T.C.
ERCİYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DURAĞAN DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ İLE EKG İŞARETİNDE GÜRÜLTÜ GİDERİMİ VE QRS KOMPLEKSİNİN BELİRLENMESİ

Hazırlayan
Nuray MISIRLI

Danışman
Prof. Dr. Nurhan KARABOĞA

Yüksek Lisans Tezi

Haziran 2019
KAYSERİ

T.C.
ERCİYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DURAĞAN DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ İLE EKG İŞARETİNDE GÜRÜLTÜ GİDERİMİ VE QRS KOMPLEKSİNİN BELİRLENMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Hazırlayan
Nuray MISIRLI

Danışman
Prof. Dr. Nurhan KARABOĞA

Bu çalışma, Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından FYL-2016- 6489 kodlu proje ile desteklenmiştir.

Haziran 2019
KAYSERİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Nuray MISIRLI

"DURAĞAN DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ İLE EKG İŞARETİNDE GÜRÜLTÜ GİDERİMİ VE QRS KOMPLEKSİNİN BELİRLENMESİ" adlı Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi'ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Hazırlayan

Nuray MISIRLI

Danışman

Prof. Dr. Nurhan KARABOĞA

Elektrik-Elektronik Mühendisliği ABD Başkanı

Prof. Dr. Necmi TAŞPINAR

Prof. Dr. Nurhan KARABOĞA danışmanlığında **Nuray MISIRLI** tarafından hazırlanan **"DURAĞAN DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ İLE EKG İŞARETİNDE GÜRÜLTÜ GİDERİMİ VE QRS KOMPLEKSİNİN BELİRLENMESİ"** adlı bu çalışma jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Elektrik-Elektronik Mühendisliği** Anabilim Dalında **Yüksek Lisans** tezi olarak kabul edilmiştir.

30/05/2019

JÜRİ:

Danışman : Prof. Dr. Nurhan KARABOĞA .....

Üye : Prof. Dr. Mustafa ALÇI .....

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Serdar KOÇKANAT .....

ONAY:

Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun 25/06/2019 tarih ve 2019/36-23 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

25 / 06 / 2019

Prof. Dr. Mehmet AKKURT

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması kapsamında bilgi ve tecrübesini hiçbir zaman esirgemeyen danışman hocam sayın Prof. Dr. Nurhan KARABOĞA'ya teşekkürlerimi sunarım. Çalışmalarımı yönlendirmeme yardımcı olan sayın Doç. Dr. Fatma LATİFOĞLU'na ayrıca teşekkür ederim.

Her zaman en büyük destekçim olan sevgili annem Feril KÜÇÜKGÖZ ve babam Mehmet KÜÇÜKGÖZ'e, sabrı ve sevgisi ile her zaman yanımda olan eşim Mustafa MISIRLI'ya en içten teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca, bu süreçte beni destekleyen, doğrudan ya da dolaylı olarak katkıda bulunmuş kardeşlerime ve tüm arkadaşlarıma teşekkür ederim.

'Durağan Dalgacık Dönüşümü ile EKG İşaretinde Gürültü Giderimi ve QRS Kompleksinin Belirlenmesi' isimli proje ile yüksek lisans tezimi destekleyen Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırmaları Projeleri Birimi'ne (Proje kodu: FYL-2016-6489) teşekkürlerimi sunarım.

Nuray MISIRLI

Haziran 2019, KAYSERİ

DURAĞAN DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ İLE EKG İŞARETİNDE GÜRÜLTÜ GİDERİMİ VE QRS KOMPLEKSİNİN BELİRLENMESİ

Nuray MISIRLI

Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
Yüksek Lisans Tezi, Haziran 2019
Danışman: Prof. Dr. Nurhan KARABOĞA

ÖZET

Teknoloji, çağımızdaki bütün bilim ve uygulama alanlarını etkilediği gibi tıp biliminin de her geçen gün gelişimine katkı sağlamaktadır. Bu nedenle de hastalığın doğru teşhisi ve tedavisinde elektronik cihazların kullanımı artmıştır. Biyoelektriksel işaretlerin insan vücudundan alınıp cihazda görüntülenmesine kadar geçen ölçüm zinciri; ölçüm nesnesi insan, bedende oluşan işaretlerin iletilmesi için kullanılan elektrotlar, düşük genlikli işaretin görüntülemesini kolaylaştıran kuvvetlendirici, ölçüm esnasındaki çeşitli gürültülerin bastırılması için süzgeç ve görüntü aygıtı şeklindedir.

Elektrokardiyogram (EKG, Electrocardiogram), kalpteki ritim bozukluğunu teşhis etmede kullanılan ve kalbin fizyolojik yapısı hakkında bilgi veren dalga formudur. Kalpte meydana gelen kalp kusurları, kalp kapakçık rahatsızlıkları, koroner rahatsızlığı, kalp krizleri ve aritmi bozuklukları EKG'nin dalga formuna ve tepelerinin genlik ve sürelerine bakılarak tespit edilir. Fakat EKG doğası gereği sürekli bir işaret değildir ve gün içerisinde farklı zaman aralıklarında rastgele yükselebilir. Buna ek olarak gürültü gibi dış etkenlerden dolayı işaret bozulabilir. Bu bozucu girişimler genellikle kas gürültüsü, cihazdan kaynaklanan gürültü, şebeke gürültüsü gibi değişik tiplerde gürültüler olabilir. Kardiyologlar açısından hastalık tespitinde önemli rol oynayan bu işaretin verimli şekilde gürültüden arındırılması ve kritik öneme sahip QRS kompleksinin tespit edilmesi gerekmektedir. Literatürde, işarete etki eden bu gürültülerin eliminasyonu ve tepelerin tespiti için dalgacık dönüşümü önerilmiştir. Dalgacık dönüşümü ile işaret ayrıştırılarak gürültüler elimine edilir ve aynı zamanda en baskın detay bileşeninde QRS tespit edilir.

Bu tez çalışması kapsamında, EKG işaretine etki eden gürültülerin dalgacık dönüşümü yardımıyla eliminasyonu ve aynı zamanda işaretde en baskın bileşik olan QRS kompleksinin tespit edilmesi hedeflenmiştir. Farklı seviye ve farklı süzgeçlerle ön

işleme yapılan işarete gürültü eklenmiştir ve bu gürültünün eliminasyonu gerçekleştirilmiştir. Gürültü eliminasyonu sonrasında QRS bileşiği tespit edilmiş ve R tepelerinin gerçek veriler ile karşılaştırılması yapılmıştır.

Anahtar Kelimeler: EKG, gürültü eliminasyonu, dalgacık dönüşümü, QRS

DETERMINATION OF NOISE REMOVAL AND QRS COMPLEX IN ECG SIGNAL WITH STATIONARY WAVELET TRANSFORM

Nuray MISIRLI

Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences
Master Thesis, June 2019
Supervisor: Prof. Dr. Nurhan KARABOĞA

ABSTRACT

Technology affects all science and practice fields in our age and also contributes to the development of medical science. Therefore it has also increased the use of electronic devices in the correct diagnosis and treatment of disease. The measurement chain used by bioelectrical signals from the human body to imaging in the device; the measuring object is the electrode used for transmitting the signals occurring in the body, the amplifier that facilitates the display of the low amplitude signal. Electrocardiogram (ECG) is a wave form used to diagnose heart rhythm disorder and provides information about the physiological structure of the heart.

Heart defects, heart valve disorders, coronary disease, heart attacks and arrhythmia disorders are determined by looking at the waveform of ECG and amplitude and duration of ECG peaks. However, the ECG is not by nature a continuous signal and may randomly increase at different time intervals throughout the day. The signal may be distorted due to external factors such as additional noise. These disturbing interventions can be often different types of noise, such as muscle noise, device noise, and network noise. This signal, which plays an important role in disease detection for cardiologists, needs to be efficiently cleared of noise and the critical QRS complex should be identified.

In the literature, a wavelet transform is proposed for the elimination of these noises and detection of peaks. Via the wavelet transform, the signal is separated and the noises are eliminated from the signal and at the same time QRS is detected in the most dominant detail component. Within the scope of this thesis, it is aimed to eliminate the noise affecting the ECG signal by means of wavelet transformation and at the same time to determine the QRS peak which is the most dominant compound in the signal. The noise was added to the preprocessed signal with different levels and different filters, and

elimination of this noise was performed.QRS compound was determined after noise elimination and R peaks were compared with actual data.

Keywords: ECG, noise elimination, wavelet transform, QRS

İÇİNDEKİLER

DURAĞAN DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ İLE EKG İŞARETİNDE GÜRÜLTÜ GİDERİMİ VE QRS KOMPLEKSİNİN BELİRLENMESİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK i
YÖNERGEYE UYGUNLUK ii
ONAY iii
TEŞEKKÜR iv
ÖZET v
ABSTRACT vii
İÇİNDEKİLER ix
KISALTMALAR VE SİMGELER xii
TABLOLAR LİSTESİ xiv
ŞEKİLLER LİSTESİ xv
GİRİŞ 1

1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER ve LİTERATÜR ÇALIŞMASI

1.1. EKG İşareti ve Özellikleri 3
1.2. Literatür Özeti 7

2. BÖLÜM

FOURİER DÖNÜŞÜMÜ ve DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ

2.1. İşaret Türleri ve İşaret İşleme 10
2.2. Fourier Dönüşümü ve Dalgacık Dönüşümü 10
2.2.1. Fourier Dönüşümü 11
2.2.1.1. Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü 14
2.2.2. Dalgacık Dönüşümü ile ilgili Matematiksel İfadeler 16
2.2.2.1. İç Çarpım 17
2.2.2.2. Ortogonal ve Ortonormal 17
2.2.2.3. Konvolüsyon 18
2.2.3. Dalgacık Dönüşümü 18
2.2.4. Ölçekleme ve Öteleme 22
2.2.5. Dalgacık Dönüşümü Türleri 26

2.2.5.1.Sürekli Dalgacık Dönüşümü: 26
2.2.5.2 Ayrık Dalgacık Dönüşümü 27
2.2.5.2.1. Ayrık Dalgacık Dönüşümü Yapısında Kullanılan Süzgeçler 32
2.2.5.2.2. DWT'de Dalgacıkların Yeniden Yapılandırılması 33
2.2.5.3. Paket Dalgacık Dönüşümü 35
2.2.5.4. Durağan Dalgacık Dönüşümü 35
2.2.6. Dalgacık Ailesi ve Özellikleri 37
2.2.6.1. Haar Dalgacığı 38
2.2.6.2. Daubechies Ailesi 39
2.2.6.3. Symlet Ailesi 40
2.2.6.4 Coiflet Ailesi 41
2.2.6.5. Meksika Şapkası Dalgacığı 42

3. BÖLÜM

EKG İŞARETİNDE GÜRÜLTÜ ELİMİNASYONU

3.1. Gürültü Türleri: 43
3.1.1. Şebeke Gürültüsü: 43
3.1.2. Elektrot Gürültüsü 44
3.1.3. Hareket Gürültüsü 44
3.1.4. Kas Gürültüsü 44
3.1.5. Elektronik Cihazlardan Kaynaklanan Gürültüler 44
3.1.6. Elektrokoter Gürültüsü 44
3.1.7. Taban Hattı Kayması 44
3.2. Dalgacık Dönüşümü İle Gürültü Eliminasyonu : 45
3.3. Polinom Uydurma 48
3.4. Gürültü Eliminasyonu için Önerilen Yöntem 48

4. BÖLÜM

QRS KOMPLEKSİNİN BELİRLENMESİ

4.1.EKG İşaretindeki Tepeler ve QRS Kompleksinin Belirlenmesi 71
4.2. R Tepesinin ve QRS Kompleksinin Tespiti için Dalgacık Katsayısının Seçimi 74
4.2.1.Enerji Analizi 74
4.2.2. Frekans Analizi 74
4.2.3. Çapraz Korelasyon Analizi 74
4.3. EKG İşaretinde R Tepelerinin Tespiti 75

4.4. QRS Tespiti.....75

5. BÖLÜM

TARTIŞMA, SONUÇ VE ÖNERİLER

KAYNAKÇA 99

ÖZGEÇMİŞ.....112

KISALTMALAR VE SİMGELER

Kısaltma	**Anlamı**
EKG	Elektrokardiyogram
WHO (World Health Organization)	Dünya Sağlık Örgütü
AV Düğüm	Antriyoventriküler Düğüm
SA Düğüm	Sinoatriyal Düğüm
EMG	Elektromiyografi
KZFD	Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü
SDD	Sürekli Dalgacık Dönüşümü
ADD	Ayrık Dalgacık Dönüşümü
DDD	Durağan Dalgacık Dönüşümü
YGS	Yüksek Geçiren Süzgeç
AGS	Alçak Geçiren Süzgeç
BGS	Bant Geçiren Süzgeç
DK	Dalgacık Katsayıları
MSE (Mean Squared Error)	Ortalama Karesel Hata
SNR (Signal to Noise Ratio)	Sinyal Gürültü Oranı
KOR	Korelasyon
Se (Sensivity)	Hassasiyet
+P (Pozitif Prediction)	Pozitif Tahmin
DER (Detection Error Rate)	Hata Oranı
Simge	**Anlamı**
ω	Pencere Fonksiyonu
τ	Zamanda Öteleme Miktarı
X	Orijinal EKG İşareti
Y	Gürültü Eliminasyonu Yapılmış İşaret
θ	Vektörler Arasında Açı
D_n	n. Seviyeden Detay
A_n	n. Seviyeden Yaklaşıklık
s	Ölçek
Φ	Ölçekleme Fonksiyonu

Ψ	Ana Dalgacık Fonksiyonu
k	Dalgacık Dönüşümünde Öteleme
$C(s,k)$	Sürekli Dalgacık Dönüşümü Katsayıları
$A(m,n)$	Ayrık Dalgacık Dönüşümü Katsayıları
N	Örnek Sayısı
d	Sinyale Eklenen Gürültü
G	Gürültü Eklenmiş İşaret
E	Eşik Seviyesi
σ	Radyan
RR	İki R Tepesi Arasındaki Mesafe
TP	Doğru Tespit Edilen R Tepeleri
FP	Yanlış Tespit Edilen R Tepeleri
FN	Tespit Edilemeyen R Tepeleri

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1.1. EKG işaretindeki tepelerin özellikleri 5
Tablo 3.1. 5 dB gürültü eklenmiş işaret 100 için korelasyon tablosu 56
Tablo 3.2. 10 dB ve 30 dB gürültü eklenmiş işaret 100 için korelasyon tablosu 57
Tablo 3.3. MSE, korelasyon ve SNR açısından maksimum minimum aralıkları 69
Tablo 3.4. Literatür karşılaştırılması 69
Tablo 4.1. EKG tepelerinin genlik ve süreleri 72
Tablo 4.2. EKG detay katsayılarının frekans aralığı 73
Tablo 4.3. 100 nolu işaret için kalp atım türleri 75
Tablo 4.4. R tepesinin belirlenmesinde kullanılan eşik değerleri tablosu 84
Tablo 4.5. Algoritmaya göre tespit edilen değerlerin karşılaştırılması 91
Tablo 4.6. Literatürdeki veriler ile algoritmanın karşılaştırılması 92
Tablo 4.7. MIT-BIH veri tabanına göre literatür ile algoritmanın karşılaştırılması . 95

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1. Kalbin elektriksel iletimi 3
Şekil 1.2. EKG işareti örneği 5
Şekil 1.3. Kas gürültüsü 6
Şekil 1.4. Taban hattı kayması 6
Şekil 1.5. Şebeke gürültüsü 7
Şekil 2.1. Durağan üç sinüzoidal fonksiyon içeren işaret 13
Şekil 2.2. Durağan sinüzoidal işaretin Fourier katsayılarının büyüklüğü 13
Şekil 2.3. Durağan olmayan sinüzoidal işaret 13
Şekil 2.4. Durağan olmayan sinüzoidal işaretin Fourier katsayılarının büyüklüğü 14
Şekil 2.5. Kısa zamanlı Fourier dönüşümünde pencereleme 14
Şekil 2.6. KZFD'de pencereleme işlemi 15
Şekil 2.7. Daubechies ile dalgacık analizi 19
Şekil 2.8. Dalgacık dönüşümü çoklu çözünürlük analizi 20
Şekil 2.9. Dönüşüm türlerinin zaman-frekans çözünürlüğü bakımından karşılaştırılması 21
Şekil 2.10. Morlet dalgacığı ve sinüs dalgası 21
Şekil 2.11. Dalgacık türleri 22
Şekil 2.12. Sinüs ve dalgacık fonksiyonu için ölçekleme parametresinin değişimi 23
Şekil 2.13. Dalgacık analizi ölçekleme ve öteleme 24
Şekil 2.14. Meksika şapkası için ölçekleme ve öteleme faktörünün değişimi, k=-1 25
Şekil 2.15. Meksika şapkası için ölçekleme ve öteleme faktörünün değişimi, k=0 25
Şekil 2.16. Meksika şapkası için ölçekleme ve öteleme faktörünün değişimi, k=1 25
Şekil 2.17. Dalgacık dönüşümünün türleri 26
Şekil 2.18. Bir seviyeli dalgacık ayrıştırma 29
Şekil 2.19. Ayrık dalgacık dönüşümünün ayrıştırma işlemi 30
Şekil 2.20. Aşağı-yukarı örnekleme 31
Şekil 2.21. Ayrıştırma ve Yeniden Yapılandırma 33
Şekil 2.22. Birinci seviyeden yaklaşıklık katsayısının yeniden oluşturulması 34
Şekil 2.23. Birinci seviyeden detay katsayısının yeniden oluşturulması 34
Şekil 2.24. Yaklaşım ve detay katsayıları ile işaretin yeniden oluşturulması 34

Şekil 2.25. Paket dalgacık dönüşümü 35
Şekil 2.26. SWT' de bir seviyeli ayrışımdaki örnek sayısının durumu 36
Şekil 2.27. Durağan dalgacık dönüşümünde ayrıştırma ve yeniden yapılandırma 36
Şekil 2.28. Süzgeç bileşenlerinin yukarı örneklenmesi 37
Şekil 2.29. Haar ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu 38
Şekil 2.30. db5 dalgacığı için ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu 39
Şekil 2.31. db17 dalgacığı için ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu 39
Şekil 2.32. sym4 dalgacığı için ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu 40
Şekil 2.33. sym10 dalgacığı için ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu 40
Şekil 2.34. coif2 dalgacığı için ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu 41
Şekil 2.35. coif4 dalgacığı için ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu 41
Şekil 2.36. Meksika şapkası dalgacığı 42
Şekil 3.1. EKG işareti ve girişimde bulunan gürültülerin frekans spektrumu 45
Şekil 3.2. Sert ve yumuşak eşikleme 46
Şekil 3.3. (a) İşaret ,(b) sert eşikleme, (c) yumuşak eşikleme 47
Şekil 3.4. Gürültü eliminasyonu blok diyagramı 48
Şekil 3.5. Gürültü eliminasyonu için algoritma 49
Şekil 3.6. 100 nolu işaretteki taban hattı kaymasının elimine edilmesi 51
Şekil 3.7. 5 dB seviyesindeki gürültü 52
Şekil 3.8. Eklenen 10 dB'lik gürültü 52
Şekil 3.9. Eklenen 30 dB'lik gürültü 52
Şekil 3.10. Gürültü eklenmiş işaret 53
Şekil 3.11. SWT ile 3. Seviyeden Ayrışım 53
Şekil 3.12. BGS4 ve 5 dB durumunda işaret 100 için gürültü eliminasyonu sonucu 54
Şekil 3.13. BGS4 ve 10 dB durumunda işaret 101 için gürültü eliminasyonu sonucu 55
Şekil 3.14. BGS4 ve 30 dB durumunda işaret 233 için gürültü eliminasyonu sonucu 55
Şekil 3.15. İşaret 100, 5 dB gürültü için korelasyonun dalgacık ve süzgeç açısından değerlendirilmesi 56
Şekil 3.16. İşaret 100, 5 dB gürültü için MSE'nin dalgacık ve süzgeç açısından değerlendirilmesi 57

Şekil 3.17. İşaret 100 için gürültü seviyelerine göre SNR değişimi 58
Şekil 3.18. BGS4 ve 5 dB durumunda işaret 121 için gürültü eliminasyonu sonucu 58
Şekil 3.19. BGS4 ve 10 dB durumunda işaret 121 için gürültü eliminasyonu sonucu 59
Şekil 3.20. BGS4 ve 30 dB durumunda işaret 121 için gürültü eliminasyonu sonucu 59
Şekil 3. 21. İşaret 109, 5 dB gürültü için korelasyonun bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi 60
Şekil 3. 22. İşaret 109, 10 dB gürültü için korelasyonun bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi 60
Şekil 3. 23. İşaret 109, 30 dB gürültü için korelasyonun bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi 60
Şekil 3. 24. İşaret 109, 5 dB gürültü için MSE'nin bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi .. 60
Şekil 3. 25. İşaret 109, 10 dB gürültü için MSE'nin bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi 61
Şekil 3. 26. İşaret 109, 30 dB gürültü için MSE'nin bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi 61
Şekil 3.27. İşaret 109 için SNR değerleri..... 61
Şekil 3. 28. İşaret 118, gürültü türleri ve ön işleme açısından MSE'nin bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi..... 62
Şekil 3. 29. İşaret 118, gürültü türleri ve ön işleme açısından korelasyonun bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi..... 62
Şekil 3. 30. İşaret 121, gürültü türleri ve ön işleme açısından MSE'nin bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi..... 63
Şekil 3. 31. İşaret 121, gürültü türleri ve ön işleme açısından korelasyonun bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi..... 63
Şekil 3.32. İşaret 208, gürültü türleri ve ön işleme açısından MSE'nin bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi..... 64
Şekil 3.33. İşaret 208, gürültü türleri ve ön işleme açısından korelasyonun bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi..... 64
Şekil 3.34. BGS4 ve 30 dB durumunda işaret 213 için gürültü eliminasyonu sonucu 65

Şekil 3.35. BGS4 ve 30 dB durumunda işaret 107 için gürültü eliminasyonu sonucu 65
Şekil 3.36. Tüm işaretlerin 5 dB'lik gürültüde korelasyonunun incelenmesi 66
Şekil 3.37. Tüm işaretlerin 10 dB'lik gürültüde korelasyonunun incelenmesi 66
Şekil 3.38. Tüm işaretlerin 30 dB'lik gürültüde korelasyonunun incelenmesi 66
Şekil 3.39. Tüm işaretlerin 5 dB'lik gürültüde MSE'sinin incelenmesi 67
Şekil 3.40. Tüm işaretlerin 10 dB'lik gürültüde MSE'sinin incelenmesi 67
Şekil 3.41. Tüm işaretlerin 30 dB'lik gürültüde MSE'sinin incelenmesi 67
Şekil 3.42. Tüm işaretlerin 5 dB'lik gürültüde SNR incelenmesi 68
Şekil 3.43. Tüm işaretlerin 10 dB'lik gürültüde SNR incelenmesi 68
Şekil 3.44. Tüm işaretlerin 30dB'lik gürültüde SNR incelenmesi 68
Şekil 3.45. Sonuçların grafiksel olarak karşılaştırılması 70
Şekil 4.1. EKG tepeleri [96] 72
Şekil 4.2. EKG'de atım türleri 76
Şekil 4.3. QRS kompleksi tespit algoritması 77
Şekil 4.4. EKG işareti ve ilk dört detay bileşeni 78
Şekil 4.5. Son dört detay bileşeni ve yaklaşıklık sekizinci bileşeni 78
Şekil 4.6. İşaret 100'ün detay katsayılarının enerji dağılımı 79
Şekil 4.7. İşaret 100'ün detay katsayılarının Fourier dönüşümü 79
Şekil 4.8. İşaret 100'ün detay katsayılarının çapraz korelasyonu 80
Şekil 4.9. İşaret 100 ve detay 4'ün üst üste çizdirilmesi 80
Şekil 4.10. İşaret 209'un detay katsayılarının enerji dağılımı 81
Şekil 4.11. İşaret 209 'un detay katsayılarının çapraz korelasyonu 81
Şekil 4.12. İşaret 209'un detay katsayılarının fourier dönüşümü 82
Şekil 4.13. İşaret 209 ve detay 4'ün üst üste çizdirilmesi 82
Şekil 4.14. İşaret 100 için maksimum minimum noktanın belirlenmesi 83
Şekil 4.15. İşaret 108 ve ters QRS yapısı 83
Şekil 4.16. İşaret 100 için tespit edilen R tepeleri 85
Şekil 4.17. İşaret 100 için tespit edilen R ve Q tepeleri 85
Şekil 4.18. İşaret 100 için tespit edilen Q, R ve S tepeleri 86
Şekil 4.19. İşaret 100 için tespit edilen QRS kompleksinin görünümü 86
Şekil 4.20. İşaret 100 için tespit edilen R tepeleri ve orijinal tepelerin üst üste çizdirilmesi 87

Şekil 4.21. İşaret 100 için eşleştirilen R tepelerinin incelenmesi 87
Şekil 4.22. İşaret 205 için tespit edilen Q, R ve S tepeleri..... 88
Şekil 4.23. İşaret 205 için R tepelerinin karşılaştırılması 88
Şekil 4.24. İşaret 101 için QRS tepesinin görünümü 89
Şekil 4.25. İşaret 101 için tespit edilen R tepeleri ve orijinal tepelerin üst üste çizdirilmesi..... 89
Şekil 4.26. İşaret 109 için QRS tepesinin görünümü 90
Şekil 4.27. İşaret 109 için tespit edilen R tepeleri ve orijinal tepelerin üst üste çizdirilmesi..... 90

GİRİŞ

Dünya Sağlık Örgütü (World Health Organization-WHO)'ün yaptığı araştırmaya göre kardivovasküler hastalıklar her yıl 17,9 milyon insanda görülmekte ve dünyadaki ölümlerin %31'i kardiyovasküler hastalıklardan kaynaklanmaktadır [1]. Bu sayısal veri kalp ile ilgili sorunların teşhisin kısa sürede belirlenmesinin ve doğru tedavinin önemini göstermektedir. Tıp sektöründe her geçen gün gelişen ve değişen cihazlar hastalığın teşhisinin kısa sürede ve doğru bir şekilde belirlenmesini sağlamaktadır.

Elektrokardiyogram (EKG) işareti her kalp atışı için kalp kas depolarizasyonu tarafından üretilen elektriksel temelli bir bilgidir [2]. Bu bilginin görüntüleme ekranına taşınması sürecinde gerek ölçümü yapılan insanın solunum faaliyetinden gerekse şebeke kaynaklı gürültüye kadar birçok gürültü ana veride bozulmaya neden olmaktadır. Bu süreçte işaretin sadece elde edilmesi değil aynı zamanda eklenen girişimlerinde temizlenmesi gerekmektedir. Eklenen gürültülerin farklı yapıda ve frekansta olması gürültü eliminasyonu işlemini zorlaştırmaktadır. EKG işaretinin sürekli bir işaret olmaması analizinde kullanılacak olan dönüşümün seçiminin önemli bir nokta olduğunu gösterir. Bu nedenle de en iyi çözümü hem zaman hem de frekans ekseninde analiz yapabilme özelliğine sahip olan dalgacık dönüşümü vermektedir.

EKG işareti P, QRS, T ve nadiren de U tepeciklerinden oluşur. Bu tepelerin varlığı süresi ve birbirine olan mesafesi hastalığın teşhisinin konulmasında önemlidir [3].

Tez çalışmasında EKG'ye farklı seviyelerde beyaz Gauss gürültüsü eklenerek gürültü eliminasyonu incelenmiştir. Ön işleme sürecinin gürültü eliminasyonuna olan etkisi için farklı seviyelerden alçak geçiren, yüksek geçiren ve bant geçiren süzgeçler kullanılmıştır. Dalgacık dönüşümünde en önemli husus dalgacık ile analizi yapılacak olan işaretin birbirine olan benzerliğidir [4]. Bu durumun incelenmesi için farklı türden dalgacıklar kullanılarak eliminasyon işlemi yapılmıştır. Eliminasyon işleminin

verimliliğinin ölçülebilmesi için korelasyon (KOR), MSE (mean squared error - ortalama karesel hata) ve SNR (signal to noise ratio – sinyal gürültü oranı) değerleri hesaplanmıştır.

Çalışmanın devamında EKG işaretinde en önemli ve en baskın şekli olan QRS'in tespiti ile ilgili inceleme yapılmıştır. Tepelerin bulunmasının kolaylaştırılması açısından dalgacık analizi ile ayrışımı yapılan işaretin detay katsayılarından en baskın olan detay bileşeninde QRS kompleksi aranmıştır. Algoritma başarım oranı tespit edilen R tepelerinin, veri tabanında alınan R tepe verileri ile karşılaştırması ile belirlenmiştir.

Bu tez çalışmasının organizasyonu şu şekildedir: Birinci bu bölümde EKG işareti ile ilgili bilgiler verilmiş ve bu konudaki çalışmalardan bahsedilmiştir. İkinci bölümde, işaret işleme yaygın kullanılan Fourier dönüşümü ile çalışmada kullanılan dalgacık dönüşümünün karşılaştırılması yapılmış ve bu dönüşümlerin çeşitlerinin avantaj ve dezavantajları verilmiştir. Bölüm üçte gürültü eliminasyonundan bahsedilmiş ve çalışmanın sonuçları verilmiştir. Dördüncü bölüm de QRS kompleksinin tespiti ile ilgili bilgi verilmiştir. Veritabanından alınan işaretler ile önerilen yöntemin sonuçları verilmiş ve ilgili grafikler çizdirilmiştir. Bu sonuçlar ve grafikler Matlab yazılımı aracılığı ile elde edilmiştir. Son bölümde ise tartışma, sonuç ve önerilere yer verilmiştir.

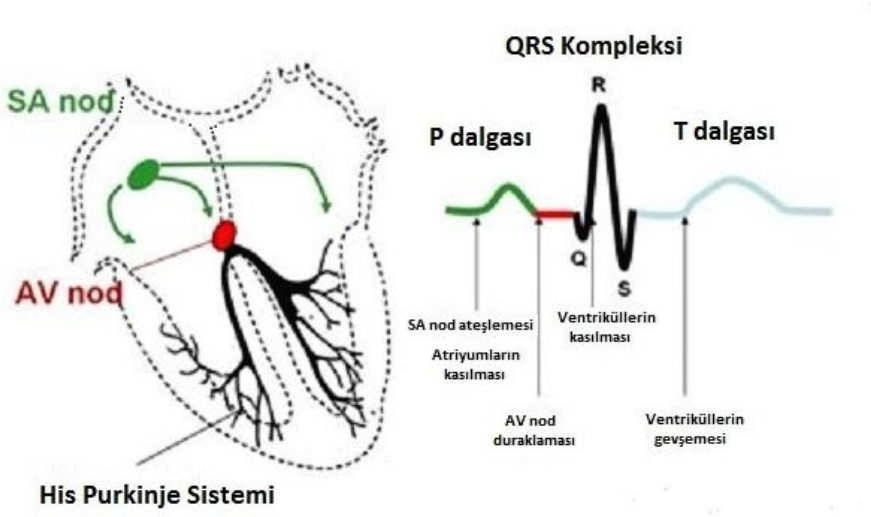
1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER ve LİTERATÜR ÇALIŞMASI

Bu bölümde, kalbin elektriksel işleyişinden ve bu sürecin çıktısı olan tepeler hakkında bilgi verilmiştir. Elektrokardiyogram işaretine etki eden gürültü türleri kısaca anlatılmıştır. Son olarak ise literatürde bu işarete etki eden gürültü türlerinin eliminasyonu ve işaretdeki QRS kompleksinin tespiti ile ilgili çalışmalar özetlenmiştir.

1.1. EKG İşareti ve Özellikleri

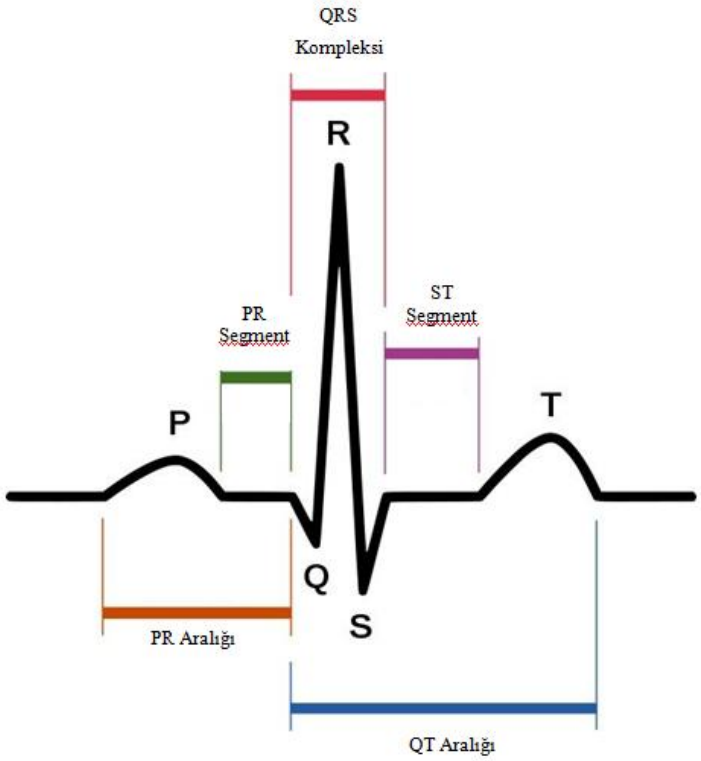
Kalp, insan vücudu için en önemli organdır. Kalbin elektriksel iletim sistemi, atriyoventriküler düğüm (AV nod, AV düğüm), sinoatriyal düğüm (sinüs düğümü, SA nod, SA düğüm), his purkinje sisteminden oluşur [13]. Şekil 1.1'de kalbin elektriksel iletim sisteminin bileşenleri ve bu iletimin sonucunda oluşan tepecikler gösterilmektedir.



Şekil 1.1. Kalbin elektriksel iletimi

Kalpteki elektriksel uyarı SA düğümünde başlar, kalbin kulakçıklarında yayılır ve AV düğümüne ulaşır. Bu esnada kalbin atriyumlarının (kulakçıkların) kasılmasını sağlar. Kalbin karıncıkları (ventriküller) ile kulakçıkları arasındaki elektrik iletimi sadece AV düğümünde gerçekleşir. AV düğümü elektriksel iletiyi biraz yavaşlattıktan sonra his demetine iletir. His demeti sol ve sağ dal olarak ikiye ayrılır. Bu dallar sürekli dallanarak hemen hemen bütün kalbi sarar. Purkinje sistemi sayesinde bütün kalp adalesi hücreleri elektriksel uyarıyı alırlar ve hemen hemen aynı anda kasılırlar. Bu da kalbin ventriküllerindeki kanın pompalanmasını sağlamış olur. [46]

Kalbin sağ kulakçığında bulunan SA düğümü tarafından üretilen düşük genliğe sahip potansiyeller, vücudun iletkenlik özelliğinden yararlanılarak kollara, bacaklara ve göğse yerleştirilen elektrotlar vasıtasıyla alınır ve genliği yükseltilerek kâğıt üzerine işlenir. Elektriksel değişimlerin kaydedilip görüntülenmesine elektrokardiyogram (Electrocardiogram, EKG), kullanılan cihaza ise elektrokardiyograf (Electrocardiograph) denir. EKG, kalbin elektrik potansiyellerinin yön, genlik ve zamana göre değişim bilgilerini içerir. Bu işaret sayesinde bireylerin genel sağlık durumu ve mevcut kalp rahatsızlıkları tespit edilebildiğinden sıklıkla tercih edilen bir teşhis yöntemdir. EKG'yi oluşturan dalga şekilleri bireyde çeşitli kalp hastalıkları ve anormallikleri olması durumunda değişir [2, 5, 6]. EKG işareti, periyodik olarak tekrarlanan P, QRS, T ve koşullu bir U dalgası dizisi ile karakterize edilir. Bu dalga dizisindeki PR aralığı, QRS aralığı, QT aralığı, ST aralığı, PR segmenti ve ST segmenti incelenerek kalbin durumu hakkında yorum yapılabilir [3,7,8]. Şekil 1.2'de EKG'yi oluşturan dizi gösterilmektedir.



Şekil 1.2. EKG işareti örneği

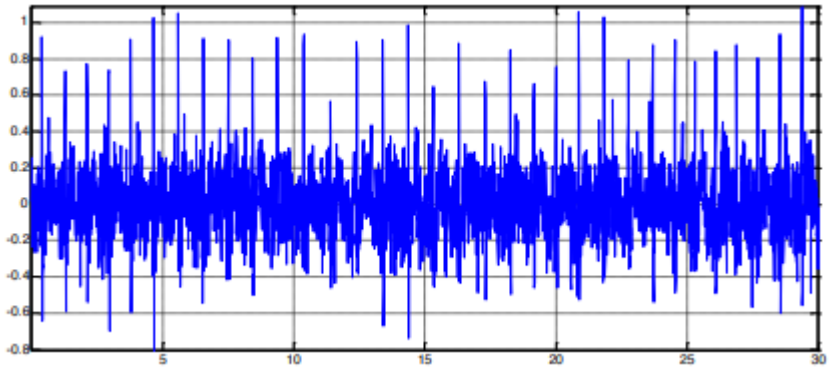
EKG işaretindeki dalgacıklar, kalbin depolarizasyon veya repolarizasyonu sonucu oluşur. Depolarizasyon kas kasılmasını temsil ederken, repolarizasyon ise kalp gevşemesini temsil etmektedir [2, 9]. Tablo 1.1'de EKG işaretindeki önemli tepeler ve süreleri hakkında bilgi verilmiştir.

Tablo 1.1. EKG işaretindeki tepelerin özellikleri [14]

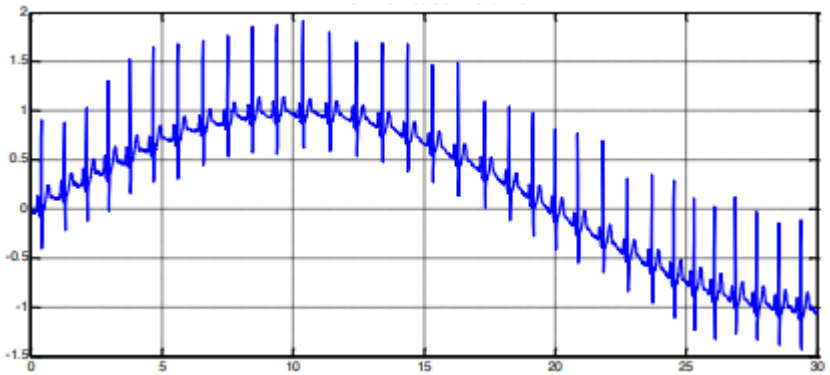
Özellik	Tanım	Süre
RR aralığı	İki R dalgası arasındaki aralıktır. Kalp atış hızını gösterir. Normal bireyde dinlenme anında kalp atış hızı 60 ila 100 bpm arasındadır.	0.6 s -1.2 s
P dalgası	Normal artiyal depolarizasyon sırasında, elektriksel darbe sinoatriyal düğümden atriyoventriküler düğümüne geçer ve sağ atriyumdan sol atriyuma yayılır. Bu da P dalgasını üretir.	80ms
PR aralığı	SA düğümden, AV düğümüne ve ventriküllere doğru hareket etmek için elektriksel dürtünün aldığı gecikmeyi temsil eder.	120ms-200ms
QRS	Sağ ve sol ventriküllerin hızlı depolarizasyonunu temsil eder. QRS kompleksi, P dalgasından daha büyük bir genliğe sahiptir.	80ms- 120ms

EKG'deki dalgacıklardan QRS en baskın ve çarpıcı olan dalga şeklidir. Ventriküler kasılma sırasında kalbin elektriksel aktivitesini yansıttığı için QRS'in oluşum şekli kalbin mevcut durumu hakkında birçok bilgi vermektedir. Karakteristik şekli nedeniyle de kalp hızının belirlenmesinde referans olarak kullanılır [10-12].

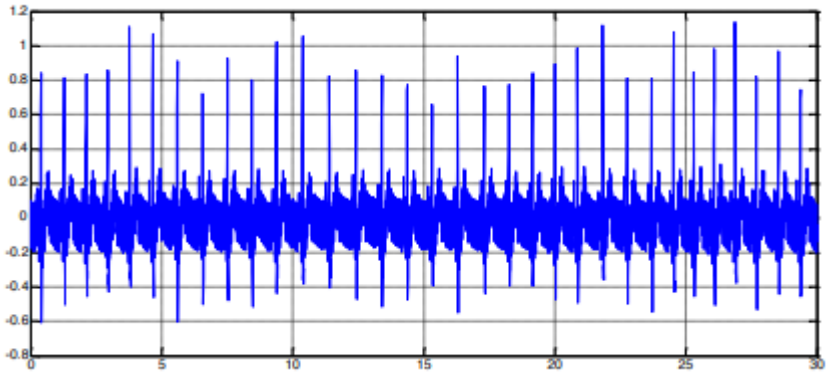
Genellikle EKG işareti 0,5-150 Hz frekans bandına sahiptir. Bu düşük frekans bandı nedeniyle de her zaman çeşitli gürültülerden etkilenmektedir. İşaret çevresel ve biyolojik kaynaklardan oluşan kas kasılması veya elektromiyografi (EMG), taban hattı kayması, elektrot hareketi ile elektrot-deri empedansındaki değişimlerin neden olduğu hareket artefaktları (anlamlandırılamayan yapay değişiklikler), güç hattı gürültüsü, elektrot temas gürültüsü ve enstrümantasyon gürültüsü gibi birçok farklı girişim tarafından bozulur [15]. Şekil 1.3'de EKG işaretine etki eden kas gürültüsü, Şekil 1.4'de taban hattı gürültüsü ve Şekil 1.5'de şebeke gürültüsü gösterilmektedir.



Şekil 1.3. Kas gürültüsü



Şekil 1.4. Taban hattı kayması



Şekil 1.5. Şebeke gürültüsü

Gürültü eliminasyonu, EKG'nin uzman tarafından anlaşılabilir bir işaret haline gelmesi için önemli bir prosestir. Zira, verimli şekilde gürültü eliminasyonu yapılmayan işaret ile hastalığın teşhisinin doğru tespiti mümkün değildir [12, 15].

1.2. Literatür Özeti

Literatürde, EKG işaretine girişimde bulunan gürültünün eliminasyonu ve QRS kompleksinin tespiti ile ilgili birçok çalışma bulunmaktadır. Gürültü gidermeyi amaçlayan öncü çalışmalar Wiener süzgeçleme ve Kalman süzgeçleme yöntemleridir [16, 17]. İşaret işleme alanında adaptif süzgeçler ve dalgacık dönüşümü tabanlı tekniklerin kullanımı çok yaygındır. Süzgeç bankalarına dayanan yöntemler EKG işaretinde bulunan özellikle P ve R dalgalarının genliklerini olumsuz etkilenmekte ve tespit edilen tepelerin doğruluk oranını azaltmaktadır [18, 19]. Ampirik mod ayrışımına (intrinsic mod functions, EMD) dayanan tekniklerin işaretdeki küçük değişiklikleri doğru tespit edememesi ve hesaplama karmaşıklığı gibi dezavantajları bulunmaktadır [20, 21]. EKG işaretinin durağan işaret yapısında olmamasından dolayı sadece frekans domeninde işlem yapan süzgeçler işaretin süreksiz olduğu noktalarda distorsiyona (biçimsel bozulma) ve önemli bilgilerin kaybolmasına neden olabilmektedir. Bu eksikliklerin giderimi için gürültü eliminasyonu ile ilgili çalışmalarda dalgacık dönüşümüne odaklanılmıştır. Karel ve arkadaşları varyansın maksimize edilmesi prensibine dayanan dalgacık türünün belirlenmesi için performans kriteri önermiştir [22]. EKG işaretine eklenen taban hattı kaymasının yok edilmesi için Von Borries ve arkadaşları iki kanallı süzgeç bankası geliştirmiştir [24]. Mahmoodabadi ve arkadaşları yüksek ölçeklerde dalgacık türü olan db4 (daubechies 4) ve db6

(daubechies 6)'yı kullanarak EKG işaretini süzgeçlemiştir [25]. Kania ve arkadaşları EKG işaretinden gelen gürültüyü azaltmak için uygun sayıda ayrıştırma seviyesine sahip ana dalgacığın (mother wavelet) doğru seçiminin önemini incelemiştir. Birinci ve dördüncü dekompozisyon seviyesinde db1 (daubechies 1), dördüncü dekompozisyon seviyesinde ise sym3 (symlet 3) ile en iyi sonucu elde etmiştir [26]. Tan ve arkadaşları EKG işaretine eklenen gürültülerin eliminasyonu için db ve sym dalgacıklarını kullanmış ve minimum bozulmayla EKG işaretini yeniden elde etmiştir [27]. Kumar ve arkadaşları EKG işaretindeki gürültünün eliminasyonu için evrensel, minimax, ve heusure eşikleme yöntemlerini kullanarak durağan dalgacık dönüşümü (stationary wavelet transform, SWT) ve ayrık dalgacık dönüşümü (discrete dalgacık dönüşümü, DWT) performansını işaret gürültü oranı (signal noise rate, SNR) yönünden karşılaştırmış ve zamanla değişmez olan SWT'nin daha iyi sonuç gösterdiğini ispatlamıştır [23]. Choukari ve arkadaşları klasik dalgacık dönüşümü ile beyaz gauss gürültüsünden (White Gauss Noise, WGN) etkilenmiş EKG'nin ayrışımının eksikliklerini tespit etmiş ve R tepesin yapısını bozmadan P ve T dalgalarını tespit etmek için yeni bir algoritma oluşturmuştur. Fakat algoritma ilk R tepesinin doğru tespitine bağlı doğruluk göstermektedir [28]. QRS kompleksinin fizyolojik olarak değişken olması ve EKG'ye farklı gürültülerin eklenmesi nedeniyle QRS'in tespit edilmesi sürecinde zorluklar bulunmaktadır. EKG işaretinde en baskın dalga olan QRS kompleksinin tespiti için literatürde genlik ve türev tabanlı, şablon eşleme, dijital süzgeç tabanlı, doğrusal olmayan dönüşüm tabanlı ve dalgacık tabanlı yöntemler kullanılmıştır [10]. Türev temelli yaklaşımlar türevlerin daha yüksek büyüklükleri veren operatörleri kullanan EKG işaretinin yüksek frekans içeriğine dayanmaktadır [29, 30]. Uygulama kolaylığı ve hesaplama karmaşıklılığının az olması nedeniyle bu yöntemler yaygın şekilde kullanılmaktadır. Şablon temelli yaklaşımlar standart QRS şablonunun birkaç EKG segmentiyle karşılaştırılmasına dayanan çapraz korelasyona dayanmaktadır, ancak düşük gürültü duyarlılığına sahip olmasının yanı sıra hesaplama açısından da karmaşıktır [31]. QRS kompleksini frekans içeriğine göre çıkarmak için dijital süzgecin kullanımı da sayısal olarak karmaşıktır [32]. Yapay sinir ağları (YSA - Artifical neural network - ANN) QRS kompleksini saptamak için kullanılmıştır [33]. R tepelerinin ve EKG'nin diğer zaman düzlemi özelliklerinin saptanması için istatistiksel temelli bir yaklaşım kullanılmıştır [34]. Bu yöntemle tespit edilen R tepeleri her zaman doğru sonuç vermemiştir. Literatürde RR aralıklarının işleyerek QRS'in tespit hassasiyetini

arttıran algoritmalar önerilmiştir [35]. Choukari ve arkadaşları P ve T dalgalarını tespit etmek için dördüncü ve beşinci dekompozisyon seviyesini, QRS kompleksini saptamak içinse ikinci seviye ayrışmayı kullanmışlardır. Algoritmada db5, db10, coif5, sym6, sym8, biorth5.5 dalgacıkları kullanılmış ve performans MSE ve SNR hesaplanarak karşılaştırılmıştır [36]. Saritha ve arkadaşları MATLAB ortamında daubechies ailesinden dalgacıklar kullanarak farklı tipte anormallikler tanımlamıştır [37]. Ingole ve arkadaşları EKG tepelerinin doğru tespit edilebilmesi için dalgacık dönüşümünü kullanmışlardır [38]. Bsoul ve arkadaşları QRS kompleksinin, P ve T dalgalarının dördüncü ayrışma seviyesinde yüksek doğrulukla elde etmek için Haar dalgacığını kullanmıştır [39]. Arif, EKG'den altı farklı tipte kalp atım ritmini sınıflandırmak için DWT ve temel bileşenler analizi (Principal component analysis, PCA) temelli bir yöntem önermişlerdir. Bu yöntemin amacı, karmaşıklığın azaltılması, doğruluğun arttırılması ve zamandan tasarruftur [40]. Goutham ve arkadaşları QRS kompleks tespiti için DWT uygulamasını göstermiştir [41]. Akshay ve arkadaşları, LABVIEW ortamında QRS morfolojisi saptaması için SWT uygulamasını göstermiştir [42]. Narayana dalgacık tabanlı algoritma ile QRS komplekslerinin tespiti için AF2 algoritması/Pan-Tompkins algoritmaları ile dalgacık tabanlı algoritmayı karşılaştırırken, dalgacık tabanlı algoritma ile EKG işaretleri için daha iyi sonuçlar elde etmiştir [43]. Nagendra ve arkadaşları dergilerde ve konferanslarda yayınlanan bazı dalgacık tekniklerine genel bir bakış sağlar ve ayrıca DWT (ayrık dalgacık dönüşümü) ve SWT (sabit dalgacık dönüşümü) uygulamalarını göstermiştir [44]. Kumari ve arkadaşları kardiyak işaretler (kalp hastalığı olan işaret) için dalgacık tabanlı ortogonal süzgeç bankası kullanan bir yöntem sunmuştur [45] .

2. BÖLÜM

FOURİER DÖNÜŞÜMÜ ve DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ

Bu bölümde işaret türleri, işaret işlemede önemli dönüşümlerden olan Forier dönüşümünden bahsedilmiştir. Fourier dönüşümüne alternatif olarak literatüre kazandırılan dalgacık dönüşümü, dalgacık dönüşümü türleri ve dalgacık ailelerinden bahsedilmiştir.

2.1. İşaret Türleri ve İşaret İşleme

İşaret; zaman, uzay ya da başka bir değişkene göre değişiklik gösteren rastgele veya deterministik değerler alan fiziksel bir niceliktir. İşaret işleme, mühendislik alanından tıp alanına, deprem biliminden arkeolojiye geniş bir yelpazede kullanım alanı bulunmakta ve her geçen gün gelişmektedir [48]. İşaretler; sürekli-ayrık, analog-dijital, gerçek-karmaşık, belirli-rastgele, tek-çift, periyodik-periyodik olmayan, enerji ve güç işaretleri olarak gruplandırılır [49, 50].

Bir işaret sonlu ve sonsuz aralıktaki bütün değerleri alabiliyorsa sürekli işaret veya analog işaret olarak tanımlanır. Eğer işaret sonlu değer kümesindeki değerleri alabiliyorsa ayrık ya da dijital işaret olarak tanımlanır. Bir işaretin işlenebilmesi için işaretin, sayısal işaret biçiminde olması gerekir. Bu nedenle eğer işaret analog işaret ise önce örnekleme, sonra niceleme yapılarak sayısal işarete dönüştürülmesi gerekmektedir [50, 51].

2.2. Fourier Dönüşümü ve Dalgacık Dönüşümü

Veri çözümleme, seçilen uygun bir dönüşüm yardımı ile işarette mevcut olan önemli verileri elde etmek olarak tanımlanabilir [4]. İşaret işlemede yüzyıllardan beri etkili şekilde kullanılan yöntem sayısal analize dayanan Fourier serileri ile yapılan analizdir [52, 53]. Günümüzde ise, birçok fiziksel büyüklük sürekli ve ayrık işaret olarak

gösterilmekte ve bu işaretlerin analizinde yaygın olarak dalgacık analizi kullanılmaktadır.

2.2.1. Fourier Dönüşümü

Fourier serilerinin temel mantığı periyodik bir fonksiyonu sinüs ve kosinüs fonksiyonlarının toplamı şeklinde ifade etmektir. Farklı bir ifade ile Fourier ile periyodik bir işareti sonsuz sayıdaki kompleks üstel fonksiyonların toplamı şeklinde ifade edilebilir.

Zamana bağlı ve 2π periyotlu fonksiyonlar için Fourier serisi Eşitlik (2.1)'de verilmiştir.

$$f(x) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty}(a_n\, cos(nx) + b_n\, sin(nx)) \qquad (2.1)$$

Yukarıdaki eşitlikte *f*(*x*) ifadesi periyodu 2π olan bir fonksiyonu, a_0, a_k ve b_k katsayıları ise Fourier katsayılarını ifade etmektedir.

Fourier katsayılarının elde edilmesinde kullanılan Eşitlikler (2.2), (2.3) ve (2.4)'de verilmiştir. Eşitlikler sonucunda fonksiyon harmonik taban fonksiyonları türünde ifade edilecek katsayılar elde edilir.

$$a_0 = {}^{1}/_{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x)dx \qquad (2.2)$$

$$a_n = {}^{1}/_{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x)\, cos(nx)\, dx \qquad n \geq 0 \qquad (2.3)$$

$$b_n = {}^{1}/_{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x)\, sin(nx)\, dx \qquad n \geq 1 \qquad (2.4)$$

Açılım sonucu elde edilen katsayılar, fonksiyonun tek ya da çift olması durumunda tek bir harmonik cinsinden hesaplanabilmektedir. Fonksiyon tek fonksiyon ise Eşitlik (2.5)'de gösterildiği sinüslü terimlerden oluşur. Eğer fonksiyon çift fonksiyon ise Eşitlik (2.6) kosinüslü terimlerden oluşur.

Tek fonksiyon olan *f*(*x*) : $\int_{-\pi}^{\pi} f(x)dx = 0$ ise;

$$f(x) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty}\left[b_n \sin\left(\frac{n\pi x}{a}\right)\right] \qquad (2.5)$$

Çift fonksiyon olan f(x): $\int_{-\pi}^{\pi} f(x)dx = 2\int_{0}^{a} f(x)dx$ ise;

$$f(x) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \left[a_n \cos\left(\frac{n\pi x}{a}\right) \right] \quad (2.6)$$

Fourier serileri yardımı ile oluşan Fourier dönüşümü (Fourier transform) en basit tanımla işareti zaman ortamından frekans ortamına dönüştürür.

Aşağıda zaman domeninde $x(t)$ işaretinin frekans domeninde $X(\omega)$ Fourier dönüşümü ile elde edilmesi Eşitlik (2.7)'de, ters Fourier dönüşümü (inverse fourier transform) ise Eşitlik 2.8 ile gösterilmektedir.

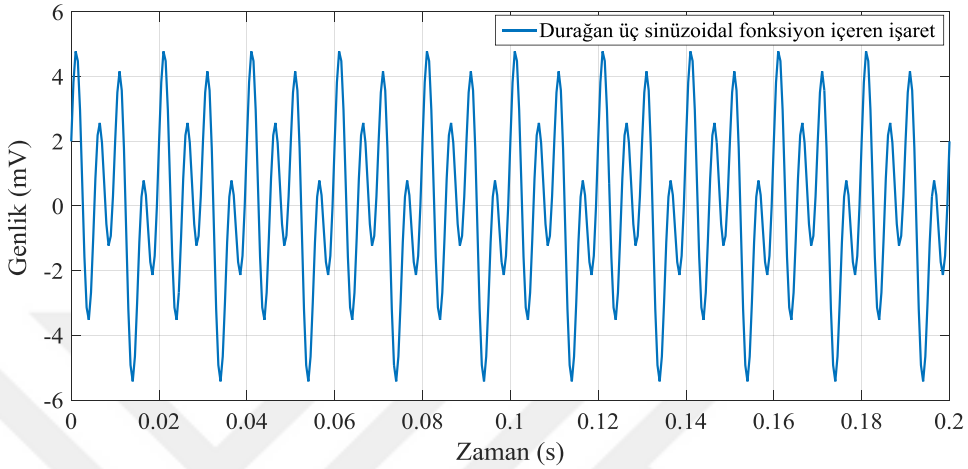
$$X(\omega) = F\{x(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\, e^{-j\omega t} dt \quad (2.7)$$

$$x(t) = F^{-1}\{X(w)\} = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(w)\, e^{jwt} dw \quad (2.8)$$

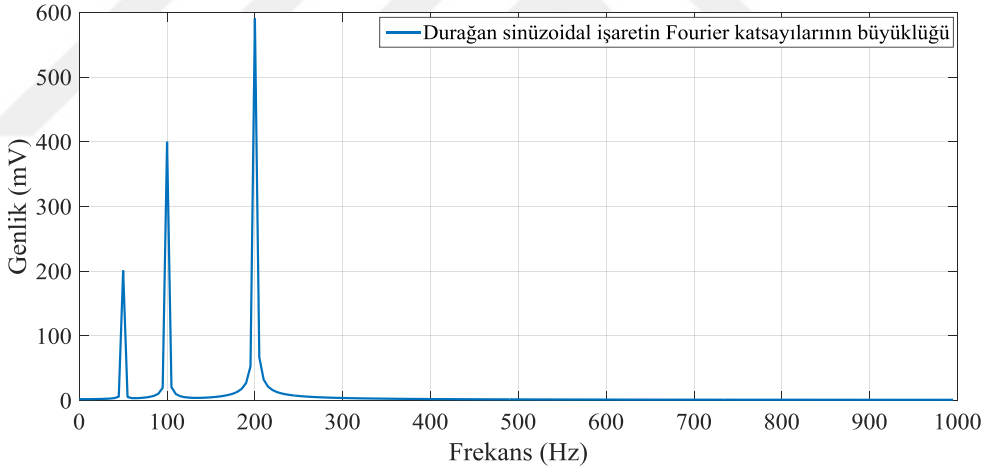
Fourier dönüşüm tekniği, işaretin içerdiği frekans bileşenlerinin belirlenmesini sağlar. Fakat dönüşüm ile frekans değerleri belirlenebilmesine rağmen kritik bir dezavantaj bulunmaktadır. Dönüşüm kullanılarak zaman ekseninden frekans eksenine geçişte zaman bilgisi yok olurken zaman bilgisine ait frekans bilgisi kalır. Farklı bir ifade ile Fourier dönüşümü sayesinde işareti oluşturan frekans bileşenleri tespit edilebilirken bu frekans bileşenlerinin hangi zaman aralığında olduğu bilgisine ulaşılamaz. Durağan işaretlerde bu durum önemli bir husus değildir. Çünkü durağan işaretlerde bulunan frekanslar zaman ekseni boyunca yayılmakta ve böylece durağan işaretlerde frekans bilgisi zamana göre değişmemektedir. Yani herhangi bir zaman aralığı incelendiğinde tüm frekanslar görülebilmektedir. Durağan işaretlerin aksine eğer işaretin frekansı zamana göre değişiyorsa yani durağan olmayan bir işaret ise Fourier dönüşümü ile sadece işaretde bulunan spektral bileşenler tespit edilebilir fakat bu spektrallerin zamanı hakkında bilgi elde edilemez [4, 53, 54].

Fourier dönüşümünün durağan ve durağan olamayan işaretlerdeki durumunu Matlab programı kullanılarak incelenmiştir. 50 Hz, 100 Hz, 200 Hz'lik sinüzoidal işaretler ile durağan ve durağan olmayan türde oluşturulmuştur. Şekil 2.1'de durağan sinüzoidal işaret gösterilirken, Şekil 2.2'de bu işaretin Fourier dönüşümü çıktısı gösterilmiştir. Şekil 2.2'e bakıldığında işareti oluşturan tüm frekanslar görülmektedir.

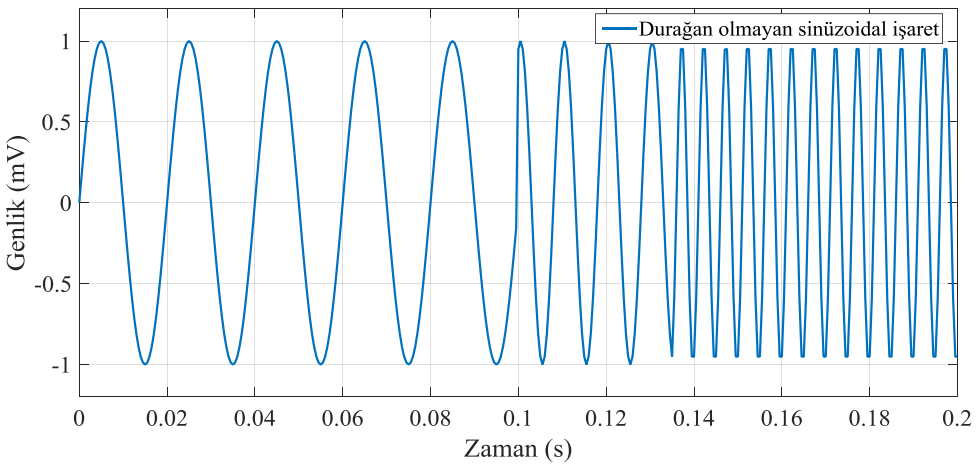
Şekil 2.3'de durağan olmayan sinüzoidal işaret gösterilirken, Şekil 2.4'de Fourier dönüşümü çıktısı gösterilmektedir. Ani frekans değişimlerinden dolayı Şekil 2.4'de dalgalanmaların meydana geldiği ve frekansların net tespit edilemediği görülmektedir.



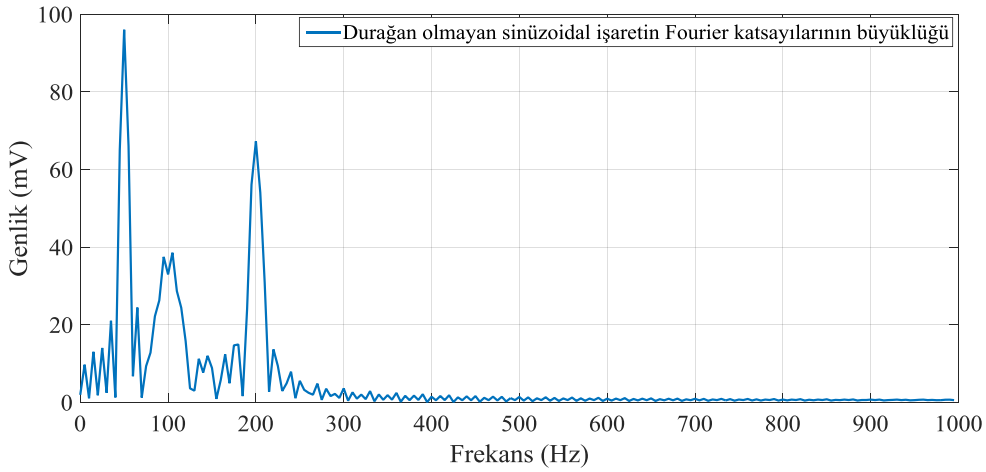
Şekil 2.1. Durağan üç sinüzoidal fonksiyon içeren işaret



Şekil 2.2. Durağan sinüzoidal işaretin Fourier katsayılarının büyüklüğü



Şekil 2.3. Durağan olmayan sinüzoidal işaret

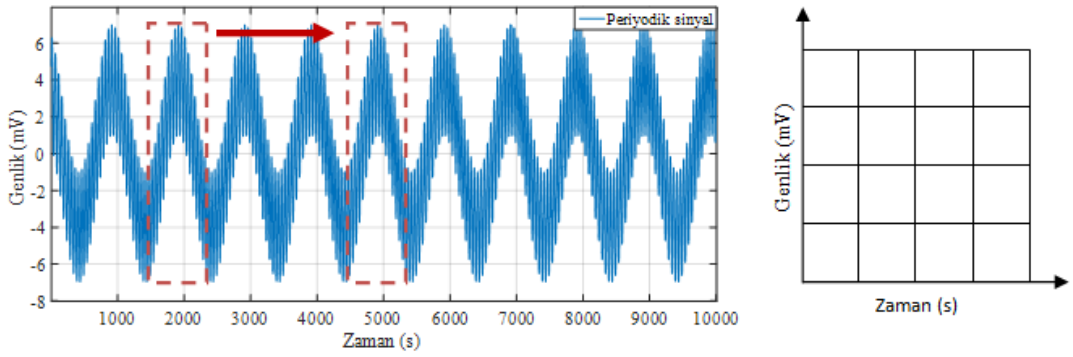


Şekil 2.4. Durağan olmayan sinüzoidal işaretin Fourier katsayılarının büyüklüğü

Yaygın olarak kullanılan birçok işaret eğim, kırılma, anlık değişim gibi geçici özelliklerin yanı sıra önemli sayılabilecek durağansızlıklara sahiptir [54, 55]. Bu nedenle de hem frekans domeninde hem de zaman domeninde çözünürlük verebilen analiz yöntemine ihtiyaç duyulmuştur ve bu nedenle kısa zamanlı Fourier dönüşümü (Short time Fourier transform-KZFD) geliştirilmiştir [56].

2.2.1.1. Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü

Fourier dönüşümünde zaman ekseninden frekans eksenine geçişte zaman bilgisinin yok olması ve Fourier dönüşümü ile sadece frekans bileşenlerini elde edilebildiği bir önceki bölümde bahsedilmişti. Fourier dönüşümündeki en büyük eksiklik olan zaman bilgisine olan ihtiyaçtan dolayı KZFD, Fourier dönüşümüne alternatif olmuştur.



Şekil 2.5. Kısa zamanlı Fourier dönüşümünde pencereleme

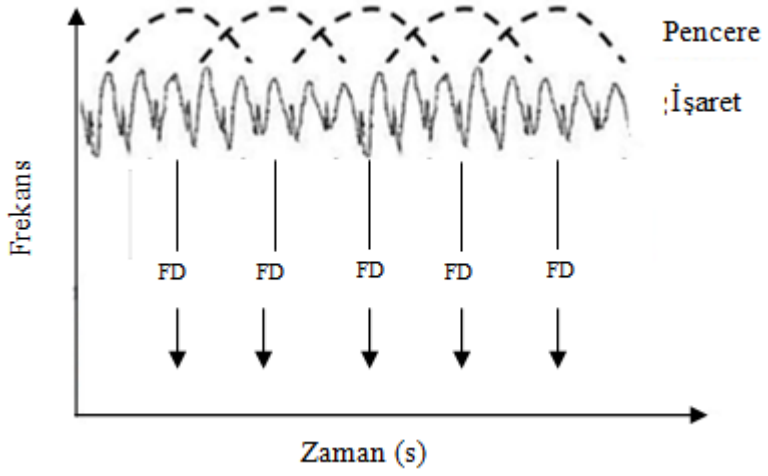
KZFD'nin Fourier dönüşümünden farkı işareti pencereler yardımı ile kesitlere ayırarak incelemesidir. Seçilen pencere fonksiyonu, işaret üzerinde zaman ekseni boyunca kaydırılarak pencere genişliği içerisinde kalan her bir kesit ayrı ayrı Fourier dönüşümüne tabi tutularak zaman-frekans matrisi elde edilir. Şekil 2.5'de bu durum gösterilmiştir. Kısa zamanlı Fourier dönüşümünün işleyişi genel olarak, seçilen pencere fonksiyonu işaretin t=0 başlangıç noktasına konulur ve Fourier dönüşümü yapılır. Pencerenin taradığı kısımların durağan olduğu kabul edilir. Dönüşüm yapıldıktan sonra pencere τ_1 kadar ötelenerek pencere yeni bir konuma getirilir ve bu yeni nokta için Fourier dönüşümü yapılır. Bu işlem işaretin son kısmına kadar devam ettirilir.

$$x(t)_{KZFD} = \int_{\infty}^{-\infty} x(t)\omega(t-\tau)e^{-j\omega t}\,dt \qquad (2.9)$$

Eşitlik (2.9)'da işaretin kısa zamanlı fourier dönüşümü görülmekte ve τ, t üzerinden öteleme miktarını , ω pencere fonksiyonunu, $x(t)$ fonksiyonu ifade etmektedir [53].

KZFD'nin ayrık formu Eşitlik (2.10)'da gösterildiği gibidir.

$$x[n]_{KZFD} = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]\omega[n-m]e^{-j\omega n} \qquad (2.10)$$



Şekil 2.6. KZFD'de pencereleme işlemi [57]

KZFD'de kullanılan pencere fonksiyonu öteleme işleminde pencere genişliği kadar kaydırılmaz. Belirli aralıkta kullanılan pencerenin kapsadığı veri noktalarının bir kısmı Şekil 2.6'da da görüldüğü gibi diğer pencere tarafından da kapsanır. Bu işlemin amacı,

pencere fonksiyonunun sıfıra yaklaştığı noktalarda veri noktalarının hesaplama dışında kalmamasını sağlamaktır.

KZFD dönüşümü ile incelenecek olan işaret durağansızlıklar içermesi durumunda, Fourier dönüşüme benzer sorunla karşılaşılır. KZFD ile belirli bir frekansın hangi zaman noktasında meydana geldiği değil sadece mevcut olduğu zaman aralığındaki frekans bileşenleri belirlenebilir [54, 58, 59]. KZFD işaretin ne zaman ve hangi frekanslarla oluştuğu hakkında bilgi verir fakat bu bilgi sınırlı doğrulukla elde edilir. Çünkü doğruluk seçilen pencerenin boyutu ile ilgilidir. Yani işarette bulunan yüksek ve düşük frekanslı bileşenler aynı analiz parametreleri ile hem frekans ekseninde hem de zaman ekseninde aynı netlikte tespit edilememektedir. Yüksek ve alçak frekans bileşenleri için ayrı pencere genişliğinin kullanılması mümkün değildir. Bu durum KZFD'de çözünürlük problemini meydana getirmektedir. Seçilen pencerenin genişliği arttıkça frekans eksenindeki çözünürlük kalitesi artmakta fakat zaman eksenindeki çözünürlük kalitesi düşmektedir. Bu durumun tersi olarak KZFD' de kullanılan pencere genişliği azaltılırsa bu kez daha kaliteli bir zaman çözünürlüğü elde edilirken frekans çözünürlüğü azalır.

KZFD, hem zaman hem de frekans ekseninde çalışarak zaman-frekans bileşenleri arasında bir uyum yakalasa da yüksek frekanslı ve düşük frekanslı işaretleri incelerken sürekli pencere değişimi nedeniyle farklı bir dönüşüme ihtiyaç duyulmuştur. Bu ihtiyaç için dalgacık dönüşümü ortaya atılmıştır. Genel olarak dalgacık dönüşümü, KZFD'ye benzer olsa da KZFD'den üstünlüğü çözünürlük problemine çözüm sunabilmesidir. Dalgacık analizinde pencereler yerine dalgacıklar kullanılarak zaman-ölçek analizine olanak sağlanır ve durağan ya da durağan olmayan işaretler analiz edilerek dönüşüm boyunca tüm frekans-zaman bilgisi korunur [4, 53].

2.2.2. Dalgacık Dönüşümü ile ilgili Matematiksel İfadeler

Dalgacık analizi, dalgacık fonksiyonu ile zaman serisinin iç çarpıma tabi tutulması temeline dayanmaktadır. Dalgacık dönüşümlerinde iç çarpım; iki vektörün veya fonksiyonun birbirine ne kadar benzer olduğunu belirlemede kullanılır. Dalgacık dönüşümünü daha iyi anlayabilmek için iç çarpımın vektörler, fonksiyonlar ve matrisler arasında gerçekleşmesini incelemek faydalı olacaktır.

2.2.2.1. İç Çarpım

x ve y vektörleri nxn boyutlu uzayda tanımlı ve sırasıyla $x=(x_1, x_2, \ldots, x_n)$ ve $y=(y_1, y_2, \ldots, y_n)$ olmak üzere *x* ve *y* vektörlerinin iç çarpımı Eşitlik (2.11)'deki gibidir.

$$< x, y >= x_1 y_1 + x_2 y_2 + \cdots + x_n y_n \tag{2.11}$$

İç çarpım sonucu skaler bir büyüklüktür ve bu skaler büyüklük vektörlerin arasındaki açının kosinüs değeri ile iki vektörün uzunlukları çarpımına eşittir.

Kompleks vektör uzayları için iç çarpım hesaplanması gerektiğinde vektörlerden biri ile diğerinin eşleniği çarpılarak elde edilir. Bu eşlenikli çarpmanın amacı sonucun negatif olmamasını sağlamaktır.

Dalgacık katsayılarının oluşmasının sebebi olan, işaret ile dalgacık fonksiyonunun çarpımının sonucu olduğu için fonksiyonlarda iç çarpımı bilmek ilerleyen bölümde anlatılan dalgacık dönüşümüne temel oluşturacaktır.

f(*x*) ve *g*(*x*) fonksiyon olmak üzere ve *m*, *n* aralığında iki fonksiyonun iç çarpımı Eşitlik (2.12)'de gösterildiği gibidir.

$$< f(x), g(x) >= \int_n^m f(x) g(x) dx \tag{2.12}$$

Şeklinde hesaplanır. Kompleks fonksiyonlar olması durumunda *g*(*x*) yerine eşleniği olan $g(x)^*$ kullanılır.

M_{nxn} matris uzayında tanımlı A ve B matrisleri ve sırasıyla $A=(a_{ij})_{nxn}$ ve $B=(b_{ij})_{nxn}$ 'nin iç çarpımı Eşitlik (2.13)'deki gibidir.

$$< A, B >= \sum_{i=1}^{n} \sum_{j=1}^{n} a_{ij}\, b_{ij} \tag{2.13}$$

2.2.2.2. Ortogonal ve Ortonormal

Ortogonallik, iç çarpım uzayında tanımlı iki vektörün geometrik olarak birbirine dik olması durumudur. İki vektörün iç çarpımı sıfıra eşit ise o iki vektör birbirine ortogonal (dik)'dir. Dalgacık analizinde kullanılacak taban fonksiyonların ortogonal olması istenir. $\|v\|$, $\|w\|$ *v* ve *w* vektörlerine ait norm ve ayrıca θ vektörler arasındaki açı olmak üzere kosinüs kuralı Eşitlik (2.14)'de gösterildiği gibidir.

$$< v, w > = \| v \| \| w \| cos\theta \quad (2.14)$$

Vektörler arasındaki açı 90 derece olması durumunda iç çarpım 0 olur ve bu durumda iki vektörün dik olduğu ve ortogonal oldukları anlamına gelmektedir.

Ortonormal kavramı ise ortonormallik özelliğine ek olarak vektörlerin veya fonksiyonların uzunluklarının da bir olmasıdır. Bu durum Eşitlik (2.15)'de gösterilmiştir.

$$\| x \| = \sqrt{x_1^2 + x_2^2 + \cdots + x_n^2} = 1 \quad (2.15)$$

2.2.2.3. Konvolüsyon

Dalgacık dönüşümünde kullanılan ana dalgacık işaret üzerinde kaydırılarak dalgacık katsayıları elde edilir. Dalgacık katsayıları konvolüsyon sonucu elde edilir.

Sürekli fonksiyonlar için konvolüsyonun en genel tanımı Eşitlik (2.16)'da gösterildiği gibidir.

$$f(t) * g(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\tau)\, g(t-\tau) d\tau \quad (2.16)$$

Konvolüsyon sonucu elde edilen katsayılar ne kadar büyük ise dalgacık ile işaretin o kadar çok benzer olduğu ifade edilir. Aynı şekilde konvolüsyon değeri ne kadar düşük ise benzerliğin o kadar az olduğu ifade edilir [53, 54].

Konvolüsyonun sonlu aralıkta olası durumunda Eşitlik (2.17)'deki gibi hesaplanır.

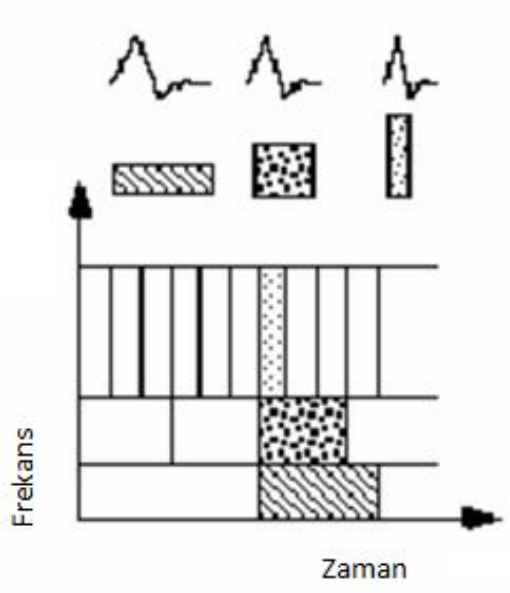
$$(f * g)(t) = \int_0^{\mathrm{t}} f(\tau)\, g(t-\tau) d\tau \quad (2.17)$$

2.2.3. Dalgacık Dönüşümü

Fourier dönüşümündeki eksikliklerin giderilebilmesi için ortaya atılan KZFD'nin penceleme tekniği aynı anda hem yüksek hem de düşük frekanslı bileşenleri inceleyememektedir. Dalgacık dönüşümü değişken pencereleme tekniği ile Fourier ve KZFD'nin çözüm üretemediği zaman belirsizliği sorununu çözerek işaret analizi yöntemlerine yeni bir bakış açısı getirmiştir.

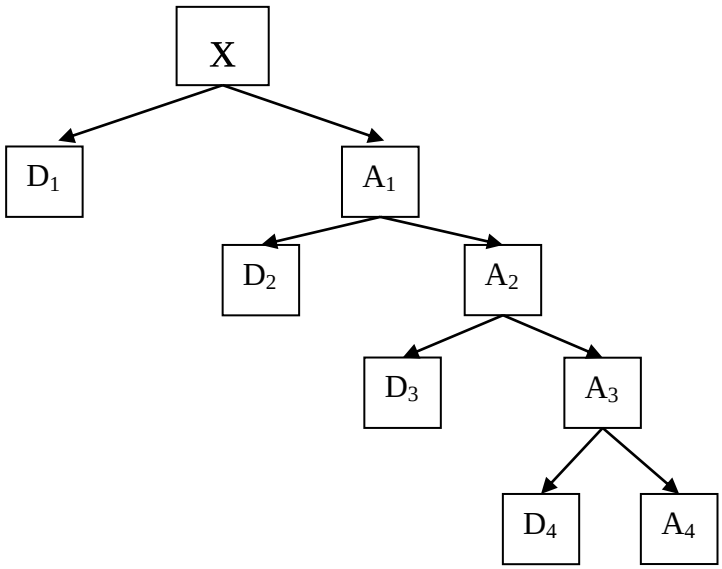
Dalgacık dönüşümü işaretin zaman-frekans analizinin yapılması için kullanılan bir yöntemdir. Sismik işaretlerin incelenmesi aşamasında karşılaşılan sorunlar sürekli dalgacık dönüşümünün ortaya çıkmasına neden olmuştur. Daha sonra farklı işaretler için de uygulanabilir olduğu görülmüştür [4, 60, 61]. Bunlara ek olarak süreksizliğin önemli bir durum olduğu EKG işaretlerindeki gürültünün giderimi işleminde de dalgacık dönüşümünün verimli olduğu görülmüştür [4, 62].

Durağan olmayan işaretlerin verimli bir şekilde analiz edilebilmesi için işaretin farklı bölgelerinde farklı frekanslara uyum sağlayabilen fonksiyona ihtiyaç duyulmuştur. Dalgacık fonksiyonu bu ihtiyacı çoklu çözünürlük (Multi-resolution) prosesi ile karşılamaktadır [117]. R^2'de tanımlı bir fonksiyon, örnekleme teoremi yardımı ile ayrık veri noktaları ile temsil edilebilmektedir. Örnekleme frekansı arttıkça çözünürlük artmakta ve bu da işaretin daha iyi temsil edilebilmesini sağlamaktadır. Dalgacık dönüşümünün aksine Fourier dönüşümü tek bir çözünürlükte çalışmaktadır. Örnekleme teoremine göre bir işaret, bant sınırlı süzgeç işlevi gören fonksiyonlar ile ifade edilir. Bu fonksiyonlar daha sonra çözünürlüğü ve ölçeklendirilmesi uygun olarak ayarlanmış aynı uzayda alt fonksiyonlar şeklinde ifade edilirler. Dalgacık türü olan daubechies kullanılarak çoklu çözünürlük yapısı Şekil 2.7'de gösterilmiştir. Burada dalgacığın değişen frekanslarda analiz yapabileceği gösterilmektedir.



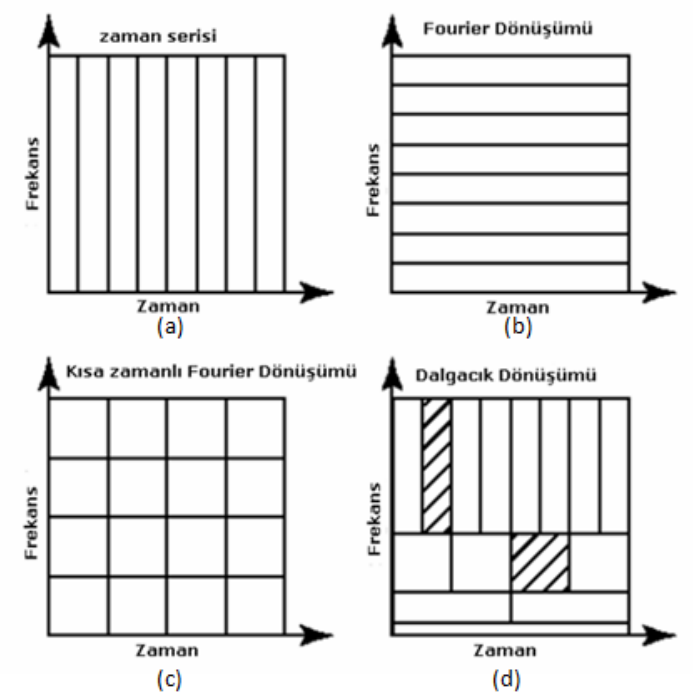
Şekil 2.7. Daubechies ile dalgacık analizi [65]

Dalgacık dönüşümüne uyarlanmış çoklu çözünürlük analizinde, bir süzgeçli ayrışım işlemi ardışık şekilde yapılmaktadır. İşarete bir süzgeçli ayrışım işlemi uygulandığında ayrışım sonucunda detay (D_n) ve yaklaşıklık (A_n) bileşeni elde edilir. Her ayrışım sonucunda elde edilen yaklaşıklık bileşeni tekrar süzgeç kullanarak ayrıştırılır ve böylece yeni yaklaşıklık ve detay bileşenleri elde edilir [53]. Dördüncü seviyeden bu akış Şekil 2.8'de gösterilmiştir.



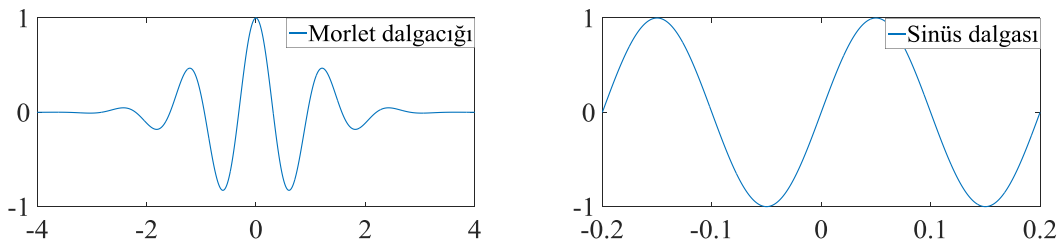
Şekil 2.8. Dalgacık dönüşümü çoklu çözünürlük analizi

Fourier dönüşümü ve KZFD'nin aksine dalgacık dönüşümü zaman-frekans eksenini bölgesinde değil, zaman-ölçek ekseninde çalışır. Böylece de düşük frekanslarda uzun zaman aralıklı, yüksek frekanslarda ise kısa zaman aralıklı pencereleme yapabilme imkanına sahip olur. Bu durumun anlaşılabilmesi için Şekil 2.9'da dönüşüm türleri zaman-frekans çözünürlü açısından incelenmiştir. Zaman serisinde (Şekil 2.9.a) frekans çözünürlüğü sıfır iken, Fourier dönüşümünde (Şekil 2.9.b) zaman çözünürlüğü sıfırdır. KZFD (Şekil 2.9.c)'de zamana bağlı çözünürlük mevcuttur fakat frekans çözünürlüğü gibi sabittir, dalgacık dönüşümünde (Şekil 2.9.d) ise hem zaman hem de frekans çözünürlüğü mevcuttur.



Şekil 2.9. Dönüşüm türlerinin zaman-frekans çözünürlüğü bakımından karşılaştırılması

Analizlerde kullanılan dalga ile dalgacık farklı kavramları ifade etmektedir. Dalgacık, başlangıç ve bitiş noktası bulunan ve ortalama değeri sıfır olan bir fonksiyondur. Dalgacık fonksiyonu, genlik ekseninin pozitif ve negatif yönlerinde salınım yapabilmeli ve bu salınım zaman ekseninde ilerledikçe genlik ekseninde sıfıra oturarak sona ermelidir. Dalgacık, düzensiz yapıya sahip ve asimetriktir. Sinüzoidal dalga ise, sınırı olmayan genlik ekseninde ±∞' da salınım yapan düzgün bir dalgadır. Dalgacık analizinin temelinde yatan mantık ölçeğe göre analiz yapmaktır. Şekil 2.10'da dalgacık ve dalga örneği gösterilmiştir. Fourier analizinde olduğu gibi sinüs temel fonksiyonları ile değil de dalgacık fonksiyonları kullanıldığından süreksizlikler içeren veri grupları için uygun bir yöntemdir.



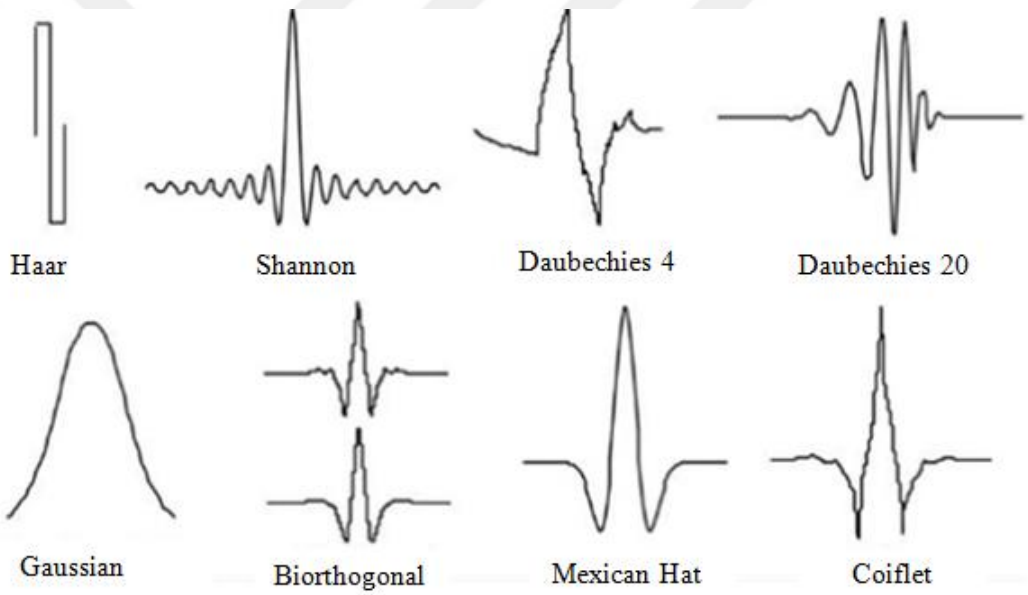
Şekil 2.10. Morlet dalgacığı ve sinüs dalgası

Dalgacık olma şartları Eşitlik (2.18)'de ve Eşitlik (2.19)'da gösterilmiştir.

$$\int_{-\infty}^{\infty} \Psi(\mathrm{x})\mathrm{dx} = 0 \tag{2.18}$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \Psi^2(\mathrm{x})\mathrm{dx} = 1 \tag{2.19}$$

Bahsedilen şartları sağlayan fonksiyon ana dalgacık ($\Psi(x)$) olarak adlandırılır. Bu özellikleri sağlaması bir fonksiyonun ölçeklenebilirliğini, dönüştürülebileceğini ve ters dönüşümünün de mevcut olduğunu gösterir. Ana dalgacığın ötelenmesi, dönüştürülmesi ile dalgacık aileleri oluşur [54, 63]. Şekil 2.11'de dalgacık ailelerine örnekler verilmiştir.

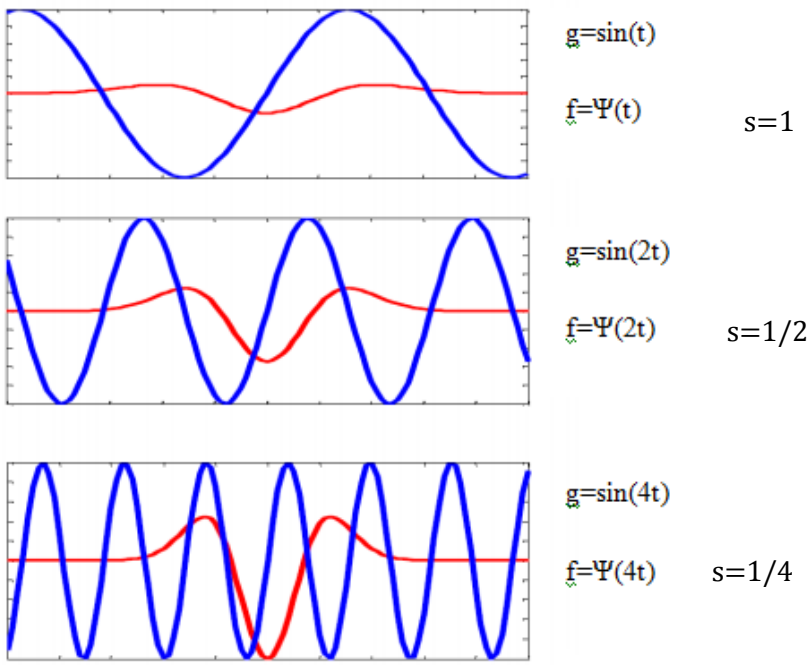


Şekil 2.11. Dalgacık türleri

2.2.4. Ölçekleme ve Öteleme

KZFD'deki sabit pencerelemenin dezavantajı, dalgacık dönüşümünün ölçekleme ve öteleme yeteneği ile giderilir. Ölçekleme bir fonksiyonun sıkıştırılması veya genişletilmesi işlemidir. Dalgacık dönüşümünde ölçek '*s*' ile gösterilir ve pozitif bir niceliktir (*s*>0). Ölçek ile frekans arasında ters ilişki vardır. Büyük ölçekler düşük frekanslara, küçük ölçekler ise büyük frekanslara karşılık gelmektedir. Eğer büyük ölçek kullanılırsa işaret içerisindeki düşük frekanslar daha iyi analiz edilebilir. Bunun tersi de doğrudur [4, 50]. Ölçekleme yaparken, ölçeklendirilmiş işaretin uzunluğu,

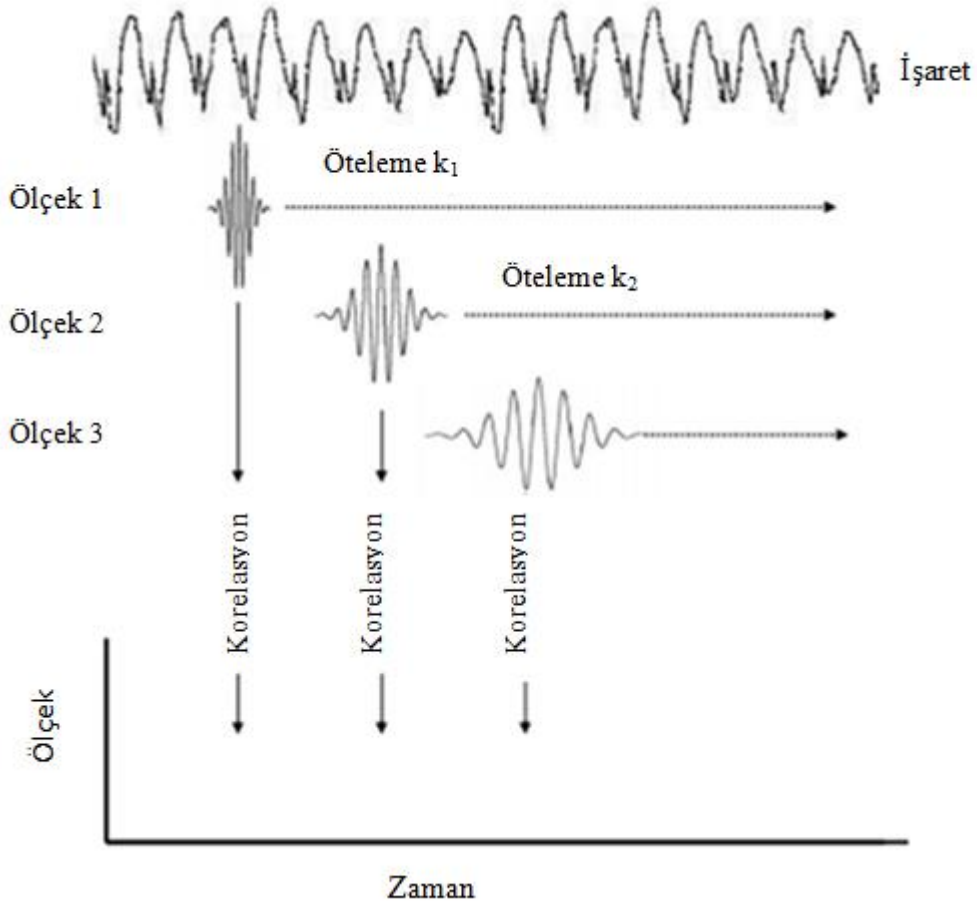
analiz edilen zaman serisinden uzun olmamalıdır yani zaman serisi içinde dalgacık en az iki salınım yapmalıdır. Öteleme zaman ekseninde kaymaya karşılık gelir ve işaretin adım adım taranmasını sağlar. Ölçekleme fonksiyonu (Scaling function, ϕ) zaman serisinin alçak frekansa sahip genel özelliklerini temsil ederken, ana dalgacık fonksiyonu yüksek frekansa sahip zaman serisinin özelliklerini temsil etmektedir [53, 54, 63,64].



Şekil 2.12. Sinüs ve dalgacık fonksiyonu için ölçekleme parametresinin değişimi

Şekil 2.12'de ölçekleme oranı s=1, 1/2, 1/4 için sinüs ve dalgacık işareti çizdirilmiştir. Her fonksiyon ölçeklendirilemez. Sinüsoidal bir işaretin frekansının artırılması, dalgacığın ölçeğinin azaltılmasına benzerdir [4].

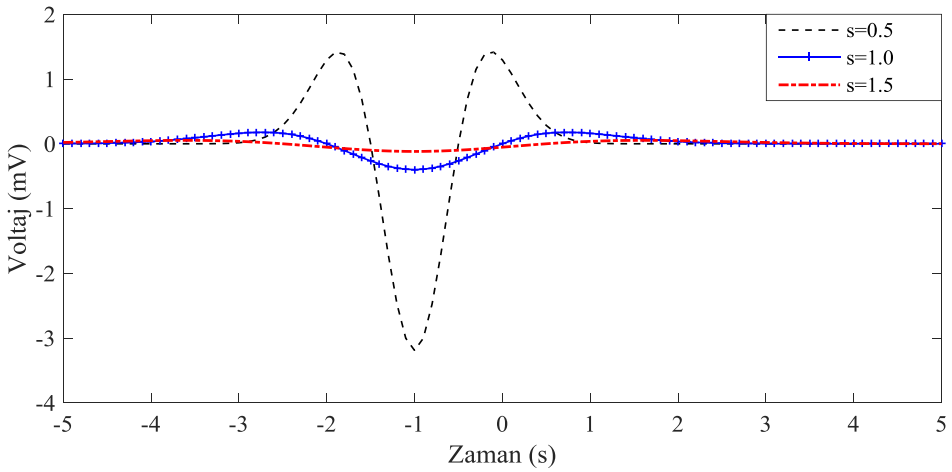
Matematiksel olarak dalgacık fonksiyonunun zaman ekseninde k birim kaydırılmış hali $\Psi(t\text{-}k)$ şeklinde ifade edilir ve k bütün reel sayı değerlerini alabilir. Ölçekleme ve öteleme işlemi işaret üzerinde Şekil 2.13'de gösterilmiştir.



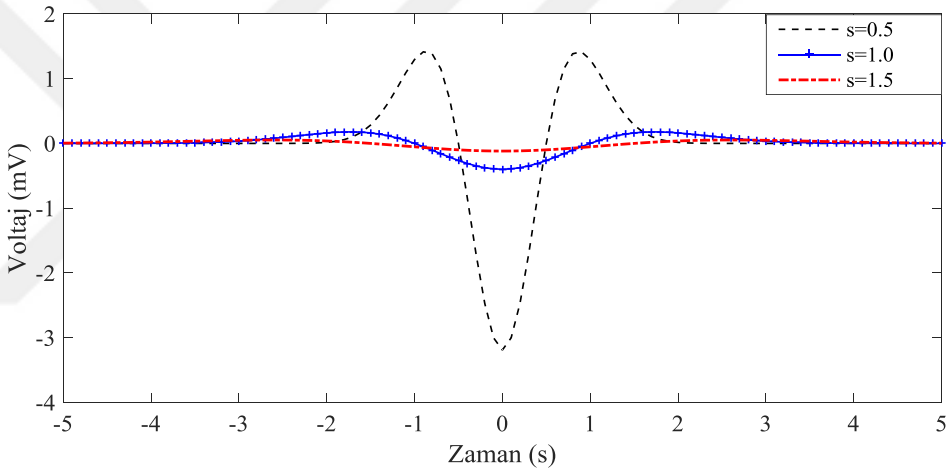
Şekil 2.13. Dalgacık analizi ölçekleme ve öteleme

Dalgacık dönüşümünde ilk önce analiz yapılacak işarete uygun dalgacık türü seçilir ve incelenecek olan işaretin başlangıç kısmına konulur. Dalgacık ile işaretin incelenen kısmının çarpımı sonucunda ölçek ve ötelemenin bir fonksiyonu olan dalgacık katsayıları elde edilir. Birinci çarpım devamında işaret k_n birim kaydırılır ve yeniden işaret ile dalgacık çarpılır. Bu işlem işaretin sonuna kadar devam eder.

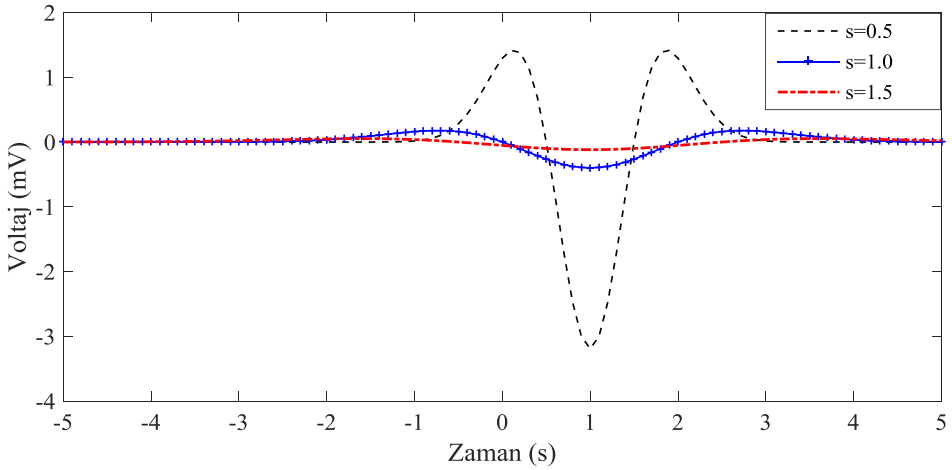
İkinci kısımda dalgacık ölçeklendirilmiş şekilde tekrar işaretin başlangıç kısmına alınır ve çarpma işlemi işaret boyunca tekrarlanır. Farklı ölçekler için bu durum tekrarlanır. Eğer zaman serisinin ve dalgacığın enerjisi bir değerine eşit olarak kabul edilirse çarpım sonucunda elde edilen katsayılar korelasyon olarak yorumlanabilir ve bu değer sayısal bir değerine ne kadar yakın olursa işaret ile dalgacığının benzerliğini gösterir. Elde edilen katsayılar ile dalgacığın regresyon sonuçları elde edilir ve grafiklere aktarılır veri hakkında yorum yapabilir [54, 66].



Şekil 2.14. Meksika şapkası için ölçekleme ve öteleme faktörünün değişimi, k=-1



Şekil 2.15. Meksika şapkası için ölçekleme ve öteleme faktörünün değişimi, k=0

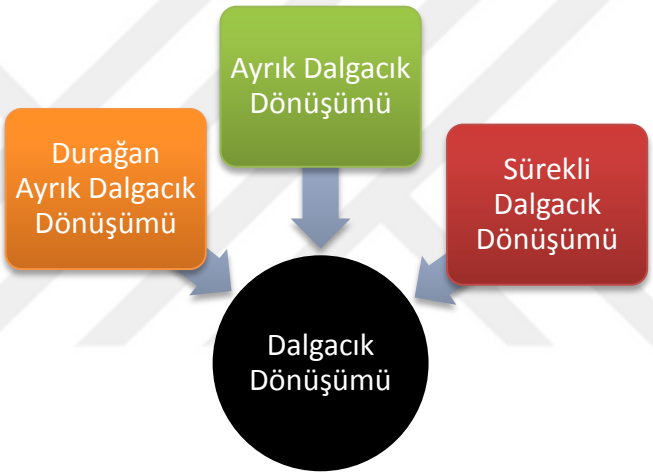


Şekil 2.16. Meksika şapkası için ölçekleme ve öteleme faktörünün değişimi, k=1

Şekil 2.14, 2.15, 2.16'da dalgacık türlerinden olan Meksika şapkası dalgacığı için farklı öteleme ve ölçekleme parametrelerinin değişimi gösterilmiştir. Şekilde *k* ifadesi ötelemeyi gösterirken, *s*'lerden siyah dalga ölçekleme faktörünün 0.5, mavi dalga 1 olduğu ve kırmızı daga ise 1.5 olduğu durumu göstermektedir. Ölçek değiştikçe dalgacığın şeklinin değiştiği ve zaman ekseninde sağa doğru ilerlediği görülmektedir.

2.2.5. Dalgacık Dönüşümü Türleri

Literatürde dalgacık dönüşümünün üç türü bulunmaktadır. Bunlar; sürekli dalgacık dönüşümü, ayrık dalgacık dönüşümü ve durağan ayrık dalgacık dönüşümüdür.



Şekil 2.17. Dalgacık dönüşümünün türleri

2.2.5.1.Sürekli Dalgacık Dönüşümü:

Sürekli dalgacık dönüşümü (SDD, Continuous Wavelet Transform, CWT) temelde KZFD dönüşümündeki pencereleme mantığına dayanır fakat ikisi arasındaki en büyük fark ise KZFD' de frekans-zaman ekseni yerine yerel analiz imkanı sağlayan zaman-ölçek ekseninin kullanılmasıdır. Böylece SDD'de yüksek ve alçak frekans bilgileri en iyi biçimde farklı pencere aralıkları kullanılarak elde edilir. SDD'nin yaptığı bu işlemi KZFD'nin yapabilmesi için sabit bir pencere işaret boyunca devam ettirilir daha sonra pencere boyutu değiştirilerek tekrar analiz yapılırdı [54, 67].

Sürekli dalgacık dönüşümü zaman serisi ile dalgacık fonksiyonunun ölçeklendirilmiş ve kaydırılmış bütün zaman değerlerinde çarpılıp toplanması ile elde edilir[54, 66].

$$C(\mathrm{s},\mathrm{k}) = \frac{1}{\sqrt{\mathrm{s}}}\int_{-\infty}^{\infty} \mathrm{x}(\mathrm{t})\Psi^{*}(\frac{\mathrm{t}-\mathrm{k}}{\mathrm{s}})\mathrm{dt} \qquad (2.20)$$

Eşitlik (2.20)'de *C(s,k)*; sürekli dalgacık dönüşümü oluşan dalgacık katsayılarını, *x*(*t*); işareti, Ψ^{*}*;* ana dalgacık fonksiyonunun eşleniğini, *s*; ölçek parametresini, *k*; öteleme parametresini gösterir. Zaman boyunca kaydırılan ve ölçeklenen dalgacık yardımı ile karmaşık içeriğe sahip işaretler daha basit bileşenlere ayrıştırılır ve bu işlem ayrıştırma ve sentezleme edilme işlemlerine olanak sağlar.

SDD dönüşümü genellikle matematikçiler ve fizikçiler tarafından kullanılır fakat formülden de görüldüğü üzere zaman ekseni boyunca çarpım yapılması zaman gerektirdiğinden ve hesaplama yükünü arttırdığından ayrık dönüşüme ihtiyaç duyulmaktadır.

2.2.5.2 Ayrık Dalgacık Dönüşümü

Ayrık dalgacık dönüşümü (ADD, Discrete Wavelet Transform, DWT) sürekli dalgacık dönüşümündeki hesap yükünü azaltılması mantığı ile ortaya atılmıştır. ADD ile SDD aynı mantık üzerine kurulu olsa da ADD'de bütün ölçek ve konum değerlerinde hesaplama yapmak yerine yararlı olacağı düşünülen alt kümeler ile işlem yapılır [54, 66]. Böylece hesaplama süresi azalır ve işlemin yapılacağı bilgisayar belleğinde gereksiz bilgi depolanması engellenmiş olur.

ADD'de ölçekleme çoğunlukla diyadik olarak yani $s=2m$ $(2,4,8,16\ldots2^{v})$ şeklinde arttırılır. Buna bağlı olarak da öteleme parametresi $k=n.2m$ şeklinde seçilir. Böylece ayrık dalgacık dönüşümü uygulanan işaret ile elde edilen dalgacık katsayıları azaltılmış olur [4].

ADD'de ölçekleme ve öteleme işlemi yapısında bulunan yüksek geçiren süzgeç (YGS, High Pass Filter-HPF) ve alçak geçiren süzgeç (AGS, Low Pass Filter-LPF) yardımı ile yapılır. Ayrık dalgacık dönüşümü süzgeçler yardımı ile dijital olarak kaydedilen veriler dönüşüm sonrasında oluşan katsayıları matrislerle ifade edilebildiğinden gürültüden arındırma, sıkıştırma gibi uygulamalarda çoğunlukla kullanılır.

Ayrık dalgacık dönüşümünde *n* ve *m* birer tamsayı olmak üzere ölçek ve öteleme parametrelerinin matematiksel ifadesi Eşitlik (2.21) ve Eşitlik (2.22)'de gösterildiği gibidir.

$$s = s_0^m \tag{2.21}$$

$$k = nb_0a_0^m \tag{2.22}$$

Bu ifadeler eşliğinde ölçek ve öteleme parametreleri ile dalgacık fonksiyonu Eşitlik (2.23)'de gösterildiği gibidir.

$$\Psi_{m,n}(t) = a_0^{-m/2}\Psi(a_0^{-m}t - nb_0) \tag{2.23}$$

Formülde kullanılan *m* frekansın yerini gösterirken *n* ise zamanın yerini belirtir. Burada a_0, b_0 sabit sayılar olup, $a_0 > 1$, $b_0 > 0$ koşullarını sağlar Ayrıklaştırma işleminde genellikle bu aşama ölçek ve konum parametreleri Eşitlik (2.24) de olduğu gibi ikinin katları şeklinde ifade edilirler.

$$\Psi_{m,n}(t) = 2^{-\frac{m}{2}}\psi(2^{-m}t - n) \tag{2.24}$$

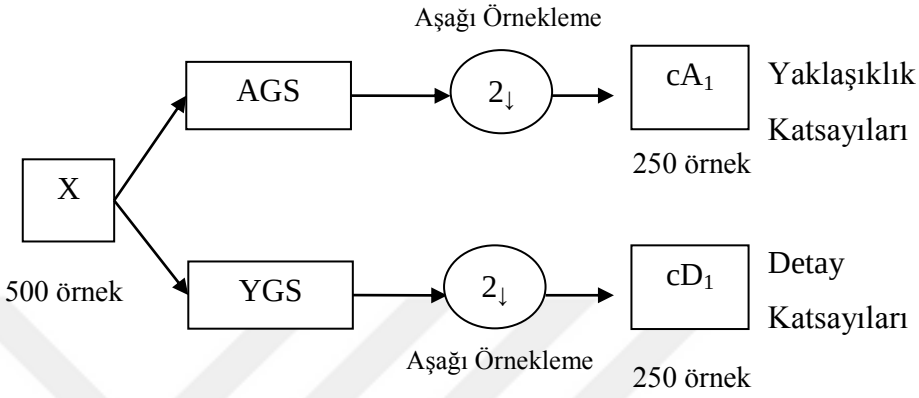
Öteleme ve ölçek parametleri de yerine yazıldığında ikili ölçekleme ve öteleme işlemi süzgeçlemenin temelini oluşturur.

Sürekli dalgacık dönüşümündeki Eşitlik (2.20)'de elde edilen matematiksel ifadeler yerine konularak ADD'deki katsayıların bulunmasını sağlayan matematiksel ifade Eşitlik (2.25)'deki gibi elde edilir.

$$A_{m,n} = 2^{-\frac{m}{2}}\int_{-\infty}^{\infty} x(t)\Psi(2^{-m}t - n)dt \tag{2.25}$$

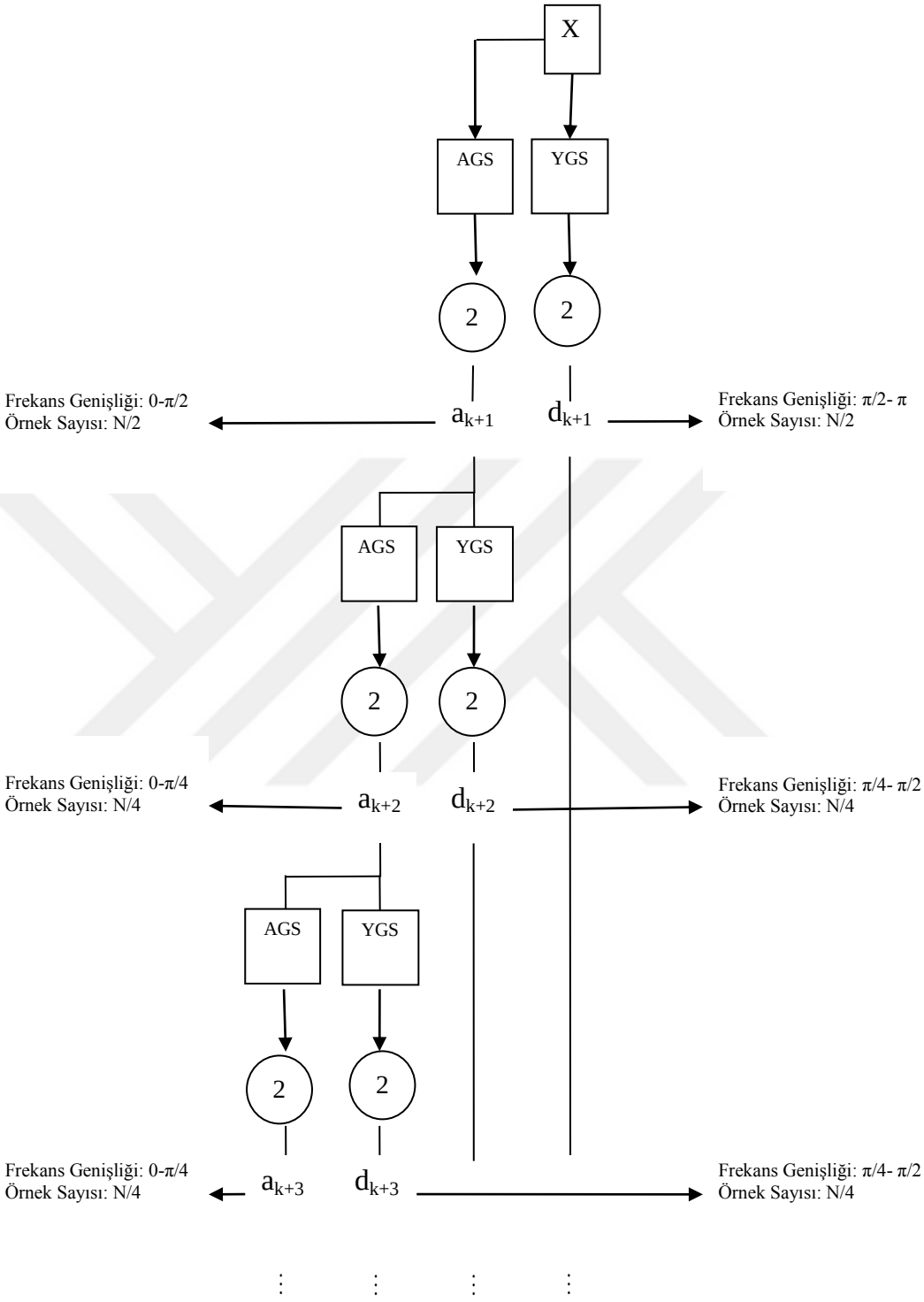
Elde edilen matematiksel ifadenin sonucu $A_{m,n}$ ayrık dalgacık fonksiyonu ile zaman serisinin çarpımı ile elde edilen dalgacık katsayılarını gösterir. Elde edilen katsayılar dalgacık ile işaret arasındaki uyumu verir ve katsayı ne kadar büyük ise dalgacık ile işaretin benzerliği o kadar yüksektir [54, 63, 68].

SDD'de ölçek parametresi *s* ve ölçek parametresi olan *k* reel sayı değeri alıyorken ADD'de bu ifadeler tamsayı değeri alır. Hem ADD'de hem de SDD'de ölçek değeri asla sıfır olmaz [54, 68].



Şekil 2.18. Bir seviyeli dalgacık ayrıştırma

Şekil 2.18'de 500 örneğe sahip *X* işaretinin bir seviyeli ayrışımı görülmektedir. 500 örneğe sahip bir işaret AGS ve YGS 'den geçirilmesi sonucunda 500 örnek sayısına sahip yaklaşıklık ve detay katsayısı-katsayıları elde edilir. Ayrışım tamamlandıktan sonra başlangıç işareti tekrar oluşturulduğunda *X* işareti 1000 örneğe yükselmiş olur. Yeniden yapılandırma sürecinde oluşan bu durumu ortadan kaldırmak için süzgeç çıkışları iki ile aşağı örneklenir. Ayrık dalgacık dönüşümünde kullanılan AGS ve YGS'ler yardımı ile işaret farklı frekans bantları içinde incelenir ve sonucunda yaklaşıklık ve detay katsayılarını elde edilir. Süzgeçlemede kullanılan AGS, YGS sayısı sabit değildir. İncelenecek olan işaretin örnek sayısına göre değişiklik gösterir. Örnek sayısına göre süzgeçten geçirilen işaret her adımda örnek sayısı azalarak örnek sayısı bir olana kadar devam eder. Fakat bu seviyeye kadar ayrışım gerekli bir işlem değildir. Süzgeç sayısını belirleyen kriter istenilen çözünürlüğe erişmektir.

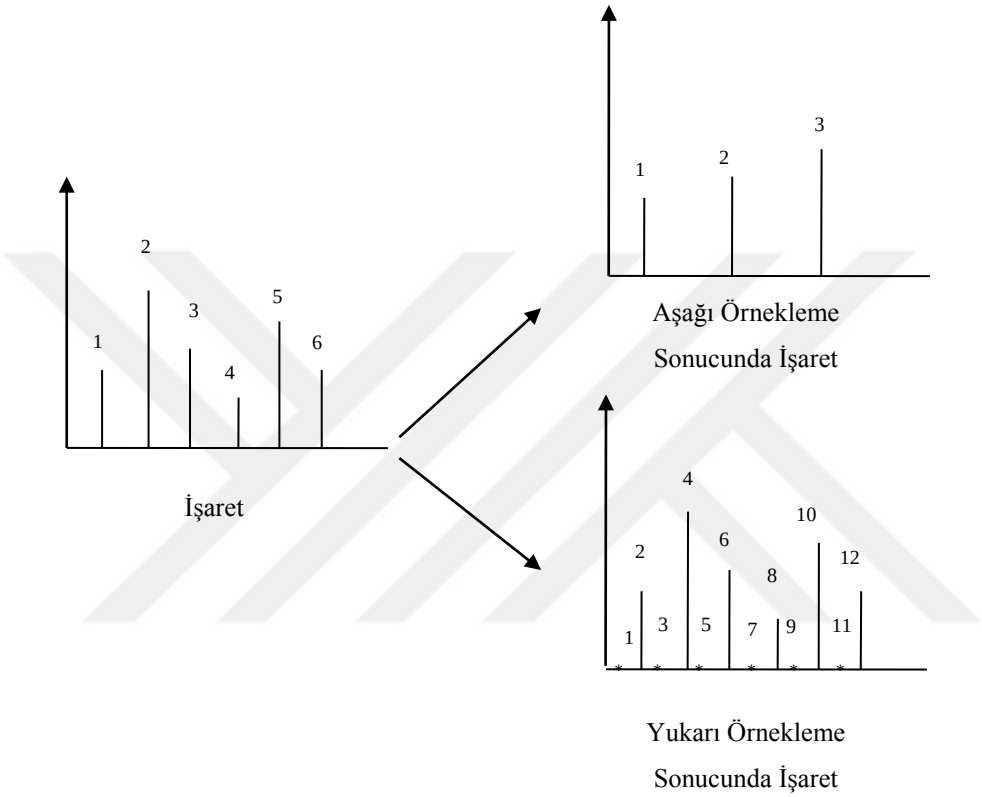


Şekil 2.19. Ayrık dalgacık dönüşümünün ayrıştırma işlemi

Şekil 2.19'da *X* işaretinin 3.seviyeden ayrışımı görülmektedir. İşaret AGS ve YGS'den geçirilir. Her iki süzgeç çıkışı da aşağı örneklenir. *N* adet örnek sayısına sahip bir işaret

birinci dereceden dalgacık dönüşümü alındığında *N/2* örnek sayısına sahip alt işaret grupları elde edilir.

Aşağı örnekleme her ayrışım seviyesinde tekrarlanır. İşaret tekrar oluşturulurken her alt grup yukarı örneklenir.



Şekil 2.20. Aşağı-yukarı örnekleme

Şekil 2.20'de aşağı ve yukarı örnekleme işlemi gösterilmektedir. Başlangıçta altı adet noktaya sahip olan işaret iki ile aşağı örneklendiğinde üç adet noktaya sahip olur ve böylece işaret işlenirken daha az zaman harcanır. Başlangıçtaki altı adet noktaya sahip işaret iki ile yukarı örneklendiğinde ise on iki adet noktaya sahip olur. Mevcut olmayan her nokta yerine sıfır eklenir. Aşağı örnekleme her iki işaretten birinin işleme alınmayışını ifade eder iken yukarı örnekleme, bir işaretin örneklemeleri arasına sıfırlar ekleyerek büyütme işlemini ifade eder.

2.2.5.2.1. Ayrık Dalgacık Dönüşümü Yapısında Kullanılan Süzgeçler

Ayrık dalgacık dönüşümündeki ikinin kuvvetleri şeklinde ölçekleme ve öteleme süzgeçlemenin temelini oluşturmaktadır. Süzgeçleme ile analiz Mallat tarafından geliştirilmiş etkili ve kullanışlı bir yöntemdir. Analiz edilecek işareti farklı frekanslara ayrıştırma işlemi art arda kullanılan alçak geçiren ve yüksek geçiren süzgeç yardımı ile yapılır. İşaret önce yarım bantlı yüksek geçiren süzgeçten daha sonra aynı işaret alçak geçiren süzgeçten geçirilmesi ile işaret birinci dereceden süzgeçlenir. Yüksek geçiren süzgeç çıkışında detay katsayıları, alçak geçiren süzgeç çıkışında ayrıntı katsayıları elde edilir. Ayrışımı sağlayan süzgeçler bu işlemi yaparken AGS, ölçekleme fonksiyonu olan $\phi(t)$'yi kullanırken, YGS ise dalgacık fonksiyonu olan $\Psi(t)$'yi kullanır. Süzgeçleme işleminde Nyquist kriterlerine göre işaretin örneklerinin yarısı hesaplamaya alınmaz. Süzgeçlemede aşağı örnekleme yapılmasının nedeni sadece örnek sayısını azaltarak işlem hızını arttırmak ve hesap yükünü azaltmak değil aynı zamanda elde edilen katsayıların toplanarak ana işareti elde edilmesi aşamasında yukarı örneklenen N örnekli bir işaretin $2N$ örnekli işarete dönüşmesini engellemektir. Süzgeçleme de kullanılan yüksek geçiren ve alçak geçiren süzgecin matematiksel ifadesi Eşitlik (2.26) ve Eşitlik (2.27)'de ki gibidir.

$$g(k) = \sum_n x(t)g(2k - t) \tag{2.26}$$

$$h(k) = \sum_n x(t)h(2k - t) \tag{2.27}$$

Yukarıdaki ifade de $g(k)$ yüksek geçiren süzgeci ifade ederken, $h(k)$ alçak geçiren süzgeci ifade eder.

Yapıda kullanılan alçak geçiren ve yüksek geçiren süzgeçler birbirinden bağımsız olmayıp aralarında Eşitlik (2.28)'deki matematiksel bağıntı vardır ve burada ifade edilen L süzgeç uzunluğunu temsil eder ve çift sayı olmak zorundadır.

$$g(L - 1 - k) = (-1)^k h(k) \tag{2.28}$$

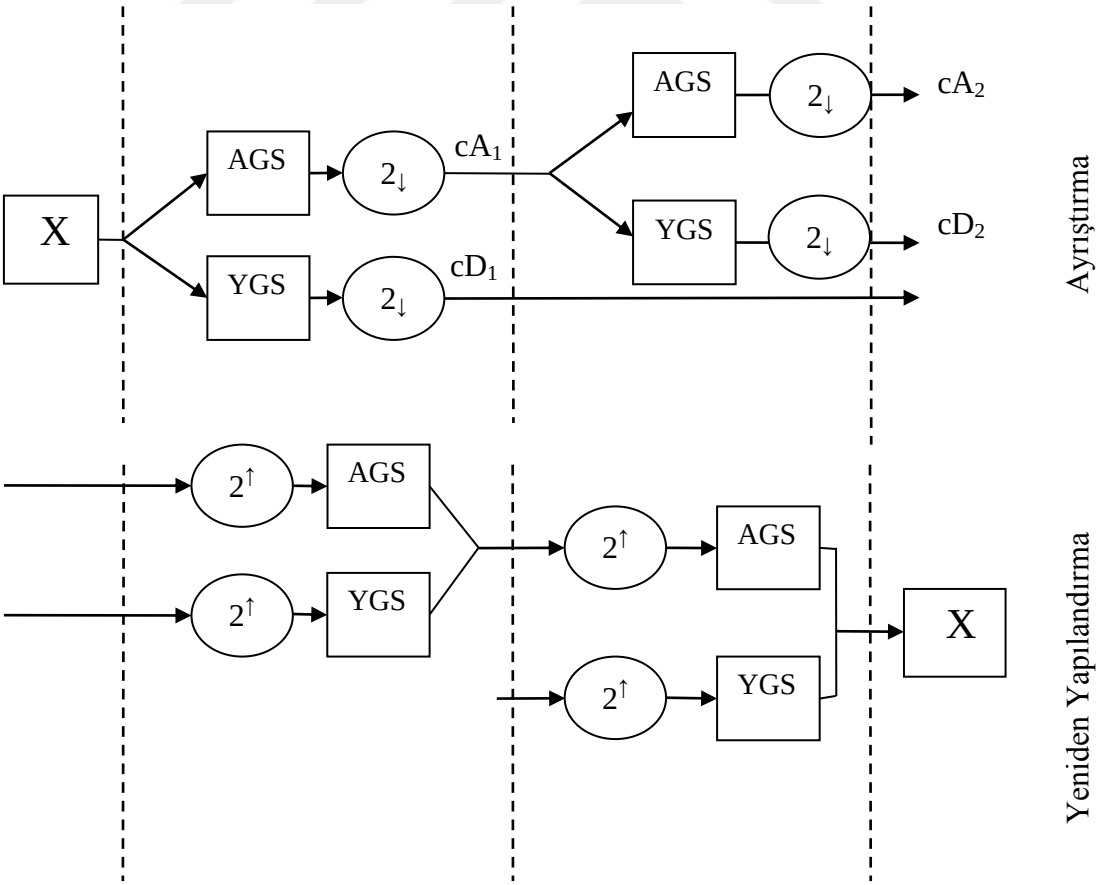
Çoğu işaret için, düşük frekans içeriği işarete kimliğini kazandıran kısım iken yüksek frekans bileşeni, işarete ait ayrıntı ve nüansları içerir. Alçak geçiren süzgecin çıkışından elde edilen yaklaşımlar işaretin yüksek ölçekli düşük frekans bileşenleridir. Yüksek geçiren süzgeç çıkışındaki detay bileşenleri ise düşük ölçekli, yüksek frekanslı bileşenlerdir.

Çoklu çözünürlük analizi sonuçları değerlendirilirken, düşük ölçekler, sıkıştırılmış dalgacıklar ile elde edilir ve işaret içerisindeki anlık değişimlere sahip yüksek frekans bileşenlerini içerir. Öte taraftan da yüksek ölçekler ise genişletilmiş bir dalgacık fonksiyonu yardımı ile elde edilir ve işaret içerisindeki yavaş değişimleri veya düşük frekans bileşenlerini içerir [54].

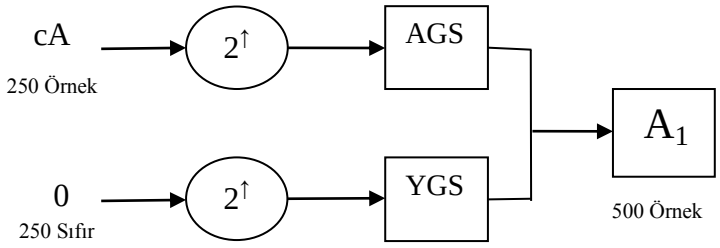
2.2.5.2.2. DWT'de Dalgacıkların Yeniden Yapılandırılması

Dönüşüm sonrasında katsayılarına ayrılan işaret daha sonra gerekli bilgilerin kaybı olmadan işaretin yeniden oluşturulması işlemine yeniden yapılandırma denir. Bu sentezleme işlemi ters ayrık dalgacık dönüşümü olarak da adlandırılmaktadır. Şekil 2.21'de ayrıştırma işlemi ve yeniden yapılandırma işlemi gösterilmiştir.

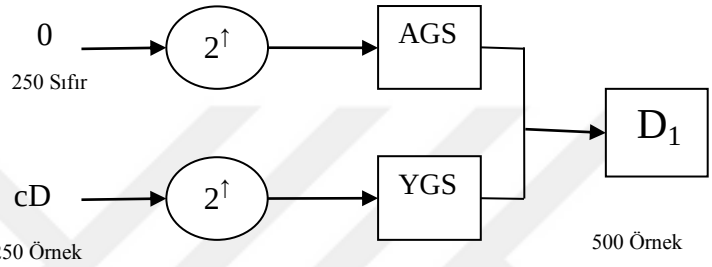
Ayrık dalgacık dönüşü ile ayrıştırma yapılırken kullanılan AGS ve YGS 'ler sentezleme işleminde de kullanılır. Ayrıştırma işleminden farklı olarak işaret tekrar oluşturulurken süzgeç çıkışları iki ile yukarı örneklenir.



Şekil 2.21. Ayrıştırma ve Yeniden Yapılandırma

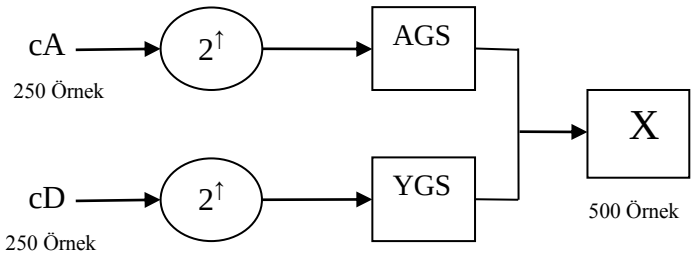


Şekil 2.22. Birinci seviyeden yaklaşıklık katsayısının yeniden oluşturulması



Şekil 2.23. Birinci seviyeden detay katsayısının yeniden oluşturulması

Şekil 2.22'de yaklaşıklık bileşeni, detay katsayılarının 0 olarak yazılması ile elde edilirken Şekil 2.23'de durum tam tersidir. Elde edilen A_1 ve D_1 birinci dereceden ayrışımı yapılan orijinal işaretin yeniden oluşturulmasında ($X=A_1+D_1$) kullanılır. Ayrıştırma sonucu elde edilen cA1 ve cD1 vektörleri işaretin yarı uzunluğundadır ve bu vektörler işareti yeniden oluşturmada yetersiz olduğundan Şekil 2.22 ve Şekil 2.23'de yapılan yeniden yapılandırma işlemlerinin yapılması gerekmektedir.

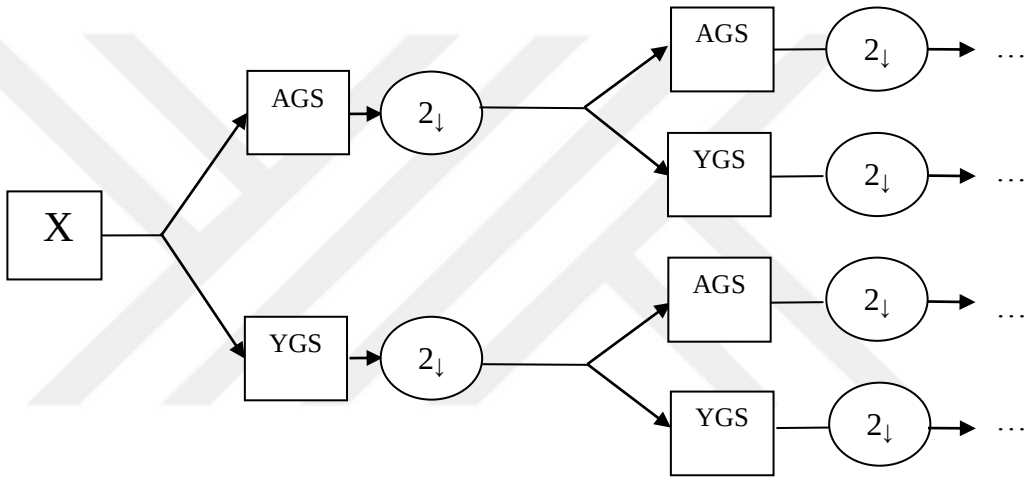


Şekil 2.24. Yaklaşım ve detay katsayıları ile işaretin yeniden oluşturulması

Şekil 2.24'de 500 örneğe sahip olan *X* işaretinin yeniden elde edilmesi gösterilmiştir. YGS ve AGS den önce katsayılar iki ile yukarı örneklenir ve süzgeçleme sonucunda işaret yeniden elde edilir.

2.2.5.3. Paket Dalgacık Dönüşümü

Bazı işaretlerin daha detaylı incelenmesi istendiğinde sadece yaklaşıklığın incelenmesi yeterli olmaz bu durumda detay bileşenlerinin de incelenmesi gerekir. Bu tür işlevlerin gerçekleştirilmesi paket dalgacık dönüşümü ile gerçekleşir. Yaklaşıklık ayrıştırıldığı gibi detay katsayıları da ayrıştırılır. Bu durum Şekil 2.25'de gösterilmiştir. Böylece paket dalgacık dönüşümü ile incelenen alt bant sayısı arttırılır. Ayrışımı yapılan işaretin yeniden elde edilmesinde farklı kombinasyonlar oluşur ve en iyi sonucu veren kombinasyon seçilir.



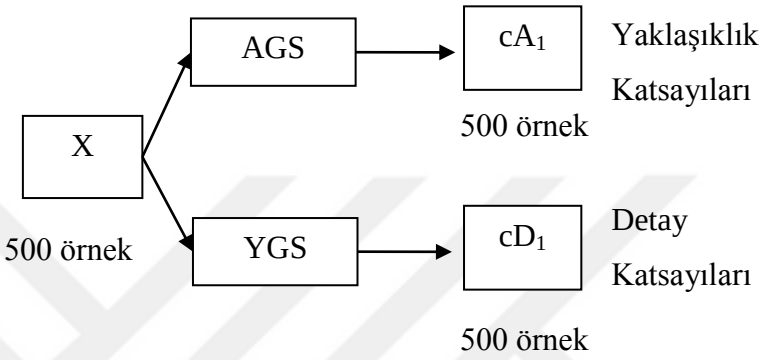
Şekil 2.25. Paket dalgacık dönüşümü

2.2.5.4. Durağan Dalgacık Dönüşümü

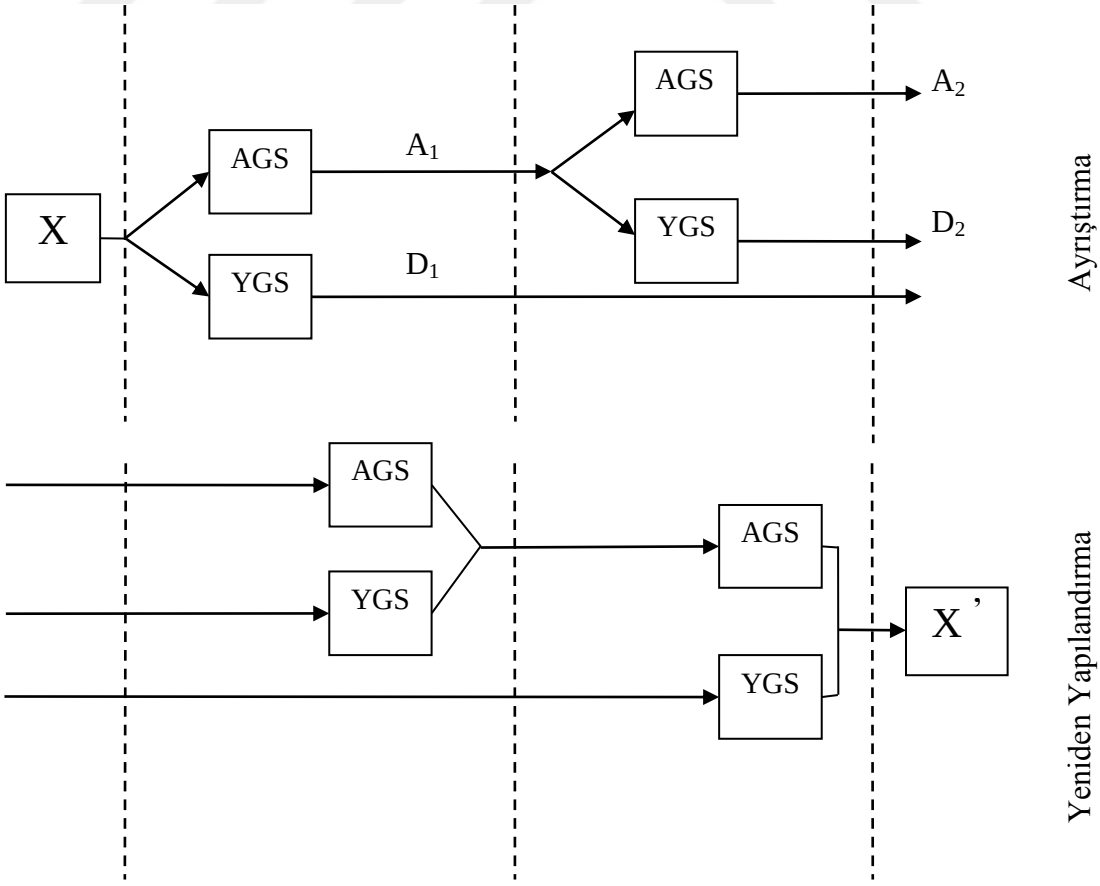
Literatürde SWT çift dalgacık dönüşümü (diyadik ölçek -dyadic in scales), maksimum örtüşme dönüşümü ve yedek dalgacık dönüşümü gibi çeşitli isimlerle de bilinmektedir [69]. Durağan dalgacık dönüşümü (DDD, Stationary Wavelet Transform-SWT) temel de ayrık dalgacık dönüşümü ile aynı mantık üzerine kuruludur. SWT'yi DWT'den ayıran en önemli özellik ise işareti alt bantlara ayırırken aşağı örnekleme, işareti tekrar oluştururken de yukarı örnekleme yapılmamasıdır. Durağan dalgacık dönüşümü ile işlenen işaretin girişteki örnek sayısı ile çıkıştaki örnek sayısı aynı kalır.

DWT'de ayrıştırılmış dalgacık bileşenleri her bir skala da aşağı örneklenir ve bu zamanla Gibbs görüngüsüne sebep olur [58, 70]. SWT, DWT'deki sabit öteleme eksikliğini aşmak için tasarlanmış bir algoritmadır. Sabit öteleme işleminin eksikliği, DWT'de uygulanan aşağı örnekleme, yukarı örnekleme işlemi kaldırılarak ve yukarı

örnekleyen süzgeç bileşenleri eklenerek başarılmıştır. Bu işlem bir işaretde özellikle de bozulmaya uğramış işaretlerde ve gürültülü işaretlerde önemli özelliklerin tanımlanmasına olanak sağlamak ve her bir skalada varyansların daha doğru tahmin edilmesini sağlar. SWT dönüşümden sonra başlangıçtaki işaretin boyutunu değiştirmez [71]. Bu durum Şekil 2.26'da gösterilmiştir. İşaretin boyutunun değişmemesinin nedeni kullanılan algoritmanın süzgeç bileşenlerine sıfır eklemesidir [72].



Şekil 2.26. SWT' de bir seviyeli ayrışımdaki örnek sayısının durumu



Şekil 2.27. Durağan dalgacık dönüşümünde ayrıştırma ve yeniden yapılandırma

Şekil 2.27'de SDD'de ayrıştırma ve yeniden yapılandırma işlemi gösterilmiştir.

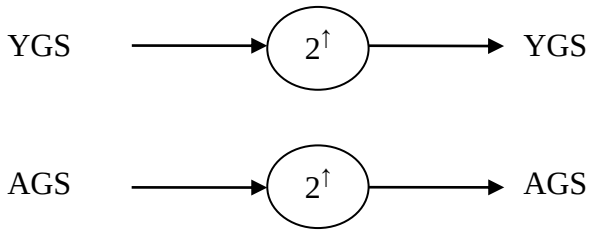
SDD'de yapılan sıfır ekleme işlemi şu şekilde özetlenebilir.

Kesim frekansı [w_1 w_2 w_3 w_4] olan bir süzgece her bir seviyede iki ile yukarı örnekleme yapılmaktadır. Şekil 2.28'de bu durum gösterilmiştir.

Seviye 0: [w_1 w_2 w_3 w_4]

Seviye 1: [w_1 0 w_2 0 w_3 0 w_4]

Seviye 2: [w_1 0 0 0 w_2 0 0 0 w_3 0 0 0 w_4]



Şekil 2.28. Süzgeç bileşenlerinin yukarı örneklenmesi

2.2.6. Dalgacık Ailesi ve Özellikleri

Dalgacık dönüşümümün Fourier dönüşümüne göre en iyi özelliği farklı çözünürlüklerde işareti incelenebilir olmasıdır. Bu dönüşümde işarete uygun dalgacık ailesi seçilebilir. Dalgacıkların hepsi aynı özelliklere sahip değildir ve farklı dalgacıklar mevcuttur. Dalgacık türleri genel ölçekleme fonksiyonun varlığı, biortogonallik veya ortogonallik özelliğine sahip olma, sürekli veya ayrık olma, simetri özelliğinin olup olmaması, düzenlilik gibi özellikler ile sınıflandırılır [54]. Aynı aile içerisinde bulunan dalgacık türleri değişen derecelerine bağlı olarak birleşme sayısı, genişliği gibi farklılıklara sahiptir. Birleşme noktaları, kullanılan dalgacığın yakınsama durumunu gösterir. Dalgacık dönüşümü sonrasında elde edilen dalgacık katsayılarından oluşan polinomun derecesi kullanılan dalgacıktan 1 eksik ise, o işaret tek bir dalgacık katsayısı ile temsil edilebilir. '*q* 'adet birleşme noktasına sahip olan bir dalgacıkla '*q-1*' dereceli bir polinomu tek bir katsayı ile ifade edebiliriz. Yani kullanılan dalgacık ne kadar çok birleşme noktasına sahip ise karmaşık işaretleri o kadar az katsayı ile temsil edebilir.

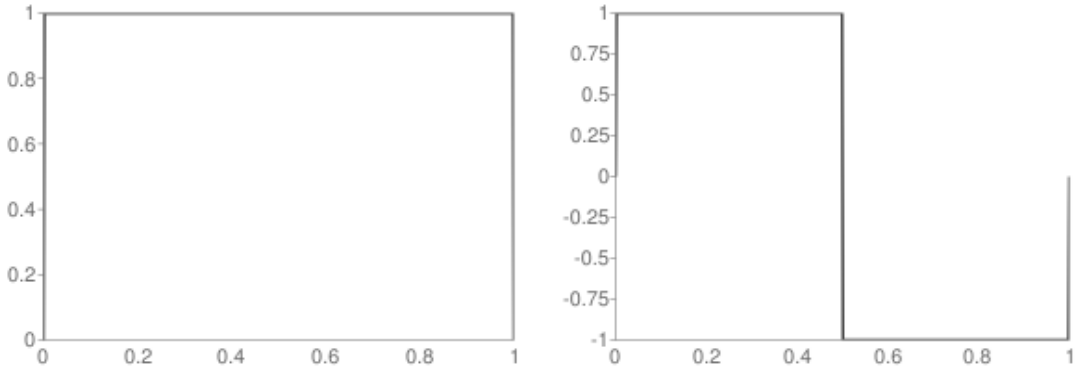
Dalgacık ailelerinden Haar, Daubechies, Symlet, Coiflets, Gauss, Meyer, Morlet, Mexican Hat sürekli dalgacıklar içersinde sayılırken bunların içinden Haar, Daubechies, Symlet ve Coiflets ayrık dönüşüme de uygundur [53].

2.2.6.1. Haar Dalgacığı

Dalgacık ailelerinden bilinen en basit ve eski olan dalgacık türüdür. Belirli aralık dışında bir dalgacığın sıfır olması olarak tanımlanabilen bir dalgacıktır ve basamak fonksiyonuna benzemektedir. Daubechies ailesinin özel bir halidir ve en az birleşme noktasına sahip dalgacıktır. Haar dalgacığı bir adet birleşme noktasına sahip olduğu için düzgün ve yumuşak geçişli fonksiyonlar için pek uygun değildir. Haar dalgacığı matematiksel olarak eşitlik(2.29)'daki gibi ifade edilir.

$$\Psi(t) = \begin{cases} 1, & 0 \le t < 1/2 \\ -1, & 1/2 \le t < 1 \\ 0, & \text{diğer durum} \end{cases} \qquad (2.29)$$

Haar dalgacığında ölçekleme fonksiyonu $\phi(t)=1$'dir [54, 73].



Şekil 2.29. Haar ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu[16]

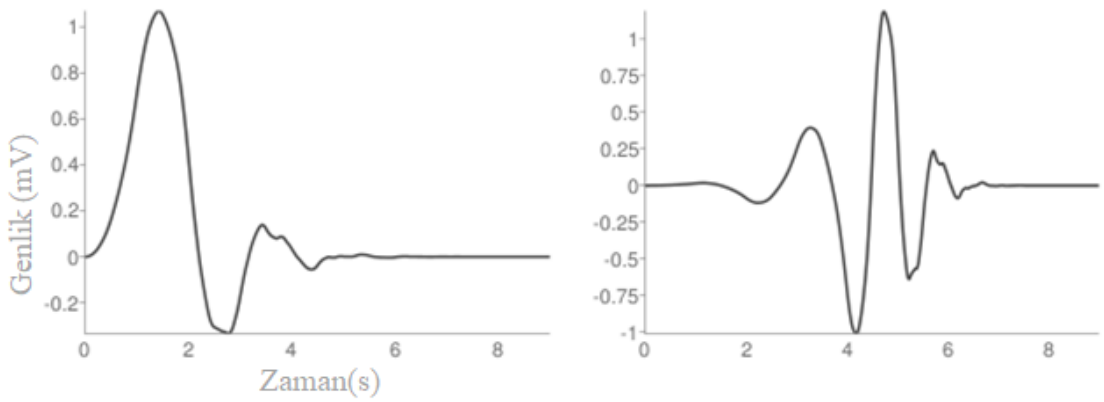
Ayrıca Haar dalgacığı ortogonal ve biortogonaldir, sürekli bir fonksiyon değildir, simetriktir. Hem sürekli hem de ayrık dönüşüm için uygundur [53]. Haar için ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu Şekil 2.29'da gösterilmiştir.

2.2.6.2. Daubechies Ailesi

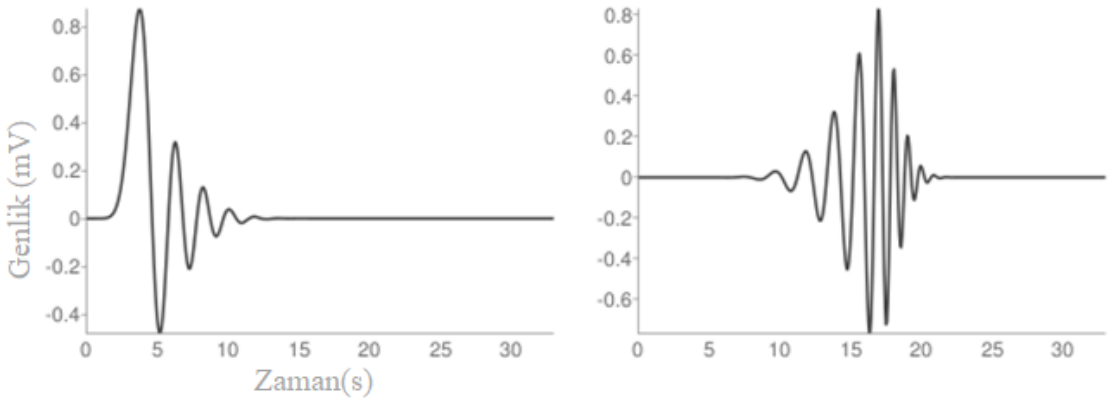
Daubechies dalgacıkları haar dalgacığı ile karşılaştırıldıklarında daha karmaşıktır ve hesaplanması daha uzun zaman almaktadır. Fakat dalgacık dönüşümünün popülerleşmesine sebep olan dalgacıklar içerisindedir. Aile içerisindeki dalgacıklar derecesine göre isimlendirilir. Beşinci dereceden bu aileye ait dalgacık db5 olarak adlandırılır. Aynı zamanda bu dalgacıkların derecesi birleşme noktalarının sayısını gösterir. Daubechies dalgacığının ölçekleme ve dalgacık fonksiyonları Eşitlik (2.30) ve Eşitlik (2.31) ile ifade edilebilir [54, 74]

$$\phi(t) = \sqrt{2}\ \sum_k h_k \varphi(2t - k) \tag{2.30}$$

$$\psi(t) = \sqrt{2}\ \sum_k h_k \Psi(2t - k) \tag{2.31}$$



Şekil 2.30. db5 dalgacığı için ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu

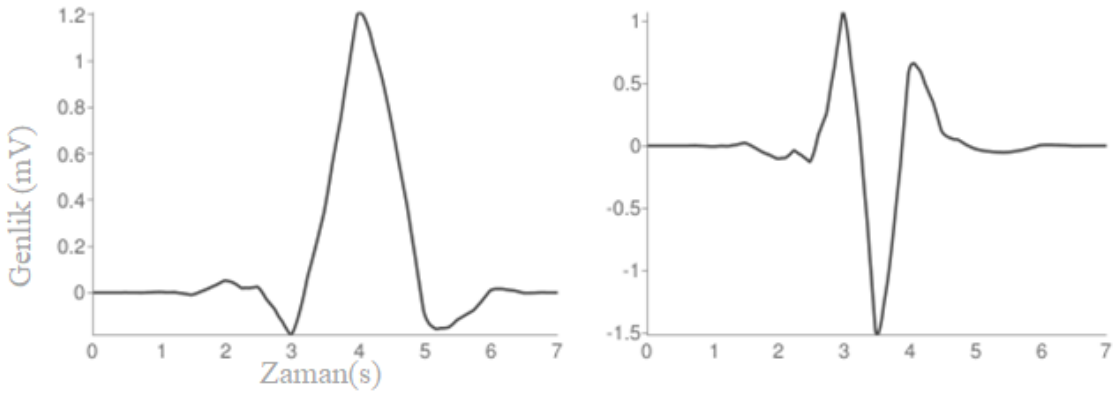


Şekil 2.31. db17 dalgacığı için ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu

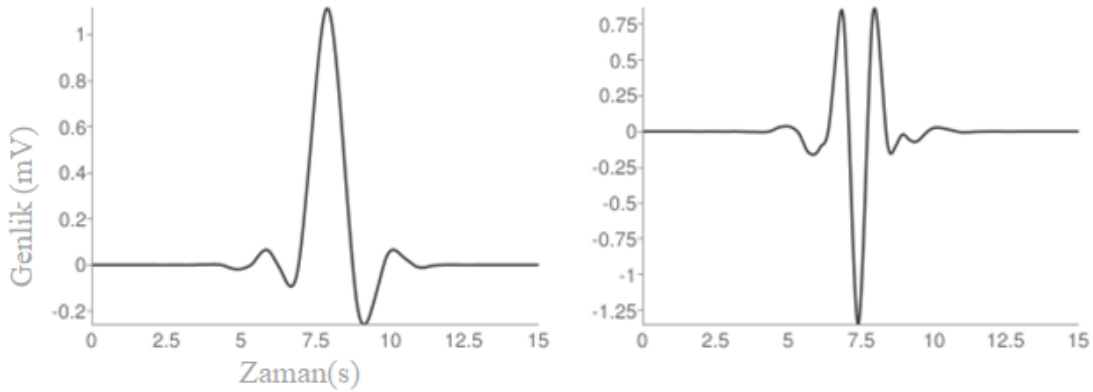
Daubechies dalgacıklarının dereceleri arttıkça, dalgacığın hatları daha yumuşak olmakta ve böylece de sert geçişli olmayan fonksiyonların incelenmesinde önemli yer tutar. Ayrıca bu dalgacık ailesi ortogonal ve biortogonaldir, simetrik değildir, süreklidir, ölçeklendirme fonksiyonuna sahiptir, hem sürekli hem de ayrık dalgacık dönüşümüne uygundur. Şekil 2.30 ile 2.31'de farklı dereceden ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu gösterilmiştir.

2.2.6.3. Symlet Ailesi

Symlet ailesi daubechies ailesine benzerdir fakat farkı simetrik olmasıdır. Dalgacığın simetrik olması çoğu uygulamada önemli olmasa da görüntü işleme veya veri sıkıştırma gibi uygulamalarda önem arz etmektedir. Simetrik yapıya sahip olmasının dezavantajı ise ayrıştırılan işaret her zaman tekrar elde edilememesidir.



Şekil 2.32. sym4 dalgacığı için ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu

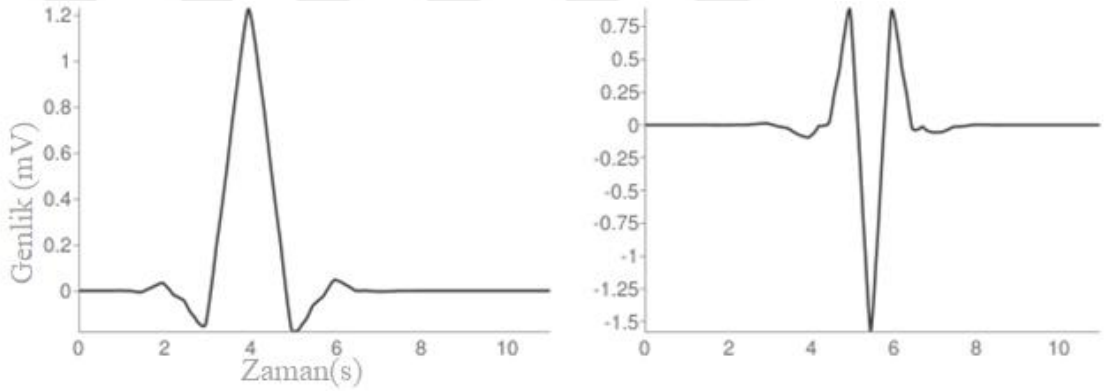


Şekil 2.33. sym10 dalgacığı için ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu

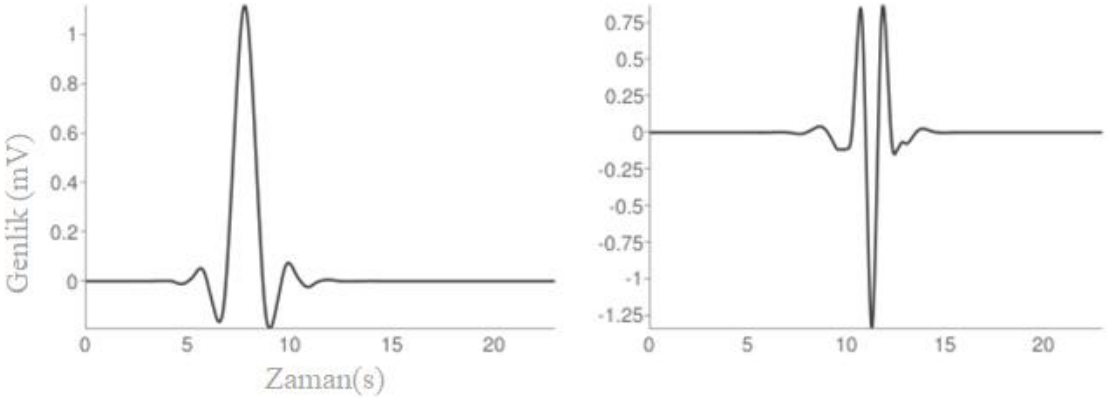
Ayrıca Symlet ailesi; ortogonal ve biortogonaldir, ölçeklendirme fonksiyonu vardır, hem sürekli hem de ayrık dönüşüme uygundur. Tam simetrik olmamakla beraber nerdeyse simetriktir. Şekil 2.32 ve Şekil 2.33'de dördüncü ve onuncu seviyeden symlet dalgacığının ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu gösterilmiştir.

2.2.6.4 Coiflet Ailesi

Coiflet dalgacı, daubechies dalgacığı üzerinde durarak geliştirilen bir dalgacık türüdür ve yine sıfıra yaklaşan birleşme noktaları referans alınmıştır. Bu dalgacık ailesi daha Daubechies ailesine göre daha simetriktir. Şekil 2.34 ve Şekil 2.35'de ikinci ve dördüncü seviyeden dalgacığın ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu gösterilmiştir.



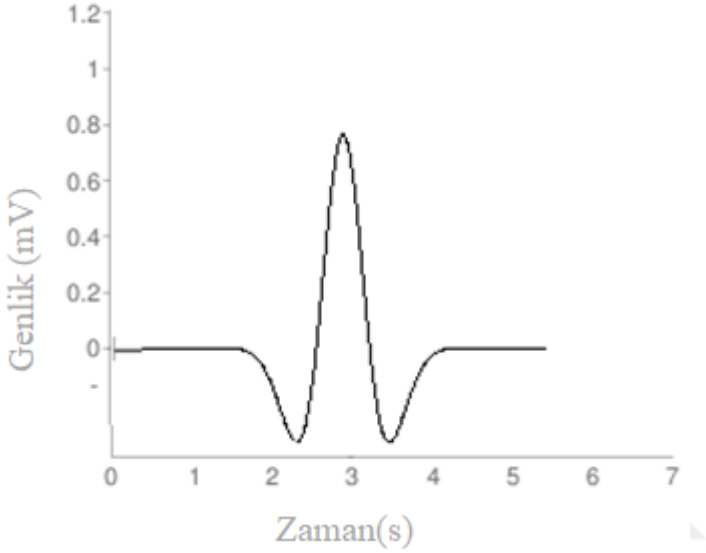
Şekil 2.34. coif2 dalgacığı için ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu



Şekil 2.35. coif4 dalgacığı için ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu

2.2.6.5. Meksika Şapkası Dalgacığı

Mexican Hat dalgacığı Gauss dağılım fonksiyonunun ikinci dereceden türevi alınarak elde edilir [54, 75]. Ölçek fonksiyonları olmadığından ayrık dalgacık dönüşümüne uygulanmaz sadece sürekli dönüşüme uygulanabilir. Ayrıca Mexican hat dalgacığı ortogonal veya biortogonal değildir, simetriktir. Şekil 2.36'da dalgacık gösterilmiştir



Şekil 2.36. Meksika şapkası dalgacığı

3. BÖLÜM

EKG İŞARETİNDE GÜRÜLTÜ ELİMİNASYONU

Bu bölümde ilk olarak EKG'ye girişimde bulunan gürültü türlerinden bahsedilmiştir. Daha sonra dalgacık dönüşümü ile gürültü eliminasyonu sürecinin nasıl gerçekleştirildiği anlatılmıştır. Veri tabanından alınan işaretlere farklı seviyelerde gürültü eklenmiş ve önerilen algoritma kullanılarak elde edilen sonuçlar verilmiştir. Bölüm sonunda elde edilen sonuçlar literatür ile karşılaştırılmıştır.

3.1. Gürültü Türleri:

Elektriksel kökenli biyolojik işaretlerin özellikleri ile ilgili aşağıdaki maddeler sıralanabilir:

- Genlikleri küçük olduğu için yalıtıma ihtiyaçları vardır.
- Elektrotlar aracılığıyla canlı vücudundan algılandığından tespitini kolaylaştırmak için yüksek kazançlı yükselteçler ile yükseltilirler.
- Gürültülü girişiminin olması bu nedenle süzgeçlenmeleri gerekir [76].

EKG işareti çeşitli gürültüler tarafından genliksel ve şekilsel olarak bozulur ve bu durum da uzman tarafından yorumlanmasını zorlaştırır. EKG'ye etki eden temel gürültüler şebeke gürültüsü, elektrot gürültüsü, hareket gürültüsü, taban hattı kayması, elektronik cihazlardan kaynaklanan gürültüdür [77, 78].

3.1.1. Şebeke Gürültüsü:

Bir sinüzoidal ve onun harmoniklerinden oluşan 50 Hz'lik şebeke girişimleridir. EKG işaretinin genliğini tepeden tepeye değerinin % 50'sinin üstüne çıkartabilir.

3.1.2. Elektrot Gürültüsü

Deri ile elektrot arasındaki temassızlıktan dolayı oluşan gürültü çeşididir. Bu temas kaybı sürekli veya kesikli olabildiği gibi hareket veya titreşimden kaynaklı kısa süreli gözükebilir. Elektrot gürültüsü de şebeke gürültüsü gibi genlikte ani değişimlere neden olur. EKG işareti genellikle kapasitif olarak sisteme bağlandığından büyük artifaktlara sebep olabilir.

3.1.3. Hareket Gürültüsü

Elektrot hareketinden dolayı elektrot-deri arası empedans değişiminden dolayı taban hattında oluşan basamak şeklinde olmayan geçici artifaktlardır. Hareket artifaktının genel sebebi nesnenin titremesi veya hareket etmesidir.

3.1.4. Kas Gürültüsü

Kasların kasılmasından dolayı milivolt seviyesinde gerilimler oluşmaktadır. Gürültünün gerilim değeri düşük olduğundan dolayı gürültü eliminasyonunda genellikle önemsiz kabul edilir.

3.1.5. Elektronik Cihazlardan Kaynaklanan Gürültüler

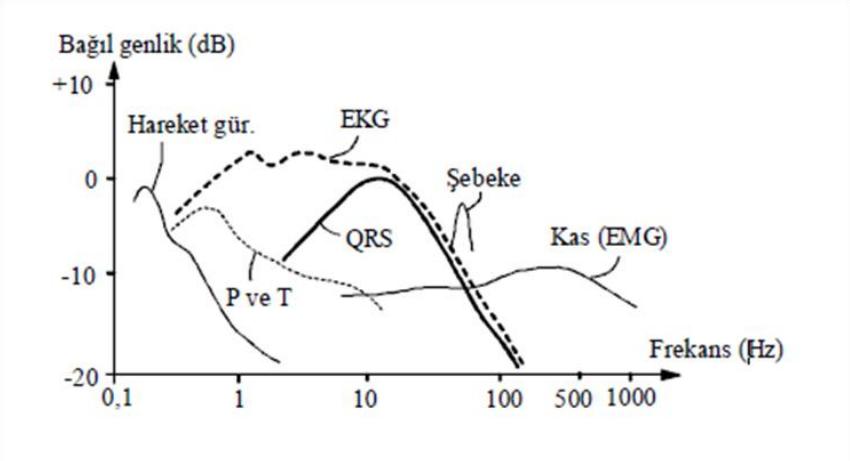
Cihazdan kaynaklı gürültüler algoritmalar ile düzeltilemezler ve bu gürültü EKG'ye ait bilginin detektöre ulaşmasını engeller. Bu durumda cihaz uyarı vererek teknisyeni uyarır.

3.1.6. Elektrokoter Gürültüsü

EKG işaretini yapısını tamamen bozan ve yaklaşık 100 kHz ve 1 MHz frekansa sahip yüksek genlikli bir sinüzoidal olarak görüntülenir.

3.1.7. Taban Hattı Kayması

EKG işaretinin görüntülenmesi veya kaydedilmesi sürecinde en sık karşılaşılan gürültü çeşididir. Solunum frekansındaki sinüzoidal bir bileşenin EKG işareti ile karışması ile taban hattı 0 Volt'dan farklı seviyelere değişir. Solunum ile EKG işaretinin genliği %15 seviyesinde değişebilir [13, 79, 80].



Şekil 3.1. EKG işareti ve girişimde bulunan gürültülerin frekans spektrumu

Şekil 3.1'de EKG işaretinde bulunan tepeler ve gürültülerin frekansa bağlı genlikleri gösterilmiştir. İşaretin ileri seviyede analizi için gürültü eliminasyonu EKG işaretlerinde önemli bir faktördür. İşarete farklı frekanslara sahip gürültüler eklendiğinden hem zaman hem de frekans domeninde inceleme yapabilme yeteneği olan dalgacık dönüşümü incelenmesi gerekmektedir [79, 81].

3.2. Dalgacık Dönüşümü İle Gürültü Eliminasyonu :

EKG işaretleri yukarıda da bahsedildiği gibi çeşitli gürültülerden etkilenebilir. Anlamlı veriye ulaşılabilmesi için gürültülerin analog veri edinim sırasında veya daha sonra dijital işaret ön işlemesinde bastırılması gerekmektedir. Dalgacık dönüşümünün yerel inceleme yapabilmesi ve çoklu çözünürlük doğası gereğiyle gürültü eliminasyonunda basit ve etkili bir yöntem olarak kullanılmaktadır [82-84].

Gürültü giderme işlemi, en basit haliyle gürültülü işaretten, orijinal sinyalin tekrar elde edilmesi ile ilgili problemlere uygulanır. Yani G işaretinin ayrışımından X işaretinin tespit edilebilmesidir. Eşitlik (3.1)'de; X orijinal işareti, d eklenen gürültüyü, G ise gürültülü işareti göstermektedir.

$$G[n] = X[n] + d[n] \tag{3.1}$$

Genel olarak bu problemin çözümü için en yaygın fikir orijinal işaretin düşük frekansının tespit edilmesidir. Genel kanıda düşük frekansların orijinal işareti barındırdığı, yüksek frekansların ise gürültüyü içerdiği düşünülür. Fakat X işareti belirli

yüksek frekanslı özelliklere de sahip olabilir [16]. Dalgacık dönüşümü sayesinde orijinal işarete ait yüksek frekanslı bileşenler korunur. Böylece gürültülü işaretden veri kaybetmeden orijinal işaretin elde edilmesi dalgacık dönüşümü ile sağlanır [85]. Dalgacık dönüşümünden elde edilen katsayılara yumuşak ya da sert eşikleme yapılır [86, 87].

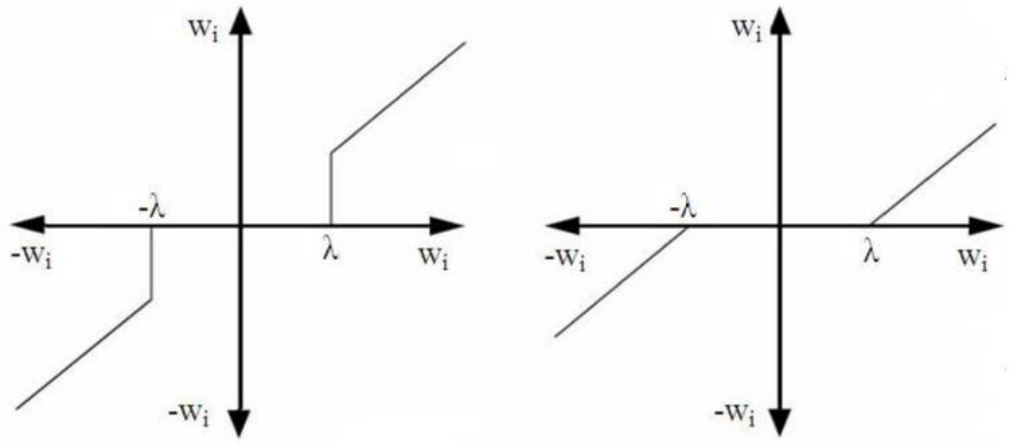
Yumuşak eşikleme Eşitlik (3.2)'de ifade edilmiştir.

$$\hat{x} = \begin{cases} DK - sgn(DK)E & |DK| \geq E \\ 0 & |DK| < E \end{cases} \tag{3.2}$$

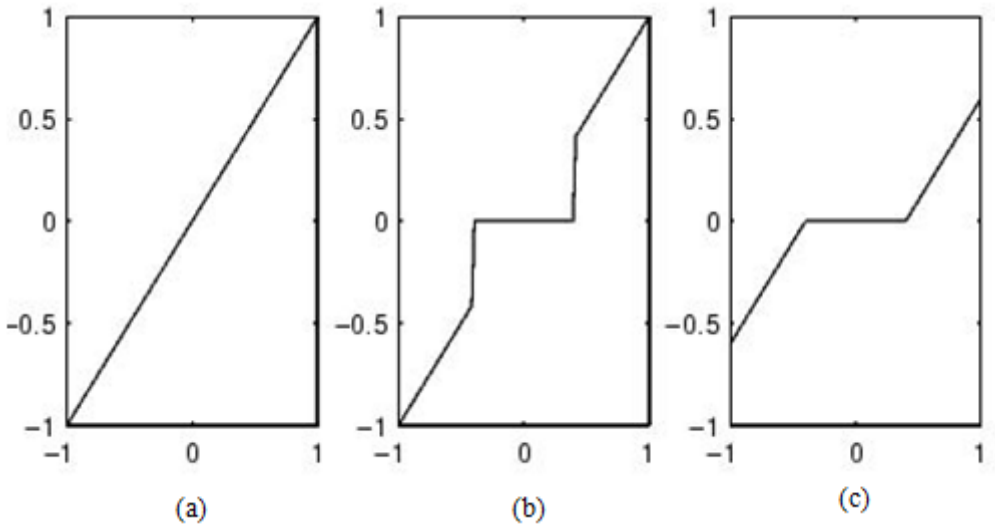
Sert eşikleme ise Eşitlik (3.3)'de ifade edilmiştir. İfade de *E*, eşik seviyesini *DK* ise dalgacık katsayılarını göstermektedir.

$$\hat{x} = \begin{cases} DK & |DK| \geq E \\ 0 & |DK| < E \end{cases} \tag{3.3}$$

Şekil 3.2'de bu eşiklemelerin grafikleri gösterilmiştir. Şekil 3.3'de ise örnek bir işaretin yumuşak ve sert eşikleme durumu gösterilmiştir. Sert eşiklemede sınırların daha keskin olduğu görülmektedir.



Şekil 3.2. Sert ve yumuşak eşikleme



Şekil 3.3. (a) İşaret ,(b) sert eşikleme, (c) yumuşak eşikleme

Sert ve yumuşak eşikleme Dohono tarafından önerilmiştir. Eşitlik (3.2), Eşitlik (3.3)'ün değerine benzeyen doğrusal olmayan bir fonksiyondur, ancak büyük dalgacık katsayılarını eşiğin üstünde daraltır. Bu da yumuşak eşikleme sert eşiklemeye göre çıkış işaretinin daha düzgün ve sürekli olmasını sağlar. Bu nedenle de eliminasyon işleminde genellikle yumuşak eşikleme tercih edilir.

Gürültü giderme algoritmasının temel adımları aşağıdaki maddelerde açıklanmıştır.

1) Gürültülü işarete dalgacık dönüşümü uygulanır ve *j* seviyeli ayrışım gerçekleştirilir.

2) Eşitlik (3.4)'de med(.), medyanı temsil etmektedir. Dalgacık katsayıları (*DK*) ve σ^2 ile temsil edilen gürültünün varyansı hesaplanır.

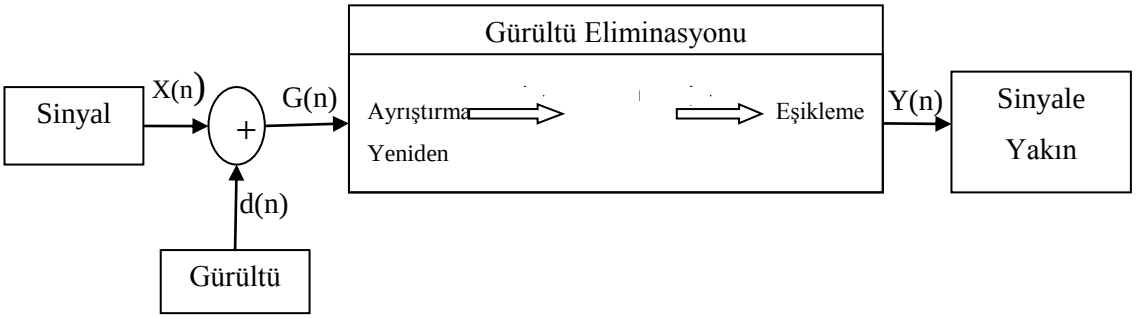
$$\sigma^2 = \frac{med|DK|}{0.6745} \tag{3.4}$$

3)Eşik değerleri Eşitlik (3.5) yardımı ile hesaplanır. Eşitlikte *E* eşik değerini, *N* örnek sayısını göstermektedir.

$$T = \sigma^2\sqrt{2\log(N)} \tag{3.5}$$

4)T değeri hesaplandıktan sonra uygun eşik (yumuşak eşikleme veya sert eşikleme) seçilerek işaretteki gürültü olarak kabul edilen tüm dalgacık katsayıları sıfıra eşitlenir.

5) Sıfır yapılmayan dalgacık katsayıları yeniden birleştirilerek gürültüden arındırılmış işaret elde edilir [16, 64].



Şekil 3.4. Gürültü eliminasyonu blok diyagramı

Şekil 3.4'de gürültü eliminasyonunun akışı gösterilmektedir. EKG işaretinden taban hattı kaymasını kaldırmak için farklı teknikler mevcuttur. Bunlar; IIR, FIR, dalgacık yaklaşımı, hareketli ortalama yaklaşımı (moving average approach), Savitzky-Golay süzgeci ve polinom uydurma (polynominal fitting). Bu çalışmada taban hattı kayması polinom uydurma ile giderilmiştir. Bu nedenle de sadece bu konu hakkında bilgi verilecektir.

3.3. Polinom Uydurma

Polinomları EKG işaretindeki temsili noktalara yerleştirilerek taban hattı kaymasının çıkarılması yöntemidir. Her vuruşta temsili bir örnek tanımlanır ve bu düğüm noktası olarak bilinir. Polinom, temsili noktalara bu düğümlerin 0 değerine sahip olacak şekilde yerleştirilmiştir. Denklemin derecesi çok düşük ise, ana çizgiler tahmin edilmez. Modelinin derecesi çok yüksek ise, o zaman da işaretin eğimi yerine EKG dalgasını izler [88]. Bu nedenle modelin derecesi işarete uyumlu seçilmelidir. Bu çalışmada Matlab programındaki polyfit ve polyval komutları kullanılarak taban hattı kayması giderilmiştir.

3.4. Gürültü Eliminasyonu için Önerilen Yöntem

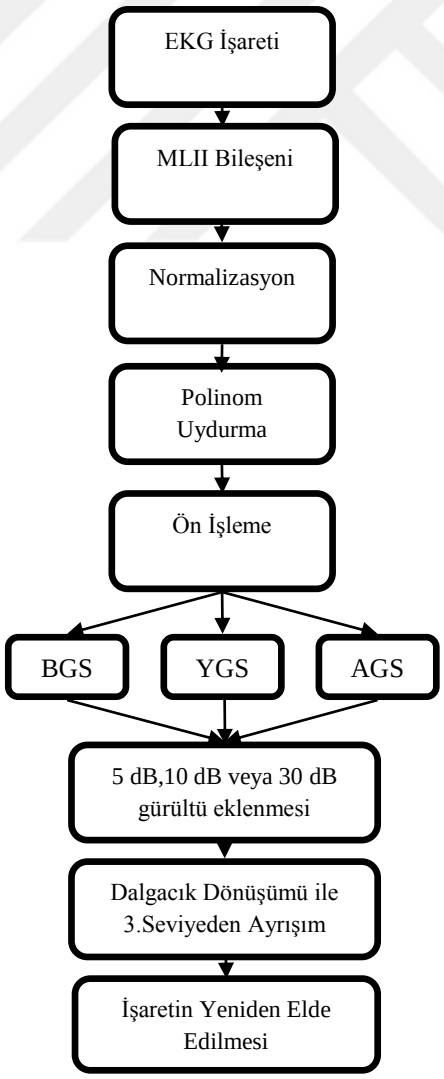
Bu tez çalışmasında gürültü eliminasyonu için Physionet veri bankasından MIT-BIH Aritmi veri tabanından (MIT-BIH Arrhythmia Database) alınan işaretler kullanılmıştır [116]. Databasede 48 adet kayıt bulunmaktadır ve bu kayıtlar 48 farklı insandan kaydedilmiştir. Her EKG iki kanallı işaret içerir. Bu işaretlerden MLII yüksek

frekanslara sahip ve V2 düşük frekanslara sahiptir. Her işarete ait örnekleme sıklığı, örnek sayısı, EKG işaretinin biçimi, hastanın sağlık geçmişi gibi birçok bilgi veri tabanında yer alır [11]. Gürültü eliminasyonu işleminde DWT kullanıldığında aşağı örnekleme nedeniyle her zaman interpolasyona ihtiyaç duyulur. Bu nedenle çalışmamızda ayrıştırılmış işaretin tüm seviyelerinde giriş işareti ile çıkış işaretinde aynı uzunluğu koruyan SWT kullanılmıştır.

$$\mathrm{MSE} = \frac{1}{\mathrm{N}}\sum_{\mathrm{i}=1}^{\mathrm{n}}(\mathrm{X_i} - \mathrm{Y_i})^2 \tag{3.6}$$

$$SNR = log_{10}\frac{\sum_{n=0}^{N}\mathrm{X}^2(\mathrm{n})}{\sum_{n=0}^{N}\left(\mathrm{Y(n)}-\mathrm{X(n)}\right)^2} \tag{3.7}$$

$$KOR = \frac{\sum_{\mathrm{n}=0}^{\mathrm{N}}\mathrm{X(n)Y(n)}}{\left[\sum_{\mathrm{n}=0}^{\mathrm{N}}\mathrm{X}^2(\mathrm{n})\sum_{\mathrm{n}=0}^{\mathrm{N}}\mathrm{Y}\right]^{\frac{1}{2}}} \tag{3.8}$$



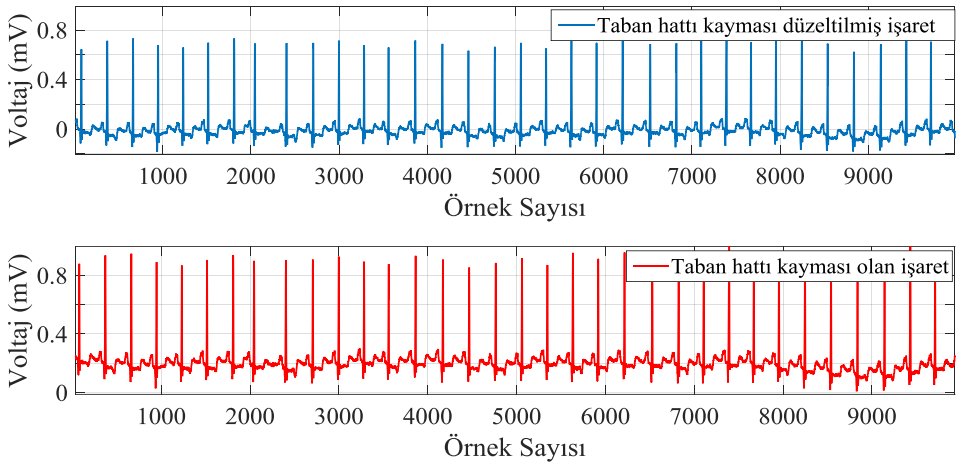
Şekil 3.5. Gürültü eliminasyonu için algoritma

Şekil 3.5'de çalışmada kullanılan gürültü eliminasyonu algoritması verilmiştir. Algoritmaya göre veri tabanından içerisinde yüksek frekans bileşenleri bulunan MLII bileşenleri alınır. İşaret normalizasyon yapılarak 0-1 değerleri arasında sınırlandırılır. EKG işareti 2, 4 ve 8. seviyeden AGS, YGS ve BGS süzgeçlerinin kombinasyonları ile filtrelenmiştir. Bu ön işleme sonrasında işarete 5 dB, 10 dB, 30 dB seviyelerinde gürültüler eklenmiştir. Gürültü eliminasyonu işlemlerinde dalgacık ailesinden db10, sym8, bior6.8 ve coif4 tercih edilmiştir. Üçüncü seviyeden durağan dalgacık dönüşümü ile işaretler ayrıştırılmıştır. İşaretin yeniden oluşturulmasında detay bileşenlerinin eşik seviyesinden düşük olan kısımları ve yaklaşıklık bileşenleri kullanılmıştır. Gürültü eliminasyonunun başarısını tespit etmek için Eşitlik (3.6), (3.7) ve (3.8) ile verilen MSE, SNR ve korelasyon hesaplama yapılmıştır.

3.4.Gürültü Eliminasyonu Uygulama Sonuçları

Çalışmada EKG işaretine eklenen farklı seviyelerden gürültü, farklı dalgacıklar kullanılarak SWT ile elimine edilmiştir. Elimine işlemi öncesinde işaret farklı seviyelerden AGS, YGS veya BGS ile ön işlem yapılmıştır. Uygulama öncelikle veri tabanından seçilen beş farklı işaretde gerçekleştirilmiştir ve en iyi sonuçları veren kombinayon ile tüm veri tabanındaki işaretler incelenmiştir.

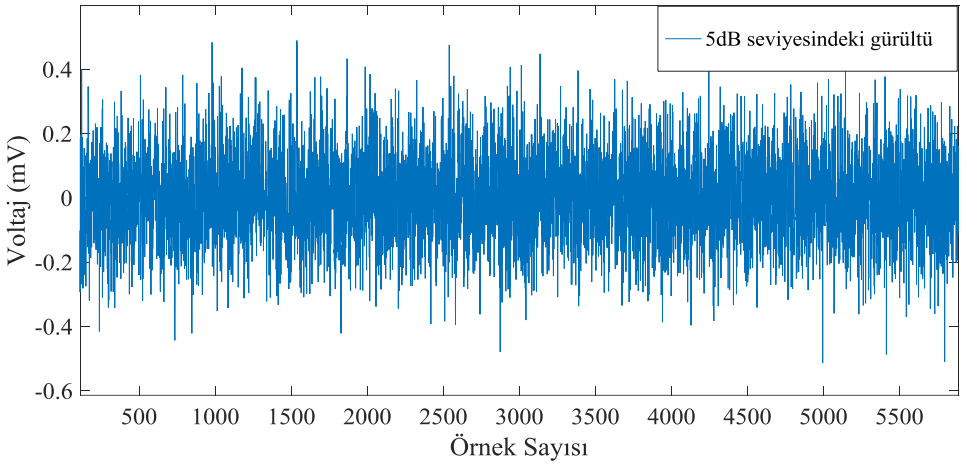
EKG işaretinde bulunan taban hattı kayması polinom uydurma ile düzeltilmiş ve işaret 0 mV seviyesine çekilmiştir. Şekil 3.6'da işaret 100'de mevcut olan taban hattı kayması ve eliminasyon sonucu gösterilmiştir. Taban hattı kayması iptal edilen işaretin 0 mV ekseninde olduğu görülmektedir.



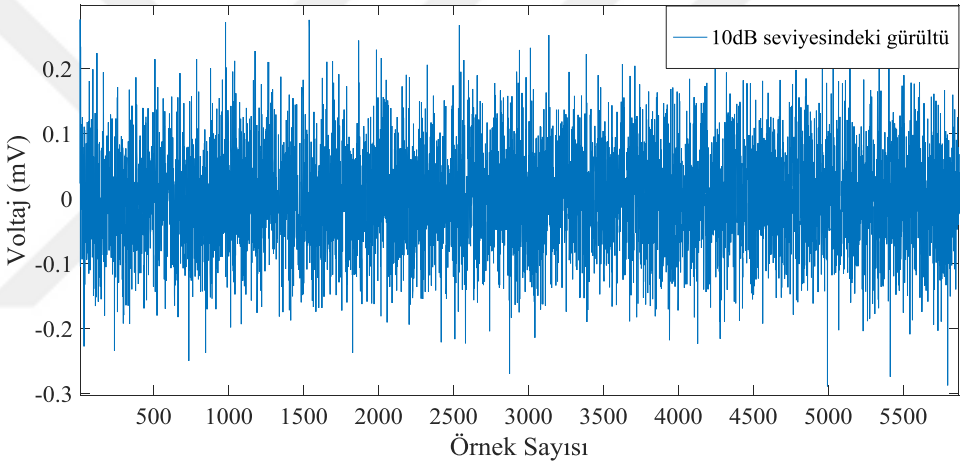
Şekil 3.6. 100 nolu işaretteki taban hattı kaymasının elimine edilmesi

Sağlıklı bir bireyin kalp atım hızı 80-100 bpm aralığında olduğundan ön işlem için kullanılacak süzgecin kesim frekansı EKG işaretinin örnekleme frekansına oranı ile elde edilmiştir. AGS için 0.27, YGS için 0.22 ve BGS için 0.22-0.27 olarak belirlenmiştir. Bu frekanslarda 2, 4 ve 8.seviyelerde AGS, YGS ve BGS süzgeçlerinden birisi kullanılmıştır. Ön işlem sonrası işarete 5dB, 10dB ve 30dB gürültüden birisi eklenmiştir. Gürültü, litertürde de yaygınca kullanılan AWGN (beyaz gauss gürültüsü-white gauss noise) türünde oluşturulmuştur. Eklenen gürültüler Şekil 3.7, 3.8 ve 3,9'da gösterilmiştir. Şekillerde gürültü değeri dB bazında arttıkça genlik aralığının daraldığı görülmektedir.

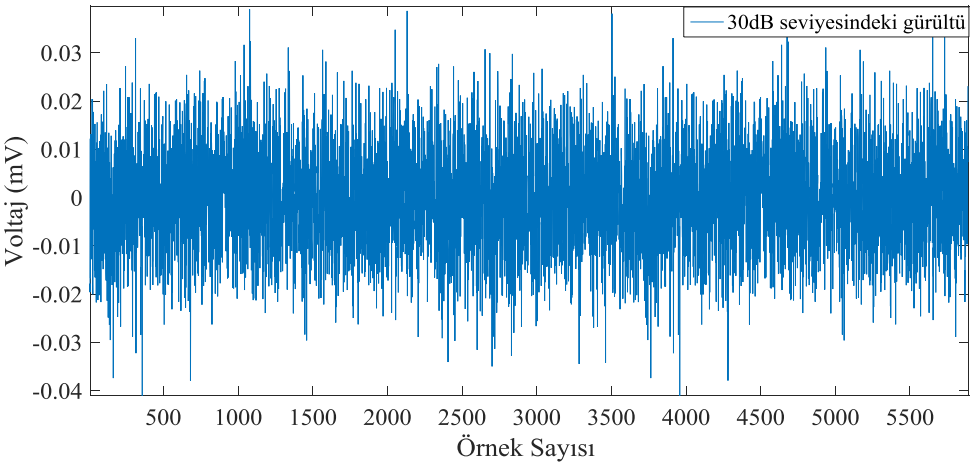
EKG işaretine gürültü eklenmiş durum Şekil 3.10'da gösterilmiştir. Gürültü eklenmiş işaretin orijinal işarete benzerliğinin azaldığı görülmektedir.



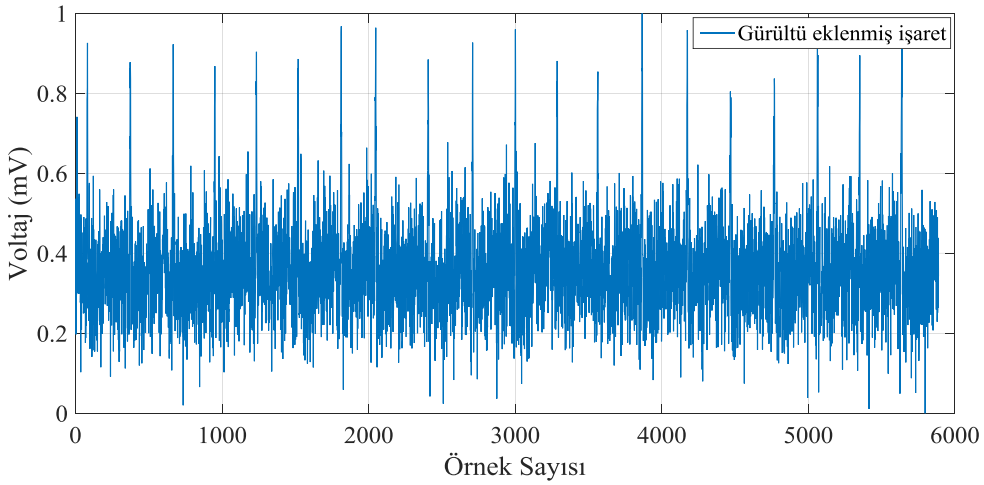
Şekil 3.7. 5 dB seviyesindeki gürültü



Şekil 3.8. Eklenen 10 dB'lik gürültü

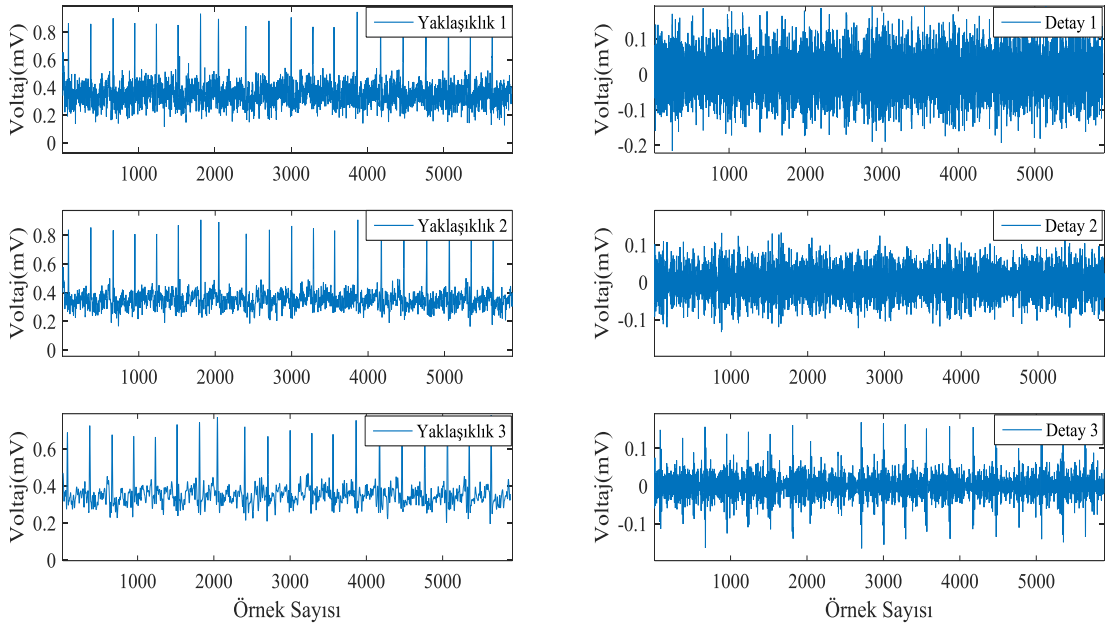


Şekil 3.9. Eklenen 30 dB'lik gürültü



Şekil 3.10. Gürültü eklenmiş işaret

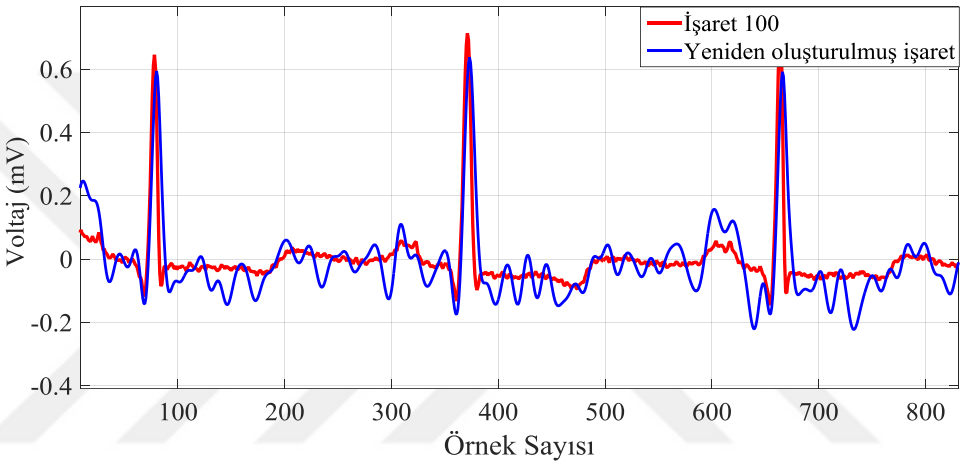
Gürültü eklenmiş işaretin gürültü eliminasyonu için 3.seviyeden SWT kullanılmıştır. Ayrışım sonrasında üç detay ve üç yaklaşıklık bileşeni elde edilmiştir. Gürültü detay bileşenlerinde mevcut olduğu için detay bileşenlerine eşik değeri belirlenir. Elde edilen detaylar için eşikleme türü olarak evrensel ve yumuşak eşikleme ile eşik değeri belirlenmiştir. Bu eşik değerinin üstünde olan kısımlar gürültü olarak tanımlanmış ve işaretin yeniden oluşturulmasında bu değerler 0 olarak alınmıştır. Şekil 3.11'de işaret 100 için 3 seviyeli ayrışım sonucu oluşan detaylar ve yaklaşıklıklar gösterilmiştir.



Şekil 3.11. SWT ile 3. Seviyeden Ayrışım

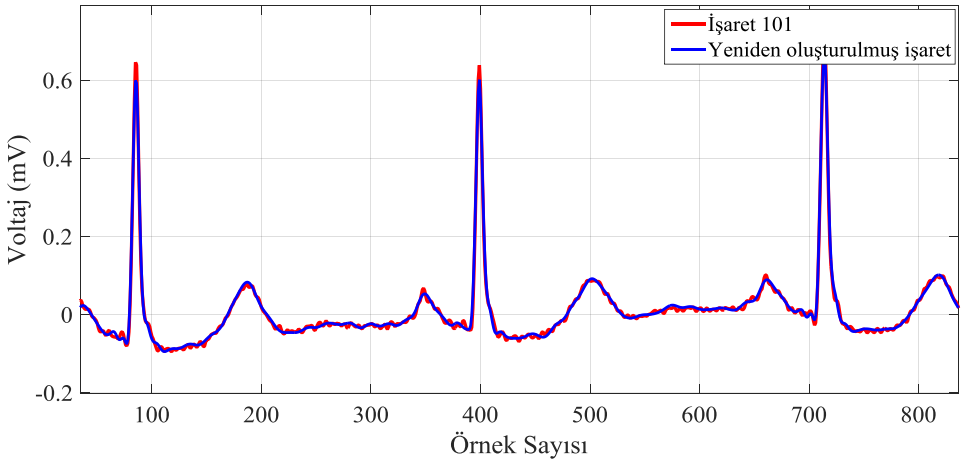
Eliminasyon işlemi sonrasında eşik değerinin altında kalan detaylar ile yaklaşıklık katsayıları toplanarak ana işarete yakın işaret elde edilmiştir. Bu işlem için ters dalgacık dönüşümü kullanılmıştır. Gürültü eliminasyonun performansının test edilmesi için MSE, SNR ve korelasyon hesaplanmıştır.

Şekil 3.12'de işaret 100 için 5 dB'lik gürültü durumundaki eliminasyon sonucu verilmiştir.

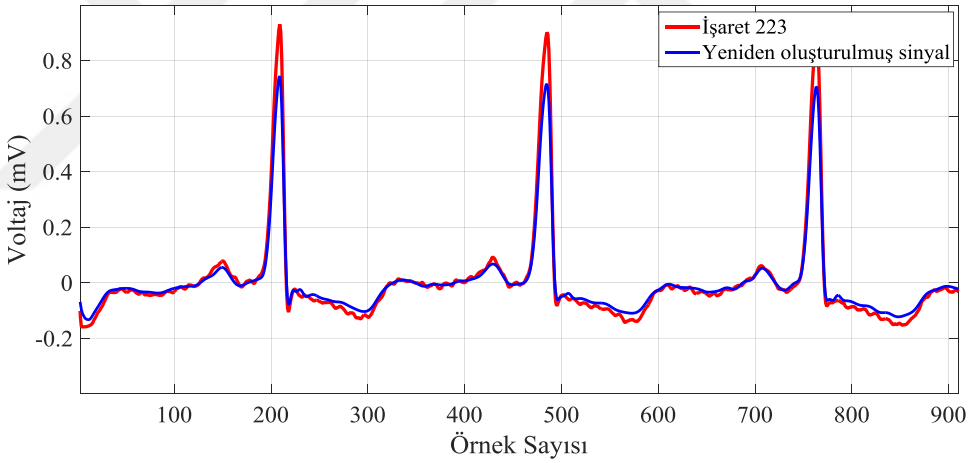


Şekil 3.12. BGS4 ve 5 dB durumunda işaret 100 için gürültü eliminasyonu sonucu

Şekil 3.13'de işaret 101'in 10 dB'lik gürültüden eliminasyonu sonucundaki işaret ile orijinal işaret üst üste çizdirilmiştir. Şekil 3.14'de işaret 233'deki 30 dB'lik gürültünün eliminasyon sonucu gösterilmiştir.



Şekil 3.13. BGS4 ve 10 dB durumunda işaret 101 için gürültü eliminasyonu sonucu



Şekil 3.14. BGS4 ve 30 dB durumunda işaret 233 için gürültü eliminasyonu sonucu

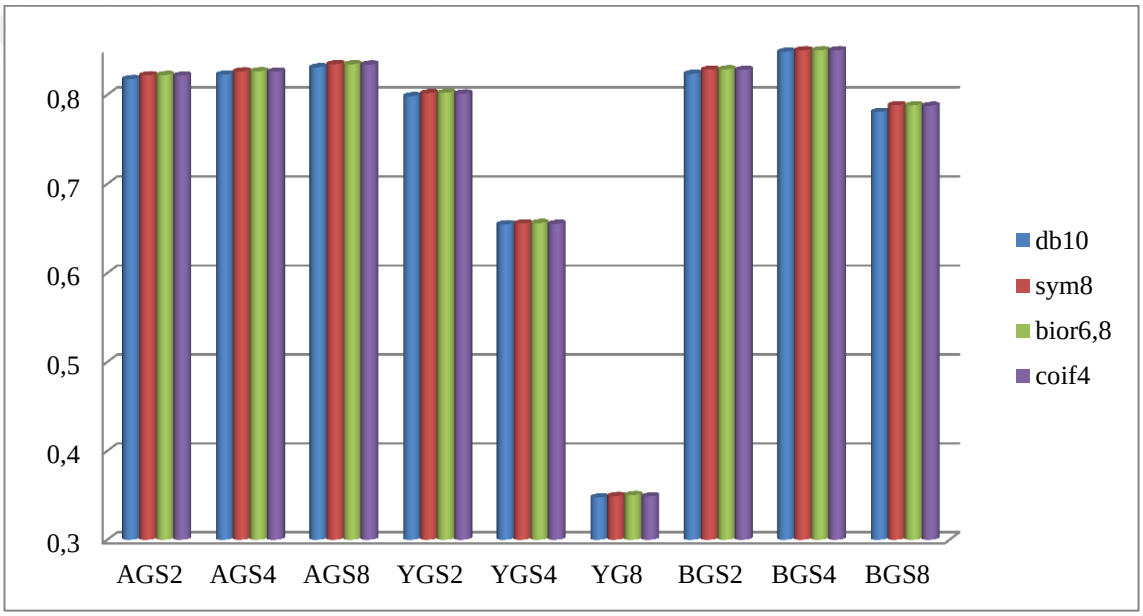
Ön işlemede kullanılacak olan en uygun süzgecin ve derecesinin tespiti için ayrı ayrı 2, 4, 8. derecelerden AGS, YGS ve BGS kullanılmıştır.

İşaret 100'e, 5 dB'lik gürültü eklenmiştir. Korelasyon değeri tüm süzgeç durumları ve dalgacık türleri açısından Tablo 3.1'de incelenmiştir. En iyi durum süzgecin dördüncü seviye bant geçiren süzgeç kullanılması durumunda elde edilmiştir. İşarete en yakın dalgacığın bior6.8 olduğu görülmektedir.

Tablo 3.1. 5 dB gürültü eklenmiş işaret 100 için korelasyon tablosu

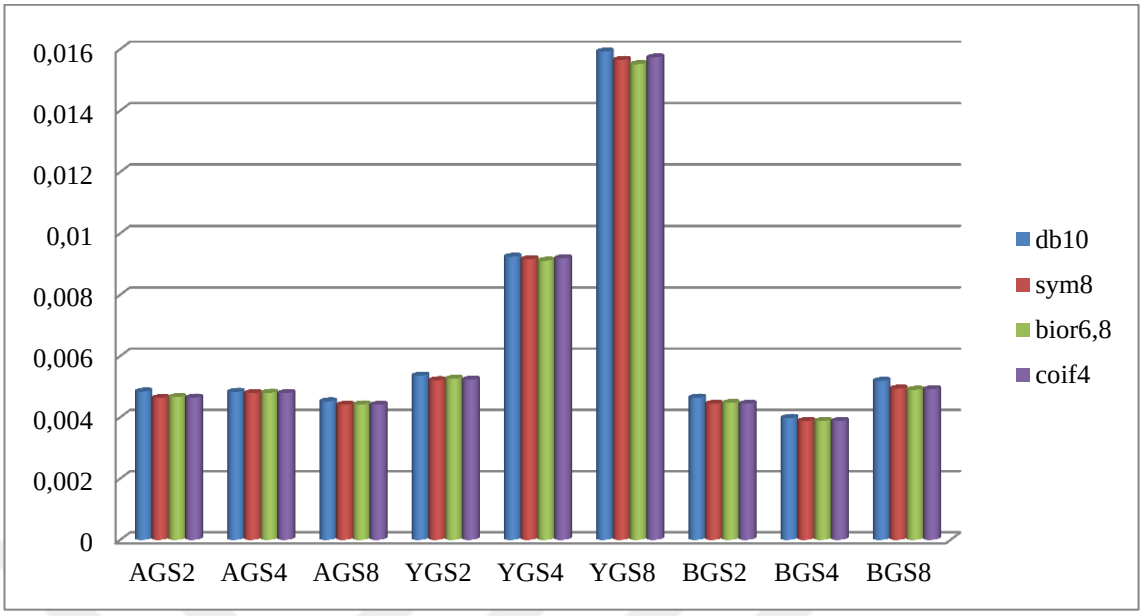
KOR	AGS2	AGS4	AGS8	YGS2	YGS4	YGS8	BGS2	BGS4	BGS8
db10	0,8177	0,8227	0,8309	0,7985	0,6548	0,3477	0,8236	**0,8484**	0,7808
sym8	0,8222	0,8264	0,8343	0,8022	0,6562	0,3504	0,8286	**0,8542**	0,7881
bior6,8	0,8219	0,8263	0,8344	0,8019	0,6557	0,3493	0,8282	**0,8545**	0,7884
coif4	0,8216	0,826	0,834	0,8015	0,6553	0,3488	0,828	**0,8541**	0,7877

Tablo 3.1'deki durumun karşılaştırmalı grafiği Şekil 3.15'de gösterilmiştir. Genel olarak ön işlemede BGS4, dalgacık türü olarak ise bior6.8'in kullanıldığı durumda 5 dB'lik gürültü eliminasyonu sürecinde korelasyon değerinin daha yüksek değerde olduğu görülmektedir.



Şekil 3.15. İşaret 100, 5 dB gürültü için korelasyonun dalgacık ve süzgeç açısından değerlendirilmesi

Şekil 3.16'da işaret 100 için MSE incelenmiştir. En düşük MSE değeri BGS4 kullanıldığında elde edilmiştir.

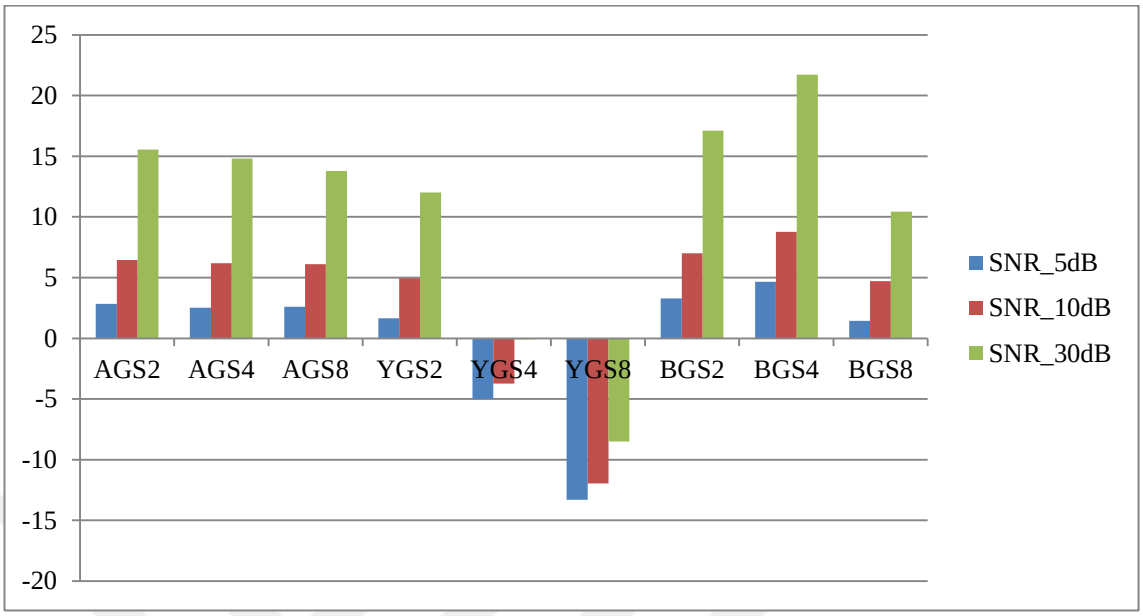


Şekil 3.16. İşaret 100, 5 dB gürültü için MSE'nin dalgacık ve süzgeç açısından değerlendirilmesi

Tablo 3.2. 10 dB ve 30 dB gürültü eklenmiş işaret 100 için korelasyon tablosu

	10dB Gürültü									**30dB Gürültü**								
KOR	AGS2	AGS4	AGS8	YGS2	YGS4	YGS8	BGS2	BGS4	BGS8	AGS2	AGS4	AGS8	YGS2	YGS4	YGS8	BGS2	BGS4	BGS8
db10	0,9146	0,918	0,924	0,9029	0,8108	0,5307	0,9182	**0,933**	0,9004	0,9952	0,996	0,9965	0,9942	0,9879	0,9522	0,9953	**0,9965**	0,9946
sym8	0,9223	0,9251	0,9303	0,9111	0,8184	0,537	0,9258	**0,9386**	0,9101	0,9956	0,9964	0,9969	0,9948	0,9892	0,9579	0,9957	**0,9964**	0,9951
bior6,8	0,921	0,9239	0,9294	0,9099	0,8184	0,5385	0,9244	**0,9396**	0,9089	0,9954	0,9962	0,9967	0,9945	0,9887	0,9567	0,9955	**0,9968**	0,9949
coif4	0,9218	0,9247	0,9299	0,9106	0,8179	0,5363	0,9253	**0,9394**	0,9097	0,9956	0,9963	0,9968	0,9947	0,9891	0,9576	0,9956	**0,9964**	0,995

Tablo 3.3'de 10 dB ve 30 dB gürültüleri eklenmesi durumundaki korelasyon incelenmiştir. İki gürültü türünde de BGS4 ve bior6.8 en yüksek korelasyon değerini vermiştir.

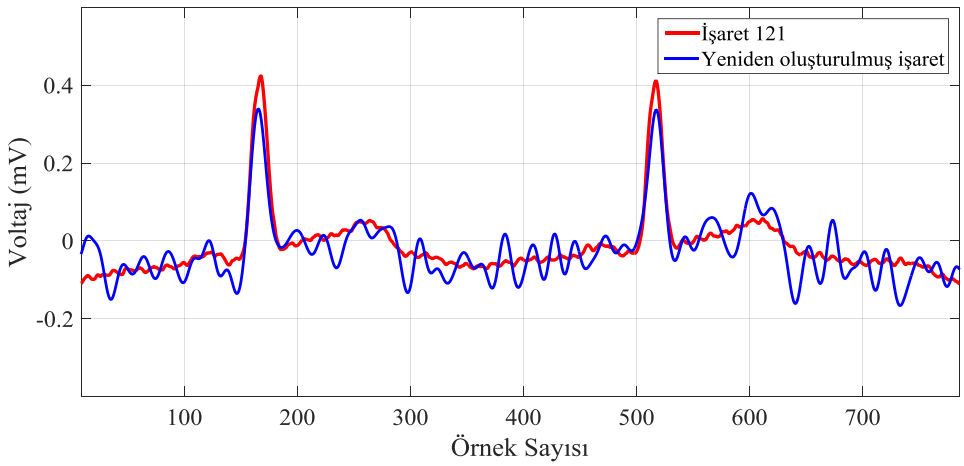


Şekil 3.17. İşaret 100 için gürültü seviyelerine göre SNR değişimi

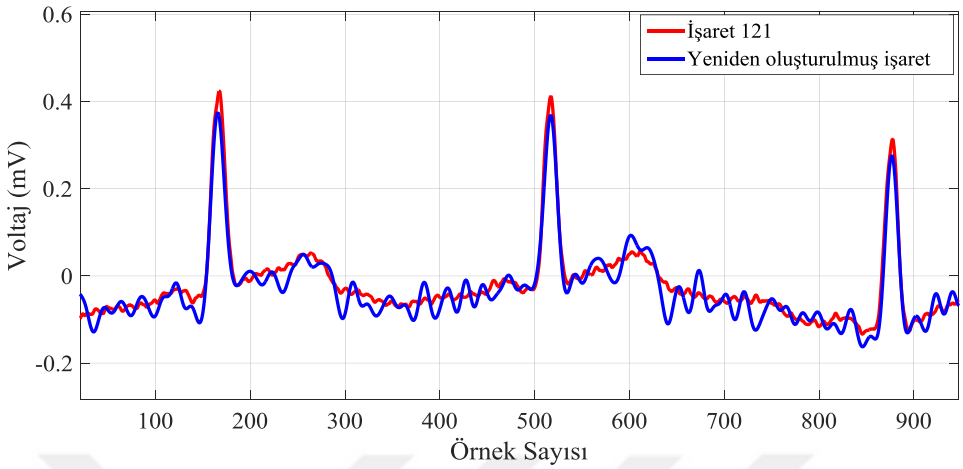
Şekil 3.17'de üç gürültü durumu için de SNR değerleri ön işlem süzgecine göre incelenmiştir. En yüksek SNR değeri BGS4'de elde edilmiştir.

Her EKG işaretinin farklı olmasından dolayı işaret 121 için de grafikler çizdirilmiştir.

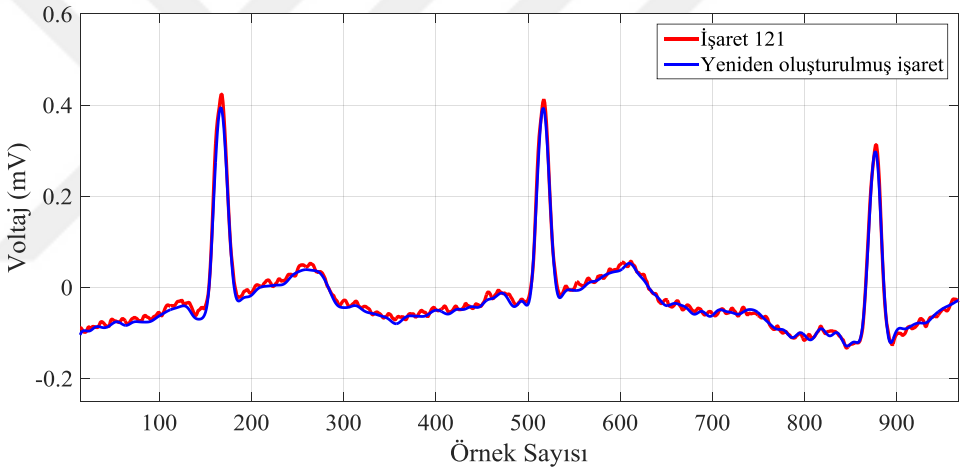
Şekil 3.18, Şekil 3.19 ve Şekil 3.20'da işaret 121 için gürültü eliminasyonu sonucu elde edilen işaret ile orijinal işaret üst üste çizdirilmiştir. Gürültü değeri 5 dB'den 30 dB'ye doğru gittikçe oluşturulan işaretin orijinal işareti daha iyi takip ettiği görülmüştür.



Şekil 3.18. BGS4 ve 5 dB durumunda işaret 121 için gürültü eliminasyonu sonucu



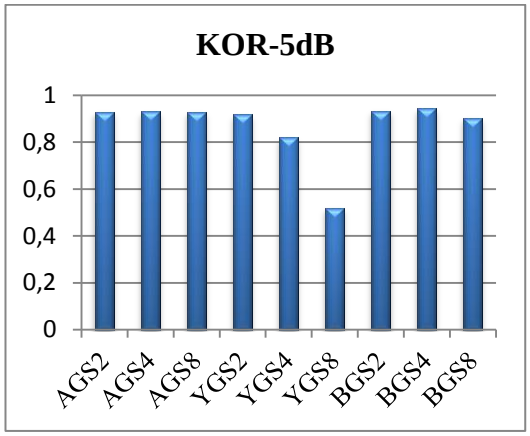
Şekil 3.19. BGS4 ve 10 dB durumunda işaret 121 için gürültü eliminasyonu sonucu



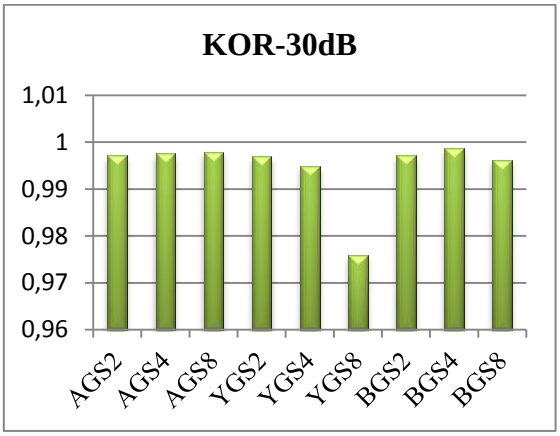
Şekil 3.20. BGS4 ve 30 dB durumunda işaret 121 için gürültü eliminasyonu sonucu

İşaret 109 tüm gürültü seviyeleri için MSE ve korelasyon sonuçları incelenmiştir. Şekil 3.21'de 5dB, Şekil 3.22'de 10dB ve Şekil 3.23'de 30 dB için korelasyon değerleri gösterilmiştir. Şekillerde BGS4'ün küçük farklarla daha iyi sonuç verdiği gösterilmiştir.

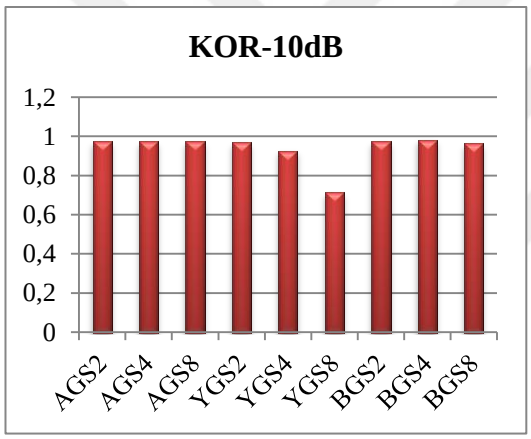
Şekil 3.24, Şekil 3.25 ve Şekil 3.26'da sırası ile 5 dB, 10 dB ve 30 dB'deki MSE değerleri gösterilmiştir. Tüm durumlarda BGS4'ün en düşük MSE değerini verdiği görülmektedir.



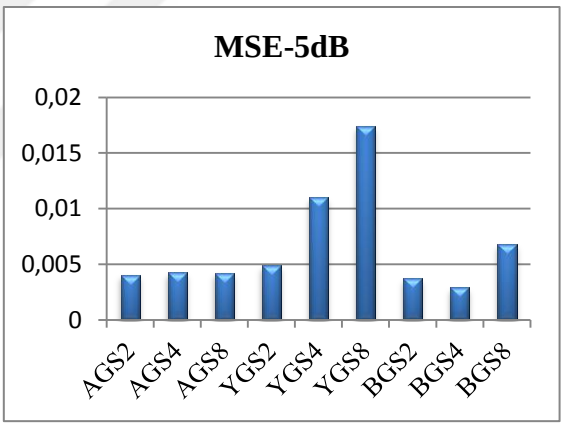
Şekil 3. 21. İşaret 109, 5 dB gürültü için korelasyonun bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi



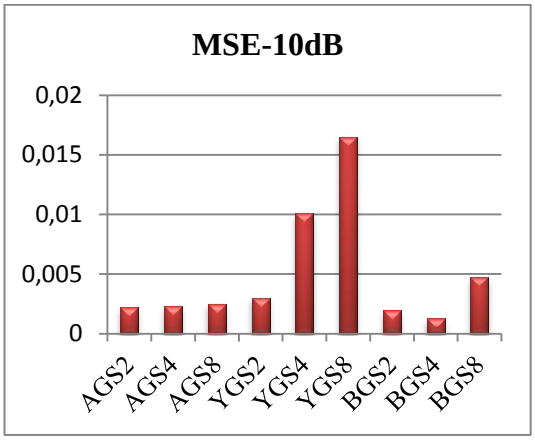
Şekil 3. 23. İşaret 109, 30 dB gürültü için korelasyonun bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi



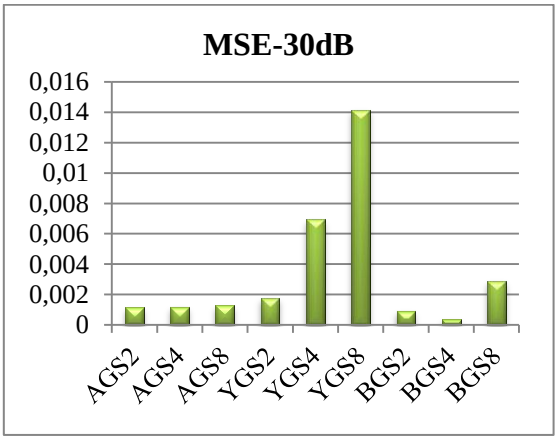
Şekil 3. 22. İşaret 109, 10 dB gürültü için korelasyonun bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi



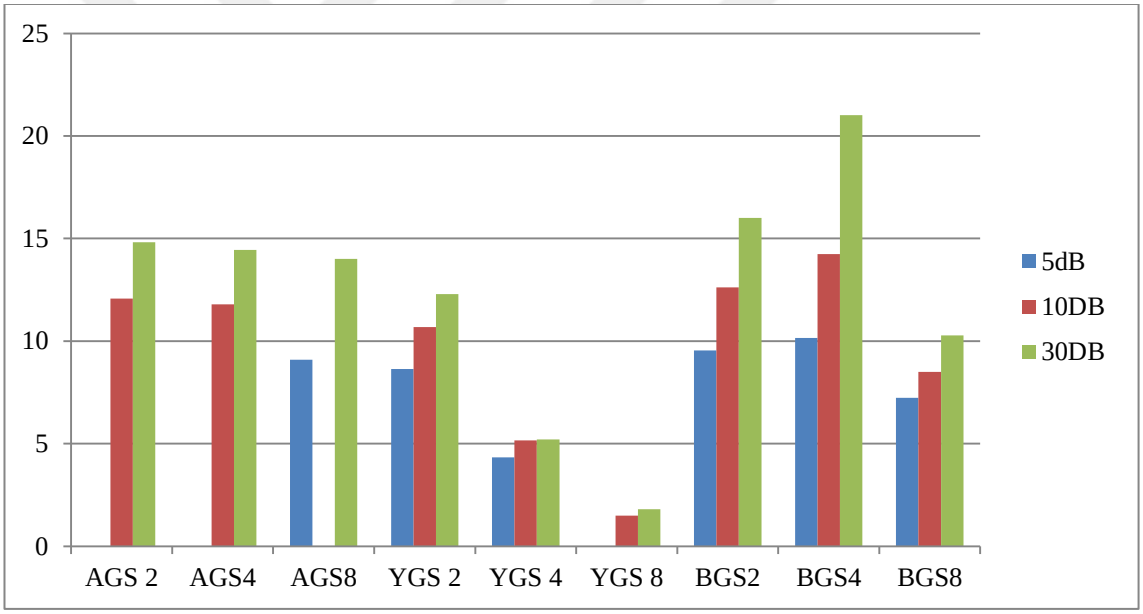
Şekil 3. 24. İşaret 109, 5 dB gürültü için MSE'nin bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi



Şekil 3. 25. İşaret 109, 10 dB gürültü için MSE'nin bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi

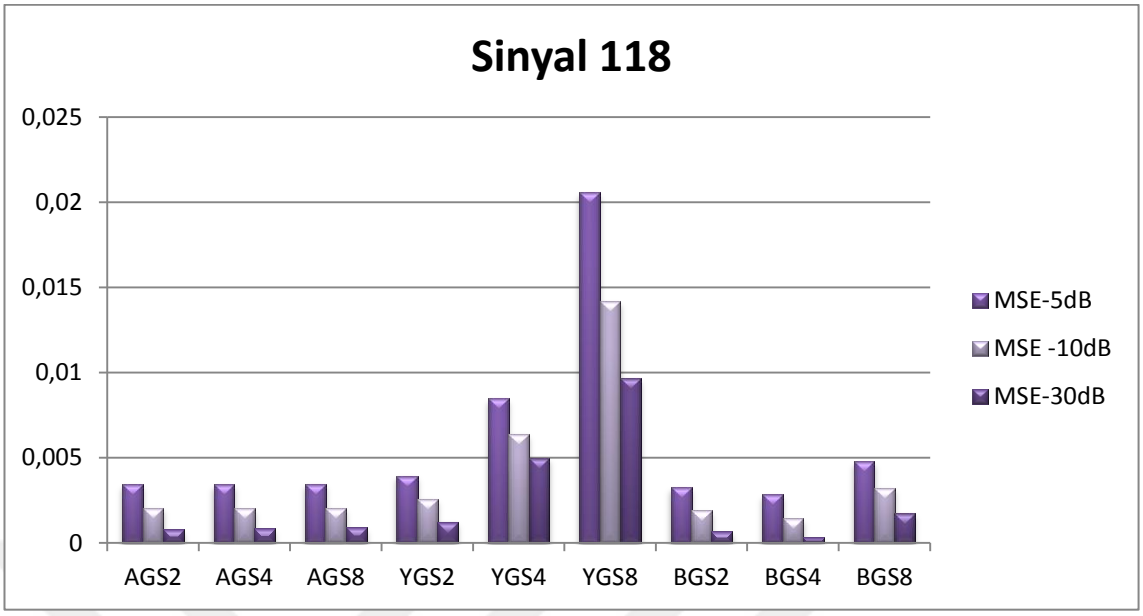


Şekil 3. 26. İşaret 109, 30 dB gürültü için MSE'nin bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi

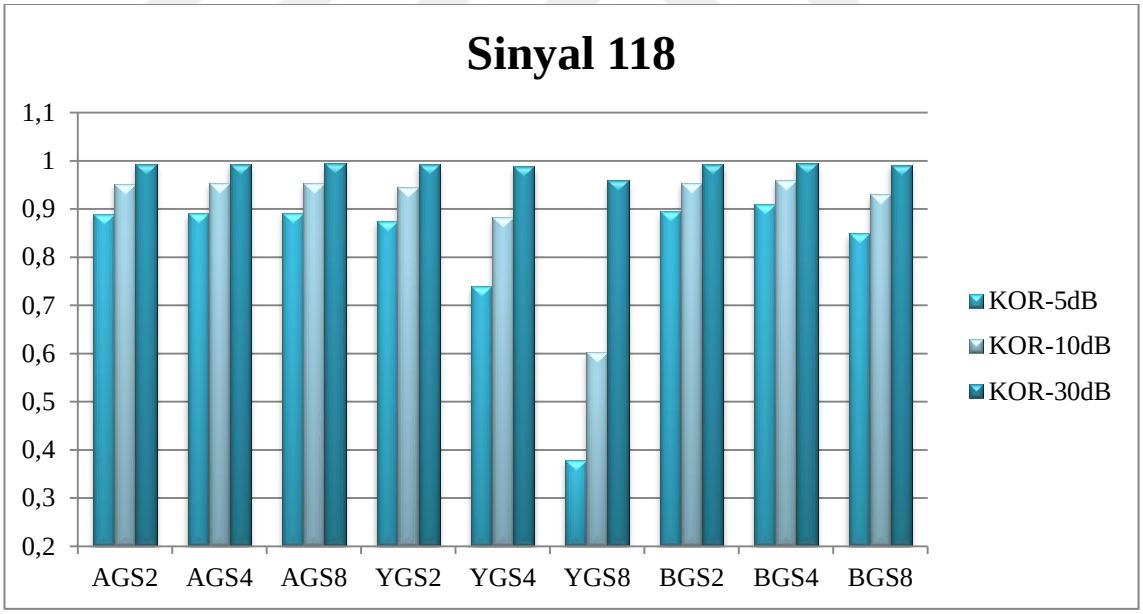


Şekil 3.27. İşaret 109 için SNR değerleri

Ön işleme süzgecinin incelenmesi için dalgacık bior6.8 ile ayrışımı yapılan işaret 118, 121 ve 208 için MSE ve korelasyon değeri incelenmiştir. Şekil 3.28'de en düşük MSE değerinin ve Şekil 3.29'da en yüksek korelasyon değerinin BGS4'de elde edildiği görülmektedir.

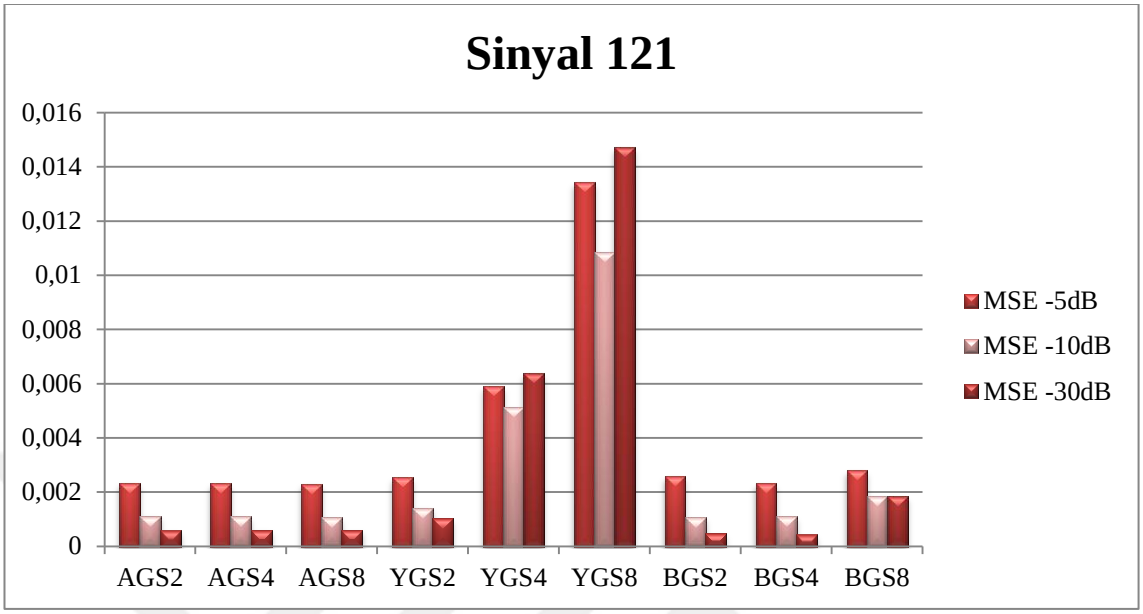


Şekil 3. 28. İşaret 118, gürültü türleri ve ön işleme açısından MSE'nin bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi

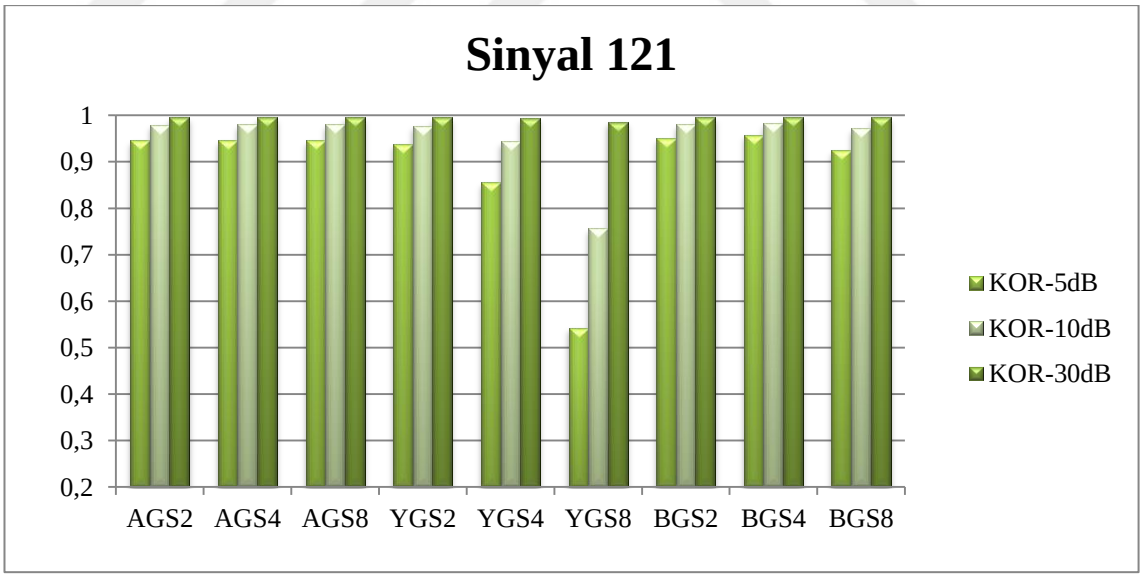


Şekil 3. 29. İşaret 118, gürültü türleri ve ön işleme açısından korelasyonun bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi

İşaret 121 için Şekil 3.30 ve Şekil 3.31'de MSE ve korelasyon değerleri incelenmiştir.



Şekil 3. 30. İşaret 121, gürültü türleri ve ön işleme açısından MSE'nin bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi

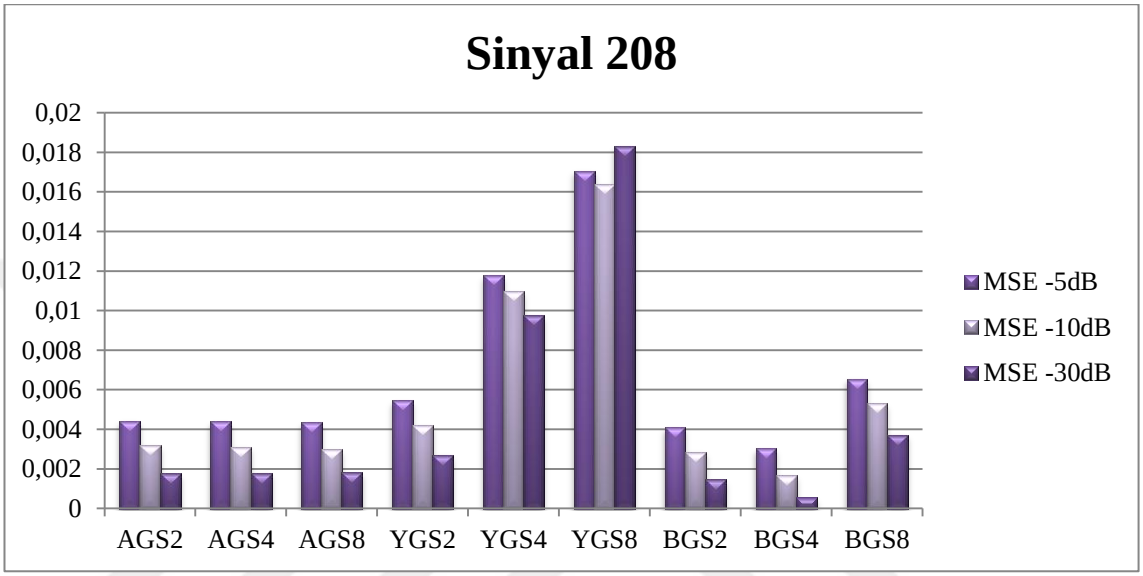


Şekil 3. 31. İşaret 121, gürültü türleri ve ön işleme açısından korelasyonun bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi

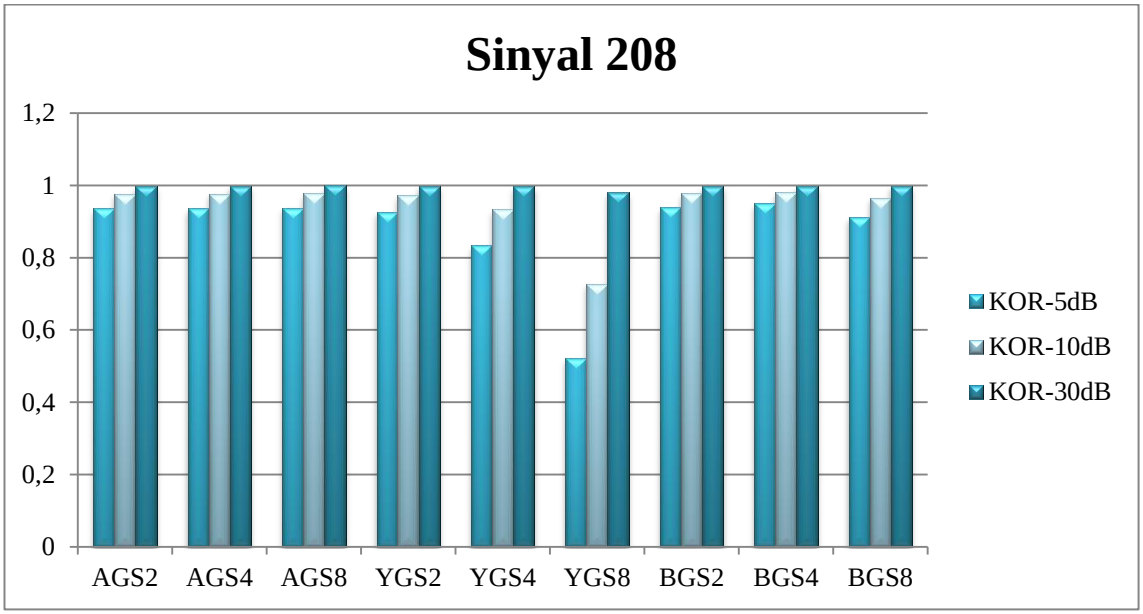
Şekil 3.30'da üç farklı gürültü türü için MSE değeri bior6.8 kullanılarak yapılan eliminasyonu sonuçları grafiksel olarak verilmiştir. YGS8'de en yüksek MSE değerini verirken BGS4'de en düşük MSE değeri verdiği görülmektedir. Korelasyon açısından

Şekil 3.31'e bakıldığında işaret 121 için BGS4'de en yüksek değerin elde edildiği görülmektedir.

Şekil 3.32 ve Şekil 3.33'de MSE ve korelasyon değerleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. En iyi durum BGS4'de elde edilmiştir.



Şekil 3.32. İşaret 208, gürültü türleri ve ön işleme açısından MSE'nin bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi

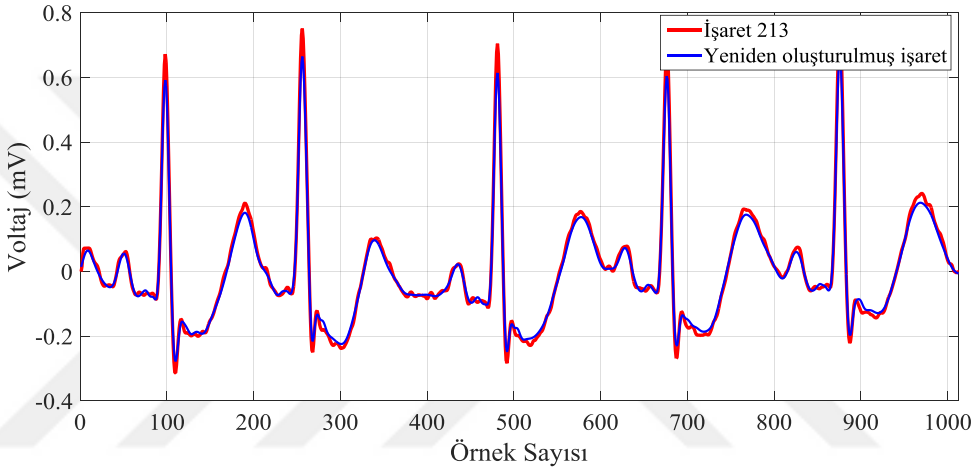


Şekil 3.33. İşaret 208, gürültü türleri ve ön işleme açısından korelasyonun bior6.8 dalgacığı ile incelenmesi

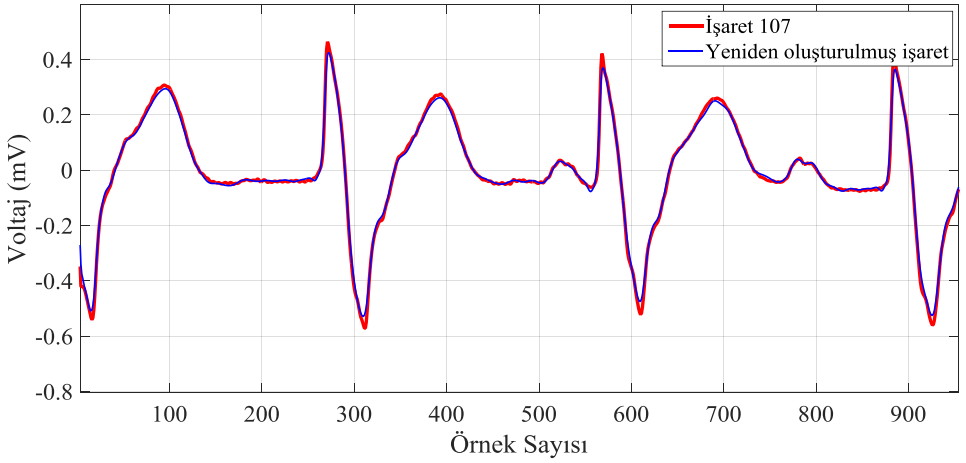
Farklı işaretler kullanılarak yapılan çalışmalarda en iyi sonuç veren dalgacığın bior6.8 ve ön süzgeçlemenin BGS4 ile olduğu görülmüştür. Diğer tüm işaretler bu şartlar baz alınarak incelenmiştir.

İncelenen işaretlerin gürültü eliminasyonu sonuçları işaretler üst üste çizdirilerek de incelenmiştir. İşaretlerde öncelikle BGS4 ile ön işleme yapılmıştır.

Şekil 3.34'de 30 dB'lik gürültü işaret 213'de incelenmiştir. Yeniden oluşturulmuş işaretin çok iyi takip ettiği görülmektedir.



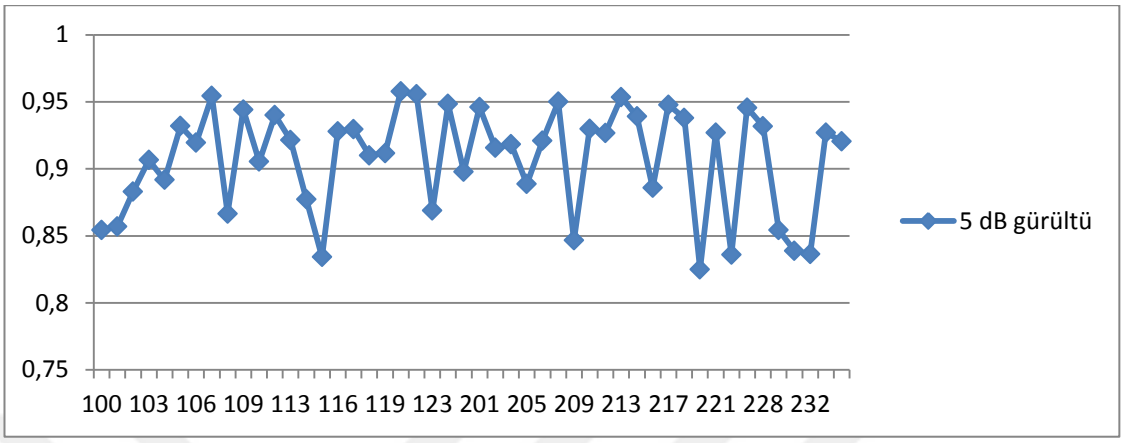
Şekil 3.34. BGS4 ve 30 dB durumunda işaret 213 için gürültü eliminasyonu sonucu



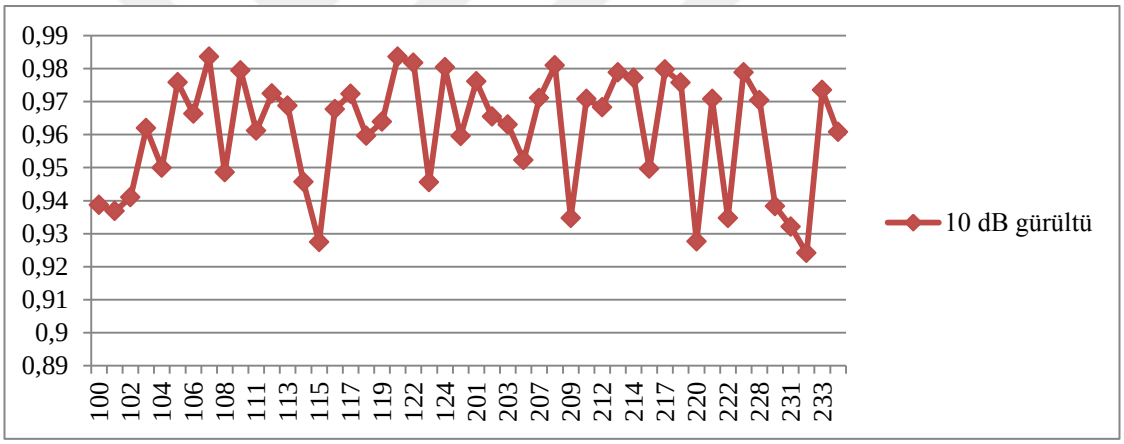
Şekil 3.35. BGS4 ve 30 dB durumunda işaret 107 için gürültü eliminasyonu sonucu

Şekil 3.35'de işaret 107 için 30 dB incelenmiştir. Yeniden oluşturulmuş işaretin birebir takip ettiği görülmüştür.Veri tabanında bulunan 48 işaret içinde BGS4 ile bior6.8

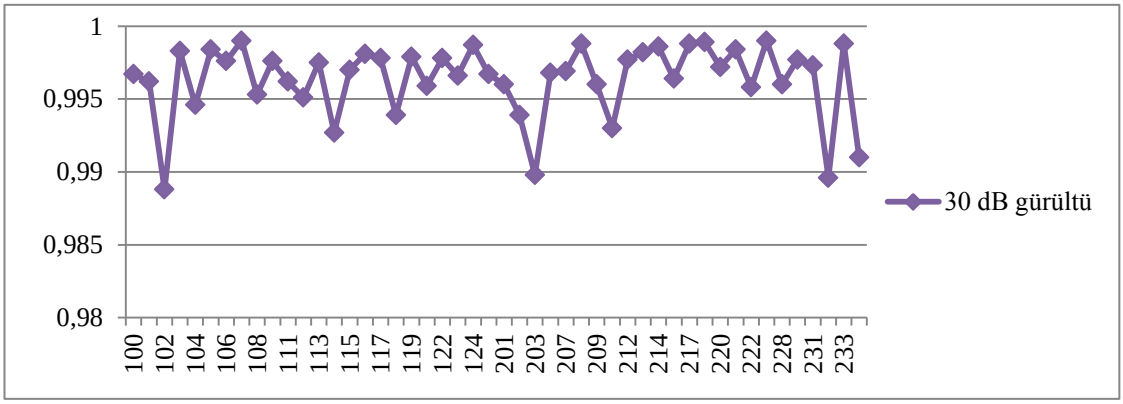
kullanılarak gürültü eliminasyonu incelenmiştir. Gürültü seviyelerine göre korelasyon incelemeleri Şekil 3.36, Şekil 3.37, Şekil 3.38'de grafiksel olarak verilmiştir.



Şekil 3.36. Tüm işaretlerin 5 dB'lik gürültüde korelasyonunun incelenmesi

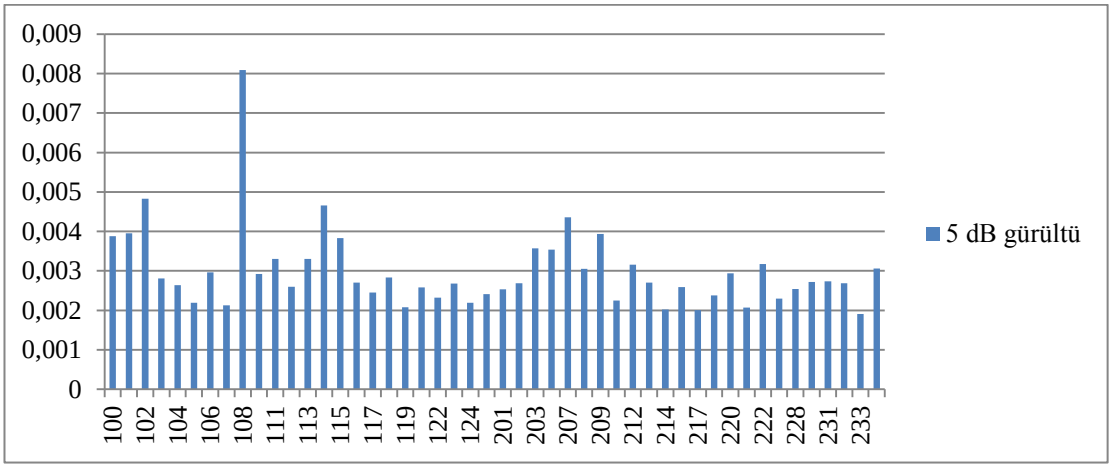


Şekil 3.37. Tüm işaretlerin 10 dB'lik gürültüde korelasyonunun incelenmesi

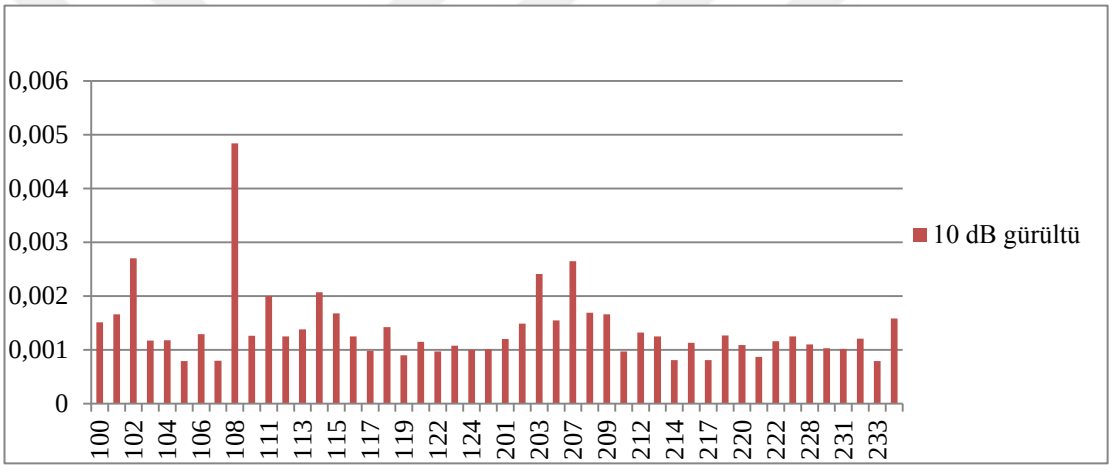


Şekil 3.38. Tüm işaretlerin 30 dB'lik gürültüde korelasyonunun incelenmesi

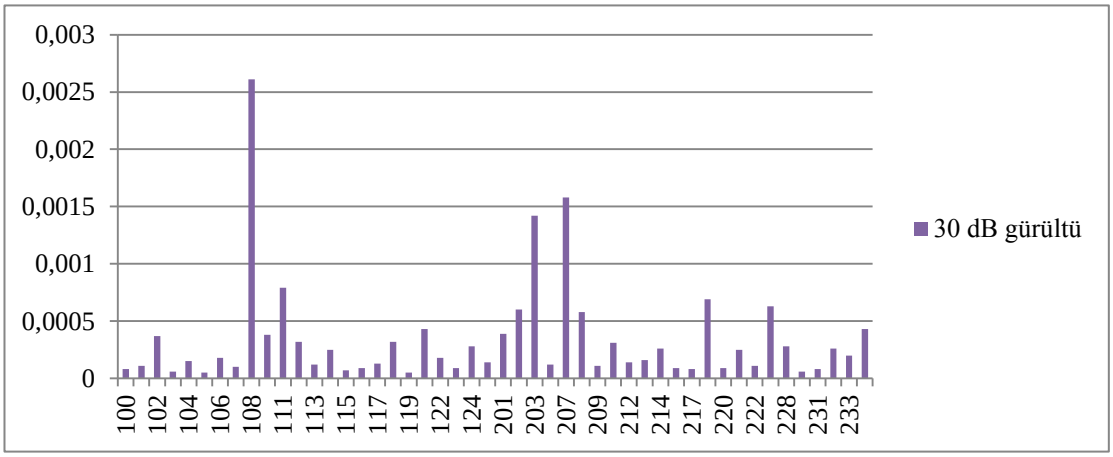
Şekil 3.39, 3.40 ve 3.41'de MSE sonuç grafikleri verilmiştir.



Şekil 3.39. Tüm işaretlerin 5 dB'lik gürültüde MSE'sinin incelenmesi

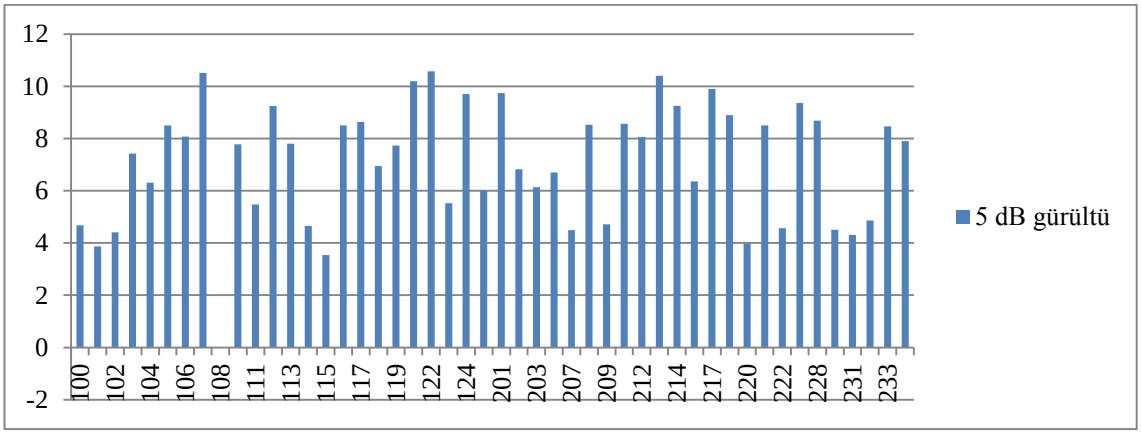


Şekil 3.40. Tüm işaretlerin 10 dB'lik gürültüde MSE'sinin incelenmesi

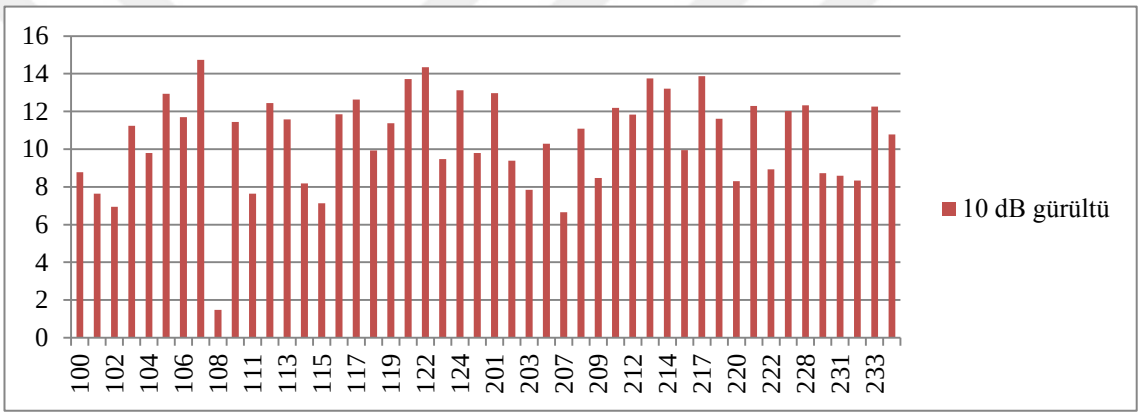


Şekil 3.41. Tüm işaretlerin 30 dB'lik gürültüde MSE'sinin incelenmesi

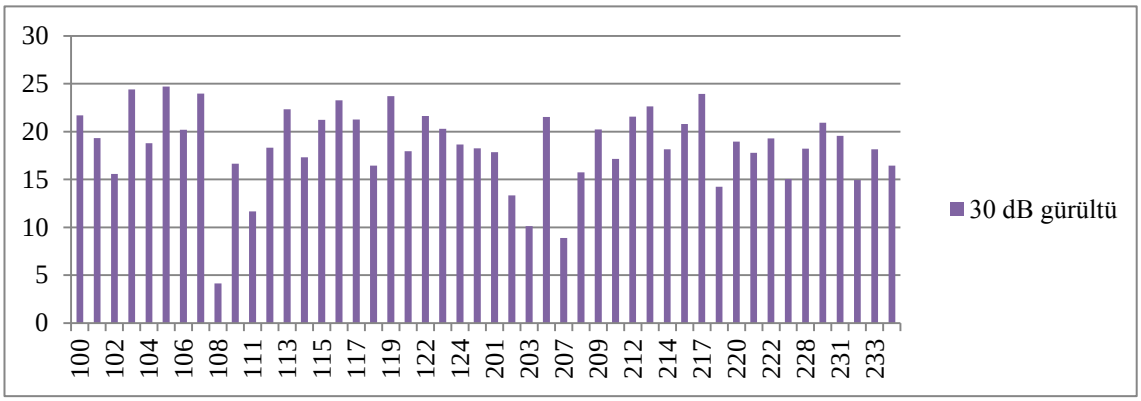
Şekil 3.42, 3.43 ve 3.44'de 48 işaret içinde SNR değerleri verilmiştir.



Şekil 3.42. Tüm işaretlerin 5 dB'lik gürültüde SNR incelenmesi



Şekil 3.43. Tüm işaretlerin 10 dB'lik gürültüde SNR incelenmesi



Şekil 3.44. Tüm işaretlerin 30dB'lik gürültüde SNR incelenmesi

Yapılan incelemeler sonrasında korelasyon, SNR ve MSE'nin aralıkları ile ilgili değerler Tablo 3.3'de oluşturulmuştur.

Tablo 3.3. MSE, korelasyon ve SNR açısından maksimum minimum aralıkları

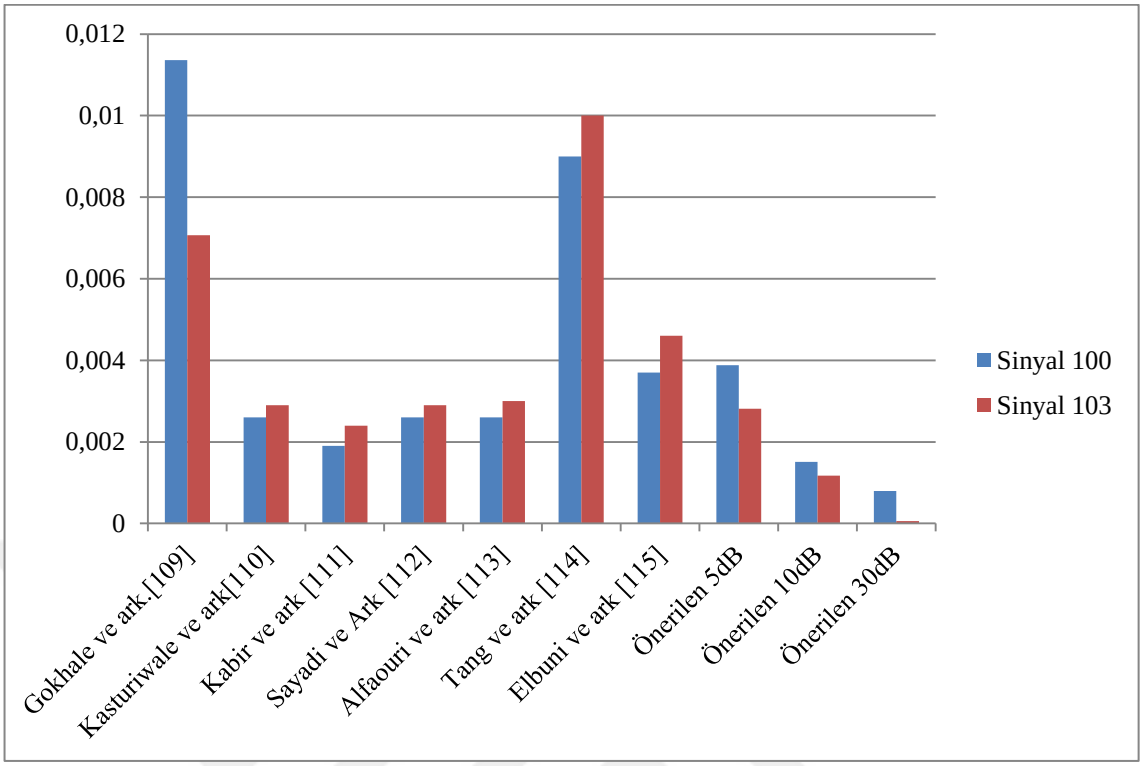
Gürültü Seviye (dB)	MSE (min.-mak.)	Korelasyon (min.-mak.)	SNR (min.-mak.)
5	0.002-0,0081	0,825-0.9548	3,541-10,51
10	0.0008-0.0048	0.9274-0,9835	1.467-14,737
30	0.0005-0.00261	0.9888-0,999	4,155-24,713

Yapılan incelemelerde seçilen ana dalgacıklardan bior6.8'in ve ön işlemde kullanılan BGS4'ün MSE, SNR ve korelasyon açısından en iyi sonuçları verdiği görülmüştür.

İşaret 100 ve işaret 103'de üç gürültü seviyesi için de elde edilen MSE değerleri literatürdeki çalışmalar ile karşılaştırılmıştır. Tablo 3.6'da karşılaştırma verilmiştir. Şekil 3.45'de ise grafiksel olarak karşılaştırılmıştır. Sonuçlardan da görüleceği üzere literatürden daha küçük MSE değerleri elde edilmiştir.

Tablo 3.4. Literatür karşılaştırılması

	İşaret 100	İşaret 103
Gokhale ve ark.[109]	0,01136	0,00707
Kasturiwale ve ark[110]	0,0026	0,0029
Kabir ve ark [111]	0,0019	0,0024
Sayadi ve ark [112]	0,0026	0,0029
Alfaouri ve ark [113]	0,0026	0,003
Tang ve ark [114]	0,009	0,01
Elbuni ve ark [115]	0,0037	0,0046
Önerilen yöntem (5 dB)	0,00388	0,00281
Önerilen yöntem (10 dB)	0,00151	0,00117
Önerilen yöntem (30 dB)	0,0008	0,00006



Şekil 3.45. Sonuçların grafiksel olarak karşılaştırılması

4. BÖLÜM

QRS KOMPLEKSİNİN BELİRLENMESİ

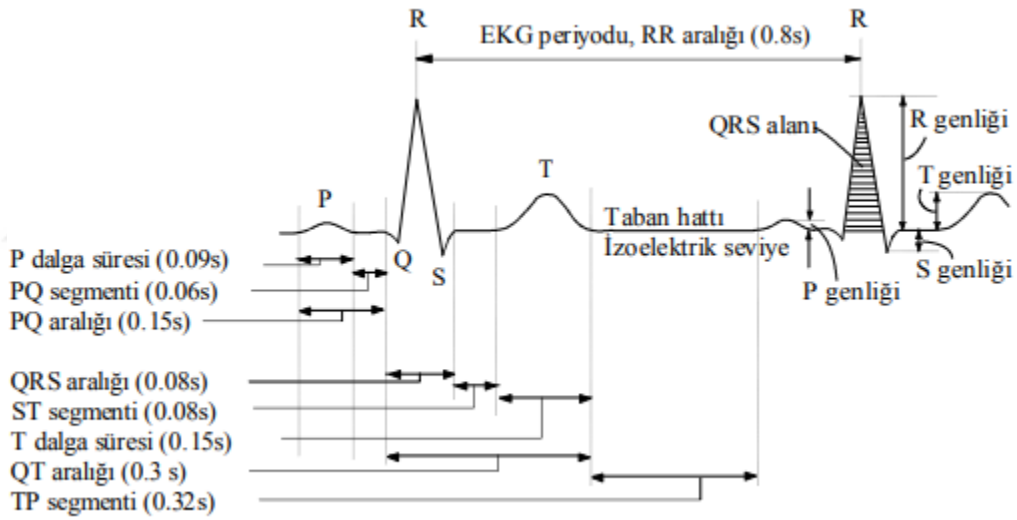
Tez çalışmasının bu bölümünde gürültü eliminasyonu tamamlanan işarette en belirgin kısım olan QRS kompleksinin tespiti incelenmiştir**.** Dalgacık analizi ile ayrıştırılan işarette enerji analizi, frekans analizi ve korelasyon hesaplanarak QRS tespitinin en verimli yapılacağı detay belirlenmiştir. Tespit edilen R tepeleri veri tabanından alınan değerler ile karşılaştırılarak bölüm sonunda literatür karşılaştırılması yapılmıştır.

4.1.EKG İşaretindeki Tepeler ve QRS Kompleksinin Belirlenmesi

EKG işaretinin bir periyodu kalpteki atardamarların kan döngüsünü temsil eder. Bir EKG döngüsü P-QRS-T dalgalarından oluşur. P dalgası, atriyumun depolarizasyonunun neden olduğu taban çizgisinden uzakta bir alçak gerilim sapmasıdır. QRS kompleksi ise, dikey depolarizasyonun neden olduğu EKG'nin en büyük genlik bölümüdür [9]. Elektrokardiyogramın klinik olarak yararlı bilgilerinin çoğu, özellikleri ile tanımlanan aralıklarda ve genlikte bulunur. EKG tepelerinin tespiti için doğru ve hızlı yöntemin geliştirilmesi, özellikle uzun kayıtların analizi için büyük önem taşımaktadır[89]. Fakat işaretteki P,QRS ve T dalgalarının tespit edilmesi için oluşturulacak olan algoritma, işaretin gürültüden ve birkaç fizyolojik koşuldan etkilendiği durumlarda işaretin değişen morfolojisine bağlı olarak zor bir problemdir. QRS kompleksi, Q, R ve S tepelerinden oluşan bir kardiyak döngüden oluşur ve işaretteki en büyük genlikli bölümdür. Bu da öznitelik çıkarımlarında QRS tespitinin öncelikli olması durumunu açıklar [84, 89]. Tablo 4.1'de EKG işaretindeki tepelerin genlikleri ve zaman aralıkları verilmiştir.

Tablo 4.1. EKG tepelerinin genlik ve süreleri [89]

Genlik	
P Dalgası	0.25mV
R Dalgası	1.60mV
Q Dalgası	R dalgasının %25'i
T Dalgası	0.1-0.5mV
Süre	
R-T Zaman Aralığı	0.12-0.20 saniye
Q-T Zaman Aralığı	0.3-0.44 saniye
S-T Zaman Aralığı	0.05-0.155 saniye
P Dalga Zaman Aralığı	0.09 saniye
QRS Zaman Aralığı	0.08 saniye



Şekil 4.1. EKG tepeleri [96]

Şekil 4.1'de tepeler ve süreleri ile ilgili görsel verilmiştir. Dalgacık dönüşümü temelde CWT ve DWT olarak iki türe ayrılır. CWT yedek işaret bilgisini içinde barındırır. Simard ve arkadaşları sürekli dalgacık dönüşümünün hesaplama süresinin ayrık dalgacık dönüşümünün hesaplama süresinden dört kat fazla olduğunu ispatlamışlardı [90]. Gerçek zamanlı R tepelerinin bulunmasında DWT'nin kullanımı yaygın olsa da, DWT'nin kayma hassasiyeti ve faz bilgisinin olmaması sınırlamalara neden olur. Bu durumlara ek olarak işaret tepelerinin bulunması durumunda DWT'nin sabit kaydırmaya sahip olması ve büyük ölçeklerde çözünürlüğün kötüleşmesi DWT ile

öznitelik çıkarımını zorlaştırır [69]. Bu sorunlar SWT kullanılarak giderilebilir. Fakat bu amaçla SWT'nin kullanımı Li ve Arvinti'nin çalışmalarında olsa da bu konuda çok fazla çalışma bulunmamaktadır [91, 92]. Dönüşüm algoritmasının her seviyesinde katsayıların aşağı örneklenmemesi nedeniyle, her bir seviyede eşit uzunlukta dalga boyu katsayılarına sahip dizilerinde daha fazla veri mevcuttur ve dolayısıyla daha iyi bir tespit gerçekleştirilebilir [69, 93]. Yukarda sayılan sebeplerden dolayı QRS tespitinde SWT'nin kullanımı daha doğru sonuç verir.

Çok fazla sayıda dalgacık olmasına rağmen, hepsi aynı işarette veya farklı problemlerde aynı performansı göstermez. Dalgacıkların seçiminde mutlak bir kural olmamasına rağmen amaç işaret ile dalgacığın birbirine benzer olmasıdır [94]. Çalışmalarda db2, db6 ve sym4 gibi QRS yapısına benzer dalgacıklar çalışmalarda kullanılmıştır.

Dalgacık dönüşünün seviyesi bir işaretdeki tepe noktalarının sayısını ve yerlerini etkiler. Ayrışım seviyesin seçimi, işaretin analiz edilmesi için gerekli olan frekans bileşenlerine bağlıdır. İşaretin örnek sayısının ikinin kuvveti olması gerekmektedir [92].

MIT-BIH aritmi veritabanından alınan EKG kayıtlarının örnekleme frekansı 360 Hz'dir. Nyquist kriterine göre fs ≥ 2fmax olması gerektiğinden maksimum frekans 130 Hz (fmax) mertebesindedir. Bu nedenle işaretlerin gerçek frekans bileşenlerinin aralığı 0 ile 130Hz arasındadır.Tablo 4.2'deki frekans aralıklarına bakıldığında D3, D4 ve D5'de 2.5 - 39.5Hz frekans aralığına sahip QRS kompleksinin tespiti mümkündür.

Tablo 4.2. EKG detay katsayılarının frekans aralığı

Katsayılar	Frekans Aralığı (Hz)
D1	65...130
D2	32.5...65
D3	16.25...32.5
D4	8.125...16.25
D5	4.062...8.125
D6	2.031...4.062
D7	1.015...2.031
D8	0.507...1.015
C8	0...0,507

Gürültü eliminasyonu tamamlanandıktan sonra işarette QRS kompleksi tespit edilir. EKG işaretindeki genlik seviyesi bakımından en baskın tepe R tepesi olduğundan

algoritmamızda öncelikle R tepesinin tespit edilmesini hedeflemiştir. Bu tespit işleminde ana işaret SWT ile sekiz seviyeye ayrıştırılır. Ayrışımda ana dalgacık olarak QRS'e yapısı itibari ile ve enerji spektrumu bakımından benzeyen db2 dalgacığı kullanılmıştır. Ayrışım sonu elde edilen detay bileşenlerinden QRS tespitinin yapılacağı detay; enerji analizi, frekans analizi ve çapraz korelasyon ile belirlenir.

4.2. R Tepesinin ve QRS Kompleksinin Tespiti için Dalgacık Katsayısının Seçimi

Dalgacık dönüşümünde işlenecek işaret ile kullanılacak dalgacığın benzerliği önemli bir husustur. Fakat seçim QRS kompleksine benzerliğine göre yapılsa da QRS için ideal ölçeğin tahmin edilmesi zordur. Bu nedenle de literatürde kompleksin tespit edilmesi için çeşitli detay katsayıları önerilmiştir. Mahmoodabadi, R tepelerinin tespit edilmesi için d3 ve d5 detaylarının seçilmesini önerir [95]. Saxena d4 detayının seçilmesini [96]. ayrıca Christov ve Martinez'in çalışmalarında d1-d5 detaylarının kullanımı önerilmiştir [82, 97]. Bu çalışmaların hepsinde DWT kullanılmıştır. Merah'ın çalışmasında detay katsayısının tespiti için farklı analizler yapılmış ve ayrışım için SWT kullanılmıştır [69].

4.2.1.Enerji Analizi

Sağlıklı bir bireyin EKG'sinde işaretin enerjisinin çoğu QRS kompleksinde yoğunlaşır. Ayrışım yapılan detay katsayılarının enerji analizi yapılır ve en yüksek enerjiye sahip olan detay katsayısında QRS kompleksinin yeri tespit edilir.

4.2.2. Frekans Analizi

QRS kompleksi yaklaşık 80 ms'lik bir zaman aralığında ve 2.5-39.5 Hz arasında değişen frekans bandında bulunur. Ayrışım sonunda elde edilen tüm detay işaretinin Fourier dönüşümü gerçekleştirilir ve frekans aralığı QRS'e yakın olan yani 2.5-39.5 Hz olan detay seçilir [25, 84, 95, 98].

4.2.3. Çapraz Korelasyon Analizi

Korelasyon analizi yaygın olarak kullanılan bir işaret işleme tekniğidir. İki ayrı işaretin korelasyonun ($f[n]$ ve $h[n]$) çapraz korelasyonu Eşitlik (4.1)'de tanımlanır.

$$g[n] = \sum_{m=-\infty}^{\infty} f[m]h[n+m] \qquad (4.1)$$

Yukardaki iki analize ek olarak ayrışımıı tamamlanann işaretteki detaylar ile işaret arasında çapraz korelasyon analizi yapılır ve bu analiz işaret detayları ile QRS arasındaki zaman domeninde ilişki verir. Korelasyon değerinin en yüksek olduğu detay QRS tespiti için seçilir [69].

4.3. EKG İşaretinde R Tepelerinin Tespiti

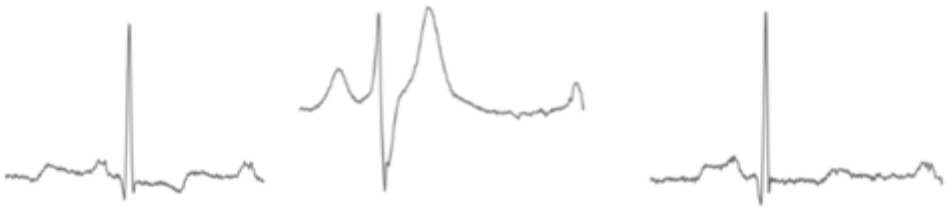
R tepesi EKG işaretinin pozitif noktasıdır ve en yüksek genliğe sahiptir. Geliştirilen algoritmada EKG işaretinin maksimum ve minimum noktaları baz alınarak eşik değeri belirlenir. Eşik değerinin üstünde olan tepeler R tepesi olarak belirlenir. Q ve S tepeleri, R tepesine bağlı olarak tespit edilir. Bu nedenle QRS kompleksinin en önemli noktası R tepesinin doğru tespit edilmesidir. Yanlış R tepelerinin tespitinin engellenmesi için RR tepe aralığının minimum 200 ms olduğu kabul edilir. Kalp atım hızı, kalbin bir dakika boyunca kasılma sayısı ifade eder. Kalp atım hızı R tepesine bağlı olarak hesaplanır. Bu nedenle de R tepesinin doğru tespit edilmesi önem arz eder. Sağlıklı bir bireyde kalp atım hızı 80-100 aralığındadır. Kalp atım hızının geniş bir aralığı olsa da, olağan dışı yüksek veya düşük kalp atım hızları bazı hastalıkların habercisi olabilir. Bireyin kalp atım hızının 100'ün üzerinde olması taşikardi (kalp çarpıntısı), 80 değerinin altında olması ise genellikle bradikardi (düşük nabız) teşhisine yorumlanır.

4.4. QRS Tespiti

QRS kompleksinin morfolojik yapısının değişiklik göstermesinden dolayı tespitinin yapılması zordur. EKG işaretinde genellikle üç farklı atım görülür. Bu atımlar normal, APC (Atrial Premature Contraction-Erken Kulakçık Kasılması) ve PVC (Premature Ventricular Contraction-Erken Karıncık Kasılması)'dır. Şekil 4.2'de bu atımlar gösterilmektedir. Tablo 4.3'de MIT-BIH veri tabanındaki 100 nolu işarette atımların sayısı ve türleri gösterilmiştir. Q tepesi R tepesinin solundaki negatif tepedir. S tepesi ise R tepesinin sağındaki negatif tepedir. Algoritmamızda QRS kompleksinin maksimum süresi 150 ms olduğundan bulunan R tepelerinin sağ ve solunda 75 ms aralıklarda Q ve S tepesi aranır.

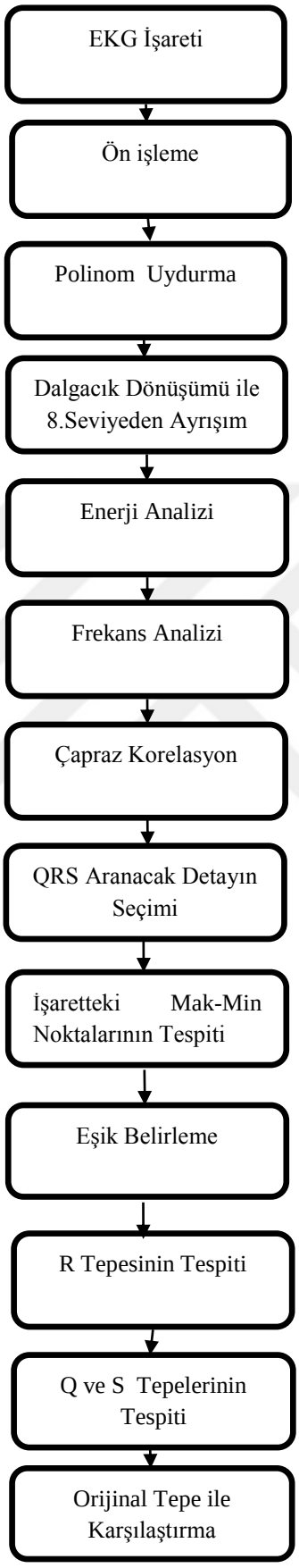
Tablo 4.3. 100 nolu işaret için kalp atım türleri

Atım	5:00 öncesi	5:00 sonrası	Toplam
Normal	367	1872	2239
APC	4	29	33
PVC	0	1	1
Toplam	371	1902	2273



Şekil 4.2. EKG'de atım türleri

Şekil 4.3’de QRS kompleksinin tespiti için önerilen algoritma verilmiştir. En baskın detayın tespit edilebilmesi için işarette SWT kullanılarak sekizinci seviyeden ayrışım yapılmıştır. Ayrışım sonucu elde edilen detaylar enerji analizi, frekans analizi ve korelasyon ile incelenmiştir. Bu analizlerde en yüksek çıkan detay QRS tespiti için seçilir. EKG işaretinde en yüksek genliğe R tepesi sahip olduğundan eşikleme yapılarak R tepeleri tespit edilir. Daha sonra bu R tepelerine göre Q ve S tepeleri tespit edilmiştir. Algoritma ile tespiti yapılan R tepeleri veri tabanından alınan değerler ile karşılaştırılmış ve başarımı tespit edilmiştir.

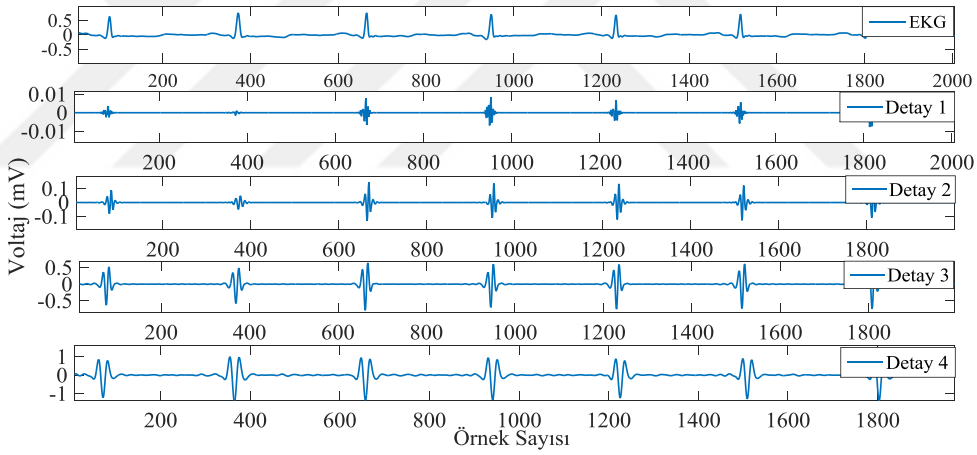


Şekil 4.3. QRS kompleksi tespit algoritması

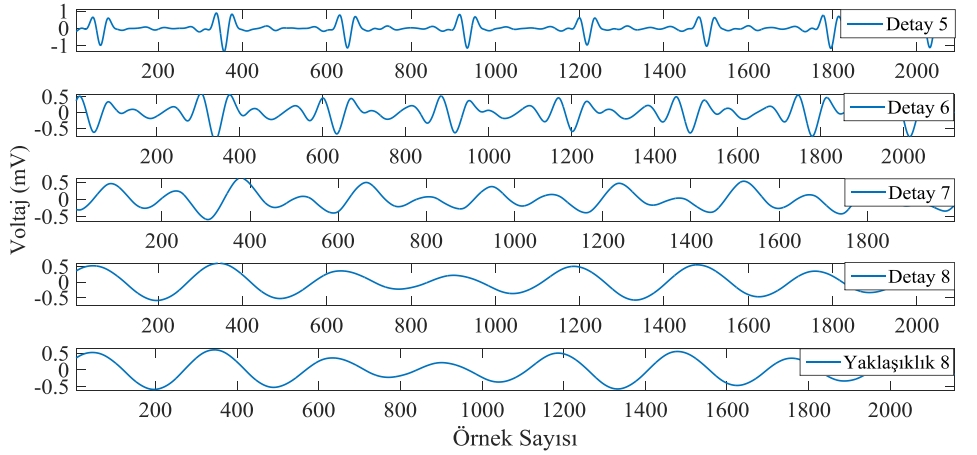
QRS kompleksinin EKG'deki en baskın şekil olmasından dolayı bu kompleks detay işaretlerinin en baskın olanında aranmalıdır. Bu nedenle de EKG işareti dalgacık yardımı ile ayrışım yapılmalı ve en baskın olan detay katsayısı bulunmalıdır. Baskın olan detayın bulunması için çapraz korelasyon, frekans analizi ve enerji analizi yapılmıştır. Bu inceleme birkaç işaret için yapılmış ve genel olarak cd4'ün baskın detay olduğuna karar verilmiştir.

İşaret 100'ün detay bileşenlerinin korelasyon, frekans analizi, enerji analizi incelenmiştir.

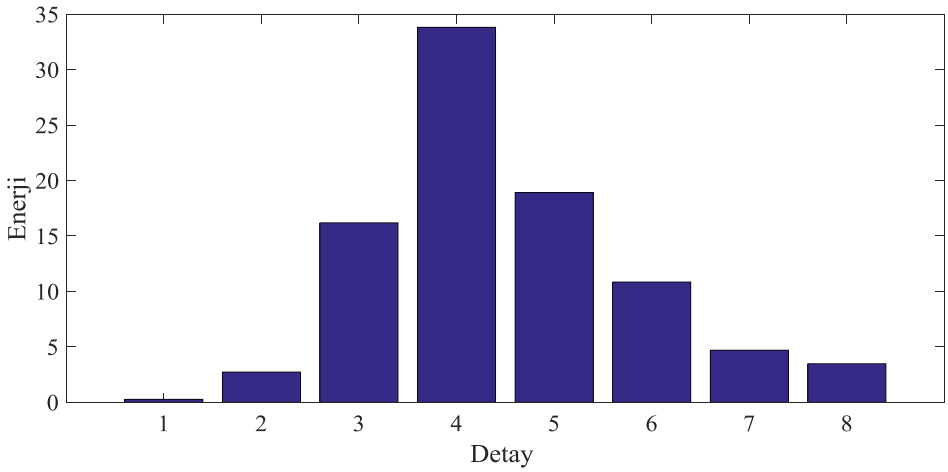
İşaret 100 yapısı itibari ile QRS'e benzeyen db2 dalgacığı ile 8'e ayrılmıştır. Şekil 4.4'de EKG işaretinin ayrışımı sonucu elde edilen detayların ilk dört bileşeni, Şekil 4.5'de ise diğer dört bileşen gösterilmiştir.



Şekil 4.4. EKG işareti ve ilk dört detay bileşeni

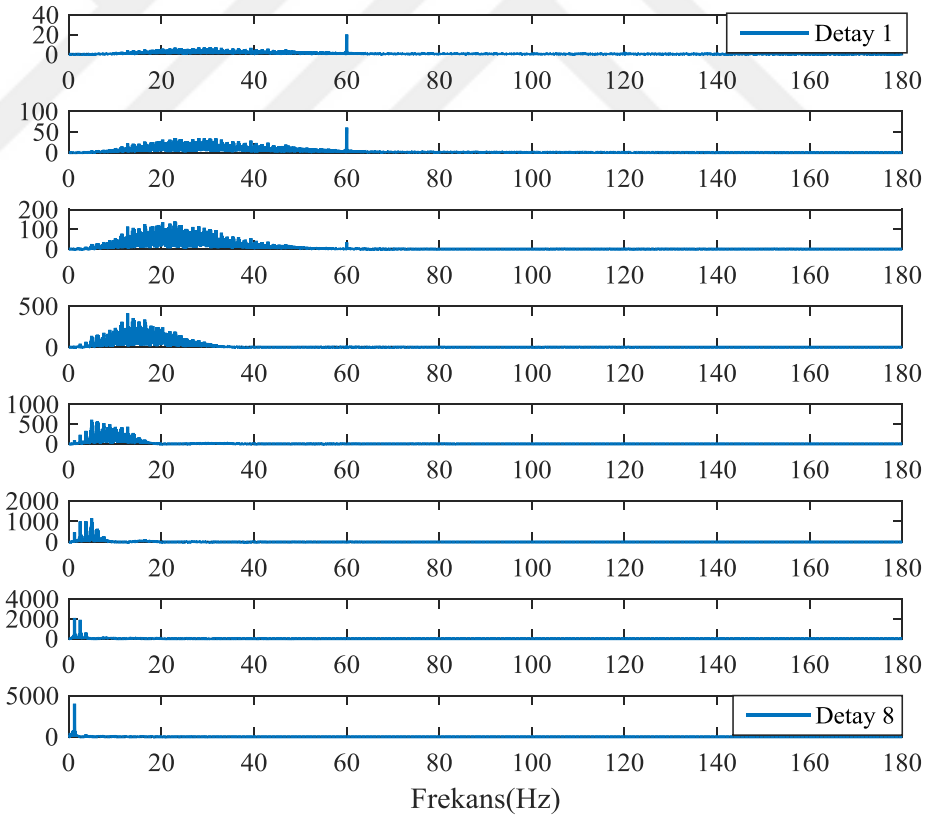


Şekil 4.5. Son dört detay bileşeni ve yaklaşıklık sekizinci bileşeni



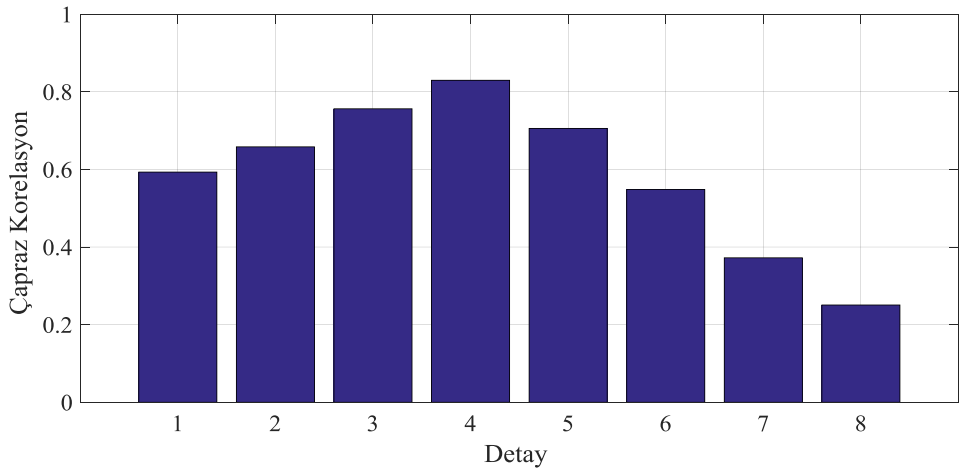
Şekil 4.6. İşaret 100'ün detay katsayılarının enerji dağılımı

Ayrışım sonucu elde edilen detayların enerji analizi yapılmıştır ve Şekil 4.6'da da görüldüğü gibi detay 4'ün en yüksek enerjiye sahip olduğu görülmektedir.



Şekil 4.7. İşaret 100'ün detay katsayılarının Fourier dönüşümü

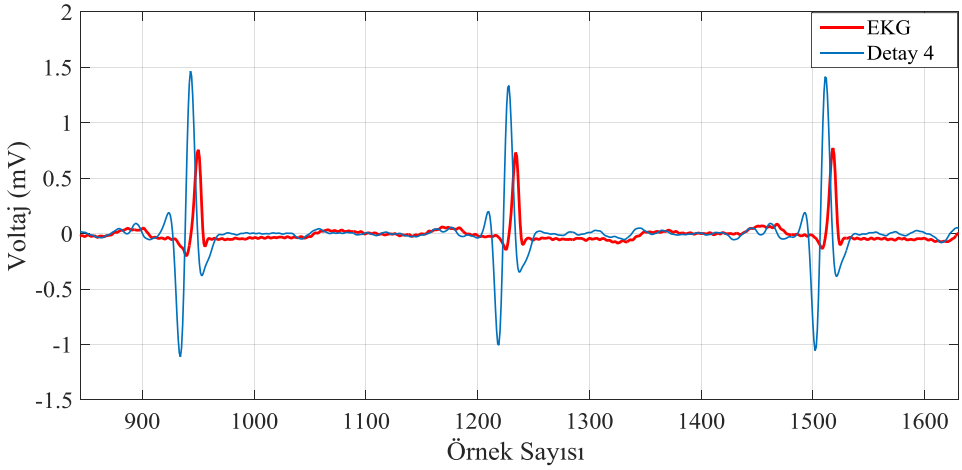
Şekil 4.7'de frekans analizi grafiği gösterilmiştir. QRS kompleksi 3-40 Hz aralığında olduğu kabul edilirse frekans analizine göre detay 4 tercih edilir.



Şekil 4.8. İşaret 100'ün detay katsayılarının çapraz korelasyonu

Şekil 4.8'de EKG işareti ile ayrışım sonucu oluşan detayların çapraz korelasyona bakıldığında en yüksek değerin detay 4 olduğu görülmektedir.

İşaret 100 için yapılan üç farklı incelemede detay 4'ün QRS tepesinin tespiti için en uygun olduğu görülmüştür. Ayrışımı yapılmamış işaret ile analiz sonucu seçilen detay Şekil 4.9'da üst üste çizdirilmiştir. İşaret 100 için detay 4'e yakın aralıkta bakılırsa QRS şeklinin net olduğu görülür.

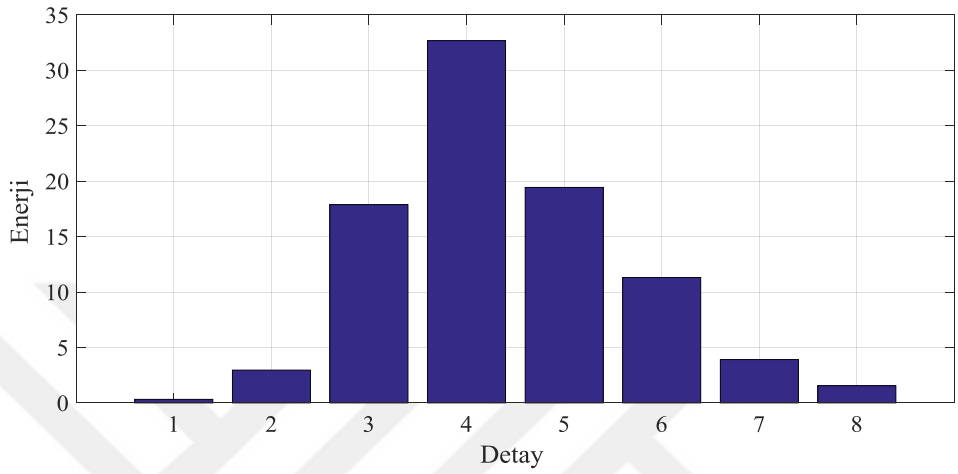


Şekil 4.9. İşaret 100 ve detay 4'ün üst üste çizdirilmesi

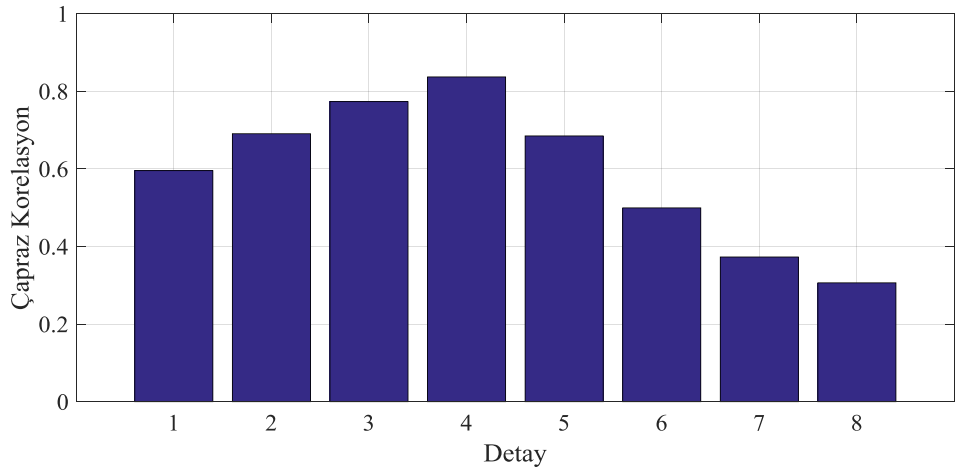
EKG işareti ile detay 4 üst üste çizdirildiğinde; yapılan analizler sonucunda seçilen detay 4'de QRS kompleksinin bulunmasının daha kolay olduğu ve tepeciklerin daha net

olduğu görülmektedir. Bu nedenle de tüm işaretlerde detay 4 kullanılarak öncelikle R tepesi bulunmuş ve daha sonra R tepesi endeksli Q ve S tepeleri bulunmuştur.

Aynı analiz işaret 209 içinde yapılmıştır. Şekil 4.10'da enerji dağılımı gösterilmiştir.

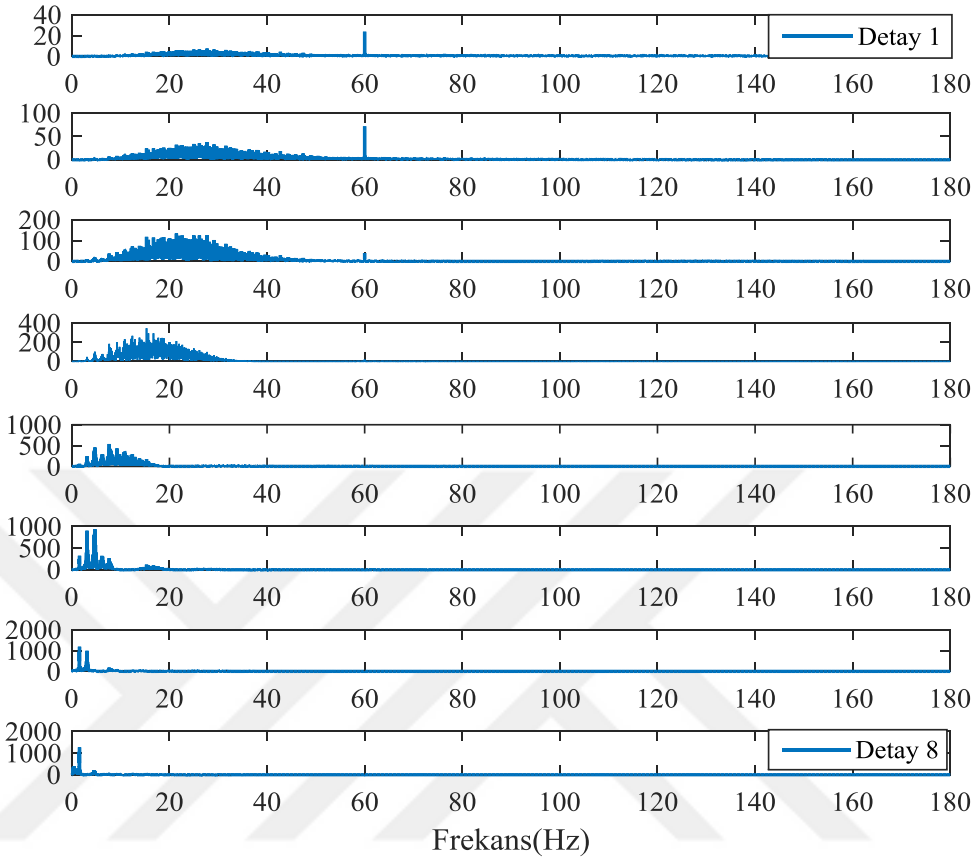


Şekil 4.10. İşaret 209'un detay katsayılarının enerji dağılımı

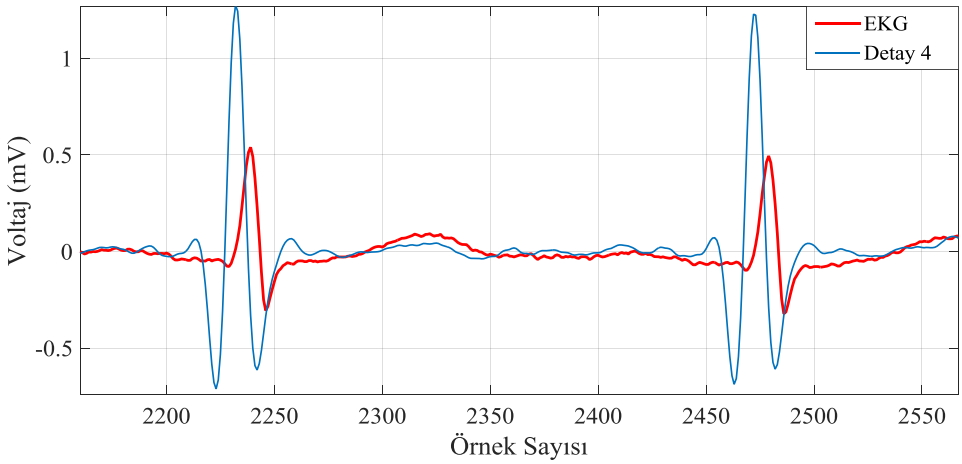


Şekil 4.11. İşaret 209 'un detay katsayılarının çapraz korelasyonu

Şekil 4.11'de sekiz detayın EKG işaretine benzerliğinin grafiği, Şekil 4.12'de detayların Fourier dönüşümünün grafiği gösterilmiştir.



Şekil 4.12. İşaret 209'un detay katsayılarının fourier dönüşümü

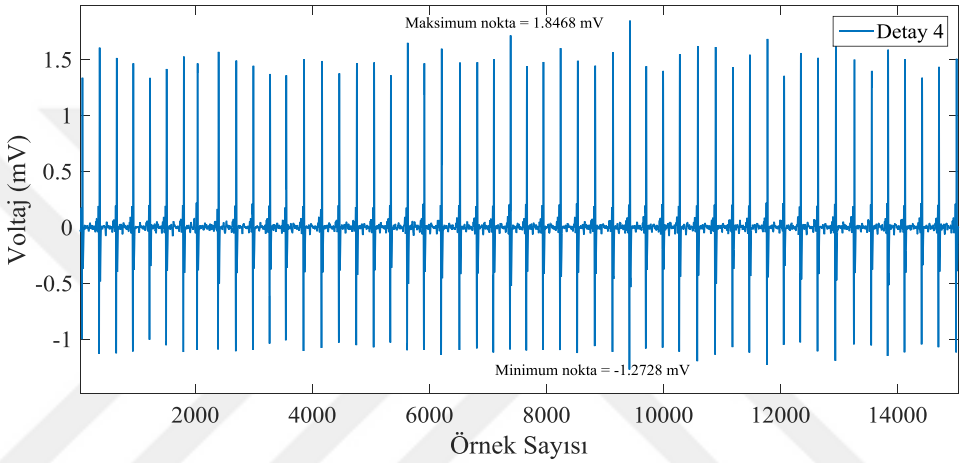


Şekil 4.13. İşaret 209 ve detay 4'ün üst üste çizdirilmesi

Şekil 4.13'e bakıldığında detay 4'de QRS kompleksi EKG işaretinden daha net görülmektedir.

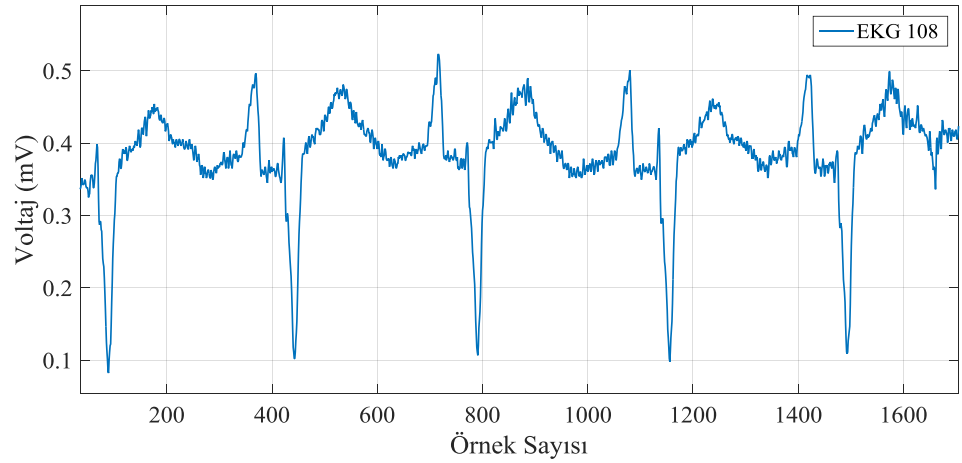
Yapılan analizler göz önünde alınarak tüm veri tabanındaki EKG'lerin detay 4 kullanılarak QRS'i belirlenmiştir.

EKG işaretinde genlik olarak pozitif en yüksek tepe R tepesi olduğundan algoritmada öncelikle R tepelerinin bulunmasına odaklanılmıştır. R tepelerinin tespiti için öncelikle işaretteki maksimum ve minimum tespit edilmiştir. İşaret için maksimum ve minimum nokta Şekil 4.14'de gösterilmiştir.



Şekil 4.14. İşaret 100 için maksimum minimum noktanın belirlenmesi

Sağlıklı bireyde R tepesi pozitif, Q ve S değerleri ise negatif değerdedir. Fakat hasta bireylerin bazılarında bu durum tam tersi olabilmektedir. Bu duruma örnek olarak işaret 108 Şekil 4.15'de gösterilmiştir.



Şekil 4.15. İşaret 108 ve ters QRS yapısı

Bu nedenle maksimum minimum noktanın tespiti yapılarak normalin tersi durum olup olmadığına bakılır. Maksimum ve minimum noktanın mutlak değeri alınır. Eğer maksimum noktanın mutlak değeri daha büyük ise R tepesi detay 4'de aranır. Eğer minimum noktanın mutlak değeri daha büyükse R tepesi detay 4'ün -1 ile çarpıldığı halinde aranır.

Algoritma da R tepeleri eşik değerinin üzerinde olan tepeler olarak belirlenmiştir. İşaretler değişkenlik gösterebileceği için belli eşik değerleri belirlenmiştir. Tablo 4.4'de altı eşik değeri verilmiştir.

Tablo 4.4. R tepesinin belirlenmesinde kullanılan eşik değerleri tablosu

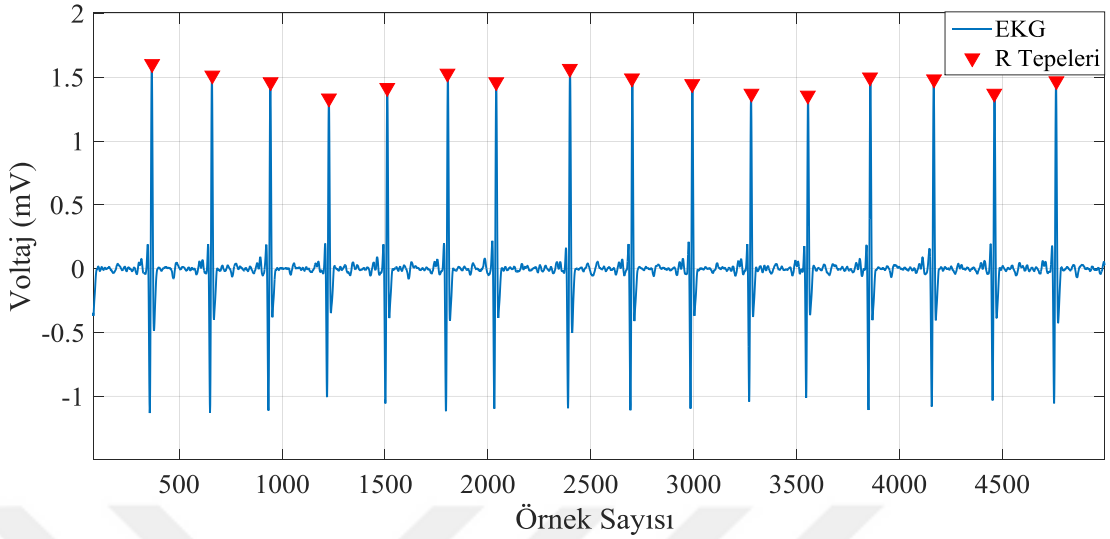
1. Eşik Değeri	2. Eşik Değeri	3. Eşik Değeri	4. Eşik Değeri	5. Eşik Değeri	6. Eşik Değeri
0.45	0.35	0.30	0.25	0.20	0.15

Başlangıçta eşik değerleri her işarette maksimum değerin 0.45 katı olarak belirlenir. Daha sonra tespit edilen ilk beş R tepesi baz alınarak RR aralığı hesaplanır. Eşitlik 4.2'de bu durumun formülü verilmiştir.

$$RR[n] = \frac{1}{5}\sum_{mm=1}^{5} RR[n - mm] \quad (4.2)$$

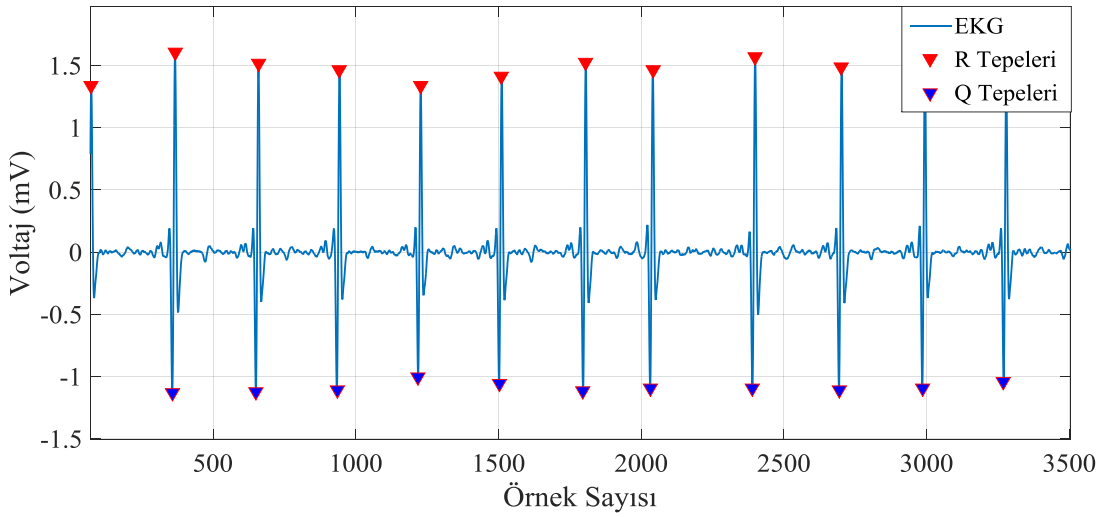
Eğer iki tepenin arasındaki fark RR[n] değerinin 1.5 katından fazla ise bir sonraki eşik değerine geçilir ve yeniden R tepesi aranır.

R tepelerinin genellikle minimum 200 aralıklarla görüldüğü varsayılarak önerilen algoritmada yanlış R tepelerinin tespit edilmesini engellemek için 200 aralıklarla R tepesi aranmıştır. İşaret 100 için tespit edilen R tepeleri Şekil 4.16'da gösterilmektedir.

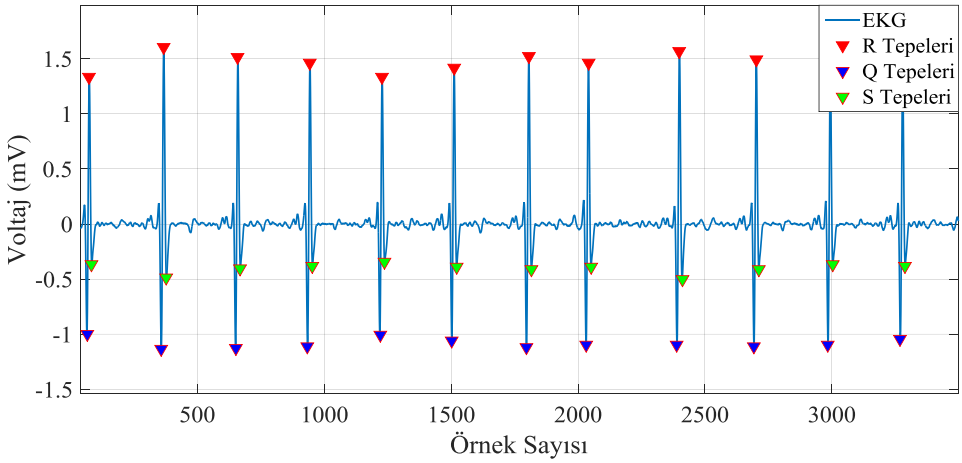


Şekil 4.16. İşaret 100 için tespit edilen R tepeleri

İlk 21760 örnekte 74 adet R tepesi tespit edilmiştir. R tepesinin sol tarafındaki en negatif tepe Q, sağ tarafındaki ise S tepesidir. Bu nedenle R tepesinin sol kısmında Q tepesi aranmıştır. Arama işlemi için R tepesinin sağ ve solunda ±50 aralıklı pencerede maksimum negatif değer aranır. Şekil 4.17'de Q ve R tepeleri verilmiştir.

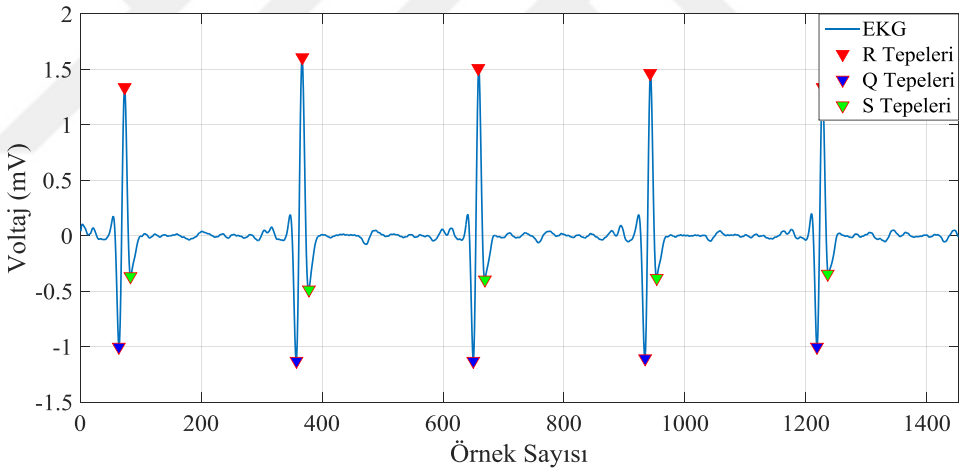


Şekil 4.17. İşaret 100 için tespit edilen R ve Q tepeleri



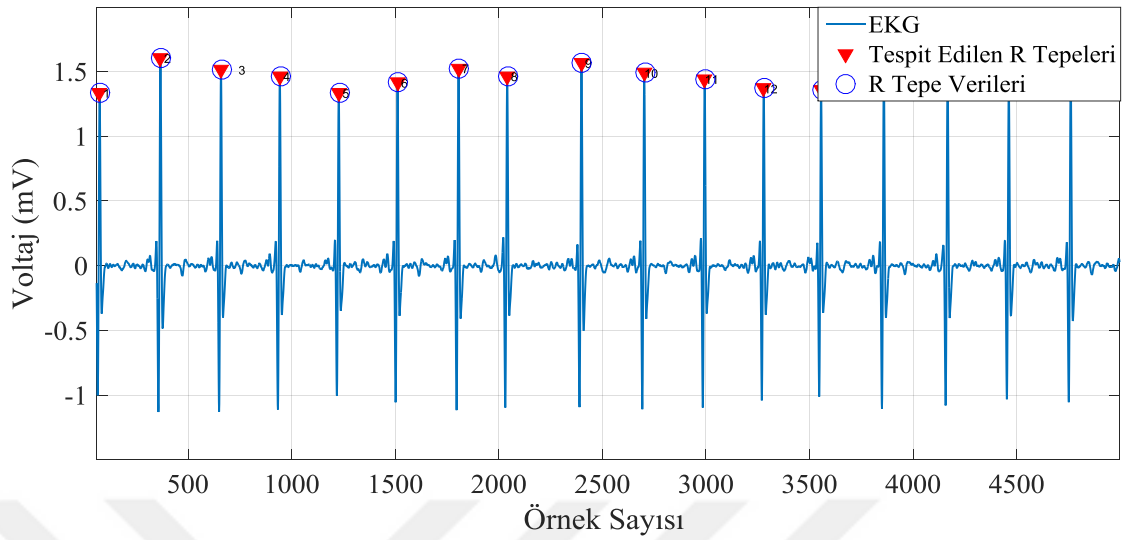
Şekil 4.18. İşaret 100 için tespit edilen Q, R ve S tepeleri

Şekil 4.18'de işaret 100'deki QRS kompleksleri gösterilmiştir.

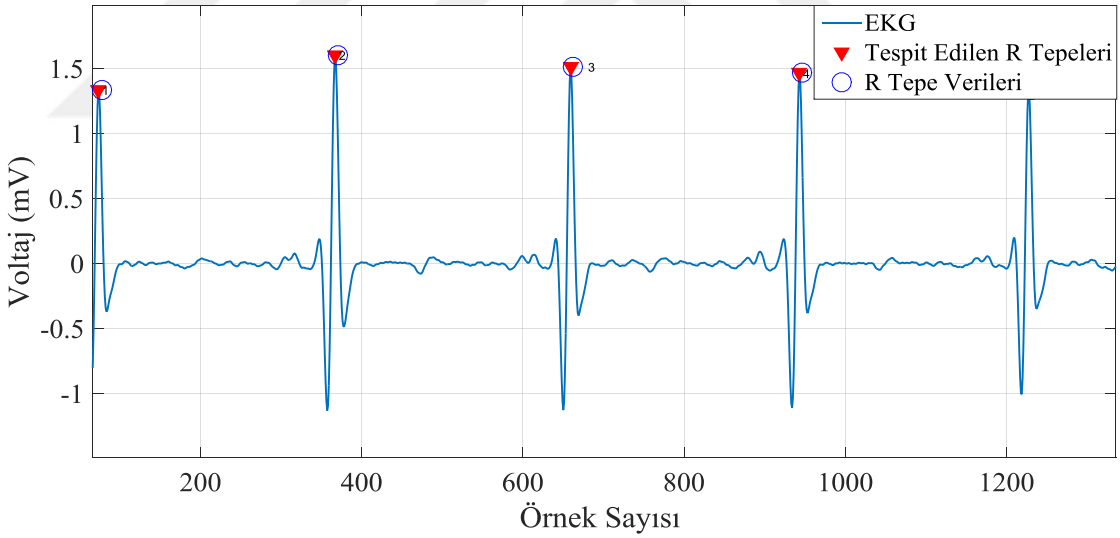


Şekil 4.19. İşaret 100 için tespit edilen QRS kompleksinin görünümü

Şekil 4.18'deki grafik Şekil 4.19'da daha yakından gösterilmiştir. Şekilde de görüldüğü gibi Q, R ve S tepeleri uyumlu görünmektedir. Algoritma ile tespit edilen R tepelerinin doğrulunun tespiti için Physionet'te verilen R tepeleri ile karşılaştırılmıştır. Şekil 4.20'de gösterilmiştir. Şekil 4.21'de daha yakından R tepelerinin çakışması gösterilmektedir.



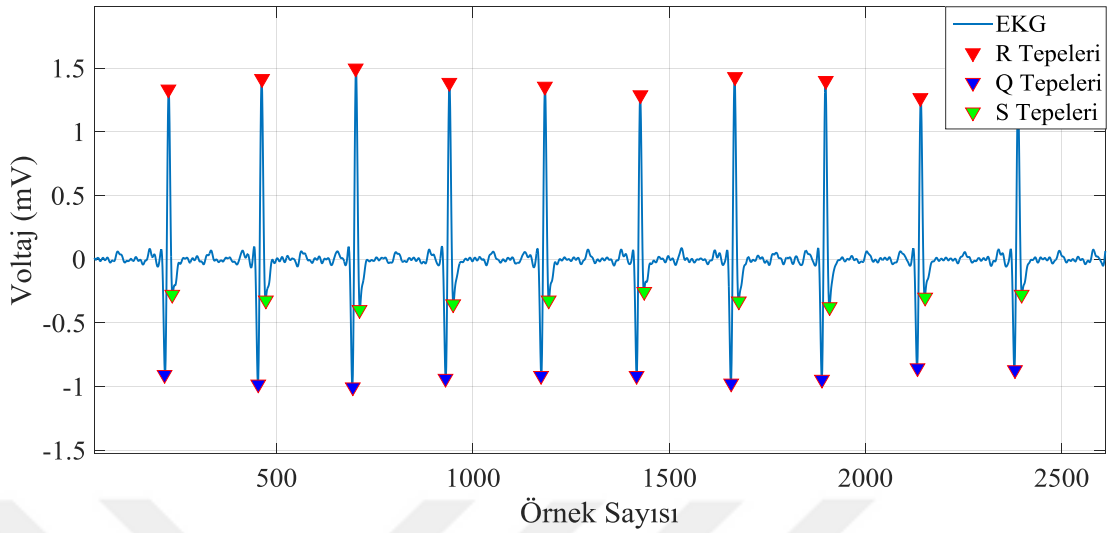
Şekil 4.20. İşaret 100 için tespit edilen R tepeleri ve orijinal tepelerin üst üste çizdirilmesi



Şekil 4.21. İşaret 100 için eşleştirilen R tepelerinin incelenmesi

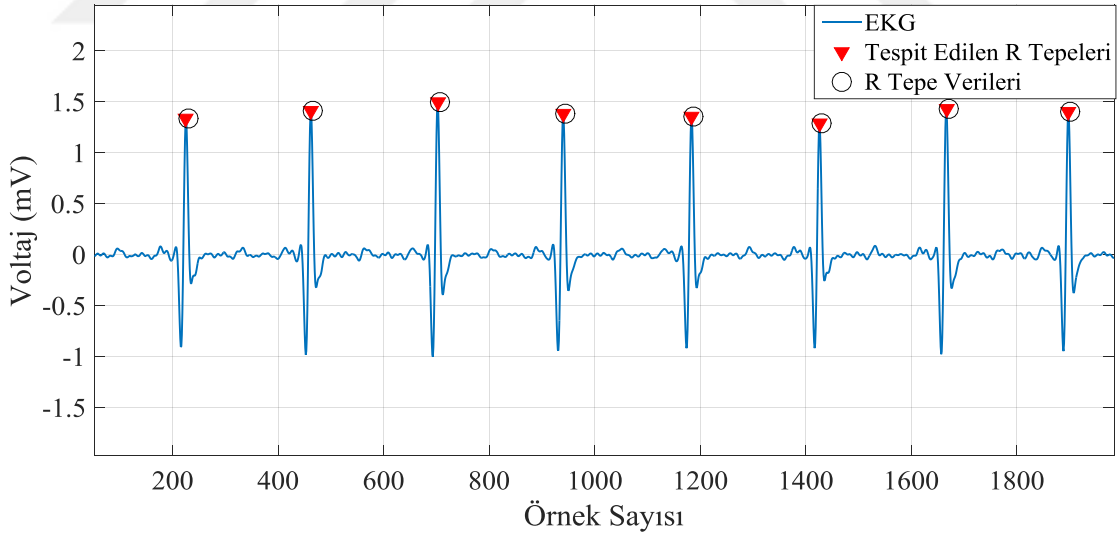
Şekil 4.21'e bakıldığında algoritma ile tespit edilen R tepesi ile orijinal R tepelerinin aynı olduğu görülmektedir.

İşaret 205 içinde QRS tespiti yapılmıştır. Şekil 4.22'de tespit edilen QRS kompleksleri gösterilmiştir.



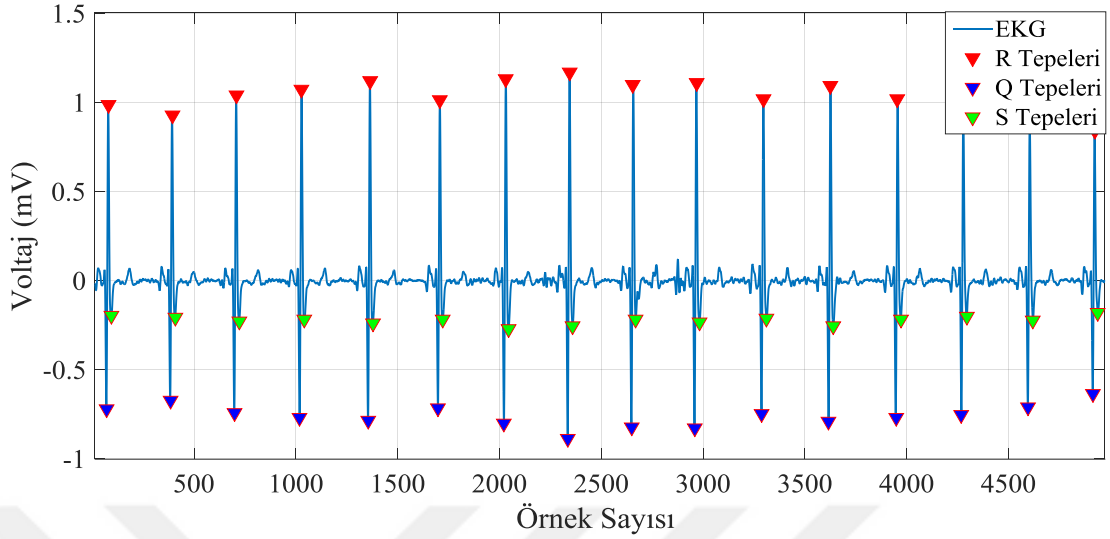
Şekil 4.22. İşaret 205 için tespit edilen Q, R ve S tepeleri

Şekil 4.23'de tespit edilen R tepeleri ile orijinal R tepeleri üst üste çizdirilmiştir.



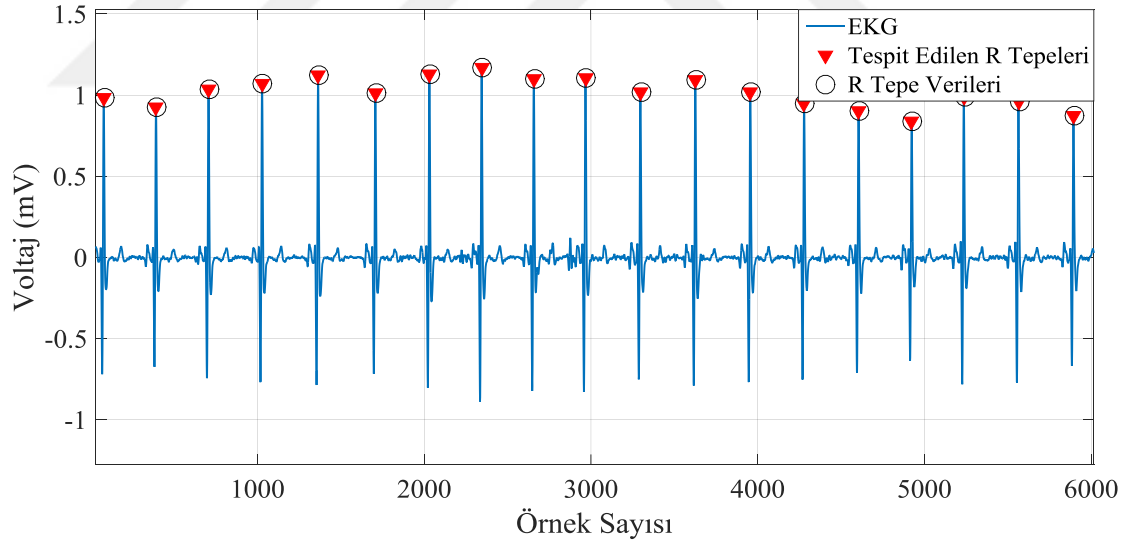
Şekil 4.23. İşaret 205 için R tepelerinin karşılaştırılması

Şekil 4.24'de işaret 101 için QRS tespiti gösterilmiştir.



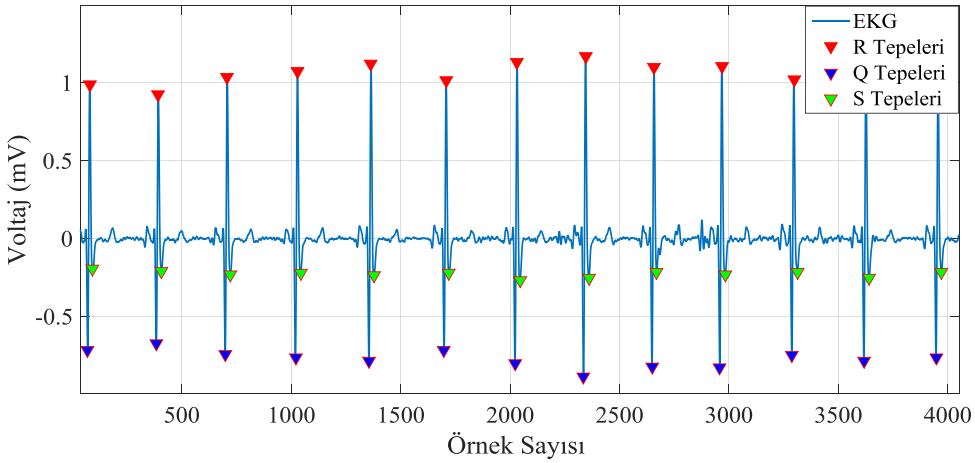
Şekil 4.24. İşaret 101 için QRS tepesinin görünümü

Şekil 4.25'de tespit edilen R tepeleri ile orijinal R tepeleri üst üste çizdirilmiştir.

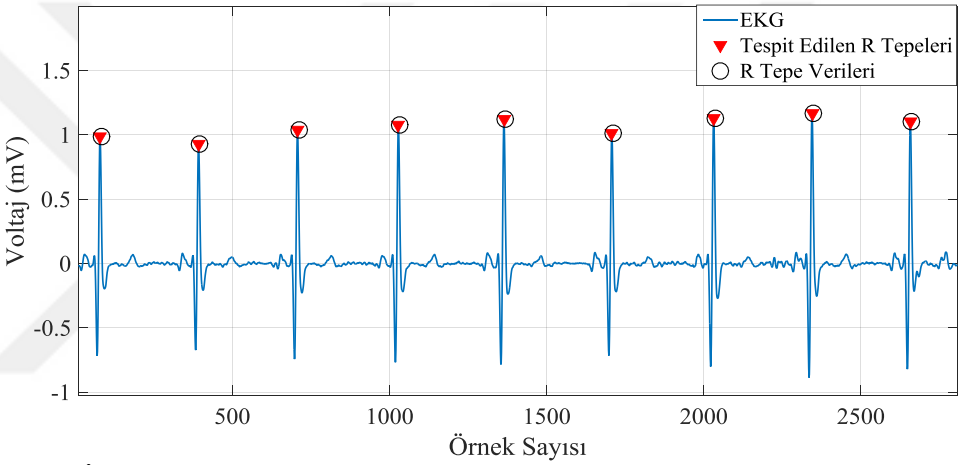


Şekil 4.25. İşaret 101 için tespit edilen R tepeleri ve orijinal tepelerin üst üste çizdirilmesi

Şekil 4.26'da işaret 109 için QRS tespiti gösterilmiştir. Tespit edilen noktaların görsel olarak uygun olduğu görülmektedir. Şekil 4.27'de R tepe karşılaştırması verilmiştir.



Şekil 4.26. İşaret 109 için QRS tepesinin görünümü



Şekil 4.27. İşaret 109 için tespit edilen R tepeleri ve orijinal tepelerin üst üste çizdirilmesi

Veri tabanındaki tüm işaretler için aynı algoritma kullanılmıştır ve algoritmada bir dk'lık işaretler kullanılmıştır.

Tespit edilen R tepeleri, Physionet'ten alınan R tepeleri ile karşılaştırılmış ve doğru tespit edilen tepeler TP, yanlış tespit edilen tepeler FP ve tespit edilemeyen tepeler FN ile temsil edilmiştir. Bu değerler kullanılarak Se (Hassasiyet - Sensivity), +P (Pozitif tahmin - Positive prediction) ve DER (Hata oranı - Detection error rate) değerleri hesaplanmıştır. Formülleri Eşitlik (4.3), (4.4) ve (4.5)'de verilmiştir MIT-BIH arrhythmia veri tabanına ait tüm karşılaştırmalar Tablo 4.5'de gösterilmiştir.

$$\mathrm{Se} = \frac{\mathrm{TP}}{\mathrm{TP+FN}} \mathrm{x}100\% \tag{4.3}$$

$$+\mathrm{P} = \frac{\mathrm{TP}}{\mathrm{TP+FP}} \mathrm{x}100\% \tag{4.4}$$

$$\mathrm{DER} = \frac{\mathrm{FP+FN}}{\mathrm{TP+FN}} \tag{4.5}$$

Tablo 4.5. Algoritmaya göre tespit edilen değerlerin karşılaştırılması

	TP (Doğru tespit edilen)	**FN (Tespit edilemeyen)**	**FP (Yanlış tespit edilen)**	**Se (Hassasiyet)**	**Pozitif Tahmin (+P)**	**Hata Oranı (DER)**
100	75	0	0	100	100	0
101	72	0	0	100	100	0
102	73	0	2	100	97	0.03
103	71	0	0	100	100	0
104	73	0	2	100	97	0.03
105	84	0	0	100	100	0
106	67	0	0	100	100	0
107	70	1	1	99	99	0.03
108	36	2	20	95	64	0.58
109	92	0	0	100	100	0
111	69	0	0	100	100	0
112	85	0	0	100	100	0
113	58	0	0	100	100	0
114	54	0	0	100	100	0
115	63	0	0	100	100	0
116	78	1	0	99	100	0.11
117	50	0	0	100	100	0
118	73	0	0	100	100	0
119	65	0	0	100	100	0
121	60	0	2	100	97	0.33
122	87	0	0	100	100	0
123	49	0	0	100	100	0
124	49	0	0	100	100	0
200	87	0	0	100	100	0
201	91	0	0	100	100	0
202	53	0	0	100	100	0
203	101	0	1	100	99	1
205	91	0	0	100	100	0
207	47	2	39	96	55	0.84
208	106	0	0	100	100	0
209	93	0	0	100	100	0
210	92	0	1	100	99	0.1
212	90	0	0	100	100	0
213	112	0	0	100	100	0
214	76	0	0	100	100	0
215	113	0	0	100	100	0
217	73	0	0	100	100	0
219	74	0	0	100	100	0
220	60	0	11	100	85	0.18
221	78	0	0	100	100	0
222	75	0	0	100	100	0
223	80	0	0	100	100	0
228	19	1	52	95	27	0.265
230	79	0	0	100	100	0
231	63	0	0	100	100	0
232	57	0	0	100	100	0
233	104	0	0	100	100	0
234	92	0	0	100	100	0

Veri tabanında bulunan 100, 101, 103, 105, 108, 112, 113, 114, 115, 117, 121, 122, 123 sağlıklı bireylere ait EKG işaretleridir. Diğer işaretler hasta bireylere aittir. Bu nedenle karşılaştırma hasta bireyler ve sağlıklı bireyler grubu ile ayrı ayrı karşılaştırılmıştır.

Tabloda öncelikle sağlıklı bireylerin daha sonra ise hasta bireylerin bilgileri verilmiştir.

Tablo 4.6. Literatürdeki veriler ile algoritmanın karşılaştırılması

		Se (Hassasiyet)					**Pozitif Tahmin (+P)**					**Hata Oranı (DER)**				
Hastalık Durumu	**İşaretler**	**Önerilen**	**[99]**	**[100]**	**[69]**	**[101]**	**Önerilen**	**[99]**	**[100]**	**[69]**	**[101]**	**Önerilen**	**[99]**	**[100]**	**[69]**	**[101]**
Sağlıklı Bireyler	**100**	100	100	100	100	99.96	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0.04
	101	100	100	99.95	100	99.95	100	99.89	99.89	99.95	99.84	0	0.1	0.16	0.05	0.215
	103	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
	105	100	100	99.14	99.34	99.84	100	100	99.61	99.61	99.34	0	0	1.24	1.05	0.818
	108	95	100	98.70	99.32	99.77	64	100	98.86	99.49	99.72	0.58	0	2.44	1,36	0.512
	112	100	100	99.92	99.80	100	100	99.96	100	99.88	100	0	0	0.8	0.32	0
	113	100	100	99.89	99.94	99.94	100	100	99.94	99.78	100	0	0	0.17	0.28	0.056
	114	100	100	99.89	99.84	99.95	100	100	99.95	99.73	99.89	0	0	0.16	0.43	0.160
	115	100	100	100	100	100	100	100	100	100	99.85	0	0	0	0	0.154
	117	100	100	100	99.87	99.80	100	100	100	99.80	99.93	0	0	0	0.33	0.261
	121	100	100	99.89	99.79	99.95	97	100	99.95	99.73	9.95	0.3	0	0.16	0.48	0.107
	122	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
	123	100	100	100	100	100	100	99.93	100	100	99.87	0	0.1	0	0	0.132

Hasta Bireyler														
205	**203**	**202**	**201**	**200**	**124**	**119**	**118**	**116**	**111**	**109**	**107**	**106**	**104**	**102**
100	100	100	100	100	100	100	100	99	100	100	99	100	100	100
99.92	99.29	99.86	99.80	99.88	100	100	100	99.75	99.95	99.96	99.95	99.90	99.73	100
99.89	99.63	99.95	98.73	99.85	100	100	99.78	99.88	99.91	100	100	100	99.60	99.91
99.85	99.46	99.91	99.44	99.88	100	100	99.96	99.83	99.81	100	100	99.80	99.60	99.86
99.96	99.30	99.95	99.85	99.96	100	99.95	100	99.50	99.95	100	99.75	99.85	99.96	100
100	99	100	100	100	100	100	100	100	100	100	99	100	97	97
100	99.63	99.91	98.95	99.96	100	99.5	100	99.83	100	100	100	99.95	99.91	100
100	99.70	99.95	99.79	99.92	99.94	100	100	99.92	100	100	99.61	99.61	99.78	100
99.92	99.66	100	99.69	100	100	99.85	99.91	99.96	99.95	100	100	99.70	99.46	100
100	99.73	100	100	99.92	99.75	99.90	99.91	99.92	100	99.96	99.95	99.75	99.78	100
0	0.1	0	0	0	0	0	0	0.11	0	0	0.3	0	0.3	0.3
0.1	1.1	0.2	1.3	0.2	0	0.1	0	0.4	0	0	0	0.1	0.4	0
0.11	0.67	0.09	1.48	0.23	0.06	0	0.22	0.21	0.09	0	0.09	0,39	0.63	0.09
0.23	0.87	0.09	0.87	0.12	0	0.15	0.13	0.21	0.24	0	0	0.49	0.94	0.14
0.038	0.980	0.047	0.153	0.115	0.247	0.151	0.088	0.583	0.047	0.039	0.094	0.395	0.269	0

228	**223**	**222**	**221**	**220**	**219**	**217**	**215**	**214**	**213**	**212**	**210**	**209**	**208**	**207**
95	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	96
99.76	100	99.80	99.96	100	100	99.91	99.91	99.91	99.97	100	99.70	100	99.93	100
99.66	99.96	100	99.88	100	100	99.86	100	99.78	99.97	100	99.89	99.97	99.90	99.30
99.56	99.88	99.68	99.71	100	100	99.91	99.73	99.65	100	100	99.81	100	99.70	99.62
99.95	100	100	100	100	100	100	99.97	100	100	100	99.96	100	99.70	99.89
27	100	100	100	85	100	100	100	100	100	100	99	100	100	55
99.66	100	99.76	100	100	100	99.91	100	99.91	100	100	99.77	99.90	100	100
99.80	100	100	99.96	99.95	100	99.91	99.96	99.91	100	100	99.92	99.97	99.93	99.57
99.66	100	99.80	99.96	100	100	99.86	99.82	99.78	100	100	99.89	100	99.90	99.73
99.42	100	99.96	99.96	100	100	99.95	100	99.96	100	100	99.92	99.97	99.90	99.73
0.26	0	0	0	0.18	0	0	0	0	0	0	0.1	0	0	0.84
0.6	0	0.4	0	0	0	0.2	0.1	0.2	0	0	0.5	0.1	0.1	0
0.54	0.04	0	0.16	0.05	0	0.23	0.04	0.31	0.03	0	0.19	0.07	0.17	1.13
0.78	0.12	0.52	0.33	0	0	0.23	0.48	0.75	0	0	0.30	100	0.41	0.65
0.634	0	0.040	0.041	0	0	0.045	0.030	0.044	0	0	0.113	0.033	0.407	0.377

	230	100	100	99.96	100	100	100	100	99.87	100	99.91	0	0	0.18	0	0.089
	231	100	99.87	100	100	100	100	100	100	100	100	0	0.1	0	0	0
	232	100	99.72	99.94	100	100	100	99.16	100	100	99.89	0	1.1	0	0	0.112
	233	100	99.90	99.81	99.97	99.90	100	100	100	100	100	0	0.1	0.19	0.03	0.163
	234	100	100	99.85	99.96	99.93	100	100	99.96	100	99.91	0	0	0.18	0.04	0.163

Tablo 4.6'da sırasıyla kaynakça 99, 100, 69, 101 'deki veriler ile önerilen yöntemin sonuçları tüm işaretler için karşılaştırılmıştır. Sağlıklı birey kısmında ters QRS yapısına sahip 108 nolu işaretin sonuçları diğer algoritmalara göre düşük olsa da diğer işaretlerde başarımın yüksek olduğu görülmektedir.

Veri tabanından alınan işaretler literatürdeki çalışmalarda işaret süresi 30dk olmasına rağmen algoritmamızda işlem süresinin kısalması adına bir dakikalık işaret üzerinde işlem yapılmıştır. Bu nedenle de karşılaştırmalar hassasiyet, pozitif tahmin ve hata oranı üzeriden değerlendirilmiştir. Tablo 4.7'de karşılaştırma verilmiştir.

Tablo 4.7. MIT-BIH veri tabanına göre literatür ile algoritmanın karşılaştırılması

Yöntem	**%SE**	**% P**	**%DER**
Smaoui ve Ark [103]	99.37	99.83	0.85
Castells-Rufas [104]	99.41	99.63	0.888
Hamilton ve Tompkins [102]	99.69	99.77	0.540
Dohare ve Ark. [105]	99.21	99.34	1.45
Merah [82]	99.84	99.88	0.28
Sharma ve Sunkaria [106]	99.50	99.58	0.93
Yazdani ve Vesin [107]	99.87	99.90	0.22
Jinkwon Kim ve Hangsink Shin [108]	99.90	99.91	0.19
Önerilen Yöntem	99.65	96.21	0.092

Tablo 4.7'de veri tabanındaki işaretlerin ortalama değeri verilmiştir. Literatürdeki çoğu çalışma 30dk üzerinden çalışıldığından tespit edilen doğru tespit edilen tepe sayısı (TP) algoritmamıza göre fazladır. Bu nedenle de bazı kaynaklarda değerler daha yüksek elde edilebilmiştir. Algoritmamızın temeli R tepesinin belirli aralıklarda ve belirli eşik değerlerine göre tespit edilmesi mantığına dayandığından ters QRS tepesine sahip 108 nolu işaretde ve hastalıklı 207, 220 ve 228 nolu işaretlerde R tepelerinde yanlış tespit yapıldığından hata oranı yüksek çıkmıştır. Geriye kalan işaretlerde sonuçların verimli olduğu görülmüştür.

5. BÖLÜM

TARTIŞMA, SONUÇ VE ÖNERİLER

EKG işareti yapısında bulunan tepelerin genlikleri ve süreleri hastalıkların teşhisinde önemli rol oynamaktadır. Bu teşhis aşamasında işarete girişimde bulunan gürültü türlerinin eliminasyonun yapılması ve aynı zamanda da tepelerin tespit edilmesi gerekmektedir. Bu işlemlerin yapılabilmesi için literatürde birçok yöntem önerilmiştir. Fakat doğası gereği sürekli bir işaret olmayan EKG için analizin hem zaman hem de frekans ekseninde yapılması gerekmektedir. Bu nedenle de bu tez çalışmasında dalgacık dönüşümü kullanılarak hem EKG'ye girişimde bulunan gürültüler elimine edilmiş hem de önemli bir bileşen olan QRS kompleksi belirlenmiştir.

Tez çalışmasının ilk aşamalarında farklı seviyelerden süzgeçlerle ön işleme yapılmıştır. Daha sonra farklı seviyelerde gürültü işarete eklenmiştir. Dalgacık dönüşümünü yardımı ile işaret bileşenlerine ayrıştırılmıştır. Gürültü sınırı olarak belirlenen eşik üzerinde kalan veriler hariç diğer veriler kullanılarak işaret yeniden elde edilmiştir. Elde edilen işaretin giriş işaretine göre başarımı hesaplanmıştır.

Çalışmanın devamında EKG'de en belirgin yapı olan QRS tespitine odaklanılmıştır. Veri kaybı olmayacak şekilde işaret dalgacık dönüşümü ile ayrıştırılmış ve daha doğru tespitin yapılabileceği detay bileşeni çeşitli analizler kullanılarak tespit edilmiştir. Bulunan R tepelerinin doğruluğu sadece görsel olarak incelenmemiş aynı zamanda veri tabanında bulunan R tepe noktaları karşılaştırılmış ve böylece önerilen yöntemin başarımı gösterilmiştir.

Elde edilen verilere göre dördüncü seviyeden dalgacık dönüşümü kullanılarak ön işleme yapılan işarete uygun dalgacık seçimi yapıldığında gürültü eliminasyonu ile ana işarete yakın işaret elde edinimi sağlanabilmektedir. Tepelerin tespitinde değişken eşik

seviyelerinin karşılaştırmalı olarak kullanılmasından dolayı farklı yapılara sahip olan hasta bireylere ait EKG işaretlerinde de tepelerin tespiti yapılabilmektedir. Tüm bu işlemlerde durağan dalgacık dönüşümü kullanıldığından ana işaretde interpolasyona ihtiyaç duyulmamaktadır.

Konu ile ilgili gelecekte farklı veri tabanları kullanılarak yöntemin başarımı tespit edilebilir. Tespiti yapılan QRS haricinde kalan P ve T tepelerin tespiti ile ilgili çalışılabilir. Aynı zaman da tepelerin sadece yerlerinin tespit edilmesinin yanı sıra hastalığın teşhisinin de yapılabildiği bir yöntem üzerinde çalışılabilir.

KAYNAKÇA

1. Organization, W.H., 2018. Cardiovascular diseases. (Web sayfası: **https://www.who.int/cardiovascular_diseases/world-heart-day),** (Erişim Tarihi: Aralık 2018).

2. Aiboud, Y., El Mhamdi, J., Jilbab, A., Sbaa, H., 2015. Review of ECG signal de-noising techniques, pp. 1-6. *2015 Third World Conference on Complex Systems (WCCS),* 23-25 November, 2015, Marrakech, Morocco.

3. Schamroth, L., 1964. An Introduction to Electrocardiography. **Academic Medicine, 39**(10), 977 pp.

4. Altay, Ö., 2010. Dalgacık Analizi ile Yüksek Gerilim Aygıtlarından Alınan İşaretlerin Değerlendirilmesi. İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul, 224 s.

5. Jiang, X., Zhang, L., Zhao, Q., Albayrak, S., 2006. ECG arrhythmias recognition system based on independent component analysis feature extraction, pp. 1-4. *TENCON 2006-2006 IEEE Region 10 Conference,* 14-17 November 2006, Hong Kong, China.

6. Erdoğmuş, P., Pekçakar, A., 2009. Dalgacık dönüşümü ile EKG sinyallerinin özellik çıkarımı ve yapay sinir ağları ile sınıflandırılması. *5. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu (IATS'09),* 13-15 Mayıs, 2009, Karabük, Türkiye.

7. Chan, H. L., Chou, W. S., Chen, S. W., Fang, S. C., Liou, C. S., Hwang, Y. S., 2005. Continuous and online analysis of heart rate variability. **Journal of medical engineering & technology, 29**(5): 227-234.

8. Sadhukhan, D., Mitra, M., 2012. R-peak detection algorithm for ECG using double difference and RR interval processing. **Procedia Technology, 4**: 873-877.

9. Shivakrishna Dasi, B. D. V. P., Bhatt, V., Doshi, K., MEFGI, R., & AHMC&RI, R., 2013. QRS Wave Detection In Matlab Using Wavelet Transform. **International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT), 2**(4): 937-941.

10. Kohler, B. U., Hennig, C., Orglmeister, R., 2002. The principles of software QRS detection. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 21**(1): 42-57.

11. Haddadi, R., Abdelmounim, E., El Hanine, M., Belaguid, A., 2014. Discrete wavelet transform based algorithm for recognition of QRS complexes. **World of Computer Science and Information Technology Journal (WCSIT), 4**(9): 127-132.

12. Panda, R., Pati, U. C., 2012. Removal of artifacts from electrocardiogram using digital filter, pp. 1-4. *2012 IEEE Students' Conference on Electrical, Electronics and Computer Science*, 1-2 March, 2012, Bhopal, India.

13. Möngü, E., 2003. Bilgisayar Destekli QRS Deteksiyonu ve EKG Parametrelerinin Hesaplanması. İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul, 68 s.

14. Aqil, M., Jbari, A., Bourouhou, A., 2017. ECG signal denoising by discrete wavelet transform. **International Journal of Online Engineering, 13**(9): 51-68.

15. Lakhwani, R., Ayub, S., Saini, J. P., 2013. Design and comparison of digital filters for removal of baseline wandering from ECG signal, pp. 186-191. *2013 5th International Conference and Computational Intelligence and Communication Networks*, 27-29 September, 2013, Mathura India.

16. Üstündağ, M., Gökbulut, M., Şengür, A., Ata, F., 2012. Denoising of weak ECG signals by using wavelet analysis and fuzzy thresholding. **Network Modeling Analysis in Health Informatics and Bioinformatics, 1**(4): 135-140.

17. Sayadi, O., Shamsollahi, M. B., 2008. ECG denoising and compression using a modified extended Kalman filter structure. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 55**(9): 2240-2248.

18. Martens, S. M., Mischi, M., Oei, S. G., Bergmans, J. W., 2006. An improved adaptive power line interference canceller for electrocardiography. **IEEE transactions on Biomedical Engineering, 53**(11): 2220-2231.

19. Łęski, J. M., Henzel, N., 2005. ECG baseline wander and powerline interference reduction using nonlinear filter bank. **Signal processing, 85**(4): 781-793.

20. Lu, Y., Yan, J., Yam, Y., 2009. Model-based ECG denoising using empirical mode decomposition, pp. 191-196. *2009 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine,* 1-4 November, 2009, Washington, DC, USA.

21. Elouaham, S., Latif, R., Dliou, A., Laaboubi, M., Maoulainine, F. M. R., 2013. Biomedical signals analysis using the empirical mode decomposition and parametric and non parametric time-frequency techniques. **International Journal on Information Technology (IREIT), 1**(1): 1-10.

22. Karel, J. M. H., Peeters, R. L. M., Westra, R. L., Moermans, K. M. S., Haddad, S. A. P., Serdijn, W. A., 2006. Optimal discrete wavelet design for cardiac signal processing, pp. 2769-2772. *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, 17-18 January, 2006, Shanghai, China.

23. Kumar, P., Agnihotri, D., 2010. Biosignal denoising via wavelet thresholds. **IETE journal of Research, 56**(3): 132-138.

24. Von Borries, R. F., Pierluissi, J. H., Nazeran, H., 2006. Wavelet transform-based ECG baseline drift removal for body surface potential mapping, pp. 3891-3894.*2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference,* 17-18 January, 2006, Shanghai, China.

25. Mahmoodabadi, S. Z., Ahmadian, A., Abolhasani, M. D., Eslami, M., Bidgoli, J. H., 2006. ECG feature extraction based on multiresolution wavelet transform, pp. 3902-3905.*2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference,* 17-18 January, 2006, Shanghai, China.

26. Kania, M., Fereniec, M., Maniewski, R., 2007. Wavelet denoising for multi-lead high resolution ECG signals. **Measurement science review, 7**(4): 30-33.

27. Tan, Y. F., Du, L., 2009. Study on Wavelet Transform in the processing for ECG signals, pp. 515-518. *2009 WRI World Congress on Software Engineering,* 19-21 May, 2009, Xiamen, China.

28. Chouakri, S. A., Bereksi-Reguig, F., Ahmaldi, S., Fokapu, O., 2005. Wavelet denoising of the electrocardiogram signal based on the corrupted noise estimation, pp. 1021-1024. *Computers in Cardiology, 2005,* 25-28 September, 2005, Lyon, France.

29. Holsinger, W. P., Kempner, K. M., Miller, M. H., 1971. A QRS preprocessor based on digital differentiation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering,** (3): 212-217.

30. Pan, J., Tompkins, W. J., 1985. A real-time QRS detection algorithm. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 32**(3): 230-236.

31. Dobbs, S. E., Schmitt, N. M., Ozemek, H. S., 1984. QRS detection by template matching using real-time correlation on a microcomputer. **Journal of clinical engineering, 9**(3): 197-212.

32. Okada, M., 1979. A digital filter for the ors complex detection. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering,** (12): 700-703.

33. Suzuki, Y., 1995. Self-organizing QRS-wave recognition in ECG using neural networks. **IEEE Transactions on Neural Networks, 6**(6): 1469-1477.

34. Chatterjee, H. K., Gupta, R., Mitra, M., 2011. A statistical approach for determination of time plane features from digitized ECG. **Computers in biology and medicine, 41**(5): 278-284.

35. Widjaja, D., Vandeput, S., Taelman, J., Braeken, M. A., Otte, R. A., Van den Bergh, B. R., Van Huffel, S., 2010. Accurate R peak detection and advanced preprocessing of normal ECG for heart rate variability analysis, pp. 533-536.*2010 Computing in Cardiology*, 26-29 September, 2010, Belfast UK.

36. Chouakri, S. A., Bereksi-Reguig, F., Ahmaidi, S., Fokapu, O., 2006. ECG signal smoothing based on combining wavelet denoising levels. **Asian Journal of Technology, 5**: 666-677.

37. Saritha, C., Sukanya, V., Murthy, Y. N., 2008. ECG signal analysis using wavelet transforms. **Bulg. J. Phys, 35**(1), 68-77.

38. Ingole, D. T., Kulat, K., Ingole, M. D., 2008. Feature extraction via multiresolution analysis for ECG signal, pp. 659-664. *2008 First International Conference on Emerging Trends in Engineering and Technology*, 16-18 July, 2008, Nagpur, Maharashtra, India.

39. Bsoul, A. A. R., Ji, S. Y., Ward, K., Najarian, K., 2009. Detection of P, QRS, and T components of ECG using wavelet transformation, pp. 1-6. *2009 ICME International Conference on Complex Medical Engineering*, 9-11 April, 2009, Tempe, AZ, USA.

40. Arif, M., 2008. Robust electrocardiogram (ECG) beat classification using discrete wavelet transform. **Physiological measurement, 29**(5): 555.

41. Gautam, R., Sharmar, A., 2010. Detection of QRS complexes of ECG recording based on wavelet transform using Matlab. **International Journal of Engineering Science and Technology, 2**(7): 3038-3044.

42. Akshay, N., Jonnabhotla, N. A. V., Sadam, N., Yeddanapudi, N. D., 2010. ECG noise removal and QRS complex detection using UWT, pp. V2-438. *2010 International Conference on Electronics and Information Engineering*, 1-3 August, 2010, Kyoto, Japan.

43. Narayana, K. V. L., Rao, A. B., 2011. Wavelet based QRS detection in ECG using MATLAB. **Innovative Systems Design and Engineering, 2**(7): 60-69.

44. Nagendra, H., Mukherjee, S., Kumar, V., 2011. Application of wavelet techniques in ECG signal processing: an overview. **International Journal of Engineering Science and Technology, 3**(10): 7432-7443.

45. Kumari, R. S. S., Bharathi, S., Sadasivam, V., 2007. Design of optimal discrete wavelet for ECG signal using orthogonal filter bank, pp. 525-529. *International Conference on Computational Intelligence and Multimedia Applications (ICCIMA 2007)*, 13-15 December, 2007, Sivakasi, Tamil, Nadu, India.

46. Türk, U.A., 2016. Kalbin elektrik sistemi (Web sayfası: **www.bilektenanjiyo. com**), (Erişim tarihi: Mart 2019).

47. Nikolaev, N., Nikolov, Z., Gotchev, A., Egiazarian, K., 2000. Wavelet domain Wiener filtering for ECG denoising using improved signal estimate, pp. 3578-3581. *2000 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing. Proceedings (Cat. No. 00CH37100)*, 5-9 June, 2000, Istanbul, Turkey.

48. Oppenheim, A.V., Shafer R.W., 1975. Digital Signal Processing.Prentice Hall, 585 pp.

49. Hsu, H., 1995. Signals and Systems. Theory and Problems of Signals and Systems, New York, 483 pp.

50. Öner, İ. V., Yeşilyurt, M. K., Yılmaz, E. Ç., 2017. Wavelet analiz tekniği ve uygulama alanları. **Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, 7**(1), 42-56.

51. Zhao, Y., Xu, X., He, Y., 2015. A novel hyperspectral feature-extraction algorithm based on waveform resolution for raisin classification. **Applied spectroscopy, 69**(12): 1442-1456.

52. Meyer, Y., 1993. Wavelets Algorithms and Applications. (SIAM) Society for Industrial and Applied Mathematics Philadelphia, 129 pp.

53. Durmuş, Ç., 2018. Farklı Boyutlarda Cisimlerin Üç Boyutlu Yüzey Profillerinin Belirlenmesi İçin Temel Izgara Yansıtma Yöntemi. Namık Kemal Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Tekirdağ, Türkiye, 57 s.

54. Duran, K., 2013. Rüzgar Karakteristiklerinin Dalgacık Dönüşümü İle Ortaya Konması. İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul, Türkiye, 170 s.

55. Abbak, Alpay., 2007. Jeodezide Zaman Dizilerinin Dalgacık (Wavelet) Analizi. Selçuk Üniversitesi, Doktora Tezi, Konya, ss.32

56. Stark, H.-G., 2005. Wavelets and Signal Processing: An Application-Based Introduction. Springer Science & Business Media, 150 pp.

57. Shoeb, A., Clifford, G., 2006. Wavelets; Multiscale activity in physiological signals short-time fourier transform. **Biomedical signal and image processing**, 1-29.

58. Papoulis, A., 1962. The Fourier Integral and its Applications. McGraw-Hill, 318 pp.

59. Jaideva, C., Andrew K., Chan K., 1999. Fundamentals of Wavelets. John Wiley & Sons, Inc., Texas A&M University, 364 pp.

60. Durand, S., Froment, J., 2001. Artifact free signal denoising with wavelets, pp. 3685-3688.*2001 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing. Proceedings (Cat. No. 01CH37221),* 7-11 May, 2001, Salt Lake City, UT, USA.

61. Zhang, Y. X., Zhao, X. X., Yuan, H. M., Zhang, W. G., 2009. Wavelet packet threshold approach to denoising piezoelectricity gyro signal, pp. 266-269.*2009 International Conference on Computer Engineering and Technology*,22-24 January, 2009, Singapore.

62. Taswell, C., 1999. Randomized signal classes for evaluating the performance of wavelet shrinkage denoising methods, pp. 352-355.*Proceedings of the IASTED International Conference Signal and Image Processing (SIP'99),* 18-21 October, 1999, Nassau, Bahamas.

63. Miner, N. E., 1998. An introduction to wavelet theory and analysis. Sandia National Laboratories, Albuquerque, NM, and Livermore, CA, 21 pp.

64. Üstündağ, M., Engin, A. V. C. I., Gökbulut, M., Fikret, A. T. A., 2014. Dalgacık paket dönüşümü ve genetik algoritma kullanarak zayıf radar sinyallerinin gürültüden arındırılması. **Gazi Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi, 29**(2): 375-383.

65. Hakan, A. L. P., AKINCI, T. Ç., Albora, M., Jeofizik uygulamalarda Fourier ve dalgacık dönüşümlerinin karşılaştırılması. **Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, 14**(1): 67-76.

66. Misiti, M., Misiti, Y. Oppenheim, G. Poggi, J,M,. Wavelet toolbox: for use with MATLAB. 1996. (Web sayfası: **https://www.ltu.se/**), (Erişim tarihi: Ocak 2017)

67. Toprak, İ. B., 2007. EEG Sinyallerinin Dalgacık Dönüşümü ve Yapay Sinir Ağları ile Analizi. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktara Tezi, Isparta, Türkiye, 91 s.

68. Daubechies, I., 1992. Ten Lectures on Wavelets (CBMS-NSF Series in Appl. Math.). Montpelier, Vermont. 1992, Capital City Press, 357 pp.

69. Merah, M., Abdelmalik, T. A., Larbi, B. H., 2015. R-peaks detection based on stationary wavelet transform. **Computer methods and programs in biomedicine, 121**(3): 149-160.

70. Hernández, O., Olvera, E., 2009. Noise cancellation on ecg and heart rate signals using the undecimated wavelet transform, pp. 145-150. *2009 International Conference on eHealth, Telemedicine, and Social Medicine,*1-7 February, 2009, Cancun, Mexico.

71. Liang, L. P., Xu, K. J., Xu, W., 2015. SWT based separation method for periodic signal with non-staionary noise and its application in EMF. **Flow Measurement and Instrumentation, 42**: 78-88.

72. Holschneider, M., Kronland-Martinet, R., Morlet, J., Tchamitchian, P., 1990. A real-time algorithm for signal analysis with the help of the wavelet transform, pp. 286-297. *Time-Frequency Methods and Phase Space Proceedings of the International Conference,* 14–18 December, 1987, Marseille, France.

73. Gençay, R., Selcuk, F., Whitcher, B., 2005. Multiscale systematic risk. **Journal of International Money and Finance, 24**(1): 55-70.

74. Cascio, I.L., Wavelet analysis and denoising: New tools for economists. 2007, Working Paper, Department of Economics, Queen Mary, University of London.

75. Siluyele, I. J., 2005. Application of wavelet analysis to time series data. **An essay of African Institute for Mathematical Sciences**: 736-745.

76. Türker, G.F., Kutlu A., 2012. Giyilebilir EKG uygulaması ve kullanılabilir kablosuz iletişim teknolojilerinin karşılaştırılması, s. 367-475. *Akademik Bilişim'12 - XIV. Akademik Bilişim Konferansı Bildirileri,* 1-3 Şubat, 2012, Uşak, Türkiye.

77. Friesen, G. M., Jannett, T. C., Jadallah, M. A., Yates, S. L., Quint, S. R., Nagle, H. T., 1990. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. **IEEE Transactions on biomedical engineering, 37**(1): 85-98.

78. Bailey, J. J., Berson, A. S., Garson Jr, A., Horan, L. G., Macfarlane, P. W., Mortara, D. W., Zywietz, C., 1990. Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: bandwidth and digital signal processing. A report for health professionals by an ad hoc writing group of the Committee on Electrocardiography and Cardiac Electrophysiology of the Council on Clinical Cardiology, American Heart Association. **Circulation, 81**(2): 730-739.

79. Awal, M. A., Mostafa, S. S., Ahmad, M., Rashid, M. A., 2014. An adaptive level dependent wavelet thresholding for ECG denoising. **Biocybernetics and Biomedical engineering, 34**(4): 238-249.

80. Kumari, A., Bisht, M., 2013. Optimal wavelet filter maximizes the cross correlation coefficient with an ECG signal. **Int J Innov Technol Res, 1**(2): 191-193.

81. Yazgan, E,. Korürek, M,. Tıbbi elektroniğe giriş ders notları. (Web sayfası: **http://www.medikalteknoloji.com**) (Erişim Tarihi: Aralık 2016)

82. Martínez, J. P., Almeida, R., Olmos, S., Rocha, A. P., Laguna, P., 2004. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases**. IEEE Transactions on biomedical engineering, 51**(4): 570-581.

83. Ayat, M., Shamsollahi, M. B., Mozaffari, B., Kharabian, S., 2009. ECG denoising using modulus maxima of wavelet transform, pp. 416-419. *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society,*3-6 September, 2009, Minneapolis, MN, USA.

84. Boichat, N., Khaled, N., Rincon, F., Atienza, D., 2009. Wavelet-based ECG delineation on a wearable embedded sensor platform, pp. 256-261. *2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, 3-5 June, 2009, Berkeley, CA, USA.

85. Fletcher, A. K., 2002. Denoising via Recursive Wavelet Thresholding. Master of Science in Electrical Engineering in the Graduate Division of the University of California, Berkeley.

86. Kumar, P. S., Arumuganathan, R., Sivakumar, K., Vimal, C., 2008. Removal of ocular artifacts in the EEG through wavelet transform without using an EOG reference channel. **International Journal of Open Problems in Computer Science and Mathematics, 1**(3): 188-200.

87. Van Hulse, J., Khoshgoftaar, T. M., Napolitano, A., Wald, R., 2012. Threshold-based feature selection techniques for high-dimensional bioinformatics data. **Network modeling analysis in health informatics and bioinformatics, 1**(1-2): 47-61.

88. Chouhan, V. S., Mehta, S. S., 2007. Total removal of baseline drift from ECG signal, pp. 512-515. *2007 International Conference on Computing: Theory and Applications (ICCTA'07)*, 5-7 March, 2007, Kolkata, India.

89. Seena, V., Yomas, J., 2014. A review on feature extraction and denoising of ECG signal using wavelet transform, pp. 1-6.*2014 2nd international conference on devices, circuits and systems (ICDCS)*, 6-8 March, 2014, Combiatore, India.

90. Dumortier, C., Gosselin, B., Sawan, M., 2006. Wavelet transforms dedicated to compress recorded ENGs from multichannel implants: Comparative architectural study, pp. 4-pp.*2006 IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, 21-24 May, 2006, Island of Kos, Greece.

91. Li, S., Lin, J., 2009. The optimal de-noising algorithm for ECG using stationary wavelet transform, Vol. 6, pp. 469-473. *2009 WRI World congress on computer science and information engineering*, 31 March-2 April, 2009, Los Angeles, CA, USA.

92. Arvinti, B., Costache, M., Toader, D., Oltean, M., Isar, A., 2010. ECG statistical denoising in the wavelet domain, pp. 307-310. *2010 9th International Symposium on Electronics and Telecommunications,* 11-12 November, 2010, Timisoara, Romania.

93. Pesquet, J. C., Krim, H., Carfantan, H., 1996. Time-invariant orthonormal wavelet representations. **IEEE transactions on signal processing, 44**(8): 1964-1970.

94. Graps, A., 1995. An introduction to wavelets. **IEEE computational science and engineering, 2(**2): 50-61.

95. Mahmoodabadi, S. Z., Ahmadian, A., Abolhasani, M. D., Eslami, M., Bidgoli, J. H., 2006. ECG feature extraction based on multiresolution wavelet transform, pp. 3902-3905. *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference,* 17-18 January, 2006, Shanghai, China.

96. Saxena, S. C., Kumar, V., Hamde, S. T., 2002. Feature extraction from ECG signals using wavelet transforms for disease diagnostics. **International Journal of Systems Science, 33**(13): 1073-1085.

97. Christov, I. I., 2004. Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold. **Biomedical engineering online, 3**(1): 28.

98. Thakor, N. V., Webster, J. G., Tompkins, W. J., 1984. Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter. **IEEE Transactions on biomedical engineering,** (11): 702-706.

99. Sabherwal, P., Agrawal, M., Singh, L., 2017. Automatic detection of the R peaks in single-lead ECG signal. **Circuits, Systems, and Signal Processing, 36**(11), 4637-4652.

100. Zidelmal, Z., Amirou, A., Ould-Abdeslam, D., Moukadem, A., Dieterlen, A., 2014. QRS detection using S-Transform and Shannon energy. **Computer methods and programs in biomedicine, 116**(1): 1-9.

101. Park, J. S., Lee, S. W., Park, U., 2017. R peak detection method using wavelet transform and modified Shannon energy envelope. **Journal of healthcare engineering, 2017**.

102. Hamilton, P. S., Tompkins, W. J., 1986. Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database. **IEEE transactions on biomedical engineering,** (12): 1157-1165.

103. Smaoui, G., Young, A., Abid, M., 2017. Single scale CWT algorithm for ECG beat detection for a portable monitoring system. **Journal of Medical and Biological Engineering, 37**(1), 132-139.

104. Castells-Rufas, D., Carrabina, J., 2015. Simple real-time QRS detector with the MaMeMi filter. **Biomedical Signal Processing and Control, 21**: 137-145.

105. Dohare, A. K., Kumar, V., Kumar, R., 2014. An efficient new method for the detection of QRS in electrocardiogram. **Computers & Electrical Engineering, 40**(5): 1717-1730.

106. Sharma, L. D., Sunkaria, R. K., 2016. A robust QRS detection using novel pre-processing techniques and kurtosis based enhanced efficiency. **Measurement, 87**: 194-204.

107. Yazdani, S., Vesin, J. M., 2016. Extraction of QRS fiducial points from the ECG using adaptive mathematical morphology. **Digital Signal Processing, 56**: 100-109.

108. Kim, J., Shin, H., 2016. Simple and robust realtime qrs detection algorithm based on spatiotemporal characteristic of the qrs complex**. PloS one, 11**(3): e0150144.

109. Tang, G., Qin, A., 2008. ECG de-noising based on empirical mode decomposition, pp. 903-906. *2008 The 9th International Conference for Young Computer Scientists,*18-21 November, 2008, Hunan, China.

110. Kasturiwale, H. P., Deshmukh, C. N., 2009. Quality assessment of ICA for ECG signal analysis, pp. 73-75. *2009 Second International Conference on Emerging Trends in Engineering & Technology*, 16-18 December, 2009, Nagpur, India.

111. Kabir, M. A., Shahnaz, C., 2012. Denoising of ECG signals based on noise reduction algorithms in EMD and wavelet domains. **Biomedical Signal Processing and Control, 7**(5): 481-489.

112. Sayadi, O., Shamsollahi, M. B. ECG denoising with adaptive bionic wavelet transform, pp. 6597-6600. *In 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2006, August.

113. Alfaouri, M., Daqrouq, K. 2008. ECG signal denoising by wavelet transform thresholding, ***American Journal of applied sciences, 5*(3)**: 276-281.

114. Tang, G., Qin, A., 2008. ECG de-noising based on empirical mode decomposition, pp. 903-906. *2008 The 9th International Conference for Young Computer Scientists, 18-21 November, 2008*, Hunan, China.

115. Elbuni, A., Kanoun, S., Elbuni, M., Ali, N., 2009. ECG parameter extraction algorithm using (DWTAE) algorithm, pp. 315-320. *2009 International Conference on Computer Engineering & Systems,* 14-16 December, 2009, Cairo, Egypt.

116. **https://physionet.org/cgi-bin/atm/ATM** (Erişim Tarihi: Aralık 2018).

117. Kucukgoz, N., Karaboga, N., 2017 Noise elimination and finding R peaks of ECG signal by using discrete stationary wavelet transform, ss 1-4 *25th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, 15-18 Mayıs 2017, Antalya

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı: Nuray MISIRLI
Uyruğu: Türkiye (T.C)
Doğum Tarihi ve Yeri: 16.03.1991 - Kahramanmaraş
Medeni Durum: Evli
e-mail: n.kucukgoz@gmail.com
Yazışma Adresi: Küçük Mustafa Mahallesi Altay Sokak No:16 İç Kapı No: 43 MELİKGAZİ/KAYSERİ

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Lisans	Erciyes Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği	2014
Lise	Toplu Konut İdaresi Anadolu Lisesi, Ankara	2009

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2017-Halen	Hasçelik Kablo San. ve Tic. A.Ş	Ar-Ge Araştırmacı

YABANCI DİL

İngilizce

YAYINLAR

1. Küçükgöz N., Karaboğa N., "Noise elimination and finding R peaks of ECG signal by using discrete stationary wavelet transform", 2017 25th Signal Processing and Communication Application Conference, SIU 2017 - Proceedings, ANTALYA, TÜRKİYE, 15-18 Mayıs 2017, ss.1-4
2. Küçükgöz N., Karaboğa N., "Taban Hattı Kaymalı EKG Sinyalinde Ayrık Durağan Dalgacık Dönüşümü İle Gürültü Giderimi", Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı (TOK 2016), ESKİŞEHİR, TÜRKİYE, 29 Eylül-1 Ekim 2016, ss.353-358

3. Erkoç M., E., Karaboğa N., Küçükgöz N., "EEG Sinyalindeki Gürültünün Giderilmesinde Ayrık Dalgacık Ve Ayrık Durağan Dalgacık Dönüşümlerinin Performanslarının İncelenmesi", Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları Sempozyumu (ASYU2016), DÜZCE, TÜRKİYE, 29 Eylül-1 Ekim 2016, ss.272-275