

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KALMAN FİLTRESİ VE AYRIK DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ TEKNİĞİ
KULLANILARAK EKG İŞARETLERİNİN ÜZERİNDEKİ GÜRÜLTÜLERİN
TEMİZLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ
Ali Oktay KARAKOÇ

Anabilim Dalı : Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği

Programı : Biyomedikal Mühendisliği

TEMMUZ 2010

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KALMAN FİLTRESİ VE AYRIK DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ TEKNİĞİ
KULLANILARAK EKG İŞARETLERİNİN ÜZERİNDEKİ GÜRÜLTÜLERİN
TEMİZLENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
Ali Oktay KARAKOÇ
504041404**

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 06 Mayıs 2010

Tezin Savunulduğu Tarih : 12 Temmuz 2010

**Tez Danışmanı : Prof. Dr. Mehmet KORÜREK (İTÜ)
Diğer Jüri Üyeleri : Prof. Dr. A. Hamdi KAYRAN (İTÜ)
Prof. Dr. Sadık KARA (FÜ)**

TEMMUZ 2010

ÖNSÖZ

“Kalman Filtresi ve Ayrık Dalgacık Dönüşümü Tekniği Kullanılarak EKG İşaretlerinin Üzerindeki Gürültülerin Temizlenmesi” adlı yüksek lisans tez çalışmamı tamamlamış bulunmaktayım.

Bu çalışmamın her aşamasında bana sabırla yardımcı olan ve rehberlik eden danışman hocam Sayın Prof. Dr. Mehmet KORÜREK’e; yine karşılaştığım sorunların çözümünde katkısını esirgemeyen Sayın Yrd. Doç. Dr. Burak BARUTÇU’ya; tez izleme jürisinde bulunarak kıymetli fikir ve önerileriyle bu çalışmadaki eksikliklerin ikmaline vesile olan değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Ahmet Hamdi KAYRAN’a ve Sayın Prof. Dr. Sadık KARA’ya; derslere devam etmemde emeği bulunan Sayın Yalçın TUNCEL, Sayın Mahmut ŞEFTALİCİ, Sayın Faruk BAYINDIR, Sayın Mahir AYYILDIZ ve diğer çalışma arkadaşlarıma ve elbette hayatımın her anında her konuda desteklerini gördüğüm ANNEM, BABAM ve KARDEŞLERİM’e teşekkür etmeyi bir borç bilirim.

Bu çalışmanın, bu alanda çalışma yapan herkes için yararlı olmasını dilerim.

Saygılarımla...

Temmuz 2010, İstanbul

Ali Oktay KARAKOÇ

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER	v
KISALTMALAR	vii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	ix
ŞEKİL LİSTESİ.....	xi
ÖZET.....	xiii
SUMMARY	xv
1. GİRİŞ	1
1.1 Çalışmanın Amacı.....	1
1.2 Çalışmanın Bilime Katkısı	2
2. EKG İŞARETİ YAPISI.....	3
2.1 Kalp	3
2.1.1 Kalbin fizyolojisi ve dolaşım sistemi.....	3
2.1.2 Kalbin anatomisi	4
2.2 EKG İşaretinin Yapısı	5
2.2.1 Kalbin elektriksel iletim sistemi.....	6
2.2.2 Derivasyonlar	8
2.3 EKG İşaretinin Kısımları	11
2.3.1 P dalgası	11
2.3.2 PR aralığı.....	12
2.3.3 QRS kompleksi	12
2.3.4 ST aralığı.....	13
2.3.5 T dalgası.....	13
2.3.6 U dalgası	13
2.3.7 QT aralığı	13
2.4 Aritmiler.....	15
2.5 EKG Gürültü Türleri	17
2.5.1 Güç hattı girişimi	17
2.5.2 Elektrot temassızlığı gürültüsü.....	17
2.5.3 Hareket gürültüsü	18
2.5.4 Kas kasılmalarından kaynaklanan gürültü	18
2.5.5 Solunumdan kaynaklanan taban hattı kayması ve EKG genlik modülasyonu.....	19
2.5.6 Enstrümantasyon gürültüsü	19
2.5.7 Elektrocerrahi gürültü	19
3. KALMAN FİLTRESİ.....	21
3.1 Ayırık Kalman Filtresi	21
3.1.1 Filtrenin kök denklemleri.....	23
3.1.2 Ayırık Kalman filtresi algoritması	24

3.1.3 Filtre parametreleri	26
3.2 Geniştirilmiş Kalman Filtresi.....	26
4. DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ	29
4.1 Fourier Dönüşümü.....	29
4.2 Kısa Süreli Fourier Dönüşümü.....	29
4.3 Dalgacık Dönüşümü Nedir?	30
4.4 Sürekli Dalgacık Dönüşümü	31
4.4.1 Ölçekleme.....	32
4.4.2 Kaydırma	33
4.4.3 Sürekli dalgacık dönüşümünün gerçekleşmesi	33
4.4.4 Ölçek ve frekans arasındaki ilişki	35
4.5 Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD)	35
4.5.1 Tek seviyeli filtreleme: yaklaşımlar ve detaylar	36
4.5.2 Çok seviyeli ayrıştırma (dalgacık ayrıştırma ağacı).....	38
4.6 Ters Dalgacık Dönüşümü.....	39
4.6.1 Ters dönüşüm filtreleme.....	39
4.6.2 Detay ve yaklaşımların yeniden yapılandırılması	40
4.7 Dalgacık Paket Analizi.....	41
4.8 Dalgacık Ailesi	42
4.8.1 Haar	42
4.8.2 Daubechies	42
4.8.3 Biorthogonal.....	43
4.8.4 Coiflets	43
4.8.5 Symlets	44
4.8.6 Morlet	44
4.8.7 Meksika şapkası	45
4.8.8 Meyer dalgacığı.....	45
5. UYGULAMA.....	47
5.1 Birinci Faz	48
5.2 İkinci Faz	49
5.2.1 EMG gürültüsü	49
5.2.2 Güç hattı gürültüsü	52
5.2.3 Solunumdan kaynaklanan taban hattı kayması	54
5.3 Üçüncü Faz.....	57
5.4 Dördüncü Faz	60
6. SONUÇLAR ve TARTIŞMA	65
KAYNAKLAR.....	67
EKLER.....	69
ÖZGEÇMİŞ	75

KISALTMALAR

ADD	: Ayrık Dalgacık Dönüşümü
AKF	: Ayrık Kalman Filtresi
DD	: Dalgacık Dönüşümü
EMG	: Elektromiyogram
EKG	: Elektrokardiyogram
FD	: Fourier Dönüşümü
GKF	: Genişletilmiş Kalman Filtresi
KF	: Kalman Filtresi
KK	: Kalman Kazancı
KSFD	: Kısa Süreli Fourier Dönüşümü
PRD	: Performans İndeksi
SDD	: Sürekli Dalgacık Dönüşümü
QRS	: Q, R ve S dalgalarından oluşan bileşen
AR	: Autoregressive Model

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 5.1:Yeni oluşturulan filtre çıkışında QRS algılaması ve PRD ölçümü.....64

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : Kanın pompalanması.....	4
Şekil 2.2 : (a)EKG işareti genlik. (b)EKG işareti süre	5
Şekil 2.3 : Kalbin elektriksel iletim sistemi.....	6
Şekil 2.4 : Aksiyon potansiyelleri ve EKG.....	7
Şekil 2.5 : Derivasyon eksenleri.....	8
Şekil 2.6 : Çevre derivasyonları.....	9
Şekil 2.7 : Kuvvetlendirilmiş derivasyonlar.....	9
Şekil 2.8 : Göğüs derivasyonları.....	10
Şekil 2.9 : Tüm derivasyonlar.....	10
Şekil 2.10: Normal EKG işareti.....	11
Şekil 2.11: Çeşitli QRS dalga şekilleri.....	12
Şekil 2.12: Çeşitli aritmilerde kalp ritmindeki değişim.....	15
Şekil 3.1 : Ayırık Kalman Filtresi (AKF).....	22
Şekil 3.2 : Ayırık Kalman Filtresi döngüsü.....	25
Şekil 4.1 : Kısa süreli Fourier dönüşümü (KSFD).....	29
Şekil 4.2 : KSFD ile dalgacık dönüşümü arasındaki farklılıklar.....	30
Şekil 4.3 : Dalgacık (Daubechies).....	31
Şekil 4.4 : Sinüs fonksiyonunun ölçeklenmesi.....	32
Şekil 4.5 : Dalgacık fonksiyonunun ölçeklenmesi.....	33
Şekil 4.6 : Dalgacık fonksiyonunun zamanda kaydırılması.....	33
Şekil 4.7 : Dalgacığın orijinal işaretin ilk kısmıyla karşılaştırılması.....	34
Şekil 4.8 : Dalgacığın kaydırılarak karşılaştırılması.....	34
Şekil 4.9 : Yeniden ölçeklenmiş dalgacığın işaretle karşılaştırılması.....	34
Şekil 4.10: SDD katsayıları.....	35
Şekil 4.11: (a)Düşük ölçekli dalgacık. (b)Yüksek ölçekli dalgacık.....	35
Şekil 4.12: Ayırık dalgacık dönüşümünde filtreleme.....	37
Şekil 4.13: Sinüzoidal işaretin aşağı örneklenmiş tek seviyeli ADD'si.....	37
Şekil 4.14: Dalgacık ayrıştırma ağacı.....	38
Şekil 4.15: Dalgacık ayrıştırma ağacının içeriği.....	38
Şekil 4.16: Ters dönüşüm şeması.....	39
Şekil 4.17: İşareti üst örnekleme.....	39
Şekil 4.18: Karesel ayna.....	40
Şekil 4.19: Yaklaşım ve detay vektörlerine sıfır geçişleri ekleme.....	40
Şekil 4.20: Yeniden yapılanmanın farklı bileşenlerle yapımı.....	41
Şekil 4.21: Dalgacık paket ayrıştırma ağacı.....	41
Şekil 4.22: Haar dalgacığı.....	42
Şekil 4.23: Daubechies dalgacık ailesi.....	42
Şekil 4.24: Biorthogonal dalgacık ailesi.....	43
Şekil 4.25: Coiflets dalgacık ailesi.....	44

Şekil 4.26: Symlets dalgacık ailesi.....	44
Şekil 4.27: Morlet dalgacığı.....	44
Şekil 4.28: Meksika şapkası dalgacığı.....	45
Şekil 4.29: Meyer dalgacığı.....	45
Şekil 5.1 : Sistem modeli.....	48
Şekil 5.2 : Gerçek EKG işareti (MIT BIH 101).....	48
Şekil 5.3 : Çentik filtre çıkışı.....	48
Şekil 5.4 : Ayrık dalgacık dönüşümü çıkışı.....	49
Şekil 5.5 : (a)%10 Oranında EMG gürültülü işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı.....	50
Şekil 5.6 : (a)%20 Oranında EMG gürültülü işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı.....	50
Şekil 5.7 : (a)%50 Oranında EMG gürültülü işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı.....	51
Şekil 5.8 : (a)%10 Oranında güç hattı gürültülü işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı.....	52
Şekil 5.9 : (a)%20 Oranında güç hattı gürültülü işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı.....	53
Şekil 5.10: (a)%50 Oranında güç hattı gürültülü işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı.....	53
Şekil 5.11: (a)%10 Oranında taban hattı kayması gürültülü işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı.....	55
Şekil 5.12: (a)%20 Oranında taban hattı kayması gürültülü işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı.....	55
Şekil 5.13: (a)%50 Oranında taban hattı kayması gürültülü işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı.....	56
Şekil 5.14: (a)%20 Oranında EMG ve güç hattı gürültüleri eklenmiş işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı.....	58
Şekil 5.15: (a)EMG, güç hattı ve taban hattı gürültüleri eklenmiş işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı.....	59
Şekil 5.16: (a)EMG, Güç Hattı ve Taban Hattı Gürültüleri Eklenmiş İşaret. (b)ADD Filtresi Çıkışı. (c)QRS Algılaması.....	60
Şekil 5.17: (a)MIT BIH aritmi veritabanından alınan 101 numaralı işaret. (b)AKF kullanılarak taban hattı kaymasının giderilmesi. (c)QRS algılaması.....	62
Şekil 5.18: (a)MIT BIH aritmi veritabanından alınan 102 numaralı işaret. (b)AKF kullanılarak taban hattı kaymasının giderilmesi. (c)QRS algılaması.....	63

KALMAN FİLTRESİ VE AYRIK DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ TEKNİĞİ KULLANILARAK EKG İŞARETLERİ ÜZERİNDEKİ GÜRÜLTÜLERİN TEMİZLENMESİ

ÖZET

Elektrokardiyogram (EKG) işareti, kalbin çalışma ritmiyle ilgili birçok bilgiyi içermesi, taşınabilir olması ve insan vücudu üzerinde cerrahi operasyon yapılmadan kolayca elde edilebilmesi nedeniyle, kalp hastalıklarının teşhis edilmesi ve tedavi yönteminin belirlenmesinde en çok kullanılan yöntemlerden biridir. EKG işaretlerinde ortaya çıkan ritim ve şekil bozuklukları (aritmler) kalp krizinin önceden tespiti, kalbin çalışma bozukluklarının teşhisi gibi alanlarda sıklıkla kullanıldığından işleme ve yorumlanma açısından büyük önem taşımaktadır.

Genelde, EKG işaretlerinin üzerinde, istenmeyen gürültü işaretleri de bulunmaktadır. Eğer bu gürültü temelli işaretler, orijinal EKG işaretine nispeten belli bir SNR seviyesinin üstünde olursa EKG işaretinin yorumlanması güçleşir ve yanlış teşhise yol açabilir. O yüzden istenmeyen işaretlerin, orijinal EKG işaretinden ayıklanması gerekir. Bu ayıklama işlemini yaparken de, orijinal işaretin QRS kompleksi, genlik, aralık süresi gibi önemli parametrelerinin kaybedilmemesi istenir.

EKG işaretleri üzerindeki gürültüleri temizleme amacıyla çok sayıda teknik geliştirilmiştir. Fakat bu tekniklerden bir kısmı, EKG işaretinin önemli parametrelerinin kaybolmasına veya ciddi biçimde zayıflamasına neden olmaktadır.

Bu çalışmada gürültü temizleme yöntemi olarak Kalman Filtresi ve Ayrık Dalgacık Dönüşümü tekniği kullanılmıştır. Bu iki yöntem, öncelikle ayrı ayrı olarak EKG işaretleri üzerinde denendi, daha sonra birlikte kullanılarak aynı işlem gerçekleştirildi ve başarılı sonuçlar elde edildi.

Uygulama, dört fazdan oluşmaktadır:

Birinci fazda, MIT-BIH aritmi veritabanından az gürültülü bir EKG işareti alındı. Bu işaret, önce 60 Hz Çentik Filtreden, ardından Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) tekniğinden geçirilerek yeterince temiz bir EKG işareti elde edildi.

İkinci fazda, elde edilen temiz EKG işaretine, sırasıyla gürültü işaretleri (EMG gürültüsü, güç hattı gürültüsü ve solunumdan kaynaklanan taban kayması) teker teker eklendi; her biri için KF ve ADD çıkışları ayrı ayrı gözlendi,

Üçüncü fazda, temiz EKG işaretine gürültü işaretleri ikişer üçer eklendi ve yine her bir gürültülü işaret için KF ve ADD çıkışları ayrı ayrı incelendi.

Dördüncü fazda ise, MIT-BIH aritmi veritabanından alınan 360 Hz örnekleme frekansına sahip işaretlere KF ve ADD birlikte uygulandı; ardından QRS algılaması yapıldı ve çıkan sonuçlar değerlendirildi.

Tez çalışmasının metin kısmı ise beş bölümden oluşmaktadır:

Birinci bölümde, çalışmanın amacı verilmektedir.

İkinci bölümde, EKG işaretleri ve aritmiler ile alakalı temel kavramlar hakkında kısaca bilgi verilmektedir. Tez çalışması kapsamında kullanılan EKG işaretleri üzerindeki gürültü kaynaklarına değinilmektedir.

Üçüncü bölümde, kısaca Kalman Filtresi (KF) tanıtılmıştır. Temel özelliklerinden ve sistemin nasıl işlediğinden bahsedilmektedir.

Dördüncü bölümde, Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) Tekniği hakkında genel bilgiler verilmekte, bu teknikte kullanılan dalga şekillerine değinilmektedir.

Beşinci bölümde, tez çalışması içerisinde kullanılan bu iki yöntemin (KF ve ADD) başarımları, (yeterince) saf bir EKG işareti üzerinde, bu işarete gürültü eklenerek karşılaştırmalı olarak incelenmektedir.

Sonuç bölümünde görüleceği üzere, her iki teknik de tek başına kullanıldığında; ADD tekniği, KF' ye göre daha başarılı sonuç verdiği görülmüştür. Fakat bazı gürültü kaynaklarında (taban kayması), KF daha başarılı olmuştur. Bununla beraber birlikte kullanıldıklarında ise tüm gürültü tiplerinde oldukça başarılı sonuç verdiği görülmüştür.

DENOISING OF NOISY ECG SIGNALS BY USING KALMAN FILTERING AND DISCRETE WAVELET TRANSFORM

SUMMARY

Electrocardiogram(ECG) signal is one of the most commonly used method to diagnoses heart disease and determine treatment methods because it contains various information related with the hearth of the working rhythm, it is portable and it is easily achieved through the human body without any operation. Rhythm and shape disturbances (arrhythmias) on the ECG signals have great importance for processing and interpretation because they intensively used such areas; early detection of hearth attaches, diagnosis of hearth disorders.

In general, the electrocardiograph device depicted –above, the importance mentioned- unwanted noise signals are available on the ECG signal. If these noise-based signals are relatively certain level higher than the original ECG signal, interpretation of the ECG signal gets difficult and cause wrong diagnosis. Therefore, these unwanted signals, must be extracted from the original ECG signal. While this sorting process, the important values of the original signal (QRS complex, amplitude, time interval, etc) are asked to be lost.

Many techniques have been developed for clearing noises on the ECG signals. However, some of these techniques cause to weaken or lose the important parameters of the ECG signal.

In this study as a method of noise removal Kalman Filter and Discrete Wavelet Transform technique are used. These two methods, first separately tested on the ECG signal, then using the same procedure was performed and successful results were obtained.

The application consists of four phases:

In the first phase, less noisy ECG signal was taken from MIT-BIT arrhythmia database. Firstly this signal passed through the 60Hz notch filter, then the Discrete Wavelet Transform (DWT) technique to obtain sufficiently clear ECG signal.

The second phase, respectively, the noise signals (EMG noise, power line noise and the baseline drift caused from resolution) were added one by one to the resulting clean ECG signal; KF and DWT outputs were observed separately for each one.

In the third phase, to the clean ECG signal, compound noise signals were added and again KF and DWT outputs were examined separately for each noisy signal.

In the fourth phase, the signals taken from the MIT-BIH arrhythmia database with a sampling frequency of 360Hz were subjected to KF and DWT, then QRS Detection was done and the results were analyzed.

Thesis consists of five sections;

The first chapter provides the aim of study.

In the second part, brief information is given about basic concepts associated with ECG signals and arrhythmias. Noise sources on the ECG signals are used as part of a thesis are discussed.

In the third section, Kalman Filter (KF) is introduced briefly. Basic features and outlines how the system works are mentioned.

In the fourth section, general information about DWT is given and the wavelet waveforms used in the thesis are explained.

In the fifth section, performances of the two methods (KF and DWT) used in the thesis are studied in comparison on a pure noise added ECG signal.

As can be seen in the results section, when used alone DWT technique, according to the results, are more successful than KF technique. But some of the noise source (baseline drift), KF is more successful. However, when they are used together, it is found a very successful filter used in all the noise type.

1. GİRİŞ

Elektrokardiyogram (EKG işareti), kalp hastalıklarının teşhisinde kullanılan ve yoğun bakım durumunda hayati önem taşıyan bir işarettir. EKG işaretinin şekil ve ritmi kalp hastalıklarına (aritmiler) dair önemli bilgiler sunar. Fakat çoğu kez bu EKG işaretleri üzerinde, istenmeyen artifakt gürültü işaretleri görülür. Bu gürültü işaretleri, EKG işareti üzerindeki önemli bilgilerin (genlik, aralık süreleri gibi) doğru okunmasını güçleştirir ve bazen de imkânsız kılar. Teşhis anında doğru kararı vermek için bu gürültü işaretlerinin temizlenmesi, işaretin orijinal veya orijinale yakın bir hale getirilmesi gerekmektedir.

EKG işareti üzerindeki gürültü bileşenlerinin temizlenmesi hakkında bugüne kadar çok farklı çalışmalar yapılmıştır. Farklı filtreler kullanılarak yapılan bu çalışmaların bir kısmında, gürültüyle birlikte EKG işaretinin önemli özellikleri de kaybedilebilmektedir.

Bu çalışmada Kalman Filtresi ve Ayırık Dalgacık Dönüşümü tekniği, hem yapay gürültülü EKG işaretlerinin, hem de 360 Hz örnekleme frekansına sahip MIT BIH aritmi veritabanından alınan gerçek gürültülü EKG işaretlerinin üzerinde önce sırayla, daha sonra birlikte kullanılarak, EKG işaretlerinin üzerindeki gürültülerin temizlenmesi hedeflenmiştir. Her biri için çıkarılan sonuçlar verilmiştir. Elde edilen sonuçlara bakıldığında da görüleceği gibi, iki teknik ayrı ayrı kullanıldığında bazı gürültü türlerini temizlemede başarılı, bazılarında ise başarısız olduğu gözlemlenirken; beraber hibrit şekilde kullanıldığında ise, tüm gürültü türlerini temizlemede oldukça iyi netice verdiği görülecektir.

1.1 Çalışmanın Amacı

Çalışmanın amacı, yapay ve gerçek EKG işaretlerinin üzerindeki istenmeyen gürültü işaretlerini temizlemek ve QRS kompleksi algılaması yaparak doğru hastalık teşhisine yardımcı olmaktır.

1.2 Çalışmanın Bilime Katkısı

Şu ana kadar Kalman ve Ayırık Dalgacık Dönüşümü filtreleri üzerine yapılan çalışmalarda, her iki teknik ayrı ayrı incelenmiştir. Bu çalışmada ise Kalman ve Ayırık Dalgacık Dönüşümü filtreleri, biyolojik işaretlerin üzerindeki gürültülerin temizlenmesinde, bir arada hibrit şekilde kullanılmıştır.

2. EKG İŞARETİ YAPISI

2.1 Kalp

2.1.1 Kalbin fizyolojisi ve dolaşım sistemi

Kalp, kanı vücudun her tarafına sürekli pompalayan ve dolaşım sisteminin merkezinde yer alan bir organdır. Yaklaşık olarak sıkılan bir yumruk büyüklüğünde olan kalp, çok güçlü ve bir kişinin hayatı boyunca düzenli şekilde kasılıp gevşeyebilen bir kas dokusundan meydana gelmiştir.

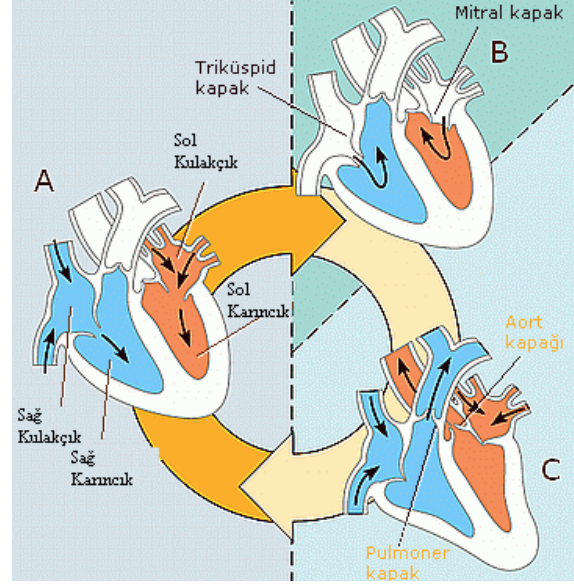
Kalp, dört ayrı odacıktan oluşur. Kulakçık (atrium) olarak adlandırılan sağ ve sol üst odacıklar, kalbe gelen kanı toplar ve alır. Ardından kanı, daha güçlü kaslara sahip karıncık (ventrikül) olarak adlandırılan alt odacığa gönderir ve buradan da güçlü, ritmik kasılmalarla, kan tüm vücuda pompalanır.

İnsan kalbi, aynı anda iki pompa işlevi gerçekleştirir. Sağ taraf, vücudun çeşitli bölgelerinden gelen oksijen bakımından zayıf olan kanı alır ve akciğerlere iletir. Akciğerlerde, kan içine oksijen ilave edilir. Kalbin sol tarafı ise akciğerlerden gelen oksijen bakımından zengin olan kanı alır ve onu tüm vücuda dağıtır (Şekil 2.1).

Karıncıklardaki kalp kaslarının kasılması evresi, sistol diye adlandırılır. Karıncıklar kasıldığında, kanın kalpten damarlara verilmesi için bir güç uygularlar. Sol karıncık, içindeki kanı aorta; sağ karıncık ise pulmoner artere boşaltır. Karıncıkların kasılmasından dolayı oluşan basınç ise sistolik basınç denir. Karıncıklarda meydana gelen basınç, kulakçıklardaki basıncı geçtiği an, kalbin sol tarafında mitral kapağı, sağ tarafında ise triküspit kapağı kapanır ve birinci kalp sesi (S1) oluşur.

Karıncıklardaki kalp kaslarının gevşemesi durumuna, diyastol denir. Karıncıklar gevşediğinde, kulakçıklardan gelen kan için yer tahsisi yapılmış olur. Karıncıkların gevşemesinden kaynaklanan düşük basınç ise diyastol basıncı denir. Karıncıklardaki basınç, aort ve pulmoner arter basıncının altına indiğinde aort ve pulmoner

kapakçıkları kapanır ve böylece ikinci kalp sesi (S2) duyulur. (<http://www.cardioconsult.com/Physiology/>).



Şekil 2.1 : Kanın pompalanması (www.ahmetalpman.com)

2.1.2 Kalbin anatomisi

Kalp, 200 ile 425 gram arasında bir ağırlığa sahiptir. Normal bir insanın kalp kasları, yaşamı boyunca yaklaşık 3,5 milyar kez kasılıp gevşer. Her günde ise yaklaşık 100.000 kez kasılıp gevşeyerek ortalama 7.571 litre kan, vücuda pompalanır.

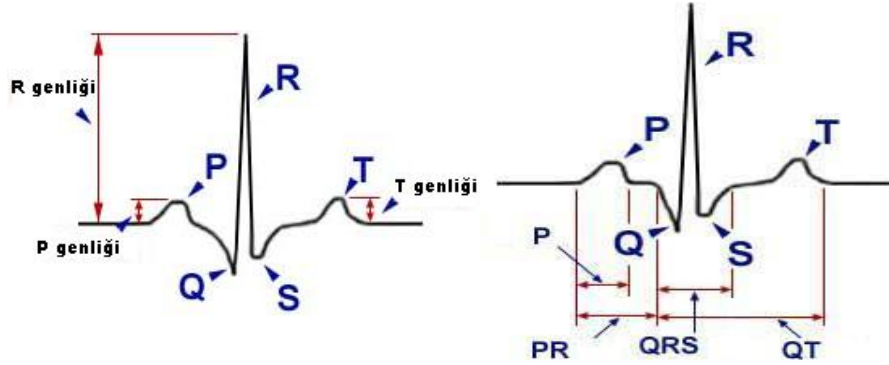
Kalp, göğüs kafesi içinde, sol tarafta yer alır. Perikard denilen çift katmanlı bir zar, bir kese gibi kalp etrafını çevirir. Perikardın dış katmanı kalbe giren büyük kan damarlarının köklerini kuşatır ve bağ dokularıyla omurga kemiğine, diyaframa ve vücudun diğer parçalarına bağlıdır. Perikardın iç katmanı ise, kalp kaslarına bağlıdır. Perikardın her iki katmanı, akışkan bir tabakayla birbirinden ayrılır.

Kalpte dört odacık bulunur. Üstteki iki odacık, sağ ve sol kulakçık; alttaki iki odacık ise sağ ve sol karıncık olarak adlandırılır. Septum denilen kas duvarı ise hem sağ ve sol kulakçığı hem de sağ ve sol karıncığı birbirinden ayırır. Kalbin en geniş ve en güçlü kas kütesine sahip odacığı, sol karıncıktır. Yaklaşık yarım inç kalınlığına sahip olmasına rağmen, kanı tüm vücuda dağıtabilecek güce haizdir (<http://www.texasheart.org/hic/anatomy/anatomy2.cfm>).

2.2 EKG İşaretinin Yapısı

Elektrokardiyografi, kalbin faaliyete geçmesi sonucu ortaya çıkan elektriksel işareti kaydetme tekniğidir. Bu kaydedilen işaret, Elektrokardiyogram (EKG) diye isimlendirilir. Elektrokardiyografi, kardiyolojide kalp aktivitesini ölçmek için en sıklıkla başvurulanan testtir. Diğer yöntemlere göre, daha hızlı, ucuz ve cerrahi operasyon gerektirmeyen bir tekniktir (Gonçalves ve diğ., 2007).

EKG işareti, standart bir grafik kâğıdı üzerine çizilir. Y eksenini gerilimi, X eksenini ise zamanı temsil eder. Bir EKG dalga şekli, birçok karakteristik özellik içerir. Bu karakteristik özelliklerin yorumlanması neticesinde hastalık teşhisi yapılır. Elektrokardiyogram üzerinde, kalbin elektriksel potansiyeline ilişkin yön, genlik ve zaman içinde değişim gibi bilgiler yer alırlar. Normal bir EKG işareti taban hattı üzerinde sıralanan P, Q, R, S, T ve U adları verilen dalgalardan oluşur. Q, R ve S dalgaları, QRS kompleksini meydana getirirler (Şekil 2.2) (<http://davidge2.umaryland.edu/~emig/ekgtu06.html>).



Şekil 2.2 : (a)EKG işareti genlik

(b)EKG işareti süre

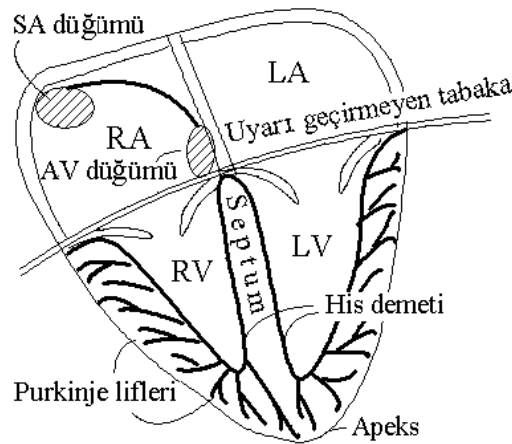
(<http://www.vetgo.com/cardio/concepts/concsect.php?sectionkey=5§ion=Electrocardiology>)

Bu altbölümde öncelikle EKG işaretinin anlaşılması için gerekli olan kalbin elektriksel uyarı iletim yolları ve derivasyon kavramları incelenecektir. Ardından QRS dalgasının genel incelemesi yapılacaktır.

2.2.1 Kalbin elektriksel iletim sistemi

Kalbin elektriksel iletim sistemi sinoatrial (sinüs) düğüm (SA), his demeti, atrioventriküler düğüm (AV), demet kolları ve purkinje fiberlerinden oluşur. Kalp kasında oluşan elektriksel uyarılar, kalbin vuru yapmasını sağlar. Bu elektriksel uyarılar, sağ kulakçığın üst kısmında yer alan sinüs düğümünde (SA düğümü) başlar. SA düğümü, kalbin doğal kalp pili (pacemaker) olarak bilinir. SA düğümünden elektriksel bir uyarı çıktığında, kulakçıklar kasılmaya başlar. Daha sonra bu elektriksel uyarı AV düğümüne ulaşır. AV düğümü, kendisine gelen elektriksel uyarıyı kontrol eder ve his demetine gönderir. Ardından gelen elektriksel işaret, demet kollarından purkinje fiberlerine ulaşır ve karıncıkların kasılmasını sağlar (Şekil 2.3).

SA düğümü, elektriksel uyarıları belli bir hızda gönderir. Fakat kalp atım hızı, fiziksel isteklere, stres ve hormonsal etkenlere bağlı olarak değişebilir (<http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy/conduct.cfm>).



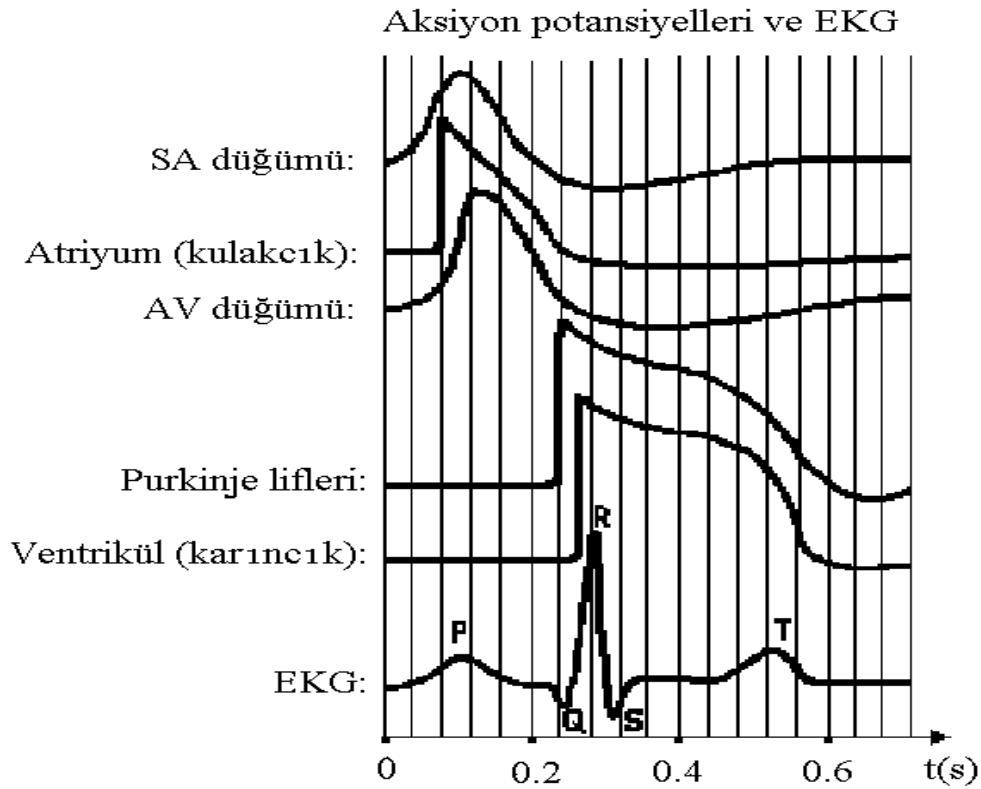
Şekil 2.3 : Kalbin elektriksel iletim sistemi (Korürek,1996).

SA düğümünde üretilen elektriksel uyarı, önce AV düğümüne ulaşır. Burada kulakçıklardaki kanın tamamının karıncıklara boşaltılması için biraz gecikmeye uğratılır. Kulakçıklardaki kan tamamen boşaldığında kulakçıklar ile karıncıklar arasındaki kapakçıklar (sol tarafta mitral kapakçık, sağ tarafta ise triküspid kapakçık) kapanır. Bu sırada kulakçıklar yeniden kanla dolmaya başlar ve elektriksel uyarı, AV düğümü ve his demeti üzerinden demet kolları ve purkinje fiberlerine geçer.

Demet kolları otoyollara benzetilirse, purkinje fiberler, bu otoyoldan ayrılan A ve B ara yolları olarak düşünülebilir. Purkinje fiberleri, karıncıklar içinde baştanbaşa yayılmış olarak bulunurlar. Bu sayede karıncıklar içindeki tüm hücreler, kasılmalarına neden olan elektriksel uyarıyı almış olurlar. Böylece saniyenin üçte birinden daha az bir süre içinde 400 milyon kalp kası hücresi uyarılarak karıncıklar kasılır

(<http://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/function/conduction.php>).

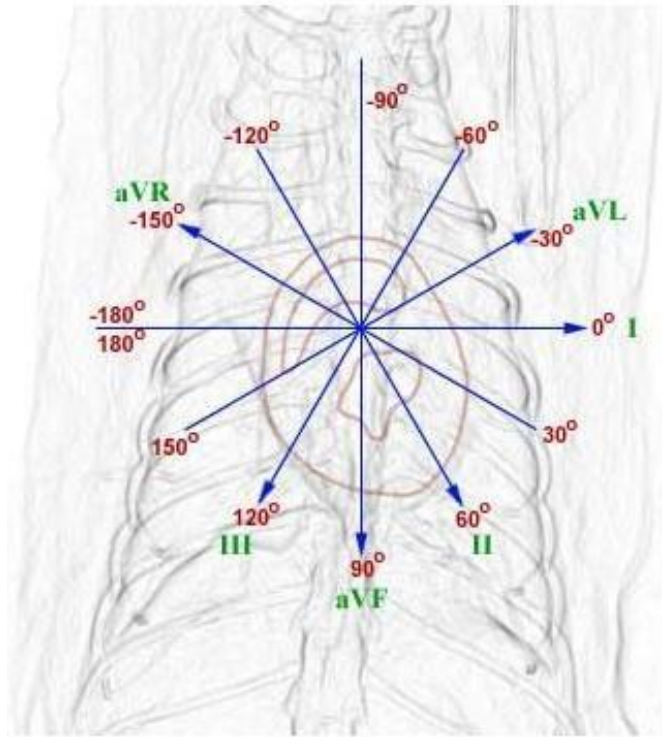
EKG işaretindeki P dalgası, kulakçıkların SA düğümünden gelen elektriksel uyarıyla depolarizasyonu sonucunda ortaya çıkar. Kulakçıkların repolarizasyonu normal EKG işaretinde görülmez ancak aritmi durumunda görülebilir. QRS kompleksi ise, iç ve dış katmandaki karıncık kaslarının (endokard ve epikard) depolarizasyonu sonucu oluşur. İç katmandaki karıncık kasları, dış katmandakilere nispeten daha erken depolarize olur. T dalgası, karıncıkların repolarizasyonunu temsil eder. U dalgasının kaynağı ise bilinmemektedir. Karıncıkların repolarizasyonu sonrası ortaya çıktığı düşünülmektedir (<http://en.ecgpedia.org/wiki/Basics>) (Şekil 2.4).



Şekil 2.4 : Aksiyon potansiyelleri ve EKG (Korurek, 1996)

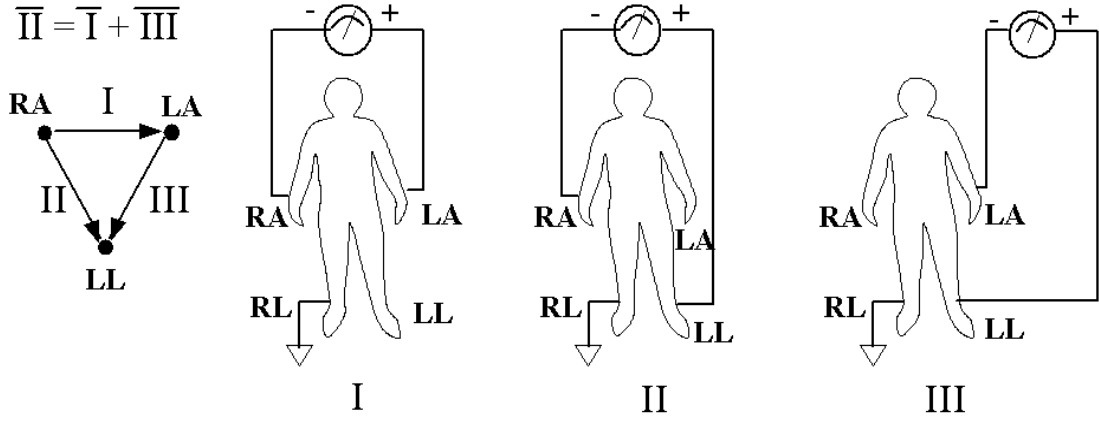
2.2.2 Derivasyonlar

Elektrotların, EKG kuvvetlendiricisine farklı bağlantı şekilleri ile çeşitli EKG işaret değişimleri elde etmek mümkündür. Bu bağlantı şekilleriyle ortaya çıkan durumların her birine derivasyon denilmektedir. En yaygın kullanılan metot, 12 derivasyonlu EKG'dir. Bunlar: Çevre Derivasyonları (Einthoven Derivasyonları), Kuvvetlendirilmiş Derivasyonlar (Goldberger Derivasyonları) ve Göğüs Derivasyonları (Wilson Derivasyonları)'dır (Şekil 2.5).



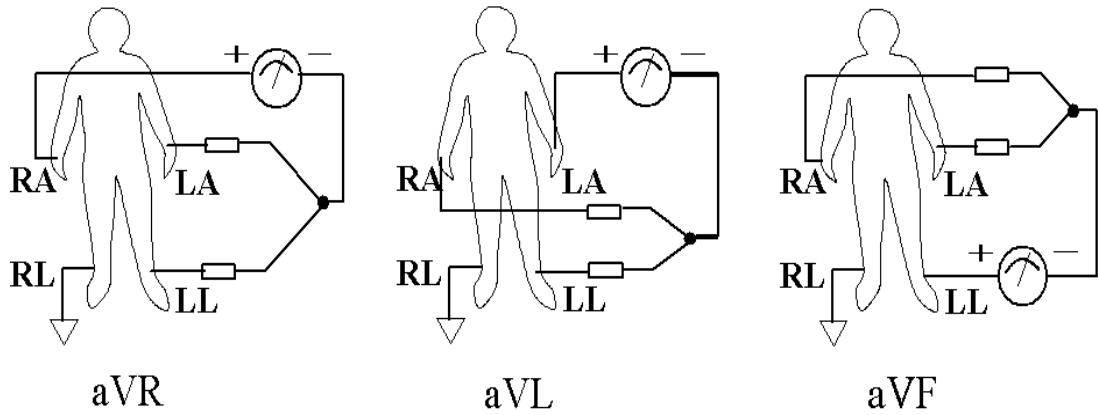
Şekil 2.5 : Derivasyon eksenleri. aVR, aVL ve aVF kuvvetlendirilmiş derivasyonlar; I, II ve III ise çevre derivasyonları (<http://www.vetgo.com/cardio/concepts/concsect.php?sectionkey=5§ion=Electrocardiology>).

EKG kuvvetlendiricisi girişlerine sağ kol, sol kol ve sol bacaktan ikisi bağlarsa buna çevre derivasyonu denilmektedir. Bu tip bağlantı durumunda **çift kutuplu (bipolar)** üç çevre derivasyonu (I, II, III) elde edilir. Derivasyon I, sağ kol ve sol kol arasındaki; derivasyon II, sağ kol ve sol bacak arasındaki; derivasyon III ise sol kol ve sol bacak arasındaki potansiyel farkın ölçülmesiyle elde edilir (Şekil 2.6).



Şekil 2.6 : Çevre derivasyonları (Korürek, 1996). En soldaki şekil Einthoven üçgeni. Diğer şekiller sırasıyla derivasyon I, derivasyon II ve derivasyon III (RA: Sağ kol, RL: Sağ bacak, LA: Sol kol, LL: Sol bacak).

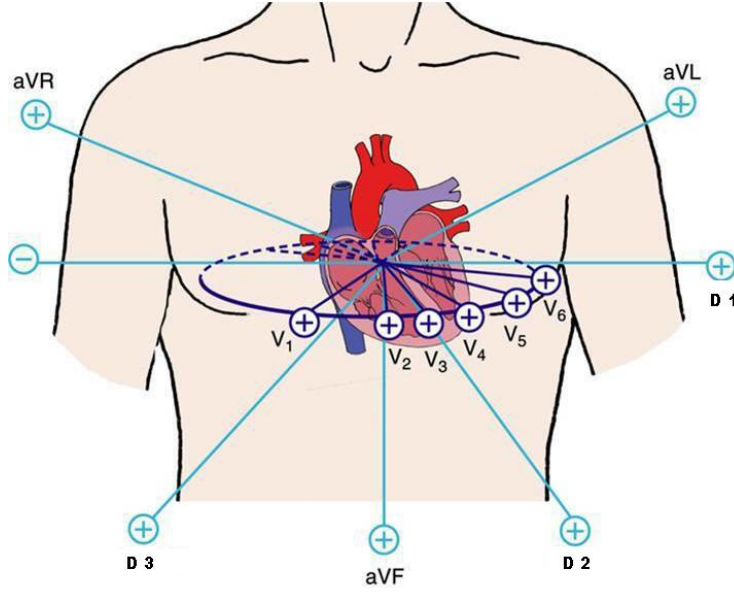
Sağ kol, sol kol ve sol baktan birisi kuvvetlendiricinin pozitif girişine, diğer ikisi ise bir direnç üzerinden ortak bir referans noktası alınarak negatif girişine bağlı olma durumuna ise **tek kutuplu (unipolar)** kuvvetlendirilmiş derivasyon denilmektedir. Üç farklı kuvvetlendirilmiş derivasyon elde edilebilmektedir (aVR, aVL ve aVF). aVR, sağ kol kuvvetlendiricinin pozitif girişine, sol kol ve sol bacak ise ortak bir referans noktası üzerinden kuvvetlendiricinin negatif girişine; aVL, sol kol kuvvetlendiricinin pozitif girişine, sağ kol ve sol bacak ise ortak referans noktası üzerinden kuvvetlendiricinin negatif girişine; aVF ise, sol bacak kuvvetlendiricinin pozitif girişine, sağ kol ve sol kol ise ortak referans noktası üzerinden kuvvetlendiricinin negatif girişine bağlı olma durumunda elde edilir (Şekil 2.7).



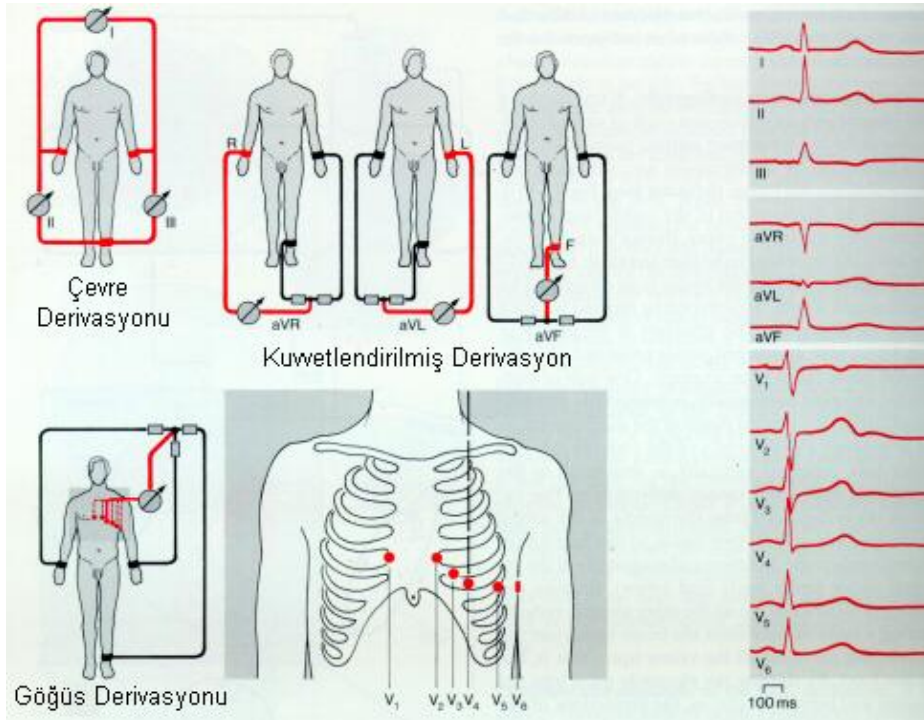
Şekil 2.7 : Kuvvetlendirilmiş derivasyonlar (Korürek, 1996). En soldaki şekil aVR derivasyonu, ortadaki şekil aVL derivasyonu, en sağdaki şekil ise aVF derivasyonu.

Göğüs derivasyonunda ise sağ kol, sol kol ve sol ayak birer eşdirenç üzerinden Wilson merkezi terminali (WCT) oluşturacak şekilde bağlıdır. Wilson nötr noktası,

kuvvetlendiricinin negatif girişine, göğüs üzerine yerleştirilen elektrot ise pozitif girişine bağlıdır (Şekil 2.8). Bu derivasyon türünde altı farklı bağlantı şekli bulunur (V1, V2, V3, V4, V5 ve V6) (Gonçalves ve diğ., 2007).



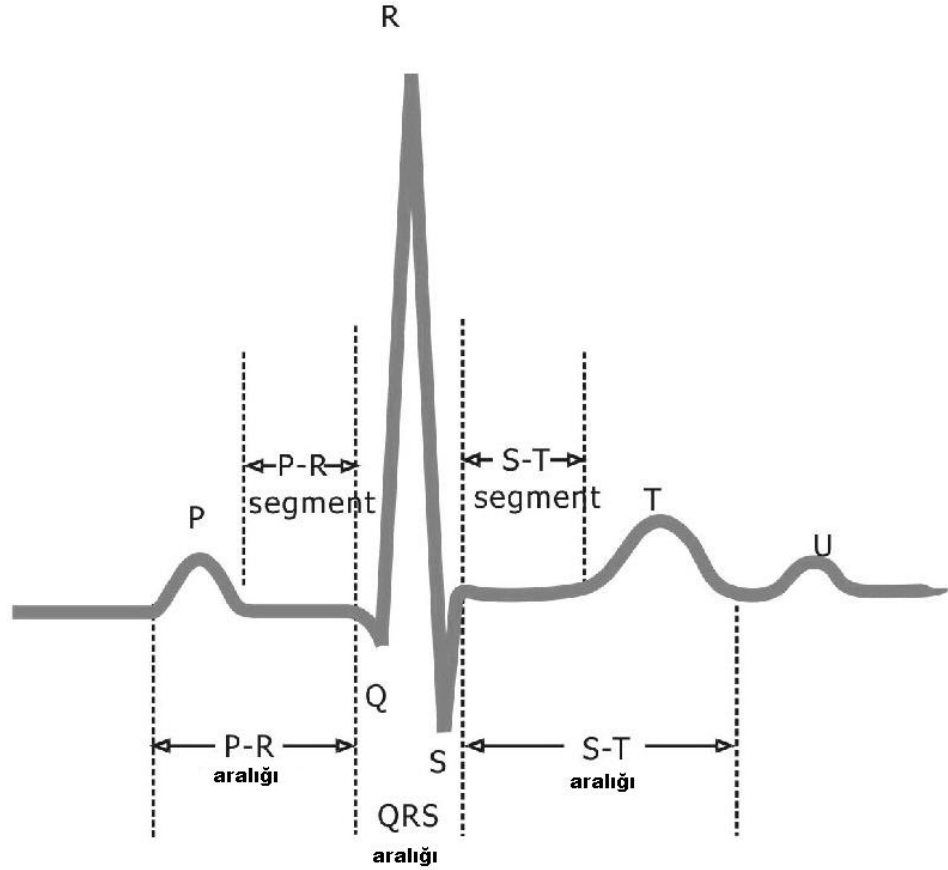
Şekil 2.8 : Göğüs derivasyonları (<http://www.genbilim.com/content/view/7318/33/>)



Şekil 2.9 : Tüm derivasyonlar (<http://www.genbilim.com/content/view/7318/33/>)

2.3 EKG İşaretinin Kısımları

Normal bir EKG işaretinde taban çizgisi üzerinde sırsıyla P, Q, R, S, T ve U dalgaları görülür (Şekil 2.10). Her bir derivasyonda QRS kompleksinin ölçülen en büyük değeri alınır. Eğer bu değer, 5 mm' den küçük ise QRS kompleksi küçük harflerle (q, r, s) adlandırılır.



Şekil 2.10 : Normal EKG işareti (<http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/6349>)

2.3.1 P dalgası

Kulakçıkların depolarizasyonu ile çıkar. P dalgasının ilk bölümü sağ kulakçık depolarizasyonunu, son bölümü ise sol kulakçık depolarizasyonunu oluşturur. Fakat genelde belirgin fark olmadığından P dalgasının bu iki bölümü ayırt edilemez. P dalgasının süresi, genelde 80 ile 100 ms arasındadır. P dalgasından sonra gelen sıfır gerilime sahip kısa süreli izoelektrik bölge ise uyarının, iletim hızının oldukça yavaş olduğu AV düğümünden ve his demetinden geçtiği zaman dilimini temsil eder.

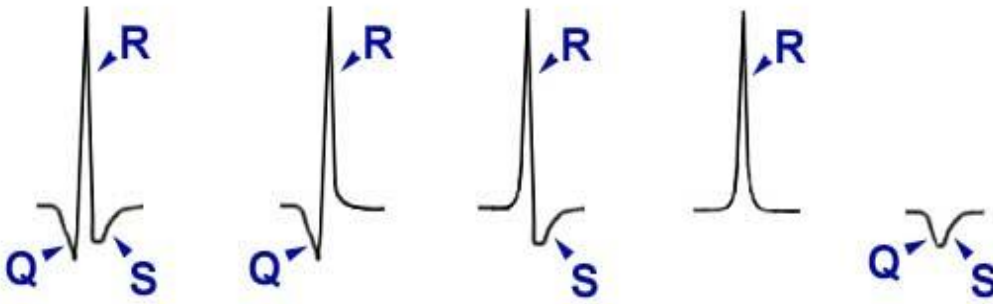
2.3.2 PR aralığı

P dalgasının başlangıcı ile QRS kompleksinin başlangıcı arasındaki sürenin ölçülmesiyle bulunur. PR aralığının normal değeri 0,12-0,20 saniye aralığıdır. Bu aralık, kulakçık depolarizasyonu başlangıcıyla karıncık depolarizasyonu başlangıcı arasındaki süreye işaret eder. PR aralığının 0,2 saniyeden uzun sürmesi, AV düğümü iletim bozukluğu belirtisidir.

2.3.3 QRS kompleksi

QRS kompleksi, karıncıkların depolarizasyonunu gösterir. QRS kompleksinin normal süresi 0,06 ile 0,1 saniye arasındır. Bu kısa zaman dilimi, karıncıkların çok hızlı kasıldığının göstergesidir. QRS kompleksi 0,1 saniyeden uzun sürerse, uyarı iletimi karıncıklar içinde zayıflar. Bu bozukluğun nedeni, demet kollarındaki tıkanıklık olabilir.

QRS kompleksinin biçimi, kullanılan elektrotlara bağlı olarak değişiklik gösterir. Ayrıca karıncıklardaki elektriksel uyarıların iletimindeki anormallikler de QRS kompleksinin biçiminde değişikliğe neden olur (Şekil 2.11).



Şekil 2.11 : Çeşitli QRS dalga şekilleri

(<http://www.vetgo.com/cardio/concepts/concsect.php?sectionkey=5§ion=Electrocardiology>)

QRS kompleksi, normal bireyler arasında bile belirgin farklılık gösterir. Kişinin zayıf ya da şişman olması durumunda göğüs derivasyonlarında farklı QRS örnekleri görülebilir. QRS kompleksindeki Q dalgasının derinliği 2 mm'den, süresi ise normal şartlarda 0,04 s 'den küçüktür ve toplam kompleksin %25 'inin altındadır. Q dalgasının genliği R dalgasının genliğinin V4, V5 ve V6 derivasyonlarında %15; I,II ve aVF derivasyonlarında %25; aVL derivasyonunda ise %50'si civarındadır. Buna

karşılık derivasyon III deki Q dalgası, sağlıklı kişilerde bile en az 0.04 sn süreli ve 6 mm kadar derin olabilir.

2.3.4 ST aralığı

ST aralığı, EKG işaretinde QRS kompleksinden sonra gelen ve izoelektrik seviyede olan kısımdır. Karıncıkların depolarizasyonu ile repolarizasyonu arasındaki dönemi gösterir. T dalgasının başlangıcına doğru hafif bir yükselme gösterir. Karıncıklarda meydana gelen rahatsızlıkların teşhisinde önemli rol oynar.

2.3.5 T dalgası

T dalgası, karıncıkların repolarizasyonunu belirtir. Repolarizasyon sırasındaki uyarı iletimi, depolarizasyon anındaki uyarı iletiminden daha yavaş olmasından dolayı, T dalgasının süresi depolarizasyon süresinden (QRS kompleksi) daha uzundur. 0,10 ile 0,25 saniye arası değişebilir. Derivasyon I, II, V2-V6 da pozitif, aVR de genellikle negatif, aVF ve aVL de pozitif, yassı, iki fazlı ya da negatiftir. Genliği, göğüs derivasyonlarında 10 mm' nin, diğer derivasyonlarda ise 6 mm' nin altındadır.

2.3.6 U dalgası

T dalgasını izleyen ve nasıl oluştuğu kesin olarak bilinmeyen bir dalgadır. U dalgası, karıncık repolarizasyonunun kalıntıları temsil eder. Normal kişilerde de görülebilir. Genliği kendisinden önceki T dalgasının genliğinin % 25 ini geçmez. Derivasyon V2-V4 de 2 mm yi aşmayan U dalgasına rastlanabilir. T dalgasının pozitif olduğu derivasyonlarda U dalgası da pozitifdir. U dalgasının negatif ya da önceki T dalgasından daha büyük genlikli olması normal bir bulgu değildir.

2.3.7 QT aralığı

Karıncıkların depolarizasyon ve repolarizasyonu için geçen toplam süreyi yansıtan QT aralığı, QRS kompleksinin başlangıcından, T dalgasının bitimine kadar olan süreyi kapsar. QT aralık süresi, kalp atım hızına bağlı olarak 0,20 saniye ile 0,4 saniye arasında değişebilir. Hızlı kalp atımlarında QT aralığı daha kısa, yavaş kalp atımlarında ise daha uzundur. Kulakçıkların repolarizasyonu sırasında EKG işaretinde belirgin bir dalga gözükmez. Çünkü kulakçıkların repolarizasyonu,

karıncıkların depolarizasyonu esnasında meydana gelir ve genliğı oldukça küçük bir dalga oluşur. Bu dalga ise, genliğı çok büyük olan QRS kompleksi tarafından gizlenir. (<http://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A009.htm>).

Aşağıda bir QRS kompleksi içerisindeki Q, R ve S dalgaların birbirinden ayırt edilebilmesi için göz önünde bulundurulması gereken durumlar verilmiştir. Bunlar, derivasyonlardaki ölçüm sonucunda EKG işaretindeki ters işaretler ve gürültü işaretleri temizlendikten sonra dikkate alınmalıdır.

Q dalgası aşağıdaki şartları sağlamalıdır.

- a.Negatif genliğe sahip olmalıdır.
- b.QRS kompleksinin ilk bileşeni olmalıdır
- c.Bir R dalgası tarafından takip edilmelidir.
- d.Bir QRS kompleksinde sadece bir tane Q dalgası olabilir.

R dalgası aşağıdaki şartları sağlamalıdır.

- a. Pozitif bir genliğe sahip olmalıdır.
- b. Tüm R dalgaları pozitif genliğe sahip olmalıdır.
- c. Bir QRS kompleksinde birden fazla R dalgası olabilir.

S dalgası aşağıdaki şartları sağlamalıdır.

- a.Negatif bir genliğe sahip olmalıdır.
- b.Bir R dalgasını takip etmelidir.
- c.Bir QRS kompleksinde birden fazla S dalgası olabilir.

QS dalgası aşağıdaki şartları sağlamalıdır.

- a. Negatif bir genliğe sahip olmalıdır.
- b. QRS kompleksinde R dalgası olmamalıdır.

Yukarıdaki şartlar dikkate alındığında bir QRS kompleksi, en azından bir R dalgası, sadece bir RS dalgası ya da sadece bir QS dalgası içermelidir.

QRS bileşeni, EKG işareti içerisindeki en belirgin kısımdır ve yapılan araştırmaların büyük kısmında öncelikle R dalgasının tepe noktası bulunur daha sonra işaretin diğer

kısımları, R dalgasının konumu ve genlik değeri gibi bilgilerden faydalanılarak incelenir

(<http://www.vetgo.com/cardio/concepts/concsect.php?sectionkey=5§ion=Electrocardiology>).

2.4 Aritmiler

Aritmiler, kalp atış ritmindeki düzensizliklere verilen genel addır. EKG işaretini üzerindeki bozucu etkiler, küçük genlik değerlerine sahip P ve T dalgalarıyla aynı seviyede olduğundan, P ve T dalgalarının algılanmaları güçtür. Bundan dolayı aritmi teşhisinde, diğerlerine nispeten çok daha büyük genlik değerine sahip olan R dalgası kullanılır. R dalgasının genliğine ve iki R dalgası arasındaki süreyi gösteren RR aralığına bakılarak hastalık teşhisine gidilir.

Aritmi analizi için kullanılan EKG işaretinde, peş peşe gelen en son iki R dalgası arasında geçen zaman aralığı $RR(t)$, son RR aralığından bir önceki RR aralığına karşı düşen süre ise $RR(t-1)$ olarak gösterilir. $AR(t)$ ise peş peşe gelen sekiz normal RR aralıklarının ortalamasıdır. Aritmi teşhisi için, RR aralığı tek başına yeterli olmamakla birlikte aritmilerle arasındaki genel ilişki Şekil 2.12’de gösterilmiştir.

	RR aralığı
Normal sinus ritmi	
Bradikardi	
Taşikardi	
Asistol	
Eksik Atım	
PVC	
T üzerinde R	
Bigemini	
Trigemini	

Şekil 2.12 Çeşitli aritmilerde kalp ritmindeki değişim (Tompkins ve Webster, 1981)

Şu ana kadar teşhis edilen aritmilerin en önemlileri aşağıdaki gibi sıralanabilir (Korurek, 1996).

Bradikardi	:	$AR(t) > 1,2 \text{ s}$
Taşikardi	:	$AR(t) > 0,5 \text{ s}$
Asistol (Karıncık Fibrilasyonu)	:	$RR(t) > 1,6 \text{ s}$
Eksik Atım	:	$RR(t) > 1,9. AR(t-1)$
Erken Karıncık Kasılması (PVC)	:	$RR(t) < 0,9. AR(t-1)$ $RR(t) + RR(t-1) = 2. AR(t-2)$ PVC hızı $> 10 \text{ kere/dak}$
T üzeri R	:	$RR(t) < 0,33. AR(t-1)$ $RR(t) + RR(t-1) = 2. AR(t-2)$
Bigemini	:	$RR(t) < 0,9. AR(t-1)$ $RR(t) + RR(t-1) = 2. AR(t-2)$ $RR(t) < 0,9. AR(t-3)$ $RR(t) + RR(t-1) = 2. AR(t-4)$
Trigemini	:	$RR(t) < 0,9. AR(t-1)$ $RR(t) < 0,9. AR(t-2)$ $RR(t) + RR(t-1) + RR(t-2) = 2. AR(t-3)$
Ara PVC	:	$RR(t) < 0,9. AR(t-1)$ $RR(t) + RR(t-1) = AR(t-2)$ Ara PVC hızı $> 10 \text{ kere/dak}$
Erken Kulakçık Atımları (APB)	:	$RR(t) < 0,9. AR(t-1)$ $AR(t-2) < RR(t) + RR(t-1) < 2. AR(t-2)$ APB hızı $> 10 \text{ kere/dak}$

2.5 EKG Gürültü Türleri

EKG işareti çok farklı türde gürültünün etkisiyle bozulmaya uğrayabilir. Bunlardan başlıcaları şunlardır:

- a) Güç hattı girişimi
- b) Elektrot temas gürültüsü
- c) Hareketten kaynaklanan gürültü
- d) Kas kasılmalarından kaynaklanan gürültü (EMG gürültüsü)
- e) Solunumdan kaynaklanan taban hattı kayması ve EKG genlik modülasyonu
- f) İşaret işlemede kullanılan elektronik cihazlardan kaynaklanan enstrümantasyon gürültüsü
- g) Elektrocerrahi gürültü

ve daha az öneme sahip diğer gürültüler.

Aşağıda her bir gürültü kaynağından ve bu gürültü kaynaklarına benzetim yöntemlerinden kısaca bahsedilecek.

2.5.1 Güç hattı girişimi

Güç hattı girişimi, EKG işareti üzerinde 50 Hz (ABD için 60 Hz) frekansında yükselmeden ve bunun sinüzoidal harmoniklerinden oluşur. Gürültü karakteristikleri işaretin genlik ve frekans içeriğinden oluşur. Güç hattı girişiminin tipik parametreleri şunlardır:

Frekans : 50 / 60 Hz ve onun harmoniklerinden oluşur

Genlik : Tepeden tepeye EKG genliğinin %50 'sine kadar

2.5.2 Elektrot temassızlığı gürültüsü

Elektrot temassızlığı gürültüsü, elektrot ile deri arasındaki bağlantının kesilmesi (ölçüm sistemi ile nesnenin bağlantısının kopması) sonucu oluşan parazitlerdir. Bu temassızlığa elektrodun gevşek yerleştirilmesi ve nesnenin hareket etmesi neden olur. Ölçme sistemi girişindeki bu anahtarlama hareketi EKG işareti üzerinde – sisteme kapasitif bağlı olduğundan- büyük bozulmalar meydana getirir.

Elektrot temassızlığı gürültüsü, rastgele oluşan hızlı eksponansiyel taban hattı kayması (basamak şeklinde) olarak modellenenebilir. Bu değişim bir kez veya arka arkaya birkaç kez olabilir. Bu gürültü işaretinin karakteristikleri, başlangıç değişim genliği, 60 Hz bileşen genliği ve sönümleme zaman sabitidir. Tipik parametreler ise şunlardır:

Süre : 1 s
Genlik : maksimum kaydedici çıkışı
Frekans : 60 Hz zaman sabiti

2.5.3 Hareket gürültüsü

Bu gürültü, elektrot hareketi ile elektrot-deri arasındaki empedans değişiminden kaynaklanan basamak şeklinde olmayan taban hattı değişikliğidir. Bu gürültünün kaynağı, nesnenin hareketi veya titreşimi olarak düşünülür. Hareket gürültüsünün neden olduğu taban hattı kaymasının şekli, bir periyotluk sinüs dalgasına benzer bifazik bir işarettir. Tepe gerilimi ve bozulma süresi değişkendirler. Tipik parametreler:

Süre : 100-500 ms
Genlik : Tepeden tepeye EKG işaretinin %50 'si

2.5.4 Kas kasılmalarından kaynaklanan gürültü

Kas kasılmaları mV seviyesinde gerilimler meydana getirirler. EMG taban hattı, genelde μV seviyesindedir, bu nedenle ihmal edilir. Kas kasılmaları, sıfır ortalamalı, sınırlı bandlı Gauss gürültüsünün ani patlamaları olarak düşünülebilir. Tipik parametreler şunlardır:

Standart sapma : Tepeden tepeye EKG işareti genliğinin %10'u
Süre : 50 ms
Frekans içeriği : 10 KHz dc

2.5.5 Solunumdan kaynaklanan taban hattı kayması ve EKG genlik modülasyonu

Bu gürültü kaynağı, EKG işaretine eklenen solunum frekansında bir sinüzoidal bileşen olarak gösterilebilir. Sinüzoidal bileşenin genlik ve frekansı değişken olabilir. Ayrıca EKG işaretinin genliği solunumla yaklaşık %15 oranında değişir. Tipik parametreler şunlardır:

Genlik değişimi : Tepeden tepeye EKG işaretinin %15'i
Taban Hattı Değişimi : 0,15-0,3 Hz frekansında tepede tepeye EKG genliğinde %15

2.5.6 Enstrümantasyon gürültüsü

Ölçme sistemi içindeki elektronik cihazlardan kaynaklanan bozulmalardır. Bu QRS algılayıcı algoritmalarla düzeltilemez. Kuvvetlendirici girişi doymuştur ve EKG hakkında algılanan herhangi bir bilgi yoktur. Bu durumda sesli alarm verilir ve uygulamacı EKG işaretinde düzeltme yapar.

2.5.7 Elektrocerrahi gürültü

Elektrocerrahi gürültü, EKG işaretini tamamen bozar. Bu bozulma, yaklaşık 100 KHz-1 MHz frekanslı ve büyük genlikli sinüzoidal işaretlerle gösterilebilir. Genlik, süre ve frekans değişken olabilir. Tipik parametreler (Friesen G.M. ve diğ, 1990):

Genlik : Tepeden tepeye EKG işareti genliğinin %200'ü
Frekans : 100 KHz - 1 MHz
Süre : 1-10 s

3. KALMAN FİLTRESİ

Filtreleme, en basit tabirle istenen bir büyüklüğü diğerlerinden ayırmaktır. Örneğin haberleşme sistemlerinde bu filtreleme işlemi, istenen bir frekans bandının geçirilmesi, diğerlerinin sönümlenmesi olarak karşımıza çıkar.

Norbert Wiener 1949 yılında başka bir filtreleme probleminden bahseder. “Gürültüyle karışık bir işaret giriş olarak alınırsa, bu işaret gürültüden nasıl temizlenir?” problemi üzerinde durur. Bu problem için en iyi sonucu veren doğrusal işlemi bulmaya çalışır. 1960 yılında R. E. Kalman, ünlü makalesinde bu probleme durum-uzay (state-space) yaklaşımıyla özyineli (recursive) algoritma kullanarak farklı bir çözüm geliştirmiştir (Kalman, 1960). Kalman ’ın öne sürdüğü bu algoritma ilerleyen yıllarda özellikle yardımcı navigasyon alanında geniş bir araştırma ve uygulama konusu olmuştur (Barutçu, 2004).

Kalman filtresi, ortalama karesel hatayı minimum yapma yoluyla bir sürecin durumunu tahmin etmeyi hedefleyen özyineli, matematiksel denklemler kümesinden oluşur. Filtre, bazı açılardan çok güçlüdür. Modellenen sistemin tam doğası bilinmese de geçmiş, şu an ve gelecekteki durumları hakkında kestirim yapabilir.

Kalman filtresi ayrık ve sürekli olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Bu kısımda sadece, bu çalışmada kullanılmış olan Ayrık Kalman filtresinin temel özelliklerinden, denklemlerden ve genişletilmiş Kalman filtresinden kısaca bahsedilecektir.

3.1 Ayrık Kalman Filtresi

Durum ve çıkış denklemleriyle ifade edilmiş bir ayrık zaman sistemi şu şekilde tanımlanır:

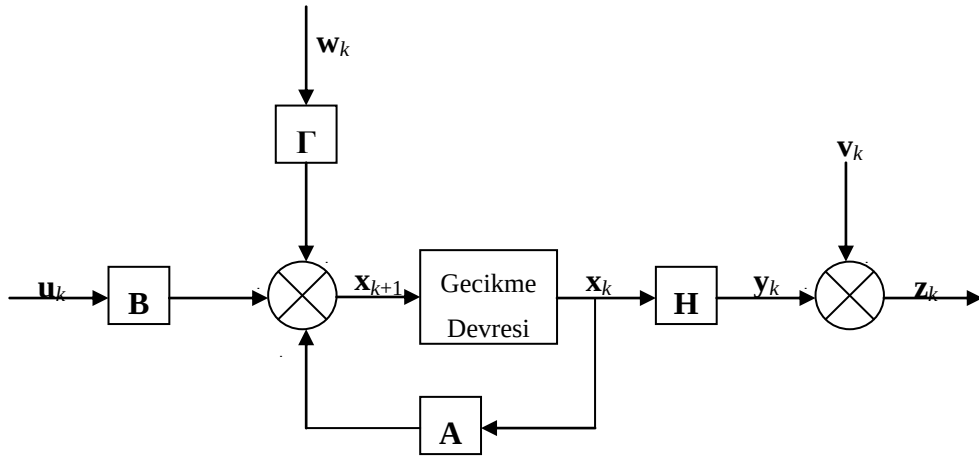
$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{A}\mathbf{x}_k + \mathbf{B}\mathbf{u}_k \quad (3.1)$$

$$\mathbf{y}_{k+1} = \mathbf{H}\mathbf{x}_{k+1} \quad (3.2)$$

Uygulamada, sistem özyinelemeli (“Autoregressive”, AR) model ile modellenmiş olup p , model derecesidir. $\mathbf{x}_k$, p boyutlu sistem durum değişkeni vektörünü; A bir sonraki durum değişkeni vektörünü mevcut durum değişkeni vektörü üzerinden bulmak için kullanılan $(p \times p)$ boyutunda sistem durum geçiş matrisini; $\mathbf{u}_k$ sistem kontrol giriş vektörünü; $\mathbf{y}_k$ ayrık zaman sistemi çıkış vektörünü ve H ise $(1 \times p)$ boyutunda gözlem matrisini temsil etmektedir. EKG işaretli sistemi temsil etmek üzere alındığından A matrisi, EKG işaretinin AR parametreleri ile ifade edilmiştir. İfadelerde, k indisi içinde bulunulan anı, $k+1$ indisi ise bir sonraki durumu temsil etmektedir. Eğer bu sisteme, sistem ve modellemeden kaynaklanan hatalar için $\mathbf{w}_k$ gürültü işareti vektörü; ölçmeden kaynaklanan hatalar için ise $\mathbf{v}_k$ gürültü işareti vektörü eklenirse, ayrıca sistem ve modellemede birden fazla gürültü kaynağı olduğundan bunu denkleme eklemek için Γ katsayı matrisi kullanılırsa ayrık zaman denklemi şu şekilde gösterilir (Şekil 3.1):

$$\mathbf{x}_{k+1} = A\mathbf{x}_k + B\mathbf{u}_k + \Gamma\mathbf{w}_k \quad (3.3)$$

$$\mathbf{z}_{k+1} = H\mathbf{x}_{k+1} + \mathbf{v}_{k+1} \quad (3.4)$$



Şekil 3.1 : Ayrık Kalman filtresi sistemi.

Sistem gürültüsü $\mathbf{w}_k$ ve ölçme gürültüsü $\mathbf{v}_k$ birbirinden bağımsız, normal olasılık dağılımına sahip beyaz gürültü olarak düşünülürse, bu gürültülerin olasılık yoğunluk fonksiyonları olarak,

$$p(\mathbf{w}) \sim N(0, Q) \quad (3.5)$$

$$p(v) \sim N(0, R) \quad (3.6)$$

alınabilir. Pratikte sistem gürültüsü kovaryansı Q ve ölçme gürültüsü kovaryansı R matrisleri her zaman adımında veya her ölçüm sonrası değişebilir. Sistem gürültü kovaryans matrisi olan Q matrisi, P matrisi boyutundadır ve köşegen bir matris olarak seçilmiştir. Bu seçim, sistem durum değişkenlerine ait gürültülerin birbirinden bağımsız seçilmiş olmasına dayanır. Ölçme gürültü kovaryans matrisi R ise sadece skaler olan çıkış büyüklüğüne ilişkin olup skaler seçilmiştir. Q ve R eleman değerleri sistemi tanımaya bağlıdır. Tasarımcının deney, görüş ve araştırmalarıyla belirlenir.

Bir kare matris olan A matrisi, pratikte her adımda değişebilir fakat uygulamalarda sabit olarak alınır. $(p \times 1)$ boyutundaki B matrisi ise x durum değişkeni ile isteğe bağlı olan u kontrol girişi arasındaki bağlantıyı kurar. Uygulamada, sistem girişi bilinmediğinden öngörülerde u kontrol girişi kullanılmamıştır. H matrisi, ölçme çıkışı z_{k+1} ile durum değişkeni x_{k+1} arasındaki ilişkiyi verir. Pratikte H matrisi de her adım sonrası değişebilir fakat uygulamada sabit olarak alınır.

3.1.1 Filtrenin kök denklemleri

k adımında önceki (a priori) durum değişkeni öngörüsü $\hat{x}_k^-$; k adımındaki ölçme çıkışını kullanarak bulunan sonraki (a posteriori) durum değişkeni öngörüsü ise $\hat{x}_k$ olsun. Önceki ve sonraki kestirim hataları, x_k durum değişkeninin gerçek değeri iken, aşağıdaki ifadeyle gösterilebilir.

$$e_k^- \equiv x_k - \hat{x}_k^- \quad (3.7)$$

$$e_k \equiv x_k - \hat{x}_k \quad (3.8)$$

Önceki öngörü hatasının kovaryansı;

$$P_k^- = E[e_k^- e_k^{-T}] \quad (3.9)$$

Sonraki öngörü hatası kovaryansı ise;

$$P_k = E[e_k e_k^T] \quad (3.10)$$

Sonraki durum değişkeni öngörüsü $\hat{x}_k$, bir önceki durum değişkeni öngörüsü $\hat{x}_k^-$ ve gerçek ölçüm değeri olan z_k ile öngörü ölçümü olan $H\hat{x}_k$ arasındaki ağırlaştırılmış farkın doğrusal toplamı sonucu bulunur.

$$\hat{\mathbf{x}}_k = \hat{\mathbf{x}}_k^- + \mathbf{K}(z_k - \mathbf{H}\hat{\mathbf{x}}_k^-) \quad (3.11)$$

$(z_k - \mathbf{H}\hat{\mathbf{x}}_k^-)$ ifadesi ölçme yenilemesi veya kalıntı olarak isimlendirilir ve öngörülen ölçüm değeriyle gerçek ölçüm değeri arasındaki farkı yansıtır.

$\mathbf{K}$ matrisi, sonraki hata kovaryansını minimum yapan kazanç faktörü olarak seçilir. (3.11) deki ifadeyi (3.9) denkleminde kullanırsak, (3.10) denklemini minimum yapan kazanç faktörü şu şekilde bulunur:

$$\mathbf{K}_k = \mathbf{P}_k^- \mathbf{H}^T (\mathbf{H} \mathbf{P}_k^- \mathbf{H}^T + \mathbf{R})^{-1} \quad (3.12)$$

$$\mathbf{K}_k = \frac{\mathbf{P}_k^- \mathbf{H}^T}{\mathbf{H} \mathbf{P}_k^- \mathbf{H}^T + \mathbf{R}}$$

$\mathbf{R}$, sıfıra yaklaşırsa;

$$\lim_{\mathbf{R} \rightarrow 0} \mathbf{K}_k = \mathbf{H}^{-1}$$

$\mathbf{P}_k^-$ sıfıra yaklaşırsa;

$$\lim_{\mathbf{P}_k^- \rightarrow 0} \mathbf{K}_k = 0$$

Diğer bir deyişle, ölçme hata kovaryansı olan $\mathbf{R}$ sıfıra yaklaşırsa gerçek ölçüm değeri olan z_k , çok fazla güvenilirdir, öngörülen ölçüm değeri $\mathbf{H}\hat{\mathbf{x}}_k^-$ ise çok az güvenilirdir. Diğer taraftan önceki öngörü hata kovaryansı olan $\mathbf{P}_k^-$ sıfıra yaklaşırsa gerçek ölçüm değeri olan z_k , çok az güvenilirdir, öngörülen ölçüm değeri $\mathbf{H}\hat{\mathbf{x}}_k^-$ ise çok fazla güvenilirir.

3.1.2 Ayrık Kalman filtresi algoritması

Kalman filtresi, geribildirim kontrol yöntemi kullanarak bir süreç hakkında tahmin yapar. Kalman filtresiyle ilgili denklemler iki grup altında toplanabilir: zaman güncelleme denklemleri ve ölçme güncelleme denklemleri. Zaman güncelleme denklemleri, sonraki adım için önceki öngörülerini elde ederek, mevcut durum ve hata kovaryansının ileriye dönük tahmininden sorumludur.

Birinci Adım: Bir sonraki durum değişkenini öngörme

$$\hat{\mathbf{x}}_k^- = \mathbf{A}\hat{\mathbf{x}}_{k-1} + \mathbf{B}u_{k-1} \quad (3.13)$$

İkinci Adım: Bir sonraki hata kovaryansını öngörme

$$\mathbf{P}_k^- = \mathbf{A}\mathbf{P}_{k-1}\mathbf{A}^T + \mathbf{Q} \quad (3.14)$$

Ölçme güncelleme denklemleri ise, geribildirimden yani önceki öngörüye yeni bir ölçme değeri ekleyerek iyileştirilmiş sonraki öngörüü elde etmekten sorumludur.

Birinci Adım: Kalman Kazancını hesaplama

$$\mathbf{K}_k = \mathbf{P}_k^- \mathbf{H}^T (\mathbf{H} \mathbf{P}_k^- \mathbf{H}^T + \mathbf{R})^{-1} \quad (3.15)$$

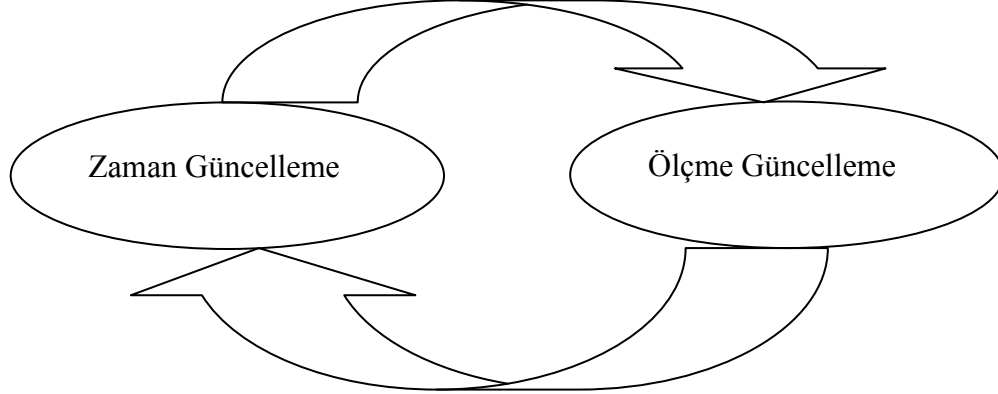
İkinci Adım: Gerçek ölçüm değerini (z_k) kullanarak öngörü güncelleme

$$\hat{\mathbf{x}}_k = \hat{\mathbf{x}}_k^- + \mathbf{K}_k (z_k - \mathbf{H} \hat{\mathbf{x}}_k^-) \quad (3.16)$$

Üçüncü Adım: Hata kovaryansını güncelleme

$$\mathbf{P}_k = (\mathbf{I} - \mathbf{K}_k \mathbf{H}) \mathbf{P}_k^- \quad (3.17)$$

Zaman güncelleme denklemleri (Denklem 3.13 ve 3.14) “tahmin edici” denklemler; ölçme güncelleme denklemleri (Denklem 3.15, 3.16 ve 3.17) ise “hata düzeltici ” denklemler olarak düşünülebilir (Şekil 3.2).



Şekil 3.2 : Ayrık Kalman filtresi döngüsü

Ölçme güncellemesi sırasında birinci adım, Kalman Kazancı olan $\mathbf{K}_k$ matrisinin bulunmasıdır. İkinci adım gerçek ölçüm değerini kullanarak ölçme hatasını hesaplamak ve sonraki durum değişkenini öngörmektir. Son adım ise denklem 3.17 ‘yi kullanarak bir sonraki hata kovaryans öngörüsünü elde etmektir. Bu işlem her defasında tekrarlanır. Bulduğumuz öngörü (a posterior) bir sonraki adım için önceki (a prior) öngörü konumuna geçer. Bu yineleme (recursive) özelliği, Kalman filtresinin en dikkat çekici özelliklerinden biridir. Bu özelliği, Kalman filtresini

pratik uygulamalarda, her bir öngörü için doğrudan tüm verileri kullanan Wiener filtresine göre çok daha cazip kılar.

3.1.3 Filtre parametreleri

Filtrenin gerçek uygulamalarında, ölçme gürültüsü kovaryansı R , filtre işleminden önce hesaplanır. R matrisini hesaplamak kolaydır. Filtreyle bazı çevrimdışı ölçümler yaparak R değeri belirlenebilir.

Sistem gürültüsü kovaryansını belirleme ise öngördüğümüz sistemi doğrudan gözlemlene imkânına sahip olmadığımızdan daha zordur. Eğer Q seçimiyle sistem içine yeterli miktarda gürültü eklenirse, bazen basit bir sistem modeli için uygun sonuçlar elde edilebilir.

Parametre seçimi için elimizde rasyonel bir veri olsun veya olmasın, çoğu kez Q ve R parametrelerini ayarlayarak üstün bir filtre performansına sahip olabiliriz. Q ve R parametrelerini değiştirme işi filtre çevrimdışı iken yapılır. Q ve R parametreleri sabit alınırsa hem hata kovaryansı P_k hem de Kalman Kazancı K_k hızlı bir şekilde kararlı hale gelecek ve sabit kalacaklardır (Welch ve Bishop, 2004).

3.2 Genişletilmiş Kalman Filtresi

Öngörü teorisinde klasik bir problem, bir ölçüm düzeneğiyle gözlemlenebilen doğrusal veya doğrusal olmayan dinamik bir modele sahip bir sistemin, gizli durumlarının tahminidir. Bu problemle uğraşan filtrelerden bir Kalman Filtresidir ve bazı kısıtlamalar altında ortalama karesel hatayı minimum yaptığı ispat edilmiştir. Fakat geleneksel Kalman filtresi sadece lineer yapıdaki sistem modelleri için uygundur. Günlük hayattaki sistemlerin çoğu ise lineer olamayandır. Kalman filtresini lineer olmayan sistemlere uyarlayabilmek için, "Genişletilmiş Kalman Filtresi (GKF)" adında iyileştirilmiş bir versiyonu geliştirilmiştir.

Lineer olmayan sistemler üzerinde Genişletilmiş Kalman filtresini uygulamak için Ayrık Kalman filtresi algoritması üzerinde bazı değişiklikler yapmamız gerekir. Yine sistemimizde bir x durum vektörü olduğunu farz edelim. Fakat bu kez sistem, lineer olmayan stokastik fark denklemiyle gösterilir. Durum değişkeni;

$$x_{k+1} = f(x_k, w_k, k) \quad (3.18)$$

ölçüm çıkışı ise

$$y_k = g(x_k, v_k, k) \quad (3.19)$$

ile ifade edilir.

w_k ve v_k rastgele değişkenleri yine ayrık Kalman filtresinde olduğu gibi sistem ve ölçme gürültülerini temsil eder. Denklem (3.17)' deki lineer olmayan f fonksiyonu ise $(k+1)$ adımındaki durum değişkeni ile k adımındaki durum değişkeni arasındaki ilişkiyi verir. Ölçme denklemindeki lineer olmayan h fonksiyonu ise ölçme çıkışı (y_k) ile durum değişkeni (x_k) arasındaki bağlantıyı gösterir.

Gürültü kovaryans matrisleri $Q_k = E\{w_k w_k^T\}$ ve $R_k = E\{v_k v_k^T\}$

x_0 başlangıç durum öngörüsü ise;

ortalaması $\bar{x}_0 = E\{x_0\}$

hata kovaryansı $P_0 = E\{(x_0 - \bar{x}_0)(x_0 - \bar{x}_0)^T\}$ olarak gösterilir.

Kalman filtresini kullanmak için lineer olmayan bu sistemin, belirlenen bir referans noktası $(\hat{x}_k, \hat{w}_k, \hat{v}_k)$ yakınında lineer yaklaşımını elde etmemiz gerekir. Bu yaklaşım aşağıdaki lineer öngörüye ulaştırır.

$$x_{k+1} \approx f(\hat{x}_k, \hat{w}_k, k) + A_k(x_k - \hat{x}_k) + F_k(w_k - \hat{w}_k) \quad (3.20)$$

$$y_k = g(\hat{x}_k, \hat{v}_k, k) + H_k(x_k - \hat{x}_k) + G_k(v_k - \hat{v}_k) \quad (3.21)$$

Ayrıca GKF'yi elde etmek için lineerleştirilmiş denklemden Kalman Kazancı (KK) ve kovaryans matrisi hesaplanırken zamanda yayılma yapılır. GKF algoritmasını kısaca şu şekilde özetlenebilir.

$$\hat{x}_{k+1}^- = f(\hat{x}_k^+, w, k)|_{w=0} \quad (3.22)$$

$$P_{k+1}^- = A_k P_k^+ A_k^T + F_k Q_k F_k^T \quad (3.23)$$

Ölçme yayılım denklemleri ise şunlardır:

$$\hat{x}_k^+ = \hat{x}_k^- + K_k [y_k - g(\hat{x}_k^-, v, k)|_{v=0}] \quad (3.24)$$

$$K_k = P_k^- H_k^T [H_k P_k^- H_k^T + G_k]^{-1} \quad (3.25)$$

$$P_k^+ = P_k^- - K_k H_k P_k^- \quad (3.26)$$

$\hat{x}_k^- = \hat{E}\{x_k | y_{k-1}, y_{k-2}, \dots, y_1\}$ durum vektörünün bir öngörüsüdür.

Yukarıdaki denklemlerden görüleceği gibi GKF, lineer olmayan bir sistemi lineer hale getiriyor (Sameni ve diğ., 2005).

Tez çalışmasında Ayırık Kalman Filtresi kullanılmıştır. İlgili parametreler beşinci bölümde verilecektir.

4. DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ

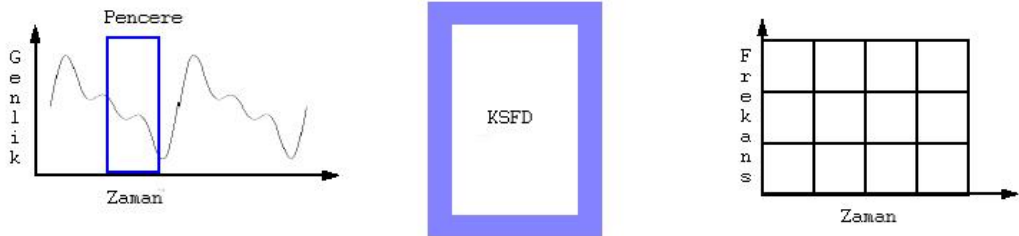
Çalışma kapsamında Ayırık Dalgacık Dönüşümü (ADD) kullanılmıştır. Ancak temel kavramların anlaşılabilmesi için, öncelikle kısa-sürelî Fourier dönüşümü (KSFD) ve sürekli dalgacık dönüşümü (SDD) hakkında temel bilgiler verilecektir.

4.1 Fourier Dönüşümü

İşaretlerin analizinde bugüne kadar çok farklı yöntemler kullanılmıştır. Bu yöntemlerden en çok tanınanı Fourier Dönüşümüdür (FD). Fourier Dönüşümü, en basit tabirle işaretin matematiksel yollarla zaman domeninden, frekans domenine çevrilmesidir. FD, çok kullanışlı bir yöntem olmasına rağmen bazı açılardan ciddi eksiklikleri bulunmaktadır. Örneğin, frekans domenine geçişte zamana ait bilgiler kaybolmaktadır. Eğer işaret, kararlıysa (değişken değilse), bu önemli bir eksiklik değildir. Fakat pratikte birçok işaret, değişken bir yapıya sahiptir ve işarettaki bu değişim, işaretin yalnızca bir kısmında oluşabilir. FD ise bu değişimleri fark edemez. Bu eksikliği gidermek için 1946 yılında Dennis Gabor tarafından Kısa Sürelî Fourier Dönüşümü (KSFD) yöntemi ortaya atılmıştır.

4.2 Kısa Sürelî Fourier Dönüşümü

Kısa Sürelî Fourier Dönüşümü (KSFD), işareti parçalara bölerek Fourier Dönüşümünü almaktan ibarettir. Bu tekniğe “işareti pencereleme” denir.

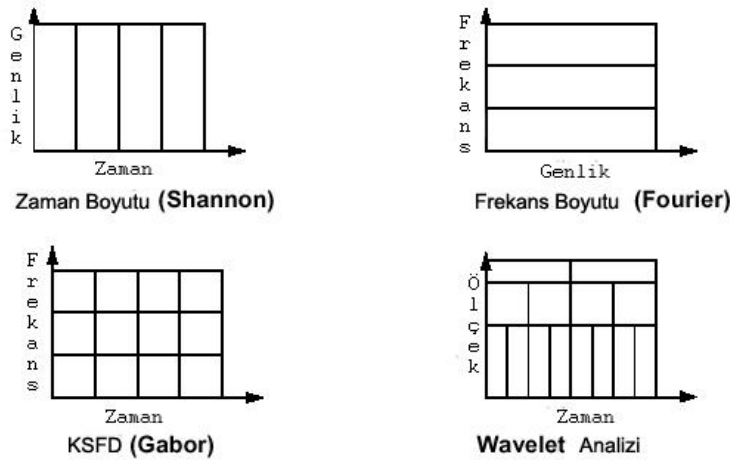


Şekil 4.1 : Kısa süreli Fourier dönüşümü (Misiti ve diğ., 1996)

KSFD işaretin zaman ve frekans arasında bir uyuma sağlayarak, hangi frekansta nasıl bir olay gerçekleştiğine dair bir bilgi sunar. Bununla birlikte bu bilgi doğruluk açısından pencerenin büyüklüğüyle ilişkili bazı sınırlandırmalara tabidir. KSFD’ü yapılırken bütün frekanslar için sabit bir pencere kullanılmıştır. Birçok işaret ise daha esnek yaklaşım ister.

4.3 Dalgacık Dönüşümü Nedir?

Dalgacık Dönüşümü, değişken büyüklüğünde pencereleme ile işaret işleme yöntemlerine yeni bir yaklaşım getirir. Düşük frekanslarda uzun zaman aralıklı, yüksek frekanslarda ise kısa zaman aralıklı pencereleme yapılmasını sağlar. Aşağıda KSFD ile Dalgacık Dönüşümü arasındaki farklılık şekil üzerinde gösterilmektedir (Şekil 4.2).

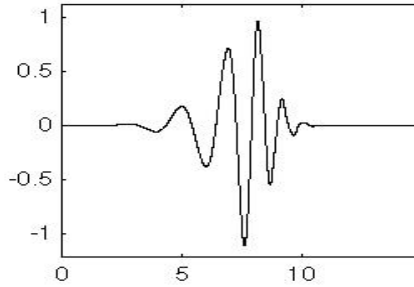


Şekil 4.2 : KSFD ile dalgacık dönüşümü arasındaki farklılıklar (Misiti ve diğ., 1996)

Dalgacık Dönüşümü, zaman-frekans bölgesi yerine zaman-ölçek bölgesini kullanır. Dalgacık Dönüşümü’nün en önemli avantajı, işaretin lokal olarak analizine imkan sağlamasıdır. Örneğin, kısa süreksizliğe sahip bir sinüzoidal bir dalga ele alınırsa, dalgacık katsayıları süreksizliğin zaman boyutunda tam olarak nerede olduğunu verebilir. FD ise bunu gösteremez. Ayrıca Dalgacık Dönüşümü, sıkıştırma ve gürültüden temizleme işlemlerinde de başarılı sonuçlar verir.

Dalgacık Dönüşümü’nde “dalgacık” adı verilen bir dalga kullanılır. Dalgacık, sınırlı süreklilikte ortalama değeri sıfır olan bir dalga şeklindedir. FD’nün ana fonksiyonu olan sinüs dalgasıyla dalgacık dalgası karşılaştırılırsa şu sonuçlar elde edilir:

Sinüs dalgası, sürekli değildir, eksi sonsuz ile artı sonsuz arasında sonsuz salınır, düzgün ve tahmin edilebilirdir. Dalgacık ise düzgün değildir ve asimetriktir.



Şekil 4.3 : Dalgacık (Daubechies) (Misiti ve diğ., 1996)

Fourier analizi, bir işaretin farklı frekansları için dağıtılmış sinüsler toplamından oluşur. Benzer bir şekilde, dalgacık analizi de orijinal dalgacığın kaydırılmış, ölçeklenmiş halinin işaret içine dağılmış halidir. Yalnızca sinüs ve dalgacık işaretlerine bakarak bile, ani değişimlere sahip bir işareti analiz etmede, asimetric dalgacığın daha iyi sonuçlar vereceği düşünülebilir. Ayrıca lokal durumlar için de dalgacık işaretinin daha başarılı olabileceği görülebilir.

4.4 Sürekli Dalgacık Dönüşümü

Sürekli Dalgacık Dönüşümü (SDD), orijinal işaretin bütün zamanlarda ölçeklenmiş, kaydırılmış dalgacık ile çarpımlarının toplamıdır. SDD'nün sonucunda birçok dalgacık katsayısı oluşur. Bunlar ölçek ve konumun bir fonksiyonudur. Her bir katsayıyı uygun kaydırılmış ve ölçeklenmiş dalgacıklarla çarparak yeniden orijinal işarete ulaşılabilir.

$$SDD_{\psi} x(a,b) = W_x(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{a,b}^*(t) dt \quad (4.1)$$

Denklemdaki $x(t)$, orijinal işareti, $\psi(t)$ ana dalgacık fonksiyonunu, $*$ sembolü kompleks eşleniği ve a, b parametreleri ise ($a, b \in R, a \neq 0$ olmak üzere) sırasıyla ölçekleme ve kaydırma parametrelerini gösterir.

İntegral içindeki $\psi_{a,b}(t)$ fonksiyonu ise, normalize edilmiş olarak

$$\psi_{a,b}(t) = |a|^{-1/2} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (4.2)$$

şeklinde verilebilir. Ters dalgacık dönüşümü:

$$x(t) = \frac{1}{SDD_\psi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} W_x(a,b) \psi_{a,b}(t) \frac{da db}{a^2} \quad (4.3)$$

şeklinde tanımlanır. SDD_ψ terimi

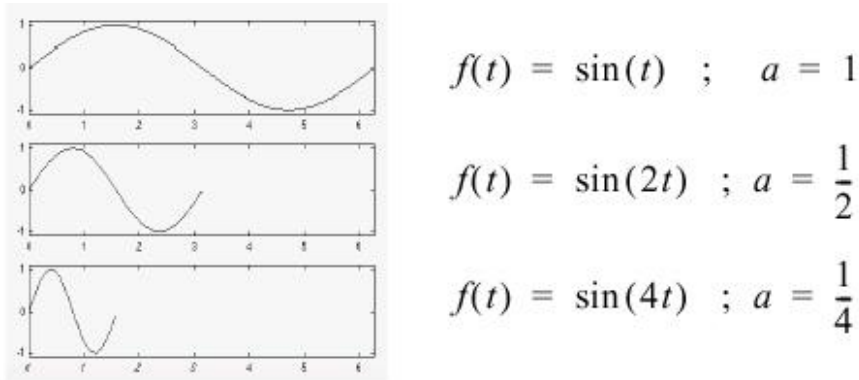
$$SDD_\psi = 2\pi \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\tilde{\psi}(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega \quad (4.4)$$

olarak verilir.

Burada $\tilde{\psi}(\omega) = F(\psi(t))$, $\psi(t)$ 'nin Fourier dönüşümüdür. Ters dönüşümün var olabilmesi için $SDD_\psi < \infty$ şartının sağlanması gereklidir (Mallat, 1989).

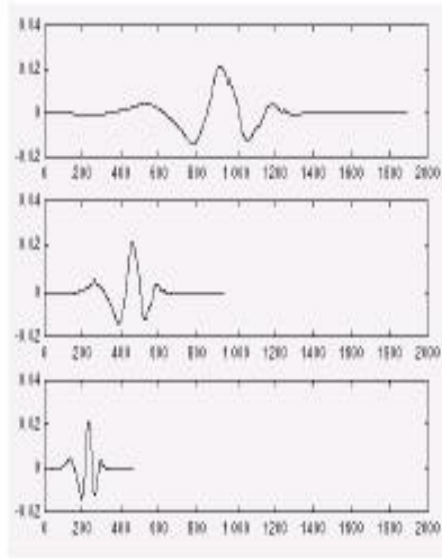
4.4.1 Ölçekleme

Bir dalgacığın ölçeklenmesi basit anlamda onun sıkıştırılması ya da genişletilmesidir. Ölçeklemeden bahsedilirken ölçekleme değerinden bahsedilir ve genel olarak a olarak gösterilir. Şayet bir sinüzoidal örnek olarak alınırsa, ölçek değerinin etkileri kolaylıkla görülebilir (Şekil 4.4).



Şekil 4.4 : Sinüs fonksiyonunun ölçeklenmesi (Misiti ve diğ., 1996)

Ölçek değeri dalgacıklarda da aynı şekilde işler. Bir sinüzoidal için $\sin(\omega t)$ ölçek değeri a radyan frekansı ω ile direkt ilişkilidir. Benzer şekilde dalgacık analizinde de ölçek, işaretin frekansı ile ilişkilidir (Şekil 4.5).



$$f(t) = \psi(t) \quad ; \quad a = 1$$

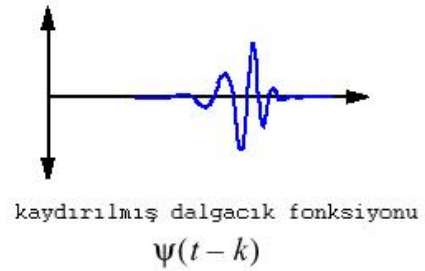
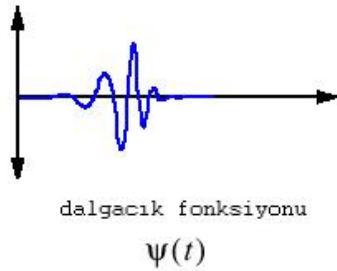
$$f(t) = \psi(2t) \quad ; \quad a = \frac{1}{2}$$

$$f(t) = \psi(4t) \quad ; \quad a = \frac{1}{4}$$

Şekil 4.5 : Dalgacık fonksiyonun ölçeklenmesi (Misiti ve diğ., 1996)

4.4.2 Kaydırma

Bir dalgacığı kaydırma, basit bir ifadeyle onu geciktirme ya da hızlandırma olarak düşünülebilir.



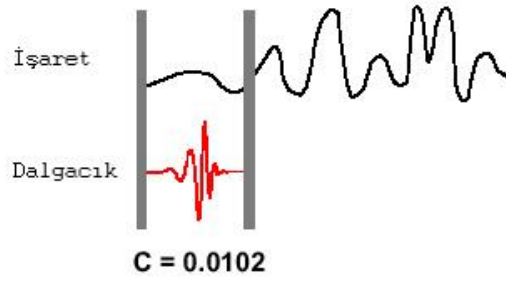
Şekil 4.6 : Dalgacık fonksiyonunun zamanda kaydırılması (Misiti ve diğ., 1996)

4.4.3 Sürekli dalgacık dönüşümünün gerçekleştirilmesi

SDD, beş adımda gerçekleştirilir.

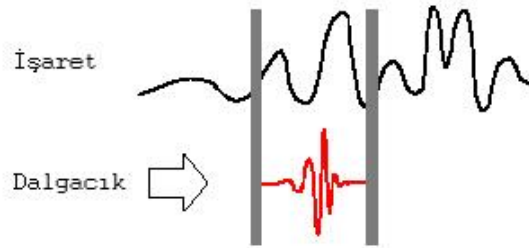
Birinci Adım: Bir dalgacık alınır ve işaretin ilk kısmıyla karşılaştırılır (Şekil 4.7).

İkinci Adım: Dalgacığın, işaretin bu kısmı ile ne kadar ilintili olduğuna dair bir C katsayısı hesaplanır. Yüksek C katsayısı, daha benzer anlamına gelmektedir.



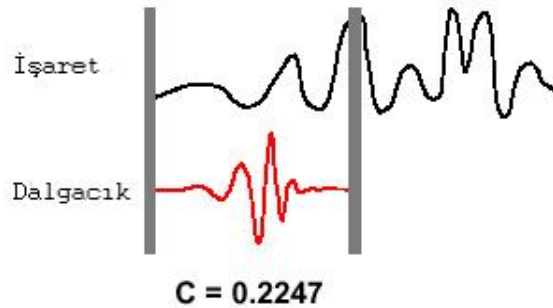
Şekil 4.7 : Dalgacığın orijinal işaretin ilk kısmıyla karşılaştırılması (Misiti ve diğ., 1996)

Üçüncü Adım: Dalgacık sağa kaydırılır ve ilk iki adım tekrar edilir. Sonra tüm işaret taranana kadar bu işlem yinelenir.



Şekil 4.8 : Dalgacığın kaydırılarak karşılaştırılması (Misiti ve diğ., 1996)

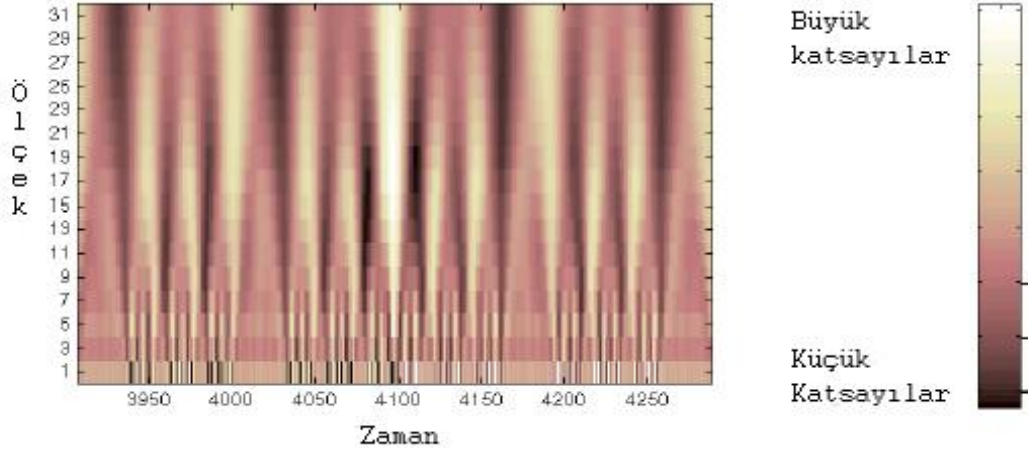
Dördüncü Adım: İşaret yeniden ölçeklenir (uzatılır) ve ilk üç adım tekrar edilir.



Şekil 4.9 : Dalgacığın yeniden ölçeklenmiş halinin işaretle karşılaştırılması (Misiti ve diğ., 1996)

Beşinci Adım: İlk dört adım tüm ölçekler için tekrarlanır.

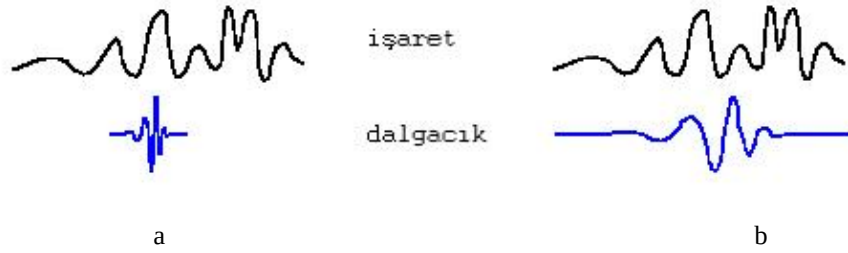
Bütün bu adımlar tamamlandığında, işaretin farklı kısımlarına ait farklı ölçeklerde farklı SDD katsayıları oluşacaktır.



Şekil 4.10 : SDD katsayıları (Misiti ve diğ., 1996)

4.4.4 Ölçek ve frekans arasındaki ilişki

Yüksek ölçek, daha fazla uzatılmış dalgacık anlamına gelir. Daha fazla uzatılmış dalgacık daha kaba ölçülmüş, yayılmış katsayılar verir.



Şekil 4.11 : (a)Düşük Ölçekli Dalgacık. (b)Yüksek ölçekli Dalgacık (Misiti ve diğ., 1996)

Ölçek ile frekans arasındaki ilişki şu şekilde özetlenebilir.

Düşük ölçek: sıkıştırılmış dalgacık, hızla değişen detaylar, yüksek frekans bileşenleri. Yüksek ölçek: yayılmış dalgacık, yavaş değişiklikler, düşük frekans bileşenleri.

4.5 Ayırık Dalgacık Dönüşümü (ADD)

Bütün dalgacık katsayılarını, her ölçek için hesaplama, oldukça büyük miktarda bir iş yüküne ve gereksiz bol miktarda da bilgiye sebep olacaktır. Eğer ölçek ve konum, ikinin katları şeklinde seçilirse yöntem önceki kadar hatasız ve çok daha efektif hale gelecektir. Böyle bir analizi ADD sağlar. Bu yöntemin efektif bir şekilde uygulanmasını, ilk kez 1988 yılında Mallat sağlamıştır. Mallat'ın algoritması, aslında

işaret işleyicilerin iki kanal “yan band kodlayıcı” olarak adlandırdığı klasik bir plandır. Bu oldukça hızlı bir dalgacık dönüşüm işlemidir. Bir tarafta bir kutuya giren işaretler öbür taraftan kolaylıkla katsayılarıyla çıkar.

Sürekli ölçekleme ve kaydırma parametreleri yerine, $a = a_0^m$, $b = nb_0a_0^m$ şeklinde ayırık parametreleri tanımlamak mümkündür. Burada a_0 ve b_0 sabit sayılar olup, $a_0 > 1$ ve $b_0 > 0$ koşullarını sağlar. Ayrıca m ve n sayıları da, Z tam sayılar kümesinin elemanlarını oluşturur. Bu durumda ayrıklaştırılmış ana dalgacık

$$\psi_{m,n}(t) = a_0^{-m/2} \psi\left(\frac{t - nb_0a_0^m}{a_0^m}\right) \quad (4.5)$$

haline gelir ve ayırık parametrelili dalgacık dönüşümü

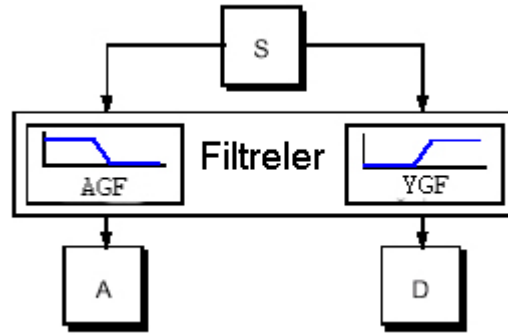
$$ADD_{\psi} x(m,n) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{m,n}^*(t) dt \quad (4.6)$$

ile verilir.

Bununla birlikte ADD, gürültü temizlemede kullanıldığında bir eşik değeri belirlenir. Bu değer, isteğe göre belirlenebilmesine rağmen, genelde çalışmalarda Donoho ve Johnstone tarafından önerilen ve $Thr = \sigma\sqrt{2\log(N)}$ şeklinde ifade edilen standart bir eşik değeri kullanılır. Her bir detay ve yaklaşım katsayıları, bu eşik değeriyle kıyaslanarak yeniden yapılanma (“reconstruction”) işareti oluşturulur (Chouakri ve diğ.,2005).

4.5.1 Tek seviyeli filtreleme: yaklaşımlar ve detaylar

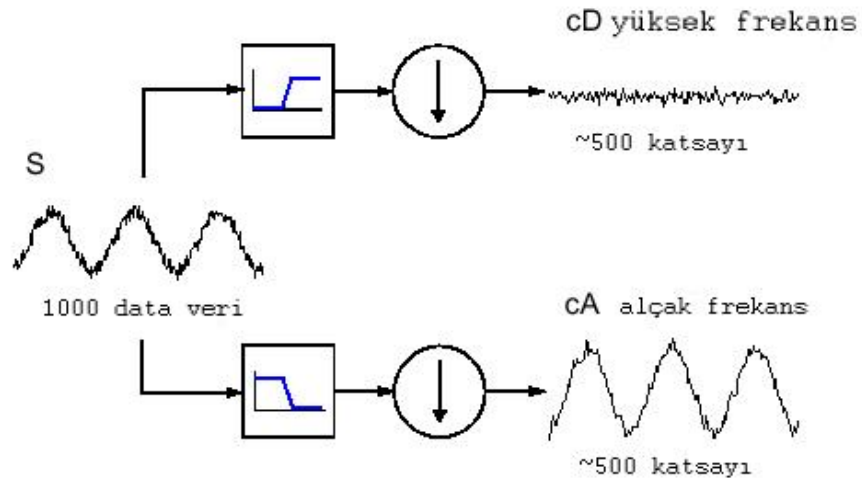
Birçok işarete düşük frekans bileşenleri en önemli bölümdür. Bu kısım, işaretin ana fikrini verir. Diğer taraftan, yüksek frekans bileşenleri önemli nüansları içerir. İnsan sesi düşünülürse; eğer yüksek frekans bileşenleri alınacak olursa, ses farklılaşır ancak hala ne söylendiği anlaşılır. Fakat düşük frekans bilgileri alındığında, duyulan sesler anlaşılabilir. Bu sebeple dalgacık dönüşümünde oldukça sık, yaklaşımlardan ve detaylardan bahsedilecektir. Yaklaşımlar yüksek ölçek, düşük frekans bileşenleridir. Detaylar ise düşük ölçek, yüksek frekans bileşenleridir. Filtreleme işlemi basitçe aşağıdaki gibidir (Şekil 4.12).



Şekil 4.12 : Ayrık dalgacık dönüşümünde filtreleme (Misiti ve diğ., 1996)

Orijinal işaret iki filtreden geçer ve iki işarete dönüşür. Şayet bu gerçek bir dijital işarete uygulanırsa, başlangıcın iki katı kadar veri elde edilir. Örneğin 1000 örnekten oluşan S işareti ele alınsın. Filtreden sonra yaklaşım ve detay işaretleri 1000'er veriye sahip olacaktır. Bu problemi çözmek için “aşağı örnekleme” işlemi kullanılır. Bu işlem, basitçe her saniyedeki veriyi uzağa atar. Bu durum çakışmaya sebep olacaktır ve sonuçta başlangıçtaki veri sayısı kadar, çıkışta işaret elde edilir.

Daha iyi bir sonuç için tek seviyeli ADD'nü uygulanabilir ve bunun için yüksek frekans gürültüleri içeren tam bir sinüzoidal işareti ele alınabilir. Şekil 4.13'te bu işlemin şematik görünüşü görülmektedir.

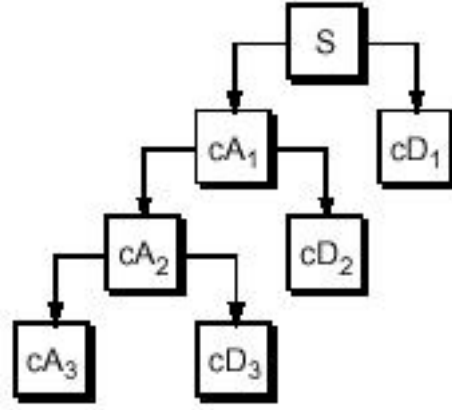


Şekil 4.13 : Sinüzoidal işaretin aşağı örneklenmiş tek seviyeli ADD'si (Misiti ve diğ., 1996)

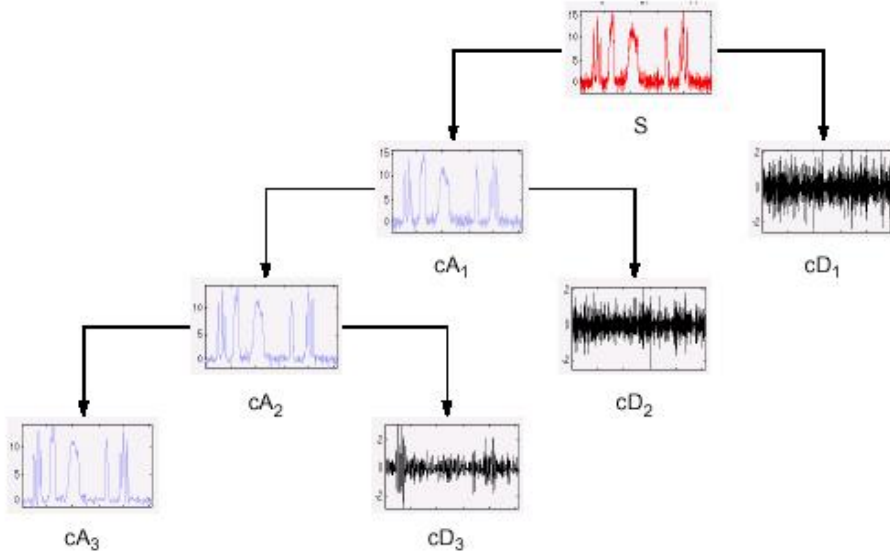
cD işareti, orijinal işaretin yüksek frekans gürültülerini içerirken; cA işareti ise, çok az bir gürültüyle birlikte orijinal işaret yaklaşımını içerir.

4.5.2 Çok seviyeli ayrıştırma (dalgacık ayrıştırma ağacı)

Ayrıştırma işlemi tekrarlanarak sürdürülebilir. Böylelikle bir işaret birçok düşük çözünürlüklü bileşene ayrılır. Bu işleme “dalgacık ayrıştırma ağacı” denir (Şekil 4.14).



Şekil 4.14 : Dalgacık ayrıştırma ağacı (Misiti ve diğ., 1996)



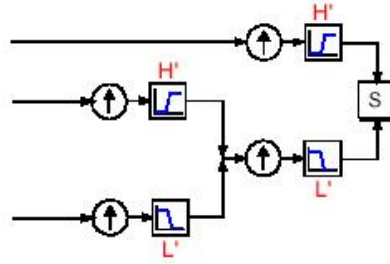
Şekil 4.15 : Dalgacık ayrıştırma ağacı içeriği (Misiti ve diğ., 1996)

Teoride, ayrıştırma işlemi sınırsız bir şekilde sürdürülebilir. Ancak, gerçekte bu işlem, tek bir veriye varılana kadar devam edecektir. Pratikte ise işaretin doğasına uygun bir seviyeye kadar veya uygun bir eşik değerine kadar devam ettirilir. Uygulamada 4, 6 ve 10 seviyeleri kullanılmıştır.

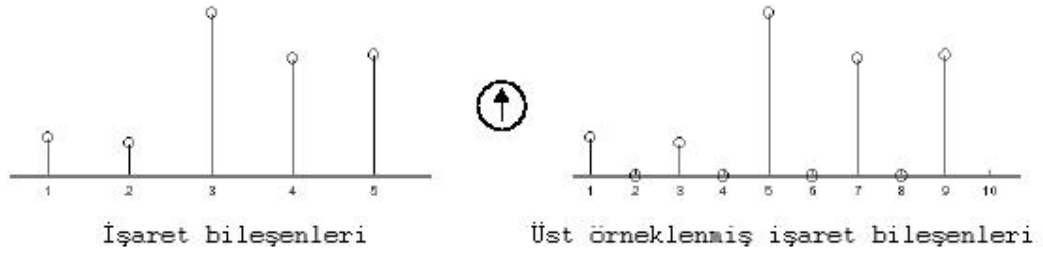
4.6 Ters Dalgacık Dönüşümü

Şu ana kadar, işaretin nasıl ayrıştırılacağı izah edildi. Bu kısımda ise, dalgacık dönüşümüyle gelen bileşenlerden orijinal işaretin -veri kaybetmeden- yeniden nasıl elde edileceği anlatılmaktadır.

Dalgacık analizi için filtreleme ve aşağı örnekleme yapılıyordu. Burada ise ters dönüşümde, “yukarı örnekleme” ve filtreleme kullanılır. Yukarı örnekleme, örnekler arasına sıfır eklenmesi ile yapılır (Şekil 4.16).



Şekil 4.16 : Ters dönüşüm şeması (Misiti ve diğ., 1996)

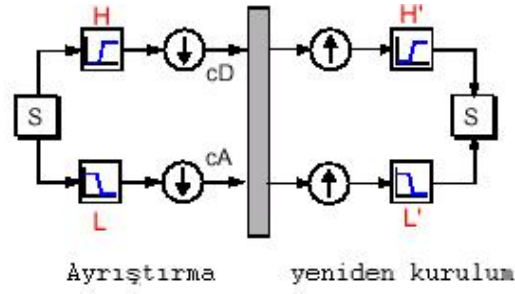


Şekil 4.17 : İşareti üst örnekleme (Misiti ve diğ., 1996)

4.6.1 Ters dönüşüm filtreleme

Ters dönüşüm filtreleri, orijinal işaretin seçiminde uygun filtrenin seçiminin önemli olmasından ötürü tartışma konusu olmuştur. Mükemmel bir ters dönüşüm olmayacağı muhakkaktır. Aşağı örnekleme işlemi sırasında çakışma bozulmasından bahsedilmişti. Bu bozulma ancak çok dikkatli seçilen ters dönüşüm filtreleriyle durdurulabilir.

Dönüşüm filtreleri (L ve H), ters dönüşüm filtreleriyle (L' ve H') karesel ayna olarak anılır (Şekil 4.18).

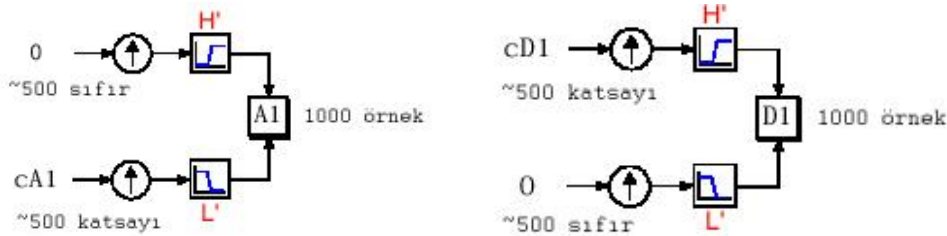


Şekil 4.18 : Karesel ayna (Misiti ve diğ., 1996)

4.6.2 Detay ve yaklaşımların yeniden yapılandırılması

Yaklaşım ve detay bileşenleri, kendi içlerinde katsayı vektörleriyle oluşturulabilir. Bir örnek olarak tek seviye yaklaşımdan cA1 katsayılarıyla, A işaretinin nasıl elde edilebileceği gösterilebilir. cA1 katsayı vektörü, ayrı işlemde geçirilerek orijinal işaret bulunur. Bununla birlikte tek seviyenin detay bilgisi cD1 yerine sıfırlardan oluşan bir vektör kullanılır.

Bu işlem, A1 yeniden yapılanmasını verir. A1 işareti, orijinal işaretle aynı uzunluktadır ve orijinal işaretin gerçek bir yaklaşımını temsil eder. Benzer bir şekilde tek seviyeli detay D1'den de yeniden yapılandırma yapılabilir.

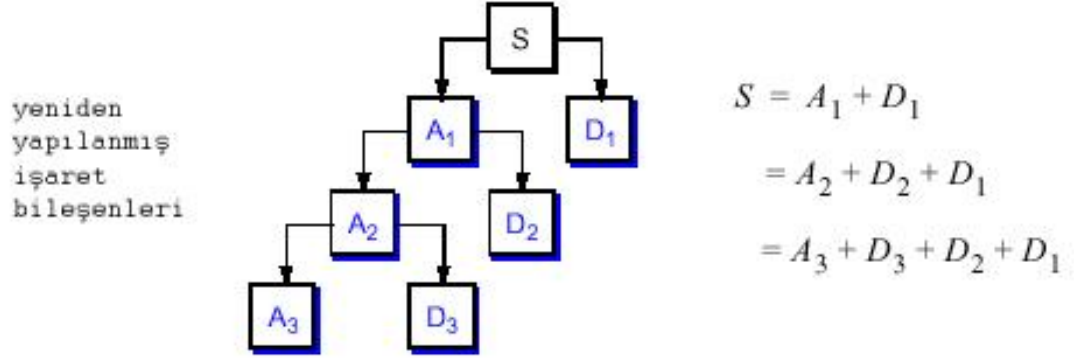


Şekil 4.19 : Yaklaşım ve detay vektörlerine sıfır geçişleri ekleme (Misiti ve diğ., 1996)

Ters dönüşümün detay ve yaklaşım sonuçları, orijinal işaretin gerçek yapı taşlarıdır. Yeniden yapılandırılmış işaret, bu ikisinin toplamından bulunur.

$$A_1 + D_1 = S \quad (4.7)$$

Bu tekniğin çok seviyeli analize uygulanması ile tüm ters dönüşümlerde benzer bir ilişkiye ulaşılır. Orijinal işarete ulaşmada birçok yol önümüze açılır.

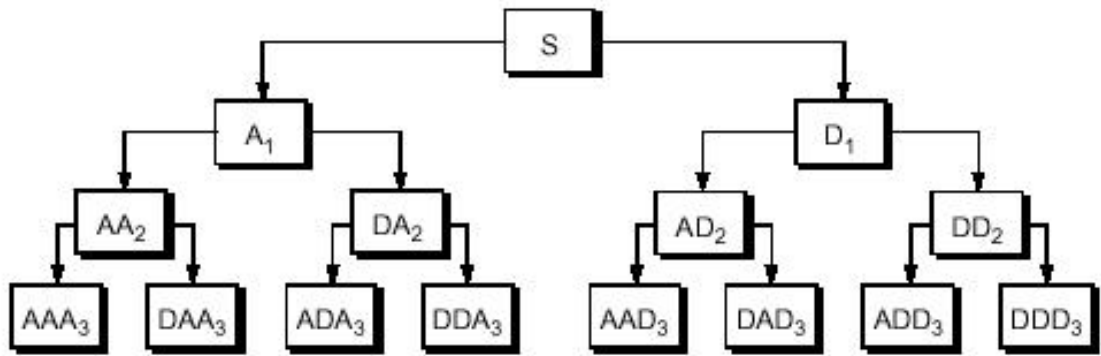


Şekil 4.20 : Yeniden yapılanmanın farklı bileşenlerle yapımı (Misiti ve diğ., 1996)

4.7 Dalgacık Paket Analizi

Dalgacık paket metodu, dalgacık ayrıştırma ağacının daha geniş açıdan ele alınarak işaretin daha detaylı incelenmesidir. Dalgacık analizinde bir işaret, yaklaşıma ve detaylarına ayrılıyordu. Daha sonra yaklaşım, kendi içinde bir yaklaşım ve detaya ayrılıyordu ve bu işlem sürekli tekrarlanıyordu. n seviyeli bir ayrıştırmada, n+1 kodlama için yol vardır.

Dalgacık paket analizinde ise, detaylar da yaklaşım gibi 2 parçaya ayrılabilir. Bu şekilde işareti kodlamak için 2^n farklı yol olacaktır. Bu, dalgacık paket ayrıştırma ağacıdır. Örneğin dalgacık paket analizi (Şekil 4.21)'deki S işaretinin $A_1 + AAD_3 + DAD_3 + DD_2$ olarak sunumuna imkân verir. Bu sunum, normal bir dalgacık analiziyle mümkün değildir.

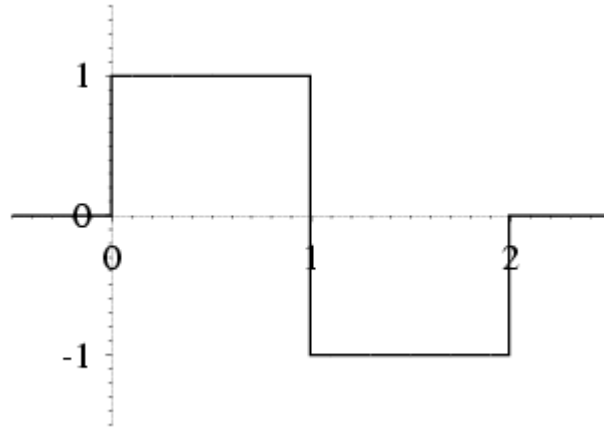


Şekil 4.21 : Dalgacık paket ayrıştırma ağacı (Misiti ve diğ., 1996)

4.8 Dalgacık Ailesi

4.8.1 Haar

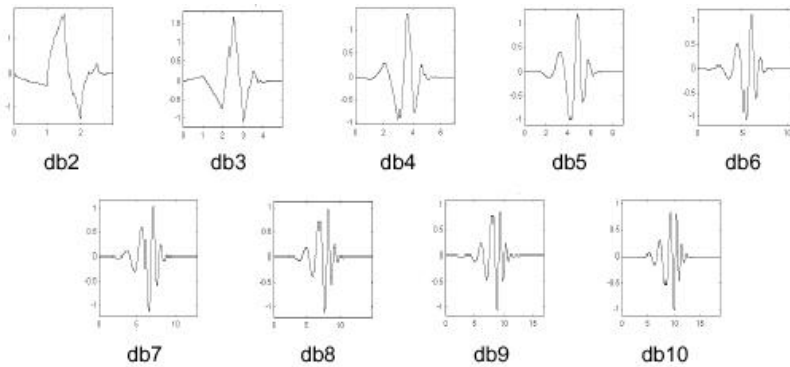
Dalgacıkla ilgili tüm tartışmalar Haar ile başlar. Dalgacık türleri içinde ilk ve en basitidir. Haar, süreksizdir ve basamak fonksiyonuna benzer.



Şekil 4.22 : Haar dalgacığı (Misiti ve diğ., 1996)

4.8.2 Daubechies

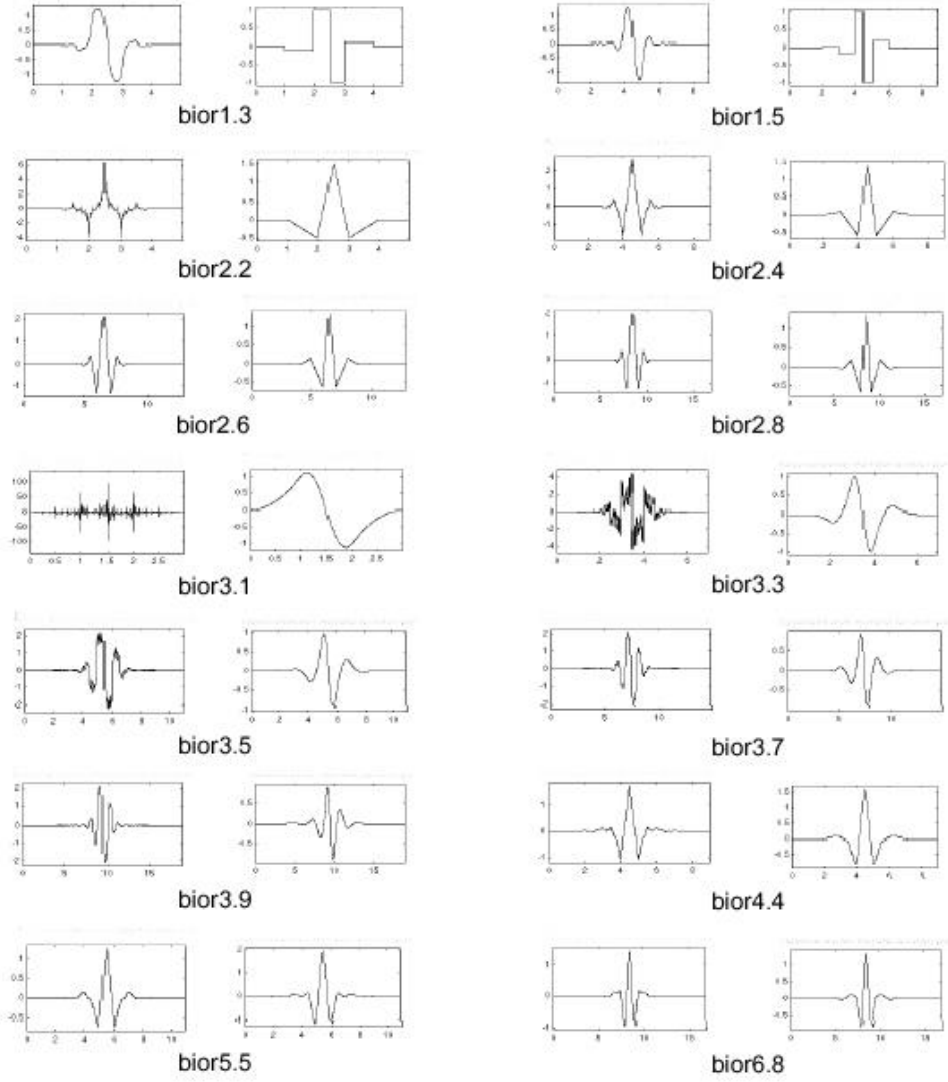
Ingrid Daubechies, dünyadaki dalgacık araştırmalarının en zeki yıldızlardan biridir ve ADD'nü kolaylaştıran destekli ortagonal dalgacıkları keşfetmiştir. Daubechies dalgacık ailesi dbN olarak yazılır. N sıra numarasıdır. db1 dalgacığı yukarıdaki Haar ile aynıdır. Diğer 9 üyesi ise aşağıdadır (Şekil 4.23). Tez çalışması kapsamında db1, db2 ve db3 dalgacıkları kullanılmıştır.



Şekil 4.23 : Daubechies dalgacık ailesi (Misiti ve diğ., 1996)

4.8.3 Biorthogonal

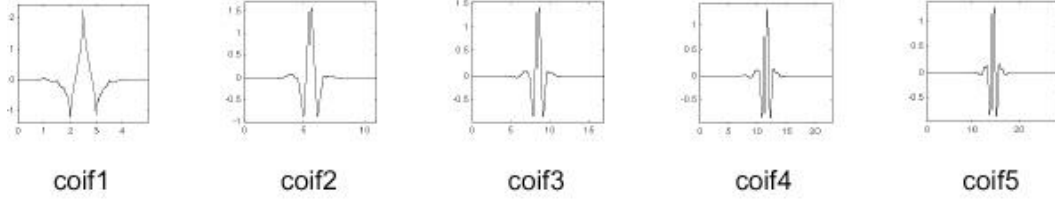
Bu dalgacık ailesi, işaret ve görüntü yeniden yapılandırmasında (reconstruction) ihtiyaç duyulan doğrusal faz özelliği gösterir. Bunun için biri ayrıştırma, diğeri yeniden yapılandırma için iki dalgacık kullanılır (Şekil 4.24).



Şekil 4.24 : Biorthogonal dalgacık ailesi (Misiti ve diğ., 1996)

4.8.4 Coiflets

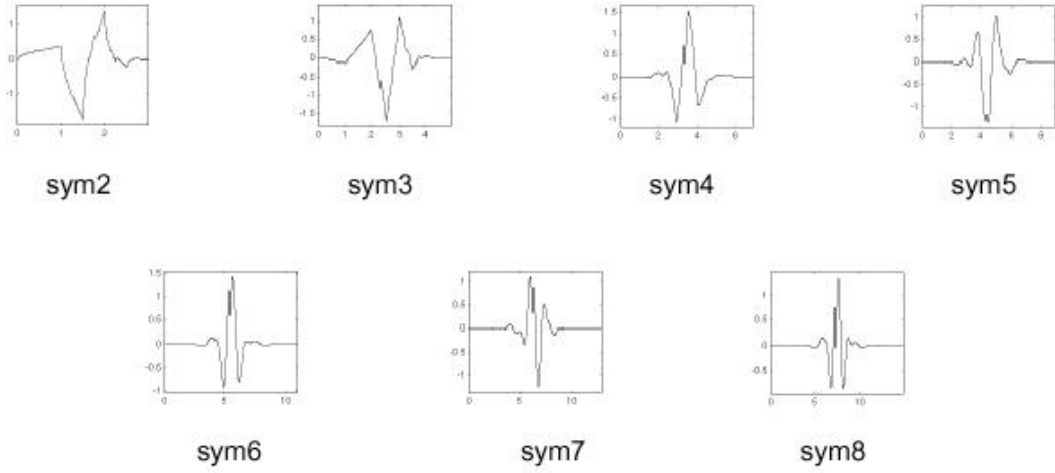
Ronald Coifman'ın isteğiyle Ingrid Daubechies tarafından tasarlanan bir dalgacık çeşididir (Şekil 4.25). Dalgacık fonksiyonu, sıfıra eşit olan $2N$ momentine ve ölçekleme fonksiyonları, sıfıra eşit olan $2N-1$ momentine sahiptir. İki fonksiyonu $6N-1$ uzunluğunu destekler.



Şekil 4.25 : Coiflets dalgacık ailesi (Misiti ve diğ., 1996)

4.8.5 Symlets

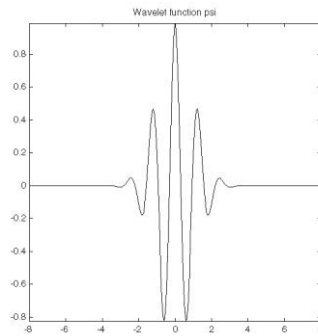
db ailesinin değiştirilmesi ile yapılmış yaklaşık olarak simetrik dalgacıklardan oluşur. Bu iki dalgacık ailesi, benzer özelliklere sahiptir (Şekil 4.26).



Şekil 4.26 : Symlets dalgacık ailesi (Misiti ve diğ., 1996)

4.8.6 Morlet

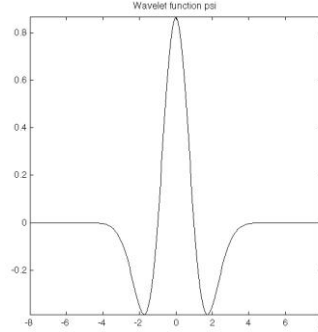
Bu dalgacık ölçekleme fonksiyonuna sahip değildir ancak basittir (Şekil 4.27).



Şekil 4.27 : Morlet dalgacığı (Misiti ve diğ., 1996)

4.8.7 Meksika şapkası

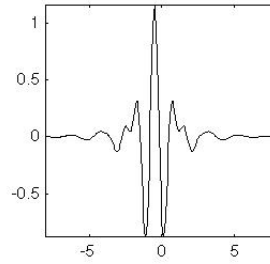
Bu dalgacık ölçekleme fonksiyonuna sahip değildir ve Gaussian olasılık yoğunluk fonksiyonunun ikinci türeviyle orantılı bir fonksiyondan türetilmiştir (Şekil 4.28).



Şekil 4.28 : Meksika şapkası dalgacığı (Misiti ve diğ., 1996)

4.8.8 Meyer dalgacığı

Meyer dalgacık ve ölçekleme fonksiyonları, frekans domeninde tanımlanmıştır (Şekil 4.29) (Misiti ve diğ., 1996).



Şekil 4.29 : Meyer dalgacığı (Misiti ve diğ., 1996)

5. UYGULAMA

Tez çalışmasında, EKG işaretlerindeki gürültüyü temizleme metodu olarak Ayırık Kalman filtresi ile Ayırık Dalgacık Dönüşümü kullanılmıştır. Ayırık Kalman filtresinde, A sistem durum geçiş matrisinin ilk satırı, sistemin Autoregressive (AR) modeli parametreleriyle oluşturulmuştur. Diğer satırlar ise köşegen elemanları 1 olan köşegen matrisiyle doldurulmuştur. AR modeli aşağıdaki formülle gösterilir.

$$X_t = c + \sum_{i=1}^p \phi_i X_{t-i}$$

Buradaki X_t değişkenleri EKG işareti örnekleridir. c sabittir ve ihmal edilebilir. Sistemin AR modeli derecesi p ile ifade edilmiştir. Dolayısıyla p adet EKG örneği vektör olarak alınmıştır. Model çıkışı y'dir.

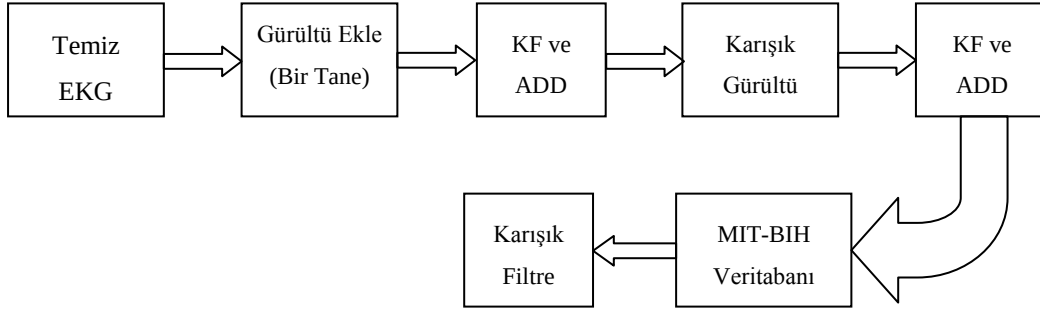
Durum değişkenleri birbirlerinden bağımsız olduklarından aralarındaki ilişki sıfırdır. Durum değişkenlerinin kendi aralarındaki ilişki, varyans olarak alındığında, durum hata değişim matrisi olan P matrisi diyagonal matris olur.

Q, sistem gürültüsünün kovaryans matrisidir ve sistemdeki tüm gürültüler birbirinden bağımsız olduğu düşünüldüğünde diyagonaldır. Bu çalışmada, Q matrisinin elemanları, rastgele ("randn" komutuyla) belirlenerek filtrede denenmiştir. R ise, ölçme gürültüsünün kovaryansıdır ve uygulamada skaler (0,001) alınmıştır.

p parametresi ise önce 9 alınmıştır daha sonra ise sistemin ortalama karesel hata değerine bakılarak en iyi sonucun 5 değerinde olduğu görülmüştür. Bundan dolayı tez çalışmasında p değeri olarak 5 değeri kullanılmıştır.

Tez çalışmasında Ayırık Dalgacık Dönüşümü için, MATLAB programındaki hazır paket program kullanılmıştır ("swt" ve "iswt" komutları ile). db1, db2 ve db3 dalgacıkları kullanılmıştır ve farklı seviye değerleri (4,6) denenmiştir.

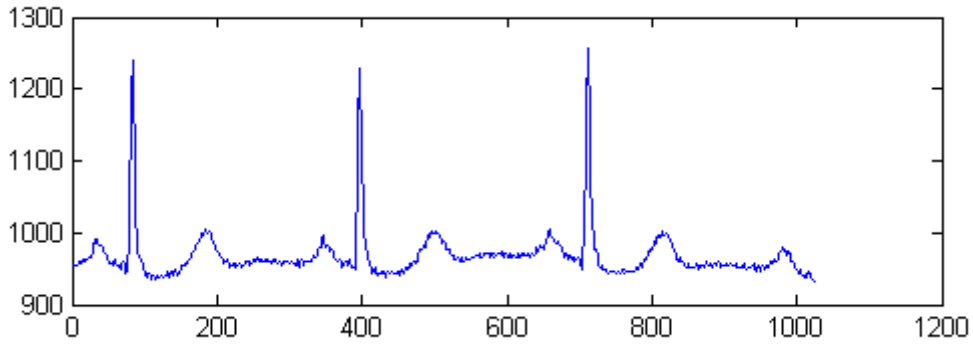
Uygulama, dört fazdan oluşmaktadır (Şekil 5.1). Ayrıca benzetim için MATLAB programı kullanılmıştır.



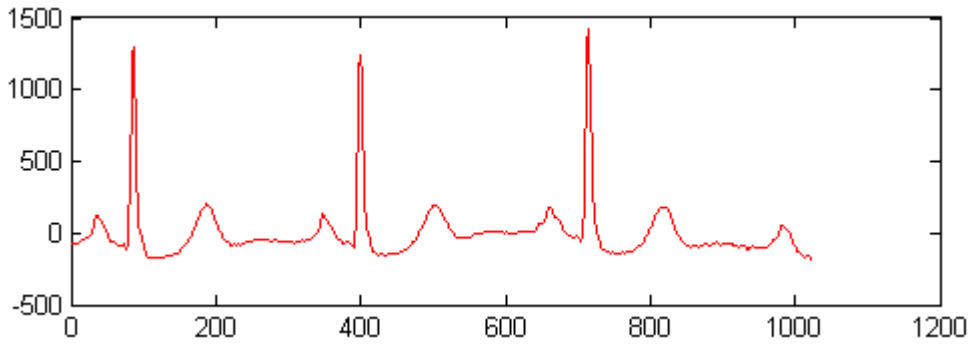
Şekil 5.1 : Sistem modeli

5.1 Birinci Faz

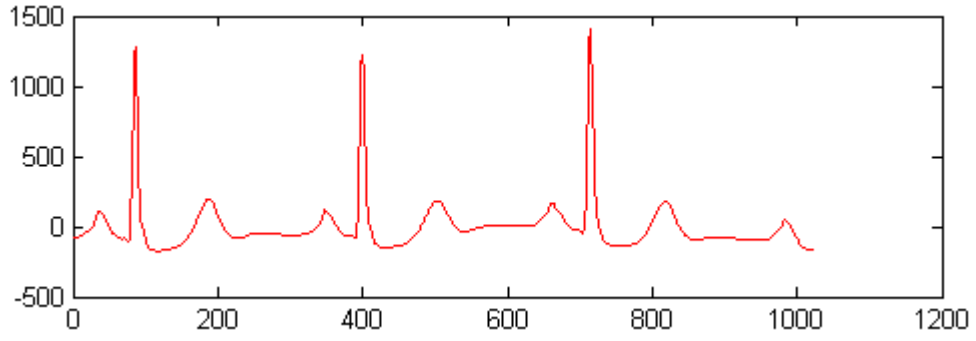
Birinci fazda, MIT-BIH aritmi veritabanından az gürültülü 360 Hz örnekleme frekansına sahip gerçek bir EKG işareti alındı (101 numaralı veri) (Şekil 5.2). Bu işaret, önce 60 Hz Çentik Filtreden (Şekil 5.3), ardından Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) tekniğinden geçirilerek yeterince temiz bir EKG işareti elde edildi (Şekil 5.4).



Şekil 5.2 : Gerçek EKG işareti (MIT-BIH 101)



Şekil 5.3 : Çentik filtre çıkışı



Şekil 5.4 : Ayrık dalgacık dönüşümü çıkışı

ADD’nde altı seviyeli db2 dalgacığı kullanılmıştır. Algoritma olarak ise, MATLAB veritabanındaki ADD algoritması (“swt” ve “iswt” komutları) kullanmıştır. ADD eşik değeri olarak da, yine MATLAB veritabanındaki eşik değeri algoritması (“ddencmp” ve “wthresh” komutları) kullanılmıştır.

5.2 İkinci Faz

İkinci fazda, elde edilen temiz EKG işaretine, rastgele özelliklere ve yüksek frekans içeriğine sahip elektromiyogram (EMG) gürültüsü, hemen hemen her yerde bulunan güç hattı karışması gürültüsü ve düşük frekans özelliklerine sahip, solunumdan kaynaklanan taban hattı kayması gürültüleri teker teker eklendi. Her biri için KF ve ADD çıkışları ayrı ayrı gözlemlendi.

Bölüm 2’de bahsi geçen elektrocerrahi ve enstrümantasyon gürültüleri, EMG için kullanılan rastgele gürültü modeliyle; hareket etmekten kaynaklanan gürültü ise solunumdan kaynaklanan taban kayması gürültüsü modeliyle benzer özellikler gösterir.

Şimdi bu gürültü işaretlerinin nasıl modellendiğine dair bilgi verilecektir.

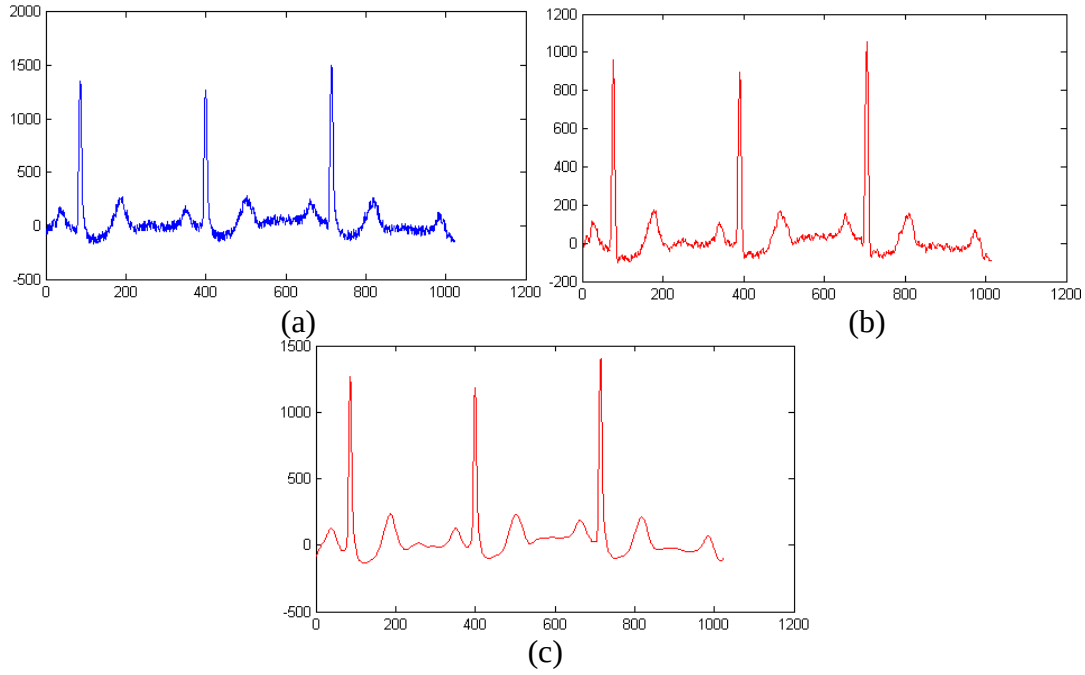
5.2.1 EMG gürültüsü

Bu gürültü tipi EKG’ye rastgele gürültü eklenmesiyle oluşur. Maksimum gürültü seviyesi, temiz EKG işaretinin maksimum tepeden tepeye genliğinin %50 ‘si seçilir.

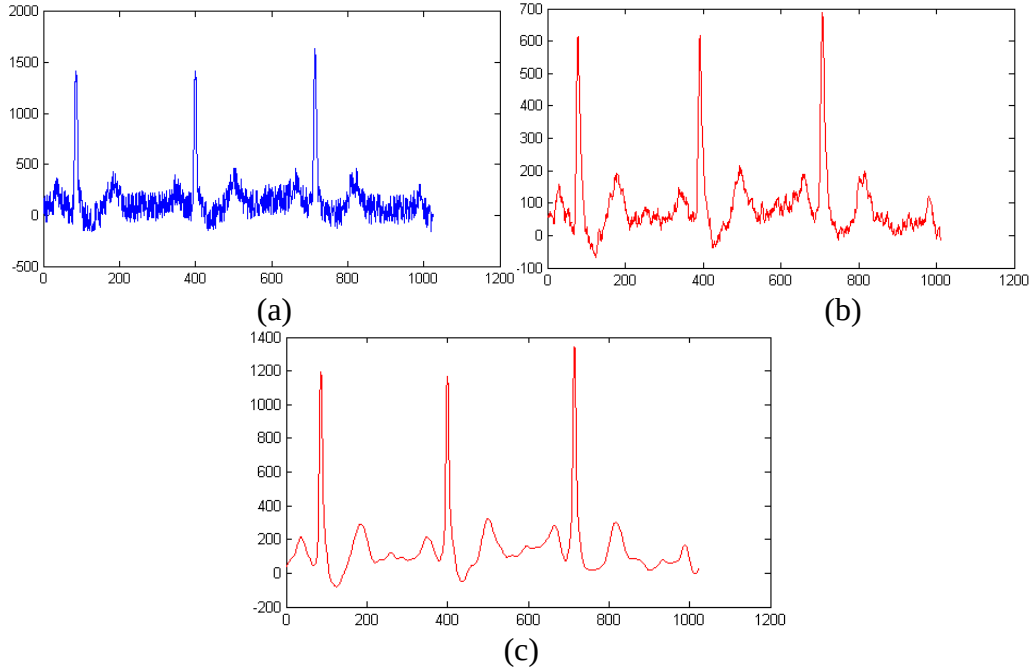
Uygulamada MATLAB programında kullanılan EMG gürültüsü modeli şu şekildedir.

$$G_{emg} = A.(rand(1,1024)) \quad (5.1)$$

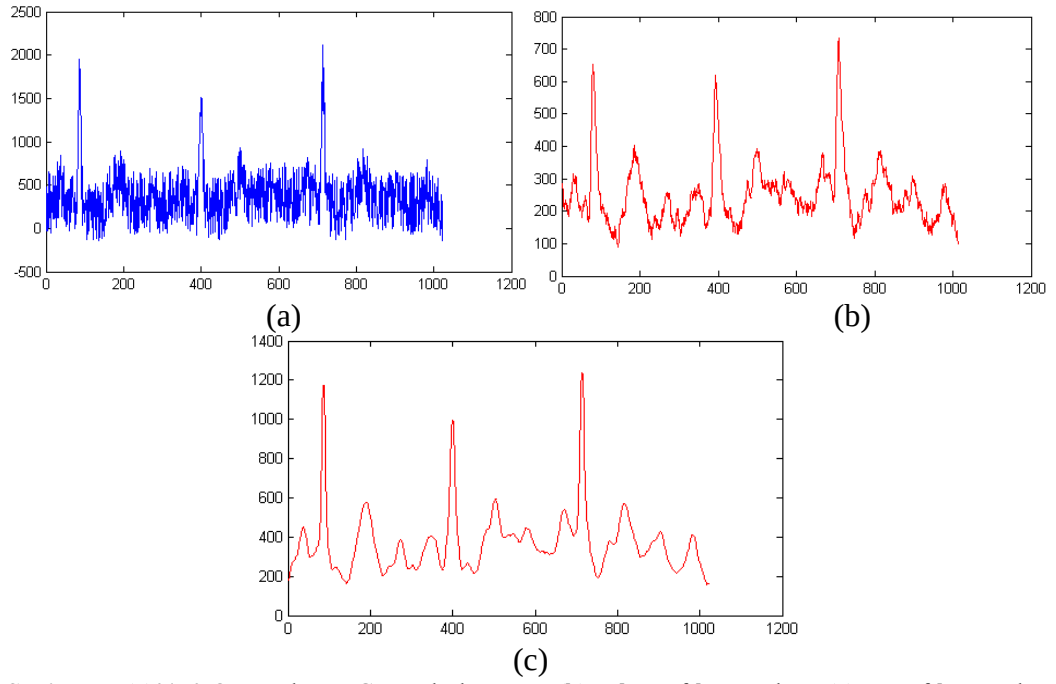
A, eklenen gürültü oranını temsil eden katsayı olmak üzere, EMG gürültüsü olan G_{emg} , 1024 tane rastgele sayıdan bir vektörü ifade eder. 1024, aynı zamanda temiz EKG işaretindeki veri sayısını gösterir. Bu gürültünün temiz EKG işaretiyle toplanması, EMG gürültüsüne sahip bir EKG işaretini verir. Değişik oranlarda EMG gürültüsü eklenmiş olan EKG işaretinin Ayrık Kalman Filtresi ve Ayrık Dalgacık Dönüşümü Filtresi çıkışları aşağıda verilmiştir.



Şekil 5.5 : (a)%10 Oranında EMG gürültülü işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı



Şekil 5.6 : (a)%20 Oranında EMG gürültülü işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı



Şekil 5.7 : (a)%50 Oranında EMG gürültülü işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı
Kalman filtresinde kullanılan parametreler şu şekildedir:

$$H = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$R = 0.001$$

$$Q = \begin{bmatrix} 0.4951 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.1094 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.1308 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.6067 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -0.1373 \end{bmatrix} \times 10^{-4}$$

$$P = \begin{bmatrix} 10 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 10 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 10 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 10 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 10 \end{bmatrix}$$

$$A = \begin{bmatrix} 0.9952 & 0.2434 & -0.0787 & -0.2057 & -0.0373 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

ADD kısmında ise bir boyutlu, 4 seviyeli db1 dalgacığı kullanılmıştır. AKF ve ADD filtrelerine ait Matlab Kodu Ek-A’de verilmiştir (Barutçu, 2004). Bundan sonraki kısımlarda bu programlar sadece bazı parametreleri değiştirilerek aynen kullanılmıştır.

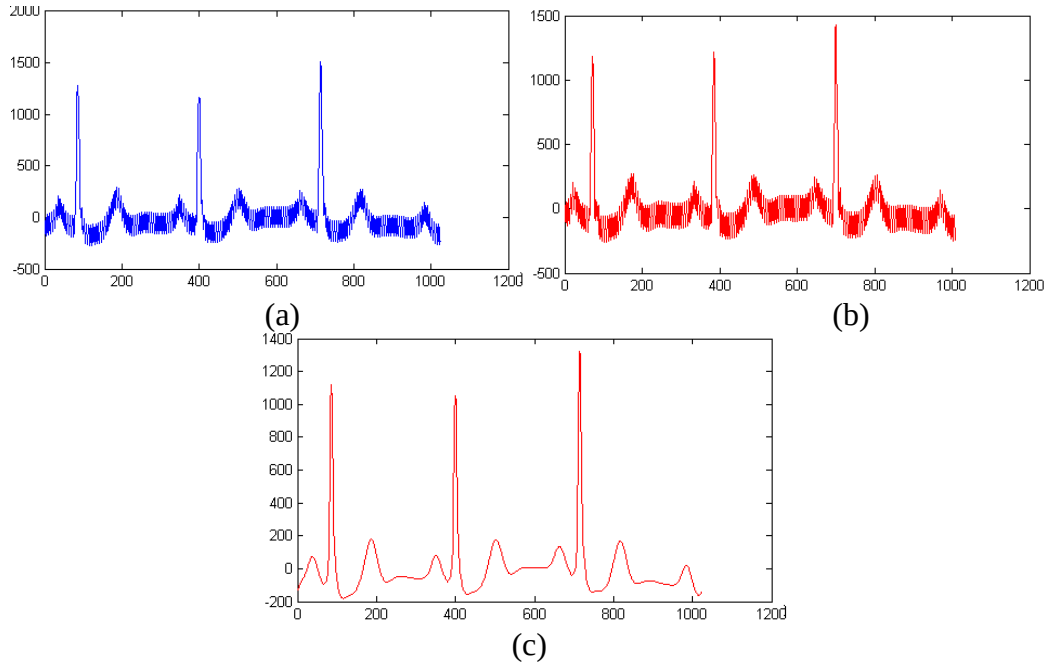
5.2.2 Güç hattı gürültüsü

60 Hz frekanslı sinüzoidal dalgayla modellenir.

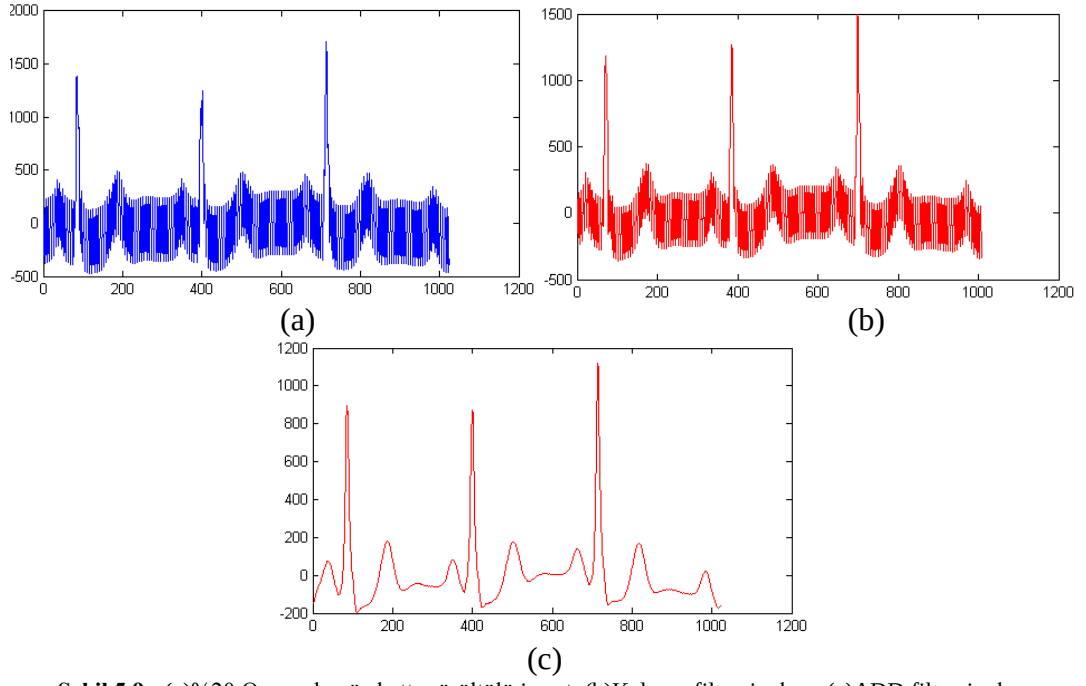
Uygulamada MATLAB programında kullanılan güç hattı gürültüsü modeli şu şekildedir.

$$G_{gh} = A.\cos(\pi/3) \quad (5.2)$$

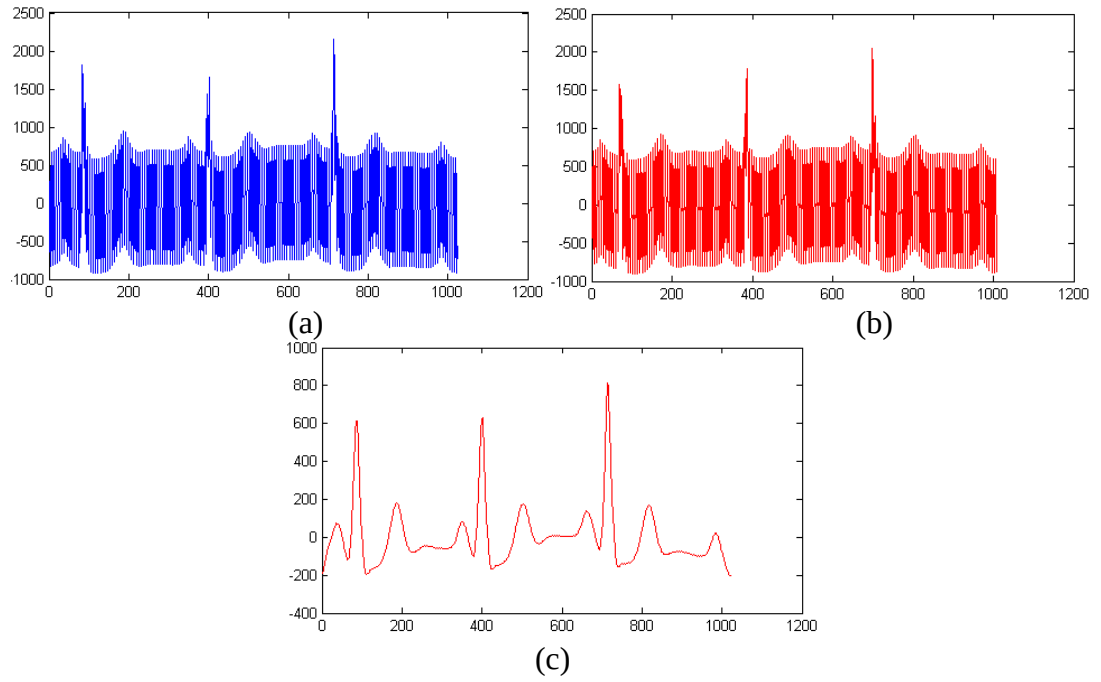
Değişik oranlarda güç hattı gürültüsü eklenmiş olan EKG işaretinin AKF ve ADD Filtresi çıkışları aşağıda verilmiştir.



Şekil 5.8 : (a)%10 Oranında güç hattı gürültülü işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı



Şekil 5.9 : (a)%20 Oranında güç hattı gürültülü işaret. (b)Kalman filtresi çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı



Şekil 5.10 : (a)%50 Oranında güç hattı gürültülü işaret. (b)AKF çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı

Kalman filtresinde kullanılan parametreler şunlardır:

$$H = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$R = 0.001$$

$$Q = \begin{bmatrix} -0.0981 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -0.0688 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.1339 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -0.0909 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -0.0413 \end{bmatrix} \times 10^{-4}$$

$$P = \begin{bmatrix} 10 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 10 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 10 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 10 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 10 \end{bmatrix}$$

$$A = \begin{bmatrix} 3.6196 & -5.9684 & 5.6862 & -3.0715 & 0.7254 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

ADD kısmında ise 4 seviyeli db2 dalgacığı kullanılmıştır.

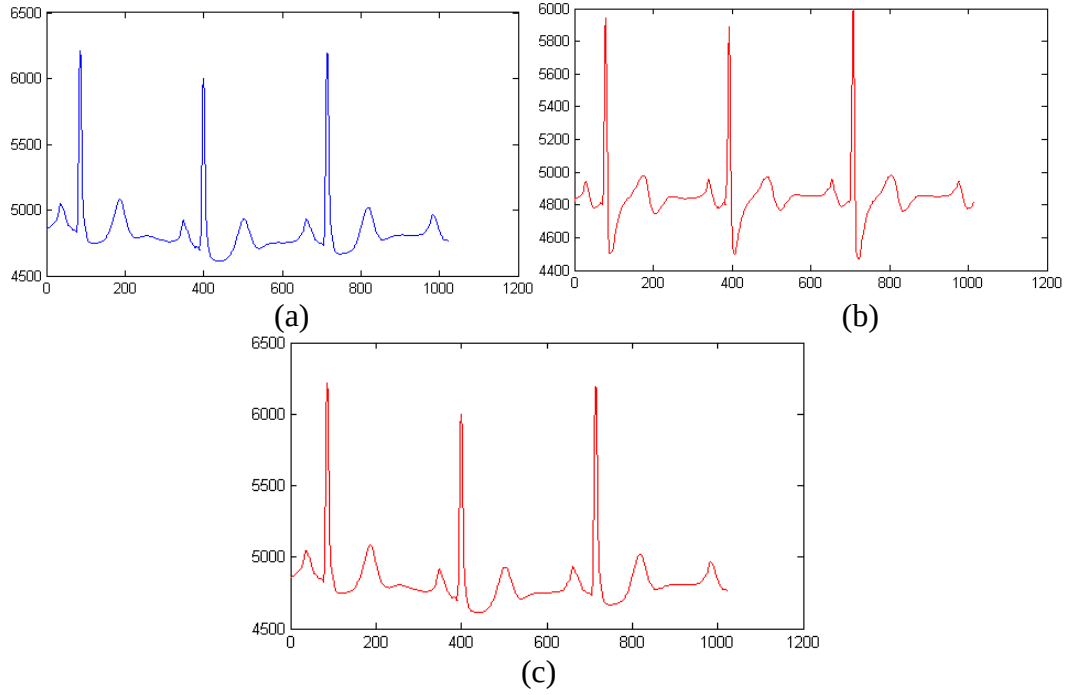
5.2.3 Solunumdan kaynaklanan taban hattı kayması

Bu tür gürültü, bozulmamış EKG işaretine düşük frekansta sinüzoidal dalga eklenmesi ile oluşturulur. Frekans 0,333 Hz, maksimum tepeden tepeye genlik 1 mV. Bu gürültü, güç hattı karışması ile frekans ve maksimum genlik dışında aynı yöntemle oluşturulur (Friesen ve diğ., 1990).

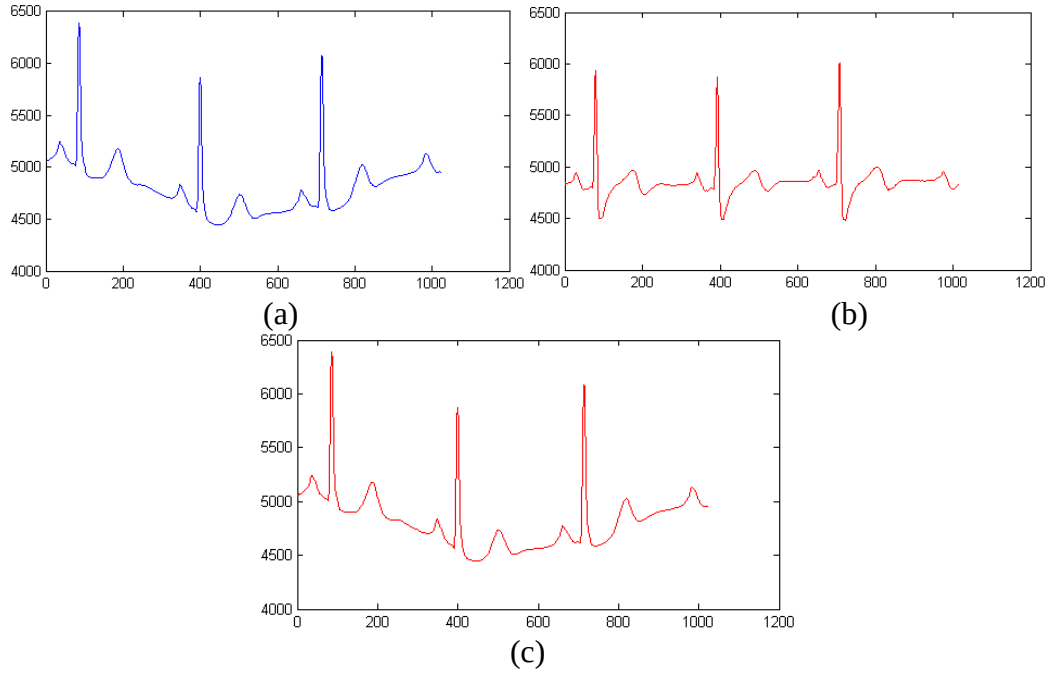
Uygulama şu şekilde gerçekleştirilmiştir. Önce gürültülü EKG işareti, sistem gürültü kovaryansı (Q) oldukça küçük (10^{-8} mertebesinde), parametre sayısı 5 olan kötü adaptasyonlu bir ayrık Kalman filtresinden geçirilmiştir. Ardından AKF çıkışı, gürültülü EKG işaretinden çıkarılmıştır ve genlik değerleri bozulmaması için temiz EKG işaretinin ortalaması bu çıkarma işleminin sonucuna eklenmiştir.

Daha sonra gürültülü EKG işareti, 10 seviyeli, db3 dalgacığını kullanan bir boyutlu ADD filtresinden geçirilmiştir. Bu kez filtre çıkışında elde edilen (A10) numaralı yaklaşık (“approximation”) işareti gürültülü işaretten çıkarılmıştır ve yine genlik değerleri değişmemesi için, A10 işaretinin ortalaması bu sonuca eklenmiştir. Değişik oranlarda taban kayması gürültüsü eklenmiş olan EKG işaretinin, yukarıdaki

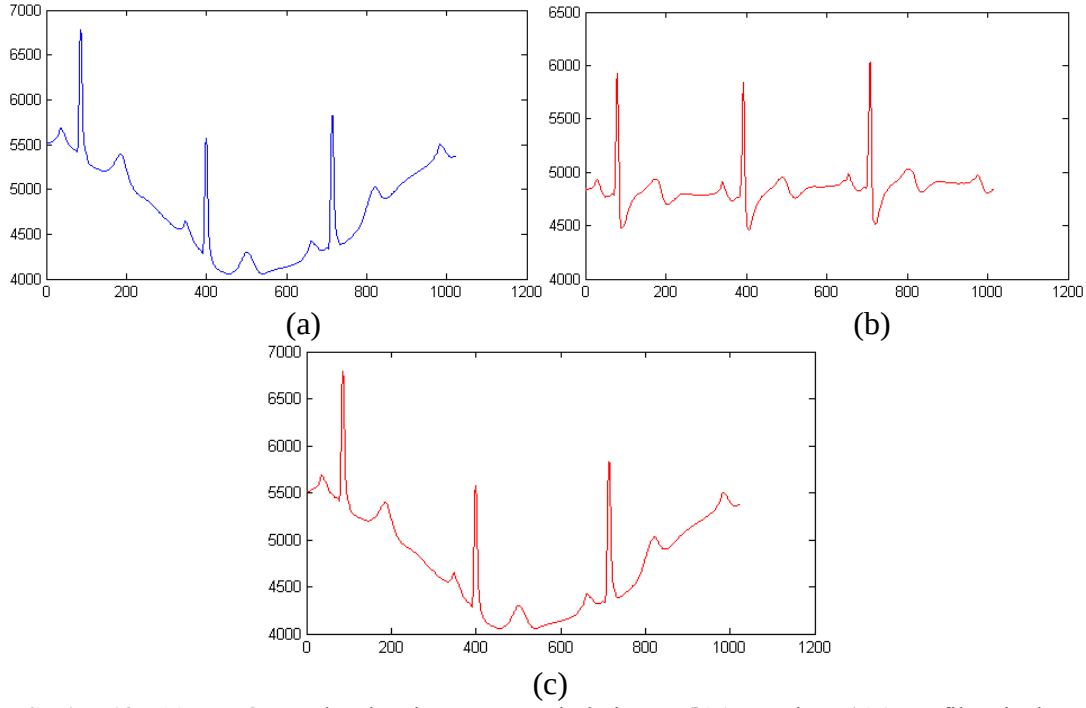
aşamalardan geçmiş olan AKF ve ADD Filtresi çıkışları aşağıda verilmiştir (Şekil 5.11, 5.12 ve 5.13).



Şekil 5.11 : (a)%10 Oranında taban kayması gürültülü işaret. (b)AKF çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı



Şekil 5.12 : (a)%20 Oranında taban kayması gürültülü işaret. (b)AKF çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı



Şekil 5.13 : (a)%50 Oranında taban kayması gürültülü işaret. (b)AKF çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı
 Şekillerden de görülebileceği gibi ayırık Kalman filtresi çok başarılı sonuçlar vermiştir. Bu başarımın en büyük nedeni AKF’ nin, ADD’ ye göre işareti daha iyi izlemesi söylenebilir. Kullanılan AKF parametreleri ise şunlardır:

$$H = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$R = 0.001$$

$$Q = \begin{bmatrix} 1.525 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.663 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.524 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.717 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0.677 \end{bmatrix} \times 10^{-8}$$

$$P = \begin{bmatrix} 10 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 10 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 10 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 10 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 10 \end{bmatrix}$$

$$A = \begin{bmatrix} 3.0873 & -3.3284 & 1.0542 & 0.4725 & -0.2870 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

5.3 Üçüncü Faz

Üçüncü fazda, temiz EKG işaretine gürültü işaretleri ikişer üçer eklenerek birleşik gürültülü (EMG+güç hattı+taban kayması gürültüleri) EKG işaretleri oluşturuldu. Yine her bir gürültülü işaret için KF ve ADD çıkışları ayrı ayrı incelendi.

AKF’de kullanılan parametreler:

p parametresi = 5

$$H = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$R = 0.001$$

$$Q_1 = \begin{bmatrix} -0.1188 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.0249 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.0102 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -0.0041 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -0.2248 \end{bmatrix} \times 10^{-5} \quad (\text{Şekil 5.14})$$

$$Q_2 = \begin{bmatrix} 0.3630 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.3963 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.3017 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -0.0292 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -0.5543 \end{bmatrix} \times 10^{-5} \quad (\text{Şekil 5.15})$$

$$P = \begin{bmatrix} 10 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 10 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 10 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 10 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 10 \end{bmatrix}$$

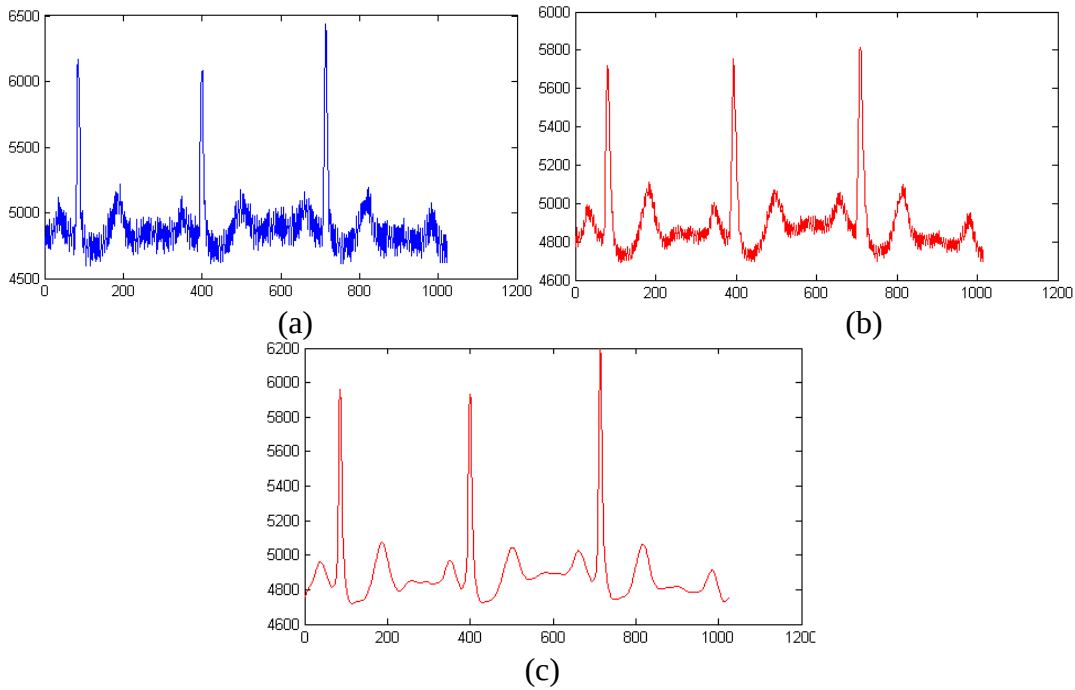
$$A_1 = \begin{bmatrix} 1.6677 & -0.7619 & -0.3157 & 0.6373 & -0.2826 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{Şekil 5.14})$$

$$A_2 = \begin{bmatrix} 1.4677 & -0.7686 & -0.3521 & 0.7918 & -0.1553 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{Şekil 5.15})$$

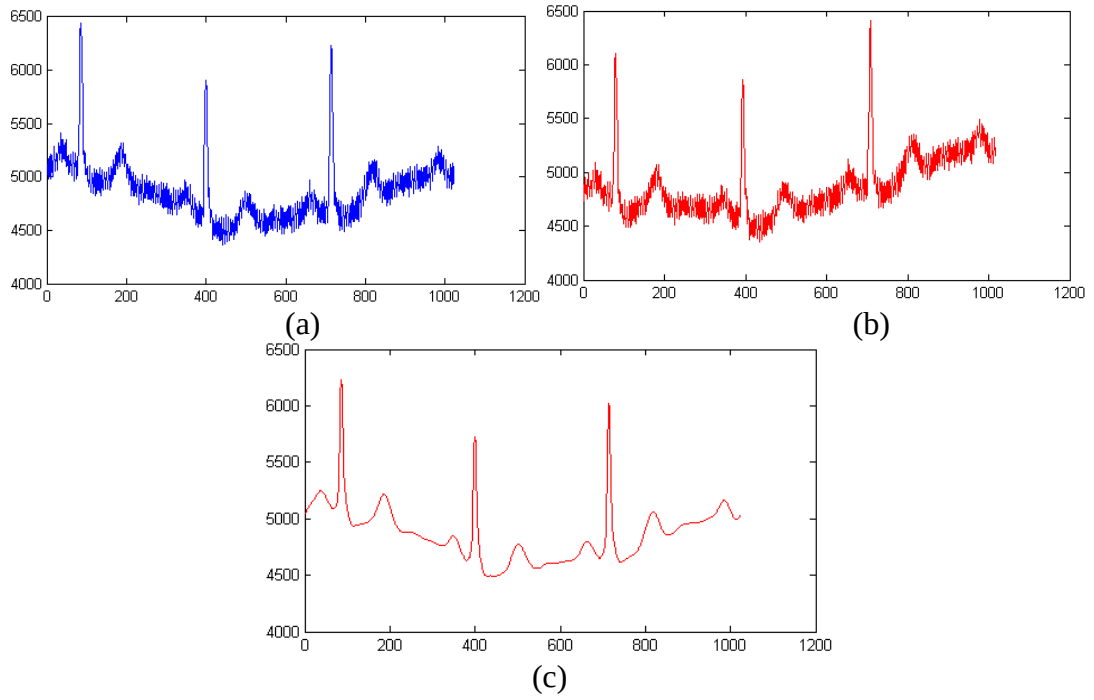
ADD’de kullanılan parametreler:

4 seviye, db2 dalgacığı.

Elde edilen sonuçlar ise şu şekildedir (Şekil 5.14 ve Şekil 5.15).

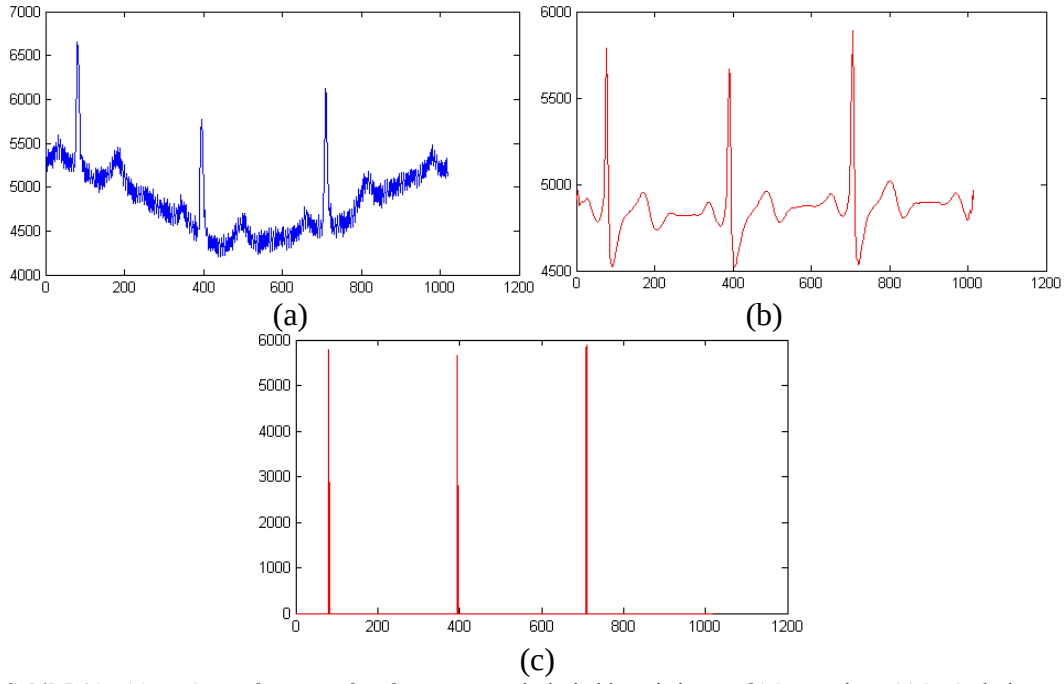


Şekil 5.14 : (a)%20 Oranında EMG ve güç hattı gürültüleri eklenmiş işaret. (b)AKF çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı



Şekil 5.15 : (a) EMG, güç hattı ve taban kayması gürültüleri eklenmiş işaret. (b)AKF çıkışı. (c)ADD filtresi çıkışı

Şekil 5.14 ve Şekil 5.15'ten de görülebileceği gibi EMG ve güç hattından kaynaklanan bozulmaları temizlemede ADD daha başarılı olurken, taban kayması bozulmalarını gidermede ise AKF daha başarılıdır. Bundan dolayı her iki filtreyi ayrı ayrı değil de birlikte kullanarak yeni bir filtre elde edilmiştir. Gürültülü işaret, önce AKF filtresinden geçirilerek taban kayması bozulmaları temizlenmekte ve daha sonra ise bu AKF' den geçirilen işaret, ADD filtresine uygulanmaktadır. Böylece çok daha etkili ve başarılı bir filtre meydana gelmiş olmaktadır (Şekil 5.16). Ayrıca çok kullanılan basit bir algoritmayla QRS algılaması yapılmaktadır. Bu algorithmada, önce işaretin her bir örnek genişliğinin karesi alınır, daha sonra tepeden tepeye en büyük genlik değerinin %30'u oranında bir eşik değeri belirlenir. Ardından bu eşik değerinin üstünde olan işarete ait ardışık üç genlik değerinin en büyüğünün olduğu zaman birimi, QRS kompleksinin oluştuğu yer olarak tayin edilir. Program kodu, EK-B' dendir.



Şekil 5.16 : (a)EMG, güç hattı ve taban kayması gürültüleri eklenmiş işaret. (b)ADD çıkışı. (c)QRS algılaması

5.4 Dördüncü Faz

Uygulamanın son aşaması olan dördüncü fazda ise, yeni oluşturduğumuz filtre, MIT-BIH aritmi veritabanından alınan 360 Hz örnekleme frekansına sahip gerçek EKG işaretleri üzerindeki gürültüleri temizlemede kullanıldı. Ardından QRS algılaması yapıldı ve çıkan sonuçlar değerlendirildi (Şekil 5.17). Şekillerde 101 ve 102 numaralı EKG gerçek işaretleri üzerindeki gürültülerin nasıl temizlendiği görülmektedir.

Kullanılan AKF parametreleri şunlardır:

$$H = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$R = 0.001$$

$$Q = \begin{bmatrix} 0.1923 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -0.0351 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -0.2892 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.2347 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0.6498 \end{bmatrix} \times 10^{-5}$$

$$P = \begin{bmatrix} 10 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 10 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 10 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 10 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 10 \end{bmatrix}$$

$$A = \begin{bmatrix} 2.1766 & -1.4220 & -0.0085 & 0.2852 & -0.0313 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (101 \text{ numaralı işaret})$$

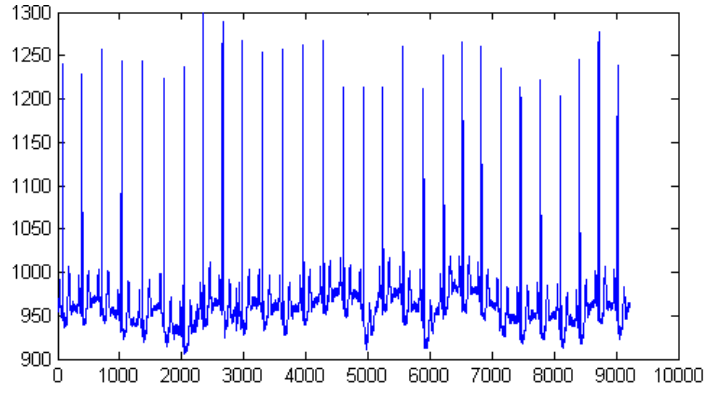
$$A = \begin{bmatrix} 2.1215 & -1.7007 & 0.4856 & 0.2261 & -0.1326 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (102 \text{ numaralı işaret})$$

ADD parametreleri ise 4 seviyeli db2 dalgacıdır.

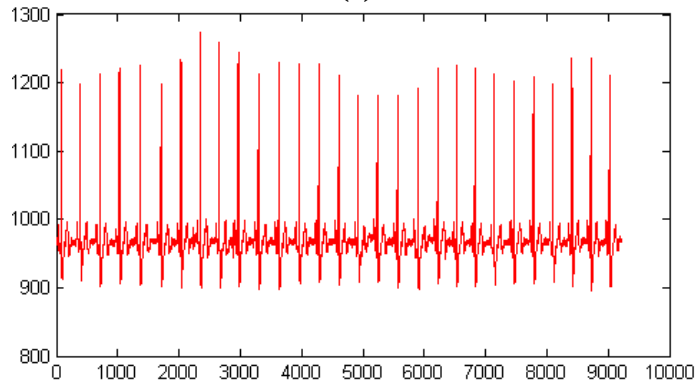
Bu elde ettiğimiz yeni filtre, diğer MITBIH aritmi veritabanındaki gerçek EKG işaretleri üzerinde de denenmiştir ve QRS algılaması yapılmıştır. QRS algılamasının sonucu, duyarlık (“sensitivity”) analiziyle çizelge 5.1’de verilmektedir. Duyarlık, doğru olarak sınıflanan örneklerin, tüm örnek setine oranı olarak tanımlanır. (TP) başarılı bir şekilde sınıflanan örnek sayısı olarak tanımlanır. (FN) yanlış sınıflanan örnek sayısıdır.

$$\text{Duyarlık} = 100 * TP / (TP + FN) \quad (5.3)$$

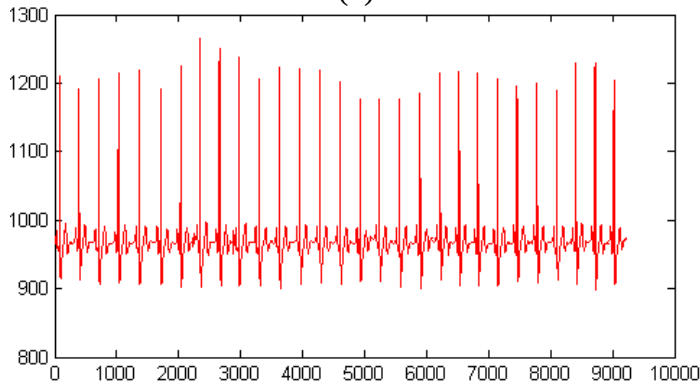
Ayrıca yeniden yapılanmış işaretin, orijinaliyle ne derece benzer olduğunun ölçüsünü gösteren Performans İndeksi (PRD) kullanılarak algoritmanın başarısı ölçülmüştür (Korürek, 1996).



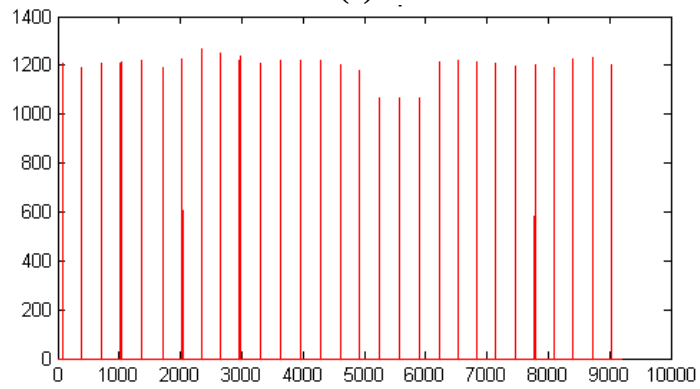
(a)



(b)

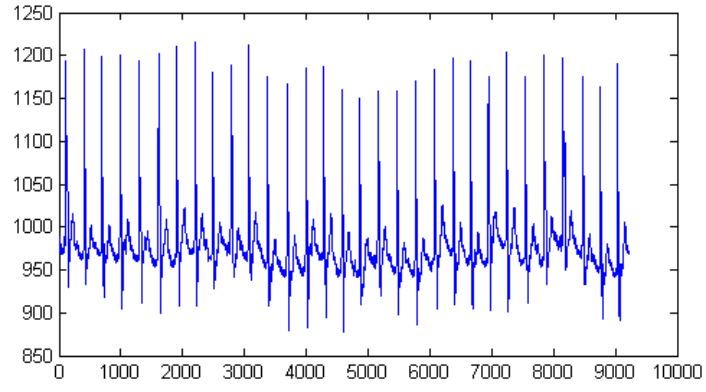


(c)

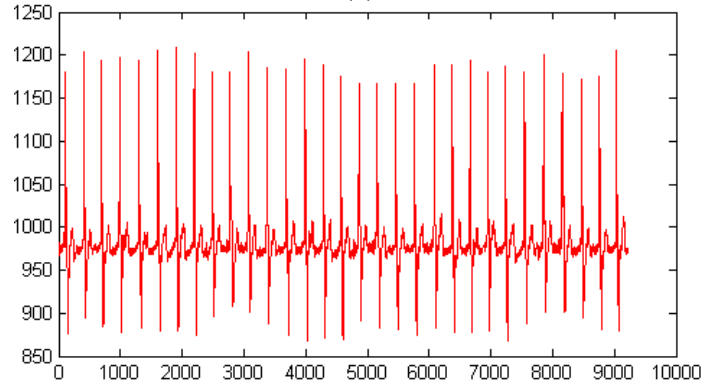


(d)

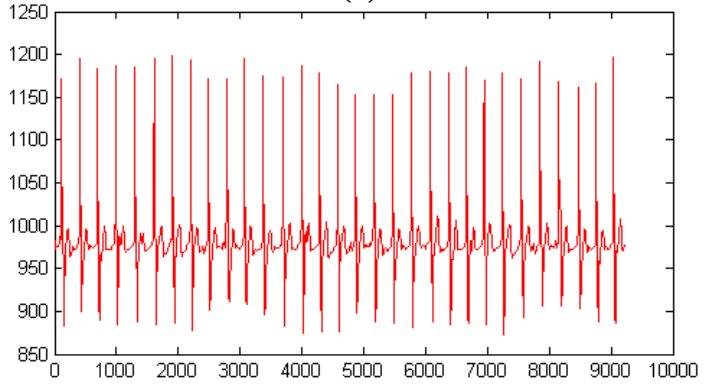
Şekil 5.17 : (a)MITBIH veritabanından alınan 101 numaralı işaret. (b)AKF kullanılarak taban kaymasının giderilmesi. (c)ADD filtresi çıkışı. (d)QRS algılaması



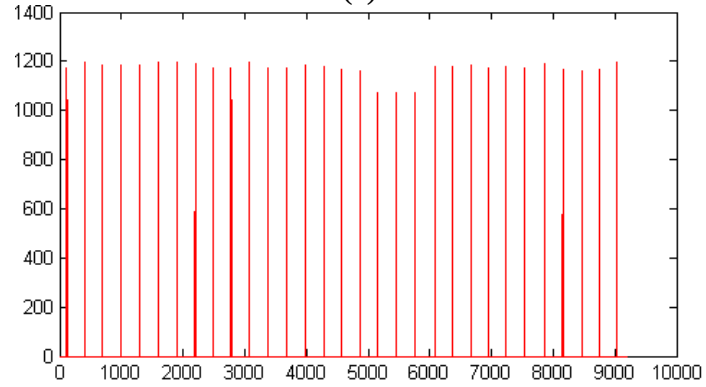
(a)



(b)



(c)



(d)

Şekil 5.18 : (a)MITBIH veritabanından alınan 102 numaralı işaret. (b)AKF kullanılarak taban kaymasının giderilmesi. (c)ADD filtresi çıkışı. (d)QRS algılaması

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n [x_{org}(i) - x_{rec}(i)]^2}{\sum_{i=1}^n x_{org}^2(i)}} \cdot 100 \quad (5.4)$$

Çizelge 5.1 : Yeni oluşturulan filtre çıkışında QRS algılaması ve PRD ölçümü

TEST KÜMESİ	TOPLAM QRS	TP	FN	DUYARLIK (%)	PERFORMANS İNDEKSİ (PRD)
101	29	29	0	100	3,02
102	31	31	0	100	2,79
103	29	29	0	100	4,21
105	35	35	0	100	5,17
106	28	28	0	100	5,20
107	32	32	0	100	16,19
109	41	33	8	80,5	7,15
111	30	29	1	96,6	3,12
113	25	25	0	100	6,35
115	27	27	0	100	4,56
116	32	32	0	100	9,36
202	22	22	0	100	3,99
203	47	46	1	97,8	8,38
205	38	38	0	100	2,74
207	13	13	0	100	5,33
208	43	43	0	100	9,11
210	36	36	0	100	3,92
220	32	32	0	100	3,70
223	223	34	33	97,0	6,65
234	39	39	0	100	4,69

Ortalama PRD değeri = 5,86

6. SONUÇLAR ve TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, EKG işaretinin üzerindeki gürültülerin temizlenmesi hedeflenmiştir ve EKG işaretini etkileyen gürültü kaynaklarından EMG, güç hattı ve taban hattı kayması gürültüleri üzerinde inceleme yapılmıştır. Bu gürültülerin temizlenmesi için ayrık Kalman filtresi ve ADD tabanlı bir filtre geliştirilmiştir. Çalışma temel olarak dört aşamadan oluşmaktadır:

- Temiz bir EKG işareti elde edilmesi
- Elde edilen temiz EKG işaretine, EMG, güç hattı ve taban hattı kayması gürültülerinin teker teker eklenmesi ve ardından gürültülü EKG işaretinin Ayrık Kalman filtresi ve Ayrık Dalgacık Dönüşümü tekniğinden geçirilmesi
- Temiz EKG işaretine birleşik gürültü (EMG, güç hattı ve taban hattı gürültüleri karışımı) eklenerek AKF ve ADD filtreleri çıkışlarının gözlemlenmesi
- MIT BIH aritmi veritabanından gürültülü gerçek EKG işaretlerini AKF ve ADD bileşimi filtreden geçirilerek çıkışının incelenmesi

Her iki filtrede kullanılan parametreler ilgili bölümlerde ve Ek-A ve Ek-B' deki MATLAB kodlarında verilmiştir.

Filtre çıkışları incelendiğinde; ADD filtresi, tek başına kullanıldığında EMG ve güç hattı (60 Hz) gürültülerini temizlemede gayet iyi sonuç verdiği görülmüştür. AKF ise bu gürültü tiplerini temizlemede yetersiz olduğu saptanmıştır. Fakat taban hattı gürültüsünü temizlemede ise AKF çıkışı daha başarılı sonuç vermiştir. İşte bu iki durum birleştirilerek daha gelişmiş bir filtre elde edilmiştir.

Bu filtrede, gürültülü işaret, önce AKF filtresinden geçirilerek taban hattı kayması giderilmiştir. Daha sonra ise bu taban hattı kayması giderilmiş işaret, ADD filtresi aracılığıyla diğer gürültülerden temizlenmektedir. Ayrıca uygulamada basit bir QRS algılama algoritmasıyla, QRS noktaları belirlenmiştir.

Çıkan sonuçlara bakıldığında, yeni geliştirilmiş olan bu filtrenin gayet etkili ve başarılı olduğu görülmektedir. Yalnız S dalgası, olduğundan biraz daha keskin ve derin elde edilmektedir. Bu da, daha doğru parametreler kullanılarak düzeltilebileceği düşünülebilir.

Ayrıca bu çalışmada ayrık Kalman filtresinin önemli parametrelerinden olan A durum geçiş matrisinin elemanları, sistemin AR modeli parametrelerinden oluşturulmuştur. Farklı sistem modellemeleri kullanılarak daha iyi sonuç veren bir A matrisi elde edilebilir. Sistem gürültüsü kovaryansı olan Q matrisi ise, rastgele değerlerle denenerek bulunmuştur. Daha doğru tanımlanan bir Q matrisiyle orijinal işarete daha yakın bir çıkış alınabilir.

KAYNAKLAR

- Barutçu B.**, 2004. Nükleer Güç Reaktörlerinde Sensör Güvenilirliğinin Reaktör İşletimine Etkileri, *Doktora Tezi*, İTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Chouakri S.A., Reguig F.B., Ahmaidi S., Fokapu O.**, 2005. Wavelet Denoising of the Electrocardiogram Signal Based on the Corrupted Noise Estimation, *Computers in Cardiology*.
- Friesen G. M., Jannett T. C., Jadallah M. A., Yates S. L., Stephen R. Q., Nagle H. T.**, 1990. A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms, *IEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol.37, p. 85-98.
- Gonçalves B., Guizzardi G., Gonçalves J., Filho P.**, 2007. An Electrocardiogram (ECG) Domain Ontology, *II Workshop on Ontologies and Metamodeling in Software and Data Engineering*.
- Kalman R. E.**, 1960. A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems, *Transaction of the ASME-Journal of Basic Engineering*, pp.35-45 (Mart 1960)
- Korürek, M.**, 1996. *Tıp Elektroniğinde Tasarım İlkeleri*, İ.T.Ü. Elektrik-Elektronik Fakültesi Ofset Baskı Atölyesi, İstanbul.
- Mallat S.**, 1989. A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation, *IEEE Trans. Pattern Anal. And Machine Intelligence*, **11**, No.7, 674-693.
- Misiti M., Misiti Y., Oppenheim G., Poggi J. M.**, 1996. Wavelet Toolbox for Use with MATLAB, *The MathWorks*.
- Sameni R., Shamsollahi M.B., Jutten C.**, 2005. Filtering Electrocardiogram Signals Using the Extended Kalman Filter, *IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, pp.5639-5642.
- Tompkins W. J., Webster, J. G.**, 1981. Design of Microcomputer Based Medical Instrumentation, Englewood Cliffs, pp.398-9 Prentice-Hall.
- Welch G., Bishop G.**, 2004. An Introduction to the Kalman Filter, *UNC-Chapel Hill*, TR 95-041, 5 Nisan 2004.
- Url-1** <<http://www.ahmetalpman.com>>, 12/04/2010.
- Url-2** <<http://www.genbilim.com/content/view/7318/33/>>, 08/04/2010.
- Url-3** <<http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>>, 15/03/2010.
- Url-4** <<http://www.vetgo.com/cardio/concepts/concsect.php?sectionkey=5§ion=Electrocardiology>>, 30/04/2010.
- Url-5** <<http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/6349>>, 25/04/2010.

- Url-6** <<http://www.cardioconsult.com/Physiology/>>, 01/05/2010.
- Url-7** <<http://www.texasheart.org/hic/anatomy/anatomy2.cfm>>, 01/05/2010.
- Url-8** <<http://davidge2.umaryland.edu/~emig/ekgtu06.html>>, 20/04/2010.
- Url-9** <<http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy/conduct.cfm>>, 20/04/2010.
- Url-10** <<http://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/function/conduction.php>>, 13/04/2010.
- Url-11** <<http://en.ecgpedia.org/wiki/Basics>>, 15/04/2010.
- Url-12** <<http://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A009.htm>>, 22/04/2010.

EKLER

EK A : AKF ve ADD filtrelerinin Matlab kodları

EK B : Yeni oluşturulan filtrenin Matlab kodu

EK A : AKF ve ADD filtrelerinin Matlab kodları

```
clear
close all
load TemizEKG.mat clean;
saf=clean;
gur=750*rand(1,1024);          %EMG gurultusu
s=saf(:,:)+gur(:,:);
y=s;
kmax=length(y);
%*****%
%*****      Ayrik Kalman Filtresi      *****%
%*****%
p=5;
R=0.001;                      %olcme gurultusunun (Vk) kovaryansı
H=[1 zeros(1,p-1)];
yo=zeros(1,kmax-p);
Q=diag(randn(1,p)*5e-5)       %sistem gurultusunun kovaryansı
%Farklı kaynaklardan gelen gürültülerin ilintisiz (uncorrelated) olduğu kabul edilirse,
kovaryans matrisi Q diagonal bir matris olur.
x=y(1,1:p)';
mar=ar(y(1,:)',p);            %Sistemi lineer varsayıyoruz
P=eye(p)*10;                  %Ongoru Hatasının kovaryans matrisi
A1=polydata(mar);
A=diag(ones(1,p-1),-1);
A(1,:)=-A1(2:p+1);            %Sistem matrisi
for k=1:kmax-p
    P1=A*P*A'+Q;
    x=A*x;
    yo(k+p)=H*x;               %y çıkışı
    e(1,k+p)=y(1,k+p)-yo(1,k+p); %Cıkış Hata Degeri
    S=H*P1*H'+R;
    W=P1*H'*inv(S);            %Kk+1
    x=x+W*e(1,k+p);
    P=P1-W*S*W';
end
%*****%
```



```

%*****                               Ayrik Dalgacik Donusumu                               *****%
%*****%
% Cok seviyeli bir boyutlu ADD
[swa,swd]=swt(s,4,'db2');
% Gurultu temizleme icin varsayilan degerler
[thr,sorh]=ddencmp('den','wv',s);
% Soft Eşikten Gecirme
dswd=wthresh(swd,sorh,thr);
% Bir boyutlu ters donusum
clean1=iswt(swa,dswd,'db2');
% -----
%----- Cizdirme -----
% -----
t=linspace(0,kmax,kmax);
y2=y(12:kmax);
yo2=yo(12:kmax);
figure
subplot(2,2,1)
plot(saf,'b')                                %Orjinal İsaret
title('Saf EKG');
subplot(2,2,2)
plot(s,'b')                                %Gurultulu isaret
title('Gurultulu EKG');
subplot(2,2,3)
plot(yo2,'r')                                %Kalman Filtresi Cikisi
title('Kalman Filtresi Cikisi');
subplot(2,2,4)
plot(clean1,'r')                            %Wavelet filtre cikisi
title('Wavelet Filtresi Cikisi');

```

EK B : Yeni oluşturulan filtrenin Matlab kodu

```
clear
close all
%Temiz işarete gurultu ekleme
% load TemizEKG.mat clean;
% saf=clean;
% for i=1:1:1024
%   z1(i)=500*cos(2*pi*i*0.33/360);           %Taban kayması gurultusu
%   z2(i)=300*cos(2*pi*i/6);                 %Guc Hattı Gurultusu
% end
% z3=100*rand(1,1024);                       %EMG Gurultusu
% gur=z1+z2+z3;
% s=saf(:,:)+gur(:,:);
load e101.mat -ascii;
s=e101(1:9216,2);
kmax=length(s);
y=s';
% y=s;
%*****%
%*****%
%*****      Kalman Filtering      *****%
%*****%
%*****%
p=5;
R=0.001;
H=[1 zeros(1,p-1)];
yo=zeros(1,kmax-p);
Q=diag(ones(1,p)*1e-7);
x=y(1,1:p)';
mar=ar(y(1,:),p);
P=eye(p)*10;
A1=polydata(mar);
A=diag(ones(1,p-1),-1);
A(1,:)=-A1(2:p+1);
for k=1:kmax-p
    P1=A*P*A'+Q;
```

```

x=A*x;
yo(k+p)=H*x; %y çıkışı
e(1,k+p)=y(1,k+p)-yo(1,k+p); %Cıkış Hata Degeri
S=H*P1*H'+R;
W=P1*H'*inv(S); %Kk+1
x=x+W*e(1,k+p);
P=P1-W*S*W';
end
yo2=y(1:kmax)-yo(1:kmax)+mean(s); %Taban Kayması Giderme
%*****%
%***** Ayrik Dalgacik Donusumu *****%
%*****%
[swa,swd]=swt(yo2,4,'db2');
[thr,sorh]=ddencmp('den','wv',yo2);
dswd=wthresh(swd,sorh,thr);
clean1=iswt(swa,dswd,'db2');
t=linspace(0,kmax,kmax);
%PRD Performans Indeksi
for c=1:kmax
    fark(c)=y(c)-clean1(c);
end
prd=sqrt(sum(fark.^2)/sum(y.^2))*100;
PRD=prd
%QRS Algılaması
clean2=clean1.^2;
esik=(0.3)*max(clean2);
for a=3:kmax
    if (clean2(a)>clean2(a-1))&&(clean2(a-1)>clean2(a-2))
        if ((clean2(a)>=esik)&&(clean2(a-1)>=esik)&&(clean2(a-2)>=esik))
            clean3(a)=clean1(a);
        else
            clean3(a)=0;
        end
    else
        clean3(a)=0;
    end
end
end

```

```

end
% -----
% ----- Cizdirme -----
% -----
figure
subplot(2,2,1)
plot(s(5:kmax),'b')           %Gurultulu isaret
title('Gurultulu EKG');
subplot(2,2,2)
plot(yo2(5:kmax),'r')         %Taban Kayması Giderilmiş Isaret
title('Kalman Filtresi Cikisi');
subplot(2,2,3)
plot(clean1(5:kmax),'r')       %ADD filtre cikisi
title('Wavelet Filtresi Cikisi');
subplot(2,2,4)
plot(clean3(5:kmax),'r')       %QRS Algılaması
title('QRS Algılaması');

```

ÖZGEÇMİŞ

Ali Oktay KARAKOÇ 15/07/1981 tarihinde İstanbul'da doğmuştur. İlköğrenimini Hasan Tahsin İlkokulunda (1987-1992), ortaöğrenimini Ümraniye Ortaokulunda (1992-1995) ve lise öğrenimini ise Çapa Anadolu Öğretmen Lisesinde (1995-1999) tamamlamıştır. 1999 yılında kazandığı İstanbul Teknik Üniversitesi Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü'nü 2004 yılında tamamlamıştır. Daha sonra İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Yüksek Lisans programına kayıt yaptırmıştır.