



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**NÖRODEJENERATİF HASTALIKLARDA
KORTİKOMUSKÜLER KOHERANSIN ANALİZİ**

Umut GÜNDOĞDU

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

**Danışman
Prof.Dr. Aydın AKAN**

OCAK, 2008

İSTANBUL

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
TEZ SAVUNMA SINAV TUTANAĞI

İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı Biyomedikal Mühendisliği programında Prof.Dr.Aydın AKAN'ın danışmanlığında "Nörodejeneratif Hastalıklarda Kortikomusküler Koheransın Analizi" adlı Yüksek Lisans tez hazırlayan 2601040133 no.lu Umut GÜNDOĞDU'nun, savunma sınavını yapan jürimiz, tezin OYBİRLİĞİ ile *KABULUNE karar vermiştir.*

JÜRİ ÜYELERİ

Prof.Dr.Sıddık YARMAN

Prof.Dr.Osman Nuri UÇAN

Prof.Dr.Aydın AKAN
Danışman

Prof.Dr.Ayten KUNTMAN

Prof.Dr.Hakan Ali ÇIRPAN

ÖNSÖZ

Nörodejenaratif hastalıkların, Parkinson, Alzheimer gibi çalışılmış iyi bilinen birçok çeşitlerinin yanında, SSPE gibi yalnızca Türkiye benzeri gelişmekte olan ülkeler de görülen az çalışılmış, dünyada pek bilinmeyen türleri de mevcuttur. Her ne kadar bu çalışmada, önerilen yöntemlerin incelenmesi için Parkinson, Alzheimer, gibi iyi bilinen türler incelense de, asıl çıkış noktası SSPE benzeri, az gelişmiş ülkelerde daha sık gözlenen nörodejenaratif hastalıkların bu yolla sınıflandırılabilmesi ve çeşitli makine öğrenme metotları yardımıyla bu hastalıkların teşhisine yönelik otomatik yöntemlerin geliştirilebilmesidir.

Beni bu konuyla tanıştıran bilim insanları değerli arkadaşım Yunus Ziya Aslan'a ve Doç.Dr. Mehmet Barış BASLO'ya bana sağladıkları motivasyondan ötürü, laboratuvar imkânlarını kullanmamı sağlayan Prof.Dr. Tamer DEMİRALP ve ölçümler sırasında vaktini benimle harcayan Zübeyir BAYRAKTAROĞLU'na, uzun sohbetlerimiz ve yaptığımız beyin fırtınaları ile ufkumu genişleten arkadaşım Alaattin SAYIN'a, elektronik devre bilgisini benden esirgemeyen oda arkadaşım, Koray GÜRKAN'a ve altyapımın oluşmasını sağlayan danışmanım Prof.Dr. Aydın AKAN'a en içten duygularıyla teşekkür ederim.

Son olarak, beni sürekli teşvik ettiği, en umutsuz zamanlarımda elimden tuttuğu, benimle birlikte gecelerce çalıştığı, ondan çaldığım zamanlara göz yumduğu ve bütün bu süre boyunca bana katlandığı için sevgili eşim Zehra'ya teşekkür ederim. Can yoldaşım, hayat arkadaşım olmadan bu tezi tamamlamam olanaksız olurdu. Bu tezi ona ithaf ediyorum.

Umarım, bilim ile üretilen fayda, dünyayı daha özgür ve daha eşit kılar.

Umut GÜNDOĞDU
OCAK, 2008

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. Motor sistemin organizasyonu	3
2.1.1. Motor Korteks.....	4
2.1.2. Beyincik	6
2.1.3. Motor Ünite ve Tetiklenmesi	7
2.2. Biyolojik İşaretlerin Oluşumu	8
2.2.1. Hücre Fizyolojisi.....	8
2.2.2. Aksiyon Potansiyelinin Oluşum Mekanizması:	9
2.2.3. Aksiyon Potansiyelinin Yayılması.....	11
2.3. Biyolojik İşaretlerin Algılanması	13
2.3.1. Elektroensefelografi(EEG)	14
2.3.2. Elektromiyografi(EMG)	15
2.4. RASTGELE SÜREÇLERİN İNCELENMESİ	16
2.4.1. Öz İlinti ve Çapraz-İlinti Fonksiyonları.....	16
2.4.2. Güç İzgesi ve Çapraz İzge	18
2.4.3. Koherans	18
2.4.4. Güç İzgesi, Çapraz-İzge ve Koherans Kestirimi.....	18
2.4.5. Faz.....	20
2.4.6. Zamanla Değişen Güç İzgesi	20
2.4.7. Zamanla Değişen Koherans	22
2.5. KASİ ETKİLEYEN MEKANİZMALAR.....	24
2.6. PATALOJİK DURUMLARDA FREKANS ANALİZİ.....	25
2.6.1. Tremor	25
2.6.2. Parkinson	25
3. MALZEME VE YÖNTEM	26
3.1. ÖLÇÜM	26
3.1.1. Deney Düzeneği.....	26
3.1.2. Deney Prosedürü	26
3.1.3. Veri Toplama	27
3.2. MATEMATİKSEL YAKLAŞIM	28
3.2.1. İkili Frekans Güç İzgesi	29
3.2.2. İkili Frekans Çapraz İzgesi	31

3.2.3. İkili Frekans Koheransı.....	31
3.2.4. İkili Frekans Güç, Çapraz İzge ve Koherans Fonksiyonları Kestirimi	32
4. BULGULAR	34
4.1. YENİ YÖNTEMİN SENTETİK İŞARETLER İLE DENENMESİ	34
4.1.1. Sentetik İşaret Çifti 1: İlintisiz Normal Dağılımlı	34
4.1.2. Sentetik İşaret Çifti 2: İlintili aralarında GAD.....	35
4.1.3. Sentetik İşaret Çifti 3: Zamanla Değişen Geniş Anlamda Durağan	36
4.1.4. Sentetik İşaret Çifti 4: İlintili Durağan Olmayan.....	39
4.2. GERÇEK İŞARETLERİN ANALİZİ	41
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	45
KAYNAKLAR	48
ÖZGEÇMİŞ.....	51

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1: Pohja, (2005)'dan uyarlanmıştır.....	3
Şekil 2.2: Maymun beyni üzerinde çeşitli korteks bölgelerinin gösterimi (Rizzolatti ve Luppino, 2001).....	4
Şekil 2.3: İnsan beyinde somatosensör ve motor korteksin organizasyonu, (Pohja, 2005).....	5
Şekil 2.4: Beyinciğin anatomisi.....	6
Şekil 2.5: Hücrenin genel yapısı.....	8
Şekil 2.6: İnsanda bulunan çeşitli tipteki hücreler.....	9
Şekil 2.7: Aksiyon potansiyeli.....	9
Şekil 2.8: Çeşitli hücelere ait aksiyon potansiyelleri	11
Şekil 2.9: Aksiyon potansiyelinin yayılması	11
Şekil 2.10: Sinaps olgusu	12
Şekil 2.11: Aksiyon potansiyeli darbe katarı.....	12
Şekil 2.12: Hücre içi ileti ve ölçümü	13
Şekil 2.13: Kalp işareti	14
Şekil 2.14: Farklı dalga boylarına göre EEG şekilleri.....	15
Şekil 2.15: Bifazik EMG işareti	16
Şekil 4.1: İki ilintisiz normal dağılımlı sürece ait koherans fonksiyonu.	35
Şekil 4.2: İki ilintisiz normal dağılımlı sürece ait zaman frekans ve İkili frekans koheransı	35
Şekil 4.3: Aralarında GAD ve ilintili iki sürece ait koherans fonksiyonu. $a = b$ olarak, -15dB SNR oranına göre seçilmiştir. $f_0 = 25$ Hz.....	36
Şekil 4.4: Aralarında GAD ve ilintili iki sürece ait zaman-frekans ve ikili frekans koheransı fonksiyonları. $a = b$ olarak, -15dB SNR oranına göre seçilmiştir. $f_0 = 25$ Hz.	36
Şekil 4.5: Denklem (4.6)-(4.9) a göre üretilen işaret çifti.	38
Şekil 4.6: aralarında GAD olma durumu zamanla değişen sürece ait koherans fonksiyonu	38
Şekil 4.7: aralarında GAD olma durumu zamanla değişen süreçlere ait zaman-frekans ve İkili frekans koheransı fonksiyonları	39
Şekil 4.8: Birbirleri İle olan İlinti Herhangi bir şekilde durağan olmayan İki Rastgele Süreç Tarafından Üretilen İşaret Çifti.....	40
Şekil 4.9: Aralarındaki ilişki durağan olmayan iki sürece ait koherans fonksiyonu	40

Şekil 4.10: Aralarındaki ilişki durağan olmayan iki sürece ait zaman frekans ve ikili frekans koherans fonksiyonu	40
Şekil 4.11: İkili frekans Koheransı 3 boyutlu görünüm	41
Şekil 4.12: Uzun kuvvetli kası, sağ el, C3-Cz, FDIr	42
Şekil 4.13: Uzun kuvvetli çift kası, sağ el, C3-Cz, FDIr	42
Şekil 4.14: kısa hafif çift kası, sağ el, C3-Cz, FDIr.....	43
Şekil 4.15: kısa süreli çift el, kuvvetli kası, sağ el, (C3-Cz, FDIr).....	43
Şekil 4.16: uzun süreli kuvvetli kası, sağ el, (C3-Cz, FDIr).....	44

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1: EEG-EMG ilişkileri	24
Tablo 3.1: Kanal yerleşimleri.....	27

KISALTMALAR

EEG	: Elektroensefelografi
EMG	: Elektromiyografi
M1	: Motor Korteks
PMC	: Primer Motor Korteks
SMA	: Sekonder Motor Alanı
MU	: Motor Ünite
SI	: Primer Somatosensör Korteks
SII	: Sekonder Somatosensör Korteks
PPC	: Posterior Parietal Cortex
MÜAP	: Motor Ünite Aktivasyon Potansiyeli
X	: Rastgele süreç
Y	: Rastgele süreç
x	: X rastgele süreci tarafından üretilmiş işaret
y	: Y rastgele süreci tarafından üretilmiş işaret
E[.]	: Beklenen değer
f_{xy}	: X ve Y rastgele süreçlerine ait birleşik olasılık dağılım fonksiyonu
R_{XX}	: X rastgele sürecine ait özilinti fonksiyonu
R_{XY}	: X ve Y rastgele süreçlerine ait çapraz ilinti fonksiyonu
ω	: açısal frekans
τ	: zamanda gecikme
t	: zaman
F{.}	: Fourier dönüşümü operatörü
X	: x işaretine ait frekans etki alanı sembolü
Y	: y işaretine ait frekans etki alanı sembolü
S_x	: X sürecine ait güç izgesi
S_{XY}	: X ve Y süreçlerine ait çapraz izge
C_{XY}	: X ve Y süreçlerine ait normalize izge
OYD	: Olasılık Yoğunluk Dağılımı

\hat{S}_X	: İzge Kestirimi
$P_{X_k}(\omega)$: Modifiye güç izgesi
$\arg\{.\}$: Argüman operatörü
ϕ_{XY}	: X ve Y süreçleri arasındaki faz
ρ	: X ve Y süreçleri arasındaki gecikme
STFT	: Kısa zamanlı Fourier dönüşümü
$h(\tau - t)$: τ kadar kaydırılmış pencere fonksiyonu
$x_t(\tau)$: pencere fonksiyonu ile modifiye edilmiş x işareti
$X_t(\omega)$: Modifiye edilmiş x işarete ait frekans dönüşümü
$S_X(\omega, t)$: zamanla değişen güç spektrumu
$\hat{S}_{xy}(\tau, \omega)$: zamanla değişen çapraz izge kestirimi
Hz	: Frekans birimi
MEG	: Magnetoensefelogram
FDI	: First Dorsal Interioruous
LFP	: Local Field Potantials (Yerel Potansiyeller)

ÖZET

NÖRODEJENERATİF HASTALIKLARDA KORTİKOMUSKÜLER KOHERANSIN ANALİZİ

Kas ile beyin arasında bir ilişki bulunduğu uzun yıllardır bilinmesine rağmen, kas ile beyin arasında bilginin taşınma yöntemine ait ortaya konulabilmiş çok sınırlı bilgiye sahibiz. Parkinson, Alzheimer, unutkanlık, felç gibi, etkileri kas hareketleri üzerinde de görülen, nörodejenaratif hastalıklar düşünüldüğünde, bu bilginin neden önemli olduğu anlaşılabilir. Bu güne kadar yapılan çalışmalar sonucu elde edilen veriler ışığında, bu sınıfa dâhil edilebilecek birçok hastalık grubu ile ilgili genel geçer sonuçlara ulaşılabilmektedir. Ancak bu sonuçların, her vaka üzerinde aynı sonuçları vermemesi, yeteri kadar bilgi taşımaması ve henüz çok yeni olmaları gibi sebeplerle, bu sınıfa dâhil hastalıkların teşhisinde henüz kullanım alanları oluşmamıştır.

Bu çalışmada, ilk olarak kas ile beyin arasında bilinen fizyolojik ve anatomik yapılar ile kas ve beyin arasındaki ilişkiyi incelemede kullanılabilecek fizyolojik kökenli elektriksel işaretlerin oluşumları incelenmiştir.

Literatürde bu sınıfa dâhil hastalıkların incelenmesinde en sık kullanılan fonksiyon olan koherans fonksiyonu tanıtılmış, hastalıklarda ve sağlıklılarda koherans fonksiyonu ışığında elde edilen bilgiler özetlenmiştir. Buna bağlı olarak Koherans fonksiyonunun bu gruba dâhil hastalıkların incelenmesinde içerdiği eksiklikler araştırılmıştır.

Koherans fonksiyonunun taşıdığı eksiklikler tanıtıldıktan sonra, durağan olmayan rastgele süreçler tarafından üretilen işaretlerin incelenmesinde kullanılabilecek, “İkili Frekans Koheransı” olarak adlandırılan yeni bir yöntem önerilmiştir. Önerilen bu yeni yöntem sentetik işaretlerle incelenip, bugüne kadar kullanılmış benzeri yöntemlerle karşılaştırılmıştır. Daha sonra yeni yöntem ile gerçek işaretlerin analizi yapılmıştır.

Bütün bu bilgiler ışığında yeni yöntemin kullanılabilirliği yorumlanmış ve gelecek çalışmalarda yapılabileceklerin bir önerisi yapılmıştır.

SUMMARY

ANALYSIS OF CORTICOMUSCULAR COHERENCY IN NEURODEGENERATIVE DISEASES

Although, it's been known that there is a correlation between muscle and brain for a long time, our knowledge about the transmission mechanism of data is still far from to be effectual. Considering neurodegenerative diseases, which have also effects on moving behavior, like Parkinson, Alzheimer, Dystonia, stroke etc. the significance of this knowledge becomes evident. In retrospect, there are some results achieved about diseases falling into this category. Since, these results are nor very common neither robust, they are not used for diagnosis of these diseases.

First of all, we investigated the physiologic and anatomic structures of motor system and the basic electrophysiological signals, which can be used to analyze the relationship, produced by these structures.

Coherency function, which is the most common technique used for analyzing above mentioned signals, was introduced and findings, obtained in sight of coherency function were summarized. In accordance, weaknesses of coherency function on analyzing these diseases were investigated.

After introducing weakness of coherency function, a new method named "bifrequency coherence", was offered to analyze non-stationary random processes. The new method was examined with synthetic signals and compared with similar methods. Then, real signal were analyzed using this new method.

In sight of all these findings, usefulness of the new approach was concluded and some suggestions about future work have been made.

1. GİRİŞ

Nörodejeneratif hastalıklar, farklı etiyojilere bağlı olarak gelişen ve fonksiyon kaybı ile seyreden, ilerleyici, hastayı bağımlı hale getiren geniş bir hastalık grubudur. Bu grupta, çeşitli demanslar, hareket bozukluğu ile seyreden hastalıklar, epileptik sendromlar, kas hastalıkları, motor nöron hastalıkları yer almaktadır. Ayrıca merkezi sinir sistemini etkileyen çeşitli ilaçlar da ikincil olarak nörodejenerasyona yol açabilir.

Günümüzde, bu sınıfa giren hastalıkların teşhisi, çoğunlukla teşhis sahibi doktorun tecrübesine bağlıdır. Bu durum hastalıkla ilgili ortaya konulabilen verilerin indekslenebilir, olmamasından kaynaklanır. Hastalığın farklı evrelerinde elde edilen verilerin çoğunlukla kıyaslanabilir olmaması, bu verilere dayanan otomatik teşhis mekanizmalarının oluşması önünde engeldir. Dolayısıyla, doktorun hastalığın ilerlemesi ile ilgili, güvenilir verilere dayanan yorum yapması ve hastalık seyrinin ölçülebilir takibi mümkün olamamaktadır.

Bu sınıfa giren hastalıklarda ortaya çıkan, hareket bozukluğu gibi motor sistemde etkisini gösteren belirtilerin varlığı ve bu belirtilerin hastalık evrelerine göre değişimi, motor ve nöron sistem arasında bir ilişkinin varlığını akla getirmektedir. Bu ilişkinin ortaya konulabilmesi için, beyin ve kas tarafından üretilen biyoelektriksel işaretlerin eş zamanlı olarak incelenmesi zorunluluk kazanmaktadır.

Konuyla ilgili bugüne kadar yapılmış çalışmalar göstermiştir ki kortikal aktivite ile motor aktivite arasında ciddi bir ilişki mevcuttur(Conway ve diğ., 1995), (Halliday ve diğ. 1998), (Pohja, 2005), (Baker ve diğ., 1997), (Mima ve diğ., 2002). Bu ilişkiyi ortaya koymada en sık başvurulan yöntem koherans(Halliday ve diğ., 1995) fonksiyonudur. Ancak doğaları gereği, durağan olmayan rastgele yapıda olan biyoelektriksel işaretlerin incelenmesinde, koherans fonksiyonu bazı eksiklikler içermektedir. Tanımı gereği, koherans fonksiyonu 2 süreç arasındaki geniş anlamda durağan olan bileşenleri ortaya çıkarmaktadır. Bu eksikliği ortadan kaldırmak için

literatürde pek fazla çalışma bulunmamakla birlikte son yıllarda bu alana bir eğilim gözlenmektedir(Zhan ve diğ., 2005).

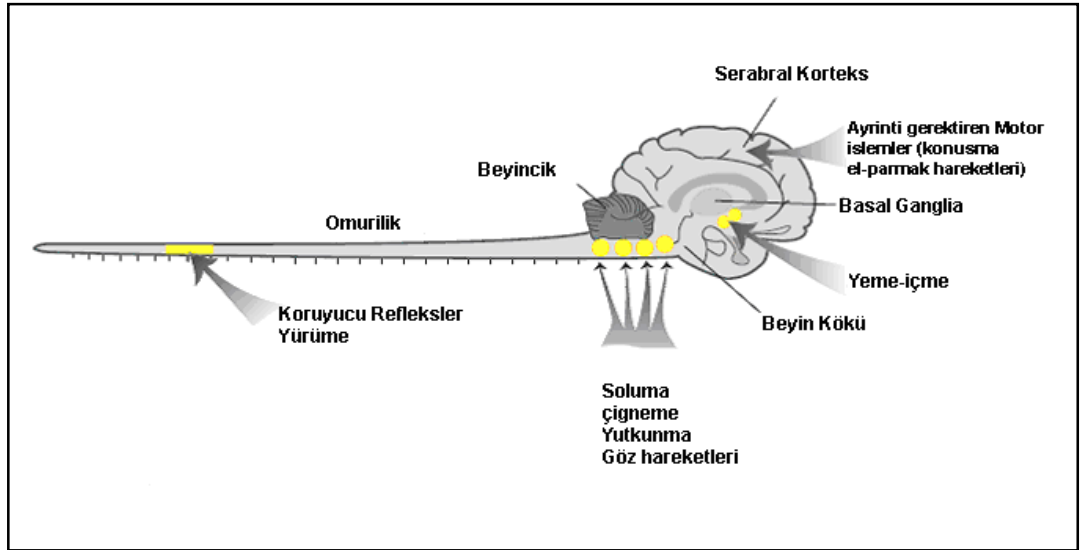
Bu çalışmada, durağan olmayan rastgele 2 süreç arasındaki ilişkinin incelenmesinde kullanılabilecek yeni bir yaklaşım geliştirilmiştir. İlk olarak bu yeni yaklaşım, yapay veriler ile test edilmiş ve daha önce kullanılmış yöntemlerle karşılaştırılması yapılmıştır. Daha sonra bu yeni yöntem ile eşzamanlı kaydedilmiş EEG-EMG işaretleri incelenmiş ve sonucunda elde edilen veriler ile bu yeni yaklaşımın, bu sınıfa giren işaretlerin incelenmesinde kullanılabileceği gösterilmiştir.

2. GENEL KISIMLAR

2.1. MOTOR SİSTEMİN ORGANİZASYONU

Vücudun hareket mekanizması, motor sistemin birçok bileşeninin ortak çalışması ile kontrol edilir. Söz gelimi, bu bileşenlerden biri olan omurilik, reflekssel ve ritmik hareketleri kontrol ederken, motor korteks hareketin planlanması, hazırlığı ve uygulanması aşamalarında etkilidir.

Daha ayrıntılı olarak bahsetmek gerekirse, motor sistemin bileşenleri, motor korteks, bazal gangliya, beyincik, beyin sapının iç bölgeleri ve omurilik olarak sayılabilir.



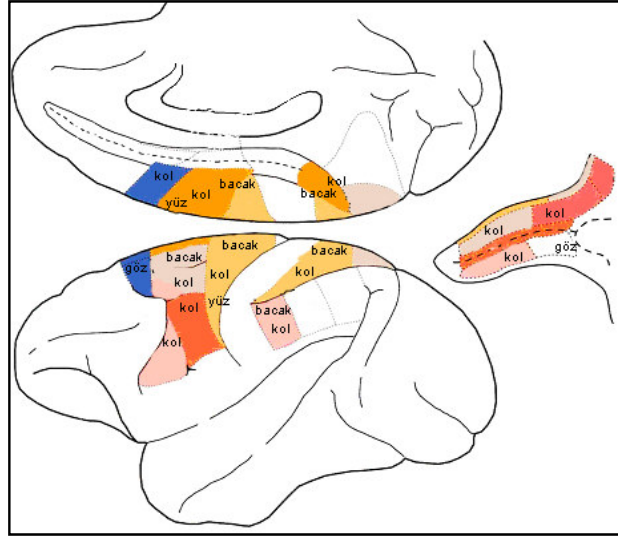
Şekil 2.1: Pohja, (2005)'dan uyarlanmıştır.

Hareketi sağlayan nöral ağlar, motor sistemin çeşitli bileşenlerinde bulunabilirler. Refleks hareketleri ve ritmik yapıdaki hareketler gibi temel hareket işlevleri omurilikte bulunan sinir ağlarıyla sağlanırken, nefes alma, göz hareketleri, yutkunma için beyin sapında bulunan sinir ağları etkilidir. Bu temel sinir yapıları Merkezi Hareket Üreteçleri (central pattern generators) olarak nitelendirilirler. Merkezi Hareket Üreteçleri kas ve eklemlerden sağlanan geri beslemeler ile düzenlenirler ancak bu geri beslemelerin yokluğunda bile ritmik hareket oluşturabilirler (Pohja, 2005).

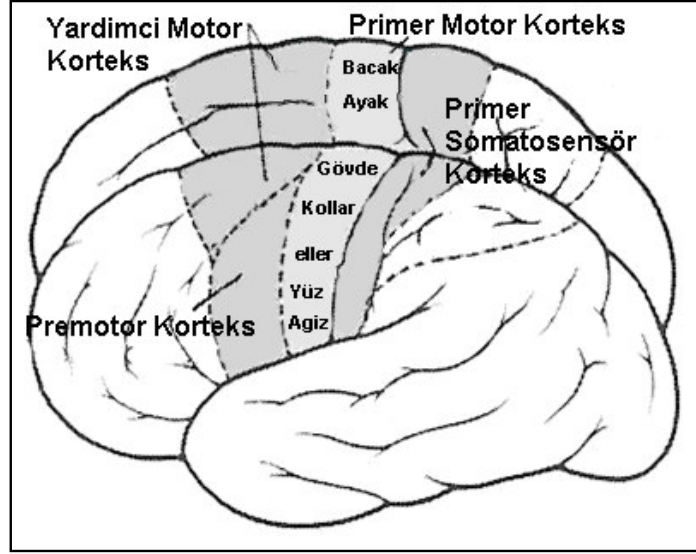
Refleksif hareketlerin aksine, gönüllü hareketler, “amaçlı” ödevleri yerine getirirler. Hareketin gerçekleştirilmesi için gerekli olan kaslar, planlanan harekete göre çeşitlilik gösterebilirler, aynı uyarana karşı aynı tepkiyi geliştirmeyebilirler. Bunlara ek olarak öğrenmenin hareketin uygulaması üzerine olumlu etkisi vardır. Bu aşamada, hareketin daha iyi yapılması konusunda, motor korteks hayati önem taşır. Premotor Korteks hareketin planlanması ve hazırlığı işlemlerinden sorumluyken, Primer Motor Korteks hareketin basit özelliklerinin kontrolünü gerçekleştirir. Kompleks hareketler içinse daha farklı kortikal bölgeler ve alt-kortiko bölgelerle iletişim gereklidir.

2.1.1. Motor Korteks

İnsan motor korteksi, genelde her biri tüm kas gruplarıyla kendi ilişkisi olan Motor Korteks (M1), Premotor Korteks (PMC) ve yardımcı motor alanları (SMA), olarak düşünülür. Ancak son bulgular göstermiştir ki düşünülenin aksine motor korteksin fiziksel organizasyon yapısı homojen olmayıp, birçok ayrık motor bölgeden oluşmaktadır. (Rizzolatti ve diğ., 1998), (Rizzolatti ve Luppino., 2001), (Pohja, 2005).



Şekil 2.2: Maymun beyni üzerinde çeşitli korteks bölgelerinin gösterimi (Rizzolatti ve Luppino, 2001)



Şekil 2.3: İnsan beyninde somatosensör ve motor korteksin organizasyonu, (Pohja, 2005).

İnsanda M1 bölgesi somato topikal olarak yerleşmiştir: yüz ve ağız lateral, el ve gövde alanları ortada, ayak ve bacaklar beyin yarığının dip bölgelerinde temsil edilmektedir. Kasın kontrol ihtiyacı arttıkça, yani parmak ve dudak kasları gibi daha profesyonel bir kontrole ihtiyaç arttıkça bu kaslara, beyinde karşılık gelen alan büyümektedir. M1 'in yarısından fazlası el ve eklem kaslarının kontrolü ile ilgilidir, (Pohja, 2005).

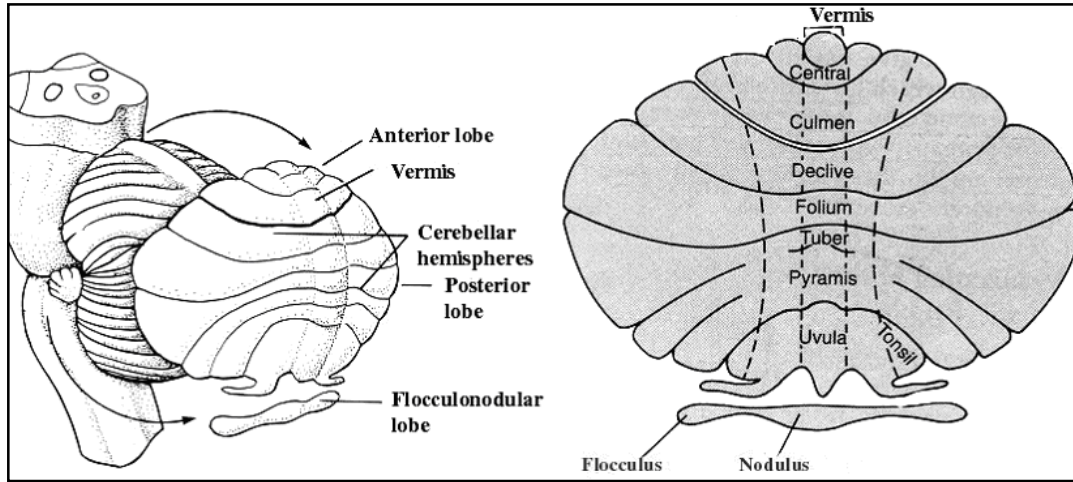
İnsan premotor korteksi (PMC) M1 bölgesinin hemen anteriorunda yer alır ve somato topikal olarak yerleştiği söylenebilir. PMC, hareketin hazırlanması ve icrası aşamalarında, sensörlerden gelen bilgilerin bir araya getirilmesi konusunda önemlidir. Ayrıca omuriliğin bazı bölgeleriyle doğrudan bağlantıları vardır. PMC özellikli kas hareketlerinin yapılmasına farklı kas bölgelerinin kontrolüyle dâhil olur, (Pohja, 2005).

Yardımcı Motor Korteks (SMA), karmaşık sıralı hareketlerin planlanması ve programlanması ve ayrıca bileteral hareketlerden sorumludur. Hemen SMA'nın anteriorunda bulunan bölge olan pre-SMA SMA'ya asıl uyarı beslemesini sağlar ve hareket dizilerinin öğrenilmesi sırasında aktiftir, (Pohja, 2005), (Ghez ve Krakauer 2000).

2.1.2. Beyincik

Beyin hacminin sadece 10'da 1'ini oluşturmalarına rağmen, tüm beyin içindeki nöronların yarısından fazlası beyincikte bulunur. Motor aktivitenin planlanmasında ve hızlı değişim gerektiren eylemlerin(konuşma) kontrolünde etkilidir. Çeşitli reseptörlerden gelen uyarılarla, o andaki motor aktivite hakkında sürekli bir bilgiye sahiptir (Ghez ve Thach 2000).

Şekil 2.4'te, cerebellar anatomi gösterilmiştir. Beyinciğin filotogenetik olarak en yaşlı kısmı olan flocculonodular lob, vestibular sistem ile yakın bir ilişki içinde dengeyi kontrol eder. Beyinciğin tam ortasında bulunan vermis, vücudun aksial kaslarını, boyun, omuz ve hipsleri kontrol eder. Beyincik yarım küreleri vermisin iki yakasında bulunur ve orta ve lateral bölgelere ayrılır. Orta bölge kol ve bacakların distal kısımlarından özellikle eller, parmaklar ayak, ayak parmakları gibi bölgelerin kontrolünde etkiye sahipken, lateral bölgenin genel planlama zamanlama ve sıralı hareketlerin icrasında etkili olduğu düşünülmektedir,(Pohja, 2005), (Ghez ve Thach 2000).



Şekil 2.4: Beyinciğin anatomisi.

Somatotopik açıdan bakıldığında, Beyincik, vücudu en az iki farklı şekilde temsil edebilir. Vücudun aksial kısımları vermise karşılık gelirken, kol ve bacaklar, yüz bölgeleri orta bölgede temsil edilir (Nitschke ve diğ., 1996), Rijntjes ve diğ., 1999).

2.1.3. Motor Ünite ve Tetiklenmesi

Omurilikte bulunan motor nöronun aksonu omurgayı periferal sinir aracılığı ile terk eder. Periferal sinir ilgili kas hücrelerine ulaşana kadar giderek küçülen dallara ayrılarak ilerler. Sinir ucu kasın orta noktasına karmaşık bir yapıyla bağlıdır. Nöronun kas ile bulunduğu nokta aslında bir çok nöron ucunun kompleks bir birleşimidir ve hemen kasın orta noktasına yakın bir yerde sonlanır. Merkezi sinir sisteminin ilgili bölgesinden tetiklenen aktivasyon potansiyeli motor nöronun sonuna kadar ulaştığında asetilkolin salgılatır. Sinir hücresinden salgılanan asetilkolin ile kas hücresi aktive olur ve aldığı iletiyi sinirden aldığına benzer bir şekilde gövdesinden uçlarına doğru iletirken aynı zamanda boyu ve eninde değişiklik olur.

Her bir kas hücresi yalnız bir sinir hücresi tarafından kontrol edilirken, bir sinir hücresi birden fazla kas hücresini uyarır. Sinir hücresi ve onu kontrol ettiği kas hücrelerinin oluşturduğu gruba Motor Ünite (MU) denir. Bir motor üniteye tipine ve işlevine bağlı olmakla birlikte, ortalama 100 kas hücresi bulunur. Hassas kontrol gereken işleri yapan kas gruplarında daha az sayıda kas hücresi bulunurken yüksek güç gerektiren işleri yapan motor ünitelerde bu sayı artmaktadır. MU de bulunan kas iplikçikleri birbirine bağlı değildir.

Motor üniteler ya hep ya hiç mantığına göre çalışırlar. Bir kasın kası kuvveti, daha fazla MU'nin uyarılmasıyla(tetiklenme) artırılabilir. Küçük MU'ler daha düşük aktivasyon eşliğine sahip olduklarından ilk olarak onlar ateşlenir. Büyük MU'ler ateşlendikçe gerilim artar. Büyük MU'ler küçük olanlara göre 50 kata kadar daha fazla kuvvet üretebilirler ancak daha çabuk yorulurlar.

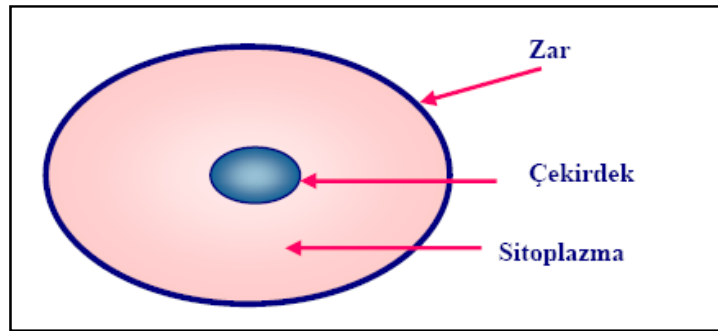
Kas kuvvetini arttırmanın bir diğer yoluda motonöronların ateşlenme hızının artırılmasıdır. Normalde, MU'lerin ateşlenmesi asenkron olarak gerçekleşir. Düşük kuvvetlerde kası şiddeti sabittir çünkü farklı MU'ler farklı zamanlarda kasılırlar. Ancak motonöronların ateşlenme hızı arttıkça, önceki kası bitmeden bir diğeri öncekinin üstüne toplanır. Bu toplamsallık, ateşlenme frekansının artışına paralel olarak kası şiddetinin artışına karşılık gelir.

2.2. BİYOLOJİK İŞARETLERİN OLUŞUMU

Biyolojik işaretler, insan vücudundaki, sinir sistemi, beyin, kalp ve kas gibi çeşitli organların faaliyetleri sırasında oluşurlar. Biyolojik işaretlerin temelini, hücrelerdeki elektrokimyasal olayların sonucunda oluşan aksiyon potansiyeli oluşturur. Bu akımlardan, elektrotlar yardımıyla algılanıp işaret işleme işlemlerinden geçirildikten sonra çeşitli hastalıklara tanı konulmasında (teşhisinde) yararlanılmaktadır. Vücut içindeki karmaşık biyolojik yapıdan dolayı, biyolojik işaretler, dışarıya kolay anlaşılabilir bilgi taşımazlar. Bunun için, elektrotlar yardımıyla algılanan bu işaretlerin işlenip yorumlanmaları gerekir.

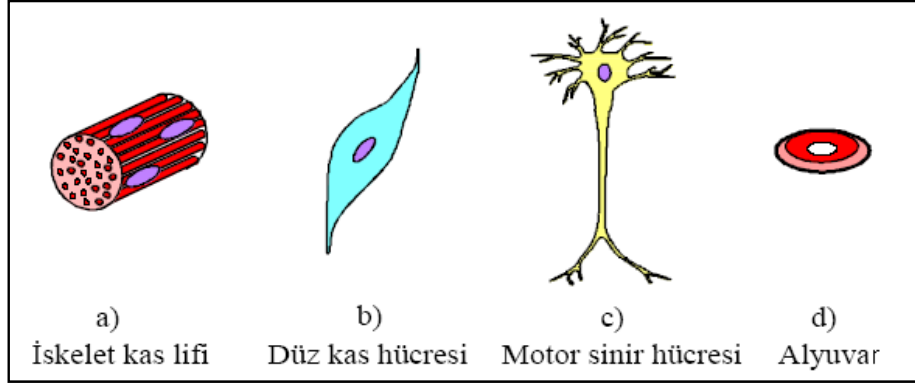
2.2.1. Hücre Fizyolojisi

Hücre, canlıların bağımsız olarak yaşamını sürdürebilen en küçük parçasıdır. Hücre, çekirdek, sitoplazma denilen hücre gövdesi ve sitoplazmayı çevreleyen bir hücre zarından oluşur, Şekil 2.2 Hücrelerde elektriksel işaretler, hücrenin uyarılabilme özelliği nedeniyle oluşur. Hücre zarları, eşik seviyesi olarak isimlendirilen bir değerin üzerindeki bir işaret ile uyarılacak olurlarsa bu uyarma bütün hücreye yayılır. Uyarma şekli elektriksel, kimyasal, optik, termal veya mekanik olabilir (Birman ve diğ. 2000).



Şekil 2.5: Hücrenin genel yapısı

Şekil 2.5'te en genel haliyle bir hücre modeli gösterilmiştir. Şekil 2.6'da ise bir insanda bulunan bazı hücrelerden örnekler görülmektedir.

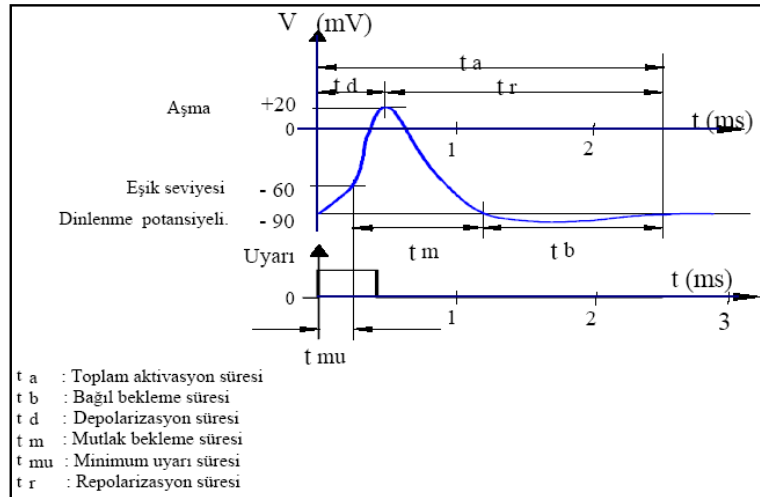


Şekil 2.6: İnsanda bulunan çeşitli tipteki hücreler

2.2.2. 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 2.7: Aksiyon potansiyeli

Şekil 2.7'de, aksiyon potansiyelinin değişimi gösterilmiştir. Hücre uyarılmadığında sükûnette olup sükûnet potansiyeli -90mV kadardır. Hücrenin elektrik aktivitesinde

iyonların hücre zarını pasif olarak geçişinde ortamlar arası iyon yoğunlaşma farkları önemli olur. Bu şekildeki iyon geçişi, pasif transport 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 diğ., 2000)

Sükûnette, 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 sükûnetteki durumuna döner. Bu durumda, aktif transport etkili olur. Enerji harcayarak çalışan Na-K aktif pompaları Na⁺ iyonlarını hücre dışına (K⁺ iyonlarını da hücre içine) pompalamak suretiyle sükûnetteki yoğunluk dengelerini kurmaya ve bu dengeleri korumaya çalışır.

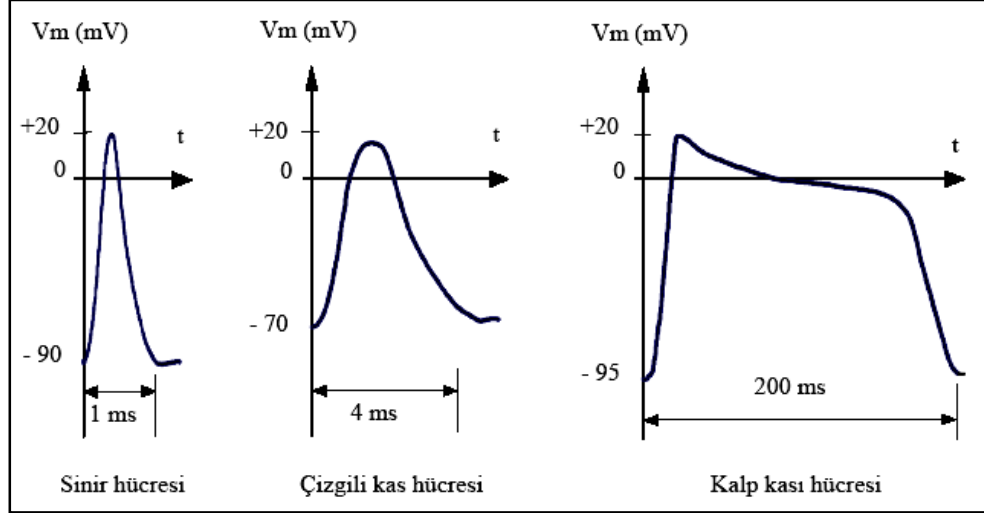
Repolarizasyonda, zar potansiyeli eski seviyesine gelir. Bu değişime, aksiyon potansiyeli adı verilir.

Hücre uyarıldığında, zar potansiyeli (hücre dışı referans olmak üzere) pozitif doğru artar. Belli bir eşik gerilimini (-60mV) geçer geçmez, uyarı kesilse bile zar potansiyeli +20mV 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 çeşitli hücrelerde farklılıklar gösterir. Sinir ve çizgili kas hücrelerindeki aksiyon potansiyelleri, süre ve genlik bakımından fazla farklı

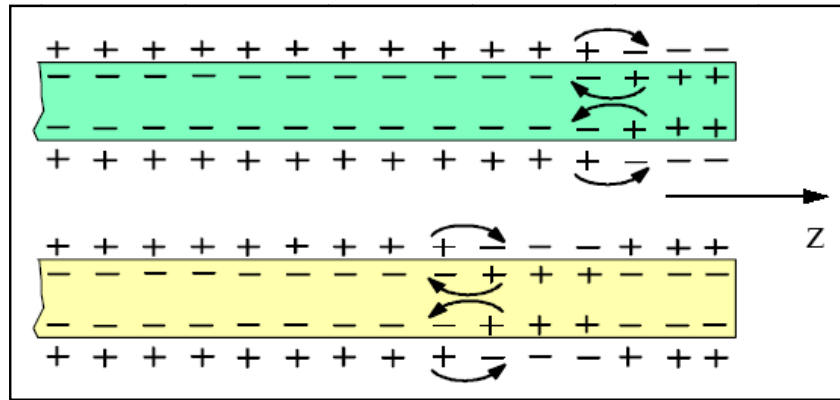
değildir. Kalp kasında ise şekil biraz değişik olup $0mV$ 'da kaldığı süre $200ms$ kadardır, Şekil 2.8.



Şekil 2.8: Çeşitli hücelere ait aksiyon potansiyelleri

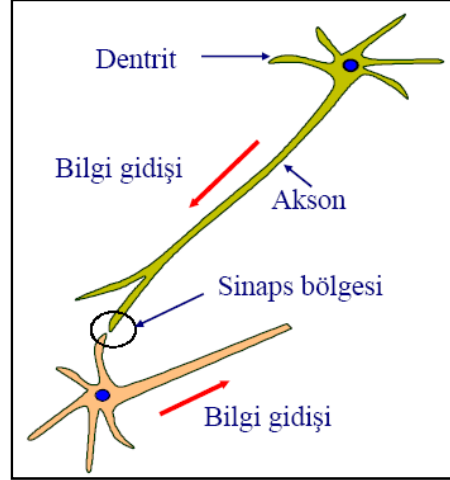
2.2.3. Aksiyon Potansiyelinin Yayılması

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 2.9.(Birman ve diğ. 2000)



Şekil 2.9: Aksiyon potansiyelinin yayılması

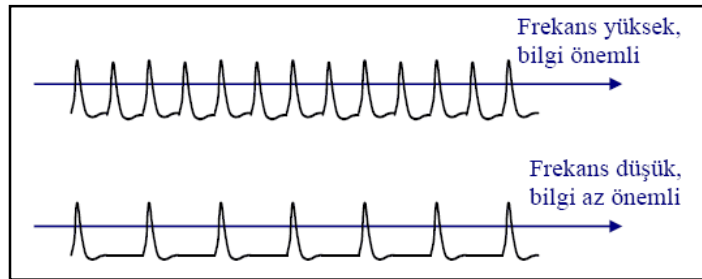
Şekil 2.10'de, aksiyon dalgası şeklinde sinir aksonu boyunca yayılan bilginin diğer bir sinir hücresine geçişi görülmektedir. Bu geçiş bölgelerine sinaps bölgeleri denir.



Şekil 2.10: Sinaps olgusu

Sinapslarda bilgi geçişi, nöro-transmitterler (kimyasal aktarıcılar) 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 katardaki aksiyon potansiyellerinin genlikleri aynı kaldığından bilgi, aksiyon potansiyeli darbelerinin sıklığıyla (frekansıyla) taşınmaktadır, Şekil 2.11. (Birman ve diğ., 2000).

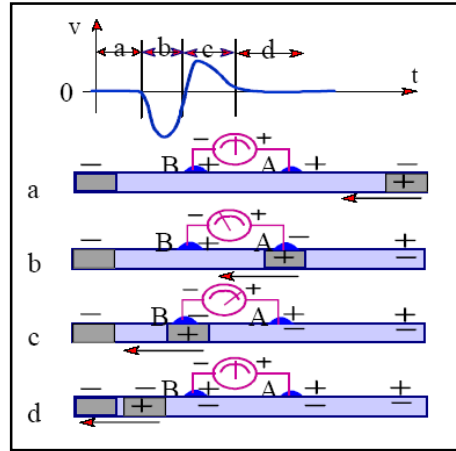


Şekil 2.11: Aksiyon potansiyeli darbe katarı

2.3. 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 imkânsız değilse de bazı özel uygulamalar dışında çok zordur. Çünkü hücre içine hassas olarak elektrot yerleştirilmesi gerekmektedir.

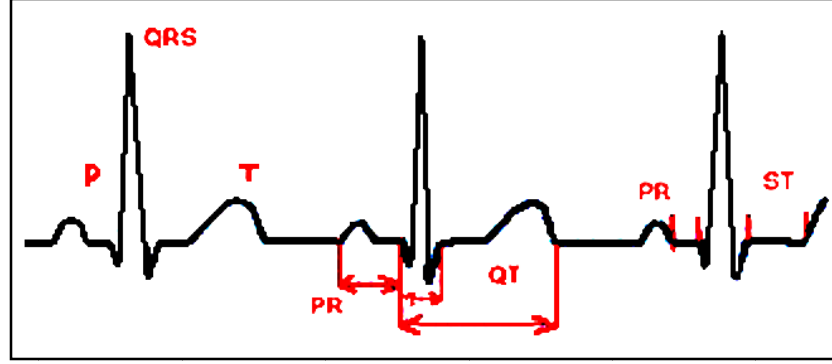
Biyopotansiyelleri en genel ölçme yöntemi, vücut yüzeyinden(nan-invasif) yapılan ölçümlerdir. Bu durumda alttaki birçok hücrenin aksiyon potansiyellerinin yüzeye gelen toplamı alınmaktadır. Bazı ölçümlerde ise bir kasa, sinire veya beyinin belirli bölgelerine batırılan iğne elektrotlar yardımıyla ölçüm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



Şekil 2.12: Hücre içi ileti ve ölçümü

Biyopotansiyellerin vücut yüzeyine nasıl ulaştıklarına dair, genel geçer bir model yoktur. Her durum için ayrı teoriler ve modeller mevcuttur. 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 mevcuttur.



Şekil 2.13: Kalp işareti

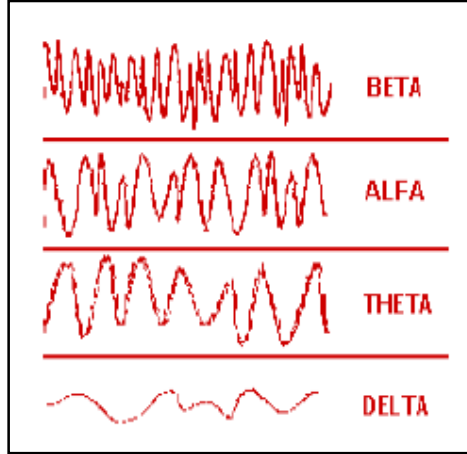
2.3.1. Elektroensefelografi(EEG)

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

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

Klinik olarak EEG, beyin çalışması hakkında bilgi verir. Epilepsi, uyku bozukluğu, MS (multiple sclerosis), beyin tümörü gibi birçok hastalığın teşhisinde yardımcı yöntem olarak kullanılmaktadır. Ayrıca son yıllarda giderek artan bir şekilde makine insan 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 dalgalar sınıflandırılır. 0-4Hz arası delta, 4-8 Hz arası theta, 8-13 Hz arası alfa ve 13 Hz üzeri beta bandı olarak isimlendirilir.

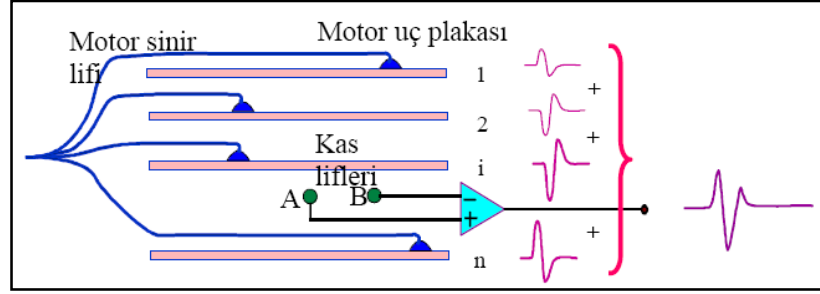


Şekil 2.14: Farklı dalga boylarına göre EEG şekilleri

Delta dalgaları derin bir uyku durumunda ortaya çıkarken, theta hafif uykuda ortaya çıkmaktadır. Alfa normal bir beyin aktivitesini gösterir. Beta dalgaları ise yüksek mental aktivite gerektiren, matematiksel işlemlerin yapılması gibi işlerde ortaya çıkar.

2.3.2. Elektromiyografi(EMG)

EMG, elektromiyografi teriminin kısaltılmış adıdır. Kasların kasılmasını sağlayan elektriksel aktivitenin izlendiği ve yorumlandığı bir kas incelemesidir. Kasların kasılması sinirler aracılığıyla beyinden iletilmiş olan uyarıcı potansiyellerin kaslarda oluşturduğu Motor Ünite Aksiyon Potansiyelleri (MÜAP) olarak bilinen elektriksel potansiyeller sayesinde olur. Kasılmanın miktarı MÜAP'ların sayısının ve sıklığının artması ile artar. Kasların kasılı olmadığı veya kasılı olduğu durumlarda MÜAP'ların incelenmesi, şeklinin veya sıklığının normal sınırlar içinde olup olmaması veya normalde karşılaşılmayan elektriksel aktivitelere rastlanması kaslardaki sorunları belirlemek için incelenen değişkenlerdir. Günlük kullanımında EMG incelemesi denildiğinde kas incelemesi anlamının yanı sıra sinir incelemesini de içeren testler bütünü anlamına gelmektedir.



Şekil 2.15: Bifazik EMG işareti

Bir motor birimindeki motor plakalarında, uyarı geldiğinde aynı anda aksiyon potansiyeli oluşacak, bunların elektrot çiftlerindeki yansımaları, motor plakalarının elektrotlardan olan uzaklığına göre, çeşitli genlikteki bifazik değişimler şeklinde olacaktır. Bu değişimlerin fazları ise motor uç plağının elektrotların sağ veya sol tarafında oluşuna göre değişecektir.

Sonuçta, elektrotlarda, motor uç plakalarının aksiyon potansiyel değişimlerinin etkileri, bu potansiyellerin toplamı olarak gözükülecektir (trifazik değişim).

2.4. RASTGELE SÜREÇLERİN İNCELENMESİ

EEG ve EMG gibi biyolojik işaretler doğaları gereği durağan olmayan(nonstationary) rastgele(stokastik) süreçler tarafından üretilen işaretlerdir. Bu sınıfa giren işaretlerin analizi düşünüldüğünde, akla ilk gelmesi gereken, istatistiksel işaret işleme yöntemleridir. Öz-İlinti(Auto-correlation), çapraz-İlinti(cross-correlation) gibi zaman bölgesi yöntemlerinin yanı sıra, Güç İzgesi (Power Spectral Density) ve Koherans(Halliday ve diğ., 1995) benzeri frekans bölgesi yöntemleri bunların başlıcalarıdır.

2.4.1. Öz İlinti ve Çapraz-İlinti Fonksiyonları

Rastgele bir sürecin farklı zamanları arasındaki ilişki özilinti fonksiyonu ile tanımlanır. Öz-İlinti fonksiyonu 2. moment yardımıyla, (2.1)'deki gibi ifade edilir.

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

Yukarıdaki eşitlikte t_1 ve t_2 sürecin bütün olası zamanlarını ξ ise bu süreç ile üretilmiş farklı deneyleri indekslemektedir, genellikle ξ bu eşitlik içinde gösterilmez, (2.2).

$$R_X(t_1, t_2) = E[X(t_1).X(t_2)] \quad (2.2)$$

Aynı şekilde, rastgele iki süreç arasındaki ilişki de, çapraz-ilinti fonksiyonu ile denklem (2.3)'teki şekilde ifade edilir.

$$R_{XY}(t_1, t_2) = E[X(t_1).Y(t_2)] \quad (2.3)$$

Stokastik 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 (2.4) ile hesaplanır.

$$R_{X,Y}(t_1, t_2) = E[X(t_1).Y(t_2)] = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} x.y.f_{x(t_1)y(t_2)}(x, y) dx dy \quad (2.4)$$

Eğer bahsedilen süreçler, durağan iseler birleşik yoğunluk fonksiyonları zamandan bağımsızdır. Ancak gerçekte karşılaşılan birçok süreç bu durumu karşılamaz. Yine de durağan olmayan süreçlerin bir kısmının 1. ve 2. momentleri durağan bir yapıda olabilir. Bu gruba giren süreçler, Geniş Anlamda Durağan-GAD(Wide Sense Stationary-WSS) süreçler olarak tanımlanırlar.

1. momentin zamandan bağımsız olması, istatistiksel ortalamalarının zamanla değişmediği anlamına gelir. 2. momentin zamandan bağımsız olması ise öz-ilinti(2 farklı süreç söz konusu ise çapraz-ilinti) fonksiyonunun zamanla değişmemesi anlamını taşır. GAD yapıdaki iki sürece ait çapraz-ilinti fonksiyonu R_{XY} , t_1 ve t_2 zamanlarından bağımsız $t_1-t_2 = \tau$ olarak (2.5)'teki gibi yazılabilir.

$$R_{X,Y}(t_1, t_2) = R_{X,Y}(t_1 - t_2) = R_{X,Y}(\tau) = E[x(t).y(t + \tau)] \quad (2.5)$$

2.4.2. Güç İzgesi ve Çapraz İzge

Güç izgesi ise, GAD bir sürece ait öz-ilinti fonksiyonunun, Fourier dönüşümüdür ve sürecin frekans alanındaki bileşenlerinin ortalama gücünü söyler, (2.6).

$$S_X(\omega) = F\{R_X(\tau)\} \quad (2.6)$$

$R_X(\tau)$ çift simetrik bir fonksiyon olduğundan ve bu gibi fonksiyonların Fourier dönüşümleri reel olduğundan $S_X(\omega)$ fonksiyonu, sanal bileşen içermez.

Çapraz izge ise, GAD yapıdaki iki sürece ait çapraz-ilinti fonksiyonunun, Fourier dönüşümüdür. Süreçlerin ortak frekans bileşenlerinin ilişkisi hakkında bilgi taşır, (2.7).

$$S_{X,Y}(\omega) = F\{R_{X,Y}(\tau)\} \quad (2.7)$$

$S_{XX}(\omega)$ 'den farklı olarak $R_{XY}(\tau)$ simetrik bir fonksiyon değildir ve Fourier dönüşümünde sanal bileşenlerde bulunur.

2.4.3. Koherans

Koherans fonksiyonu, iki süreç arasındaki ilişkinin frekans bölgesindeki karşılığının mutlak değerinin, iki sürecin güç izgeleri ile normalize edilmiş halidir. Yani, çapraz-izgenin, öz-izgelerin karekökleri ile normalize, (2.8) 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(coherent) var ise 1 hiç bir uyum yok ise 0 değerini alır(Halliday ve diğ., 1995).

$$|C_{XY}(\omega)|^2 = \frac{|S_{XY}(\omega)|^2}{S_X(\omega)S_Y(\omega)} \quad (2.8)$$

2.4.4. Güç İzgesi, Çapraz-İzge ve Koherans Kestirimi

Güç izgesinin hesabı R_X , öz-ilinti fonksiyonunun hesaplanabilir olmasına, dolayısıyla olasılık yoğunluk dağılımlarının(OYD) tanımlanabilir olmasına bağlıdır. Gerçek hayatta

karşılaşılan birçok sürece ait OYD'ler bilinmediği için S_X ve S_{XY} fonksiyonlarının hesabında, ya dağılımlar için bir varsayımda bulunulur ya da farklı kestirim yöntemleri kullanılır. Literatürde en çok kullanılan yöntem Welch(periodogram) yöntemidir, (Welch, 1967). Farklı türdeki işaretlerin analizi için daha iyi sonuçlar verebilen birçok yöntem bulunmasına rağmen, gerek basitliği gerekse matematiksel olarak çapraz-izgenin kestiriminde tek bir deneyin (sürece ait gözlemin) kullanımına müsaade ettiği için en uygun yapıdaki kestirim olması sebebiyle bu güne kadar yapılan çalışmaların çoğunluğunda bu yöntem öne çıkmıştır. Bu çalışmada da benzer kestirimlerin hesaplanabilmesi için periodogram yöntemi tercih edilmiştir.

Kısaca Welch (1967), süreç tarafından üretilen işareti zaman ekseninde modifiye edilmiş pencerelere bölüp, bu pencerelerin Fourier dönüşümlerinin ortalamasını almaktadır.

$X(\omega)$, işaretin frekans etki alanı dönüşümü ve $P_{X_k}(\omega)$ k zamanı etrafında modifiye edilmiş işaretin, frekans dönüşümünün modül karesi olmak üzere (2.9), güç izgesi kestirimi $\hat{S}_X(\omega)$, denklem (2.10) da gösterilmiştir.

$$P_{X_k}(\omega) = X(\omega).X^*(\omega) \quad (2.9)$$

$$\hat{S}_X(\omega) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P_{X_i}(\omega) \quad (2.10)$$

Benzer bir yaklaşımın çapraz izge kestiriminde (2.12) de kullanılabileceği yine Welch tarafından belirtilmiştir.

$$P_{XY_k}(\omega) = X_k(\omega).Y_k^*(\omega) \quad (2.11)$$

$$\hat{S}_{XY}(\omega) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P_{XY_i}(\omega) \quad (2.12)$$

Koherans fonksiyonu için ise bir kestirimden çok hesaplamadan bahsetmek daha doğrudur. Denklem (2.10) ve (2.12) de kestirilen güç izgesi ve çapraz izge

fonksiyonlarını (2.8) de yerine koyarsak koherans fonksiyonunun bir kestirimini elde etmiş oluruz, (2.13).

$$\left| \widehat{C}_{XY}(\omega) \right|^2 = \frac{\left| \widehat{S}_{XY}(\omega) \right|^2}{\widehat{S}_X(\omega) \widehat{S}_Y(\omega)} \quad (2.13)$$

Burada dikkat edilmesi gereken bir nokta, bu kestirimin gerçek fonksiyondan ne kadar uzakta olduğunun saptanması gerektiğidir. Bunun için literatürde “confidence interval”(güven aralığı) adı verilen bir doğru, koherans grafiğine eklenir (Halliday ve diğ., 1995). Halliday ve diğ.(1995), güven aralığını %95 güvenilirliğe göre denklem (2.14)'deki gibi hesaplamışlardır

$$r = 1 - (0.05)^{1/(L-1)} \quad (2.14)$$

2.4.5. Faz

Çapraz izge fonksiyonunun argümanıdır ve aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$\phi_{XY}(\omega) = \arg\{S_{XY}(\omega)\} \quad (2.15)$$

Eğer iki süreç arasında lineer bir faz mevcutsa, iki süreç arasında zamanda bir gecikmeden söz edilebilir. Faz eğrisinin eğimi zamanda gecikmeyi verir.

$$\rho = \frac{d\{\phi_{XY}(\omega)\}}{d\omega} \quad (2.16)$$

Eğer ρ değeri negatif ise Y sürecinin önde olduğu, pozitif ise X sürecinin önde olduğu söylenebilir.

2.4.6. Zamanla Değişen Güç İzgesi

Fourier ve benzer sınıftaki, frekans etki analizi yöntemleri bir sürecin zaman bilgisi hakkında hiç bir bilgi taşımazlar. 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 da, durağan veya GAD yapıdaki durağan olmayan süreçleri incelemede oldukça güzel sonuçlar verseler de, matematiksel yapıları itibariyle durağan olmayan süreçleri incelemede yetersizdirler. Bu durum, araştırmacıları yeni yöntemler aramaya itmiştir. 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). Metot olarak yukarıda bahsedildiği üzere, durağan olmayan yapıdaki bir süreç tarafından üretilmiş bir işaret, durağan olduğu kabul edilen aralıklarda izlemek olarak özetlenebilir.

$x(t)$, durağan olmayan bir süreç tarafından üretilen bir işaret olmak üzere, bu işarete ait durağan bölgeler uygun bir $h(t)$ pencere fonksiyonu yardımıyla seçilir,(2.17).

$$x_t(\tau) = x(\tau)h(\tau - t) \quad (2.17)$$

Modifiye edilmiş yeni $x_t(\tau)$ işareti, artık iki zamana bağlıdır. Birincisi, sabitlenmiş zaman t , ve ikincisi ilerleyen zaman τ . Pencere fonksiyonu ise ilgilenilen t zamanında işaretin değerini etkilemeyecek fakat t zamanından uzaklaştıkça işareti bastırarak nitelikte olmalıdır, (2.18).

$$x_t(\tau) = \begin{cases} x(t) & \tau, t \text{ ye yakın ise} \\ 0 & \tau, t' \text{ den uzakta ise} \end{cases} \quad (2.18)$$

$x_t(\tau)$, işaretin t zamanına odaklandığından, modifiye edilmiş bu işaret, t zamanındaki frekans bileşenlerinin incelenmesinde kullanılabilir, (2.19), (2.20).

$$X_t(\omega) = \int x_t(\tau)e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (2.19)$$

$$X_t(\omega) = \int x(\tau)h(\tau-t)e^{-j\omega\tau}d\tau \quad (2.20)$$

Böylece zamanla değişen frekans etki alanındaki güç fonksiyonu, $S_X(\omega)$, $X_t(\omega)$ nin modül karesi olarak yazılabilir, (2.21).

$$S_X(\omega, t) = |X_t(\omega)|^2 \quad (2.21)$$

Aslında, güç spektrumu ile bir sürecin içindeki durağan bilginin zamanla değişiminin gözlemlendiği söylenebilir. Görüldüğü üzere, S_X fonksiyonu ω ve t değişkenlerine bağlı 2 boyutlu bir fonksiyondur.

S_X fonksiyonu durağan süreçlerde de uygulanabilir. Ancak durağan bir sürecin bütün zamanlarda taşıdığı bilgi değişmeyeceğinden, 1 boyutlu güç izgesine göre fazladan bir bilgi taşımaz.

2.4.7. Zamanla Değişen Koherans

Bölüm 2.4'in girişinde de söylendiği gibi EEG ve EMG 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).

$$S_X(\omega, t) = X_t(\omega)Y_t^*(\omega) \quad (2.22)$$

Bu noktada ortaya şöyle bir zorluk ortaya çıkmaktadır. Çapraz izge fonksiyonunu kestirmede kullanılan periodogram metodu, aslında denklem (2.22) hesaplanan zamanla değişen çapraz izgenin zaman üzerinden ortalaması olarak görülebilir, (2.23). Bunun üzerinden koherans fonksiyonu da şöyle yazılabilir, (2.24). 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.

$$\tilde{S}_{XY}(\omega) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P_{xy_i}(\omega) \triangleq \frac{1}{T} \int S_{XY}(\omega, t) dt \quad (2.23)$$

$$|\tilde{C}_{XY}(\omega)|^2 = \frac{|\tilde{S}_{XY}(\omega)|^2}{\tilde{S}_X(\omega)\tilde{S}_Y(\omega)} \triangleq \frac{\left| \int S_{XY}(\omega, t) dt \right|^2}{\left(\int S_X(\omega, t) dt \right) \left(\int S_Y(\omega, t) dt \right)} \quad (2.24)$$

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 güç ve çapraz izge fonksiyonları denklem (2.25) ve (2.26) deki gibi kestirilir. Ve zamanla değişen koherans bu denklemlere bağlı olarak hesaplanır, (2.27).

$$\hat{S}_x(\tau, \omega) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i(\tau, \omega)|^2 \quad (2.25)$$

$$\hat{S}_y(\tau, \omega) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |Y_i(\tau, \omega)|^2 \quad (2.26)$$

$$\hat{S}_{xy}(\tau, \omega) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i(\tau, \omega) Y_i^*(\tau, \omega) \quad (2.27)$$

Literatürde, zaman-frekans koheransı olarak isimlendirdikleri bu açılım kullanılarak, sanal olarak oluşturulan veriler üzerinde, 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.

2.5. KASI ETKİLEYEN MEKANİZMALAR

Kas boşalımının ritmik olduğu gerçeği yaklaşık 200 senedir bilinen bir gerçektir. William Wollaston, bu gerçeği ilk dile getiren kişidir. Stetoskop benzeri bir alet yardımıyla, kendi kaslarından elde ettiği sesleri, at arabasının parke yol üzerinde farklı hızlarda sürülürken çıkardığı seslerle karşılaştırıp, bu ritimin beta bandında olduğunu söylemiştir (Grosse, 2002). Ondan yaklaşık yüz yıl sonra Hans Piper, alt gama band içerisinde yaklaşık 40 Hz 'te bir ritim keşfetmiştir. Ancak 1990'ların başına kadar kas ile beyin arasındaki ilişkiyi gösterir elle tutulur bir çalışma olmamıştır. Son yıllarda, özellikle hastalık spesifik olarak, çeşitli ritimlerin patofizyolojik ve teşhise yönelik etkileri giderek daha fazla ilgi uyandıran araştırma konularıdır.

Frekans bölgesi analiz yöntemleri, sinirsel senkronizasyon analizi için kullanışlı araçlardır. Literatür de bunun için kullanılan en yaygın yöntem koherans analizidir (Halliday ve diğ., 1995). Koherans fonksiyonu, iki süreç arasındaki lineer bağımlılığın ölçüsünü verir. Matematiksel olarak 0 ile 1 arası değerler alabilir. Değer 1 olduğunda lineer bağımlılığın tam olduğunu 0 olduğunda ise lineer bağımsız olduğunu gösterir.

Merkezi sinir sistemi ile kas hareketleri arasında saptanmış birçok farklı ortak ritim mevcuttur. Bunların birçoğunun işlevi tam olarak bilinmemekle birlikte (Farmer, 1998), (Brown, 2000), (Brown ve Marsden, 2002), değişik tipteki bu ritmik ilişkilerin, bazı nöral ağlara ait fonksiyonel bilgileri taşıdığı düşünülmektedir. Tablo 2.1'de bu ritimler ve ilişkili oldukları bölgeler gösterilmiştir.

Tablo 2.1: EEG-EMG ilişkileri

Frekans (Hz)	Köken	Hedef Görev	Yöntem
~2(common drive)	Bilinmiyor	İzometrik Hal, Yavaş hareketler	EMG-EMG
6-12	Bilinmiyor	İzometrik Hal, Yavaş hareketler	MEG-EMG, EMG-EMG
15-30	Motor Korteks	Yarım kuvvet gönüllü kası	MEG-EMG, EMG-EMG
30-60(piper ritim)	Motor Korteks	Tam kuvvet gönüllü kası	MEG-EMG

2.6. PATALojİK DURUMLARDA FREKANS ANALİZİ

Frekans analizi hareket bozukluklarını araştırma da giderek artan bir kullanım alanına sahiptir. Ancak, bugüne kadar yapılan çalışmalar, özellikle nörodejeneratif temelli hastalıkların frekans bölgesi karakteristiği konusunda önemli bilgiler sağlasada, geniş hasta kümeleri üzerinde ciddi araştırmalar yapılmamış olması, bu gibi hastalıkların frekans karakteristikleri hakkında kesin yargılara varabilmemizin önünde engeldir(P. Grosse ve diğ., 2002).

2.6.1. Tremor

Tremorda görülen maksimum koherans tremorla aynı frekansta olmaktadır. İlk olarak Volkmann ve arkadaşları (1996) tarafından MEG/EMG ile gösterilmiştir. Ancak daha sonra yapılan çalışmalarda aynı frekanstaki ilişki EEG/EMG çalışmalarda da saptanmıştır(Hellwig ve diğ., 2000), (Salenius ve diğ., 2002). Ancak faz ilişkileri incelendiğinde, kas ile korteks arasında ki zaman farkının çeşitlilik gösterdiği gözlenmiştir.

2.6.2. Parkinson

Parkinson hastalarıyla yapılan MEG/EMG çalışmaları sonucunda, ileri aşama Parkinson hastalarında beta bandında bulunan normal koherans frekansında azalma gözlenmiştir. Tedavi uygulanmamış hastalarda bu koherans 10 Hz altında görülürken, tedavi uygulanmış hastalarda bu koheransın tekrar normal değerlerine döndüğü gözlenmiştir (Salenius ve diğ., 2002),(Marsden ve diğ., 2001b), (Anon., 2002).

3. MALZEME VE YÖNTEM

Bu bölümde, durağan olmayan iki farklı sürecin analizinde kullanılabilir yeni bir matematiksel yaklaşım tanımlanmış ve bu yeni yaklaşımın hesabı için bir bilgisayar benzetim yöntemi önerilmiştir.

Ayrıca, “İkili Frekans Koheransı” olarak adlandırılan bu yaklaşımın faydasını incelemek üzere, eş zamanlı EEG-EMG ölçümleri yapılmıştır.

3.1. ÖLÇÜM

3.1.1. Deney Düzenegi

İ.Ü. Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilen deneylerde, 3 adet sağlıklı erkek birey kullanılmış ve eşzamanlı olarak, izometrik halde kasılan sağ ve veya sol FDI kaslarından EMG, uluslararası 10/20 standardına göre EEG ölçümleri ve yine eşzamanlı olarak kası kuvveti kaydı yapılmıştır.

Bu deneydeki amaç, insan elinde bulunan FDI kasının çalışmasını sağlamak ve bununla bağlantılı olan beyin faaliyetini ortaya çıkarmaktır. Bunu sağlamak için, denek bir koltuğa oturmuş halde iken, sağ ve sol elin işaret ve başparmakları arasına, kası sırasında sıkması için, kuvvet ölçümü yapabilen sensörler yerleştirilmiştir. Bu sensörlerden gelen kuvvet bilgileri, denegin görebileceği şekilde yerleştirilmiş bir panele aktarılmış ve denekten sabit kası yapması istenmiştir. 2 farklı deney prosedürü hazırlanmış ve bu prosedür ile önceden belirlendiği üzere, kası ve dinlenme yapması gereken zamanlar, deneye bir monitör yardımıyla görsel olarak bildirilmiştir.

3.1.2. Deney Prosedürü

İlk olarak, denekten 10' ar saniye uzunluğunda 10 saniye aralıklarla 17-18 tekrarlı ölçümler alınmıştır. Denek bu ölçümleri 10N, 20N ve 30N luk kuvvetler için, sağ-el sol-el ve çift-el olarak tekrarlamıştır.

İkinci olarak yine aynı kuvvet ve el kombinasyonlarında, denekten 5-6 tekrarlı 30 sn kası, 15 sn dinlenme biçimindeki prosedürü takip etmesi istenmiştir. Her bir denekten $3 \times 3 \times 2 = 18$ (kuvvet x el x biçim) farklı ölçüm yapılmıştır.

3.1.3. Veri Toplama

Yukarıda anlatıldığı biçimde üretilen EMG ve EEG işaretlerinin kaydı, 32 kanallı bir BRAINAMP cihazı ve aynı marka bir veri aktarım cihazı yardımıyla bilgisayara aktarılmış, ayrıca kuvvet sensörleri tarafından üretilen veriler, veri aktarım cihazına ardından da bilgisayara eşzamanlı olarak aktarılmıştır.

EMG işaretleri bipolar olarak kaydedilmiş, sağ ve sol el için EEG cihazının toplam 4 kanalı kullanılmıştır. EEG işaretleri ortak referans ile unipolar olarak kaydedilmiştir. Bütün kanallar 500Hz ile örneklenmiş ve alt kesimi 0.1 Hz, üst kesimi 250Hz olan band geçiren filtreden geçirilmiştir, ayrıca bir notch filtre uygulanmamıştır. Aşağıdaki tabloda cihazın kanalları ve ilgili ölçüm bölgesi ve her bir kanalın gerilim çözünürlüğü gösterilmiştir.

Tablo 3.1: Kanal yerleşimleri

Kanal No	Kanal	Çözünürlük	Kanal No	Kanal	Çözünürlük
Ch1	Sağ FDI Ak.	0.5 μ V	Ch17	T8	0.1 μ V
Ch2	Sağ FDI Ref.	0.5 μ V	Ch18	TP7	0.1 μ V
Ch3	F7	0.1 μ V	Ch19	CP3	0.1 μ V
Ch4	F3	0.1 μ V	Ch20	CPz	0.1 μ V
Ch5	Fz	0.1 μ V	Ch21	CP4	0.1 μ V
Ch6	F4	0.1 μ V	Ch22	TP8	0.1 μ V
Ch7	F8	0.1 μ V	Ch23	P7	0.1 μ V
Ch8	FT7	0.1 μ V	Ch24	P3	0.1 μ V
Ch9	FC3	0.1 μ V	Ch25	Pz	0.1 μ V
Ch10	FCz	0.1 μ V	Ch26	P4	0.1 μ V
Ch11	FC4	0.1 μ V	Ch27	P8	0.1 μ V
Ch12	FT8	0.1 μ V	Ch28	Sol FDI Ak	0.5 μ V
Ch13	T7	0.1 μ V	Ch29	Sol FDI Ref	0.5 μ V
Ch14	C3	0.1 μ V	Ch30	EOGU	0.1 μ V
Ch15	Cz	0.1 μ V	Ch31	EOGA	0.1 μ V
Ch16	C4	0.1 μ V			

Ayrıca kuvvet sensörlerinden DC olarak gelen bilgiler 85ms aralıklarla data üzerine işaretlenmiştir.

3.2. MATEMATİKSEL YAKLAŞIM

Literatürde, eşzamanlı kaydedilmiş işaretlerin arasında bulunan frekans etki alanındaki ilişkiyi analiz etmede en sık başvurulan yöntem koherans fonksiyonudur. Ancak koherans fonksiyonu, iki ayrı rastgele sürecin yalnızca aynı frekanstaki ilişkisi hakkında bir bilgi taşımaktadır. Örneğin X sürecinin ω_0 frekansıyla Y sürecinin yine ω_0 frekansı arasında bir ilişki mevcutsa, koherans fonksiyonu bu bilgiyi ortaya koyabilmektedir.

Koherans fonksiyonu, tanımı gereği, rastgele ancak GAD süreçlerin analizi için faydalıdır. Ancak, EEG ve EMG işaretleri de dâhil olmak üzere, biyolojik işaretlerin nerdeyse tamamı rastgele ve durağan olmayan süreçler tarafından üretilirler. Koherans fonksiyonunun bu süreçler üzerine uygulanabilmesi için kabul edilmesi gereken varsayımlardan biri, bu süreçlerin GAD olduklarıdır. Bunun sonucunda koherans fonksiyonunun, bu süreçlerin içinde bulunan GAD bileşenlerin ilintisi bilgisini taşıdığı söylenebilir. Zaman-frekans koheransı ise, yine iki süreç arasındaki, belirli bir frekanstaki ilişkinin zamanla değişmesini incelemeye yararlıdır.

Beyin içine yerleştirilmiş elektrotlarla yapılan koherans çalışmaları göstermiştir ki (Marsden ve diğ., 2001), EEG ve EMG arasında bulunan ilişki aynı frekansta olmayabilir. Marsden ve diğ.(2001), Parkinson hastalarında yaptıkları deneylerde beynin iç kısımlarından kaydettikleri LFP(Local Field Potentials-yerel potansiyeller) ile EMG arasında ve LFP ile EEG arasında güçlü bir koherans bulmuşken, EMG ve EEG arasında güçlü bir koherans gözleyememişlerdir.

Bu da beyin ile kas arasında bulunan ileti yolunda, bilginin taşındığı taşıyıcı frekansın farklı frekanslara modüle edilmiş olabileceğini düşündürmektedir. Bunun anlamı, iki rastgele süreç, geniş anlamda durağan olsalar bile, kendi aralarında GAD olmayabilirler. Tanımı gereği koherans fonksiyonu bu tarz bir ilişkiyi ortaya koymada yetersizdir.

3.2.1. İkili Frekans Güç İzgesi

Yukarıda anlatılan, iki süreç arasındaki farklı frekanslarda bulunan ilintinin incelenmesinde kullanılacak fonksiyonda, koherans fonksiyonunun taşıdığı bütün özellikleri taşımaları ayrıca durağan olmayan süreçlere de uygulanabilir olmalıdır. Bunun için koherans fonksiyonunun temeli olarak nitelendirilebilecek olan öz-ilinti fonksiyonuna geri dönmemiz ve buradaki GAD olma varsayımını yapmadan koherans hesabına devam etmemiz yeterlidir.

Tanım 1: \mathbf{X} , durağan olmayan rastgele bir süreç ve bu sürece ait öz-ilinti fonksiyonu (2.1) denklemi ile verilmiş olsun. Bu sürece ait öz-ilinti fonksiyonu $R_X(t_1, t_2)$, iki tane zamana bağlı değişken içerdiğinden, bu sürecin frekans etki alanı analizi de 2 boyutlu olmalıdır. Bu sürece ait İkili Frekans İzgesel Yoğunluk Fonksiyonu, $R_X(t_1, t_2)$ fonksiyonunun Fourier dönüşümü olarak, denklem (3.1) deki gibi tanımlanır.

$$S_X(\omega_1, \omega_2) = F_2\{R_X(t_1, t_2)\} \quad (3.1)$$

Teorem 1: t_1 ve t_2 zamanları birbirlerinden bağımsız olmak üzere, ve Tanım 1’de geçen \mathbf{X} sürecine ait her bir deneyin zaman’a göre Fourier dönüşümü denklem (3.2) olmak üzere.

$$X(\omega, \xi) = F\{x(t, \xi)\} \quad (3.2)$$

$S_X(\omega_1, \omega_2)$ izgesel yoğunluk fonksiyonu, süreç tarafından üretilen her bir deneyin Fourier dönüşümünün, kendisinin kompleks konjügesi ile olan dış çarpımının beklenen değeridir. Ve denklem (3.3) de ki gibi hesaplanır.

$$S_X(\omega_1, \omega_2) = E\left[X(\omega_1, \xi)X^*(\omega_2, \xi)\right] \quad (3.3)$$

Burada ξ , tekrarlanan her bir deneyi, t zamanı, ω_1 ve ω_2 ise frekansları işaret etmektedir.

İspat: Tanım 1 de geçen \mathbf{X} sürecine ait izgesel yoğunluk fonksiyonunu daha açık bir şekilde yazarsak:

$$S_X(\omega_1, \omega_2) = \iint R_{XX}(t_1, t_2) e^{-j\omega_1 t_1} e^{-j\omega_2 t_2} dt_1 dt_2 \quad (3.4)$$

Denklem (2.1)'de verilen R_{XX} ifadesini (3.4) te yerine yazarsak.

$$S_X(\omega_1, \omega_2) = \iint E[x(t_1, \xi) \cdot y(t_2, \xi)] e^{-j\omega_1 t_1} e^{-j\omega_2 t_2} dt_1 dt_2 \quad (3.5)$$

Yukarıdaki eşitlikte ξ , \mathbf{X} süreci tarafından üretilen herhangi bir deneyi gösterdiğinden, t_1 ve t_2 den bağımsızdır dolayısıyla \mathbf{E} operatörü integral dışına çıkabilir:

$$F\{R_X(t_1, t_2)\} = E\left[\iint x(t_1, \xi) \cdot y(t_2, \xi) e^{-j\omega_1 t_1} e^{j\omega_2 t_2} dt_1 dt_2\right] \quad (3.6)$$

Ve t_1 ve t_2 birbirinden bağımsız olmak üzere eşitlik aşağıdaki hali alır.

$$S_X(\omega_1, \omega_2) = E\left[\left(\int x(t_1, \xi) e^{-j\omega_1 t_1} dt_1\right) \cdot \left(\int x(t_2, \xi) e^{j\omega_2 t_2} dt_2\right)\right] \quad (3.7)$$

son olarak:(3.3) ve (3.8) denklemlerinin birbirlerine eşit oldukları görülür.

$$S_X(\omega_1, \omega_2) = E\left[X(\omega_1, \xi) X^*(\omega_2, \xi)\right] \quad (3.8)$$

Durağan durumun aksine $S_{XX}(\omega_1, \omega_2)$ fonksiyonu sanal bileşenlere de sahiptir. Ayrıca, $\omega_1 = \omega_2$ doğrusu etrafında simetrik bir özellik taşır. Yine $\omega_1 = \omega_2$ durumu için fonksiyonun, tek boyutlu kardeşine, güç spektrumuna eşit olduğu görülebilir. Fakat $\omega_1 \neq \omega_2$ durumları için, $S_{XX}(\omega_1, \omega_2)$ taşıdığı bilgi, süreç içinde bulunan frekans bileşenlerinin birbirileri ile olan ilişkisine ait ağırlık katsayıları olarak yorumlanabilir.

Benzer bir izgesel ilişki fonksiyonu çapraz-iltinti fonksiyonu üzerinden de tanımlanabilir.

3.2.2. İkili Frekans Çapraz İzgesi

En genel haliyle, X ve Y süreçlerine ait çapraz-ilinti fonksiyonu:

$$R_{XY}(t_1, t_2) = E[x(t_1, \xi) y(t_2, \xi)] \quad (3.9)$$

3 boyutlu çapraz izge fonksiyonu, R_{XY} fonksiyonunun Fourier dönüşümü olarak Tanım 1'dekine benzer olarak (3.10) ki gibi tanımlanır ve Teorem 1'e göre (3.11) da ki gibi hesaplanır.

$$S_{XY}(\omega_1, \omega_2) = F\{R_{XY}(t_1, t_2)\} \quad (3.10)$$

$$S_{XY}(\omega_1, \omega_2) = E[X(\omega_1, \xi) Y^*(\omega_2, \xi)] \quad (3.11)$$

3.2.3. İkili Frekans Koheransı

İki ve üzeri frekans değişkeni olan fonksiyonlar için(bispektrum, trispektrum) uygulanan lineer regresyon (Nikias, 1995), İkili Frekans Çapraz İzgesi için de uygulanırsa, yeni koherans fonksiyonu, denklem(3.11) ve denklem(2.6) kullanılarak, denklem (3.12)'deki gibi yazılabilir.

$$|C_{XY}(\omega_1, \omega_2)|^2 = \frac{|S_{XY}(\omega_1, \omega_2)|^2}{S_{XX}(\omega_1)S_{YY}(\omega_2)} \quad (3.12)$$

Yine $\omega_1=\omega_2$ durumu için C_{XY} fonksiyonunun, tek boyutlu kardeşine eşit olduğu görülür. C_{XY} fonksiyonu için, durağan olmayan rastgele bir süreç tarafından üretilen her bir osilasyonun, yine durağan olmayan rastgele başka bir süreç tarafından üretilen her bir osilasyon ile aralarında bulunan lineer ilişkinin ağırlık katsayıları fonksiyonu, denilebilir.

3.2.4. İkili Frekans Güç, Çapraz İzge ve Koherans Fonksiyonları Kestirimi

Bölüm 2.5.4'te belirtildiği gibi güç-çapraz izge fonksiyonlarının hesaplanması için ilgilendiğimiz süreçlere ait olasılık dağılımlarının biliniyor olması gereklidir. Bu şart, bu fonksiyonların 3-boyutlu genişletmeleri içinde geçerlidir. Teorem 1 ile gösterilen denklem (3.11) deki $E[.]$ operatörünü hesaplayabilmek için yine periodogram(Welch, 1967) yaklaşımını kullanabiliriz, (3.13).

$$\hat{S}_{XY}(\omega_1, \omega_2) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P_{xy_i}(\omega_1, \omega_2) \quad (3.13)$$

$$P_{xy_i}(\omega_1, \omega_2) = X_i(\omega_1)Y_i^*(\omega_2) \quad (3.14)$$

$$X_i(\omega) = \int x_i(\tau)e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (3.15)$$

$$x_i(\tau) = x(\tau)h(t - \tau) \quad (3.16)$$

Bu noktada ilk olarak altının çizilmesi gereken nokta, $h(t)$ pencere fonksiyonunun seçimiyle ilgilidir. İzgenin hesabında, GAD olma şartı bulunmadığından, işaretin seçilen pencere uzunluğu boyunca GAD olma şartı yoktur. Yani bu noktada Gabor'un bahsettiği frekans çözünürlüğünü arttırmak için pencere uzunluğunu istediğimiz kadar uzatabiliriz. Ancak bu noktada, akla gelmesi gereken nokta denklem (3.13) ile kestirilen izgenin gerçek değerine yaklaşabilmesi için N pencere sayısının mümkün olduğu kadar fazla olması gerekliliğidir.

Bir diğer nokta ise pencere fonksiyonunun şeklidir. Denklem (3.16) düşünüldüğünde, denklemdeki t özellikle ilgilenilen zamanı ortaya çıkarmak için, literatürde genelde hamming veya gauss olarak seçilir. Ayrıca seçilen pencerelerin frekans bileşenlerinin yapısını koruma açısından bu seçim uygundur.

Son olarak, bilgisayar benzetimlerinin yapılabilmesi için denklem (3.14)-(3.16)'nın ayrıık zaman için hesaplanması gerekmektedir.

Bunun için $x(t)$ işaretinin içerdiği en yüksek frekans Nyquist sınırını aşmamak ve F_s örnekleme frekansı, L pencere boyu olmak üzere, $x(t)$ işareti ayrık zamanda $x(n)$ ile temsil edilebilir.

$$T = \frac{1}{F_s}, \quad t = (n-1)T, \quad \omega = 2\pi f, \quad f = \left(\frac{k-1}{F_s} \right) \quad (3.17),$$

(3.18), (3.19), (3.20)

$$x(n) = x(mT), \quad n = m+1, \quad m = 0, 1, 2, \dots \quad (3.21)$$

$$X(k) = \frac{1}{2\pi L \sqrt{N}} \sum_{n=1}^L x(n) e^{-j2\pi(k-1)\left(\frac{n-1}{L}\right)}, \quad k = 1, 2, 3, \dots, L \quad (3.22)$$

Denklem (3.17) -(3.21) arası gerekli dönüşümler yapılmış ve denklem (3.22) ile ayrık zamanlı Fourier dönüşümü hesaplanmıştır. Son olarak denklem (3.14) ve (3.13) ayrık zamanlı frekans k üzerinden hesaplanabilir, (3.23), (3.24).

$$P_{xy_i}(k_1, k_2) = X_i(k_1) Y_i^*(k_2) \quad (3.23)$$

$$\hat{S}_{XY}(k_1, k_2) = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N P_{xy_j}(k_1, k_2) \quad (3.24)$$

Denklem (3.12) deki, tek boyutlu izgeler aslında denklem (3.25)'deki gibi düşünülebilir.

$$\hat{S}_{XX}(k_1) = \hat{S}_{XX}(k_1, k_1) \quad (3.25)$$

4. BULGULAR

Bu bölümde, bölüm 3.2’de önerilen matematiksel yöntem, ilk olarak sentetik işaretler ile denenmiş ve daha sonra belirli bir işaret gürültü oranına göre, literatürde bugüne kadar kullanıla gelen, geleneksel koherans ve zaman-frekans koheransı ile karşılaştırılması yapılmıştır. Daha sonra, yine bölüm 3.1 ‘te özellikleri anlatılan, gerçek işaretler analiz edilmiş ve bunların sonuçları gösterilmiştir.

4.1. YENİ YÖNTEMİN SENTETİK İŞARETLER İLE DENENMESİ

Bu bölümde, literatürde geçen geleneksel koherans ve zaman-frekans koheransı fonksiyonları ile bu çalışmada önerilen ve İkili Frekans Koheransı olarak adlandırılan fonksiyonun karşılaştırılabilmesi için gerçek hayatta karşılaşılabilecek, çeşitli süreçler tarafından üretilebilecek 4 farklı Sentetik İşaret (Sİ) çifti tanıtılmıştır.

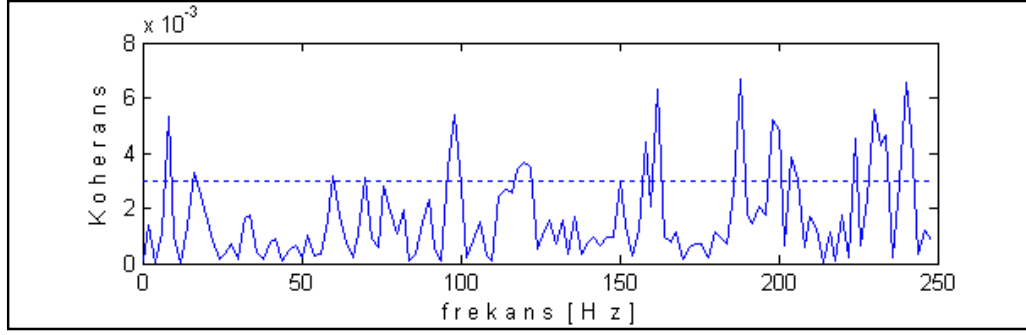
Bütün analizlerde, süreçlere ait 50 deney kullanılmış ve 1. grup hariç SNR -15 dB olarak seçilmiştir. Ayrıca kestirimde kullanılan pencere 100 ms uzunluğunda hamming pencere ve bilgisayar benzetimleri örnekleme frekansı $F_s = 500\text{Hz}$ olarak gerçekleştirilmiştir.

4.1.1. Sentetik İşaret Çifti 1: İlintisiz Normal Dağılımlı

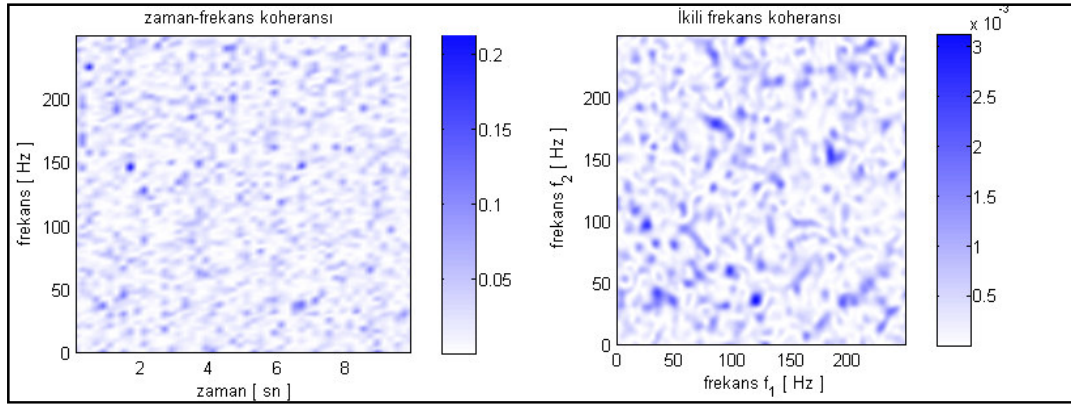
Gerçek hayatta karşılaşılan işaretler, birbirleri ile ilintisiz normal dağılıma sahip 2 süreç tarafından üretilmiş 2 beyaz gürültü olabilir.

$$x_1(t) = \varphi_1(t) \quad \varphi_1 \rightarrow N(0,1) \quad (4.1)$$

$$y_1(t) = \varphi_2(t) \quad \varphi_2 \rightarrow N(0,1) \quad (4.2)$$



Şekil 4.1: İki ilintisiz normal dağılımlı sürece ait koherans fonksiyonu.



Şekil 4.2: İki ilintisiz normal dağılımlı sürece ait zaman frekans ve İkili frekans koheransı

Şekil 4.1 ve Şekil 4.2 'de görüldüğü her üç yöntemde bu iki süreç hakkında herhangi belirli bir davranış göstermemektedir.

4.1.2. Sentetik İşaret Çifti 2: İlintili aralarında GAD

İki sürece aralarında GAD denilebilmesi için, denklem (2.3) ile belirtilen çapraz-ilinti fonksiyonunun denklem (2.5) şeklinde yazılabilmesi ve t , zaman değişkeninden bağımsız olması yeterlidir.

$$R_{X,Y}(t_1, t_2) = R_{X,Y}(t_1 - t_2) = R_{X,Y}(\tau) = E[x(t) \cdot y(t + \tau)] \quad (4.3)$$

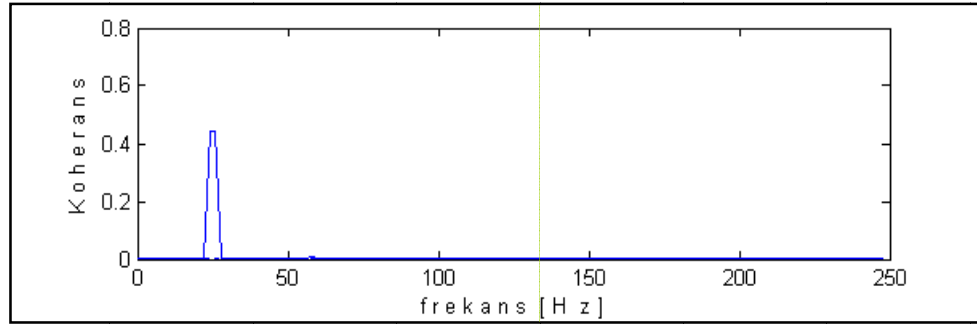
Bu şartın sağlanması için süreçlerin içinde bulunan osilasyonların aynı frekansta olmaları gerekir. İşaretin içindeki diğer bileşenleri normal dağılımlı birbirlerinden bağımsız beyaz gürültü olarak düşünebiliriz. f_0 durağanlığın bulunduğu frekans olmak

üzere, bu süreçler tarafından üretilen işaret çiftleri, denklem (4.4) ve (4.5) ile tanımlanabilir.

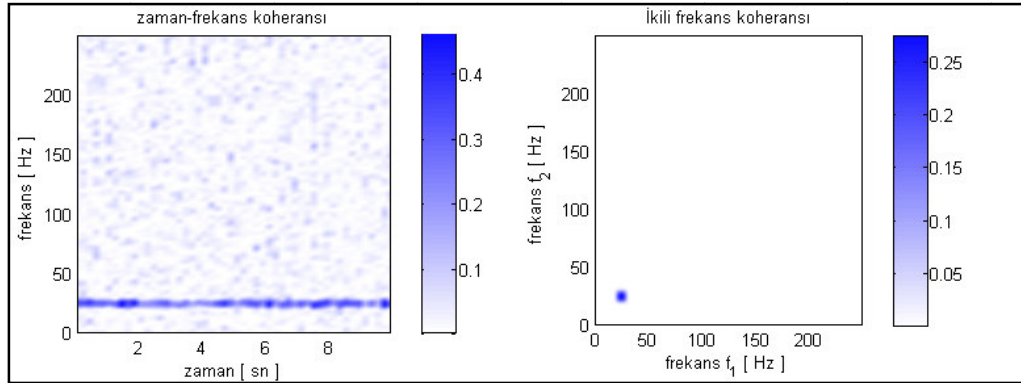
$$x_2(t) = a \sin(2\pi f_0 t) + \varphi_1(t) \quad \varphi_1 \rightarrow N(0,1) \quad (4.4)$$

$$y_2(t) = b \sin(2\pi f_0 t + \theta) + \varphi_2(t) \quad \varphi_2 \rightarrow N(0,1) \quad (4.5)$$

a ve b işaret gürültü oranına göre ayarlanabilecek herhangi iki sabit sayı olarak seçilmelidir. Yukarıdaki şartın sağlanabilmesi için ayrıca, süreçlerin ortak osilasyonlarının aralarındaki faz olan θ' nın sabit olması şartı vardır.



Şekil 4.3: Aralarında GAD ve ilintili iki sürece ait koherans fonksiyonu. $a = b$ olarak, -15dB SNR oranına göre seçilmiştir. $f_0 = 25$ Hz.



Şekil 4.4: Aralarında GAD ve ilintili iki sürece ait zaman-frekans ve ikili frekans koherans fonksiyonları. $a = b$ olarak, -15dB SNR oranına göre seçilmiştir. $f_0 = 25$ Hz.

4.1.3. Sentetik İşaret Çifti 3: Zamanla Değişen Geniş Anlamda Durağan

Bu bölümde, birbiri ile aralarında GAD olan fakat bu ilişki zamanla değişen iki süreç tarafından üretilen işaret çiftini test ettik.

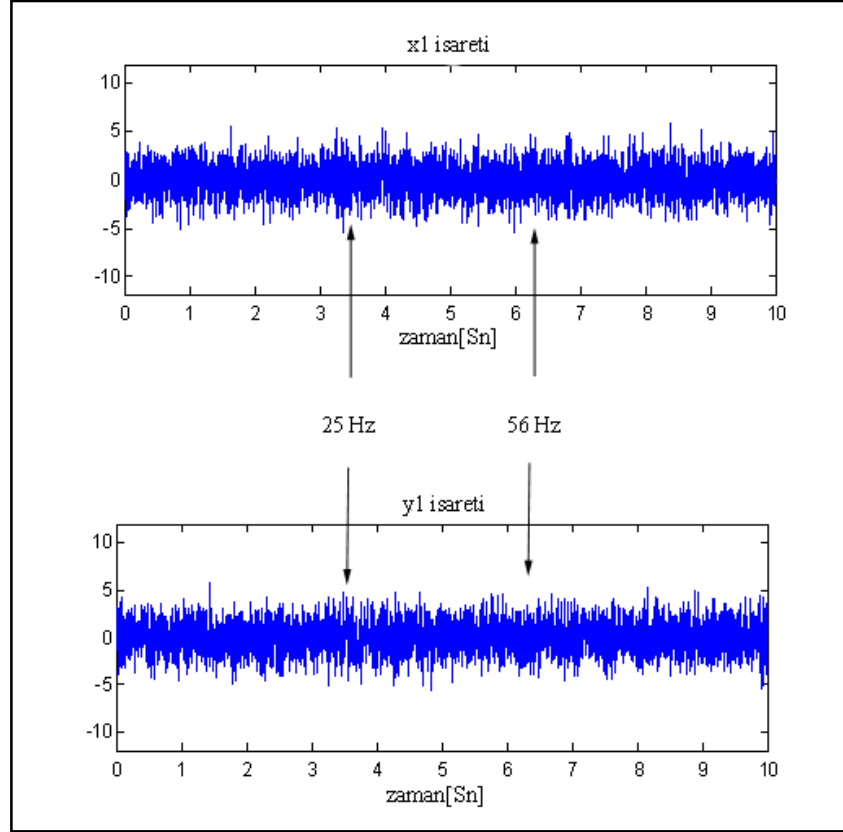
Bu şartı sağlayabilmek için denklem (4.4) ve (4.5)'teki f_0 frekanslarının zamanla değişmesi yani f_0 frekansının $f(t)$ fonksiyonuyla belirlenmesi gereklidir. $f(t)$ fonksiyonu herhangi bir yapıda olabilir. Ayrıca yine (4.4) ve (4.5)'teki a ve b katsayıları zamanın bir fonksiyonu olabilir. $f(t)$, $a(t)$ ve $b(t)$ denklem zamanın lineer bir fonksiyonu olarak seçilmiştir, a' katsayısı ise SNR oranına göre belirlenen bir sabittir.

$$x_2(t) = a(t) \sin(2\pi f(t)t) + \varphi_1(t) \quad \varphi_1 \rightarrow N(0,1) \quad (4.6)$$

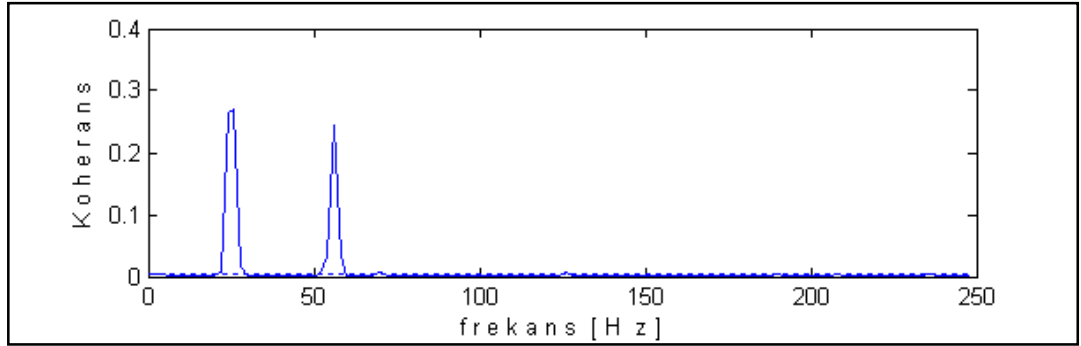
$$y_2(t) = b(t) \sin(2\pi f(t)t + \theta) + \varphi_2(t) \quad \varphi_2 \rightarrow N(0,1) \quad (4.7)$$

$$f_1(t) = f_2(t) = \begin{cases} 25\text{Hz} & 3.2sn \leq t < 4sn \\ 72\text{Hz} & 6.3sn \leq t < 7.1sn \\ 0 & \text{dışında} \end{cases} \quad (4.8)$$

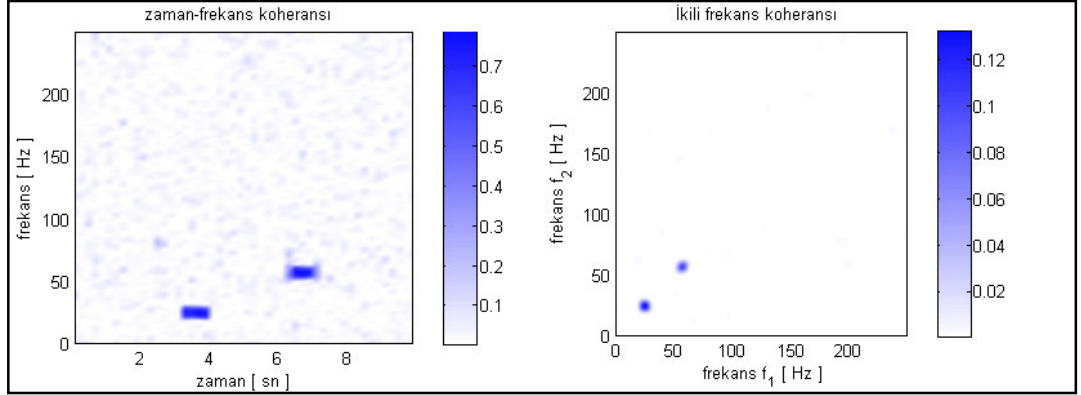
$$a(t) = b(t) = \begin{cases} a', & \left(\begin{array}{l} 3.2sn \leq t < 4sn \\ \text{veya} \\ 6.3sn \leq t < 7.1sn \end{array} \right) \\ 0, & \text{dışında} \end{cases} \quad (4.9)$$



Şekil 4.5: Denklem (4.6)-(4.9) a göre üretilen işaret çifti.



Şekil 4.6: aralarında GAD olma durumu zamanla değişen sürece ait koherans fonksiyonu



Şekil 4.7: aralarında GAD olma durumu zamanla değişen süreçlere ait zaman-frekans ve İkili frekans koheransı fonksiyonları

Şekil 4.7 de görüldüğü gibi İkili Frekans Koheransı zamanla değişen bir bilgi içermediğinden geleneksel Koherans fonksiyonundan daha fazla bir bilgi taşımamaktadır. Zaman-frekans Koheransı ise, zamanla değişen bilgiyi tanımlayabilmiştir. Bu gruba giren süreçler için, zaman-frekans koheransı fonksiyonunun en iyi açılım olduğu söylenebilir.

4.1.4. Sentetik İşaret Çifti 4: İlitimli Durağan Olmayan

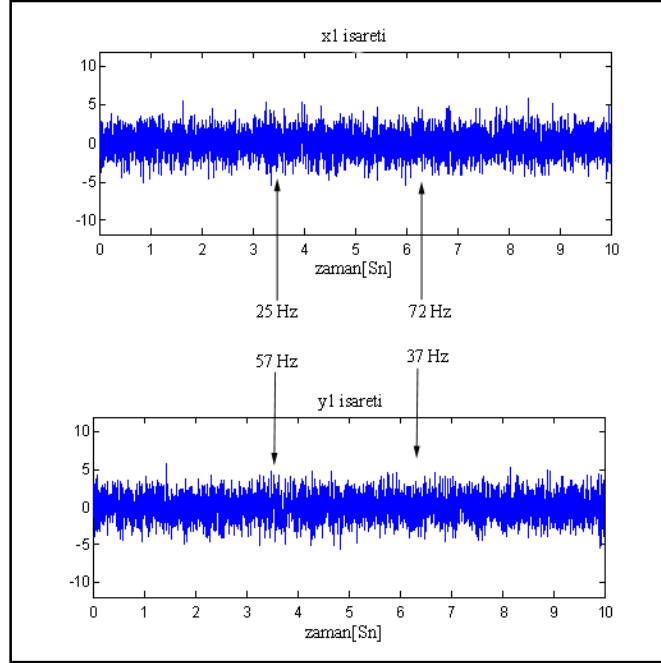
Son olarak birbirleri ile olan ilişki herhangi bir GAD durum taşıma şartı olmayan iki süreç düşünülmüştür. Denklem (4.6) ve (4.7) denklemlerindeki $f(t)$ fonksiyonları birbirlerinden farklı olarak seçersek bu şartı sağlarız.

$$x_4(t) = a \sin(2\pi f_1(t)t) + \varphi_1(t) \quad \varphi_1 \rightarrow N(0,1) \quad (4.10)$$

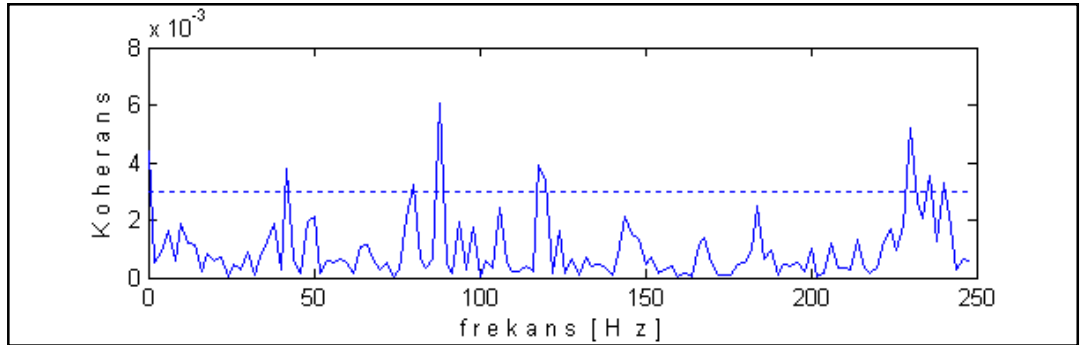
$$y_4(t) = b \sin(2\pi f_2(t)t + \theta) + \varphi_2(t) \quad \varphi_2 \rightarrow N(0,1) \quad (4.11)$$

$$f_1(t) = \begin{cases} 25\text{Hz} & 3.2sn \leq t < 4sn \\ 72\text{Hz} & 6.3sn \leq t < 7.1sn \\ 0 & \text{dışında} \end{cases} \quad (4.12)$$

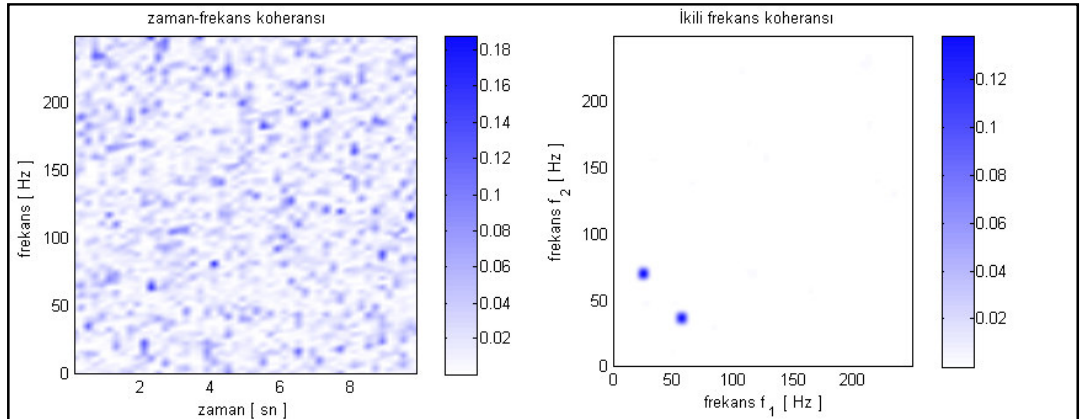
$$f_2(t) = \begin{cases} 57\text{Hz} & 3.2sn \leq t < 4sn \\ 37\text{Hz} & 6.3sn \leq t < 7.1sn \\ 0 & \text{dışında} \end{cases} \quad (4.13)$$



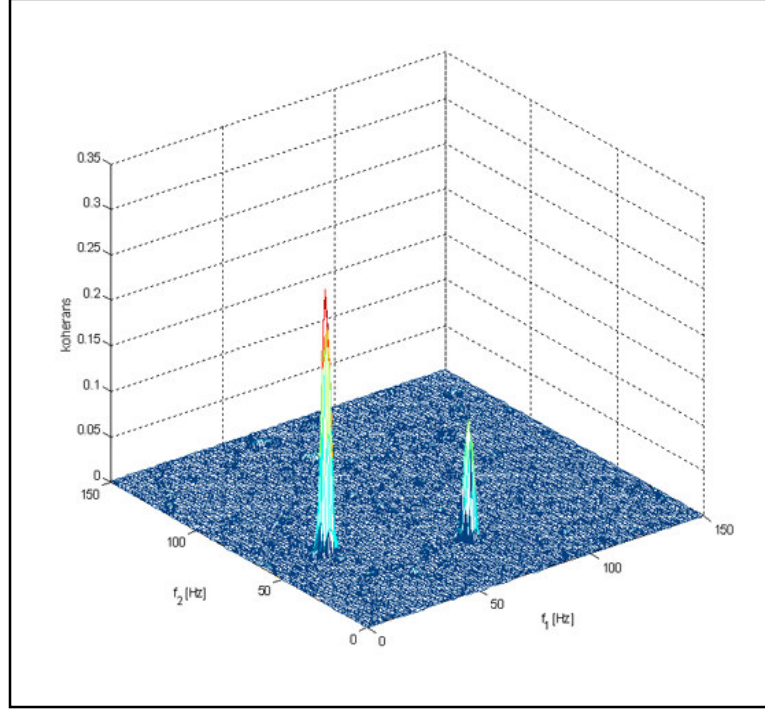
Şekil 4.8: Birbirleri İle olan İlinti Herhangi bir şekilde durağan olmayan İki Rastgele Süreç Tarafından Üretilen İşaret Çifti



Şekil 4.9: Aralarındaki ilişki durağan olmayan iki sürece ait koherans fonksiyonu



Şekil 4.10: Aralarındaki ilişki durağan olmayan iki sürece ait zaman frekans ve ikili frekans koherans fonksiyonu



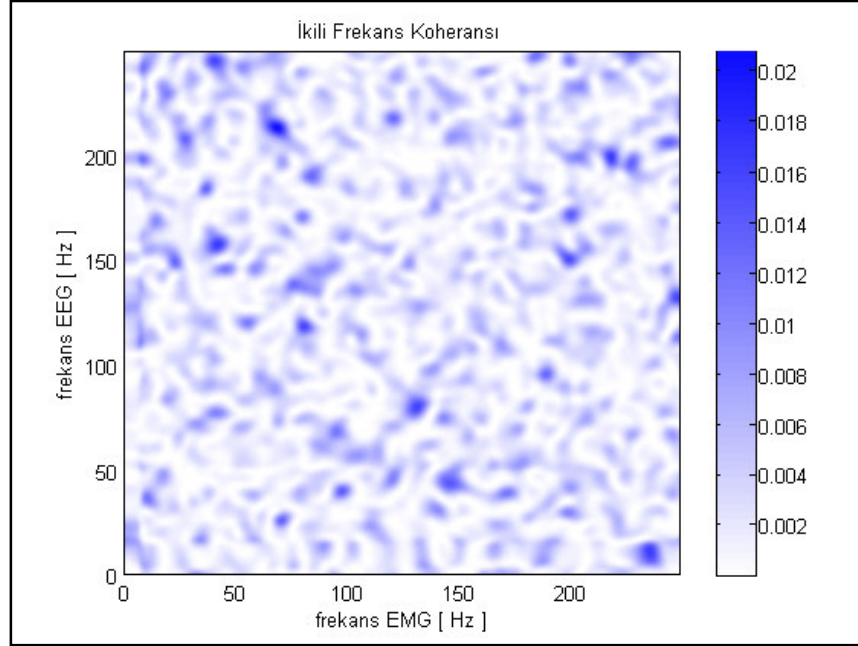
Şekil 4.11: İkili frekans Koheransı 3 boyutlu görünüm

İkili frekans koheransı fonksiyonunun asıl ayırt edici özelliği bu, Sİ4 grubu süreçler tarafından üretilen işaretler üzerinde görülmektedir. Şekil 4.9 ve Şekil 4.10 da görüldüğü gibi, bu gruba giren işaretlerin geleneksel koherans ve zaman frekans koheransı fonksiyonları, ilintisiz iki sürecin analizleri ile aynı sonuçları vermektedir, Şekil 4.1.

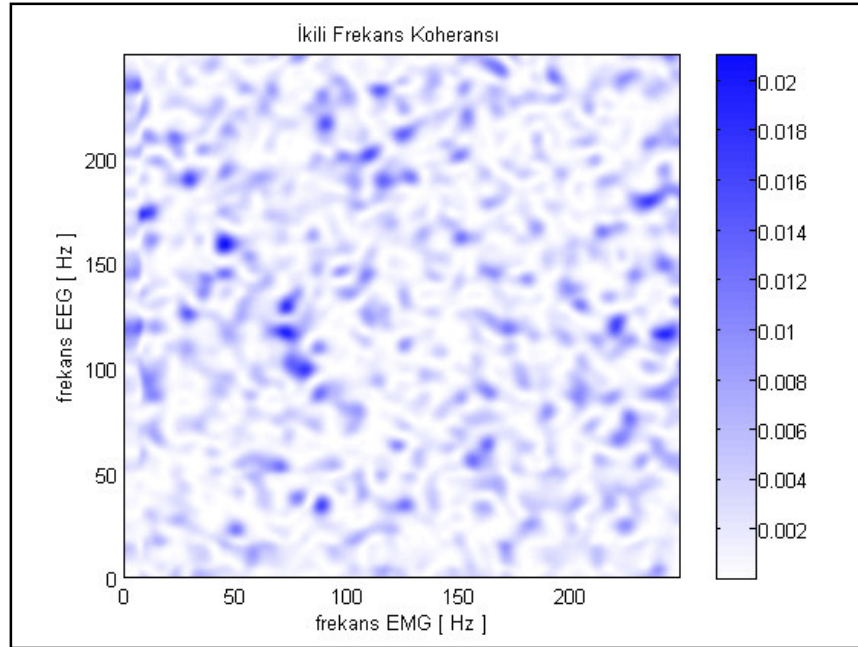
4.2. GERÇEK İŞARETLERİN ANALİZİ

Bu bölümde, önerilen yeni yöntem ile eşzamanlı kaydedilmiş EEG-EMG işaretleri arasındaki ilişki araştırılmıştır.

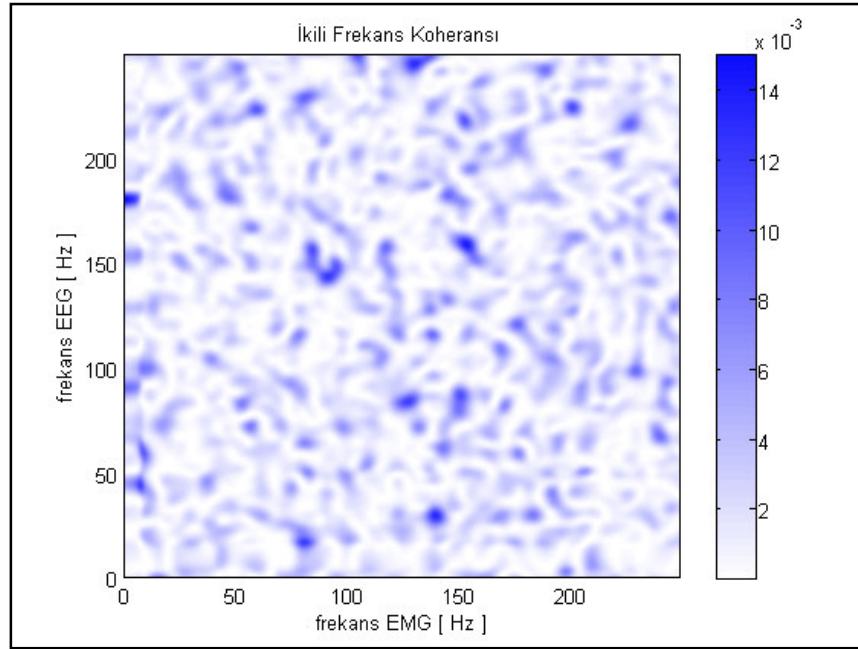
Şekil 4.12 ve Şekil 4.16 arasındaki şekiller, farklı ödevler altında farklı sayıda tekrarlanmış deneylere ait ölçümlerin ikili frekans koheransı fonksiyonlarıdır.



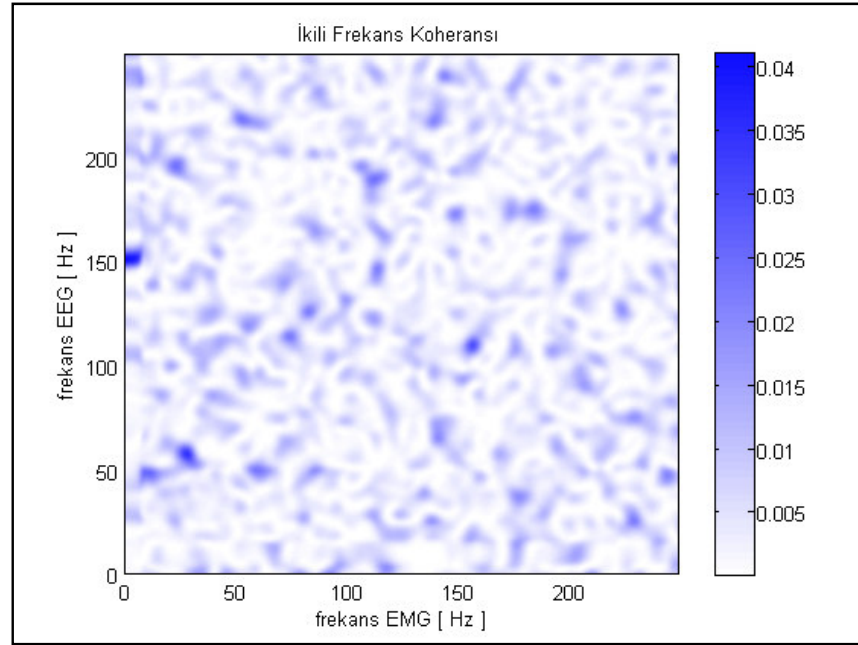
Şekil 4.12: Uzun kuvvetli kası, sağ el, C3-Cz, FDIr



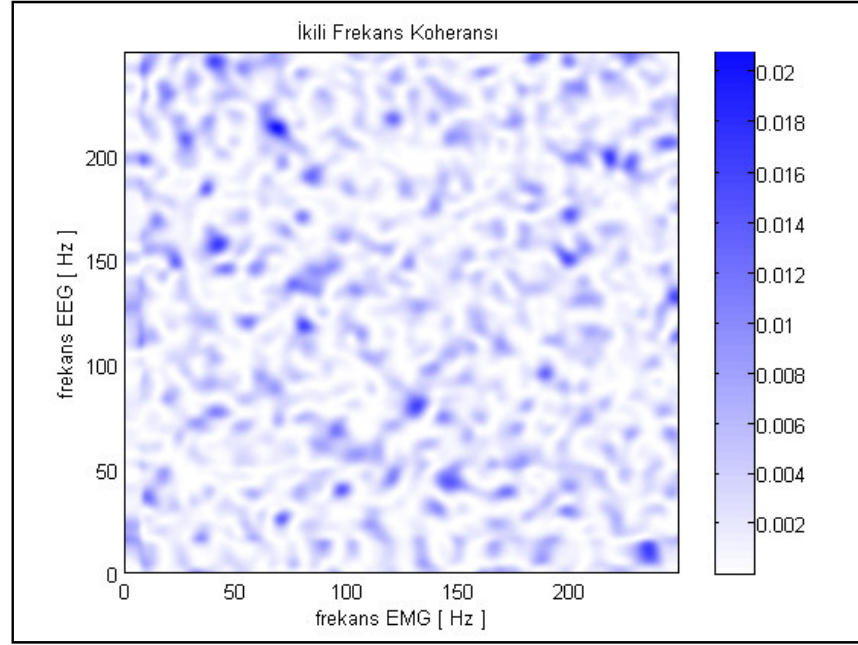
Şekil 4.13: Uzun kuvvetli çift kası, sağ el, C3-Cz, FDIr



Şekil 4.14: kısa hafif çift kası, sağ el, C3-Cz, FDIr



Şekil 4.15: kısa süreli çift el, kuvvetli kası, sağ el, (C3-Cz, FDIr)



Şekil 4.16: uzun süreli kuvvetli kası, sağ el, (C3-Cz, FDIr).

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Parkinson, Alzheimer, unutkanlık, felç gibi, etkileri kas hareketleri üzerinde de görülen, nörodejenaratif hastalıklar düşünüldüğünde, kas ile beyin arasındaki ilişkinin incelenmesinin, farklı durumlara göre sınıflandırılmasının, bu sınıfa dahil hastalıkların erken teşhisi, sınıflandırılması gibi sebeplerle, önem taşıdığı anlaşılır. Kas ile beyin arasında anatomik bir ilişki bulunduğu uzun zamandır bilinmektedir. Ancak bu anatomik yapının arkasında işleyen fizyolojik süreçler hakkında sınırlı bir bilgi ortaya çıkarılabilmektedir. Bu bilginin ortaya çıkarılabilmesi için, bu süreçler tarafından üretilen çeşitli işaretler incelenebilir.

Literatürde bu ilişkiyi incelemek için, bahsi geçen süreçler tarafından üretilen işaretler olan MEG, EMG, EEG sıklıkla kullanılmıştır. Bugüne kadar, EEG, EMG, MEG gibi işaretlerin eşzamanlı incelenmesini konu alan çalışmalar göstermiştir ki kortikal aktivite(beyin) ile motor aktivite(kas) arasında ciddi bir ilişki mevcuttur (Conway ve diğ., 1995), (Halliday ve diğ. 1998), (Pohja, 2005), (Baker ve diğ., 1997), (Mima ve diğ. 2002). Elde edilen veriler ışığında, bu sınıfa dâhil edilebilecek birçok hastalık grubu ile ilgili ciddi sonuçlara ulaşılabilmektedir. Ancak bu sonuçların, her vaka üzerinde aynı sonuçları vermemesi, yeteri kadar bilgi taşıyamaması ve henüz çok yeni olmaları gibi sebeplerle, bu sınıfa dâhil hastalıkların teşhisinde henüz kullanım alanları oluşmamıştır.

Bahsi geçen bu fizyolojik süreçler, diğer bütün biyolojik kökenli süreçlere bezer olarak, rastgele yapıdadırlar. Bu sınıfa dahil süreçler düşünüldüğünde, istatistiksel işaret işleme teknikleri doğal olarak öne öne çıkar. Literatürde EEG, EMG ve MEG işaretlerinin eşzamanlı incelenmesinde en sık kullanılan matematiksel yöntem, Koherans fonksiyonudur (Pohja, 2005).

Koherans fonksiyonu, iki sürece ait çapraz izgenin, bu süreçlere ait öz izgeler ile normalize edilmesi ile elde edilir. Dolayısıyla, geniş anlamda durağan(GAD) süreçler

için tanımlı olan çapraz izgeye(Leon-Garcia, 1994) benzer olarak, koherans fonksiyonunda GAD süreçler üzerinde tanımlıdır.

EEG, EMG ve MEG gibi işaretlerin durağan olmayan rastgele yapıda oldukları bir çok kaynak tarafından belirtilmiş olmasının yanında, bu işaretleri oluşturan fizyolojik süreçlerin arasındaki ilişkisinde durağan olmayabileceği yapılan birkaç çalışma sonucunda ortaya çıkmıştır(Marsden ve diğ., 2001). Koherans fonksiyonu yapısı gereği durağan olmayan ilişkiyi incemede yetersizdir.

Bu çalışmada, durağan olmayan rastgele süreçler tarafından üretilen işaretlerin incelenmesinde kullanılacak, “İkili Frekans Güç İzgesi” olarak adlandırılan yeni bir yöntem önerilmiştir. Bu yeni yöntem Geleneksel Güç İzgesinin durağan olmayan süreçler üzerine genişletilmesi olarak düşünülebilir.

Durağan olmayan süreçlerin incelenmesinde zaman-frekans yöntemlerinin yeterli bilgiyi taşıdığı söylenebilirse, önerilen yeni yaklaşım iki açıdan önem taşır. Birincisi bu sınıfa dahili süreçlerin incelenmesinde kavramsal olarak bir yenilik getirir, ikincisi, rastgele süreçler üzerinde uygulanması zor olan zaman-frekans yöntemlerinin aksine “ikili frekans izgesi”nin, rastgele süreçler üzerine uygulanmasında her hangi bir zorluk yoktur.

İkili Frekans Güç İzgesi fonksiyonun tanımlanması, kavramsal olarak geleneksel çapraz izge fonksiyonunuda benzer bir şekilde genişletme imkanını doğurur. Tanımlanan bu yeni fonksiyon, “İkili Frekans Çapraz İzgesi” olarak isimlendirilmiştir. Benzer şekilde, “İkili Frekans Koheransı” da tanımlanmıştır.

Önerilen bu yeni fonksiyonların sentetik işaretlerle incelenmesi sonucu görülmüştür ki, durağan olmayan süreçler üzerinde, İkili Frekans Güç izgesi, geleneksel güç izgesinin gösteremediği bilgileri ortaya çıkarmaktadır. Her ne kadar, zaman-frekans yaklaşımları, ikili frekans izgesinden daha fazla bilgi taşısada, bu yaklaşımların, rastgele süreçler üzerine uygulanması birçok pratik zorluk içermektedir.

İkili frekans çapraz izgesi ve ikili frekans koheransı fonksiyonlarının, yine sentetik işaretler ile denemsi ile, bu fonksiyonların, geleneksel çapraz izge ve koherans

fonksiyonlarından daha fazla bilgi taşıdığı görülmüştür. Buna ek olarak, bu fonksiyonların, aralarındaki ilişki zamanla değişen dolayısıyla aralarında durağan olmayan süreçlerin incelenmesinde, zaman frekans yaklaşımlarına karşıda belirgin bir üstünlük taşıdıkları da gösterilmiştir. Sonuç olarak söylenebilir ki, durağan olmayan rastgele süreçlerin analizinde bu yeni yaklaşım, geleneksel yöntemlerin zaman frekans yaklaşımlarının gösteremediği özellikler ortaya çıkarılabilmektedir.

Gerçek işaretlerin analizi sonucunda ise, her ne kadar beyin ile kas arasındaki fizyolojik süreçler tarafından üretilen süreçlerin ortak bir davranış sergilediği gösterilemese de, bu süreçlerin arasında durağan olmayan bir yapı olduğu doğrulanmıştır.

Analiz sonuçları ile ilgili olarak söylenmesi gereken bir diğer noktada, EEG ve EMG arasında bu güne kadar geleneksel koherans fonksiyonu ile ortaya konulabilmiş genel özellikler, yapılan deneylerin ancak bir kısmında doğrulanabilmektedir. Bunun sebebi, literatürde sağlıklı bireyler ile yapılan çalışmaların çok farklı kas gruplarını kapsamaması ve bu çalışmada kullanılan hedef kas-korteks bölgesi çiftinin yeterince incelenmemesi olabilir. Bir diğer sebep ise, bu çalışmada kullanılan donanımın teknik bakımdan yetersiz kalması veya ölçüm paradigmasının doğru kurulamamış olması olabilir.

Bu çalışmada yeterince değinilmemiş olmasına rağmen, iki süreç arasındaki faz farkı önemli bir bilgiyi, ilgilenilen frekansta hangi sürecin diğerini tetiklediği bilgisini taşır. Geleneksel koherans çalışmalarında bu özellik sıklıkla incelenmektedir. Gelecek çalışmalarda ikili frekans koheransı fonksiyonunun taşıdığı faz bilgisi de incelenebilir.

Bu çalışmada ikili frekans koheransı, Fourier tabanlı yöntemler kullanılarak oluşturulmuştur. Gelecek çalışmalara konu olmak üzere, ikili frekans izgelerinin hesaplanmasında, AR, wavelet vb. temelli taban fonksiyonları dönüşümleri incelenebilir. Ayrıca ikili frekans izgeleri, içerisinde zaman bilgisi de taşıyan, zaman-frekans izgeleri ile birleştirilip, süreçler arasındaki farklı frekans bileşenlerinin ilişkisinin zamanla değişimi incelenebilir.

KAYNAKLAR

- Anonim (Editorial), Neural rythms in parkinson's disease, 2002, *Brain(2002)*, 125, 1175-1176.
- Baker SN, Olivier E and Lemon RN, 1997 Coherent oscillations in monkey motor cortex and hand muscle EMG show task-dependent modulation, *Journal of Physiology 1997*, 501: 225–241
- 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, Audiovisual Content Generation Controlled by Physiological Signals for Clinical and Artistic Applications, 2002, Enterface07 summerworkshop, Project No:8, Bogazici University, Istanbul.
- Brown P. The piper rhythm and related activities in man. *Prog Neurobiol* 2000;60:97–108.
- BİRMAN, Hüsnüye, TAMER, Ş. Akçığ, KAYA, Mehmet ve KARAMÜRSEL, Sacit, 2000, *Genel Fizyoloji*, Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul
- Brown P, Marsden JF. Cortical network resonance and motor activity in humans. *Neuroscientist* 2002;7:518–526.
- Cohen, L., *Time-Frequency Analysis*, 1995, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ.
- Conway BA, Halliday DM, Farmer SF, Shahani U, Maas P, Weir AI, Rosenberg JR, 1995, Synchronization between motor cortex and spinal motoneuronal pool during the performance of a maintained motor task in man, *Journal of Physiology (1995)*, 489.3, pp.917-924
- Cromwell L, Weibell FJ, Pfeiffer EA, *Biomedical Instrumentation and Measurements*, 1980, Second Edition, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ.
- Farmer SF. Rhythmicity, synchronization and binding in human and primate motor systems. *J Physiol* 1998;509:3–14.
- Feige B, Aertsen A, Kristeva-Feige R. Dynamic synchronisation between multiple cortical motor areas and muscle activity in phasic voluntary movements. *J Neurophysiol* 2000;84:2622–2629.
- Ghez C, Krakauer J, Voluntary movement, *Principles of Neural Science (Kandel E, Schwartz JH, Jessell TM, eds.)* McGraw-Hill. Fourth edition. 2000, pp. 756–781.

- Ghez C and Thach W: The cerebellum. In: Principles of Neural Science (Kandel E, Schwartz JH, Jessell TM, eds.) McGraw-Hill. Fourth edition. 2000, 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 (2002) 1523–1531.
- Halliday DM, Rosenberg JR, Amjad AM, Breeze P, Conway BA, Farmer SF, 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.* 1995;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 (1998) 5–8
- Hellwig B, Haubler S, Lauk M, Guschlbauer B, Köster B, Kristeva-Feige R, Timmer J, Lücking CH. Tremor-correlated cortical activity detected by electroencephalography. *Clin Neurophysiol* 2000,111:806–809.
- Marsden JF, Limousin-Dowsey P, Ashby P, Pollak P, Brown P, 2001, Subthalamic nucleus, sensorimotor cortex and muscle interrelationships in Parkinson's disease, *Brain* , 2001, 124, 378-388.
- Marsden JF, Ashby P, Limousin-Dowsey P, Rothwell JC, Brown P: Coherence between cerebellar thalamus, cortex and muscle in man: Cerebellar thalamus interactions. *Brain* 2000, 123, 1459–1470
- Mima T, 2002, Cortical–muscular coherence, *International Congress Series 1226* (2002) 109–119
- Nikias CL, Higher-Order Spectra, 1995, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ.
- Pohja Marjatta, 2005, *Motor cortex–muscle oscillatory communication in health and diseases*, Phd Thesis, Department of Neurology University of Helsinki.
- Rizzolatti G, Luppino G and Matelli M, 1998 The organization of the cortical motor system, *New concepts. Electroenceph. Clin Neurophysiol* 1998, 106: 283–296
- Rizzolatti G and Luppino G: The cortical motor system. *Neuron* 2001, 31: 889–901
- Salenius S, Avikainen S, Kaakkola S, Hari R, Brown P., 2002, Defective cortical drive to muscle in Parkinson's disease and its improvement with levodopa. *Brain* 2002;125:491–500.
- 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

Zhan Y, Halliday DM, Liu X, Feng J, *Detecting the time-dependent coherence between non-stationary electrophysiological signals - A combined statistical and time-frequency approach*. Research Article, 2005.

ÖZGEÇMİŞ

Umut Gündoğdu, 1980 yılında Denizli’de doğdu. Ortaokulu 1993’de Fethiye Merkez Ortaokulu’nda, liseyi 1997’te Fethiye Lisesi’nde bitirdi. İstanbul Üniversitesi, Elektronik Mühendisliği Bölümü’nden 2004’te mezun oldu. 2005 yılında İ.Ü Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Programında Yüksek lisansa başladıktan sonra 2006 yılı başında İ.Ü. Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Devreler ve Sistemler Anabilim Dalı’na araştırma görevlisi olarak girdi. Halen aynı bölümde görevine devam etmektedir. Bilimsel ilgi alanları, zaman-frekans analizi uygulamaları, işaret işleme, durağan olmayan işaretler için zaman frekans analizi ve zaman frekans analiz yöntemlerinin, biyomedikal mühendisliği alanındaki problemlere uygulanması yönünde çalışmalardır.