



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BEYİN - BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ TASARIMI

**Elektronik Müh. Alaattin SAYIN
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman
Prof. Dr. Aydın AKAN**

Aralık, 2008

İSTANBUL

Alaattin SAYIN tarafından hazırlanan “Beyin - Bilgisayar Arayüzü Tasarımı” adlı bu çalışma 16/01/2009 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi



Prof. Dr. Aydın AKAN (Danışman)
İ.Ü. MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ
ASİL ÜYE



Prof. Dr. Osman Nuri UÇAN
İ.Ü. MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ
ASİL ÜYE



Prof. Dr. Sıddık YARMAN
İ.Ü. MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ
ASİL ÜYE



Prof. Dr. Hakan A. ÇIRPAN
İ.Ü. MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ
ASİL ÜYE



Prof. Dr. Ayten KUNTMAN
İ.Ü. MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ
ASİL ÜYE

ÖNSÖZ

Günümüzde tasarlanan beyin-bilgisayar arayüzlerinde ki en büyük sorun, kullanılacak olan işaretlerin özelliklerinin çıkarılmasında ve sınıflandırmasında yaşanmaktadır. Bununla birlikte oluşturulan sistemlerin hız performansları da oldukça düşüktür. BBA tasarımında özellikle dikkat edilmesi gereken hususlar; verilen görevleri kararlı bir şekilde yerine getirebilmesi, hızlı çalışabilmesi ve pratik bir kullanımının olmasıdır. Yapılacak olan bu çalışmada, daha önce vurgulanan hususlar göz önüne alınarak bir BBA tasarımı oluşturulmaya çalışılmış ve mevcut olan yöntemlere göre başarımlar ve hız performansı karşılaştırması yapılmıştır.

Tüm bu çalışmalarım sırasında bana desteklerini esirgemeyen arkadaşlarıma, okul hayatımda olduğu gibi tez çalışmalarım da yanımda olan ve bilgisini bir an bile paylaşmaktan geri durmayan dostum Umut GÜNDOĞDU'ya, bu bilimsel çalışmalarımı yürütürken her zaman verdiği desteği ve yardımları ile yanımda olan danışmanım Prof. Dr. Aydın AKAN'a , en içten duygularım ile teşekkür ederim.

Tezimi, çalışmalarım sırasında yaşanan tüm zorluklara rağmen benden desteklerini hiç esirgemeyen, her zaman benim yanımda olduklarını gösteren, iyi ve kötü zaman ayrımı yapmaksızın yaşamımızı paylaştığımız sevgili aileme ithaf ediyorum.

Bilimin, insanın yolunu aydınlatıcı ve doğrulara ulaşım aracı olduğu bir dünya dileğimle!

Aralık 2008

Alaattin SAYIN

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	I
İÇİNDEKİLER	II
ŞEKİL LİSTESİ	IV
TABLO LİSTESİ	VI
KISALTMALAR	VII
ÖZET	IX
SUMMARY	X
1. GİRİŞ	1
2. GENEL KISIMLAR	3
2.1. BİYOLOJİK İŞARETLERİN OLUŞUMU	3
2.1.1. Hücre Fizyolojisi	3
2.1.2. Aksiyon Potansiyelinin Oluşum Mekanizması	4
2.1.3. Aksiyon Potansiyelinin Yayılması	6
2.2. BİYOLOJİK İŞARETLERİN ALGILANMASI	9
2.3. ELEKTROENSEFEOLOGRAFİ (EEG)	10
2.3.1. Olay - İlişkili Potansiyeller (OİP)	13
2.3.2. EEG Ölçüm Sistemi	16
2.4. RASTGELE SÜREÇLERİN İNCELENMESİ	17
2.4.1. Öz İlinti ve Çapraz-İlinti Fonksiyonları	18
2.4.2. Güç İzgesi ve Çapraz İzge	18
2.4.3. Koherans	19
2.4.4. Zamanla Değişen Güç İzgesi	19
2.4.5. Zamanla Değişen Koherans	20
2.4.6. Gabor Analizi	21
2.5. BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ	26
2.5.1. BBA Sistemlerinin Temel Bileşenleri	26
2.5.2. BBA Sistemlerinde Kullanılan Veri Tipleri	28

2.6. BBA SİSTEM ÇEŞİTLERİ.....	29
2.6.1. Görsel olarak tetiklenen potansiyeller.....	29
2.6.2. Yavaş kortikal potansiyeller (YKP).....	30
2.6.3. P300 tetiklenen potansiyeller.....	30
2.6.4. μ ve β Ritmleri.....	31
2.6.5. Kortikal nöronlar.....	31
3. MALZEME VE YÖNTEM.....	32
3.1. KULLANILAN VERİLERİN ÖZELLİKLERİ.....	32
3.1.1. DENEY PROSEDÜRÜ.....	33
3.2. VERİ İŞLEME METODU.....	34
3.2.1. Sistemin Amacı.....	34
3.2.2. Analiz Metodu.....	34
3.2.3. Karar Verme Aşaması.....	34
4. BULGULAR.....	35
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	52
KAYNAKLAR.....	54
ÖZGEÇMİŞ.....	57

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1. Hücrenin genel yapısı	3
Şekil 2.2. İnsanda bulunan çeşitli tipteki hücreler	4
Şekil 2.3. Aksiyon potansiyeli	5
Şekil 2.4. Çeşitli hücrelere ait aksiyon potansiyelleri	6
Şekil 2.5. Aksiyon potansiyelinin yayılması.....	7
Şekil 2.6. Sinaps olgusu	8
Şekil 2.7. Aksiyon potansiyeli darbe katarı	8
Şekil 2.8. Hücre içi ileti ve ölçümü.....	9
Şekil 2.9. Kalp İşareti.....	10
Şekil 2.10. Farklı dalga boylarına göre EEG şekilleri	13
Şekil 2.11. Görsel uyarıya verilen cevap	15
Şekil 2.12. İşitsel uyarıya verilen cevap	15
Şekil 2.13. Uluslararası 10-20 sistemine göre elektrot dizilişi.....	17
Şekil 2.14. Genel bir BBA sisteminin çalışma algoritması.....	26
Şekil 3.1. EEG kanal numarasına göre yerleşimleri	32
Şekil 3.2. Deneyde kullanılan satır - sütun yerleşimi.....	33
Şekil 4.1. Hedef ve Hedef-olmayan verilerin ortalaması (Cz).....	35
Şekil 4.2. Hedef ve Hedef-olmayan işaretler (Cz)	36
Şekil 4.3. Hedef işaretlerin zaman-frekans analizi	37
Şekil 4.4. Hedef-olmayan işaretlerin zaman-frekans analizi	37
Şekil 4.5. Hedef işaretlerin zaman-frekans analizi (1-20 Hz).....	38
Şekil 4.6. Hedef –olmayan işaretlerin zaman-frekans analizi (1-20 Hz)	38
Şekil 4.7. Hedef işaretlerin zamanla değişen koheransı (Cz).....	39
Şekil 4.8. Hedef işaretlerin zamanla değişen koheransı (Fz)	40
Şekil 4.9. Hedef işaretlerin zamanla değişen koheransı (Pz).....	40
Şekil 4.10. Doğru harfin analizi (Cz).....	41
Şekil 4.11. Doğru harfin analizi (Fz)	42
Şekil 4.12. Doğru harfin analizi (Pz)	42

Şekil 4.13. Yanlış bir harf analizi (Cz)	43
Şekil 4.14. Yanlış bir harf analizi (Fz).....	43
Şekil 4.15. Yanlış bir harf analizi (Pz).....	44
Şekil 4.16. Hatalı bulunan harfin(S) analizi (Cz).....	45
Şekil 4.17. Hatalı bulunan harfin(S) analizi (Fz)	45
Şekil 4.18. Hatalı bulunan harfin(S) analizi (Pz)	46
Şekil 4.19. Yanlış sonuç harfin (W) analizi (Cz)	46
Şekil 4.20. Yanlış sonuç harfin (W) analizi (Fz)	47
Şekil 4.21. Yanlış sonuç harfin (W) analizi (Pz)	47

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1. Beyinde oluşan dalgaların özellikleri	11
Tablo 4.1. Örnek1 analiz puanlaması.....	41
Tablo 4.2. Örnek2 analiz puanlaması.....	44
Tablo 4.3. Deneme verilerinin 1. analiz ile tahmin sonuçları	48
Tablo 4.4. Test verilerinin 1. analiz ile tahmin sonuçları.....	49
Tablo 4.5. Deneme verilerinin 2. analiz ile tahmin sonuçları	50
Tablo 4.6. Test verilerinin 2. analiz ile tahmin sonuçları.....	51

KISALTMALAR

ALS	:	Amyotropic Lateral Sclerosis
$a_{m,k}$:	Gabor katsayıları
$\arg\{.\}$:	Argüman operatörü
BBA	:	Beyin Bilgisayar Arayüzü
C_{XY}	:	X ve Y süreçlerine ait normalize izge
$E[.]$:	Beklenen değer
EEG	:	Elektroensefelografi
EMG	:	Elektromiyografi
$F\{.\}$:	Fourier dönüşümü operatörü
fMRI	:	Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme
f_{xy}	:	X ve Y rastgele süreçlerine ait birleşik olasılık dağılım fonksiyonu
GAD	:	Geniş Anlamda Durağan
GUP	:	Görsel uyarılmış ptansiyeller
Hz	:	Hertz (Frekans birimi)
$h(\tau - t)$:	τ kadar kaydırılmış pencere fonksiyonu
MEG	:	Magnetoensefelogram
MS	:	Multiple Sclerosis
OİP	:	Olay-İlişkili Potansiyeller
OYD	:	Olasılık Yoğunluk Dağılım
PET	:	Pozitron Emisyon Tomografisi
$P_{x_k}(\omega)$:	Modifiye güç izgesi
R_{XX}	:	X rastgele sürecine ait özilinti fonksiyonu
R_{XY}	:	X ve Y rastgele süreçlerine ait çapraz ilinti fonksiyonu
S_X	:	X sürecine ait güç izgesi
S_{XY}	:	X ve Y süreçlerine ait çapraz izge
\hat{S}_X	:	İzge Kestirimi
$S_X(\omega, t)$:	Zamanla değişen güç spektrumu
$\hat{S}_{xy}(\tau, \omega)$:	Zamanla değişen çapraz izge kestirimi
STFT	:	Kısa zamanlı Fourier dönüşümü
SPECT	:	Tekil Foton Yayılımlı Bilgisayar Tomografisi
t	:	Zaman
UP	:	Uyarılmış Potansiyeller
X	:	Rastgele süreç
Y	:	Rastgele süreç
x	:	X rastgele süreci tarafından üretilmiş işaret
y	:	Y rastgele süreci tarafından üretilmiş işaret
X	:	x işaretine ait frekans etki alanı sembolü
Y	:	y işaretine ait frekans etki alanı sembolü
$x_t(\tau)$:	Pencere fonksiyonu ile modifiye edilmiş x işareti

$X_t(\omega)$:	Modifiye edilmiş x işaretine ait frekans dönüşümü
YKP	:	Yavaş kortikal potansiyel
ω	:	Açısal frekans
τ	:	Zamanda gecikme
ϕ_{XY}	:	X ve Y süreçleri arasındaki faz
ρ	:	X ve Y süreçleri arasındaki gecikme

ÖZET

BEYİN – BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ TASARIMI

Beyin-bilgisayar arayüzü (BBA) bir tür iletişim sistemidir. Bu iletişim sisteminde, bireyin dış dünyaya gönderdiği iletiler ve komutlar beynin normal çıktı yolları olan çevre sinirlerden ve kaslardan değil de beyin etkinliğinin algılandığı ve yorumlandığı bir sistemden oluşması amaçlanır. Bu amaçla tasarlanmış sistemlere BBA denir. Bu sistemlerde elektroensefalografi (EEG), fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI), pozitron emisyon tomografisi (PET), gibi teknikler kullanılabilir. Ancak şimdiye dek BBA çalışmalarında yoğun olarak kullanılmış olan teknik EEG'dir. Bu çalışmada da EEG kullanılarak, mevcut teknikler incelenip, yeni analiz tekniklerinin oluşturulması hedeflenmektedir. Böylece daha iyi yorumlanabilen ve daha hızlı çalışan bir BBA tasarlanabilir.

Bu çalışmada öncelikli olarak beyin hücrelerinin fizyolojik yapısının araştırılması yapılmış, EEG sinyallerinin nasıl oluştuğu ve ölçüldüğü konusu incelenmiştir. Bunun sonunda BBA'da kullanılacak olan işaretler hakkında bilgi edinilmiştir.

Bir sonraki aşamada uyarılmış potansiyeller hakkında gerekli inceleme yapılmış ve kullanılacak öznitelik çıkarma konusunda araştırma yapılarak BBA'da kullanılacak sisteme karar verilmiştir. Bu aşamada koherans analizi hakkında araştırma yapılmıştır.

Bu araştırmalar sonunda oluşturulan BBA'da kullanılacak veriler daha önce yapılmış çalışmalardaki verilerden seçilmiştir. Bunun sebebi de burada oluşturulan sistem ile daha önce oluşturulan sistemler arasındaki farkı daha iyi görebilmek ve sonuçları karşılaştırmadaki tutarlılık olmuştur.

Sonuç olarak burada kullandığımız analiz yöntemi daha önceki araştırmalardan farklı ve daha yeni bir sistem olduğu için, elde ettiğimiz sonuçların gelecekte bu konuda yapılacak çalışmalara ışık tutacağı düşünülmektedir.

SUMMARY

BRAIN – COMPUTER INTERFACE DESIGN

Brain - Computer Interface (BCI) is a kind of communication system. In this communication system, outputs and commands do not transmit out world via normal pathways or organs but that system by recognizing and analyzing brain activity. Electroencephalography (EEG), functional magnetic resonance imaging (fMRI), positron emission tomography (PET) and such techniques can be used in these systems. However, in retrospect the most common technique is been EEG. In this study, we aimed to produce new analysis technique uses EEG by investigating existent analyzing techniques. So a much faster and brainier BCI systems can be designed.

In this study, we first investigate the physiological structures of brain cells and formation and measuring EEG signals. So information about signals which can be used in a BCI system has obtained.

On the next step, some features extraction methods and evoked potentials was investigated and a decision on which features could be used in such system was made. In this step Coherency analysis was researched.

At the end of this investigation process, data of which would be used in the BCI system was chosen from a databank. So we would have the opportunity to compare our results with retrospect much more convenient.

In conclusion, the analysis method which we used in this study, is assumed to be a different and new point of view and hopefully it will guide the researchers working in this field.

1. GİRİŞ

Beynin elektriksel aktivelerinin incelenmeye başladığı 19. yüzyılda, ilk görüntülemeyi başaran Caton bu çalışmasını hayvan denekler üzerinde gerçekleştirmiştir. (Caton, 1975). Bu tür çalışmaların sürmesiyle birlikte, insan beyninin elektriksel aktivitelerini deri üzerinden ilk olarak EEG sistemiyle görüntüleyen ise Berger olmuştur. (Berger, 1929). Bu aşamadan sonra gelişen teknoloji ile hem bu görüntüleme sistemi hem de yeni görüntüleme teknikleri gelişim göstermiştir.

Görüntüleme tekniklerinin gelişmesiyle birlikte ortaya yeni çalışma alanları çıkarmıştır. Bunlardan bir tanesi de beyin verdiği tepkilerin incelenerek yorumlanması olmuştur. Zamanla bu yorumlamalar, beyin işaretleri ile bilgisayar arasında iletişim kurma çabalarını ortaya çıkarmıştır. 1970'lerde başlayan bu araştırmalar 1990 yılların başında deneysel olarak kullanılmasıyla yeni bir aşamaya geçmiştir. İşte bu noktada beyin bilgisayar arayüzü, bir tür iletişim sistemi olarak tanımlanabilir. Bu iletişim sistemi, bireyin dış dünyaya gönderdiği iletiler ve komutlar beynin normal çıktı yolları olan çevre sınırlardan ve kaslardan geçmeden bir sistem ile kontrol edilmesinden oluşur. (Wolpaw ve diğ., 2002) Bu sistemi ilk olarak deneysel olarak kullananlar Knapp ve Lusted (1990 ve 1996) olmuştur.

BBA sistemlerinde, EEG ile görüntüleme sisteminin çoğunlukla tercih edilmesinin sebebi ucuz olması, kolay taşınabilir olması ve bunun yanında zamanda iyi bir çözünürlüğünün olmasıdır.

Kullanılan beyin işaretlerinin türüne göre, görsel uyarılmış potansiyeller (Middendorf ve diğ., 2000), yavaş kortikal potansiyeller (Birbaumer ve diğ., 2000), μ ve β ritimleri (McFarland ve diğ., 2000), kortikal nöronlar (Kennedy, P.R., 1989) ve P300 tetiklenen potansiyeller (Donchin ve diğ., 2000) olarak BBA sistemleri sınıflandırılabilir.

Bu tür sistemler gerek tıp alanında gerekse gelişen teknolojik cihazların kullanımında gelecekte sık kullanılacağı düşünülmektedir. Henüz pratik uygulamaları çok fazla

olmamasına rağmen yakın zamanda günlük hayatta sıkça görülmeye başlanacağı kaçınılmaz bir gerçektir.

Dış dünya ile ilişkilerini çevresel sinir sistemlerini kullanarak kuramayan insanlara bu imkanı sunmayı da hedef edinen BBA sistemleri içinden, bu çalışmada EEG tabanlı olan P300 heceleme sistemi incelenmiştir.

Bu çalışma için sırasıyla; gerekli olan fizyolojik yapı incelenmiş, biyolojik işaretlerin oluşumu ve ölçüm sistemleri incelenmiştir. Bu aşamadan sonra kullanılacak analiz metodları araştırılmış ve kullanılacak metoda karar verilmiştir. Son olarak elde edilen veriler üzerinde uygulamalar yapılmış ve bulgular ışığında sonuçlar değerlendirilmiştir.

Kısaca konudan bahsetmek gerekirse, süregelen EEG işareti içerisinde P300 bileşeninin ayırt edilmesinde kullanılan en bilinen yöntem Oddball paradigmasıdır. Denekten yüksek olasılıklı standart uyarılar arasında rastgele sunulan düşük olasılıklı hedef uyarılara yanıt vermesi istenmektedir. Örneğin iki farklı tonda ses işaretinin var olduğunu kabul edilirse ve saniyede bir defa bu işaretlerden bir tanesi verilir. Bu iki işaretin gerçekleşme olasılıkları birbirlerinden farklı olsun. Düşük olasılıklı yani dikkat edilen uyarana karşı uyarandan yaklaşık 300 ms sonra oluşan pozitif dalga P300 olarak adlandırılmaktadır. Tekrarlanan olayların ortalaması alındığında uyarana karşı verilen beyin yanıtları gözlenebilmektedir. Ortalama alınarak elde edilen P300 işaretleri farklı elektrotlarda farklı dalga şekillerine sahip olabilir Bununla birlikte şekilleri farklı olsa da tepe yaptıkları zaman değerlerinin yaklaşık olarak eşit oldukları görülmektedir. P300 sınıflandırmasındaki amaca bağlı olarak bu elektrotların tek bir tanesi veya çok sayıda elektrottan alınan değerler farklı birleşimlerde kullanılabilirler.

Bu çalışmada farklı EEG işaretleri arasındaki zaman-frekans ilişkileri incelenerek edilen öznitelik vektörleri ile P300 sınıflandırması yapılarak harf tahminleri yapılmaya çalışılacaktır. Bunu yaparken, zamanla değişen koherans analizi kullanılmıştır. Normalize edilmiş haldeki analiz sonuçlarından en yüksek puan almış olanı çıkış olarak nitelendirilmiştir.

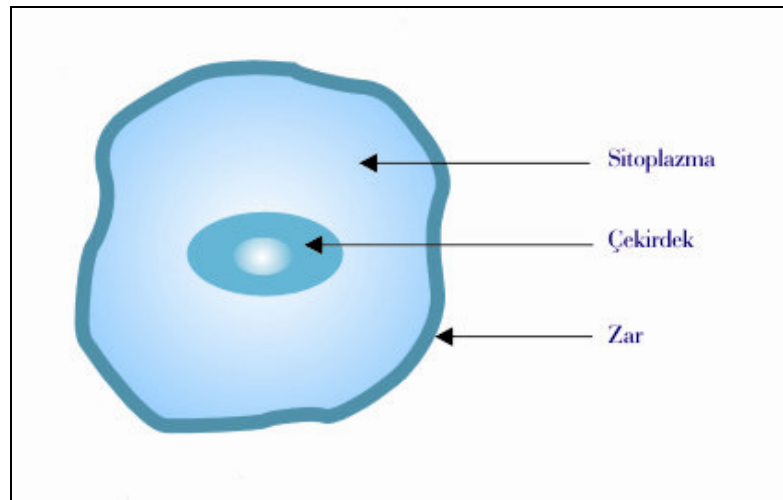
2. GENEL KISIMLAR

2.1. BİYOLOJİK İŞARETLERİN OLUŞUMU

Biyolojik işaretler, canlıların vücutlarında varolan sistemlerin ve organların çalışmasıyla oluşmaktadır. Bu işaretlerin temelini, hücrelerdeki elektrokimyasal olayların sonucunda oluşan aksiyon potansiyeli oluşturur. Oluşan işaretler, elektrotlar yardımıyla algılanıp görüntülenebilirler. Fakat elde edilen işaretlerin büyük oranda durağan olmayan ve rastgele olmasından dolayı anlaşılabilmesini zorlaştırır. Bu durumda işaret işleme sistemlerini kullanarak, çeşitli hastalıklara tanı konulmasında veya bazı sistemlerin kontrol edilmesinde yararlanılabilmektedir. Böylece insan faktöründen kaynaklı oluşabilecek hatalar en aza indirgenebilir.

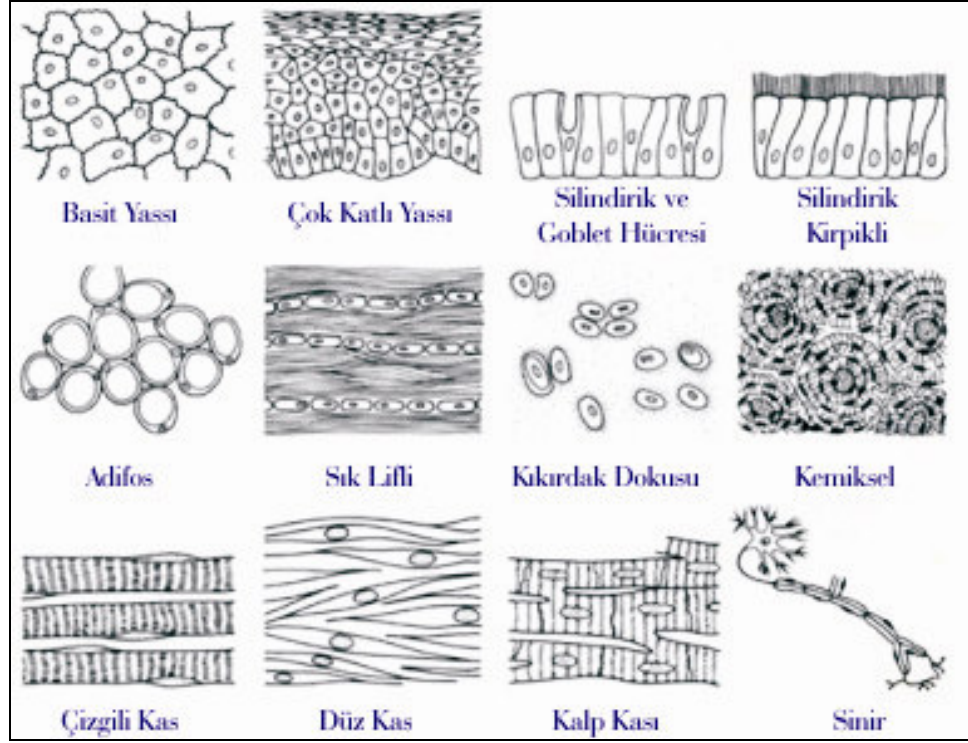
2.1.1. Hücre Fizyolojisi

Hücre, canlıların bağımsız olarak yaşamını sürdürebilen en küçük parçasıdır. Hücre, çekirdek, sitoplazma denilen hücre gövdesi ve sitoplazmayı çevreleyen bir hücre zarından oluşur, Şekil 2.1. Hücrelerde elektriksel işaretler, hücrenin uyarılabilme özelliği nedeniyle oluşur. Hücre zarları, eşik seviyesi olarak isimlendirilen bir değerin üzerindeki bir işaret ile uyarılacak olurlarsa bu uyarıma bütün hücreye yayılır. Uyarıma şekli elektriksel, kimyasal, optik, termal veya mekanik olabilir (Birman ve diğ. 2000).



Şekil 2.1. Hücrenin genel yapısı

Şekil 2.1’de en genel haliyle bir hücre modeli gösterilmiştir. Şekil 2.2’de ise bir insanda bulunan bazı hücrelerden örnekler görülmektedir.

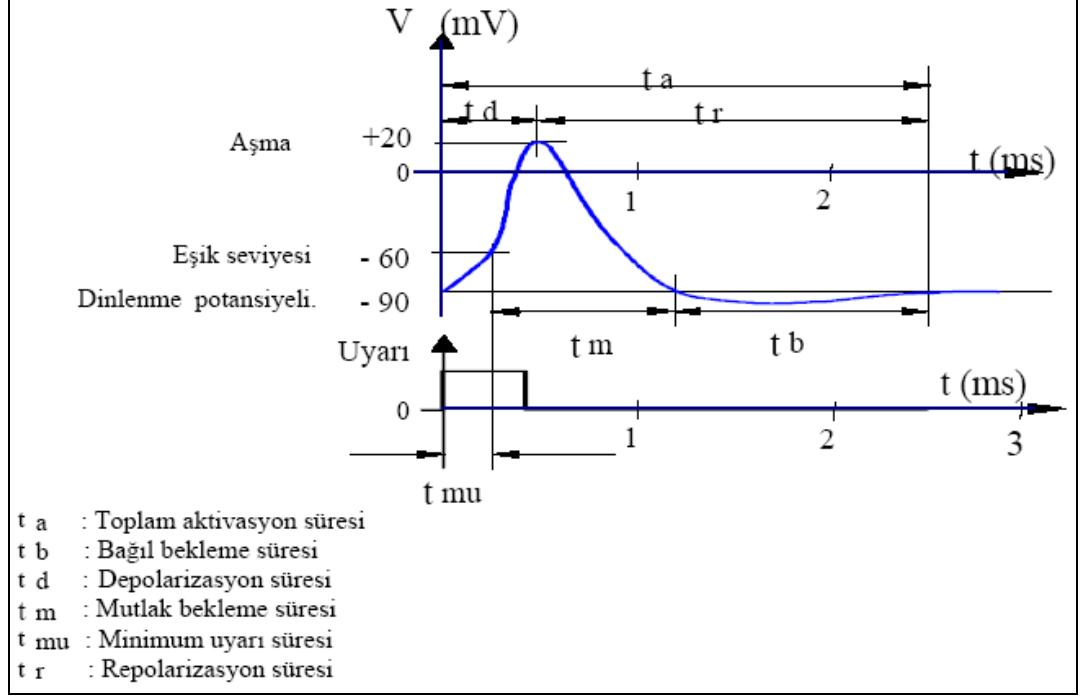


Şekil 2.2. İnsanda bulunan çeşitli tipteki hücreler

2.1.2. Aksiyon Potansiyelinin Oluşum Mekanizması

Elektrik kökenli biyolojik işaretlerin temelini hücrelerde ortaya çıkan aksiyon potansiyeli oluşturur. Bu potansiyel, gerçekte, hücre zarının iç ve dış taraflarındaki potansiyel farkıdır. Aksiyon potansiyelinin oluşumunda etkili olan etmenler aşağıda maddelenmiştir:

- Hücre zarının iyonlara olan seçici geçirgenliği,
- Hücre zarının hücre içindeki negatif yüklü ağır molekülleri geçirmeyişi,
- Hücrenin, elektriksel, kimyasal, ısı, magnetik vs. etkilerle uyarılabilir olması,
- Uyarılan hücrenin zarının iyonlara olan geçirgenliğinin değişik olması,
- Hücre zarında pasif transporta ek olarak aktif transportun da bulunuyor olması.



Şekil 2.3. Aksiyon potansiyeli

Şekil 2.3'te, aksiyon potansiyelinin değişimi gösterilmiştir. Hücre uyarılmadığında dinlenmede olup dinlenme potansiyeli -90mV kadardır. Hücrenin elektrik aktivitesinde iyonların hücre zarını pasif olarak geçişinde ortamlar arası iyon yoğunlaşma farkları önemli olur. Bu şekildeki iyon geçişi, pasif taşınma olarak ifade edilir.

Hücre içi, negatif yüklü ağır moleküller nedeniyle negatif (-90mV) olup bu potansiyeli dengelemek üzere, hücre zarının da kendilerini kolay geçirir olması nedeniyle, K⁺ iyonları hücre içini doldurmuştur; oysa, hücre zarının Na⁺ iyonlarına olan geçirgenliği yüksek olmadığından Na⁺ iyonları hücre içine girememektedir. (Birman ve dig., 2000)

Dinlenme sırasında, hücre dışında, içine göre, Na⁺ ve Cl⁻ iyon yoğunluğu daha fazladır; K⁺ iyonu ise hücre içinde daha yoğundur. Hücre uyarıldığında zarının Na⁺ iyonlarına olan geçirgenliği artar, hücre içine Na⁺ iyonları hücumu olur ve hücre içi potansiyeli +20mV değerine kadar yükselir, depolarizasyonda Na⁺, K⁺, Cl⁻ iyonları etkilidir.

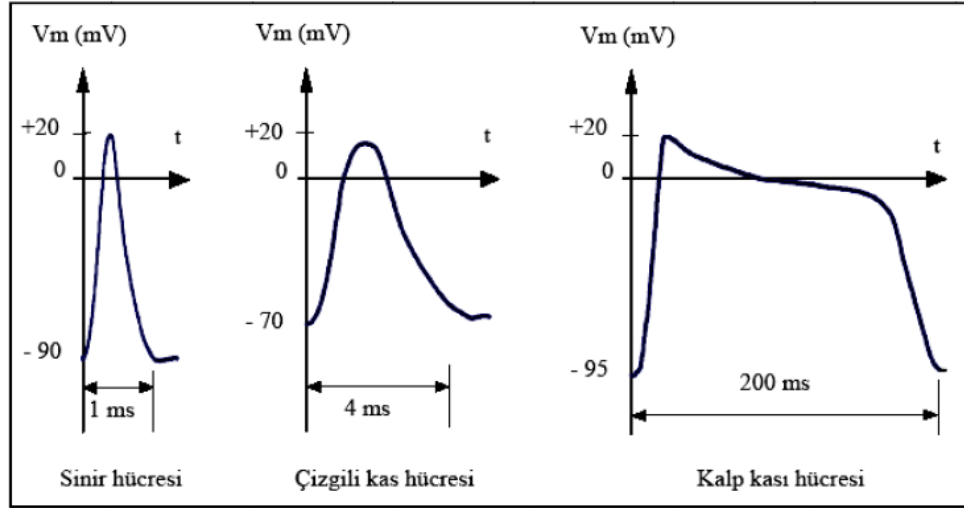
Gerilim değerinden etkilenen hücre zarının geçirgenliği tekrar dinlenme durumuna döner. Bu durumda, aktif taşınım etkili olur. Enerji harcayarak çalışan Na-K aktif pompaları Na⁺ iyonlarını hücre dışına (K⁺ iyonlarını da hücre içine) pompalamak suretiyle dinlenimdeki yoğunluk dengelerini kurmaya ve bu dengeleri korumaya çalışır.

Repolarizasyonda, zar potansiyeli eski seviyesine gelir. Bu değişime, aksiyon potansiyeli adı verilir.

Hücre uyarıldığında, zar potansiyeli (hücre dışı referans olmak üzere) pozitif doğru artar. Belli bir eşik gerilimini (-60mV) geçer geçmez, uyarı kesilse bile zar potansiyeli $+20\text{mV}$ repolarizasyon değerine kadar yükselmeye devam eder. Eşik değerini geçemeyen zar potansiyelleri uyarı kesildiğinde denge değerine dönerler.

Demek ki, hücre, zar potansiyelini eşik değerinin üzerine çıkaran uyarılar için uyarılmış olmakta; yoksa uyarılmamış kalmaktadır. Buna 'ya hep ya hiç yasası' denir. Hücre uyarıldıktan sonra, tekrar uyarılabilmesi için bir süre gerekir. Buna, bekleme süresi denir.

Aksiyon potansiyellerinin değişimi esitli hücrelerde farklılıklar gösterir. Sinir ve çizgili kas hücrelerindeki aksiyon potansiyelleri, süre ve genlik bakımından fazla farklı değildir. Kalp kasında ise değisik olup 0mV 'da kaldığı süre 200ms kadardır.

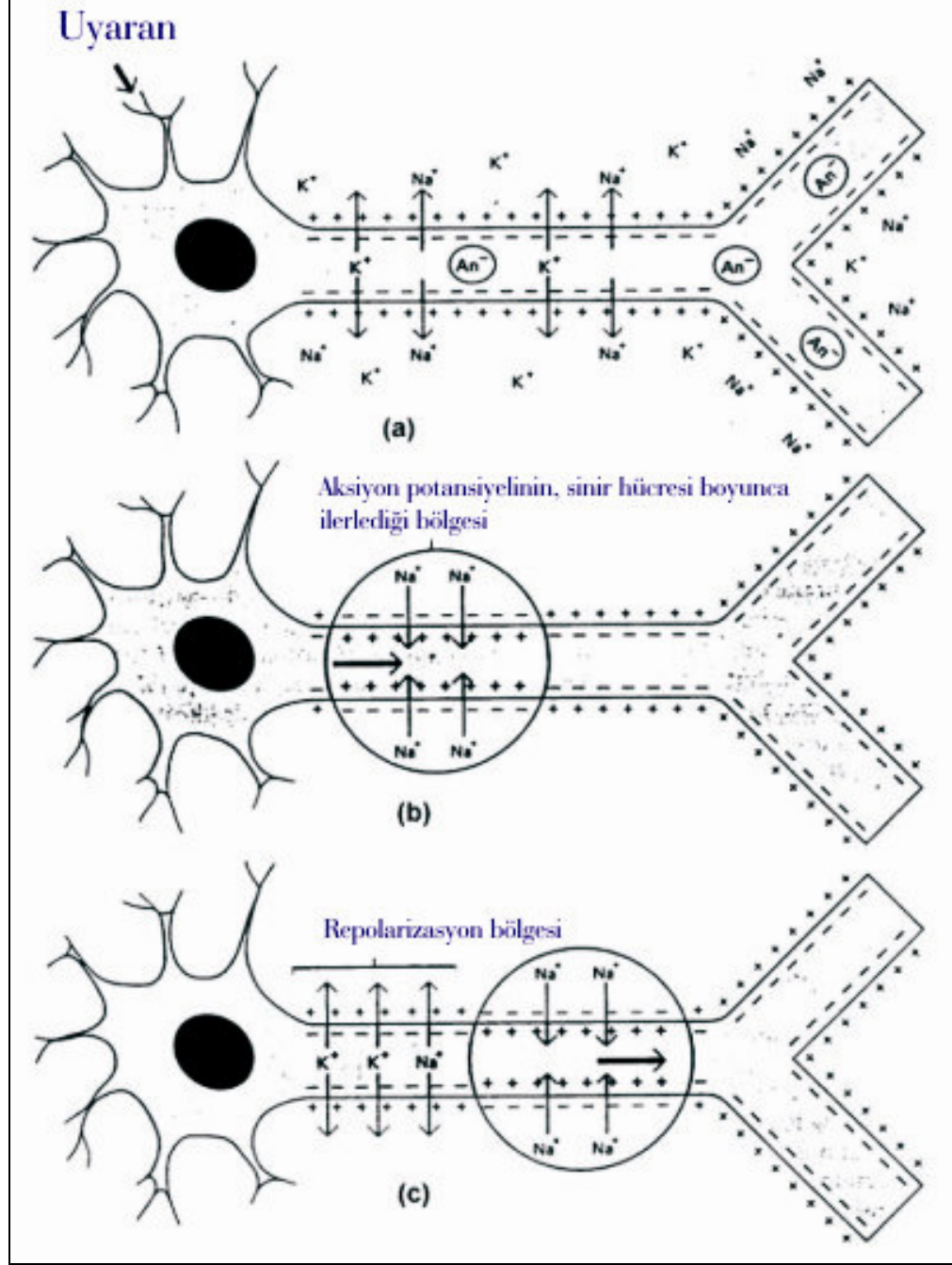


Şekil 2.4. Çesitli hücrelere ait aksiyon potansiyelleri

2.1.3. Aksiyon Potansiyelinin Yayılması

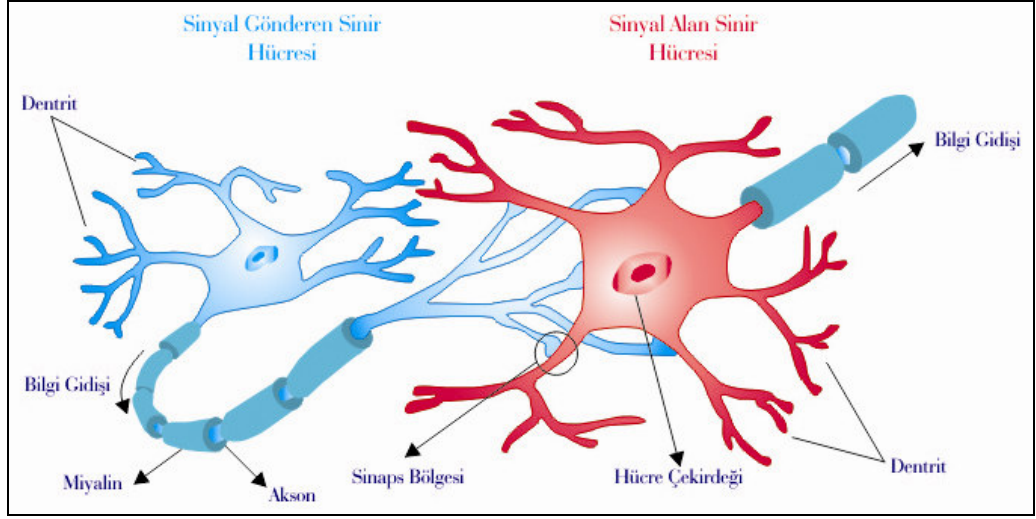
Bir hücre uyarılıp aksiyon potansiyeli ürettiğinde iyon akımı akmaya başlar. Bu olay komşu hücreleri de uyarabilir. Uzun aksonlu sinir hücrelerinde aksiyon potansiyeli aksonun uzunluğuna göre çok kısa bir kısmında meydana gelir ve her iki yöne yayılır.

Normal durumda bir sinir hücresi yalnız giriş ucuna yakın bir yerden uyarılır. Aksiyon potansiyeli hücre boyunca yayılırken bekleme sürelerinden dolayı, önce uyarılmış bölge yeniden uyarılmaz. Böylece yayılma tek yönlü olmuş olur. Şekil 2.5 (Birman ve diğ. 2000)



Şekil 2.5. Aksiyon potansiyelinin yayılması

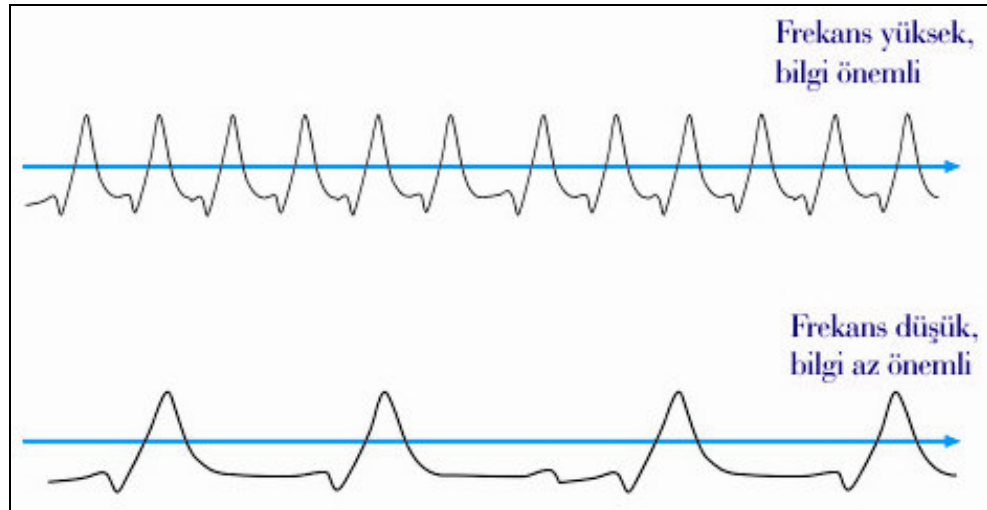
Şekil 2.6'da, aksiyon dalgası şeklinde sinir aksonu boyunca yayılan bilginin diğer bir sinir hücresine geçişi görülmektedir. Bu geçiş bölgelerine sinaps bölgeleri denir.



Şekil 2.6. Sinaps olgusu

Sinapslarda bilgi geçişi, kimyasal aktarıcılar (nöro-transmitterler) aracılığıyla olmaktadır. Sinapslarda bilgi geçişi, sinapsın yapısı gereği, tek yönlü olmaktadır. Bu da, bilginin sinir hücrelerinde tek yönlü yayılma sebeplerinden biridir.

Aksiyon potansiyeli, sinir hücresi boyunca darbe katarı şeklinde yayılır. Ya hep ya hiç prensibi gereği bu katardeki aksiyon potansiyellerinin genlikleri aynı kaldığından bilgi, aksiyon potansiyeli darbelerinin sıklığıyla (frekansıyla) taşınmaktadır, Şekil 2.7 (Birman ve dig., 2000)

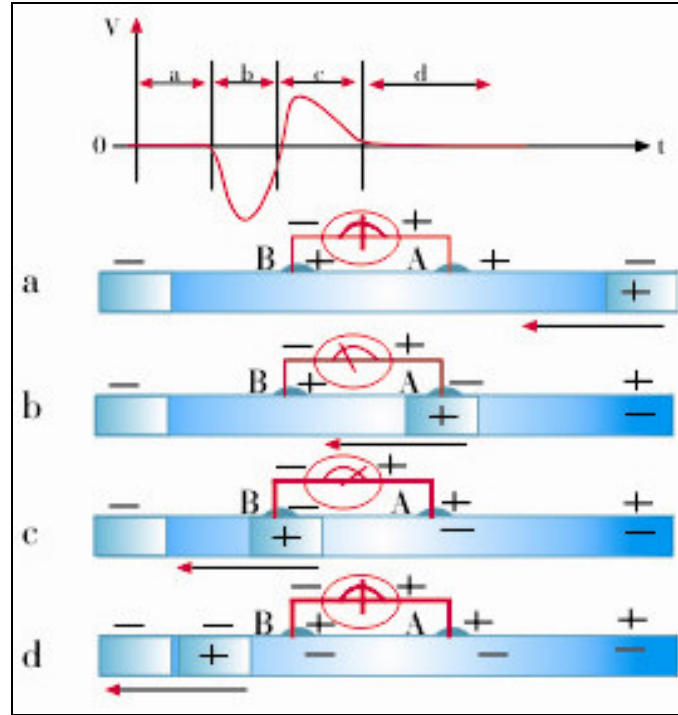


Şekil 2.7. Aksiyon potansiyeli darbe katarı

2.2. BİYOLOJİK İŞARETLERİN ALGILANMASI

Biyoelektrik potansiyelleri ölçebilmek için iyonik potansiyel ve akımları elektrik potansiyel veya akımlarına dönüştüren dönüştürücülere ihtiyaç vardır. Elektrik kökenli biyolojik işaretleri algılamakta kullanılan böyle bir dönüştürücü iki elektrottan meydana gelir ve elektrotların uygulandıkları noktalar arasındaki iyonik potansiyel farkını ölçer. Her bir hücrenin ürettiği bireysel aksiyon potansiyellerini ölçmek imkansız değilse de bazı özel uygulamalar dışında çok zordur. Çünkü hücre içine hassas olarak elektrot yerleştirilmesi gerekmektedir.

Biyopotansiyelleri en genel ölçme yöntemi, vücut yüzeyinden yapılan ölçümlerdir. Bu durumda alttaki birçok hücrenin aksiyon potansiyellerinin yüzeye gelen toplamı alınmaktadır. Bazı ölçümlerde ise bir kasa, sinire veya beyinin belirli bölgelerine batırılan iğne elektrotlar yardımıyla ölçüm yapılır. (Gürkan, 2006)

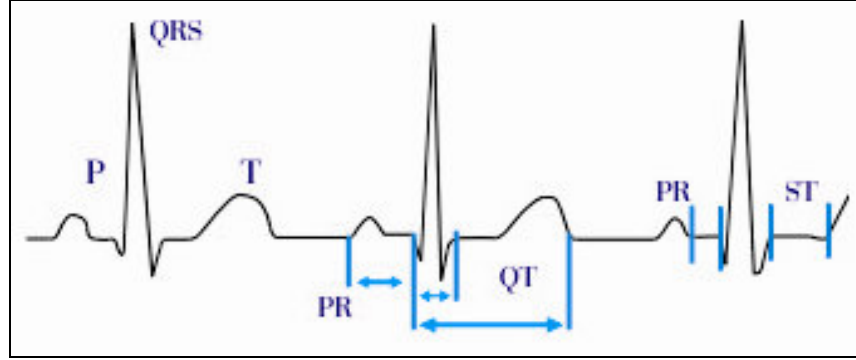


Şekil 2.8. Hücre içi ileti ve ölçümü

Biyolojik işaretlerin vücut yüzeyine nasıl ulaştıklarına dair, genel bir model bulunmamaktadır. Her durum için ayrı teoriler ve modeller önerilmektedir. Örneğin, kalbin elektriksel potansiyellerinin izahı için ortaya atılan ve nispeten gerçekçi görünen

teoriye göre yüzeyden ölçülen potansiyel alttaki bireysel aksiyon potansiyellerinin kendilerinin değil fakat birinci türevlerinin toplamıdır.

Ölçme metodu ne olursa olsun biyoelektrik potansiyellerin oldukça iyi bilinen dalga şekilleri mevcut olduğu gibi halen kaynağı anlaşılammış işaretler de mevcuttur.



Şekil 2.9. Kalp İşareti

2.3. ELEKTROENSEFEOLOGRAFİ (EEG)

Beyin içindeki farklı yapılar tarafından oluşturulan elektriksel işaretlerin gözlenmesi işlemi olarak nitelendirilebilir. Ölçümler kafatası içine yerleştirilmiş elektrotlar yardımıyla yapılabileceği gibi, kafa derisi üzerinden de yüzeyel olarak gerçekleştirilebilir. (Cromwell ve diğ. 1980)

EEG, elektroensefelografi teriminin kısaltmasıdır. Pravdish - Neminsky'nin ortaya attığı Yunan orjinli "elektro" "gram" ve latin orjinli "cerebro"dan oluşan "elektroserebrogram" terimini kullanmıştır. Berger ise Almanca olan "elektroencephalogram" terimini kullanmıştır. "Enkephalo" Yunanca'da "encephalo"ya karşılık gelmektedir.

Beyindeki elektriksel aktiviteyi ilk görüntüleyen Caton, bu çalışmasını deney hayvanlarıyla yapmış ve ilk sonuçları 1875'te British Medikal Journal'da yayınlamıştır. Bu dönemden sonra Berger'in çalışmasına kadar, hayvanlar üzerindeki çalışmalar devam etmiştir. İnsan EEG çalışmaları 1924'te başlamıştır. İlk çalışmalar Birinci Dünya Savaşı sonrasında büyük kafa kemik defektleri olan kişilerde yapılmıştır. 6 Temmuz 1924'te Edelman galvanometre ile beyinden gelen osilasyonu göstermiştir. 1925 yılında Berger kayıtlamanın yapılabilmesi için kafa kemik defektlerinin olmasının gerekli

olmadığını farketmiştir. Böylece 1926 - 1929 yılları arasında Berger alfa dalgaları ile kayıtlar elde etmiştir. 1929 yılında alfa ritm ve alfa bloke edici yanıt ile ilgili ilk rapor yazılmıştır. 1930'larda Berger'in insan EEG'sine ait raporları çok önemlidir: Bilinç dalgalanması ile ilgili çalışmalar, uyku sırasında ilk EEG çalışması, hipoksinin insan beynine etkisi, çeşitli lokalize veya difüz beyin hastalıkları ve epileptik deşarjlar bu raporlarda yer almıştır. (Kutlu, 2000)

Beynin çalışması, birçok sinir hücresinin birbiri ile iletişimi ile gerçekleşir. Sinir hücreleri düğümler oluşturarak belirli ödevler yerine getirirler. Bu esnada düğüme dahil sinirlerin ürettiği aksiyon potansiyelleri toplamsal bir şekilde beyin herhangi bir noktasından ölçülebilir.

Klinik olarak EEG, beyin çalışması hakkında bilgi verir. Epilepsi, uyku bozukluğu, MS (multiple sclerosis), beyin tümörü gibi birçok hastalığın tanısında yardımcı yöntem olarak kullanılmaktadır. Ayrıca son yıllarda giderek artan bir şekilde beyin bilgisayar arayüzü (BCI), duygusal durum monitörleri gibi konularda kullanım alanı oluşmaktadır. (Benovoy ve diğ. 2007)

Sağlıklı bireylerde farklı durumlar için gözlenen belirli dalga şekilleri mevcuttur. Frekans bölgelerine göre bu dalgaların sınıflandırılması Tablo 2.1'de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Beyinde oluşan dalgaların özellikleri

Band	Frekans (Hz)	Genlik (μV)	Bölge
Delta	0 - 4	Değişken	Değişken
Teta	4 - 7	Değişken	Değişken
Alfa	8 - 13	10 - 150	Occipital / Parietal
Beta	14 - 30	25	Frontal Bölgeler
Mü ritmi	9 - 11	Değişken	Motor korteks

Delta ritmi, 0.1 - 4Hz arası EEG datalarıdır Yaklaşık 2 aylık bebeklerde 2 - 4Hz'lik 50 ile 400 μ V arasında düzensiz beyin aktiviteleri görülür. Yetişkinlerde sadece derin uykuda ortaya çıkar. Boyu (amplütüd) en yüksek ve en yavaş dalgadır. Delta ritmi

zaman içerisinde yaşı ilerlemesiyle zayıflamaktadır. Uyanık durumda bu ritmin saptanması beyinde bir anormallik olduğuna işarettir. Normalde görülmesi “bilinçsiz aklın” göstergesidir. Trans halidir. Hareketsizlik, dikkatsizlik, en düşük bilinç düzeyi yada aşırı rahatlık halidir. Bu yüzden BBA’larda kullanılmaz.

Teta ritmi, 4 - 7Hz arası dalgalarıdır. Yavaş aktivitedir. Beyinde limbik sistem ve hipokampal bölge aktivitesini gösterdiği düşünülmektedir. Kabaca “hayal” dalgası denebilir. Görüldüğü haller; meditasyon, hayal kurma, duygulanım halinde vb. durumlarda belirgindir. Uykuda ve 13 yaşına kadar olan çocuklarda görülmesi normaldir. Yetişkinlerde uyku veya uyuşukluk durumunda ve aynı zamanda hayal kırıklığı ve hüsrana sonucunda ortaya çıkar.

Alfa ritmi, Basın arka kısmında oksipital alanlarda yüksek genlikli ve uyanıkken ortaya çıkan 8 - 13Hz arası ritimlerdir. Genlik değişkendir ancak yetişkinlerde $50\mu V$ 'un altındadır. İyi alfa üretimi uyanıklığı, mental dinginliği, dışa dönüklüğü, gerçekçiliği ifade eder. Öğrenme ve bilgiyi kullanmada önemlidir. Fiziksel rahatlama ve zihinsel rahatlama altında gözler kapalı iken daha iyi ortaya çıkar. Düşünme ve problem çözme, odaklanma sırasında azalır. Alfa ritmi, diğer aktivite bandlarına geçiş için beyin bekleme durumu olarak düşünülebilir.

Mü ritimleri, aynı zamanda Rolandik mü ritimleri olarak da adlandırılır. 10Hz civarında ve genliği çoğunlukla $50\mu V$ 'un altında olan ritimlerdir. Bu ritimler genlik ve frekans bileşenleri açısından alfa ritimlerine benzer. Fakat mü ritmi motoru simgeler ve somatosensory kortekse bitişik olan motor korteksin fonksiyonları ile ilişkilidir. 8Hz veya aşağısındaki mü ritmi beyinde meydana gelen bir anormalliğe işaret eder.

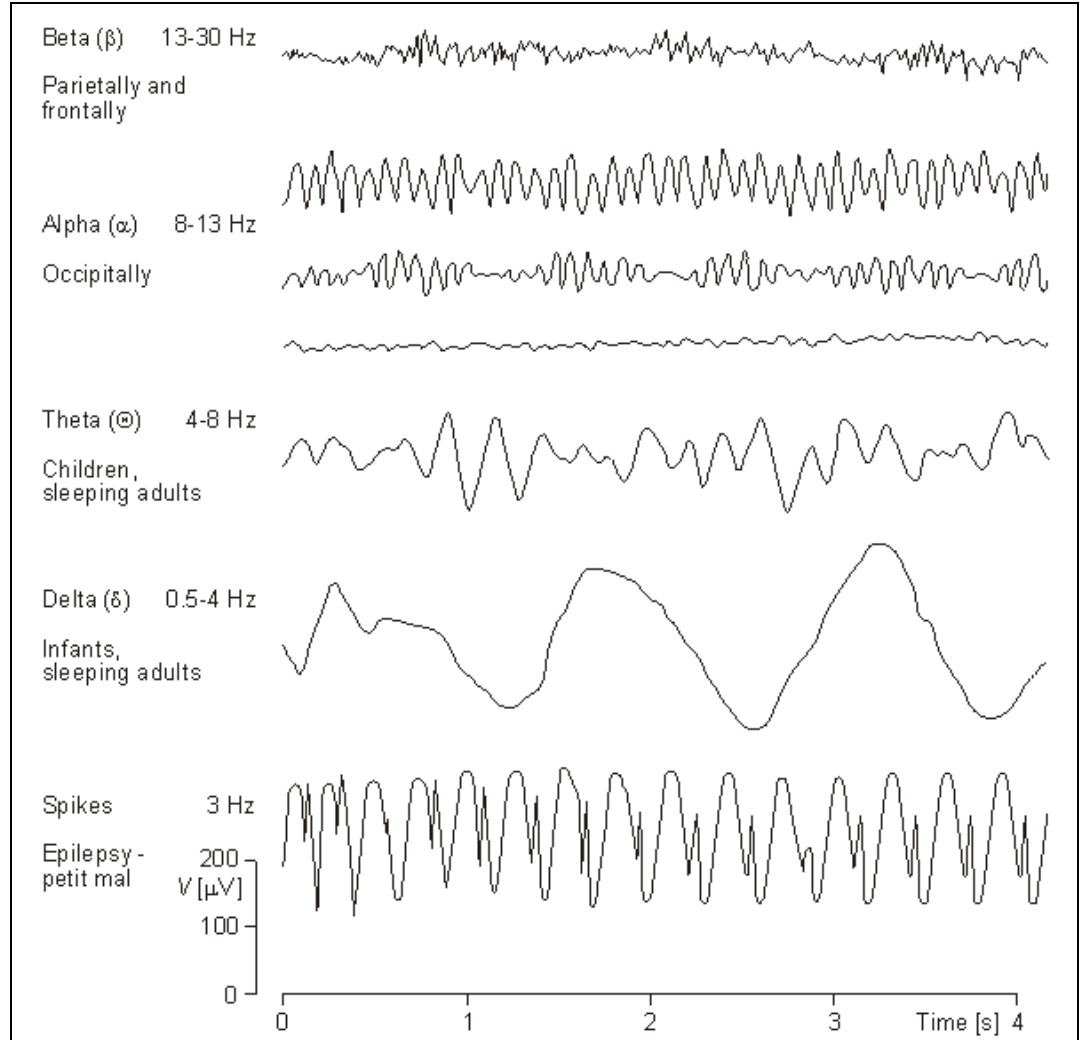
Beta ritmi, temel olarak 14Hz ve yukarısındaki tüm frekanslardan meydana gelir fakat pratikte ölçüm üst sınırı değişmekle birlikte 30Hz ile sınırlandırılabilir. En çok kafanın ön bölümlerinde (frontal) görülür. Uyanıklığın yada gerginliğin göstergesidir. Göz açık iken analitik problem çözümü, yargılama, karar verme, sesleri dinleme sırasında güçlenir. Beyin dış yüzeyi (korteks) hasara uğramışsa gücü azalır yada görülmez Frontal ve central bölgelerde bulunur ve rolandik mü ritmi ile ilişkilidir. Duyusal veya motor aktivitesi ile zayıflar. $30\mu V$ üzerine çıktığı çok ender görülür. Beta ritminin frekansı artarken genliği azalır. Beta ritmini kendi içinde sınıflandıracak olursak;

Düşük beta: 12-15Hz. Hareketsiz iken dikkatli olmak bu dalganın ortaya çıktığı en iyi durumdur. Örneğin satranç oynama anı.

Orta beta: 15-18Hz. Mental aktivitenin yüksek olduğu beta dalgaları.

Yüksek beta:18-36Hz. Aşırı konsantrasyondurumunda meydana gelen beta dalgaları. Uyarı halinde olma, ajitasyon anı.

EEG ölçümü sırasında oluşan çeşitli dalga şekilleri Şekil 2.10' de gösterilmiştir.



Şekil 2.10. Farklı dalga boylarına göre EEG şekilleri

2.3.1. Olay - İlişkili Potansiyeller (OİP)

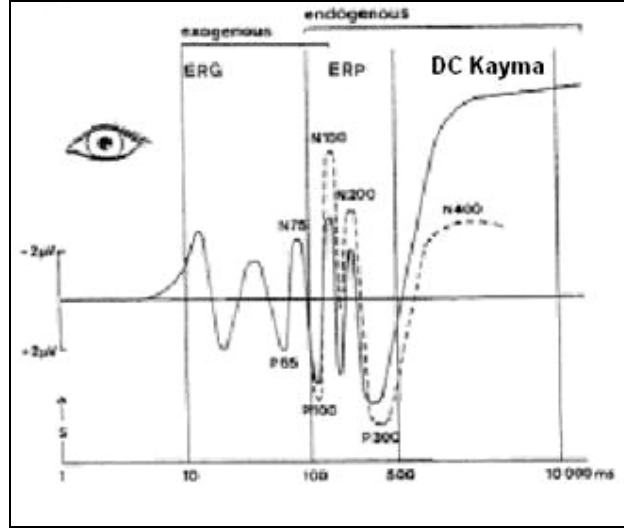
Dinamik işleyen bir sistem olan beyin içerden ve dışarıdan olan uyarılara çok kısa sürede tepki gösterir ve bu tepkilerin incelenmesi son yıllarda önemli bir araştırma

sahasını oluşturmaktadır. Beynin gösterdiği bu tepkiler, olaya yönelik elektriksel salınımlar ile gözlenebilmekte ve bilişsel süreçler hakkında bilgi vermektedir.

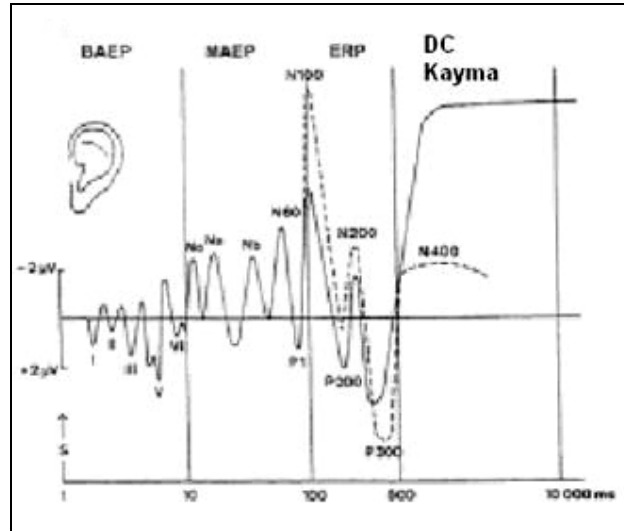
Beynin duyuşsal ve bilişsel fonksiyonlarını anlayabilmek için klasik EEG yöntemlerinin yanı sıra uyarılma potansiyelleri (UP), OİP (Even Related Potentials – ERP's) analizleri halen önemli araştırma yöntemleri arasındadır ve zaman çözünürlüğü çok yüksektir. Birçok çalışma beyin elektriksel aktivitesi ile uyanıklık, dikkat, bellek gibi birçok karmaşık psikofizyolojik süreçler arasında ilişki olduğunu göstermiştir.

OİP'ler, kısmi bir olay ve uyarıya verilen cevapta meydana gelen EEG'deki potansiyel değişimler için ortak bir başlıktır. Beyinde dış uyarıcılara karşı nöroelektrik tepkiler oluşmakta, dış uyarıcılarla tepkiler arasında işlevsel bir ilişki bulunmaktadır. Bu niteliklerinden ötürü ilgili potansiyeller, olay-ilişkili potansiyeller olarak adlandırılmaktadır. Olay-ilişkili potansiyeller kişinin hedef uyarıyı hedef-olmayan uyarıdan ayırt etmesi gibi bilişsel işlevlerin de işin içine katıldığı durumlarda ortaya çıkar ve uyarının fiziksel özelliklerinden bağımsızdır. Fakat bu değişimler çok küçüktür. Uyarılma sonucu, beyinde ilgili özel merkezlerin yanıtları olan bu uyarılmış aktiviteler, doğal aktiviteden 50 kez daha küçük olabildiklerinden doğal aktivite içinde kaybolurlar. Bu nedenle EEG örnekleri pek çok tekrarlama sonucunda ortalaması alınmak zorundadır. Bu uyarı kaynaklı olmayan rastgele dalgalanmaları ortadan kaldırır. Pozitif ve negatif zirveler dizisi şeklinde beliren, genlik, latans, süre ve topografya değişiklikleri gösteren OİP'ler, hem beynin hem de bilişsel ve psikolojik süreçlerin güvenilir göstergeleri niteliğindedir. (Başar, 1999)

OİP'ler dışsal (exogenous) ve içsel (endogenous) olarak ayrılabilir. Dışsal yani vücut dışı etkilerden dolayı oluşan OİP'ler uyarı başladıktan sonra 100ms' ye kadar meydana gelir. 100ms' den sonraki potansiyeller içsel (vücut içinden kaynaklı) olarak adlandırılır. Şekil 2.11 görsel uyarıya Şekil 2.12 işitsel uyarıya verilen OİP'lerin örneklerini vermektedir.



Şekil 2.11. Görsel uyarıya verilen cevap



Şekil 2.12. İşitsel uyarıya verilen cevap

Üzerinde en fazla araştırma yapılan OİP' ler P300' lerdir. EEG' deki pozitif sapma veya yön değiştirme uyarı başlangıcından 300 ms sonra civarında meydana gelir.

Uyarılmış potansiyeller - UP (Evoked Potentials - EPs), OİP'lerin bir alt konusudur. Uyarı ile zamansal ilişkili olarak elde edilen elektriksel dalgalar. Çoğunlukla elektriksel uyarı bir duyuşal reseptöre veya sinir aracılığıyla veya kas, spinal kord veya beynin ayrı bölgelerine uygulanır. Bu UP'lere örnek olarak işitsel uyarılmış potansiyel, beyin sapı işitsel uyarılmış potansiyel, spinal uyarılmış potansiyel, somatosensöriyel uyarılmış potansiyel, görsel uyarılmış potansiyel, birleşik kas aksiyon potansiyeli ve birleşik duyuşal aksiyon potansiyel gösterilebilir.

2.3.2. EEG Ölçüm Sistemi

Beynin elektriksel aktivitesi, kafa derisi üzerinden elektrotlarla yüzeyel biçimde ölçülmektedir. Elektrotlar iyonik akımı elektriksel akıma çevirerek kafa derisi ve EEG kayıt cihazı arasında bağlantı kurar. Bu bağlantı sırasında işaretin zayıflamaya maruz kalmaması içinde elektrot ile kafa derisi arasına elektrolit jel sürülür. Alınan kayıtların karşılaştırılabilmesi için uluslararası standartlarda kabul edilmiş olan 10-20 sistemi olarak adlandırılan özel bir elektrot yerleştirme sistemi kullanılır.(Jasper, 1958) Bu sistemde yerleştirilecek her bir elektrot pozisyonunun bir harfi vardır ve yarım küre yerini tanımlamak için ikinci bir harf veya sayısı vardır. Tek sayılar sol tarafı , çift sayılar sağ tarafı, Z(sıfır için) orta çizgideki yerleşimi belirtir. Elektrotların yerini bulurken burnun üst tarafındaki çukur bölgeden (nasion) ve kafanın arka tarafındakiinion bölgesinden %10 yukarısı arasında %20 aralıklarla yerleştirilir.Bu yerleşim sistemi Şekil 2.13' te gösterilmiştir.

EEG ölçümü iki farklı biçimde yapılabilir:

- Referans kayıtlar (Unipolar)
- Kafa derisi üzerindeki iki noktadan fark ölçümü (Bipolar)

Referans kayıтта, her bir elektrot ya uzak referans elektroda (kafanın bir tarafında ortak elektrot) bakar ya da iki veya daha fazla elektrodun birleştirilmiş aktivitesine bakar. Referans elektrotlar genelde potansiyelin sabit kaldığı kulak üzerine veya kulak arkasındaki mastoid kemikler üzerine yerleştirilir. Tek bir referans elektroda ilaveten beraber kısa devre edilmiş 2 referans elektrot da kullanılabilir.

Kafa derisi üzerindeki, iki nokta arasındaki fark kayıtlarda ölçümler peşpeşe sıralanmış elektrot çiftleri arasında yapılır.

bölgesi yöntemlerinin yanı sıra, güç izgesi (power spectral density) ve koherans benzeri frekans bölgesi yöntemleri bunların başlıcalarıdır. (Halliday ve diğ., 1995)

2.4.1. Öz İlinti ve Çapraz-İlinti Fonksiyonları

Rastgele bir sürecin, farklı zamanlarda bulunan durumları arasındaki ilişkisine sürecin öz-ilintisi denir. Öz-ilinti fonksiyonu denklem (2.1)'deki gibi ifade edilir.

$$R_X(t_1, t_2) = E[X(t_1).X(t_2)] \quad (2.1)$$

Benzer şekilde iki farklı rastgele sürecin birbirleriye olan ilişkisine çapraz-ilintisi olarak adlandırılır. Çapraz-ilişki fonksiyonu denklem (2.2)'deki gibi ifade edilir.

$$R_{XY}(t_1, t_2) = E[X(t_1).Y(t_2)] \quad (2.2)$$

Rastgele iki süreç arasındaki ortak davranış, iki sürecin bütün olası zamanlardaki birleşik olasılık yoğunluk dağılımları $f_{xy}(x,y)$ ile karakterize edilir. Çapraz-ilinti fonksiyonu, birleşik dağılımları yardımıyla denklem (2.3)'te ki gibi hesaplanır.

$$R_{X,Y}(t_1, t_2) = E[X(t_1).Y(t_2)] = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} x.y.f_{x(t_1)y(t_2)}(x, y)dx dy \quad (2.3)$$

Eğer bu süreçler, durağan iseler birleşik yoğunluk fonksiyonları zamandan bağımsızdır. Ancak biyolojik işaretlerde karşılaşılan süreçlerde bu duruma uymazlar. Yine de durağan olmayan süreçlerin bir kısmının birinci ve ikinci momentleri durağan bir yapıda olabilir. Bu gruba giren süreçler, geniş anlamda durağan - GAD (wide sense stationary - WSS) süreçler olarak tanımlanırlar. Birinci momentin zamandan bağımsız olması, istatistiksel ortalamalarının zamanla değişmediği, ikinci momentin zamandan bağımsız olması ise öz-ilinti veya çapraz-ilinti fonksiyonunun zamanla değişmemesi anlamına gelir. GAD yapıdaki iki sürece ait çapraz-ilinti fonksiyonu R_{XY} , t_1 ve t_2 zamanlarından bağımsız $t_1-t_2 = \tau$ olarak (2.4)'teki gibi yazılabilir.

$$R_{X,Y}(t_1, t_2) = R_{X,Y}(t_1 - t_2) = R_{X,Y}(\tau) = E[x(t).y(t + \tau)] \quad (2.4)$$

2.4.2. Güç İzgesi ve Çapraz İzge

Güç izgesi, GAD bir sürece ait öz-ilinti fonksiyonunun, Fourier dönüşümüdür. Bu da sürecin frekans alanındaki bileşenlerinin ortalama gücünü gösterir.

$$S_X(\omega) = F\{R_X(\tau)\} \quad (2.5)$$

Çapraz izge ise, GAD yapıdaki süreçlerin çapraz-ilinti fonksiyonunun, Fourier dönüşümüdür. Süreçlerin ortak frekans bileşenlerinin ilişkisi hakkında bilgi verir.

$$S_{XY}(\omega) = F\{R_{X,Y}(\tau)\} \quad (2.6)$$

2.4.3. Koherans

Koherans fonksiyonu, iki sürecin çapraz izgelerinin mutlak değerinin, iki sürecin güç izgelerinin karakökleriyle ile normalize edilmiş halidir. $S_{XY}(\omega)$ fonksiyonu kompleks bir yapıda olduğundan koherans fonksiyonunun genelde modül karesi kullanılır. Normalize olması sayesinde, iki süreç arasında belirli bir frekansta tam bir uyum var ise 1 hiç bir uyum yok ise 0 değerini alır. (Halliday ve diğ., 1995)

$$|C_{XY}(\omega)|^2 = \frac{|S_{XY}(\omega)|^2}{S_X(\omega)S_Y(\omega)} \quad (2.7)$$

2.4.4. Zamanla Değişen Güç İzgesi

Fourier ve benzer sınıftaki, frekans analizi yöntemleri bir sürecin zaman bilgisi hakkında hiç bir bilgi vermezler. GAD yapıdaki süreçlerde zamanla değişen bir bilgi içermediklerinden, bu sınıfa giren yöntemler, GAD süreçler üzerinde oldukça etkilidirler.

Her ne kadar, güç izgesi ve çapraz izge fonksiyonları, durağan veya GAD yapıdaki süreçleri incelemede oldukça güzel sonuçlar verseler de, matematiksel yapıları itibariyle durağan olmayan süreçleri incelemede yetersiz kalırlar. Bundan dolayı süreçlerin içinde bulunan ve zaman ile değişen bilgiyi ortaya çıkarmak amacıyla birçok yöntem ortaya atılmıştır. Bu yöntemler pek çok farklı özellikler içerseler de temelde aynı metoda dayanırlar; Süreci zaman pencerelerine ayırıp bu pencerelerdeki bilginin değişimini izlemek.

Zamanla değişen izge kavramı ilk olarak STFT ile Gabor tarafından ortaya atılmıştır,(Cohen, 1995). Bu yöntemde yukarıda bahsedildiği üzere, durağan olmayan yapıdaki bir süreç tarafından üretilmiş bir işareti, durağan olduğu kabul edilen aralıklarda izlemek olarak özetlenebilir.

Rastgele bir sürecin zamana bağlı frekans etki alanı $X_t(\omega)$ denklem (2.8)'te ki gibi elde edilebilir.

$$X_t(\omega) = \int x(\tau)h(\tau-t)e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (2.8)$$

Böylece zamanla değişen frekans etki alanındaki güç fonksiyonu $S_X(\omega,t)$, $X_t(\omega)$ nin modül karesi olarak yazılabilir.

$$S_X(\omega,t) = |X_t(\omega)|^2 \quad (2.9)$$

2.4.5. Zamanla Değişen Koherans

Daha önceden de söylendiği gibi EEG işaretleri doğaları gereği durağan olmayan işaretler sınıfına girmelerine rağmen, bu işaretleri incelemede en sık kullanılan yöntem, GAD süreçler için tanımlı olan koherans fonksiyonudur. Ancak, zamanla değişen güç izgesi kavramı çapraz izgesi dolayısıyla koherans fonksiyonu için de kullanılabilir. (Zhan ve diğ., 2005)

$$S_X(\omega,t) = X_t(\omega)Y_t^*(\omega) \quad (2.10)$$

Bu noktada ortaya şöyle bir zorluk ortaya çıkmaktadır. Çapraz izge fonksiyonunun kestiriminde kullanılan periodogram metodu, aslında hesaplanan zamanla değişen çapraz izgenin zaman üzerinden ortalaması olarak görülebilir. Bunun üzerinden koherans fonksiyonu da denklem (2.11)'te ki gibi yazılabilir. Konu koherans fonksiyonu olduğunda, tek bir sürece ait tek bir deney koherans kestirimi için yeterli olurken, zaten zaman üzerinden tanımlı zamanla değişen çapraz izge için, açıkça bu yeterli olmamaktadır.

$$|\tilde{C}_{XY}(\omega)|^2 = \frac{|\tilde{S}_{XY}(\omega)|^2}{\tilde{S}_X(\omega)\tilde{S}_Y(\omega)} \triangleq \frac{\left| \int S_{XY}(\omega, t) dt \right|^2}{\left(\int S_X(\omega, t) dt \right) \left(\int S_Y(\omega, t) dt \right)} \quad (2.11)$$

Zhan ve arkadaşları, bu zorluğu aşmak için basitçe, sürece ait deney sayısını arttırıp zamanla değişen güç ve çapraz izgeleri bu deneylerin istatistiksel ortalaması olarak kestirip, zamanla değişen koherans fonksiyonunu hesaplamaktadırlar. N deney sayısı ve i her bir deneyi göstermek üzere zamanla değişen koherans hesaplanır, (2.12)

$$\hat{S}_{xy}(\tau, \omega) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i(\tau, \omega) Y_i^*(\tau, \omega) \quad (2.12)$$

Literatürde, zaman-frekans koheransı olarak isimlendirdikleri bu açılım kullanılarak, fonksiyonun geleneksel koherans fonksiyonundan daha fazla bilgi taşıdığı gösterilebilir. Zhan ve arkadaşları (2005), Wavelet ve Fourier bazlı frekans dönüşümlerini, fonksiyonun başarısı üzerinden karşılaştırmış, Fourier bazlı frekans dönüşümünün kısmen daha etkili olduğu yorumunu yapmışlardır.

2.4.6. Gabor Analizi

Durağan olmayan bir işaretin zaman-frekans gösterimi için temel bir yöntem, işareti zaman-frekans temel fonksiyonlarına ayrıştırmaktır. Klasik Gabor açılımı, bir işareti zamanda ve frekansta ötelenmiş taban fonksiyonlarının doğrusal birleşimi olarak temsil eder. İşaret işlemede bir işaretin zamanla değişen frekans içeriğini incelemek için yaygınca kullanılmaktadır. Gabor açılımının taban fonksiyonları veya logonlar sabit bir pencere fonksiyonunun zamanda eşit aralıklarla ötelenmesi ve sinüzoidal modüle edilmesiyle elde edilir. (Gabor, 1946) (Qian ve Chen, 1993)

Sürekli zamanlı bir $x(t)$ işaretinin Gabor gösterimi: (Gabor, 1946)

$$x(t) = \sum_m \sum_k a_{m,k} h_{m,k}(t) \quad (2.13)$$

biçimindedir. Ve burada taban işlevleri:

$$h_{m,k}(t) = h(t - mT) e^{j\Omega_k t} \quad m, k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (2.14)$$

biçimindedir. T zamanda doğrusal ötelemeyi kontrol eden bir parametre ve Ω frekans örnekleme aralığıdır. $h(t)$ pencere işlevi veya sentez penceresi birim enerjiye normalize edilmiştir:

$$\int_{-\infty}^{\infty} |h(t)|^2 dt = 1 \quad (2.15)$$

Gabor açılımının varlık, teklik, yakınsama ve sayısal kararlılığı Ω ve T adım parametrelerinin seçimine bağlıdır. Geleneğe uygun bir koşul, $\Omega T = 2\pi$ olup kritik örnekleme adımı alır (Boashash ve O'Shea, 1994). $\Omega T < 2\pi$ fazla örnekleme olup, katsayıların tek olmaması sonucunu doğurur. $\Omega T > 2\pi$ ise bilgi kaybına neden olur. $h_{m,k}(t)$ taban işlevi, genel olarak $L_2(\mathbb{R})$ (sonlu enerjili işlevler uzayı) uzayına dik olmayan bir taban kümesi oluşturur. Dolayısıyla $a_{m,k}$ katsayılarının bulunması basit izdüşüm ile yapılamaz. Bunun için bir çözüm yardımcı $\gamma(t)$ analiz penceresi kullanmaktır. (Bastians, 1980)

$$a_{m,k} = \langle x(t), \gamma_{m,k}(t) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \gamma_{m,k}^*(t) dt \quad (2.16)$$

biçiminde elde edilir. Ve burada

$$\gamma_{m,k}(t) = \gamma(t - mT) e^{j\Omega kt} \quad (2.17)$$

analiz taban işlevlerini göstermektedir. (2.16) eşitliği (2.13)'te yerine koyularak açılımın tamlık koşulu elde edilir:

$$\sum_m \sum_k h_{m,k}(t) \gamma_{m,k}^*(t') = \delta(t - t') \quad (2.18)$$

$\gamma_{m,k}(t)$ kümesi, $h_{m,k}(t)$ kümesine ikili dik olacak biçimde elde edilir. Yukarıdaki tamlık koşuluna Poisson-Toplam bağıntısı uygulanarak, $\gamma(t)$ penceresinin hesaplanacağı ikili diklik koşulu elde edilir:

$$\frac{\Omega_0 T_0}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} h(t) \gamma^*(t - mT_0) e^{-j\Omega_0 kt} dt = \delta_m \delta_k \quad (2.19)$$

Bu denklemdeki sabitler:

$$\Omega_0 = \frac{2\pi}{T}, \quad T_0 = \frac{2\pi}{\Omega}. \quad (2.20)$$

biçimindedir.

Wexler ve Raz (1990) sürekli zamanlı gösterimden örnekleme ve ayrık Poisson-Toplam eşitliğini kullanarak ayrık Gabor açılımını sunmuşlardır. Ayrık zamanlı ve sonlu zaman desteğine sahip bir $x(n)$ işaretinin ayrık Gabor açılımı: (Qian ve Chen, 1993)

$$x(n) = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{k=0}^{K-1} a_{m,k} \tilde{h}_{m,k}(n) \quad 0 \leq n \leq N-1 \quad (2.21)$$

biçimindedir. Taban işlevi

$$\tilde{h}_{m,k}(n) = \tilde{h}(n - mL) e^{j\omega_k n} \quad (2.22)$$

biçiminde yazılır. Burada $\tilde{h}(n)$ sentez penceresi, $h(n)$ 'in periyodikleştirilmiş durumudur:

$$\tilde{h}(n) = \sum_r h(n + rN) \quad (2.23)$$

ve $\omega_k = \frac{2\pi L'}{N} k$ şeklindedir. M, K, L ve L' pozitif tamsayıları $ML=KL'=N$ koşulunu sağlarlar. M ve K sırasıyla, zaman ve frekanstaki örnek sayıları, L ve L' sırasıyla, zaman ve frekanstaki adım parametreleridir. Sentez penceresi $h(n)$ daha önce olduğu gibi birim enerjiye sahiptir:

$$\sum_{n=0}^{N-1} |h(n)|^2 = 1 \quad (2.24)$$

Sayısal kararlı bir gösterim için L ve L' parametreleri $LL' \leq N$ veya $L \leq K$ koşulunu sağlamalıdır. $L=K$, kritik örnekleme, $L < K$ fazla, $L > K$ az örnekleme durumlarıdır. Kritik örnekleme durumunda ($LL'=MK=N$), $a_{m,k}$ Gabor katsayılarının sayısı, $x(n)$ işaretinin zamandaki örnek sayısına eşittir ve bu tam bir gösterim için gereken minimum sayıdır. $L > K$ durumunda, taban fonksiyonları kümesi $\{\tilde{h}_{m,k}(n)\}$ tüm uzaya yayılmayacağı için bilgi kaybına neden olur. $L < K$ yani fazla örnekleme durumunda, sayısal olarak kararlı

ve yeterli zaman-frekans yerleşmesi sağlayan açılımlar elde edilebilir. $\{a_{m,k}\}$ Gabor katsayılarının tanımlandığı (m,k) düzlemi, Gabor katsayı uzayı olarak adlandırılır.

$\{\tilde{h}_{m,k}(n)\}$ kümesi, genel olarak dik olmayan bir taban kümesi oluşturur. Balian-Low teoremi (Qian ve Chen, 1993), $h(n)$ penceresi, zamanda veya frekansta kötü bir yerleşmeye sahip olmadıkça $\{\tilde{h}_{m,k}(n)\}$ kümesinin dik bir taban oluşturamayacağını ortaya koymuştur (Bastians, 1980). Dolayısıyla Gabor katsayıları basit iç çarpım yöntemiyle elde edilemezler. Sürekli zamanlı Gabor açılımında olduğu gibi $h(n)$ sentez penceresine ikili dik olan yardımcı bir $\gamma(n)$ analiz penceresi kullanılarak Gabor katsayıları: (Bastians, 1980)

$$a_{m,k} = \langle x(n), \tilde{\gamma}_{m,k}(n) \rangle = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \tilde{\gamma}_{m,k}^*(n) \quad (2.25)$$

şeklinde elde edilebilir. Burada $\langle \cdot \rangle R^n$ uzayında iç çarpımı göstermekte olup, $\tilde{\gamma}_{m,k}(n)$ ikili dik analiz penceresi $\tilde{\gamma}(n)$ 'den şöyle elde edilir:

$$\tilde{\gamma}_{m,k}(n) = \tilde{\gamma}(n - mL) e^{j\omega_k n} \quad (2.26)$$

Ayrık Gabor açılımının tamlık koşulu, (2.25) eşitliği (2.21)'de yerine konarak şöyle bulunur:

$$\sum_{m=0}^{M-1} \sum_{k=0}^{K-1} \tilde{h}_{m,k}(n) \tilde{\gamma}_{m,k}(n') = \delta_{n-n'} \quad (2.27)$$

Ayrıca analiz penceresi, $\tilde{\gamma}(n)$, ile sentez penceresi $\tilde{h}(n)$ arasındaki ikili diklik koşulu:

$$\sum_{n=0}^{N-1} \tilde{h}(n + mK) e^{-j\frac{2\pi}{L}kn} \tilde{\gamma}^*(n) = \frac{L}{K} \delta_m \delta_k \quad 0 \leq m \leq L-1, \quad 0 \leq k \leq L-1 \quad (2.28)$$

şeklinindedir. $\tilde{\gamma}(n)$ 'in varolması açılımın tamlığını garanti eder. Ancak L ve K'nın uygun olmayan seçimleri sayısal kararsızlıklara neden olabilir ve $\tilde{\gamma}(n)$ hesaplanamayabilir. (Wexler ve Raz, 1990) Yukarıdaki (2.28) koşulu matris formunda şöyle verilebilir:

$$\mathbf{H} \boldsymbol{\gamma}^* = \mathbf{d} \quad (2.29)$$

Ve burada $\mathbf{d}=(L/K, 0, 0, \dots, 0)^T$, LL' uzunluğunda bir vektör ve \mathbf{H} , $LL' \times N$ boyutlu bir matris olup, elemanları

$$h(mL+k, i) = \tilde{h}(i+mK)e^{-j\frac{2\pi}{L}ki} \quad 0 \leq m < L', \quad 0 \leq k \leq L, \quad 0 \leq i < N \quad (2.30)$$

şeklindedir.

Kritik örnekleme durumunda, $L=K$, \mathbf{H} , $N \times N$ boyutlu blok Hankel tip bir matristir ve eğer \mathbf{H} tekil değil ise, $\tilde{\gamma}(n)$ vardır ve tektir; ancak iyi yerelleşmiş olmayabilir. Bu durumda Gabor katsayıları, işaretin yerel davranışını temsil edemezler. Halbuki fazla örnekleme durumunda ($L < K$), ikili diklik koşulunun çözümü tek değildir. Qian ve Chen (1992 ve 1993) bu çok çözümlü durumu lehimize kullanarak, $\tilde{\gamma}(n)$ 'in $\tilde{h}(n)$ 'e en küçük kareler anlamında yakın olacak biçimde seçilebileceğini göstermişlerdir:

$$\Gamma = \min \left\| \frac{\tilde{\gamma}(n)}{\|\tilde{\gamma}(n)\|} - \tilde{h}(n) \right\|^2 \quad (2.31)$$

Burada $\|\cdot\|$, \mathbb{R}^n uzayındaki Euclid normunu göstermektedir. Yukarıdaki optimizasyon probleminin çözümü, genelleştirilmiş (sahte) matris tersidir:

$$\gamma^* = \mathbf{H}^T (\mathbf{H}\mathbf{H}^T)^{-1} \mathbf{d} \quad (2.32)$$

İşaretin zaman-frekans analizinin sağlıklı yapılabilmesi için hem analiz, hem de sentez pencerelerinin zamanda ve frekansta iyi yerelleşmiş olması istenir. Fazla örnekleme durumunda $\tilde{h}(n)$ Gauss pencere olarak seçilirse, iyi yerelleşmiş Gauss'a benzer analiz penceresi $\tilde{\gamma}(n) \approx \alpha \tilde{h}(n)$, $\alpha = \|\tilde{\gamma}(n)\|$ şeklinde elde edilebilir ve böylece Gabor katsayıları işaretin yerel davranışını yansıtır.

2.5. BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ

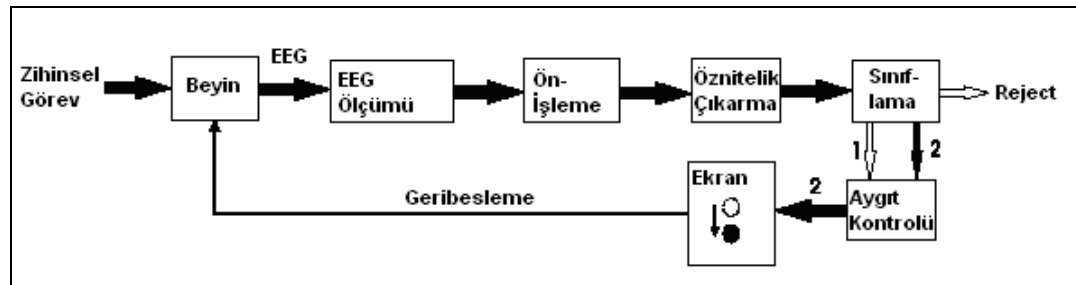
Beyin bilgisayar arayüzü, bir tür iletişim sistemidir. Bu iletişim sistemi, bireyin dış dünyaya gönderdiği iletiler ve komutlar beynin normal çıktı yolları olan çevre sınırlardan ve kaslardan geçmeden bir sistem ile kontrol edilmesinden oluşur. (Wolpaw ve diğ., 2002)

İnsanın motor kabiliyetlerini kısıtlayan ve çevresi ile haberleşmesini bozan fakat bilincini etkilemeyen pek çok rahatsızlık vardır. Amyotrophic Lateral Sclerosis hastalığı (ALS yada Lou Gehrig hastalığı) bu rahatsızlıklardan biridir. Bunun yanında kolları ve bacakları felçli olan hastalara takılan implant sayesinde düşünceleri ile tekerlekli iskemlesini kontrol edebilmesi, fare işaretçisini hareket ettirebilmesi için kullanılabilir. Ayrıca bu yöntemle kol, bacak nöro protezlerini kontrol edebilirler. Tüm bu örneklerin gösterdiği gibi bilim insanlarının geliştirmeye çalıştıkları BBA' lar gelecek açısından çok büyük önem taşımaktadır. Hem tıp alanında hem de gelişmekte olan teknolojik cihazların kontrollerinde kullanılması amaçlanan bu sistemlerin geliştirilmesi bu nedenle önemlidir.

2.5.1. BBA Sistemlerinin Temel Bileşenleri

BBA sistemlerini oluşturacak olan temel bileşenleri şu şekilde sıralayabiliriz:

- Sinyal toplama
- Sinyal işleme: özellik çıkarma
- Sinyal işleme: dönüştürme algoritması
- Çıktı cihazı
- İşletme protokolü



Şekil 2.14. Genel bir BBA sisteminin çalışma algoritması

Sinyal toplama; bir BBA sürecindeki ilk adımdır. Beyinde gelen sinyalleri tespit edip kaydetmek için en yaygın kullanılan yöntem EEG'dir. EEG müdahaleci olmayan bir yöntemdir ancak beyinde elektriksel iletişim haricinde de iletişim gerçekleştiği için fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI) gibi yöntemlere de başvurulduğu olur. Weiskopf'un 2004'teki bir çalışmasında beyin sinyallerini algılamak için fMRI kullanımından bahsedilir. (Weiskopf ve diğ., 2004)

Beyin sinyallerini kaydetmek için kullanılan bir başka yöntem de müdahaleci tekniklerdir. Kennedy, 2004 yılındaki bir çalışmasında beyin yüzeyine yerleştirilen bir sinirsel implant ile beyin yüzeyi sinyallerinin algılanıp sonra da bir bilgisayar imlecini kontrol etmek için kullanılan BBA sistemini tarif etmektedir. (Kennedy ve diğ., 2004)

Özellik çıkarma aşaması; Elektrik sinyalleri EEG kullanılarak kaydedildikten sonra bunlardaki özelliklerin tespit edilmesi, çıkarılması gerekir. Bu süreç, örüntü tanıma ve sınıflandırma öncesindeki bir ön işleme olarak düşünülebilir.

Bu süreçte ham sayısal sinyal verisi alınır ve bazı bakımlardan özetlenir. Uzamsal süzme, spektral çözümlenme ve voltaj şiddeti ölçümleri özellik çıkarmada kullanılan tekniklerden bazılarıdır.

Dönüştürme algoritması; Sayısal beyin sinyal verisi özetlenip bazı özellikleri çıkarıldıktan sonra bu bilginin içindeki örüntülerin taranması ve tanınması gerekmektedir. BBA sistemi ancak bu şekilde hangi komutların gerçekleştirilmesi gerektiğini "anlayabilir".

Toplanan veride ki özellikleri çözümlenmek için çeşitli algoritmalar kullanılır. İki geniş kategori vardır: doğrusal denklem tabanlı istatistiksel çözümlenmeler ve yapay sinir ağları ve benzeri doğrusal olmayan örüntü sınıflayıcılar.

Bu algoritmalar uyarlanabilir ve hatalara karşı dayanıklı olmalıdır çünkü BBA kullanıcısı her seferinde "aynı şeyi" düşünüyor olsa da beyin sinyallerinde çeşitli sapmalar, ufak tefek dalgalanmalar mutlaka olacaktır. Algoritmanın uyarlanabilirliği ve esnekliği "öğrenme" açısından da önemlidir. Bunu bir konuşma veya görüntü işleme uygulaması gibi de düşünebiliriz. Bu uygulamalar işleyecekleri veri için eğitilirler ve genellikle işleyecekleri verinin karakteristikleri de bazı bakımlardan o kullanıcıya özgü

olur. Bunların ötesinde algoritmanın esnekliğinin ve öğrenme yeteneğinin önem arz ettiği bir başka durum da vardır: İnsan süreç içinde aynı kalmaz. Ufak tefek metabolizma değişiklikleri, hastalıklar, mevsimsel değişimler ve hatta günün hangi saatinde olduğu kişinin vücudunu ve dolayısı ile beyninin işleyişini bazı bakımlardan değiştirir. İşte örüntü sınıflandırma ve dönüştürme algoritmaları aynı tema üzerine çeşitlemeler olarak görülebilecek bu değişikliklerin üstesinden gelebilmeli, bunlara karşı toleranslı olmalıdır.

Çıktı cihazları; Modern bir BBA sisteminin çıktısı herhangi bir cihaz olabilir ama genellikle bu cihazlar bilgisayarlar ya da bilgisayar kontrollü robotlardır. Araştırmalarda ve deneylerde kullanıcıya geribesleme sağlamak için genellikle bir bilgisayar monitörü ve bunun üzerindeki imleçler, ikonlar ve harf seçimleri kullanılır.

İşletim protokolü; Sistemin genel olarak davranışını ve kullanımını belirleyen kurallar bütünüdür. Protokol sistemin ne tür bir iletişim kullanacağını, ne tür beyin sinyallerinin analiz edileceğini ve sistem ile kullanıcı arasındaki etkileşim şekillerini belirler.

Uzman araştırmacıların ve BBA teknisyenlerinin hazır bulunup kullanıcıya ya da hastaya yardımcı oldukları bir laboratuvar ortamında bu protokol çok detaylı ya da önemli olmayabilir ama eğer BBA sistemi gerçek hayat ortamında bir hasta tarafından tek başına kullanılacaksa ve hasta kendisi cihazı açıp kapatmak, komut vermek zorunda ise protokol detayları had safhada önem arz eder.

2.5.2. BBA Sistemlerinde Kullanılan Veri Tipleri

Bir beyin-bilgisayar arayüzü, kullanıcı hareketsiz iken, kullanıcının istek ve komutlarını saptayabilmesi gerekir. Bunun için beyin beyin aktivitesi izlenmelidir.

Beyin aktivitelerini izleyebilmek için kullanılan teknikler :

- Fonksiyonel Magnetik Rezonans Görüntüleme (fMRI)
- Magnetoensefalografi (MEG)
- Pozitron Yayılımlı Tomografi (PET)
- Tekil Foton Yayılımlı Bilgisayar Tomografi (SPECT)
- Optik Beyin Görüntüleme
- Tekil Nöron Kaydı (mikro elektrotlar ile)
- Elektroensefalografi (EEG)

MEG, PET, fMRI ve optik beyin görüntüleme pahalı tekniklerdir ve hızlı haberleşme için uygun değildir. Ayrıca MEG ölçümler magnetik korumalı odalarda büyük bir aygıtla yapılır. Bu yüzden pek de pratik değildir.

MEG, EEG ve tekil nöron 1ms çözünürlükte sürekli ve anlık beyin aktivitesi verebilir. Tekil nöron kayıt tekniğinde ise kafatası içerisine elektrot yerleştirilmesi gerekir. Bundan dolayı bu metot da pek pratik sayılmaz. Bugüne dek yapılan araştırmaların tümünde EEG kullanılmıştır.

2.6. BBA SİSTEM ÇEŞİTLERİ

Pek çok BBA sistemi kullandığı beyin sinyali türüne göre sınıflandırılabilir.

Bu sınıflar şunlardır:

- Görsel uyarılmış potansiyeller (GUP)
- Yavaş kortikal potansiyeller (YKP)
- P300 tetiklenen potansiyeller
- μ ve β ritmleri
- Kortikal nöronlar

2.6.1. Görsel olarak tetiklenen potansiyeller

Görsel uyarılmış potansiyeller (GUP) hastanın oksipital korteksinin uyarılması sonucunda oluşur. Yanıp sönen harfleri ya da benzeri görsel uyarıları gösteren bir bilgisayar monitörü beyinde bu tür elektrik potansiyel farklılıklarına yol açar.

Yukarıda belirtildiği gibi 70'lerde Vidal tarafından BBA araştırmalarında kullanılan ilk sinyal türü GUP idi. Ancak bu BBA sistemi bağımlı BBA olup hastanın az da olsa gözünü bir yere odaklayabilmesini gerektiriyordu. Burada önemli olan nokta dikkat seviyesi ve bakışın yöneldiği yer ile bilginin tamamen EEG ile toplanıyor olmasıdır yani hiçbir şekilde gözün kendisi üzerinden bir ölçüm yapılmamaktadır.

GUP kullanan modern bir BBA sistemine örnek olarak Middendorf gösterilebilir. Kullanıcı ekrandaki düğmelerden birini bakışlarını oraya odaklayarak seçebilir. (Middendorf ve diğ., 2000)

2.6.2. Yavaş kortikal potansiyeller (YKP)

Yavaş kortikal potansiyel (YKP) biyoelektriksel beyin sinyalindeki potansiyel kaymadır. Negatif YKPler genellikle kortikal etkinliğe yol açan hareket ve benzeri işlevlerle bağlantılı iken pozitif YKPler de seviyesi düşen kortikal etkinlikle ilgilidir. Negatif kaymalar genellikle beynin primer görsel korteksinin görsel uyarana karşı verdiği elektriksel tepkidir.

Bu tür sinyaller EEG verisindeki çok yavaş voltaj değişimleri olarak algılanır. Bu değişiklikler 0.5 ile 10 saniye arasında gerçekleşir.

Yavaş kortikal potansiyellerle ilgili en önemli nokta, insanların bunları kullanmak üzere biyogeribesleme aracılığı ile eğitilebilmeleridir. Dolayısı ile YKPler BBA operasyonunun temelini oluşturur. YKPleri kullanan en meşhur BBA' lardan biri "Düşünce Tercüme Cihazı"dır. (Birbaumer ve diğ., 2000)

2.6.3. P300 tetiklenen potansiyeller

P300 tetiklenen potansiyeli alakasız bir uyarın dizisi içine gömülmüş dikkat çekici bir uyarın ile karşılaşın beynin yaklaşık 300 ms sonra ürettiği pozitif potansiyeldir. Tipik bir P300 dalga formu Gauss dağılımını andırır, yarı genişliği 150 ms olup şiddeti 100 mikrovolt kadar çıkar. Genellikle temiz bir P300 dalgası elde edebilmek için pek çok denemenin ortalamasını almak gerekmektedir ve bunun sebebi de sinyalin, gürültü başına düşen sinyal oranının düşük olmasıdır.

P300 potansiyellerini kullanan BBA sistemleri kısa süre önce ortaya çıkmıştır. Bu sistemlerden bir tanesi Donchin ve diğ., 2000 tarihli makalesinde tarif edilmektedir. Sistemin kullanıcıları bilgisayar monitöründe yanıp sönen harflere bakarak istedikleri harfi seçebilmektedir. Sistemin performansı dakikada yaklaşık 1 kelime kadardır. P300 tabanlı BBA sistemlerinin avantajlarından biri kullanıcının eğitilmesine pek gerek duyulmamasıdır yani sistem çok kısa sürede kullanılabilir hale gelmektedir. Bu tür

çalışmalar çok yeni olduğundan P300 BBA' ların kullanıcı beyninin sisteme alışmasından kötü etkilenip etkilenmeyeceği henüz bilinmemektedir.

2.6.4. μ ve β Ritmleri

Normalde insanlar uyanıkken ve belli bir şey yapmıyorken beyinleri α EEG sinyalleri yayar. Bu dalgalar 8 - 12 Hz frekans aralığındadır. μ ritmleri aynı aralıkta olup α dalgalarındaki ufak tefek değişiklikler şeklinde kendilerini gösterirler. Buradaki önemli nokta şudur: μ ritmleri, kişi hafifçe somatosensöryel veya motor korteksini hareketlendirecek şekilde bir şeye konsantre olduğunda ortaya çıkan " α dalgalarıdır".

β ritmleri ise 18-25 Hz aralığındadır ve bunlar da istemli hareket ve etkin odaklanma ile bağlantılıdır.

Yapılan çalışmalarda insanların 8 - 12 Hz aralığındaki μ ritmlerini ve 18 - 25 Hz aralığındaki β ritmlerini kontrol edebildikleri ve böylece ekrandaki bir imleci istedikleri gibi hareket ettirebildikleri görülmüştür.

Gerçek ve hayal edilen hareketleri kıyaslayarak ve temel bileşen çözümlemesi (PCA - Principle Component Analysis) kullanarak bu ritimler çözümlenmiş ve hem gerçek hareketlerin hem de hayal edilen hareketlerin μ ve β ritim desenkronizasyonları ile bağlantılı olduğu tespit edilmiştir. (McFarland ve diğ., 2000)

μ ve β ritmlerinden faydalanan örnek bir BBA Wolpaw'ın 2004 tarihli makalesinde detaylı olarak tarif edilmiştir. Bu sistemde kullanıcı ekrandaki imleci iki boyutlu olarak kontrol edip sadece "düşünerek" ve bedeninin başka hiçbir yerindeki hareketlere dair bir şey gerçekleştirmeksizin bir bilgisayar oyununu oynayabilmektedir.

2.6.5. Kortikal nöronlar

BBA için daha ender kullanılan yöntemlerden biri ise müdahaleci bir yöntemdir ve bu yöntemde beyin yüzeyine elektrodlar yerleştirilir. Bu şekilde tek tek nöronların eylem potansiyelleri ve ateşlenme oranları kaydedilebilmektedir. Bu tekniği ilk kullananlardan biri 1989 tarihli çalışması ile Kennedy olmuştur. (Kennedy, P.R., 1989)

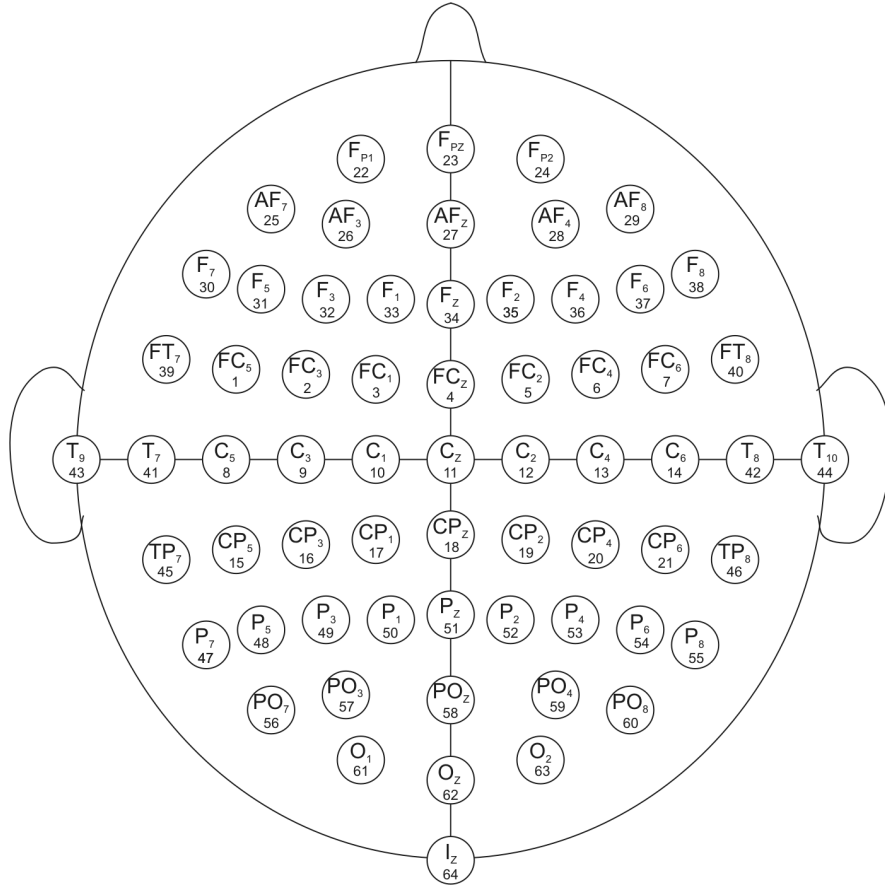
Kortikal nöronlara müdahale ederek oluşturulan BBA sistemlerine dair diğer örnekler Kennedy'nin 2004 tarihli çalışmasında mevcuttur.

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. KULLANILAN VERİLERİN ÖZELLİKLERİ

Çalışmada P300 heceleme sistemi veri analizi için ‘BCI Competition III’ veri kümesindeki kayıtlar kullanılmıştır.(Blankertz, 2004)

Bu EEG verileri 64 kanaldan, 0.1 – 60 Hz aralığında band geçiren filtreden geçirilerek 240Hz örnekleme frekansı ile kaydedilmiştir. Kayıt sırasında 10-20 sistemine göre dizilmiş olan elektrotların kanal numaraları Şekil 3.1’de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. EEG kanal numarasına göre yerleşimleri

3.1.1. DENEY PROSEDÜRÜ

Bu verilerin kaydı sırasında denekleğe 85 harfli bir kümeden eğitim seti oluşturulmuştur. Deney sırasında deneye dikkat etmesi gereken harf her bir harf kaydının öncesinde söylenerek, belirtilen harfe ait satır ve sütunların kaç defa yandığını sayması istenmiştir. 6 satır ve 6 sütun olmak üzere toplam 12 vektör, rastgele şekilde yanmıştır. Bu deney her harf için 15 defa tekrarlanmıştır. Her tekrarda 12 yanıp sönme gerçekleştiğinden toplamda 180 adet içerisinde P300 olan ya da olmayan EEG sinyal parçası kaydedilmiştir.

	1	2	3	4	5	6
	↓	↓	↓	↓	↓	↓
7 →	A	B	C	D	E	F
8 →	G	H	I	J	K	L
9 →	M	N	O	P	Q	R
10 →	S	T	U	V	W	X
11 →	Y	Z	1	2	3	4
12 →	5	6	7	8	9	_

Şekil 3.2. Deneyde kullanılan satır - sütun yerleşimi

Her satır veya sütunun yanma süresi 100 ms, her uyarandan sonrada 75 ms' lik bir bekleme süresi bulunmaktadır. Kayıtlar sırasında verilerin dışında hangi satır veya sütunun hangi anlarda yandığı da kaydedilmiştir.

3.2. VERİ İŞLEME METODU

3.2.1. Sistemin Amacı

Elde edilen veri kümesinin analizi yapılarak deneğe verilen harfin tahmini yapılmaya çalışılacaktır.

3.2.2. Analiz Metodu

Varolan veriler öncelikli olarak satır ve sütunların yandığı anlardan yani uyarıların geldiği anlardan itibaren 1s'lik dilimlere ayrılmıştır. 12 vektörden oluşan her bir harfin iki şekilde işlenmesi denenmiştir. Analiz için 3 kanalda ki veriler kullanılmıştır.(Cz, Pz ve Fz kanalları)

İlk analiz yönteminde satır ve sütunların zamanla değişen koheransları incelenmiştir. Bunun için öncelikli olarak 6 satır ve 6 sütunun ikili çiftlerinin, 15 kez tekrarlanan örnekleri sırayla Gabor analizi ile zamanla değişen frekans bileşenleri elde edilmiştir. Bundan sonra iki sürecin zamanla değişen koheransları hesaplanmıştır.

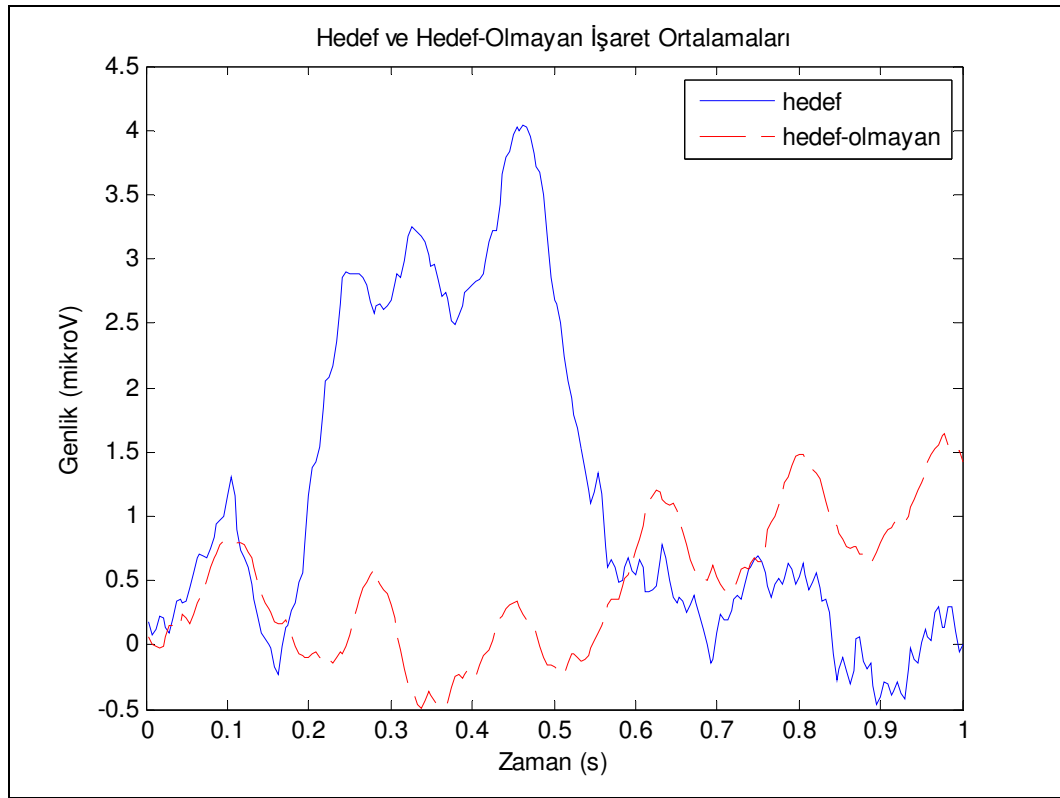
İkinci analizde ise satır ve sütunların herbirinin kendi içindeki 15 tekrarın kendi içlerindeki zamanla değişen koheransları incelenmiştir. Burada da yine süreçlerin Gabor analizi yapıldıktan sonra zamanla değişen koheransları hesaplanmıştır.

3.2.3. Karar Verme Aşaması

Bu aşamada elde edilen zamanla değişen koheranslardan uyarılmış potansiyellere ait olanların yani hedef sinyallerin sonuçlarını diğerlerinden ayırt etmeye çalışması yapılmıştır. Bunu yaparken doğru olan sinyallerin analizinden çıkan zamanla değişen koherans sonucunu deneme yapılan analiz ile kıyaslayarak bir karar alma aşaması oluşturulmuştur. Bunun için de elde edilen 2 boyutlu analiz sonuçları kıyas penceresiyle çarpıldıktan sonra, normalize edilmiş ve elde edilen puanlardan en yüksek puanı alan harfi çıktı olarak kullanılmıştır.

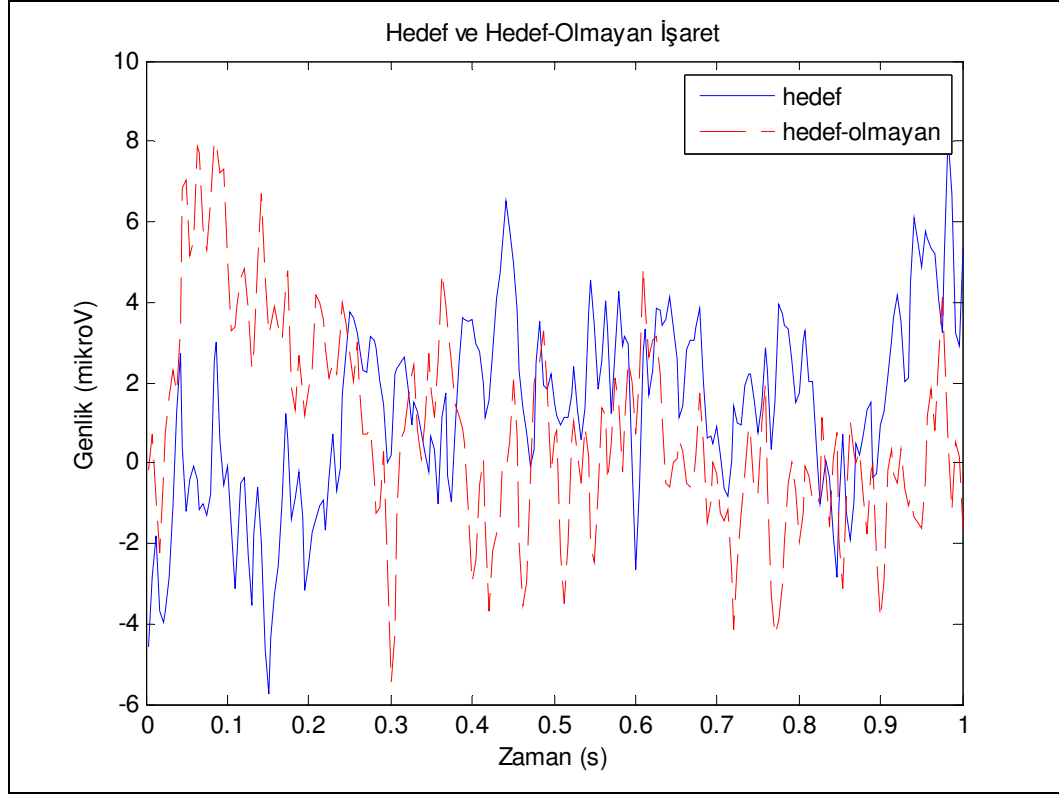
4. BULGULAR

Deneme verileri içinde P300 bulunduran ve bulundurmeyan işaretler olarak ayrıldıktan sonra ortalamaları alınırsa Cz kanalı için çizdirilen işaretler Şekil 4.1'de gösterilmiştir. Buradan da görüldüğü üzere P300 bulunduran işaretlerin ortalaması 200ms ile 500ms arasında yüksek değerlere çıkar.



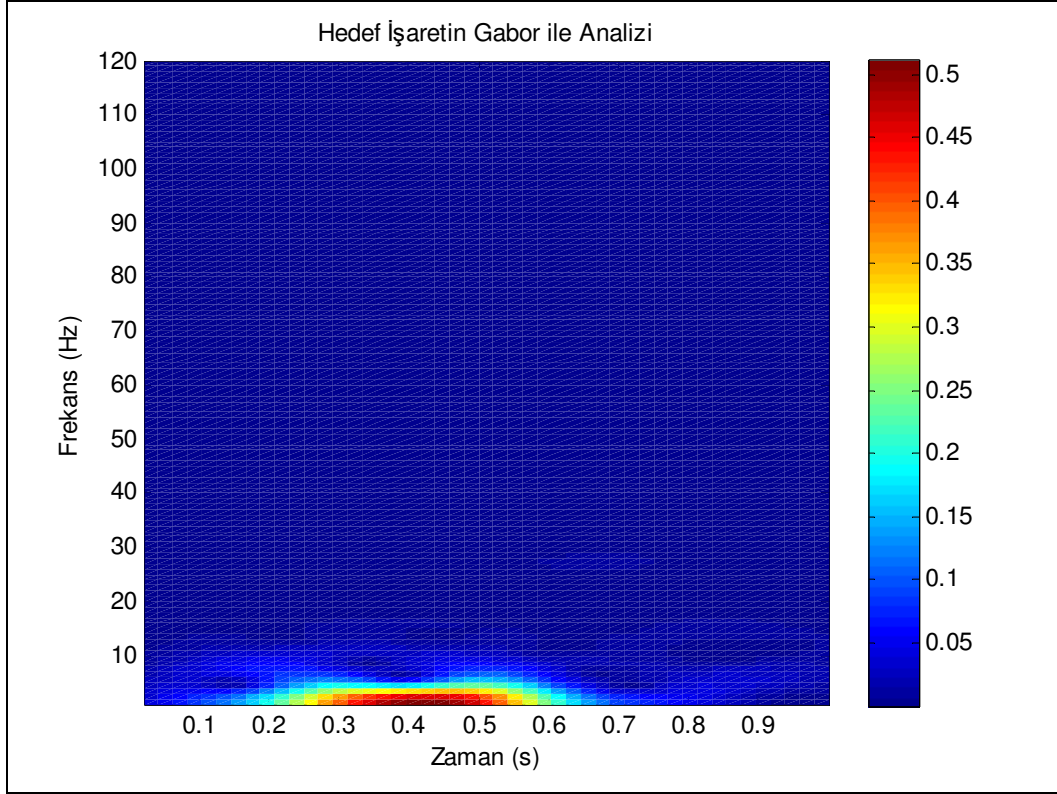
Şekil 4.1. Hedef ve Hedef-olmayan verilerin ortalaması (Cz)

Oysaki P300 bulunduran ve bulundurmeyan tek bir işareti gözlemlemek istersek bu durumda Şekil 4.2'de görüldüğü gibi çok belirgin bir fark gözlemlenemez.

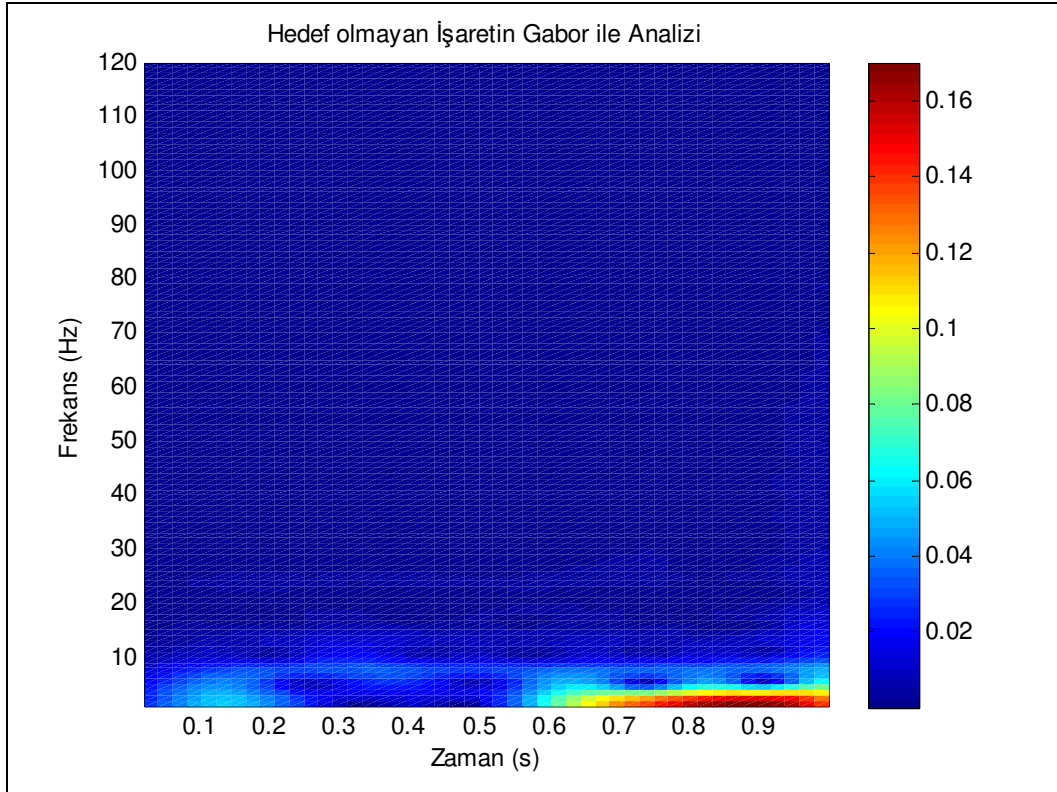


Şekil 4.2. Hedef ve Hedef-olmayan işaretler (Cz)

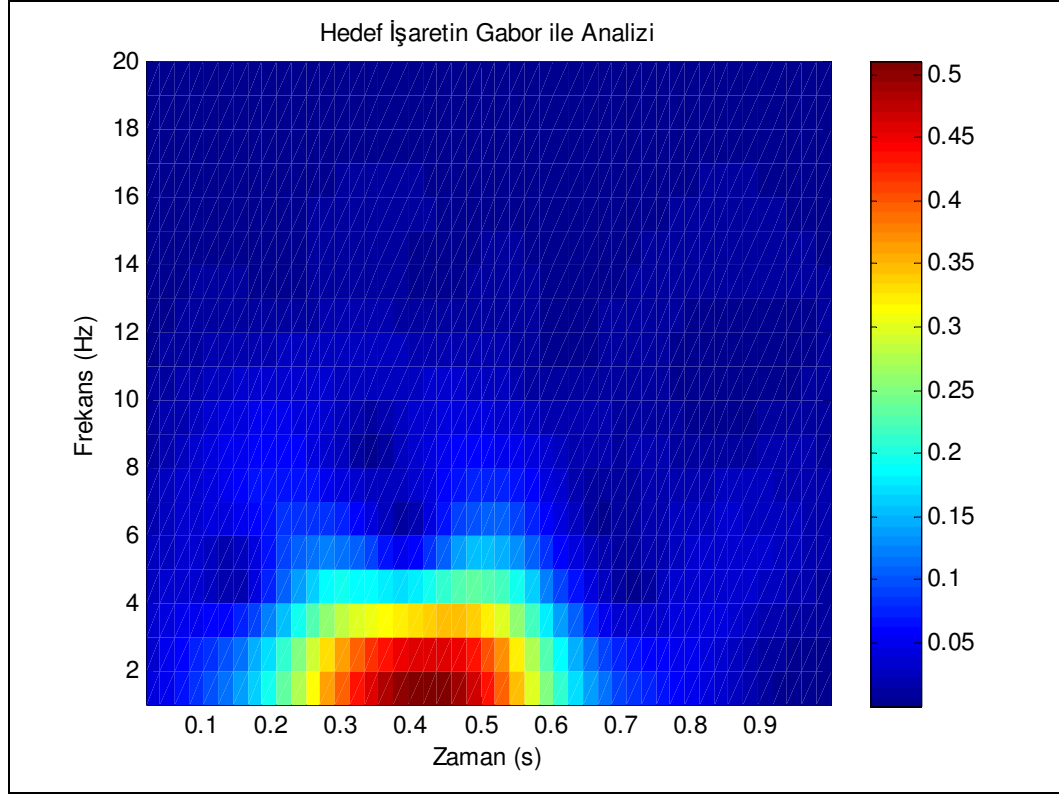
Bundan sonra zamanla değişen koherans analizinde kullanmak için işaretlerin Gabor analizi ile zaman-frekans bileşenleri bulunmuştur (Şekil 4.3). Zaman-frekans bileşenlerinin farkını görmek için hedef-olmayan işaretlerin analizi de Şekil 4.4'te gösterilmiştir. Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da da yine aynı analizlerin 1-20Hz frekans aralığı gösterilmiştir. Bunun nedeni daha yüksek frekans bileşenlerinde belirleyici bir bileşenin görülmemesidir. Buradan analizler sırasında 1-20Hz aralığı kullanılmasına karar verilmiştir.



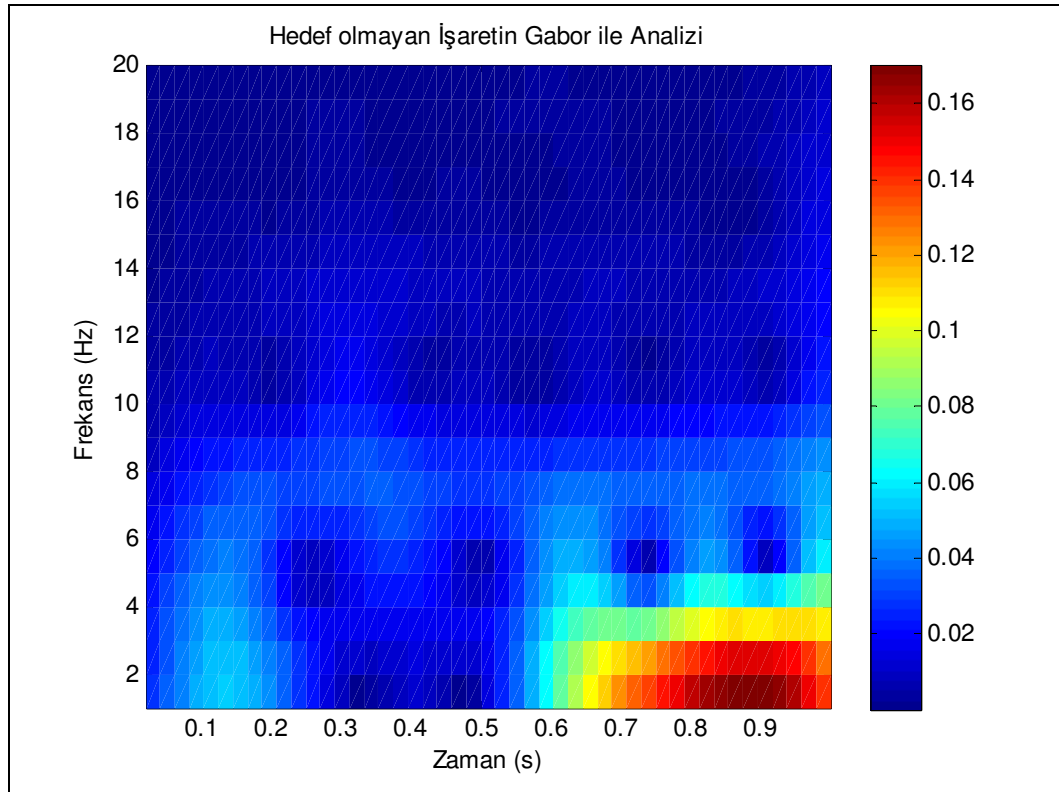
Şekil 4.3. Hedef işaretlerin zaman-frekans analizi



Şekil 4.4. Hedef-olmayan işaretlerin zaman-frekans analizi

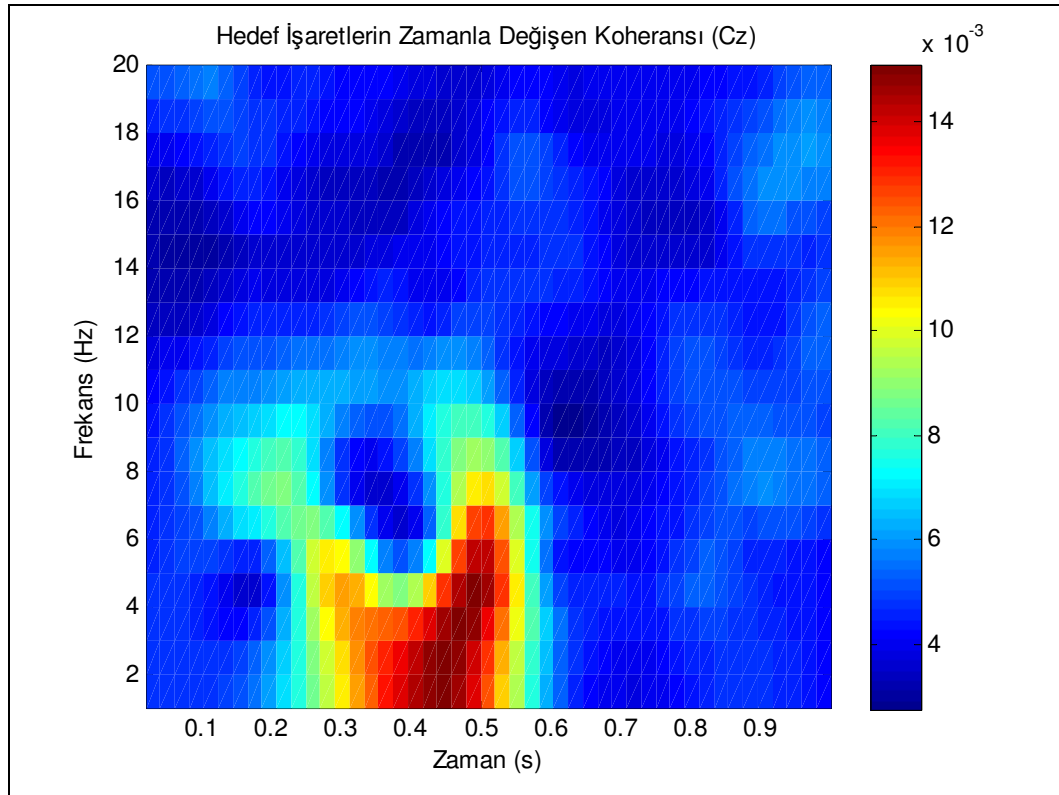


Şekil 4.5. Hedef işaretlerin zaman-frekans analizi (1-20 Hz)

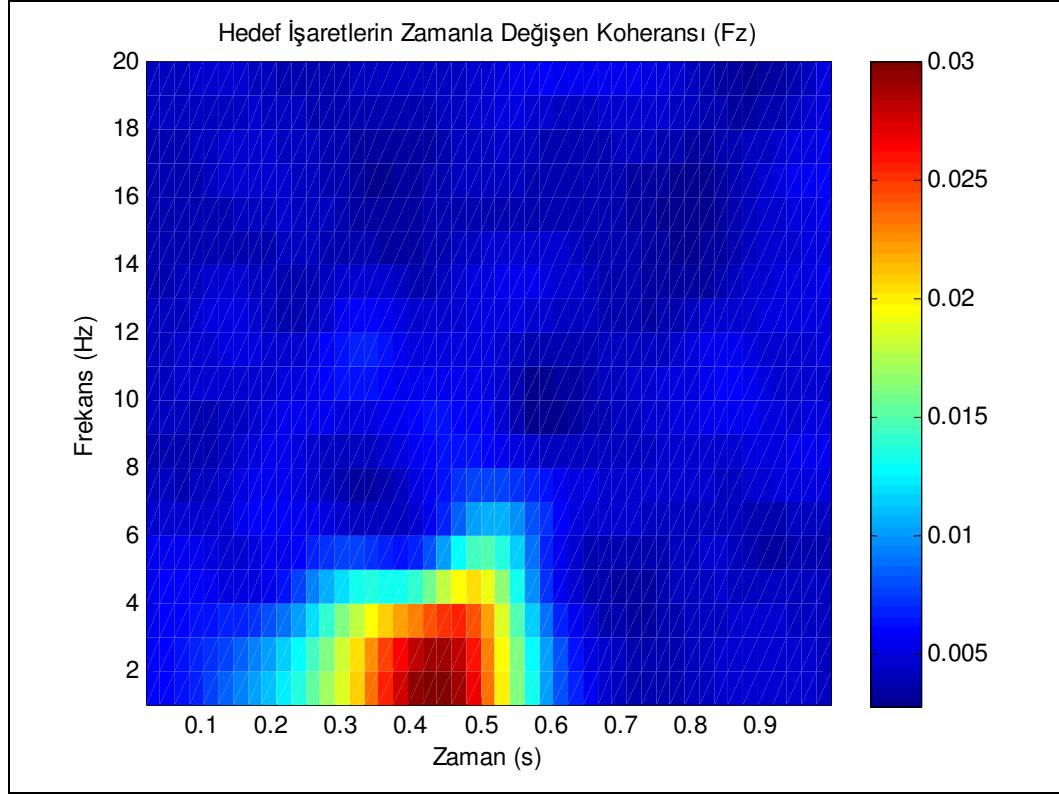


Şekil 4.6. Hedef –olmayan işaretlerin zaman-frekans analizi (1-20 Hz)

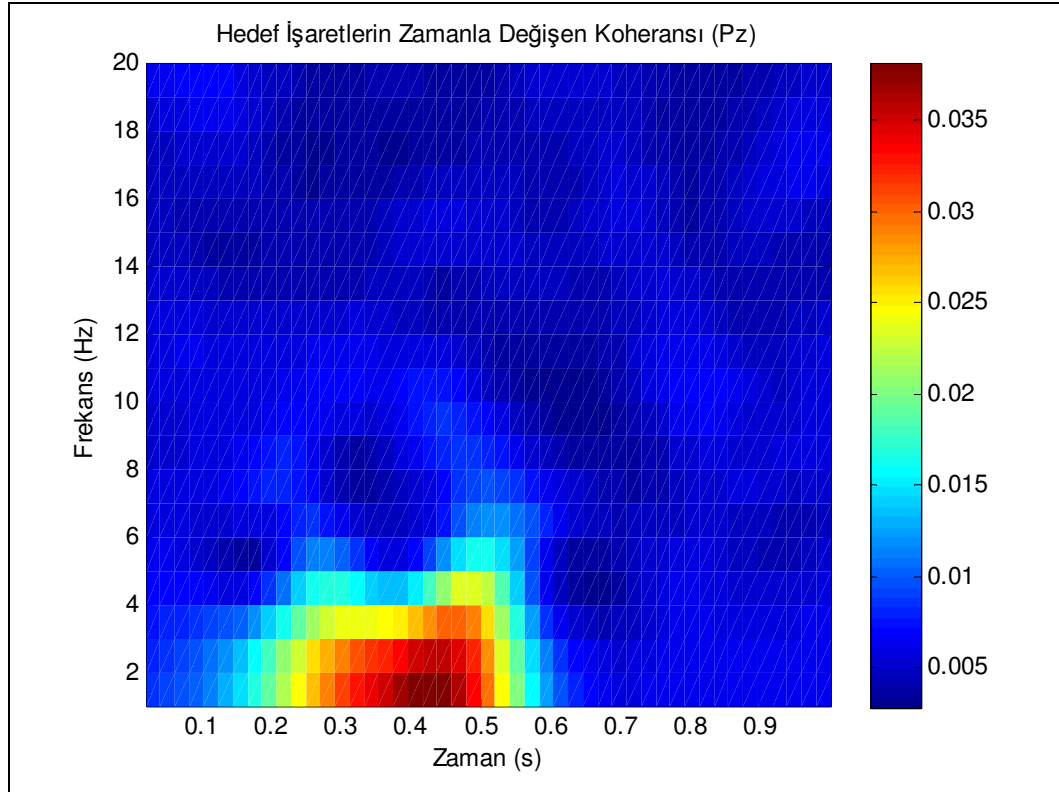
Bir sonra ki aşamada elde edilen zaman-frekans bileşenleri kullanılarak işaretlerin zamanla değişen frekans analizi yapılmıştır. Bu analiz 3 ayrı kanal için yapılmıştır. Bu kanallar bu paradigma sırasında en çok tepki verildiği düşünülen kanallardır (Cz, Fz ve Pz kanalları). Buradan elde edilen sonuçlar diğer analizlerin karşılaştırılmasında kullanılacaktır. Analiz sonuçları Şekil 4.7, Şekil 4.8 ve Şekil 4.9 gösterilmiştir. Bu analizlerden gözlemlenen düşük frekanslarda ve 300ms ile 500ms aralığında yüksek bir koherans vardır. Bu da paradigmanın P300 için söylediği teoriyi desteklemektedir.



Şekil 4.7. Hedef işaretlerin zamanla değişen koheransı (Cz)



Şekil 4.8. Hedef işaretlerin zamanla değişen koheransı (Fz)



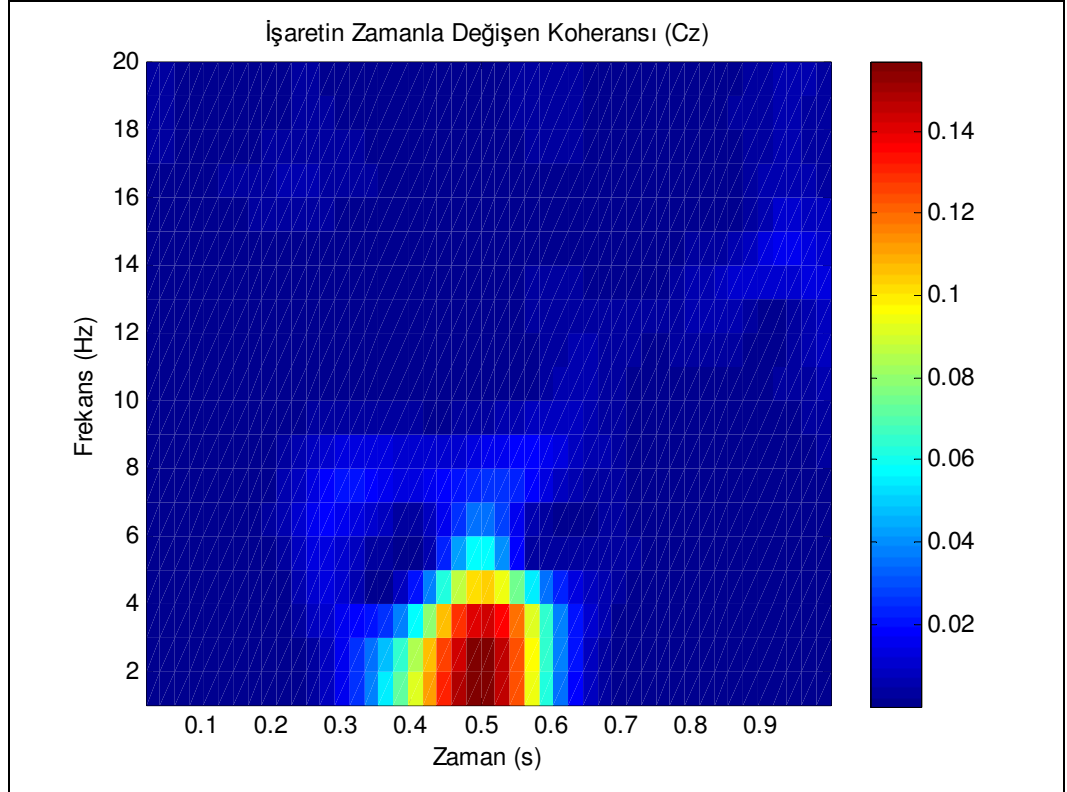
Şekil 4.9. Hedef işaretlerin zamanla değişen koheransı (Pz)

Bu aşamadan itibaren dataların analizleri yapılmıştır. Burada yapılan analiz ve puanlama sonuçlarına örnekler verilmiştir.

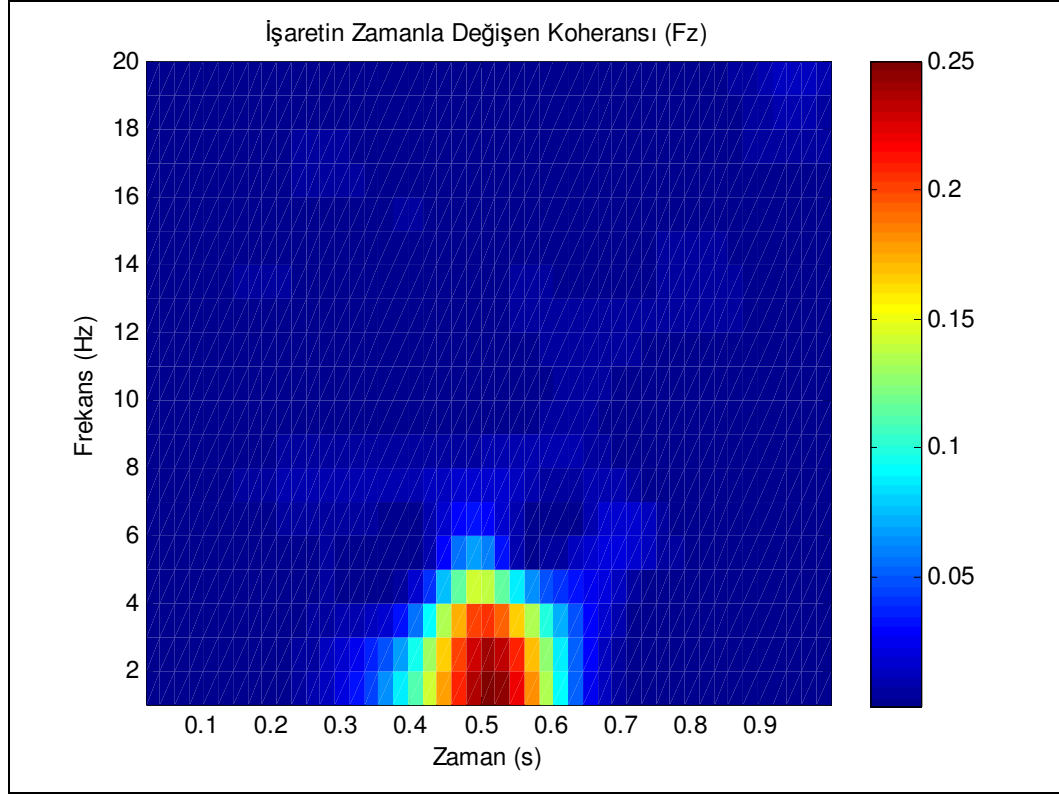
İlk örnekte deneğe M harfi ödev olarak verilmiş ve analiz sonucuda M harfi olmuştur.

Tablo 4.1. Örnek1 analiz puanlaması

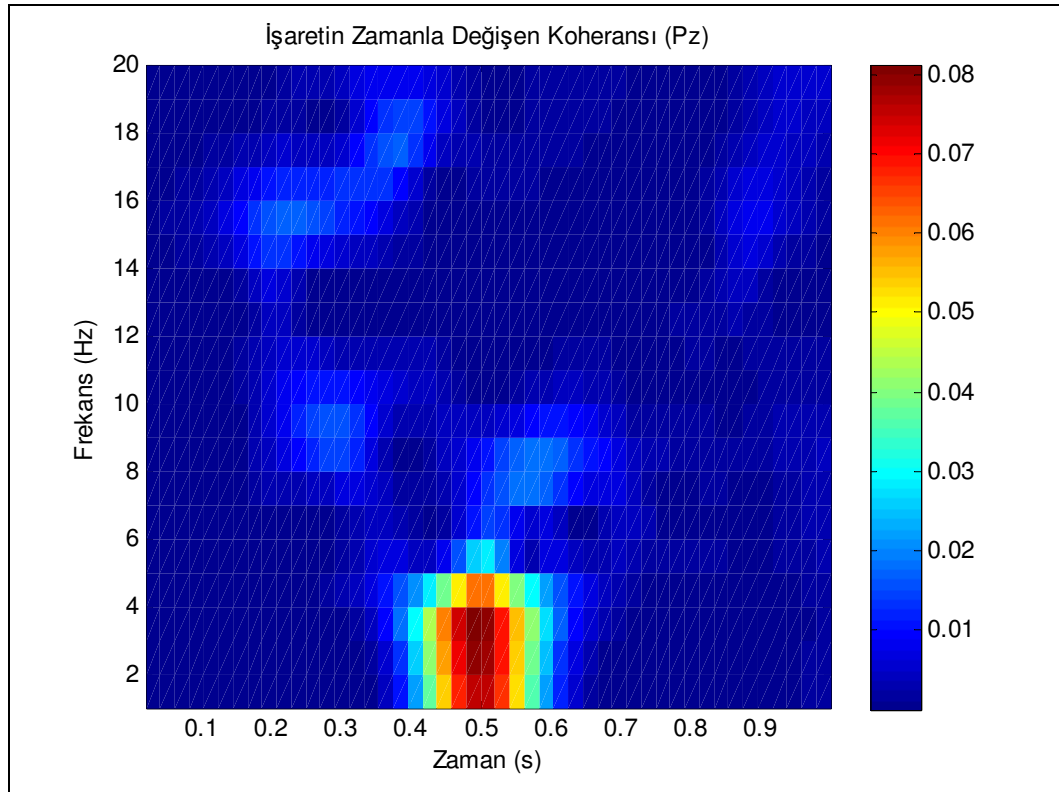
Vektör No.	1	2	3	4	5	6
7	0.0675	-0.0591	-0.0703	-0.0001	0.0120	-0.0932
8	0.2204	-0.1176	-0.1180	-0.0404	0.0521	-0.1378
9	0.6922	0.4012	0.1116	0.4868	0.6504	0.2227
10	0.2038	0.0107	-0.0795	0.0606	0.1633	-0.0748
11	0.0661	-0.0947	-0.1255	-0.0663	0.0540	-0.1178
12	0.3466	0.0112	-0.1062	0.0013	-0.0133	-0.1104



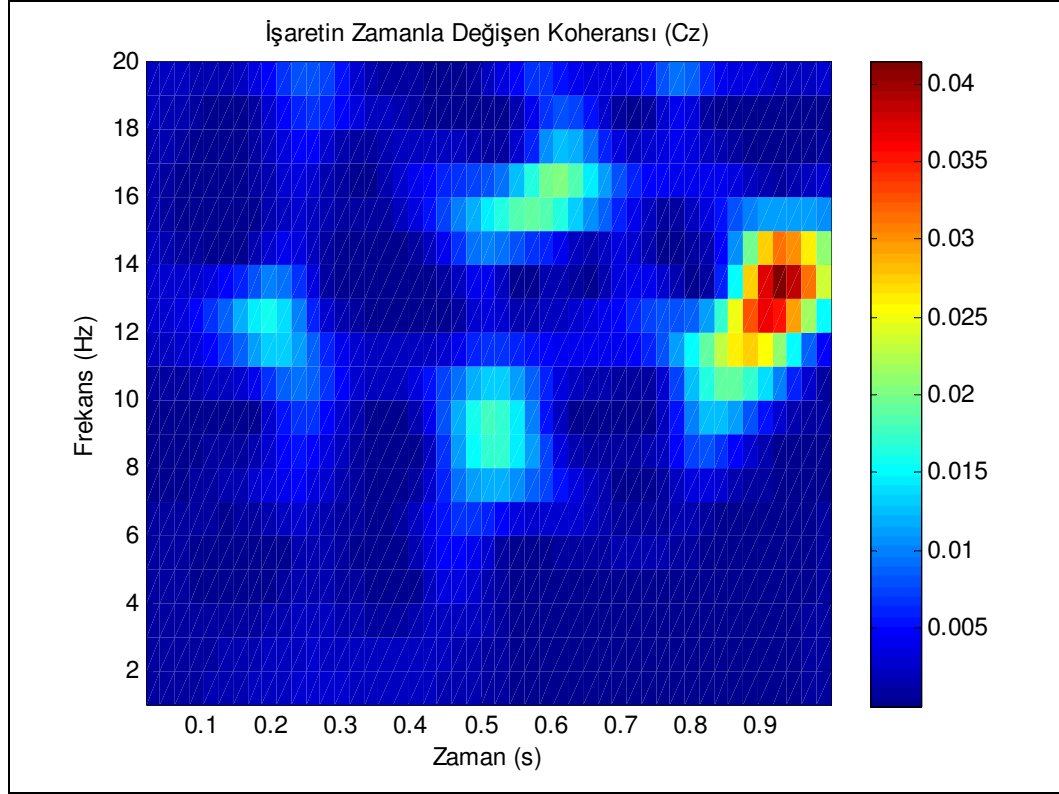
Şekil 4.10. Doğru harfin analizi (Cz)



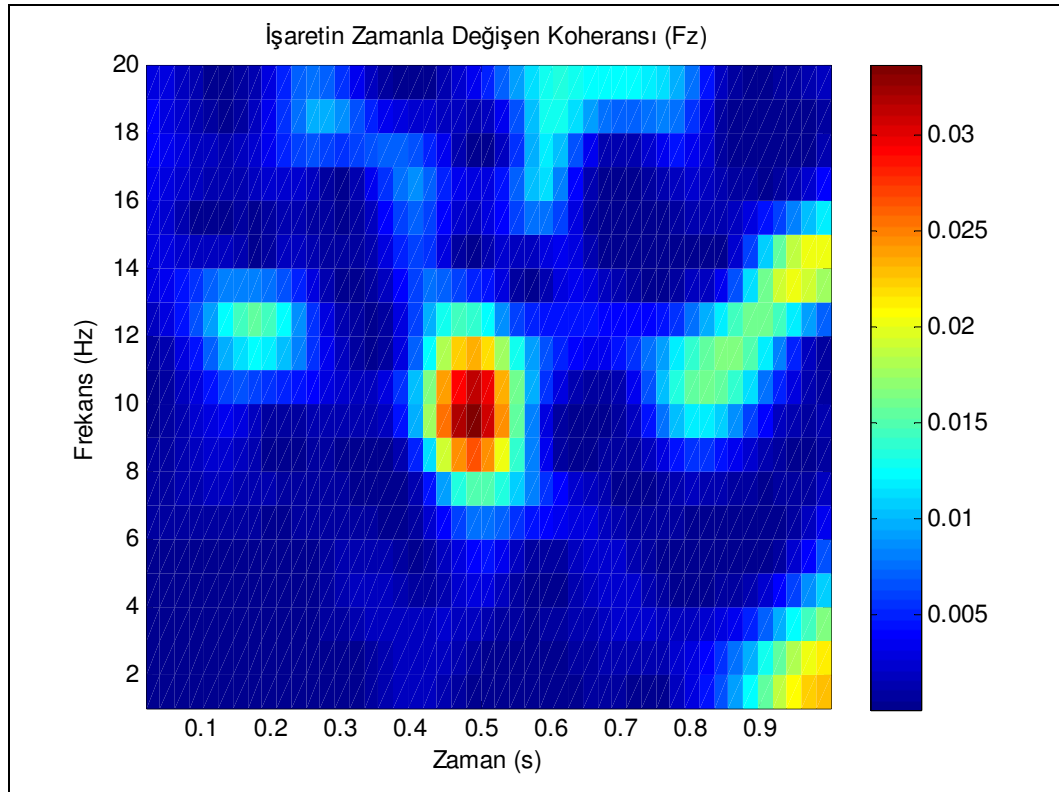
Şekil 4.11. Doğru harfin analizi (Fz)



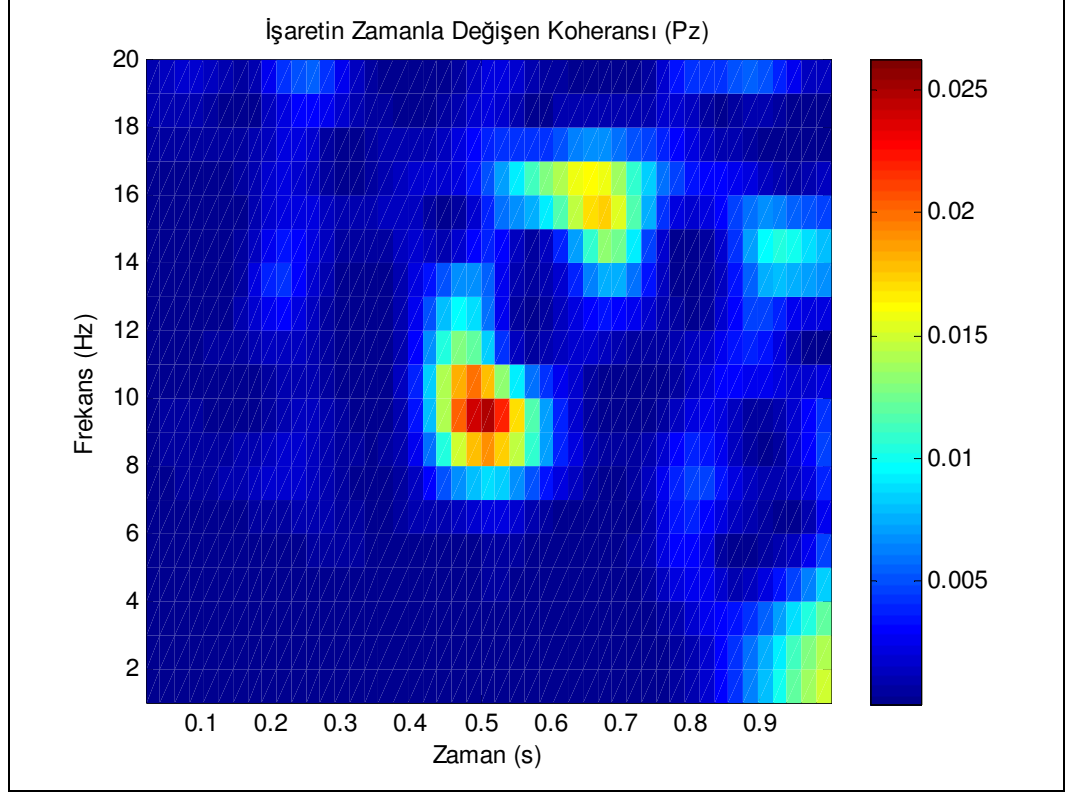
Şekil 4.12. Doğru harfin analizi (Pz)



Şekil 4.13. Yanlış bir harf analizi (Cz)



Şekil 4.14. Yanlış bir harf analizi (Fz)

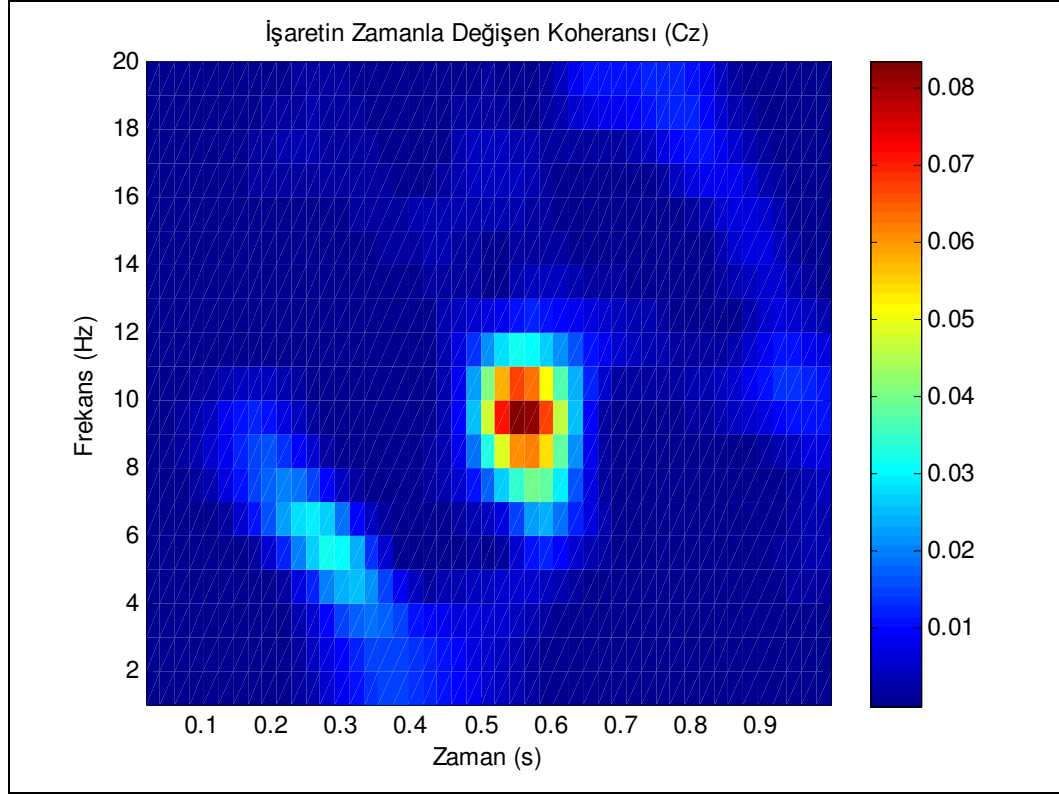


Şekil 4.15. Yanlış bir harf analizi (Pz)

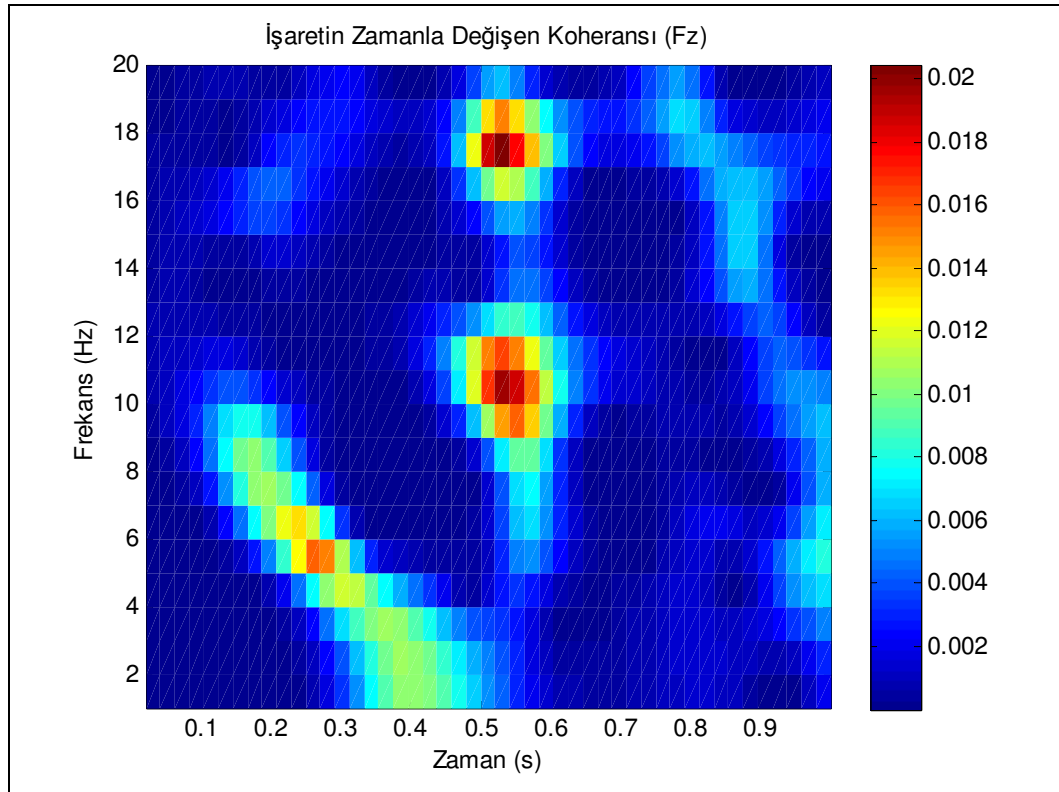
İkinci örnekte ise deneye W harfi ödev olarak verilmiş ve analiz sonucuda S harfi olmuştur.

Tablo 4.2. Örnek2 analiz puanlaması

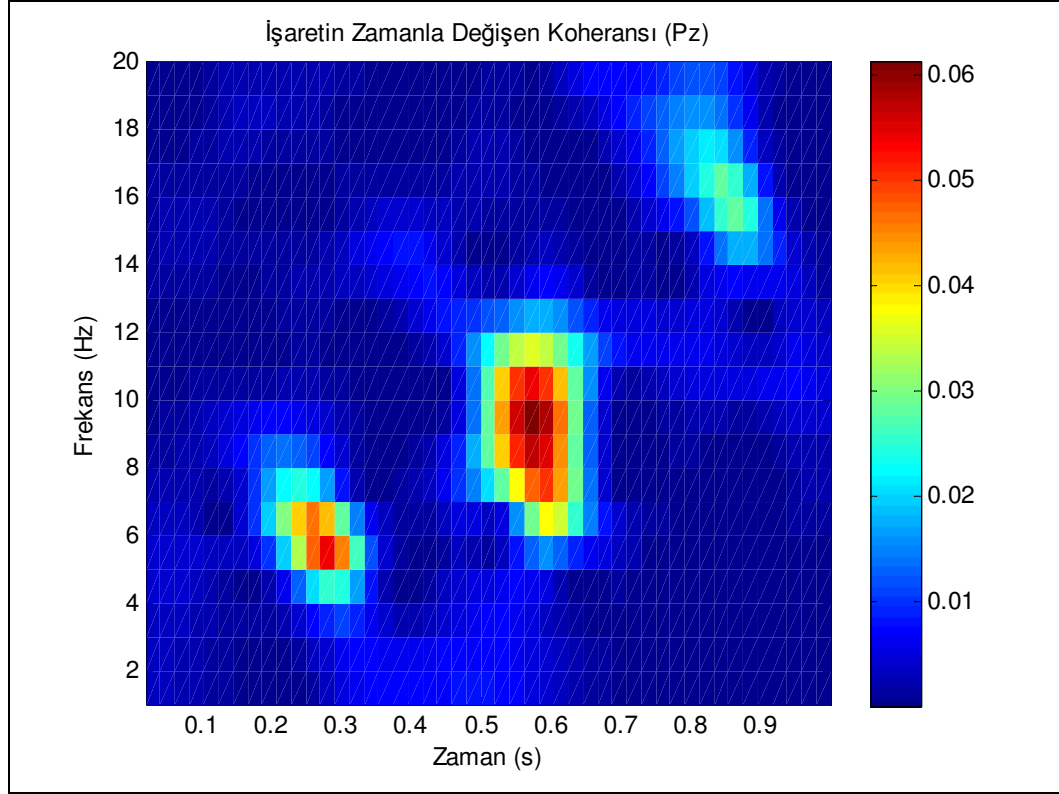
Vektör No.	1	2	3	4	5	6
7	-0,0820	-0,0898	-0,1762	-0,1817	-0,0286	-0,0987
8	-0,1060	-0,1178	-0,1524	-0,2209	-0,0970	-0,1641
9	-0,0769	-0,04728	-0,0923	-0,1804	-0,0276	-0,1641
10	0,21227	0,0962	-0,0467	-0,0512	0,1728	-0,0164
11	0,03224	0,0018	-0,0815	-0,1192	0,0737	-0,0622
12	-0,1435	-0,1212	-0,2037	-0,1925	0,0098	-0,1861



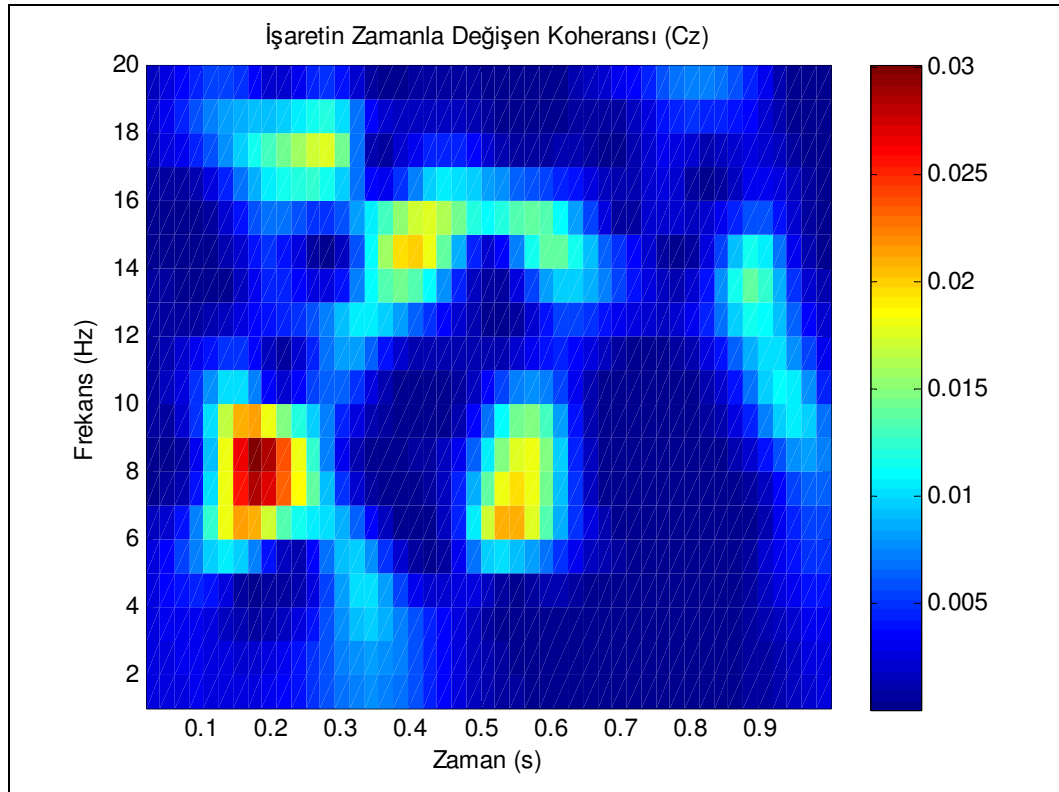
Şekil 4.16. Hatalı bulunan harfin(S) analizi (Cz)



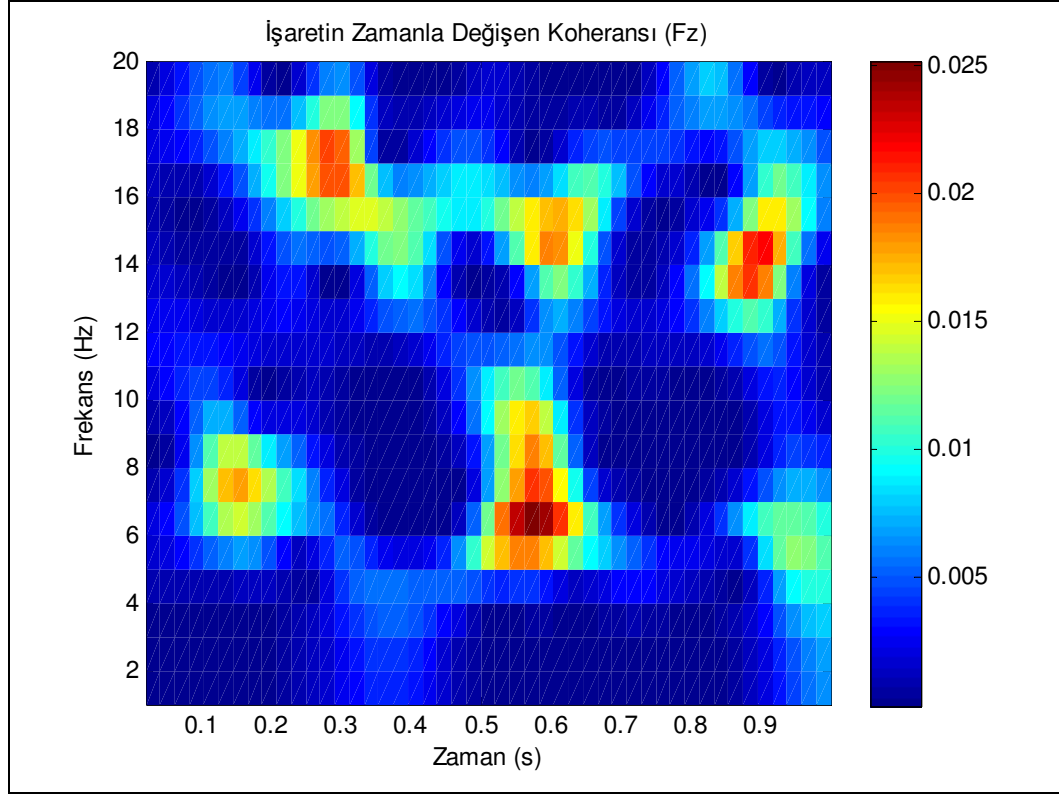
Şekil 4.17. Hatalı bulunan harfin(S) analizi (Fz)



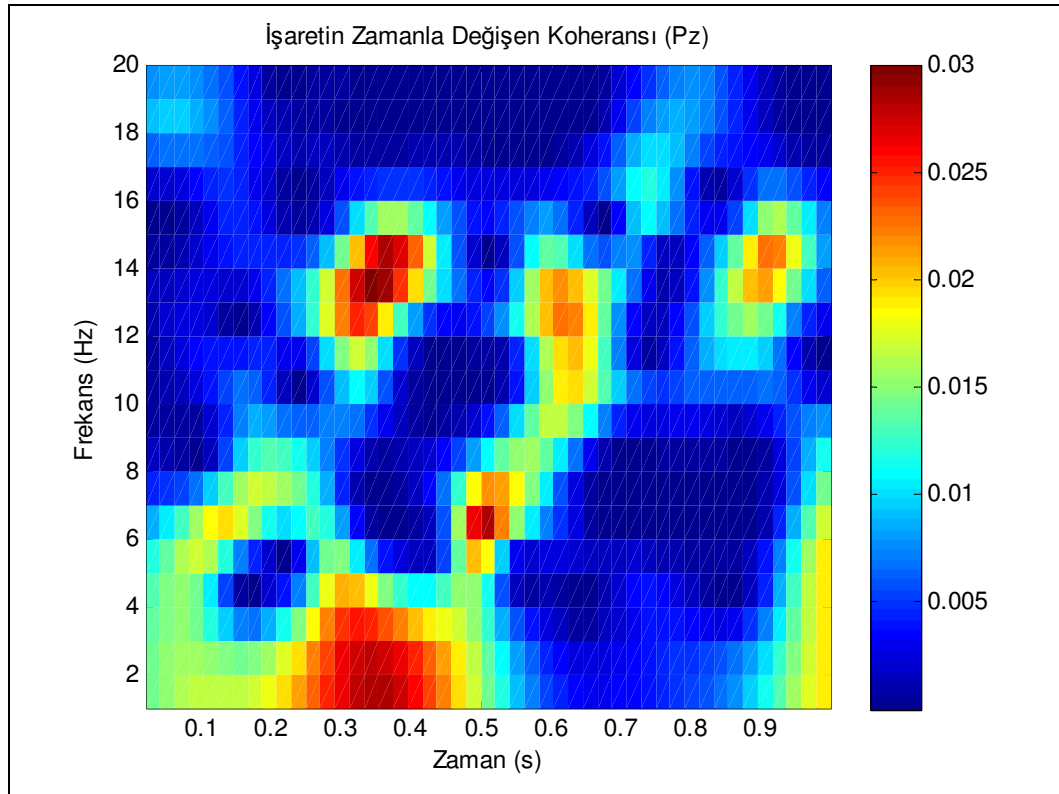
Şekil 4.18. Hatalı bulunan harfin(S) analizi (Pz)



Şekil 4.19. Yanlış sonuç harfin (W) analizi (Cz)



Şekil 4.20. Yanlış sonuç harfin (W) analizi (Fz)



Şekil 4.21. Yanlış sonuç harfin (W) analizi (Pz)

Deneme için oluşturulan veri kümesinin daha önce de anlatıldığı gibi ikili vektörler halinde analizi ile elde edilen sonuçlar Tablo 4.3'te gösterilmiştir. Buna göre toplam 85 harfin 26 tanesi doğru olarak tahmin edilmiştir. Bu analizin doğruluk yüzdesi % 30,59 olmuştur.

Tablo 4.3. Deneme verilerinin 1. analiz ile tahmin sonuçları

Harf No	Hedef	Sonuç	Harf No	Hedef	Sonuç	Harf No	Hedef	Sonuç	Harf No	Hedef	Sonuç	Harf No	Hedef	Sonuç	Harf No	Hedef	Sonuç	Harf No	Hedef	Sonuç	Harf No	Hedef	Sonuç			
1	E	D	11	8	N	21	H	3	31	M	O	41	O	N	51	R	R	61	W	W	71	P	V	81	O	U
2	A	A	12	R	R	22	C	B	32	E	F	42	U	C	52	Z	N	62	_	4	72	O	O	82	T	T
3	E	P	13	B	8	23	T	T	33	M	K	43	K	L	53	R	W	63	E	6	73	U	C	83	H	H
4	V	V	14	R	F	24	U	Q	34	6	J	44	W	X	54	O	M	64	K	E	74	I	K	84	Q	P
5	Q	M	15	G	J	25	I	O	35	O	N	45	A	F	55	L	J	65	T	Q	75	K	H	85	I	I
6	T	2	16	O	S	26	D	D	36	U	V	46	4	4	56	H	H	66	L	L	76	Z	I			
7	D	_	17	N	O	27	B	C	37	X	S	47	V	T	57	Y	Y	67	B	R	77	E	E			
8	O	O	18	C	7	28	P	N	38	O	I	48	J	J	58	N	Z	68	W	X	78	R	I			
9	J	J	19	E	B	29	U	7	39	C	C	49	E	E	59	Q	R	69	X	X	79	Y	K			
10	G	G	20	D	D	30	H	N	40	F	R	50	F	Z	60	D	D	70	E	E	80	O	I			

Deneme için oluşturulan veri kümesinin vektörlerin daha kendi içindeki ilişkileri için yapılan analiz ile elde edilen sonuçlar Tablo 4.5'te gösterilmiştir. Buna göre toplam 85 harfin 24 tanesi doğru olarak tahmin edilmiştir. Bu analizin doğruluk yüzdesi % 28,24 olmuştur.

Tablo 4.5. Deneme verilerinin 2. analiz ile tahmin sonuçları

Harf No	Hedef	Sonuç	Harf No	Hedef	Sonuç	Harf No	Hedef	Sonuç	Harf No	Hedef	Sonuç	Harf No	Hedef	Sonuç	Harf No	Hedef	Sonuç	Harf No	Hedef	Sonuç	Harf No	Hedef	Sonuç			
1	E	O	11	8	8	21	H	G	31	M	O	41	O	N	51	R	R	61	W	V	71	P	V	81	O	U
2	A	M	12	R	R	22	C	B	32	E	F	42	U	O	52	Z	N	62	_	_	72	O	K	82	T	T
3	E	8	13	B	B	23	T	T	33	M	W	43	K	_	53	R	W	63	E	1	73	U	C	83	H	H
4	V	G	14	R	R	24	U	3	34	6	J	44	W	X	54	O	M	64	K	D	74	I	K	84	Q	P
5	Q	G	15	G	G	25	I	3	35	O	P	45	A	F	55	L	J	65	T	P	75	K	H	85	I	I
6	T	U	16	O	O	26	D	D	36	U	V	46	4	4	56	H	T	66	L	I	76	Z	I			
7	D	H	17	N	N	27	B	B	37	X	G	47	V	T	57	Y	4	67	B	R	77	E	E			
8	O	7	18	C	C	28	P	N	38	O	H	48	J	J	58	N	Z	68	W	X	78	R	E			
9	J	B	19	E	E	29	U	C	39	C	B	49	E	E	59	Q	Q	69	X	R	79	Y	O			
10	G	D	20	D	D	30	H	N	40	F	N	50	F	1	60	D	J	70	E	E	80	O	I			

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

19. yüzyılda başlayan beynin elektriksel yapısının incelenmesi, 20. yüzyılın ortalarına doğru insanın beyin sinyallerinin incelenmesiyle devam etmiştir. Bundan sonra gelişen teknoloji ve teknikler ile elektriksel değişimlerin görüntülenmesi daha da kolaylaşmıştır.

Günümüzde bir yandan bu görüntüleme teknikleri geliştirilmeye devam ederken, asıl sorun elde edilen verilerin işlenmesi işlenmesi ve yorumlanması haline almıştır. Özellikle hastalık tanılarında kullanılan bu görüntüleme sistemleri, günümüzde sadece tanı amaçlı değil insanın bilgisayar ve makinalarla iletişimde kullanılmaya başlanmıştır.

1990'ların başında başlayan beyin sinyalleri ile bilgisayar arasında bir iletişim sağlama çabaları, 2000'ler de git gide popüler hale gelmeye başlamıştır. 1995'te BBA ile ilgili yaklaşık 6 tane araştırma grubu varken, 2000'de bu sayı 20'ye çıkmış, şimdilerde ise yaklaşık 100 araştırma grubunu bulmuştur. Fakat yine de beynin karmaşık yapısı, bu alandaki araştırmaları büyük merak konusu yaparken, aynı zamanda çalışmaların yoğunlaşmasına neden olmaktadır.

Bir BBA sistemini kurabilmek için öncelikle bu tez çalışması sırasında beynin fizyolojik yapısı ve çalışma mantığı incelenmiş, mevcut BBA sistemleri araştırılmıştır. Daha sonra kullanılacak analiz yöntemine karar verilmiş ve veri kümelerinde uygulama yapılmıştır.

Buradaki amaç bir monitör üzerinde 6sıra ve 6 sütun üzerine yerleştirilmiş toplam 36 tane harf ve rakamdan oluşan karakterlerden hedef karakterin tahmin edilmeye çalışılmasıdır. P300 heceleme sistemi olarak adlandırılan bu sistem, her sıra ve sütunun rastgele fakat eşit sayıda yanıp sönmeye matığına dayalıdır. Böylece OİP'lere bir örnek olan P300 dalgası, hedef uyarı verildikten yaklaşık 300ms ile 500 ms aralığında pozitif yönde bir dalga oluşturacaktır. Bu sayede analiz sonucunda hedeflenen karakteri diğer bulabilmek mümkün olacaktır.

Kullanılan analizin zamanla değişen koherans olmasının sebebi ise her karakter için tekrarlanan deneylerin olması ve bu işaretlerin hem zaman hem de frekans uyumluluklarının olacağı düşüncesinden kaynaklıdır.

Tez çalışmasında, uyarılmış potansiyeller içeren EEG verisi, uygulamaya yönelik zaman aralıklarına ayrıldıktan sonra veri analizleri yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar %20 ile %30 arasında doğruluk sağlamıştır.

Bu yüzde oranları P300 heceleme sistemi üzerinde çalışanların elde ettiği yüksek oranlara ulaşmamasına rağmen genellikle sadece zamandaki özellikleri değerlendirmektedirler. Bu da EEG verilerinin anlaşılması için yeterli olamayacağı düşüncesini açıkça göstermektedir. Burada yürütülen çalışma bize bu analizlerin EEG verileri için kullanılabilir özellikler vereceğini göstermiştir.

Gelecek çalışmalarda bu öznitelikleri kullanırken aynı zamanda ileri seviye sınıflandırıcılar kullanılarak ve uygun kanal kaynaklarının seçimi ile daha yüksek oranda sonuçlar elde edilebilir. Ayrıca diğer BBA sistemlerinde de kullanılması mümkündür. Daha önceden de bahsedildiği gibi beyin bilgisayar arayüzü çalışmasında karşılaşılan pek çok problem mevcuttur. Bunlardan bir tanesi de uyarılmış potansiyellerin mevcut sinyal işleme teknikleri ile kısa bir zaman dilimi içerisinde çıkarılamamasıdır. Bundan sonraki çalışmalar bu problemleri çözmeye yönelik olacaktır.

Bu alandaki çalışmaların gelişmesi ile sadece MS ve ALS gibi hastalıklar da değil daha birçok hastalığa tanı konmasında, kullanılabilir sistemler oluşturulabilir. Elektronik protezlerin kontrolü ve daha işlevsel çalışmaları sağlanabilir. Bunun yanında gelişen teknolojik cihazların kullanımını daha kolaylaştırmak amaçlı yapıların oluşturulması sağlanabilecektir.

KAYNAKLAR

- Bastians, M. J., 1980, "Gabor's Expansion of a Signal into Gaussian Elementary Signals", *Proc. IEEE*, Vol. 68, No. 4, pp. 538-539.
- Başar E, 1999 "Brain function and oscillations: II. Integrative brain function neurophysiological and Cognitive Processes", *Springer-Verlag*, Berlin Heidelberg
- Benovoy M, Brouse A., Corcoran TG, Drayson H, Erkut C, Filatriau JJ, Frisson C, Gundogdu U, Knapp B, Lehembre R, Mühl C, Perez MAO, Sayin A, Soleymani M, Tahiroglu K., 2007, "Audiovisual Content Generation Controlled by Physiological Signals for Clinical and Artistic Applications", *Proceedings Enterface'07 Summer Workshop*, Bogazici University, İstanbul, pp. 103-116
- Berger H., 1929, "Über das Elektroenkephalogramm des Menschen" *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 87: 527-570
- Birbaumer, N., Kübler, A., Ghanayim N., Hinterberger, T., Perelmouter, J., Kaiser, J., Iversen, I., Kotchoubey, B., Neumann, N., Flor, H., 2000, "The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients", *IEEE Trans. Rehabil. Eng. (2000)*, Vol. 8, pp. 190-192
- Birman, H, Tamer, Ş.A, Kaya, M, Karamürsel, S, 2000, *Genel Fizyoloji*, Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul
- Blankertz B., Müller K.R., Curio G., Vaughan T. M., Schalk G., Wolpaw J. R., Schlögl A., Neuper C., Pfurtscheller G., Hinterberger T., Schröder M., and Birbaumer N., 2004, "The BCI Competition 2003: Progress and Perspectives in Detection and Discrimination of EEG Single Trials", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6,
- Boashash, B., O'Shea, P., 1994, "Polynomial Wigner-Ville Distributions and Their Relationship to Time-Varying Higher Order Spectra", *IEEE Trans. on Signal Proc.*, vol. 42, no. 1, pp. 216-220.
- Caton R., 1875, *British Medical Journal*, Edinburgh
- Cohen, L., 1995, *Time-Frequency Analysis*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ.
- Cromwell L, Weibell FJ, Pfeiffer EA, 1980, *Biomedical Instrumentation and Measurements*, Second Edition, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ.

- Donchin, E., Spencer, K.M., Wijesinghe, R., 2000, "The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain computer interface", *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, Vol. 8, 174-179
- Gabor, D., 1946, "Theory of Communication", *J.Enst. Elec. Eng.*, Vol. 93, 429-457.
- Ghez C, Krakauer J, 2000, *Principles of Neural Science (Kandel E, Schwartz JH, Jessell TM, eds.)*, McGraw-Hill. Fourth Edition, pp. 756–781.
- Ghez C and Thach W., 2000, *Principles of Neural Science (Kandel E, Schwartz JH, Jessell TM, eds.)*, McGraw-Hill. Fourth Edition, pp. 832–852.
- Grosse P., Cassidy M.J., Brown P., 2002, "EEG-EMG, MEG-EMG and EMG-EMG frequency analysis: physiological principles and clinical applications", *Clinical Neurophysiology*, 113:1523–1531.
- Gündoğdu, U, 2008, *Nörodejeneratif Hastalıklarda Kortikomusküler Koheransın Analizi*, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği
- Halliday DM, Rosenberg JR, Amjad AM, Breeze P, Conway BA, Farmer SF, 1995, "A framework for the analysis of mixed time series/point process data: theory and application to the study of physiological tremor, single unit discharges and electromyogram", *Prog Biophys Mol Biol*, 64:237–278.
- Halliday DM, Conway BA, Farmer SF, Rosenberg JR., 1998, "Using electroencephalography to study functional coupling between cortical activity and electromyograms during voluntary contractions in humans", *Neuroscience Letters*, 241: 5–8
- Jasper, H., 1958, "The ten – twenty electrode system of the International Federation", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10, 371-375.
- Kennedy, P.R., 1989, "The cone electrode: a long-term electrode that records from neurites grown onto its recording surface", *J. Neurosci. Methods*, 29(3): 181-193.
- Kennedy, P.R., Kirby, M.T., Moore, M.M., King, B. and Mallory A., 2004, "Computer control using human intracortical local field potentials", *IEEE Trans Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 12(3): 339-344
- Knapp, B., Lusted H., 1990, "A Bioelectric Controller for Computer Music Applications", *Computer Music Journal*, vol. 14, pp. 42-47
- Knapp, B., Lusted H., 1996, "Controlling Computers with Neural Signals", *Scientific American*, pp. 82-87
- Kutlu, G., 2000, "EEG'nin Tarihiçesi", *Sinaps.*, 13: 1-12

- Hellwig B, Haubler S, Lauk M, Guschlbauer B, Köster B, Kristeva-Feige R, Timmer J, Lücking CH., 2000, "Tremor-correlated cortical activity detected by electroencephalography", *Clin Neurophysiol*, 111: 806–809.
- McFarland, D.J., Miner, L.A., Vaughan T.M., Wolpaw J.R., 2000, "Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movement", *Brain Topogr.*, Vol.12-3, pp.177-186
- Middendorf, M., McMillan, G., Calhoun, G., Jones, K.S., 2000, "Brain computer interfaces based on steady-state visual evoked response", *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, Vol.8, pp.211-213
- Nikias CL, 1995, *Higher-Order Spectra*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ.
- Qian, S., Chen, K., ve Li, S., May 1992, "Optimal Biorthogonal Functions For Finite Discrete-Time Gabor Expansion", *Signal Processing*, Vol. 27, No. 2, pp. 177-185.
- Qian, S., Chen, D., 1993, "Discrete Gabor Transform", *IEEE Trans. on Signal Proc.*, Vol. 41, No. 7, pp. 2429-2439.
- Şengil E., 2004, *Beyin Bilgisayar Arayüzü, Yüksek Lisans Tezi, İTÜ Elektronik ve Haberleşme ABD*
- Welch PD, *The Use of Fast Fourier Transform for the Estimation of Power Spectra: A Method Based on Time Averaging Over Short, Modified Periodograms*, 1967, *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*, Vol. AU-15, No. 2, June 1967, p70
- Weiskopf, N., Mathiak, K., Bock S.W., Scharnowski F., Veit R., Grodd W., Goebel R., Birbaumer N., 2004, "Principles of a brain-computer interface (BCI) based on real-time functional magnetic resonance imaging (fMRI)", *IEEE Trans Biomed Eng*, 51(6): 966-970
- Wexler, J., Raz, S., 1990, "Discrete Gabor Expansions", *Signal Proc.*, Vol. 21, No. 3, pp. 207-220.
- Wolpaw R. J., Birbaumer N., McFarland, D.J., Pfurtscheller, G., Vaughan, T.M., 2002, "*Brain-computer interfaces for communication and control*", *Clinical Neurophysiology*, 113: 767-791
- Yazgan E., Korürek M., 1996, *Tip Elektroniği*, İTÜ Rektörlüğü Yayınevi, İstanbul, 1996
- Zhan Y, Halliday DM, Liu X, Feng J, 2005, "Detecting the time-dependent coherence between non-stationary electrophysiological signals - A combined statistical and time-frequency approach", *Research Article*, 2005.

ÖZGEÇMİŞ

Alaattin SAYIN, 1980 yılında Konya/Ereğli’de doğdu. Ortaokulu 1995’te Ereğli Anadolu Lisesi’nde, liseyi 1995-1997 yılları arasında Aksaray Fen Lisesi’nde devam ettikten sonra 1998 yılında Adana A.Paksoy Lisesi’nde bitirdi. Lisans eğitimini İstanbul Üniversitesi, Elektronik Mühendisliği Bölümü’nden 2004’te tamamladı. 2005 yılında İ.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Programında yüksek lisans eğitimine başladı. 2005 Aralık’ta İ.Ü. Teknik Bilimler M.YO. Biyomedikal Cihaz Teknolojisi Programı’nda araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladı. Halen aynı programda görevine devam etmektedir. Bilimsel ilgi alanları, zaman-frekans analizi uygulamaları ve biyomedikal işaret işlemedir. Ayrıca İ.Ü. Doğal Arama Kurtarma ekibi üyesidir.