

**EMG SINYALLERİNİN KISA ZAMANLI FOURIER DÖNÜŞÜMÜ VE
DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ KULLANARAK ANALİZ EDİLMESİ**

Atılay ALTINBAŞ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK - BİLGİSAYAR EĞİTİMİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

**HAZİRAN 2007
ANKARA**

Atılay ALTINBAŞ tarafından hazırlanan EMG SİNYALLERİNİN KISA ZAMANLI FOURIER DÖNÜŞÜMÜ VE DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ KULLANARAK ANALİZ EDİLMESİ adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.



Yrd.Doç.Dr.M.Rahmi CANAL
Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında Yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. İnan GÜLER

Üye: Yrd. Doç. Dr. M. Rahmi CANAL

Üye: Yrd. Doç. Dr. Mahir DURSUN



Tarih: 09/07/2007

Bu tez, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.



Atılay ALTINBAŞ

EMG SİNYALLERİNİN KISA SÜRELİ FOURIER DÖNÜŞÜMÜ VE DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ KULLANARAK ANALİZ EDİLMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Atılay ALTINBAŞ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ

Haziran 2007

ÖZET

Bu çalışmada kas hareketi ile elde edilen elektriksel aktivitenin algılanması, incelenmesi ve spektral analizi amaçlanmıştır. Algılama aşamasında hastanede pratik çalışmalar yapılarak hastalar üzerinde EMG ölçüm işlemi yapılmıştır. Bilgilerin spektral analizi Kısa Süreli Fourier Dönüşümü (KSFD) ve Dalgacık (Wavelet) Dönüşümü (DD) spektral analiz metodları kullanılarak yapılmış ve katsayılar elde edilmiştir. Dalgacık dönüşümünün fourier dönüşümünden (FD) üstünlüğü verilen işaretin hem zamanda hem de frekansta temsilini sağlamasıdır. Bu analizlerde MATLAB 7.01 programı kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlara bakılarak hangi analiz metodunun daha frekans seçici ve kullanışlı olduğu saptanmıştır.

Bilim Kod : 704.3.013
Anahtar Kelimeler : Elektromiyogram, Kısa Süreli Fourier Dönüşümü,
Dalgacık Dönüşümü
Sayfa Adedi : 60
Tez Yöneticisi : Yrd.Doç.Dr.M.Rahmi CANAL

**ANALYSING EMG SIGNALS USING WAVELET AND SHORT TIME
FOURIER TRANSFORMATION**

(M.Sc. Thesis)

Atılay ALTINBAŞ

**GAZİ UNIVERSITY
INFORMATICS INSTITUTE**

June 2007

ABSTRACT

In this study the electrical activity of the muscle movement is purposed to perceive, examine and to determine it's spectral analyze. At the perception stage some practical work is executed in a hospital and some EMG measurements are collected from patients. The spectral analysis of the signal is performed by Short Time Fourier Transform (STFT) and Wavelet Transform (WT) and coefficients were obtained. The avarage of wavelet transform from fourier transform (FT) is that it ensure the both time and frequency represantation of a signal which transformation is given. This analysis is done with the aid of PC program that is MATLAB 7.01. With the results of the analysis it is determined that which spektral analysis method is more frequency selective and more usable.

Science Code : 704.3.013
Key Words : Electromyogram, Short Time Fourier Transform, Wavelet Transform (WT)
Page Number : 60
Adviser : Yrd.Doç.Dr.M.Rahmi CANAL

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkıları ile beni yönlendiren hocam Yrd. Doç. Dr. Rahmi CANAL' a, tecrübelerinden yararlandığım hocam Prof. Dr. İnan GÜLER ve Numune Hastanesi Nöroloji Bölümü çalışanlarına, manevi desteğini hiçbir zaman esirgemeyen değerli aileme, eşim Ayőe ALTINBAŞ'a, kızım Asya SEVİM ALTINBAŞ'a, Ankara Görüntüleme Merkezi doktorlarından Turgay GÜL'e, Celal Bayar Üniversitesi Araştırma Görevlisi Yücel KOÇYİĞİT'e ve İskitler Endüstri Meslek Lisesindeki tüm öğretmen arkadaşlarıma teőekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
1. GİRİŞ	1
2. KAS ÇEŞİTLERİ VE YAPILARI	4
2.1. Kas Çeşitleri	4
2.2. İskelet kasının yapısı	5
2.3. Kas dokusunun fonksiyonları	6
2.3.1. Hareket	7
2.3.2. Vücut pozisyonunu dengelemek ve organ hacmini ayarlamak	7
2.3.3. Termojenesis (ısı üretimi)	7
2.4. Dokularının Karakteristikleri	7
2.4.1. Uyarılma kabiliyeti (irritabilite)	8
2.4.2. Kasılabilirlik	8
2.4.3. Genleşme	8
2.4.4. Elastiklik	8
2.5. Kas Kasılması	8
2.6. Kaslardaki Servomekanizma	9
2.7. Sinir sistemi	10
2.8. Sinir kas kavşağı	11
2.9. Kasların elektriksel aktivasyonu	12

2.9.1. Kasılma	13
2.9.2. Gevşeme	13
3. ELEKTROMİYOGRAFİNİN TEMEL İLKELERİ	15
3.1. Elektromiyogram Nedir?	16
3.2. EMG Ölçüm İşlemi	17
3.3. İncelemenin süresi ne kadardır?	20
3.4. EMG sinyalinin karakteristiği	21
3.4.1. Elektriksel gürültünün karakteristiği	22
3.5. İğne Elektrotlar	23
3.6. Yükselteçler	24
3.7. Giriş Aktivitesi	25
4. KSFD VE DD’NİN EMG SİNYALİNE UYGULANMASI	26
4.1. Sinyal İşlemeye Genel Bakış	26
4.2. Kısa-Zaman Fourier Dönüşümü	28
4.3. Sürekli Dalgacık Dönüşümü	29
4.4. Ayrık dalgacık dönüşümü	32
5. BULGULAR VE TARTIŞMA	36
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	41
KAYNAKLAR	43
EKLER	45
EK-1. Ham EMG datalarını çizdiren MATLAB programı	46
EK-2 Kaydedilen EMG sinyalinin KSFD’sini alan MATLAB programı	48
EK-3. EMG sinyallerinin Güç Spektrum Yoğunluğu ve Histogramları çizdiren MATLAB programı	51
EK-4. Beşinci Dereceden Dalgacık Ayrıntı Katsayılarını hesaplayan MATLAB programı	52
EK-5. Beşinci Dereceden Dalgacık Yaklaşıklık Katsayılarını hesaplayan MATLAB programı	55
EK-6. Beşinci Dereceye kadar hesap edilen katsayıları çizdiren MATLAB programı	59
ÖZGEÇMİŞ	60

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 1.1. Yapılan çalışmaların tarihsel sunumu	3
Çizelge 5.1. Yaşa göre hastalık durumları	40

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Yapılarına göre kas çeşitleri.....	4
Şekil 2.2. İskelet kasının yapısı.....	5
Şekil 2.3. Bir miyofibril içinde aktin ve niyozin filamentlerinin organizasyonu.....	6
Şekil 2.4. Kaslarda servomekanizma.	9
Şekil 2.5. Miyelinli nöron.	10
Şekil 2.6. Sinir-kas kavşağı.....	11
Şekil 2.7. Memeli iskelet kasının tek bir uyarıma elektriksel ve mekaniksel cevabı.	12
Şekil 3.1. Bir iskelet kasının aksiyon potansiyeli ve EMG şekli.	16
Şekil 3.2. Orta hareket ettirici sinir iletimi için bağlantı şekli.	19
Şekil 3.3. Kol ve bilekteki bazı uyarım ve ölçüm noktaları.....	19
Şekil 3.4. EMG sisteminin Blok diyagramı.	21
Şekil 3.5. EMG sinyalinin frekans spektrumu.	21
Şekil 3.6. EMG cihazlarında kullanılan iğne elektrot çeşitleri.	23
Şekil 4.1. Sürekli Dalgacık Dönüşümü.....	30
Şekil 4.2. EMG işaretinin Sürekli Dalgacık Analizi.....	32
Şekil 4.3. Dalgacık ağacı.....	35
Şekil 4.4. Daubechies-2 (a) ölçek fonksiyonu, (b) dalgacık fonksiyonu.	35
Şekil 5.1. Sağlıklı bir kişiye ait EMG işareti ve Fourier analizi.....	37
Şekil 5.2. Hasta bir kişiye ait EMG işareti ve KSFD analizi.....	37
Şekil 5.3. 32 yaşındaki nöropatili hastaya ait spektral eğri.....	38
Şekil 5.4. Sağlıklı kişiye ait spektral eğri.....	38

Şekil	Sayfa
Şekil 5.4. EMG işaretinin Dalgacık yöntemi ile ayrıştırılması.....	39

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Kısaltmalar	Açıklama
ADD	Ayrık Dalgacık Dönüşümü
A/D	Analog Dijital
AGF	Alçak Geçiren Filtre
AR	Öz Bağlısımlı
ARMA	Sıfır Kutup Modeli
CMRR	Ortak İşaret Bastırma Oranı
DD	Dalgacık Dönüşümü
DA	Dalgacık Analizi
EMG	Elektromiyografi
FD	Fourier Dönüşümü
FT	Fourier Transform
GT	Gabor Transform
HFD	Hızlı Fourier Dönüşümü
KSFD	Kısa Süreli Fourier Dönüşümü
MA	Yürüyen Ortalama
MUAP	Motor Birim Aktivasyon Potansiyeli
SDD	Sürekli Dalgacık Dönüşümü
STFT	Short Time Fourier Transform
YGF	Yüksek Geçiren Filtre

Kısaltmalar

Açıklama

WT

Wavelet Transform

1. GİRİŞ

1666 yılında, İtalyan bilim adamı Francesco Redi kasların elektrik ürettiğini keşfetti ve 1791'de Luigi Galvani elektrik akımının kas kasılması üzerindeki etkisini gözlemledi. İlk galvanometreleri kullanarak, Carlo Matteucci 1838'de, kas kasılması sırasında elektrik akımı üretildiğini gösterdi.

Kasların elektriksel aktivitesi ile ilgili çalışmalar daha çok 19. yüzyılda yapıldı ve 1912'de H. Piper myoelektrik sinyal spektral karakteristikleri ile kas hastalıkları arasındaki bağlantıyı bildirdi. 1922'de, Herbert S. Gasser ve Joseph Erlanger myoelektrik sinyalin morfolojisini (şekil) gözlemek için ilk katod ışıklı osiloskopları kullandılar. Kasların elektriksel aktiviteleri üzerindeki bu gözlemler onlara 1944 yılında Nobel ödülü kazandırdı.

Myoelektrik sinyalin stokastik yapısından dolayı, 1960'lara kadar olan gözlemlerden sadece yaklaşık bilgiler elde edilebilmiştir. İlk olarak, myoelektrik sinyaller kas kasılmasının bir işareti olarak kullanıldı. Böyle uygulamalarda, sinyalden önemli bilgileri çıkarmak kolaydır, çünkü sinyalin varlığı veya yokluğuyla kolayca gösterilir. 1930'dan sonra, myoelektrik sinyalin algılanması, yükseltilmesi ve gösterilmesi için gerekli aletler elde edilebilmiştir [1].

1960'lı yıllara ulaşıldığında mühendislik ve tıp alanında çalışanlar birbirini daha rahat anlamaya başladılar. Üniversitelerde araştırma programlarına paralel olarak ortaya çeşitli şekillerde Biyomühendislik ve Biyomedikal Mühendisliği programları ortaya çıktı. Günümüzde hemen hemen tanınmış üniversitelerin ve kolejlerin tümünde, aralarında bazı farklılıklar olan Biyomühendislik ve Biyomedikal mühendisliği ismi altında bu alandaki eğitim ve araştırma faaliyetleri sürdürülmektedir. Bu faaliyetlerin içersinde Tıbbi cihazlar ve sistemlerin geliştirilmesi en ağırlıklı çalışma alanını oluşturmaktadır [2].

Klinik uygulamalarda çevresel sinir sistemine ait hastalıkların teşhisinde kullanılan tekniğin uygulanabilirliği doğru sonuç alınması açısından çok önemlidir. İstemli

kasılmalar sonucu, omurgaya bağı sinir hücrelerine ait her bir aksiyon potansiyeli eşzamanlı olarak polarizasyona neden olur. Kas lifi zarlarının elektriksel depolarizasyonu bir elektrik işareti oluşturur. İğne ve yüzey elektrotlarla kaydedilen bu elektrik işaretine elektromiyogram (EMG) işareti denir. EMG işaretlerinin ölçüm cihazları ile ölçülerek grafiksel olarak gösterilmesine ise elektromiyografi denir. Her bir motor sinir hücresi ve bunları kontrol eden kas lifleri ortak bir şekilde birleşerek motor birimini oluşturur. Bu şekilde tek kas lif grubunda üretilen dalga formuna motor birim aktivasyon potansiyeli (MUAP) adı verilir [3].

Hastalıkların verdiği çeşitli durumlar çevresel sinir sisteminde değişimlere sebep olmakta ve bunun sonucunda kastan kaydedilen MUAP'ın karakteristiğini değiştirmektedir. Nöromusküler hastalıkların MUAP karakteristiğindeki değişimleri ölçen elektromiyografi sinirsel kas (nöromusküler) hastalıklarına sahip hastaların tedavisinde yararlı bir klinik teşhis aracı olduğunu kanıtlamıştır [4,5].

Birçok araştırmacı bilgisayar tabanlı EMG analiz algoritması geliştirmiştir [6,7]. Ancak bunların bazıları kullanım kolaylığı ve doğru sonuç verme açısından daha çok tercih edilmektedir. Nöromusküler hastalıklara ait işaretleri tanımada, zaman domeninde yapılan analizler bazen yetersiz kalmaktadır [8]. EMG üzerinde yapılan araştırmalar, frekans analizinin EMG işaretlerini tanımada daha belirgin özellikler taşıdığını göstermiştir. Lefever ve Deluca MUAP tanımlaması için görüntülü bir bilgisayar analiz şeması ve özel üç kanallı kaydedici elektrot kullanmıştır [9]. Stalberg çoklu MUAP olarak isimlendirilen bir dalga formu kullanmıştır [10]. Guiheneuc şekil parametrelerinin karşılaştırılması sayesinde MUAP'ın alçak genlik seviyesine ait istemli kasılmaları sınıflandırmıştır [11]. Coatrieux MUAP'ın sınıflanması için düzenli olmayan kümeleme teknikleri kullanmıştır [12]. Şimdiye kadar yapılan çalışmalar Çizelge 1.1'de sunulmuştur.

EMG işaretlerinde olduğu gibi süresiz işaretlerin modellenmesinde işaret işleme popöler olan Fourier analizi yetersiz kalmaktadır. Bu yetersizliği gidermek için yapılan çalışmalar sonunda KSFD, GT, AR, MA ve ARMA gibi parametrik yöntemler geliştirilmiş ve bu yöntemlerde işaretin durağan kabul edildiği küçük

pencereler kullanılarak analizi gerçekleştirilmiştir. Gerçekte ise işaretlerin sabit pencerelerle ele alınması birçok bilginin kaybedilmesine yol açmaktadır. Bu eksikliği gidermek için son zamanlarda DD olarak bilinen güçlü bir yöntem uygulamalı matematik ve mühendislik araştırmalarında kullanılmaya başlandı. Sonsuza kadar salınım yapan Fourier sinüzoidlerine karşın, bir dalgacık zaman içerisinde yöreselleşmiş birkaç salınımda sonlanan yapıdadır. DA zaman ve frekans yöreselliği konusunda iyi tahmin üretebilen, kendisinden çok şey beklenen matematiksel bir araçtır. İşaretin çeşitli çözünürlükteki analizi, zaman ve frekans tanım aralığında iyi sınırlandırılmış elementer fonksiyonlarına ayrıştırılmasıyla gerçekleştirilir [13].

Çizelge 1.1. Yapılan çalışmaların tarihsel sunumu

Çalışma Gurubu	Çalışma konusu	Yıl
M.H. Pope, A. Aleksiev, N.D. Panagiotacopulos, J.S. Lee, G. Wilder	EMG sinyalinin dalgacık analizi yardımıyla değerlendirilmesi	2000
Lehman G.J.; McGill S.M.,	Yüzey EMG işaretinin Yorumu ve normalizasyonun önemi	1999
Konoshi N.; Shimada Y.; Sato K.;Kagaya H.; Sato M.	EMG kullanarak hasara uğramış kasların Elektroskopik Değerlendirilmesi	1998
Lin, Chih-Lung; Wu. H.; Kirshblum S.; Zarowitz R.; Lewis G.	Nöromosküler stimilatörün Emg tetiklenmesiyle kol fonksiyonlarının düzeltilmesi	1997
A.J. Gitter	EMG iletim hızının batarya destekli dizaynı	1996

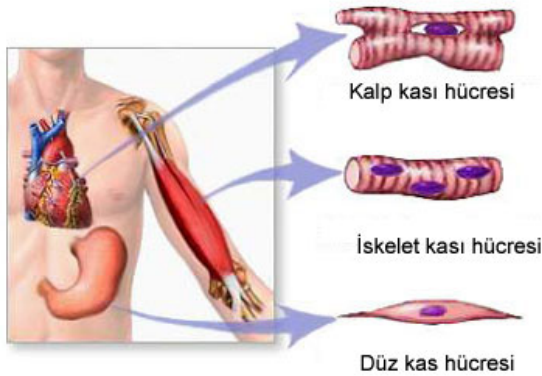
2. KAS ÇEŞİTLERİ VE YAPILARI

İskeletin üzerini sararak vücudumuza esas şeklini veren ve eklemlerle birlikte hareketi sağlayan yapılara kas denir. Kaslar, kasılıp gevşeyebilen liflerden oluşan yapılardır. İnsanlarda yaptıkları işe göre büyüklüğü ve şekli değişen 600'den fazla kas vardır. Kas dokusu uyarılara tepki verebilme, uyarıyı iletebilme, kasılabilme, uzayabilme ve esneyebilme gibi yeteneklere sahiptirler.

2.1. Kas Çeşitleri

Kaslar tıpta, yapılarına ve çalışmalarına göre olmak üzere iki şekilde sınıflandırılabilir. Fakat en çok kullanılan sınıflandırma çeşidi yapılarına göre yapılır. Kaslar çalışmalarına göre, istemli çalışan kaslar ve istem dışı çalışan kaslar olmak üzere iki gruba ayrılır. İstemli çalışan kaslar, iskelet kasları olarak ta anılabilir. Çünkü iskelet kasları yapmak istediğimiz fiziksel bir hareketi yerine getirmekle görevli kaslardır. İstem dışı çalışan kaslar ise düz kaslar ve kalp kası olarak sıralanabilir. Bir canlının kalp atış hızını kontrol edemeyeceği gibi, yediklerini sindirme veya öğütme işini de kontrol edemez.

Yapılarına göre ise; Düz kaslar, Çizgili kaslar ve Kalp kası olmak üzere 3 grupta toplanabilir. Bu üç gruba ait kas yapıları Şekil 2.1 'de görülmektedir.

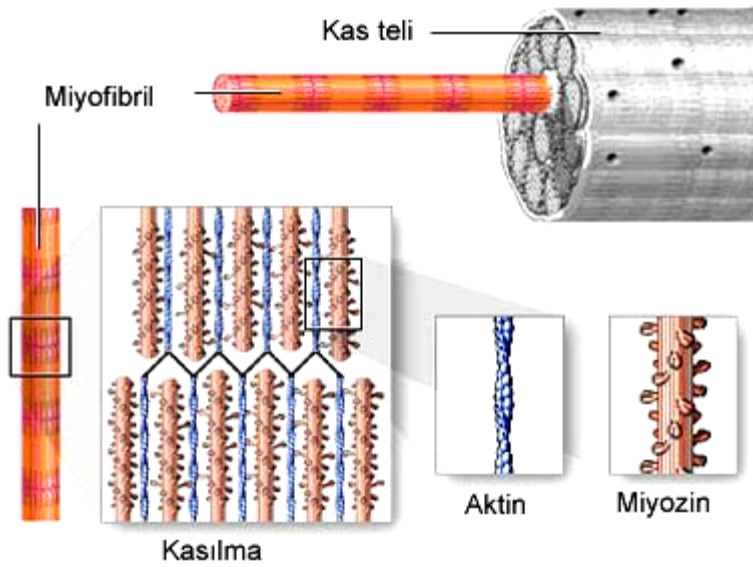


Şekil 2.1. Yapılarına göre kas çeşitleri

Üç tip olan kas dokuları mikroskopik anatomi, yerleşim, sinir ve endocrine (hormonal sistem) sistemleri tarafından kontrol edilmeleri bakımından birbirinden farklılık gösterir.

Kalp kas dokusu kalbin büyük bir kısmını oluşturur. Bunlar aynı zamanda çizgili kaslardır fakat istemsizdirler. Kasılmaları genellikle bilinç dışı olarak meydana gelir. Kalın ve kısa liflerden meydana gelmiştir. Yumuşak kas dokusu, kan damarları, mide, bağırsak gibi içyapılarda olduğu gibi diğer gövde organlarının da birçoğunda boşlukların duvarlarına yerleştirilmiştir. Bu dokular çizgisiz ve yumuşak görünür ve istemsizdirler

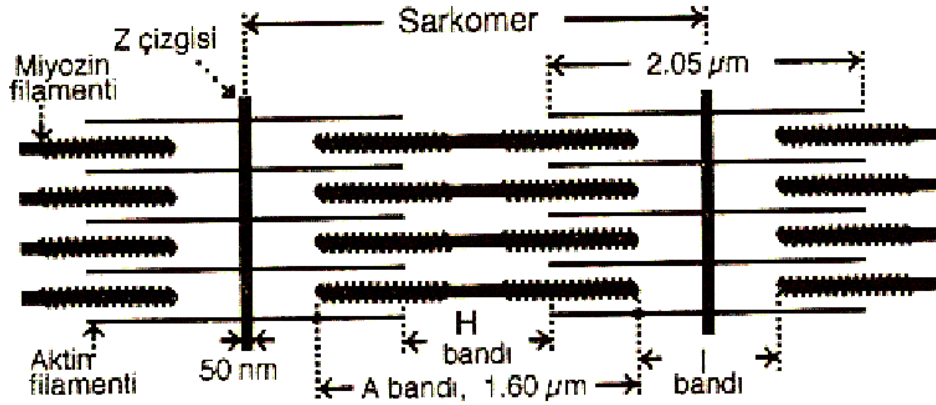
2.2. İskelet kasının yapısı



Şekil 2.2. İskelet kasının yapısı

Kaslar kas teli denilen çok sayıda ince kas lifinden oluşur. Kas liflerinin membranına sarkolemma, sitoplâzmasına ise sarkoplazma denir. Kas hücrelerinde enerji ihtiyacı fazla olduğu için sitoplâzmadaki kasılmayı sağlayan çok sayıda mitokondri bulunur. Kasların yapısında aktin ve miyozin denen miyofilamentler bulunur. Bu filamentler Şekil 2.2 'de görülmektedir.

İskelet kasları lif (fiber) denilen ince uzun hücrelerden meydana gelmiştir. İskelet kasları uzunlukları kasın tüm boyunu kaplayabilen 1-50 mm uzunlukta ve 10-100 μ m kalınlıktaki kas liflerinin yan yana gelmesiyle oluşmuştur. Dış yüzeyleri sarkolemma adı verilen bir zarla çevrilidir ve genellikle ortasından bir sinir lifi ile bağlıdır. Bu kas lifi miyofibrillerden oluşur. Mikroskop altında incelendiğinde açık ve koyu renkli bantlar gözlenir. Koyu renkli band A, açık renkli band ise I bandı olarak isimlendirilir. A bandının ortasında açık H bandı ve I bandının ortasında koyu Z bandı bulunmaktadır. Z bantları arasındaki mesafe kasılma anında daralır. A bandı sabit kalır H ve I bantları daralır. Çizgili kaslarda bulunan proteinin myosin bileşeni A bandında mevcuttur. Actinin ise Z bandında başlayıp H bandında yok olmaktadır [14]. Şekil 2.3 ' de bu filamentlerin organizasyonu görülmektedir.



Şekil 2.3. Bir miyofibril içinde aktin ve niyozin filamentlerinin organizasyonu

İskelet kaslarının çizgili görünmesinin sebebi, kas liflerinin değişik kısımlarında ki kırıcılık indekslerinin farklılıklarıdır. Bu çizgili görünüm elektron mikroskobu yardımıyla daha rahat incelenmektedir.

2.3. Kas dokusunun fonksiyonları

Sürekli kasılma veya birbirini izleyen kasılma ve gevşeme boyunca, kas dokusu üç anahtar fonksiyona sahiptir:

- Hareket üretmek
- Dengeyi sağlamak
- Isı üretmek

2.3.1. Hareket

Yürüme ve koşma gibi açık hareketlerde ve kalem tutma veya baş sallama gibi kısmi hareketlerde devinim gayet açıktır. Bu hareket kemiklerin, eklemlerin ve iskelet kaslarının bütünleşmiş fonksiyonları üzerine kurulmuştur. Daha az fark edilebilir türden olan hareketler kalp ve yumuşak kaslar tarafından üretilir. Örnekleri, kam vücutta hareket ettirmek için kalbin atması, yiyeceklerin midede öğütülmesi ve idrarı çıkarmak için diyaframın kasılmasıdır.

2.3.2. Vücut pozisyonunu dengelemek ve organ hacmini ayarlamak

Hareket üretmenin yanı sıra, iskelet kaslarının kasılması vücudu ayakta durma veya oturma gibi denge durumlarında tutar. Postural (duruş) kasları, kişi uyanık olduğu zaman, sürekli kasılmalar gösterir; mesela boyun kaslarının kısmi kasılması başı dik tutar. Benzer bir şekilde, yumuşak kasların devamlı kasılmaları içi boş bir organın (mide gibi) içindikilerin dışarı akışını engelleyebilir.

2.3.3. Termojenesis (ısı üretimi)

İskelet kasları iş üretmek için kasılıyorken bir yan ürün olarak ısı meydana gelir. Kas tarafından ortaya çıkarılan ısının çoğunluğu normal vücut ısısını korumak için kullanılır. Kas kasılmalarının normal vücut sıcaklığının % 85 'ini ürettiği söylenebilir.

2.4. Dokularının Karakteristikleri

Kas dokularının fonksiyonlarını yapabilmelerini ve böylece homeostosis (fizyolojik

limitler içerisinde vücudun içyapısının sabit kalması durumu) katkıda bulunabilmelerini sağlayan dört temel özelliği vardır.

2.4.1. Uyarılma kabiliyeti (irritabilite)

Hem kas hem de sinir hücrelerinin bir özelliğidir, aksiyon potansiyelleri (impulslar) adı verilen elektrik sinyalleri üreterek sabit bir uyarıya cevap verme yeteneğidir. Kaslar için, aksiyon potansiyellerini tetikleyen uyanlar, kan tarafından dağıtılan hormonlar veya nöronlar tarafından açığa çıkarılan kimyasallar-nörotransmitter'lerdir.

2.4.2. Kasılabilirlik

Kas dokusunun kısalma ve genişleme yeteneğidir, böylece iş yapmak için kuvvet üretilir. Kas bir veya daha çok kas aksiyon potansiyellerine cevap olarak kasılır.

2.4.3. Genleşme

Kas dokuya herhangi bir zarar vermeksizin uzatılabilir (gerilebilir). Birçok iskelet kasları zıt çiftler halinde organize edilmiştir. Bir tanesi kasılırken diğeri sadece gevşek durmaz, genellikle gergindir.

2.4.4. Elastiklik

Kas dokuları kasılmaları veya genişmeden sonra orjinal şekline geri dönmeye eğilimlidir [15].

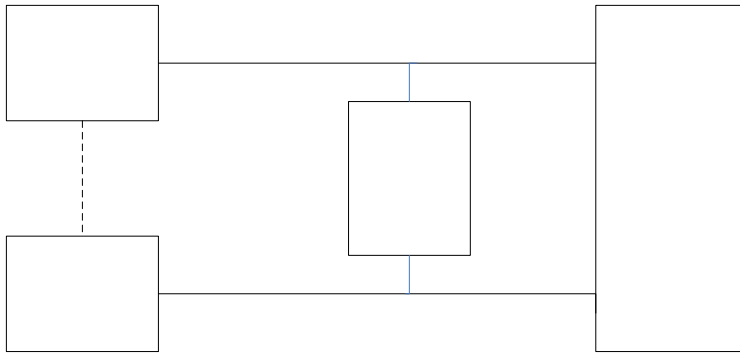
2.5. Kas Kasılması

Kas lifi uyarıldığında kasılır. Gerekli uyarı motor siniri ile gelir, fakat kas elektrik akımı gibi bir uyarıya da cevap verir. Kasın kasılması boyunun sabit kalıp sadece

şışmesi şeklinde statik veya izometrik veya hem boyunun kısalması hem de şışmesi şeklinde dinamik veya izotonik olabilir. Kasa bir uyarı (stimulus) uygulandıktan sonra bir zaman gecikmesi (latent period) ile kasılma fazı ve bundan sonra bir dinlenme fazı şeklinde hareket olur.

2.6. Kaslardaki Servomekanizma

Kas hareketini kontrol eden sinir sisteminin oldukça basitleştirilmiş bir şeması şekil 2.4’de görülmektedir.



Şekil 2.4. Kaslarda servomekanizma.

Sistem bir servomekanizma kontrol sistemidir. Bir duyu alıcısı veya dönüştürücüsü (transducer) bir hız veya konum işareti üretir ve bu işaret duyu siniri ile beyne iletilir. Beyin hafızadaki bilgi ile gelen bilgiyi karşılaştırarak bir hata ve kontrol işareti üretir. Bu kontrol işareti motor siniri ile kasa gönderilerek onun hareketi kontrol edilir.

Bu servosistem şu örnek ile gösterilebilir: Bir insan parmağını soğuk bir cisme değdirdiği zaman parmaktaki alıcılar sıcaklığı algılar ve beyne gönderir. Beyin bu işaretin soğuktan geldiğini anlar ve motor siniri ile kası harekete geçirmesi gerekmez. Şayet parmak sıcakça bir cismin üzerine konmuşsa beyin duyu sinirleri ile gelen bilgiden parmağın sıcakça bir cismin üzerinde olduğunu anlar.

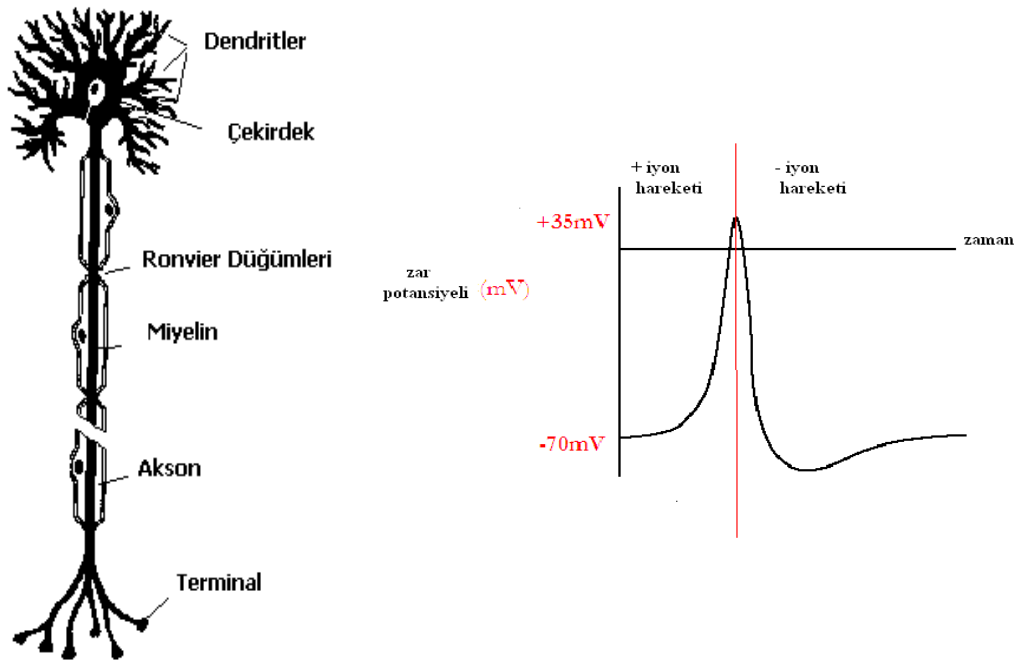
Motor sinirleri ile kol kaslarına emirler gönderip parmağı sıcak cismin üzerinden

Acil
Kapısı

çektirir. Duyu alıcılarının sıcakça cismi hissetmeleri ile parmağın kaldırılması arasında birkaç yüz ms'lik bir zaman gecikmesi vardır. Bu gecikme daha ziyade şahsın o sıcakça cisme gösterdiği ilgi ile de ilgilidir. Şimdi parmağın sıcak bir cismin üzerine değdirildiğindeki durumunu görelim. Bir refleks cevap ile parmak 150 ms civarında cismin üzerinden kaldırılır. Refleks sadece sıcak cisim durumunda bariz olmasına rağmen her zaman faaldir.

2.7. Sinir sistemi

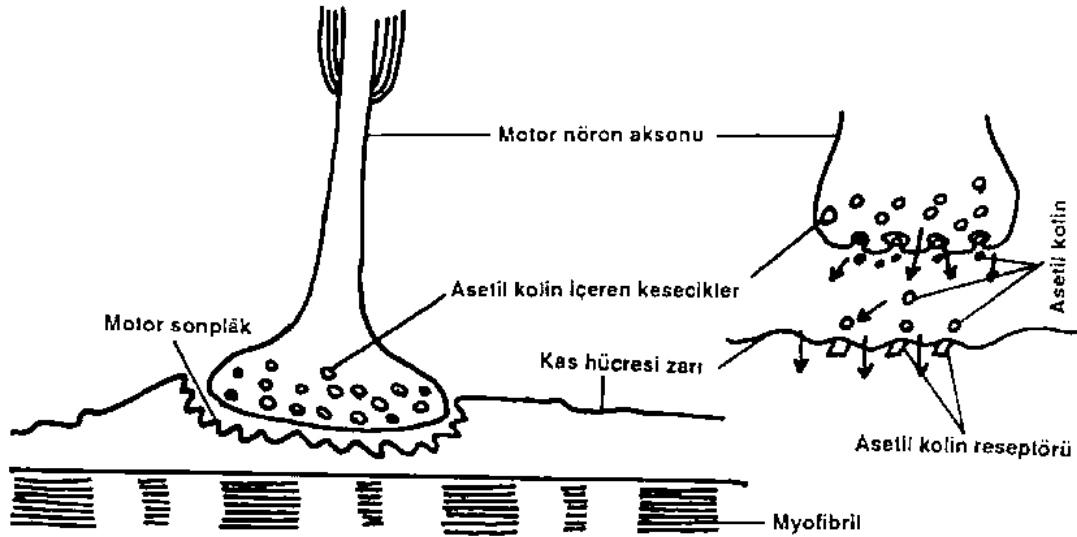
Sinir sisteminin yapı ve görev birimi nöron adındaki sinir hücreleridir. Bir nöronda kısa uzantılar (dendrit) ve uzun uzantı (akson) bulunur. Sinir hücrelerinin çekirdek bulunan kısmına hücre gövdesi denir.



Şekil 2.5. Miyelinli nöron.

Miyelinli nöronlar impulsları daha hızlı iletir. Beyin ve omurilik sinirleri miyelinli, otonom sinirleri miyelinsizdir. Miyelinli nöronun yapısı şekil 2.5'de gösterilmiştir. Akson üzerindeki ranvier boğumlarında impulslar güçlenir.

2.8. Sinir kas kavşağı



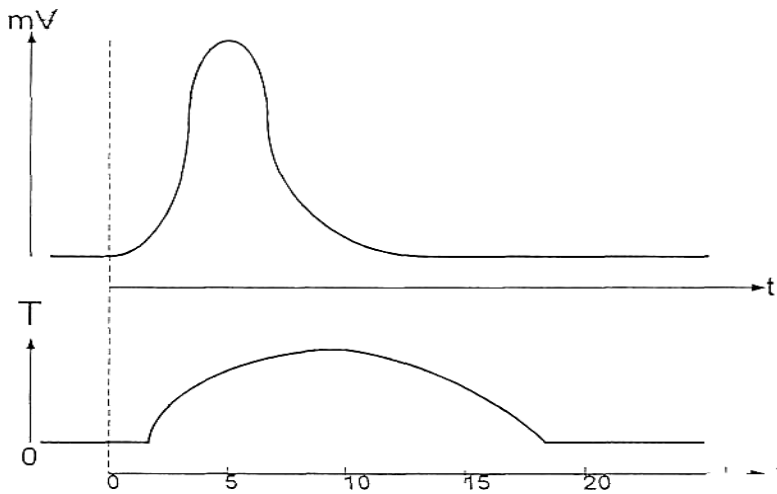
Şekil 2.6. Sinir-kas kavşağı.

Organizmadaki bütün hücrelerde hücre zarının içiyle dışı arasında bir elektriksel potansiyel farkı vardır. İstirahat zar potansiyeli denilen bu potansiyelin en belirgin olduğu dokular uyarılabilir dokulardır. İstirahat zar potansiyeli -70 ila -90 mV arasındadır. Vücuttaki kimyasal maddeler elektrikle yüklüdür, ve elektrikle yüklü maddelere iyon denir. Sinir sistemi için önemli olan iyonlar sodyum (1 pozitif yüklü), potasyum (1 pozitif yüklü), kalsiyum (2 pozitif yüklü), ve klor (1 negatif yüklü) dur. Bir nöron sinyal göndermediği zaman istirahat halinde denir ve nöronun içi dışına oranla daha negatiftir. Nöronun hücre zarının her iki tarafındaki iyonlar bu elektriksel dengesizliği dengeye getirmeye çalışırlar, ancak zar seçici olduğu için iyon kanallarından yalnızca bazı iyonlar geçebilir. İstirahat halinde, potasyum ve klor iyonları zardan kolaylıkla geçebilirken, sodyumun geçmesi daha zordur. Hücre içindeki negatif yüklü proteinler de zarı geçemezler. Bu seçici iyon kanallarına ek olarak hücre zarında bir de pompa vardır. Sodyum-potasyum pompası denilen, enerji kullanan bu pompa 3 sodyum iyonunu hücre dışına atarken 2 potasyum iyonunu da hücre içine alır. Sonuç olarak tüm güçler dengelendiği zaman, hücre potansiyeli ölçülecek olursa hücre içiyle dışı arasında yaklaşık -70 mV'luk bir zar potansiyel

farkı ölçülür, bu potansiyele istirahat zar potansiyeli denir. İstirahat halinde nöronun dışında daha fazla sodyum, içinde ise daha fazla potasyum iyonu vardır.

2.9. Kasların elektriksel aktivasyonu

Kaslar, beyinden motor sinirler vasıtasıyla veya dışarıdan oluşturulan bir uyartım vasıtasıyla kasılırlar. Beyinden gelen sinyaller, vücutta kişinin isteği üzerine oluşturulur. Dışarıdan uygulanan uyartımlar ise, tedavi esnasında vücuda harici elektronik devreler ile uygulanabilir. Dışardan uygulanabilecek bu uyartılar ve bu uyartılara karşılık kasta oluşan cevap şekil 2.7 'de görülmektedir.



Şekil 2.7. Memeli iskelet kasının tek bir uyartıma elektriksel ve mekaniksel cevabı.

Şekilde görüldüğü gibi, uyartımın verildiği anda kasta bir tepki görülmez. Yani kısa bir gecikme söz konusudur. Bu gecikme süresine “Latent periyodu” denir. Latent periyodunun ardında kasılma ve gevşeme işlevleri oluşmaktadır.

Bunların dışında önemli olan bir başka durum ise, kasa uygulanacak olan uyartımlar arası olması gereken zaman farkıdır. Eğer kas tam anlamıyla kasılma ve gevşeme işlemlerini tamamlamadan sürekli olarak yeni uyartımlar uygulanacak olursa, kasta bir kararsızlık oluşur. Buna, “Tam olamayan Tetanus” adı verilir. Belli bir değere kadar bu durum sürer ve o değerden sonra artık bağımsız sarsılar birbirinden ayırt

edilemez hale gelir. Bu duruma ise “Tam Tetanus” adı verilir [16].

Kasa uygulanan uyarıların ardından oluşan kasılma ve gevşeme işlemleri belirli bir sıra ve düzen içersinde yürümektedir. Bu sıra, aşağıda ifade edildiği gibi kimyasal açıdan [14];

2.9.1. Kasılma

- Motor nöronun uyarılması
- Motor son plaktan asetilkolin salınması
- Asetilkolinin nikotinik asetilkolin reseptörlerine bağlanması
- Son plak zarında Na^+ ve K^+ geçirgenliğinde artma
- Son plak potansiyelin oluşması
- Kas lifinde aksiyon potansiyelinin oluşması
- De polarizasyonun T tübülileri boyunca yayılması
- Ca^{+2} 'nun sarkoplazmik retikulumun terminal sisternasından salınıp kalın ve ince filamentlere difüzyonu
- Ca^{+2} 'nun troponin C'ye bağlanıp aktin üzerindeki miyozin bağlanma bölgelerini açması
- Aktin ve miyozin arasındaki çapraz köprülerin kurulması ve ince filamentlerin kalın filamentler üzerinde kayması

2.9.2. Gevşeme

- Ca^{+2} 'nun sarkoplazmik retikuluma geri pompalanması
 - Ca^{+2} 'nun troponinden ayrılması
 - Aktin ve miyozin arasındaki etkileşimin durması
- şeklinde olur.

Kuru cildin yüksek dirençli kısmı, en dıştaki epidermis tabakasıdır. Bu direnç cildin ıslaklığına göre değişmekle birlikte, 1 cm^2 'lik bir elektriksel temas için, 15 $K\Omega$ - 1 $M\Omega$ arasındadır. Buna karşılık kol ve bacaklardaki doku direnci yaklaşık 200 Ω ,

gövdede ise 100 Ω 'dur. Şişman insanlarda, yağın özgül direnci kasinkine göre daha fazla olduğundan, bu direnç daha büyüktür. Elektro fizyolojik ölçümlerde cilde sürülen elektrot jeli veya kullanılan deri altı elektrotları bu direnci çok aza indirdikleri için hasta elektrik şokuna karşı daha korumasızdır [17]. Dolayısıyla, uygulanacak olan harici uyarıların da bazı sınır değerleri bulunmaktadır. Aksi takdirde vücutta geri dönüşü imkânsız, istenmeyen bazı denge bozuklukları oluşabilir. Temel olarak bu fizyolojik bozukluklar; Elektroliz, Bölgesel doku ısıtımı ve Sinir – kas uyarımı olmak üzere 3 grupta toplanabilir [2].

3. ELEKTROMİYOGRAFİNİN TEMEL İLKELERİ

Elektromiyogramda meydana gelen anormal değişimlerin tanımlanması ve açıklanması, kas aksiyon potansiyellerinin karakteristik özelliklerinin, şeklinin, genliğinin, süresinin ve frekansının dikkatli incelenmesine bağlıdır.

Elektromiyografi aşağıdaki konularda büyük kolaylık sağlar:

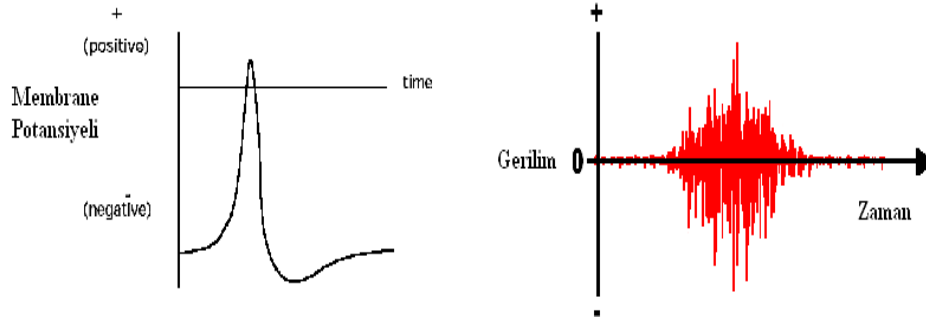
- Denervation 'in bulunması
- Motor sinir liflerinin durumlarıyla ilgili gerekli bilginin bulunması (bunlar sinir iletim zamanı ve hızıdır.)
- Sinir hasarlarının yerlerinin belirlenmesi
- Reinnervation'da duyarlı bir fihristin sağlanması
- Motor düzenleme hareketini izleme

Aşağıdaki bilgiler elektromiyografinin teşhise yönelik kullanımıyla ilgilidir:

- Elektromiyografinin amacı klinik teşhisi desteklemektir, teşhis koymak değildir
- Metodun kullanımı kolaydır ve hastayı rahatsız etmez.
- Uyarım elektromiyografisi, sinirlerdeki motor iletim zamanlarının ve iletim hızlarının belirlenmesinde kolaylık sağlar.
- İstemli hareket veya sinir uyarılarına cevap olarak kaslardan alınan motor aksiyon potansiyellerinin dağılımı ve yapısı, sinir iletiminin normal, kısmi veya tamamen kesilmiş veya zayıflamış olup olmadığını gösterir.
- Sinir iletim hızındaki düşme, bağlantı noktasındaki gecikmedeki artış ve motor ünitesi potansiyellerinin zaman, genlik ve Sayıca azalması iletimi zayıflatan bir bölgenin olduğunu gösterir.
- Etkilenen kas veya kaslardan birkaç motor ünitesi potansiyelinin bulunması, en az birkaç lifin hasar gördüğü bir bölgeyi gösterir.
- Bir kas denerve edildiği zaman ırpırır. Bu kasın düzgün, hızlı, eşzamanlı olmayan kasılmaları formundadır ve kas yüzeyine zayıf, sürekli, dalgalı bir

hareket verir. Bu hareket deri üzerinden görülemez.

- İstemli bir harekete ve sinir uyarılarına rağmen durgunluğun devam etmesi, daha sonra bunun kendiliğinden meydana gelen çırpımın aksiyon potansiyelleri tarafından takip edilmesi iletimin tamamen kesintiye uğradığını gösterir.
- Kendiliğinden meydana gelen çırpınım, axonal (sinir hücresi) devamlılığın olmadığı sinir bölgeleri tarafından denerve edilen kasların karakteristik bir özelliğidir. Bu ikinci, üçüncü, dördüncü veya beşinci dereceden bir hasar olduğunda meydana gelir. Bu kategoriler arasında elektromiyografide bir fark gözlenmez.
- Axon sürekliliğinin korunduğu fakat iletimin bloke edildiği birinci dereceden bir hasarda, etkilenen kaslar çırpınmaz [18].



Şekil 3.1. Bir iskelet kasının aksiyon potansiyeli ve EMG şekli.

3.1. Elektromiyogram Nedir?

EMG, elektromiyografi teriminin kısaltılmış adıdır. Kasların kasılmasını sağlayan elektriksel aktivitenin izlendiği ve yorumlandığı bir kas incelemesidir. Şekil 3.1 'de bir iskelet kasının aksiyon potansiyeli ve EMG şekli görülmektedir. Kasların kasılması sinirler aracılığıyla beyinden iletilmiş olan uyarıcı potansiyellerin kaslarda oluşturduğu Motor Ünite Aksiyon Potansiyelleri (MUAP) olarak bilinen elektriksel potansiyeller sayesinde olur. Kasılmanın miktarı MUAP'ların sayısının ve sıklığının artması ile artar. Kasların kasılı olmadığı veya kasılı olduğu durumlarda MUAP'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 incelenmesini de içeren testler bütünü anlamına gelmektedir.

3.2. EMG Ölçüm İşlemi

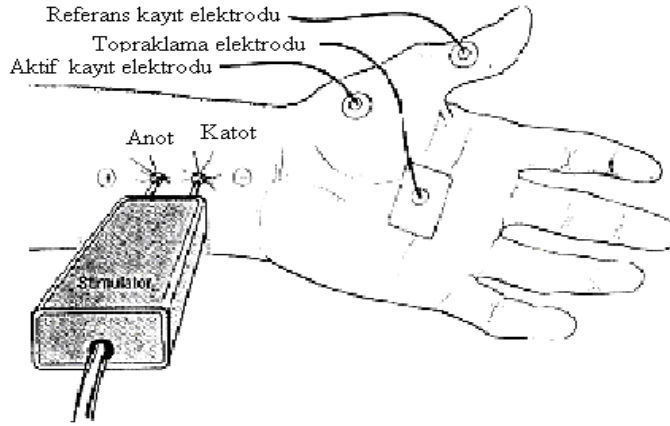
Kaslardaki sorunların tanısı için EMG incelemesinde iğne elektrotları kullanılır. Bu yüzden iğne EMG'si olarak da adlandırılır. Genellikle konsantrik iğneler kullanılır. Bu iğneler bilinen enjektör iğnelerinin içine çok ince bir tel konulması ile kayıt elektrodu haline getirilmişlerdir. Cihaza bağlı bir iğne ilk görüldüğünde elektrik verileceği korkusu uyandırır. Fakat iğne EMG incelemesinde herhangi bir elektriksel uyarı verilmez. Yalnız kaslarda normal veya anormal elektriksel aktivitenin kaydedilmesi için kullanılır. Araştırılan kasa iğnenin ucu direkt olarak yerleştirilir. İğne ucuna yakın olan kas bölgesinde o kasın kasılması için beyinden gönderilen uyarıların oluşturduğu MUAP'lar veya diğer elektriksel aktiviteler çok özel amplifikatörler aracılığıyla büyütülürler ve cihazın ekranından izlenirler. Görsel incelemenin yanında aynı sinyaller hoparlör sayesinde işitilir hale getirilirler ve incelemeyi yapan doktorun değerlendirmesine önemli katkıları olur.

Elektrotların bağlanacağı yüzey asetonlu pamukla silinerek, deri üzerinden iletkenliği önleyecek kıl, kir vb maddeler uzaklaştırılır. Yüzey temizlendikten sonra elektrot çiftine iletken pasta sürülür ve ölçüm yapılacak bölgeye yerleştirilir. EMG işaretleri kuvvetlendirici tarafından yükseltilir. Yükseltelen ham EMG işaretinden istenmeyen DC bileşenlerini önlemek için kesim frekansı 20 Hz olan bir yüksek geçiren filtre kullanılır. Ayrıca istenmeyen 50 Hz'lik şebeke gürültülerini engellemek için bant genişliği 2 Hz olan çentik filtre kullanılmıştır. İşaretin düzgün bir şekilde AC değerinin elde edilmesi için ortalama değerinin alınması gerekir. Bunun için ilk önce işaret tam dalga doğrultucudan ve alçak geçiren filtrelerden geçirilir. Elde edilen bu işareti girişteki ham EMG işaretinin ortalama değerinin alınmış şeklidir. Artık elde

edilen işaret A/D dönüştürücüden geçirilerek bilgisayar ortamında kayıt edilebilir. Klinik nörofizyolojik çalışmalarda, EMG işaretlerinin doğru, uygun ve hızlı değerlendirilmesi gerekmektedir. Uygun filtreleme ve A/D örnekleme oranı, işaretin gürültüden arındırılması için gereklidir. Örnekleme teoremi prensiplerinden faydalanılarak, EMG işaretinin frekans bileşenlerini tanımlamak ve minimal örnekleme frekansına karar vermek gerekir. Karmaşık hesaplama teknikleri, orijinal dalga formunu yeniden yapılandırmak amacıyla kullanıldığında, işaretin en yüksek frekans bileşenin iki katının hemen üzerinde örnekleme frekansı yeterlidir. Klinik EMG çalışmalarında doğru gösterim için örnekleme frekansı işaretin frekansının en az 4 katından fazla olmalıdır. Bu yüzden yapılan tüm çalışmalarda örnekleme frekansı 5 KHz olarak alınmıştır.

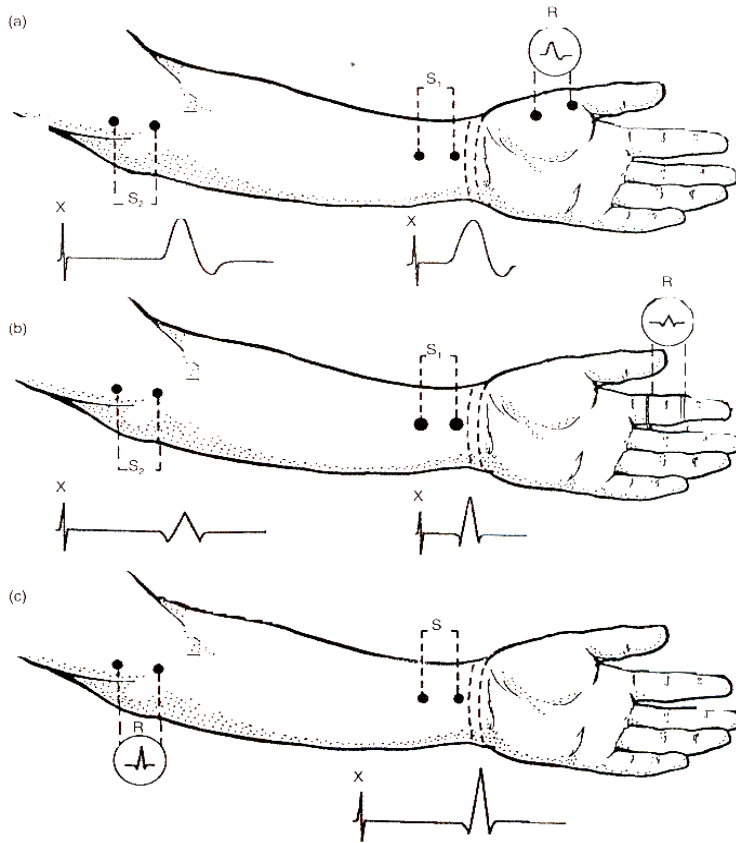
Kayıt süresi 2 sn dir. EMG kayıtları, laboratuvar odasında hastaların sırt üstü uzanması suretiyle elektrotların hastaya bağlanarak alınması şeklinde yapılmıştır. EMG kayıtları alınırken iki farklı bar elektrot kullanılmıştır. Yetişkinler için 40 mm duyuşal çubuk elektrot, çocuklar içinse 20 mm duyuşal çubuk elektrot kullanılmıştır. Ölçüm için iki farklı kas grubu seçilmiştir: Biceps ve Hipotenar. Biceps kas grubunda yüzey elektrodun anodu tendon üzerinde yer alırken, katodu karın üzerinde yer alır. Kayıt, önkolun maksimum bükülmesi ile elde edilir. Hipotenar kas grubunda ise yüzey elektrodun anodu beşinci metakarpın başında yer alırken, katodu abduktör digitminimi kası üzerinde yer alır. Kayıt, başparmağını maksimum bükülmesi ile elde edilir [17].

Görüldüğü gibi hastanın bilek kısmından uygulanan uyarımlar, yüzey elektrotları ile ölçüm sonuçlarını kaydetmek üzere cihaza iletilmektedir. Bu bağlantı ayrıntılı olarak şekil 3.2'de gösterilmiştir [19].



Şekil 3.2. Orta hareket ettirici sinir iletimi için bağlantı şekli.

Burada uygulanan yöntem, Şekil 3.3’de daha rahat görülmektedir.



Şekil 3.3. Kol ve bilekteki bazı uyartım ve ölçüm noktaları.

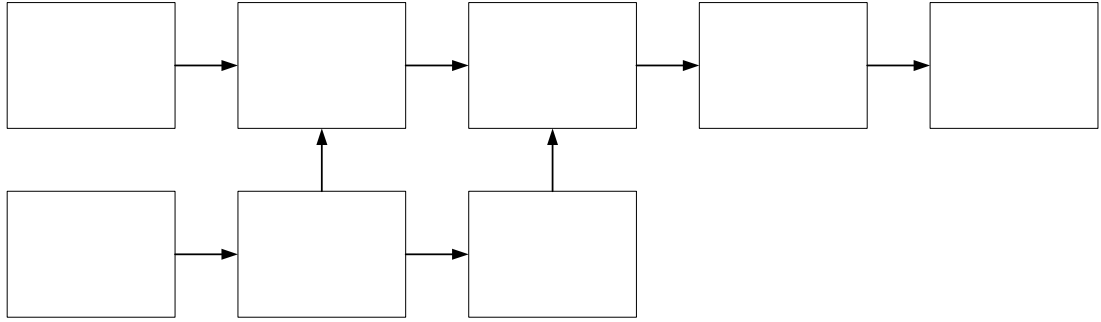
Şekilde, “R” ile ifade edilen noktalar kayıt elektrotlarının, “S” ile ifade edilenler uyartıcı elektrotların bağlanacağı noktaları ve “X” ile gösterilenler ise uyartıcı elektrotlarla oluşturulan şok etkilerini göstermektedir. Gösterilen dalga şekilleri kayıt

noktasında oluşan elektriksel sinyalleri göstermektedir [19].

3.3. İncelemenin süresi ne kadardır?

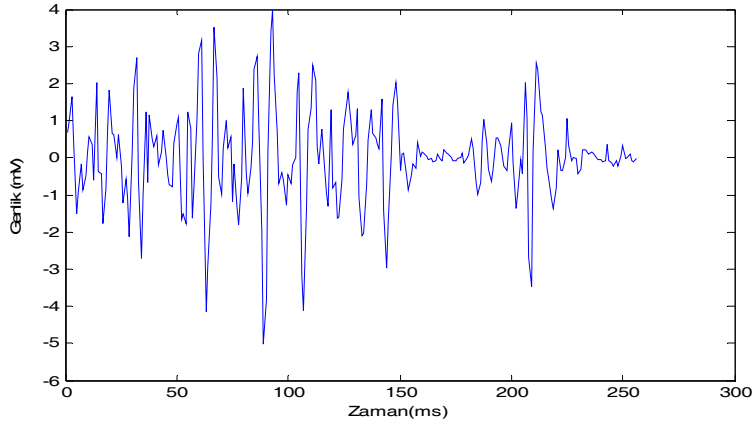
Her zaman için bir vücut bölgesinde birden fazla sayıda sinir ve kasın incelenmesi gerekmektedir. Yöntem uygulama şekli nedeniyle ağırlı olabildiğinden uygulayıcı bilgi ve deneyimi yardımıyla incelemeyi sınırlayarak gereksiz girişimlerden kaçınır. Bazen de sınırlı gibi görünen ve kısa sürmesi planlanan incelemeler, uygulama sırasında elde edilen verilere göre genişletilebilir. EMG'de her hasta için hastalığına uygun ayrı inceleme planları uygulandığından standart bir inceleme süresinden bahsetmek güç olmakla birlikte bu süre 30 dakikadan 2 saate kadar uzayabilmektedir. Bu süre içerisinde hastanın mümkün olduğunca doktora yardımcı olması incelemenin daha sağlıklı olmasını sağlayacak, gereksiz uzamalara engel olacaktır. Şekil 3 4'de EMG sisteminin blok diyagramı görülmektedir. Klinik emg cihazlarında birkaç tip elektrot kullanılır. Yüzey elektrotlar genellikle küçük platin veya gümüş daire şeklinde plakalardan yaklaşık 1 cm çapında olur. Kasların elektriksel özelliklerini kaydetmede kullanılan diğer bir çeşit elektrotta iğne elektrotlardır. Bu elektrotlar yaklaşık 0,1 mm çapında ve metalik telden yapılmıştır.yüzey elektrotları daha düşük empedans sağlar. İğne elektrotların empedansı 50 k civarındadır

Cihaz üzerinde bulunan bilgisayar kısmı, ekrandaki işaretlerin genlik ve frekans gibi ayarlarının yapıldığı yerdir. Ekranda ayrıca yapılan ölçüm sonuçları görüntülenir. Bu daha çok yüzey elektrotları ile yapılan ölçümlerin yorumlanmasında kullanılır. A/D çevirici 10-12 bitlik çözünürlük kullanır. Her ayrık zamanlı noktanın genliği 10-12 ikilik sayı ile gösterilmesi demektir. Bu çözünürlük 60-72 db'lik işaret gürültü oranı için uygundur.



Şekil 3.4. EMG sisteminin Blok diyagramı.

3.4. EMG sinyalinin karakteristiği



Güç Kaynağı

Şekil 3.5. EMG sinyalinin frekans spektrumu.

Emg sinyalinin genliği gerçekte rastgeledir ve Gaussian değişken fonksiyonlarıyla temsil edilebilir. Sinyalin genliği tepeden tepeye 0-10 mV ve rms 0–1,5 mV'dur. Şekil 3.5'de EMG sinyalinin frekans spektrumu görülmektedir. Sinyalin kullanılabilir enerjisi baskın enerjinin 50-150 Hz arasında bulunduğu 0 ila 500 Hz aralığında bir bant ile sınırlandırılmıştır. Kullanılabilir sinyaller, elektriksel gürültü seviyesinin üzerinde bulunan bu kısımdır.

Emg sinyalinin fark edilip kaydedilmesinde sinyalin aslına uygunluğunu etkileyen 2 önemli etken vardır. Bunlardan birincisi sinyal gürültü oranıdır. Bu emg sinyalinin enerjisinin gürültü sinyalindeki enerjiye oranıdır. Genelde gürültü istenen emg sinyalinin parçası olmayan elektriksel sinyaller olarak tanımlanır. İkincisi emg

sinyalinin frekans bileşenlerine etki eden ve değiştirilemeyen distorsiyonlardır.

3.4.1. Elektriksel gürültünün karakteristiği

Algılama ve kayıt ekipmanlarında bulunan elektronik elemanların yapısal gürültüsü

Bütün elektronik elemanlar elektriksel gürültü üretirler. Bu gürültü 0 Hz'den binlerce Hz' e kadar frekans bileşenleri içerir. Bu gürültü yok edilemez ama kaliteli elemanlar kullanarak azaltılabilir.

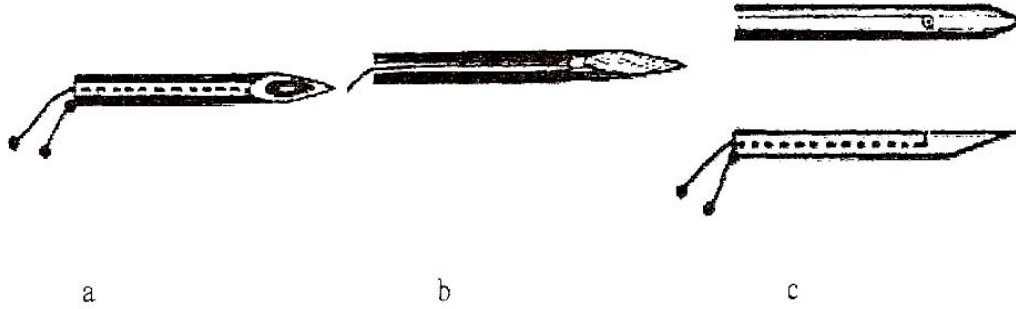
Belirsiz gürültüler

Bu gürültünün kaynağı elektromanyetik radyasyon (radyo tv yayını), elektrik kabloları ve floresan lambalardır. Vücudumuzun yüzeyi magnetik radyasyon barındırmaktadır.

Hareket gürültüsü

Bu gürültünün birinci kaynağı elektrotla cilt arasındaki sürtünme diğeri elektrotlara bağlı olan kablonun amplifikatöre olan bağlantısındaki harekettir. Bu iki gürültü enerji frekans bandında 0–20 Hz'lik bantta ortaya çıkar.

3.5. İğne Elektrotlar



Şekil 3.6. EMG cihazlarında kullanılan iğne elektrot çeşitleri.

Kasların elektriksel özelliklerini kaydetmekte kullanılan diğer bir çeşit elektrotta iğne elektrotlardır ve Şekil 3.6'da örnekleri gösterilmiştir. Yaptığımız çalışmalarda iğne elektrotlar kullanılmıştır. Çok sık rastlanan konantrik iğne elektrot, yaklaşık olarak 0,1 mm çapında ince bir metalik telden yapılmıştır. Şekil 3.6.a'da örnekleri görülmektedir. Tel yaklaşık olarak 0,3 mm çapında harici bir madde ile kaplıdır. Yüzey elektrotları uygun bir şekilde kullanıldıklarında diğerlerine göre daha düşük empedans elde edilir. Bununla beraber empedans, iğne elektrotlar için yüksek olabilir (örnek olarak eşmerkezli iğne elektrotlar için 50K civarında olur) [19].

Çokça kullanılan diğer bir iğne elektrot ise teflonla izole edilerek ince bir metal telden oluşturulan tek kutuplu elektrotlardır (Şekil 3.6.b). Eş merkezli iğne elektrotlardan farklı olarak, Referans elektrotuyla cilde bağlı bir yüzey elektrot veya ikinci bir tek kutuplu iğne elektrot gereklidir. Monopolar elektrotların empedans değerleri yaklaşık olarak 1,4M – 6,6K arasında olabilir. Monopolar elektrotlar daha kullanışlı ve tolerans değerleri daha fazla olmasına rağmen, elektriksel gürültüleri konantrik iğne elektrotlara göre daha fazla olur. Bununla birlikte elektrotların kayıt eğrileri de farklıdır. Tek kutuplu elektrotların motor birim aksiyon potansiyel kayıtları, eşmerkezli iğne elektrotların kaydına göre daha bir büyüktür. İğne elektrotlar, her bir kullanımdan önce dikkatli bir şekilde sterilize edilmek zorundadır [19].

3.6. Yükselteçler

Yüzey veya iğne elektrotundan kaydedilen potansiyeller çok küçüktür ve ölçüm için oldukça fazla yükseltilmeleri gerekir.

Elektromiyografik yükselteçler farksal yükselteçlerdir. Farksal yükselticide asıl önemli olan ortak modu bastırma kavramıdır. Uzak mesafeli kaynaklardan dolayı oluşan elektriksel gürültü veya işaret, klinik veya biyolojik değil, eşzamanlı kayıt ve referans elektrotları ile ilgili olabilir, özellikle her iki elektrotta yakın mesafelerdeyse. Çünkü farksal yükselteç sadece kayıt ve referans elektrotları arasındaki farkı yükseltecektir, her iki elektrot arasındaki ortak mod voltajı yükseltilmeyecektir. Buna ek olarak, elektriksel sistemler mükemmel değildir. Kayıt ve referans elektrotları arasındaki ortak voltajın reddedilmesi için yükselteçlerde bazı ihmaller olabilir. Farksal yükselteçlerdeki ortak modu bastırma yeteneği, ortak modu bastırma oranı olarak ifade edilebilir. Böylece yükselteç iki elektrot arasındaki farkı, her iki elektrot arasındaki ortak voltajdan daha verimli olarak yükseltmeyi işaret eder. EMG sistemleri için ortak modu bastırma oranının 100,000 den daha fazla olması gerekir. Böylece farksal yükselteç, kayıt ve referans elektrotları arasındaki farksal voltajı, bu iki elektrot arasındaki ortak voltajdan 100,000 kez daha fazla yükseltir.

Diğer bir önemli özellikte yükselteçlerin yüksek bir giriş empedansıdır. AC kaynaklar için voltaj değeri, akımla empedansın çarpımına eşittir. Yükseltece akan akım miktarı, elektrot ve yükselteç girişindeki toplam empedans tarafından yönetilir. Eğer elektrot empedansı yüksek olursa, o zaman gerilimin önemli bir kısmı elektrot üzerinde harcanır (zayıflar) ve yükselteç girişinde yükseltilecek olan sinyal elde edilemeyebilir. Eğer elektrot empedansı ile yükseltecin giriş empedansı eşit değerde olursa, gerilimin %50'si elektrotta geriye kalan %50'si de yükselteç girişinde toplanır. Dolayısıyla %50 oranında bir zayıflama oluşur. Eğer yükseltecin giriş empedansı elektrotun empedansının 99 katı olursa gerilimin %99'u yükseltilecek üzere yükselteç üzerinde toplanır. Bu söylenenler gerilim bölücü kuralı

düşünüldüğünde çok daha kolay anlaşılabilir. Bu yüzden yüksek giriş empedansına sahip olmak yükselteç ve ön – yükselteç katları için önemlidir. Çoğu klinik EMG cihazında giriş empedansı 10 – 100 M civarındadır.

3.7. Giriş Aktivitesi

Normalde istirahat halindeki bir kasa elektrodla girildiğinde birkaç saniye süre ile giriş aktivitesi adı verilen bir elektriksel aktivite oluşur. Bu aktivite kas uyarılabilirliğinin arttığı nörojenik etkilenme veya miyopatik nedenlerle uzama ve artış gösterebilir. Bazen öyle bir etkilenme olmaksızın nörojenik olarak tümüyle sağlıklı bireylerde birkaç saniye sürmesi gereken aktivite 10 saniyeler boyunca devam edebilir.

Kısa süren bu giriş aktivitesinden sonra istirahat halindeki bir kas elektriksel olarak tümüyle sessizdir. Bunun tek istisnası iğnenin motor son plak bölgesine girmiş olmasıdır. Motor son plak bölgesine iğne elektrodla girildiğinde motor son plak gürültüsü denen ve EMG cihazının hoparlöründen uğultu şeklinde duyulan bir aktivite belirir. Monitördeki görünümü dalgalanan bir deni yüzeyine benzediğinden dalgacık olarak ta isimlendirilir. Bu zemin üzerinde rastgele ortaya çıkan boyu 100 mikrovolt ile 1 mv arasında değişebilen ilk defleksiyonu negatif yöne olan iki fazlı kısa süreli (2-3 msn) potansiyeller gözüktür. Bunlar minyatür son plak potansiyelleri olarak isimlendirilir. Bu potansiyeller deneyimli olan EMG’ciler tarafından yanlışlıkla fibrilasyon potansiyellerine benzetilerek yanlışlıkla denervasyon varlığı yönünde yanılgılara yol açabilir [20].

4. KSFD VE DD'NİN EMG SİNYALİNE UYGULANMASI

4.1. Sinyal İşlemeye Genel Bakış

Sinyal işleme, sinyalde bulunan bilgilerin elde edilmesi için kullanılan teknikleri içerir. Sinyal işleme ile bir sinyalin özellikleri zaman ve frekans domenlerinde eşzamanlı olarak incelenir.

Bir sinyalin özellikleri zamanla değişmiyorsa, bunlara "durağan sinyal" denir. Durağan bir sinyalde de beklenmeyen olaylar görülebilir, fakat bu olayların olasılığı istatistik olarak tahmin edilebilir bilgilerdir. Durağan sinyalleri incelemek için FD kullanılır. FD ile bu sinyaller, sinüs ve kosinüs dalgalarının lineer birleşime ayrışır [21].

Fourier analizi kullanılarak, sinyalin frekans spektrumu oluşturulur. Ancak bu yöntem frekans değerlerinin hangi zaman dilimlerine karşılık geldiği hakkında bilgi vermez. Bunun sebebi standart Fourier analizinde kullanılan taban fonksiyonlarının sınırsız olmasıdır. Bu nedenle sinyalin zamanla değişimi için bir şey söylenemez. Bu sebeplerden dolayı FD durağan olmayan sinyallerin analizinde yetersiz kalır.

Doğadaki sinyallerin büyük çoğunluğu durağan olmayan sinyallerdir. Durağan olmayan sinyallere en iyi örnek olarak insan sesi verilebilir. Sinyaller belirli zaman aralıklarında incelendiğinde, frekans spektrumları daha iyi gözlemlenebilir. Hem zamanda hem de frekansta sınırlı fonksiyonlar kullanılarak sinyalin analizi yapılırsa zaman ve frekans düzlemlerinde sinyal daha iyi incelenebilir.

Bu amaçla sinyaller bir pencere fonksiyonu ile çarpılıp, sinyalin bu pencere fonksiyonu içerisinde kalan kısmının FD göz önünde bulundurularak frekans spektrumu incelenir. Bu işlemler, pencere fonksiyonu zaman ekseninde ötelenerek tekrar edilir. Böylece sinyal bütün zaman ekseninde incelenmiş olur. Sinyal durağan olmasa bile bu pencere fonksiyonu içerisinde kalan kısım durağan olur veya durağan

kabul edilir. Böylelikle pencere fonksiyonunun öteleme miktarına ve frekans değerine bağlı olarak sinyal incelenebilir. Bu inceleme sonunda sinyalin zaman-frekans gösterimi elde edilir. Bu yöntem kısa süreli FD olarak adlandırılır ve Gabor tarafından önerilmiştir. Gabor, pencere fonksiyonu olarak Gauss fonksiyonunu seçmiştir.

KSFD tek bir pencere fonksiyonu kullandığından sabit bir çözünürlük sağlar. Ayrıca bir sinyalin durağan olduğu herhangi bir zaman aralığı bulunmayabilir. Bazı sinyaller için uygun kısa süreli pencere fonksiyonunun bulunması zordur. Tek bir analiz penceresi kullanan KSFD'ye alternatif olarak, yavaş değişimlere karşı düşen alçak frekanslarda geniş pencere, hızlı değişimlere karşı düşen yüksek frekanslarda ise dar pencere fonksiyonları kullanan DD geliştirilmiştir [22].

Son zamanlarda dalgacık tekniği hem teorik hem de uygulama bakımından araştırmacıların ilgisini çekmiştir. Aslında matematiksel bir temel olan DD, günümüzde tıp, astronomi gibi pek çok uygulamalı alanda kullanılmaktadır.

Tarihsel açıdan bakarsak, matematiksel temelleri Joseph Fourier'in 19. yüzyıldaki çalışmasına dayandığı halde dalgacık analizi yeni bir metottur. Dalgacık ismi Morlet, Arenas, Fougéau ve Giard (1982), Morlet (1983), Grossman ve Morlet (1984) tarafından verilmiştir. Son yıllarda dalgacıklar ile yapılan çalışmaların başarılı olmasının nedeni olarak, dalgacık fikrinin mühendislikte alt bant kodlama, fizikte koherent durumu, matematikte Calderon-Zygmunt operatörleri ile başlamış fikirlerin bir sentezi olması gösterilebilir. Dalgacık teorisi, değişik sinyal uygulamalarında bağımsız bir biçimde geliştirilen teknikler için birleşik bir yapı sağlar. Bilgisayar görüntülerinde çoklu çözünürlüklü sinyal işleme, ses ve görüntü sıkıştırma geliştirilen altbant kodlama ve uygulamalı matematikte geliştirilen dalgacık seri açılımları dalgacık teorisinin farklı uygulamaları olarak tanımlanabilir [22] .

DD, diğer dönüşümler ile kıyaslandığında birçok avantaja sahiptir. Kararlı olmayan sinyallerin analizinde kullanılabilmesi, filtre katsayılarının kısa sürede sıfıra düşmesi, frekans spektrumunda sabit bant genişliğine sahip olması ve çok ölçekli sinyal ayrıştırma özelliğine sahip olması bunlardan birkaçıdır.

4.2. Kısa-Zaman Fourier Dönüşümü

FD, f frekanslı bileşen zamanın hangi anında ortaya çıkarsa çıksın integrasyona etkisi aynı olacaktır. f frekanslı bileşenin t1 ya da t2 anında ortaya çıkması integrasyon sonucunu değiştirmeyecektir. FD yalnızca belirli bir frekans bileşeninin var olup olmadığını belirtmektedir (FD ile işaretin sadece spektral içeriği elde edilir).

KSFD'de durağan olmayan işaret, zamanda durağan kabul edilebilecek küçük parçalara bölünür. Diğer bir deyişle FD'den farklı olarak, işarete dar pencerelerden bakılır ve pencere içinde kalan işaretin durağan olduğu varsayılır. Aşağıda KSFD'nün ifadesi görülmektedir:

$$\text{KZFD}(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} [x(t) \cdot w^*(t - \tau)] \cdot e^{-j2\pi ft} \cdot dt \quad (4.1)$$

x(t), orijinal işareti; w(t), pencere fonksiyonunu ve *, karmaşık eşleniği göstermektedir. f, frekans; τ ise zamanda öteleme miktarıdır. Denklemden görüldüğü gibi KSFD, bir pencere fonksiyonu ile çarpılan x(t)'nin FD'den başka bir şey değildir.

Her τ ve f için yeni bir KSFD katsayısı hesaplanır. FD sadece frekansın bir fonksiyonu iken, KSFD hem frekansın hem de zamanın bir fonksiyonudur ve dönüşüm bu haliyle iki boyutludur (genlik de göz önüne alınırsa boyut üç olacaktır).

İşaretin zaman-frekans temsili elde edilmesine rağmen, seçilen pencerenin genişliği dönüşümün etkinliğinde önemli rol oynamaktadır. KSFD'de pencere genişliği ile ilişkili bir çözünürlük problemi bulunmaktadır.

FD'de frekans domeninde çözünürlük problemiyle karşılaşılmaz. Çünkü hangi frekansların var olduğu kesin olarak bilinir. KSFD'de seçilen pencerenin sonlu

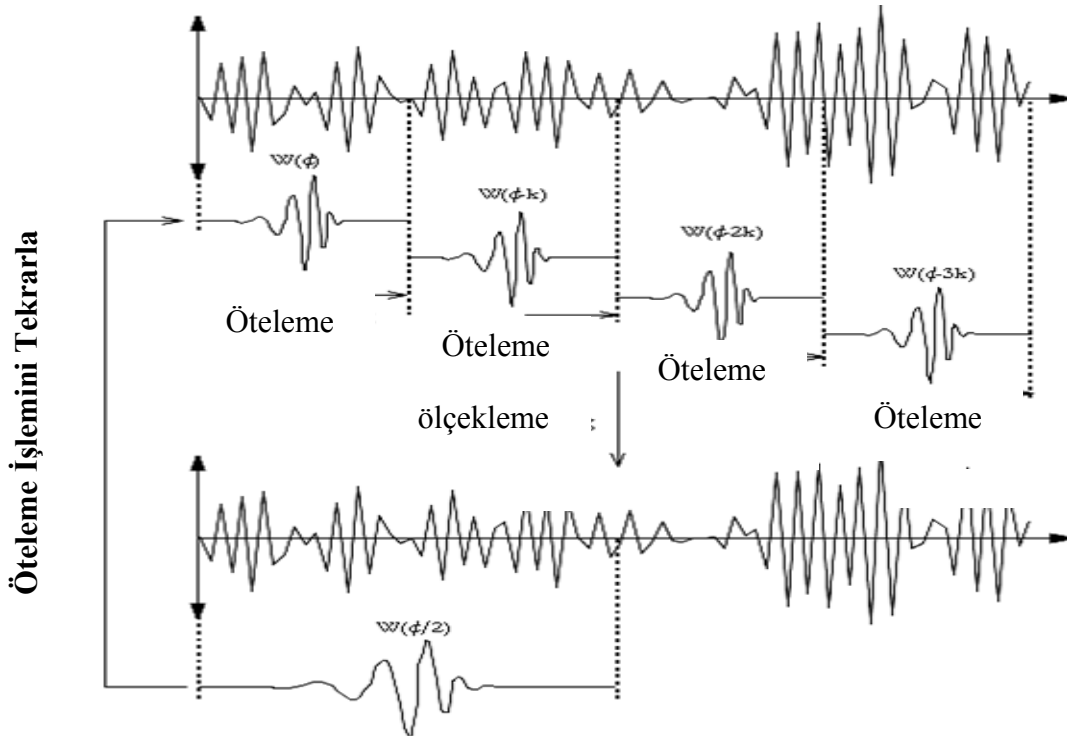
uzunlukta olması nedeniyle işaretin bir parçası ele alınır ve frekansta çözünürlük kötüleşir. Frekans çözünürlüğünün artırılması uğruna pencerenin geniş tutulması ise belirli bir frekans bandının hangi zaman aralığında ortaya çıktığını belirsiz kılar, yani zamanda çözünürlüğü kötüleştirir [23].

Pencere genişliği durağanlık varsayımını geçerli kılacak kadar dar olmalıdır. Dar bir pencere seçilmesi durumunda hem bu varsayım geçerliliğini koruyacak hem de FD'de sağlanamayan zamanda çözünürlük iyileşecektir. Pencere genişledikçe frekans çözünürlüğü artar; ancak zamanda çözünürlük azalır. Sonuçta işarete KSFD'yi uygulamadan önce bir ikileme karşılaşılır; zamanda ya da frekansta çözünürlüğün sağlanması.[23].

KSFD, tüm zamanlarda sabit çözünürlük verdiği için KSFD'nin çözünürlük ile ilgili problemlerini gidermek üzere zamanda değişken çözünürlük veren DD geliştirilmiştir [24]. DD'ye frekans cevabı zamanla değişen durağan olmayan işaretlerin analizinde ihtiyaç duyulmaktadır.

4.3. Sürekli Dalgacık Dönüşümü

Dalgacık analizi KSFD'ye benzer şekilde yapılır: İşaret, KSFD'de bir pencere fonksiyonu ile çarpılırken, DD'de dalgacık olarak adlandırılan bir fonksiyonla çarpılır ve dönüşüm zaman domenini işaretin farklı segmentleri için ayrı ayrı hesaplanır. Ancak KSFD ve Sürekli Dalgacık Dönüşümü (SDD) arasında iki belirgin fark vardır: SDD'de i) Pencerelenen işaretin FD'si alınmaz ve böylece bir sinüzoid karşılık olarak tek bir tepe görülür , ii) Her bir spektral bileşen için dönüşüm hesaplanırken pencerenin genişliği değiştirilir. Son şık, DD'nin en önemli özelliğidir. SDD Şekil 4.1'de ki şekilde ifade edilir:



Şekil 4.1. Sürekli Dalgacık Dönüşümü.

$$SDD_x^\psi(\tau, s) = W_x(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^+\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt \quad (4.2)$$

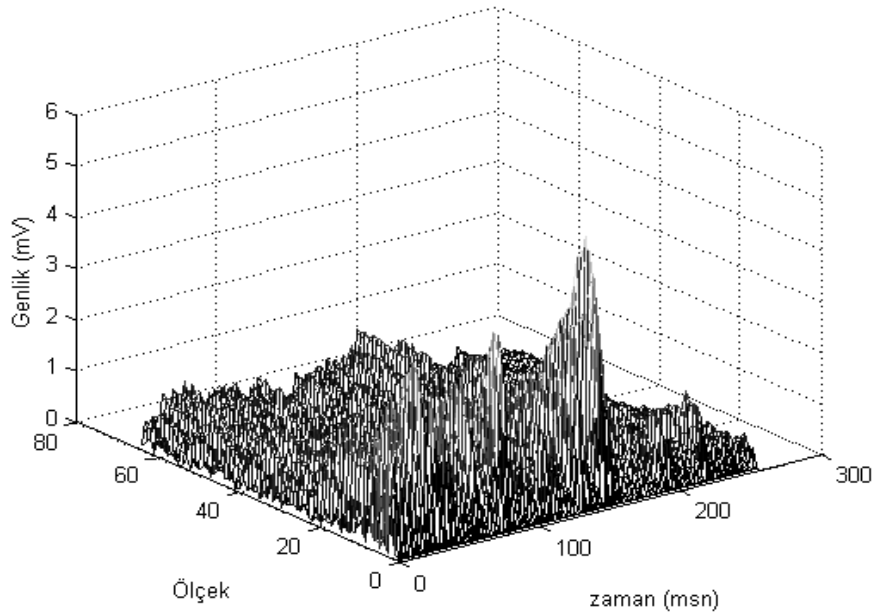
Görüldüğü gibi SDD, τ ve s değişkenlerinin (öteleme ve ölçek parametreleri) bir fonksiyonudur. $\psi(t)$ dönüşüm (pencere) fonksiyonudur ve ana dalgacık olarak adlandırılır [25].

Dönüşümde kullanılan farklı genişliğe sahip diğer pencere fonksiyonları ana dalgacıktan ölçkleme yoluyla türetilir. Öteleme terimi, KSFD'de rastlanılan şekliyle pencerenin zaman eksenindeki yerini ifade etmektedir. Pencere, işaret üzerinde gezdirilir. Dönüşümden zaman bilgisi öteleme ile sağlanır. KSFD'deki gibi bir frekans parametresi yoktur; bunun yerini 1/frekans olarak tanımlanan ölçek parametresi (s) almıştır [23].

Ölçek değeri büyük ise (düşük frekanslar) işaret hakkında bütünsel bir bilgi elde edilir. Ölçek değeri küçük ise (yüksek frekanslar) işaretteki detaylar (kısa süren değişimler) yakalanır. Ölçek parametresinin değeri değiştirilerek, ana dalgacığın sıkıştırılması ya da genişletilmesiyle SDD'de kullanılan pencereler elde edilir. Morlet, Meyer, Meksika şapkası, Daubechies dalgacıkları, vb. pencere fonksiyonu olarak kullanılan fonksiyonlara örnektir.

Ana dalgacık bir kez belirlendikten sonra ölçek değeri s 'nin tüm değerleri için hesap yapmak gereksizdir. Çünkü pratikte, analiz edilen işarete bağlı olarak işaretin bandı sınırlandırılır ve böylece sınırlı bir ölçek aralığı için dönüşümün hesaplanması yeterli olur. Seçilen s değeri için dalgacık, analiz edilen $x(t)$ işaretinin $t=0$ 'a karşılık gelen başlangıç noktasına yerleştirilir. İşaret ile dalgacık çarpılır ve tüm zaman üzerinden integrali alınır. İntegrasyon sonucu $1/\sqrt{s}$ sabit sayısıyla çarpılarak enerji normalizasyonu sağlanır. Bu çarpım, dönüştürülen işaretin her ölçekte aynı enerjiye sahip olabilmesini temin eder. Daha sonra, dalgacık zamanda τ kadar sağa ötelenir ve aynı işlem tekrarlanır. Bu şekilde işaretin sonuna ulaşıldığında zaman-ölçek düzlemi üzerinde bir satırda (s 'in bir tek değerine karşılık) bulunan tüm noktalar hesaplanmış olur. Arzu edilen tüm s değerleri için işlemler tekrarlandığında işaretin SDD'si hesaplanmış olur ve işaretin zaman-ölçek-genlik değerlerinden oluşan üç boyutlu bir gösterilimi analizler için hazırdır. Pencerenin zamanda kaydırılması işaretin zamanda sınırlandırılmış olmasını, ölçek değerinin değiştirilmesi ise işaretin frekansta sınırlandırılmış olmasını sağlar.

Tüm zamanlarda ve frekanslarda sabit çözünürlük veren KSFD'nin tersine, DD, yüksek frekanslarda zamanda iyi, frekansta kötü çözünürlük verirken, düşük frekanslarda zamanda kötü, frekansta iyi çözünürlük vermektedir. Şekil 4.2'de bu analiz sonucunda genlik ölçek ve zaman bilgileri üç boyutlu olarak elde edilmiş ve ölçeğin küçük birimlerinde yüksek frekans bileşenleri düşük birimlerinde ise yüksek zaman bileşenleri elde edilmiştir.



Şekil 4.2. EMG işaretinin Sürekli Dalgacık Analizi.

4.4. Ayrık dalgacık dönüşümü

Ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) hesap yükünü azaltmasının yanı sıra orijinal işaretin analiz ve sentezi için yeterli bilgiyi de sağlamaktadır. ADD’de temel düşünce SDD ’kinin aynıdır. Sayısal filtreleme teknikleri kullanılarak sayısal işaretin zaman-ölçek temsili elde edilmektedir. SDD farklı ölçeklerdeki dalgacık ile işaret arasındaki ilişkiyi (korelasyon) belirtmektedir. Burada benzerlik ölçütü ölçektir (ya da frekans). SDD, analiz penceresinin ölçeği değiştirilerek, bu pencere zamanda kaydırılarak, işaretle pencerenin çarpımı alınarak ve tüm zaman üzerinden integrali alınarak hesaplanır.

Ayrık zaman işaretini $x(n)$, n tamsayı) darbe cevabı $h(n)$ olan yarım bantlı sayısal alçak geçiren filtreden geçirilerek işlemler başlatılır.

$$x(n) * h(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k).h(n - k) \quad (4.3)$$

Yarım bantlı alçak geçiren filtre, işaretteki en yüksek frekansın yarısından büyük olan tüm frekansları yok eder. Örneğin bir işaret en fazla 1000Hz'lik bileşene sahipse, yarım bantlı alçak geçiren filtreleme ile 500Hz'in üzerindeki tüm frekanslar yok edilir.

İşaretteki en yüksek frekans bileşeni filtreleme işleminden sonra yarıya düştüğünden, Nyquist kistası uyarınca, işaretteki örneklerin yarısı atılabilir. Böylece işaret 2 faktörüyle alt-örneklenir ve yarı sayıda noktaya (örneğe) sahip olur. Böylece işaretin ölçeği 2 katına çıkmıştır.

Oysaki alçak geçiren filtreleme ile yüksek frekans bilgisi yok edilmiş ama ölçek değişmeden kalmıştı. Sadece alt-örnekleme ile ölçek değişmektedir. Çözünürlük ise işaretteki bilgi miktarıyla ilişkili olduğundan filtreleme işlemlerinden etkilenir. Yarım bant alçak geçiren filtreleme, frekansların yarısını yok ederek bilginin de yarısının kaybolmasına neden olur. Böylece filtreleme sonrasında çözünürlük yarıya iner. Ancak dikkat edilirse, filtrelemenin ardından alt-örnekleme işlemi çözünürlüğü etkilememektedir. Çünkü işaretin spektral bileşenlerinin yarısını çıkarmak zaten örneklerin de yarısını gereksiz kılar. Yarı sayıda örnekten bilgi kaybına uğramadan kurtulmak mümkündür. Özetle alçak geçiren filtreleme çözünürlüğü yarıya düşürürken ölçeği değiştirmez. Yarı sayıda örneğe artık ihtiyaç olmadığından işaret daha sonra 2 ile alt-örneklenir. Böylece ölçek 2 katına çıkar. Anlatılanları matematiksel olarak şöyle ifade edebiliriz;

$$y(n) = \sum_{k \rightarrow -\infty}^{\infty} h(k).x(2n - k) \quad (4.4)$$

ADD'nin nasıl hesaplandığı incelersek; ADD işareti kaba bir yaklaşık işarete ve detay işaretine ayrıştırarak işareti farklı frekans bantlarında farklı çözünürlüklerde analiz eder. ADD iki fonksiyon kümesi kullanır: sırasıyla alçak geçiren ve yüksek geçiren filtrelere karşılık gelen ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu.

İşareti farklı frekans bantlarına ayrıştırmak, zaman domeni işaretini ard arda yüksek ve alçak geçiren filtrelerden geçirerek sağlanır. Orijinal $x(n)$ işareti önce yarım bantlı

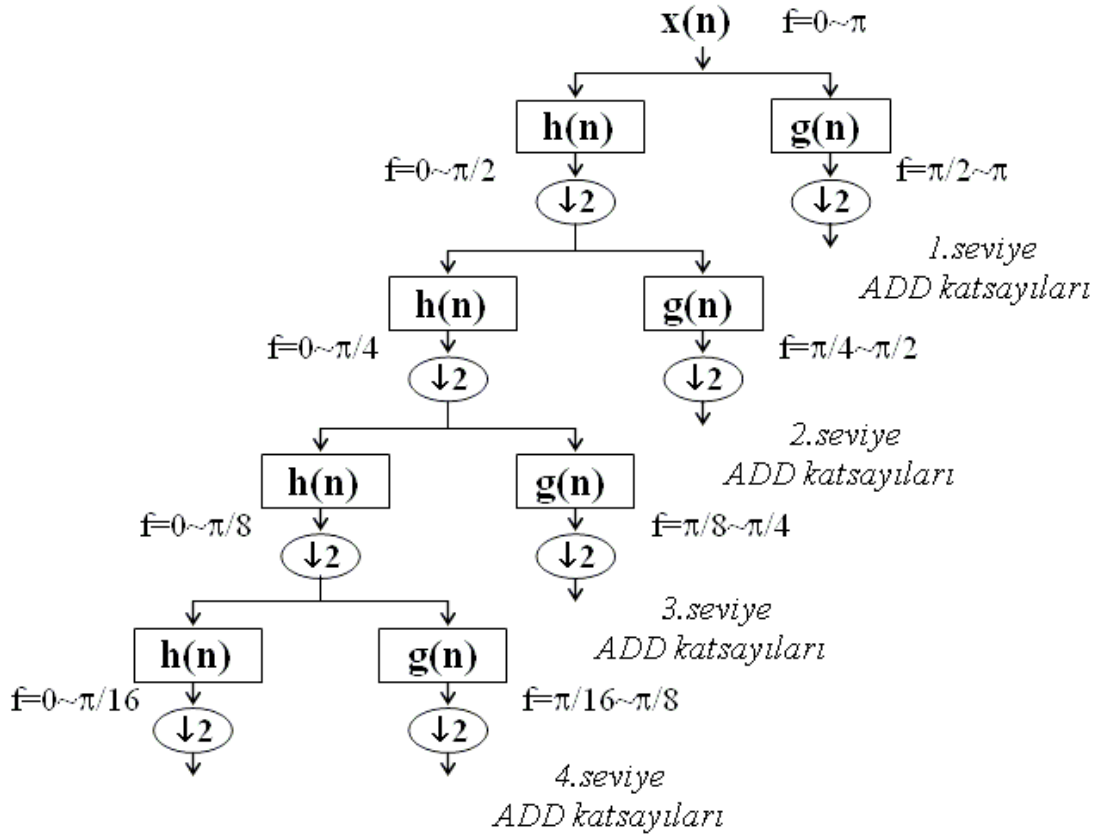
yüksek geçiren $g(n)$ filtresinden ve alçak geçiren $h(n)$ filtresinden geçirilir. Filtrelemeden sonra işaretteki en yüksek frekans π yerine $\pi/2$ olduğundan, Nyquist kriterine göre işaretteki örneklerin yarısı atılabilir. Bu nedenle işaret 2 ile alt-örneklenir. Bu bir seviyeli bir ayrıştırma işlemidir ve matematiksel olarak şöyle ifade edilebilir.

$$y_{yüksek}(k) = \sum_n x(n).g(2k - n) \quad y_{alçak}(k) = \sum_n x(n).h(2k - n) \quad (4.5)$$

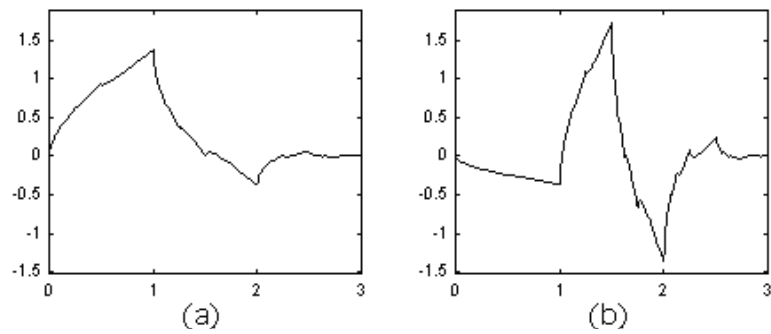
Burada $y_{yüksek}(k)$ ve $y_{alçak}(k)$, 2 ile alt-örneklemenin ardından sırasıyla yüksek geçiren ve alçak geçiren filtre çıkışlarıdır.

Bir seviyeli ayrıştırma işlemi sonrasında, tüm işaret yarı sayıda örnek ile temsil edildiğinden zamanda çözünürlük de yarıya iner. Buna rağmen frekansta çözünürlük artar, çünkü elde edilen işaretin kapsadığı frekans bandı bir üst seviyedeki işaretin frekans bandının yarısıdır. Böylece frekanstaki belirsizlik yarı yarıya azalmış olur. Yüksek frekanslarda iyi zaman çözünürlüğü, alçak frekanslarda ise iyi bir frekans çözünürlüğü elde edilir. Alt bant kodlama olarak da bilinen bu işlemler arzu edildiğinde işarete ard arda uygulanabilir.

Şekil 4.8'de ADD kullanılarak elde edilen katsayılar gösterilmektedir. Alçak geçiren filtre çıkışındaki işaretin alt-örneklenmesiyle elde edilen işaret yaklaşıklık katsayıları olarak adlandırılır. Yüksek geçiren filtre çıkışındaki işaretin alt-örneklenmesiyle elde edilen işaret ise detay (ayrıntı) katsayıları olarak adlandırılır [26].



Şekil 4.3. Dalgacık ağacı.



Şekil 4.4. Daubechies-2 (a) ölçek fonksiyonu, (b) dalgacık fonksiyonu.

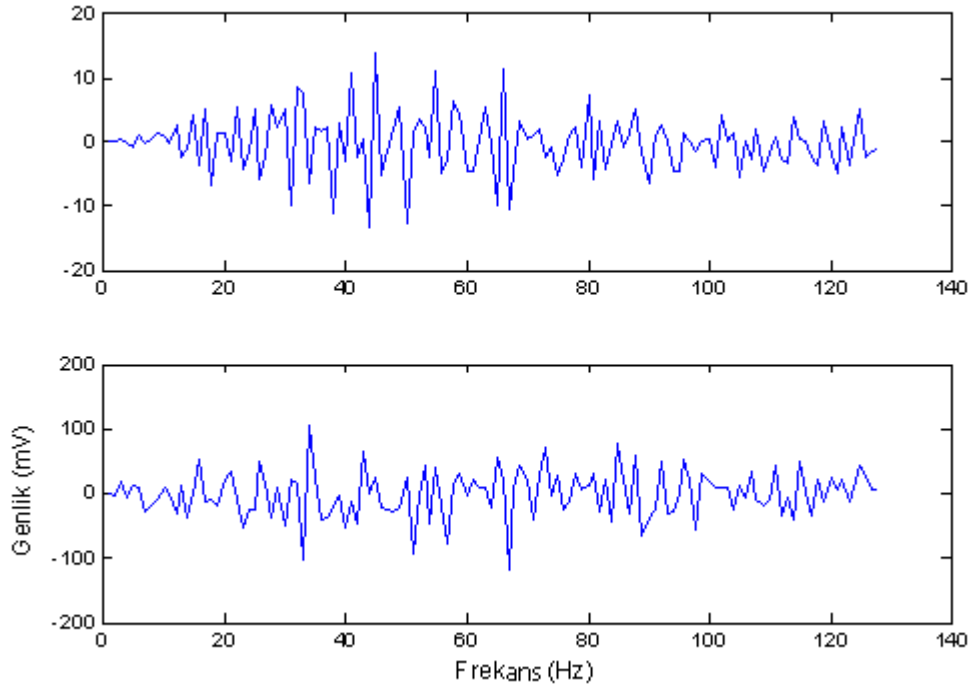
Şekil 4.3'teki $h(n)$ ve $g(n)$ filtreleri için 'Daubechies', 'Symlet', 'Coiflet' ve 'Biortogonal' dalgacık filtreleri kullanılmıştır. Şekil 4.4'a örnek olarak $g(n)$ yüksek geçiren filtre (YGF) ile ilişkili ana dalgacık fonksiyonu, $h(n)$ alçak geçiren filtre (AGF) ile ilişkili ölçek fonksiyonu gösterilmektedir.

5. BULGULAR VE TARTIŞMA

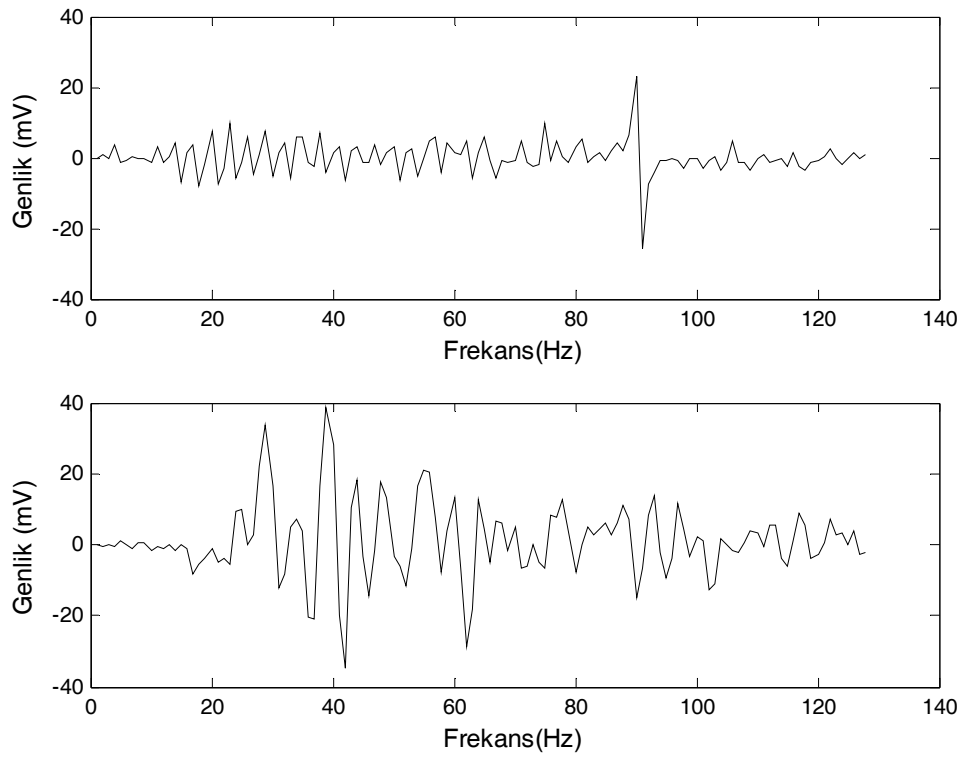
Temel frekans analizi olan Fourier Analizinin durağan olmayan EMG işaretleri için frekans çözünürlüğü arttırılamaması ve bazı özel şartların hangi anda meydana geldiğinin bilinmiyor olması açısından dezavantajdır. Fakat sinyalin ne tür bir spektral bileşenlere sahip olduğunu belirlemesi açısından yararlıdır.

Fourier analizin bazı özel spektral bileşenlerin hangi zaman aralığında gerçekleştiğini tespit edemediği için Zaman-Frekans analizi olan KSFD analiz yöntemi kullanılmış ve bu yöntemde frekans ve zaman çözünürlüğünün seçilen pencerenin genişliğine bağlı olduğu ortaya çıkmıştır. Yalnız bu yöntemde iyi bir frekans çözünürlüğü istendiğinde pencerenin geniş seçileceği, iyi bir zaman çözünürlüğü istendiğinde ise pencerenin dar seçileceği ortaya çıkmıştır. Fakat bu yöntemde pencere genişliği analiz boyunca sabit kaldığı için bir çözünürlük probleminin ortaya çıkması bu yöntemin dezavantajıdır.

Şekil 5.1. ve Şekil 5.2.'de hasta ve normal kişilere ait EMG işaretleri ve buna bağlı frekans spektrumları görülmektedir. Şekil 5.1' deki EMG işaret eğrisinin 0-10 mv genlikli ve 600ms süreli birleşik aksiyon potansiyeline sahip olduğu gözlemlenmiştir. Şekil 4.2'deki EMG işaret eğrisi 23 yaşındaki bir hastadan kaydedilmiştir. Burada kas lifindeki birleşik aksiyon potansiyelinin 0-8 mv genlikli ve 400ms süreli olduğu gözlemlenmiştir. Bu durum bu motor birimine ait birçok kas lifinin katkıda bulunamadıkları göstermektedir.



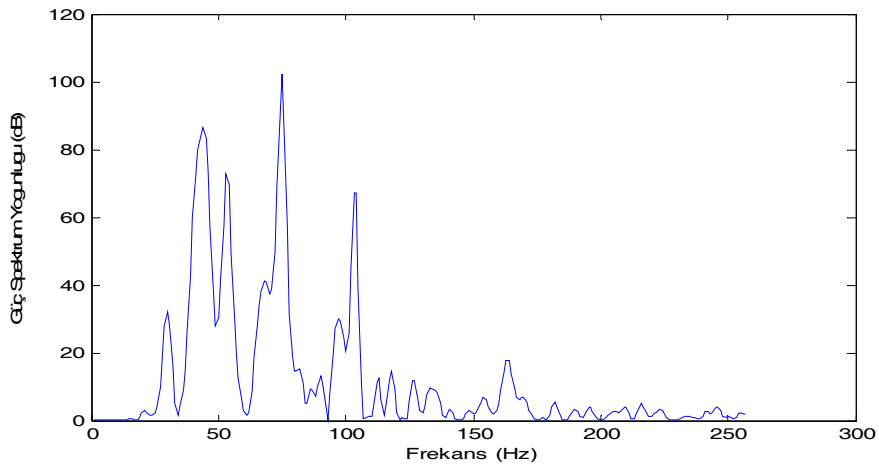
Şekil 5.1. Sağlıklı bir kişiye ait EMG işareti ve Fourier analizi.



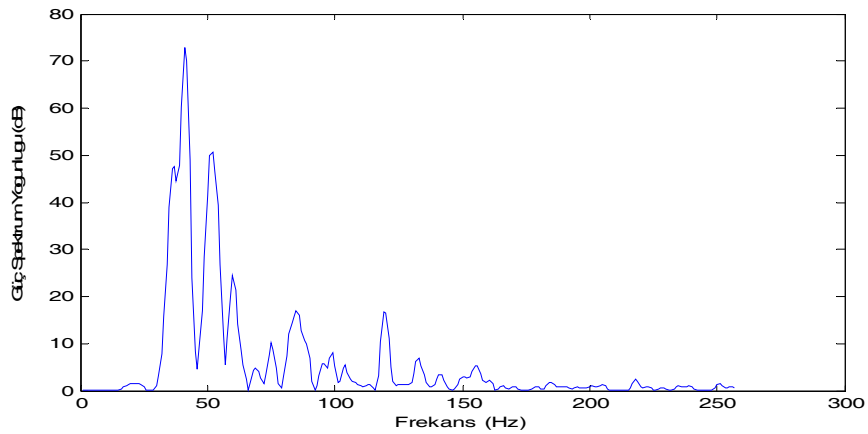
Şekil 5.2. Hasta bir kişiye ait EMG işareti ve KSFD analizi.

KSFD' nin bütün analiz boyunca sabit çözünürlükte olmasına rağmen DD değişebilir çözünürlük sağlayabilmektedir. DD düşük ölçeklerde iyi bir zaman çözünürlüğü, yüksek ölçeklerde ise iyi bir frekans çözünürlüğü elde edilebilmektedir. Bu özellik, DD'de dalgacık fonksiyonun genişliği analiz boyunca sürekli değiştiği için var olmaktadır ve DD nin en büyük avantajlarından birisidir.

Şekil 5.3., Şekil 5.4'te hasta ve sağlıklı kişilere ait spektral eğriler görülmektedir. 0–100 Hz arasındaki düşük frekanslarda en yüksek spektral güç yoğunluğu nöropatili hastalarda ortaya çıkar. Spektral güç yoğunluk farkı incelendiğinde en yüksek fark nöropatili hastalarda oluşmaktadır.

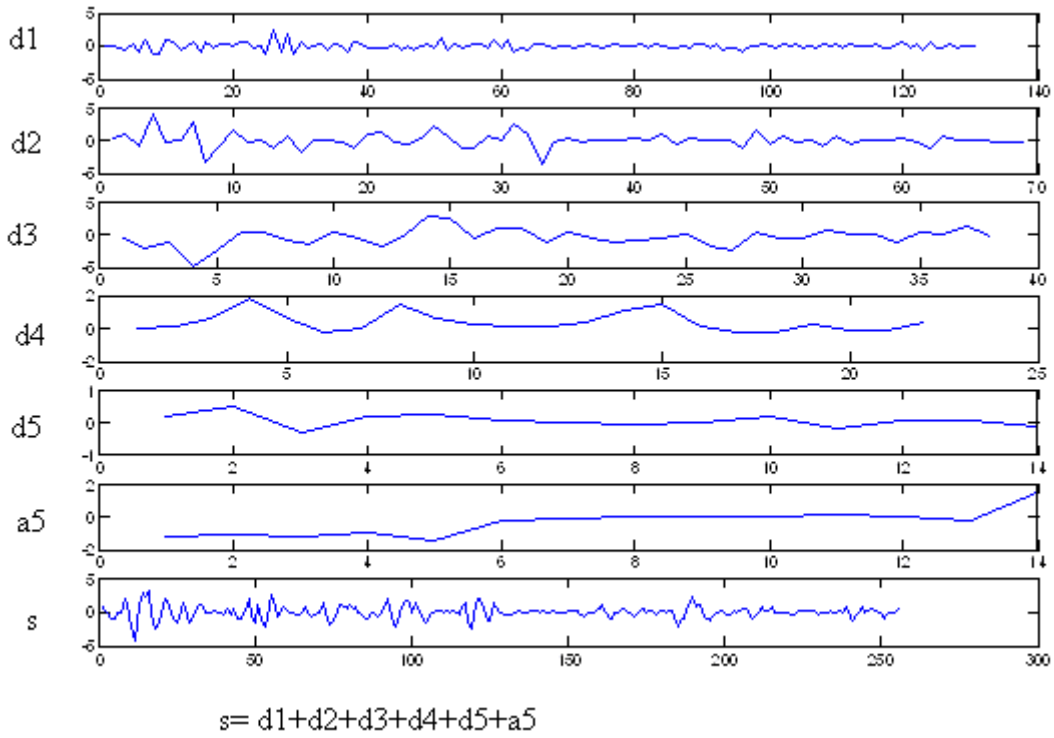


Şekil 5.3. 32 yaşındaki nöropatili hastaya ait spektral eğri.



Şekil 5.4. Sağlıklı kişiye ait spektral eğri.

Kaydedilen EMG işaretlerinin spektral eğrilerini çizmek için gerekli olan MATLAB programı EK-3'te verilmiştir.



Şekil 5.4. EMG işaretinin Dalgacık yöntemi ile ayrıştırılması.

EMG işaretine dalgacık dönüşümü uygulandığında, işaretin ayrıntı ve detay katsayıları elde edilmektedir. Bu analiz sonucunda ayrıntı katsayıları düşük frekans bileşenlerine, detay katsayıları ise, yüksek frekans bileşenlerine karşılık gelmektedir. Bu yöntemde çözümleme yapılırken istenildiği kadar alt frekans bileşenleri elde edilebilmektedir ve teşhis açısından frekans bileşenlerine bakıldığında yararlı olacağı düşünülmüştür. Şekil 5.4'ü çizdirmek için gerekli olan matlab programı EK 4,5,6 da verilmiştir.

Yapılan çalışmalar incelendiğinde gerek histogramlarda gerekse spektral eğrilerde MUAP'ın şekli, süresi ve genliği nöromusküler hastalıklardaki tanıyı belirleyici özellikler taşımaktadır. Miyojenik hastalıklar kas liflerinin ölmesinden, nörojenik hastalıklar ise motonöron hücrelerinin ölmesi sonucu oluşur.

Çizelge 5.1. Yaşa göre hastalık durumları

	Miyopati	Normal	Nöropati
0-23 yaş arası	3	6	4
23-60 yaş arası	7	9	6
Tümü	10	15	10

Çalışmada toplam 35 kişiden kaydedilen EMG işaretleri kullanılmıştır. Bu kişilerin 10'u miyopati, 10'u nöropati ve 15'inin sağlıklı olduğu tespit edilmiştir. Bununla ilgili olarak Çizelge 5.1'de hastalıkların yaşlara göre dağılımı verilmiştir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Son zamanlarda tıbbi teşhis ve araştırmalarda kullanılan EMG işaretleri gibi biyolojik işaretleri sadece zaman alanında değil de frekans alanında da incelenmeye başlanmıştır. Hangi şartlarda hangi yöntemin en iyi sonuç vereceğinin bilinmesi gerekmektedir.

Bu çalışmada, hastalardan alınan EMG işaretleri kişisel bir bilgisayara girilmiştir. Bu kayıtlarda MATLAB 7.01 programı kullanılarak spektral analiz yapılmıştır. Spektral analizde KSFD ve DD metotları kullanılmıştır.

İlk olarak, temel frekans analizi olan Fourier Analizinin durağan olmayan EMG işaretleri için frekans çözünürlüğü arttırılamaması ve bazı özel şartların hangi anda meydana geldiğinin bilinemiyor olması açısından dezavantajdır. Fakat sinyalin ne tür bir spektral bileşenlere sahip olduğunu belirlemesi açısından yararlıdır.

Daha sonra Fourier analizin bazı özel spektral bileşenlerin hangi zaman aralığında gerçekleştiğini tespit edemediği için Zaman-Frekans analizi olan KSFD analiz yöntemi kullanılmış ve bu yöntemde frekans ve zaman çözünürlüğünün seçilen pencerenin genişliğine bağlı olduğu ortaya çıkmıştır. Yalnız bu yöntemde iyi bir frekans çözünürlüğü istendiğinde pencerenin geniş seçileceği, iyi bir zaman çözünürlüğü istendiğinde ise pencerenin dar seçileceği ortaya çıkmıştır. Fakat bu yöntemde pencere genişliği analiz boyunca sabit kaldığı için bir çözünürlük probleminin ortaya çıkması bu yöntemin dezavantajıdır.

KSFD' nin bütün analiz boyunca sabit çözünürlükte olmasına rağmen DD değişebilir çözünürlük sağlayabilmektedir. DD düşük ölçeklerde iyi bir zaman çözünürlüğü, yüksek ölçeklerde ise iyi bir frekans çözünürlüğü elde edilebilmektedir. Bu özellik, DD'de dalgacık fonksiyonun genişliği analiz boyunca sürekli değiştiği için var olmaktadır ve DD nin en büyük avantajlarından birisidir.

MATLAB programlama ile geliştirilen analiz ile direkt hastadan alınan EMG işaretlerine Dalgacık analizi uygulanarak işlem basamakları gerçek zamanda izlenebilmekte ve değişik dalgacık fonksiyonları seçilerek analiz yapılabilmektedir. Ayrıca ADD yöntemi kullanılarak analiz edilecek sinyal filtrelerle alt frekanslara ayrıştırılarak ayrıntı ve detay kısımları incelenebilir.

Sonuç olarak, son yıllarda hızla gelişme gösteren DD'nin EMG işaretleri üzerine teşhis ve araştırmalarda diğer yöntemlere göre üstünlük sağladığı görülmekte olup, uzman hekimlerin bu yöntemlerden faydalanıp yorum yapabilmesi tıbbi teşhis ve araştırmalara çok faydalı bilgiler verebileceği gözlenmiştir.

KAYNAKLAR

1. Knaflitz, M., Balestra, G. "Computer Analysis of The Myoelectric Signal." *IEEE Micro*, 5: 11-15 (1991).
2. Yıldız, M., "EKG ve EMG sinyallerinin yüksek duyarlıklı olarak ölçülmesi", Bitirme Tezi, *İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, 12-17 (1997).
3. Ertekin, C., "Klinik Electromiyografi", *Ege Üniversitesi Matbaası*, İzmir, 24-36 (1977).
4. Kelly, J., "Electromyography for clinican in clinical medicine", J.A. Spittel Jr., **Harper Row**, Philedelphia, 478-526 (1981) .
5. Kimura, J., "Electrodiagnosis in disease of devre and duscle: Principles and practise", *F. A. Davis Corp.*, Philedelphia, 163-171 (1983).
6. Butchal, F., "Electromography in the evaluation of muscle diseases", *Neurological Clinics Magazine*, 3: 573-598 (1985).
7. Stalberg, Andressan S., Falck, B., Lang, H., Rosenfalck, A., Trojaborg, W., "Quantitative analysis of individual motor unit potentials: A proposition for standardized terminology and criteria for measurement", *J Clinic Neurophysiology*, 3: 313-348 (1986).
8. Trojaborg, W., "Quantitative electromyography in polymyositis: A reprisal", *Muscle and Nerve*, 13 : 964-971 (1990).
9. Dorfman, L. J., Mc Gill, K. C., "AAEE minimonograph automatic quantitative electromyography", *Muscle and Nerve*, 11 : 804-818 (1998).
10. LeFever, R. S., DeLuca C. J., "A procedure for decomposing the myoelectric signal into its constituent action potentials: I. Technique, theory and implementation", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 29: 149-154 (1982).
11. Stalberg, E., Falck, B., Sonoo, M., Stalberg, S, Astrom, M., "Multi-MUP EMG analysis- A two year experience in daily clinical work", *Electroencelelography and Clinical Neurophysiology*, 13 : 186-234 (1983).
12. Coatrieux, L., Tolouse, P., Rouvrait, B., Le Bars, R., "Automatic classification of

- electromyography signal", *EEG Clinical Neurophysiology*, 55: 334-341 (1983).
13. Pope, M.H., Aleksiev, A., Lee, J. S., Wilder, D. G., Friesen, K., "Evaluation of low back muscle surface EMG signals using wavelets", *Clinical Biomechanics*, 15: 567-573 (2000).
 14. Ganong, W.F., "Tıbbi Fizyoloji", *Barış Yayınevi*, İstanbul, 281-314 (1995).
 15. Webster, John G., "Medical Instrumentation, Application and Design.", *Houghton Mifflin Company*, Boston, 198-216 (1978).
 16. Pehlivan, F., "Biyofizik", *Hacettepe Taş Kitapçılık*, İstanbul, 104-174 (1997).
 17. Korürek, M., "Tıp Elektroniği", *İTÜ Yayınları*, İstanbul, 26-74 (1996).
 18. Sunderland, S., "Nerve Injuries and their Repair", *Churchill Livingstone*, New York, 174 -188 (1991).
 19. Isley, M.R., Krauss, G. L., "Electromyography-Electroencephalography", *Medical Electronics Publications*, New York, 87-113 (1997).
 20. Franco, S., "Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits", McGraw, *Hill Book Company*, England, 26-39 (1988).
 21. Ayaz, E., "Dalgacıklar ve Elektrik Mühendisliğindeki Uygulamaları", Yüksek Lisans Tezi, *İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, 1-18 (1997).
 22. Demir, H., "Wavelet Dönüşümü ve İşaret İşleme Uygulamaları", Yüksek Lisans Tezi, *İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, 1-25 (1998).
 23. Koçyiğit, Y., "Çok Fonksiyonlu Kol Protezleri için Elektromiyogram İşleme Sistemi", Doktora Tezi, *İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, 25-34 (2004).
 24. Rioul, O., Vetterli, M., "Wavelets and signal processing", *IEEE Signal processing Magazine*, 8: 11-38 (1991).
 25. Liu, M. M., Herzog, W., Savelberg, H. H., "Dynamic muscle force predictions from Emg: an artificial neural network approach", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(6): 391-400 (1999).
 26. Englehart, K., "Signal representation for classification of the transient myoelectric signal", Ph. D. Dissertation, *University of New Brunswick*, Canada, 74-114 (1998).

EKLER

EK-1. Ham EMG datalarını çizdiren MATLAB programı

```
%function plotsamp(s)
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg1.txt
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg1t.txt
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg2.txt
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg2t.txt
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg3.txt
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg3t.txt
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg4.txt
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg4t.txt

s1=s6emg1;
s1t=s6emg1t;
s2=s6emg2;
s2t=s6emg2t;
s3=s6emg3;
s3t=s6emg3t;
s4=s6emg4;
s4t=s6emg4t;

s=56;

subplot(4,2,1);
hnd = plot(s1(s,:));
ylabel('Elbow Flexion (V)');
title('Biceps Signal');
axis([0 256 -10 10])
set(gca,'FontSize', 8);

subplot(4,2,2);
```

EK-1. (Devam) Ham EMG datalarını çizdiren MATLAB programı

```
plot(s1t(s,:))
title('Triceps Signal');
axis([0 256 -10 10])

subplot(4,2,3);
plot(s2(s,:));
ylabel('Elbow Extension (V)');
axis([0 256 -10 10])
subplot(4,2,4);
plot(s2t(s,:))
axis([0 256 -10 10])

subplot(4,2,5);
plot(s3(s,:));
ylabel('Forearm Pronation (V)');
axis([0 256 -10 10])
subplot(4,2,6);
plot(s3t(s,:))
axis([0 256 -10 10])

subplot(4,2,7);
plot(s4(s,:));
xlabel('Time (ms)');
ylabel('Forearm Supination (V)');
axis([0 256 -10 10])
subplot(4,2,8);
plot(s4t(s,:))
xlabel('Time (ms)');
axis([0 256 -10 10])
```

EK-2 Kaydedilen EMG sinyalinin KSFĐ'sini alan MATLAB programı

```

clear
adet=100;
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg1.txt
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg1t.txt
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg2.txt
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg2t.txt
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg3.txt
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg3t.txt
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg4.txt
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg4t.txt

for sira=1:adet

    s_b1=s6emg1(sira,:);
    s_t1=s6emg1t(sira,:);

    ff_b1p(sira,:)=real(fft(hamming(256).*s_b1(1,:)));
    ff_t1p(sira,:)=real(fft(hamming(256).*s_t1(1,:)));

end

for sira=1:adet

    s_b1=s6emg1(sira,:);
    s_t1=s6emg1t(sira,:);

    ff_b1(sira,:)=real(fft(s_b1(1,:)));
    ff_t1(sira,:)=real(fft(s_t1(1,:)));

end

for sira=1:adet

    s_b2=s6emg2(sira,:);
    s_t2=s6emg2t(sira,:);

    ff_b2(sira,:)=real(fft(s_b2(1,:)));
    ff_t2(sira,:)=real(fft(s_t2(1,:)));

end

```

EK-2. (Devam) Kaydedilen EMG sinyalinin KSFD'sini alan MATLAB programı

```

for sira=1:adet

s_b3=s6emg3(sira,:);
s_t3=s6emg3t(sira,:);

    ff_b3(sira,:)=real(fft(s_b3(1,:)));
    ff_t3(sira,:)=real(fft(s_t3(1,:)));

end

for sira=1:adet

s_b4=s6emg4(sira,:);
s_t4=s6emg4t(sira,:);

    ff_b4(sira,:)=real(fft(s_b4(1,:)));
    ff_t4(sira,:)=real(fft(s_t4(1,:)));

end

s=25;

sg1=128;

subplot(2,1,1);
plot(ff_b1(s,1:sg1));
set(gca,'FontSize', 8);

subplot(2,1,2);
plot(ff_t1(s,1:sg1));
set(gca,'FontSize', 8);

figure

s=25;

sg1=128;

subplot(2,1,1);
plot(ff_b1p(s,1:sg1));
set(gca,'FontSize', 8);

subplot(2,1,2);

```

EK-2. (Devam) Kaydedilen EMG sinyalinin KSFD'sini alan MATLAB programı

```
plot(ff_t1p(s,1:sg1));  
set(gca,'FontSize', 8);
```

```
figure
```

```
s=47;
```

```
sg1=128;
```

```
subplot(2,1,1);
```

```
plot(ff_b2(s,1:sg1));  
set(gca,'FontSize', 8);
```

```
subplot(2,1,2);  
plot(ff_t2(s,1:sg1));  
set(gca,'FontSize', 8);
```

```
figure
```

```
s=59;
```

```
sg1=128;
```

```
subplot(2,1,1);  
plot(ff_b3(s,1:sg1));  
set(gca,'FontSize', 8);
```

```
subplot(2,1,2);  
plot(ff_t3(s,1:sg1));  
set(gca,'FontSize', 8);
```

```
figure
```

```
s=81;
```

```
sg1=128;
```

```
subplot(2,1,1);  
plot(ff_b4(s,1:sg1));  
set(gca,'FontSize', 8);
```

```
subplot(2,1,2);  
plot(ff_t4(s,1:sg1));  
set(gca,'FontSize', 8);
```

EK-3. EMG sinyallerinin Güç Spektrum Yoğunluğu ve Histogramları çizdiren
MATLAB programı

```
clear;
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg1.txt

s = s6emg1(1,:);
ls = length(s);

[P_e,frek] = PSD(hamming(ls).*s',ls*2); % s işaretinin hamming penceresini
buluyor ve uzunluğa göre PSDsini hesap ediyor.
%PSD'nin altında kalan alan hesaplanır

plot(P_e);
%*****
figure
hist(s,20);% İşaretin histogramını bulur.
```


EK-4. Beşinci Dereceden Dalgacık Ayrıntı Katsayılarını hesaplayan MATLAB programı

```

clear;
sev=5; %seviye(level)
adet=100;
tip='sym3';

save C:\MATLAB701\data\letgrp(har1).mat %Kaydetmeden önce dosyayı
oluşturuyor.

load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg1.txt

for sira=1:adet % BİCEPSten 100 veriyi tek tek dönüşümünü gerçekleştiriyor.
s=s6emg1(sira,:);

    [c,l] = wavedec(s,sev,tip); %Genel olarak 1 den 5 e kadar bütün katsayıları
buluyor.
    cd1 = detcoef(c,l,sev);      % Sadece 5.seviyedeki ayrıntı katsayılarını
gösteriyor.
    emg_b(sira,:)=cd1; %Bulduğumuz ayrıntı katsayılarını saklıyor.
end

%*****

load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg1t.txt

for sira=1:adet % TRİCEPSten 100 veriyi tek tek dönüşümünü gerçekleştiriyor.
s=s6emg1t(sira,:);

```

EK-4. (Devam) Beşinci Dereceden Dalgacık Ayrıntı Katsayılarını hesaplayan
MATLAB programı

```
[c,l] = wavedec(s,sev,tip);
cd1 = detcoef(c,l,sev);
emg_t(sira,:)=cd1;
end

save C:\MATLAB701\data\letgrp(har1).mat emg_* -append

clear;
sev=5; %seviye(level)
adet=100;
tip='sym3';

save C:\MATLAB701\data\letgrp(har2).mat

load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg2.txt

for sira=1:adet % BİCEPSten 100 veriyi tek tek dönüşümünü gerçekleştiriyor.
s=s6emg2(sira,:);

[c,l] = wavedec(s,sev,tip);
cd1 = detcoef(c,l,sev);
emg_b(sira,:)=cd1;
end
```

EK-4. (Devam) Beşinci Dereceden Dalgacık Ayrımı Katsayılarını hesaplayan
MATLAB programı

```
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg2t.txt
```

```
for sira=1:adet
```

```
  s=s6emg2t(sira,:);
```

```
    [c,l] = wavedec(s,sev,tip);
```

```
    cd1 = detcoef(c,l,sev);
```

```
    emg_t(sira,:)=cd1;
```

```
end
```

```
save C:\MATLAB701\data\letgrp(har2).mat emg_* -append
```

```
clear;
```

```
sev=5; %seviye(level)
```

```
adet=100;
```

```
tip='sym3';
```

```
save C:\MATLAB701\data\letgrp(har3).mat
```

```
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg3.txt
```

```
for sira=1:adet
```

```
  s=s6emg3(sira,:);
```

```
    [c,l] = wavedec(s,sev,tip);
```

```
    cd1 = detcoef(c,l,sev);
```

```
    emg_b(sira,:)=cd1;
```

```
end
```

EK-5. Beşinci Dereceden Dalgacık Yaklaşıklık Katsayılarını hesaplayan MATLAB programı

```
clear;
sev=5; %seviye(level)
adet=100;
tip='sym3';

save C:\MATLAB701\data\letgrpa(har1).mat %Kaydetmeden önce dosyayı
oluşturuyor.

load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg1.txt

for sıra=1:adet % 100 veriyi tek tek dönüşümünü gerçekleştiriyor.
s=s6emg1(sıra,:);

    [c,l] = wavedec(s,sev,tip); %Genel olarak 1 den 5 e kadar bütün katsayıları
buluyor.
    cd1 = appcoef(c,l,tip,5); % Sadece 5.seviyedeki YAKLAŞIKLIK
katsayılarını gösteriyor.

    emg_b(sıra,:)=cd1; %Bulduğumuz ayrıntı katsayılarını saklıyor.
end

load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg1t.txt
```

EK-5. (Devam) Beşinci Dereceden Dalgacık Yaklaşıklık Katsayılarını hesaplayan
MATLAB programı

```
for sira=1:adet % 100 veriyi tek tek dönüşümünü gerçekleştiriyor.
```

```
    s=s6emg1t(sira,:);
```

```
        [c,l] = wavedec(s,sev,tip);
```

```
        cd1 = appcoef(c,l,tip,5);
```

```
        emg_t(sira,:)=cd1;
```

```
end
```

```
save C:\MATLAB701\data\letgrpa(har1).mat emg_* -append
```

```
clear;
```

```
sev=5; %seviye(level)
```

```
adet=100;
```

```
tip='sym3';
```

```
save C:\MATLAB701\data\letgrpa(har2).mat
```

```
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg2.txt
```

```
for sira=1:adet % 100 veriyi tek tek dönüşümünü gerçekleştiriyor.
```

```
    s=s6emg2(sira,:);
```

```
        [c,l] = wavedec(s,sev,tip);
```

```
        cd1 = appcoef(c,l,tip,5);
```

```
        emg_b(sira,:)=cd1;
```

```
end
```

```
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg2t.txt
```

```
for sira=1:adet
```

```
    s=s6emg2t(sira,:);
```

```
        [c,l] = wavedec(s,sev,tip);
```

```
        cd1 = appcoef(c,l,tip,5);
```

```
        emg_t(sira,:)=cd1;
```

```
end
```

EK-5. (Devam) Beşinci Dereceden Dalgacık Yaklaşıklık Katsayılarını hesaplayan

MATLAB programı

```
save C:\MATLAB701\data\letgrpa(har2).mat emg_* -append
```

```
clear;
```

```
sev=5; %seviye(level)
```

```
adet=100;
```

```
tip='sym3';
```

```
save C:\MATLAB701\data\letgrpa(har3).mat
```

```
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg3.txt
```

```
for sira=1:adet
```

```
    s=s6emg3(sira,:);
```

```
        [c,l] = wavedec(s,sev,tip);
```

```
        cd1 = appcoef(c,l,tip,5);
```

```
        emg_b(sira,:)=cd1;
```

```
    end
```

```
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg3t.txt
```

```
for sira=1:adet
```

```
    s=s6emg3t(sira,:);
```

```
        [c,l] = wavedec(s,sev,tip);
```

```
        cd1 = appcoef(c,l,tip,5);
```

```
    emg_t(sira,:)=cd1;
```

```
end
```

```
save C:\MATLAB701\data\letgrpa(har3).mat emg_* -append
```

```
clear;
```

```
sev=5; %seviye(level)
```

```
adet=100;
```

```
tip='sym3';
```

```
save C:\MATLAB701\data\letgrpa(har4).mat
```

EK-5. (Devam) Beşinci Dereceden Dalgacık Yaklaşıklık Katsayılarını hesaplayan
MATLAB programı

```
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg4.txt
```

```
for sira=1:adet
```

```
s=s6emg4(sira,:);
```

```
    [c,l] = wavedec(s,sev,tip);
```

```
    cd1 = appcoef(c,l,tip,5);
```

```
    emg_b(sira,:)=cd1;
```

```
end
```

```
load C:\MATLAB701\data\s6tek\s6emg4t.txt
```

```
for sira=1:adet
```

```
s=s6emg4t(sira,:);
```

```
    [c,l] = wavedec(s,sev,tip);
```

```
    cd1 = appcoef(c,l,tip,5);
```

```
emg_t(sira,:)=cd1;
```

```
end
```

```
save C:\MATLAB701\data\letgrpa(har4).mat emg_* -append
```

EK-6. Beşinci Dereceye kadar hesap edilen katsayıları çizdirenden MATLAB programı

```
load C:\MATLAB701\data\letgrp(har1).mat
```

```
s=40;  
subplot(2,1,1);  
plot(emg_b(s,:))  
subplot(2,1,2);  
plot(emg_t(s,:))  
load C:\MATLAB701\data\letgrp(har2).mat
```

```
figure  
subplot(2,1,1);  
plot(emg_b(s,:))  
subplot(2,1,2);  
plot(emg_t(s,:))
```

```
load C:\MATLAB701\data\letgrp(har3).mat  
figure  
subplot(2,1,1);  
plot(emg_b(s,:))  
subplot(2,1,2);  
plot(emg_t(s,:))
```

```
load C:\MATLAB701\data\letgrp(har4).mat  
figure  
subplot(2,1,1);  
plot(emg_b(s,:))  
subplot(2,1,2);  
plot(emg_t(s,:))
```


ÖZGEÇMİŞ**Kişisel Bilgiler**

Soyadı, adı : ALTINBAŞ, Atılay
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 10.05.1977 Bartın
Medeni hali : Evli
Telefon : 0 (312) 342 06 90
Faks : 0 (312) 341 33 61
e-mail : atilayaltinbas@hotmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Lisans	Gazi Üniversitesi/ Elektronik Bölümü	2000
Lise	Çınarlı Anadolu Teknik Lisesi	1996

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2000-2006	İskitler Anadolu Teknik Lisesi	Teknik Öğretmen

Yabancı Dil

İngilizce

Yayımlar

-

Hobiler

Elektronik-Bilgisayar Teknolojileri, Müzik