier dönüşümü zaman bilgisinin kaybına yol açtığından ve alternatif olarak geliştirilen zaman-frekans analizi (kısa süreli Fourier dönüşümü) tüm frekans bantlarını sabit zaman pencereleriyle ayrıştırarak kısmi bir çözüm sunduğundan, en uygun yöntem frekansa uygun değişken zaman pencereleri kullanan dalgacık dönüşümü yöntemidir. Kısaca açıklamak gerekirse, dalgacık dönüşümü uzun periyoda sahip düşük frekanslı bileşenlerin geniş zaman pencerelerinde, kısa periyotlu yüksek frekanslı bileşenlerinse dar zaman pencerelerinde analizine dayanmaktadır. Dalgacık dönüşümü, OİP verilerinin zaman-frekans analizinin yapılmasında gittikçe daha çok kabul gören bir yaklaşımdır [62].

Dalgacık dönüşümü yönteminde, öncelikle ortalaması sıfır olan bir ana dalgacık genişletilerek düşük frekanslı bileşenleri; daraltılarak ise yüksek frekanslı bileşenleri temsil eden dalgacıklar türetilir. Kullanılacak ana dalgacık, analiz edilecek sinyale benzer bir dalgacık olacak şekilde seçilir. Bu çalışmada kullanılan sürekli dalgacık dönüşümünde ana dalgacıktan türetilen dalgacıklar her seferinde bir zaman birimi kaydırılarak eldeki EEG sinyaliyle benzerlik ve farklar bulunur. Bu şekilde zaman içinde kaydırılan pencerelerle karşılaştırma “öteleme”; dalgacık-sinyal benzerliğini ifade eden sayılara “korelasyon katsayıları” adını alır [62] (Şekil 2.4-1).



Şekil 2.4-1: Zamanın bir fonksiyonu olarak büyük ölçekli ve küçük ölçekli dalgacıklar için OİP'nin dalgacık katsayılarının karşılaştırılmalı örneği – Samar (1999)'dan değiştirilerek.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. OİP Kayıt Sistemi

Denekler ses ve elektromanyetik gürültüsü zayıflatılmış, loş olarak aydınlatılmış kayıt odasında görsel uyarıların sunulduğu monitörün karşısına oturtuldu ve deney boyunca monitörün merkezindeki bir fiksasyon noktasına odaklandılar.

EEG uluslararası 10-20 sistemine göre FP1, FP2, F3, Fz, F4, FC3, FCz, FC4, F7, F8, FT7, FT8, C3, Cz, C4, CP3, CPz, CP4, T7, T8, P3, Pz, P4, P7, P8, O1, Oz, O2 bölgelerine yerleştirilen 28 Ag/AgCl elektrottan, iki kulak memesinin ortalaması referans alınarak unipolar olarak kaydedildi. Göz hareketlerini monitörize etmek üzere sağ gözün nazyon ve dış kantus bölgesine yerleştirilen elektrotlardan elektro-okülogram (EOG) kayıtlaması yapıldı.

EEG sinyalleri La Mont Medical Inc. Şirketinin 32-kanallı EEG aleti ile 0.1 Hz yüksek geçiren ve 70 Hz alçak geçiren filtre uygulanarak yükseltildi ve veriler 200 nokta/s örnekleme hızı ile sayısallaştırılarak bilgisayara kaydedildi.

Kayıtlama esnasında iki adet bilgisayar kullanıldı. Bunlardan stimülatör bilgisayarı, uyarıların sunumunu ve deneklerin verdikleri düğmeye basma yanıtlarını toplamaktaydı. Diğer bilgisayar EEG verisini toplamakta ve beraberinde stimülasyon bilgisayarından gelen uyarıların sunum ve deneklerin yanıt anlarını EEG verisi üzerinde işaretlemekteydi.

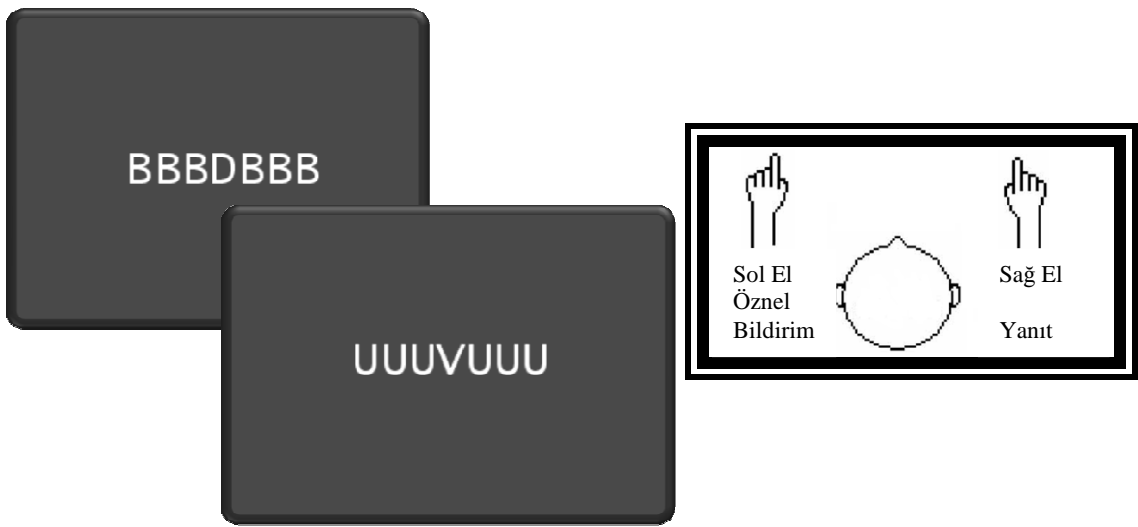
3.2. Deneyler

3.2.1. Eriksen flanker Ödevi

Katılımcılar ortalama 24,4 ($\pm 2,5$) yaşında sağ elini kullanan 17 kişiden (10 erkek 7 kadın) oluşmaktaydı. Tüm katılımcılar lisans, lisansüstü veya uzmanlık öğrencileriydiler. Hepsi normal veya düzeltilmiş görüğe sahipti. Deney öncesinde OİP kayıtlama prosedürleri ve uygulanacak davranış paradigması hakkında bilgilendirildiler.

Eriksen flanker ödevi Rollnik ve ark. (2004) tarafından uygulanan yöntem esas alınarak uygulandı [63] (Şekil 3.2.1.-1). Kişiye 7 harften oluşan 12 farklı harf dizisi gösterildi (BBBUBBB, BBBDBBB, BBBVBBB, UUUBUUU, UUUDUUU, UUVUUU, DDBBDDD, DDDUDDD, DDDVDDD, VVVUVVV, VVVBVVV, VVVDVVV). Dizinin ortasındaki harfi, sağ elinin işaret ve orta parmaklarıyla

klavyenin rakamlar bölümündeki 8 (B ve U için) ya da 9'a (D ve V için) olabildiğince çabuk ve doğru basarak belirlemesi istendi. U ve B ya da D ve V harflerinden oluşan diziler "uyumlu"; diğer diziler "uyumsuz" diziler olarak adlandırıldı. Uyumlu ve uyumsuz diziler toplam 5 blok olmak üzere her blokta 200 defa rastlantısal bir sırada sunuldu. Toplamda (1000 uyaran) eşit sayıda uyumlu ve uyumsuz harf dizisi gösterildi. Uyarılar arasındaki sürede ekranın tam ortasında bulunan "+" işareti göz hareketlerini minimize eden ve odaklanmayı kolaylaştıran bir işaret olarak sunuldu, ve katılımcılardan bu noktaya odaklanmaları istendi.



Şekil 3.2.1-1: Eriksen flanker paradigması.

Kişinin kararından eminliğinin ölçülebilmesi için, emin olma durumu 3 farklı kategoriye ayrıldı:

1. Yanıtın doğruluğundan emin olma durumu
2. Yanıtın doğru veya yanlışlığına dair kararsızlık, emin olmama durumu
3. Yanıtın yanlışlığından emin olma durumu

Katılımcılardan yanıtın doğruluğundan emin oldukları durumda deneye hızla devam etmeleri, yanıtlarının doğruluğundan emin olmadıkları durumda, bir sonraki uyarıdan sonra o uyarana uygun yanıtı vermek yerine, sol orta parmaklarıyla klavyenin "Q" tuşuna basmaları; yanlış yaptıklarını düşündükleri durumda ise, yine bir

sonraki denemede sol işaret parmaklarıyla klavyenin “W” tuşuna basmaları istendi. Öznel değerlendirmeden sonraki denemelere ise sağ elleriyle normal yanıt vermeye devam etmeleri istendi. Deney günü, EEG kaydına başlamadan önce, kısa bir deneme seansı yapıldı.

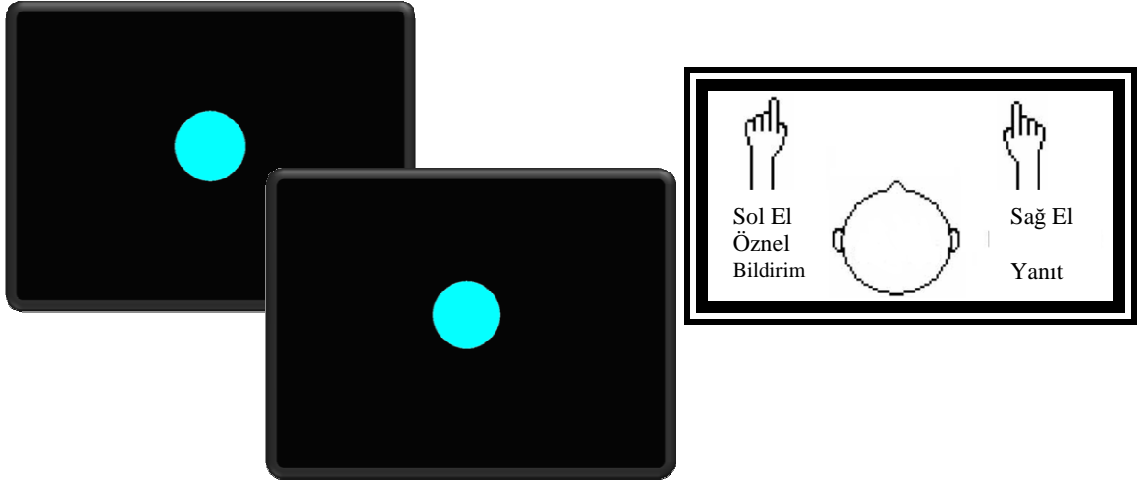
Uyaranların retinaya düşme açısı 2.5° ve katılımcının ekrana mesafesi 1 metreydi. Herbir uyarının ekranda kalma süresi 100ms, uyarılar arası süre 1 saniyeydi. Uyarın sunumu için 17 inçlik Samsung Sync Master 931c monitör kullanıldı. Harfler arasında aralık ve genişlik farkı olmaması için bilgisayar programlamacılığında da tercih edilen Lucida Console yazı tipi [64] kullanıldı. Harfler, gri arka planın önünde beyaz renkte gösterildi.

Bu paradigma ile eş zamanlı olarak ve 3.1.’de tarif edilen kayıtlama sistemi kullanılarak 30 kanaldan OİP’ler kaydedildi.

3.2.2. Oddball Daire Ödevi

Eriksen flanker ödevine katılan gönüllüler, oddball daire ödevinde de yer aldı. OİP kayıtlama prosedürleri hakkında bilgi verildi, sözlü yönergeyle paradigmanın hangi koşulunda nasıl yanıt vermeleri gerektiği açıklandı.

Oddball paradigması, Jeon ve Polich’in tasarladığı deney deseni değiştirilerek hazırlandı [65]. Deney paradigması, rastlantısal biçimde eşit olasılıkla ekrana gelen biri büyük diğeri küçük iki mavi daireye sağ elin işaret ve orta parmaklarıyla klavyenin sırasıyla 8 ve 9 tuşlarına basarak yanıt vermeyi gerektiriyordu (Şekil 3.2.2.-1). Deney günü, EEG kaydına başlamadan önce, kısa bir deneme seansı yapıldı.



Şekil 3.2.2-1: Oddball daire paradigması.

Katılımcılardan verilen yanıtta emin olmadıkları ya da hatalı cevap algıladıkları durumda 3.1.1'de açıklandığı gibi sol ellerini kullanılarak geri bildirim vermeleri istendi.

Uyaranların çapları, büyük daire için 5 cm; küçük daire için 4,6 cm idi. Katılımcının ekrana mesafesi 1 metre olarak belirlendi. Daireler, görsel potansiyelleri belirginleştirecek kontrastı sağlayabilmek üzere siyah arka planın üstüne görece parlak bir maviyle (Hue:120, Red:0, Sat:240, Green:234, Lum:110, Blue:234) boyandı.

Bu paradigma ile eş zamanlı olarak ve 3.1.'de tarif edilen kayıtlama sistemi kullanılarak 30 kanaldan OİP'ler kaydedildi.

3.3. Zaman Alanında Yapılan Analizler

Öncelikle, ham veriler üzerindeki göz ve kas artefaktı içeren dilimler belirlenerek çıkartıldı. Daha sonra uyarana kilitli potansiyellerin ölçümü için uyaran öncesi 0,5 s ile uyaran sonrası 1 s arasındaki zaman aralığını, yanıtta kilitli potansiyellerin ölçümü için ise yanıt öncesi 0,5 s ile yanıt sonrası 1 s arasındaki zaman aralığını kapsayacak şekilde OİP dilimleri elde edildi.

Her bir katılımcının EEG kaydı, kişilerin kendinden emin olma seviyeleri hakkındaki öznel değerlendirmeleri esas alınarak 3 bölüme ayrıldı:

1. *Doğru-emin* : Sonrasında değerlendirme yapılmayan doğru yanıtlanmış denemeler
2. *Emin-değil* : Sonrasında “emin değilim” değerlendirmesinin yapıldığı tüm denemeler
3. *Yanlış-emin* : Sonrasında “yanlış yaptım” değerlendirmesinin yapıldığı yanlış yanıtlanmış denemeler

Farklı koşullara ait EEG dilimi sayıları, koşullar arası sinyal/gürültü oranı farkını minimize etmek üzere eşitlendi. Daha sonra her bir katılımcının zaman dilimlerinin ortalaması alındı.

3.3.1. Değiştirilmiş Eriksen Flanker Ödevinde OİP'lerin Zaman Alanında Analizi

Bu ödevde “emin-değil” koşuluna dair yeterince dilim sayısı elde edilemediğinden, analizler sadece doğru-emin ve yanlış-emin koşulları için yapıldı.

Elde edilen dilimlere 0,1 Hz yüksek geçiren ve 30 Hz alçak geçiren filtre uygulanarak, yanıtla kilitli potansiyellerin (HİN ve Pe) genliği ve latansı ölçüldü. Gehring ve arkadaşlarının (2000) tarif ettiği gibi, büyük ortalama HİN potansiyelinin başlangıcı merkez alınarak belirlenen 50 ms'lik bölge zemin hattı olarak alındı [15]. Daha sonra büyük ortalama gözlenen HİN'in tepe noktasının (yanıt sonrası 50. ms) 50 ms öncesinden 50 ms sonrasına kadar geçen 100 ms'nin ortalama genliği hesaplanarak ortalama HİN genliği bulundu. HİN latansı ise, yanıtın verildiği andan HİN'in tepe yaptığı noktaya kadar geçen süre olarak alındı.

İstatistiksel değerlendirme için, denek içi faktörler olarak, kişinin emin olma seviyesi (doğru-emin, emin-değil, yanlış-emin: 3 seviye), elektrotlar arasında antero-posterior dağılım (frontal, fronto-santral, santral, santro-parietal: 4 seviye) ve lateral dağılım (sol, orta, sağ: 3 seviye) faktörlerini içeren yinelenmiş ölçümler için ANOVA testi kullanıldı. Yinelenmiş ölçüm faktörünün ikiden fazla seviye içerdiği durumda serbestlik derecesine Greenhouse–Geisser düzeltmesi uygulandı ve düzeltilmiş olasılık değerleri bildirildi.

3.3.2. Oddball Daire Ödevinde OİP'lerin Zaman Alanında Analizi

Eriksen flanker ödevinden farklı olarak verilerde 3 emin olma seviyesine ilişkin yeterli dilim sayısına ulaşıldığı için, analizlerde deneğin yanıtının olduğundan emin

olduğu, doğruluğundan emin olmadığı ve yanlış olduğundan emin olduğu 3 koşul kıyaslanabildi.

Zaman alanındaki analizlerde uyarana kilitli P3 ve yanıt kilitli HİN, Pe ve yanıt sonrası 100-200 ms'lik segmentin ortalama genliklerinde 3 koşul arasında anlamlı farklar saptandı.

Uyarana kilitli yanıt bileşenleri arasında bu üç koşul arasında farklılık gösteren tek potansiyel olan P3 potansiyelinin genliği, uyarın sonrası 300-450 ms ve 450-700 ms'lik zaman pencerelerindeki ortalama değerler olarak ölçüldü. Bu ölçümlerde uyarın öncesi 200 ms'den uyarın anına kadar geçen süredeki ortalama genlik zemin hattı olarak alındı.

HİN ölçümü öncesi Eriksen flanker ödevinde açıklandığı gibi HİN'in başlangıç anı esas alınarak taban hattı tespit edildi ve HİN'in tepe noktası esas alınarak da HİN'in ortalama genliğinin hesaplanacağı zaman dilimi belirlendi. HİN latansı da, Eriksen flanker ödevinde olduğu gibi yanıtın verildiği andan HİN'in tepe yaptığı noktaya kadar geçen süre olarak alındı.

HİN'i takip eden hataya ilişkin pozitivite, yanıtın sonraki 200-500 ms'nin ortalama genlik değeri hesaplanarak nicelleştirildi. Ayrıca, büyük ortalama da 2 koşul (doğru-emin ve yanlış-emin) arasında belirgin fark gösteren, yanıtın sonraki 100-200 ms arası dönemin ortalama genliği de ölçümlere katıldı.

Uyarana kilitli ölçümlerin istatistiksel değerlendirmesi için, denek içi faktörler olarak, kişinin emin olma seviyesi (doğru-emin, emin-değil, yanlış-emin: 3 seviye), elektrotlar arasında antero-posterior dağılım (uyarana kilitli ölçümlerde: frontal, santral, parietal, oksipital: 4 seviye; yanıt kilitli ölçümlerde: frontal, fronto-santral, santral, santro-parietal: 4 seviye) ve lateral dağılım (sol, orta, sağ: 3 seviye) faktörlerini içeren yinelenmiş ölçümler için ANOVA testi kullanıldı. Yinelenmiş ölçüm faktörünün ikiden fazla seviye içerdigi durumda serbestlik derecesine Greenhouse-Geisser düzeltmesi uygulandı ve düzeltilmiş olasılık değerleri bildirildi.

3.4. Olaya İlişkin Beyin Potansiyellerinin Zaman-Frekans Alanında Analizi

3.4.1. Oddball Daire Ödevinde Zaman-Frekans Bileşenlerinin Analizi

Zaman-frekans alanında olaya faz kilitlenmesi gösteren ve göstermeyen yanıt bileşenlerini ayrı ayrı saptamak mümkün olmaktadır. Uyarılmış aktivite olarak

adlandırılan, uyarana faz kilitlenmesi gösteren işaret bileşenlerini saptamak için OİP dilimleri zaman alanında ortalandıktan sonra ortalama OİP üzerine dalgacık dönüşümü (DD) uygulanırken, faz kilitlenmesi göstermesinden bağımsız olarak uyarana bağlantılı genlik değişimi gösteren frekans bileşenlerini ise (toplam aktivite), tek dilimlerin kompleks DD'sini hesaplayıp, bunların mutlak değerlerinin dilimler arası ortalamasını hesaplayarak saptamak mümkün olmaktadır. Zaman-frekans alanında her iki analiz de gerçekleştirilerek hem uyarılmış hem de toplam aktiviteler ortaya konmuştur.

Dalgacık dönüşümü, kullanılan dalgacığın sinyal içinde bulunup bulunmadığının tespitine dayandığından [66], sinüzoidal EEG aktivitesinin tespiti için uygun bulunan sinüzoidal bir dalgacık kullanıldı. İşaretin zaman-frekans özelliklerini yüksek bir zamansal çözünürlükle saptayabilmek ve bileşenlerin olayla faz kilitlenmesi gösterip göstermediğini saptayabilmek için faz bilgisini de içeren sürekli bir kompleks DD hesaplandı. Bu amaçla 3 döngülü kompleks Morlet dalgacığı kullanıldı.

Büyük ortalamalarda emin olma koşulları arasında maksimum farklılık gösteren zaman-frekans pencereleri esas alınarak ölçümler gerçekleştirildi. Uyarana kilitli ölçümlerde zemin hattı -200 - 0 ms olarak belirlendi. Yanıtla kilitli potansiyeller içinse zemin hattı olarak yanıt sonrası 350 ile 550 ms arasındaki ortalama genlik esas alındı.

Uyarana sonrası uyarılmış teta yanıtı (4-7Hz) 80 - 280 ms'de, toplam teta yanıtı 300 - 700 ms, uyarılmış delta yanıtı (2Hz) 200 - 600 ms'de, ve toplam delta yanıtı 0 - 400 ms'deki ortalama genlikler ölçülerek değerlendirildi.

Yanıt sonrası uyarılmış teta yanıtı (4-7Hz) 0 - 150 ms'de, toplam teta yanıtı -100 - 150 ms'deki ortalama genlikler ölçülerek değerlendirildi. Uyarılmış delta yanıtı (2 Hz) -400 - 100 ms, toplam delta yanıtı ise -400 - 0 ms arasında ölçüldü.

İstatistiksel değerlendirme için, denek içi faktörler olarak, kişinin emin olma seviyesi (doğru-emin, emin-değil, yanlış-emin: 3 seviye), elektrotlar arasında antero-posterior dağılım (yanıtla ilişkin potansiyeller için frontal, frontosantral, santral, santro-parietal: 4 seviye ; uyarana kilitliler için frontal, santral, parietal, oksipital: 4 seviye) ve lateral dağılım (sol, orta, sağ: 3 seviye) faktörlerini içeren yinelenmiş ölçümler için ANOVA testi kullanıldı. Yinelenmiş ölçüm faktörünün ikiden fazla seviye içerdiği durumda serbestlik derecesine Greenhouse-Geisser düzeltmesi uygulandı ve düzeltilmiş olasılık değerleri bildirildi.

4. BULGULAR

4.1. Davranışsal Bulgular

4.1.1. Eriksen Flanker Ödevi

Eriksen flanker ödevinde katılımcıların ortalama doğru yanıt oranı %76,1 ($\pm 13,7$), yanlış yanıt oranı ise %7,7 ($\pm 4,9$) idi (Tablo 4.1.1.-1). Bildirilen öznel değerlendirmeler sonucu katılımcıların yanıtlarından emin olduğu denemeler ortalama %75,9 ($\pm 13,9$) idi.

“Yanlış yaptım” bildiriminde bulunmak üzere kullanılan “W” tuşuna basma oranı %5,4 ($\pm 4,2$) ve bu değerlendirmenin yanlış yanıtlardan sonra geldiği yanlış-emin koşulunun ortalaması %4,9 ($\pm 4,3$) idi.

Benzer biçimde, “emin değildim” bildiriminde bulunmak için “Q” tuşuna basılan denemeler ortalama %0,8 ($\pm 0,9$) oranındayken, bu değerlendirmenin belirli bir yanıtta sonra verildiği emin-değil koşulunun ortalaması %0,5 ($\pm 0,7$) idi.

Yanlış yanıtlanan denemelerin reaksiyon zamanıyla (ortalama 0,52 ($\pm 0,07$) ms), doğru yanıtlanan denemelerin (ortalama 0,54 ($\pm 0,05$) ms) reaksiyon zamanları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($t = 2,579$; $p = 0,020$).

Tablo 4.1.1-1: Davranışsal ölçümler.

	Doğru (%)	Yanlış (%)	Doğru emin (%)	Emin değil (%)	Yanlış emin (%)	W (%)	Q (%)
Eriksen flanker	76,1 ($\pm 13,7$)	7,7 ($\pm 4,9$)	75,9 ($\pm 13,9$)	0,5 ($\pm 0,7$)	4,9 ($\pm 4,3$)	5,4 ($\pm 4,2$)	0,8 ($\pm 0,9$)
Oddball daire	66,9 ($\pm 12,5$)	15,4 ($\pm 7,3$)	65,9 ($\pm 12,0$)	3,0 ($\pm 1,8$)	3,8 ($\pm 2,3$)	5,0 ($\pm 2,5$)	3,4 ($\pm 1,8$)

Tüm katılımcılardan elde edilen verilerin ortalamaları yüzde olarak gösterilmektedir. “W” ve “Q” sırasıyla öznel değerlendirmede bulunmak üzere bu tuşlara basılan denemeleri belirtmektedir.

4.1.2. Oddball Daire Ödevi

Katılımcılar %66,9 ($\pm 12,5$) doğru, %15,4 ($\pm 7,3$) oranında yanlış yanıtlar verdiler, doğru yanıtlardan emin olma oranı ise %65,9 ($\pm 12,0$) idi.

Oddball daire ödevinde, %5,0 ($\pm 2,5$) “W” tuşuna basma oranına karşın; yanlış-emin koşulunun ortalaması %3,8 ($\pm 2,3$) idi. Bununla beraber, “Q” tuşuna basma oranı %3,4 ($\pm 1,8$) iken, emin-değil koşulunun gerçekleştiği denemeler %3,0 ($\pm 1,8$) idi.

Ortalama 0,48 ($\pm 0,05$) ms reaksiyon zamanı gösteren doğru denemelerle, 0,43 ($\pm 0,06$) ms reaksiyon zamanına sahip yanlış denemeler arasında, anlamlı bir reaksiyon zamanı farkı vardı ($t = 3,485$; $p = 0,003$).

4.2. Elektrofizyolojik Bulgular

Her iki paradigmada da yanıt ve uyarana kilitli potansiyellerin koşullar arası farklılık gösterip göstermediği zaman ve zaman-frekans alanında araştırıldı.

4.2.1. Zaman Alanındaki Bulgular

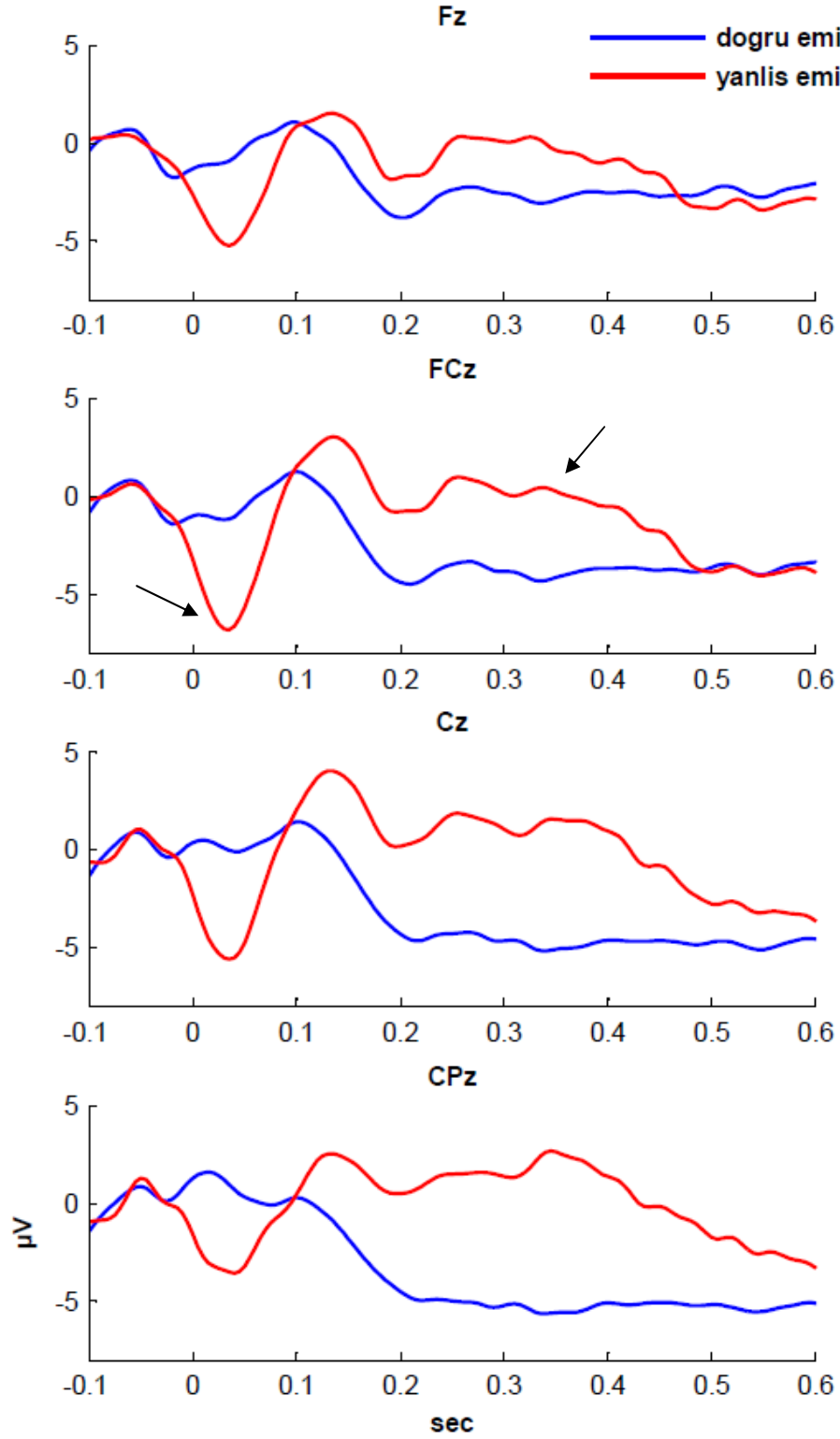
4.2.1.1. Eriksen Flanker Ödevi

Davranışsal bulgularda görüldüğü gibi (Tablo 4.1.1.-1), Eriksen flanker ödevinde, emin-değil koşulunun analizi için yeterli sayıda deneme olmadığından, sadece doğru-emin ve yanlış-emin koşulları dikkate alındı.

Hata sonrası HİN'in gözlemlendiği 0-100 ms arasında, yanlış-emin koşulu, ortalama genlik bakımından doğru-emin koşuluna göre anlamlı derecede daha negatifti ($F(1,16) = 11,78$; $p = 0,003$) (Şekil 4.2.1.1.-1). HİN'in yerleşimi beklendiği gibi frontosantral odaklıydı (Şekil 4.2.1.1.-2).

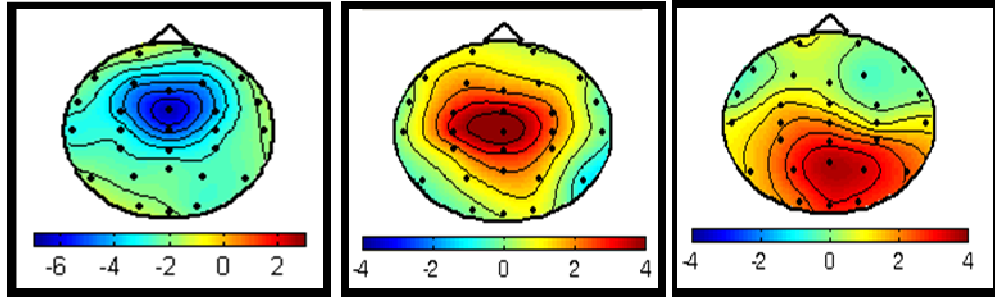
Yanıt sonrası 100-200 ms penceresinde koşullar arası istatistiksel anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Buna ek olarak, yanıt sonrası 200-500 ms arasında, yanlış-emin koşulunda santroparietal kaynaklı yavaş bir pozitif dalga (Pe) ölçüldü (Şekil 4.2.1.1.-2). Pe potansiyeli de yanlış-emin ve doğru-emin koşulları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir genlik farkı göstermekteydi ($F(1,16) = 7,31$; $p = 0,016$) (Şekil 4.2.1.1.-1).



Şekil 4.2.1.1-1: Eriksen flanker ödevinde yanlış-emin ve doğru-emin koşullarında yanıtla kilitli OİP'ler.

"0" yanıt anını göstermektedir. Koşullar üstüste çizdirilmiştir. HİN ve Pe potansiyelleri FCz kanalında ok ile işaretlenmiştir.



Şekil 4.2.1.1-2: Eriksen flanker ödevinin yanlış-emin koşulunda sırasıyla HİN, 100-200 ms penceresi ve Pe ortalama genliklerinin topografileri.

Şekilde görüldüğü gibi HİN frontosantral, 100-200 ms pozitivitesi santral, Pe ise santroparietal kanallarda maksimuma ulaşmaktadır.

4.2.1.2. Oddball Daire Ödevi

Eriksen flanker ödevinde, 3 emin olma derecesine dair yeterli veri elde edilemediğinden, birbirinden çok az farklı çapa sahip iki mavi daire kullanılarak gerçekleştirilen görsel oddball deneyi 3 koşul hakkında da bilgi verebilecek yeni bir deney olarak tasarlandı. Davranışsal ölçümler sonucu, oddball daire ödevinde her 3 koşulun da analizi için yeterli sayıda EEG dilimi içerdiği saptandı (Tablo 4.1.1.-1).

Uyarıyı izleyen iki farklı zaman penceresinde incelenen P3 potansiyelinin kişilerin emin olma seviyelerini birbirinden ayırt ettiği istatistiksel olarak ispatlandı. Ortalama P3 genliği hem 300-450 ms'yi kapsayan erken dönemde ($F(2,32) = 20,99$; $p = 0,000$) hem de 450-700 ms arası geç dönemde ($F(2,32) = 18,14$; $p = 0,000$) koşullar arasında anlamlı fark gösterdi (Şekil 4.2.1.2.-1). ANOVA kontrastları erken zaman penceresindeki anlamlı farkın gerek emin-değil ile yanlış-emin koşulları ($F(1,16) = 16,14$; $p = 0,001$) gerekse doğru-emin ve diğer iki koşul ($F(1,16) = 30,01$; $p = 0,000$) arasındaki anlamlı farktan kaynaklandığını gösterdi. Aynı şekilde geç zaman penceresindeki ortalama genlikler de hem yanlış-emin ile emin-değil koşullarını ($F(1,16) = 19,83$; $p = 0,000$), hem de doğru-emin ile diğer iki koşulu ($F(1,16) = 14,04$; $p = 0,002$) birbirinden ayırt etmekteydi.

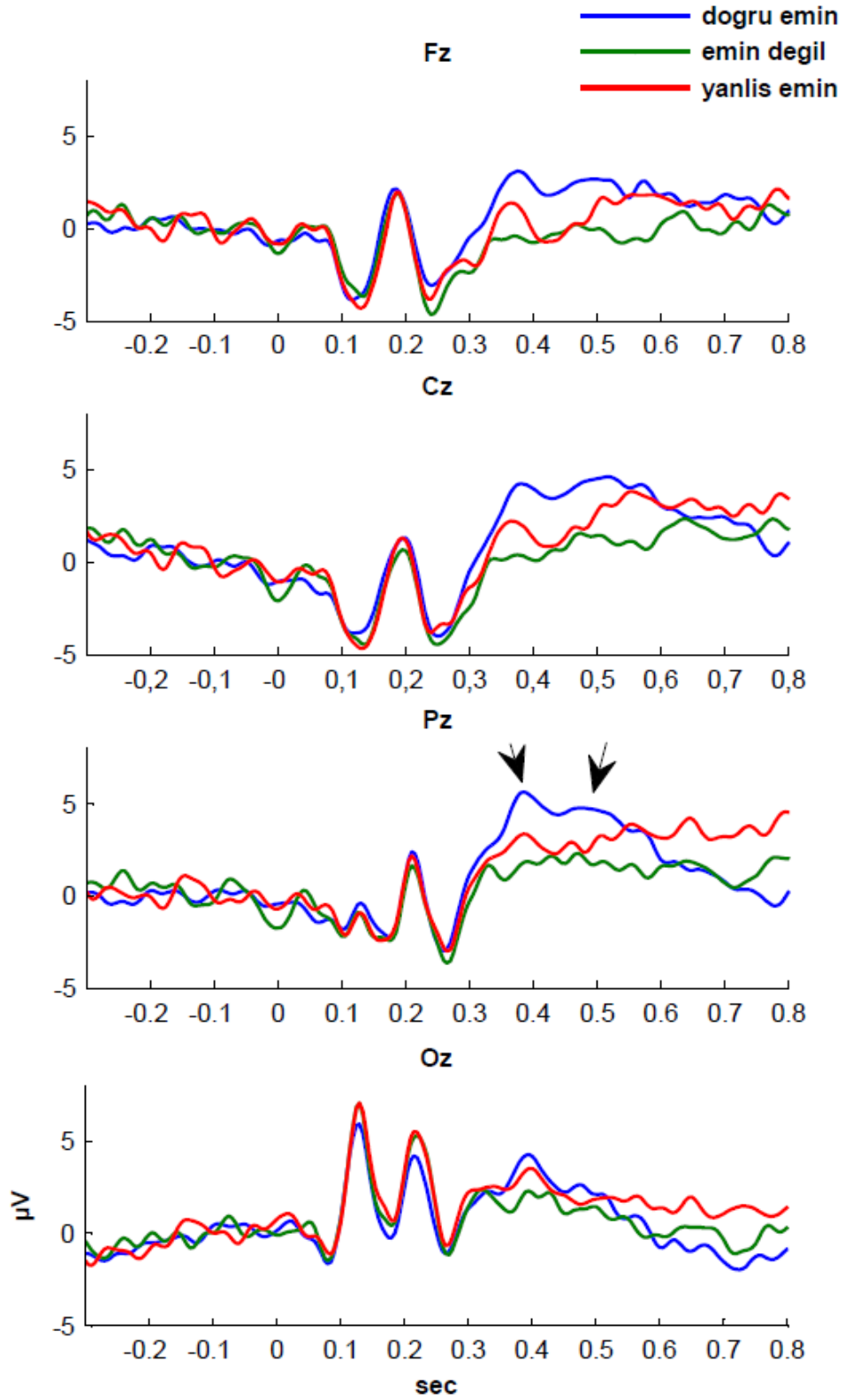
Oddball daire ödevinde yanıtla kilitli OİP'lerden HİN potansiyeli Eriksen flanker'a göre daha erken oluştu. İstatistiksel analiz iki ödevdeki HİN potansiyellerinin ortalama latanslarının istatistiksel olarak anlamlılığa yakın seviyede farklı olduğunu

gösterdi ($F(1,16) = 2,35$; $p = 0,144$). Dolayısıyla HİN, oddball daire ödevinde daha erken bir pencerede (yanıt anına göre -50/+50 ms) ortalama genlik alınarak ölçüldü.

Frontosantral yerleşimli ortalama HİN genliği 3 koşul arasında anlamlı farklılık gösteriyordu ($F(2,32) = 3,87$; $p = 0,036$) (Şekil 4.2.1.2.-2, 3). Kontrastların incelenmesiyle bu anlamlılığın yanlış-emin koşulundaki HİN'in, hem doğru-emin ($F(1,16) = 7,49$; $p = 0,015$) hem de emin-değil koşuluna ($F(1,16) = 6,20$; $p = 0,024$) göre anlamlı derecede daha negatif olmasından kaynaklandığı saptandı.

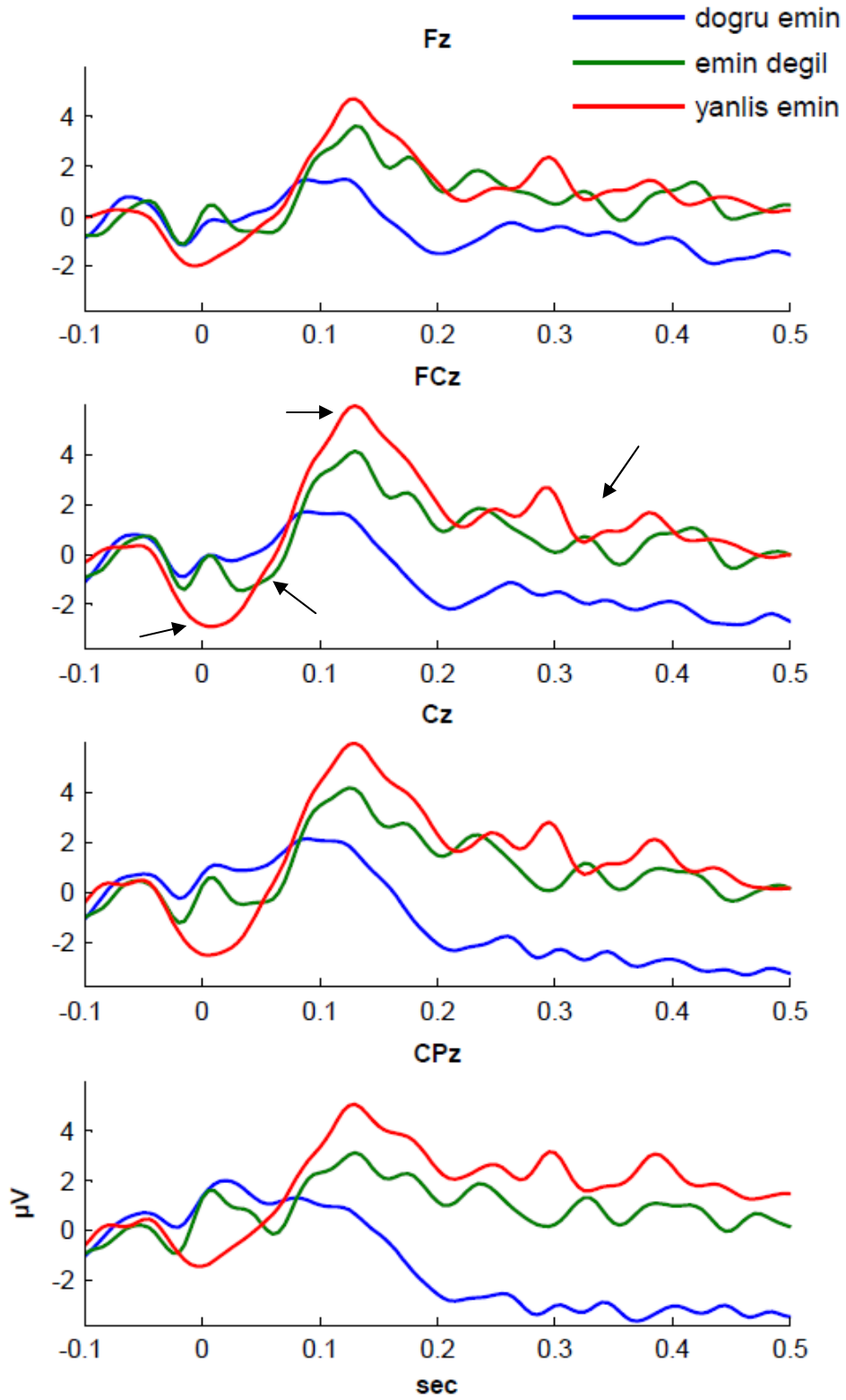
HİN'i takip eden dönemde 100-200 ms arasındaki ortalama genlik 3 koşul arasında anlamlı fark göstermekteydi ($F(2,32) = 11,27$; $p = 0,000$) (Şekil 4.2.1.2.-2). ANOVA kontrastları bu farkın doğru-emin koşulundaki genliklerin diğer iki koşuldan anlamlı derecede farklı olmasından kaynaklandığını gösterdi ($F(1,16) = 16,96$; $p = 0,001$). HİN'in yerleşimi beklendiği gibi frontosantral odaklıyken, takip eden pozitivitenin Cz kanalında maksimuma ulaşması, daha posterior bir yerleşime işaret ediyordu (Şekil 4.2.1.2.-3).

Pe genliği de koşullar arasında anlamlı fark göstermekteydi ($F(2,32) = 13,42$; $p = 0,000$) ve santroparietalde maksimum genliğe sahipti (Şekil 4.2.1.2.-2, 3). ANOVA kontrastları Pe genliğindeki anlamlı farkın yine doğru-emin koşuluyla diğer iki koşul arasındaki farktan kaynaklandığını ortaya koydu ($F(1,16) = 27,2$; $p = 0,000$).



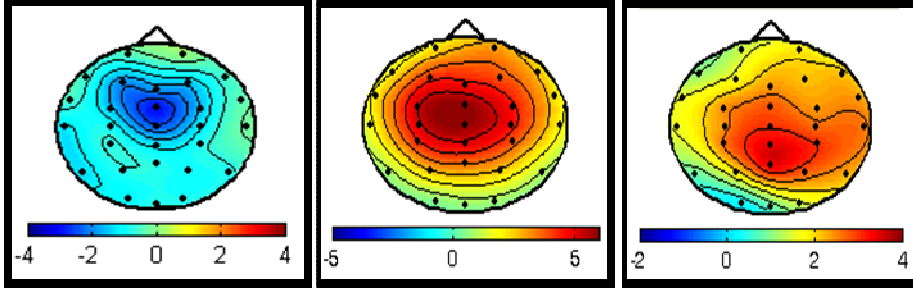
Şekil 4.2.1.2-1: Oddball daire ödevinde uyarana kilitli OİP'ler.

Parietal kanallarda maksimum yapan P3 potansiyelinin 300-450 ve 450-700 ms pencerelerinde görülen iki tepesi ok ile işaretlenmiştir.



Şekil 4.2.1.2-2: Oddball daire ödevinde; zaman alanında yanlış-emin, emin-değil ve doğru-emin koşullarının yanıt kilitli OİP'leri.

Koşullar üstüste çizdirilmiştir. HİN, yanıt kilitli 100-200 ms penceresi ve Pe ok ile gösterilmektedir.



Şekil 4.2.1.2-3: Oddball daire ödevinin yanlış-emin koşulunda, sırasıyla HİN, 100-200 ms penceresi ve Pe potansiyellerinin kafa yüzeyi topografileri.

Görüldüğü gibi HİN frontosantral, 100-200 ms pozitivitesi santral ve Pe santroparietal kanallarda lokalize olmuştur.

4.2.2. Zaman-Frekans Alanında Bulgular

3 farklı emin olma seviyesinde eşit dilim sayısına sahip oddball daire deneyi verilerine dalgacık dönüşümü analizi uygulanarak, denekler arası büyük ortalamalarda teta ve delta bandında saptanan farklılıklar uygun zaman-frekans pencerelerindeki ortalama genlikler şeklinde ölçüldü.

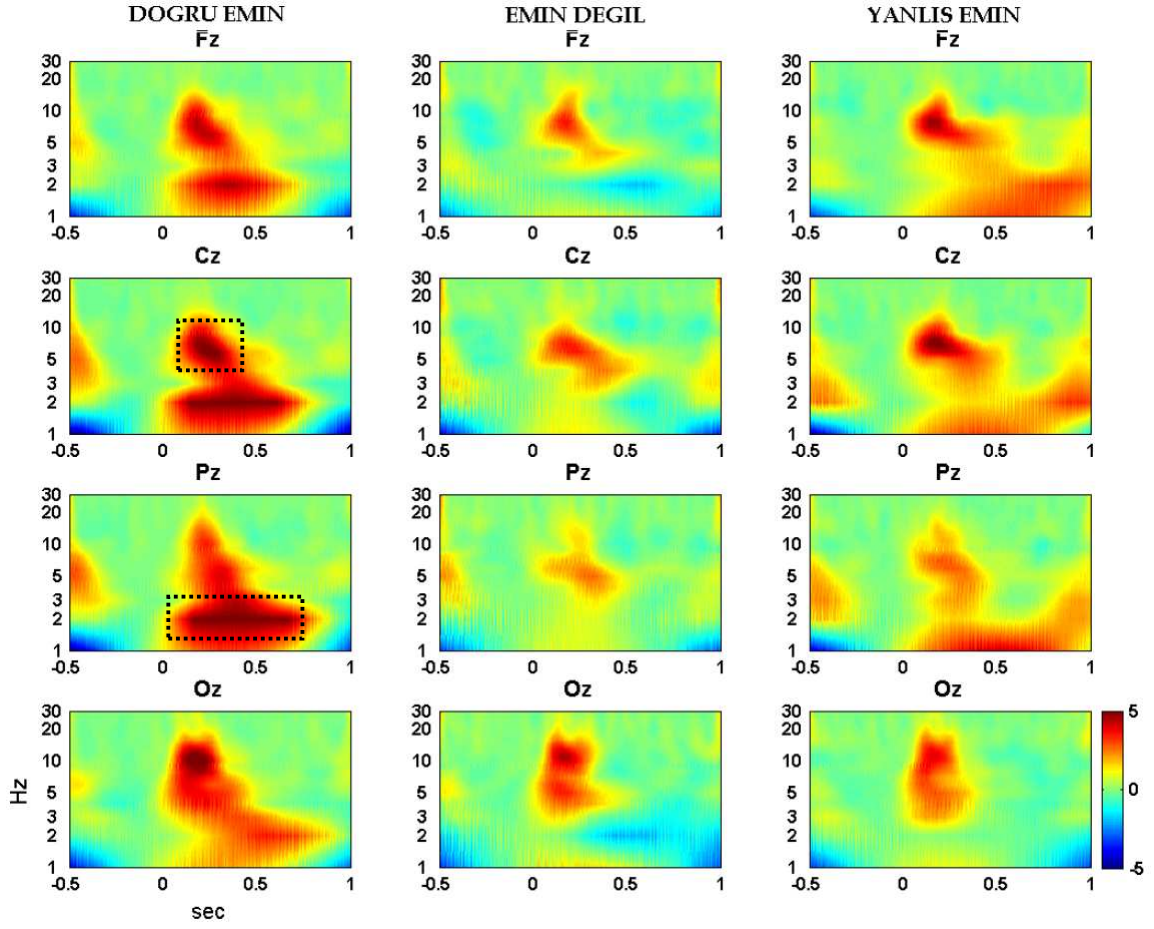
4.2.2.1. Oddball Daire Ödevi

Uyarana kilitli ölçümler, 3 koşulun uyarılmış teta (4-7 Hz) yanıtının 80-280 ms'lik dönemde anlamlı farklılık gösterdiğini ($F(2,32) = 4,21$; $p = 0,035$), ve bu farkın doğru-emin koşulunun diğerlerinden ayrışmasıyla oluştuğunu ($F(1,16) = 6,62$; $p = 0,020$) gösterdi (Şekil 4.2.2.1.-1).

Uyaran sonrası 300-700 ms arasında toplam teta (4-7 Hz) yanıtı ise, emin olma seviyeleri arasında sadece anlamlılığa yakın seviyede ($F(2,32) = 2,75$; $p = 0,083$) farklılık gösterirken, yanlış-emin ve emin-değil koşullarını istatistiksel anlamlılıkla ayırmaktaydı ($F(1,16) = 4,78$; $p = 0,044$) (Şekil 4.2.2.1.-2).

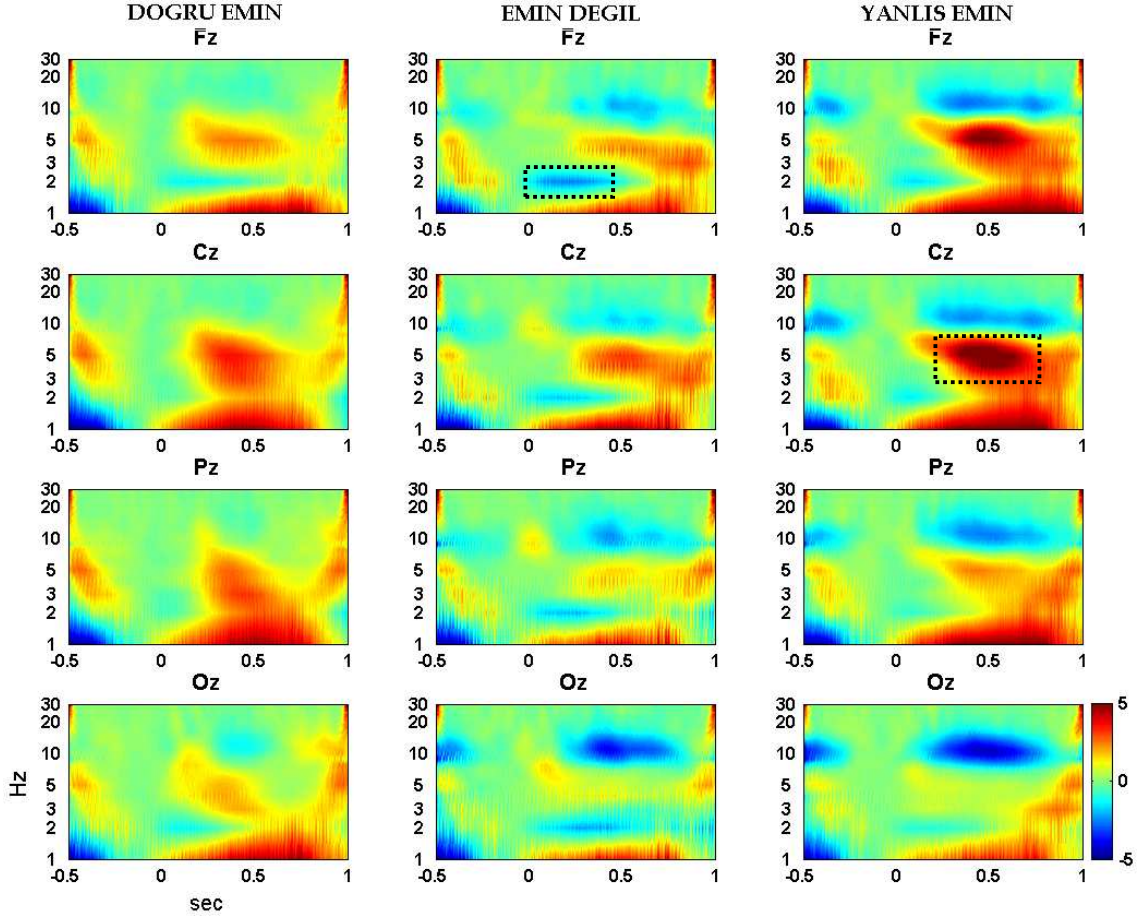
Uyaran sonrası 200-600 ms arasındaki uyarılmış delta yanıtı, emin olma seviyeleri arasında güçlü bir istatistiksel anlamlılıkla farklı bulundu ($F(2,32) = 14,34$; $p = 0,000$) (Şekil 4.2.2.1.-1). Bu anlamlılığın kaynağı diğer koşullardan belirgin biçimde ayrılan doğru-emin koşulu oldu ($F(1,16) = 37,11$; $p = 0,000$).

Son olarak uyaran sonrası 0-400 ms arasında toplam delta yanıtı, 3 koşul arasında istatistiksel anlamlılıkla farklı bulundu ($F(2,32) = 3,51$; $p = 0,044$). Bu fark emin-değil koşulunun diğer koşullardan ayrılmasıyla ortaya çıkmaktaydı ($F(1,16) = 6,941$; $p = 0,018$) (Şekil 4.2.2.1.-2).



Şekil 4.2.2.1-1: Üç koşul için 1-30Hz arasındaki uyarımı takip eden uyarılmış aktivite.

Doğru-emin koşulunda büyük bulunan teta ve delta bandı aktiviteleri sırasıyla Cz ve Pz kanallarında dikdörtgen içine alınarak işaretlenmiştir (sol sütun).

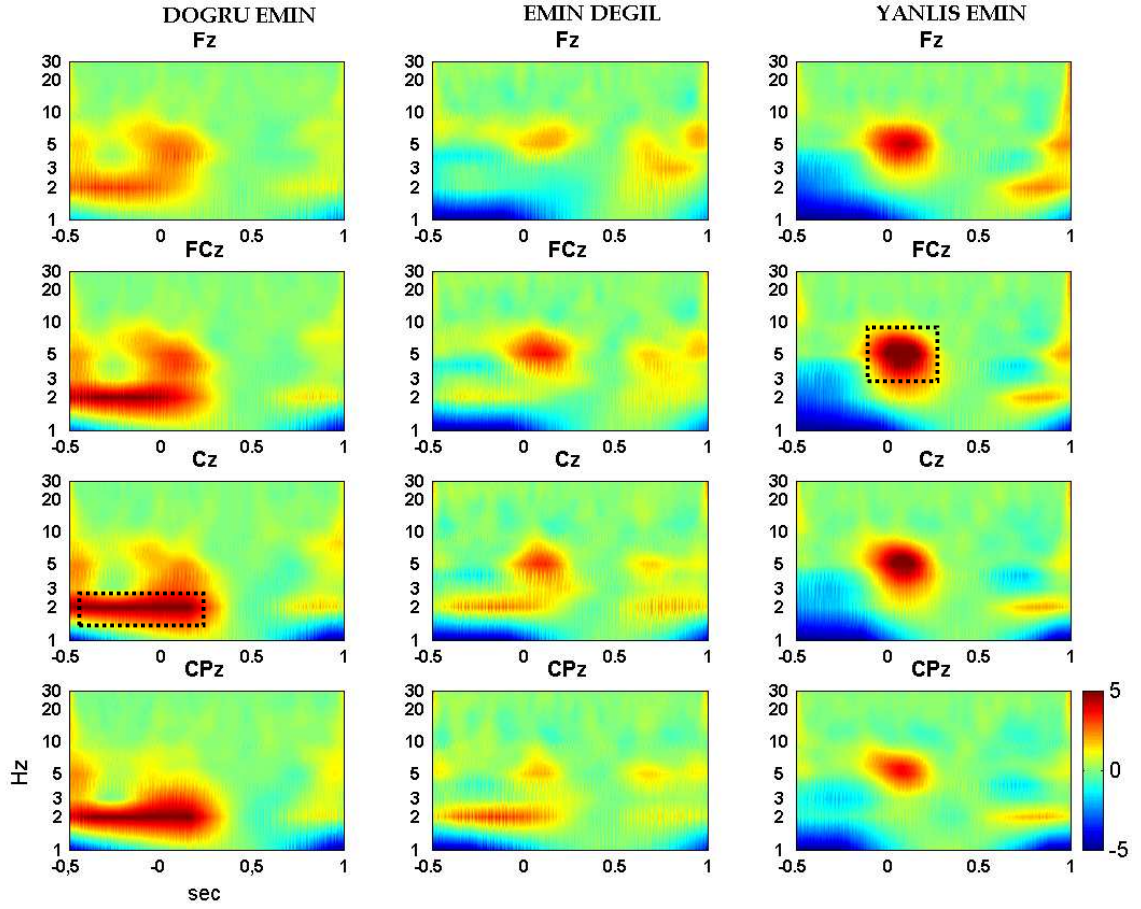


Şekil 4.2.2.1-2: 1-30Hz arasındaki toplam aktivite.

“0” uyarı anını göstermektedir. Yanlış-emin koşulunda daha büyük bulunan teta bandı aktivitesi Cz kanalında dikdörtgen içine alınmıştır (sağ sütun). Emin-değil koşulunda minimuma ulaşan delta bandı aktivitesi ise Fz’de gösterilmiştir (sol sütun).

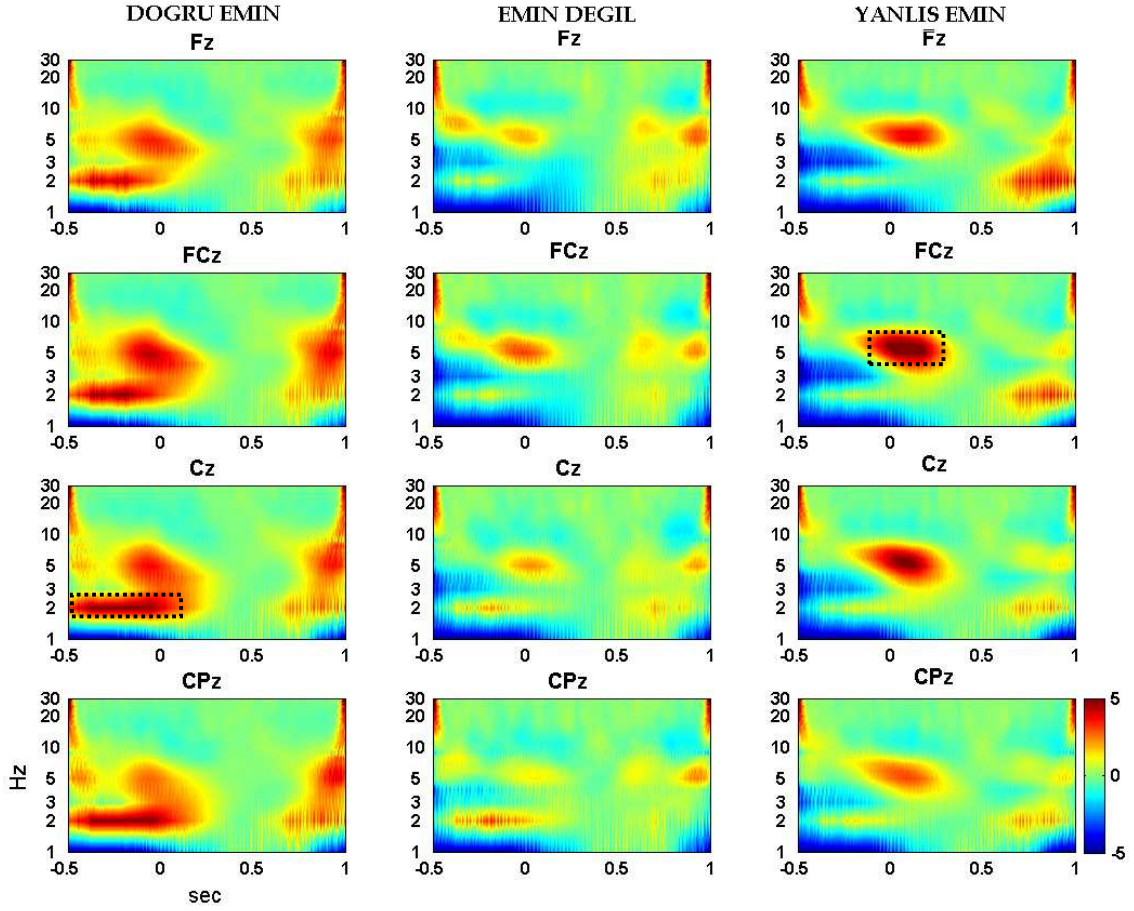
Yanıta kilitli ölçümlerde, uyarılmış delta bandı (2 Hz) yanıtı, -400 - 100 ms arasında koşullar arasında anlamlı derecede farklılık göstermekteydi ($F(2,32) = 6,74$; $p = 0,005$). ANOVA kontrastları bu farkın doğru-emin koşulunun diğer iki koşuldan belirgin biçimde ayrılmasına bağlı olduğunu gösterdi ($F(1,16) = 15,77$ $p = 0,001$) (Şekil 4.2.2.1.-3).

Yanıta kilitli uyarılmış teta (4-7 Hz) salınımı, 0-150 ms arasında 3 koşul arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıydı ($F(2,32) = 6,71$; $p = 0,007$) (Şekil 4.2.2.1.-3). Bu fark, özellikle yanlış-emin koşulunun diğer 2 koşuldan ayrılmasından kaynaklanıyordu ($F(1,16) = 8,96$; $p = 0,009$).



Şekil 4.2.2.1-3: Yanıt sonrası 1-30Hz arası uyarılmış aktivite.

Doğru-emin koşulunda büyük bulunan delta bandı aktivitesi Cz kanalında dikkörtgen içine alınmıştır (sol sütun). Yanlış-emin koşulunda maksimuma ulaşan teta bandı aktivitesiye FCz kanalında işaretlenmiştir (sağ sütun).



Şekil 4.2.2.1-4: Yanıt sonrası 1-30Hz arası toplam aktivite.

“0” yanıt anını göstermektedir. Yanlış-emin koşulunda daha büyük olduğu gözlenen teta aktivitesi FCz kanalında işaretlenmiştir (sağ sütun). Doğru-emin koşulunda daha büyük olduğu gözlenen delta aktivitesi ise Cz kanalında işaretlenmiştir (sol sütun).

Yanıta kilitli toplam teta (4-7 Hz) yanıtı ise, -100 - 150 ms'lik dönemde 3 koşul arasında anlamlı derecede farklıydı ($F(2,32)=5,73$; $p = 0,011$) (Şekil 4.2.2.1.-4). Özellikle emin-değil koşulu toplam yanıtta diğer 2 koşuldan ayrılıyordu ($F(1,16)=4,69$; $p = 0,046$) (Şekil 4.2.2.1.-4).

Yanıta kilitli toplam delta (2 Hz) salınımı, -400 - 100 ms arasında 3 koşul arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıydı ($F(2,32) = 14,82$; $p = 0,000$) (Şekil 4.2.2.1.-4). Bu fark, özellikle doğru-emin koşulunun diğer 2 koşuldan ayrılmasından kaynaklanıyordu ($F(1,16) = 49,25$; $p = 0,000$).

4.3. Yanıt Doğruluğundan Emin Olma Düzeylerini Ayırdeden Parametreler

Tüm bulgular göz önünde bulundurularak yapılan değerlendirmeye, zaman ve zaman-frekans alanında elde edilen çeşitli parametrelerin, kişinin kararından emin olma

durumuna dair doğru-emin, emin-değil ve yanlış-emin şeklinde yaptığı öznel değerlendirmeleri birbirinden ayırabildiği gözlenmiştir. ANOVA analizlerinde farklı kontrastlar kullanılarak ikili koşullar arası anlamlılıklar tespit edildi. Koşulların ikişer ikişer karşılaştırılması, özellikle emin-değil koşulunu diğer koşullardan ayıran tüm parametreleri ortaya koyması bakımından yararlı oldu. Tablo 4.3.-1'de de görüldüğü gibi, emin-değil koşulunu ayıran 12 farklı parametre bulundu. Bu parametreler oddball daire ödevinin analizleri özetlenerek gösterilmiştir.

Tablo 4.3-1: Birbirinden istatistiksel anlamlılıkla ayrılan koşulların hangi parametrelerle ayrıldığının tablo halinde gösterimi.

KOŞUL	Emin-değil	Doğru-emin
Yanlış-emin	HİN P3_2 Yanıt-kilitli uyarılmış teta Yanıt-kilitli toplam teta Yanıt-kilitli toplam delta	HİN 100-200ms Pe Yanıt-kilitli uyarılmış teta Yanıt-kilitli uyarılmış delta Yanıt-kilitli toplam delta Uyarana-kilitli toplam teta Uyarana-kilitli uyarılmış delta
Doğru-emin	100-200ms Pe P3_1 P3_2 Yanıt-kilitli toplam teta Yanıt-kilitli uyarılmış delta Uyarana-kilitli uyarılmış teta Uyarana-kilitli uyarılmış delta Uyarana-kilitli toplam teta	

P3_1, P3 potansiyelinin ölçülen ilk penceresini (300-450 ms), P3_2 ise ikinci penceresini (450-700 ms) ifade etmektedir.

5. TARTIŞMA

Karar verme ve eylem monitörizasyonu süreçlerine ilişkin bilişsel araştırmalarda, genellikle kişinin hızla karar vermeye zorlanması sonucu, gerekli bilişsel süreç tamamlanmadan karar vermesiyle oluşan hatalı yanıtlar incelenmektedir. Bu bağlamda zorlanmış seçimli reaksiyon zamanı ödevleri kullanılmaktadır [67]. Bu tür ödevlerde denek verilen uyarılarla ilgili olarak farklı eylem paternlerinden birini en hızlı ve doğru şekilde seçmeye zorlanmaktadır. Reaksiyon zamanı değerlendirmeye alındığı için uyarıları hızla yanıtlamaya çalışan kişi yanıt seçiminde hata yapabilmekte ve bu hatalar sırasında beyin elektriksel veya hemodinamik sinyallerindeki değişimler incelenerek karar verme ve eylem monitörizasyonu sürecine katılan beyin yapıları ve bunların işleyişi hakkında bilgi edinilmeye çalışılmaktadır.

Bu çalışmalar çerçevesinde, özellikle hatalı yanıtları izleyen dönemde kişinin yanıtının hatalı olduğunu saptaması veya hatalı yanıtına ilişkin geri bildirim almasıyla bağlantılı beyin sinyalleri kaydedilmiş ve birçok çalışmada araştırılmıştır. Özellikle olaya ilişkin beyin potansiyelleri çerçevesinde, hatalı yanıtı izleyen dönemde ölçülen hataya ilişkin negativite (HİN), hataya ilişkin pozitivite (Pe) ve geribildirime ilişkin negativite (GİN) gibi potansiyeller karar verme ve eylem monitörizasyonu süreçleri bağlamında kapsamlı olarak araştırılmış bilişsel sinyallerdir. Ancak, kişinin yanıtının doğru veya hatalı olduğuna ilişkin öznel değerlendirmesini ve özellikle doğruluğundan emin olamadığı belirsizlik durumunu ele alan yeterli çalışma ve bilgi mevcut değildir. Oysa kişinin kararından emin olamadığı öznel belirsizlik durumunun saptanabilmesi, özellikle insan-bilgisayar etkileşiminde önemli bir rol oynayabilir. Bu belirsizlik durumu ortaya çıktığında bilgisayarın insandan aldığı komutları sorgulaması veya etkileşimi otomatik olarak yavaşlatması, aksine kişinin yanıtlarından emin olduğu durumda ise gereksiz sorgulama evrelerine başvurmadan çok daha etkin ve hızlı bir etkileşimi sürdürmesi mümkün olabilir. Bu çerçevede, özellikle kişinin kararlarına ilişkin öznel emin olma seviyesinin basit olarak ölçülebilir sinyallerinin saptanması büyük önem taşımaktadır.

Yukarıdaki bağlam içinde, bu projede kişinin bilişsel bir deney sürecinde verdiği yanıtların doğruluğundan (“doğru-emin”) veya yanlışlığından emin olduğu (“yanlış-emin”) koşullar dışında, yanıtının doğru veya yanlış olduğu hakkında kesin bir sonuca

ulaşamadığı (“emin-değil”) durumu da yansıtan olaya ilişkin beyin potansiyellerinin araştırılması hedeflenmiştir. Bu çerçevede ilk olarak eylem monitörizasyonu araştırmalarında en sık kullanılan zorlanmış seçimli reaksiyon zamanı ödevi olan Eriksen flanker ödevi kullanıldı. Eriksen flanker ödevinde, katılımcılar “doğru-emin” ve “yanlış-emin” durumlarını bildirmekle beraber “emin-değil” koşuluna dair çok az sayıda bildirimde bulundular. Bunun nedeni, Eriksen flanker ödevindeki hataların uyarıyı algılayıp doğru yanıtı için karar vermenin zorluğundan çok, hızla yanıt vermeye zorlanan deneğin yanıt seçiminde zorlanmasından kaynaklanması [30] olabilir. Katılımcılar ya doğru yanıtı seçtiklerini düşünüp devam etmişler ya da yanıt sonrası hata yaptıklarını düşünüp “yanlış-emin” bildirimini vermişlerdir.

Eriksen flanker ödeviyle yeterli sayıda “emin-değil” koşulu elde edilememesi üzerine uyarıların algılanıp değerlendirilmesi aşamasındaki zorluğa dayanan bir oddball paradigması tasarlandı. Paradigma hazırlanırken, hata oranını arttırmak üzere uyarıların birbirinden olabildiğince az farklı olmasına ve uyarı ve uyarı arası sürenin kısa olmasına dikkat edildi. Bazı araştırmacılar kısa hedef uyarı süreleri kullanarak daha yüksek hata oranı bildirmişlerdir [68], fakat bu uyarıların eşikaltı uyarı olma olasılığı vardır. Böyle durumlarda, bilinçli algılamayı doğrudan ölçmeye yarayan d' indeksi hesaplanarak paradigma test edilebilmektedir [69]. Bu çalışmada ise uyarı süreleri deneğin uyarıyı bilinçli olarak algılaması için yeterli uzunlukta idi (100 ms). Hedef ve standart uyarılar çapları birbirinden az farklı olan iki mavi daireden oluşmaktaydı. Ödevin zorluğu dairelerin çapları arasındaki farkın küçüklüğünden kaynaklanmaktaydı.

Oddball daire deneyinde, Eriksen flanker deneyinde olduğu gibi doğru yanıtların reaksiyon zamanının yanlış yanıtlarından daha uzun olması, oddball daire deneyinde de kişilerin Eriksen flanker'daki gibi hızlı yanıt vermeye zorlanmasının hataların oluşumuna katkıda bulunduğunu düşündürmektedir. Ancak, bunun yanı sıra hedef ve standart uyarıların birbirinden ayırt edilmesi bağlamında oddball daire deneyi Eriksen flanker testinden daha yüksek bir güçlük derecesine sahipti ve muhtemelen algı aşamasında yaşanan bu zorluğa bağlı olarak katılımcıların yanıtlarının doğru veya yanlış olduğundan emin olamadıkları belirsizlik durumu yeterli ölçüde ortaya çıktı. “Emin-değil” koşuluna dair analiz için yeterli EEG dilimi elde edilmesi, algılama aşamasındaki belirsizliğin değerlendirilmesine olanak sağladı. Böylece, verilen kararın

doğru veya yanlış olmasından bağımsız olarak, kişinin kararı hakkındaki öznel değerlendirmesinin ve yanıtının doğruluğundan emin olamadığı belirsizlik durumunun elektrofizyolojik sinyallere yansması da araştırılabildi.

Eriksen flanker ve oddball daire ödevlerindeki HİN'in latans farkı da, bu iki ödevde yapılan hataların karar verme sürecinin farklı aşamalarından kaynaklandığı hipotezini destekledi. Eriksen flanker'da HİN, oddball daire ödevine göre yaklaşık 50 ms daha geç görüldü. Her iki ödevdeki HİN potansiyellerinin klasik fronto-santral HİN topografisi göstermesi ise, bunların aynı bilişsel bileşen olduğunu düşündürüyordu (Şekil 4.2.1.1.-2, Şekil 4.2.1.2.-3). Muhtemelen oddball daire ödevinde yapılan hatalar farklı uyarıların algılanarak ayırt edilmesi aşamasındaki algısal bir belirsizliğe dayanırken, Eriksen flanker testindeki hatalar, doğru algılanan uyarılara ilişkin kararı bildirme aşamasında hızlı bir reaksiyon vermeye zorlanan kişinin motor yanıtın seçiminde zorlanmasına dayanıyordu.

5.1. Uyarı ile İlişkili Elektrofizyolojik Bulgular

Eriksen flanker ödevinde, zaman alanında uyarı ile ilişkili herhangi bir istatistiksel fark saptanmamıştır. Bu ödevde tüm emin olma seviyelerine dair bilgi elde edilemediğinden zaman-frekans alanındaki analizler oddball daire ödeviyle sınırlı tutulmuştur.

Oddball daire ödevinde zaman alanında uyarı sonrası 300-450 ms ve 450-700 ms zaman aralıklarını kapsayan iki ayrı pencerede ölçülen P3 potansiyeli genliği koşullar arası anlamlı farklar gösterdi. P3 potansiyelinin iki tepesinin ayrı ayrı analizleri, P3'ün hem doğru-emin koşulunu emin-değil ve yanlış-emin koşullarından, hem de emin-değil koşulunu doğru-emin ve yanlış-emin koşullarından ayırt edebildiğini göstermiştir (Şekil 4.2.1.2.-1). P3'ün ortalama genliği, doğru-emin koşulunda en yüksek, emin-değil koşulunda ise en düşük bulunmuştur. Keil ve ark. (2002) P3'ün duygusal anlamda olumlu ya da olumsuz değer taşıyan uyarılarda nötr uyarılara nazaran daha yüksek genlikte olduğunu göstermişlerdir [54]. Denek açısından doğru-emin koşulunun olumlu, yanlış-emin koşulunun ise olumsuz bir emosyonel değer taşıması bu koşulların emin-değil koşulundan daha yüksek genlikli P3'e yol açmalarını açıklayabilir. Ayrıca, P3 potansiyelinin genliğinin kortikal uyanıklık seviyesindeki artışa bağlı olarak artıyor olması [48], daha yüksek farkındalık düzeyi yansıtan yanlış-

emin ve doğru-emin koşullarının neden daha yüksek P3 genliğine sebep olduklarını açıklayabilir.

Emin olma seviyesi koşullarının tümü hakkında bilgi veren oddball daire ödevinde zaman alanı analizlerine ek olarak zaman-frekans alanı analizleri gerçekleştirildi. Uyarını izleyen toplam teta yanıtı, yanlış-emin koşulunu emin-değil koşulundan ayırmaktaydı (Şekil 4.2.2.1.-2). Uyarana faz kilitli uyarılmış teta ve delta yanıtları ise doğru-emin koşulunu diğer iki koşuldan ayırt etmekteydi (Şekil 4.2.2.1.-1).

5.2. Yanıtla İlişkili Elektrofizyolojik Bulgular

Zaman alanındaki yanıtla kilitli analizler Eriksen flanker ödevinde HİN'i içeren 0-100 ms ve Pe'yi içeren 200-500 ms zaman dilimlerinin ortalama genliklerinin hatalı yanıtlarla doğru yanıtlar arasında anlamlı farka sahip olduğunu gösterdi (Şekil 4.2.1.1.-1). Oddball daire ödevinde ise HİN'i kapsayan -50 - 50 ms arası ortalama genlik yanlış-emin koşulunu diğer 2 koşuldan ayırırken, Pe (200-500 ms) ve yanıt sonrası 100-200 ms ortalama genlikleri doğru-emin koşulunu diğer 2 koşuldan anlamlı farklarla ayırıyordu (Şekil 4.2.1.2.-2).

Daha önce de bahsedildiği gibi Pe potansiyelinin beyindeki hata belirleme aktivitesinden ziyade, hatanın farkındalık düzeyine çıkması sürecini yansıttığı düşünülmektedir [48, 7]. “Yanlış-emin” koşulunda “doğru-emin” koşulundan belirgin biçimde ayrılan Pe, bu görüşü desteklemektedir.

Yanıt sonrası 100-200 ms arasında emin olma koşulları arasında farklılık gösteren genlikler literatürde sadece bir çalışmada çok benzer bir şekilde yer almaktadır [70]. Söz konusu çalışma da bu zaman aralığında anlamlı fark saptamış olmakla birlikte, bu zaman penceresindeki pozitifite bir OİP dalgası olarak henüz adlandırılmamıştır. Ölçülen pozitifite, en büyük ortalama genliği yanlış-emin koşulunda göstermiş, emin-değil ve doğru-emin koşulları onu izlemiştir. Böylece emin olma seviyelerinin üçünü birbirinden en iyi ayırt eden parametrelerden biri olmuştur.

Ayrıca elde edilen bulgular, “yanlış-emin” koşulundakinden daha geç ve düşük latanslı olmakla beraber “emin-değil” koşulunda da HİN ortaya çıktığını göstermektedir (Şekil 4.2.1.2.-2). Bu da HİN'in basit bir hata saptama sinyali olmadığını, çelişkili veya belirsizlik bulunan durumlarda da ortaya çıkan bir potansiyel olduğunu ileri süren çelişki-izleme hipotezini desteklemektedir [46, 47].

Oddball ödevinin zaman-frekans alanındaki analizleri, yanıt-kilitli uyarılmış teta aktivitesinin yanlış-emin koşulunu, yanıtı izleyen toplam teta aktivitesinin emin-değil koşulunu, yanıt-kilitli uyarılmış delta aktivitesini ise doğru-emin koşulunu diğer koşullardan ayırt edebildiğini göstermekteydi (Şekil 4.2.2.1-3, Şekil 4.2.2.1.-4).

Zaman-frekans alanındaki ölçümler, emin olma seviyelerini zaman alanındaki ölçümlere göre daha iyi ayırt ediyordu. OİP'lerde zaman alanında elde edilen farklara ek olarak zaman-frekans alanında spesifik zaman-frekans pencerelerinde deneğin yanıtlarıyla ilgili öznel değerlendirmesini yansıtan bulguların saptanmış olması şu açılardan önemliydi: Zaman-frekans alanında belirli bir zaman-frekans penceresine sınırlı farklar, daha az denemenin ortalaması ve hatta tek dilimlerde dahi başarılı bir sınıflandırmaya olanak sağlayabilir. Tüm EEG frekans aralığını içeren zaman alanı analizine göre belirli bir zaman-frekans penceresine odaklanan bir analiz sinyal/gürültü oranının daha yüksek olmasını sağlayacaktır. Toplam aktivitede, yani uyaran veya yanıtta faz-kilitli olmayan aktivitede de ayırıcı bulgular elde edilmesi, tek EEG dilimlerinin analizinde saptanabilecek genlik farklarıyla farklı koşulları tespit edebilme olasılığını arttırmaktadır. Ayrıca toplam aktivite olayla zamansal olarak kilitli olmayan ve bu nedenle ortalama yanıtta temsil edilemeyen bileşenlerin gösterilebilmesine olanak tanır.

5.3. Ayırt edici parametreler

Araştırmanın temel motivasyonu, beyin-bilgisayar etkileşiminde kullanılacak, kişinin karar verme sürecinden farklı düzeyde emin olma seviyelerini ayırt eden parametreler ortaya koyabilmektir. Bunların içinden özellikle emin olmama durumunun diğer koşullardan ayrılması, bildiğimiz kadarıyla daha önce literatürde sadece bir HİN çalışmasında araştırılmıştı [71]. Fakat bahsedilen çalışmada, emin olmama durumu ayrı bir koşul olarak incelenmemiş, hataya sebep olan bir durumun sonucu olarak incelenerek HİN genliğindeki yarattığı değişimler ölçülmüştür. Sonuç olarak, hatanın farkında olunan durumda, hata yapıldığından emin olmama durumuna göre daha yüksek genlikli HİN elde edilmiştir. Bu sonuç, yukarıda bahsedilen bulguları desteklemekle beraber, doğru ya da yanlış yanıtlardan bağımsız olarak emin olmama durumunun etkilerini tümüyle aydınlatmamaktadır.

Her bir koşulu diğer koşullardan ayıran tüm parametreleri ortaya koyabilmek amacıyla Tablo 4.3.-1'den farklı olarak her bir koşulu diğer iki koşulun ortalamasıyla

karşılaştıran yeni bir tablo hazırlandı (Tablo 5.3.-1). ANOVA kontrastları her bir koşulu diğer iki koşuldan ayırarak şekilde düzenlenerek yapılan analizlerle her koşulu ayırt edici parametreler elde edilmiştir. P3 genliğinin yanı sıra yanıtı izleyen toplam teta aktivitesinin emin-değil koşulunu diğer iki koşuldan da ayırt edebilmesi dikkat çekmektedir. Yanıtla faz kilitlenmesi aranmaksızın yanıtı izleyen dönemde toplam teta genliğinde artışa bağlı olarak elde edilen bu sonuç, kişinin öznel olarak yanıtının doğruluğundan emin olamadığı durumu tek EEG dilimlerinde yanıtı izleyen dönemdeki toplam teta genliği ile ayırt edebilme olasılığını gündeme getirmektedir.

Tablo 5.3-1: Her bir koşulu diğer iki koşuldan ayıran parametrelerin gösterimi.

Parametre \ Koşul	Yanlış-emin	Doğru-emin	Emin-değil
Ortalama HİN genliği	0,004		
Ortalama 100-200 ms genliği		0,001	
Ortalama Pe genliği		0,000	
Ortalama P3 genliği		0,000	0,000
Yanıta-kilitli uyarılmış teta aktivitesi	0,009		
Yanıtı izleyen toplam teta aktivitesi			0,002
Uyarana-kilitli uyarılmış teta aktivitesi		0,020	
Uyaranı izleyen toplam teta aktivitesi	0,044 *		
Yanıta-kilitli uyarılmış delta aktivitesi		0,001	
Uyarana-kilitli uyarılmış delta aktivitesi		0,000	
Uyaranı izleyen toplam delta aktivitesi			0,018
Yanıtı izleyen toplam delta aktivitesi		0,000	

* Uyarana-kilitli toplam teta yanıtı sadece yanlış-emin ve emin-değil koşullarını birbirinden ayırmaktadır. Tabloda istatistiksel analizlerde elde edilen *p* değerleri gösterilmiştir.

5.4. Çalışmanın önemi ve gelecekte yapılabilecekler

Bilgisayar başında yapılan işlerin giderek çoğaldığı ve hatta birçok mesleğin bilgisayarlar yardımıyla icra edildiği günümüzde, yakın geçmişe kadar bu yöntemle çalışmayan insanların yeni duruma hızla adapte olması gerekmektedir. Bilgisayar, uyum döneminde birçok hatayı ve performans düşüşünü beraberinde getirmekle birlikte, bu durumu düzeltmek için kişiyle bilgisayar arasında kurulacak bir arayüz aracılığıyla performansın yükselmesine yardımcı olabilecek bir araçtır.

Bazı araştırmacılar, hatanın kaynağı ve sebebine dair bilgi edinmek amacıyla hata anından önceki dönemi [72, 73] incelemişlerdir. EEG ve fMRG yöntemleriyle yapılan bu çalışmalarda prefrontal-ekstrastratial dikkat ağlarında, dikkati sürdürmekle ilişkilendirilen bölgelerde ve DMN (default mode network)'de hata öncesinde değişimler gözlenmiştir. Davranışsal bulgular da, ödev ilgi ve afektif bağlılığın azalmasıyla bazı elektrofizyolojik sinyallerin değişiminin gösterilmesine yardımcı olmuştur [74]. Bu araştırmalar, elektrofizyolojik sinyallerin tespitiyle yorgunluk ve dikkat kaybından kaynaklanan performans düşüklüğüne müdahale edilebileceğini göstermiştir. Bazı çalışmalarda ise hatalı denemeye ilişkin elektrofizyolojik sinyallerin, kişinin bir sonraki denemedeki kararını nasıl etkilediği araştırılmıştır [38]. Fakat bahsedilen çalışmalarda koşulları ayıran parametrelerin teknik olarak kullanılabilirliği üzerinde durulmamıştır. Ayrıca, fMRG ile elde edilen sinyaller, ödev esnasında kişiye geri bildirim vermek üzere kullanılamamaktadır. Bu projede ise, beyin-bilgisayar etkileşimiyle kişinin hata yaptığı durumu geri bildirmek, doğru seçimi yaptığına emin olduğunda hızla devam etmesini sağlamak ve emin olmadığı durumda gerek yavaşlayarak gerekse geribildirimde bulunarak performansın yükseltilmesini sağlamak üzere kullanılacak sinyaller bulunmuştur. Birden çok sinyal bulunması ve bu sinyallerin dalgacık dönüşümü analiziyle tek denemelerde saptanabileceğinin gösterilmesi, beyin-bilgisayar etkileşimi için güvenilir parametreler bulunduğuna işaret etmektedir.

İleride yukarıda bahsedilen çalışmalar da göz önünde bulundurularak, hata yapmadan önceki dönemde ortaya çıkan beyin sinyallerinin incelenmesiyle kişiyi hata yapmadan önce uarmayı sağlayacak parametreler de araştırılabilir. Ayrıca burada bahsedilen veya yeni ortaya çıkarılacak sinyaller tek denemelerde güvenilir biçimde saptanabilir hale getirilmelidir.

Son olarak oluşturulacak arayüzde her bir parametrenin tek tek değerlendirilmesi ve yapılan hesaplarla kişiye gerekli geribildirim verilmesi yerine, Prinzel ve arkadaşlarının (2000) önerdiği gibi çeşitli parametrelerin katılımıyla bir indeks oluşturulabilir [75]. Gerçek zamanda EEG üzerinden sürekli hesaplanacak bu indeks hem yöntemin güvenilirliğini hem de gürültüye duyarlılığını azaltacaktır.

KAYNAKLAR

1. Berhotz A. *Emotion and reason, the cognitive neuroscience of decision making*. New York: Oxford University Press Inc., 2003.
2. Bechara A, Damasio H, Damasio AR. Emotion, decision making and orbitofrontal cortex *Cereb Cortex* 2000; **10**: 295-307.
3. van Veen V & Carter CS. Error detection, correction, and prevention in the brain: a brief review of data and theories. *Clin EEG Neurosci*. 2006; **37**: 330-5.
4. Berka C, Levendowski DJ, Lumicao MN, Yau A, Davis G, Zivkovic VT, Olmstead RE, Tremoulet PD, Craven PL. EEG correlates of task engagement and mental workload in vigilance, learning, and memory tasks. *Aviat Space Environ Med*. 2007; **78**: 231-44.
5. Nieuwenhuis S, Aston-Jones G, Cohen JD. Decision making, the P3, and the locus coeruleus-norepinephrine system. *Psychol Bull*. 2005; **131**: 510-32.
6. Falkenstein M, Hoormann J, Christ S, Hohnsbein J. ERP components on reaction errors and their functional significance: a tutorial. *Biol Psychol*. 2000; **51**: 87-107.
7. Nieuwenhuis S, Ridderinkhof KR, Blom J, Band GP, Kok A. Error-related brain potentials are differentially related to awareness of response errors: evidence from an antisaccade task. *Psychophysiology* 2001; **38**: 752-60.
8. Yasuda A, Sato A, Miyawaki K, Kumano H, Kuboki T. Error-related negativity reflects detection of negative reward prediction error. *Neuroreport* 2004; **15**: 2561-5.
9. Holroyd CB, Hajcak G, Larsen JT. The good, the bad and the neutral: electrophysiological responses to feedback stimuli. *Brain Res*. 2006; **1105**: 93-101.
10. Başar E. EEG and Brain Dynamics. Relation between EEG and brain evoked potentials. Amsterdam: Elsevier; 1980.
11. Başar E. Brain Function and Oscillations. *Berlin : Springer-Verlag*. 1998; **1**: 293-325.
12. Luck, Steven J. *An Introduction to the Event-Related Potential Technique*. Cambridge, MA: The MIT Press; 2005

13. Handy TC, editor. *Event Related Potentials, A Methods Handbook*. Massachusetts: MIT Press; 2005.
14. Themanson JR, Hillman CH, McAuley E, Buck SM, Doerksen SE, Morris KS, Pontifex MB. Self-efficacy effects on neuroelectric and behavioural indices of action monitoring in older adults. *Neurobiol Aging*. 2008; **29**: 1111–22
15. Gehring WJ, Knight RT. Prefrontal-cingulate interactions in action monitoring. *Nat Neurosci*. 2000; **3**: 516–20.
16. Lamar M. (2006). *SOL-UK workshop talk 'Improving the Decision-Taking Process in Institutions'*. Erişim 02.02.2009, Triarchy Press: http://www.triarchypress.co.uk/pages/articles/Neuroscience_and_Decision_Making.pdf
17. Damasio AR. The somatic marker hypothesis and the possible functions of the prefrontal cortex. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci*. 1996; **351**: 1413-20.
18. Gehring WJ, Himle J, Nisenson LG. Action-monitoring dysfunction in obsessive-compulsive disorder. *Psychol Sci*. 2000; **11**: 1–6.
19. Russell J, Hill EL. Action-monitoring and intention reporting in children with autism. *J Child Psychol Psychiatry*. 2001; **42**: 317–28.
20. Hogan AM, Vargha-Khadem F, Kirkham FJ, Baldeweg T. Maturation of action monitoring from adolescence to adulthood: an ERP study. *Dev Sci*. 2005; **8**: 525–34.
21. van Veen V, Carter CS. The anterior cingulate as a conflict monitor: fMRI and ERP studies. *Physiol Behav*. 2002; **77**: 477-82.
22. Elliott R, Dolan RJ, & Frith CD. Dissociable functions in the medial and lateral orbitofrontal cortex: evidence from human neuroimaging studies. *Cereb Cortex* 2000; **10**: 308-17.
23. Cohen MX, Heller AS, Ranganath C. Functional connectivity with anterior cingulate and orbitofrontal cortices during decision-making. *Brain Res Cogn Brain Res*. 2005; **23**: 61-70.
24. Hogan AM, Vargha-Khadem F, Saunders DE, Kirkham FJ, Baldeweg T. Impact of frontal white matter lesions on performance monitoring: ERP evidence for cortical disconnection. *Brain*. 2006; **129**: 2177-88.

25. Opris I, Bruce CJ. Neural circuitry of judgement and decision mechanisms. *Brain Res Brain Res Review*. 2005; **48**: 509–26.
26. Corbetta & Shulman. Control of goal-directed and stimulus-driven attention in the brain. *Nature Rev Neurosci*. 2002; **3**: 201–15
27. Falkenstein M, Hoormann J, Christ S, Hohnsbein J. ERP components on reaction errors and their functional significance: a tutorial. *Biol Psychol*. 2000; **51**: 87-107.
28. Miltner WHR, Braun CH, Coles CGH. Event-related brain potentials following incorrect feedback in a time-estimation task: evidence for a “generic” neural system for error detection. *Journal of Cognitive Neuroscience*. 1997; **9**: 788-798.
29. Eriksen B.A. & Eriksen C.W. Effects of noise letters on the identification of a target letter in a nonsearch task. *Perception & Psychophysics* 1974; **16**: 143-149.
30. Coles MG, Scheffers MK, Holroyd CB. Why is there an ERN/Ne on correct trials? Response representations, stimulus-related components, and the theory of error-processing. *Biol Psychol*. 2001; **56**:173-89.
31. Holroyd CB & Coles MG. The neural basis of human error processing: reinforcement learning, dopamine, and the error-related negativity. *Psychol Rev*. 2002; **109**: 679-709.
32. Bernstein PS, Scheffers MK, Coles MG. “Where did I go wrong?” A psychophysiological analysis of error detection. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*. 1995; **21**: 1312-22.
33. Dehaene S, Posner MI, Tucker DM. Localization of a neural system for error detection and compensation. *Psychological Science* 1994; **5**: 303-305.
34. Ullsperger M & von Cramon DY. Subprocesses of performance monitoring: a dissociation of error processing and response competition revealed by event-related fMRI and ERPs. *Neuroimage*. 2001; **14**: 1387-401.
35. Bernat EM, Williams WJ, Gehring WJ. Decomposing ERP time-frequency energy using PCA. *Clin Neurophysiol*. 2005; **116**: 1314-34.
36. Luu P & Tucker DM. Regulating action: alternating activation of midline frontal and motor cortical networks. *Clin Neurophysiol*. 2001;**112**: 1295-306.

37. Luu P, Tucker DM, Makeig S. Frontal midline theta and the error-related negativity: neurophysiological mechanisms of action regulation. *Clin Neurophysiol.* 2004; **115**: 1821-35.
38. Cohen MX & Ranganath C. Reinforcement learning signals predict future decisions. *J Neurosci.* 2007; **27**: 371-8.
39. Demiralp T, Başar E. Theta rhythmicities following expected visual and auditory targets. *Int J Psychophysiol.* 1992; **13**: 147-60.
40. Başar E, Başar-Eroğlu C, Karakaş S, Schürmann M. Are cognitive processes manifested in event-related gamma, alpha, theta and delta oscillations in the EEG? *Neurosci Lett.* 1999; **259**: 165-8.
41. Başar E, Schürmann M, Sakowitz O. The selectively distributed theta system: functions. *Int J Psychophysiol* 2001; **39**: 197-212.
42. Başar-Eroğlu C, Demiralp T. Event-related theta oscillations: an integrative and comparative approach in the human and animal brain. *Int J Psychophysiol* 2001; **39**: 167-195.
43. Kirk IJ & Mackay JC. The role of theta-range oscillations in synchronising and integrating activity in distributed mnemonic networks. *Cortex* 2003; **39**: 993-1008.
44. Klimesch W. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Res Brain Res Rev.* 1999; **29**: 169-95. Review.
45. Falkenstein M, Hohnsbein J, Hoormann J, Blanke L. Effects of cross modal divided attention on late ERP components. II. Error processing in choice reaction tasks. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1991; **6**: 447-55.
46. Carter CS, Braver TS, Barch DM, Botvinick MM, Noll D, Cohen JD. Anterior cingulate cortex, error detection, and the online monitoring of performance. *Science* 1998; **280**: 747-9.
47. Botvinick MM, Braver TS, Barch DM, Carter CS, Cohen JD. Conflict monitoring and cognitive control. *Psychol Rev* 2001; **108**: 624-52.
48. O'Connell RG, Dockree PM, Bellgrove MA, Kelly SP, Hester R, Garavan H, Robertson IH, Foxe JJ. The role of cingulate cortex in the detection of errors with

- and without awareness: a high-density electrical mapping study. *Eur J Neurosci.* 2007; **25**: 2571-9.
49. Herrmann MJ, Römmler J, Ehlis AC, Heidrich A, Fallgatter AJ. Source localization (LORETA) of the error-related-negativity (ERN/Ne) and positivity (Pe). *Brain Res Cogn Brain Res.* 2004; **20**: 294-9.
50. Carrillo-de-la-Peña MT, Cadaveira F. The effect of motivational instructions on P300 amplitude. *Neurophysiol Clin.* 2000; **30**: 232-9.
51. Demiralp T, Ademoglu A, Comerchero M, Polich J. Wavelet analysis of P3a and P3b. *Brain Topogr.* 2001; **13**: 251-67.
52. Polich J. Updating P3: an integrative theory of P3a and P3b. *Clin Neurophysiol* 2007; **118**: 2128-2148.
53. Yeung N, Botvinick MM, Cohen JD. The neural basis of error detection: conflict monitoring and the error-related negativity. *Psychol Rev.* 2004; **111**: 931-59.
54. Keil A, Bradley MM, Hauk O, Rockstroh B, Elbert T, Lang PJ. Large-scale neural correlates of affective picture processing. *Psychophysiology.* 2002; **39**: 641-9.
55. Holroyd CB, Larsen JT, Cohen JD. Context dependence of the event-related brain potential associated with reward and punishment. *Psychophysiology.* 2004; **41**: 245-53.
56. Stampfer HG, Basar E. Does frequency analysis lead to better understanding of human event related potentials. *International Journal of Neuroscience,* 1985; **26**: 181-196.
57. Demiralp T, Yordanova J, Kolev V, Ademoglu A, Devrim M, Samar VJ. Time-frequency analysis of single-sweep event-related potentials by means of fast wavelet transform. *Brain Lang.* 1999; **66**: 129-45.
58. Başar E, Gönder A, Urgan P. Comparative frequency analysis of single EEG-evoked potential records. *J Biomed Eng.* 1980; **2**: 9-14.
59. Gevins A, Smith ME, McEvoy L, Yu D. High-resolution EEG mapping of cortical activation related to working memory: effects of task difficulty, type of processing, and practice. *Cereb Cortex.* 1997; **7**: 374-85.

60. Gevins A, Smith ME, Leong H, McEvoy L, Whitfield S, Du R, Rush G. Monitoring working memory load during computer-based tasks with EEG pattern recognition methods. *Hum Factors*. 1998; **40**: 79-91.
61. Makeig S, Jung TP. Tonic, phasic, and transient EEG correlates of auditory awareness in drowsiness. *Brain Res Cogn Brain Res*. 1996; **4**: 15-25.
62. Samar VJ, Bopardikar A, Rao R, Swartz K. Wavelet analysis of neuroelectric waveforms: A conceptual tutorial. *Brain Lang* 1999; **66**: 7–60.
63. Rollnik J, Schroder C, Rodriguez-Fornells A, Kurzbuch A, Dauper J, Moller J, Munte T. Functional lesions and human action monitoring: combining repetitive transcranial magnetic stimulation and event-related brain potentials. *Clinical Neurophysiology*. 2004; **115**: 145–153.
64. Bigelow C, Holmes K. The design of a Unicode font. *Electronic Publishing*. 1993; **6**: 289–305.
65. Jeon YW, Polich J. P3a from a passive visual stimulus task. *Clinical Neurophysiology*. 2001; **112**: 2202-2208.
66. Schiff SJ, Aldroubi A, Unser M, Sato S. Fast wavelet transformation of EEG. *Electroen Clin Neuro* 1994; **91**: 442-455.
67. Krigolson OE, Holroyd CB. Hierarchical error *processing*: Different errors, different systems. *Brain Research*. 2007; **1155**: 70-80.
68. Debener S, Ullsperger M, Siegel M, Fiehler K, von Cramon DY, Engel AK. Trial-by-trial coupling of concurrent electroencephalogram and functional magnetic resonance imaging identifies the dynamics of performance monitoring. *J Neurosci*. 2005; **25**: 11730-7.
69. Bernat E, Bunce S, Shevrin H. Event-related brain potentials differentiate positive and negative mood adjectives during both supraliminal and subliminal visual processing. *Int J Psychophysiol*. 2001; **42**: 11-34.
70. Parra LC, Spence CD, Gerson AD, Sajda P. Response error correction--a demonstration of improved human-machine performance using real-time EEG monitoring. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2003; **11**: 173-7.

71. Scheffers MK, Coles MGH. Performance monitoring in a confusing world: Error-related brain activity, judgments of response accuracy, and types of errors. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*. 2000; **26**: 141-151.
72. Eichele T, Debener S, Calhoun VD, Specht K, Engel AK, Hugdahl K, von Cramon DY, Ullsperger M. Prediction of human errors by maladaptive changes in event-related brain networks. *Proc Natl Acad Sci USA*. 2008; **105**: 6173-8.
73. Padilla ML, Wood RA, Hale LA, Knight RT. Lapses in a prefrontal-extrastriate preparatory attention network predict mistakes. *J Cogn Neurosci*. 2006; **18**: 1477-87.
74. Yeung N, Holroyd CB, Cohen JD. ERP correlates of feedback and reward processing in the presence and absence of response choice. *Cereb Cortex*. 2005; **15**: 535-44.
75. Prinzel LJ, Freeman FG, Scerbo MW, Mikulka PJ, Pope AT. A closed-loop system for examining psychophysiological measures for adaptive task allocation. *Int J Aviat Psychol*. 2000; **10**: 393-410.

ETİK KURUL KARARI



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
DEKANLIĞI
Yerel Etik Kurulu



Sayı : 2192

Tarih : 28/09/2007

Konu : Prof.Dr.Tamer DEMİRALP hk,

İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

İlgi : Rektörlüğün, 27.08.2007 tarihli, 40125 sayılı yazısı,

Sorumlu araştırmacılığını Üniversitemiz Deneysel Tıp Araştırma Enstitüsü Sinirbilim Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof.Dr.Tamer DEMİRALP'in üstlendiği ve Yüksek Lisans Öğrencisi Moleküler Biyolog ve Genetikçi Aslihan SELİMBEYOĞLU'nun yürüteceği 2007/2077 dosya no'lu "Karar verme süreci ve eylem monitörizasyonuna ilişkin beyin potansiyelleri ve salınımları" başlıklı tez çalışması kurumumuzun 26.09.2007 tarihli, 09 sayılı toplantısında onaylanmış olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Rektörlük Kanalı ile Üniversitemiz Deneysel Tıp Araştırma Enstitüsü Sinirbilim Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof.Dr.Tamer DEMİRALP'a iletilebilmesi hususunda gereğini saygılarımla arz ederim.

Prof.Dr. Zafer ARI
İstanbul Tıp Fakültesi
Etik Kurul Başkanı

Eki: Tutanak



**İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
YEREL ETİK KURUL TUTANAĞI**

Toplantı Tarihi : 26/09/2007

Toplantı Yeri : Behçet Kütüphanesi Etik Kurul Toplantı Salonu

Toplantı Sayısı : 9

Sorumlu araştırmacılığını Üniversitemiz Deneysel Tıp Araştırma Enstitüsü Sinirbilim Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof.Dr.Tamer DEMİRALP'in üstlendiği ve Yüksek Lisans Öğrencisi Moleküler Biyolog ve Genetikçi Aslıhan SELİMBEYOĞLU'nun yürüteceği 2007/2077 protokol numaralı "Karar verme süreci ve eylem monitörizasyonuna ilişkin beyin potansiyelleri ve salınımları" başlıklı tez çalışma dosyası kurulumuzda incelendi etik yönden bir sakınca taşımadığı görüldü, uygulamaya konulabileceğine karar verildi.

Prof.Dr. Zafer ARI
Etik Kurul Başkanı (Dekan Yardımcısı)

Prof.Dr. A.Yağız ÜRESİN
Farmakoloji ve Kli. F. A.D

Prof.Dr. Ahmet GÜL
İç Hast. A.D, Romatoloji Bilim Dalı

Prof.Dr. Berrin UMMAN
Kardiyoloji A.D.

Prof.Dr. Cahide GÖKKUŞU
Biokimya A.D

Prof.Dr. Kamil PEMBEÇİ
Anesteziyoloji A.D.

Prof.Dr. Sevinç EMRE (Katılmadı)
Çocuk Sağ. Ve Hast. A.D

Prof.Dr. Nuran YILDIRIM
Deontoloji ve Tıp Tarihi A.D.

Prof.Dr. Oğuzhan ÇOBAN
Nöroloji A.D.

Prof.Dr. Pınar SAİP
İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü

Prof.Dr. Ümit TÜRKÖĞLU
Biokimya A.D

Prof.Dr. Çiçek BAYINDIR
Patoloji A.D., Nöropatoloji B.D.

Prof.Dr. Yeşim ERBİL
Genel Cerrahi A.D.

Prof.Dr. Neşe ÇOLAK
İç Hast.A.D. End. Ve Metabolizma Hast. B.D.

Prof.Dr. Nurhan ENGİNAR (Katılmadı)
Farmakoloji ve Kli.F. A.D

Fatma Ceyda DÖNMEZER
Sivil Toplum Örgütü Üyesi

Av. Dilek Temiz ÖZBEK
Hukukçu

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Aslıhan	Soyadı	Selimbeyoğlu
Doğ. Yeri	Niksar	Doğ. Tar.	09.10.1984
Uyruğu	Türk	TC Kim No	35506007644
Email	aslihansel@ogr.iu.edu.tr	Tel	

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.		
Lisans	İstanbul Teknik Üniversitesi	2006
Lise	Niksar Anadolu Lisesi	2002

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi		(TOEFL) 112
Fransızca	İyi	İyi	İyi		(DELFB2) 65,5

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	67,163	65,849	66,506
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
SPSS	İyi
MATLAB	İyi