

**T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KALP HIZI DEĞİŞKENLİĞİNİN
DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ VE YAPAY SİNİR AĞLARI
KULLANILARAK ANALİZİ**

DOKTORA TEZİ

Elek. ve Hab. Y. Müh. Süleyman BİLGİN

Enstitü Anabilim Dalı : ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜH.

Enstitü Bilim Dalı : ELEKTRONİK

Tez Danışmanı : Prof. Dr. ETEM KÖKLÜKAYA

Mayıs 2008

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KALP HIZI DEĞİŞKENLİĞİNİN
DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ VE YAPAY SINIR AĞLARI
KULLANILARAK ANALİZİ**

DOKTORA TEZİ


Elek. Y. Müh. Süleyman BİLGİN


Enstitü Anabilim Dalı : ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜH.

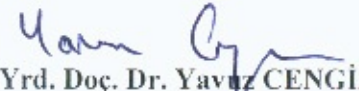
Enstitü Bilim Dalı : ELEKTRONİK

Bu tez 14 / 05 / 2008 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.


**Yrd. Doç. Dr.
Selçuk CÖMLEKÇİ
Jüri Başkanı**


**Prof. Dr.
Etem KÖKLÜKAYA
Üye**


**Yrd. Doç. Dr.
Cabir VURAL
Üye**


**Yrd. Doç. Dr. Yavuz CENGİZ
Üye**


**Yrd. Doç. Dr. Ömer Halil ÇOLAK
Üye**

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın hazırlanmasında, gerekli ortamı sağlayan ve çalışmanın her safhasında bana destek olan danışman hocam Sayın Prof. Dr. Etem KÖKLÜKAYA'ya, bu disiplinler arası çalışmaya destek vererek en doğru sonuçlar için beni yönlendiren ve yardımlarını esirgemeyerek çalışmanın tamamlanmasına destek veren Sayın Doç. Dr. Selami AKKUŞ, Sayın Doç. Dr. Hasan Rıfat KOYUNCUOĞLU, Yrd. Doç. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ ve Yrd. Doç. Dr. Cabir VURAL'a, tezin şekillenmesinde verdiği katkılardan dolayı Sayın Prof. Dr. Niyazi ARI 'ya, tezin yapılandırılmasında ve sonuçlandırılmasında hep yanımda olan değerli dostum Sayın Yrd. Doç. Dr. Ömer Halil ÇOLAK' a, tezin kritik noktalarında yardımlarını esirgemeyen kıymetli arkadaşım Sayın Yrd. Doç. Dr. Övünç POLAT'a, tezin tıbbi kısmına katkılarından dolayı Dr. Onur ELMAS'a teşekkürü bir borç bilirim.

Yalnız bu çalışmada değil, her zaman desteğiyle yanımda olan aileme, her zaman bilim destekçisi olan dedem Sayın Süleyman ÖRS'e ve sevgili anneanneme minnet ve şükranlarımı sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
TABLolar LİSTESİ.....	xiv
ÖZET.....	xv
SUMMARY.....	xvi
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2.	
DOLAŞIM SİSTEMİ VE FİZYOLOJİSİ.....	8
2.1. Kalp.....	8
2.2. Kalbin Uyarı ve İleti Sistemi.....	9
2.2.1. SA düğüm.....	10
2.2.2. İnternodal yollar.....	11
2.2.3. AV düğüm.....	11
2.2.4. AV demet ve purkinje lifleri.....	12
2.3. Elektrokardiyogram (EKG).....	12
2.3.1. P-R aralığı.....	13
2.3.2. Q-T aralığı.....	14
2.3.3. S-T aralığı.....	14
2.4. Ventriküler Taşikardi (VT).....	14
2.5. Ventriküler Fibrilasyon (VF).....	16
2.6. Kalp Hızı Kontrol Fizyolojisi ve Kalp Hızı Değişkenliği.....	18

2.7. Otonom Sinir Sistemi ve Sempatovagal Denge.....	21
2.8. KHD Zaman-Frekans Analizi ve AF/YF Oranı.....	23
BÖLÜM 3.	
DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ.....	25
3.1. Sürekli Dalgacık Dönüşümü (SDD).....	27
3.2. Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD).....	29
3.2.1. Daubechies dalgacık dönüşümü.....	31
3.2.2. Filtreleme.....	34
3.2.3. Dalgacık dönüşümünde yeniden yapılandırma.....	36
3.3. Dalgacık Ayrışımalarında Enerji Dağılımları.....	37
3.4. Dalgacık Paket Dönüşümü.....	38
BÖLÜM 4.	
YAPAY SİNİR AĞLARI.....	42
4.1. McCulloch ve Pitts Sinir Modeli.....	42
4.2. Çok Katmanlı Algılayıcı Yapay Sinir Ağları (ÇKAYSA) Modeli...	43
4.2.1. Algılayıcı modeli.....	43
4.2.2. Çok katmanlı algılayıcı (ÇKA)	46
4.2.3. ÇKA'nın geri-yayılım eğitime hatası.....	46
4.2.4. Levenberg-Marquardt algoritması.....	47
BÖLÜM 5.	
KHD ANALİZLERİ.....	49
5.1. KHD Ölçümleri İçin Ön işlemler.....	49
5.1.1. Veri tabanı.....	49
5.1.2. Pencere genişliği.....	51
5.1.3. Örnekleme frekansı.....	52
5.1.4. Zaman tanım alanı ve interpolasyon.....	52
5.1.5. Ektopik yok etme.....	55
5.2. Ayrık Dalgacık Dönüşümü Kullanılarak KHD Analiz.....	57
5.3. ADD Çıktılarının YSA Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi.....	70
5.4. Dalgacık Paket Dönüşümü ile KHD Analizi.....	77

5.5. DPD Analizi ile Baskın Enerji Alt-Bantlarının Elde Edilmesi.....	86
5.6. DPD ve YSA ile Baskın Alt-Bantların Tespiti.....	92
BÖLÜM 6.	
SONUÇLAR.....	101
BÖLÜM 7.	
TARTIŞMA VE ÖNERİLER.....	105
KAYNAKLAR.....	107
EKLER.....	115
ÖZGEÇMİŞ.....	139

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

KHD	: Kalp Hızı Değişkenliği
SA	: Sinoatriyal Düğüm
AV	: Atriyoventriküler Düğüm
EKG	: Elektrokardiyogram
EEG	: Elektroansefalogram
ENG	: Elektronörogram
EMG	: Elektromiyogram
EGM	: Elektrogram
KH	: Kalp Hızı
KH _i	: Anlık Kalp Hızı
KH ₆₀	: 60 saniyedeki, ortalama kalp vuruş sayısı
mV	: Mili Volt
bpm	: Dakikadaki kalp vuruş sayısı
n	: Veri Sayısı veya kalp vuruş sayısı
t	: Zaman
rr(n)	: n. kalp vuruşundaki R-R aralığı
VT	: Ventriküler Taşikardi
VF	: Ventriküler Fibrilasyon
İKD	: İmplant edilebilir Kardiyoverter Defibrillasyon
MRVT	: En son VT olayı dizi çiftleri
MRVF	: En son VF olayı dizi çiftleri
MultiVT	: Daha önceki VT dizi çiftleri
MultiVF	: Daha önceki VF dizi çiftleri
KZFD	: Kısa-Zaman Fourier Dönüşümü
MSS	: Merkezi Sinir Sistemi
OSS	: Otonom Sinir Sistemi
NN aralığı	: KHD elde edilirken her QRS kompleksi arasındaki mesafe

CPR	: Kardiyo Pulmoner Resüsitasyon
İKD	: İmplant edilmiş Kardiyoverter Defibrilatörü
MIT-BIH	: Massachusetts Institute of Technology-Beth Israel Hospital
$T_{a,b}$: Bir sinyalin Sürekli Dalgacık Dönüşümü
$\overline{\psi_{a,b}(t)}$: Sürekli Dalgacık Fonksiyonu
a	: Sürekli Ayrışmada, Ölçekleme Parametresi
b	: Sürekli Ayrışmada, Öteleme Parametresi
l/a	: Frekans ölçeklemesi
$\psi_{m,n}(t)$: Ayrık Dalgacık Fonksiyonu
α_0^m	: Ayrık Dalgacık Ölçekleme Parametresi
$nb_0\alpha_0^m$: Ayrık Dalgacık Öteleme Parametresi
m	: Diydik (ikili) Ölçekleme Parametresi
n	: Diydik (ikili) Öteleme Parametresi
SDD	: Sürekli Dalgacık Dönüşümü
ADD	: Ayrık Dalgacık Dönüşümü
DPD	: Dalgacık Paket Dönüşümü
$\phi_{m,n}(t)$: Ölçekleme Fonksiyonu
$S_{m,n}$: Sinyal Yaklaşım Katsayıları
$A_m(t)$: Sinyal Yaklaşım Bileşenleri
$D_m(t)$: Sinyal Detay Bileşenleri
$T_{m,n}$: Sinyal Detay Katsayıları
E_m	: Sinyalin Enerjisi
k	: Ölçekleme Fonksiyonunun zaman ekseninde kayma adımı
c_k	: Ölçekleme Fonksiyonu Katsayıları
b_k	: Dalgacık Fonksiyon Katsayıları
N_k	: Ölçekleme Fonksiyon Katsayılarının Toplam Sayısı
i	: Ölçekleme Fonksiyonu Hesaplaması için iterasyon Sayısı
$g(k)$: Alçak Geçiren Filtre Katsayıları
$h(k)$: Yüksek Geçiren Filtre Katsayıları
L	: Dalgacık Ayrışım Seviyesi
f_s	: Sinyalin Örnekleme Frekansı

$f_{üst, m}$: m. seviye için üst frekans sınırı
N	: Toplam Alçak ve Yüksek Geçiren Filtre Katsayıları Sayısı
N_A	: Yeniden yapılandırılmış Yaklaşım Bileşenleri sayısı
N_D	: Yeniden yapılandırılmış Detay Bileşenleri sayısı
A_{RMS}	: Yaklaşım bileşenlerinin RMS değerleri
D_{RMS}	: Detay Bileşenlerinin RMS değerleri
w_{RMS}	: DPD’de her bir düğümün RMS değeri
j	: DPD’de her bir ayrışım seviyesindeki düğüm sayısı
f_m	: DPD’de bir düğümün üst frekans sınırı
x_i	: Yapay Sinir ağlarında i tane giriş sinyali
w_i	: YSA’da i . girişe denk gelen ağırlık değeri
R	: YSA’da giriş sinyali sayısı
β	: Sigmoid fonksiyonunun eğimi
u	: YSA fonksiyonunda eşik değeri
y	: YSA çıkış değeri
b	: YSA’da bias değeri olarak adlandırılan
YSA	: Yapay Sinir Ağları
$f(n)$: YSA’da aktivasyon fonksiyonu
$d(i)$: YSA’da Eğitim Örnekleri
η	: YSA’da öğrenme hızı
ÇKAYSA	: Çok Katmanlı Algılayıcı Yapay Sinir Ağı
W	: YSA’da Ağırlık Matrisi
E	: ÇKAYSA’da ağırlık değeri hesaplanırken geri yayılım hatası
$Q(k)$: YSA’da Hata sinyali
K	: YSA’da epoch sayısı
L	: YSA’da katman sayısı
i	: Giriş indeksi
j	: Nöron Sayısı
μ	: YSA’da ivme sabiti
$J(n)$: Jacobian Matrisi
$H(n)$: Hessian Matrisi
μ_m	: Marquardt parametresi
$g(n)$: Ağın Gradyanı

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1.	Kalbin yapısı.....	8
Şekil 2.2.	Kalbin uyarı ve ileti sistemi.....	9
Şekil 2.3.	Elektrokardiyogramda dalgalar ve aralıklar.....	12
Şekil 2.4.	VT oluşumu.....	14
Şekil 2.5.	Monomorfik VT EKG'si.....	15
Şekil 2.6.	Polimorfik VT EKG'si.....	15
Şekil 2.7.	İnce VF EKG işareti.....	16
Şekil 2.8.	İri VF EKG işareti.....	16
Şekil 2.9.	Bir dakikalık EKG kaydı için alınmış anlık nabız ve KHD (R-R aralığı) işaretleri.....	17
Şekil 2.10.	Bir EKG kaydı üzerinde R-R aralığının gösterimi.....	18
Şekil 2.11.	Vuruş sayısının R-R aralığına göre değişimi.....	18
Şekil 2.12.	Zaman tanım alanına çevrilmiş bir R-R aralığı işareti.....	19
Şekil 2.13.	Otonom sinir sistemi ve etkilediği organlar.....	20
Şekil 2.14.	KHD işaretinin zaman tanım alanı analizi ve frekans tanım alanı analizi için gerçekleştirilen işlem basamakları.....	23
Şekil 2.15.	KHD güç spektral analizinde oluşan frekans bantları.....	23
Şekil 3.1.	a. Zaman tanım alanındaki (domenindeki) işaret b. İşaretin frekans tanım alanında (Fourier) incelenmesi c. İşaretin zaman ve frekans tanım alanında incelenmesi d. İşaretin zaman ve frekans (1/ölçek) tanım alanında dalgacık dönüşümü ile incelenmesi.....	26

Şekil 3.2.	a. Bir Mexican Hat dalgacığının zaman eksenini boyunca ötelenmesi	
	b. Bir Mexican Hat dalgacığının zaman ekseninde ölçeklenmesi ($a_1 > a_2 > a_3$)	28
Şekil 3.3.	db2 dalgacığı için dördü ayna filtre grubu katsayıları.....	32
Şekil 3.4.	Bir işaretin filtrelenmesi: Ayırışım.....	33
Şekil 3.5.	Örnek indirgeme ve ADD katsayılarının elde edilmesi.....	34
Şekil 3.6.	Dalgacık ayırışım ağacı.....	35
Şekil 3.7.	Yaklaşım bileşenlerinin yeniden yapılandırılması.....	37
Şekil 3.8.	Detay bileşenlerinin yeniden yapılandırılması	37
Şekil 3.9.	Dalgacık paket dönüşümü ayırışım ağacı.....	39
Şekil 3.10.	Dalgacık paketlerinin seviyelere göre ayırışımı.....	40
Şekil 3.11.	Bir düğüm için ayırışım modeli.....	40
Şekil 3.12.	Dalgacık paket frekans yerleşimi.....	41
Şekil 4.1.	YSA için bir nöron modeli.....	43
Şekil 4.2.	Bir algılayıcı sinirsel ağ modeli.....	44
Şekil 4.3.	Üç katmanlı algılayıcı sinir ağı örneği.....	46
Şekil 5.1.	Physiobank veri tabanında ventriküler taşikardisi olan 0003 numaralı hastaya ait 0003.vt1 işaretinde R-R aralığının vuruş sayısına göre değişimi.....	53
Şekil 5.2.	Physiobank veri tabanında ventriküler fibrilasyonu olan 0159 numaralı hastaya ait 0159.vf1 işaretinde R-R aralığının vuruş sayısına göre değişimi.....	53
Şekil 5.3.	Physiobank Veri tabanında ventriküler taşikardisi olan 0003 numaralı hastaya ait 0003.vt1 işaretinde R-R aralığının zamana göre değişimi.....	54
Şekil 5.4.	Physiobank Veri tabanında ventriküler fibrillasyonu olan 0159 numaralı hastaya ait 0159.vf1 işaretinde R-R aralığının zamana göre değişimi.....	55
Şekil 5.5.	Ektopikli veri ve kaydırmalı pencere ortalama filtresi kullanılarak elde edilen ektopiksiz veri.....	57
Şekil 5.6.	Temel dalgacık işleme algoritması.....	58

Şekil 5.7.	db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait sekizinci seviyedeki yaklaşım bileşeni.....	59
Şekil 5.8.	db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait birinci seviyedeki detay bileşeni.....	60
Şekil 5.9.	db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait ikinci seviyedeki detay bileşeni.....	60
Şekil 5.10.	db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait üçüncü seviyedeki detay bileşeni.....	61
Şekil 5.11.	db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait dördüncü seviyedeki detay bileşeni.....	61
Şekil 5.12.	db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait beşinci seviyedeki detay bileşeni.....	62
Şekil 5.13.	db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait altıncı seviyedeki detay bileşeni.....	62
Şekil 5.14.	db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait yedinci seviyedeki detay bileşeni.....	63
Şekil 5.15.	db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait sekizinci seviyedeki detay bileşeni.....	63
Şekil 5.16.	Ektopiksiz 0003.vt1 verisinin db4 ile sekiz seviyede ayrışımında oluşan üçüncü seviyedeki detay bileşeni.....	65
Şekil 5.17.	Ektopiksiz 0003.vt1 verisinin db4 ile sekiz seviyede ayrışımında oluşan dördüncü seviyedeki detay bileşeni.....	65
Şekil 5.18.	Ektopiksiz 0003.vt1 verisinin db4 ile sekiz seviyede ayrışımında oluşan beşinci seviyedeki detay bileşeni.....	66
Şekil 5.19.	Ektopiksiz 0003.vt1 verisinin db4 ile sekiz seviyede ayrışımında oluşan altıncı seviyedeki detay bileşeni.....	66
Şekil 5.20.	Ektopikli 0003.vt1 ile Ektopiksiz 0003.vt1 verilerinin Detay bileşenleri Enerji bileşenlerinin karşılaştırılması.....	68
Şekil 5.21.	Ektopikli İşaret dbN enerji seviyeleri karşılaştırması.....	69
Şekil 5.22.	Ektopiksiz İşaret dbN enerji seviyeleri karşılaştırması.....	69
Şekil 5.23.	SD'nin hesaplanması için ileri beslemeli YSA yapısı.....	70
Şekil 5.24.	Otomatik SD tespiti için kullanılan algoritmanın blok şema olarak gösterimi.....	72

Şekil 5.25.	Ektopikli ve Ektopiksiz işaretlerde, farklı dbN'lere bağlı olarak, Sadece A_{RMS} , sadece D_{RMS} ve her ikisinin de eğitme verisi olarak kullanıldığında, test doğruluğu değişimi.....	76
Şekil 5.26.	0003.vt1 numaralı hasta için, ÇAF bandı içinde bulunan düğümler.....	78
Şekil 5.27.	0003.vt1 veri seti için, AF Bandı için elde edilen bazı düğümler..	79
Şekil 5.28.	0003.vt1 veri seti için, YF Bandı için elde edilen bazı düğümler..	80
Şekil 5.29.	8 seviyede Ayırıştırılan DPD ayırışım ağacı ve Frekans bantları...	81
Şekil 5.30.	DPD ve ADD için oluşturulan AF ve YF bantları ve olması istenen bölgeye göre kayma miktarları.....	82
Şekil 5.31.	ADD ve DPD için, ÇAF Enerji karşılaştırmaları.....	83
Şekil 5.32.	ADD ve DPD için, AF Enerji karşılaştırmaları.....	84
Şekil 5.33.	ADD ve DPD için, YF Enerji karşılaştırmaları.....	85
Şekil 5.34.	ADD ve DPD için, AF/YF oranı karşılaştırmaları.....	85
Şekil 5.35.	ÇAF Bandı için, her düğümün veri kümesine göre enerji değerleri.....	87
Şekil 5.36.	Her veriye göre ÇAF ve $E_{w8,1} + E_{w8,2} + E_{w8,3}$ enerji değerleri toplamı karşılaştırması.....	87
Şekil 5.37.	AF bandı için, her düğümün veri kümesine göre enerji değerleri..	88
Şekil 5.38.	AF ve $E_{w8,5} + E_{w8,6} + E_{w8,7}$ enerjileri toplamı karşılaştırması.....	89
Şekil 5.39.	YF Bandı için, w8,20 düğümü ile w8,35 düğümü arasındaki, her hastaya göre enerji değerleri.....	90
Şekil 5.40.	YF Bandı için, w8,36 düğümü ile w8,51 düğümü arasındaki, her hastaya göre enerji değerleri.....	91
Şekil 5.41.	YF bandı ve $E_{w8,24} + E_{w8,25} + E_{8,26} + \dots + E_{w8,33}$ düğüm enerjileri toplamının karşılaştırılması.....	92
Şekil 5.42.	Baskın alt-bantların tespiti için oluşturulan ÇKYSA yapısı.....	93
Şekil 5.43.	ÇAF bandı içinde, baskın alt-bantların tespiti için geliştirilen algoritma.....	94
Şekil 5.44.	Seçilmiş farklı AF bölgeleri için YSA test ve eğitme doğrulukları karşılaştırılması.....	97
Şekil 5.45.	Seçilmiş farklı AF bölgeleri için YSA test ve eğitme doğrulukları karşılaştırılması.....	100

Şekil B.1.	a. Gaussian	
	b. Mexican hat	
	c. Haar	
	d. Morlet dalgacıkları.....	116
Şekil B.2.	a. Haar ölçekleme fonksiyonu	
	b. Haar dalgacık fonksiyonu.....	122
Şekil C.1.	a. Eşik aktivasyon fonksiyonu,	
	b. Doğrusal aktivasyon fonksiyonu,	
	c. Log-Sigmoid aktivasyon fonksiyonu	
	d. Tan-Sigmoid aktivasyon fonksiyonu.....	127
Şekil C.2.	Tekli bir nöron yapısında ağırlıkların hesaplanması.....	127
Şekil C.3.	Bir ÇKA sinirsel ağ modelinde kullanılan gösterimler.....	130
Şekil C.4.	Geri yayılım hatasının nasıl hesaplandığını gösteren diyagram.....	131

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1.	Vuruş sayısının zaman tanım alanı hesaplaması için oluşturulmuş tablo.....	19
Tablo 5.1.	VT ve VF dizi örnekleri.....	51
Tablo 5.2.	4 Hz seviye-frekans değişimi.....	64
Tablo 5.3.	Ektopikli işaretlerde, farklı dbN'ler için eğitme ve test performansları.....	73
Tablo 5.4.	Ektopikli işaretlerde, D_{RMS} bileşenleri için, eğitme ve test performansları.....	73
Tablo 5.5.	Ektopikli işaretlerde, A_{RMS} bileşenleri için, eğitme ve test performansları.....	74
Tablo 5.6.	Ektopiksiz işaretlerde, Farklı dbN'ler için eğitme ve test performansları.....	74
Tablo 5.7.	Ektopiksiz işaretlerde, D_{RMS} bileşenleri için, eğitme ve test performansları.....	75
Tablo 5.8.	Ektopiksiz işaretlerde, A_{RMS} bileşenleri için, eğitme ve test performansları.....	75
Tablo 5.9.	ADD ve DPD, 4 Hz örnekleme frekansı için frekans ayrışımı...	81
Tablo 5.10.	ÇAF bandı enerji değerleri için seçilen seviye aralıkları.....	94
Tablo 5.11.	Seçilen ÇAF bantları için YSA eğitme ve test performansları...	95
Tablo 5.12.	AF bandı enerji değerleri için seçilen seviye aralıkları.....	96
Tablo 5.13.	Seçilen AF bantlarının YSA doğrulukları.....	97
Tablo 5.14.	YF bandı enerji değerleri için seçilen seviye aralıkları.....	98
Tablo 5.15.	Seçilen YF bantlarının YSA doğrulukları.....	99
Tablo D.1.	ADD ve DPD için frekans bandı enerji karşılaştırmaları.....	134

ÖZET

Anahtar kelimeler: Kalp Hızı Değişkenliği, Ayrık Dalgacık Dönüşümü, Dalgacık Paket Dönüşümü, Yapay Sinir Ağları, Ventriküler Taşıartimi, Sempatavagal Denge

Dalgacık dönüşümü biyomedikal işaretler gibi durağan olmayan işaretlerin analizinde kullanılan en önemli metotlardan biridir. Kalp hızı değişkenliği (KHD) işaretleri, içerisinde bulunan süreksizlikler ve çok küçük frekans aralıkları ile dalgacık dönüşümüne en uygun adaylardan biridir.

Bu çalışma, literatürde çok nadir kullanılan ventriküler taşıaritmi veri tabanı üzerinde gerçekleştirilen KHD analizlerini kapsar. Bu kapsam ektopikli ve ektopiksiz KHD'lerin ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) kullanılarak analizi ve SD'nin hesaplanması, ADD ve dalgacık paket dönüşümü (DPD) ile frekans bantlarındaki enerji değerlerinin tespiti ve sonuçların karşılaştırmalı analizi, DPD ile ADD uygulaması sırasında meydana gelen frekans bant kaymalarının ortadan kaldırılarak frekans bantlarının literatüre uygun hale getirilmesi, ADD ve yapay sinir ağları (YSA) ile SD'nin otomatik tespiti, DPD ve YSA kullanımı ile alt bantlardaki baskın bileşenlerin belirlenerek frekans bantlarının daraltılması, literatürde nadir bahsedilen ÇAF bandının analizi, ve tüm elde edilen sonuçların ventriküler taşikardi ve ventriküler fibrilasyon açısından ayrıntılı olarak değerlendirilmesini içine alır.

KHD'lerin DPD ile analizi, ÇAF bölgesinin değerlendirilmesi, SD'nin otomatik tespiti ve baskın frekans alt-bantlarının belirlenmesiyle ilgili, yapılan ilk çalışma olma özelliğini taşıyan bu tez, elde ettiği sonuçlar, önerdiği güncel metotlar ile VT ve VF için ortaya koyduğu değerlendirmelerle literatürdeki çok önemli bir eksikliği ortadan kaldırmaktadır.

THE ANALYSIS OF HEART RATE VARIABILITY USING WAVELET TRANSFORM AND ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS

SUMMARY

Key Words: Heart Rate Variability, Discrete Wavelet Transform, Wavelet Packet Transform, Artificial Neural Networks, Ventricular Tachyarrhythmia, Sympathovagal Balance

Wavelet Transform that is used for analyses of non-stationary signals as biomedical signals is one of the most important methods. Heart Rate Variability (HRV) signals having discontinuities and very small frequency ranges are one of the most appropriate for Wavelet Transform.

This study contains HRV analyses which are applied on ventricular tachyarrhythmia database that isn't analyzed as detailed in the literature. This scope consists of HRV analyses with ectopic and without ectopic using Discrete Wavelet Transform (DWT), the determination of Sympathovagal Balance (SB), the detection of frequency bands energy values and compare of its results using DWT and Wavelet Packet Transform (WPT), to optimize the frequency band shifts in DWT using WPT, the automatic detection of SB using DWT and Artificial Neural Networks (ANN), the identification of domination sub-bands using WPT and ANN, analysis of the Very Low Frequency (VLF) band that is defined occasionally in the literature, and the evaluation of all of the obtained results in the Ventricular Tachyarrhythmia database.

This thesis is the first study including specifications that HRV analysis with WP, interpretation of VLF band, automatic detection of SB and identification of dominant frequency sub-bands. Obtained results, proposed actual methods and evaluation of Ventricular Tachycardia (VT) and Ventricular Fibrillation (VF) resolves an important drawback.

BÖLÜM 1. GİRİŞ

Teknolojinin tıp alanına uygulanmasıyla beraber, biyomedikal sistemler, çeşitli hastalıkların tanı ve tedavisi için oldukça önemli bir konuma ulaşmıştır. Özellikle insan vücudundan kaydedilen fizyolojik işaretler, o bölgede bulunan organ ya da sistem hakkında bilgi içerebilmektedir. Örneğin, elektroensefalogram (EEG), beyin üzerinden alınan, elektromiyogram (EMG) kas hareketlerini algılamak için kas üzerinden alınan, elektronörogram (ENG) sinir iletimi ile ilgili olayları incelemek için sinir üzerinden alınan ve elektrokardiyogram (EKG) kalbin elektriksel iletimini inceleyebilmek için kalp üzerinden alınan fizyolojik işaretlerdir. İnsan vücudunun en önemli organlarından biri olan kalp, vücudun dolaşım sisteminin merkezidir. Kirli kanı vücuttan toplayıp akciğerlerde temizleyerek tekrar vücuda pompalamakla görevli bir organdır. Tıp alanında kalp rahatsızlıklarının tespiti için, fizyologlar genellikle EKG üzerinde zaman-genlik değişimleri ve EKG morfolojileri üzerine yorum yapmaktadırlar. Fakat bu gösterim, kalp sistematığının tüm özelliklerinin tanımlanabilmesi için her zaman yeterli değildir. Diğer bir tabirle, patolojik durum varlığı zaman domenindeki işaretle her zaman izlenemez. Bu sebeple, EKG bilgisine ek indeksler ve fizyolojik işaretlere gereksinim duyulmaktadır. Bu tezde, özellikle ventriküler taşikardi (VT) ve ventriküler fibrilasyon (VF) veri tabanı seçilmiş olup, bu veri tabanında bulunan verilerin kalp hızı değişkenliği (KHD) analizleri ile otonom sinir sistemi (OSS) ilişkileri de incelenecektir. Ayrıca kardiyolojik hastalıklar ve OSS ile ilişkili birçok rahatsızlık için yeni parametreler ortaya konacaktır.

KHD, EKG işaretleri üzerindeki ardışık her QRS kompleksi arasındaki zaman farkının değişimi ile gösterilmektedir [1, 2]. KHD analizleri, hızlı değişimlerin, özellikle sempatik ve parasempatik aktivitelerin değişimini yansıtılabileceği kavramı gösteren bir taban üzerine kurulmuştur [3, 4, 5]. Yani KHD, OSS dengesinin bir göstergesi olarak kabul edilmektedir [1, 2, 7]. Buna ek olarak, KHD, çeşitli

kardiyovasküler ve kardiyovasküler olmayan bozulmalara sahip hastalarda ve sağlıklı kişilerde kalp bozukluklarının belirlenmesi içinde oldukça önemlidir [1, 2]. KHD'nin güç spektral bileşenleri analizi ile nöral, hormonal ve kalp üzerindeki diğer etkilerin (kalp patolojisi, damar tıkanıklığı vb.) ölçülebilmesi mümkündür [3, 4, 5, 6]. Kısa süreli kayıtlardan elde edilen bir spektrumda, dört temel spektral bileşen ortaya çıkmaktadır. Bunlar: ultra alçak frekans (UAF) ($\leq 0,003$ Hz), çok alçak frekans (ÇAF) (0,003–0,04 Hz), alçak frekans (AF) (0,04–0,15 Hz) ve yüksek frekans (YF) (0,15–0,4 Hz) bant bileşenleridir [1, 2]. Parasempatik aktivite YF bandı ile ifade edilirken, AF bandının ise sempatik etki ile ilişkili olduğu belirtilmektedir. Sempatik etkinin artması ve parasempatik etkinin azalması, kalp hızını artırırken, sempatik etkinin azalması ve parasempatik etkinin artması kalp hızını azaltmaktadır. Dolayısıyla OSS'nin iki kolu olarak belirtilen sempatik ve parasempatik sinir sistemleri birbirlerine zıt özellik gösteren etki oluşturmaktadırlar [2].

Ayrıca, kalp aritmileri ve miyokart enfarktüsleri (ME) çalışmalarında da KHD analizlerinden faydalanılmaktadır [1, 2]. KHD ile yapılan bazı çalışma örneklerinde ise, akut ME'li hastalarda, sempatik aktivitenin baskınlığı, parasempatik aktivitenin azaldığı gözlenmiştir [2, 8]. Sempatik aktivite, fibrilasyon eşik değerini artırırken, ventriküler fibrilasyon oluşumuna eğilim göstermektedir. Parasempatik etki ise, fibrilasyon eşikini artırarak, zarar verecek ventriküler taşiaritmilere karşı koruma sağlayacaktır [2, 9, 10]. Toplam KHD'nin ve KHD bileşenlerinin düşük olması, ME sonrası hastalarda, aritmik olayların artma riski olduğunu belirleyebilmektedir [11, 12, 13]. Huikuri ve ekibi, koroner arter hastalarında, uzun süreli ve uzun süreli olmayan ventriküler taşikardi öncesi, KHD'nin frekans tanım alanı değişikliklerinin bu aritmilerin ileriki çalışmalarında kolaylık sağlayacağını bildirmiştir [14]. Malarvili ve ekibi, yeni doğan bebeklerde yaptığı çalışmada, KHD'nin çocuk felci için ayırıcı bir özellik olabileceğini not etmiştir [3]. Bununla beraber, KHD analizleri, daha birçok hastalığın karşılaştırılmasında ve değerlendirilmesinde kullanılmaktadır [1, 2, 16–20]. H. Ulvi ve ekibi, cüzam hastalarında yaptığı araştırmada, hastalıkla OSS arasındaki etkileşimi incelemek için KHD analizlerinden faydalanmıştır [16]. Benzer şekilde, Özgöçmen ve ekibi, fibromiyalji sendromunda, OSS'nin hastalık üzerindeki etkilerini araştırmak için yine KHD parametrelerini kullanmış ve KHD analizlerinin bu konuda oldukça başarılı olduğunu gözlemlemiştir

[17]. Yang ve ekibi, epilepsi hastalarında [18], Cacciatori ve ekibi ise, hipotiroid hastalarında, KHD güç spektrum analizlerini kullanarak hastalık ile OSS etkileşimini araştırmışlardır [19]. Schumann ve arkadaşları da, farklı kardiyovasküler hastalıkların sınıflandırılması için, KHD parametrelerinin belirleyici özellikler taşıyacağını rapor etmiştir [20].

KHD zaman tanım alanı analizleri ve frekans tanım alanı analizlerini gerçekleştirmek için literatürde farklı birçok metot önerilmiştir [1, 2]. Şimdiye dek yapılan çalışmaların çoğunluğunda, Fourier analizleri kullanılmıştır. Fakat Fourier analizi ile elde edilen frekans tanım alanı bilgisi çoğu işaret işleme uygulamaları için yeterli değildir. Çünkü Fourier dönüşümü, işareti bütünüyle ele alarak analiz etmektedir. Bu da işaret hakkında çokta güvenilir bilgi verememektedir. Bu yüzden bazı durumlarda, işaretin ayrı ayrı pencerelerde izlenmesi gerekebilmektedir. Bu duruma çözüm sağlayacak ilk matematiksel dönüşüm, işaretin zaman-frekans gösteriminin elde edilmesini sağlayan kısa-zaman Fourier dönüşümü (KZFD) olmuştur. Fakat KZFD’de beklentileri tam olarak karşılayamamaktadır. Bunun sebebi, alçak frekans bileşenleri için yüksek frekans çözünürlüğüne gereksinim varken; yüksek frekans bileşenleri için yüksek zaman çözünürlüğüne gereksinim olmasıdır. Dolayısıyla, KZFD ile sadece sabit zaman-frekans çözünürlüğü elde edilebilmektedir.

KZFD’deki bu probleme çözüm sağlayabilecek dönüşüm ise, dalgacık dönüşümüdür. KHD işaretleri gibi durağan olmayan işaretlerin analizi için dalgacık dönüşümü (DD) ideal bir çözüm sağlamaktadır. Hakikaten, dalgacık dönüşümü, KHD işaretlerinin analizi için çok yararlı bir araç olarak düşünülebilmektedir [21-31]. Burri ve ekibi, ventriküler aritmiler öncesinde oluşan KHD değişikliklerini DD kullanarak inceledi ve buna göre zaman-frekans analizlerini rapor etti. Ancak uygun metotlar kullanmasına rağmen aritmi öncesinde belirli sonuçlar gözlemleyemedi [21]. Verlinde ve arkadaşları, aerobik atletleri ve kontrol grubu KHD analizlerini karşılaştırarak, aerobik atletlerin KHD spektral analizlerindeki bütün frekans bantlarının gücünde bir artış gösterdiğini ortaya atmışlardır. Bunun yanında, Fourier analizi ve DD analizlerinin performansını gözlemlemiştir. Karşılaştırma sonuçlarına göre, DD’nün, KHD’nin değişkenlik gösteren bileşenlerini değerlendirmek için, Fourier dönüşümünden daha yararlı bir araç olduğunu vurgulamıştır [22]. Toledo ve

ekibi ise, klasik metotlara ek olarak DD'nün aynı zamanda, zaman çözünürlüğü sağladığını açıklamıştır [23]. Buna ek olarak, Carvalho ve arkadaşları, KHD işaretine bağlı olarak, zaman içinde sempatovagal dengeyi gösteren, sürekli dalgacık dönüşümünün de içinde bulunduğu bir araç geliştirmişlerdir [24]. Gamero ise, ortogonal çok çözünürlü piramit algoritması kullanarak, ÇAF, AF ve YF bantları için, bir zaman ölçek gösterimi elde etmeye yönelik DD'nü kullanmıştır. Sonuçlar miyokard iskemisi süresince KHD yapısını ve dinamik değişikliklerin belirlenmesi için DD'nün yararlı bir metot olduğunu göstermiştir [25]. Aynı zamanda, engelleyici uyku apnesi sendromları için gecelik kalp periyot analizlerinden alınan ve DD kullanılarak elde edilen zaman-frekans parametreleri de yararlı araçlar olarak ortaya çıkmaktadır [26]. Kumar ve ekibi ise, KHD işaretlerinin frekans bileşenlerindeki dinamik değişiklikleri ve KHD işaretlerinin durağan olmayan işaretler olmasından dolayı, yaptığı bulanık mantık değerlendirme çalışmasında, özellik seçmek için DD'nü kullanmıştır [27]. Pichot ve ekibi, AF/YF dalgacık oranını kullanarak atropine ve propranolol ilaçları ile indüklenen OSS dengesindeki dinamik değişimleri belirlemek için, DD'nü kullanmışlardır. Yapılan çalışmaya göre, KHD'nin karşılaştırmalı analizlerinde DD'nün, Fourier dönüşümünden daha iyi bir başarı sergilediği gözlenmiştir [28]. Chen'de, süreksiz ventriküler taşikardi hastalarından alınan veri tabanı üzerinde yaptığı çalışma da, ayrık dalgacık dönüşümünü kullanmış, bu yöntemle hesaplanan AF/YF spektral oranı ile sempatovagal dengenin hesaplanması ve süreksiz ventriküler taşikardi ile OSS'nin birbirleri ile olan ilişkisini sunmuştur. Çalışma sonucunda taşikardi öncesinde sempatovagal dengenin önemli ölçüde arttığı gözlenmiştir [29]. Duverney ve ekibi ise, KHD işaretlerinde, DD kullanarak atriyal fibrilasyonun otomatik tespiti için yeni bir matematiksel yaklaşım ortaya koymuştur. Yaptığı çalışmada, atriyal fibrilasyonun önerilen metotla, normal sinüs ritimli veriler ve atriyal fibrilasyonu olan verilerin bulunduğu veri kümesinden, atriyal fibrilasyonun otomatik tespitinin yüksek hassasiyet ile gerçekleştirilebileceğini açıklamıştır [30]. Ayrıca, Wiklund'un makalesine göre, dalgacık paketleri analizi, KZFD analizlerine göre çok daha uygun bir araç olarak kabul edilmektedir. KZFD analizlerin de, zaman ve frekans çözünürlüğü sağlamaktadır ancak her ikisini birden yapamamaktadır. Dalgacık paket analizinde ise zaman ve frekans çözünürlüğü istenilen seviyede elde edilmesi olası bir durum olarak göz önüne serilmektedir. Ayrıca dalgacık paket dönüşümünde, eğilim yok etme yöntemlerine ihtiyaç

duyulmamaktadır [31]. Ahuja ve ekibi ise, KHD ve buna ek olacak bir fizyolojik işaret analizlerinden elde edilecek parametrelerin YSA ile eğitilmesiyle insanların psikolojik davranışları hakkında bilgi edilebileceği hakkında bir bildiri yayınlamışlardır [7].

KHD üzerine yapılan çalışmalarda göze çarpan en önemli eksiklik analiz için önemli parametrelerden bir ya da bir kaçının eksik bırakılmasıdır. Yapılan spektral analizler genellikle, AF, YF ve AF/YF frekans bantları üzerine yoğunlaşmıştır. Oysa ki, alçak frekanslar analizleri için, bu frekans bantlarının oldukça geniş olduğu göze çarpmaktadır. Bu bantlar içerisinde hangi alt bantların baskın olduğuna dair herhangi bir uygulama yoktur. Baskın bantların bulunmadığı frekans bölgelerinin daralmasını sağlayacak ve analizlerin sadece önemli olan bantta yapılmasına imkan verecektir. Alçak frekanslarda daha dar bantlar oluşturmak için dalgacık dönüşümü, en uygun dönüşüm metodudur. DD'nün en önemli özelliği çok alçak frekanslarda, çözünürlüğü yüksek frekans aralıkları ölçümü sunabilmesidir. Bu sayede, KHD işareti çok alçak frekans bölgelerinde bile ayrıştırılarak, analizler için daha fazla parametre elde edilmiş olacaktır.

Yapay sinir ağları (YSA) ise, lineer olmayan karmaşık sistemlerin çözümü için birçok bilim alanında kullanılan doğrusal olmayan bir metottur. Sınıflandırma, hata arıza tespiti, nesne tanıma, karşılaştırma, otomatik tespit gibi birçok uygulama özelliği ile tıp alanında, askeri alanda, üretim ve test alanında gibi daha bir çok alanda oldukça önemli bir konumdadır. Bu tezde ise YSA'nın, karşılaştırma ve otomatik tespit özelliklerinden faydalanılmıştır.

Bu tez aşağıda listelenen hedeflere ulaşmayı amaçlamıştır. Bunlar;

1. Sempatovagal (sempatik/parasempatik) denge (SD) göstergesi olarak kabul edilen AF/YF oranının DD kullanılarak belirlenmesi, YSA ile otomatik tespitinin gerçekleştirilmesi ve ektopiklerin kısa kayıtlar üzerindeki etkisinin araştırılması

2. Ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) ile ortaya çıkan frekans bant kaymalarının dalgacık paket dönüşümü (DPD) kullanılarak literatürde istenilen bant aralıklarına yaklaştırılması ve bu problemin ortadan kaldırılması
3. ADD ve DPD analizlerinin karşılaştırılarak çok alçak frekans (ÇAF), alçak frekans (AF) ve yüksek frekans (YF) enerji değerlerinin belirlenmesi, buna bağlı olarak AF/YF oranının nasıl etkilendiğinin gözlemlenmesi ve literatürde nadir olarak kullanılan ÇAF bandının da değerlendirilmesi.
4. DPD'de oluşturulan paketler yardımı ile ÇAF, AF ve YF bantlarının daha dar frekans bantlarına ayrıştırılarak, KHD analizleri için daha çok parametre elde edilmesini sağlanması ve elde edilen yeni parametre değerlerinin mevcut frekans bantları ile ilişkisini belirlenmesi
5. Elde edilen bu değerlerin YSA algoritmaları ile birleştirilmesiyle baskın bantların tespiti
6. Elde edilen sonuçların VT ve VF için yorumlanması

Tezin ilk aşamasında yani ikinci bölümünde, dolaşım sistemi ve fizyolojisi hakkında bilgi verilecektir. Dolaşım sisteminin en önemli organı olan kalp ve kalbin elektriksel iletiminin açıklamasından sonra, EKG işaretinin elde edilmesi ve EKG özellikleri ikinci bölümde yer almıştır. Bu kısımda, ayrıca, otonom sinir sistemi, KHD hakkında genel bir bilgi ve KHD ile otonom sinir sistemi ve dolaşım sistemi arasındaki ilişkiden bahsedilmiştir. Bunlara ek olarak VT ve VF tanımlamaları ve EKG özellikleri bu bölümde yer almaktadır.

Üçüncü bölümde, DD'ne genel bir giriş yapılarak, sürekli dalgacık dönüşümü (SDD), ADD ve DPD ile ilgili matematiksel bilgilere yer verilmiştir. Ayrıca, DD'de frekans bilgisi ve enerji tanımları bu bölümde yer almaktadır.

Tezin dördüncü bölümünde, YSA teorik bilgisi yer alırken, tezde kullanılan çok katmanlı algılayıcı yapay sinir ağı (ÇKAYSA), geri yayılım algoritmaları, aktivasyon fonksiyonları ve öğrenme algoritmaları hakkında da bilgi verilmektedir.

Beşinci bölüm ise, tezde yapılan çalışmalar, analizler ve analiz sonuçlarında elde edilen değerleri kapsamaktadır. Bu bölümün ilk kısmında, kullanılan veri tabanı hakkında bilgiler verilirken, daha sonra ki kısımlarda ise, veri hazırlama, verinin ADD ile analizi ve sonuçları, AF/YF oranının YSA ile otomatik tespiti yer almaktadır. Ayrıca, DPD ile ADD'nün karşılaştırılması ve frekans bandı kayıplarının ortadan kaldırılması, DPD ile ayrışımı yapılan işaretler için yeni frekans bantlarının oluşturulması ve bu bantların YSA analizi kullanılarak temel bantlarla karşılaştırılması ile ilgili analiz ve analiz sonuçları bu bölüm içerisinde gösterilmektedir.

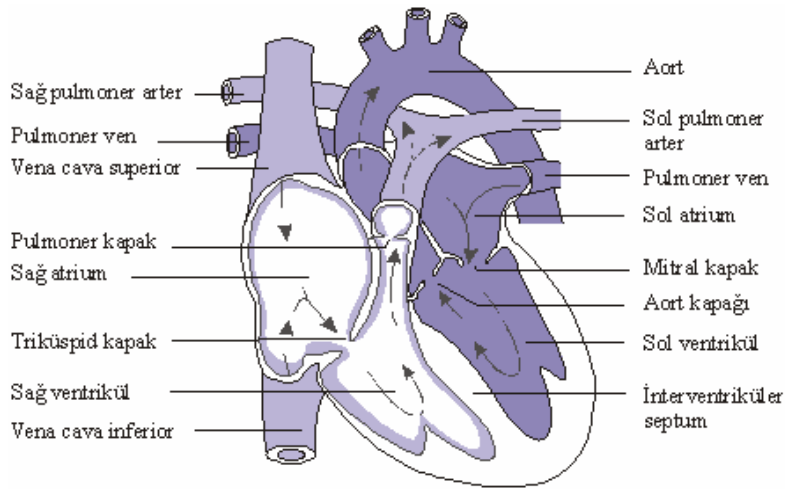
Bu çalışma, DD ve YSA ile buna bağlı olarak geliştirilen metodun KHD işaretlerinin analizinde ne kadar etkili olduğunu çarpıcı sonuçlar ile ortaya koymaktadır

Analizler, 78 ventriküler taşiaritmi hastasından alınmış ve hastaların her birinde en az bir VT veya VF görülen 135 farklı veri kümesi için gerçekleştirilmiştir. Kullanılan veritabanı, özellikle ventriküler taşiaritmi veritabanı olarak seçilmiştir. Çünkü daha önceki çalışmalarda, bu veri tabanı üzerinde bu kadar kapsamlı bir işaret analizi gerçekleştirilmemiştir. Genellikle EKG morfolojisi ve EKG değerlerine bağlı olarak yapılan VT ve VF yorumları, bu çalışmada yapılan KHD analizleri ile derin bir boyut kazanacaktır. Çalışma aynı zamanda, VT ve VF verilerinin KHD ile analizleri üzerinde yapılacak çalışmalara da öncülük etmeyi amaçlamaktadır.

BÖLÜM 2. DOLAŞIM SİSTEMİ VE FİZYOLOJİSİ

2.1. Kalp

Dolaşım sisteminin bir merkezi olarak düşünülebilen kalp, 2 atriyum (kulakçık) ve 2 ventrikülden (karıncık) oluşan, kanı dokulara pompalamakla görevli bir organdır. Atriyumlar kanı venöz (toplardamar) sistemden alır, ventriküller ise arteryel (atardamar) sisteme pompalar. Sağ atriyum ve sağ ventrikül birlikte sağ pompa olarak, sol atriyum ve sol ventrikül birlikte sol pompa olarak adlandırılır. İki pompa arasında kan akımının karışmasını önleyen musküler duvar (interventriküler septum) bulunur. Böyle bir kalp yapısı, Şekil 2.1’de gösterilmektedir.



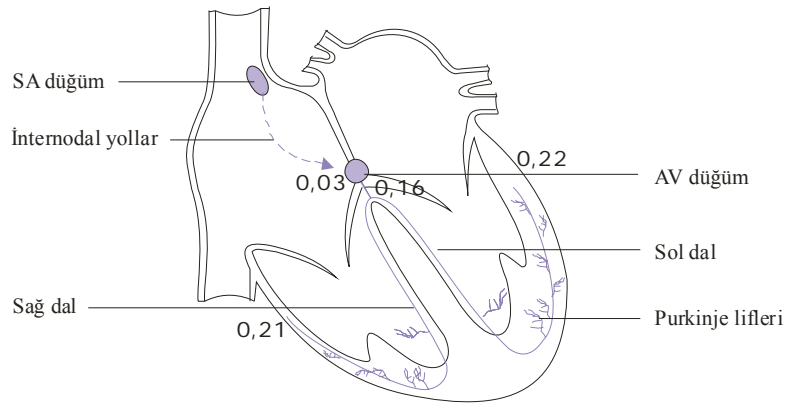
Şekil 2.1. Kalbin yapısı

Ayrıca, atriyum ve ventrikül kasları birbirlerinden bağ dokusu ile ayrılır. Bu bağ dokusu içinde atriyovenriküler kapaklar bulunur. Sağ atriyum ve sağ ventrikül arasında triküspid kapak, sol atriyum ve sol ventrikül arasında bikuspid kapak (mitral kapak) bulunur. Atriyovenriküler kapaklar dışında ayrıca semilunar kapaklar vardır, bunlar aort ve pulmoner trunkusun çıkış noktasındadır. Kapakların açılış ve

kapanışları basınç farkı ile gerçekleşir ve böylece kanın tek yönlü hareket etmesi sağlanır [32].

2.2. Kalbin Uyarı ve İleti Sistemi

Kalp, düzenli olarak uyarı doğuran ve bu uyarıları bütün kalbe ileten özel bir sisteme sahiptir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Kalbin uyarı ve ileti sistemi

Bu sisteme uyarı ve ileti sistemi denir. Kalbin uyarı ve ileti sistemi şu bölümlerden oluşur;

1. Normal uyarıların doğduğu Sinoatriyal (SA) düğüm,
2. Uyarıların SA düğümden AV düğüm ve sol atriyuma iletildiği internodal ve interatriyal yollar,
3. Uyarıların atriyoventriküler (AV) düğüm, geçerken gecikmeye uğradığı atriyoventriküler (AV) düğüm,
4. Uyarıların atriyoventriküler (AV) düğüm, geçerken gecikmeye uğradığı atriyoventriküler (AV) düğüm,
5. Uyarıların ventriküllerin bütün bölümlerine ileten Purkinje lifleri.

2.2.1. SA düğüm

Kalp kası liflerinin çoğu kendiliğinden uyarı doğurabilme yeteneğine sahiptir. Bu liflerin en fazla kendiliğinden uyarı doğurabilen bölümü ise SA düğümdür. SA düğüm, vena cava superior ağzının yakınında, sağ atriyumun arka-üst duvarına yerleşmiş, elips şeklinde bir yapıdır. SA düğüm lifleri küçük olup, atriyum lifleriyle devam eder. Bu nedenle, SA düğümden başlayan herhangi bir aksiyon potansiyeli atriyumlara yayılır.

SA düğüm liflerinde istirahat membran potansiyeli -55 mV, ventrikül liflerinde ise -90 mV'dur. Membran potansiyelinin bu düzeyinde hızlı sodyum kanalları kapalıdır. Bu nedenle aksiyon potansiyeli ancak yavaş kalsiyum-sodyum kanallarının açılmasıyla oluşur. SA düğümde aksiyon potansiyelleri ventrikül lifindeki gibi ani olmayıp, yavaş gelişir.

Kalbin normal uyarı odağı SA düğümdür. SA düğüm dışındaki uyarı odaklarına ektopik uyarı odağı adı verilir. SA düğümden doğan uyarıların frekansı 70-80/dk'dır. Kalbin diğer yerleri daha düşük frekansa sahiptir. Bu nedenle SA düğüm her uyarıda kalbin diğer taraflarını depolarize eder ve repolarize olur. Diğer merkezler kendilerine ait uyarıyı yapmadan SA düğüm ikinci uyarıyı göndererek yine her tarafı depolarize eder. Böylece, AV düğüm ve purkinje sistemi, SA düğümden gelen depolarize edici uyarılar nedeniyle bizzat uyarı doğuramazlar. Bu şekilde, SA düğüm ritmi ile çalışan normal kalp ritmine sinüs ritmi denir. Sinüs ritminde atriyum kasılması ventrikül kasılmasından 0,16 saniye önce gerçekleşir, atriyum ve ventrikül kasılmaları düzenlidir [32, 33, 34].

2.2.2. İnternodal yollar

SA düğüm lifleri atriyum kas lifleri ile devam eder. SA düğümden doğan aksiyon potansiyelleri bu liflere geçer ve bu yolla atriyumlara ve AV düğüme yayılır. Aynı zamanda, SA düğüm ile AV düğüm ve sol atriyum arasında özel iletim yolları mevcuttur. Bu yollar interatriyal (kulakçıklar arası) ve internodal (düğümler arası) yollar olarak adlandırılır. Bu özel yollarda ileti daha hızlıdır. Örneğin, ileti hızı

atriyum kasında 0,3 m/s iken atriyumlar arası anterior (öndeki) demette 1 m/s'dir. Bu yolla uyarı sol atriya iletilir. Benzer şekilde ön, orta ve arka internodal yollar denen yollarla uyarı SA düğümünden AV düğüme iletilir [32, 33, 34].

2.2.3. AV düğüm

AV düğüm; sağ atriyum septumunda (kısmında), trikuspit kapağın hemen arkasında bulunur. Uyarı SA düğümünden doğduktan sonra internodal yollarla yaklaşık 0,03 saniyede AV düğüme ulaşır. Bu düğüme ulaştığı an ile yayılmaya başladığı an arasında 0,13 saniye geçer. Yani; uyarı AV düğüme gecikmeye uğrar. Görüldüğü gibi, SA düğümünden doğan bir uyarının AV demete ulaşması için geçen zaman 0,16 saniyedir. AV düğümdeki gecikmeyi sempatik uyarı azaltır, parasempatik uyarı (nervus vagus) ise artırır.

2.2.4. AV demet ve purkinje lifleri

AV düğüm, AV demet (His demeti) adı verilen özel bir miyokart dokusu ile devam eder. AV demet, atriyum ve ventrikül kasları arasındaki fibröz dokunun içinden geçer ve ventrikül septumu içinde, kalbin apeksine (uç kısmı) doğru 5–15 milimetre ilerler. Burada sağ ve sol olmak üzere iki dala ayrılır. Sağ dal sağ ventrikülde, sol dal sol ventrikülde apekse, oradan da kalbin tabanına doğru endokart altında ilerler. Aynı zamanda verdikleri küçük dallarla ventrikül duvarında yayılırlar. Bu küçük dallar purkinje lifleri olarak adlandırılır. Purkinje lifleri kalp kası lifleri ile devam eder.

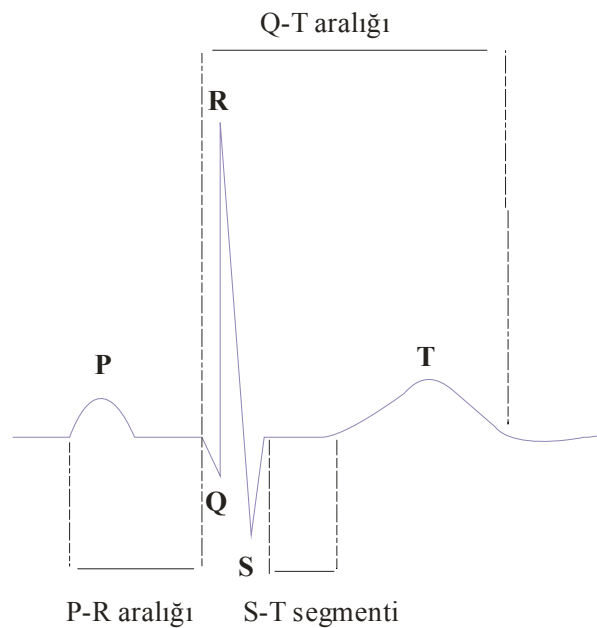
2.3. Elektrokardiyogram (EKG)

Kalp, düzenli olarak uyarı doğuran ve bu uyarıları bütün kalbe ileten özel bir sisteme sahiptir. Kalpte iletilen elektriksel akımlar aynı zamanda kalbi çevreleyen dokulara yayılır. Küçük bir miktarı vücut yüzeyine kadar ilerler. Elektrotları vücut yüzeyine yerleştirmek suretiyle kalpte oluşan elektriksel potansiyelleri kaydetmek mümkündür. Kaydetme işlemi kullanılan cihaza elektrokardiyograf, kaydetme işlemine elektrokardiyografi, kayıt sonunda elde edilen eğrilere ise elektrokardiyogram (EKG) denir.

Aralarındaki potansiyel farkının kaydedildiği belirli noktalara derivasyon denir. Elektrokardiyogramda, elektrotların uygulandıkları yerlere göre 3 grup derivasyon vardır: (1) Bipolar (standart) ekstremite derivasyonları, (2) Ünipolar göğüs (prekordiyal) derivasyonları, (3) Yükseltilmiş (augmented) ünipolar ekstremite derivasyonlarıdır.

İnsanların kalp aktivitelerini değerlendirmek için 12 kanallı EKG kullanılır. Bu üç derivasyon ile 12 kanallı EKG elde edilir. Bu derivasyonlar dışında deneysel olarak farklı derivasyonlar da oluşturulabilir [32, 35]. Uygulamalarda en sık kullanılan tür ise normal elektrokardiyogramdır.

Normal elektrokardiyogram P dalgası, QRS kompleksi ve T dalgasından oluşur (Şekil 2.3). P dalgası depolarizasyonun atriyumlara yayılması, QRS dalgası ise depolarizasyonun ventriküllere yayılması sonucu ortaya çıkar. Bu nedenle P dalgası atriyum kasılmasından, QRS dalgası ise ventrikül kasılmasından hemen önce görülür. P dalgasının süresi 0,10 saniye, QRS dalgasının süresi ise 0,08 saniye kadardır. Ventriküller repolarizasyondan birkaç milisaniye sonraya kadar, yani T dalgasının sonuna kadar kasılı kalırlar. T dalgası ventriküllerin repolarizasyonunu temsil eder ve süresi 0,20 saniye kadardır.



Şekil 2.3. Elektrokardiyogramda dalgalar ve aralıklar

Atriyumlar depolarizasyon dalgasından yaklaşık 0,15 – 0,20 saniye sonra repolarize olurlar. Fakat bu elektrokardiyogramda tam QRS dalgasının kaydedildiği ana rastlar. Bu nedenle, atriyum T dalgası olarak bilinen atriyumların repolarizasyon dalgası genellikle çok daha büyük olan QRS kompleksi tarafından örtüldüğünden elektrokardiyogramda görülmez [32, 33].

2.3.1. P-R aralığı

P dalgasının başlangıcı ile QRS kompleksinin başlangıcı arasındaki elektrokardiyogram bölümüne P-R aralığı denir. P-Q aralığı da denen bu aralık, çoğu kez Q dalgasının bulunmaması nedeniyle P-R aralığı olarak bilinir. P-R aralığı, atriyum kasılmasının başlangıcı ile ventrikül kasılmasının başlangıcı arasındaki süreyi gösterir. Bu süre normalde 0,16 saniyedir. P-R aralığı, SA düğümünden doğan uyarının ventriküllere ulaşması için geçen zaman aralığı olduğundan iletim zamanı adını da alır [32, 34].

2.3.2. Q-T aralığı

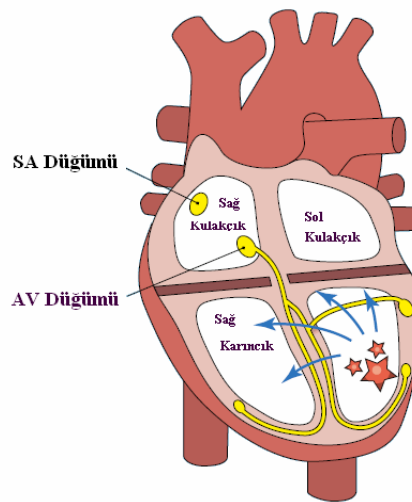
Q dalgasının başlangıcından T dalgasının bitimine kadar olan elektrokardiyogram bölümüne Q-T aralığı denir. Q-T aralığı ventrikül kasılma süresini temsil eder ve elektriksel sistol olarak da tanımlanır. Süresi yaklaşık 0,35 saniyedir [32, 33].

2.3.3. S-T segmenti

QRS kompleksinin sonu ile T dalgasının başlangıcı arasındaki elektrokardiyogram bölümüne S-T segmenti denir. S-T segmenti uyarılan ventriküllerin istirahat haline geçişini temsil eder ve çok önemlidir. Normal olarak S-T segmenti bipolar (standart) derivasyonlarda izoelektrik hattadır ve bu hattı 0,5 milimetre yukarı veya aşağı aşabilir. Lezyonlarda S-T segmenti normal düzeyinden kayar, buna S-T çökmesi denir. ST çökmesi miyokardın iskemik (koroner damarların kısa bir süreliğine kansız kalması) hasarını gösterir [32, 33].

2.4. Ventriküler Taşikardi (VT)

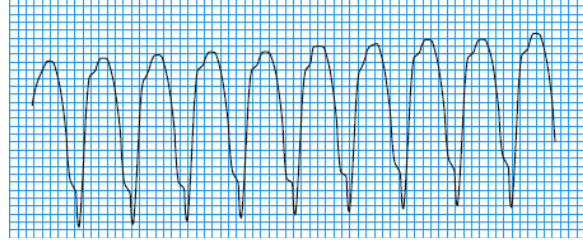
VT, ventriküllerden oluşan anormal elektriksel uyarılardan kaynaklanır. VT'de, Hastanın kalp ritmi normalden hızlı ama düzenli bir şekildedir. VT, uzmanlar için zor bir klinik problemdir. Değerlendirilmesi ve tedavisi oldukça zordur. Çünkü genel olarak, hayati önem taşıyan, hızlı teşhis ve tedavi gerektiren durumlarda oluşur. VT, ventriküler odaktan hızlı uyarılar nedeniyle, seri olarak birbirini takip eden 3 veya daha fazla geniş QRS kompleksleri tarafından oluşturulan hızlı ve düzenli bir ritim olarak tanımlanır (Şekil 2.4) [36]. Genellikle erken ventriküler vuru ile tetiklenir. Çoğunlukla, eski bir kalp krizinden kalmış bir skar dokusu (yara izi) etrafında oluşan kısa devrelere bağlıdır ve ventriküllerin dakikada 200 atıştan fazla kasılmalarına sebep olur. Çoğu VT, skar izleri gibi bazı kalp problemi türlerinden veya koroner arter hastalığında veya bir kalp krizinde oluşmuş ventriküler kas hasarlarından kaynaklanır. Bazen VT, 30 saniye veya daha az (devamsız) sürebilir ve her ne kadar etkisiz kalp atışlarına sebep olsa da, çoğunlukla zararsızdır. Yine de devamsız bir VT, uzun süreli VT gibi daha ciddi ventriküler aritmilerin habercisi olabilir. VT'de QRS kompleksleri normal olarak gözlenmez. Ritim genellikle düzenlidir, ama bazı durumlarda, hafif bir şekilde düzensizlik gösterebilmektedir.



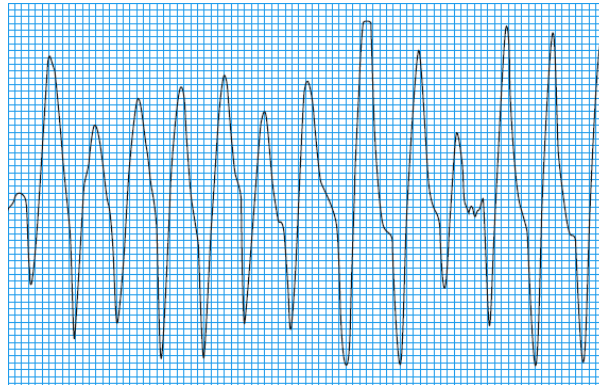
Şekil 2.4. VT oluşumu

VT, EKG kayıtlarındaki şekillerine göre, monomorfik ve polimorfik olmak üzere iki şekilde açıklanabilir. QRS kompleksleri aynı genel oluşumda bulunursa monomorfik

(Şekil 2.5), QRS kompleksleri her vuruşta değişik bir morfoloji gösterirse polimorfik (Şekil 2.6) olarak adlandırılır.



Şekil 2.5. Monomorfik VT EKG'si



Şekil 2.6. Polimorfik VT EKG'si

VT'de hastanın bilinci açıktır. Uzun süreli bir VT vakası tıbbi bir acil durumdur. Bu durum çarpıntılar, baş dönmesi, bayılma veya muhtemel bir ölümle ilişkilidir. Acil tıbbi tedavi olmazsa uzun süreli VT çoğunlukla ventriküler fibrilasyona (VF) döner.

VT aritmisine ait EKG özellikleri ise;

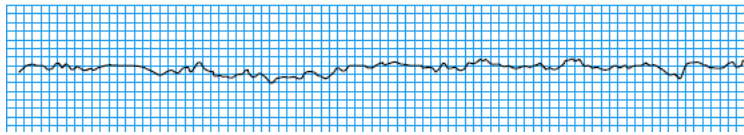
1. QRS kompleksleri normal bir morfolojide değildir.
2. Hızı, genel olarak 120-300 atım/dakika'dır.
3. Ritim, genel olarak düzenli, hafif bir düzensizlik olabilir.
4. İlişkili bir P dalgası yoktur.

5. P-R aralığı Hesaplanamaz, çünkü P dalgası yoktur.
6. QRS kompleksleri, geniş ve çentiklidir (0.12 saniye veya daha fazla).

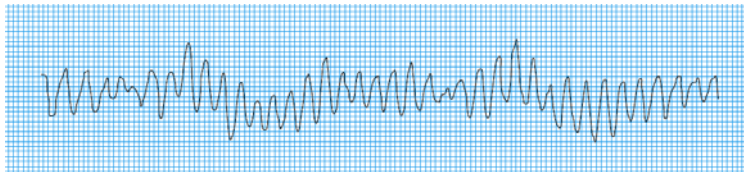
2.5. Ventriküler Fibrilasyon (VF)

VF, hastane dışında ani ölümlere sebep olan en çok görülen aritmi çeşitidir. Ventriküllerde sıra dışı bir elektriksel odak hakim hale gelir. VF'da, hızlı, kaotik elektrik itkileri karıncıkların kan pompalamak yerine, yararsız bir biçimde titreşmesine yol açar. Hız o kadar yüksektir ki kas lifleri kasılamaz fakat organize olmayan kaotik bir şekilde seğirirler. Ritim çoğu zaman erken ventriküler vuru veya VT tarafından tetiklenir. Etkili bir kalp atışı olmadan, kan basıncı dikine düşüş gösterir ve beyin de dahil olmak üzere anında hayati organlara giden kanı keser. Çoğu kişi saniyeler içinde bilincini kaybeder. Suni solunum ve kalp masajı (kardiyopulmoner resüsitasyon (CPR)) gibi acil tıbbi yardıma ihtiyaç duyar. Eğer kalp defibrilatör denilen bir aletle şoklanıp tekrar normal ritmine kavuşturulana kadar CPR sağlanırsa, kişinin hayatta kalma şansı artabilir. CPR veya defibrilatör olmadan ölüm birkaç dakikada gerçekleşir. VT'de olduğu gibi, çoğu VF vakası kalp hastalıklarının bazı türleri ile bağlantılıdır. VF sıkça bir kalp krizi ile tetiklenir.

VF, EKG üzerindeki genliğin büyüklüğüne göre fine (ince) VF işareti (Şekil 2.7) ve coarse (iri) VF işareti (Şekil 2.8) olmak üzere iki türde bulunmaktadır [36].



Şekil 2.7. İnce VF EKG işareti



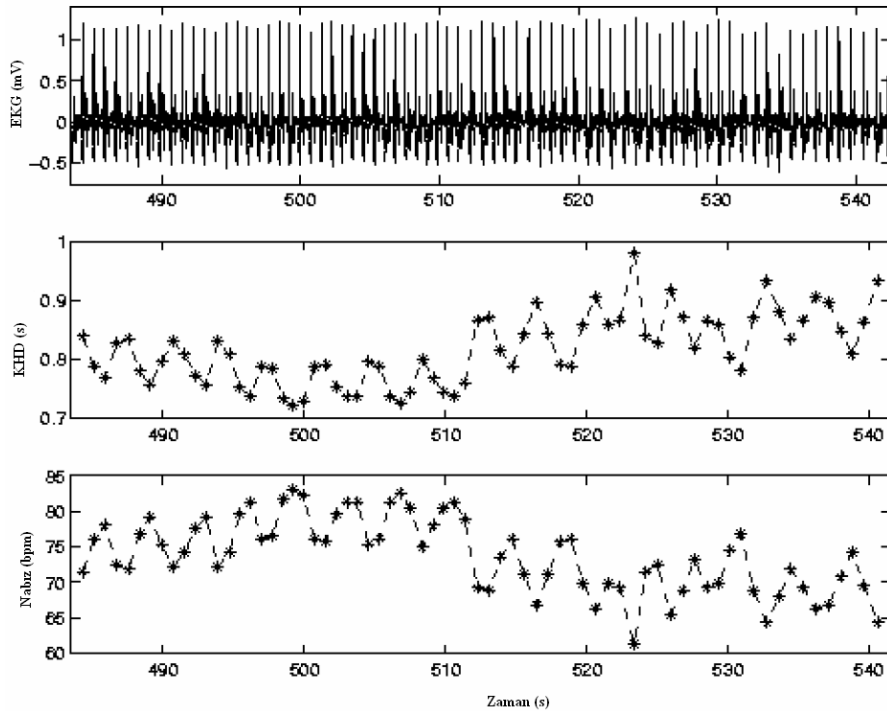
Şekil 2.8. İri VF EKG işareti

VF aritmisine ait EKG özellikleri ise;

1. QRS kompleksleri normal bir morfolojide değildir.
2. Hızı, genel olarak 150-500 atım/dakika'dır.
3. Hızlı ve düzensiz sapmalara neden olabilir.
4. Kulakçık atımı devam etmesine rağmen P dalgası genellikle gözlenmez.

2.6. Kalp Hızı Kontrol Fizyolojisi ve Kalp Hızı Değişkenliği

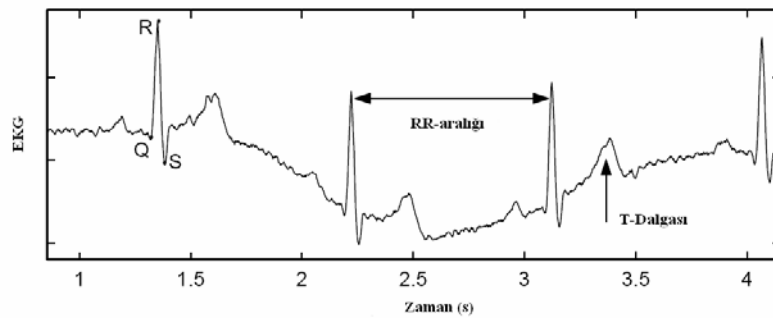
Bir insanın nabız olarak adlandırılan temel kalp atış hızı (60 saniyedeki ortalama kalp vuruş sayısı KH_{60}), bir hastanın durumuna ve hastalıklarına göre çeşitlilik gösterir. Bununla beraber, anlık RR aralığı ve anlık nabız değeri de (KH_i), ortalama olarak kabul edilen KH_{60} civarında değişkenlik gösterir. Şekil 2.9, dinlenmede olan normal bir insanın yaklaşık 60 saniyelik bir nabız kaydını göstermektedir [29].



Şekil 2.9. Bir dakikalık EKG kaydı için alınmış anlık nabız ve KHD (R-R aralığı) işaretleri

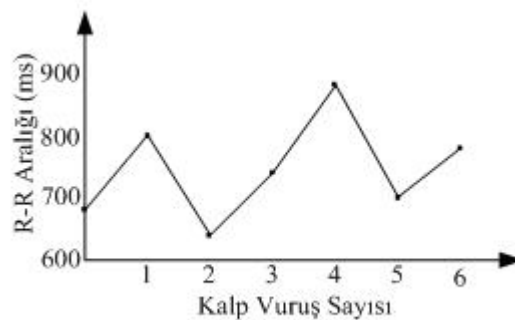
Dikkat edilirse, 60 saniyelik bir kesit boyunca, nabız ilk kısımda, 80 atım/dakika ve sonrasında 70 atım/dakika civarında bir eğilim gözüküyor gibi olmasına rağmen, ortalama nabız dakikada 72 vuruş olarak görünmektedir. İşte bu şekilde, Kalp atışının farklı zaman ölçümlerinde artması ve azalması durumu Kalp hızı değişkenliği (KHD) olarak bilinir.

KHD, ardı ardına gelen QRS komplekslerinin arasındaki zaman mesafenin kalp vuruş sayısına göre değişiminin ifadesidir (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Bir EKG kaydı üzerinde R-R aralığının gösterimi

Ardışık QRS komplekslerinin arasındaki mesafenin zaman olarak ölçümünün, çeşitli QRS algılayıcıları ile seçilen her bir QRS kompleksinin sayısına bağlı olarak grafiğe aktarılmasına ise takogram adı verilir (Şekil 2.11). Çizilen bu takogramın zaman frekans analizlerinde kullanılabilmesi için zaman tanım alanında oluşturulması gerekmektedir.



Şekil 2.11. Vuruş sayısının R-R aralığına göre değişimi

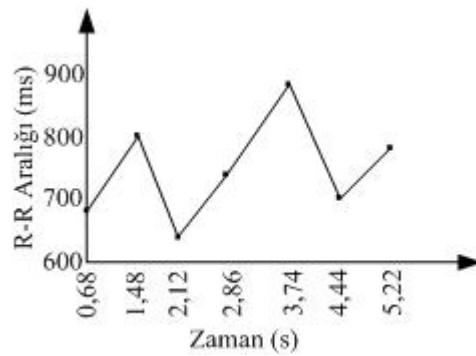
Şekil 2.11'deki takogramda, ardışık iki R tepesi arasındaki zaman mesafesinin, o vuruşa denk geldiği bir değişim görülmektedir. Bu örnekler rasgele bir EKG işaretine göre yazılmış bir örnektir. Zaman-frekans analiz metotlarında, yatay eksenin zaman tanım alanında olması gerekliliğinden dolayı, bu takogram basit bir algoritma ile zaman tanım alanına çevrilebilir [38]. Bu algoritma matematiksel olarak;

$$t(n) = rr(n) + t(n-1) \quad n \in [1, N], \quad t(0) = 0 \quad \text{ve} \quad n \in Z^+ \quad (2.1)$$

açıklanır. Burada, n vuruş sayısını ifade ederken, rr parametresi ise n . kalp vuruşundaki R-R mesafesini simgelemektedir. t parametresi ise toplam KHD oluşum zamanını göstermektedir. Eğer bu yazımı aynı örnek üzerinde çizdirirsek zamana bağlı R-R aralığı grafiği şu şekilde oluşacaktır; tablo 2.1.'de her bir aralığa karşılık gelen R-R aralığı mesafesi hesaplanıp, bir önceki zaman noktası ile toplanmıştır. Bu şekilde oluşan zamana bağlı R-R aralığı değişimi şekil 2.12'de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Vuruş sayısının zaman tanım alanı hesaplaması için oluşturulmuş tablo

Ardı Ardına İki Vuruş	R-R Aralığı (ms)	Zaman Tanım Alanı (s)
0-1	680	0,68
1-2	800	1,48
2-3	640	2,12
3-4	740	2,86
4-5	880	3,74
5-6	700	4,44
6-7	780	5,22



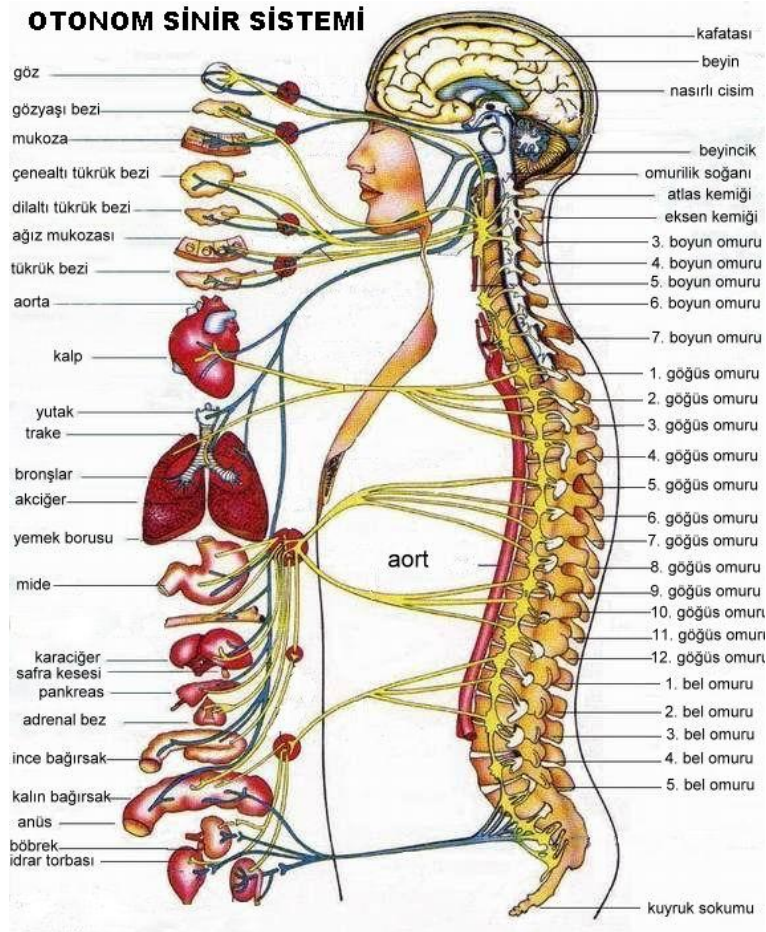
Şekil 2.12. Zaman tanım alanına çevrilmiş bir R-R aralığı işareti

İşaret bu hale geldikten sonra, zaman-frekans analizi için, yeniden örnekleme ve interpolasyon işlemleri de eklenerek hazır hale gelecektir. İşaretin bu aşamaları daha sonraki bölümlerde ayrıntılı olarak açıklanacaktır.

2.7. Otonom Sinir Sistemi ve Sempatovagal Denge

Beyin, merkezi sinir sistemi (MSS) vasıtasıyla, iki motor sistemi yani istemli motor sistemi (eklemler, organlar, vücut ve kafanın kas kontrolünü) ve istemsiz motor sistemini ya da otonom sinir sistemini (OSS) düzenler.

OSS, kalp, sindirim sistemi, akciğer, idrar torbası ve kan damarlarını içeren iç organları düzenler. Otonom sinir sisteminin etkilediği organlar Şekil 2.13'de gösterilmiştir.



Şekil 2.13. Otonom sinir sistemi ve etkilediği organlar

Otonom sinir sistemi sempatik ve parasempatik sistemler olarak iki karşıt kola ayrılır ki bunlar çoğu organ üzerinde birbirine zıt etki yaparlar. Parasempatik sinir sistemi, rahatlama ve sindirme mekanizması olarak düşünülebilir aynı zamanda nabız ve kan basıncının düşmesine, gözbebeklerinin küçülmesinin yanı sıra sindirim sistemi aktivitesinin de artmasına neden olur. Sempatik sinir sistemi ise, bunun aksine, Fiziksel ve zihinsel olarak oluşan stres durumlarında hızlıca harekete geçer ve bu sebeple, ‘dövüş veya hareket’ tepkisi olarak ifade edilebilmektedir [39, 40].

Otonom sinir sisteminin sempatik ve parasempatik dalları arasındaki karmaşık etkileşimi ile bu etkileşimin kardiyovasküler sisteminin otomatik düzenlemesi üzerinde sahip olduğu geniş etki otonomik denge veya sempatovagal denge olarak bilinir [1, 2, 37].

Beyin kökünden gelen parasempatik aksonlar çeşitli kafatası sinirlerindeki iç organlara özellikle vagal sinire kadar uzar. Akciğerin iç cephesinin önemli bir bölümünün üzerine yayılan bu sinir, parasempatik uyarı için baskın bir yoldur. Bu sebepten dolayı parasempatik hareket genellikle vagal hareketlilik olarak ifade edilir.

Vagal ve sempatik uyarıcılar sinoatriyal (SA) düğüm üzerine doğrudan bir etkisi yoktur. Ancak kalbin bu bölümünün hassasiyetini değiştirebilecek ölçüde uyarı sağlayabilirler. Uyarıcının çeşitli dereceleri belirli bir eşiğe geçtiğinde, SA düğüm harekete geçer. Kalp hücrelerinin iki çeşit nöromülatör reseptörü vardır, biri asetilkolin diğeri ise sırasıyla parasempatik ve sempatik sinir sistemine uyumlu olan noradrenalin içindir. Bir seri kimyasal değişim yüzünden bu reseptörler, sırasıyla durdurucu ve uyarıcı proteinlerle etkileşir. Kalp hücresi membranındaki kalsiyumu (Ca^{++}) azaltır ya da artırır. Bu sebeple de, kalp atışı ve daralma gücünü [41], engeller ya da artırmaya teşvik eder.

Kalbin iç ritim ayarlayıcısı olan SA düğüm, herhangi bir nörohumoral (sinirsel ve hormonal) etki yokluğunda ortalama olarak 100–120 atım/dakika kalp atış hızına neden olur. Bununla beraber, iletim engeli olmayan sağlıklı bir kalp için, kalp hızı değişimi, hem parasempatik etkilerin hem de asetilkolin ve noradrenalin seviyelerindeki değişimden dolayı sempatik sinirlerin bir göstergesidir. Dinlenmede

olan sağlıklı bir insanın her iki otonom bölümün (sempatik ve parasempatik), gerçekleştiren parasempatik (vagal) etkiyle aktif olduğu düşünülür [37, 41].

Bu iki sinir bölümünü oluşturan motor sinirlerin her biri, oldukça karmaşık bir yapıda birbirini etkiler ve kalp hızı ayarı sadece iki karşı etkinin bir lineer miktarı olarak yorumlanamaz. Bu iki karşıt etki farklı zaman ölçeklerinde hareket ettikleri için, OSS'nin sempatik kolundan taşikardi etkisi (kalp hızında artış), parasempatik kolundan ise bradikardi etkisi (kalp hızında düşüş) oluşturmaktadırlar. Sempatik aktivite artışı, SA düğüm tarafından normal seviyenin üzerinde (yaklaşık 110 dan 200 atım/dakika'ya) bir kalp hızına getiren vücudun temel bir metodudur.

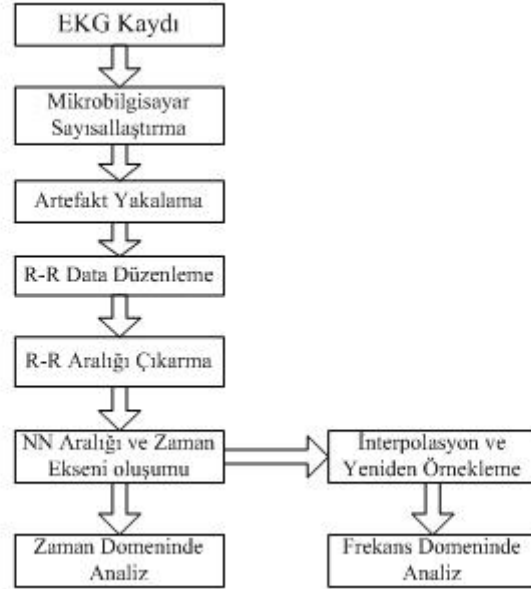
Kısaca, OSS, parasempatik ve sempatik bileşenler olarak ikiye ayrılmaktadır. Stres, egzersiz ve kalp hastalıkları gibi etkilerle oluşan sempatik uyartım, kalbin SA düğümündeki hızlandırıcı hücreleri harekete geçirerek kalp nabzının artışına neden olmaktadır. Tahriş edici solunum, alerjik reaksiyonlar, travma ve iç organların fonksiyonuyla ilgili olan Parasempatik aktivite ise, hızlandırıcı hücrelerin ateşleme hızını azaltarak sempato-vagal dengeyi ayarlamaktadır. Bu denge, R-R aralığının birbirinden bağımsız iki frekans bandı ile gözlenebilirliği literatürde yer almaktadır [1, 2, 15, 37, 42]. Sempatik aktivite, Alçak Frekans bandı (0,04-0,15 Hz) ile ilişkili iken, parasempatik aktivite, Yüksek Frekans bandı (0,15-0,4 Hz) ile ilişkilidir. KHD analizlerinde, bu iki bandın birbiri ile karşılaştırılması, sempatik ya da parasempatik baskınlığı göstermektedir [1, 2].

2.8. KHD Zaman-Frekans Analizi ve AF/YF oranı

Bir KHD'nin EKG cihazından elde edilip zaman veya frekans tanım alanında analizinin yapılabilmesi için, şekil 2.14'deki gibi bir işlem kümesinden geçmelidir.

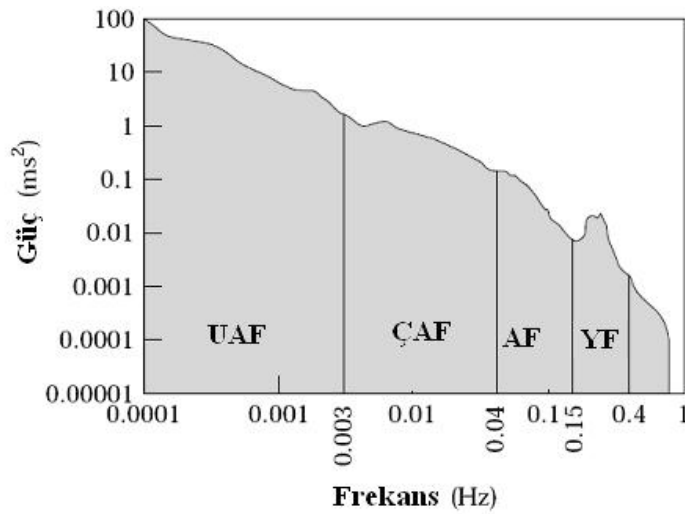
Bu işlem kümesi çerçevesinde, hasta üzerinden öncelikle EKG kaydı alınır. Alınan EKG kaydı, bir mikrobilgisayar sayısallaştırma işlemi ile dijitize edilir. Daha sonra işaret üzerindeki artefakt denilen bozulmalar bir dedektör ile algılanır ve R-R verileri düzenlenir. Bundan sonra, her bir NN aralığı (R-R arası mesafe) çıkarılır ve zaman eksenine göre hesaplanır. Zaman tanım alanı için bu işaret yeterli iken, frekans

analizi için elde edilen işaretin, uygun örnekleme frekansında yeniden örnekleme ve interpolasyon yapılması uygun bir analiz sağlayacaktır [1].



Şekil 2.14. KHD işaretinin zaman tanım alanı analizi ve frekans tanım alanı analizi için gerçekleştirilen işlem basamakları

KHD işaretlerini analiz etmek için, literatürde, UAF Bandı (0,0001 – 0,003 Hz), ÇAF Bandı (0,003 – 0,04 Hz), AF Bandı (0,04 – 0,15 Hz), YF Bandı (0,15 – 0,4 Hz) olmak üzere 4 temel bant kullanılmaktadır (Şekil 2.15) [1, 2, 37, 43]. ÇAF, AF ve YF bantları mutlak güç (ms^2) veya normalize birimde (n.u.) hesaplanabilir [1].



Şekil 2.15. KHD güç spektral analizinde oluşan frekans bantları

KHD analizi üzerine yapılan çalışmalarda, çok sayıda metot uygulanmıştır. Uygulanan metotlar genel olarak üç kategoride incelenmektedir. Zaman tanım alanı, frekans tanım alanı ve doğrusal olmayan (non-linear) analizleridir [1, 2]. Frekans tanım alanı analizlerinde, özellikle AF ve YF bantlarının güç hesaplaması üzerine çalışmalar yoğunluktadır. AF bileşeni sempatik aktivite ile ilişkilendirilirken, YF bileşeni, ise parasempatik aktivite ile ilişkilendirilmektedir. Böylece, AF/YF güç oranı literatürde sempatovagal denge olarak tanımlanmaktadır [1, 2, 15, 37, 43, 44].

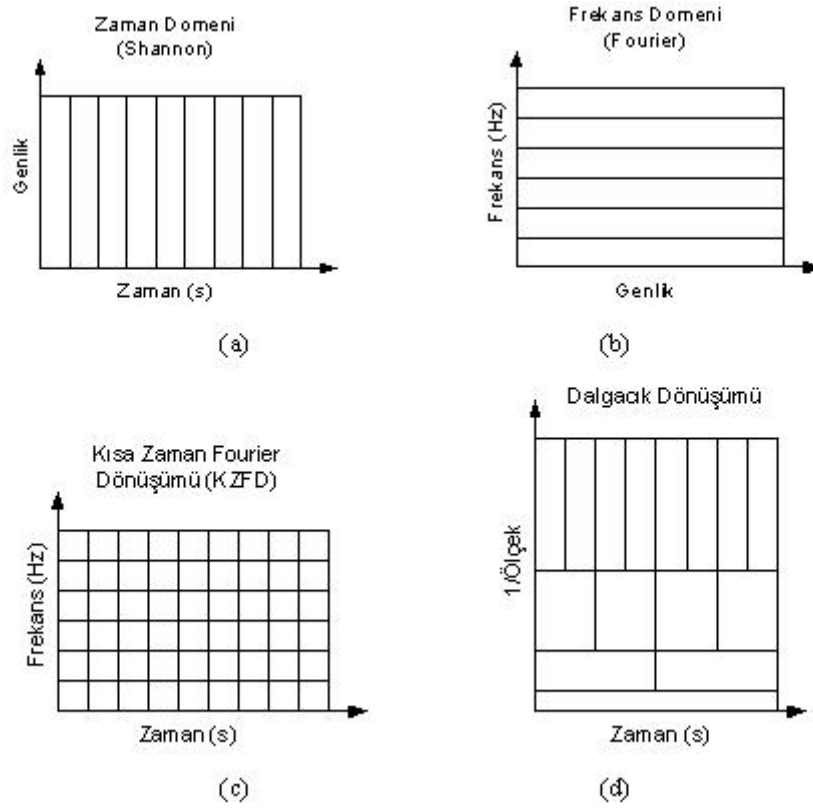
BÖLÜM 3. DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ

Birçok işaret pratikte zamanın bir fonksiyonu ile ifade edilir. Zaman tanım alanında verilmiş bir işaret, herhangi bir matematiksel dönüşüm uygulanarak işlenebilir ve böyle bir değişim işaret işleme olarak adlandırılabilir. Zaman tanım alanında ki bir işaretin grafiksel gösteriminde, eksenlerden biri işaretin genliğini (bağımlı değişken), diğer eksen ise zamanı (bağımsız değişken) ifade eder ve bu gösterim zaman-genlik değişimi olarak adlandırılır. Fakat bu gösterim, çoğu işaret işleme uygulamaları için çokta iyi bir gösterim şekli değildir. Çünkü bu uygulamalar için gerekli olan asıl bilgi işaretin içerdiği frekans bilgisinde saklı olabilir. Bu durumda işaretin zaman-genlik gösterimi yerine frekans spektrumunun incelenmesi daha uygun olacaktır. Frekans spektrumu, işaretin içerdiği farklı frekans bileşenlerini ve bu frekanslara ait genlik büyüklüklerini içermektedir. Bu açıklamadan, matematiksel dönüşümlerin kullanım amacının zaman tanım alanında verilmiş işaretten elde edilemeyen bilgilere ulaşmak olduğu açıkça görülmektedir.

Fourier dönüşümü bir işaretin ihtiva ettiği frekansları gösterir fakat hangi zaman değerlerinde hangi frekansların mevcut olduğunu bildirmez. Yani, işareti bütün bir zaman eksenini boyunca alır, işaretin tamamı üzerinde dönüşüm yapar ve böylece işaretin tamamına ait bilgileri verir. Fourier dönüşümü, frekansı, zamana göre değişmeyen işaretlerin analizinde oldukça iyi bir yaklaşımdır. Fakat geçici durum veya anlık değişim analizlerinde istenilen neticeleri verememektedir. Bu nedenle kısa zaman Fourier dönüşümü kullanılması daha uygun olmaktadır. Yani, Fourier dönüşümü sabit aralıklarda konmuş zaman pencereleri içerisinde uygulanmaktadır. Bu ise frekans değerleri için bir sorun teşkil eder. Bu metotla da belirli bir frekansın hangi zaman noktasında mevcut olduğu tespit edilemez. Sadece mevcut olduğu zaman aralığındaki frekans bileşenleri hesaplanır [45, 46].

Dalgacık dönüşümü ise, durağan olmayan ve anlık değişimlere sahip işaretlerin analizinde kullanılan oldukça faydalı bir araçtır. Bu, dalgacık dönüşümünün farklı ölçeklerde yeniden çözüm özelliğinden kaynaklanır.

Dalgacık dönüşümü analizi, düşük frekans bilgisinin önem kazandığı araştırmalar için büyük zaman aralıklarının, yüksek frekans bilgisinin önemli görüldüğü araştırmalar içinse daha küçük zaman aralıklarının kullanımına izin veren farklı ölçek bölgelerine sahip bir pencereleme tekniğidir [46, 47, 48, 49].



- Şekil 3.1a. Zaman tanım alanındaki (domenindeki) işaret
- İşaretin frekans tanım alanında (Fourier) incelenmesi
 - İşaretin zaman ve frekans tanım alanında incelenmesi
 - İşaretin zaman ve frekans (1/ölçek) tanım alanında dalgacık dönüşümü ile incelenmesi

Zaman tanım alanında bir işaretin zaman-genlik grafiği şekil 3.1a'da gösterilmiştir. Bu tanım alanında gösterim, bir işaretin analizi için çok fazla değer ifade edemez. Dolayısıyla, işaretlerin frekans genlik spektrumlarının araştırılmasına ihtiyaç duyulur. Böyle bir durumda, Fourier dönüşümünü kullanmak yeterli olacaktır. Ancak bu da işaretin tamamı hakkında bilgi verecektir (Şekil 3.1b).

İşaretin ayrı bölgelerde, farklı frekans bantlarında incelenmesi için, işaretin belirli bir ölçekteki bir pencere fonksiyonu ile çarpılmasını temelli bir yöntem olan kısa zaman Fourier dönüşümü (KZFD) ortaya atılmıştır. Bu grafik, şekil 3.1c'de gösterilmiştir.

Ancak pencerelerin eşit aralıkta olması, işaret analizinde daha küçük ve daha büyük frekansların incelenebilmesi için bir sıkıntı teşkil eder. Bu sorunu gidermek için oluşturulan dalgacık dönüşümü analizi, düşük frekans bilgisinin önem kazandığı araştırmalar için büyük zaman aralıklarının, yüksek frekans bilgisinin önemli görüldüğü araştırmalar içinse daha küçük zaman aralıklarının kullanımına yön vermektedir (Şekil 3.1d) [50].

Aynı zamanda, bir zaman işareti üzerinde anlık değişimlerinde kolayca incelenebildiği, dalgacık dönüşümü analizleri, KHD işaretleri üzerindeki anlık değişimlerin de gözlenmesine olanak sağlayacaktır. Bu yüzden yapılan çalışma da dalgacık dönüşümü tercih edilmiştir.

Dalgacık dönüşümü analizleri, sürekli ve ayırık dalgacık dönüşümü olmak üzere temel olarak 2 kısımda tanımlanır.

3.1. Sürekli Dalgacık Dönüşümü (SDD)

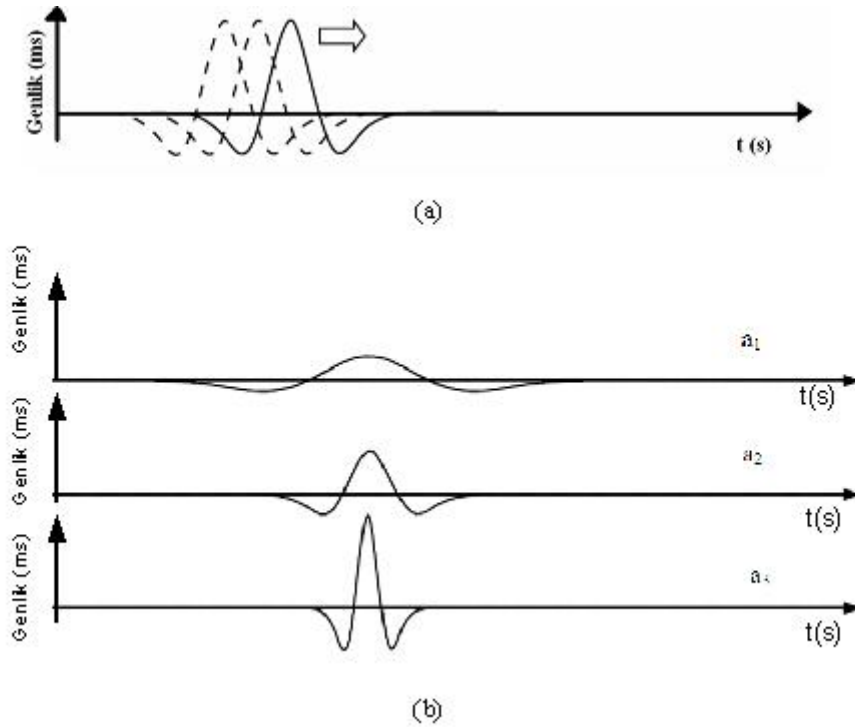
Bir t 'ye bağlı $x(t)$, fonksiyonunun sürekli dalgacık dönüşümü analizi [46],

$$T_{a,b} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \overline{\psi_{a,b}(t)} dt \quad (3.1)$$

$$\overline{\psi_{a,b}(t)} = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad a \in R^+ - \{0\}, b \in R \quad (3.2)$$

şeklinde tanımlanır. (3.1) denkleminde $T_{a,b}$, $x(t)$ fonksiyonunun sürekli dalgacık dönüşümünü ifade ederken, $\psi(t)$ dalgacık çözümü olarak bilinen bir pencere fonksiyonunu, $\overline{\psi_{a,b}(t)}$ fonksiyonu ise, “ a ” genişleme faktörü olarak bilinen ölçekleme parametresi ve “ b ” öteleme parametresi ile dalgacık fonksiyonunu ifade

etmektedir. $1/a$ parametresi, frekansın ölçümünü, b parametresi ise, zaman eksenini boyunca dalgacık penceresinin yerini göstermektedir (Şekil 3.2a). Yani, (a,b) 'nin değişimiyle, $T_{a,b}$, tüm zaman-frekans düzleminde hesaplanır. Dalgacıklar, ölçekleme faktörünün büyüklüğüne orantılı olarak sıkıştırılır ya da genişletilirler. Bir Mexican Hat dalgacığının ölçeklenmesi, $a_1 > a_2 > a_3$ sırası ile Şekil 3.2b'de gösterilmiştir. Dolayısıyla buradaki eksenler KHD ölçümüne göre yatay eksen saniye, dikey eksen ise ms cinsinden olacaktır. Ölçekleme sayesinde, düşük ölçeklerde yüksek frekans davranışları, yüksek ölçeklerde ise düşük frekans davranışları daha iyi çözümlenir. Farklı frekans özelliklerine sahip işaretlerin çözümlenmesinde, bu metod mükemmel bir fayda sağlar [51].



Şekil 3.2a. Bir Mexican Hat dalgacığının zaman eksenini boyunca ötelenmesi

b. Bir Mexican Hat dalgacığının zaman eksenini üzerinde ölçeklenmesi ($a_1 > a_2 > a_3$)

Sonsuz uzunluktaki sinüs ve kosinüslerin birleşiminden oluşan Fourier dönüşümünden farklı olarak, temel dalgacık fonksiyonları farklı şekillerde ve sonlu uzunluktadırlar. Dalgacık dönüşümünün diğer bir avantajı da çözümleyici dalgacığın, uygulamalara bağlı olarak seçilebilmesidir [52]. Dalgacık dönüşümlerinde kullanılan bazı dalgacık fonksiyonları, Daubechies, Meyer, Haar, Mexican Hat dalgacıklarıdır (Bkz. Ek-B.1).

Sürekli dalgacık dönüşümünde mümkün olan tüm ölçekte dalgacık katsayılarının hesabı gereksiz birçok veri üretilmesine neden olur. Bunun için elde edilen sayısal veriler göz önünde bulundurularak ayırık dalgacık dönüşümü kullanılması daha uygun görülmektedir.

3.2. Ayırık Dalgacık Dönüşümü (ADD)

Sürekli Dalgacık Dönüşümüne benzer şekilde, hesaplanabilen Ayırık Dalgacık Dönüşümü, Dyadic (ikinci) ölçekler ve pozisyonlar olarak adlandırılan ikinin kuvveti şeklinde ölçekleme ve kaydırma parametreleri seçilerek analiz edilmektedir ki, bu sayede daha etkili ve doğru bir analiz gerçekleştirilecektir [50].

Ayırık dönüşüm, SDD'ye bağlı olarak, ölçekleme parametresi a 'nın $a = a_0^m$ şeklinde ayrıştırılması ve zamanda ötelemenin bu ölçeklendirme parametresi ile orantılı olarak gerçekleşmesi ($b = nb_0a_0^m$) ile elde edilir. Bu ölçek ve öteleme parametrelerine göre denklem 3.2'de verilen ifade tekrar yazılırsa denklem 3.3'de verilen ayırık dalgacık fonksiyonlarının ifadesi elde edilir.

$$\psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \psi\left(\frac{t - nb_0a_0^m}{a_0^m}\right) \quad (3.3)$$

Bu yolla, alçak frekansları analiz eden geniş pencereler, büyük adımlarla ($b = nb_0a_0^m$) ve yüksek frekansları analiz eden dar pencereler, işarettteki hızlı değişimleri yakalamak amacıyla, küçük adımlarla ötelenmiş olur.

Ayırık dalgacık fonksiyonları sürekli olarak ölçeklendirilemez ve ötelenemezler, sadece ayırık adımlarla ölçeklendirilebilir ve ötelenebilirler. Ayırık dalgacık olarak adlandırılmalarına rağmen aslında parçalı sürekli fonksiyonlardır. m ve n , tamsayı olup, a_0 ise $a_0 > 1$ aralığından olmak şartıyla sabit genişleme adımındır. Ayırıklaştırmanın nedeni, zaman-ölçek uzayının ayırık aralıkla örneklenmesini sağlamaktır. Genelde $a_0 = 2$ olarak alınır. Bu sayede frekans ekseninin

örnekleme, örnekleme aralığının ikinin katları olarak arttığı ikici örnekleme karşılık düşer. Aynı şekilde $b_0 = 1$ alınarak; zaman eksenin ikici örnekleme, yani öteleme parametresinin ($b = nb_0 a_0^m$) ikinin katları olarak değişmesi sağlanır ve bu seçim bilgisayarlı hesaplamalar için en doğal ve en verimli olanıdır. t burada yine zaman ifadesidir [53].

Bu ayırık değerler ele alındığında ADD formülü,

$$T_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{a_0^{m/2}} \psi\left(\frac{t - nb_0 a_0^m}{a_0^m}\right) dt \quad m, n \in \mathbf{Z} \quad (3.4)$$

Eğer denklem (3.4), ikici zaman-ölçek uzayına göre yazılırsa ($a_0 = 2$ ve $b_0 = 1$),

$$T_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{2^{m/2}} \psi\left(\frac{t - n2^m}{2^m}\right) dt \quad (3.5)$$

denklemini elde edilir. Burada “ m ” ölçek parametresini belirtirken, “ n ” ise öteleme parametresini ifade etmektedir. Her ne kadar dalgacık dönüşümlerinde, denklem (3.1) ve denklem (3.4)’deki formüller kullanılsa da ψ dalgacık fonksiyonları ile çözüm gerçekten zordur. Genellikle bu formüller kullanılmak zorunda değildir. Bu yüzden, çoğu uygulamalarda filtreleme metodu kullanılmaktadır. Örneğin, Mallat’ın 2 kanallı alt-bant kodlayıcı eşlenik dörtlü filtre veya dörtlü ayna filtreleri olarak bilinen algoritması ile hızlı dalgacık dönüşümü yapılabilmektedir [50].

Ancak filtreleme işleminin anlaşılabilmesi için, ADD ile ilgili olarak bazı kavramların bilinmesi gereklidir. (Bkz. Ek-B.2).

3.2.1. Daubechies dalgacık dönüşümü

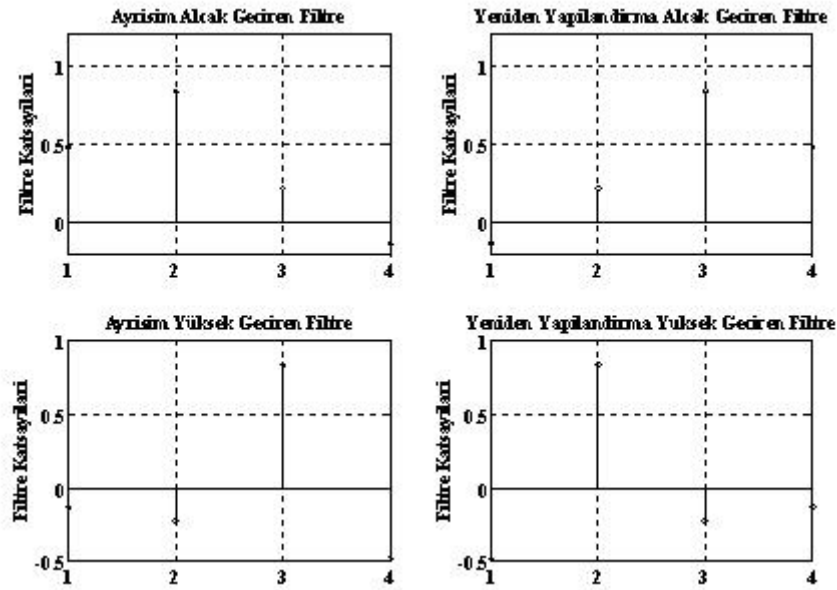
Dalgacık dönüşümünde, katsayılar iki ayrı şekilde sıralanmaktadır; bunlardan biri, veriyi düzleştirici bir filtre gibi davranırken diğeri, her ölçekteki işaret detaylarını çekmektedir. İki ölçekleme katsayısı bulunan ve bunların her birinin bire eşit olduğu

Haar dalgacığı, dalgacık tipleri arasında en basit olanıdır. Haar dalgacığı sadece iki ölçekleme katsayısına sahip olup ‘db1’ ile gösterilir. ‘db2’ dalgacığı dört, ‘db3’ dalgacığı altı, ‘dbN’ dalgacığı ise, 2N adet ölçekleme katsayısına sahiptir [55].

Daubechies dalgacık katsayıları kullanılarak (Bkz. Ek-B.3)., Dalgacık yaklaşım katsayıları şu şekilde hesaplanır;

$$\begin{aligned}
 S_{m+1,n} &= \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_{k=0}^{N_k-1} c_k S_{m,2n+k} \\
 &= \frac{1}{\sqrt{2}} [c_0 S_{m,2n} + c_1 S_{m,2n+1} + c_2 S_{m,2n+2} + c_3 S_{m,2n+3}] \\
 &= 0,483 S_{m,2n} + 0,837 S_{m,2n+1} + 0,224 S_{m,2n+2} - 0,129 S_{m,2n+3} \quad (3.6a)
 \end{aligned}$$

Dolayısıyla, ilk ölçekteki yaklaşım bileşenini elde etmek için, işaretin dört hanesini ölçekleme katsayıları vektörü $(1/\sqrt{2})c_k$ ile çarpılır ki buradaki $(1/\sqrt{2})c_k$ katsayılarına ‘alçak geçiren filtre katsayıları’ denmektedir. Dalgacık fonksiyonu için buna karşılık gelen katsayıları hesaplamak için ise, b_k katsayıları yeniden düzenlenir ve bu seferde, $(1/\sqrt{2})b_k$ katsayıları kullanılır ve bu diziyeye de ‘yüksek geçiren filtre katsayıları’ denir. Buna ek olarak her iki ayrışım filtresinin ayna şeklinde dönüşümü alınırsa yeniden yapılandırma filtreleri oluşacaktır. Oluşan bu yapıya dörtlü ayna filtre grubu denmektedir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. db2 dalgacığı için dörtlü ayna filtre grubu katsayıları

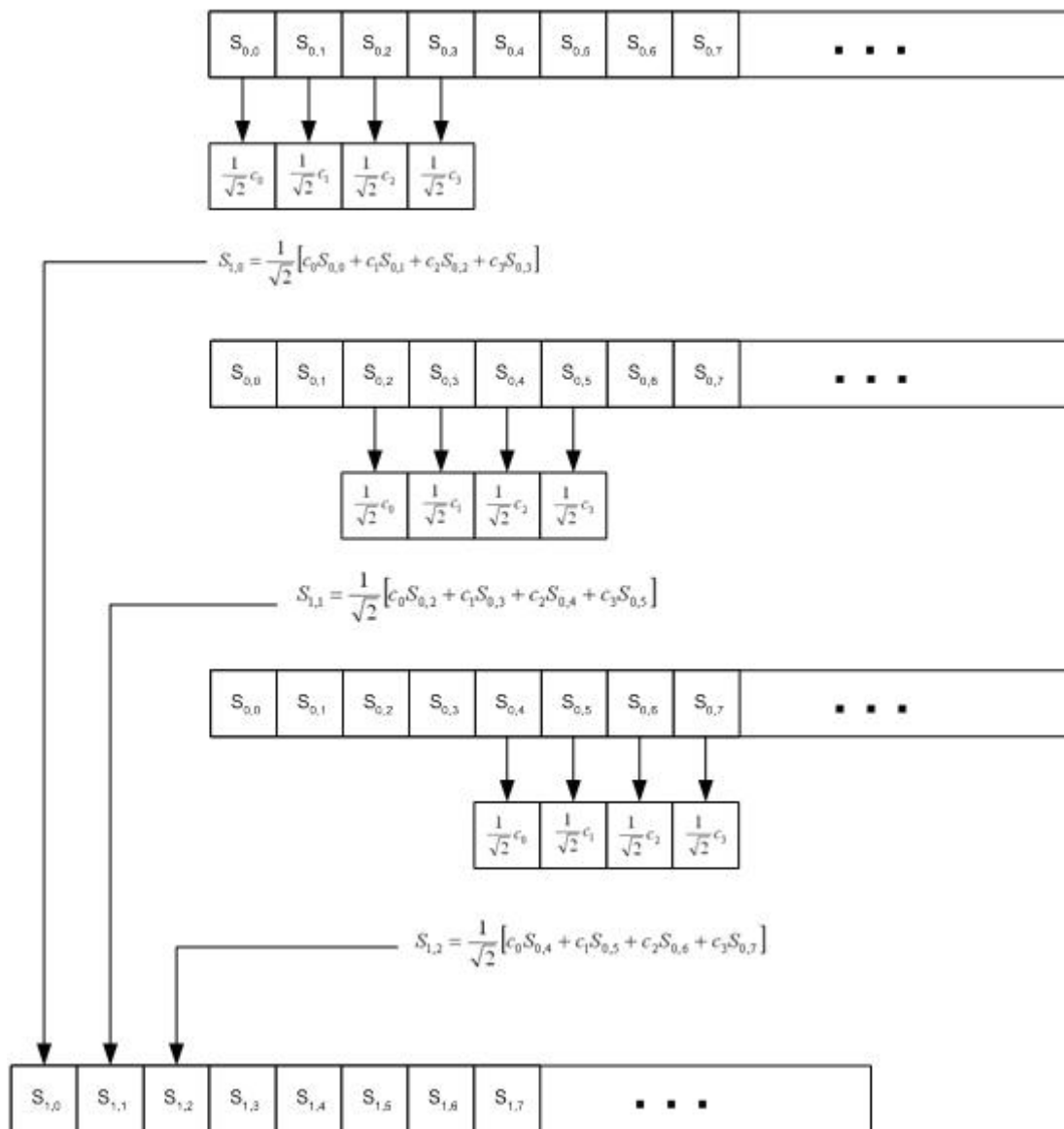
Daha önceden $b_k = (-1)^k c_{N_k-1-k}$ olduğu düşünülürse, detay katsayıları;

$$\begin{aligned}
 T_{m+1,n} &= \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_{k=0}^{N_k-1} b_k S_{m,2n+k} \\
 &= \frac{1}{\sqrt{2}} [c_3 S_{m,2n} - c_2 S_{m,2n+1} + c_1 S_{m,2n+2} - c_0 S_{m,2n+3}] \\
 &= -0,129 S_{m,2n} + 0,224 S_{m,2n+1} + 0,837 S_{m,2n+2} - 0,483 S_{m,2n+3} \quad (3.6b)
 \end{aligned}$$

olarak bulunacaktır. Bu dönüşüm şekil 3.4'de görsel olarak açıklanmaktadır. Bir $m=0$ indeksindeki orijinal işaret, $S_{l,n}$ yaklaşım katsayılarını elde etmek için filtrelenmiştir. Bu katsayılar, işaret üzerindeki alçak geçiren filtre katsayılarının bir adım kaydırılması ile elde edilmektedir. Bu şekilde ardı ardına kaydırılma ile istenen ölçek indeksinde istenen yaklaşım katsayı değerlerine ulaşmak mümkün olacaktır. Detay katsayıları da, benzer şekilde detay katsayılarını kullanarak elde edilmektedir.

Bu örnekte, giriş işareti $x_i = (1 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0)$ olarak verilir ve çoklu çözünürlü algoritma metodu uygulanırsa, ilk iterasyon sonucunda, değerler vektörü, $(0,483 \ 0,000 \ 0,000 \ 0,224 \ -0,129 \ 0,000 \ 0,000 \ 0,837)$ olarak hesaplanacak ve bu vektör ise $(S_{1,0}, S_{1,1}, S_{1,2}, S_{1,3}, T_{1,0}, T_{1,1}, T_{1,2}, T_{1,3})$ şeklinde belirlenecektir. Buna ek olarak,

ikinci yaklaşım, (0,204 0,296 -0,171 0,354 -0,129 0,000 0,000 0,837) vektörünü, üçüncü ve son iterasyon ise (0,354 -0,065 -0,171 0,354 -0,129 0,000 0,000 0,837) vektörünü hesaplar. Bu vektör ise, ($S_{3,0}, T_{3,0}, T_{2,0}, T_{2,1}, T_{1,0}, T_{1,1}, T_{1,2}, T_{1,3}$) şeklinde ifade edilmektedir. İterasyonlar bu şekilde devam ederek elde edilecek vektör üzerinde istenilen seviyedeki detay ve yaklaşım katsayıları elde edilebilecektir.

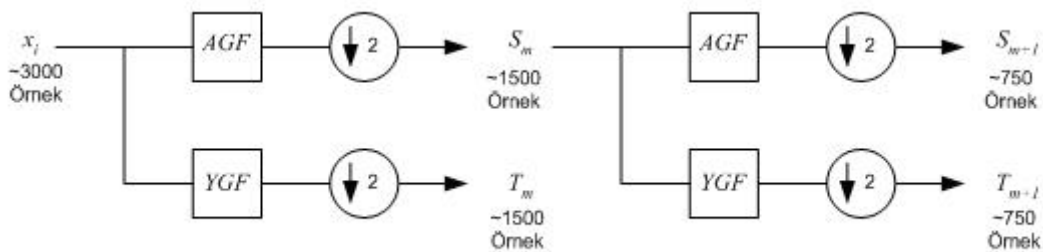


Şekil 3.4. Bir işaretin filtrelenmesi: Ayrışım

3.2.2. Filtreleme

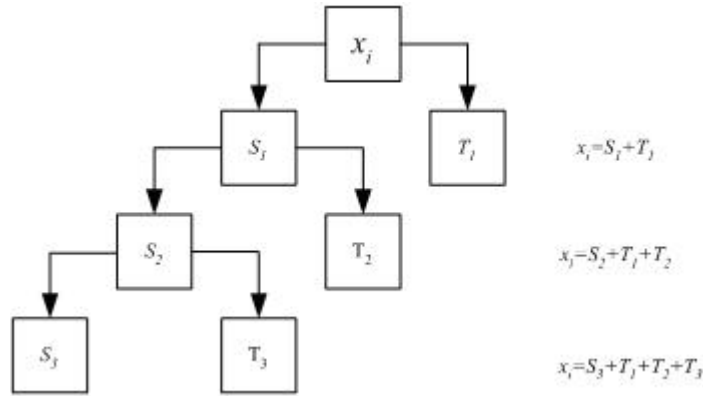
Birçok işaret için, alçak frekans bileşeni, işaretin en önemli parçasını oluşturur. Diğer yandan yüksek frekans bileşenleri işaretin ayrıntısıdır. Örneğin insan sesi için yüksek frekans bileşeni ortadan kaldırılırsa sesin tonu değişikliğe uğrar. Ama alçak frekans bileşeni ortadan kaldırılırsa anlaşılmaz bir ses duyulur [50].

Bir işaret, ADD ile analizi gerçekleştirilirken, Alçak Geçiren Filtre (AGF) ve Yüksek Geçiren Filtre (YGF) kullanılarak, alçak ve yüksek frekans katsayılarına ayrıştırılır. Bu katsayılar, yaklaşım ve detay katsayıları olarak adlandırılır. S_m ile gösterilen yaklaşım katsayıları yüksek ölçekli olup, işaretin alçak frekans katsayılarıdır. Detaylar ise T_m ile gösterilir ve düşük ölçekli olup, işaretin yüksek frekans katsayılarını ifade etmektedir. Orijinal x_i işareti, 2 ayrı filtreden geçerek S_m ve T_m katsayılarına ayrılmaktadır. Burada, toplam bilgiyi elde etmek için, 3000 örneğin her birinde iki noktanın sadece biri alınarak işlem sürdürülebilir. Bu işlem “örnek indirgeme (down-sampling)” olarak adlandırılır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Örnek indirgeme ve ADD katsayılarının elde edilmesi

Gerçekleştirilen işlem sonucunda S_m ve T_m katsayıları elde edilir. Bu yapı ardışık olarak gerçekleştirildiğinde çoklu seviye ayrışımı olarak adlandırılan bir algoritma oluşur ve oluşan şekil dalgacık ayrışım ağacı olarak adlandırılır. (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Dalgacık ayrışım ağacı

Buraya kadar yapılan işlemler işaretin ayrıştırma işlemleridir. Elde edilen değerler kullanılarak işaret, herhangi bir bilgi kaybı olmaksızın tekrar geriye elde edilebilir.

$$x_i = S_1 + T_1 \quad (3.7a)$$

$$x_i = S_2 + T_2 + T_1 \quad (3.7b)$$

⋮

$$x_i = S_m + T_m + T_{m-1} + T_{m-2} + \dots \quad (3.7c)$$

Buradaki m değeri ölçekleme seviyesini göstermektedir. N tane sayıda örnek içeren bir işaretde $N=2^m$ için, m seviyede ayrışım gerçekleştirilir. Zaman-frekans çözünürlüğü Heisenberg belirsizlik prensibi (Bkz. Ek-B.4) ile dalgacık analizini sınırlandırır [56]. Ayrışım işleminde, her bir seviye için tanımlanacak frekans aralıkları ise,

$$f_{üst_m} = \frac{j+1}{2^{m+1}} \cdot f_s \quad m = 1, \dots, M \quad j = 0, 1 \quad (3.8)$$

denklemlerle hesaplanır. Burada $f_{üst_m}$, m . seviye için üst frekans sınırını göstermektedir. f_s , örnekleme frekansını, M , toplam ayrışım seviyesini gösterirken, yaklaşım bileşenleri için üst frekans sınırını hesaplamak için $j=0$, detay bileşenleri üst frekans sınırını hesaplamak için ise $j=1$ kullanılmaktadır [21, 29, 57, 58].

Dalgacık dönüşümünde kullanılan yüksek geçiren filtreler dalgacık fonksiyonu, alçak geçiren filtreler ise ölçekleme fonksiyonu ile ilgilidir [59]. Orijinal filtre katsayıları kullanılarak $\phi(t)$ ölçekleme fonksiyonu için genişleme denklemi ve $\psi(t)$ dalgacık fonksiyonu dalgacık denklemi aşağıdaki denklemlerle tanımlanır [59].

$$\phi(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^N g(k) \phi(2t - k) \quad (3.9)$$

$$\psi(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^N h(k) \phi(2t - k) \quad (3.10)$$

Burada $g(k)$ alçak geçiren filtre katsayıları ve $h(k)$ yüksek geçiren filtre katsayılarıdır. $g(k)$ ve $h(k)$ arasındaki ilişki ise,

$$h(k) = (-1)^k g(N - k) \quad (3.11)$$

şeklinde tanımlanır. Buradaki N ise toplam filtre katsayıları adedini göstermektedir.

ADD, örtüşmesiz olarak dizilmiş filtreler yardımıyla gerçekleştirilir. Seçilen filtrenin katsayıları elde edilecek sonuca doğrudan etki edebilmektedir. Normalize edilmiş dalgacık ölçekleme fonksiyon katsayıları ve dalgacık fonksiyon katsayılarına bağlı olarak alçak ve yüksek geçiren filtre katsayıları;

$$g(k) = (1/\sqrt{2})c_k \quad (3.12)$$

$$h(k) = (1/\sqrt{2})b_k \quad (3.13)$$

şeklinde tanımlanır.

3.2.3. Dalgacık dönüşümünde yeniden yapılandırma

Yaklaşım ve detay bileşenleri örnek yükseltme ile istenilen seviyede yeniden yapılandırılır. Orijinal $x_0(t)$ işareti yaklaşım ve detay bileşenlerine bağlı olarak;

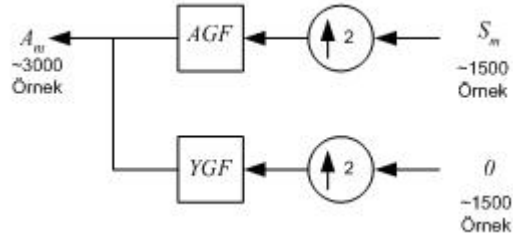
$$x_0(t) = A_M(t) + \sum_{m=1}^M D_m(t) \quad (3.14)$$

şeklinde yeniden elde edilir. Buradaki $A_M(t)$ yaklaşım bileşeni $D_m(t)$ ve detay bileşenleri;

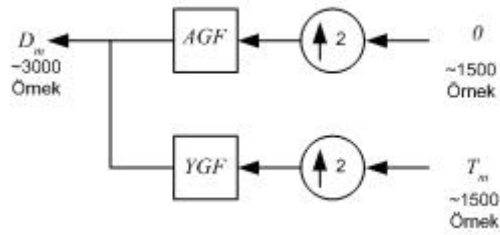
$$A_M(t) = S_{M,n} \phi_{M,n}(t) \quad (3.15)$$

$$D_m(t) = \sum_{n=0}^{2^{M-m}-1} T_{m,n} \psi_{m,n}(t) \quad (3.16)$$

şeklinde hesaplanabilmektedir.



Şekil 3.7. Yaklaşım bileşenlerinin yeniden yapılandırılması



Şekil 3.8. Detay bileşenlerinin yeniden yapılandırılması

Şekil 3.7 yaklaşım bileşenlerinin yeniden yapılandırılmasının şemasını gösterirken, şekil 3.8'deki blok diyagram ise, detay bileşenlerinin yeniden yapılandırılmasını göstermektedir.

3.3. Dalgacık Ayrışımında Enerji Dağılımları

Bir dalgacığın m . ölçekleme seviyesinde RMS değeri

$$A_{RMSm} = \sqrt{\frac{1}{N_A} \times \sum A_m^2} \quad (3.17)$$

şeklinde hesaplanır. Burada A_m , m . seviyedeki işaretin dalgacık yaklaşım bileşenlerini göstermektedir.

Detay bileşenleri için ise aynı şekilde,

$$D_{RMSm} = \sqrt{\frac{1}{N_D} \times \sum D_m^2} \quad (3.18)$$

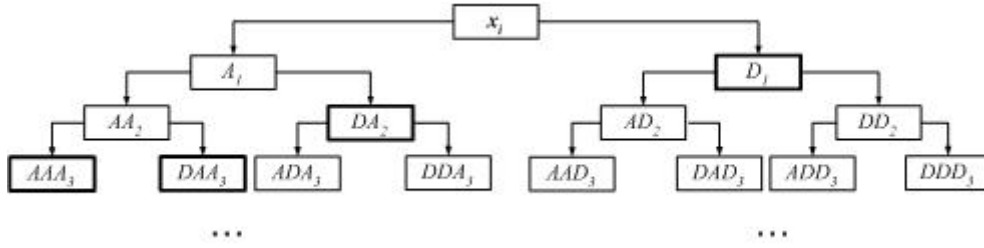
olarak elde edilir. RMS değerlerinin enerjileri her iki bileşen için hesaplanırsa toplam işaretin RMS değerinin enerjisi,

$$\sum_{n=1}^N |x_{RMS}(n)|^2 = \sum_{n=1}^{N_A} |A_{RMSM}(n)|^2 + \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^{N_D} |D_{RMSm}(n)|^2 \quad (3.19)$$

denklemleriyle ifade edilir [60, 61]. N_A yaklaşım bileşenleri sayısı, N_D detay bileşenleri sayısı, M dalgacık ölçekleme seviyesinin toplam sayısıdır. Denklem 3.19 göstermektedir ki işaretin toplam enerjisi, M . seviyedeki alçak frekans bileşeninin ve 1'den M 'ye kadar tüm yüksek frekans bileşenlerinin enerjilerinin toplamına eşittir.

3.4. Dalgacık Paket Dönüşümü

Dalgacık paket dönüşümü (DPD), ADD'nün daha geniş bir işaret analizi sunduğu genelleştirilmiş bir halidir. DPD analizinde, ADD'den farklı olarak, yaklaşım bileşenlerinin her seviye için ayrışımı yapılırken, diğer koldaki detay bileşenlerinin de alt kollara ayrılması mümkün olmaktadır. Şekil 3.9'daki diyagramda gösterildiği üzere, kalın çizgilerle işaretlenmiş olan bileşenler ADD'de de oluşabilen bileşenler olmasına rağmen DPD dönüşümünde diğer bileşenlerinde ortaya çıkması, dalgacık dönüşümünde daha ayrıntılı frekans bileşenlerinin elde edilmesini sağlamıştır.



Şekil 3.9. Dalgacık paket dönüşümü ayrışım ağacı

Ayrışım ağacında, örneğin bir DDA_3 bileşeni, önce alçak geçiren filtreden, daha sonra ise iki kere yüksek geçiren filtreden geçirilerek elde edilmiş olacaktır. Dalgacık Paket dönüşümünde, ayrıştırılmış olan bu paketler yeniden birleştirildiğinde toplam enerji korunarak işaret yeniden elde edilebilir [50].

$2J$ uzunluğunda iki filtre ele alınırsa, $h(k)$ ve $g(k)$, yüksek geçiren ve alçak geçiren filtre katsayıları olarak uygulanmaktadır. Bu durum ele alınacak olursa ($W_j(t)$, $j=0,1,2,\dots$ durumunda), DPD için, alçak geçiren ($W_{2j+1}(t)$) ve yüksek geçiren filtreler ($W_{2j}(t)$) şu şekilde tanımlanabilir,

$$W_{2j}(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2J-1} h(k) W_j(2t - k) \quad (3.20)$$

$$W_{2j+1}(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2J-1} g(k) W_j(2t - k) \quad (3.21)$$

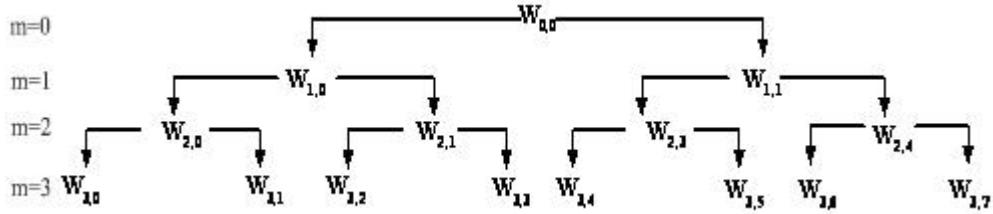
Buradaki $W_0(t) = \phi(t)$ ölçekleme fonksiyonunu ifade ederken, $W_1(t) = \psi(t)$ ise dalgacık fonksiyonunu simgelemektedir.

Eğer, $W_j(t)$ fonksiyonu üç indeksli olarak düşünülürse,

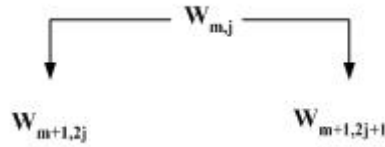
$$W_{m,j,n}(t) = 2^{-m/2} W_j(2^{-m}t - n) \quad (3.22)$$

Burada, $j \in N$, $(m,n) \in Z^2$ dir ve j , her bir seviyedeki düğüm indeksini, n , zaman ekseninde kaydırma parametresini ve m ise ölçekleme parametresini ifade eder.

Bu denklem baz alınarak, DP ayrışım ağacı $W_{m,j}$, (m,j) indislerine göre şekil 3.10'da gösterildiği gibi oluşturulabilir. Şekil 3.11 ise bu gösterimin genelleştirilmiş bir örneklemesini ifade eder.



Şekil 3.10. Dalgacık paketlerinin seviyelere göre ayrışımı

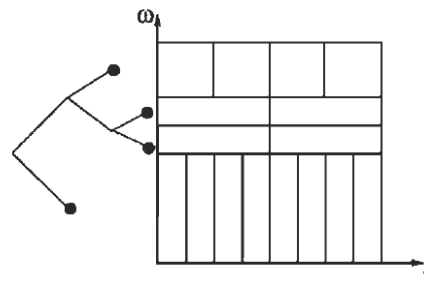


Şekil 3.11. Bir düğüm için ayrışım modeli

DP dönüşümünün frekans karakteristiği ise,

$$f_m = \frac{j+1}{2^{m+1}} f_s \quad (3.23)$$

olur. Burada, f_m her düğümün üst kesim frekansıdır. f_s ise işaretin örnekleme frekansıdır. Aynı zamanda her düğüme karşı oluşturulan frekans-zaman grafiği ile bu grafikteki bölgeye karşılık gelen düğüm şekil 3.12'de gösterilmiştir [62].



Şekil 3.12. Dalgacık paket frekans yerleşimi

DPD'de her bir düğüm için RMS değeri, denklem 3.24'deki gibi hesaplanır. Bu RMS değer, $W_{m,j,n}$ 'nin yeniden yapılandırılmasıyla hesaplanan $w_{m,j}(n)$ 'nin kareleri toplamının, $w_{m,j}(n)$ 'nin uzunluğuna bölümünün kare köküne eşittir .

$$w_{RMS,m,j} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |w_{m,j}(n)|^2} \quad (3.24)$$

Böylelikle DPD'de M seviyede ayrıştırılmış bir işaretin toplam enerjisi,

$$E_M = \sum_{j=0}^{2^M-1} |w_{RMS,M,j}|^2 \quad (3.25)$$

şeklinde hesaplanır. Buradaki $w_{RMS,M,j}$ M seviyede ayrıştırılmış bir DPD'de, son seviyedeki düğümlerin her birinin RMS değerlerini ifade ederken, E_M ise M seviyesinde elde edilen toplam işaret enerjisini ifade etmektedir.

BÖLÜM 4. YAPAY SİNİR AĞLARI

Genel bir tanım olarak, yapay sinir ağları (YSA), biyolojik sinir ağlarından esinlenerek, birbirleri ile etkileşimli çok sayıda basit işlemciden oluşan çok büyük ölçekte paralel hesaplama sistemleridir. YSA modellerinin, insan beyninde kullanıldığına inanılan organize kuralları kullanması için pek çok girişimde bulunulmuştur. Sinir ağları, örüntü tanıma, belirleme, sınıflandırma uygulamaları ile ses, görüntü ve kontrol sistemlerini içeren çok çeşitli alanlarda karmaşık fonksiyonları çözümlemek için eğitilirler.

Bu bölümde, ilk önce sinir ağlarının temel teorisi, mimarisi ve öğrenme algoritmalarından bahsedilmiş ve daha sonra ise, Çok Katmanlı Algılayıcı Yapay Sinir Ağları (ÇKAYSA) yapıları hakkında bilgi verilmiştir.

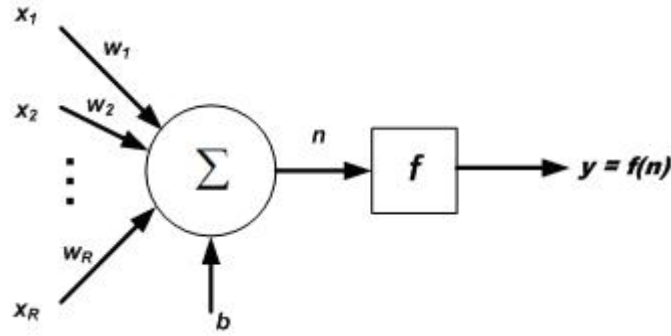
4.1. McCulloch ve Pitts Sinir Modeli

McCulloch ve Pitts [63] yapay bir sinir için hesaplama modeli olarak, bir ikili (binary) fonksiyonu önermişlerdir. Bu matematiksel nöron, R tane girişi olan x_i işaretinin ($i=1,2,\dots,R$), her bir girişe denk gelen ağırlıkların çarpımı ve bu çarpımların toplamalarını hesaplar ve toplam değeri, u eşik değerinin üstünde olursa, çıkış değeri '1' sonucunu verirken aksi durumda ise çıkış değeri '0' sonucunu vermektedir. Matematiksel olarak,

$$y = \text{sign}\left(\sum_{i=1}^R w_i x_i - u\right) \quad (4.1)$$

şeklinde ifade edilebilir. Burada, w_i değeri, i . girişe karşılık gelen ağırlık değerini bildirmektedir.

Bir nöron modelinde, u eşik değeri, genellikle bias olarak adlandırılan bir ağırlık değeri ile ifade edilir. Bu durumda, $w_0 = b = -u$ olarak verilen bir nöron modeli, şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. YSA için bir nöron modeli

Bu şekilde açıklanan matematiksel denklem ise,

$$y = f\left(\sum_{i=1}^R w_i x_i - b\right) \quad (4.2)$$

şeklinde yazılır. YSA’da yaygın olarak kullanılan bazı aktivasyon fonksiyonları da Ek-C.1’de gösterilmiştir [64].

4.2. Çok Katmanlı Algılayıcı Yapay Sinir Ağları (ÇKAYSA) Modeli

Çok katmanlı algılayıcı modeli [67], mevcut sinirsel ağ örnekleri arasında en çok bilineni ve en popüler olanıdır. ÇKAYSA için öncelikle algılayıcı modelinin bilinmesinde fayda görülmektedir.

4.2.1. Algılayıcı modeli

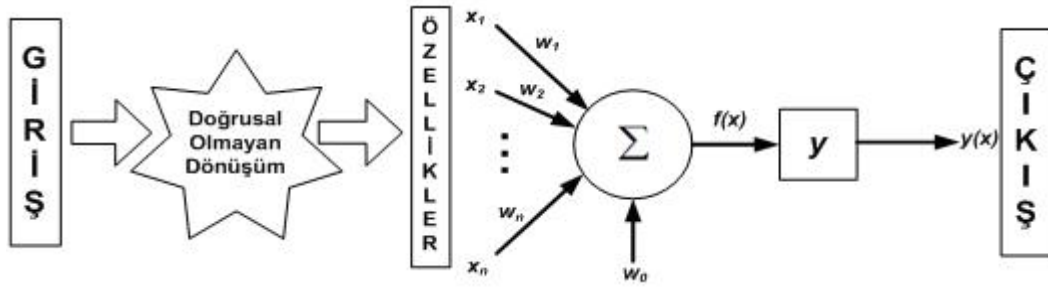
Bir ÇKA, 1950’li yıllarda Rosenblatt tarafından önerilen orijinal algılayıcı modelinin [68] bir çeşididir. Algılayıcı modelinde, bir doğrusal ağırlıklı ağ fonksiyonu ve bir eşik aktivasyon fonksiyonu bulunan tekli bir nöron, kullanıma sunulmuştur. Bu nörona giriş vektörü $x=(x_1, x_2, \dots, x_n)$, n -boyutlu uzayda, bir özellik vektörüdür. Ağ

fonksiyonu $f(x)$, girişlerin ağırlıklı toplamıdır. Bir algılayıcı sinirsel ağ modeli şekil 4.2'de gösterilmiştir [66, 69]. Matematiksel olarak ise;

$$f(x) = w_0 + \sum_{i=1}^n w_i x_i \quad (4.3)$$

olarak ifade edilir. $y(x)$ çıkışı, $f(x)$ fonksiyonunun örnek olarak bir eşik aktivasyon fonksiyonundan geçirilmesi ile şu şekilde hesaplanır;

$$y(x) = \begin{cases} 1, & f(x) \geq 0 \\ 0, & f(x) < 0 \end{cases} \quad (4.4)$$



Şekil 4.2. Bir algılayıcı sinirsel ağ modeli

Algılayıcı nöron modeli, tespit ve sınıflandırma için kullanılabilir. Örneğin, ağırlık vektörü $\underline{w} = (w_1, w_2, \dots, w_n)$, kesin bir hedef kalıbını hazırlayabilir. Eğer giriş özellik vektörü \underline{x} 'in, bu vektöre karşılık gelen ağırlık vektörü \underline{w} ile iç çarpımı $-w_0$ eşik değerini aşarsa, o durumda çıkış değeri, +1 olacak ve hedefin tespitini gösterecektir. Bir algılayıcı modelini uygulamak için, ağırlık vektörünün hesaplanması gereklidir. Bu hesaplama, eğitme örnekleri $\{(\underline{x}(i), d(i)); i \in I_r\}$ ve test örneklerine $\{(\underline{x}(i), d(i)); i \in I_t\}$ ihtiyaç duyar. Burada, eğer \underline{w} ağırlık vektörü doğru seçilirse, $d(i) \in \{0, 1\}$, $y(\underline{x}(i))$ fonksiyonu, istenen çıkış değeri için, birbirinden ayrılmış eğitme ve test indekslerine (I_r ve I_t) sahip olacaktır. Rasgele sıralanmış eğitme örnekleri ile, sıralı algılayıcı öğrenme algoritması kullanılarak, \underline{w} ağırlık vektörünün doğru değerleri hesaplanabilir. Öğrenme algoritmasının matematiksel gösterimi ise,

$$\underline{\mathbf{w}}(k+1) = \underline{\mathbf{w}}(k) + \eta(d(k) - y(k))\underline{\mathbf{x}}(k) \quad (4.5)$$

şeklinde olacaktır. Burada $y(k)$, denklem 4.3 ve denklem 4.4 kullanılarak hesaplanmaktadır. Denklem 4.5’de, öğrenme hızı η ($0 < \eta < 1 / |\underline{\mathbf{x}}(k)|_{\max}$), kullanıcı tarafından seçilen bir parametredir ki burada, $|\underline{\mathbf{x}}(k)|_{\max}$ eğitime örnekleri $\{\underline{\mathbf{x}}(k)\}$ ’nın maksimum büyüklüğüdür. k indeksi ise rasgele bir sıradaki algılayıcıya dizi şeklinde uygulanan eğitime örneklerini göstermek için kullanılmaktadır. Her seferinde bir eğitime örneği uygulanır ve algılayıcının çıkışına karşılık gelen $y(k)$, istenen çıkış değeri $d(k)$ ile karşılaştırılır. Aynı olmaları durumunda, ağırlık vektörü $\underline{\mathbf{w}}$, bu eğitime örneği için doğrudur anlamına gelirken, ağırlık bundan sonra değişmeyecektir. Diğer bir taraftan, $y(k) \neq d(k)$ olduğu zaman ise, $\underline{\mathbf{w}}$ vektörü $\underline{\mathbf{x}}(k)$ giriş vektörü doğrultusunda küçük bir adımla tekrar hesaplanmış olacaktır. Eğer eğitime örnekleri, doğrusal olarak ayrılabilir durumda ise, algılayıcı öğrenme algoritması, sınırlı bir sayıda iterasyon yaparak en uygun ağırlık vektörü çözümüne yaklaşım sağlayacaktır. Diğer bir taraftan, eğitime örnekleri doğrusal olarak ayrılabilir değil ise, algoritma sabit bir değerle (η ‘nın sıfırdan farklı bir değeri) yakınsama sağlamayacaktır.

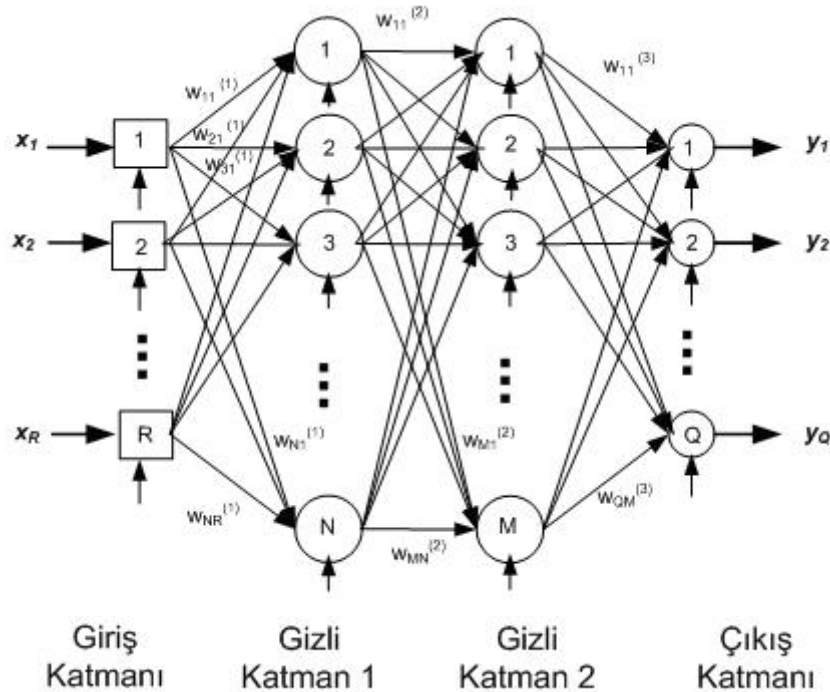
Algılayıcı modelinin örüntü sınıflandırması ve işaret tespiti çözümlmelerine uygulanmasında birkaç önemli zorluk ortaya çıkmaktadır [66]. Bunlar;

1. Kendine has özellikleri bulunan $\underline{\mathbf{x}}$ vektörünü çıkaracak olan doğrusal olmayan dönüşüm belirli değildir.
2. Eğer eğitime özellik yapısı doğrusal olarak ayrılabilen değilse, algılayıcı öğrenme algoritması, η öğrenme oranının sabit bir değeri için, yakınsama yapmayacaktır.
3. Özellik yapısının doğrusal ayrılabilir olmasına rağmen, özellik yapısını ayıran bir hiper düzleme karşılık gelen ağırlık vektörüne yakınsama yapılabilmesi için oluşturulacak algoritmanın ne kadar zaman alacağı bilinmemektedir.

4.2.2. Çok katmanlı algılayıcı (ÇKA)

Bir Çok Katmanlı Algılayıcı Sinir Ağı modeli, McCulloch ve Pitts nöronlarının ileri beslemeli ve katmanlı olarak yapılmış bir ağ yapısından oluşmaktadır. ÇKA'daki her nöron, sürekli olarak türevi alınabilen doğrusal olmayan bir aktivasyon fonksiyonuna sahiptir. ÇKA yapısında, sık kullanılan aktivasyon fonksiyonlarından bazıları sigmoid ve hiperbolik tanjant fonksiyonlarıdır.

Üç katmanlı bir algılayıcı sinir ağı şekil 4.3'te gösterilmiştir. Şekil üzerindeki her bir daire tek bir nöronu ifade etmektedir. Bu nöronlar, giriş katmanı, gizli katman 1, gizli katman 2 ve çıkış katmanı olarak adlandırılan katmanlar ile organize olurlar. Böylece, ÇKA girişi ve çıkışı arasında doğrusal olmayan bir eşleşme sağlanmaktadır.



Şekil 4.3. Üç katmanlı algılayıcı sinir ağı örneği

4.2.3. ÇKA'nın geri-yayılım eğitme hatası

Bir ÇKA modelini uygularken atılacak önemli adımlardan biri ağırlık matrisinin seçilmesidir. Bir ÇKA yapısı varsayıldığında, nöronların her katmanına karşılık

gelen ağırlıklar, o katmanın ağırlık matrisini oluşturmaktadır (Giriş katmanı nöron içermiyorsa bir ağırlık matrisine sahip değildir). Bu ağırlıkların değerleri, geri-yayılım eğitime hata metodu ile bulunmaktadır. Hata metotları ile ilgili geniş bilgi ekte yer almaktadır (Bkz. Ek-C.2). Bu metotlardan Levenberg-Marquardt algoritması en uygun geri yayılım eğitime hata metodudur.

4.2.4. Levenberg-Marquardt algoritması

YSA'da yaygın olarak kullanılan geri yayılım algoritmalarında, geri yayılımın ağa öğretilmesi esnasında, çıkış nöronlarında sonuç üretmek üzere, girişten uygulanan veri gizli katmanlardan geçerek çıkışa aktarılmaktadır. Bu şekilde oluşturulan çıkış değeri, istenen değerle karşılaştırılır. Elde edilen çıkış hatalarının türevi tekrar çıkış katmanından, gizli katmanlara iletilir. Bu türev değerlerine göre, hataların azalması için, nöronlar kendi hatalarını ayarlarlar. Ağırlık değiştirme denklemleri ise hatayı en az seviyeye çekecek şekilde düzenlenir [70].

Aynı zamanda, geri yayılım algoritmaları, performans fonksiyonunu en küçük değere çekebilmek için geriye doğru bir gradyen hesaplaması yaparlar. Böylece, algoritmadaki ağırlıklar, performans fonksiyonunun azalması yönünde ayarlanır. Fakat bu yöntem YSA için çok yavaş kalmaktadır. Bu yüzden daha hızlı ve performansı yüksek algoritma çözümlerine ihtiyaç duyulmaktadır.

İki tür hızlı algoritma vardır: ilk kategorideki algoritmalar deneme yanılma mantığını kullanarak, standart gradyen azalması (steepest descent) yönteminden daha iyi sonuçlar verebilirken, ikinci tür hızlı algoritmalar standart sayısal optimizasyon yöntemlerini kullanmaktadırlar. Bu algoritmalar ise, eşlenik gradyen metodu, Newton öğrenme algoritmaları ve Levenberg-Marquardt (LM) öğrenme algoritmasıdır [70].

LM algoritması, Newton ve Gradyen azalması algoritmalarının kısıtlamalarını ortadan kaldırarak en uygun çözüm metodu olarak bu tezde kullanılmıştır.

LM yönteminde, amaç performans fonksiyonunun ağırlıklara göre ikinci türevinin alınması ile oluşturulan Hessian matrisini elde etmektir. Hessian matrisi şu şekilde ifade edilir.

$$H(n) = J^T(n)J(n) + \mu_m I \quad (4.6)$$

Bu denklemde, H Hessian matrisi, μ_m Marquardt parametresi, I ise birim matrisi ifade etmektedir. J ise, Jakobian matrisini olarak ağ hatalarının ağırlıklara göre birinci türevini belirtir.

$$J(n) = \frac{\partial e(n)}{\partial w(n-1)} \quad (4.7)$$

Burada ise, e ağ hataları vektörüdür. Ağın gradyeni ise,

$$g(n) = J^T(n)e(n) \quad (4.8)$$

şeklinde hesaplanarak, denklem 4.9'a göre değiştirilir.

$$w(n+1) = w(n) - [H(n)]^{-1} g(n) \quad (4.9)$$

Hata değerinin hesaplanmasında, her başarılı adımdan sonra μ_m değeri azaltılır. Buradaki hedef ise, performans fonksiyonunu en küçük yapacak ağırlık değerini bulmaktır [71–73].

BÖLÜM 5. KHD ANALİZLERİ

5.1. KHD Ölçümleri İçin Ön İşlemler

5.1.1. Veri tabanı

Çalışmada kullanılan veri tabanı, Medtronic Inc. katkılarıyla hazırlanan Physiobank arşivi Spontane Ventriküler Taşiaritmi veri tabanından elde edilmiştir. Veri tabanında, implante edilmiş kardiyoverter defibrillatörlü (İKD) 78 hastadan alınmış 135 farklı KHD zaman serisi mevcut bulunmaktadır. Bu veritabanında bulunan kayıtlar, İKD (Medtronic Jewel Plus™ ICD 7218) defibrillatörleri ile 1997 yılı ve öncesinde Amerika ve Kanada'daki kalp pili olmayan hastalardan elde edilmiştir. Tamamında, 135 kayıt üzerinde çalışılan bu veriler, VT veya VF den en az birinin bulunduğu 78 hastadan alınmıştır. Sadece beş hasta VT ve VF'nin her ikisini içermektedir. Bu gruptaki hastaların yaşları 20 ile 75 arasında değişmektedir [74]. Her bir verinin uzunluğu 1024 kalp vuruşudur.

İKD, sürekli olarak hastanın Elektrogramını (EGM) sayısal hale getirir ve analiz eder. Aşağıda gösterilen dört tip EGM işareti dijitize edilir:

1. HVA-HVB (Can-Coil)
2. P-/S-P+/S (Tip-Ring)
3. HVA-P+/S (Can-Ring)
4. P-/S-HVB (Tip-Coil)

R- Dalgaları, EGM üzerinde otomatik ayarlı bir algılama yükseltici ile algılanır. R-R aralığı milisaniye (ms) cinsinden ölçülür. Eğer algılanan R dalgası, farklı seviyelerdeki azalan eşik seviyesini geçerse, otomatik ayarlama, ölçüm devir uzunluğunu etkileyebilir. R-R ölçümleri, her zaman P-/S-P+/S (Tip-Ring) tabanlıdır.

Her aralık, programlanmış taşikardi veya fibrilasyon tarama aralıklarına bağlı olarak sınıflandırılır.

İKD, en son ölçülen 1024 R-R aralığını saklayan bir tampon belleğe sahiptir. Bir taşiaritmi algılandığında, İKD, programlanmış hızlandırma, kardiyoversiyon veya defibrilasyon terapi modunu seçer ve 1024 datalık tampon belleği kopyasını hemen algılar. Böylece o andaki veri alınmış olur. Kaydedilen aralıklar tam değer olarak alınır. Örneğin 457 ms olarak kaydedilen veri, 450 ms olarak tam değeri tampona yazılır. Son alınan kopya İKD'nin belleğinde, kayıtlı olarak muhafaza edilir. Hasta bir sonraki kontrole geldiğinde, cihazdaki bilgi Medtronic 9790 İKD programlayıcı ile kayıtlı olan kopya bilgisayara kaydedilir.

Bu veri tabanındaki her R-R aralığı dizisi, üç parçada açıklanmıştır. Harflerle ifade edilirse, ssss.ttn buradaki ssss, dört rakamlı hasta sayısını belirtirken, tt ifadesi, vt veya vf olduğunu, n ifadesi ise, olayların her biri için bir dizi numarasını gösterir. Alınan verilerin her biri, milisaniye cinsinden R-R aralığını ifade etmektedir. Buradaki veri uzantıları;

.vt : Ventriküler Taşikardi oluşumundan önceki R-R interval kaydı

.vf : Ventriküler Fibrilasyon oluşumundan önceki R-R interval kaydı

olarak ifade edilmektedir.

Bu veri tabanı, 4 veri seti olarak incelenebilir:

Veri Seti	Dizi çiftleri	Tanımlama
MRVT	58	En son VT olayı dizi çiftleri
MRVF	25	En son VF olayı dizi çiftleri
MultiVT	48	Daha önceki VT dizi çiftleri
MultiVF	4	Daha önceki VF dizi çiftleri

Beş hasta ise VT ve VF kayıtlarının ikisine de sahiptir. Bu beş hasta için, dizi çiftlerindeki hastaların tablosu şu şekildedir (Tablo 5.1).

Tablo 5.1. VT ve VF dizi örnekleri

VT dizi örnekleri	VF dizi örnekleri
0030.vt1	0030.vf1 0030.vf2
0115.vt1 0115.vt2	0115.vf1
0209.vt1	0209.vf1
0216.vt1	0216.vf1
8010.vt1 8010.vt2	8010.vf1

5.1.2. Pencere genişliği

The European and North American Task Force on standards in HRV [1] standartlarına göre, KHD işareti analizleri için, önerilen en kısa kayıt süresi, 5 dakika ve daha üzeri olarak belirtilmektedir. Sonuç olarak, 5 dakikalık kayıt için 300 saniyelik süre içerisinde, $\frac{1}{300} \approx 0,003Hz$ 'lık bir alt frekans sınırı elde edilir. Bu değer ÇAF bölgesi alt sınırına denk gelir. KHD analizleri için, literatürde belirtilen en üst frekans sınırı ise 0,4 Hz olmaktadır ki bu sınırdaki YF bandının üst sınırına karşılık gelmektedir [15]. Buna göre toplam T zamanı üzerinden alınan N tane nokta arasındaki ortalama zaman aralığı, $\Delta t_{av} = \frac{T}{N}$ [37] ve Nyquist frekansı, $f_c' = \frac{1}{2\Delta t_{av}} = \frac{N}{2T}$ olarak hesaplanır [37, 75]. Böylelikle, $\frac{N}{2T} \geq 0,4Hz$ kısıtlaması, 5 dakikalık ($T=300$) süreli bir kayıtlama için en az 240 vuruşluk bir N sayısına izin vermektedir.

Dolayısıyla bu tezde yapılan analizlerde kullanılan algoritmalar, temel bant sınır aralığını (0–0,4 Hz) kapsayacak şekilde tasarlanmıştır.

5.1.3. Örnekleme frekansı

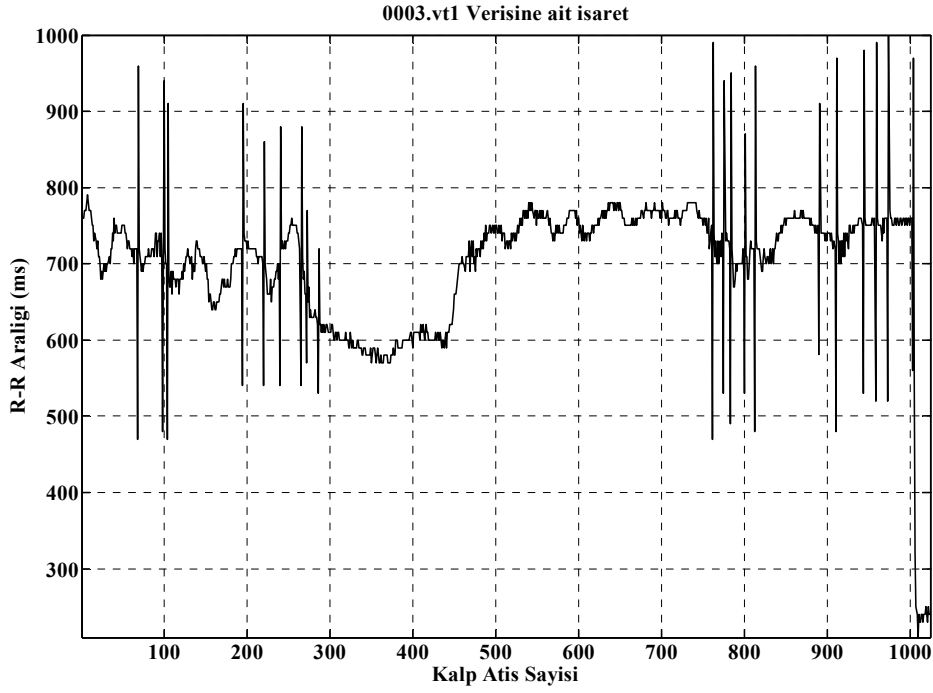
Bir zaman frekans analizi metodu öncesinde, örnekleme frekansı, her ne kadar 1 Hz ile 10 Hz arasında kullanılabilir olmasına rağmen [76] KHD üzerine yazılmış çoğu makale, örnekleme frekansını 2 Hz ile 4 Hz arasında göstermektedir [1, 15, 77]. Eğer 2 Hz'in altında bir örnekleme frekansı seçilirse, daha hızlı atan kalp vuruşları için örnekleme frekansı yetersiz kalacaktır. 4 Hz'lik örnekleme frekansı ise, DD frekans hesaplamalarında sınır değerlerini sağlayabilecek özellik göstermektedir. Bu sebeple literatürdeki değerler de göz önünde bulundurularak 4 Hz örnekleme frekansı kullanılmıştır.

5.1.4. Zaman tanım alanı ve interpolasyon

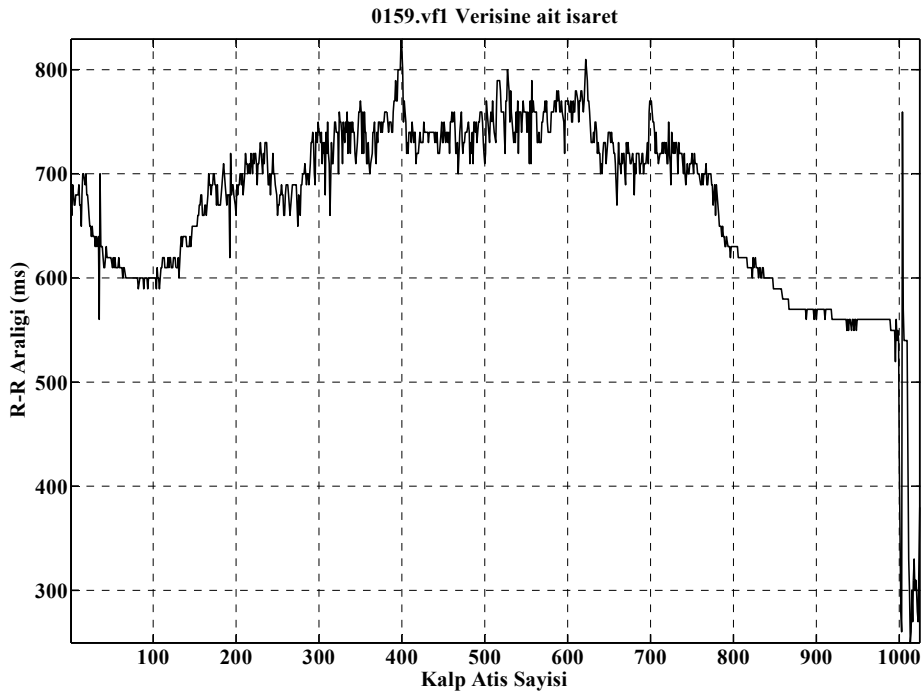
Physiobank veri tabanından alınan R-R aralığı veri setleri, R-R aralığının vuruş sayısına bağlı olarak değişimini gösteren verilerdir. Veri tabanından alınan bu tür işaret örnekleri şekil 5.1 ve şekil 5.2'de iki ayrı hasta için gösterilmiştir.

Her vuruş sayısına göre R-R aralığının değişimini gösteren takogramların zaman-frekans analizlerinin gerçekleştirilebilmesi mümkün olamamaktadır. Bu yüzden, bu tür bir takogramın zaman eksenine göre oluşturulması gerekmektedir. Bunun için denklem 2.1'deki algoritma kullanılarak kalp vuruş sayısını ifade eden eksen zaman eksenine dönüştürülür.

Denklem 2.1'den elde edilen veri kümesi, dalgacık dönüşümü uygulamaları ve frekans-enerji karakteristiklerinin belirlenmesi için, interpolate edilip 4 Hz'de yeniden örneklenmiştir. Bu çalışmadaki uygulamalarda, lineer interpolasyona göre daha çok tercih edilen kübik eğri interpolasyonu kullanılmıştır [29].

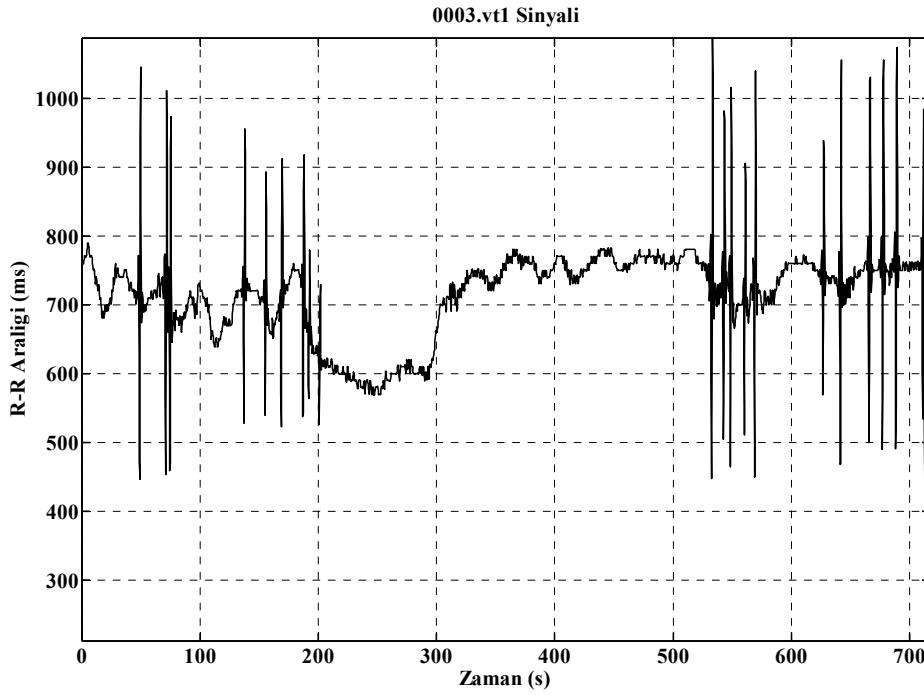


Şekil 5.1. Physiobank veri tabanında ventriküler taşikardisi olan 0003 numaralı hastaya ait 0003.vf1 işaretinde R-R aralığının vuruş sayısına göre değişimi



Şekil 5.2. Physiobank veri tabanında ventriküler fibrilasyonu olan 0159 numaralı hastaya ait 0159.vf1 işaretinde R-R aralığının vuruş sayısına göre değişimi

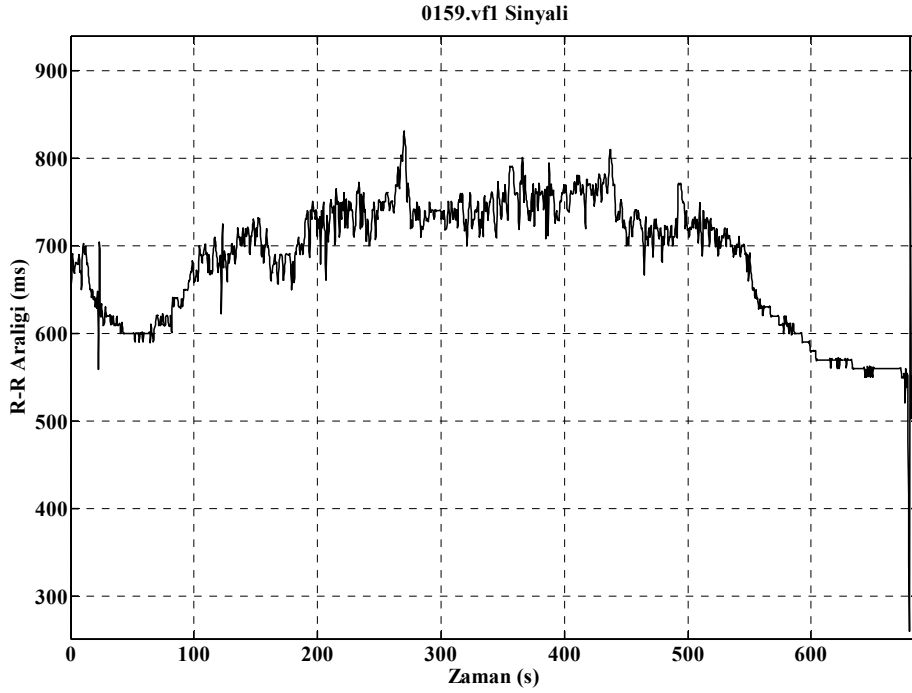
Bu interpolasyonda, kübik polinomlar, her bir N yatay konumu arasındaki eğri yaklaşımı için kullanılmaktadır. Sonsuz sayıdaki kübik polinomlar, iki nokta arasındaki bir eğriyi yaklaştırmak için kullanılır. İnterpole edilmiş ve 4 Hz de yeniden örneklenmiş 0003.vt1 işareti şekil 5.3'te gösterilmektedir.



şekil 5.3. Physiobank Veri tabanında ventriküler taşıkardisi olan 0003 numaralı hastaya ait 0003.vt1 işaretinde R-R aralığının zamana göre değişimi

0159.vf1 işaretinin zaman tanım alanına çevrilmiş hali de şekil 5.4'de gösterilmektedir.

Bu şekillerde de görüldüğü gibi artık KHD işareti zaman tanım alanına yerleşmiş ve 4 Hz rneklem frekansında bir işaret haline gelmiştir. Artık bu işaretler, zaman ve frekans tanım alanında yapılan analizler için hazır hale gelmiş durumdadır.



Şekil 5.4. Physiobank Veri tabanında ventriküler fibrillasyonu olan 0159 numaralı hastaya ait 0159.vf1 işaretinde R-R aralığının zamana göre değişimi

5.1.5. Ektopik yok etme

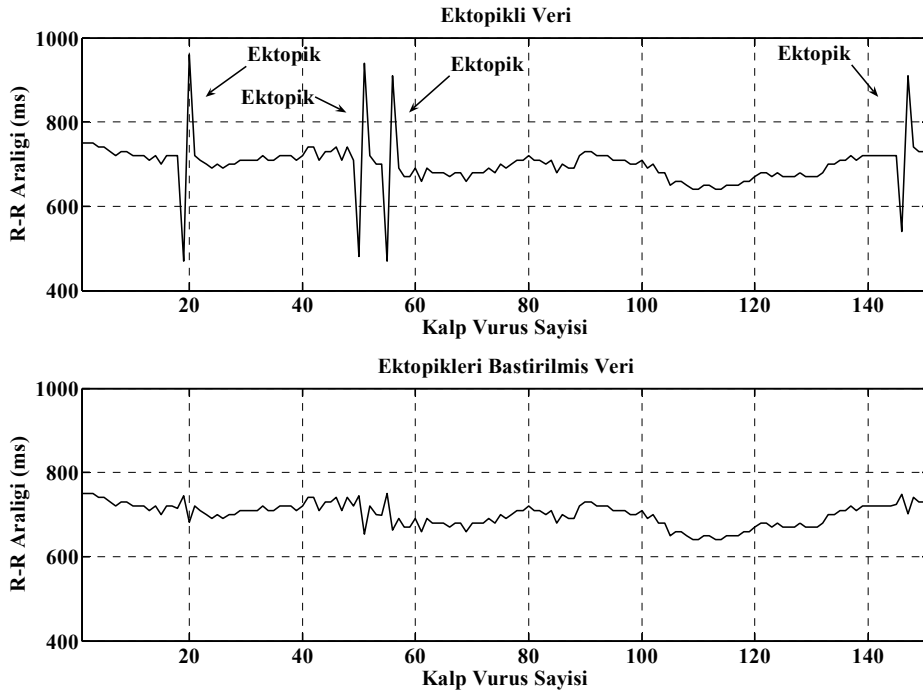
Ektopik ve artefaktlar hasta üzerinden işaret alınırken, cihaz hataları, ölçüm yapılırken hastanın hareket etmesi, kaçan kalp vuruşları, dış manyetik etkilerden dolayı oluşan anlık değişimler veya fizyolojik ölçümlerde istenmeyen bir durum olarak tarif edilen bir nevi gürültülerdir. Ektopik vuruşlar, aritmik olaylar, kaçan veriler ve gürültü etkileri, alınan KHD verisinin güç spektral yoğunluğunu ve enerji değerini değiştirebilmektedir. Tercihen, ektopikten, kaçan veriden ve gürültüden arınmış veriler kullanılmalıdır. Bu yüzden mümkün olduğunca ektopikleri yok etmek gerekmektedir [1].

Ektopikleri yok etmek için iki farklı metot önerilmiştir [15] birinci metotta, ektopik ve anormal vuruşlar iptal edilir ve beklenen bir sinüs vuruşu iptal edilen ektopik vuruş yerine eklenebilir. Bu güç spektral yoğunluğu hesaplaması için işaretin ön işleminde sıkça kullanılan bir metottur. İkinci metot ise eğer ektopikli kısım geniş bir bölümü kaplıyorsa, bu kısım tamamen elimine edilebilir ancak bu metot, çokta

uygun bulunmamaktadır [15, 37]. Literatürde, Median Filtre, darbe yok etme filtresi (Impulse Rejection Filter) gibi farklı metotlarda sunulmuştur [78]. Ancak bu tezde, bu yöntemler deneysel olarak karşılaştırılmış ve en uygun sonucu veren kaydırmalı pencere ortalama filtresi (Sliding Window Average Filter) uygun görülmüştür [79]. Bu metoda göre,

1. Öncelikle her ardışık R-R aralığı incelenir, bir eşik değeri seçilir ve seçilen eşik değerinin üstünde ya da altında olan anormal vuruşlar ve ektopikler belirlenir.
2. $2N+1$ veri sayısı uzunluğunda bir pencere değeri seçilir (bu çalışmada pencere genişliği $N=4$ ve $2.4+1=9$ veri sayısı uzunluğunda seçilmiştir).
3. Pencere tüm veri üzerinde kaydırılır. Eşik değere göre belirlenen ektopikli kısımlarda, ektopikli işaretin her iki tarafındaki bölgenin pencere genişliğine bağlı olarak ortalaması alınır ve pencerenin iki tarafının ortalama değeri ektopik vuruş yerine yazılır (Bu çalışmada eşik değeri 50 ms olarak kullanılmıştır).
4. Bu şekilde pencere bir sonraki ektopiğe doğru kaydırılarak ektopikler yok edilir.

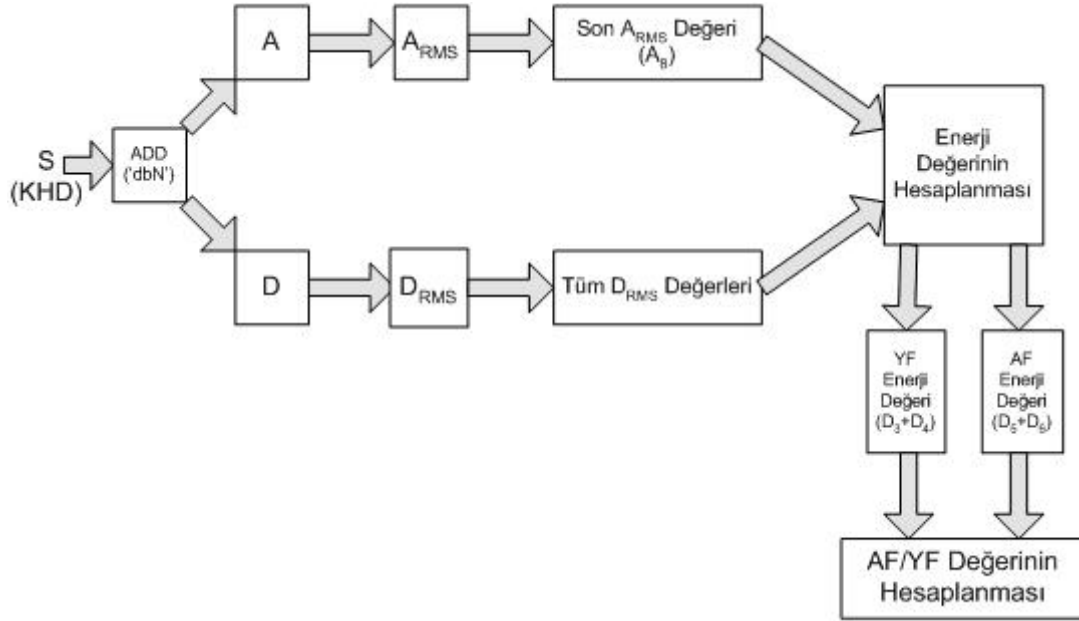
Bir ektopik bastırma yöntemi, bir ektopikli veri ve birde ektopikleri bastırılmış veri örneği ile şekil 5.5'te gösterilmiştir.



Şekil 5.5. Ektopikli veri ve kaydırmalı pencere ortalama filtresi kullanılarak elde edilen ektopiksiz veri

5.2. Ayırık Dalgacık Dönüşümü Kullanılarak KHD Analizi

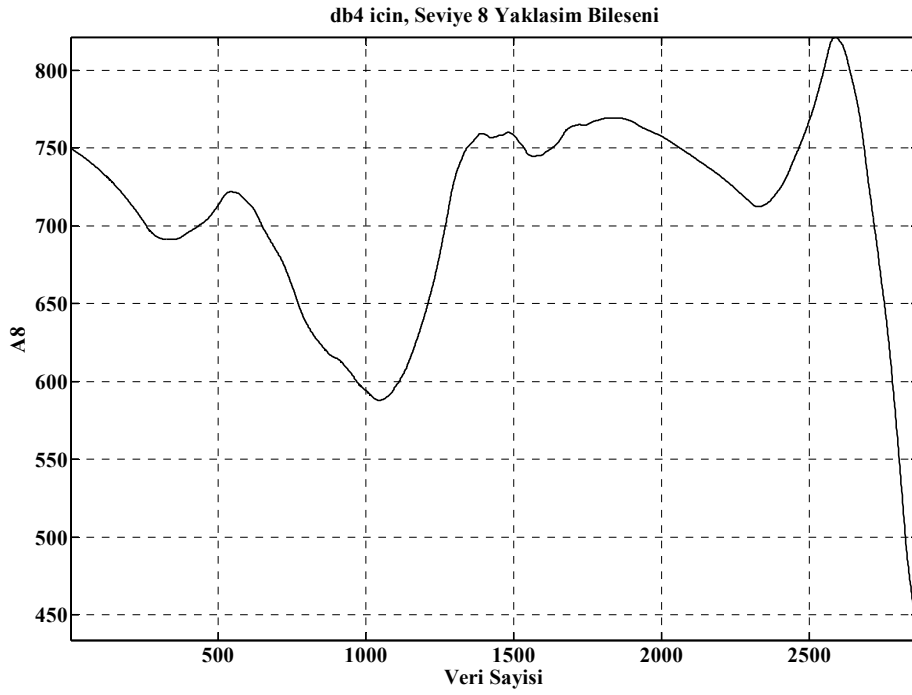
Veri tabanından elde edilen işaretlerin frekans analizi için gerekli olan ön hazırlık işlemleri çalışmanın ilk aşamasıydı. Bu bölümde ise ADD kullanılarak ektopikli ve ektopiksiz KHD işaretleri üzerinde yapılan analizlere yer verilmiştir. Bu tezdeki dalgacık dönüşümü analizlerinde, çeşitli dalgacık fonksiyonları deneysel olarak test edilmiştir. Bu dalgacıklar içinde en iyi performansı Daubechies dalgacıkları göstermiştir. Bu yüzden tezdeki bütün uygulamalar için, Daubechies dalgacık ailesi kullanılmıştır. Bunlar dbN olarak adlandırılmakla beraber buradaki N sayısı, Daubechies dalgacıklarının sayısını ve sırasını ifade etmektedir. Çözümler, db4, db8, db10, db16 ve db20 Daubechies dalgacıkları ile elde edilmiştir. Temel dalgacık dönüşüm işlemi algoritması şekil 5.6'da gösterilmiştir.



Şekil 5.6. Temel dalgacık işlemi algoritması

Şekil 5.6'da, A_{RMS} ve D_{RMS} , Yaklaşım ve Detay bileşenlerinin efektif (RMS) değerleridir. İlk olarak, interpolate edilmiş KHD işareti, dbN dalgacıkları kullanılarak her biri için 8 seviyeye ayrıştırılmıştır. Çünkü, 8 seviyeye ayrıştırma KHD frekans analizlerinde ortaya çıkan 3 temel bant sınırlarını sağlayacak kadar yeterli olmaktadır. Bu dalgacık seviyelerinin her biri, denklem 3.43'te verilen eşitlikteki bir frekans bandını ifade etmektedir [46, 47]. 8 seviyeye ayrıştırılmış olan KHD işaretleri içinde detay bileşenlerinin tümü ve yaklaşım bileşeni bu işaret için toplam enerjiyi vermektedir. Bu enerji değerinden AF ve YF enerji değerleri çekilmiştir.

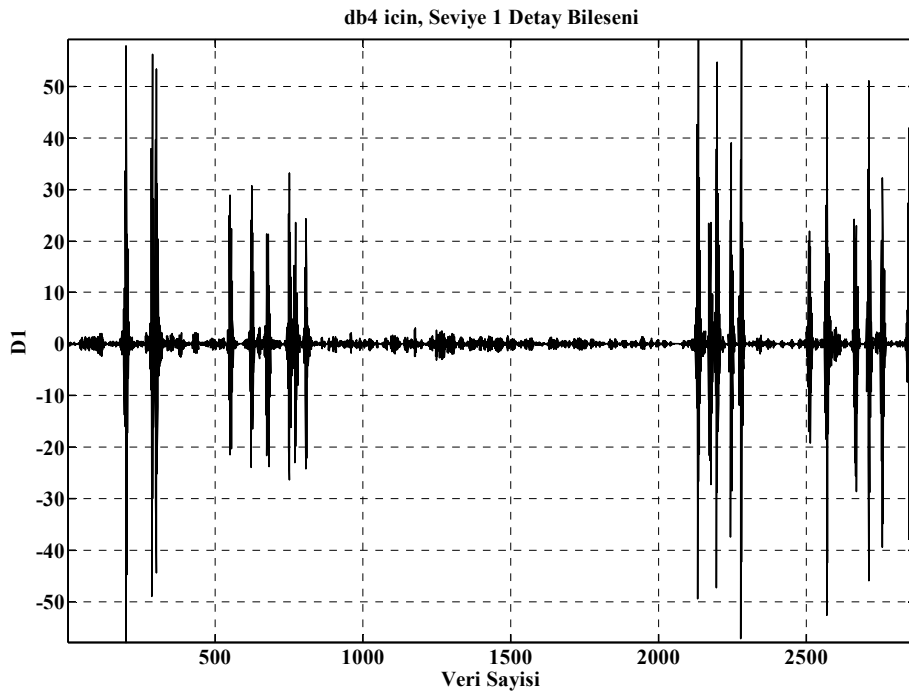
Burada, AF ve YF frekansları sempatik ve parasempatik baskınlığını ifade eden SD'nin belirlenmesi için önemli bir araçtır. KHD analizleri için yaygın olarak kullanılan 4 Hz ile yeniden örnekleme ve interpolasyon yöntemi bu tezdeki analizler için yeterli olacaktır. Aynı zamanda AF ve YF bölgeleri için, frekans bölgesi ataması 4Hz'lik örnekleme frekansında uygun bir tavır sergilemektedir. 4 Hz örnekleme frekansı ve 8 seviyede db4 ile ayrışımı yapılmış 0003.vt1 verisine ait sekizinci seviyedeki yaklaşım bileşeni şekil 5.7'de gösterilmektedir.



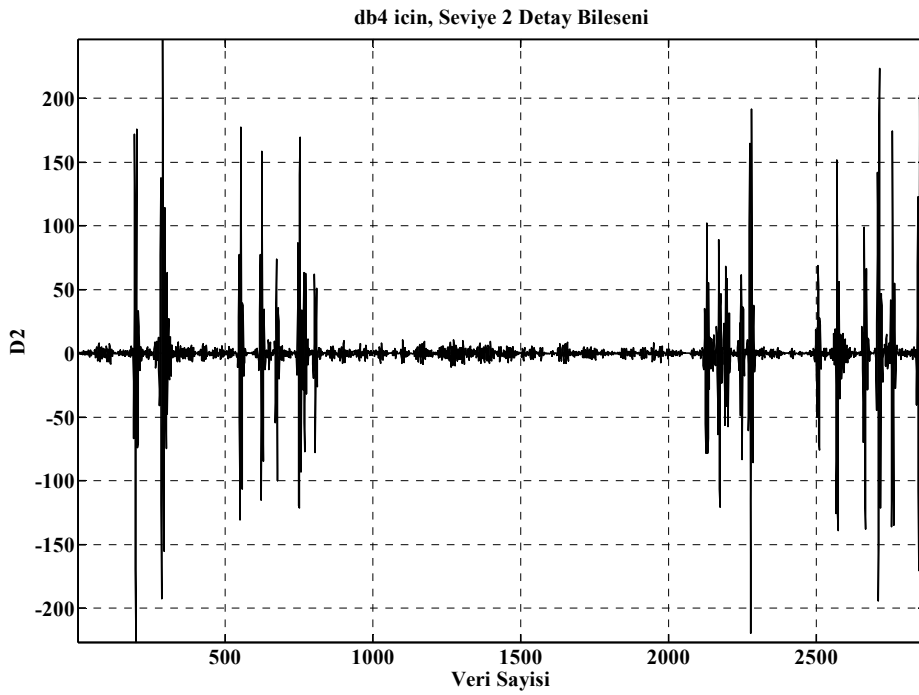
Şekil 5.7. db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait sekizinci seviyedeki yaklaşım bileşeni

Aynı şekilde, sekiz seviye için, şekil 5.8, D1 detay bileşenini, şekil 5.9, D2 detay bileşenini, şekil 5.10, D3 detay bileşenini, şekil 5.11, D4 detay bileşenini, şekil 5.12, D5 detay bileşenini, şekil 5.13, D6 detay bileşenini, şekil 5.14, D7 detay bileşenini, şekil 5.15 ise, D8 detay bileşenini göstermektedir.

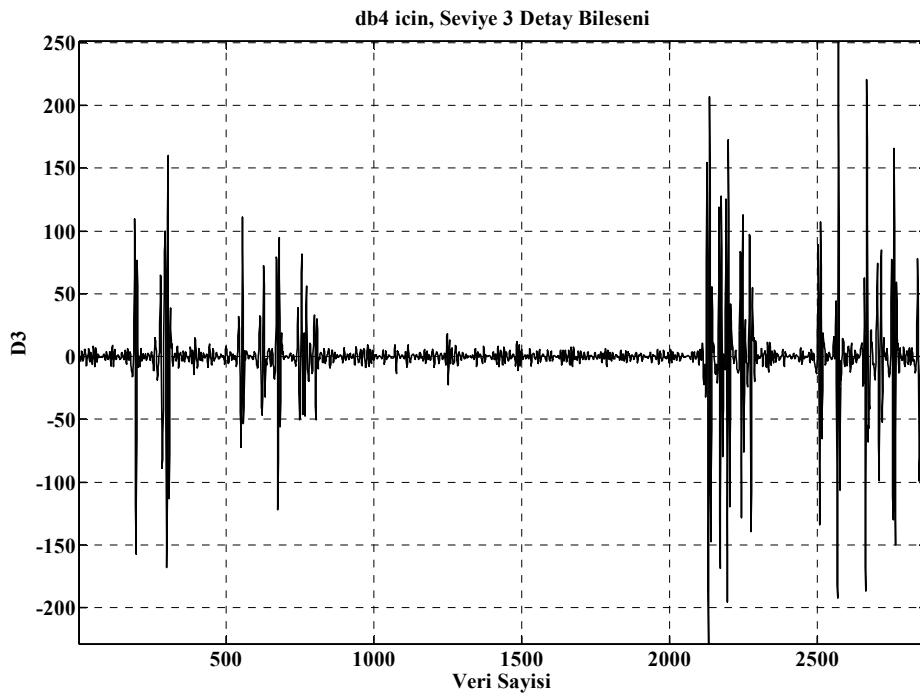
Dikkat edilirse, ektopikler dalgacık bileşenleri üzerinde de oldukça belirgin bir şekilde gözlemlenebilmektedir. Yüksek frekanslardaki detay bileşenlerinde oldukça yüksek olan ektopik değerleri, alçak frekanslara doğru azalan bir etki göstermektedir.



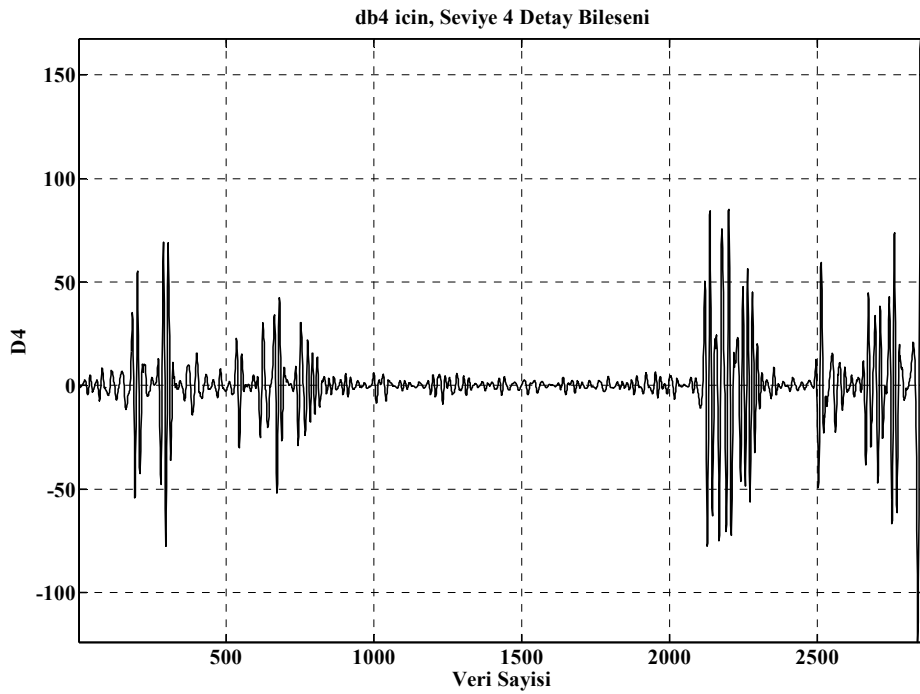
Şekil 5.8. db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait birinci seviyedeki detay bileşeni



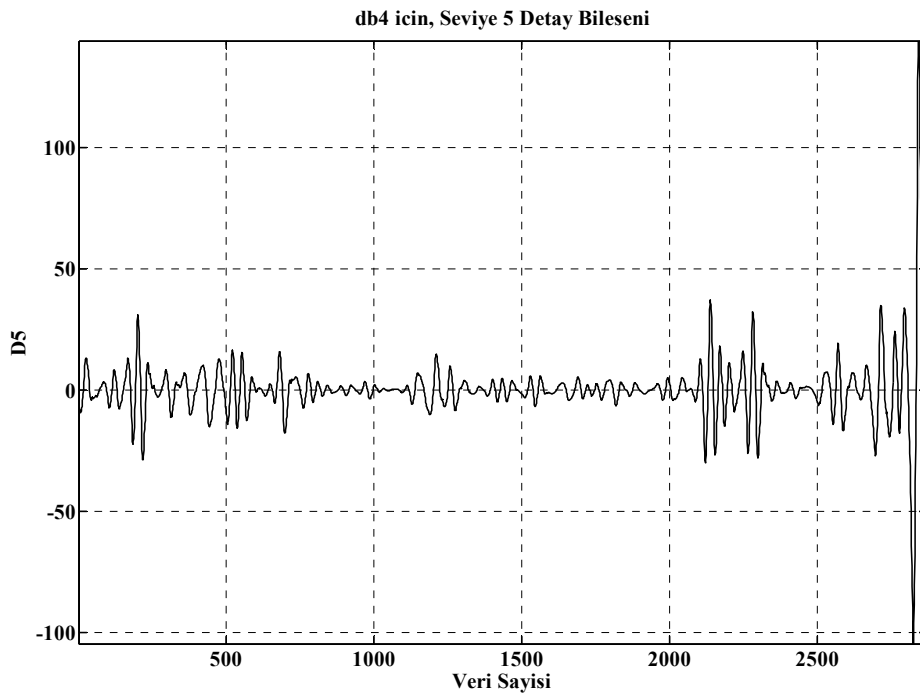
Şekil 5.9. db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait ikinci seviyedeki detay bileşeni



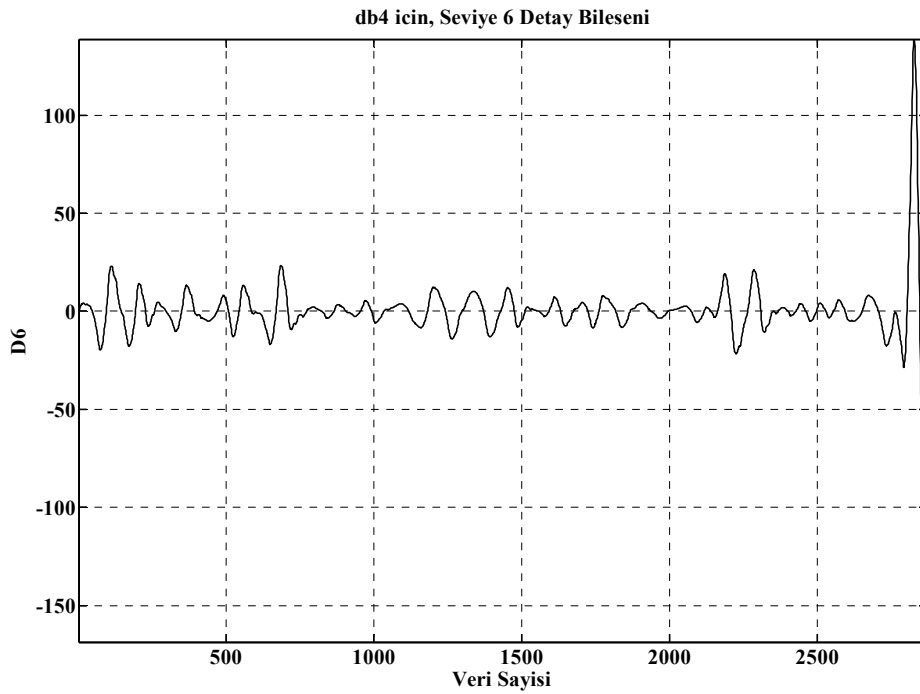
Şekil 5.10. db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait üçüncü seviyedeki detay bileşeni



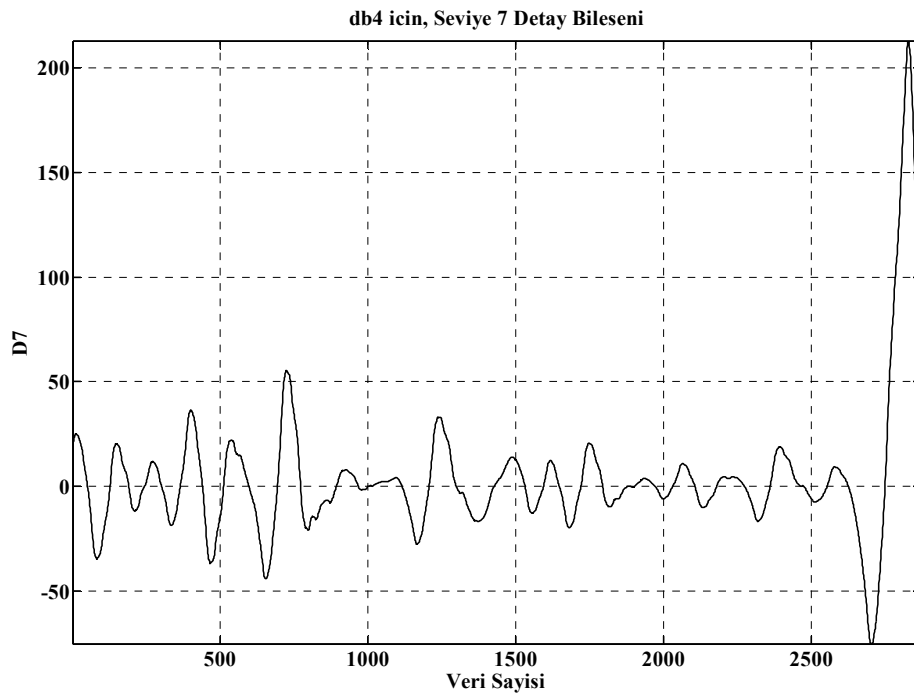
Şekil 5.11. db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait dördüncü seviyedeki detay bileşeni



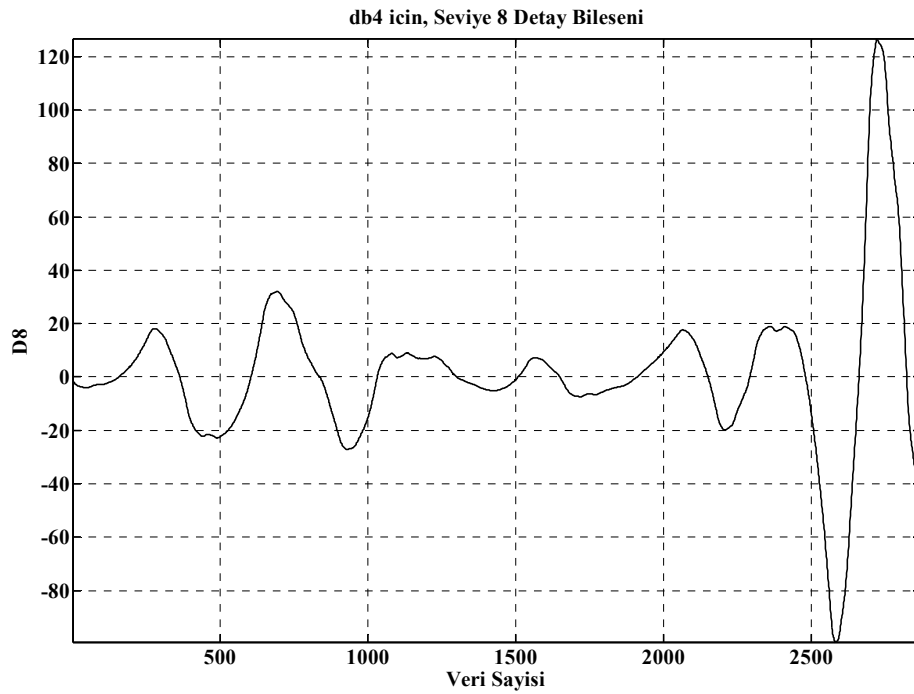
Şekil 5.12. db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait beşinci seviyedeki detay bileşeni



Şekil 5.13. db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait altıncı seviyedeki detay bileşeni



Şekil 5.14. db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait yedinci seviyedeki detay bileşeni



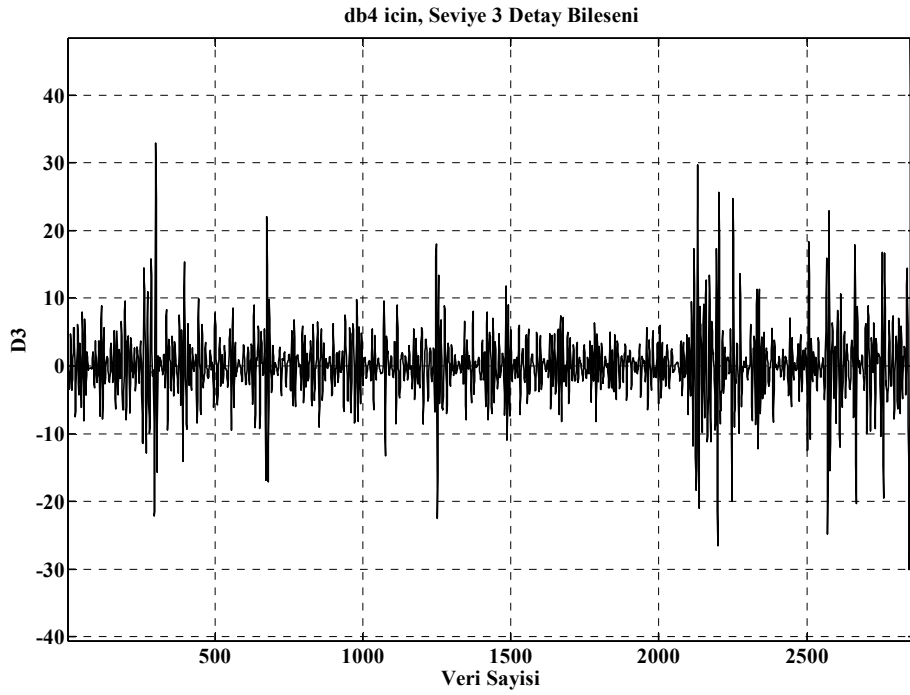
Şekil 5.15. db4 ile sekiz seviyede ayrıştırılmış 0003.vt1 verisine ait sekizinci seviyedeki detay bileşeni

4 Hz örnekleme frekansı ve 8 seviyede ayrışım ile oluşturulan frekans tablosu ise, Tablo 5.2’de gösterilmiştir.

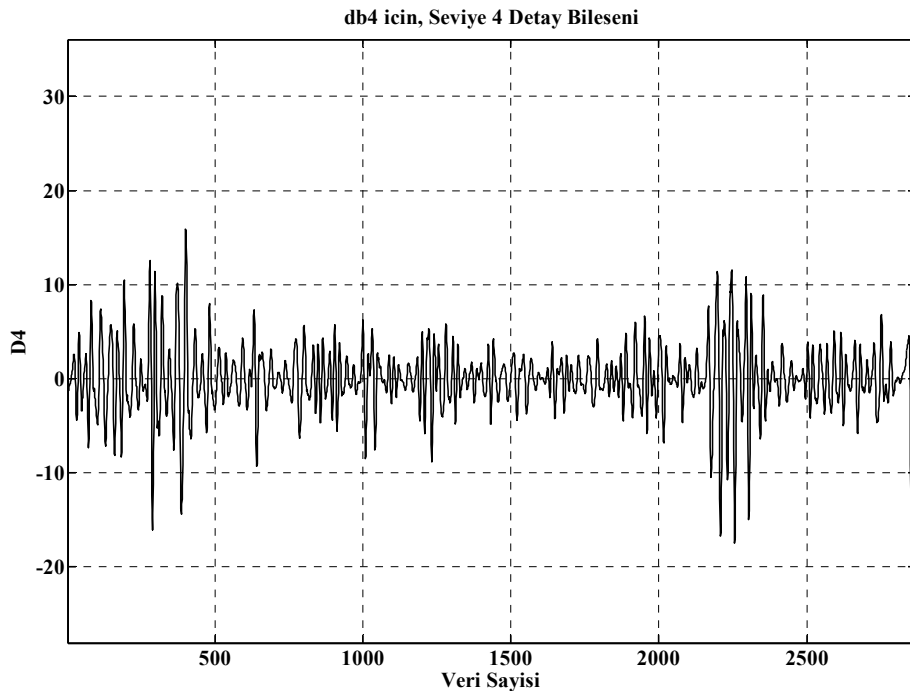
Tablo 5.2. 4 Hz seviye-frekans değişimi

Bileşenler	Frekans Bandı	Frekans (Hz)
D1		1-2
D2		0,5-1
D3	YF	0,25-0,5
D4		0,125-0,25
D5	AF	0,0625-0,125
D6		0,03125-0,0625
D7		0,015625-0,03125
D8		0,0078125-0,015625
A8		0-0,00781255

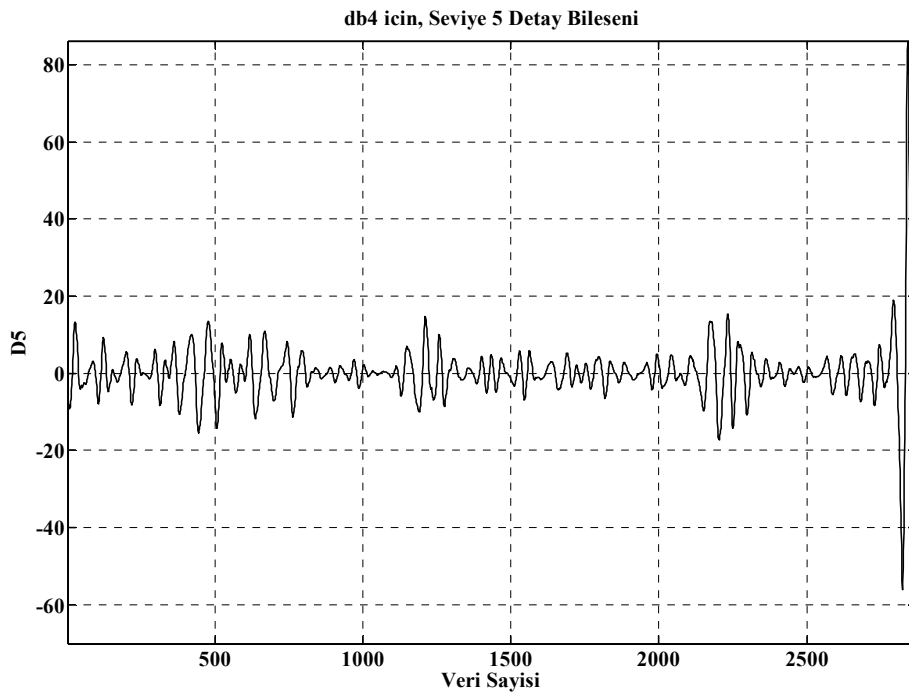
Aynı ayrışım ektopikleri yok edilmiş bir 0003.vt1 verisi için yapılırsa, AF ve YF bantlarındaki değişimi gözlemlemek mümkün olacaktır. Bu durumda oluşacak YF bandı için D3 ve D4 bileşenleri şekil 5.16 ve şekil 5.17 ’de, oluşacak AF Bandı için D5 ve D6 bantları ise şekil 5.18 ve şekil 5.19 ’da gösterilmiştir.



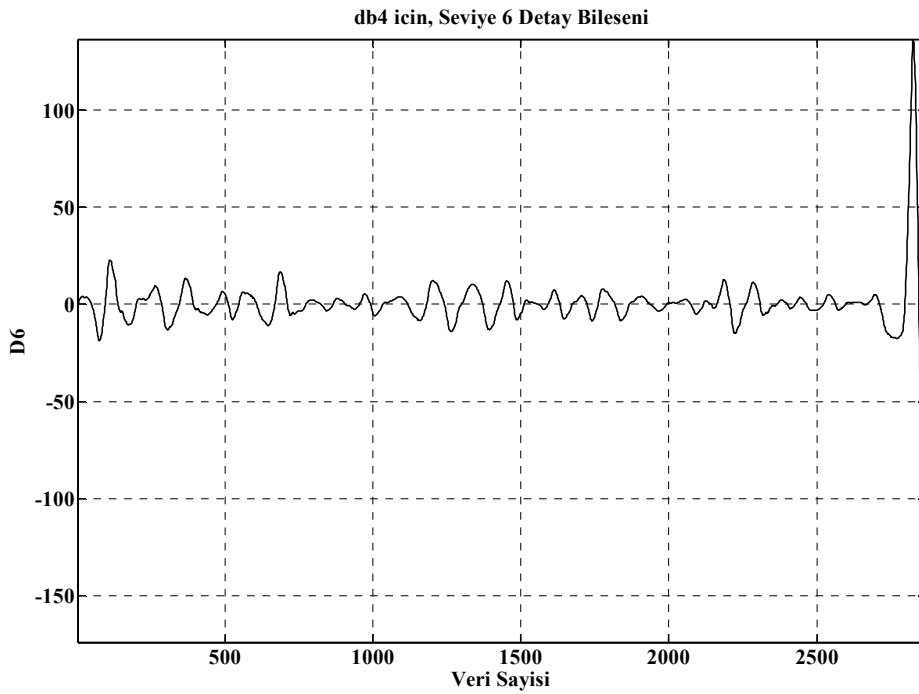
Şekil 5.16. Ektopiksiz 0003.vt1 verisinin db4 ile sekiz seviyede ayrışımında oluşan üçüncü seviyedeki detay bileşeni



Şekil 5.17. Ektopiksiz 0003.vt1 verisinin db4 ile sekiz seviyede ayrışımında oluşan dördüncü seviyedeki detay bileşeni



Şekil 5.18. Ektopiksiz 0003.vt1 verisinin db4 ile sekiz seviyede ayrışımında oluşan beşinci seviyedeki detay bileşeni



Şekil 5.19. Ektopiksiz 0003.vt1 verisinin db4 ile sekiz seviyede ayrışımında oluşan altıncı seviyedeki detay bileşeni

Her iki ayrışımında da, AF ve YF bantları, 0,03125 – 0,125 ve 0,125 – 0,5 Hz olarak seçilmiştir [21, 29]. RMS değeri ve M seviyesindeki tek bir dalgacık için verilen enerji değeri, detay bileşenleri ve yaklaşım bileşenleri için denklem 3.53 ve denklem 3.54'e göre ve toplam RMS değerlerinin enerjisi ise denklem 3.55 'e göre hesaplanır.

Bu denklemlere göre, dalgacık ayrışımında YF bandını temsil eden D3 ve D4 bileşenleri enerji değerleri ve AF bandını temsil eden D5 ile D6 bileşenleri enerji değerlerinin bir birine oranı (AF/YF) SD'nin belirlenmesi oldukça önemli bir değer ortaya koyar. ADD için, AF/YF oranı denklem 5.1 ile hesaplanır:

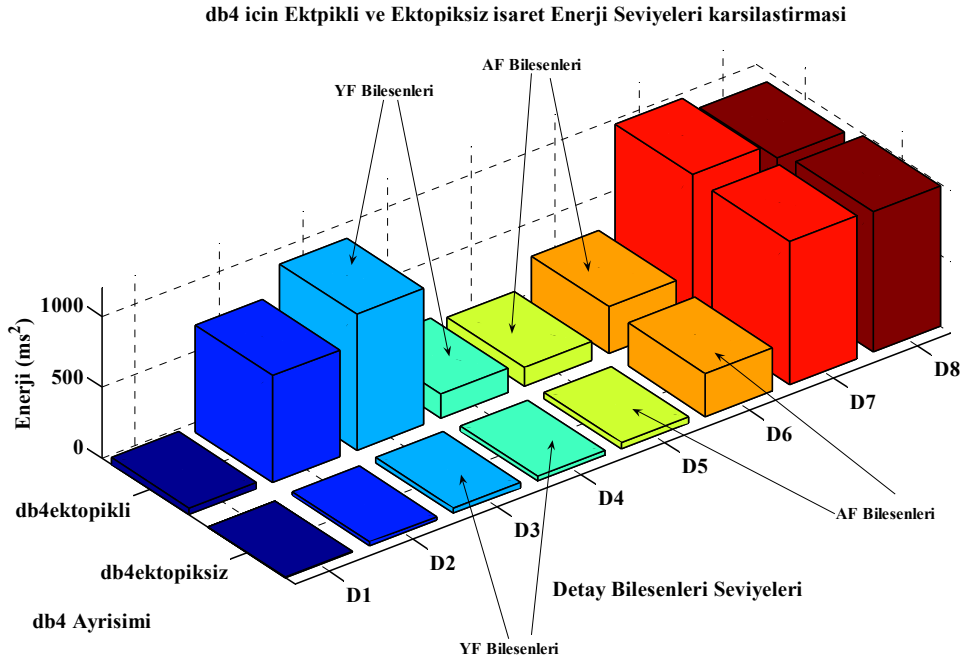
$$\frac{AF}{YF}(ADD) = \frac{E_{D5} + E_{D6}}{E_{D3} + E_{D4}} \quad (5.1)$$

Burada, E_{Dm} , ilgili detay bileşeninin RMS enerji değeridir.

A_{RMS} 'in son seviyesi ve her seviyedeki D_{RMS} değerleri, interpolate olmuş ve 4 Hz'de yeniden örneklenmiş 135 KHD işareti için, önce ektopikli halde ve sonra ektopiksiz halde ayrı ayrı hesaplanmıştır.

Yapılan dalgacık ayrışımalarında, ektopikli kısımların, enerji dağılımlarında oldukça etkili olduğu işaretlerden de kolayca gözlenebilmektedir. Bu durumda oluşan enerji dağılımları birbirleri ile kıyaslanırsa, YF bandında bulunan özellikle D3 bileşeninin oldukça azaldığı, bununla beraber D4 bileşeni ve AF bandında bulunan D5 bileşenin azaldığı, D6 bileşeninin ise çok küçük bir değişime uğradığı grafikten anlaşılabilir (Şekil 5.20).

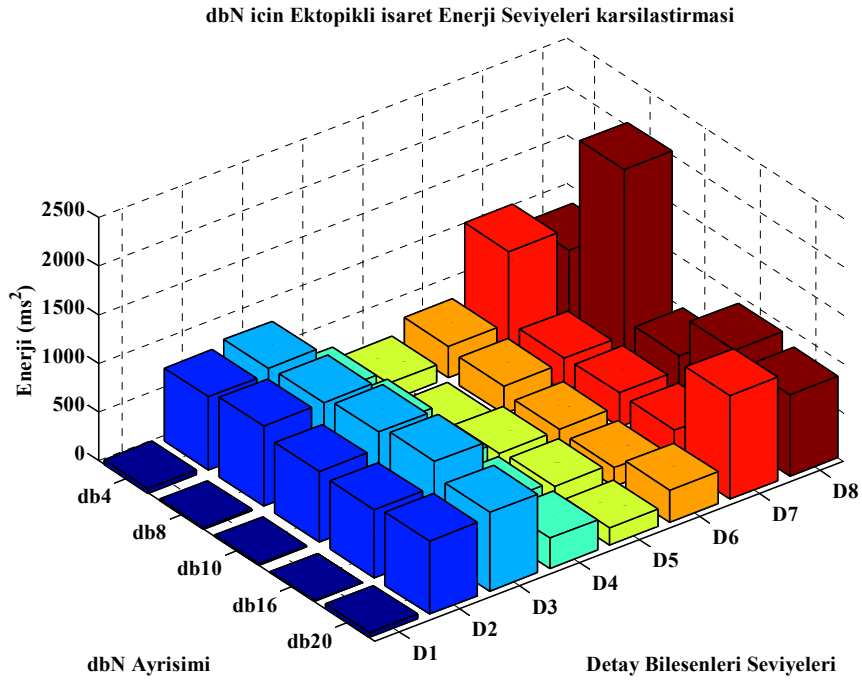
Bununla beraber, D3 bileşenindeki ektopiklerin oldukça baskın olması, bu bileşenin enerjisini yükselterek AF/YF oranı üzerinde büyük bir etki yaratmaktadır.



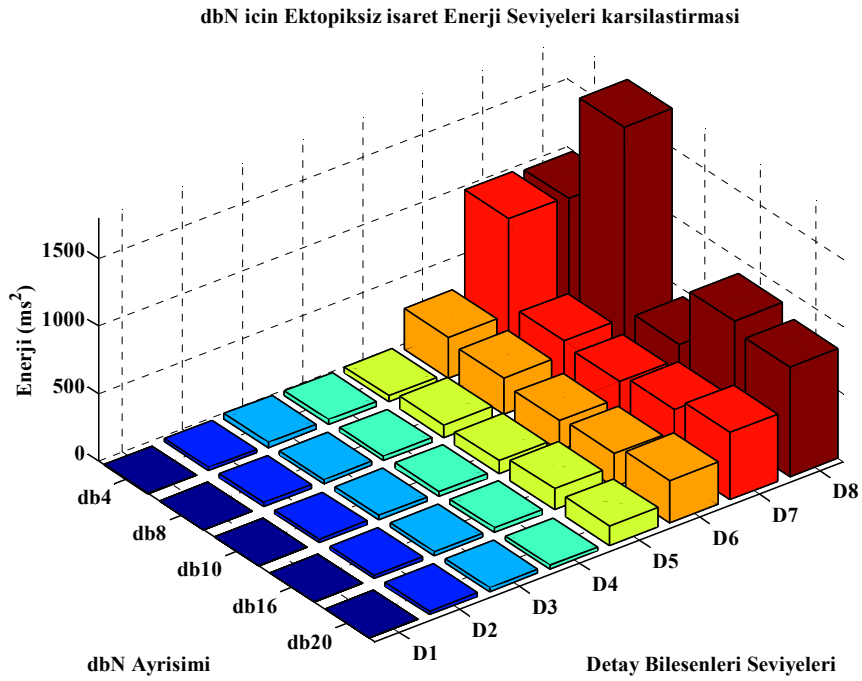
Şekil 5.20. Ektopikli 0003.vt1 ile ektopiksiz 0003.vt1 verilerinin detay bileşenleri enerji bileşenlerinin karşılaştırılması

Aynı zamanda, bu iki işaretin (0003.vt1 verisinin ektopikli ve ektopiksiz hali) db4, db8, db10, db16 ve db20 için enerji analizleri yapılmış olup birbirleri ile karşılaştırılması şekil 5.21. ve şekil 5.22.'de gösterilmiştir.

Şekil 5.21 ve şekil 5.22 karşılaştırıldığında; D2 ve D3 detay bileşenlerinin ektopiklerden oldukça etkilendiği, buna ek olarak D4 bileşeninin de az da olsa etkilendiği grafik üzerinde açık bir şekilde görülmektedir. D5, D6, D7 ve D8 bileşenleri ise az bir değişim göstermektedir. Grafikler üzerinde ayrıca, farklı dbN dalgacıkları analizlerinde enerji değişimleri de belirgin olarak gözükmemektedir. Özellikle D7 bileşeni db20 için çok farklı bir değişim göstermektedir. Ektopikli işaretlerde enerji değerleri ektopiksiz işaretlere göre belirgin ölçüde yüksektir.



Şekil 5.21. Ektopikli işaret dbN enerji seviyelerinin karşılaştırması

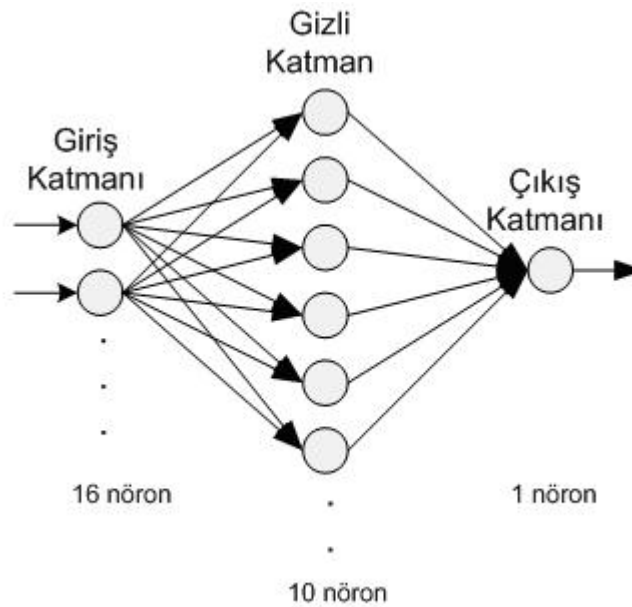


Şekil 5.22. Ektopiksiz işaret dbN enerji seviyeleri karşılaştırması

ADD ayrışımı sonucunda elde edilen RMS değerler SD otomatik tespiti için uygun giriş değerlerini oluşturur. Bölüm 5.3’de bu değerleri kullanarak SD ‘nin değerlendirilmesi için tasarlanan YSA algoritması açıklanmıştır.

5.3. ADD Çıktılarının YSA Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi

Bu bölümde ektopikli ve ektopiksiz KHD işaretlerinin ADD ile ayrışımı sonucunda elde edilen RMS değerleri giriş olarak kabul eden ve çıkışta SD ile ilgili bilgi veren bir YSA algoritması oluşturulmuştur. Tez kapsamında, farklı YSA yapıları test edildi. Oluşturulan YSA yapıları arasında en iyi performansı sağlayan 10 nöronlu 1 gizli katmana sahip ÇKAYSA yapısı olduğundan dolayı, 3 katmanlı bir ÇKAYSA kullanılmıştır. Ağ yapısı, 16 nöronlu giriş katmanı, 10 nöronlu gizli katman ve 1 nöronlu çıkış katmanından oluşmaktadır. Ağın eğitimi sürecinde çeşitli geri yayılım algoritmaları uygulanmıştır. Bu sonuçlar içerisinde ağın ağırlık ve bias değerlerini güncellemek için en uygun çözüm, Levenberg-Marquardt (LM) algoritması ile elde edilmiştir. Aktivasyon fonksiyonu olarak ise üç farklı SD derecesini (sempatik baskın, dengede veya parasempatik baskın) sağlayacak şekilde tanjant-sigmoid fonksiyonu seçilmiştir. ÇKAYSA yapısı şekil 5.23’te gösterilmiştir.



Şekil 5.23. SD’nin hesaplanması için ileri beslemeli YSA yapısı

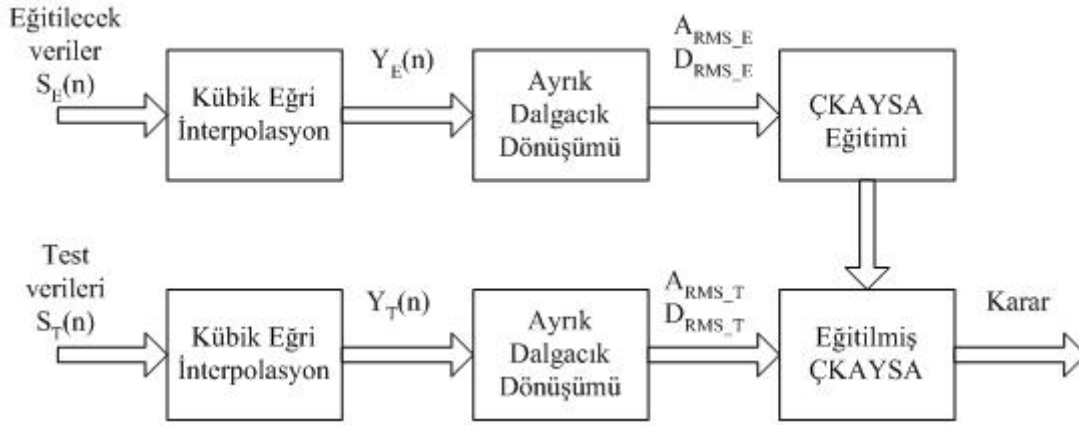
Giriş katmanında, nöronların sayısı, A_{RMS} ve D_{RMS} seviyelerinin sayısına göre toplam 16 seviye olarak hesaplanmıştır. Eğer sadece A_{RMS} veya sadece D_{RMS} değerleri kullanılmışsa, bu değer 8'e eşittir. Gizli katmanda, nöronların sayısı, maksimum performans için deneysel olarak tespit edilip en uygun sonuç tek gizli katmanda 10 nöron kullanılarak elde edilmiştir.

Bu aşamanın temel adımları aşağıdaki gibi tanımlanabilir;

1. KHD verisine, 4 Hz'te yeniden örnekleme yapılması için kübik eğri interpolasyonu uygulanması.
2. Yeniden örneklenmiş verinin, 8 seviyeli bir ADD 'ne uygulanması ile yaklaşım ve detay bileşenlerinin 8 seviyede elde edilmesi.
3. A_{RMS} ve D_{RMS} değerlerinin hesaplanması.
4. Bu RMS değerlerinin, oluşturulan ÇKAYSA için giriş verisi olarak alınması.
5. Uygun bir öğrenme algoritması ve eğitimi başlatmak için gereken parametrelerin seçilmesi.
6. Giriş verileri ve hedef değerleri ile ağı eğitme ve simule etme.
7. Test verisi için, 1., 2. ve 3. adımları tekrarlamak.
8. Test verileriyle birlikte ağın test edilmesi.
9. Elde edilen sonuçların hata değerlerinin tespiti ile eğitme ve test doğruluklarının elde edilmesi.

Hedef değerleri ise, AF/YF oranı olarak hesaplanmıştır. Literatürde, KHD'nin standart ölçümlerindeki normal değerleri için, AF/YF oranı $1,75 \pm 0,35$ aralığında seçilmiştir [1, 37]. Bu oranın 2,1'den yüksekse sempatik aktivitenin baskın olduğunu

gösterirken, 1,4'ten daha küçük olması parasempatik aktivitenin baskınlığına işaret eder. Bu sebeple, bu 3 durum sinir ağında, hedef değer olarak kodlanmıştır. Şekil 5.24, bu çalışmanın ana hatlarını göstermektedir.



Şekil 5.24. Otomatik SD tespiti için kullanılan algoritmanın blok şema olarak gösterimi

SD değerleri referans veriler (eğitme verileri) kullanılarak ÇKAYSA'nın eğitilmesiyle elde edilir. Daha sonra bilinmeyen KHD verileri (test verileri), eğitilmiş ağ kullanılarak test edilmiştir. Şekil 5.24'te görüldüğü gibi, zaman tanım alanında elde edilmiş bir giriş verisine, interpolasyon ve dalgacık dönüşümü uygulanmış ve aynı prosedür, verilerin her biri için tekrarlanmıştır. Toplam 135 veri yapay sinir ağları girişi olarak hazırlanmıştır. Bu verilerden bazıları, referans verisi (eğitim için ilk 100 veri) olarak seçilmiş ve sonrasında ÇKAYSA eğitilmiştir. Geri kalan kısım ise, test için (toplam 35 veri) kullanılmıştır [66, 80, 81, 82, 83]. Bu verilerden A_{RMS_E} ve D_{RMS_E} eğitme için kullanılacak yaklaşım ve detay bileşenleri RMS değerlerini simgelerken, A_{RMS_T} ve D_{RMS_T} ise test için kullanılacak yaklaşım ve detay bileşenlerini ifade etmektedir. Sınıflandırma işlemleri için her bir farklı durum bir koda karşılık gelmektedir. Bu işlemler hem ektopikli veriler, hemde ektopiksiz veriler için gerçekleştirilmiştir. Sistem performansının etkinliğini hesaplamak için, D_{RMS} bileşenleri ve A_{RMS} bileşenleri ayrı ayrı uygulanmış ve ÇKAYSA tekrar eğitilerek test edilmiştir. Ektopikli işaretlerin farklı dbN'ler için, maksimum doğruluk oranları tablo 5.3'de gösterilmiştir. Bu sonuçlar, A_{RMS} ve D_{RMS} bileşenlerinin ikisinin de giriş olarak kullanılması durumunda elde edilmiştir.

Tablo 5.3. Ektopikli işaretlerde, farklı dbN'ler için eğitime ve test performansları

A_{RMS} ve D_{RMS}	Eğitime Doğruluğu (%)	Test Doğruluğu (%)
db4	100	97,4
db8	100	88,6
db10	100	97,4
db16	100	94,3
db20	100	97,4

Tablo 5.3'e göre tüm db değerleri eğitimde %100 başarı oranını yakalamıştır. Test doğruluğu için en yüksek değer db4, db10 ve db20 dalgacığı ile elde edilmiştir. db8 dalgacığı ise en kötü değere sahiptir.

Eğer YSA girişine sadece D_{RMS} değerleri verilirse doğruluk oranları tablo 5.4'teki gibi oluşmaktadır.

Tablo 5.4. Ektopikli işaretlerde, D_{RMS} bileşenleri için, eğitime ve test performansları

D_{RMS}	Eğitime Doğruluğu (%)	Test Doğruluğu (%)
db4	100	97,4
db8	100	94,3
db10	100	97,4
db16	100	94,3
db20	100	91,4

Bu değerler incelendiğinde, test doğruluk oranlarının biraz azaldığı ve yine db4 ve db10'un yüksek skoru göze çarpmaktadır. En düşük skor db20 için elde edilmiştir.

Aynı YSA 'ya A_{RMS} değerleri uygulandığı zaman ise tablo 5.5 'deki doğruluk yüzdelerine ulaşılmıştır.

Tablo 5.5. Ektopikli işaretlerde, A_{RMS} bileşenleri için, eğitime ve test performansları

A_{RMS}	Eğitime Doğruluğu (%)	Test Doğruluğu (%)
db4	100	88,6
db8	100	88,6
db10	100	85,7
db16	100	88,6
db20	93,8	87,9

Burada tüm db dalgacıkları doğruluklarında bir düşme gözlemlenmektedir. db20 eğitime doğruluğu açısından da %100 değerine ulaşamamıştır. db4, db8 ve db16 dalgacı aynı test doğruluğuna sahiptir ve bu değerler A_{RMS} için elde edilen en yüksek değerlerdir.

Ektopikli işaretlerin analizinde doğruluk oranları oldukça yüksek olarak hesaplanırken, ektopiksiz işaretlerde ise, doğruluk oranları tablo 5.6, tablo 5.7 ve tablo 5.8'deki gibi elde edilebilmektedir.

Tablo 5.6. Ektopiksiz işaretlerde farklı dbN'ler için eğitime ve test performansları

A_{RMS} ve D_{RMS}	Eğitime Doğruluğu (%)	Test Doğruluğu (%)
db4	100	94,3
db8	100	85,7
db10	100	94,3
db16	100	94,3
db20	100	83,6

Tablo 5.6'da yer alan değerlerde, db4, db10 ve db16'nın test doğruluğunun yüksek olduğu görülmektedir. Ektopikli işaretlere göre test doğrulukları azalma göstermesine rağmen A_{RMS} ve D_{RMS} değerleri otomatik tespit için kullanılabilir değerler sergilemektedir.

Tablo 5.7. Ektopiksiz işaretlerde, D_{RMS} bileşenleri için, eğitime ve test performansları

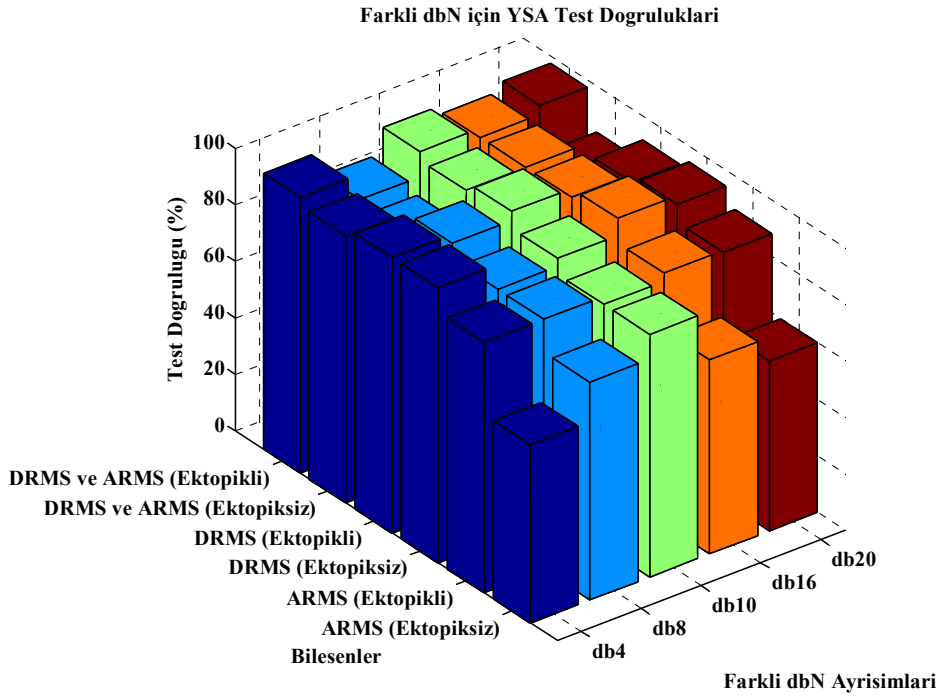
D_{RMS}	Eğitime Doğruluğu (%)	Test Doğruluğu (%)
db4	100	97,4
db8	100	88,6
db10	100	91,4
db16	100	97,4
db20	100	94,3

Sadece D_{RMS} değerlerinin YSA girişine uygulanması ile oluşturulan tablo 5.7'deki değerlerde yine yüksek test doğruluk değerlerine ulaşılmıştır. Yine burada en yüksek doğruluk değerleri db4 ve db16 dalgacıları ile sağlanmıştır. Dolayısıyla, sadece D_{RMS} değerlerinin kullanılması ile oluşturulacak YSA algoritması AF/YF oranının otomatik tespiti konusunda daha iyi sonuçlar verebilmektedir.

Tablo 5.8. Ektopiksiz işaretlerde, A_{RMS} bileşenleri için, eğitime ve test performansları

A_{RMS}	Eğitime Doğruluğu (%)	Test Doğruluğu (%)
db4	60	62,9
db8	84	77
db10	78	85,7
db16	88	68,6
db20	71	60

Son olarak ektopiksiz işaretler için YSA girişlerine uygulanan A_{RMS} değerleri diğer durumların aksine oldukça başarısız test ve eğitime doğruluk değerleri elde edilmesine neden olmuştur. Sonuçlar incelendiğinde, seçilen dalgacıların hiçbiri için % 100'lük bir eğitime değerine ulaşamamıştır. Bununla beraber, test doğruluk oranları oldukça düşük performans göstermiş ve sadece yaklaşım bileşenlerinin kullanımıyla AF/YF oranının tespitinin mümkün olamayacağı sonucu ortaya çıkmıştır.

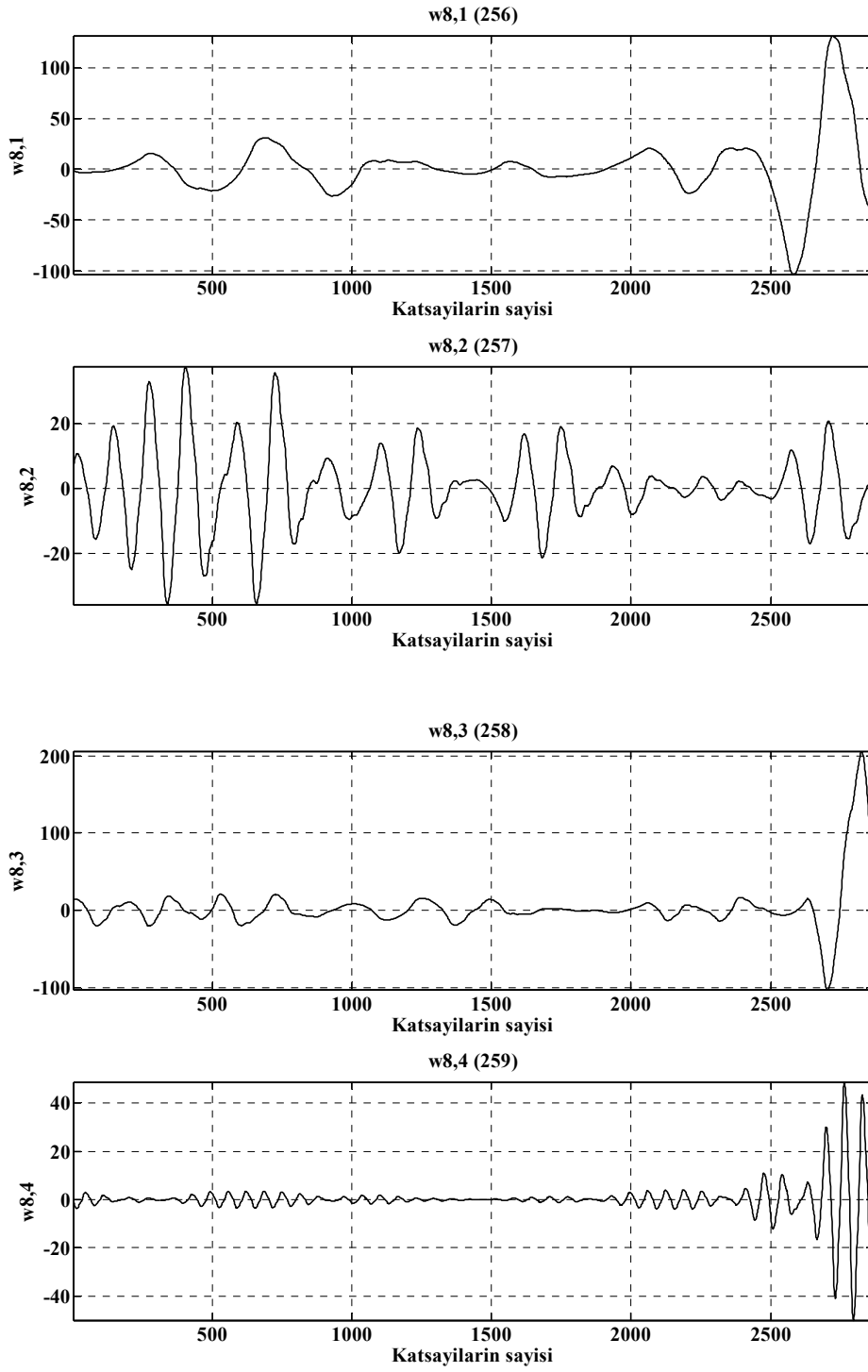


Şekil 5.25. Ektopikli ve Ektopiksiz işaretlerde, farklı dbN'lere bağlı olarak, Sadece A_{RMS} , sadece D_{RMS} ve her ikisinin de eğitme verisi olarak kullanıldığında, Test Doğruluğu değişimi

Elde edilen sonuçlar şekil 5.25'te aynı grafik üzerinde gösterilmiştir. Ektopikli işaretlerin eğitmesinde, A_{RMS} ve D_{RMS} beraber kullanıldığında en yüksek doğruluk (%97,4) db4 ve db20'de elde edilmiştir. Ektopiksiz işaretlerde ise, db4, db10 ve db16 %94,3 yüzdesi ile en iyi sonucu verirken, db8 gerek ektopikli gerekse ektopiksiz işaretler için en kötü doğruluk oranına sahiptir. Eğer, sadece A_{RMS} kullanılırsa, hem test hem de eğitme doğruluğunun azaldığı gözlenmiştir. Özellikle ektopiksiz işaretlerdeki analizlerde, A_{RMS} için eğitme bile gerçekleşmemiştir. Bu durumda, eğitme doğruluğu % 100'ün altında kalmaktadır. Sadece D_{RMS} değerlerinin kullanıldığı analizlerde ise, oldukça yüksek skorlar elde edilmiştir. Ektopikli işaretlerde db4 ve db10 için % 97,4 doğruluk yüzdelere ulaşılırken, ektopiklerin yok edildiği analizlerde ise, db4 ve db16 % 97,1 doğruluk yüzdesi ile en iyi skoru vermiştir. Tüm analizler beraber değerlendirildiğinde Yapılan analizler sonucunda, sadece D_{RMS} değerleri ile AF/YF oranının otomatik tespitinin yüksek doğrulukla mümkün olacağı açıkça görülmektedir.

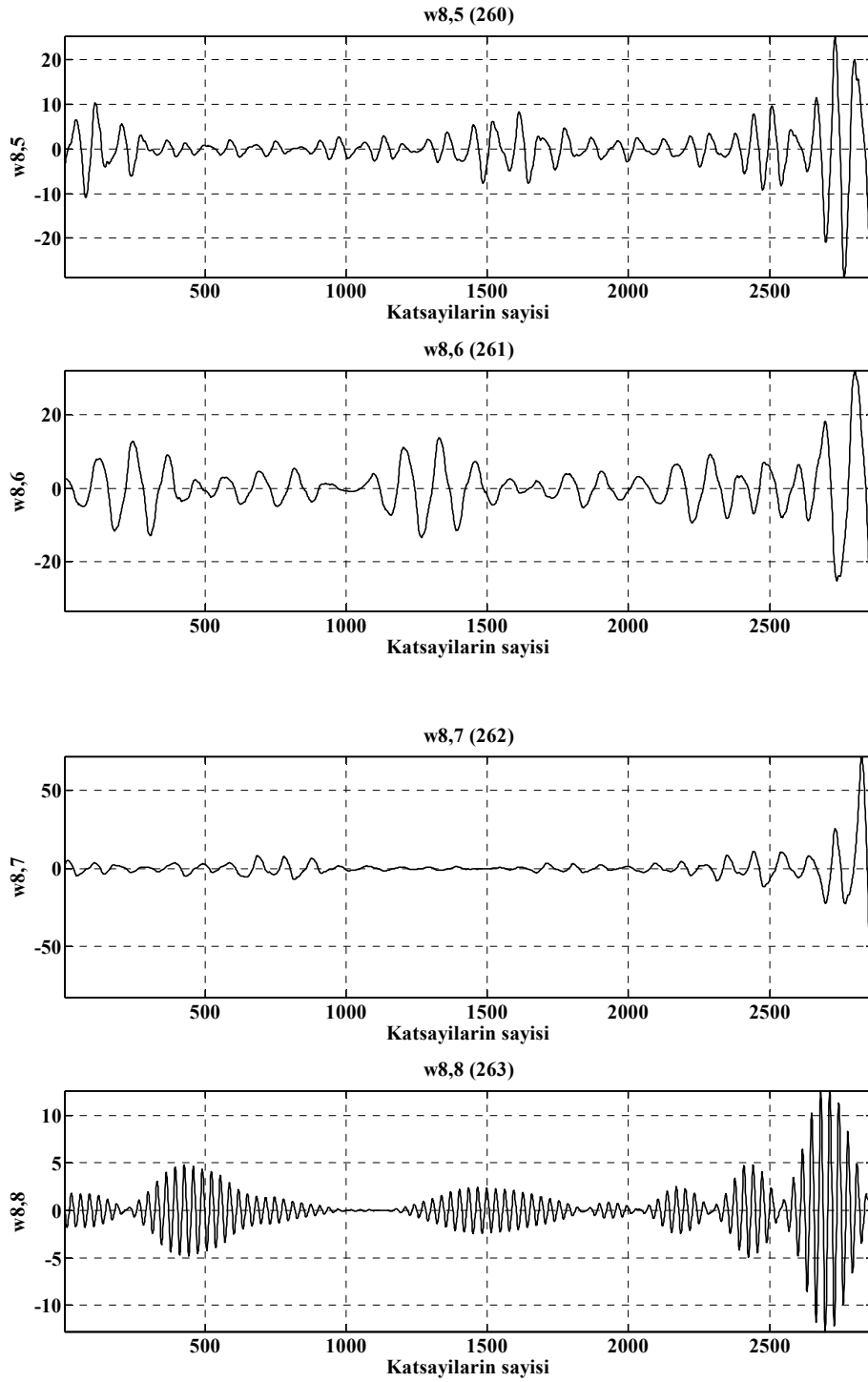
5.4. Dalgacık Paket Dönüşümü ile KHD Analizi

Bu tezde, ayrık dalgacık analizlerinin yanı sıra, Dalgacık Paket Dönüşümü (DPD) kullanılarak da KHD işaret analizleri gerçekleştirilmiştir. ADD ayrışımalarında ortaya çıkan frekans bantlarındaki kayma ve örtüşme problemine çözüm sağlamak amacıyla, VT ve VF hastalıkları için ilk kez gerçekleştirilen bu DPD çalışmasında analizler db4 kullanılarak gerçekleştirilmiş ve ayrışımada norm entropi (dağınım) ve $p=1,5$ konsantrasyonu kullanılmıştır (Bkz.-Ek A). Sekiz seviyede ayrışımı yapılan dalgacık paketlerinde bulunan ayrışım katsayılarının her biri yeniden yapılandırılarak dalgacık paket bileşenleri (yeniden yapılandırma katsayıları) oluşturulmuştur. Daha sonra hesaplanan bu bileşenler KHD için belirlenmiş frekans bantları için gruplandırılmıştır. Her bir frekans bandı içerisinde bulunan düğümlerden bazıları grafiksel olarak gösterilmiştir. Burada $w_{8,1}$ simgesi, ayrışım ağacının 8. seviyesindeki 1. düğüme bulunan dalgacık paketini göstermektedir. 256 sayısı ise; ayrışım ağacında $w_{0,0}$ düğümünün, 0. düğüm, $w_{1,0}$ düğümünün 1. düğüm, $w_{1,1}$ düğümünün 2. düğüm ve $w_{2,0}$ düğümünün 3. düğüm olarak adlandırıldığı yerde, $w_{8,1}$ düğümünün, 256. düğüme rast geldiğini ifade etmektedir ve ayrışım ağacında indeks olarak tanımlanmaktadır. Veri tabanında bulunan 0003.vt1 veri seti için, ÇAF bandı içinde bulunan düğümler şekil 5.26'da gösterilmektedir.



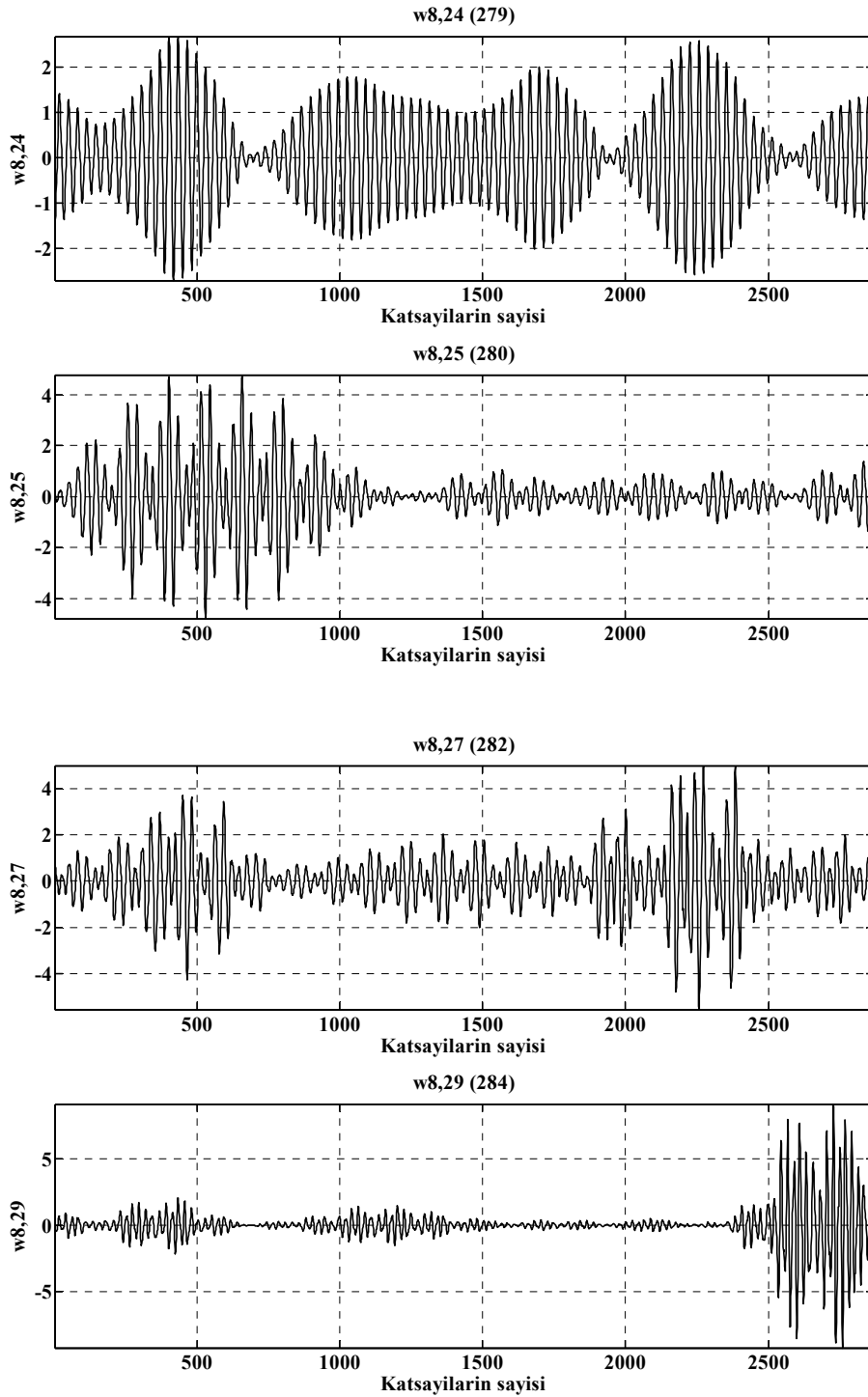
Şekil 5.26 0003.vt1 numaralı hasta için, ÇAF bandı içinde bulunan düğümler

Şekil 5.27’de ise yine 0003.vt1 veri seti için, AF bandında bulunan bazı düğümler gösterilmektedir.



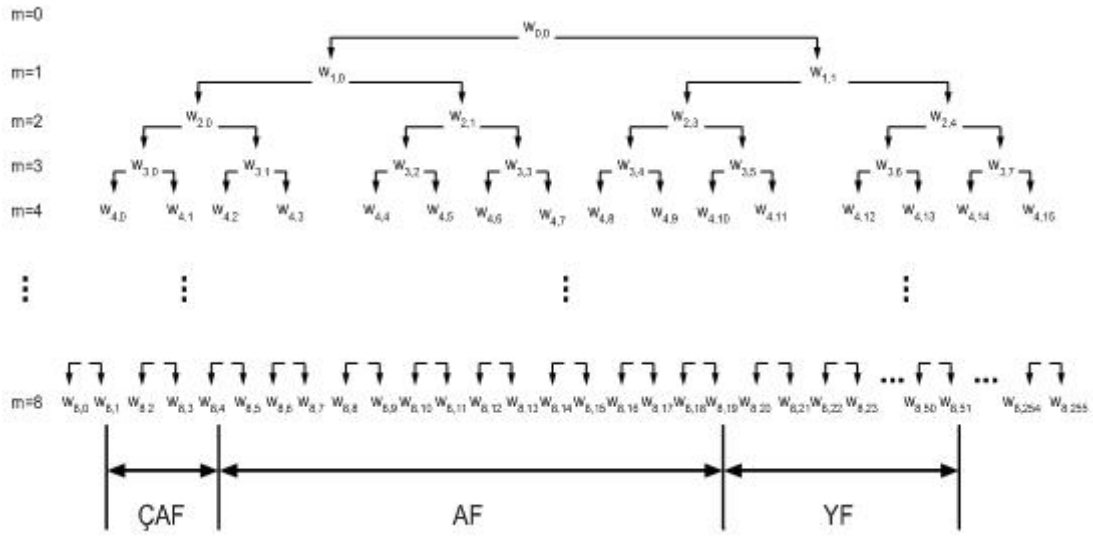
Şekil 5.27. 0003.vt1 veri seti için, AF bandı için elde edilen bazı düğümler

Şekil 5.28'de, 0003.vt1 veri setine ait örnek YF bandı düğümleri gösterilmektedir.



Şekil 5.28. 0003.vt1 veri seti için, YF Bandı için elde edilen bazı düğümler

DPD, ADD 'de olduğu gibi, 8 seviyede ayrıştırılmış ve son seviyedeki ÇAF, AF, YF bölgelerini oluşturan düğümler uygulamada kullanılmıştır [Şekil 5.29].



Şekil 5.29. 8 seviyede ayrıştırılan DPD ayrışım ağacı ve frekans bantları

DPD analizinde de, ADD analizi gibi ilk önce frekans bandı bölgeleri hesaplanmıştır. Denklem 3.61 kullanılarak DPD frekans tablosu oluşturulmuştur. Tablo 5.9’da, ADD ve DPD için, 4 Hz örnekleme frekansında frekans ayrışmaları gösterilmiştir.

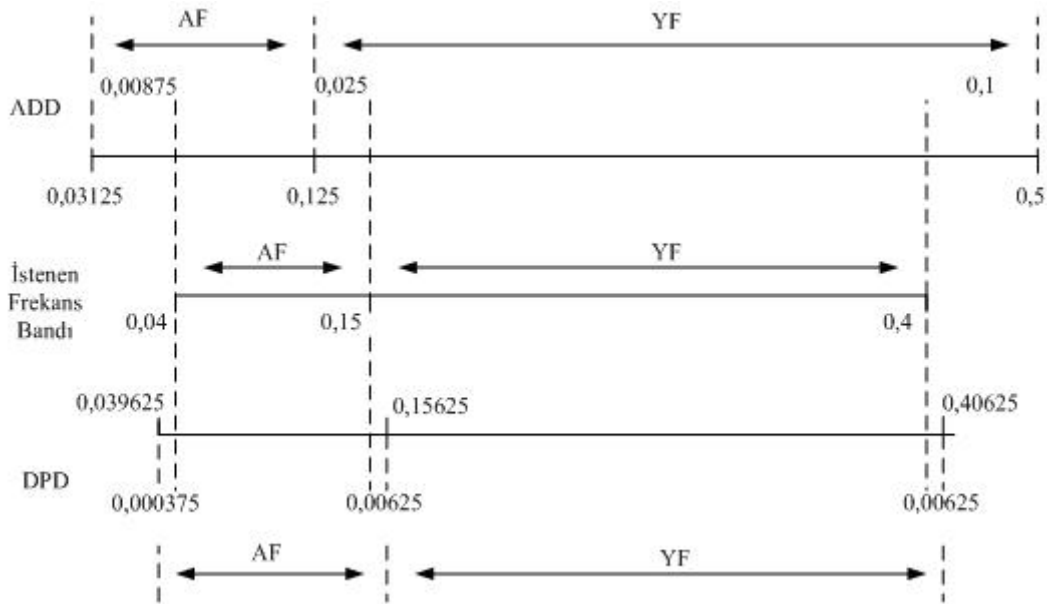
Tablo 5.9. ADD ve DPD, 4 Hz örnekleme frekansı için frekans ayrışımı

Metot	m	Dalgacık Seviyesi	Frekans Aralığı (Hz)	
ADD	3	D3	[0,25–0,5]	YF
	4	D4	[0,125–0,25]	
	5	D5	[0,0625–0,125]	AF
	6	D6	[0,03125–0,0625]	
	7	D7	[0,015624–0,03125]	
	8	D8	[0,007812–0,015624]	ÇAF
DPD	6	$w_{6,0}$ (1 bant)	[0–0,03125]	ÇAF
		$w_{6,1}-w_{6,4}$ (4 bant)	[0,03125–0,15625]	AF
		$w_{6,5}-w_{6,12}$ (8 bant)	[0,15625–0,40625]	YF
	7	$w_{7,1}$ (1 bant)	[0,015625–0,03125]	ÇAF
		$w_{7,2}-w_{7,9}$ (8 bant)	[0,03125–0,15625]	AF
		$w_{7,10}-w_{7,25}$ (16 bant)	[0,15625–0,40625]	YF
	8	$w_{8,1}-w_{8,4}$ (4 bant)	[0,0078125–0,0390625]	ÇAF
		$w_{8,5}-w_{8,19}$ (15 bant)	[0,0390625–0,15625]	AF
		$w_{8,20}-w_{8,51}$ (32 bant)	[0,15625–0,40625]	YF

Burri [21] ve Chen [29] ADD’ü kullandığı çalışmalarda AF ve YF bant aralıklarını tablo 5.9’daki gibi değerlendirmişlerdir. Ancak bu tabloda, ADD ile yapılan

ayrışımlarda, frekans tablosundaki kayma göze çarpmaktadır. ÇAF bandı, 8 seviyede gerçekleştirilmiş ADD'de D7 ve D8 bileşenlerini içeren, $[0,007812-0,03125]$ Hz'lik frekans aralığında iken, 8 seviyede ayrıştırılmış DPD'de ise, $[0,0078125-0,0390625]$ Hz'lik frekans aralığına denk gelmektedir. Literatürde, ÇAF bandı için istenen frekans bölgesi tanımı ise, $[0,003-0,04]$ Hz olarak belirlenmiştir. Aynı şekilde, AF bant bölgesinde, ADD'de $[0,03125-0,125]$ Hz olarak bulunurken, DPD'de ise $[0,0390625-0,15625]$ Hz'lik frekans bölgesini kapsamaktadır. AF bant bölgesi için, frekans bandı literatüre göre, $[0,04-0,15]$ Hz arasında olmalıdır. YF bandı ise, ADD'de, $[0,125-0,5]$ Hz'lik bir frekans bölgesinde tanımlanırken, DPD'de, bu bant $[0,15625-0,40625]$ Hz'lik aralıkla ifade edilir. HF bandı için ise, istenen frekans bölgesi, $[0,15-0,4]$ Hz aralığında olmalıdır [1].

Bu şekilde hazırlanan frekans bölgesi karşılaştırılması ve kayan frekans bandı miktarları şekil 5.30'da gösterilmektedir [84].



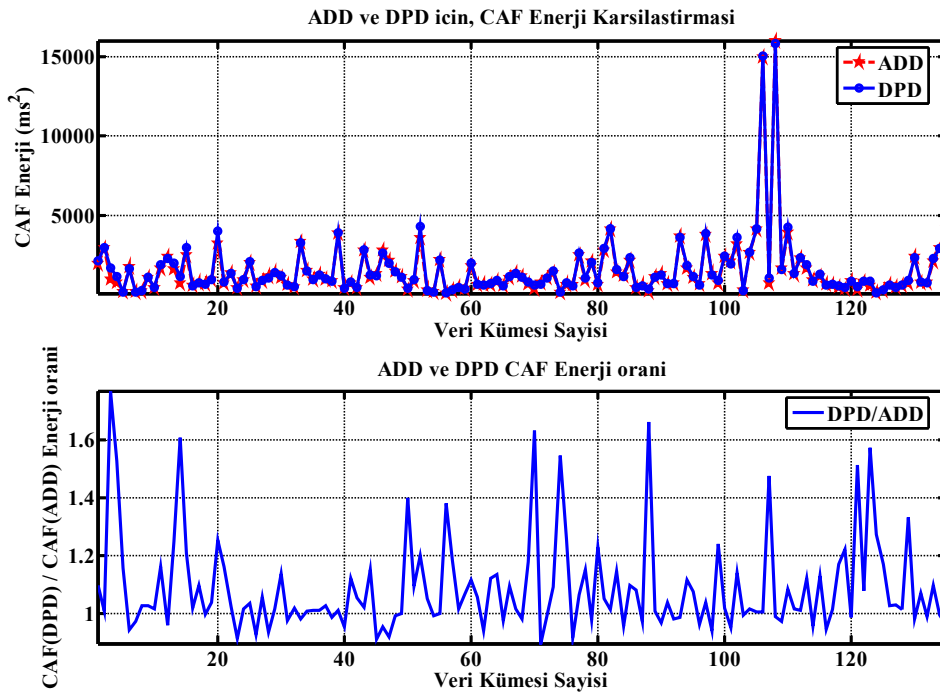
Şekil 5.30. DPD ve ADD için oluşturulan AF ve YF bantları ve olması istenen bölgeye göre kayma miktarları

Bu durumda denklem 5.1'e göre hesaplanan AF/YF oranı, DPD'de denklem 5.2'deki gibi hesaplanacaktır.

$$\frac{AF}{YF}(DPD) = \frac{\sum_{j=5}^{19} E_{w_{m,j}}}{\sum_{j=20}^{51} E_{w_{m,j}}}, \quad m=8 \text{ için} \quad (5.2)$$

Bu denklemde, $E_{w_{m,j}}$, m seviyedeki, j . düğümdeki $w_{m,j}$ DP bileşeninin RMS enerji değerlerini ifade etmektedir.

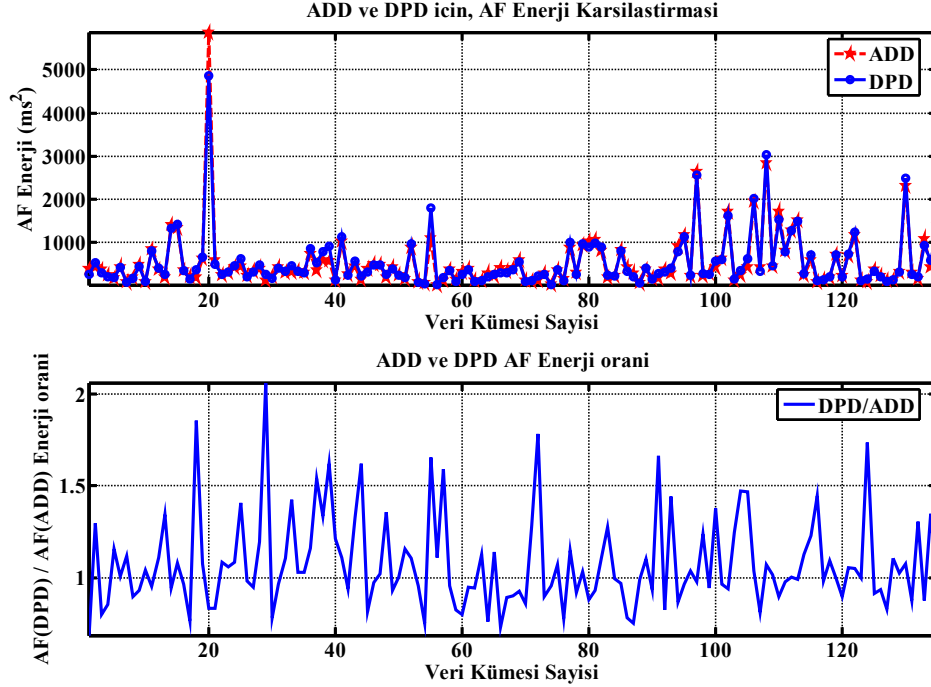
Böyle bir durum için veri kümesinde hesaplanan ÇAF RMS enerji değerleri ADD ve DPD için şekil 5.31’de gösterilmiştir.



Şekil 5.31. ADD ve DPD için, ÇAF Enerji karşılaştırmaları

Dikkat edilirse, ÇAF bandı bölgesinde, ADD’de yapılan analizlerde frekans bandı kayması sebebiyle enerji kayıpları veya enerji fazlalıkları DPD ile yapılan analizlerde geri kazanılmıştır. Yapılan iki analiz sonuçlarının karşılaştırılmasıyla oluşan grafik, verilerin çoğunda ÇAF bandındaki enerji değerinin değiştiğini göstermektedir.

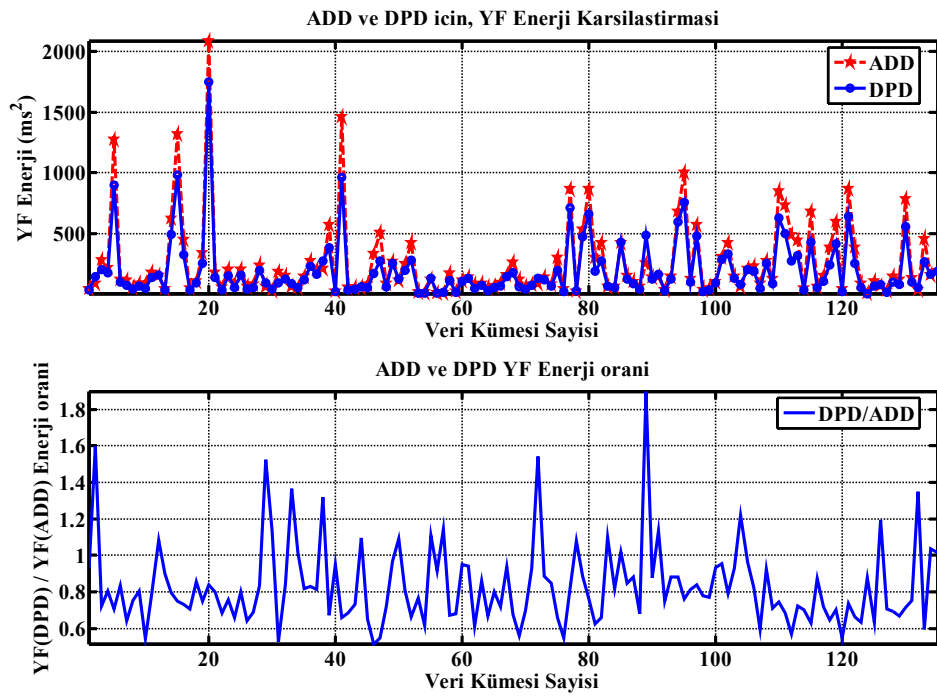
Şekil 5.32, her veri kümesi için, ADD ve DPD dönüşümünde AF RMS enerji karşılaştırmalarını göstermektedir.



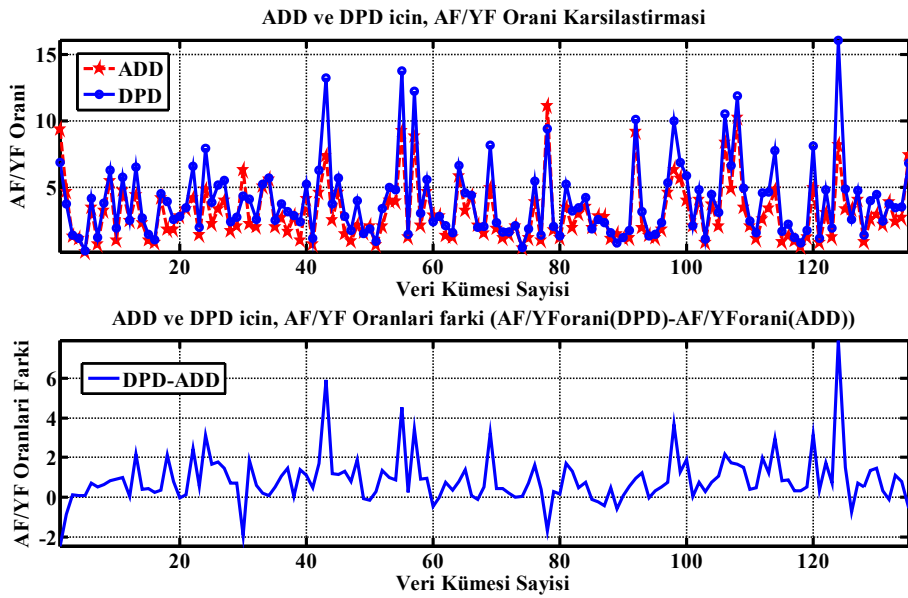
Şekil 5.32. ADD ve DPD için, AF enerji karşılaştırmaları

AF bandı bölgesi içinse, durumun ÇAF bandındaki değişimden çokta farklı olmadığı görülmektedir. Yapılan karşılaştırılma, verilerin çoğunda AF bandındaki enerji değerinin değiştiğini göstermektedir.

Şekil 5.33'te de, YF RMS enerji karşılaştırması gösterilmektedir. YF enerji değerlerinde ise bariz farklılıklar ortaya çıkmaktadır. AF bandındaki değişimler ve YF bandındaki değişimler dolayısıyla, AF/YF oranını da değiştirecektir. ADD ve DPD dönüşümlerinin karşılaştırılması ile elde edilen analiz sonuçları göstermektedir ki frekans bantlarındaki kaymalardan dolayı AF/YF oranı önemli ölçüde etkilenir ve SD 'nin farklı yorumlanmasına neden olur. DPD ve ADD enerji analizleri sonucunda AF/YF oranındaki değişim şekil 5.34'de gösterilmektedir.



Şekil 5.33. ADD ve DPD için, YF enerji karşılaştırmaları



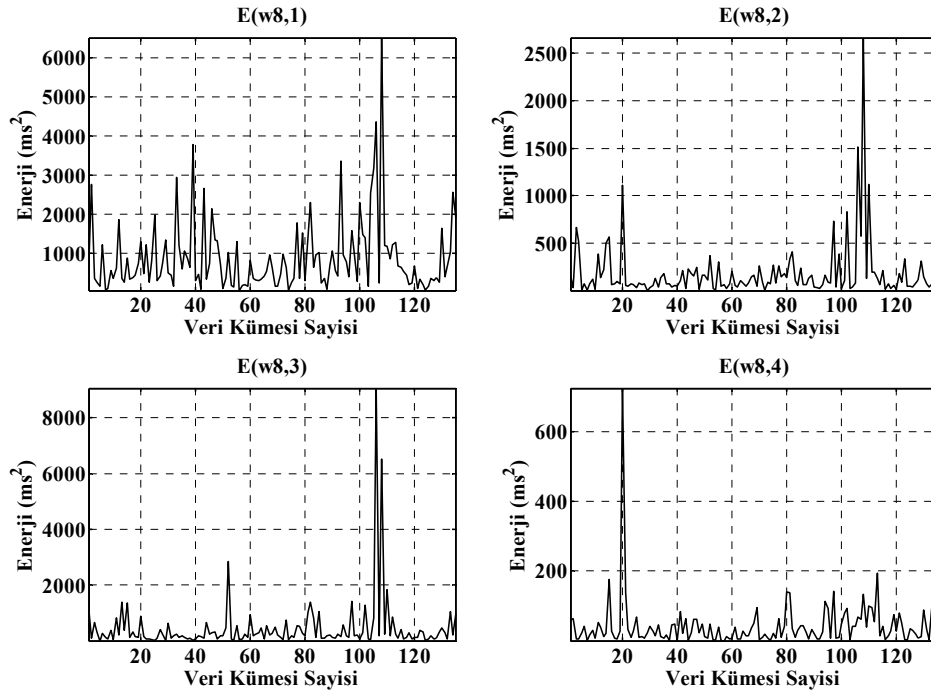
Şekil 5.34. ADD ve DPD için, AF/YF oranı karşılaştırmaları

5.5. DPD Analizi ile Baskın Enerji Alt-Bantlarının Elde Edilmesi

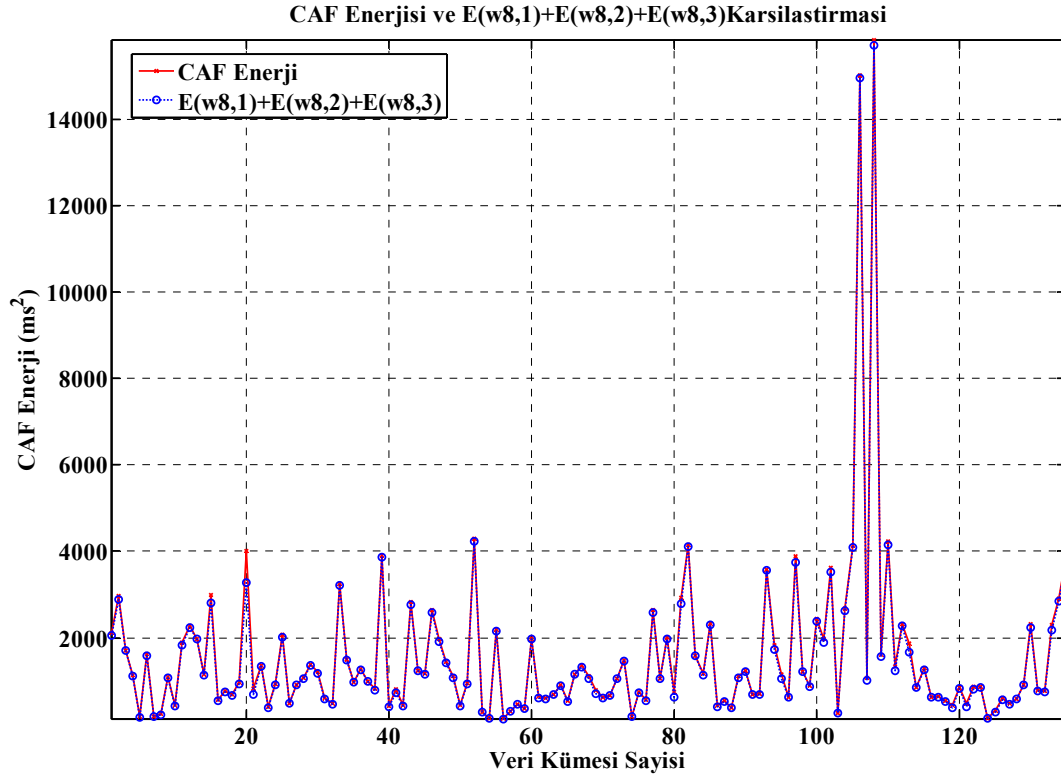
Analizler sırasında ayrıca, DPD ayrışımında, her bir paketin bağlı bulunduğu frekans bandının ne şekilde etkilendiği incelenmiş ve her frekans bandında baskın bulunan düğümler tespit edilmiştir. İlk olarak ÇAF, AF ve YF bant bölgelerinin kapsadığı her bir düğüm 135 hasta kaydı için grafiksel olarak kaydedilmiştir. ÇAF bandına ait düğüm enerjileri şekil 5.35'te gösterilmiştir. Bu grafiklerden açıkça görüldüğü, ÇAF bandına ait düğümler içerisinde $w_{8,4}$ düğümünün (grafik üzerinde $w_{8,4}$ olarak gösterilmektedir), tüm işaretler içerisinde enerji değerlerinin oldukça düşük olduğu gözlemlenmiştir. Çalışmada bu paketin ihmal edilmesinin ÇAF bandında nasıl bir değişiklik yarattığının izlenebilmesi için, $w_{8,4}$ dalgacık paketi dışındaki diğer paketlerin RMS enerjileri toplamı ile oluşturulan yeni bir alt bandın matematiksel denklemi;

$$\text{ÇAF1} = E_{w_{8,1}} + E_{w_{8,2}} + E_{w_{8,3}} \quad (5.3)$$

şeklinde olacaktır. Burada $E_{w_{m,j}}$ (grafiklerde $E(w_{m,j})$ olarak gösterilmiştir), m. seviyedeki j. düğüme ait $w_{m,j}$ paketinin RMS enerji değerini ifade etmektedir. Ventriküler taşiaritmi veri tabanı için ÇAF1 ve ÇAF bandı incelendiğinde çok da büyük bir enerji kaybının olmadığı gözlemlenmiştir. Bu da ÇAF bandının daha dar bir frekans aralığında tanımlanmasının mümkün olduğunu göstermektedir. Şekil 5.36'daki ÇAF enerjisi ve ÇAF1 enerji karşılaştırması bu ilişkiyi göstermektedir. Bu ilişkiye göre, [0,03125–0,0390625] Hz'lik bir frekans aralığında bulunan düşük enerjili $w_{8,4}$ düğümünün çıkarılması ile oluşturulan ÇAF1 alt-bandı, [0,0078125–0,03125] Hz'lik frekans bandına karşılık gelecektir.

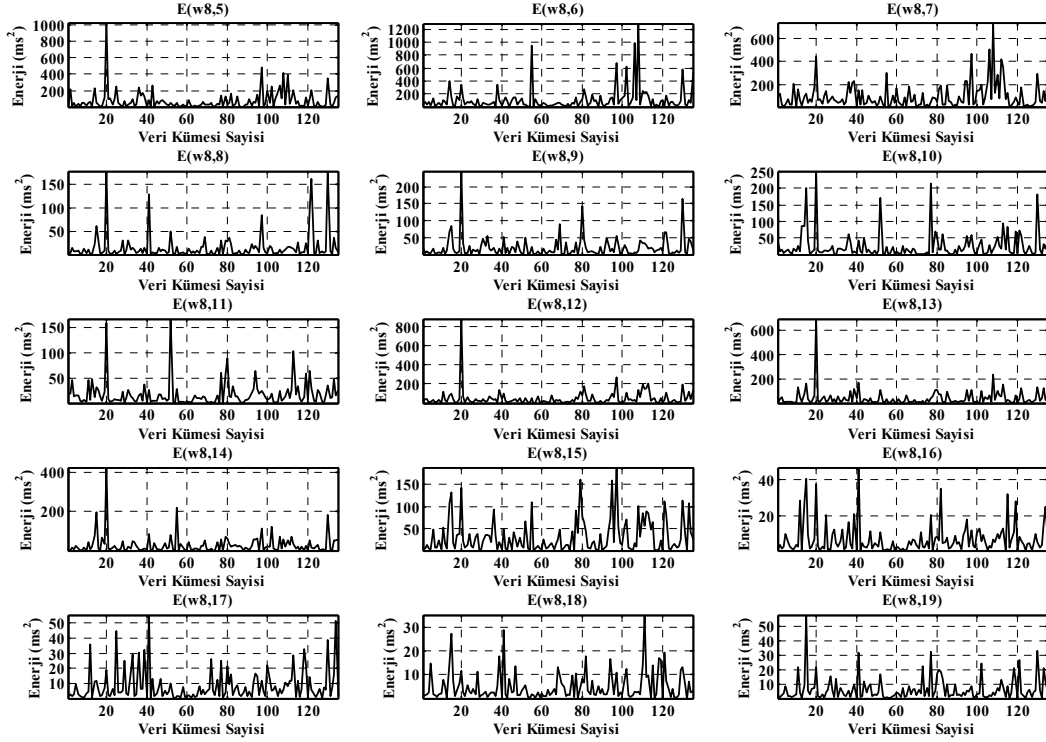


Şekil 5.35. ÇAF Bandı için, her düğümün veri kümesine göre enerji değerleri



Şekil 5.36. Her veriye göre ÇAF ve $E_{w8,1} + E_{w8,2} + E_{w8,3}$ enerji değerleri toplamı karşılaştırması

Aynı şekilde, AF bandı için yapılan analizlerde baskın olan düğümler şekil 5.37'deki değişim grafikleri incelenerek tespit edilmiştir.

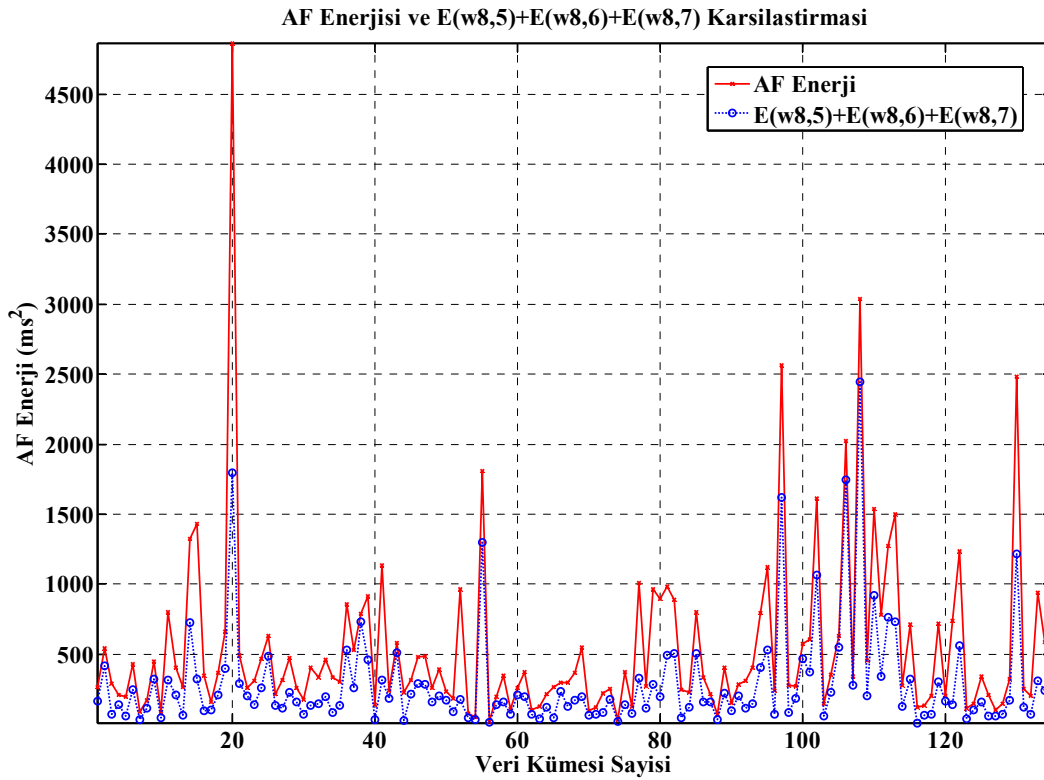


Şekil 5.37. AF bandı için, her düğümün veri kümesine göre enerji değerleri

Baskın olduğu kabul edilen düğümlerin RMS enerjileri toplamı ile yeni bir AF alt bandı oluşturulmuştur ve toplam AF bandı ile karşılaştırılmıştır. AF bandında baskın olarak kabul edilen düğümler ise, $E_{w8,5}$, $E_{w8,6}$, $E_{w8,7}$ enerji düğümleridir. Bu durum için hesaplanan $AF_{5,6,7}$ alt bant RMS enerji değeri,

$$AF_{5,6,7} = E_{w8,5} + E_{w8,6} + E_{w8,7} \quad (5.4)$$

şeklinde olacaktır. Burada yine $E_{w_{m,j}}$ (grafiklerde $E(w_{m,j})$ olarak gösterilmiştir), m. seviyedeki j. düğüme ait $w_{m,j}$ paketinin RMS enerji değerini ifade etmektedir. Elde edilen alt-bant enerji değerleri, toplam AF enerjisi ile karşılaştırılırsa, şekil 5.38'deki gibi bir ilişkilendirme ortaya çıkmaktadır.

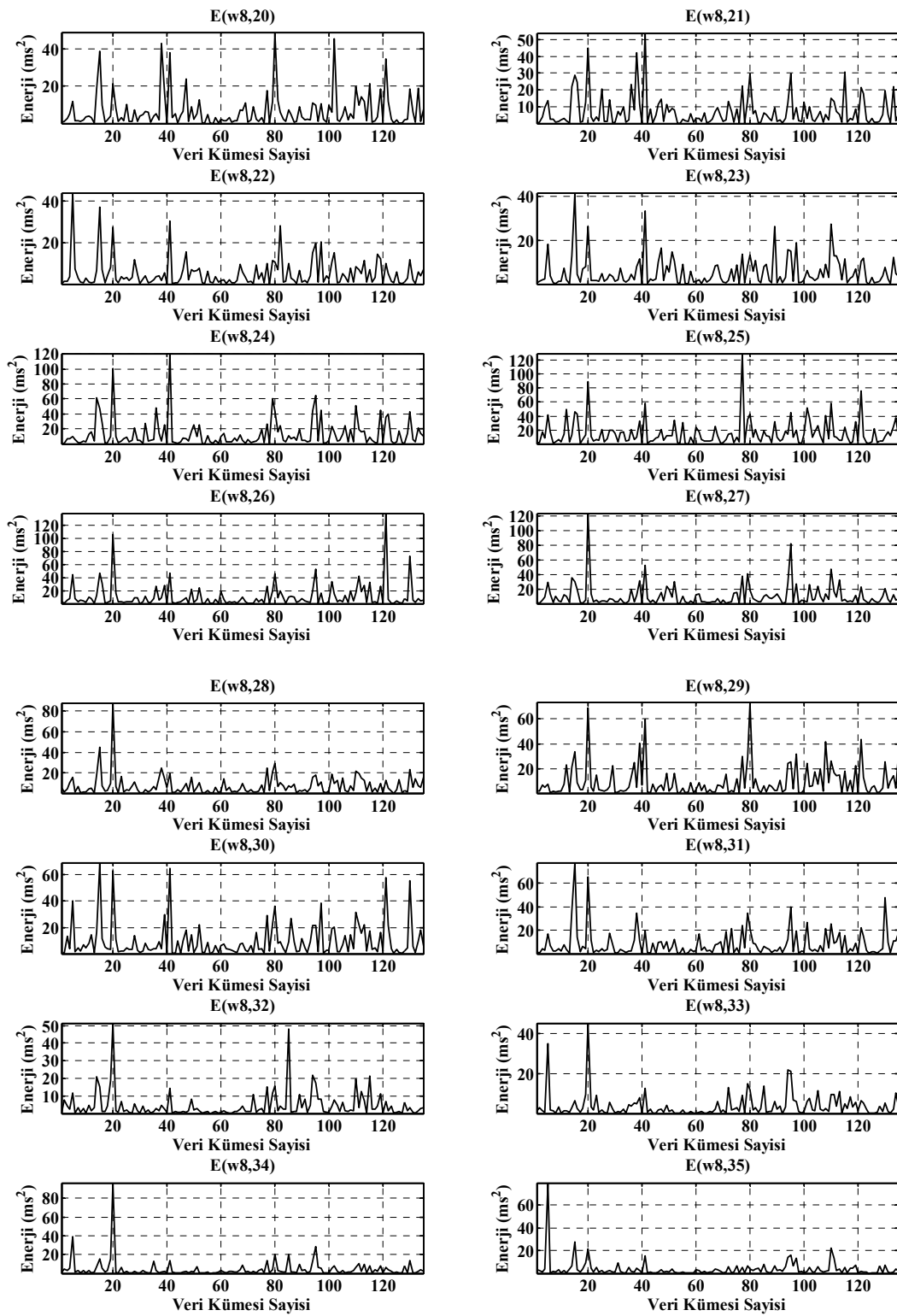


Şekil 5.38. AF ve $E_{w8,5} + E_{w8,6} + E_{w8,7}$ enerjileri toplamı karşılaştırması

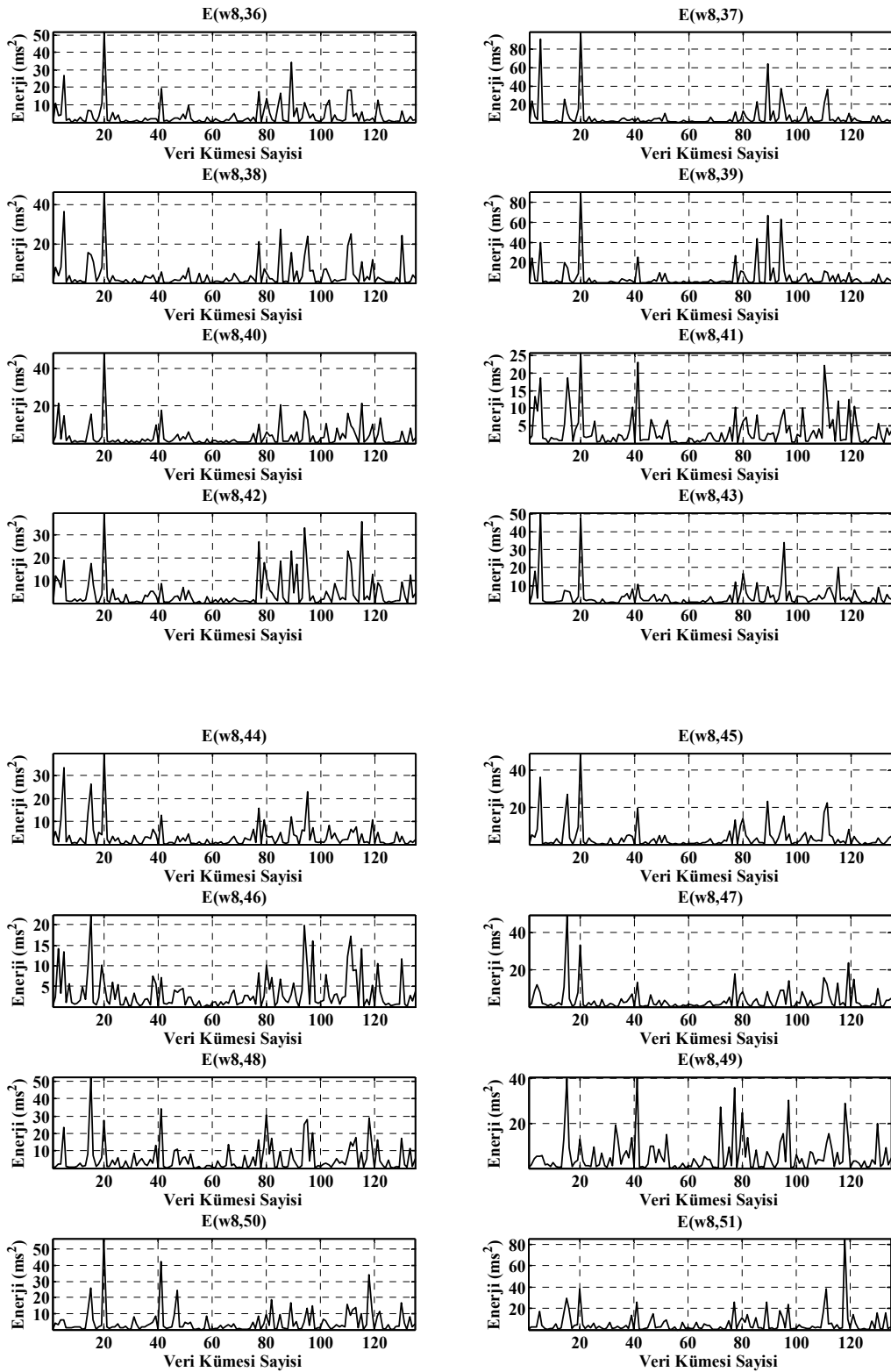
YF bandı için yapılan analizlerde ise, enerji birçok düğüme dağınık olarak yayılmış durumdadır. Böyle bir durum için baskın bantların seçilmesi hayli zor olmasına rağmen, şekil 5.39 ve şekil 5.40'deki, düğüm enerji grafiklerinin incelenmesi ile seçilen baskın düğümlerin enerji toplamları YF bandı toplam enerjisi ile karşılaştırıldığında hemen hemen bir birine yakın bir değişim sergilediği şekil 5.41'de gösterilmektedir. YF bandında baskın olarak kabul edilen alt-bant RMS enerjisi ise, $E_{w8,24}$ ve $E_{w8,33}$ düğümleri arasındaki dalgacık paketlerinin RMS enerjilerinin toplamı olarak seçilmiştir. Bu durum için hesaplanan enerji,

$$YF_{24:33} = E_{w8,24} + E_{w8,25} + E_{w8,26} + \dots + E_{w8,33} \quad (5.5)$$

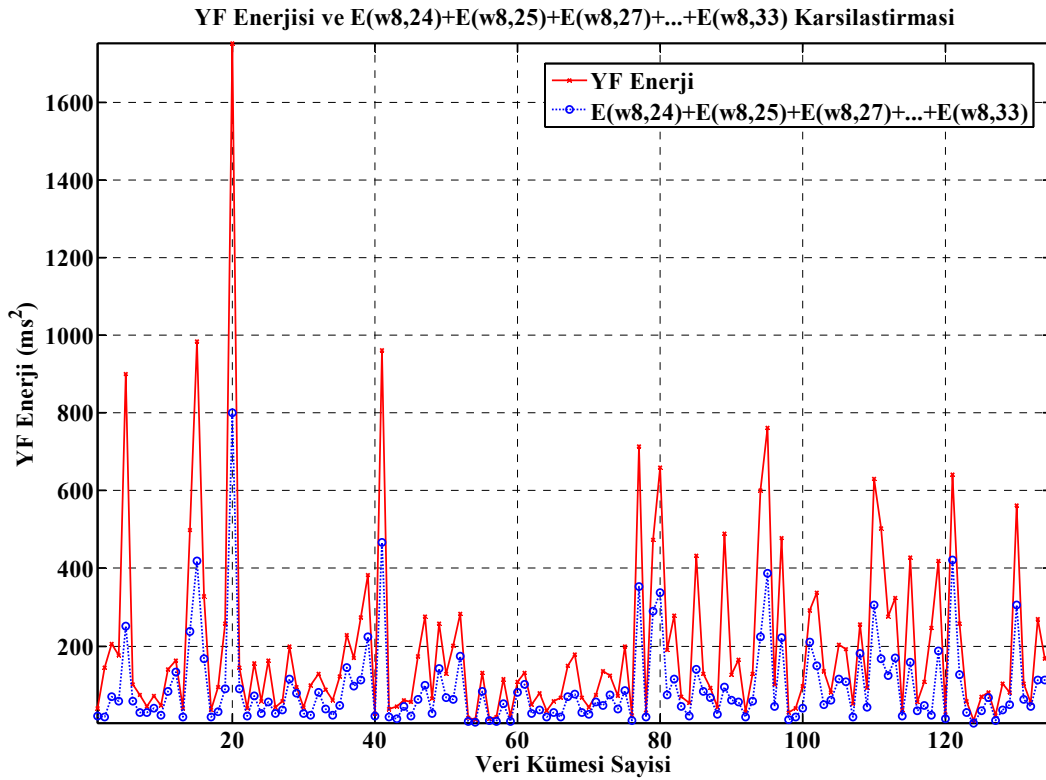
şeklinde olacaktır. Burada da yine $E_{w_{m,j}}$ (grafiklerde $E(w_{m,j})$ olarak gösterilmiştir), m. seviyedeki j. düğüme ait $w_{m,j}$ paketinin RMS enerji değerini ifade etmektedir.



Şekil 5.39. YF Bandı için, w8,20 düğümü ile w8,35 düğümü arasındaki her hastaya göre enerji değerleri



Şekil 5.40. YF Bandı için, w8,36 düğümü ile w8,51 düğümü arasındaki, her hastaya göre enerji değerleri



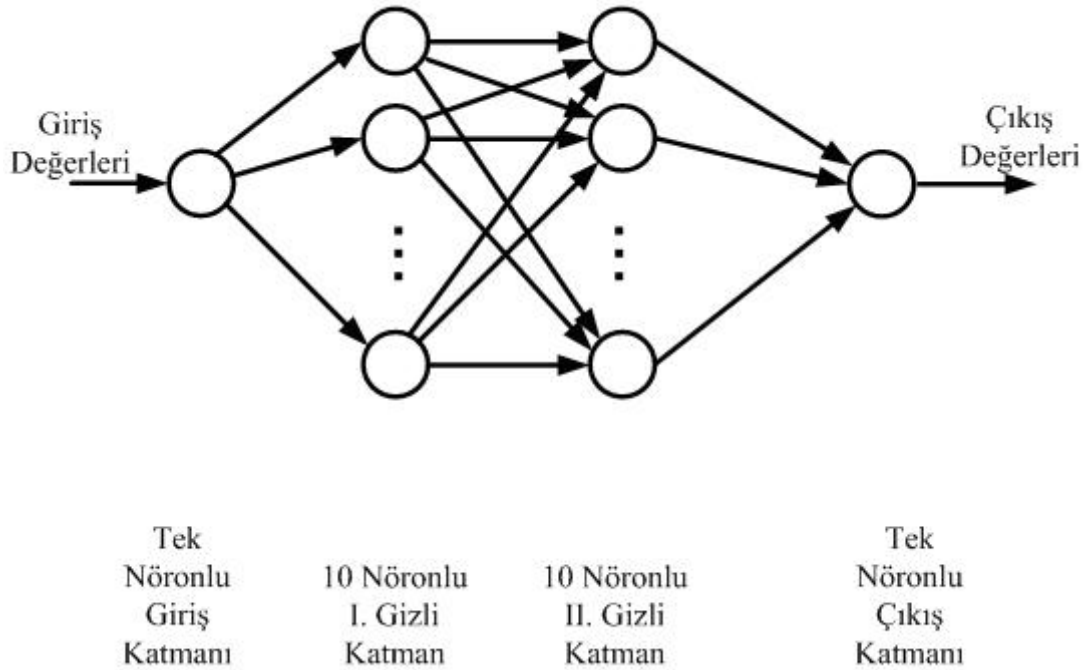
Şekil 5.41. YF bandı ve $E_{w_{8,24}} + E_{w_{8,25}} + E_{8,26} + \dots + E_{w_{8,33}}$ düğüm enerjileri toplamının karşılaştırılması

5.6. DPD ve YSA ile Baskın Alt-Bantların Tespiti

Veri tabanında bulunan her bir veri seti, DPD ile ayrışımı yapıldıktan sonra elde edilen dalgacık paketleri, işaretlerin yorumu için oldukça büyük önem taşımaktadır. Daha önceki çalışmalar, KHD işaretleri frekans tanım alanı analizlerinde, daha çok AF/YF oranı üzerine yoğunlaşmıştır. Oysaki bu oran, literatürde kabul edilmiş sadece iki frekans bandının karşılaştırılması ile elde edilmektedir.

Yapılan çalışmanın ilk etabında, ÇAF, AF ve YF bantlarının her biri kendi içinde, alt-bantlara bölünmüştür. Daha sonraki kısımda ise elde edilen bu alt-bantlar YSA algoritması kullanılarak literatürde kabul edilen 3 temel bantla karşılaştırılmıştır. Böylece YSA'nın giriş değerlerini hesaplanan alt-bant RMS enerji değerleri oluştururken, hedef değerler ise YSA'nın girişine uygulanan alt-banda ait toplam temel bant RMS enerji değeri olmaktadır.

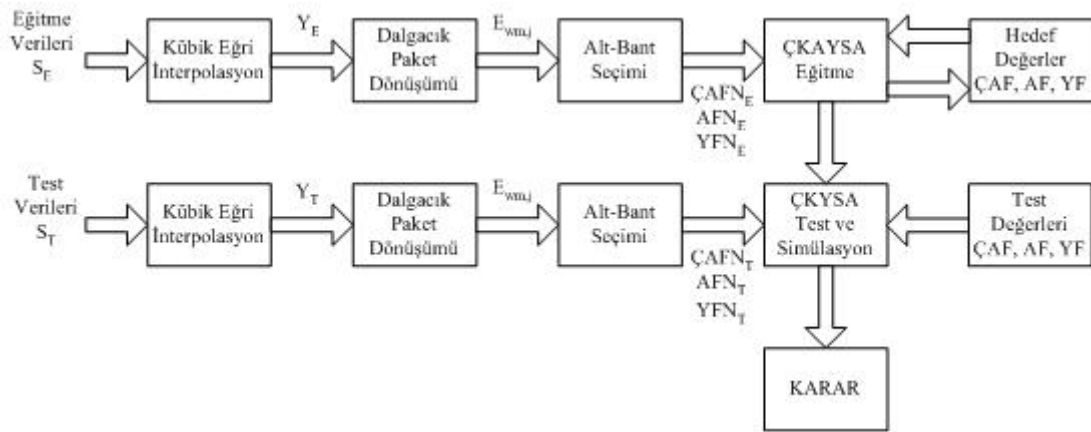
Baskın alt-bantların belirlenmesi için farklı YSA metotları farklı parametrelerle test edilmiştir. Bu metotlar arasında en yüksek doğrulukları veren YSA yapısı, tek nöronlu giriş katmanı, 10 nöronlu iki gizli katman ve bir nöronlu çıkış katmanından oluşan ÇKAYSA algoritmasıdır (şekil 5.42). I. ve II. gizli katman için aktivasyon fonksiyonu tanjant-sigmoid fonksiyonu seçilirken, gizli katman için doğrusal aktivasyon fonksiyonu seçilmiştir. Bu sonuçlar içerisinde ağırlık ve bias değerlerini güncellemek için en uygun çözüm, Levenberg-Marquardt (LM) algoritması ile elde edilmiştir.



Şekil 5.42. Baskın alt-bantların tespiti için oluşturulan ÇKAYSA yapısı

ÇAF bandı için yapılan çalışmanın ana hatları şekil 5.43'te gösterilmiştir. Bu yapıya göre, ilk önce zaman domenindeki veriler eğitime ve test verileri olarak iki gruba ayrılmıştır. Bu verilerden ilk 100'ü eğitime verisi (S_E) olarak seçilirken diğer 35 veri, test verisi (S_T) olarak değerlendirilmiştir [66, 80, 81, 82, 83]. Her bir veri kübik eğri interpolasyonu ve 4 Hz'de yeniden örnekleme işlemlerinden geçtikten sonra, DPD analizinde de, ADD'de en yüksek doğruluk performansını gerçekleştiren db4 dalgacı DPD'de de yapılan deneysel sonuçlar bakımından en iyi performansı sergilemiştir. Çalışmada işaret db4 dalgacı ile norm 1,5 entropisi kullanılarak 8

seviyede ayrıştırılmıştır. 8 seviyede ayrışımın tercih nedeni ise frekans ayrışımalarında, istenilen frekans aralıklarına bu seviyede erişilebilmesidir. Ayrışım sonunda oluşan paketlerden ÇAF bandına ait paketlerin RMS enerjileri toplamı, ilk 100 veri için eğitime hedef değerleri, diğer 35 veri için ise test hedef değerleri olarak elde edilmiştir. Şekildeki ÇAFN_E değerleri eğitime için kullanılan ÇAF bandı alt-bantlarını ifade ederken, ÇAFN_T değerleri ise test için kullanılan ÇAF bandı alt-bantlarını simgelemektedir.



Şekil 5.43. ÇAF bandı içinde, baskın alt-bantların tespiti için geliştirilen algoritma

Daha sonra ise, enerji değerleri gruplandırılarak, 6 seviyeli bir hedef kümesi oluşturulmuştur. Oluşturulan seviye tablosu ÇAF bandı için tablo 5.10'da gösterilmiştir. YSA seviyelerini oluşturmaktaki amaç, ÇAF bandı içerisinde seçilen alt-bantların RMS enerji değerinin, toplam ÇAF bandı RMS enerji değerine yakınlık derecesinin belirlenmesidir.

Tablo 5.10. ÇAF bandı enerji değerleri için seçilen seviye aralıkları

Enerji Aralığı (ms^2)(ÇAF)	YSA Seviyesi
0–500	0
500–1000	1
1000–1500	2
1500–3000	3
3000–8000	4
8000–16000	5

YSA girişine ise, her veri seti için, ÇAF frekans bandında bulunan sadece 3 dalgacık paketi ($E_{w8,1}$, $E_{w8,2}$, $E_{w8,3}$) enerjileri toplamı uygulanmıştır. Çıkışta ise, ÇAF enerji bandının tamamının enerjileri hedef değerler olarak seçilmiştir. ÇAF1 bandı denklem 5.3'te, ÇAF2 bandı ise;

$$\text{ÇAF2} = E_{w8,2} + E_{w8,3} + E_{w8,4} \quad (5.6)$$

şeklinde ifade edilmektedir. Yani, ÇAF bandı içerisinde 3 paketlik bir pencere seçilmesi halinde, ilk pencere ÇAF1 ise, ikinci pencere ÇAF 2 penceresi olacaktır. İki pencere için ayrı ayrı gerçekleştirilen YSA eğitme ve test doğrulukları tablo 5.11'de gösterilmektedir.

Tablo 5.11. Seçilen ÇAF bantları için YSA eğitme ve test performansları

Bant	Frekans Aralığı (Hz)	Eğitme Doğruluğu(%)	Test Doğruluğu(%)
ÇAF1	[0,0078125–0,03125]	100	97,1
ÇAF2	[0,015625–0,0390625]	36	34,3

Denklem 5.3'e göre hesaplanan ÇAF1 bandı çok yüksek bir eğitme ve test doğruluğu verirken, denklem 5.6'da gösterilen ÇAF2 bandı oldukça düşük doğruluk oranı vermektedir. Oluşturulan tabloya göre [0,0078125–0,03125] Hz'lik frekans bölgesi aralığının, [0,015625–0,0390625] Hz'lik frekans bölgesi aralığından baskın olduğu açıkça görülmektedir.

Aynı metodoloji yine tek nöronlu giriş katmanı, tek nöronlu çıkış katmanı ve 10 nöronlu oluşmuş iki gizli katmandan oluşan YSA kullanılarak AF bandı için uygulanmıştır. Giriş katmanında tanjant-sigmoid fonksiyonu ve gizli katmanda ise lineer aktivasyon fonksiyonu kullanılmıştır. Yine aynı şekilde, hata geri yayılım algoritması için LM algoritması olarak seçilmiştir (Şekil 5.43).

Şekil 5.43'te, AFN_E değerleri eğitme için kullanılan AF alt-bantlarını ifade ederken, AFN_T değerleri ise test için kullanılan AF alt-bantları simgelemektedir.

AF hedef değerleri için seçilen YSA enerji seviye tablosu ise tablo 5.12'de gösterilmektedir.

Tablo 5.12. AF bandı enerji değerleri için seçilen seviye aralıkları

Enerji Aralığı (ms ²)(AF)	YSA Seviyesi
0–400	0
400–750	1
750–1500	2
1500–2500	3
2500–3500	4
3500–5000	5

AF bandı içinde seçilen bant bölgelerinde; her bitişik 6 dalgacık paketi, bir pencere olarak seçilmiştir. Oluşturulan bu pencere AF bandı içerisinde her bir dalgacık paketi kadar örtüşmeli şekilde ötelenerek elde edilmiştir. Örneğin AF1 bandı,

$$AF1 = E_{w8,5} + E_{w8,6} + E_{w8,7} + E_{w8,8} + E_{w8,9} + E_{w8,10} \quad (5.7)$$

AF2 bandı,

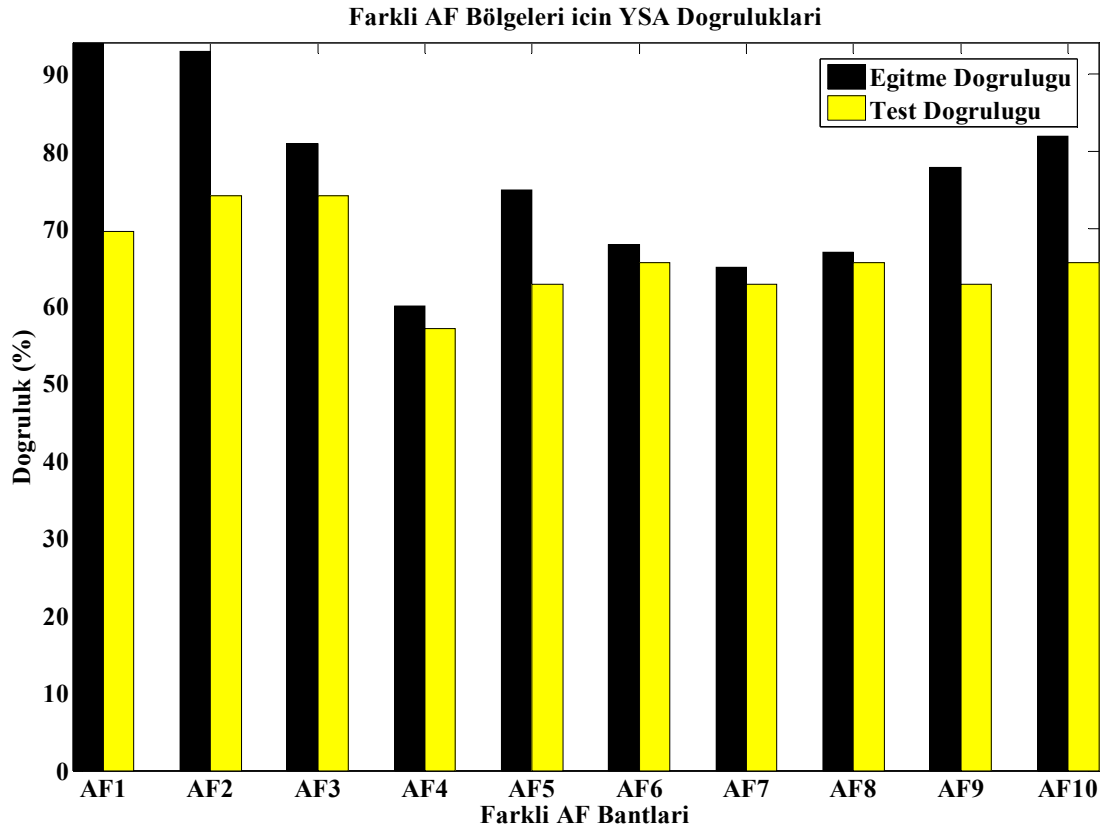
$$AF2 = E_{w8,6} + E_{w8,7} + E_{w8,8} + E_{w8,9} + E_{w8,10} + E_{w8,11} \quad (5.8)$$

AF3, AF4,..., AF10 bantları (şekilde AFN olarak belirtilmiştir.) ise aynı şekilde bu formüllerin ötelenmesi ile hesaplanmıştır. Bu bantların her biri YSA girişine ayrı ayrı uygulanmıştır. Bu sefer hedef değerler AF bandının tamamını kapsamaktadır. Yani AF bölgesindeki alt bantlar, AF bölgesinin tamamı için test edilmiştir. Yapılan analizler sonucundaki performans tablosu tablo 5.13'te gösterilmiştir.

Elde edilen tablo sonuçları karşılaştırılırsa (Şekil 5.44), AF1, AF2 ve AF3 bantlarının baskınlığı belirgin bir şekilde fark edilmektedir. Ayrıca, AF4 bandının ise düşük eğitim ve test doğrulukları göze çarpmaktadır.

Tablo 5.13. Seçilen AF bantlarının YSA doğrulukları

Bant	Frekans Aralığı (Hz)	Eğitime Doğruluğu(%)	Test Doğruluğu(%)
AF1	[0,0390625–0,0859375]	94	69,7
AF2	[0,046875–0,09375]	93	74,3
AF3	[0,0546875–0,1015625]	81	74,3
AF4	[0,0625–0,109375]	60	57,1
AF5	[0,0703125–0,1171875]	75	62,9
AF6	[0,078125–0,125]	68	65,7
AF7	[0,0859375–0,1328125]	65	62,9
AF8	[0,09375–0,140625]	67	65,7
AF9	[0,1015625–0,1484375]	78	62,9
AF10	[0,109375–0,15625]	82	65,7



Şekil 5.44. Seçilmiş farklı AF bölgeleri için YSA test ve eğitime doğruluklarının karşılaştırılması

Paketlerin enerji değerlerinin veri setlerine göre oldukça dağınık bulunduğu YF bandı için baskın paketleri ve baskın bantları tespit etmek oldukça zordur. YF için yapılan analizlerde, aynı metodoloji bu sefer YF bandı için uygulanmıştır. Yine tek giriş tek çıkışlı bir YSA ağı, 10 nörona sahip iki gizli katmandan oluşmaktadır. Giriş katmanına tanjant-sigmoid fonksiyonu ve gizli katmana ise lineer aktivasyon fonksiyonu ve hata eğitme olarak ise LM algoritması uygulanmaktadır (şekil 5.43).

Şekil 5.43'te, YFN_E değerleri eğitme için kullanılan YF alt-bantlarını ifade ederken, YFN_T değerleri ise test için kullanılan AF alt-bantları simgelemektedir.

YF hedef değerleri için seçilen YSA enerji seviye tablosu ise tablo 5.14'de gösterilmektedir.

Tablo 5.14. YF bandı enerji değerleri için seçilen seviye aralıkları

Enerji Aralığı (ms^2)(YF)	YSA Seviyesi
0–100	0
100–200	1
200–400	2
400–800	3
800–1300	4
1300–1800	5

YF bandı içinde seçilen bant bölgeleri için; her bitişik 11 dalgacık paketi, bir pencere olarak seçilmiştir. Elde edilen bu pencere YF bandı içerisinde her bir dalgacık paketi kadar örtüşmeli şekilde ötelenerek elde edilmiştir.

Örneğin YF1 ve YF2 bantları,

$$YF1 = E_{w8,20} + E_{w8,21} + E_{w8,22} + E_{w8,23} + \dots + E_{w8,29} + E_{w8,30} \quad (5.9)$$

$$YF2 = E_{w8,21} + E_{w8,22} + E_{w8,23} + E_{w8,24} + \dots + E_{w8,25} + E_{w8,31} \quad (5.10)$$

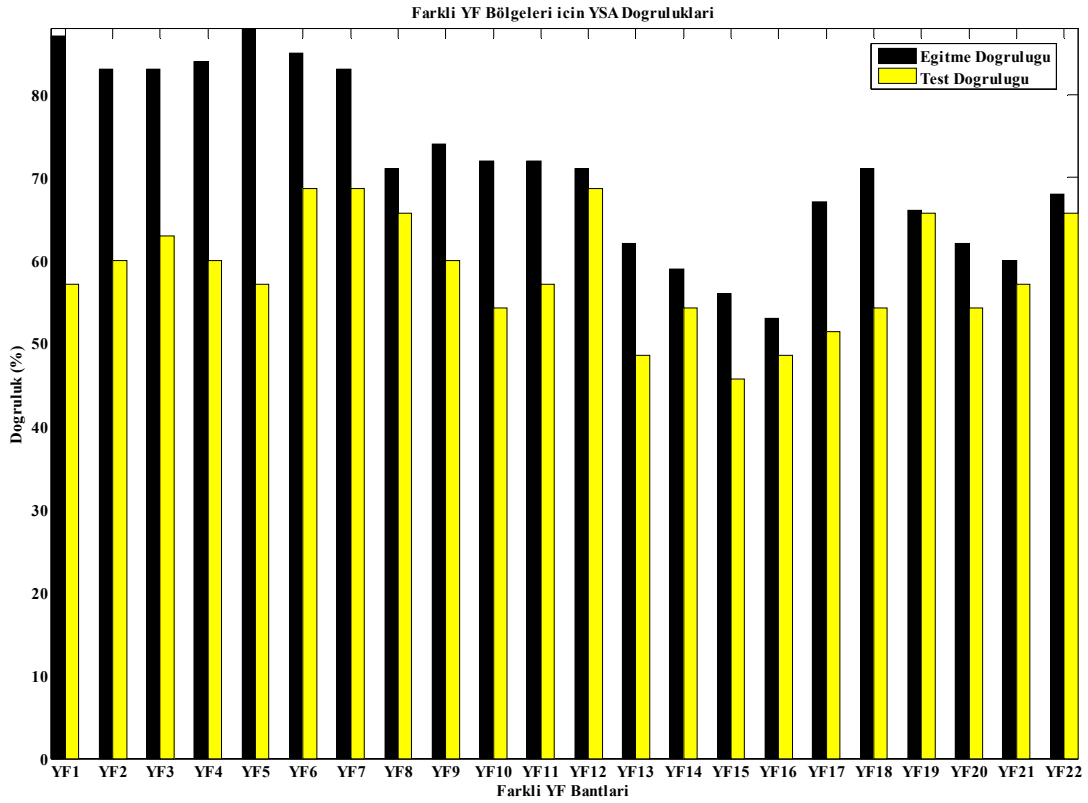
şeklinde hesaplanır ve diğer YF3, YF4, ... , YF22 bantları aynı şekilde ötelenerek elde edilmektedir. Bu şekilde hesaplanan alt-bantların her biri YSA girişine ayrı ayrı

uygulanırsa eğitim ve test doğrulukları tablo 5.15'deki gibi olacaktır.

Tablo 5.15. Seçilen YF bantlarının YSA doğrulukları

Bant	Frekans Aralığı (Hz)	Eğitme Doğruluğu(%)	Test Doğruluğu(%)
YF1	[0,15625– 0,2421875]	87	57,1
YF2	[0,1640625– 0,25]	83	60
YF3	[0,171875–0,2578125]	83	62,9
YF4	[0,1796875–0,265625]	84	60
YF5	[0,1875–0,2734375]	88	57,1
YF6	[0,1953125–0,28125]	85	65,6
YF7	[0,203125 –0,2890625]	83	68,6
YF8	[0,2109375–0,296875]	71	65,7
YF9	[0,21875–0,3046875]	74	60
YF10	[0,2265625 – 0,3125]	72	54,3
YF11	[0,234375–0,3203125]	72	57,1
YF12	[0,2421875–0,328125]	71	68,6
YF13	[0,25–0,3359375]	62	48,6
YF14	[0,2578125–0,34375]	59	54,3
YF15	[0,265625–0,3515625]	56	45,7
YF16	[0,2734375– 0,359375]	53	48,6
YF17	[0,28125–0,3671875]	67	51,4
YF18	[0,2890625– 0,375]	71	54,3
YF19	[0,296875–0,3828125]	66	65,7
YF20	[0,3046875–0,390625]	62	54,3
YF21	[0,3125–0,15625]	60	57,1
YF22	[0,3203125–0,40625]	68	65,7

Elde edilen tablo sonuçları karşılaştırılırsa (Şekil 5.45), özellikle YF6, YF7 ve YF8 ardışık bantlarının eğitim ve test doğruluklarının yüksek olduğu görülmektedir. Bunun yanında tekli alt bantlar olarak düşünülürse, YF12, YF19 ve YF22 bantlarının da baskın oldukları görülmektedir. Ayrıca, YF13, YF14, YF15 ve YF16 bantlarının ise düşük eğitim ve test doğruluklarına sahip olduğu belirlenmektedir.



Şekil 5.45. Seçilmiş farklı YF bölgeleri için YSA test ve eğitim doğrulukları karşılaştırmaları

Yapılan analiz sonuçları göstermektedir ki, DPD ile ayrıştırılan KHD işaretinin VT ve VF hastalıkları için sadece ÇAF, AF, YF bantları ile genel bir şekilde değerlendirilmesi yetersiz kalmaktadır. Ancak, bu bantların daha çok frekans bölgesine ayrıştırılması, bundan sonraki diğer çalışmalara da öncülük edecek daha farklı parametrelerin oluşmasını sağlamıştır. Temel olarak seçilmiş bu üç frekans bandı kendi bünyelerinde daha dar frekans bölgelerine ayrıştırılmış ve oluşan her bir bandın, ait olduğu temel banda göre karşılaştırılması ile baskın olan bantların tespiti gerçekleştirilmiştir.

BÖLÜM 6. SONUÇLAR

Bu çalışmada temel amaç en uygun dalgacık dönüşümüyle KHD işaretleri için uygulanabilir genel çözüm metotları sunmak ve özellikle olarak, literatürde ilk defa, VT ve VF veri tabanı için kapsamlı olarak işaret analiz işlemleri gerçekleştirerek bu hastalıklarla ilgili önemli değerleri ortaya koymaktır. Bu amaçla ADD, DPD ve YSA metotları gibi güncel metotlar bu tezin kapsamı içerisinde değerlendirilmiştir.

Ektopikli ve ektopiksiz işaretler içerisinde ADD ile yapılan analizler, bu bileşenlerin frekans spektrumu üzerindeki etkisini gözler önüne sermektedir. Kullanılan veri tabanının kısa süreli kayıtlar içermesi, ektopiklerin işaret üzerindeki etkisinin frekans spektrumunda önemli ölçüde etkin olmasına neden olmuştur. Yapılan analizler göstermektedir ki, ektopikli işaretler için $22,854 - 9476,5 \text{ ms}^2$ arasında değişen AF bandındaki enerji aralığı ektopiklerin kaldırılmasıyla $18,291 - 5867,1 \text{ ms}^2$ enerji aralığına kaymıştır. YF bandındaki enerji aralığı ise $14,395 - 40429 \text{ ms}^2$ değerinden, $10,37 - 2086,5 \text{ ms}^2$ arasında değişen değerlere ulaşmıştır. Bununla beraber AF/YF oranı da $0,05184 - 5,9081$ aralığından, $0,13114 - 11,076$ aralığına değişmiş durumdadır. Ektopiklerin kısa zamanlı KHD kayıtlarının analizlerinde ne derece önemli olduğu ve sonuçlar üzerindeki etkisi açıkça tespit edilmiştir.

Çalışmada kullanılan veri tabanı özel olarak seçilmiş bir veri tabanıdır. Daha önceki çalışmalarda, VT ve VF hastalıklarında KHD analizleri bu tezdaki kadar kapsamlı ele alınmamıştır ve oldukça sınırlıdır. Her kayıt mutlaka bir VT ve VF bileşenini içerisinde taşır. Buda belli zamanlarda KHD işaretlerinde ciddi bozulmalar olarak ortaya çıkar. Bu değişiklikler VT ve VF zamanlarında sempatik ve parasempatik uyarımları tamamen değiştirir.

Çalışma SD için iki yöntem sonucu ortaya koyar. ADD ile yapılan analizlerde ortaya çıkan frekans örtüşmeleri ilk defa KHD işaretleri için DPD kullanımıyla ortadan

kaldırılmıştır. 8 seviyeli 510 paketten oluşan kapasiteli ayrışım hem frekans bantlarının istenilen aralıkta seçilmesine izin verir, hem de çok küçük aralıklı alt bantlarda detaylı analiz olanağı sağlar. DPD analizi durağan olmayan KHD işaretlerinin analizine frekans değerinden bağımsız global bir yaklaşım getirir. Literatürde sıklıkla karşılaşılan farklı örnekleme frekans uygulamaları DPD ile ortadan kalkar. Böylece, ADD analizlerindeki en önemli eksiklikte ortadan kaldırılmış olur. Veri tabanında bulunan VT ve VF verilerinin DPD analizleri çoklu bant ayrışimleri sayesinde ilginç neticeler ortaya koymuştur. DPD analizleri sonucunda; ADD analizi ile 18,291 – 5867,1 ms² enerji aralığında hesaplanan AF bandı enerjisi, DPD analizi ile 20,247 – 4866,8 ms² aralığına kaymıştır. YF bandı enerjisi ise, 10,37 – 2086,5 ms² arasında değişen enerjiye sahipken, DPD analizi ile 9,1182 – 1752,1 ms² aralığında bir değişim göstermektedir. Kalp ritmindeki düzensizliklerin yansması olarak otonom sinir sistemindeki SD etkisi incelendiğinde AF/YF oranı, ADD analizi ile 0,13114 – 11,076 aralığında, DPD analizi ile de 0,2149 – 16,058 aralığında hesaplanmıştır. Bu değer ADD ile elde edilen ve kullanılan değerlerden oldukça farklıdır.

Bu çalışma ile ilk defa ÇAF bandı için önemli değerler sunulmuştur. ÇAF bandı küçük frekans aralığı nedeniyle analizi zor ve üstünde genellikle yorum yapılamayan bir banttır. ÇAF bandı incelendiğinde VT verileri için 129,49 – 15835 ms² enerji aralığında değerler alırken, VF verileri için, 129,79 – 15010 ms² enerji aralığında değişmektedir.

Yapılan DPD analizlerinde AF bandı, VT verileri için 20,247 – 4866,8 ms² olarak hesaplanırken, VF verileri için, 105,76 – 2565,3 ms² enerji aralığında bulunmaktadır. YF bandı ise, VT verileri için, 11,2 – 1752,1 ms² enerji aralığında, VF verileri için ise 9,1182 – 984,14 ms² aralığında hesaplanmıştır. Bu değerlere bağlı olarak, SD 'nin ölçütü olarak gösterilen AF/YF enerji oranı değeri, VT veri seti için 0,2149 – 13,217 aralığında ve VF veri seti için 1,2158 – 16,058 aralığında olduğu görülmektedir.

Çalışmada ilk defa YSA algoritması, SD'nin otomatik tespiti için kullanılmış ve çok başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Farklı db seviyeleri ÇKAYSA ile test edilmiş ve SD tespiti üstündeki başarı oranları karşılaştırılmıştır. db4 elde ettiği % 100 eğitim ve %

94,3'lük test başarı oranları ile çalışmanın diğer uygulamalarında da tercih nedeni olmuştur. Bununla beraber SD'nin otomatik tespiti hem ektopikli işaretler hem de ektopiksiz işaretler için uygulanabilir sonuçlar ortaya koymuştur. Bu algoritma ile AF/YF'nin normal değerleri olarak kabul edilen sınır şartlarına göre SD'nin normal değerlerden yüksek mi, normal değerler içinde mi veya normal değerlerden düşük mü olduğu ADD ve YSA algoritması ile otomatik olarak tespit edilebilmektedir.

Çalışma ayrıca, bugüne kadar literatürde sadece 4 temel spektral bant üzerine kurulmuş KHD spektral analizlerine yeni bir bakış açısı getirmektedir. DPD ile yapılan analizler sonucunda, bu temel bantların daraltılması ile ilginç sonuçlarında ortaya çıkması baskın bantların tespitini de beraberinde getirmiştir. İlk olarak ÇAF frekans bandı dahilindeki dalgacık paketlerinin ele alınmasıyla oluşturulan 3 ardışık bandın toplam enerjilerinin ÇAF bandının toplam enerjisine çok yakın olarak takip ettiği görülmektedir. Her veri için gerçekleştirilen karşılaştırmada, ÇAF bandına ait ilk üç bileşenin enerjisinin toplam enerjiye çok yakın olduğu fark edilmiş ve oluşturulan YSA algoritması ile bu üç bandın baskınlığı gözler önüne serilmiştir. Bu üç bandın enerji toplamının algoritmaya uygulanması % 100'lük eğitime doğruluğu ve % 97,1'lik bir test doğrulunu ortaya koymuştur. Diğer taraftan ÇAF bandının alınan diğer parçası (2., 3. ve 4. paketler) için YSA eğitime doğruluğu %36 olarak bulunurken, test doğruluğu sadece % 34,3'te kalmıştır. Dolayısıyla ÇAF bandı [0,0078125-0,003125] Hz'lik bir frekans aralığına daraltılmıştır. ÇAF bandı için yapılan analizler AF bandı ve YF bandı içinde ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar göstermektedir ki, AF bandı içerisinde alınan 6'şarlı grup halindeki bitişik paketler, toplam AF bandı çıkış olarak alınmak üzere YSA algoritmasına uygulanmış ve özellikle [0,046875 – 0,09375] Hz frekans aralığında bulunan AF2 bandında baskınlığın en yüksek seviyede olduğu gözlenmiştir. Verilere göre oldukça dağınık bir yerleşim gösteren YF bandında ise baskın bantları tespit etmek oldukça güç olmasına rağmen geliştirilen DPD - YSA modeli ile, [0,1953125 – 0,28125] Hz aralığında bulunan YF6, [0,203125 – 0,2890625] Hz frekans aralığında bulunan YF7 ve [0,2109375–0,296875] Hz frekans aralığında bulunan YF8 ardışık bantlarının eğitime ve test doğruluklarının yüksek olduğu görülmektedir. Bundan başka tekli olarak alt-bantların baskınlığı düşünülürse, [0,2421875–0,328125] Hz aralığındaki YF12, [0,296875–0,3828125] Hz aralığındaki YF19 ve [0,3203125–0,40625] Hz

aralığındaki YF22 bantlarının da baskın oldukları görülmektedir. Dolayısıyla bu bantların YF bandı içerisinde baskınlıkları kolaylıkla ortaya çıkmaktadır.

Çalışmada, baskınlık tespiti için, her temel bant içerisinde oluşturulan alt bantlar, farklı hastalık gruplarında farklı parametreler olarak kullanılabilme imkanı sunacaktır. Böylece sadece AF/YF oranı ile kısıtlı kalan otonom sinir sistemi ilişkisi yeni parametrelerin de ortaya çıkması ile daha geniş bir araştırma platformuna dönüştürülmüştür. Sunduğu yöntemlerle tüm KHD analizleri için global bir çözüm sunan çalışma, incelediği veri tabanı ve elde ettiği sonuçlarla da klinik uygulamalara öncülük edebilecek niteliktedir. Ayrıca, kullanılan DD analizleri durağan olmayan KHD işaretlerinin çok alçak frekanslarını dahi inceleme fırsatı sunmaktadır. DD sayesinde KHD işareti üzerinde anlık değişimlerin gözlemlenmesine de olanak sağlanmıştır.

BÖLÜM 7. TARTIŞMA VE ÖNERİLER

Bu tezde gerçekleştirilen uygulamalar, kullanılan metotlar ve geliştirilen algoritmalar elektro-kardiyolojide her noktaya uygulanabilecek temel işaret analiz unsurlarını içerisinde barındırmaktadır.

Ektopik yok etme, frekans-enerji analizi ve sınıflandırma temelli uygulamalar VT ve VF veri tabanı için gerçekleştirilmiş ve oldukça kritik sonuçlara ulaşılmıştır. Bu temel noktalardan hareketle kalp aritmileri, miyokart enfarktüsü, psikolojik rahatsızlıklar, otonom sinir sistemi ve kardiyoloji ile bağlantılı birçok hastalık böyle bir yapı içerisinde analiz edilerek dolaşım sistemi ve sinir sistemi arasındaki ilişkinin çözülmesine katkı sağlanabilir. Ayrıca birçok rahatsızlığın ilişkilendirilmesinde ortaya çıkan yeni parametrelerin de değerlendirilmesi ile oldukça çarpıcı sonuçlar almak mümkün olacaktır.

Çalışma elde ettiği çıktılar açısından ventriküler taşiaritmi hastalıkları için çok kritik değerleri bünyesinde taşımaktadır. Bu hastalıkların SD parametresiyle ilişkilendirilmesi önemli bir katkı sağlanmıştır. Çalışmada kullanılan yöntemlerin ve sonuçların gerçek zamanlı klinik uygulamaları ve değerlendirilmeleri teşhis ve tedavi sürecine de katkı yapacak niteliktedir.

Çalışmada kullanılan algoritmaların, aynı hastadan alınan EEG, ENG ve EMG gibi diğer fizyolojik işaretlerinde beraber alınmasıyla oluşturulacak yeni veri tabanına tatbiki birçok hastalığın değerlendirilmesine olanak sağlayacak sonuçlara gebe dir.

Bu tez, AF ve YF gibi literatürde sık kullanılan bantların en doğru şekilde analiz edilmesi için önerdiği yöntemi ÇAF bandına yayarak diğer hastalıklar ve kritik indeksler için yeni bir bandı tartışmaya açmıştır. Bu bantla ilgili araştırmalar, yeni uygulamalar için önemli bir değerlendirme parametresi olarak kullanılabilir.

Ayrıca bu çalışma, disiplinler arası bir çalışma olduğu için özellikle elektrokardiyoloji ve biyomedikal mühendisliğinde cevap bulduğu sorular, araştırmaya açtığı konular ve bunlara hazırladığı temellerle veri analizi konusunda önemli bir boşluğu ortadan kaldıracak niteliktedir.

KAYNAKLAR

- [1] TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY, Heart Rate Variability – standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use, *Circulation*, *European Heart Journal* vol. 93, 354-381, 1996.
- [2] ACHARYA, U. R., JOSEPH, K. P., KANNATHAL, N., LIM, C. M., SURI, J. S., Heart Rate Variability: a review, *Med. Bio. Eng. Comput.* (2006) 44:1031-1051.
- [3] MALARVILI, M. B., MESBAH, M., BOASHASH, B., Time-Frequency Analysis of Heart Rate Variability for Neonatal Seizure Detection, Article ID 50396, 10 pages, *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, Volume 2007.
- [4] POMERANZ, B., MACAULAY, R.J., CAUDILL, M.A., KUTZ, I., ADAM, D., GORDON, D., KILBORN, K. M., BARGER, A. C., SHANNON, D. C., COHEN, R. J., BENSON, H., Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis, 248:H151-H153, *Am J Physiol* 1985.
- [5] PAGANI, M., LOMBARDI, F., GUZZETTI, S., RIMOLDI, O., FURLAN, R., PIZZINELLI, P., SANDRONE, G., MALFATTO, G., BELL'ORTO, S., PICCALUGA, E., TURIEL, M., BASELLI, G., CERUTTI, S., MALLIANI, A., Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympathovagal interaction in man and conscious dog, 59: 178-193, *Circ Res.* 1986.
- [6] MYERBURG, R. J., KESSLER, K. M., BASSETT, A. L., CASTELLANOS, A., A biological approach to sudden cardiac death: Structure, function and cause, 63:1512-1516, *Am J Cardiol* 1989.
- [7] AHUJA, N. D., AGARWAL, A. K., MAHAJAN, N. M., MEHTA, N. H., KAPADIA, H. N., GSR and HRV: Its Application in Clinical Diagnosis, Proceedings of the 16th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS'03), 1063-7125/03, 2003.

- [8] ROTHSCHILD, M., ROTHSCHILD, A., PFEIFER, M., Temporary decrease in cardiac parasympathetic tone after acute myocardial infarction, *Am. J. Cardiol.* 18:637–639, 1988.
- [9] SCHWARTZ, P. J., LA ROVERE, M. T., VANOLI, E., Autonomic nervous system and sudden cardiac death. Experimental basis and clinical observations for post-myocardial infarction risk stratification. *Circulation* 85 (Suppl I):I77–I91, 1992.
- [10] WHARTON, J. M., COLEMAN, R. E., STRAUSS, H. C., The role of the autonomic nervous system in sudden cardiac death, *Trends Cardiovasc Med* 2:65–71, 1992.
- [11] KLEIGER, R. E., MILLER, J. P., BIGGER, J. T., MOSS, A. J., THE MULTICENTER POST-INFARCTION RESEARCH GROUP, Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction, *Am. J. Cardiol.*, 59:256-262, 1987.
- [12] FARRELL, T. G., BASHIR, Y., CRIPPS, T., MALIK, M., POLONIECKI, J., BENNETT, E. D., WARD, D., CAMM, A. J., Risk stratification for arrhythmic events in postinfarction patients based on heart rate variability, ambulatory electrocardiographic variables and the signal-averaged electrocardiogram, *J. Am. Coll. Cardiol.*, 18:687-697, 1991.
- [13] BIGGER, J. T., FLEISS, J. L., STEINMAN, R. C., ROLNITZKY, L. M., KLEIGER, R. E., ROTTMAN, J. N., Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction, *Circulation*, 85: 164-172, 1992.
- [14] HUIKURI, H. V., VALKAMA, J. O., AIRAKSINEN, K. E., SEPPANEN, T., KESSLER, K. M., TAKKUNEN, J. T., MYERBURG, R. J., Frequency domain measures of heart rate variability before the onset of nonsustained and sustained ventricular tachycardia in patients with coronary artery disease, *Circulation Journal of the American Association*, 87:1220-1228, 1993.
- [15] MALIK, M., CAMM, A.J. (eds.), *Heart Rate Variability*, Armonk, N.Y. Futura Pub. Co. Inc., 1995.
- [16] ULVİ, H., YOLDAŞ, T., YİĞİTER, R., MÜNGEN, B., R-R interval variation and the sympathetic skin response in the assessment of the autonomic nervous system in leprosy patients, *Acta Neurol Scand* 107: 42–49, 2003.
- [17] ÖZGÖÇMEN, S., YOLDAŞ, T., YİĞİTER, R., KAYA, A., ARDIÇOĞLU Ö., R-R Interval Variation and Sympathetic Skin Response in Fibromyalgia, *Archives of Medical Research* 37, 630–634, 2006.

- [18] YANG, T. F., WONG, T. T., CHANG, K. P., KWAN, S. Y., KUO, W. Y., LEE, Y. C., KUO, T. B. J., Power spectrum analysis of heart rate variability in children with epilepsy, *Child's Nerv Syst*, 17:602–606, 2001.
- [19] CACCIATORI, V., GEMMA, M. L., BELLAVERE, F., CASTELLO, R., DE GREGORI, M. E., ZOPPINI, G., THOMASETH, K., MOGHETTI, P., MUGGEO, M., Power spectral analysis of heart rate in hypothyroidism *European Journal of Endocrinology*, 143 327–333, 2000.
- [20] SCHUMANN, A., WESSEL, N., SCHIRDEWAN, A., OSTERZIEL, K. J., VOSS, A., Potential of feature selection methods in heart rate variability analysis for the classification of different cardiovascular diseases, *Statist. Med.* 21:2225–2242, 2002.
- [21] BURRI, H., CHEVALIER, P., ARZI, M., RUBEL, P., KIRKORIAN, G., TOUBOUL, P., Wavelet transform for analysis of heart rate variability preceding ventricular arrhythmias in patients with ischemic heart disease, *International Journal of Cardiology* 109, 101-107, 2006.
- [22] VERLINDE, D., BECKERS, F., RAMAEKERS, D., AUBERT, A. E., Wavelet decomposition analysis of heart rate variability in aerobic athletes, *Auton. Neurosci.* 90(1–2):138–141, 2001.
- [23] TOLEDO, E., GUREVITZ, O., HOD, H., ELDAR, M., AKSELROD, S., Wavelet analysis of instantaneous heart rate: a study of autonomic control during thrombolysis. *Am. J. Physiol. Regul. Integr. Comp. Physiol.* 284(4):R1079–R1091, 2003.
- [24] CARVALHO, J. L. A., ROCHA, A. F., JUNQUEIRA, L. F., NETO, J. S., SANTOS, I., NASCIMENTO, F. A. O., A Tool for Time-Frequency Analysis of Heart Rate Variability, *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cancun, Mexico September 17-21, 2003.*
- [25] GAMERO, L. G., VILA, J., PALACIOS, F., Wavelet transform analysis of heart rate variability during myocardial ischemia, *Med. Biol. Eng. Comput.* 40:72–78, 2002.
- [26] ROCHE, F., PICHOT, V., SFORZA, E., FORTUNE, I. C., DUVERNEY, D., COSTES, F., GARET, M., BARTHÉLÉMY, J. C., Predicting sleep apnoea syndrome from heart period: a time-frequency wavelet analysis, *Eur. Respir. J.*, 22:937–942, 2003.
- [27] KUMAR, M., WEIPPERT, M., VILBRANDT, R., KREUZFELD, S., STOLL, R., fuzzy evaluation of heart rate signals for mental stress assessment, *IEEE transactions on fuzzy systems*, vol. 15, no. 5, october 2007.

- [28] PICHOT, V., GASPOZ, J. M., MOLLIEUX, S., ANTONIADIS, A., BUSSO, T., ROCHE, F., COSTES, F., QUINTIN, L., LACOUR, J. R., BARTHÉLÉMY, J. C., Wavelet transform to quantify heart rate variability and to assess its instantaneous changes, *Journal of Applied Physiology*, pp. 1081–1091, 1999.
- [29] CHEN, S. W., A Wavelet Based Heart Rate Variability Analysis for the Study of Nonsustained Ventricular Tachycardia, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol:49, No:7, July 2002.
- [30] DUVERNEY, D., GASPOZ, J. M., PICHOT, V., ROCHE, F., BRION, R., ANTONIADIS, A., BARTHELEMY, J., C., High accuracy of automatic detection of atrial fibrillation using wavelet transform of heart rate intervals, *journal of pacing and clinical electrophysiology*, volume 25, no. 4, part 1, april 2002.
- [31] WIKLUND, U., AKAY, M., NIKLASSON, U., Short-term analysis of heart-rate variability by adapted wavelet transforms, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*; 16: 113-8, 138, 1997.
- [32] KÖYLÜ, H., *Fizyoloji Dolaşım Solunum Boşaltım*, Tuğra Matbaası, 2001 S.:1-70.
- [33] LEVY, B., *Fizyoloji*, 5. Baskı, Güneş Tıp Yayınevi, S.:275-321.
- [34] HALL, G., *Tıbbi Fizyoloji*, 11.Baskı, Nobel Tıp, S.:103-145.
- [35] TWELVE LEAD EKG, Approved By The Governor's Advisory Board, Virginia Office of emergency medical services, January 28, 2000.
- [36] MORRIS, F., EDHOUSE, J., BRADY, W. J., CAMM, J., *ABC of Clinical Electrocardiography*, BMJ Publishing Group, 2003.
- [37] CLIFFORD, G.D., *Signal processing methods for heart rate variability*, Ph.D. Thesis, Department of Engineering Science, University of Oxford, 2002.
- [38] SAALASTI, S., *Neural Networks for Heart Rate Time Series Analysis*, Jyväskylä: University of Jyväskylä, 2003, 192 p.
- [39] TORTORA, G. J., GRABOWSKI, S. R., *Principles of anatomy and physiology*, New York: John Wiley & Sons, Inc. 9th ed. (2000).
- [40] <http://www.acilveilkyardim.com/acilbakim/sinirsistemi.htm#Otonom%20SS>, Mart, 2008
- [41] LEVY, M.N., MARTIN, P.J., Neural control of the heart, In: Berne R.M. (ed.): *Handbook of Physiology*, Section 2, Vol. 1, Bethesda, Md: Am. Physiol. Soc., 581-620, 1979.

- [42] SHUSTERMAN, V., AYSIN, B., GOTTIPATY, V., WEISS, R., BRODE, S., SCHWARTZMAN, D., ANDERSON, K. P., Autonomic Nervous System Activity and the Spontaneous Initiation of Ventricular Tachycardia, *Journal of the American College of Cardiology*, 1998;32;1891-1899.
- [43] MALIK, M., Standard Measurement of Heart Rate Variability, *Dynamic Electrocardiography*, Futura Pub. Co. Inc., Chapt. 2, p.13-21 2004.
- [44] AKSELROD, S., Time-Frequency Analysis of Heart Rate Variability Under Autonomic Provocations, *Dynamic Electrocardiography*, Futura Pub. Co. Inc., Chapt. 9, p.73-82 2004.
- [45] PAPOULIS, A., *The Fourier Integral and Its Applications*, Mc Graw Hill, New York, 1962.
- [46] GOSWAMI J, C., CHAN A. K., *Fundamentals of Wavelets Theory, Algorithm and Applications*, John Wiley & Sons, USA, 1999.
- [47] PARAMESWARIAH, C., *Understanding Wavelet Analysis and Filters for Engineering Applications*, PhD., College of Engineering and Science, Louisiana Tech University, May 2003.
- [48] BURRUS, C.S., GOPINATH, R.A., GUC, H., *Introduction to Wavelets and Wavelet Transforms*, Texas, Prentice Hall, 1998.
- [49] VETTERLI, M., HERLEY, C., "Wavelets and Filter Banks: Theory and Design", *IEEE Transactions on Signal Processing*. Vol. 40, No. 9, 1992.
- [50] MISITI, M., MISITI, Y., OPPENHEIM, G., POGGI, J. M., *Wavelet Toolbox for use with MATLAB, User's Guide*, The Mathworks Inc., 1997-2002.
- [51] DOWLA U. F., ANANT, S. K., *Wavelet Transform Methods for Phase Identification in Three Component Seismograms*, *Bulletin of Seismological Society of America*, Vol. 87, No. 6., pp. 1598-1612, December 1997.
- [52] IYAMA J., KUWAMURA H., *Application of Wavelets to Analysis and Simulation of Earthquake Motions*, *Earthquake Engineering and Structural Dynamics*, Vol. 28, (1999), 255-272.
- [53] TANGIRALA, A. K., *Multirate Control and Multiscale Monitoring of Chemical Processes*, University of Alberta, Edmonton, p. 116-146, 2001.
- [54] ADDISON, P. S., *The Illustrated Wavelet Transform Handbook: Introductory Theory and Applications in Science, Engineering, Medicine and Finance*, IOP Publishing Ltd, 2002.

- [55] DAUBECHIES, I., Ten Lectures on Wavelets, Society for Industrial and Applied Mathematics, Philadelphia, Pennsylvania, 1992.
- [56] BENTLEY, P. M., McDONELL, J. T. E., Wavelet Transforms: An Introduction, Electronics and Communication Engineering, Vol. 6, No.4, August 1994.
- [57] LAI, T. M., SNIDER, L. A., LO, E., Wavelet Transform Based Relay Algorithm for the Detection of Stochastic High Impedance Faults, International Conference on Power Systems Transients-IPST 2003 in New Orleans, USA, 2003.
- [58] WILKINSON, W. A., Cox, M. D., Discrete Wavelet Analysis of Power Systems Transients, IEEE Transactions on Power Systems, 1996.
- [59] NGUYEN T., STRANG G., Wavelets and Filter Banks, Wellesley-Cambridge Press, Massachusettes, USA, 1996.
- [60] ANGRISANI, L., DAPONTE, M., D'APUZZO, M., TESTA, A., A Measurement Method Based on The Wavelet Transform for Power Quality Analysis, IEEE Transactions on Power Delivery, Vol. 13, No.4, October 1998.
- [61] LYONS, R. G., Understanding Digital Signal Processing, Addison Wesley Longman Inc., 1999.
- [62] MALLAT, S., A Wavelet Tour of Signal Processing, Academic Press, 2nd Edition, 1999.
- [63] MCCULLOCH, W. S., PITTS, W., Bull. Mathematical Biophysics, volume 5, pages 115–133, 1943.
- [64] DEMUTH, H., BEALE, M., HAGAN, M., Neural Network Toolbox User's Guide for use with MATLAB[®], MathWorks, Inc., 2007.
- [65] BISHOP, C. M., Neural Networks for Pattern Recognition, Oxford University Pres, Great Britain, 2005.
- [66] HU, Y. H., HWANG, J. N., Handbook of Neural Network Signal Processing, CRC Pres, Washington D. C., 2002.
- [67] RUMELHART, D.E., MACCLELLAND, J. L., Parallel Distributed Processing: Explorations in the Microstructure of Cognition, vol. I, MIT Press, Cambridge, MA, 1986.
- [68] ROSENBLATT, F., The Perceptron: A Probabilistic Model for Information Storage and Organization in the Brain, Psychological Review, vol. 65, pp. 386–408, 1958.

- [69] GUPTA, M. G., JIN, L., HOMMA, N., Static and Dynamic Neural Networks: From Fundamentals to Advanced Theory, IEEE Pres, Wiley Interscience, USA, 2003.
- [70] BOLAT, S., KALENDERLİ, Ö., Levenberg-Marquardt Algoritması Kullanılan Yapay Sinir Ağı İle Elektrot Biçim Optimizasyonu International XII. Turkish Symposium on Artificial Intelligence and Neural Networks – TAINN 2003.
- [71] OĞUZ, M., Yalıtkan Maddelerde Elektriksel Delinme Dayanımının Yapay Sinir Ağları ile Belirlenmesi, Yüksek Lisans Tezi, İTÜ, 2001.
- [72] HAYKİN, S., Neural Networks: a Comprehensive Foundation, Upper Saddle River, N.J., Prentice Hall, 1999.
- [73] NGIA, S. H., "Efficient Training of Neural Nets for Nonlinear Adaptive Filtering Using a Recursive Levenberg-Marquardt Algorithm". IEEE Trans. on Signal Process., Vol 48, pp. 1915-1927, 2000.
- [74] PEARSON, A. M., OLSON, W. H., Spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia Database Version 1.0 from Medtronic, Inc., MIT-BIH URL: <http://physionet.org/physiobank/database/icdvtdb>
- [75] SCARGLE, J.D., Studies in astronomical time series analysis. II. Statistical aspects of spectral analysis of unevenly spaced data, Astrophysical Journal, vol 263, pp. 835-853, 1982.
- [76] SINGH, D., VINOD, K., SAXENA, S. C., Sampling frequency of the RR interval time series for spectral analysis of heart rate variability, Journal of Medical Engineering & Technology, Volume 28, Number 6, pages 263–272, November/December 2004.
- [77] HILTON, M.F., BATES, R.A., GODFREY, K.R., CAYTON, R.M., A New Application For Heart Rate Variability: Diagnosing the Sleep Apnoea Syndrome, IEEE, Computers in Cardiology, 25:1-4, 1998.
- [78] MCNAMES, J., THONG, T., ABOY, M., Impulse Rejection Filter for Artifact Removal in Spectral Analysis of Biomedical Signals, Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA, September 1-5, 2004.
- [79] MIETUS, J. E., Time Domain Measures: from Variance to pNNx, MIT-BIH Database Lecture Notes Beth Israel Deaconess Medical Center Harvard Medical School, Boston, MA, HRV 2006.
- [80] GÜLER, İ., ÜBEYLİ, E. D., Çok katmanlı perseptron sinir ağları ile diyabet hastalığının teşhisi, Gazi Üniv. Müh. Mim. Fak. Der. Cilt 21 No 2, 319-326, 2006.

- [81] SUBASI, A., KIYMIK, M. K., ALKAN, A., KOKLUKAYA, E., Neural network classification of EEG signals by using AR with MLE preprocessing for epileptic seizure detection, *Mathematical and computational applications*, vol. 10, No.1, pp.57-70, 2005.
- [82] KARA, S., DIRGENALI, F., OKKESİM, Ş., Detection of gastric dysrhythmia using WT and ANN in diabetic gastroparesis patients, *Computers in Biology and Medicine*, Volume 36, Issue 3, Pages 276 – 290.
- [83] BILGIN, S., COLAK, O. H., POLAT, O., KOKLUKAYA, E., Determination Of Sympathovagal Balance in Ventricular Tachiarhythmia Patients with Implanted Cardioverter Defibrillators Using Wavelet Transform and MLPNN, *Digital Signal Processing*, in press, doi:10.1016/j.dsp.2007.12.001.
- [84] BILGIN, S., COLAK, O. H., KOKLUKAYA, E., ARI, N., Efficient Solution for Frequency Band Decomposition Problem Using WP in HRV, *Digital Signal Processing*, doi:10.1016/j.dsp.2008.04.007.

EKLER

EK A.

A. 1. Ortogonal Olma Şartı

İki vektörün ortogonal olması için gerek şart;

$$\langle \underline{x}, \underline{y} \rangle = \sum_{i=1}^N x_i y_i^* = 0 \quad (\text{Ek A1})$$

Şeklinde olup burada, x ve y , N elemanlı iki vektördür.

A. 2. Ortonormal Olma Şartı

İki vektörün ortonormal olması için ise; hem iki vektörün ortogonal olması, hem de normunun 1'e eşit olması istenir. Bir vektörün normu ise,

$$\|\underline{v}_k\| = \sqrt{\underline{v}_k \bullet \underline{v}_k} = \sum_{n=1}^N v_{k,n}^2 \quad (\text{Ek A2})$$

Şeklindedir. Bu ifade de ise, v_k N elemanlı bir vektördür.

A.3. Dalgacık Paket Dönüşümünde Entropi (Dağılım)

Uygun dalgacık ağacını belirlemek için kullanılan parametredir. Norm entropisi;

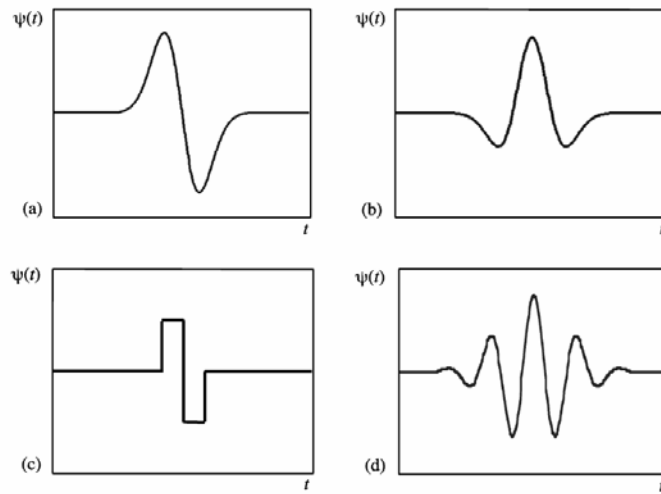
$$E(s) = \sum_i |s_i|^p = \|s\|_p^p \quad (\text{Ek A3})$$

Burada, s, işareti ifade ederken s_i, s işaretinin i tane katsayısını ifade etmektedir.

EK - B

B.1. Farklı Dalgacık Tipleri

Daubechies, Meyer, Haar, Coiflet, Mexican Hat ve Symmlet dalgacık tipleri, literatürde yaygın olarak bilinen dalgacıklardan bazılarıdır (Şekil B.1).



Şekil B.1a. Gaussian

b. Mexican hat

c. Haar

d. Morlet dalgacıkları

Bu dalgacık tipleri ana dalgacık fonksiyon denkleminde bağı olarak türetilmiştir. Örneğin, Mexican-Hat dalgacığı teorik olarak,

$$\psi(t, b, a) = \frac{[((t - b)/a)^2 - 1]e^{-0.5((t - b)/a)^2}}{\sqrt{2\pi}a^3} \quad (\text{Ek B1})$$

şeklinde ifade edilir. Burada yine b , yatay ekseninde kaydırma birimini ifade ederken, a , dalgacık fonksiyonu ölçekleme sayısıdır. t ise zaman eksenini ifade etmektedir.

$\psi(t)$ fonksiyonu için en önemli özellik ise,

$$\hat{\psi}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (\text{Ek B2})$$

olmasıdır. Yani bir dalgacığın ortalama değeri sıfırdır.

B.2. Ayrık Dalgacık Dönüşümünde Önemli Kavramlar

B.2.1. Ölçekleme fonksiyonu

Ayrık ikici fonksiyonlar genellikle ortonormal tabanlı seçilmektedirler (Bkz. Ek-A.1). Ortonormal ikili ayrık dalgacıklar, ölçekleme fonksiyonları ve onların öteleme eşitlikleriyle ilişkilidir. Ölçekleme fonksiyonu ise, işaretin düzgünlüğü ile ilişkili ve dalgacık olarak aynı şekle sahiptir. Bu fonksiyon;

$$\phi_{m,n}(t) = 2^{-m/2} \phi(2^{-m}t - n) \quad (\text{Ek B3})$$

şeklinde tanımlanabilir. Burada m , ölçek için seviye sayısını belirtirken, n sayısı ise yatay ekseninde öteleme miktarını ifade etmektedir.

Ölçekleme fonksiyonu giriş işareti ile konvolüsyona girerek yaklaşım katsayılarını oluşturmaktadır. Bu da şu formülle ifade edilmektedir.

$$S_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \phi_{m,n}(t) dt \quad (\text{Ek B4})$$

Buradan işaret yaklaşım bileşenleri şu şekilde hesaplanabilir;

$$A_m(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} S_{m,n} \phi_{m,n}(t) \quad (\text{Ek B5})$$

Her m ölçeği üzerindeki işaret detay bileşenleri ise,

$$D_m(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} T_{m,n} \psi_{m,n}(t) \quad (\text{Ek B6})$$

denklemleriyle hesaplanır. Buradaki $T_{m,n}$ ifadesi ise detay katsayılarını simgelemektedir. $\phi_{m,n}(t)$, ölçekleme fonksiyonu, $\psi_{m,n}(t)$ ise, dalgacık fonksiyonunu ifade etmektedir. Bir $x(t)$ işareti ise, yaklaşım ve detay bileşenlerinin toplamı olarak şu şekilde yazılır;

$$x(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} S_{M,n} \phi_{M,n}(t) + \sum_{m=1}^M \sum_{n=-\infty}^{\infty} T_{m,n} \psi_{m,n}(t) \quad (\text{Ek B7})$$

Bu denklem, M seviyeye ayrılmış $1 < m < M$ ölçek indeksinde, bir yaklaşımın birleşimi olarak açıklanan orijinal sürekli işareti göstermektedir. Dolayısıyla, dalgacık dönüşümün bu şekilde ayrışımı yapılarak son seviyedeki yaklaşım bileşeni ile her seviyede elde edilen detay bileşenlerinin toplamının yeniden $x(t)$ işaretini elde etmesi olayına çoklu çözünürlü dalgacık ayrışımı denilmektedir [54].

B.2.2. Ölçekleme denklemi, ölçekleme katsayıları ve dalgacık denklemi ilişkisi

Ölçekleme denklemi, $\phi(t)$ ölçekleme fonksiyonunun daralma ya da kayma özelliklerini tanımlayan denklemdir ve;

$$\phi(t) = \sum_k c_k \phi(2t - k) \quad (\text{Ek B8})$$

şeklinde ifade edilir. Bu denklemden açıkça görülmektedir ki, $\phi(t)$ fonksiyonu, zaman ekseninde k adım kadar ötelenmiş ve c_k ölçekleme fonksiyon katsayıları ile çarpılmıştır. Denklem (Ek B8)'den, önceki ölçekteki bir ölçekleme denklemlerinden,

diğer bir ölçekteki ölçekleme fonksiyonunun çıkarılabileceği anlaşılmaktadır. Bu denklemde bulunan c_k ölçekleme katsayıları ise aşağıdaki şartları sağlamalıdır:

$$\sum_k c_k = 2 \quad (\text{Ek B9})$$

Buna ek olarak, ortogonal bir sistem yaratmak için şu şart sağlanmalıdır (Bkz. Ek-A.2);

$$\sum_k c_k c_{k+2k'} = \begin{cases} 2 & k'=0 \text{ ise} \\ 0 & \text{aksi takdirde} \end{cases} \quad (\text{Ek B10})$$

Bu denklemde ise ölçekleme katsayılarının kareleri toplamının 2 olduğu görölmektedir. Aynı katsayılar, alternatif bir işareti de oluşturabilir;

$$\psi(t) = \sum_k (-1)^k c_{1-k} \phi(2t - k) \quad (\text{Ek B11})$$

Bu denklemde, ölçekleme fonksiyonu ile dalgacık denkleminin ilişkisi gösterilmektedir. Bu yapı aynı zamanda, dalgacıklar ve dalgacıkların ölçekleme fonksiyonları ile ilişkisinin ortogonal olduğunu göstermektedir. Dalgacık denklemi, pratikte yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla beraber, dalgacıkların N_k kadar sınırlı sayıda dalgacık katsayılarına sahip olduğu varsayılır. Bu durum için dalgacık fonksiyonları;

$$\psi(t) = \sum_k (-1)^k c_{N_k-1-k} \phi(2t - k) \quad (\text{Ek B12})$$

şeklinde ifade edilir. Dalgacık fonksiyonu için kullanılan katsayılar, ölçekleme fonksiyon katsayıları cinsinden şu şekilde tanımlanır.

$$b_k = (-1)^k c_{N_k-1-k} \quad (\text{Ek B13})$$

Buradaki b_k değerleri, dalgacık fonksiyonları için kullanılacak katsayıları ifade etmektedir. Bütün b_k değerlerinin toplamı ise sifıra eşittir.

Bu katsayılar kullanılarak denklem (Ek B12) yeniden yazılırsa,

$$\psi(t) = \sum_{k=0}^{N_k-1} b_k \phi(2t - k) \quad (\text{Ek B14})$$

denklemini elde edilir.

Denklem (Ek B3) ile denklem (Ek B8)'in birlikte değerlendirilmesi ile, $m+1$ indeks ölçeğindeki bir dalgacığın sorgulanması sonucunda, m indeksindeki bir ölçek değerine ulaşılabacağı açıkça görülmektedir. Bu ilişki matematiksel olarak,

$$2^{-(m+1)/2} \phi\left(\frac{t}{2^{m+1}} - n\right) = 2^{-m/2} 2^{-1/2} \sum_k c_k \phi\left(\frac{2t}{2 \times 2^m} - 2n - k\right) \quad (\text{Ek B15a})$$

şeklinde ifade edilir. Denklem yeniden düzenlenirse;

$$\phi_{m+1,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_k \phi_{m,2n+k}(t) \quad (\text{Ek B15b})$$

haline dönüştürülür. Bu denklem, rasgele bir ölçek değerindeki ölçekleme fonksiyonunun, sonraki daha küçük ölçek değerlerindeki ölçekleme fonksiyonlarının ve bu fonksiyonlara karşılık gelen ölçekleme katsayıları ile çarpımlarının toplamına eşit olduğunu göstermektedir. Benzer olarak, dalgacık fonksiyonu;

$$\psi_{m+1,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_k \phi_{m,2n+k}(t) \quad (\text{Ek B16})$$

şeklinde bulunabilir. Dalgacık fonksiyonları arasındaki en basit dalgacık Haar dalgacığıdır.

B.2.3. Haar dalgacık dönüşümü

Haar dalgacığı, ortonormal dalgacığın en basit örneğidir. Haar fonksiyonunun ölçekleme denklemi ise, sadece iki tane sıfır olmayan katsayı içerir ve şu şekilde açıklanır;

$$\phi(t) = \phi(2t) + \phi(2t - 1) \quad (\text{Ek B17})$$

Buradaki ölçekleme katsayılarının, $c_0 = c_1 = 1$ olduğu açıktır. Bu katsayı değerleri denklem (Ek B9) ve denklem (Ek B10)'da yerine konulursa; denklem (Ek B9)'dan $c_0 + c_1 = 2$ ve denklem (Ek B10)'dan $c_0 \cdot c_0 + c_1 \cdot c_1 = 2$ olduğu kolaylıkla görülebilmektedir. Haar ölçekleme fonksiyonunun (Şekil B.2a) çözümü;

$$\phi(t) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t \leq 1 \\ 0, & \text{aksi takdirde} \end{cases} \quad (\text{Ek B18})$$

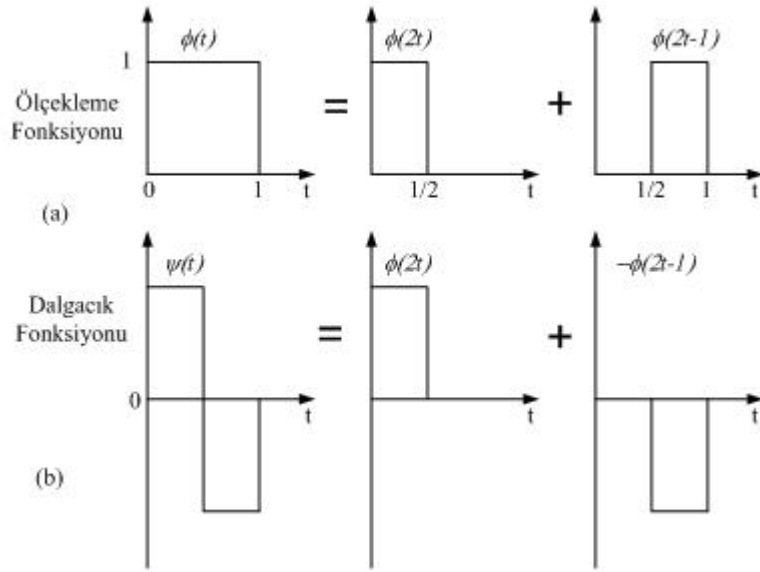
ve buna karşılık gelen Haar dalgacık denklemi,

$$\psi(t) = \phi(2t) - \phi(2t - 1) \quad (\text{Ek B19})$$

şeklinde ifade edilir (Şekil B.2b) dalgacık fonksiyon çözümü;

$$\psi(t) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t \leq \frac{1}{2} \\ -1, & \frac{1}{2} \leq t \leq 1 \\ 0, & \text{aksi takdirde} \end{cases} \quad (\text{Ek B20})$$

şeklinde yazılabilmektedir.



Şekil B.2a. Haar ölçekleme fonksiyonu

b. Haar dalgacık fonksiyonu

Şekil B.2, dalgacık fonksiyonu ve ölçekleme fonksiyonu arasındaki ilişkiyi göstermektedir. Aynı zamanda Haar dalgacık dönüşümü, dalgacık dönüşümü analizlerinin köşe taşı olarak bilinen Daubechies dalgacık ailesinin en temel olanıdır.

B.2.4. Katsayıların kullanımı ile dalgacık dönüşümü

Denklem (Ek B4)'den, $m+1$ ölçek indeksindeki yaklaşım katsayıları şu şekilde gösterilebilir;

$$S_{m+1,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \phi_{m+1,n}(t) dt \quad (\text{Ek B20})$$

Denklem (Ek 15b)'den;

$$S_{m+1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_k \left[\int_{-\infty}^{\infty} x(t) \phi_{m,2n+k}(t) dt \right] \quad (\text{Ek B21})$$

ifadesi elde edilir. Köşeli parantez içindeki integral, her k değeri için $S_{m,2n+k}$ değerini verecektir. Bu değer yerine konur ve düzenlenirse;

$$S_{m+1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_k S_{m,2n+k} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_{k-2n} S_{m,k} \quad (\text{Ek B22})$$

denklemine ulaşılır. Bu denklem $m+1$ ölçeğindeki yaklaşım katsayılarının, bir önceki ölçek katsayıları kullanılarak üretilebileceğini göstermektedir.

Benzer şekilde, detay katsayıları ise;

$$T_{m+1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_k S_{m,2n+k} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_{k-2n} S_{m,k} \quad (\text{Ek B23})$$

şeklinde hesaplanabilir. Buradan görülüyor ki, alınan bir m_0 noktasındaki $S_{m_0,n}$ yaklaşım katsayıları biliniyorsa, denklem (Ek B22) ve denklem (Ek B23)'ü kullanarak, m_0 ölçeğinden büyük bütün ölçekler için yaklaşım ve detay dalgacık katsayılarını bulmak mümkün olacaktır.

B.3. Daubechies Dalgacıklarında Filtre Katsayıları Hesabı

Bir dalgacığın düzgünlüğü, ölçekleme katsayıları ile açıklanabilen bir moment şartı ile ilgilidir. Bu şart;

$$\sum_{k=0}^{N_k-1} (-1)^k c_k k^m = 0 \quad (\text{Ek B24})$$

Şeklindedir. Buradaki $m=0,1,2, \dots, N_k/2 - 1$ değerleri arasında değişirken, bu dalgacıklar $N_k/2$ kadar yok etme momentlerine sahiptir. Bu da, $N_k/2 - 1$ dereceye kadar olan polinoma sahip işaretleri bastırabilmesi anlamına gelmektedir.

Örnek olarak, 'db2' dalgacığı ele alınırsa, denklem (Ek B8)'den dört katsayılı 'db2' ölçekleme denklemi;

$$\phi(t) = c_0\phi(2t) + c_1\phi(2t-1) + c_2\phi(2t-2) + c_3\phi(2t-3) \quad (\text{Ek B25})$$

Bu denkleme karşılık gelen dalgacık fonksiyonu;

$$\psi(t) = c_3\phi(2t) - c_2\phi(2t-1) + c_1\phi(2t-2) - c_0\phi(2t-3) \quad (\text{Ek B26})$$

şeklinde yazılabilir. 'db2' dalgacığı için ölçekleme katsayıları denklem (Ek B9)'dan;

$$c_0 + c_1 + c_2 + c_3 = 2 \quad (\text{Ek B27})$$

denklem (Ek B10)'dan;

$$c_0^2 + c_1^2 + c_2^2 + c_3^2 = 2 \quad (\text{Ek B28})$$

denklem (Ek B24)'den $m=0$ için;

$$c_0 - c_1 + c_2 - c_3 = 0 \quad (\text{Ek B29})$$

ve $m=1$ için;

$$-1c_1 + 2c_2 - 3c_3 = 0 \quad (\text{Ek B30})$$

şeklinde dört farklı denklem elde edilir. Bulunan bu dört denklemden ölçekleme katsayıları şu şekilde hesaplanır.

$$c_0 = \frac{1+\sqrt{3}}{4} \quad c_1 = \frac{3+\sqrt{3}}{4} \quad c_2 = \frac{3-\sqrt{3}}{4} \quad c_3 = \frac{1-\sqrt{3}}{4}$$

ve eşleniği

$$c_0 = \frac{1-\sqrt{3}}{4} \quad c_1 = \frac{3-\sqrt{3}}{4} \quad c_2 = \frac{3+\sqrt{3}}{4} \quad c_3 = \frac{1+\sqrt{3}}{4}$$

olarak bulunur. Buradaki çözüm kümelerinden birisi $\phi(t)$ 'yi sağlarken diğeri ise $\phi(-t)$ 'yi sağlamaktadır. Burada kabul edilen çözüm kümesi, $c_0=0,6830127$, $c_1=1,1830127$, $c_2=0,3169873$, $c_3=-0,1830127$ olarak hesaplanan ilk kümedir. Daha çok katsayılı Daubechies dalgacık sistemleri ise, nümerik hesaplamalar kullanılarak çözülebilmektedir. 'db2' katsayılarından,

$$\phi_i(t) = c_0\phi_{i-1}(2t) - c_1\phi_{i-1}(2t-1) + c_2\phi_{i-1}(2t-2) - c_3\phi_{i-1}(2t-3) \quad (\text{Ek B31})$$

denklemi elde edilir. Burada, i indeksi, iterasyon sayısıdır. Rasgele bir $\phi_0(t)$ ölçekleme fonksiyonu seçilirse, bu fonksiyon ile $\phi_1(t)$, daha sonra $\phi_1(t)$ 'yi kullanarak $\phi_2(t)$ bulunabilmektedir. Bu iterasyon $\phi_i(t)$ 'nin bulunmasına kadar devam etmektedir.

B.4. Heisenberg Belirsizliği

Heisenberg belirsizliğine göre;

$$\Delta t \times \Delta f \geq \frac{1}{4\pi} \quad (\text{Ek B32})$$

Burada Δt zaman domenindeki çözünürlük, Δf frekans domenindeki çözünürlüktür. Bu sınırlama, zaman ve frekans domenindeki çözünürlüğün rasgele biçimde yapılamayacağı ve çarpımlarının $1/4\pi$ değerinden büyük ve eşit olması gerekliliğini belirtmektedir.

EK-C

C.1. YSA'da Bazı Aktivasyon Fonksiyonları

YSA için kullanılan yaygın aktivasyon fonksiyonları şu şekildedir. Eşik aktivasyon fonksiyonu;

$$y = f(n) = \begin{cases} 0, & n < 0 \\ 1, & n \geq 0 \end{cases} \quad (\text{Ek C1})$$

Doğrusal aktivasyon fonksiyonu;

$$y = f(n) = n \quad (\text{Ek C2})$$

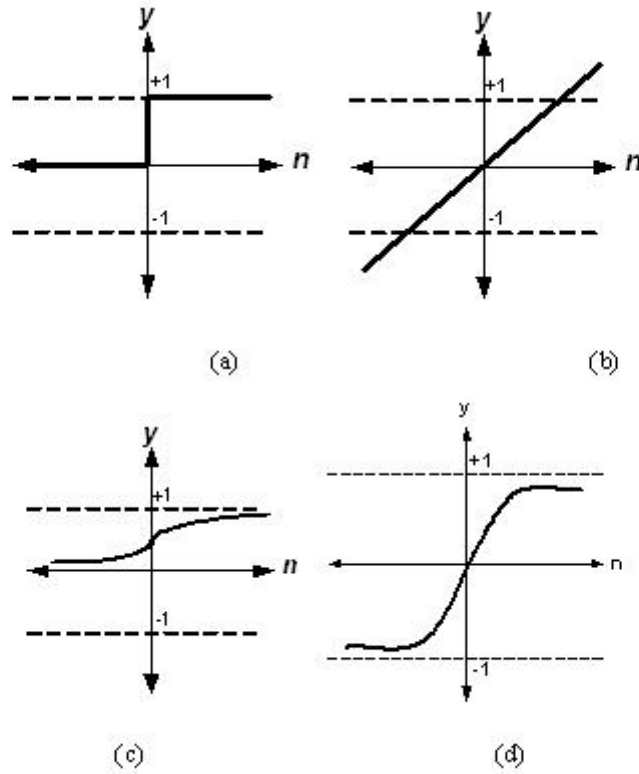
Log-Sigmoid aktivasyon fonksiyonu;

$$y = f(n) = \frac{1}{1 + e^{-\beta n}} \quad (\text{Ek C3})$$

şeklinde ifade edilebilmektedir. Buradaki β parametresi ise Sigmoid fonksiyonunun eğimini temsil etmektedir. Tan-Sigmoid aktivasyon fonksiyonu ise;

$$y = f(n) = \frac{e^{\beta n} - e^{-\beta n}}{e^{\beta n} + e^{-\beta n}} \quad (\text{Ek C4})$$

şeklinde ifade edilir [65].



Şekil C.1a. Eşik aktivasyon fonksiyonu,

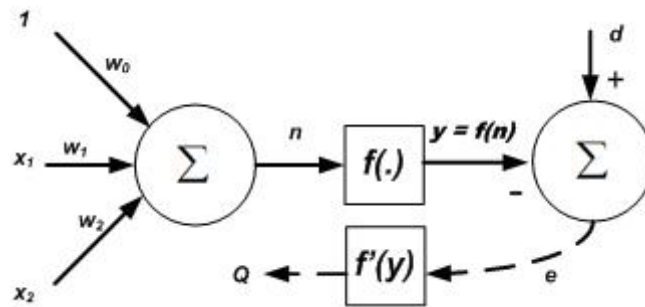
b. Doğrusal aktivasyon fonksiyonu,

c. Log-Sigmoid aktivasyon fonksiyonu

d. Tan-Sigmoid aktivasyon fonksiyonu

C.2. Tekli Bir Nöron ÇKA'nın Ağırlıklarının Bulunması

Tekli bir nörona, ağırlıkların bulunabilmesini açıklamak için, ilk önce bir tane tekli nöron olduğu varsayılır. Şekil C.2'de gösterildiği gibi, nöron iki ayrı parça olarak incelenmektedir.



Şekil C.2. Tekli bir nöron yapısında ağırlıkların hesaplanması

Birinci kısım, ağ fonksiyonlarını hesaplamak için toplama birimi n ve ikinci kısım ise, doğrusal olmayan bir aktivasyon fonksiyonu $y=f(n)$ 'dir.

Tek nöronlu olarak gerçekleştirilen bu ağ yapısında, çıkış değeri y , istenen hedef değer d ile karşılaştırılarak, $e=d - y$ hata değeri hesaplanmaktadır. Bununla birlikte, ağ üstünde, w_1 ve w_2 ağırlıklarına karşılık gelen iki girişli bir vektör $[x_1 \ x_2]$ mevcuttur. Sabit bir '1' değeri ile gösterilen giriş değerine karşılık gelen bias değerini, w_0 değeri sağlamaktadır. Böylece, ağ fonksiyonu şu şekilde hesaplanabilir.

$$n = \sum_{j=0}^2 w_j x_j = \underline{\mathbf{W}} \underline{\mathbf{x}} \quad (\text{Ek C5})$$

Burada, $x_0=1$, $\underline{\mathbf{W}} = [w_0 \ w_1 \ w_2]$, ağırlık matrisi ve $\underline{\mathbf{x}} = [1 \ x_1 \ x_2]^T$ ise giriş vektörüdür. Verilen bir eğitim örnekler kümesi $\{(x(k), d(k)); 1 \leq k \leq K\}$ ile geri-yayılım eğitim hatasının hesaplanması, bütün K girişlerinin, ÇKA 'ya uygulanması ve çıkış vektörü $\{y(k) ; 1 \leq k \leq K\}$ 'nın hesaplanması ile başlamaktadır. İlk adımda, başlangıç için tahmini bir $\underline{\mathbf{W}}$ ağırlık matrisi kullanılmaktadır. Daha sonra ise, hatanın kareleri toplamı şu şekilde hesaplanır.

$$E = \sum_{k=1}^K [e(k)]^2 = \sum_{k=1}^K [d(k) - y(k)]^2 = \sum_{k=1}^K [d(k) - f(\underline{\mathbf{W}}\underline{\mathbf{x}}(k))]^2 \quad (\text{Ek C6})$$

Buradaki amaç, E hata değerini azaltarak, $\underline{\mathbf{W}}$ ağırlık matrisini ayarlamaktır. Bu da, doğrusal olmayan bir en küçük kare optimizasyon problemine yol açmaktadır. Bu problemi çözmek için birçok doğrusal olmayan optimizasyon algoritmaları mevcuttur. Temel olarak, bu algoritmalar, benzer iteratif metotları kullanmaktadırlar.

$$\mathbf{W}(t+1) = \mathbf{W}(t) + \Delta\mathbf{W}(t) \quad (\text{Ek C7})$$

Bu formülde ise, $\Delta\mathbf{W}(t)$, her yenilenen $\mathbf{W}(t)$ değeri için düzeltme parametresidir. Buna benzer diğer iteratif algoritmalar da ÇKA ağırlıklarının çözümü için kullanılabilir.

“Steepest Descent Gradyen metodu” geri-yayılım öğrenme algoritması hatasının temelini oluşturur. Bu metoda göre, skaler E büyüklüğünün, ağırlık vektörü \mathbf{W} ‘ye göre türevi şu şekilde hesaplanır;

$$\frac{\partial E}{\partial w_i} = \sum_{k=1}^K \frac{\partial [e(k)]^2}{\partial w_i} = \sum_{k=1}^K 2[d(k) - y(k)] \left(-\frac{\partial y(k)}{\partial w_i}\right), \quad i=0,1,2 \text{ için} \quad (\text{Ek C8})$$

$y(k)$ çıkışının ağırlıklara göre türevi ise

$$\frac{\partial y(k)}{\partial w_i} = \frac{\partial f(n)}{\partial n} \frac{\partial n}{\partial w_i} = f'(n) \frac{\partial}{\partial w_i} \left(\sum_{i=0}^2 w_i x_i\right) = f'(n) x_i \quad (\text{Ek C9})$$

Denklem (Ek C8) ile birleştirildiğinde,

$$\frac{\partial E}{\partial w_i} = -2 \sum_{k=1}^K [d(k) - y(k)] f'(n(k)) x_i(k) \quad (\text{Ek C10})$$

denklemini elde edilir. $Q(k)=[d(k)-y(k)]f'(n(k))$ değeri bu denklemde yerleştirildiğinde,

$$\frac{\partial E}{\partial w_i} = -2 \sum_{k=1}^K Q(k) x_i(k) \quad (\text{Ek C11})$$

denklemine ulaşılır Buradaki $Q(k)$, hata işareti $e(k)=d(k)-y(k)$ ile aktivasyon fonksiyonunun türevi olan $f'(n(k))$ ‘nın modüle edilmesiyle oluşmaktadır ki bu da, giriş vektörü x_i ‘ye uygulanması gereken ağırlık vektörü w_i ‘nin düzeltme miktarını belirtmektedir. Toplam değişim Δw_i , K tane eğitim örneğinin tamamı üzerine yaptığı etkilerin toplamıdır. Bundan dolayı, ağırlıkların sürekli yenilenmesi için gerekli formül,

$$w_i(t+1) = w_i(t) + \eta \sum_{k=1}^K Q(k) x_i(k) \quad (\text{Ek C12})$$

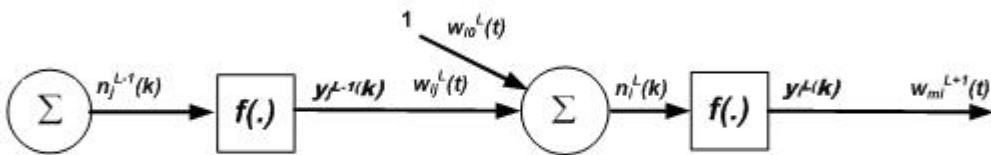
şeklinde olmaktadır. Eğer bir sigmoid aktivasyon fonksiyonu kullanılırsa, bu durumda $Q(k)$ aşağıdaki gibi açıklanabilir.

$$Q(k) = \frac{\partial E}{\partial n} = [d(k) - y(k)] \cdot y(k) \cdot [1 - y(k)] \quad (\text{Ek C13})$$

Bu şekilde her seferinde ağırlıkların yenilenmesi, “devir (epoch)” olarak adlandırılmaktadır. Bu örnekte, ağırlıkları bir defada yenilemek için K tane eğitim örneği uygulanmıştır ve bunun için K devir değeri olarak ifade edilir. Pratikte devir sayısı değişebilmektedir [66].

C.3. Bir ÇKA’da geri yayılım hatası

Çok katmanlı bir ağ yapısında geri yayılım hatasını hesaplayabilmek için, öncelikle, farklı katmanlardaki nöronların ayırt edilebilmesi gereklidir. Bunun içinse bazı yeni gösterim biçimlerinin bilinmesine ihtiyaç duyulur. Şekil C.3’de, $(L-1)$ katmanının j . nöronunun k . eğitim örneğine karşılık gelen çıkış ve ağ fonksiyonu, $n_j^{L-1}(k)$ ve $y_j^{L-1}(k)$ olarak verilmektedir. Giriş katmanı ise sıfıncı katmandır. Yani, $y_j^0(k) = x_j(k)$ ’ya karşılık gelmektedir. Çıkış, L . katmanın i . nöronunun girişine $w_{ij}^L(t)$ veya basit gösterimi ile w_{ij}^L olarak gösterilen sinaptik bir ağırlıkla bağlanmaktadır.



Şekil C.3. Bir ÇKA sinirsel ağ modelinde kullanılan gösterimler

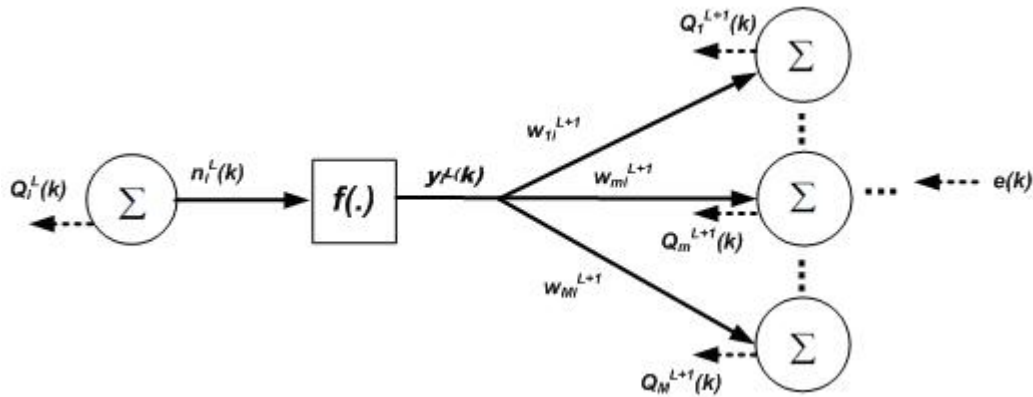
Ağırlık adaptasyon denklemini elde etmek için, $\partial E / \partial w_{ij}^L$ değeri hesaplanmalıdır.

$$\frac{\partial E}{\partial w_{ij}^L} = -2 \sum_{k=1}^K \frac{\partial E}{\partial n_i^L(k)} \frac{\partial n_i^L(k)}{\partial w_{ij}^L} = -2 \sum_{k=1}^K [Q_i^L(k) \frac{\partial}{\partial w_{ij}^L} \sum_j w_{ij}^L y_j^{L-1}(k)] = -2 \sum_{k=1}^K Q_i^L(k) \cdot y_j^{L-1}(k)$$

(Ek C14)

Denklem (Ek C14)'de ise, $y_j^{L-1}(k)$ çıkış değeri, ağırlıkların w_{ij}^L 'ye sabitlenerek ÇKA'ya k . eğitme örneği $x(k)$ 'nin uygulanmasıyla, değerlendirilebilir. Bununla beraber, $Q_i^L(k)$ değeri mevcut durumda belirsizdir ve hesaplanmalıdır.

Bu arada, $Q_i^L(k) = \partial E / \partial n_i^L(k)$ olarak tanımlanan hata değeri tekrar çağırılır. Şekil C.4 ise, $Q_m^{L+1}(k)$ 'dan $Q_i^L(k)$ 'nın ve $(L+1)$. katmanı ağırlıklarının iteratif olarak nasıl çıkarılacağını göstermektedir.



Şekil C.4. Geri yayılım hatasının nasıl hesaplandığını gösteren diyagram

Dikkat edilirse, $z_i^L(k)$, $(L+1)$. katman dahilindeki M tane nörona uygulanmaktadır. Buradan,

$$Q_i^L(k) = \frac{\partial E}{\partial n_i^L(k)} = \sum_{m=1}^M \frac{\partial E}{\partial n_m^{L+1}(k)} \frac{\partial n_m^{L+1}(k)}{\partial n_i^L(k)} = \sum_{m=1}^M [Q_m^{L+1}(k) \frac{\partial}{\partial n_i^L(k)} \sum_{j=1}^J w_{mj}^L f(n_j^L(k))]$$

$$= f'(n_i^L(k)) \cdot \sum_{m=1}^M Q_m^{L+1}(k) \cdot w_{mi}^L$$

(Ek C15)

Denklem Ek C15, katmandan katmana, çıkış katmanından giriş katmanına doğru hata fonksiyonunu hesaplayan geri yayılım hata formülünü göstermektedir [66].

C.4. Ağırlık Yenileme Formülasyonu

Hata oluşumu durumunda ağırlıklar yenilenecektir. Denklem (Ek C12)'nin yeniden düzenlenmesiyle ağırlık yenileme formülasyonu;

$$w_{ij}^L(t+1) = w_{ij}^L(t) + \eta \cdot \sum_{k=1}^K Q_i^L(k) y_j^{L-1}(k) + \mu [w_{ij}^L(t) - w_{ij}^L(t-1)] + \varepsilon_{ij}^L(t) \quad (\text{Ek C16})$$

şeklinde elde edilir.

Denklem (Ek C16)'nın sağ tarafındaki ikinci terim, w_{ij}^L 'ye bağlı olan ortalama karesel hatanın gradyenidir. Üçüncü terim ise, bir momentum (ivme) terimidir. Bu da, adım büyüklüğünü ayarlayan bir mekanizma sağlamaktadır. Ardışık devirlerdeki gradyen vektörleri aynı yönde olursa, efektif adım büyüklüğü artacaktır. Ardışık gradyen vektörleri farklı yönlerde bir değişim gösteriyorsa, ortalama karesel hatanın azalması için, efektif gradyen yönü bu ivme terimi ile düzeltilmektedir.

Burada iki parametre seçilmelidir ki bunlardan birisi öğrenme oranı veya adım büyüklüğü olarak seçilen η , diğeri ise ivme sabiti μ 'dür. Bu parametrelerin her ikisi de [0 1] sınırında seçilmelidir. Uygulamalarda genellikle, $0 < \eta < 0,3$ ve $0,6 < \mu < 0,9$ olarak seçilmektedir [66].

Denklem (Ek C16)'daki son terim ise, ikinci ve üçüncü terimler çok büyük olduğu zaman çok küçük bir etkiye sahip olacak olan küçük bir rasgele gürültü terimidir. Uygulamalarda, gradyen vektörü ya da ivme teriminin yerel olarak en aza inmesi durumlarında, gürültü terimi yerel durumlarda ortaya çıkarak minimum bölgeyi bastırarak ve optimal çözümlerin sağlanmasını sürdürecektir.

EK – D**D.1. Gerçekleştirilen DPD ve ADD Analizleri için Frekans Bandı Enerji Karşılaştırmaları**

MATLAB uygulaması sonucunda, ADD ve DPD analiz sonuçları karşılaştırması; ÇAF enerjileri, AF enerjileri, YF enerjileri, AF/YF oranı ve her iki analiz sonucunda işaretin toplam enerjilerinin hesaplanması bu tablo da gösterilmiştir. Analizler db4 dalgacı ile gerçekleştirilmiş olup sekiz seviyede dalgacık ayrışımı gerçekleştirilmiştir. Veriler her bir hastanın veri numarasını gösteren bir tabloda yer almaktadır.

Tablo D.1. ADD ve DPD için frekans bandı enerji karşılaştırmaları

Veriler	ÇAF Enerji (ms ²)		AF Enerji (ms ²)		YF Enerji (ms ²)		AF/YF Oranı		Toplam Enerji (ms ²)	
	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD
db4 ile gerçekleştirildi										
s{1}=load('0003.vt1') %1. Hasta no: 0003 (VT)	1935,60	2121,80	390,79	267,39	41,99	39,06	9,3068	6,8463	505930	506000
s{2}=load('0003.vt2')	2935,10	2961,40	417,58	541,78	90,40	144,60	4,6191	3,7467	715870	716170
s{3}=load('0003.vt3')	968,88	1712,80	364,02	290,24	282,92	205,05	1,2866	1,4154	1120200	1120800
s{4}=load('0003.vt4')	740,45	1131,00	245,01	209,10	220,16	176,69	1,1128	1,1834	872280	872650
s{5}=load('0003.vt5')	161,14	186,31	167,00	193,18	1273,40	898,93	0,1311	0,2149	219930	219880
s{6}=load('0008.vt1') %2. Hasta no: 0008 (VT)	1717,90	1622,10	423,41	426,75	122,25	101,99	3,4635	4,1844	429200	429120
s{7}=load('0013.vt1') %3. Hasta no: 0013 (VT)	182,95	177,83	79,25	88,65	115,97	74,12	0,6834	1,1960	295560	295540
s{8}=load('0013.vt2')	239,28	245,58	188,31	168,72	58,93	44,24	3,1956	3,8136	350290	350270
s{9}=load('0013.vt3')	1071,10	1101,40	482,01	447,79	88,40	71,10	5,4524	6,2982	584330	584320
s{10}=load('0015.vt1') %4. Hasta no: 0015 (VT)	431,82	439,16	87,15	90,81	88,43	47,91	0,9855	1,8957	732840	732840
s{11}=load('0026.vt1') %5. Hasta no: 0026 (VT)	1625,90	1888,10	839,92	799,50	177,71	139,69	4,7264	5,7233	647160	647370
s{12}=load('0026.vt2')	2368,00	2272,50	365,97	406,11	150,74	162,94	2,4278	2,4924	616990	616960
s{13}=load('0029.vf1') %6. Hasta no: 0029 (VF)	1584,50	1978,10	198,51	266,45	45,49	40,86	4,3635	6,5206	416050	416530
s{14}=load('0030.vf1') %7. Hasta no: 0030 (VF)	722,29	1161,40	1407,90	1325,40	623,42	497,28	2,2583	2,6653	390180	390520
s{15}=load('0030.vf2')	2470,10	2981,00	1326,10	1428,30	1318,20	984,14	1,0060	1,4513	654490	655010
s{16}=load('0030.vt1') %7. Hasta no: 0030 (VT)	561,78	572,01	358,52	346,12	450,18	328,38	0,7964	1,0540	434530	434470
s{17}=load('0039.vt1') %8. Hasta no: 0039 (VT)	696,72	765,20	207,60	158,77	49,68	35,01	4,1793	4,5345	382880	382900
s{18}=load('0039.vt2')	686,30	684,31	198,62	368,18	109,70	93,71	1,8106	3,9288	509520	509690
s{19}=load('0040.vt1') %9. Hasta no: 0040 (VT)	935,76	970,21	616,10	663,20	342,62	256,95	1,7982	2,5811	568550	568620
s{20}=load('0040.vt2')	3196,00	4005,50	5867,10	4866,80	2086,50	1752,10	2,8119	2,7778	380360	380430
s{21}=load('0040.vt3')	709,35	824,26	592,55	492,53	179,20	143,60	3,3067	3,4299	434280	434290
s{22}=load('0041.vt1') %10. Hasta no: 0041 (VT)	1340,00	1371,40	237,32	257,33	57,19	39,04	4,1498	6,5910	431780	431830
s{23}=load('0043.vt1') %11. Hasta no: 0043 (VT)	437,35	399,80	291,18	308,21	205,52	155,60	1,4168	1,9808	618520	618500
s{24}=load('0043.vt2')	919,35	935,39	431,26	467,20	89,61	58,84	4,8124	7,9397	519410	519450
s{25}=load('0043.vt3')	2013,00	2081,40	449,51	632,00	203,33	162,37	2,2107	3,8922	823790	824070

Veriler	ÇAF Enerji (ms ²)		AF Enerji (ms ²)		YF Enerji (ms ²)		AF/YF Oranı		Toplam Enerji (ms ²)	
	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD
db4 ile gerçekleştirildi										
s{26}=load('0044.vt1') %12. Hasta no: 0044 (VT)	526,45	488,59	220,94	217,00	65,86	42,22	3,3545	5,1395	364790	364730
s{27}=load('0044.vt2')	866,81	917,26	335,52	316,97	83,79	57,82	4,0042	5,4825	540730	540750
s{28}=load('0044.vt3')	1140,50	1067,30	396,80	474,66	237,59	198,51	1,6701	2,3912	427430	427430
s{29}=load('0050.vt1') %13. Hasta no: 0050 (VT)	1359,60	1381,60	126,41	260,72	62,31	94,87	2,0288	2,7482	347030	347220
s{30}=load('0051.vf1') %14. Hasta no: 0051 (VF)	1064,90	1211,70	230,21	179,67	36,82	41,60	6,2519	4,3188	334830	334940
s{31}=load('0059.vt1') %15. Hasta no: 0059 (VT)	629,32	614,73	420,67	405,70	187,92	98,67	2,2386	4,1119	275160	275130
s{32}=load('0059.vt2')	480,74	489,81	301,28	332,52	152,26	128,40	1,9787	2,5896	336630	336660
s{33}=load('0062.vf1') %16. Hasta no: 0062 (VF)	3325,50	3261,60	325,44	463,00	64,76	88,48	5,0252	5,2329	432170	432280
s{34}=load('0065.vt1') %17. Hasta no: 0065 (VT)	1486,50	1497,60	327,56	336,57	58,54	59,42	5,5955	5,6643	402120	402150
s{35}=load('0067.vt1') %18. Hasta no: 0067 (VT)	966,47	977,57	296,78	304,94	149,11	121,86	1,9904	2,5024	493870	493890
s{36}=load('0067.vt2')	1259,00	1273,10	736,59	854,85	275,37	227,97	2,6749	3,7499	531830	531960
s{37}=load('0071.vf1') %19. Hasta no: 0071 (VF)	971,11	998,68	344,60	531,24	207,92	169,24	1,6574	3,1389	198270	198520
s{38}=load('0071.vf2')	848,32	836,47	589,87	787,12	208,56	274,72	2,8283	2,8652	425410	425700
s{39}=load('0072.vt1') %20. Hasta no: 0072 (VT)	3861,50	3907,20	563,26	912,60	570,41	382,64	0,9875	2,3850	940800	940430
s{40}=load('0074.vt1') %21. Hasta no: 0074 (VT)	434,83	414,91	115,59	139,91	28,28	26,90	4,0880	5,2018	358420	358440
s{41}=load('0075.vt1') %22. Hasta no: 0075 (VT)	731,52	821,37	1025,30	1136,90	1458,40	962,12	0,7031	1,1817	405740	405740
s{42}=load('0078.vt1') %23. Hasta no: 0078 (VT)	427,61	450,94	256,64	240,35	56,16	38,31	4,5700	6,2739	476080	476070
s{43}=load('0079.vt1') %24. Hasta no: 0079 (VT)	2769,10	2828,10	437,46	579,35	59,86	43,83	7,3084	13,2170	937470	937680
s{44}=load('0079.vt2')	1073,80	1236,50	140,71	227,82	55,57	60,92	2,5321	3,7399	862220	862490
s{45}=load('0079.vt3')	1303,50	1187,30	386,93	315,61	85,00	55,40	4,5524	5,6972	1085800	1085600
s{46}=load('0081.vf1') %25. Hasta no: 0081 (VF)	2775,40	2648,60	496,26	482,45	336,15	173,03	1,4763	2,7882	706480	706330
s{47}=load('0081.vf2')	2143,10	1972,30	475,58	484,34	505,93	276,22	0,9400	1,7535	847330	847120
s{48}=load('0082.vt1') %26. Hasta no: 0082 (VT)	1453,10	1440,50	191,18	258,98	90,16	64,60	2,1205	4,0091	430610	430660
s{49}=load('0082.vt2')	1114,60	1116,10	421,10	391,45	266,46	257,24	1,5804	1,5217	423080	423080
s{50}=load('0082.vt3')	312,74	437,69	235,92	236,23	117,09	128,01	2,0147	1,8454	560480	560640
s{51}=load('0082.vt4')	867,58	949,15	159,25	184,36	249,83	201,72	0,6374	0,9139	776430	776550
s{52}=load('0086.vf1') %27. Hasta no: 0086 (VF)	3571,10	4285,40	874,55	964,82	425,51	282,31	2,0553	3,4176	1336500	1337300
s{53}=load('0088.vt1') %28. Hasta no: 0088 (VT)	270,43	284,66	80,10	76,65	20,17	15,41	3,9715	4,9738	302850	302850

Veriler	ÇAF Enerji (ms ²)		AF Enerji (ms ²)		YF Enerji (ms ²)		AF/YF Oranı		Toplam Enerji (ms ²)	
	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD
db4 ile gerçekleştirildi										
s{54}=load('0088.vt2')	150,37	149,13	71,79	53,97	18,24	11,20	3,9362	4,8191	285400	285370
s{55}=load('0094.vf1') %29. Hasta no: 0094 (VF)	2190,80	2188,30	1092,10	1808,60	118,67	131,56	9,2027	13,7470	791620	792370
s{56}=load('0095.vt1') %30. Hasta no: 0095 (VT)	93,79	129,49	18,29	20,25	15,03	13,76	1,2166	1,4720	249150	249190
s{57}=load('0095.vt2')	263,41	311,81	124,66	198,37	14,20	16,22	8,7819	12,2290	250800	250930
s{58}=load('0097.vt1') %31. Hasta no: 0097 (VT)	463,12	470,63	363,20	347,62	171,12	114,56	2,1225	3,0344	395650	395620
s{59}=load('0115.vf1') %32. Hasta no: 0115 (VF)	349,16	372,55	128,74	105,76	27,82	18,91	4,6275	5,5945	525980	525980
s{60}=load('0115.vt1') %32. Hasta no: 0115 (VT)	1782,60	1989,80	325,66	260,29	113,47	107,96	2,8700	2,4109	1229600	1229800
s{61}=load('0115.vt2')	605,72	639,86	391,00	369,41	139,69	131,48	2,7990	2,8097	501990	502160
s{62}=load('0135.vt1') %33. Hasta no: 0135 (VT)	635,82	597,97	109,77	103,41	80,56	49,09	1,3627	2,1065	252560	252510
s{63}=load('0159.vf1') %34. Hasta no: 0159 (VF)	619,09	693,84	111,10	125,21	91,77	79,05	1,2106	1,5840	471090	471170
s{64}=load('0164.vt1') %35. Hasta no: 0164 (VT)	808,66	917,07	284,55	216,24	49,04	32,72	5,8026	6,6094	546990	547030
s{65}=load('0164.vt2')	558,70	544,72	233,96	266,25	72,62	57,95	3,2215	4,5949	526730	526740
s{66}=load('0164.vt4')	1062,90	1164,00	410,32	299,35	95,11	68,29	4,3140	4,3833	742930	742900
s{67}=load('0164.vt5')	1343,80	1367,30	333,28	296,63	158,02	147,86	2,1091	2,0062	681480	681470
s{68}=load('0174.vt1') %36. Hasta no: 0174 (VT)	1134,40	1113,30	402,90	362,94	265,28	178,85	1,5188	2,0292	632920	632830
s{69}=load('0175.vt1') %37. Hasta no: 0175 (VT)	678,51	799,11	588,93	546,07	119,33	66,76	4,9354	8,1794	506620	506650
s{70}=load('0175.vt2')	380,08	620,22	113,86	97,76	60,60	42,25	1,8789	2,3141	651060	651280
s{71}=load('0175.vt3')	749,64	671,93	94,71	121,71	79,99	74,26	1,1840	1,6390	524770	524720
s{72}=load('0182.vt1') %38. Hasta no: 0182 (VT)	1073,70	1064,60	124,35	221,48	88,24	136,09	1,4093	1,6274	445100	445260
s{73}=load('0182.vt2')	1356,00	1479,10	286,16	255,70	139,07	123,02	2,0577	2,0785	387760	387840
s{74}=load('0183.vt1') %39. Hasta no: 0183 (VT)	114,55	176,86	34,58	33,00	84,28	71,46	0,4103	0,4618	306440	306510
s{75}=load('0183.vt2')	600,42	753,99	349,29	373,84	302,93	199,25	1,1530	1,8762	469130	469270
s{76}=load('0196.vt1') %40. Hasta no: 0196 (VT)	610,52	560,33	160,90	125,16	41,95	22,97	3,8354	5,4498	444010	443910
s{77}=load('0201.vf1') %41. Hasta no: 0201 (VF)	2486,20	2648,00	878,21	1006,30	867,87	713,86	1,0119	1,4097	330940	331230
s{78}=load('0201.vf2')	916,53	1056,10	294,77	270,11	26,61	28,75	11,0760	9,3956	369880	370100
s{79}=load('0209.vf1') %42. Hasta no: 0209 (VF)	2063,90	2022,40	934,95	966,15	532,97	472,73	1,7542	2,0438	507600	507630
s{80}=load('0209.vt1')	617,45	759,76	1015,70	892,33	868,38	659,93	1,1697	1,3522	207050	206970
s{81}=load('0210.vt1') %43. Hasta no: 0210 (VT)	2787,50	2927,20	1056,70	984,07	303,90	189,57	3,4772	5,1910	707530	707560

Veriler	ÇAF Enerji (ms ²)		AF Enerji (ms ²)		YF Enerji (ms ²)		AF/YF Oranı		Toplam Enerji (ms ²)	
	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD
db4 ile gerçekleştirildi										
s{82}=load('0213.vf1') %44. Hasta no: 0213 (VF)	4091,20	4145,50	807,98	891,01	422,72	278,30	1,9114	3,2016	1162700	1162700
s{83}=load('0216.vf1') %45. Hasta no: 0216 (VF)	1385,00	1587,40	192,37	245,67	64,07	70,59	3,0024	3,4801	416850	417130
s{84}=load('0216.vt1') %45. Hasta no: 0216 (VT)	1222,40	1170,90	231,18	229,94	66,36	54,20	3,4839	4,2425	340840	340800
s{85}=load('0217.vf1') %46. Hasta no: 0217 (VF)	2136,00	2342,90	825,43	799,60	423,02	431,61	1,9513	1,8526	537990	538480
s{86}=load('0231.vf1') %47. Hasta no: 0231 (VF)	413,70	446,99	425,53	332,35	153,01	129,64	2,7810	2,5637	297160	297100
s{87}=load('0243.vf1') %48. Hasta no: 0243 (VF)	566,70	552,12	287,22	215,04	103,77	91,63	2,7679	2,3468	233270	233170
s{88}=load('0251.vt1') %49. Hasta no: 0251 (VT)	233,77	388,28	68,90	68,09	63,52	43,13	1,0848	1,5785	241620	241760
s{89}=load('0263.vt1') %50. Hasta no: 0263 (VT)	1102,00	1110,10	368,30	405,07	257,95	490,09	1,4278	0,8265	406150	406550
s{90}=load('0269.vf1') %51. Hasta no: 0269 (VF)	1279,20	1236,50	163,54	152,65	142,81	125,55	1,1452	1,2158	336860	336820
s{91}=load('0284.vf1') %52. Hasta no: 0284 (VF)	661,01	686,54	172,00	285,83	145,96	165,43	1,1784	1,7277	324010	324250
s{92}=load('0293.vt1') %53. Hasta no: 0293 (VT)	717,50	703,35	376,88	310,86	41,24	30,85	9,1386	10,0770	505680	505590
s{93}=load('0315.vt1') %54. Hasta no: 0315 (VT)	3640,90	3591,90	280,01	403,64	145,09	127,63	1,9299	3,1625	719650	719750
s{94}=load('0340.vt1') %55. Hasta no: 0340 (VT)	1644,00	1836,70	916,54	793,61	678,95	599,47	1,3499	1,3239	465990	466230
s{95}=load('0340.vt2')	1075,30	1158,00	1164,50	1124,70	1001,80	760,89	1,1624	1,4781	421250	421220
s{96}=load('0358.vt1') %56. Hasta no: 0358 (VT)	651,01	627,03	230,04	238,17	125,47	101,86	1,8335	2,3382	490530	490520
s{97}=load('0369.vf1') %57. Hasta no: 0369 (VF)	3738,80	3878,80	2628,40	2565,30	572,30	478,92	4,5927	5,3564	714140	714340
s{98}=load('8005.vt1') %58. Hasta no: 8005 (VT)	1303,60	1227,30	223,31	276,42	35,58	27,75	6,2769	9,9599	429350	429320
s{99}=load('8005.vt2')	715,46	887,93	287,55	270,63	51,24	39,43	5,6121	6,8637	765200	765350
s{100}=load('8005.vt3')	2386,60	2433,30	417,22	574,84	104,86	97,89	3,9789	5,8724	942030	942250
s{101}=load('8005.vt4')	2065,00	1963,70	627,75	605,88	305,98	291,74	2,0516	2,0768	821800	821680
s{102}=load('8005.vt5')	3170,90	3614,30	1720,10	1616,20	424,08	336,24	4,0561	4,8068	782990	783280
s{103}=load('8006.vt1') %59. Hasta no: 8006 (VT)	266,26	264,81	118,52	147,81	146,69	136,06	0,8080	1,0864	506520	506590
s{104}=load('8007.vt1') %60. Hasta no: 8007 (VT)	2635,40	2675,40	241,43	355,75	65,70	80,18	3,6746	4,4371	822820	822990
s{105}=load('8009.vf1') %61. Hasta no: 8009 (VF)	4107,90	4130,30	431,18	632,04	209,92	202,51	2,0540	3,1210	615310	615570
s{106}=load('8010.vf1') %62. Hasta no: 8010 (VF)	14924,00	15010,00	1950,30	2022,40	233,71	192,04	8,3448	10,5310	1103800	110400
s{107}=load('8010.vt1') %62. Hasta no: 8010 (VT)	724,16	1068,90	423,92	343,14	87,21	51,85	4,8612	6,6177	889810	89070
s{108}=load('8010.vt2')	15989,00	15835,00	2829,80	3034,40	277,07	255,55	10,2130	11,8740	1249500	1249600
s{109}=load('8010.vt3')	1650,80	1604,70	447,73	455,01	130,02	92,11	3,4434	4,9401	755520	755480

Veriler	ÇAF Enerji (ms ²)		AF Enerji (ms ²)		YF Enerji (ms ²)		AF/YF Oranı		Toplam Enerji (ms ²)	
	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD	ADD	DPD
db4 ile gerçekleştirildi										
s{110}=load('8013.vf1') %63. Hasta no: 8013 (VF)	3919,40	4243,60	1717,50	1535,50	845,48	629,07	2,0314	2,4409	571760	571850
s{111}=load('8013.vt2') %63. Hasta no: 8013 (VT)	1317,40	1340,40	804,56	784,81	734,00	503,26	1,0961	1,5594	440740	440680
s{112}=load('8014.vt2') %64. Hasta no: 8014 (VT)	2301,40	2327,20	1268,20	1272,30	488,65	277,00	2,5954	4,5930	791630	791590
s{113}=load('8014.vt3')	1662,80	1866,90	1513,40	1497,10	446,45	323,55	3,3899	4,6272	780500	780670
s{114}=load('8015.vt1') %65. Hasta no: 8015 (VT)	896,11	857,83	248,87	280,65	51,67	36,13	4,8165	7,7674	421870	421860
s{115}=load('8015.vt2')	1149,60	1297,40	581,04	714,02	682,52	427,83	0,8513	1,6689	668630	669030
s{116}=load('8019.vt1') %66. Hasta no: 8019 (VT)	667,09	631,11	84,88	122,67	63,16	55,21	1,3438	2,2218	339500	339510
s{117}=load('8019.vt2')	632,44	640,61	135,08	132,23	150,70	108,30	0,8964	1,2210	327200	327190
s{118}=load('8019.vt3')	471,24	551,73	186,81	203,69	382,37	246,88	0,4886	0,8251	411810	411820
s{119}=load('8019.vt4')	371,12	452,83	723,77	721,93	597,86	418,49	1,2106	1,7251	327960	327970
s{120}=load('8021.vt1') %67. Hasta no: 8021 (VT)	871,36	859,98	224,22	200,48	45,34	24,77	4,9455	8,0948	422640	422600
s{121}=load('8021.vt2')	322,52	487,71	702,63	740,81	870,44	640,73	0,8072	1,1562	399260	399360
s{122}=load('8022.vt1') %68. Hasta no: 8022 (VT)	806,70	869,14	1176,20	1233,50	387,00	257,06	3,0394	4,7984	264940	265070
s{123}=load('8023.vt1') %69. Hasta no: 8023 (VT)	549,04	863,64	112,33	112,14	92,34	58,27	1,2165	1,9244	555610	555910
s{124}=load('8024.vf1') %70. Hasta no: 8024 (VF)	102,08	129,79	84,44	146,42	10,37	91,18	8,1420	16,0580	137620	137710
s{125}=load('8031.vt1') %71. Hasta no: 8031 (VT)	278,65	325,78	371,06	339,32	110,40	69,86	3,3610	4,8573	1042100	1042100
s{126}=load('8036.vt1') %72. Hasta no: 8036 (VT)	589,04	604,44	224,84	209,73	67,88	81,19	3,3125	2,5832	335080	335100
s{127}=load('8049.vt1') %73. Hasta no: 8049 (VT)	463,66	477,12	122,50	101,44	30,36	21,40	4,0352	4,7415	492120	492110
s{128}=load('8049.vt2')	580,23	588,66	130,83	144,43	148,36	102,88	0,8819	1,4039	470600	470600
s{129}=load('8051.vt1') %74. Hasta no: 8051 (VT)	690,28	918,76	316,39	323,30	122,34	81,80	2,5861	3,9521	558150	558360
s{130}=load('8075.vf1') %75. Hasta no: 8075 (VF)	2368,70	2325,50	2310,70	2482,00	784,69	561,16	2,9447	4,4229	441690	44170
s{131}=load('8076.vt1') %76. Hasta no: 8076 (VT)	747,46	800,94	292,04	255,45	136,82	103,20	2,1345	2,4752	644920	644930
s{132}=load('8076.vt2')	771,14	763,01	154,26	201,47	40,17	54,20	3,8406	3,7173	355480	355540
s{133}=load('8079.vt1') %77. Hasta no: 8079 (VT)	2092,40	2293,80	1075,30	937,65	453,19	270,07	2,3727	3,4719	913590	913610
s{134}=load('8079.vt2')	2931,30	2913,70	433,96	584,17	161,49	167,54	2,6873	3,4868	618920	619080
s{135}=load('8096.vt1') %78. Hasta no: 8096 (VT)	4176,30	3999,30	1400,70	1316,10	190,30	193,24	7,3605	6,8107	555770	555550

ÖZGEÇMİŞ

1978 yılında Krd. Ereğli’de doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Burdur’da tamamladı. 1995 yılında Süleyman Demirel Üniversitesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği bölümünde lisans öğrenimine başladı. 2000 yılında Elektronik ve Haberleşme mühendisi unvanını alarak mezun oldu. 2001 yılında Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Fen ve Mühendislik Bilimleri Enstitüsü bünyesinde Elektronik Mühendisliği Anabilim dalında yüksek lisans eğitimine başladı. 2004 yılında yüksek lisans öğrenimini de başarıyla tamamladı. Biyomedikal sinyal analizleri, lazer ve sensörler, mikroelektronik, yapay sinir ağları, dalgacık dönüşümü ve bulanık mantık ile ilgili çalışmaları bulunmaktadır.