

EEG DALGALARININ WAVELET (DALGACIK) DÖNÜŞÜMÜ  
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Ömer DEMİR

Yüksek Lisans Tezi

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Ekim – 2008

EEG DALGALARININ WAVELET (DALGACIK) DÖNÜŞÜMÜ  
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Ömer DEMİR

DUMLUPINAR ÜNİVERSİTESİ  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Lisansüstü Yönetmeliği Uyarınca  
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında  
YÜKSEK LİSANS TEZİ  
Olarak Hazırlanmıştır.

Danışman : Yrd.Doç.Dr. Eyyüp GÜLBANDILAR

Ekim - 2008

**KABUL ve ONAY SAYFASI**

Ömer DEMİR'in YÜKSEK LİSANS tezi olarak hazırladığı "EEG Dalgalarının Wavelet(Dalgacık) Dönüşümü ile Değerlendirilmesi" başlıklı bu çalışma, jürimizce lisansüstü yönetmeliğin ilgili maddeleri uyarınca değerlendirilerek kabul edilmiştir.

21/10/2008

(Sınav Tarihi)

Üye : Yrd.Doç.Dr. Sibel CANBAZ KABAY

Üye : Yrd.Doç.Dr. Eyyüp GÜLBANDILAR

Üye : Yrd.DoçDr. Alpaslan DUYSAK

Fen Bilimleri Enstitüsün Yönetim Kurulu'nun ...../...../..... gün ve ..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof.Dr.M.SabriÖZYURT.....

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## EEG DALGALARININ WAVELET(DALGACIK) DÖNÜŞÜMÜ

### İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Ömer Demir

Elektrik-Elektronik Mühendisliği, Yüksek Lisans Tezi, 2008

Tez Danışmanı: Yrd.Doç.Dr. Eyyüp GÜLBANDILAR

#### ÖZET

Bu çalışmada, kafa travması geçirmiş hastalardan elde edilen EEG sinyallerinin dalgacık dönüşümü metoduyla hastaların travma derecesini belirleyecek bir metot geliştirilmiştir.

Çalışmamızda 10 hastadan elde edilen toplam 192 adet EEG verisi kullanılmıştır. EEG verilerinin işlenmesinde ve dalgacık dönüşümü metodunun uygulanmasında Matlab paket programı kullanılmıştır.

Yapılan deneysel değerlendirmeler sonucunda geliştirilen metodun hekimlerin değerlendirmesi ile %73.96 oranında benzerlik gösterdiği bulunmuştur ( $p<0.001$ ).

Bu sonuçlar doğrultusunda geliştirilen metot hekimlerin travma derecesini belirlemede bir destek sistem olarak kullanılabilir.

**Anahtar Kelimeler** : Dalgacık Dönüşümü, EEG, Sinyal Analizi, Kafa Travması

## ANALSING EEG WAVES USING WAVELET TRANSFORM

Ömer Demir

Electric-Electronic Engineering, Master of Science Thesis, 2008

Thesis Supervisor: Assoc.Prof. Eyyüp GÜLBANDILAR

### SUMMARY

In this research, through EEG signals' Wavelet Transform method, obtained from patients who had traumatic brain injuries, a method has been devoloped, which will determine a patient's trauma level.

In the research, from 10 patients totally 192 EEG data have been used. In the process of EEG data and application of Wavelet Transform method, MatLap package programme has been used.

As a result of experimental avaluations, it has been established that our method shared %73,96 similarities with those of doctors.

In view of these results, for doctors, ,in determining trauma level, the developed method will be able to be used as a supporting system.

**Keywords:** Wavelet Transform, EEG, Signal Processing, Traumatic Brain Injuries

## TEŞEKKÜR

Öncelikle, bu tez çalışmamda beni her konuda yönlendiren değerli danışmanım **Yrd.Doç.Dr. Eyyüp GÜLBANDILAR**'a sonsuz teşekkürler, çünkü çalışmalarım esnasında kendisi bizzat yardım etmiş, yol göstermiştir.Ayrıca hastalardan alınan EEG data'larının temininde ve dalgaların matlab paket programı ile analizinde bizzat kendisi çalışmıştır, şükranlarımı sunarım.

İkinci olarak ders hocalarım olan **Yrd.Doç.Dr. Alparslan DUYSAK** , **Yrd.Doç.Dr. Hasan TEMURTAŞ**, **Yrd.Doç.Dr. Ahmet ÖZMEN**, **Yrd.Doç.Dr. H. Melih SARAÖĞLU**'na sonsuz teşekkür ederim, verdikleri bilgiler ve yardımlardan dolayı.

Son olarak, tüm varlığımı biz çocuklarına harcayan sevgili annem **Fatma Demir** ve sevgili babam **Hasan Demir**'e sonsuz teşekkür ederim.

Ömer DEMİR

Teknik Öğretmen

## İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET .....	iv
SUMMARY .....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	x
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	xi
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	5
2.1. Periyodiklik, Periyot ve Frekans .....	5
2.2. Frekans Analizi ve Kullanılan Metotlar .....	6
2.2.1. Fourier dönüşümü .....	8
2.2.2. Kısa zamanlı fourier dönüşümü(KZFD) .....	11
2.2.3. Dalgacık (wavelet) dönüşümü .....	13
2.3. Elektroensefalografi Dalgaları .....	36
2.3.1 EEG dalgalarının sınıflandırılması .....	38
2.3.2 EEG'nin kullanım alanları .....	41
2.3.3 EEG dalgalarının kayıtlanması .....	43
2.3.4 EEG'nin değerlendirilmesi .....	45
3. MATERYAL VE METOT .....	47
4. BULGULAR .....	52
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....	53
KAYNAKLAR DİZİNİ .....	55

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
2. 1. Periyot ve periyodiklik şekilleri.....	5
2.2. Frekansın periyot üzerinden hesabı( $T=0,5$ ; $f=2$ Hz.).....	6
2.3. İki sinyalin birleşimi.....	6
2.4. Zaman-Frekans-Genlik Düzlemi.....	7
2.5. Bazı temel sinyallerin frekans spektrumları.....	8
2.6. Bazı sinyallerin sinüzoidal bileşenleri.....	9
2.7. Kısa zaman Fourier dönüşümü.....	13
2.8. Dalgacık analizi.....	14
2.9. Sinüs dalgası ve dalgacık örneği.....	15
2.10. Sinyal analiz yöntemleri arasındaki ilişki.....	17
2.11. Değişik ölçeklerdeki dalgacıklar için frekans spektrumları.....	18
2.12. Ölçekleme ve dalgacık fonksiyonlarının spektrumları.....	18
2.13. Sinüzoidal ve dalgacıkta ölçek faktörü.....	19
2.14 Dalgacık analizinin aşamaları.....	21
2.15. Fourier ve dalgacık analizlerinin zaman frekans ölçeğinde gösterimi.....	22
2.16. Sinyal ile küçük ölçekli dalgacığın karşılaştırılması.....	23
2.17. Sinyal ile kaydırılmış küçük ölçekli dalgacığın karşılaştırılması.....	23
2.18. Sinyal ile kaydırılmış büyük ölçekli dalgacığın birleşimi.....	24
2.19 İki boyutlu ölçek- zaman eğrisi.....	24
2.20. Dalgacık dönüşümünden hesaplanan katsayıların zamanla değişen İki boyutlu gösterimi.....	25
2.21. Dalgacık dönüşümünden hesaplanan katsayıların zamanla değişen üç boyutlu gösterimi.....	25
2.22. Sinyalin (S) ana bileşenlerine ayrıştırılması.....	26
2.23. Sinyalin düşük ve yüksek frekanslı bileşenlere ayrıştırılması.....	27
2.24. Yaklaşım ve detay bileşenlerinin dalga görüntüleri.....	27
2.25. Dalgacık ayrıştırma ağacı.....	28
2.26. Meksika şapkası dalgacığı.....	29



## ŞEKİLLER DİZİNİ(devam)

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.27. Meyer dalgacığı.....	30
2.28. Morlet Dalgacığı.....	31
2.29. Gauss Dalgacığı.....	31
2.30. Haar dalgacık fonksiyonu.....	32
2.31. Daubechies dalgacıkları.....	33
2.32. Alçak geçiren filtre.....	33
2.33. Yüksek geçiren filtre.....	34
2.34. Bant geçiren filtre.....	34
2.35. Alt bantlara ayrışım; $g[n]$ yüksek geçiren filtre, $h[n]$ alçak geçiren filtre.....	35
2.36. Alfa ve beta dalgaları.....	39
2.37. Teta dalgası.....	39
2.38. Delta dalgası.....	40
2.39. Hastalardan elde edilen EEG kayıtları.....	41
2.40. 10- 20 elektrot yerleştirme sistemi.....	45
3.1. Start menü.....	49
3.2. Wavelet toolbox main menü.....	49
3.3. EEG sinyalinin alt bileşenlerin görüntülenmesi.....	50
3.4. De noising butonu ile orijinal sinyal ve zaman-ölçek katsayılı sinyal.....	51

**ÇİZELGELER DİZİNİ**

<b><u>Çizelge</u></b>	<b><u>Sayfa</u></b>
2. 1. EEG İşaretlerinin kapsadıkları frekans bandları.....	38
4.1. Dalgacık dönüşümü ve hekim sonuçlarının karşılaştırılması.....	52

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
EEG	Elektroensefalogram
MR	Manyetik Rezonans
BT	Beyin Tomografisi
KZFD	Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü
T	Periyot
f	Frekans
EKG	Elektrokardiyografi
$\omega$	Açısal hızı
w(t)	Pencere Fonksiyonu
$f(t)$	Sinyal Fonksiyonu
$\alpha$ (eşitlik 2.15)	Genişlik
$\beta$ (eşitlik 2.15)	Normalizasyon Faktörü
$\psi(x)$	Ana Dalgacık Fonksiyonu
EMG	Elektromiyografi
Q	İyilik Faktörü
SDD	Sürekli Dalgacık Dönüşümü
a	Ölçek Parametresi
b	Zaman Parametresi
C	Benzerlik Katsayısı
ADD	Ayrık Dalgacık Dönüşümü
A	Yaklaşımlar
D	Detaylar
$g[n]$	Yüksek Geçiren Filtre
$h[n]$	Alçak Geçiren Filtre
m	Faktör
$\delta$	Delta Sinyali
$\theta$	Teta Sinyali
$\alpha$	Alfa Sinyali

**SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (devam)**

<b><u>Simgeler</u></b>	<b><u>Açıklama</u></b>
$\beta$	Beta Sinyali
$\gamma$	Gamma Sinyali
ADC	Analog Dijital Çevirici
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi
MEG	Magnetoensefalografi

## 1. GİRİŞ

Beynin, insanın sinir sistemini kontrol eden, tüm bilgilerimizi saklayan, zeka, sevgi ve üzüntü gibi duygusal işlevleri olan, düşünen ve karar veren bir organ olduğu göz önüne alınırsa, onun insan hayatındaki önemi ancak kavranır. Beyin organı konusundaki çalışmalar yüzyıllardır devam etse de, beyin organının yapısı gereği bu konu, doktorları ve bilim adamlarını zorlayan bir çok belirsizlik ve bilinmeyi barındıran bir araştırma alanı olmuştur.

İnsan beyninin çalışırken bir sinyal ürettiği bilinmektedir. Yaklaşık olarak 150 yıldır araştırılan, ispatlanmış ve günümüzde kayıt ve analiz edilebilen sinyallerdir. Bu sinyallere kısaca EEG veya tıp alanındaki ismiyle Elektroensefalogram denilir [1], Bu sinyaller beyin organının aktivitesine göre şekil değiştirmektedir. Beyin organının ürettiği sinyallerin frekansları da belirlenmiştir, bu frekans değerleri ölçülebilmekte ve analiz edilebilmektedir. [2] Elektronik, bilgisayar ve sinyal işleme yöntemlerindeki gelişmeler tıp elektroniği konusunda son zamanlarda kullanımı oldukça yaygınlaşmaktadır. Bu gelişmeler, doktorlara teşhis ve tedavi de kolaylık sağlamaktadır.

Beynin yapısı gereği bu organa fazla müdahale edilememektedir, dolayısıyla bu organın hastalık teşhis ve tedavisini bir hayli zorlaştırmaktadır. Bundan dolayı bu organın hastalıklarının teşhisinde birçok teknolojik cihaz geliştirilmiş ve kullanılmaktadır. Bunların en önemlileri Manyetik Rezonans (MR), Beyin Tomografisi (BT) ve Elektroensefalografidir (EEG). Hastanelerde MR ve BT için ayrı bir laboratuvar kurulması gerekmektedir ve bunlar oldukça pahalı cihazlardır. Elektroensefalografi ise boyutu gereği nöroloji kliniklerinde sürekli olarak kullanılmakta ve beyin organının hastalıklarının teşhis ve tedavisinde en çok başvurulan bir cihaz olma özelliğini korumaktadır. Özellikle son yıllarda üretilen EEG cihazlarının kayıt sürelerinin artırılmış olması, hatta bir bilgisayar ile bağlantısının yapılarak sabit diskinde kayıt yapılması, hastaların bir gün, birkaç gün veya haftalarca EEG'sinin kayıt altına alınmasına imkan vermektedir.

En önemli organımız olan beyinde oluşabilecek hastalıklar doğal olarak insanın hayatını direk ve çok olumsuz etkilemektedir. Dolayısıyla beyin ile ilgili hastalıklar öncelikli hale gelmiş ve iki yüzyıla yakın zamandır bilim dünyasında yoğun araştırmaların konusu olmuştur [3, 4]. Bu tez çalışmasında, kafa travması geçirmiş olan hastaların, EEG sinyalleri, son zamanların popüler sinyal işleme yöntemi olan Dalgacık Dönüşümü (Wavelet Transform) yöntemi ile analiz edilmiştir. Bu çalışmada, beynin EEG sinyalleri işlenerek, beyin travması

geçirmiş hastaların, travma derecelendirilmeleri yapılmıştır. Sonuç olarak, doktorların bu hastalıkların teşhis ve tedavisine kullanabilecekleri sinyal işleme metodu geliştirilmiştir.

Dalgacık Dönüşümü metodunun, durağan olmayan yani sürekli tekrar etmeyen sinyallerin analizinde kullanımı oldukça yaygındır [5]. Elektroansefalografi cihazından elde edilen EEG sinyalleri (beyin aktivitelerini gösteren sinyaller) de durağan olmayan sinyallerdir. Dolayısıyla bu tez çalışmasında, EEG sinyallerin analizinde dalgacık dönüşümü metodu kullanılmıştır. EEG sinyallerinin hem zaman-frekans hem de zaman-ölçek bölgesinde analizleri yapılmıştır.

EEG sinyallerinin incelenmesinin tarihsel gelişimi: İngiliz Fizikçisi olan Caton maymun ve tavşanların beynine yerleştirdiği elektrotlarla beynin etrafında zayıf akımların geçtiğini ispatlamıştır (1875).

Karkov akustik bir uyarıma karşın korteksde beyin sinyallerinin genliklerinde bir değişme olduğunu göstermiştir (1875).

A. Haar, kendisine ait dalgacık ile ilk dalgacık dönüşümü uygulamalarını yapmıştır (1909).

Cybulski, bir köpekte yaptığı kortikal uyarımın sonucunda epileptik deşarj gözlemlemiş ve kaydetmiştir (1914).

Dr.Hans Berger, insan beyninde yaptığı EEG ölçümlerini bir film kağıdı üzerine dalgalı ışık spotu yardımıyla kaydetti ve bugün hala kullanılan alfa dalgalarını buldu, bu sinyaller saniyede 10 kez kendini tekrarlıyordu. Çalışmalarına uzun yıllar çalışan Dr.Hans Berger beta dalgalarını da bulmuş, bu dalgaların daha hızlı değiştiklerinden ve genliklerinin daha düşük olduğundan bahsetmiştir (1929).

Adrian ve Matthews, elektrotlarla alınan EEG sinyallerini kuvvetlendirip kaydedilmesini sağladılar (1934).

PA.Davis, uyanık bir insanın EEG'sinde, sese karşı uyarılan yanıtların olduğunu buldu (1939).

Paul Levy, Parçacıkların raslantısal hareketini modelleyerek dalgacık teorisine katkı sağlamıştır. Levy, parçacıkların raslantısal hareketini, Haar'ın ölçek değişkenli temel fonksiyonlarının Fourier temel fonksiyonlarına oranla daha iyi modellediğini ispat etmiştir (1940).

Denis Gabor, Gabor Dönüşümü olarak bilinen Fourier temelli analiz yöntemini sunmuştur. Bu metot pencereleme yöntemi kullanarak ki pencere fonksiyonu, Gauss Hata fonksiyonudur, işaretin küçük bir parçasını zaman tanım aralığında ele alınmış, işaret zaman ve frekansın fonksiyonu olarak iki boyutta ifade edilmiştir. Böylece durağan olmayan sinyallerin işlenmesi daha sağlıklı hale gelmiştir. Gabor Dönüşümü bugün KZFD'nün kaynağı olarak görülmektedir (1946).

Alex Grossman ve Jean Morlet adlı fizikçiler dalgacıklara quantum fiziğinde dalgacık adını vermiştir (1980).(Marsilya Teorik Fizik Merkezi)

Stephane Mallat, dalgacıkları sayısal sinyal işleme çalışmalarında kullanmıştır ve ana algoritmayı oluşturmuştur (1985).

Dalgacık Dönüşümü yöntemleri Yves Meyer ve meslektaşları tarafından geliştirildi (1988).

Daubechies, Coifman, ve Wickherhouser gibi bilim adamları, dalgacık dönüşümünün gelişimine büyük katkı yaptılar ve popüler bir sinyal işleme metodu özelliği kazandırdılar (1989).

Sweldens , çalışmasında bir fonksiyonun dalgacık sabitlerini bu fonksiyonun örneklerinden hesaplanması üzerine interpolasyon, quadrature formül ve filtreleme metotlarıyla uygulamalar sunmuştur (1994).

Anderson ve ark., çalışmalarında EEG işaretleri yardımıyla zihinsel durumun tanımlanması amacıyla yapay sinir ağları kullanmışlardır (1995).

Grap, makalesinde geleneksel Fourier metotları, dalgacık teorisi ve analizlerinin gelişimini inceleyerek sinyal işleme alanı temelli çeşitli karşılaştırmalar yapmış, ayrıca henüz gelişen dalgacık analizinin uygulama alanlarından bahsetmiştir (1995).

Dograhmi ve ark., çalışmalarında EEG kayıtlarının spektral analiz temelli sınıflandırılmasını amaçlayarak elektrot sayısının ve uygulanan spektral analiz yöntemi özelliklerinin bir sınıflandırıcı gibi kullanılması konusunu incelemişlerdir (1997).

Mckeown ve ark., EEG işaretlerinin analizi ve uyarı değişikliklerinin bulunması amacıyla istatistiksel yöntemler kullanarak bir çalışma yapmışlardır (1997).

Jung ve ark., çalışmalarında uyku ve uyanıklık durumlarının yapay sinir ağı ile sınıflandırılmasında, ham EEG işaretlerinden ziyade Fourier dönüşümü alınmış EEG'nin daha uygun sonuçlar verdiğini gözlemlemişlerdir (1997).

Miner, bir raporunda geleneksel Fourier metotları, dalgacık teorisi ve analizlerinin gelişimini inceleyerek sinyal işleme alanı temelli çeşitli karşılaştırmalar yapmış, ayrıca sürekli ve ayrık dalgacık analizi algoritmalarını vermiştir (1998).

Torrence ve ark., çalışmalarında yaygın olarak kullanılan temel dalgacık fonksiyonları sınıflandırılmış, özellikleri verilerek ayrık zaman diziler için sürekli dalgacık dönüşümü yaklaşıklığı verilmiştir. Sonlu uzunlukta zaman serilerine pencerelemiş Fourier ve dalgacık dönüşümü uygulayarak istatistik önem ile güvenilirlik aralığı analizleri yapmışlardır (1998).

Önal ve ark., EEG sinyallerindeki epileptik sürecin dalgacık dönüşümü yöntemi ile belirlenmesini amaçlayarak bir çalışma yapmışlar ve bu çalışmada parsiyel nöbet geçiren 3 yaşındaki bir çocuktan alınan gerçek EEG işareti kullanarak epileptik süreçte özellikle düşük frekans bandı'nın etkinliğini göstermişlerdir (1998).

Güneş ve ark., EEG işaretlerine dalgacık dönüşümü teknikleri uygulayarak, sürekli ve ayrık dalgacık dönüşümlerinin üstünlüklerini göstermeyi amaçlayan bir çalışma yapmışlardır (1998).

Güneş, EEG işaretlerinin dalgacık analizi ve diğer parametrik yöntemlerle karşılaştırılması konulu bir tez çalışması yapmıştır (1999).

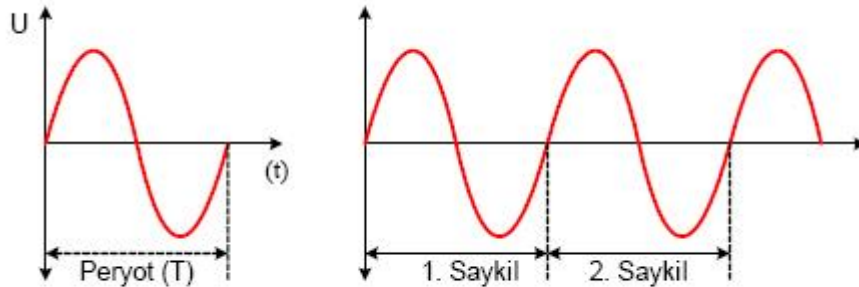
Kıymık ve ark., gerçek zamanlı uygulamalar için EEG sinyallerindeki epileptik sürecin belirlenmesinde KZFD (STFT-Short Time Fourier Transform) ve dalgacık analiz yöntemlerini kapsayan bir çalışma yapmışlar ve bu çalışmada dalgacık dönüşümü'nün diğer spektral analiz yöntemi olan KZFD'ye oranla daha başarılı sonuçlar verdiğini göstermişlerdir (2004).



## 2. GENEL BİLGİLER

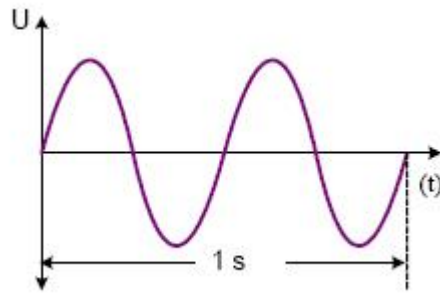
### 2.1 Periyodiklik, Periyot ve Frekans

Belli zaman aralıklarında tekrar eden sürece periyodiklik, bu tür fonksiyonlara periyodik fonksiyonlar denir. Sinüs ve kosinüs gibi trigonometrik fonksiyonlar birer periyodik fonksiyonlardır. Örneğin sinüs fonksiyonu kendini  $2\pi$  de bir tekrar eder. Bu tekrarlamaya süresine periyot (T) adı verilir. Başka bir tanımı ise bir tam çevrim için geçen süredir ve birimi saniyedir (Şekil 2.1). Bir saniyedeki tam çevrim sayısına yani periyot sayısına ise frekans (f) denir (Şekil 2.2). Frekansa, kullanılma yerine göre değişik adlar verilmektedir, örneğin fizikçiler ve elektronikçiler salınım hızı derken, bilgisayarlılar hız diye adlandırmaktadır. Genelde periyot bilgisi bilinmez ve üzerinde durulmazken, frekans değeri bilinir ve üzerinde değerlendirmeler yapılır. Çünkü çoğu bilim adamı (hekimler, mühendisler vb.) bir dizinin veya fonksiyonun içinde birden fazla görülen periyodik bileşenleri öğrenmek ister.



Şekil 2.1 Periyot ve periyodiklik şekilleri

Zaman dizisine bakarak, değerlendirmeler yapmak çok zordur ve birçok bilgi görülemez, bir zaman dizisini frekans dizisine dönüştürerek değerlendirmeler yapılır. Çünkü frekans dizisinin içerdiği sinyaller veya başka bir deyişle gözlenen doğa olayının davranışı ve bu davranışa neden olan fiziksel kuvvetler hakkında daha kolay bilgi edinmemize yardımcı olur [6]. Bu frekans değeri kullanımı birçok bilim dalında standart hale gelmiştir. Elektrokardiyografi (EKG), EEG sinyalleri belirli bir frekans bileşenlerine sahiptir.



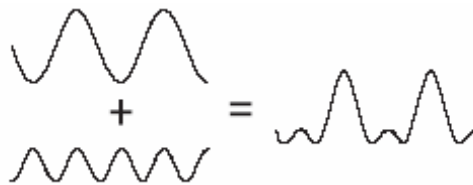
**Şekil 2.2** Frekansın periyot üzerinden hesabı ( $T=0,5$ ;  $f=2$  Hz.).

Frekans ile periyot arasındaki bağıntı aşağıdaki formülde açıkça görülebilir.

$$f = \frac{1}{T} \quad (2.1)$$

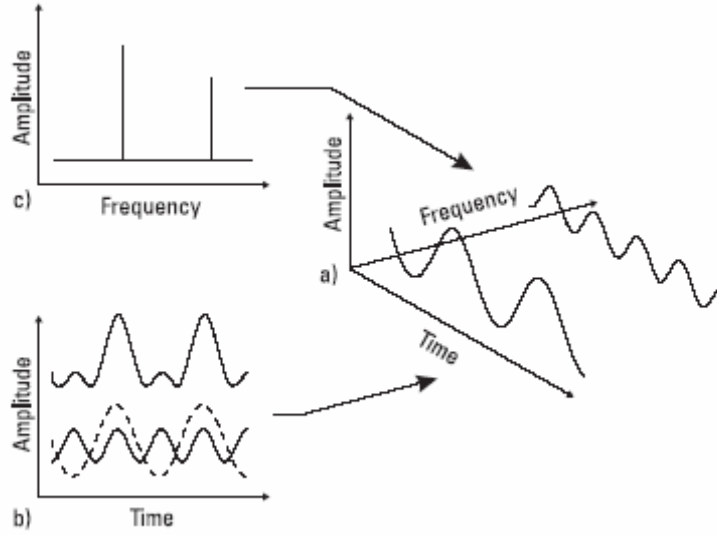
## 2.2 Frekans Analizi ve Kullanılan Metotlar

Sinyal işlemenin yüzyıla aşkın zaman önce babası olarak kabul edilen, Fourier bir sinyalin sinüs ve cosinüs sinyallerinin eklenmesi ile elde edilebileceğini ispatlamıştır. Fourier sinyalleri genlik, frekans ve faz olarak toplamış veya çıkartmış ve yeni veri bilgileri elde etmiştir. Veri bilgileri kaybolmamış ve yeni sinyaller elde etmiştir, tabi ki yeni sinyallerden eski sinyallere ulaşılabilir. Bir dalga formunun iki sinüs dalgasının birleşiminden oluştuğu Şekil 2.3’de görülmektedir.



**Şekil 2.3** İki sinyalin birleşimi [7].

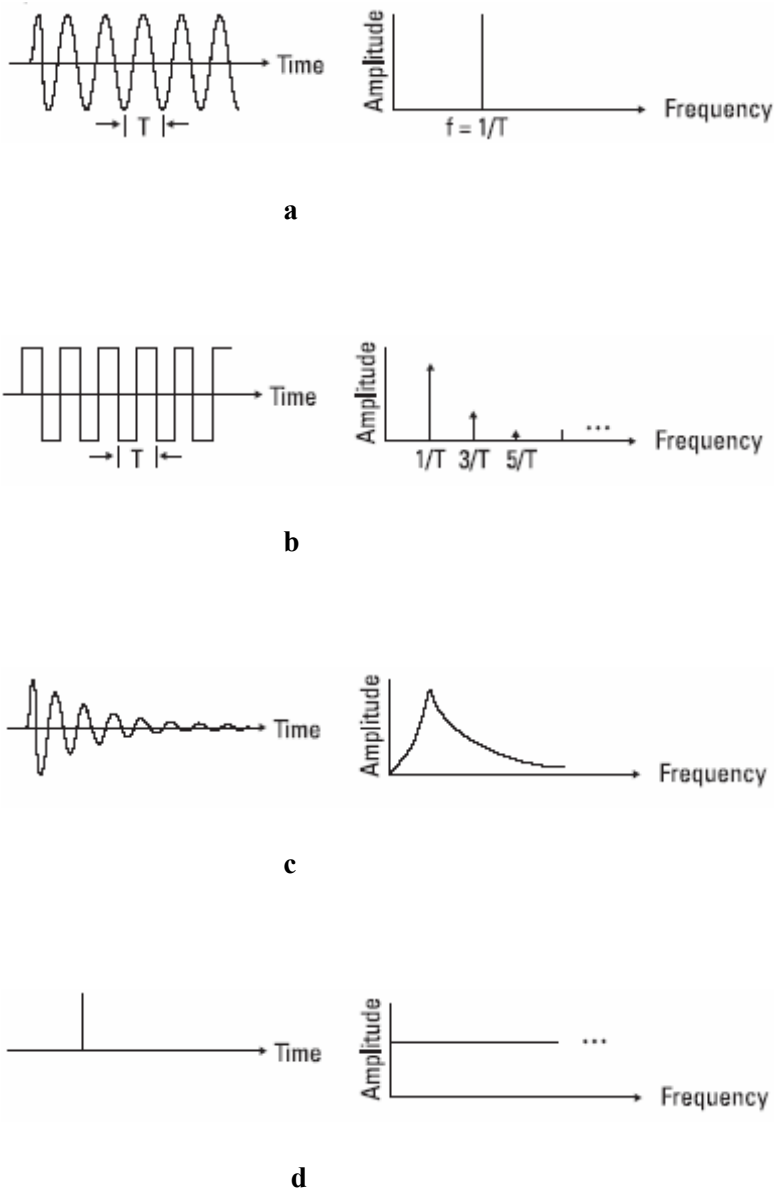
Fourier'in de ispatladığı gibi ve şu anda da çok kullanılan bir veri sinyali, sinüs sinyallerinin genlik, frekans ve faz değerleri doğru şekilde seçilerek birleştirilmesi ile elde edilebilir. Veya bir veri sinyali birden fazla sinüs sinyaline ayrıştırılabilir.



Şekil 2.4 Zaman-Frekans-Genlik Düzlemi [8].

Birçok sistemin bir çalışma frekansı vardır, bu çalışma frekansını analiz yaparak, sistemin düzgün çalışıp çalışmadığı hakkında bilgilere varılabilir ki bunlar hata ve arıza aramada mutlak gereklidir. Bu yüzden frekans analizi hata ve arıza aramada önemli bir yer tutar. Örneğin bir kardiyoloji uzmanı hastanın kalp krizi geçirip geçirmediğini EKG sonuçlarına bakarak anlayabilir. Ayrıca kalp dinlenerekten de kalbin düzenli çalışıp çalışmadığı anlaşılabilir. Benzer şekilde motor ustası da motor sesini dinleyerek gelen sese göre arızayı tespit etmeye çalışması da frekans analizine güzel bir örnektir.

Sinyaller, sinüs sinyallerinin zaman-genlik veya zaman-frekans bölgelerinde gösterilebilir (Şekil 2.4). Sinyallerin frekans bölgesindeki gösterimine sinyal spektrumu denir, her bir spektrumdaki çizgi ise sinyalin bileşeni olarak adlandırılır. Frekans spektrumunu sinyali ifade etmede kullanırız. Esasında frekans spektrumuna, sinyalin frekans bilgisinin, grafiksel gösterimi de diyebiliriz.



**Şekil 2.5** Bazı temel sinyallerin frekans spektrumları [8].

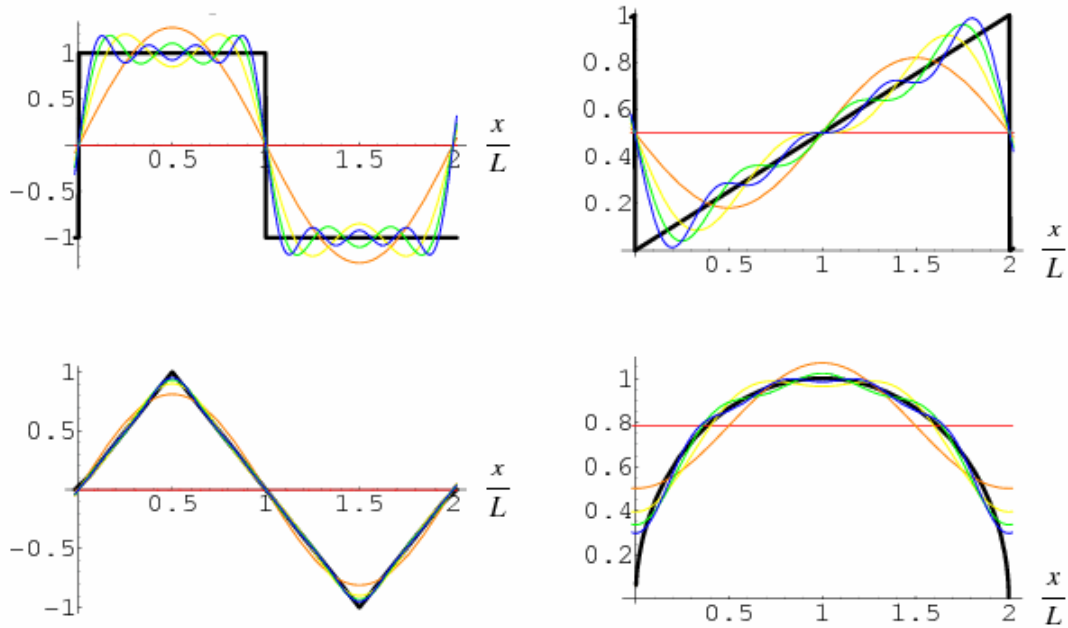
a) sinüs dalgası. b) kare dalga. c) sönümlü dalga. d) dürtü.

### 2.2.1 Fourier dönüşümü

Fransız bilim adamı olan Jean Baptise Joseph Fourier (1768-1830), sinyalleri sinüzoidal bileşenlere ayırtmıştır ve Fourier analizi olarak tarihe ismini yazdırmıştır. Fourier, sürekli bir sinyali, düzgün seçilmiş sinüzoidal sinyallerin toplamı biçiminde göstermeyi başarmıştır. Aşağıdaki Şekil 2.6'da dört sinyalin yaklaşık sinüzoidal bileşenleri gösterilmektedir. Bu şekillerde siyah tonda verilen sinyaller, renkli olan harmoniklerin toplamını ifade eder. Başka bir ifadeyle, bir periyodik fonksiyonun, sonsuz sayıdaki kompleks

üstel fonksiyonları toplamıyla ifade edilebileceği kanıtlanmıştır. Bu yüzden durağan sinyallerde yani devamlı sinyallerde Fourier dönüşümü iyi netice verir ama durağan olmayan sinyallerde ise istenen sonuçlar gözlemlenememiştir.

Fourier dönüşümünde, ham veri sinyali, bir çok sinüzoidal frekanstan oluşmaktadır. Fourier dönüşümü esasında bir sinyali zaman bölgesinden frekans bölgesine dönüştürür. Bu dönüşümde bir dezavantaj da söz konusudur; sinyalin zaman bilgisinin kaybolması. Yani bir sinyalin Fourier dönüşümüne bakıldığında, özel bir olayın nerede gerçekleştiğine dair bir şey söylemek imkansızdır [6, 9].



**Şekil 2.6** Bazı sinyallerin sinüzoidal bileşenleri [7].

Fourier analizi matematikte Fourier serileri altında incelenir. Periyodik olan bir  $f(x)$  fonksiyonu sonsuz sayıdaki sinüs ve kosinüslerin toplamının bir açılımı olarak ifade edilir. Bir fonksiyonun, sinyalin, analizinde Fourier serileri, sinüs ve kosinüs fonksiyonlarının ortogonal ilişkilerini kullanarak analiz yapar. Bir fonksiyon Fourier serileri ile aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$f(x) = \frac{1}{2}a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(nx) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin(nx) \quad (2.2)$$

Burada

$$a_0 = \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x) dx \quad (2.3)$$

$$a_n = \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x) \cos(nx) dx \quad (2.4)$$

$$b_n = \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x) \sin(nx) dx \quad (2.5)$$

formüllerleriyle katsayılar bulunur.

$f(t) = f\left(\frac{2\pi t}{T}\right)$  olduğunu kabul edersek Fourier serilerinin formülü aşağıdaki gibi olur.

$$f(t) = \frac{1}{2}a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos\left(\frac{2\pi n t}{T}\right) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin\left(\frac{2\pi n t}{T}\right) \quad (2.6)$$

Bu eşitlikte katsayılar,

$$a_n = \frac{2}{T} \int_{-T/2}^{T/2} f(t) \cos\left(\frac{2\pi n t}{T}\right) dt \quad (2.7)$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_{-T/2}^{T/2} f(t) \sin\left(\frac{2\pi n t}{T}\right) dt \quad (2.8)$$

$e^{inx} = \cos(nx) + i\sin(nx)$  eşitliği kullanılırsa,

$$f(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} c_n e^{-i \frac{2\pi n t}{T}} \quad (2.9)$$

$$c_n = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} f(t) e^{i \frac{2\pi n t}{T}} dt \quad (2.10)$$

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{-j\omega t} d\omega \quad (2.11)$$

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{j\omega t} dt \quad \text{olur.} \quad (2.12)$$

Yukarıda ki formüllerde zaman bölgesinden frekans bölgesine geçiş yapılmıştır, burada  $\omega$  ifadesi frekansı yani açısal hızı ifade eder. Fourier dönüşümleri, periyodik olmayan sürekli sinyallere, periyodik sürekli sinyallere, periyodik olmayan ayrık sinyallere ve periyodik ayrık sinyallere uygulanır. Bu sinyallerin matematiksel karşılığı birbirinden farklı zamana göre değişen fonksiyonlardır.

### 2.2.2 Kısa zamanlı fourier dönüşümü (KZFD)

Durağan sinyaller için mükemmel netice veren Fourier dönüşümü, maalesef durağan olmayan sinyaller için oldukça kötü sonuçlar üretir, hatta yetersiz kalır [10]. Denis Gabor [5], pencereleme tekniğini kullanarak, işaretin küçük bir parçasını zaman tanım aralığında ele almış, işareti zaman ve frekansın fonksiyonu olarak iki boyutta ifade edebilmiştir. Bu sinyal işleme yönteminde sinyalin belirli bir kesimi durağan kabul edilebilecek bir pencereden geçirilir ve yerel bir frekans parametresiyle Fourier dönüşüm işleminden geçirilir. KZFD’de sinyal küçük çerçevelere bölünür ve bu çerçeve anlarında sinyalin durağan olduğu kabul edilir. Durağanlığın geçerli olduğu bu çerçeveler sinyalin bir pencere fonksiyonu ile çarpılmasıyla elde edilir. Fourier dönüşümü’nün yerelleştirilmesi fikrine dayanan bu teknik ilgilenilen yerde uygun bir pencere seçilerek dönüşüm gerçekleştirilir [4, 10].

KZFD temel bir pencere fonksiyonundan zaman alanında kaydırma ve frekans parametreleri olmak üzere iki ayrı şekilde türetilir. Burada kullanılan pencere fonksiyonu eşitlik 2.13 ile ifade edilmiştir. Pencere fonksiyonu sonlu enerjiye sahip olması ve integralinin alınabilmesi gerekmektedir. KZFD yönteminde zaman ekseninde bir  $t$  noktasına  $w(t)$  pencere;

$$g_{w,\tau}(t) = e^{j\omega t} w(t - \tau) \quad (2.13)$$

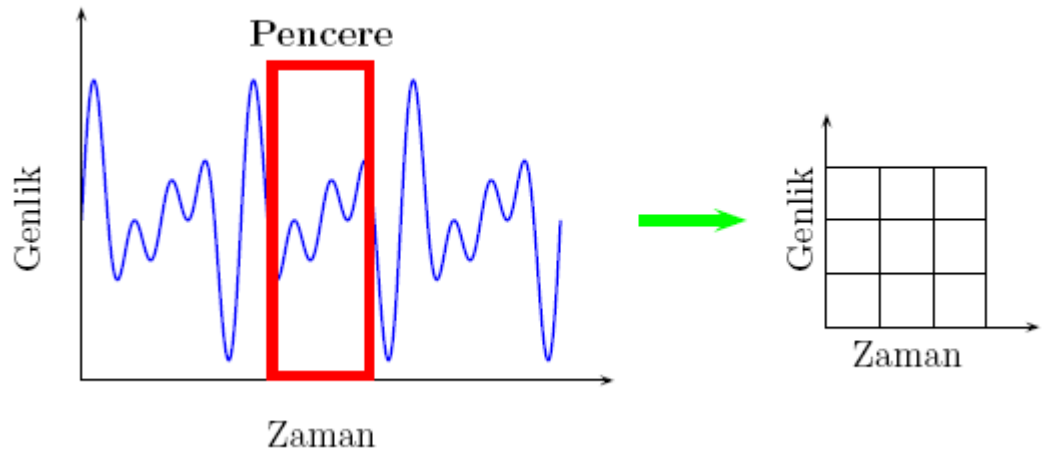
fonksiyonunu yerleştirilerek pencerelenmiş fonksiyonun Fourier dönüşümü gerçekleştirilir. Daha sonra pencere kaydırılır ve tekrar Fourier dönüşümü alınarak işleme devam edilir. Bu yöntemin matematiksel ifadesi eşitlik 2.14'de ifade edilmiştir.

$$KZFD(\omega, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \overline{w(t - \tau)} e^{-j\omega t} dt = \langle g_{w,\tau}(t), f(t) \rangle \quad (2.14)$$

KZFD'münde en önemli faktör çerçeve boyutunun belirlenmesidir. KZFD ile ilgili analiz penceresinin seçimi farklı sinüzoidal bileşenlerin ortaya çıkarılmasını ve spektrumun düzgünlüğünü de belirler [5]. Bundan dolayıdır ki, sinyal analizcileri birçok yeni pencere geliştirmişlerdir.

Gabor [11] diye bilinen dönüşüm esasında KZFD'mün ta kendisidir. Gabor tarafından kullanılan pencerelerden biriside Gaussian penceresidir. Fourier dönüşümü zamanlama eksikliğini gidermek için, Gabor (1946) sinyali zaman alanında küçük pencereler halinde analiz edebileceği fikrini ortaya atmış ve başarı sağlamıştır. KZFD bir sinyalin zaman ve frekans görünüşü arasında uzlaşmasını sağlar. Yani sinyalin ne zaman ve hangi frekansla oluştuğu hakkında bilgi verir. Fakat bu bilgiler sınırlı doğrulukta elde edilir. Çünkü doğruluk pencerenin boyutuyla ilgilidir (Şekil 2.7). Pencere boyutu büyükse frekans çözünürlüğü iyi, pencere boyutu küçükse frekans çözünürlüğü düşük olur [12]. Yöntem, zaman sinyali  $f(t)$  ve bir yaklaşık zaman penceresi  $w(t)$  ile çarpılmasıyla klasik Fourier dönüşümü tekniğinden türetilir.





Şekil 2.7 Kısa zaman Fourier dönüşümü.

$$w(t) = \beta e^{-\alpha t^2} \quad \alpha, \beta > 0 \quad (2.15)$$

Bu eşitlikteki;  $\alpha$  genişliği,  $\beta$  ise normalizasyon faktörünü göstermektedir.

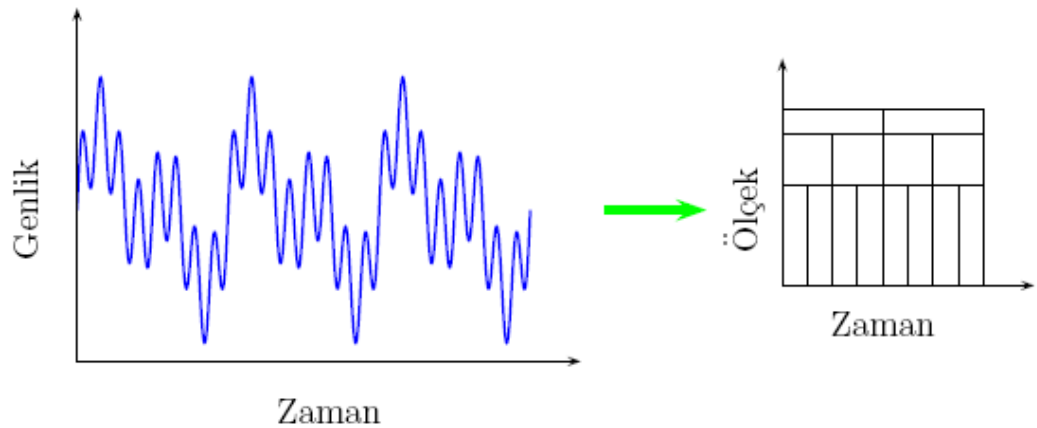
KZFD'nün en önemli sorunu pencere boyutunun sabit olmasıdır. KZFD sinyalin zaman ve frekans bilgilerini içermesi önemini artırır ama pencere  $w(t)$  fonksiyonunun bütün sinyal boyunca sabit kalması iyi bir analiz değildir. Çözünürlüğün yani detayların fazla olması gereken sinyal zamanları olabilir bu durumda pencere boyutunun değişebilir boyutta olması istenir. Bir çok işaret daha esnek yaklaşımlara yani zaman veya frekans hakkında daha çok bilgi alabilmek için değişebilen pencereleme tekniklerine ihtiyaç duymaktadır [11].

### 2.2.3 Dalgacık (wavelet) dönüşümü

Dalgacık dönüşümü, veri sinyali ile ana dalgacık dediğimiz sinyallerin bileşimi olarak karşımıza çıkar, yani sinyalden sinyal üretmektir, ve bu sinyali bir şekilde kodlayarak ifade etmek diyebiliriz. Dalgacık dönüşümünde veriler yani bir ana dalgacık ile birleştirilir ve elde edilen sinyal ölçek katsayısı dediğimiz bir katsayı ile ölçek zaman boyutunda ifade edilir. Burada bizim istediğimiz zaman ölçek boyutunda gösterilen eğride esasında frekans bilgisi de mevcuttur. Haliyle bu bize Fourier analize göre bir avantaj hatta üstünlük sağlamaktadır, çünkü sinyali hem frekans bölgesinde hemde zaman bölgesinde inceleyebilmektedir. Bu olay tıp

elektronisinde istenilen bir durumdur. Tıp sektöründe sinyalleri sadece frekans olarak değil aynı zamanda zaman bölgesinde genliklerini görebilmek gerçekten de aranan bir durumdur. Bu haliyle dalgacık dönüşümü son zamanlarda özellikle tıp sektöründe kullanılan popüler bir sinyal işleme metodu olarak karşımıza çıkar ve yavaş yavaş Fourier analizin yerini alır ve almaktadır [4, 10].

Dalgacık dönüşümü, değişken boyutlu pencereleme tekniğidir. Ayrıca hem uzun zaman aralığında alçak frekans bilgisini, hem de kısa zaman aralığında yüksek frekans bilgilerini belirlememize yardımcı olur. Fourier dönüşümünün aksine sadece zaman-frekans bölgesinde değil, aynı zamanda zaman-ölçek bölgesini kullanır (Şekil 2.8). Dalgacık dönüşümünde sinyaller yerel olarak daha iyi analiz edilirler. Dalgacık dönüşümü sonucunda elde edilen spektral bileşenlerin çizimi zaman içerisindeki süreksizliğin kesin yerini gösterir. Dalgacık dönüşümü yardımıyla bir sinyali sıkıştırma (compression) veya arındırma (de-noising) işlemi sinyalin orijinalini bozmadan kolayca yapılabilir [12].

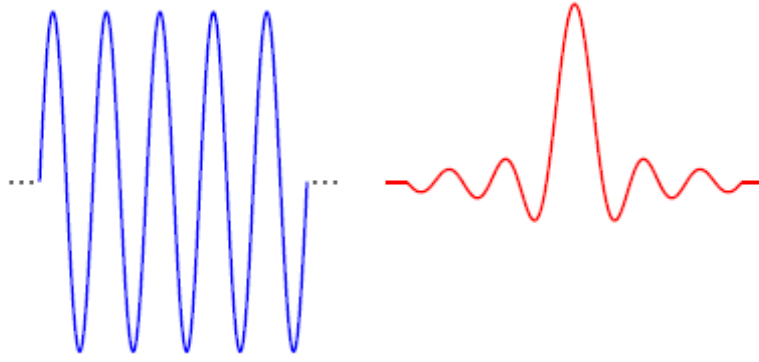


**Şekil 2.8** Dalgacık analizi.

Dalgacık dönüşümü yeni gelişmekte olan bir sinyal işleme yöntemidir, durağan olmayan sinyaller ve nümerik sinyal işleme üzerine oldukça fazla kullanılmaktadır. En iyi ve eski sinyal işleme yöntemlerinden olan Fourier dönüşümü, sinyali dönüştürürken frekans bölgesine taşır, sinyalin zaman bilgisi kaybolur, durağan kendini sürekli tekrar eden sinyallerde bu sorun teşkil etmez ama durağan olmayan yani EEG gibi ve birçok diğer sinyaller ne zaman ne değer alacağı ve ne olacağı belli olmayan sinyallerdir, bu sinyallerin analizinde dalgacıkların yapısı itibarıyla dalgacık dönüşümü kullanılır. Dalgacık dönüşümü farklı frekanslarda durağan

olmayan güce sahip zaman serisi sinyallerin analizinde kullanılabilir [13]. Durağan olmayan sinyallerin analizinde Fourier dönüşümü yeterli olmamaktadır [10].

Birçok veri sinyali, önemli sayılabilecek durağansızlıklar veya geçici özellikler (eğim, ansızın değişim, kırılma ve olayların başlangıç ve bitişleri) içerebilir. Bu beklenmedik özellikler ve durağansızlıklar, veri sinyalinin en önemli kısımları olabilmektedir (özellikle EEG ve EKG vb.) , bu noktada dalgacık dönüşümü kullanımı bir zorunluluk olarak karşımıza çıkmaktadır [14].



**Sekil 2.9** Sinüs dalgası ve dalgacık örneği.

Dalgacık dönüşümü analizinde kullanılan ana dalgacığın öncelikle aşağıdaki iki şartı sağlayan bir gerçek değerli fonksiyon  $\psi(x)$  olması gerekir [15].

1.  $\psi$  'nin integrali sıfırdır:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(x) dx = 0 \quad (2.16)$$

2.  $\psi$  'nin karesinin integrali bire eşittir:

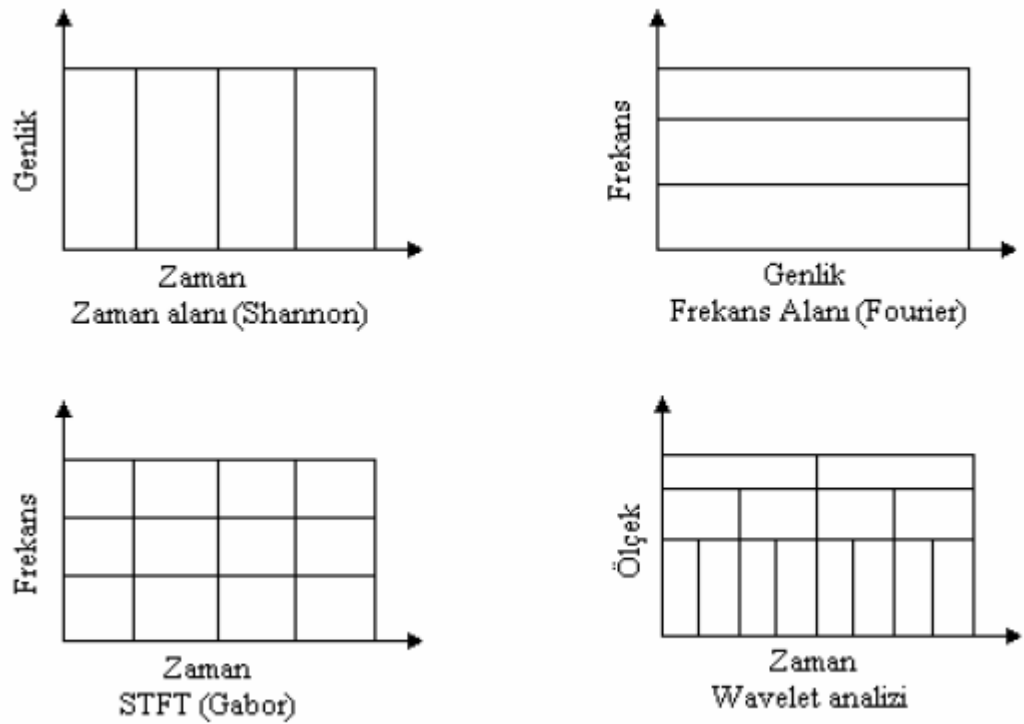
$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi^2(x) dx = 1 \quad (2.17)$$

Fourier dönüşümünün bir gelişmiş versiyonu olan KZFD'mü sinyalleri analizi bakımından dalgacık dönüşümüne benzese de, KZFD'mündeki sabit pencere ile yapılan analiz sinyallerin yerel noktadaki analizi yani çözünürlüğü sınırlıdır. Analizi yapılacak sinyalin tümü sabit zaman pencere ile analize tabi tutulur buda çözünürlüğü azaltır. Durağan olmayan sinyaller bazı zaman dilimlerinde hassas yaklaşıma ihtiyaç duyarlar, bu noktada KZFD'mü zayıf kalır.

Pencere büyüklüğü değiştirilebilen dalgacık dönüşümünde özellikle durağan olmayan sinyallerin analizini zaman-ölçek bölgesine taşıyarak analiz eder. Dalgacıkların yapısı gereği yerel sinyallerin analizi ayrıntısıyla gerçekleştirir. Bu da özellikle EEG, elektromiyografi (EMG), EKG gibi sinyallerin yani tıp biliminde aranılan bir sinyal işleme yöntemi olmasını sağlar. Aynı zamanda dalgacık dönüşümü tüm sinyalin frekans-zaman bilgisini korurlar bundan dolayı durağan olmayan sinyallerin bu metotla incelenmesi iyi sonuçlar sağlar [5].

Fourier dönüşümünde, süreksiz sinyallerde, sinyalin frekans değeri ve genlik değeri gözükür, oysa ki dalgacık dönüşümünde süreksizlik değişimini gözlemleyebiliriz. Süreksizlik gösteren ve dik sıçramalar içeren sinyallerin analizinde dalgacık dönüşümünün kullanımı Fourier dönüşümüne göre avantajdır [12]. Dalgacık dönüşümü, başka sinyal işleme yöntemlerinin yakalayamadığı eğimleri, bozulma noktalarını, yüksek dereceli türevlerde süreksizlikleri ve benzerlikleri çıkarmada başarılıdır [10].

Dalgacık dönüşümünde, sinyal, dalgacık ölçekleri ile gösterilir, bu ölçek ile gösterim daha küçüktür, dolayısıyla dalgacık dönüşümü veri sıkıştırma, hızlı veri iletimi, gürültüden arındırma, sinyal onarımı ve hızlı sayısal algoritma uygulamaları için anahtar teşkil eder [16]. Şekil 2.10 zaman tabanlı (Shannon), frekans tabanlı (Fourier), KZFD (Gabor) ve dalgacık dönüşümlerini ilişkilendirmektedir [10].

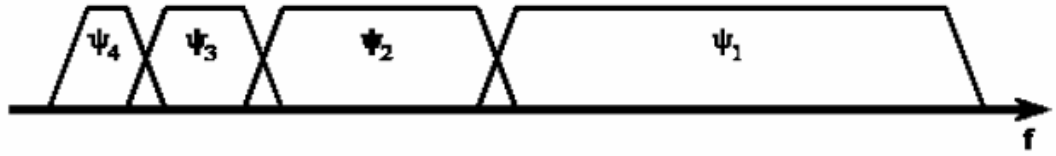


Şekil 2.10 Sinyal analiz yöntemleri arasındaki ilişki.

Dalgacık dönüşümündeki dalgacıkları düşündüğümüzde bu dalgacıkların ortalama değeri sıfırdır ve sınırlı yapıdadır. Sinüzoidal dalga, sınırı olmayan bir devamlılık gösterir. Fourier dönüşümü analizinde, sinyali sinüs temel fonksiyonları ile temsil etme yatar, dalgacık dönüşümünde dalgacık fonksiyonları kullanıldığından keskin süreksizlikleri içeren veri yaklaşıklıkları için uygun bir metottur.

Bir dalgacığın değişen ölçekler için frekans tayfları aşağıdaki Şekil 2.11'de temsil edilmektedir. Her bir dalgacık bant geçiren süzgeç olarak alınırsa bunun ölçeklenmiş serisi de bant geçiren süzgeç serisi oluşturacaktır. Her bir spektrumun merkez değeri ile bant genişliği oranına bakacak olursak hepsinde bu oranın eşit olduğu görülür. Bu oran normalde süzgecin iyilik faktörü  $Q$ 'dur, yani sabit  $Q$  süzgeç serisi elde edilmiş olur [5].

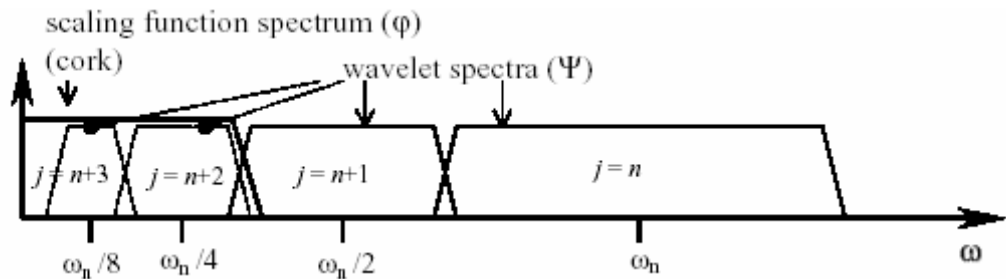
Birçok uygulamada zaman-bant genişliği çarpımının farklı frekans ve farklı zamanlarda bölümlenebilmesi istenir. Şekil 2.11'den de görülebileceği gibi bu amaca dalgacık dönüşümüyle ulaşılır [4, 12].



**Şekil 2.11** Değişik ölçeklerdeki dalgacıklar için frekans spektrumları ( $\psi^1$  en küçük ölçeğe karşılık düşen dalgacığı temsil eder).

Bununla birlikte  $\psi(t)$  dalgacığının bant-geçiren yapısı bu eşlemeyi zaman-frekans boyutuna olan bir eşlemeyle hemen hemen aynı yapar. Sürekli ölçek ve öteleme parametreleriyle yapılan dalgacık dönüşümü fazlaca gereksiz ve ters dönüşümü tek çözümlü değildir. Bu yapıyla sürekli dalgacık dönüşümü daha az pratik öneme sahiptir. Sürekli dalgacık dönüşümündeki bu fazla gereksizlik ölçeğin 2'nin katlarıyla değiştiği ikili dalgacık parametreleriyle ( $a=2^j$  ve  $b=k2^j$  gibi) ortadan kaldırılır [4]. Bu dalgacık sabitleri aynı zamanda sinyalin yüksek frekans bilgisini de verdikleri için detay sabitleri adını da alırlar [5].

Eğer analiz ölçekleme fonksiyonu ve dalgacıkların bileşimi kullanarak yapıyorsa ki genel olarak bu tip analize çok çözünürlüklü analiz adı verilir, ölçekleme fonksiyonu spektrumun ölçeğe ait bölgesinin tamamını, dalgacıklar ise bu bölgede geri kalan detaylarını verir. Daha küçük ölçek daha fazla detay demektir [4, 10]. Bu işlem aşağıdaki Şekil 2.12'de temsil edilmektedir.

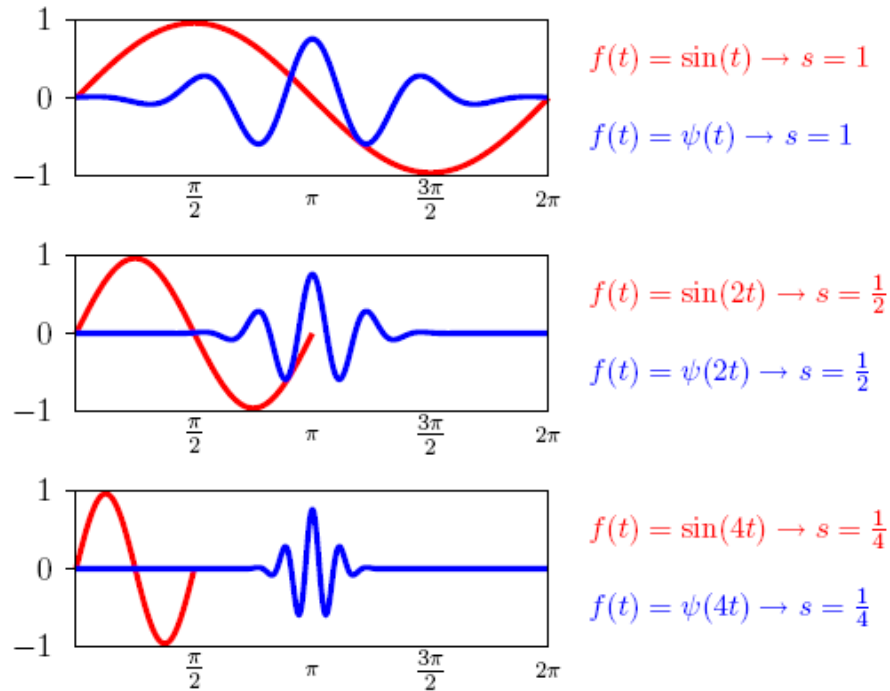


**Şekil 2.12** Ölçekleme ve dalgacık fonksiyonlarının spektrumları [4].

Esasında olayın matematiğine inerseniz, veriyi farklı frekans bileşenlerine ayıran ve sonra her bir bileşeni, bileşenin ölçeğiyle eşleştirilmiş bir çözünürlükte çalışan fonksiyonlardır

diyebiliriz. Bu olay keskin, sivri uçlara sahip verilerin analizinde çok büyük kolaylıklar ve kesin net sonuçlar verir bu noktada Fourier analizi, bu veri incelemelerinde sinyal analizi için yetersiz kalır, tabii bu istenmeyen bir durumdur.

Dalgacık dönüşümü, veriyi farklı ölçeklerde ve çözünürlükte analiz ettiği için ayrıntılı bir analiz yapmış olur, çünkü ölçek her defasında iki kat artar ve buna göre analiz tekrarlanır, dolayısıyla çözünürlük artmış olur, çözünürlük fazla olunca sinyal işlemede haliyle ayrıntılı olmaktadır, bu haliyle tıp elektronisinde aranan bir durumdur, özellikle kalp atışlarının incelenmesi, beyin dalgalarının incelenmesi durumlarında üstünlük sağlar ve oldukça fazla kullanılır.



**Şekil 2.13** Sinüzoidal ve dalgacıkta ölçek faktörü [6].

Dalgacık dönüşümünde, sinyale, zaman-ölçek perspektifinden bakılır, ölçek yerel düzenlilik bilgisini (genlik) verirken, zaman dalgacığının oluşum anını gösterir. Ölçekleme işlemi, bir fonksiyonu yatay eksen boyunca belli bir oranda sündürmek veya büzmektir. Şekil 2.13’de sinüs ve dalgacık fonksiyonlarındaki ölçek faktörünün etkisi görülmektedir. Buradan da anlaşılacağı üzere ölçek küçüldükçe dalgacık o oranda sıkıştırılır. Küçük ölçekli dalgacıklarda,

veri sinyalinin kırılma anı, kenar tespiti vb. olayların daha iyi analiz yapılacağı görülmektedir, buda dalgacık dönüşümünün KZFD'münden bir üstünlüğüdür [16].

Dalgacık dönüşümü bugün bilimin tüm alanlarında kullanılmaktadır, ama özellikle kuantum fiziği yani nükleer enerji, sinyal ve gürültü işleme, ses ayırma, jeolojik incelemeler yani deprem tahminleri, görüntü ve veri sıkıştırma gibi uygulamalar sıralanabilir.

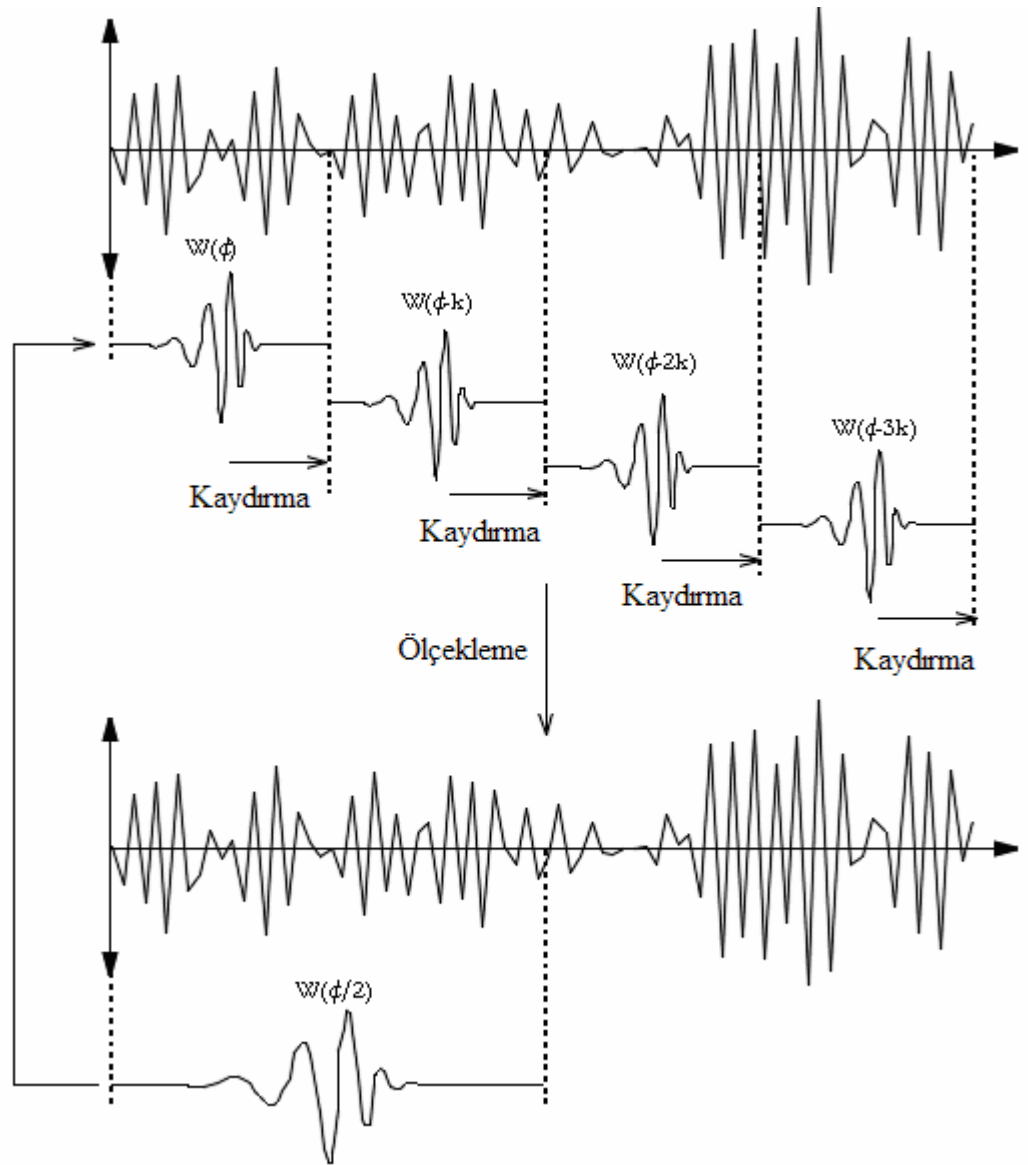
Dalgacık dönüşümünde de Fourier analizde ki gibi sinyali alt bileşenlere böler. Fourier analizi bir sinyalin analizini yaparken sinyalin farklı frekanslardaki sinüs ve kosinüs bileşenlerine böler. Dalgacık dönüşümü ise sinyali ana dalgacığın ölçeklenmiş ve kaydırılmış alt dalgacıklarına böler.

Durağan olmayan türdeki sinyallerin işlenmesinde, sinyalin zaman ve frekans bölgeleri arasında bir ilişki elde etmek çok yararlı olmaktadır. Fourier analizi sinyali sadece frekans bölgesine taşıdığından sinyalin zamandaki bilgileri kaybolmaktadır buda özellikle tıp elektroniğinde büyük sorunlara yol açmaktadır, çünkü burada doktorlar zamanla sinyalin yerel bilgilerini oldukça fazla kullanmaktadırlar. Dolayısıyla sinyalin zaman içerisindeki dalgalanmalarını yani yerel bilgilerini görmek istemektedirler. Bu noktada dalgacık dönüşümü ana dalgacığın kaydırılmasıyla zaman bölgesinde, ana dalgacığın ölçeklenmesiyle de frekans bölgesinde sinyallerin bilgilerini içinde barındırır, ana dalgacık kaydırılır ve ölçeklenir ve sinyale uygulanır sinyal ile bileşenler elde edilir buradan sinyalin içindeki bilgiler ile dalgacık arasındaki ilişki ölçek katsayıları olarak karşımıza çıkar [17].

İşaret işleme yöntemlerinin hepsi bir bilgiyi elde etmeye çalışırlar, bu noktada orijinal sinyallerden başka sinyaller elde edilir, orijinal sinyaller tekrar elde edilebilmelidir, eğer tekrar elde edilebiliyorsa bu gerçektende bilim dünyasında bir geçerlilik arz eder ve işaret işleme yöntemi olarak kullanılabilir [8].

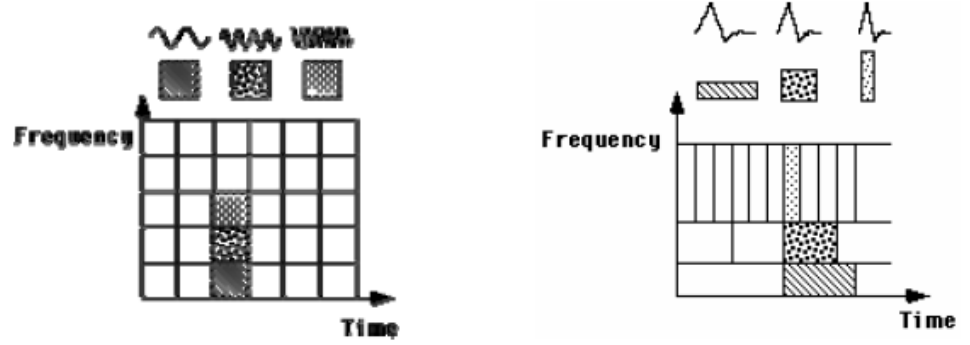
Dalgacık dönüşümü zamana göre kaydırılan aynı ölçek katsayısına sahip dalgacığı kullanılır, bu olaya aynı zamanda pencereleme de denir. Pencere sinyal boyunca kaydırılarak veri sinyali ve dalgacık bileşenlerine ayrıştırılır. Bu pencereleme küçük büyük ölçekli dalgacıklarla tekrar edilir ve sonunda sinyalin bir zaman-frekans bilgileri bir grafik olarak bulunur (Şekil 2.14). Dalgacık dönüşümü sinyal analizinin gerçektende üstünlüğü bu noktada ortaya çıkar çünkü ayarlanabilir ölçekteki pencereleme sistemi sinyalin tam ayrıntısıyla incelenebilmesini sağlar. Özellikle durağan olmayan beyin sinyalleri için mükemmel sonuçlar verir [18].





Şekil 2.14 Dalgacık analizinin aşamaları [7].

Dalgacık dönüşümünde çoklu pencereleme sistemi kullanıldığı için, sinyal analiz çözünürlüğü oldukça iyidir, sinyalin zaman-frekans bölgesi gösterimini değil, zaman-ölçek bölgesi gösterimini kullanır (Şekil 2.15), [8].



Şekil 2.15 Fourier ve dalgacık analizlerinin zaman frekans ölçeğinde gösterimi [7].

### 2.2.3.1 Sürekli dalgacık dönüşümü

Sürekli dalgacık dönüşümü (SDD), bütün zaman aralığı boyunca dalgacık fonksiyonu  $\psi$  'nin ölçeklenmiş ve kaydırılmış şekliyle sinyalin çarpımından oluşur. Sürekli dalgacık dönüşümünün sonucunda birçok dalgacık katsayısı elde edilir bunlar ölçek ve pozisyon fonksiyonlarıdır [11]. Dalgacık dönüşümü temel dalgacık fonksiyonu olan  $\psi(t)$  'nin  $a$  ölçek parametresi ve  $b$  zaman parametresi öteleme kullanılarak, zamana bağlı  $f(t)$  fonksiyonuna uygulanmasıdır. Dalgacık dönüşümünü yapan formüller aşağıdaki gibidir. Formül zamana bağlı olarak sinyal fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonunun bileşimidir.

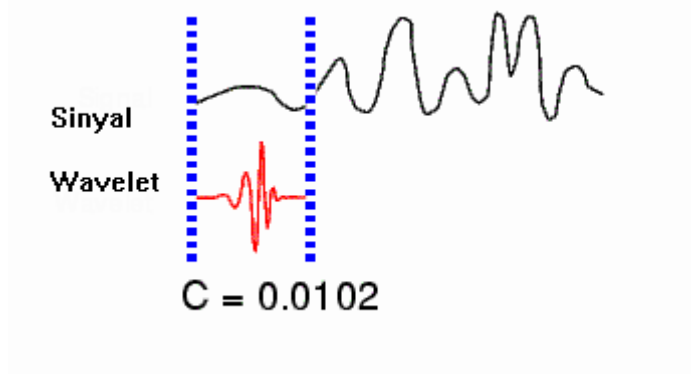
$$W(a,b) = \int X(t) \cdot \overline{\psi_{a,b}(t)} dt \quad (2.18)$$

$$W(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \overline{\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt \quad (2.19)$$

Bu eşitlikteki  $W(a,b)$  dalgacık dönüşümü katsayılarıdır.  $\overline{\psi}(t)$ ,  $\psi(t)$  temel dalgacık fonksiyonunun karmaşık eşleniğidir.

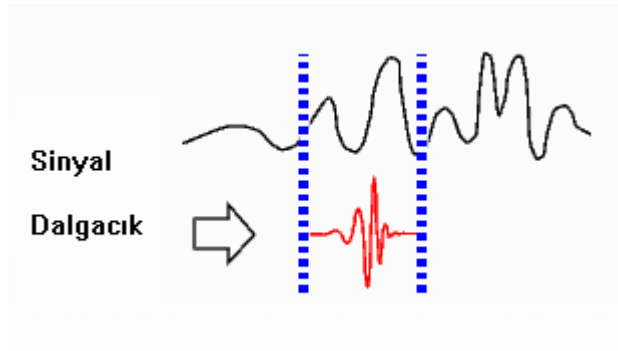
SDD'nün çalışma prensibi: Dalgacık dönüşümünde önce kullanılacak olan ana dalgacık seçilir, bu ana dalgacık bizim verilerimizin içinde bulunduğu sinyal ile karşılaştırılır.

Dalgacık sinyali ile sinyalin ilk kısmının birbirine ne kadar benzediği bir  $C$  katsayısı hesaplanır. Bu katsayı ne kadar büyük ise ana dalgacık ve sinyal o zamanlarda o kadar benzerdir denir. Şekil 2.16'da orijinal sinyal ile dalgacık sinyali pencere metodu ile karşılaştırılmış ve  $C$  değeri hesaplanmıştır [7, 17].



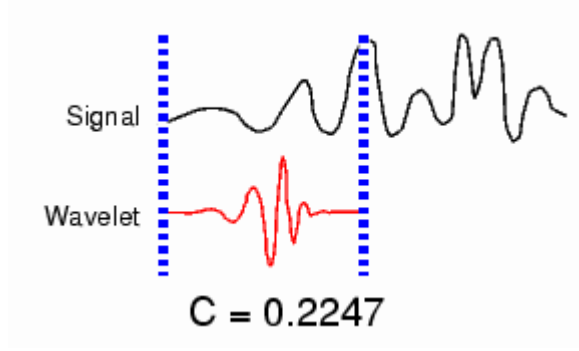
Şekil 2.16 Sinyal ile küçük ölçekli dalgacığın karşılaştırılması.

Şekil 2.17'de dalgacık sinyali sağa doğru kaydırılır ve sinyalin diğer kısmıyla tekrar karşılaştırılır. Biz bu olaya bir pencere sağa kaydırma da diyebiliriz ve  $C$  katsayısı tekrar hesaplanır yani benzeşme katsayısı. Sinyaller birbirlerine ne kadar benzer ise bu katsayı o kadar büyük çıkar.



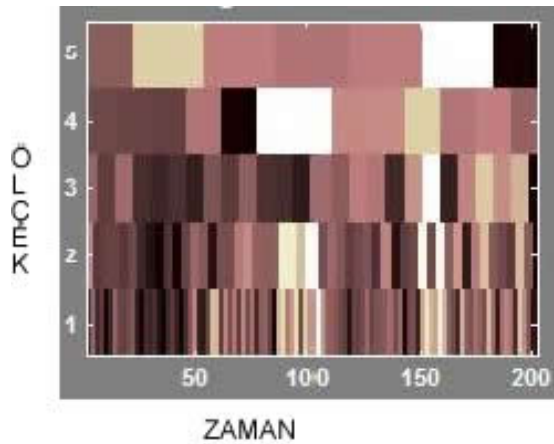
Şekil 2.17 Sinyal ile kaydırılmış küçük ölçekli dalgacığın karşılaştırılması.

Ana dalgacık bir pencere sağa kaydırma işlemi sinyalin sonuna kadar devam ettirilir ve tüm katsayılar elde edilir. Şekil 2.18'de görüldüğü gibi ana dalgacığın ölçeği artırılır ve tüm sinyal baştan sona tekrar bölümler halinde (pencereler) sinyalle karşılaştırılır ve katsayılar elde edilir [17].

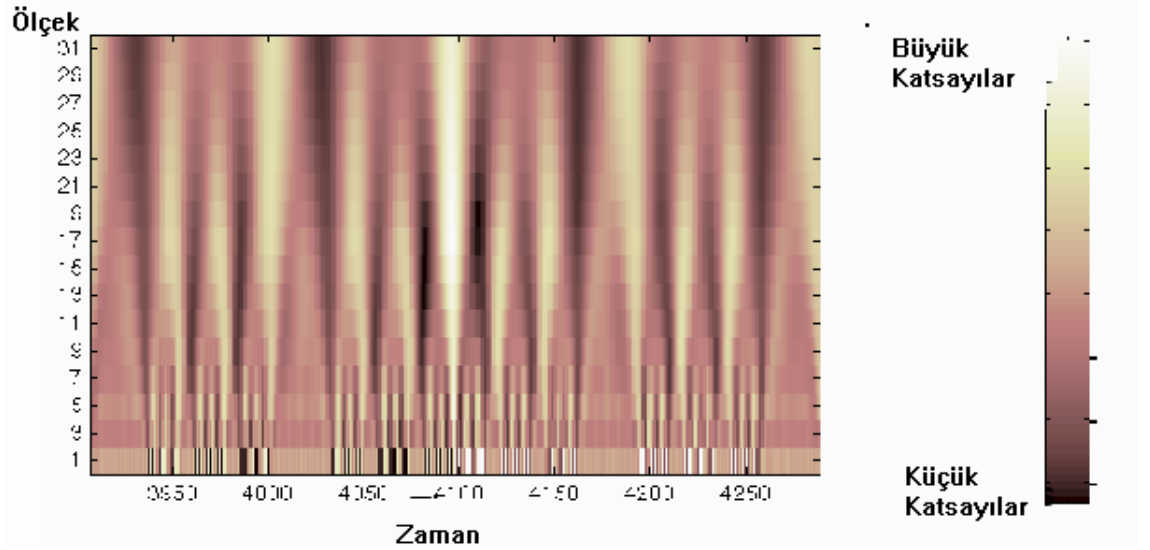


Şekil 2.18 Sinyal ile kaydırılmış büyük ölçekli dalgacığın birleşimi.

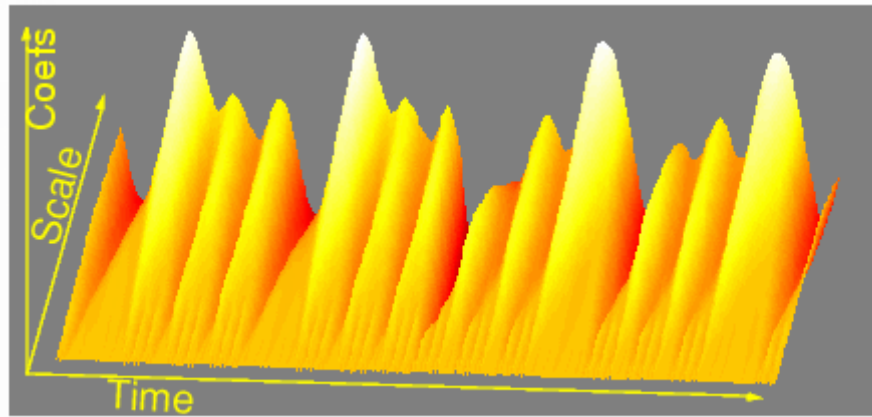
Bu işlemlerin sonunda sinyalin farklı zamanlarında, farklı ölçeklerde ki katsayıları elde ederiz. Bu bize, sinyalin ölçek-zaman eğrisini verir ve aşağıdaki eğrileri elde ederiz (Şekil 2.19, Şekil 2.20, Şekil 2.21). Sinyalde hiçbir değişme, bozulma söz konusu değildir sadece sinyalin analizi yapılmıştır, tüm bilgiler sinyalde mevcuttur.



Şekil 2.19 İki boyutlu ölçek- zaman eğrisi.



**Şekil 2.20** Dalgacık dönüşümünden hesaplanan katsayıların zamanla değişen İki boyutlu gösterimi [7].



**Şekil 2.21** Dalgacık dönüşümünden hesaplanan katsayıların zamanla değişen üç boyutlu gösterimi [17].

Dalgacık dönüşümü sonucunda elimizde ölçek ve katsayılar bulunur, geniş ölçekli ana dalgacık katsayıları bize sinyalin kaba sinyal özelliklerini koyar, küçük ölçekli ana dalgacık katsayıları ise küçük ayrıntı özelliklerini ortaya çıkarır. Bu da çok karmaşık sinyallerin

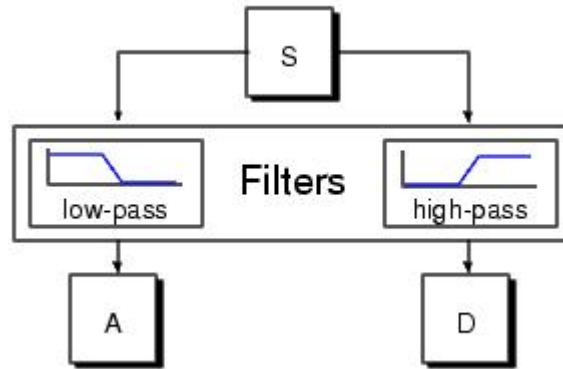
analizinde üstünlük sağlar ve aranılan bir durumdur. Dalgacık dönüşümünde yapılacak işleme göre ana dalgacık prototipini seçmek önemlidir.

### 2.2.3.2 Ayrık dalgacık dönüşümü

Dalgacık dönüşümünde tüm ölçek aralığında analiz yapılırsa çok büyük veri yığınları oluşur ve çok fazla işlem yapmak gerektirir. Bu istenmeyen bir durumdur bu yüzden belirli ölçek grupları tespit eder ve bu aralıkta analizleri yaparsak, bu analize Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD), (Discrete Wavelet Transform) denir [17]. Pratikte en çok kullanılan yöntem, ölçek ve konum değerleri için ikinin kuvveti olacak şekilde seçilmesidir. Çalışma sistemi ve matematiksel kuram olarak her şey SDD'ndeki gibidir.

ADD, 1988 yılında Mallat tarafından filtreler kullanılarak geliştirilmiştir. Mallat algoritması olarak da bilinen bu yöntem, iki kanal alt bant kodlayıcısı ile yapılan hızlı bir dalgacık dönüşümü yapan filtreleme algoritmasıdır [15, 16, 17].

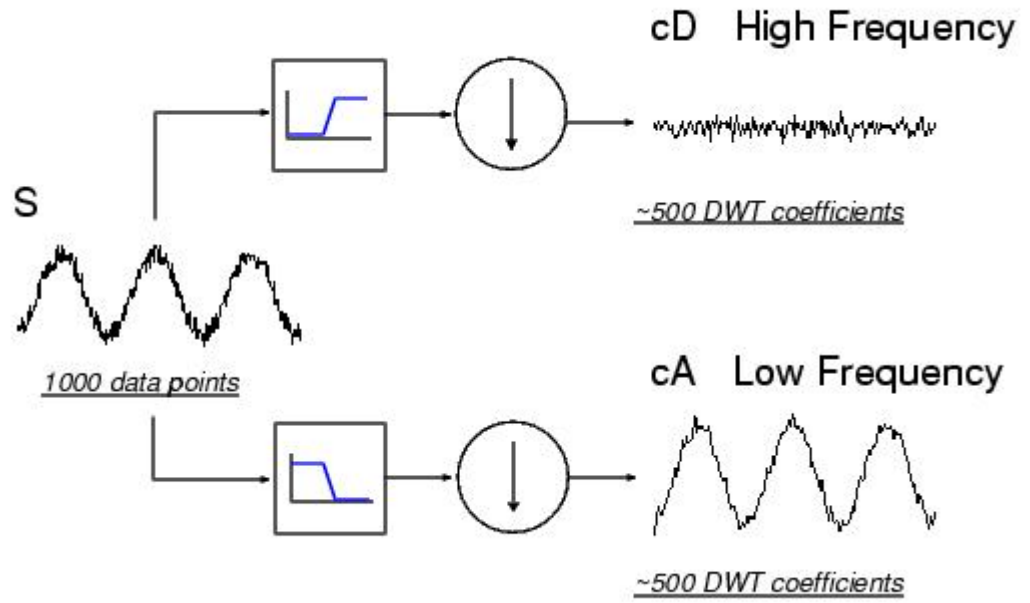
ADD, sinyalleri, iki ana bileşene ayırır. Bu işlem filtreler kullanılarak yapılır. Bu ana bileşenlerden birincisi düşük frekanslı bileşenler yani alçak geçiren filtre çıkışlarıdır, bir diğeri ise yüksek frekanslı bileşenler yani yüksek geçiren filtre çıkışlarıdır.



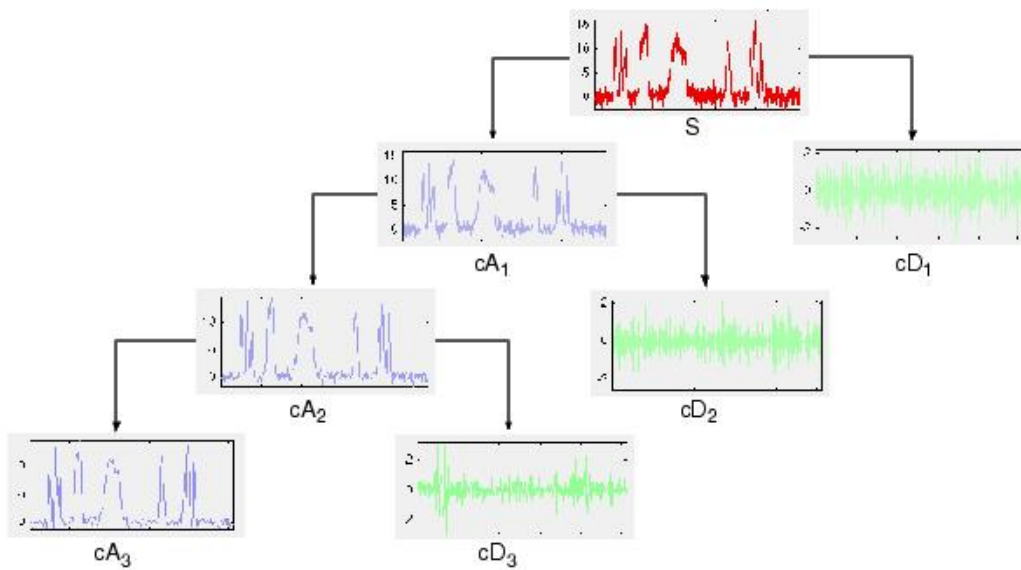
Şekil 2.22 Sinyalin (S) ana bileşenlerine ayrıştırılması.

ADD'nde oluşan, ana bileşenlerden düşük frekanslı bileşenlerine yaklaşımlar (approximations=A), yüksek frekanslı bileşenlerine ise detaylar (details=D) denir (Şekil 2.22). ADD işlemine tabi tutularak ayrıştırma işlemi uygulanan S sinyali eşit sayıda alt frekans

bileşenine yani yaklaşımlara (A) ve yüksek frekans bileşenine yani detaylara (D) ayrıştırılır (Şekil 2.23).



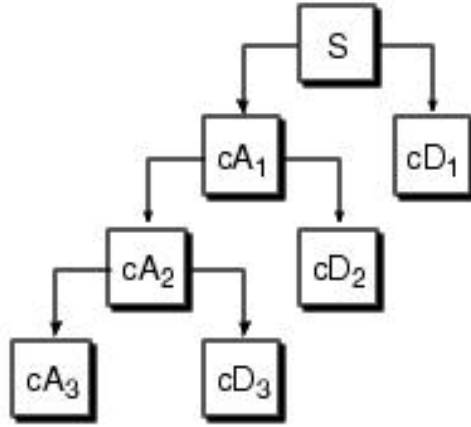
Şekil 2.23 Sinyalin düşük ve yüksek frekanslı bileşenlere ayrıştırılması [17].



Şekil 2.24 Yaklaşım ve detay bileşenlerinin dalga görüntüleri.

EEG sinyallerinde ve birçok sinyalde olduğu gibi, düşük frekanslı bileşenler önemli değerler içerirler. Sinyal içindeki önemli bileşenler bu alçak frekans bileşenleridir. Tabii bu iki bileşen sinyalin kendisini oluşturur, yani sinyalin içinde ikisi de vardır. Bu alçak frekans bileşeni, sinyalin tanınma özelliklerini içerir. İnsan beyninin ürettiği dalgalar olan Alfa, Beta, Teta ve Delta sinyalleri de alçak frekans sınırı içerisinde yer almaktadır.

Alt bileşenlere ayrıştırma işlemi, aynı sinyal üzerinde birkaç kez, hatta ihtiyaca göre daha fazla gerçekleştirilebilir, genelde alçak geçiren çıkışları yani yaklaşım çıkışları tekrar ADD'ne tabi tutulur. Burada anlamlı bir sinyal çözümü üretilene kadar ADD yani alt bileşenlerine ayrıştırma işlemine devam edilir. Bu işleme dalgacık ayrıştırma ağacı da denir. Şekil 2.24'de bir sinyalin birden fazla filtreleme işlemine tabi tutularak yaklaşım ve detay bileşenlerine ayrıştırılması verilmiştir. Şekil 2.25'de ayrıştırma işlemi blok diyagramlar kullanılarak gösterilmiştir.



**Şekil 2.25** Dalgacık ayrıştırma ağacı, ana sinyal alt bileşenlerin toplamından oluşur:  $S = A_3 + D_3 + D_2 + D_1$

Şekil 2.25'den de görüldüğü üzere, ADD'ne tabi tutulan sinyal (S) hiçbir kayba uğramaz, sadece ana dalgacıkla çarpılarak, bileşenlerine ayrıştırılmıştır. Buradaki  $A_3$  yaklaşım bileşeni, temel bileşendir. Yaklaşımlar, yüksek ağırlıklı, düşük frekanslı bileşenlerdir. Detaylar ise düşük ağırlıklı, yüksek frekanslı bileşenlerdir. Dalgacık dönüşümünde amaç görüldüğü üzere, sinyali yaklaşım ve detaylarına ayırmaktır. Elde edilen yaklaşım tekrar ikinci seviye yaklaşım ve detayına ayrıştırılır, bu işlem istenilen sonuç elde edilene kadar tekrarlanabilir.



ADD için;

$$ADD(m, n) = a_0^{m/2} \int f(t) \psi(a_0^{-m} t - nb_0) dt \quad (2.20)$$

$a = 2^j$  ve  $b = k2^j$  olarak alınır;

$$W_\psi f(k2^{-s}, 2^{-s}) = 2^{s/2} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi(2^s t - k) dt \quad (2.21)$$

$$\psi_{k,s}(t) = 2^{s/2} \psi(2^s t - k) dt \quad (2.22)$$

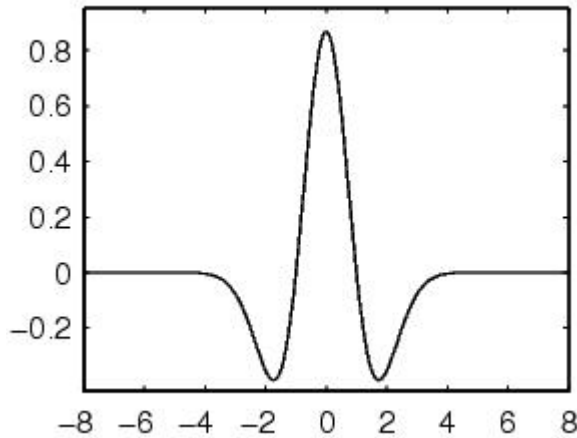
Şeklini alır.

### 2.2.3.3 Çok kullanılan ana dalgacık çeşitleri ve formülleri

Ayrık dalgacık dönüşümünde birbirinden farklı dalgacık çeşitleri kullanılır. Çok karşılaşılan bazıları aşağıda verilmiştir.

Meksika şapkası dalgacığı:

Meksika şapkası dalgacığı formülü denklem 2.23 ile verilmiştir. Grafikselle olarak ise Şekil 2.26'da gösterilmiştir.



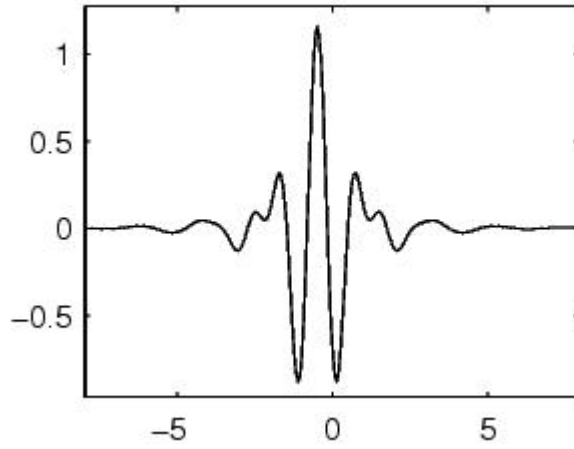
Şekil 2.26 Meksika şapkası dalgacığı.

$$\psi(x) = \left(\frac{2}{\sqrt{3}}\pi^{-1/4}\right)(1-x^2)e^{-x^2/2} \quad (2.23)$$

Meyer dalgacığı:

Meyer dalgacığı formülü denklem 2.24 ile verilmiştir. Grafiksel olarak ise şekil 2.27'de gsterilmiştir.

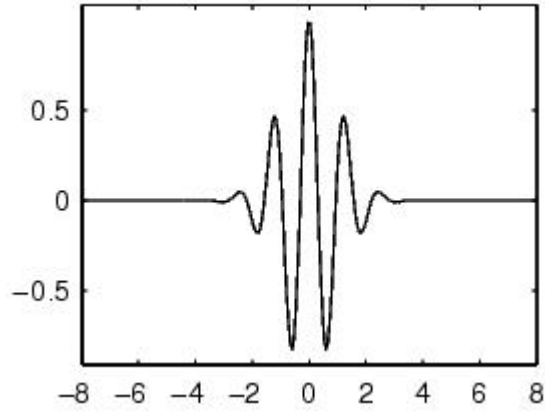
$$\bar{\psi}(\omega) = (2\pi)^{-1/2} e^{i\omega/2} \sin\left(\frac{\pi}{2}v\left(\frac{3}{2\pi}|\omega|-1\right)\right) \quad (2.24)$$



şekil 2.27 Meyer dalgacığı.

Morlet dalgacığı:

Morlet dalgacığı formülü denklem 2.25 ile verilmiştir. Grafiksel olarak ise şekil 2.28'de gösterilmiştir.

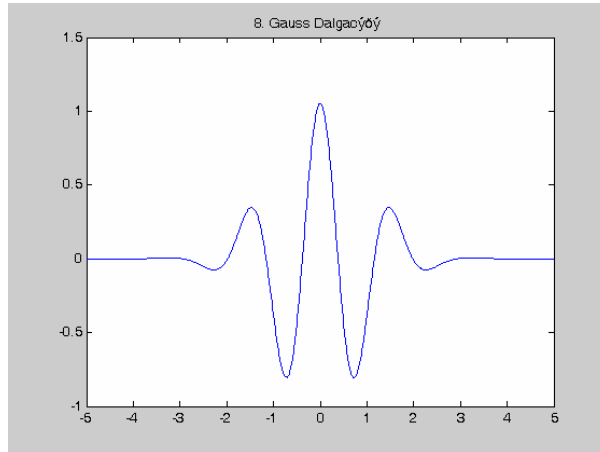


Şekil 2.28 Morlet Dalgacığı.

$$\psi(x) = Ce^{-x^2/2} \cos(5x) \quad (2.25)$$

Gaus dalgacığı:

Gaus dalgacığı formülü denklem 2.26 ile verilmiştir. Grafiksel olarak ise Şekil 2.29'da gösterilmiştir.



Şekil 2.29 Gauss Dalgacığı

$$F = C_p e^{-x^2} \quad (2.26)$$

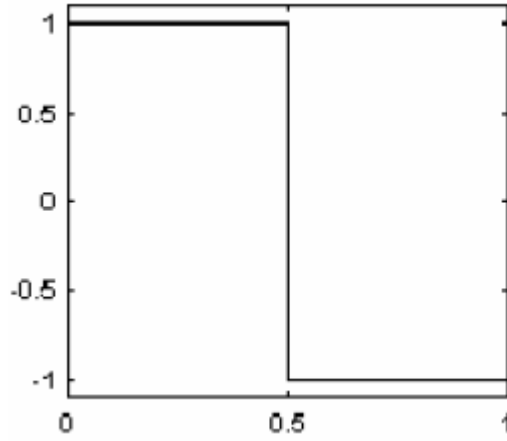
Haar dalgacığı:

Haar dalgacığı formülleri denklem 2.27, 2.28, 2.29 ile verilmiştir. Grafikselle olarak ise Şekil 2.30'da gösterilmiştir.

$$\psi(x) = 1 \quad 0 \leq x < \frac{1}{2} \quad (2.27)$$

$$\psi(x) = -1 \quad \frac{1}{2} \leq x < 1 \quad (2.28)$$

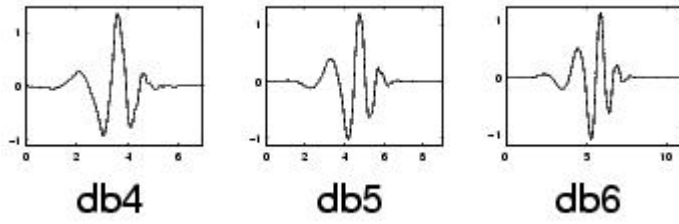
$$\psi(x) = 0 \quad x \notin [0,1] \quad (2.29)$$



Şekil 2.30 Haar dalgacığı fonksiyonu.

Daubechies dalgacığı:

Daubechies dalgacığı formülleri denklem 2.30, 2.31 ile verilmiştir. Grafikselle olarak ise Şekil 2.31'de gösterilmiştir.



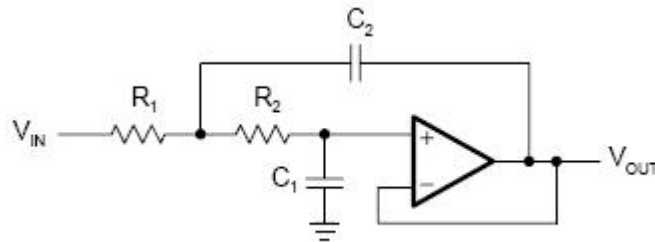
Şekil 2.31 Daubechies dalgacıkları.

$$c_i = g_0 s_{2i} + g_1 s_{2i+1} + g_2 s_{2i+2} + g_3 s_{2i+3} \quad (2.30)$$

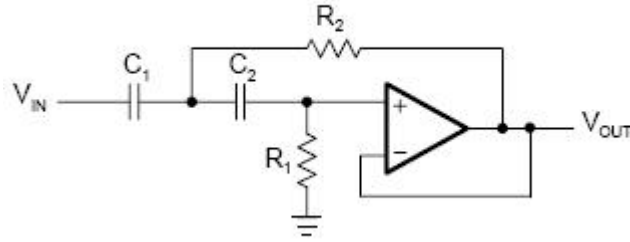
$$c[i] = g_0 s[2i] + g_1 s[2i + 1] + g_2 s[2i + 2] + g_3 s[2i + 3] \quad (2.31)$$

#### 2.2.3.4 Filtreler

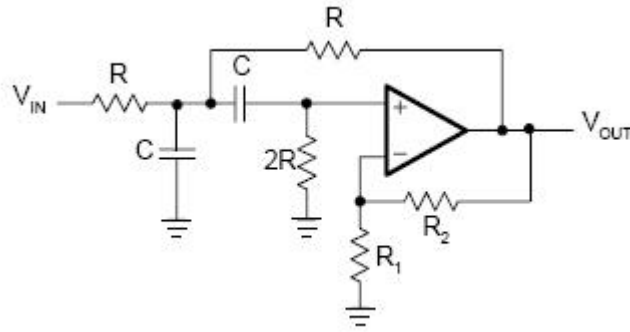
Belirli bir frekans bandını geçirmek, bunun dışında kalan frekansları zayıflatmak amacı ile filtre devreleri kullanılır. Filtreler; aktif , pasif ve bant geçiren olmak üzere üç temel tipte tasarlanırlar. Şekil 2.31, Şekil 2.32, ve Şekil 2.33 de bu filtreler için devre şemaları verilmiştir.



Şekil 2.32 Alçak geçiren filtre.



Şekil 2.33 Yüksek geçiren filtre.



Şekil 2.34 Bant geçiren filtre.

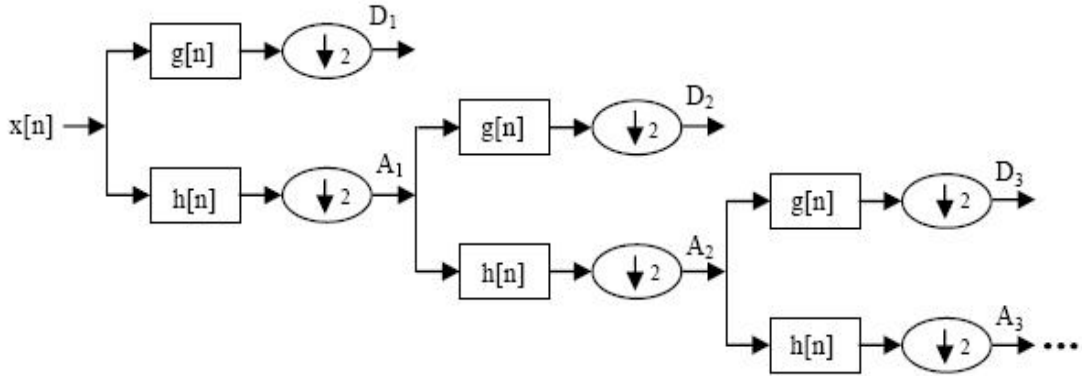
Filtrelerin başlıca işlevi, belirli bir frekans bandını geçirip diğerlerini zayıflatmasıdır. Pasif ve aktif olmak üzere iki tip filtre tasarımı yapılabilir. Pasif filtre tasarımında; direnç, kondansatör ve bobin (self) gibi pasif devre elemanları kullanılır. Aktif filtrelerde ise pasif devre elemanlarına ilaveten transistör ve tüm devre gibi yarıiletken devre elemanları da kullanılır. Aktif filtrelerin pasif filtrelere nazaran bazı avantaj ve dezavantajları vardır. Bunlar aşağıda sıralanmıştır:

- Aktif filtre tasarımında bobin (self) elemanı kullanılmaz. Bu nedenle tasarımı kolay ve ucuzdur.
- Aktif filtre devrelerinin çıkış empedansı çok düşük, giriş empedansı ise oldukça yüksektir. Bu nedenle, aktif filtrelerin girişlerine veya çıkışlarına bağlanacak devre veya devre elemanlarının etkilenmesi söz konusu değildir.

- Aktif filtrelerde, filtrenin geçiren olduğu frekanslarda herhangi bir zayıflatma olmaz. Çünkü aktif filtre tasarımında kullanılan işlemsel yükselteçler, filtre edilen işaretleri yükselterek çıkışına aktarabilir.

Filtreleme işlemi günümüzdeki bütün elektronik aygıtlarda kullanılmaktadır (Radyo, televizyon, uydular, radar vb). Filtreler değişik biçimlerde olabilir. Zamana göre değişen sürekli verilerin süzülmesinde kullanılan filtrelere analog filtreler, sayısal verilerin süzülmesinde kullanılan filtrelere de sayısal filtreler denir.

Dalgacık dönüşümü ile sinyal belli sayıda ölçeklere ayrılır. Çoklu çözünürlük ayrışımı olarak isimlendirilen bu işlem,  $x(n)$  işareti için aşağıdaki şekilde gösterilmektedir. Bu işleme aynı zamanda alt bantlara ayrışım işlemi denilmektedir [19].



**Şekil 2.35** Alt bantlara ayrışım;  $g[n]$  yüksek geçiren filtre,  $h[n]$  alçak geçiren filtre.

Dalgacık dönüşümü aşağıda verilen şartı sağlayan alçak geçiren filtre  $h[n]$  ile belirtilebilir:

$$H(z)H(z^{-1}) + H(-z)H(-z^{-1}) = 1 \quad (2.32)$$

$H(z)$ ,  $h$  filtresinin  $z$  dönüşümüdür. Bu filtrenin tamamlayıcı yüksek geçiren filtresi  $g[n]$  şu şekilde tanımlanabilir:

$$G(z) = zH(-z^{-1}) \quad (2.33)$$

Artan uzunluklar ile filtre dizisi (i indeksi ile) aşağıdaki gibi elde edilir:

$$H_{i+1}(z) = H(z^{2^i})H_i(z) \quad (2.34)$$

$$G_{i+1}(z) = G(z^{2^i})H_i(z), i = 0, \dots, I-1 \quad (2.35)$$

burada başlangıç şartı  $H_0(z) = 1$  'dir. Bu, zaman bölgesinde şu şekilde ifade edilir:

$$h_{i+1}(k) = [h]_{\uparrow 2^i} * h_i(k) \quad (2.36)$$

$$g_{i+1}(k) = [g]_{\uparrow 2^i} * h_i(k) \quad (2.37)$$

burada,  $[.]_{\uparrow m}$  indeksi m faktörü ile yukarı örnekleme yapıldığını gösterir ve k eşit olarak örneklenmiş ayrık zamanı ifade eder [13, 19].

### 2.3 Elektroensefalografi Dalgaları

EEG (Elektroensefalogram) beyin organının üretmiş olduğu dalgalardır. Bu dalgaların frekansı son derece önemlidir ve önemli bilgiler ihtiva eder. Beyin organının bu sinyallerinde beyin organının fonksiyonları hakkında bilgi vermektedir. Bu bilgilerin kullanılabilmesi için sinyal işleyicileri çok çeşitli araştırmalar yapmaktadırlar. Bazı patolojik belirtiler zaman alanında fark edilmeyebilir. Nörologlar genellikle zaman alanına göre teşhis yapmaktadırlar. Son zamanlarda bilgisayarların bu sinyalleri kayıt etmeleri ve spektral analiz yöntemlerinin geliştirilmesi bu patolojik belirtilerin bulunmasında frekans bileşenlerinden faydalanılmayı mümkün kılmıştır [4, 10].

EEG kaydı alınırken dikkat edilmesi gereken durumlar vardır. Beyin, insan uyanırken, uyurken veya insanın içinde bulunduğu his durumlarına bağlı olarak çok çeşitli frekans ve genlikte sinyal üretir. Esasında bu durumlara dikkat edilmelidir, çünkü EEG kaydı



hangi koşullar altında yapıldığı çok önem arz eder, örneğin bir insanın çok yakın birisinin ölümü veya çok mutlu olduğu anlarda EEG sinyalleri etkilenmektedir [20, 21].

EEG'nin çok karmaşık bir değişim şekli vardır ve yorumlanması güçtür. Yüzeyden ölçülen EEG potansiyelleri, alttaki birçok noktadan ve serebral korteksin oldukça geniş bir bölgesinden gelen potansiyellerin toplamından oluşur [2, 3, 22].

Daha önceki çalışmalar ve deneyler göstermiştir ki, zihnin faaliyetleri doğrultusunda, EEG sinyallerinin frekansı değişmektedir. Uykuda bile sağlıklı bir insanın EEG sinyallerinin frekansı değiştiğine göre beyin travması geçirmiş hastaların EEG sinyallerinin frekansını değişeceği aşikardır.

İnsan uyurken ve hiçbir iş yapmazken, EEG sinyallerinin alfa frekansını ürettiğini biliyoruz, hatta buna alfa ritmi deniyor, senkron bir şekilde kendini gösteriyor. İnsan uyanır uyanmaz ve bir takım beyin faaliyetlerine başlar başlamaz, alfa ritmi bozuluyor kendini beta frekanslarına bırakıyor, bu EEG sinyallerine de beta ritmi diyebiliriz, görüldüğü üzere alfa ritmi ve beta ritmi sağlıklı bir insanda olması gereken frekans bileşenleridir.

Beyin travması geçirmiş veya bir beyin rahatsızlığı olan bir insanda bu frekans bileşenleri yerini daha düşük ve genliği daha bozuk, düzensiz sinyallere bırakır ki, bu sinyalleri doktorlar teşhis ve tedavide kullanırlar. Bu sinyallere Delta ve Teta sinyalleri denir.

Görüldüğü üzere insan beyninin üretmiş olduğu sinyaller EEG sinyalleri olarak adlandırılır, ve bu sinyaller beynin durumu hakkında çok özel bilgiler saklar. Hatta birçok bilim adamı şu an insan beyninin haritasını çıkarmaya, insan beyninin nasıl düşündüğü nasıl karar verdiği gibi konular üzerinde birçok çalışmalar yapmakta ve çalışmalarına devam etmektedirler. Kuşkusuz eldeki en iyi veriler EEG sinyalleridir. EEG sinyallerinin frekansları, beynin çeşitli noktalarından alınan EEG sinyallerinin birbiriyle olan faz farkları, insan beyni hakkında önemli bilgiler sağlar.

Kafa üzerinden algılanan EEG'lerin genliği tepeden tepeye(peek to peek) 1-100 mikrovolt arasında değişir ve frekans bandı ise 0,5-100 Hz. arasındadır [2, 20]. Daha birçok frekans oluşumları söz konusudur ama bunlar hala yorumlanamamaktadır, yani anlaşılabilir değildir. EEG sinyallerinden anlamlı bilgiler elde edebilmek için oldukça uzun süreli ölçüm ve kayıt yapılması gerekir, çünkü EEG sinyalleri frekans, faz ve genlik bilgileri çok değişiklik gösterir. Beynin aktivitesine göre EEG sinyallerinin frekans, faz ve genlik bilgileri değişiklik gösterir.

### 2.3.1 EEG dalgalarının sınıflandırılması

Aşağıdaki Çizelge 2.1 de, EEG işaretlerinin kapsadıkları frekans bandları ve bu bandlara verilen adlar verilmiştir.

**Çizelge 2.1** EEG İşaretlerinin kapsadıkları frekans bandları.

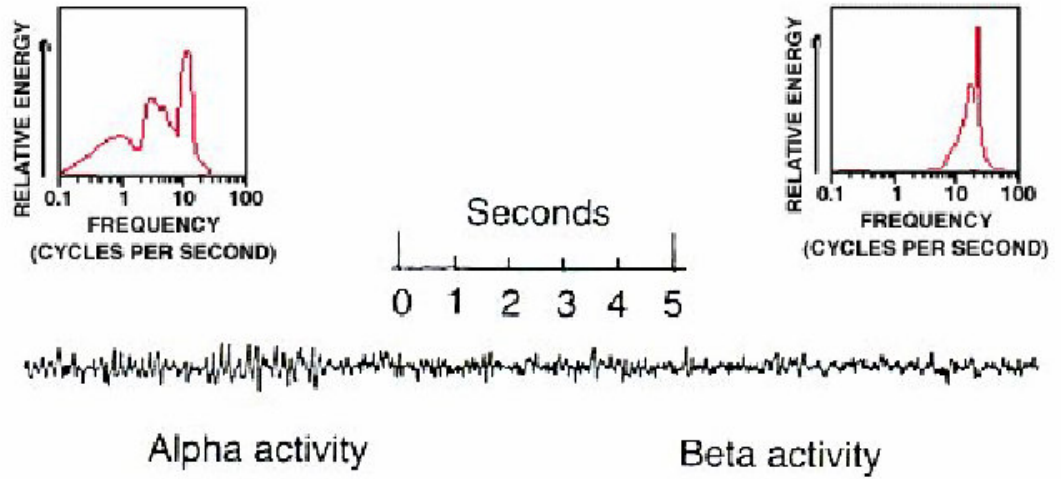
Delta( $\delta$ )	0,5-3,5 Hz.
Teta( $\theta$ )	4-7 Hz.
Alfa( $\alpha$ )	8-12 Hz.
Beta( $\beta$ )	12-22 Hz.
Gamma( $\gamma$ )	22-30 Hz.

#### 2.3.1.1 Alfa dalgaları

Sağlıklı bir insanın uykuda, ve hiçbir aktivite yapmazken görülen dalgalardır yani sinyallerdir. Beyin aktivitelerindeki orta frekanslı etkinlik, genellikle dingin bir gevşeme durumunu gösterir. Frekans aralığı 8-12 Hz. arasındadır. Çoğunlukla beynin arka kısımlarında görülür ve genlikleri 5-10 mikrovolt arasındadır.

#### 2.3.1.2 Beta dalgaları

İnsan beyni sakin durumdan harekete geçtiğinde yani bir aktivite yapmaya başladığında ve uğraştığında meydana gelen dalgalardır. Alfa dalgalarına göre daha düşük genlik ve yüksek frekans değerine sahiptirler. Bu sinyallerde sağlıklı insanlarda görülen EEG dalga şekilleridir. Frekans aralığı 12-22 Hz. arasındadır, genlikleri ise 15 mikrovolt civarındadır. Saçlı derinin parietal ve frontal bölgelerinde belirgin olarak görülürler ve kayıt edilirler.



Sekil 2.36 Alfa ve beta dalgaları [4].

### 2.3.1.3 Teta dalgaları

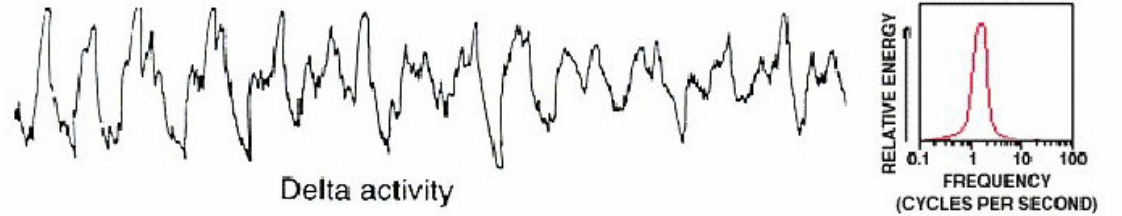
4-7 Hz. arasındaki EEG dalgalarıdır. Özellikle çocuklarda parietal ve temporal bölgelerde ortaya çıkarlar. Yetişkinlerde de duygusal gerginlik, düş kırıklığı durumlarında ortaya çıkarlar. Bazı insanların EEG traselerinde görülen düşük frekanslı teta dalgalarının sıklığı o insan beyni hakkında problemlerin var olduğunu göstermiştir. Bu beyin travması geçirmiş bir hasta olabileceği gibi, şizofreni hastası veya epilepsi hastası olabilir. Genlikleri 100 mikrovoltun altındadır [2].



Sekil 2.37 Teta dalgası [4].

#### 2.3.1.4 Delta dalgaları

4 Hz. altındaki beyin dalgalarıdır. Süt çocuklarında ve ağır beyin rahatsızlıklarında görülür. Bazı insanların EEG traselerinde görülen düşük frekanslı delta dalgalarının sıklığı o insan beyni hakkında problemlerin var olduğunu göstermiştir. Bu beyin travması geçirmiş bir hasta olabileceği gibi, şizofreni hastası veya epilepsi hastası olabilir. Genlikleri tepeden tepeye 100 mikrovolttan küçüktür [2].

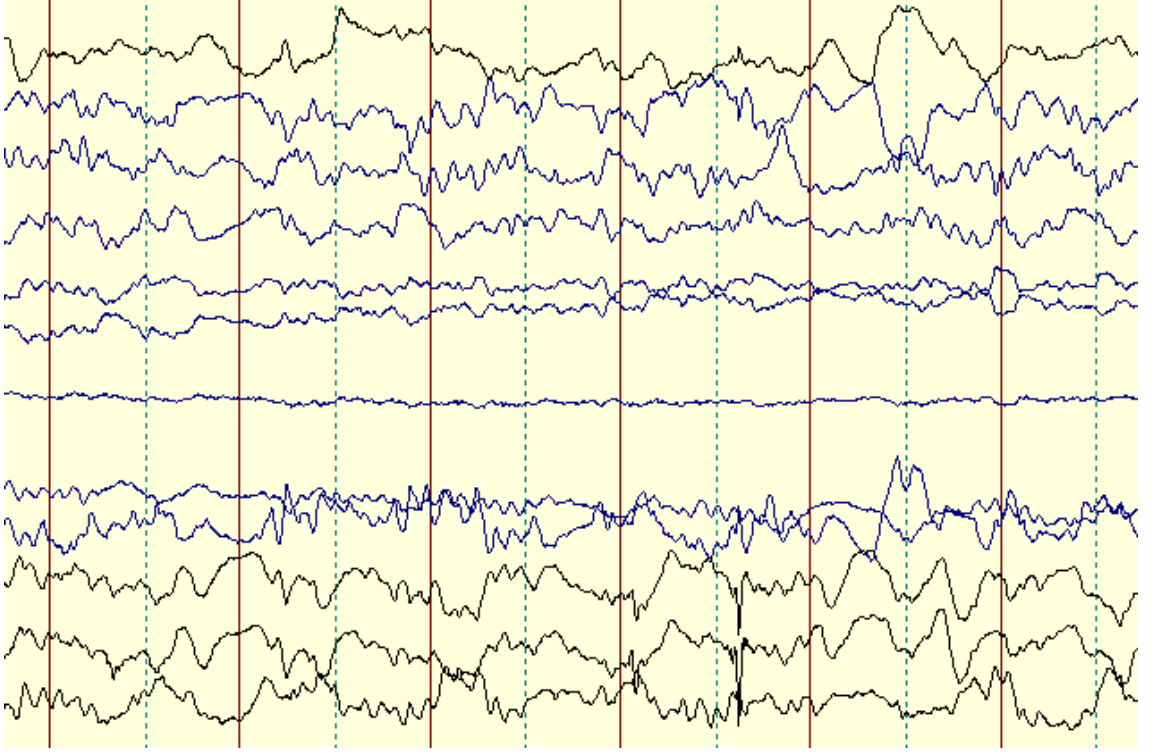


Sekil 2.38 Delta dalgası [4].

#### 2.3.1.5 Gamma dalgaları

Özellikle beyin organı ile uğraşan bilim adamları ve tıp doktorları kullanmaktadır. Beta-II dalgaları da denmektedir çünkü beta dalgalarından biraz yüksek frekans değerine sahiptir. Frekans aralığı 22-30 Hz. arasındadır. Genlikleri tepeden tepeye 2 mikrovolttan küçüktür. Uykunun karakteristik belirtisini taşırlar [2].

Bazı insanların EEG traselerinde görülen düşük frekanslı delta ve teta dalgalarının sıklığı o insan beyni hakkında problemlerin var olduğunu göstermiştir. Bu beyin travması geçirmiş bir hasta olabileceği gibi, şizofreni hastası veya epilepsi hastası olabilir.



**Şekil 2.39** Hastalardan elde edilen EEG kayıtları.

### 2.3.2 EEG'nin kullanım alanları

Aşağıda maddeler halinde EEG'nin kullanım alanları listelenmiştir [2, 23].

- a) Nörolojide hastaların beyin patolojisinin belirlenmesinde.
- b) Beyin Cerrahisinde tümör gibi anormal patolojik dokuların belirlenmesinde.
- c) Anestezi altındaki hastanın anestezi seviyesinin belirlenmesinde.
- d) Pediatri; yeni doğmuş çocukların duyma ve görme problemlerinin belirlenmesinde.
- e) Psikiyatri zihinsel bir bozukluğun daha kesin bir şekilde belirlenmesi amacıyla, organik bir beyin hastalığının var olup olmadığının belirlenmesinde. Bir çocuğun EEG'sinin genliği büyük, frekansı düşüktür. Yetişkenlerde genlik düşer, frekans artar. Uykudaki yetişkinde EEG'nin genliği artar, frekansı ise azalır.
- f) Epilepsiler.

- g) Beyinle ilgili diğer paroksizmal hastalıklar.
- h) Kafa içi yer kaplayan süreçler.
- i) Ensefalitler.
- j) Serebro-vasküler hastalıklar.
- k) Komalar ve metabolik hastalıklar.
- l) Kafa travmaları.
- m) Uyku ile ilgili hastalıkların tanınması ve prognozunu belirlemek konusunda yararlıdır.

Yukarıdaki verilen hastalıklardan Epilepsi EEG'ye başvuru sorunların başında geliyor. Kısaca bahsedecek olursak; Epilepsinin tanısında genelde diğer tanı yöntemleriyle hiçbir bulgu saptanamamasından dolayı kliniği destekleyebilecek tek yardımcı, bulunabilecek elektro grafik değişkenlerdir. EEG ve klinik bulguları uyum gösterdiğinde tanı kesin olarak konulduğundan dolayı bu yöntem başka yöntemlere gerek kalmadan uygulanabilmektedir. Rutin olarak uygulanan ilk EEG ölçümlerinde kesin bir yargıya ulaşılamazken daha sonraki aşamalarda bu bulgular giderek hastalığın odağının belirlenmesinde etkili olmaktadır. İlk epilepsi nöbetini geçirmiş olan bir hastada tedaviye başlama kararında veya tedavi sonlandırılması planlanan olgularda EEG tek başına karar verdimese de çok yararlı bilgiler sağlar. Nöbet kaydı yapılarak yalancı nöbetlerin ayrımı sağlanır. Ayrıca ilaç tedavisine dirençli hastaların epilepsi cerrahisi için hazırlanmalarının temeli uzun süreli EEG incelemesi ile nöbetlerin odağının belirlenmesi ile olur.

Epilepsinin yanında önemini koruyan başka bir sorunda acil poliklinikte üzerinde durulan ensefalit olgularıdır. Bunlar ise kabaca beyinde beyin parenkiminin enfeksiyöz yada enfelamatuar bozukluklarıdır.

Bütün yardımcı araştırma yöntemlerinin değerlendirilmesinde geçerli olan kural EEG için de geçerlidir. Bu hastalıkların teşhisi konusunda ilk olarak klinik değerlendirme yapıldıktan sonra, EEG bulguları, sadece yardımcı nitelik taşımaktadır [23].

EEG işaretleri beyin yüzeyinden elektrotlarla algılanan düşük genlikli biyoelektrik işaretleridir. İnsan beyni gibi merkezi sinir sisteminin merkezinden algılanan bu işaretlerde çok miktarda bilgi saklandığı bilinmektedir. Ancak beynin kompleks yapısı ve kontrol ettiği

karmaşık işlemlerle birlikte, algılanan işaretlerin düşük genlikli olması bu bilgilere ulaşılmasını zorlaştırmaktadır. Günümüzde başta epilepsi olmak üzere beynin bir çok rahatsızlık ve zihinsel süreçlerinin izlenmesinde en ucuz ve hastaya acı vermeyen bir yöntem olarak EEG incelemesi önemini korumaktadır.

Bu sebeple nöroloji kliniklerinde EEG cihazı beyin rahatsızlıklarının gözlenmesinde yoğun bir şekilde kullanılmaktadır. Fakat uzmanların bu bilgileri değerlendirme ve sınıflandırma imkanları sınırlıdır. Uzmanların yaptığı değerlendirmelerde kesin kıstasların olmaması EEG işaretlerinin görsel analizinin yetersiz kalmasına sebep olmaktadır. Rutin klinik teşhislerde EEG işaretlerinin analizine duyulan ihtiyaç, otomasyon ve bilgisayar tekniklerinin kullanımını zorunlu kılmıştır. Bu nedenle objektif bir değerlendirme yapabilmek için EEG işaretlerinin farklı yöntemlerle analiz edilmesi yoluna gidilmiştir. Son yıllarda geliştirilen bu yöntemlerin bazıları işaretlerin istatistiksel analizinin yapılmasında, diğerleri ise özel dalga şekillerinin belirlenip, ayrıştırılıp incelenmesinde kullanılmaktadır.

### 2.3.3 EEG dalgalarının kayıtlanması

EEG dalgalarının ölçülmesinde yaklaşık olarak 20 adet elektrot beynin çeşitli yerlerine yerleştirilir, haliyle her bir elektroda 20 tane diferansiyel kuvvetlendirici bağlanır, diferansiyel kuvvetlendirici devreler genellikle işlemsel yükselteçlerden oluşur, elektrotlardan elde edilen dalgalar güçlendirilir, daha da güçlendirilen dalgalar filtre devrelerine uygulanır daha sonra da analog dijital çeviriciye (ADC) uygulanır ve dijital analizör veya manyetik teyp'e kayıt edilir.

EEG ölçümlerinde, beş farklı tipte elektrot kullanılmakla birlikte, en yaygın olanı yeniden kullanılabilir scalp disk tipi elektrotlardır. Bunlar, uygun bir iletken krem yardımıyla deriye temas ettirilirler. Elektrotların bağlantısında uluslararası standartlar kullanılır. En çok kullanılan 10-20 EEG elektrot sistemidir. Bu yerleşme şeklinde baş dört standart noktaya işaretlenmiştir. "Nasion", burun; "İnion", kafanın arka kısmı; sol ve sağ "Preauricular", kulak anlamına gelmektedir. "Nasion" ve "İnion" arası %10-20-20-20 ve 10 olacak şekilde bölünerek elektrotlar yerleştirilmiştir. Diğer elektrotlar, bu elektrotlarla birlikte bir daire oluşturacak şekilde yerleştirilirler. Böylece 19 elektrot kafa üzerine yerleştirilmiş olur. Kulak memesine yerleştirilen 20. elektrot ise toprak elektrotu olarak kullanılır [2, 20, 23].

EEG cihazlarında genel olarak kafa tasının çeşitli yerlerinden aynı anda kayıt yapabilen 8,16 veya daha fazla sayıda ayrı işlemsel yükselteçler bulunmaktadır. İşlemsel yükselteçler beyinden alınan sinyalleri yükseltirler ve mürekkeple yazan kalemleri hareket ettirerek veya

özel bir kağıdı yakma yöntemiyle kayıt alınmasını sağlarlar. Kalemler saniyede 3cm. hızla ilerleyen kağıda voltaj değişimlerini çizerler. Oluşan dalgaların frekans aralığı 0.5 ile 30 Hz. arasında değişmektedir. Böylece beyin dalgalarının voltaj zaman grafiği elde edilir. EEG tamamen ağrısız ve zararsız bir inceleme yöntemidir. Saçlı deriden kayıtlanan potansiyellerin çoğu piramidal hücrelerdeki toplam sinaptik potansiyellerin ekstrasellüler akımlarla ilişkisinin sonucudur. Bu potansiyeller sonucu alınan kayıtlar montaj adı verilen bağlantılarla değerlendirilir. Eskiden kullanılan EEG aletlerinde (yukarıda bahsedilen) o andaki kayıt kağıda yapılı ve parametreleri sonradan değiştirilemez. Dijital EEG cihazlarının en önemli avantajı kayıt yapılan montajdan daha sonra diğer montajlara geçilebilmesi, genlik ve diğer parametrelerin her olgu için ve her bulgu için yeniden ayarlanarak en sağlıklı bilginin sağlanmasıdır [23].

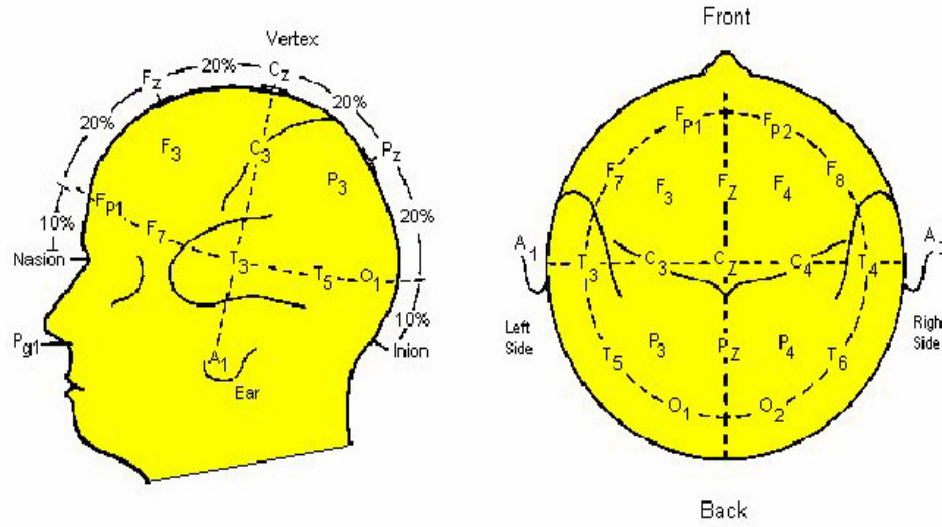
Genelde EEG çekimi yaklaşık 30 dakika sürer, çekimden önce elektrotların yerleşimi çok önemli bir hazırlık aşamasıdır. Elektrotlar beyin sağ ve sol lopuna göre simetrik biçimde yerleştirilmelidir. Bu da hemisferler arası kıyaslanmanın sağlıklı yapılabilmesi için gereklidir. Loplara yerleştirilen elektrotlar lopun adının baş harfine göre solda tek sayı ile sağda çift sayı ile ifade edilir. Örneğin sol arka frontal için F7 sağ ön frontal için F4 kullanılır. Yerleştirilen elektrot sayısı genel olarak 20 civarındadır. Genelde elektrotların yerleştirileceği noktalar uluslararası 10-20 sistemine göre yapılı. Elektrotlar kafa derisi üzerine uygun yapışkan ve elektriği geçiren bir macunla yapıştırılarak ya da şapka şeklinde kauçuk bantlarla sıkıştırılarak yerleştirilir ve bazı özel pastalar ya da tuzlu su ile iletkenlikleri sağlanır.

EEG çekimi öncesinde hastanın saçlarının temiz olması önem taşır. Ayrıca çekimin daha verimli olabilmesi için hastanın tok olması gerekmektedir. EEG çekimi süresince hasta sakin bir şekilde gözleri kapalı oturmalıdır. EEG teknisyenin talimatlarıncı hasta gözlerini açıp kapayabilir.

Tüm EEG çekimlerinde hiperventilasyon uygulanır. Bunun sebebi bir epileptik odağı aktiveştirmektir. Ayrıca EEG'de uygulanması gereken önemli bir aktivasyon da aralıklı ışık uyarımıdır [23].

Elektrotların EEG sistemine bağlantısı aşağıdaki gibi unipolar veya bipolar şekilde gerçekleştirilir.





**Sekil 2.40** 10- 20 elektrot yerleştirme sistemi [2].

Nöroloji polikliniklerinde esasında EEG sinyalleri, teşhis koymada muayene bulgularının başında gelir. Sinyal işleme yöntemlerindeki amaç, ham bilgilerden yeni sağlıklı bilgiler elde edebilmektir veya işlenmemiş haldeki verilerden, anlamlı detay bilgilerine ulaşmak da diyebiliriz. EEG dalgaları, tıp uzmanlarının olduğu kadar, dalga oldukları için fizikçileri, dalgayı ifade edebilmek için ise matematikçileri direk olarak ilgilendirmektedir. EEG dalgaları ile ilk uğraşan bilim adamlarının da fizikçiler ve matematikçiler olduğu bilinmektedir. Tabi teknolojik gelişmeler elektronik ve bilgisayar mühendislerini bu alana itmiştir. Bu konuda her gün yeni bir cihaz geliştirilmektedir.

### 2.3.4 EEG'nin değerlendirilmesi

EEG bulgularının değerlendirilebilmesi için öncelikle normal EEG özelliklerinin çok iyi bilinmesi gereklidir. Her EEG çekiminde önce temel aktivite değerlendirilir. Normal temel aktivite yaşla, uyanıklık durumuyla, açlık gibi bazı fizyolojik durumlarla çok belirgin farklılıklar gösterir. Üç aylık bir bebek için normal sayılan aktivite 3 yaşında bir çocuk için patolojiktir. Ya da derin uykuda olan bir erişkinin EEG aktivitesi aynı kişi uyanıkken görüldüğünde ciddi bir patolojik bulgu anlamına gelebilir [23].

EEG de beyin hemisferleri arasında simetri vardır, bu nedenle iki yarıkürenin kıyaslanması önemlidir. Bunun dışında EEG değerlendirilirken en önemli sorun artefaktların ayırt

edilebilmesidir. Artefaktlar EEG kaydında yer alan, ancak beyinden kaynaklanmayan (göz hareketleri, hareket ve kas artefaktı, elektrot kayması, terleme gibi) çeşitli mekanik-elektriksel potansiyellerin sonucudur. Deneyimli bir kişinin hemen tanıyabileceği bazı artefaktlar kolayca patolojik beyin aktiviteleri sanılabilir.

EEG çekimi sırasında hastanın kullandığı ilaçlar ve varsa metabolik problemleri mutlaka kaydedilmelidir. Çünkü bazı ilaçların ve metabolik durumların EEG üzerinde etkileri belirgindir. Ayrıca epileptik hastanın nöbeti ile EEG çekimi arasındaki süre, yani EEG'nin postiktal mi yoksa interiktal dönemde mi yapıldığı bazı bulguların yorumu açısından önem taşır.

EEG sonucunda yorum yaparken görülen bulguları tanımlamayı yeğlemek ve EEG bulgusu ile klinik tanı arasında yanlış olabilecek bir yakıştırma yapmamak gerekir. EEG değerlendirmesini bu konuda deneyimli uzmanların yapması gerekir ancak her hekimin sonuçları yorumlayabilmesi gereklidir [23].

### 3. MATERYAL VE METOT

Zaman dizileri bir rasgele sürecin sonucunda oluşan ardışık gözlemler topluluğudur. Zaman dizilerinin oluşturulmasındaki temel hedef; gözlenen veya incelenen fiziksel büyüklüğün zaman-konum içerisindeki davranışına bakarak tanımlamalar yapmak, genellemek, büyüklüğün doğasını anlamak ve elde edilen bulgulardan, normaliyle, normal olmayı hakkında kestirimlerde bulunmaktır. Kısaca zaman dizileriyle; fiziksel büyüklüğün davranışı tanımlanır, diğer değişkenlerle ilişkisi açıklanır, gelecekteki alacağı değerlerin tahmini yapılır ve son olarak beklentilerin üzerinde değer alma durumunda kontrol işleminde kullanılır. EEG sinyalleri esasında bir nevi bir zaman dizisidir diyebiliriz. Bu analizdeki amaç gürültü bileşenleriyle sinyali ayırtmaktır yani gerçek sinyali ortaya çıkarmaktır. Bir zaman dizisinden sinyali çıkarma işlemine, gizli periyodiklik denir. Gizli periyodikliği belirleme işlemine de spektral analiz denmektedir. Bu deneysel çalışmada yaptığımız, EEG zaman dizilerinden, beyin üretmiş olduğu periyodikliği yakalayıp, frekansı hesaplamaktır ve bu frekans değerlerini yorumlamaktır. Periyodikliği yakalamak için durağan olmayan sinyaller için mükemmel sonuçlar veren, dalgacık dönüşümü metotlarından ADD metodunu kullandık. Deneysel çalışmaların hepsini MatLab Paket programında gerçekleştirdik.

Bu çalışmada Fatih Üniversitesi Tıp Fakültesi ve Gülhane Askeri Tıp Akademisi Nöroloji Polikliniğine başvuran, farklı derecede beyin travması geçirmiş 10 hasta kişi kullanılmıştır. Hastaların yaş dağılımları 18-66 arasındadır. Çalışma, 4'ü bayan 6'sı erkek olmak üzere toplam 10 hasta üzerinde gerçekleştirilmiştir. Sakinleştirici ilaç kullanan hastalar değerlendirme dışı bırakılmıştır. EEG kayıtları travmayı takip eden ilk 24 saat içinde kayıt edilmiştir. Hastaların öncelikle hekim tarafından muayeneleri yapılmış ve gerekli görülen hastaların bilgisayarlı tomografi filmleri istenerek teşhise destek sağlanmıştır.

Hastaların EEG kayıtları Medelec Profile kayıt cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Hastaların istirahat pozisyonundaki ve uyanık konumdaki kayıtları yapılmıştır. Elektrotlar, hastanın kafatası üzerine uluslararası 10-20 sistemine göre yerleştirilmiştir. EEG kayıtları ortalama 20 dakika sürmüştür. Kayıtlama esnasında 256 örnekleme hızı ve 0,5 Hz ile 70 Hz arasında band geçiren filtreleme yapılmıştır. Grafik formunda elde edilen EEG kayıtları (Şekil 2.38), Medelec Profile software kullanılarak ASCII formatına dönüştürülmüştür. EEG sinyallerinin kesikli olmasından dolayı, ADD yöntemi tercih edilmiştir. Bu kayıtlar, MatLab programı kullanılarak dalgacık dönüşümünün ADD metodu kullanılarak EEG kayıtlarına ait periyodiklik yakalanmış, ve EEG sinyallerinin frekansı hesaplanmıştır. MatLab paket programında ilk önce İmport Data komutu ile Command

penceresine veriler alınmıştır, genelde her hastaya ait veri bilgileri 12800x19(satır ve sütun)'dan oluşmaktadır. Her hastanın verileri 19 sütundan oluşan ve her sütunda 12800 veri ölçmesi bulunan verilerden oluşmaktadır. MatLab paket programı ile her hastanın verilerini sütunlarını ayrı ayrı adlarla kayıt ettik (12800x1). Her bir 12800 veri içeren dosyaları file>aç menüsüyle açtık, MatLab paket programının komut satırına, komut 3.1'i yazarak alçak ve yüksek frekans bileşenlerine ayrıştırdık. Bu komut ile  $cA=[6401 \times 1]$  alçak geçiren filtre çıkışlarını,  $cD=[6401 \times 1]$  yüksek geçiren filtre çıkışlarını elde ettik.

$$[cA, cD] = dwt(hasta\_datası\_ismi, 'db2'); \quad (3.1)$$

Elde ettiğimiz veriler yeteri derecede düşük frekanslı bileşenler içermediğinden yukarıda bahsedilen işlemleri tekrarlayarak frekans bileşenlerini azalttık. Bu amaçla tekrar; komut satırına komut 3.2'yi yazarak ikinci kez alt bileşenlerine ayrıştırdığımızda  $cA=[3202 \times 1]$  ;  $cD=[3202 \times 1]$  bileşen değerleri elde edilir.

$$[cA, cD] = dwt(cA, 'db'); \quad (3.2)$$

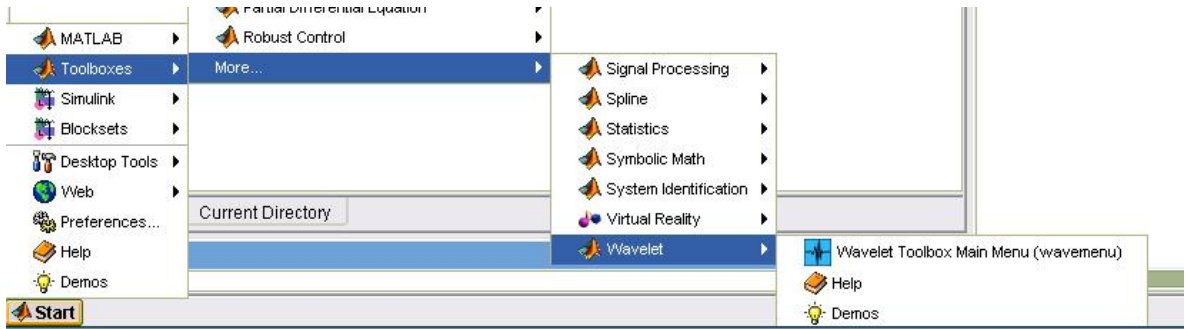
Üçüncü kez bileşenlerine ayırmak için komut 3.2'i tekrar uygulanır,  $cA=[1602 \times 1]$  ;  $cD=[1602 \times 1]$  veri bileşenleri elde edilir.

Dördüncü kez bileşenlerine ayırmak için komut 3.2'i tekrar uygulanır;  $cA=[802 \times 1]$  ,  $cD=[802 \times 1]$  veri bileşenleri elde edilir.

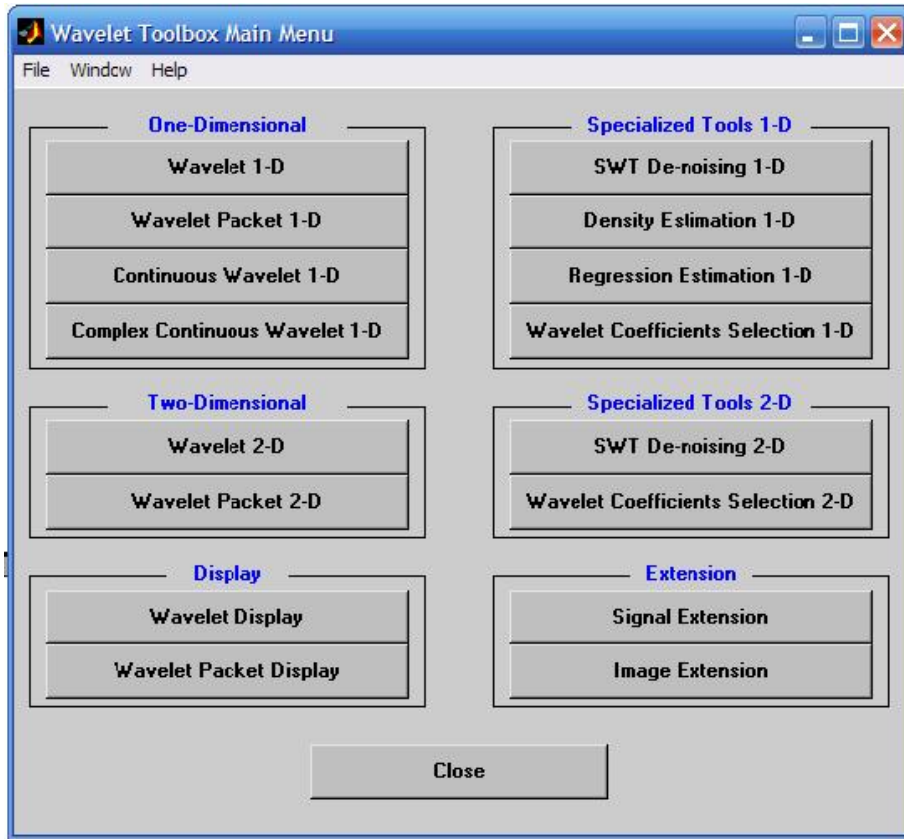
Beşinci kez bileşenlerine ayırmak için komut 3.2'i tekrar uygulanır;  $cA=[402 \times 1]$ ,  $cD=[402 \times 1]$  veri bileşenleri elde edilir.

Altıncı kez bileşenlerine ayırmak için komut 3.2'i tekrar uygulanır;  $cA=[202 \times 1]$ ,  $cD=[202 \times 1]$  veri bileşenleri elde edilir. Buradaki ayrıştırma daha da yapılabilir ama bu kadar ayrıştırma bizim veri sinyallerimizin analizi için yeterlidir.  $cA=[202 \times 1]$  alt bileşen sayısı bizim periyotları yakalamak için gayet yeterli bir rakamdır. Daha sonra bu elde edilen  $cA=[202 \times 1]$  alt bileşene başka bir dosya adı vererek kayıt ettik.

Start>Toolboxes>More>Wavelet>Wavelet Toolbox Main Menu komutları yardımıyla, Wavelet Toolbox Main Menu iletişim menüsü çalıştırılır.

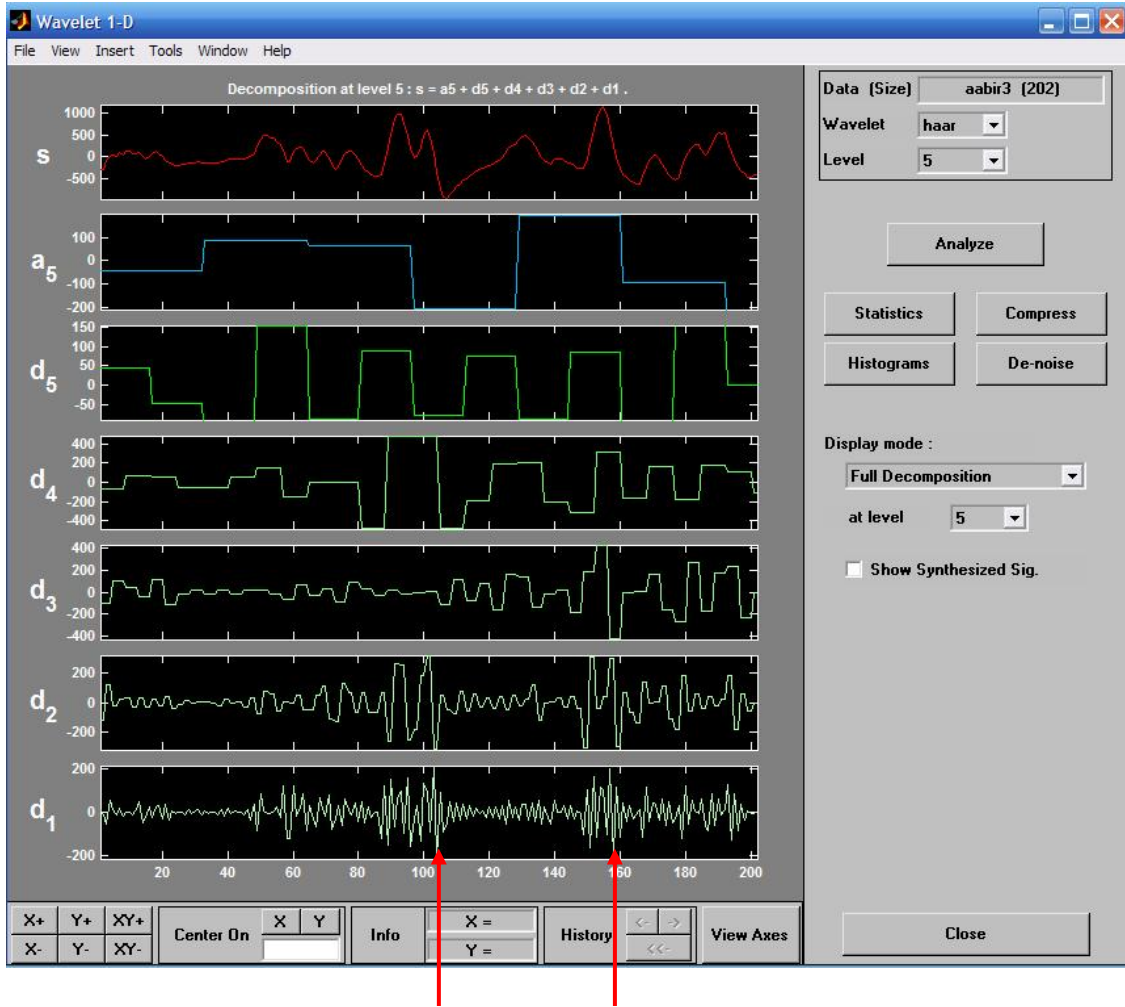


Şekil 3.1 Start menü



Şekil 3.2 Wavelet toolbox main menü

EEG sinyalleri bir boyutlu olduğu için buradan Wavelet 1-D butonuna tıklanır, buradan karşımıza Wavelet 1-D iletişim menüsü açılır, iletişim menüsünden file>Load>Signal>cA=[202x1] adlı kaydettiğimiz alt bileşen dosyalarımızı açtık ve analizimizi gerçekleştirdik.



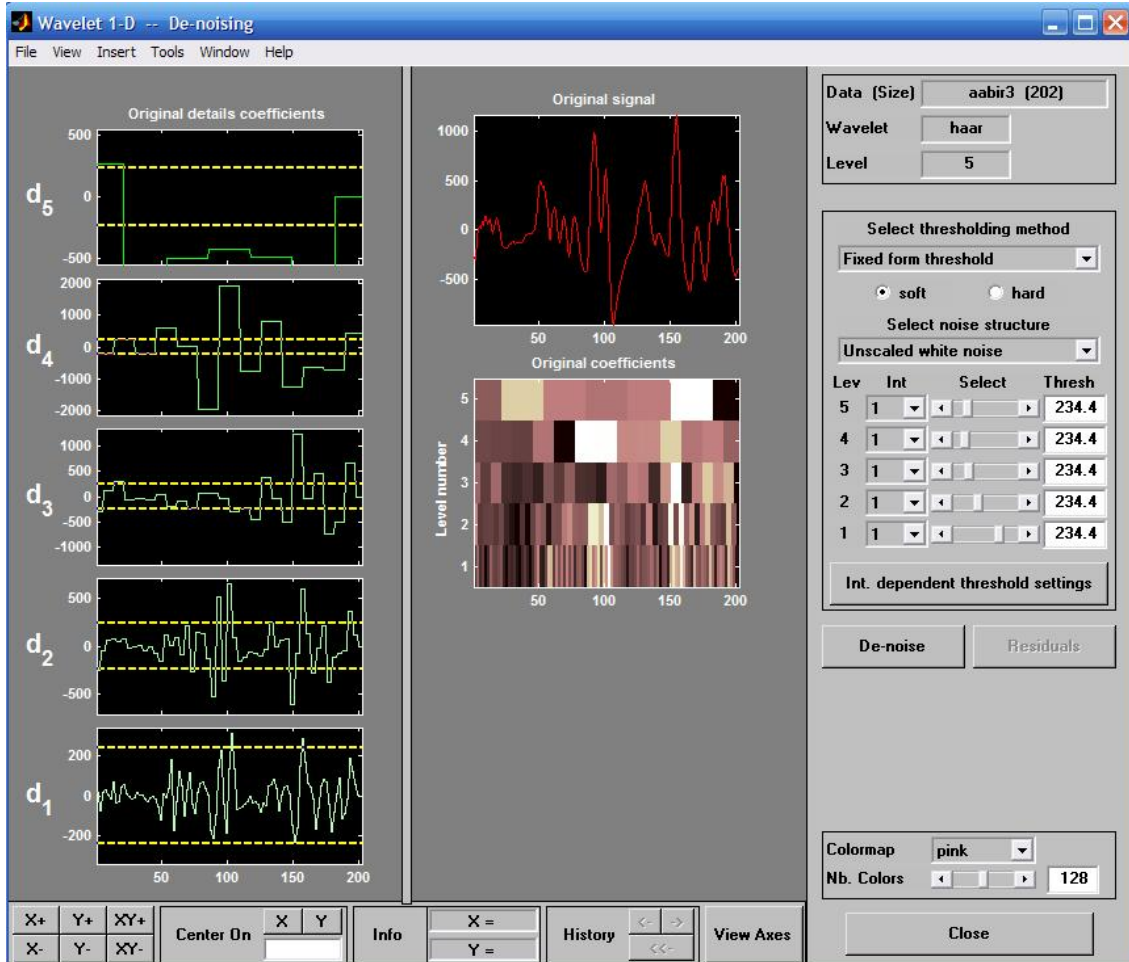
Şekil 3.3 EEG sinyalinin alt bileşenlerin görüntülenmesi

Şekil 3.3'den gözükten periyot mesafesi ölçülür, burada ölçüm yapılırken benzer iki periyot (dalga şekli) arasındaki mesafedir. EEG sinyallerinin örnekleme frekansı 256 olduğuna göre; bu mesafe 256'ya bölünür ve EEG sinyalinin periyodu hesaplanır. Periyot değeri belli olduğuna göre bu periyot değerinden frekans değeri, eşitlik 2.1 kullanılarak hesaplaması yapılır.

Bu hesaplamayı yukarıdaki örnek dalga üzerinden yapalım; oklarla görüldüğü üzere benzer dalgaların gözükme sıralaması 158. ve 104.'dür.

$$T = \frac{(158 - 104)}{256} = 0,210sn.$$

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{0,210} = 4,76\text{Hz. 'dir.}$$



Şekil 3.4 De noising butonu ile orijinal sinyal ve zaman-ölçek katsayılı sinyal

Şekil 3.4'de orijinal sinyalimiz, bu sinyalimizin alt bileşenleri ve zaman-ölçek katsayıları görülmektedir. Travma derecesinin sınıflandırılmasında, 8 Hz. ve altı frekansları yavaş dalgaları patolojik kabul edildi, 4-8 Hz. arası hafif dereceli travma, 2-4 Hz arası orta dereceli travma ve 0,5 -2 Hz. arası ağır dereceli travma olarak sınıflandırılmıştır.

*Sonuçların istatistiksel değerlendirilmesi:* Hekim değerlendirilmesi ve geliştirilen sistemin bulgularının karşılaştırılmasında SPSS 11.0 paket programı kullanılmıştır. Anlamlılık düzeyi  $\alpha = 0,05$  olarak seçilmiştir.  $\chi^2$  değeri ise gözlenen frekanslarla beklenen frekanslar arasındaki farkın anlamlı olup olmadığını test eder. Değerlendirme sonucundaki  $p < 0,001$  nicelikler arasında önemli derecede ilişki olduğunu göstermektedir.

#### 4. BULGULAR

10 hastadan elde edilen 192 adet EEG verileri kayıtları ile travma puanları dikkate alınmış ve beyin travma dereceleri, dalgacık dönüşümü yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir. Ayrıca bu hastaların; klasik EEG bilgileri, travma puanları ve bilgisayarlı tomografi filmleri hekim tarafından incelenerek travma derecesi belirlenmiştir. Hekimin teşhis sonuçları ve Dalgacık Dönüşümü değerlendirme sonuçları, SPSS paket programı kullanılarak karşılaştırılmıştır. Elde edilen çapraz tablo sonuçları Çizelge 4.1 de gösterilmiştir.

**Çizelge 4.1** Dalgacık dönüşümü ve hekim sonuçlarının karşılaştırılması

		hekim				Toplam
		sağlıklı	hafif	orta	ağır	
dalga	sağlıklı	7	7	0	0	14
	hafif	9	81	4	0	94
	orta	0	28	48	0	76
	ağır	0	0	2	6	8
Toplam		16	116	54	6	192

Hekim tarafından tanı konulan 6 adet ağır dereceli travmalı teşhisi dalgacık dönüşümü değerlendirilmesi ile uyum içindedir. Hekim tarafından 116 kanal kaydı hafif dereceli travmalı olarak değerlendirilirken, dalgacık dönüşümü ile bu oran 81 olarak tanımlanmıştır. Geriye kalan 7 kanal bilgisi sağlıklı, 28 kanal bilgisi ise orta dereceli travmalı olarak değerlendirilmiştir. Yine klasik yöntemle hekim tarafından ortaya konulan 16 adet sağlıklı kanal bilgisi, dalgacık dönüşümü değerlendirmesi ile 7 adet olarak bulunmuştur. Buna karşılık 9 kanal bilgisi hafif derecede travmalı olarak belirlenmiştir. Ayrıca hekim tarafından 54 kanal bilgisi orta dereceli travmalı olarak belirlenmesine rağmen, dalgacık dönüşümü ile bunların 48 tanesi orta dereceli, 2 tanesi ağır dereceli, 4 tanesi hafif dereceli travmalı olarak belirlenmiştir.

Genel olarak dalgacık dönüşümü değerlendirmesi ile hekim değerlendirilmesi, 192 EEG kanal bilgisinin 142 çıktısı için aynı sonucu vermiştir (%73,96). İstatistiksel değerlendirmeler sonucunda hekim teşhisleri ile dalgacık dönüşümü sonuçları arasında anlamlı bir ilişkinin olduğu görülmüştür ( $\chi^2=252,91$   $p<0,001$ ).



## 5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tezde, dalgacık dönüşümü algoritmasını kullanarak travma derecesini belirleyecek bir sistem geliştirilmiştir. Çalışmada farklı yaş gruplarında ve cinsiyetlerde, değişik derecede travma geçirmiş toplam 10 hasta kullanılmıştır. Hastalardan elde edilen EEG bilgileri, dalgacık dönüşümü'nün ADD metoduyla analiz için kullanılmıştır.

Dalgacık Dönüşümünün ortaya koyduğu sonuçlar ile hekim tarafından ortaya konulan sonuçlar karşılaştırıldığında, 192 EEG kanal kaydının 142'sinde %73,96 oranında uyum içinde olduğu görülmüştür. Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda, hekim teşhisi ile dalgacık dönüşümü sonuçları arasında anlamlı bir ilişkinin olduğu görülmüştür ( $\chi^2=252,91$   $p<0,001$ ).

Travma derecesinin belirlenmesinde; BT, MRG, PET, EEG, MEG ve travma puanlaması yöntemleri kullanılmaktadır. BT ve MRG travmaları anatomik olarak incelemektedir. Bu yöntemler travmadan sonraki ilk 24 saat içinde başarılı olmaktadır. PET ise hem anatomik hem de fizyolojik olarak değerlendirmektedir. Fakat PET'in maliyeti oldukça yüksektir ve sınırlı bir kullanıcı kitlesine hitap edebilmektedir. Klasik EEG kayıtları travmadan hemen sonra kullanılabilir. Buna karşılık değerlendirmesi uzmanlık gerektirmektedir. Kayıtlamada meydana gelen anlık değişimler, kişinin değerlendirmesini zorlaştırmakta ve yanılığa neden olabilmektedir [20, 22, 23].

Kayıtlama işlemi sırasında oluşan bu anlık değişimler, bilgisayar ortamında işlenirken azalmaktadır. Çünkü travma nedeniyle oluşan patolojik değişiklikler, EEG frekansına anlık olarak değil, kayıt süresince sürekli olarak yansımaktadır. Geliştirilen sistem sayesinde, bilgisayar veri işlemi uygularken oluşabilecek bu tür hatalı değerlendirme risklerini de ortadan kaldıracaktır. Sistem; gerçek zamanda veri işleyecek şekilde düzenlendiğinde, travmaların esas kaynağını oluşturan trafik ve iş kazalarında ilk yardım hizmeti veren ambulanslarda, yoğun bakım ve acil servislerinde, hastalığın gidişatı ve öngörü bulunulmasında faydalı olacağını düşünmekteyiz. Bu sayede, kaza mahallinde hastaya teşhis koyma şansı verilebilecektir.

Geliştirilen sistem, klinik amaçlar doğrultusunda travma derecesinin belirlenmesinde başarılı bir şekilde kullanılabilceğini göstermiştir. Bununla birlikte sistem, diğer durumları da inceleme imkânı verecek şekilde düzenlenerek, sonuçların BT ve MRG görüntülerinde olduğu gibi görsel hale getirilerek kullanışlılık konusunda önemli bir avantaj sağlayacaktır.

Bu çalışmada zaman dizilerinin analizinde kullanılan dalgacık yöntemi tartışılmıştır. Dalgacık analizi hakkında temel teori ve kavramlar anlatılmıştır. Teoriyi daha da güçlendirmek için MatLab paket programıyla hastalara ait EEG sinyal verileriyle analiz yapılmış ve yöntemin kullanılabilirliği hakkında bir uygulama gerçekleştirilmiştir. Daha sonra deneysel bir zaman dizisi olarak hastalara ait EEG sinyalinin frekansı tespit edilmiş ve teşhis ve tedavide kullanılmıştır. Söz konusu verilerin analizi sonucunda dalgacıkların etkin bir analiz metodu olduğu kanaatine varılmıştır. Şimdiye kadar ki yapılan çalışmaların aksine farklı bir perspektif yakalanmıştır. Geliştirilen sistem, hekimlerin kafa travması geçirmiş hastaların travma derecesinin belirlenmesinde, yardımcı bir sistem olarak, kullanılabilirliğini ortaya koymaktadır.

Analizle birlikte bu yöntemin geleneksel yöntemlere göre üstün yönlerinin olduğu fark edilmiştir. Bunlardan en önemlisi; durağan olmayan verilerin analizine kolayca uygulanabilmesidir. Zaten deneysel verilerin hemen hepsi durağanlığı bozan bileşenler (trend, ani değişim, kırılma noktası vs.) içermektedir. Klasik yöntemlerde ise zaman dizisi durağan olmasa da analiz esnasında durağanmış gibi kabul edilir. Bu durum ise analizin objektifliği açısından doğru bir tutum değildir.

## KAYNAKLAR DİZİNİ

- [1] Cooper, R., Osselton, J.W., Shaw, J.,C., 1969, EEG technology, Butterworth & Co. (Publishers) Ltd.
- [2] Yazgan, E, Koryürek, M. 1996, Tıp elektroniği, İ.T.Ü. ofset baskı atölyesi, 220 s.
- [3] Arserim M.A., 2001, Beyin sinyallerinin modern spektral analiz yöntemleri ile kestirimi, Yüksek lisans tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik Elektronik Anabilim Dalı, 73 s.(yayımlanmamış).
- [4] Batar, H., 2005, EEG işaretlerinin dalgacık analiz yöntemleri kullanılarak yapay sinir ağlarıyla sınıflandırılması, yüksek lisans tezi, fen bilimleri enstitüsü, elektrik-elektronik müh. Anabilim dalı, Sütçü İmam Üniv. , Kahramanmaraş.
- [5] Miner, N.E., 1998, An introduction to wavelet theory and analysis. Sandia Report, NM, October:1-25 p.
- [6] Abbak, R.A., 2007, Jeodezide zaman dizilerinin dalgacık(wavelet) analizi, doktora semineri, jeodezi ve fotogrametri Müh. Anabilim dalı Selçuk Üniversitesi, Konya. 27 s.
- [7] Aygün, O, 2006, Konuşmacı tanıma sistemlerinde dalgacık dönüşümü, Yüksek lisans tezi Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı, 45 s. (yayımlanmamış)
- [8] Namba, M., Ishida, Y., 1998, Wavelet transform domain blind deconvolution, Signal Processing, 68, 119-124 p.
- [9] Graps, A., 2006, Introduction to wavelets, <http://www.amara.com>.
- [10] Polikar, R., 1999, The engineer's ultimate guide to wavelet analysis the wavelet tutorial, <http://engineering.rowan.edu/~polikar/wavelets/wtpart3.html>.
- [11] Fliege, N.J., 1996, Multirate digital signal processing(Multirate systems-filter banks-wavelets). John Wiley & Sons, Chichester, 251 p.
- [12] Sweldens, W., 1994, Wavelet sampling technics. <http://w3.nai.net/~alokaeng/wavelet/sampling.pdf>
- [13] Daubechies, I., 1990, The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis, [5 ] I. Daubechies, "The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis", IEEE Transactions on Information Theory, 36(5), 961-1005.
- [14] Daubechies I., 1992, Ten lectures on wavelets, SIAM, Philadelphia.
- [15] Percival, D.B., ve Walden, A.T., 2002, Wavelet methods for time series analysis, Cambridge University pres, second edition.

- [16] Lee, J.J., Lee, S.M., Kim, I.Y., Min, H.K., ve Hong, H.S., 1999, comparison between short time fourier and wavelet transform for feature extraction of heart sound, IEEE TENCON, Volume:102:18-55.
- [17] Misiti, M., Misiti, Y., Oppenheim, G., Poggi, J.M., Wavelet toolbox users guide, copyright 1996-1997 by the MathWorks, Inc.
- [18] Grap, A., 1995, An Introduction to Wavelet Analysis, IEEE Computational Science and Engineering, Vol. 2, Num.2
- [19] Güler, İ., Übeyli, E.D., 2004, dalgacık dönüşümü kullanımı ile teşhis sistemleri için öznelik çıkarma: İç karotid atardamar doppler işaretlerinin durum analizi, Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları Sempozyumu, Yıldız Teknik Üniv., elektrik-elektronik fakültesi.
- [20] Pehlivan, F., 1997, Biyofizik, Hacettepe-Taş, 412 s.
- [21] Tükel, K., 1980, Klinik elektroensefalografi, İstanbul.
- [22] Akın, M., Kıymık, M.K., Arserim, M.A., Türkoğlu, İ., 2000, Separation of brain signals using FFT and neural networks, Biyomut, İstanbul, Turkey
- [23] Özdemir, G., 2006, EEG, <http://www.baskent.edu.tr/~bmeweb/20494316.htm>