

152293

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BİYOLOJİK İŞARETLERİN TEMEL TANIM VE
ZARF FONKSİYONLARI İLE MODELLENMESİ**

**DOKTORA TEZİ
Y. Müh. Hakan GÜRKAN**

Anabilim Dalı : ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ

Programı : ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ

MAYIS 2004

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BİYOLOJİK İŞARETLERİN TEMEL TANIM VE ZARF
FONKSİYONLARI İLE MODELLENMESİ**

DOKTORA TEZİ
Y. Müh. Hakan GÜRKAN
504982111

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 6 Mayıs 2004
Tezin Savunulduğu Tarih : 3 Mayıs 2005

Tez Danışmanı : Prof.Dr. Alinur GÖNÜLEREN

Diğer Jüri Üyeleri Prof.Dr. Sıddık YARMAN (İ.Ü.)

Prof.Dr. Tamer ÖLMEZ (İ.T.Ü.)

Prof.Dr. Osman PALAMATCUOĞULLARI (İ.T.Ü.)

Prof.Dr. Fikret GÜRGEN (B.Ü.)

Doç.Dr. Mehmet KORÜREK (İ.T.Ü.)

Uygundur. Arş. Grv. Aydın KIZILKAYA

MAYIS 2004

15/06/2005

[Signatures]
RET *[Signature]*

ÖNSÖZ

Biyolojik işaretlere ilişkin verilerin çeşitli ortamlarda etkili ve yeterli bir biçimde iletilmesi ve veri iletişimi sırasında bu verilerin saklanması, veri haberleşmesi ve işaret işleme konularında önemini sürekli arttıran faktörler olarak karşımıza çıkmaktadır. Son yıllarda, biyolojik işaretlerin sıkıştırılması kodlanması, yeniden oluşturulması ve iletilmesine yönelik bir çok yöntem geliştirilmiştir. Bu tez çalışmasında bu yöntemlere alternatif oluşturacak yeni bir modelleme yöntemi sunulmaktadır. Sunulan yöntem, biyolojik işaretlerin fiziksel özelliklerinden yararlanarak Temel Tanım ve Zarf Fonksiyon Bankasının oluşturulmasına ve bu banka içerisinde yer alan fonksiyonlar yardımı ile modellenmesine dayanmaktadır.

Doktora öğrenimim süresince, bu konuda çalışma olanağını bana sağlayan, çalışmalarında bana yol gösteren, bu tez çalışmasının her aşamasında çok yoğun iş temposuna rağmen beni yönlendiren, desteğini ve ilgisini hiç bir zaman esirgemeyen, zaman ve mekan tanımaksızın bilgilerini aktaran sayın hocam Işık Üniversitesi Rektörü Prof. Dr. B. Sıddık YARMAN'a, bana gösterdiği sabır ve öğrettiği her şey için teşekkürü bir borç bilirim.

Lisans, yüksek lisans ve doktora öğrenimim süresince danışmanlığımı üstlenerek çok yoğun çalışma temposuna rağmen desteğini ve ilgisini hiçbir zaman esirgemeyen ve bana her konuda yol gösteren ve yönlendiren sayın hocam Prof. Dr. Ali Nur GÖNÜLEREN'e bana gösterdiği sabır ve öğrettiği her şey için teşekkürü bir borç bilirim.

Ayrıca birlikte çalıştığım çok değerli çalışma arkadaşım ve dostum Dr. Ümit GÜZ'e, çok yoğun çalışma temposuna rağmen ilgisini ve desteğini esirgemeyen tez izleme komitesi üyesi sayın hocam Prof. Dr. Osman PALAMUTÇUOĞULLARI'na ve Prof. Dr. Tamer Ölmez'e, bana çalışma olanaklarını sunan Feyziye Mektepleri Vakfı, Işık Üniversitesi'ne, her türlü desteği sağlayan aileme çok teşekkür ederim.

Mayıs 2004

Hakan GÜRKAN

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR	v
TABLO LİSTESİ	vi
ŞEKİL LİSTESİ	vii
SEMBOL LİSTESİ	x
ÖZET	xi
SUMMARY	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1. Giriş ve Çalışmanın Amacı	1
2. EKG, EEG, EMG İŞARETLERİ VE BU İŞARETLERİ OLUŞTURAN BİYOLOJİK SİSTEMLERİN ÖZELLİKLERİ	4
2.1. Kalp ve EKG İşaretleri	4
2.1.1. Kalbin Anatomisi ve Elektrofizyolojisi	4
2.1.2. EKG İşaretinin Elektriksel Özellikleri	7
2.1.3. EKG İşaretinin Bileşenleri	7
2.1.4. EKG Kağıdı	9
2.1.5. EKG Ölçümü	9
2.1.5. EKG İşaretlerinin Karakteristik Özellikleri	11
2.2. Beyin ve EEG İşaretleri	11
2.2.1. İnsan Beyninin ve Sinir Hücrelerinin Genel Yapısı	11
2.2.2. EEG İşaretleri	13
2.3. Kas Sistemi ve EMG İşaretleri	14
3. İŞARET MODELLEME VE SIKIŞTIRMA YÖNTEMLERİ	16
3.1. Giriş	16
3.2. Sıkıştırma Oranının ve Yeniden Oluşturma Hatasının Hesaplanması	17
3.2.1. Yeniden Oluşturma Hatasının Hesaplanması	17
3.2.2. Sıkıştırma Oranının Hesaplanması	19
3.3. Modelleme ve Sıkıştırma Yöntemleri	19
3.3.1. Doğrudan Yöntemler	20
3.3.1.1. Darbe Kod Modülasyonu	20
3.3.1.2. Diferansiyel Darbe Kod Modülasyonu	22
3.3.1.3. Polinomsal Öngörüye Dayalı Yöntemler	24
3.3.1.4. Entropi Kodlaması	25
3.3.1.5. TP Yöntemi	25
3.3.1.6. FAN Yöntemi	27

3.3.1.7. AZTEC Yöntemi	28
3.3.1.8. CORTES Yöntemi	29
3.3.1.9. SAIES Yöntemi	29
3.3.2. Dönüşüm Yöntemleri	29
3.3.2.1. Karhunen Loeve Dönüşümü	30
3.3.2.2. Ayrık Kosinüs Dönüşümü-AKD (Discrete Cosine Transform-DCT)	41
3.3.2.3. Ayrık Fourier Dönüşümü-AFD (Discrete Fourier Transform-DFT)	42
3.3.2.4. Ayrık Dalgacık Dönüşümü (Discrete Wavelet Transform-DWT)	42
3.4. Vektör Nicemleme	44
3.5. YAR-KAR (Yarman-Karaş) Yöntemi	46
3.5.1. Temel Tanım Fonksiyonlarının Üretilmesi	49
3.5.1.1. Tanım Fonksiyonlarının Üretilmesi	49
3.5.1.2. Temel Tanım Fonksiyonlarının Elde Edilmesi	49
3.5.2. YAR-KAR Algoritması	51
4. TEMEL TANIM VE ZARF VEKTÖR BANKALARI İLE BİYOLOJİK İŞARETLERİN MODELLENMESİ	53
4.1. Temel Tanım	53
4.1.1. Ayrık Zaman Bölgesinde Temel Tanım	53
4.1.2. Sürekli Zaman Bölgesinde Temel Tanım	54
4.2. Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının Oluşturulması	55
4.3. Tanım ve Zarf Vektörlerinin İndirgenmesi	62
4.4. Algoritmalar	65
4.4.1. Algoritma I: Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının Oluşturulması	65
4.4.2. Algoritma II : Biyolojik İşaretlerinin Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile Yeniden Oluşturulması	66
5. BENZETİM SONUÇLARI	68
5.1. ElektroKardiyoGram (EKG) İşaretlerine İlişkin Benzetim Sonuçları	68
5.2. ElektroMiyoGram (EMG) İşaretlerine İlişkin Benzetim Sonuçları	78
5.3. ElektroEnsefaloGram (EEG) İşaretlerine İlişkin Benzetim Sonuçları	82
6. SONUÇLAR VE TARTIŞMA	86
KAYNAKLAR	89
EK-A: BENZETİM SONUÇLARI	96
EK-B: BİYOLOJİK İŞARET İŞLEME PAKET PROGRAMI	112
ÖZGEÇMİŞ	117

KISALTMALAR

EKG	: ElektroKardiyoGram
EEG	: ElektroEnsefaloGram
EMG	: ElektroMiyoGram
PRD	: Percent Root Mean Square Difference
RMS	: Root Mean Square Error
SNR	: Signal to Noise Ratio
CR	: Compression Ratio
CDR	: Compression Data Ratio
PCM	: Pulse Code Modulation
DPCM	: Differential Pulse Code Modulation
WT	: Wavelet Transformation
DCT	: Discrete Cosine Transformation
DKM	: Darbe Kod Modülasyonu
DDKM	: Diferansiyal Darbe Kod Modülasyonu
TP	: Turning Point
AZTEC	: Amplitude Zone Time Epoch Coding
CORTES	: Coordinate Reduction Time Encoding System
SAIES	: Slope Adaptive Interpolation Encoding Scheme
AKD	: Ayrik Kosinüs Dönüşümü
AFD	: Ayrik Fourier Dönüşümü
OKH	: Ortalama Karesel Hata
ADD	: Ayrik Dalgacık Dönüşümü
KLD	: Karhunen Loeve Dönüşümü
FIR	: Finite Impulse Response
IIR	: Infinite Impulse Response
YAR-KAR	: Yarman Karas Yöntemi
TF	: Tanım Fonksiyonları
TTF	: Temel Tanım Fonksiyonları

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Saklanan örnek değerinin bulunmasına ilişkin matematiksel algoritma	26
Tablo 5.1. Farklı çerçeve uzunlukları için oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının içerdiği Temel Tanım ve Zarf Vektörlerinin sayısı ve bunların temsil edilmesi için gerekli olan bit sayısı.....	69
Tablo 5.2. ECGMAN veri tabanında yer alan 16 adet değişik EKG işaretinin Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile yeniden oluşturulması sonucunda elde edilen sıkıştırma oranları ve ortalama yeniden oluşturma hataları.....	69
Tablo 5.3. Eşik değeri seçilmesi durumunda PRD hatası, sıkıştırma oranı ve temel tanım ve zarf vektör bankasından uygun vektörlerin bulunması yüzdesi.....	75
Tablo 5.4. Önerilen yöntemin değişik EKG modelleme yöntemleri ile karşılaştırılması.....	76
Tablo 5.5. Farklı çerçeve uzunlukları için oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının içerdiği Temel Tanım ve Zarf Vektörlerinin sayısı ve bunların temsil edilmesi için gerekli olan bit sayısı.....	78
Tablo 5.6. EMG veri tabanında yer alan 23 adet değişik EMG işaretinin Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile yeniden oluşturulması sonucunda elde edilen sıkıştırma oranları ve ortalama yeniden oluşturma hataları.....	79
Tablo 5.7. Farklı çerçeve uzunlukları için oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının içerdiği Temel Tanım ve Zarf Vektörlerinin sayısı ve bunların temsil edilmesi için gerekli olan bit sayısı.....	82
Tablo 5.8. EEG veri tabanında yer alan 10 adet değişik EEG işaretinin Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile yeniden oluşturulması sonucunda elde edilen sıkıştırma oranları ve ortalama yeniden oluşturma hataları.....	83

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1 : Kalbin içten görünüşü	4
Şekil 2.2 : Kalbin elektriksel iletim sistemi	5
Şekil 2.3 : EKG işaretinin elektriksel oluşumu	7
Şekil 2.4 : EKG işaretinin bileşenleri	8
Şekil 2.5 : EKG kağıdı	8
Şekil 2.6 : 12 kanallı EKG, (a) Kanal I, II, III, (b) Kanal aVR, aVL, aVF, (c) Kanal V1, V2, V3, V4, V5, V6	10
Şekil 2.7 : Elektrokardiyografide kullanılan bant genişlikleri. Klinik uygulamalarda bant genişliği 12 kanallı EKG için 0.05-100 Hz dir. İzleme uygulamaları için kullanılan bant genişliği 0.5-50 Hz dir. Kalp atış hızının ölçümünde ise merkez frekansı 17 Hz olan basit bir bant geçiren süzgeç kullanılır	11
Şekil 2.8 : Beynin yandan iç görünümü	12
Şekil 2.9 : Sinir hücresinin genel yapısı	13
Şekil 2.10 : Elektrotların bağlantı biçimleri. (a) İki kutuplu (Bipolar) (b) Tek kutuplu (Unipolar)	13
Şekil 2.11 : EEG işaretine ilişkin farklı 4 bant genişliği	14
Şekil 3.1 : Birbiçim nicemleyicinin giriş-çıkış özeğrisi	21
Şekil 3.2 : DDKM kodlayıcının öbek çizgesi	23
Şekil 3.3 : DDKM kod çözücü	23
Şekil 3.4 : Üç ardışık örneğin dizilimine ilişkin muhtemel tüm olasılıklar ...	26
Şekil 3.5 : FAN yönteminin grafiksel gösterimi	28
Şekil 3.6 : AZTEC yöntemine ilişkin düz ve eğimli bölgeler	28
Şekil 3.7 : İleri ve ters ayırık dalgacık dönüşümünün yukarı/aşağı örnekleme işlemleri ile alçak/yüksek geçiren süzgeçleri içeren dörtlü özyineli süzgeç öbeği (Quadrature Mirror Filter Bank-QMF) ile gerçekleştirilmesi	35
Şekil 3.8 : Basit bir vektör nicemleyicinin blok yapısı	37
Şekil 4.1 : Bir EKG işaretinin eşit uzunluktaki çerçevelere bölünmesi	53
Şekil 4.2 : Bir EKG işaretinin 20.-40. çerçevelerine ilişkin özdeğerlerinin dağılımı	58
Şekil 4.3 : Bir EKG işaretinin 20.-40. çerçevelerine ilişkin en yüksek özdeğerlerinin dağılımı	59
Şekil 4.4 : Çerçeve uzunluğunun 16 seçilmesi durumunda EKG işaretlerine ilişkin birbirleri ile benzerlik gösteren Tanım Vektörü örnekleri ..	60
Şekil 4.5 : Çerçeve uzunluğunun 16 seçilmesi durumunda EKG işaretlerine ilişkin birbirleri ile benzerlik gösteren Zarf Vektörü örnekleri	61
Şekil 4.6 : Çerçeve uzunluğunun 16 seçilmesi durumunda EKG işaretlerine ilişkin Temel Tanım Vektörü örnekleri	63

Şekil 4.7	: Çerçeve uzunluğunun 16 seçilmesi durumunda EKG işaretlerine ilişkin Zarf Vektörü örnekleri	64
Şekil 5.1	: Önerilen Yöntemin sıkıştırma oranına göre ortalama PRD değişimi	70
Şekil 5.2	: Önerilen Yöntemin çerçeve uzunluğuna göre sıkıştırma oranı değişimi	70
Şekil 5.3	: Önerilen Yöntemin çerçeve uzunluğuna göre ortalama PRD değişimi	71
Şekil 5.4	: ECGMAN veri tabanında yer alan 6 numaralı özgün EKG işareti	71
Şekil 5.5	: Çerçeve uzunluğu 8 seçildiğinde yeniden oluşturulan EKG işareti	72
Şekil 5.6	: Çerçeve uzunluğu 16 seçildiğinde yeniden oluşturulan EKG işareti	72
Şekil 5.7	: Çerçeve uzunluğu 20 seçildiğinde yeniden oluşturulan EKG işareti	72
Şekil 5.8	: Çerçeve uzunluğu 24 seçildiğinde yeniden oluşturulan EKG işareti	72
Şekil 5.9	: Çerçeve uzunluğu 32 seçildiğinde yeniden oluşturulan EKG işareti	73
Şekil 5.10	: Çerçeve uzunluğu 48 seçildiğinde yeniden oluşturulan EKG işareti	73
Şekil 5.11	: Çerçeve uzunluğu 64 seçildiğinde yeniden oluşturulan EKG işareti	73
Şekil 5.12	: Önerilen yöntemin çerçeve uzunluğu 16 seçilmesi durumunda ECGMAN veri tabanında yer alan 16 EKG işareti için gerçekleştirdiği yeniden oluşturma hataları (PRD değerleri)	74
Şekil 5.13	: Üzerine beyaz gürültü eklenen ve bu durumda yeniden oluşturulan EKG işareti	77
Şekil 5.14	: Özgün ve yeniden oluşturulmuş EMG işareti.....	79
Şekil 5.15	: Çerçeve uzunluğunun 8 ve 16 olması durumunda özgün ve yeniden oluşturulmuş EMG işareti	80
Şekil 5.16	: Çerçeve uzunluğunun 8 ve 16 olması durumunda özgün ve yeniden oluşturulmuş EMG işareti	81
Şekil 5.17	: Özgün ve yeniden oluşturulmuş EEG işareti.....	83
Şekil 5.18	: Çerçeve uzunluğunun 8 ve 16 olması durumunda özgün ve yeniden oluşturulmuş EEG işareti	84
Şekil 5.19	: Çerçeve uzunluğunun 8 ve 16 olması durumunda özgün ve yeniden oluşturulmuş EEG işareti	85
Şekil A.1	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN1 işareti	96
Şekil A.2	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN2 işareti	97
Şekil A.3	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN3 işareti	98
Şekil A.4	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN4 işareti	99
Şekil A.5	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN5 işareti	100
Şekil A.6	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN6 işareti	101
Şekil A.7	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN7 işareti	102
Şekil A.8	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN8 işareti	103
Şekil A.9	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN9 işareti	104
Şekil A.10	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN10 işareti ...	105
Şekil A.11	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN11 işareti ...	106

Şekil A.12	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN12 işareti ...	107
Şekil A.13	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN13 işareti ...	108
Şekil A.14	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN14 işareti ...	109
Şekil A.15	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN15 işareti ...	110
Şekil A.16	: $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN16 işareti ...	111
Şekil B.1	: Geliştirilen biyolojik işaret işleme paket programına ilişkin ana menü	112
Şekil B.2	: Modellenmek istenen işaret üzerindeki gürültünün kaldırılması için geliştirilen süzgeç ara yüzü.....	113
Şekil B.3	: EKG işaretlerinin eşelektrik doğrusunda ortaya çıkan sapma	114
Şekil B.4	: Eşelektrik doğrusundaki sapmanın çıkartılması amacıyla geliştirilen ara yüz	114
Şekil B.5	: Yeniden oluşturma işlemi sonucunda elde edilen biyolojik işaret ile özgün işaretin sıkıştırma oranı ve yeniden oluşturma hatası ile birlikte görüntülediği ara yüz	115
Şekil B.6	: Yeniden oluşturma işleminden sonra özgün işaretin ve yeniden oluşturulan işaretin herbir çerçevesinin ve bu çerçevelere ilişkin ilinti katsayılarının, temel tanım ve zarf vektörlerinin görüntülediği ara yüz	116



SEMBOL LİSTESİ

$x(n)$	: Ayrık zamanda kaydedilmiş biyolojik işaret
X_i	: Biyolojik işaretin i. çerçevesine ilişkin çerçeve vektörü
L_F	: Çerçeve uzunluğu
M_F	: Çerçeve Vektörü
N_F	: Toplam Çerçeve Sayısı
R_i	: i. çerçeve vektörünün özilinti matrisi
λ_{ik}	: Özilinti matrisinin özdeğerleri
ϕ_k	: Özilinti matrisinin özvektörleri
λ_{i1}	: Özilinti matrisinin en büyük değerli özdeğeri
ϕ_{i1}	: Özilinti matrisinin en büyük değerli özdeğerine karşı gelen özvektör
ρ_{WY}	: Pearson ilinti katsayısı
φ_r	: Temel tanım vektörleri
α_k	: Zarf Vektörleri
C_i	: Çerçeve ölçekleme katsayısı
N_φ	: Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankasında bulunan temel tanım vektörlerinin sayısı
N_α	: Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankasında bulunan zarf vektörlerinin sayısı
R	: Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankasından seçilen temel tanım vektörünün bankadaki indis numarası
K	: Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankasından seçilen zarf vektörünün bankadaki indis numarası

BİYOLOJİK İŞARETLERİN TEMEL TANIM VE ZARF FONKSİYONLARI İLE MODELLENMESİ

ÖZET

Biyolojik işaretler (ElektroKardiyoGram-EKG, ElektroEnsefaloGram-EEG, ElektroMiyoGram-EMG gibi), veri depolaması uygulamalarında, gezici kayıt sistemlerinde, GSM veya haberleşme ağları üzerinden iletilmesi uygulamalarında, hastalıklara uygun tanı ve tedavinin belirlenmesi uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Biyolojik işaretlerin oldukça büyük miktarlarda veri içermesi nedeniyle biyolojik işaretlerin depolanması, iletimi ve yeniden oluşturulması uygulamalarında önemli sınırlamalar ortaya çıkmaktadır. Bu problemi aşmanın bir yolu biyolojik işaretleri içerdiği önemli verileri kaybetmeden sıkıştırmaktır. Bununla birlikte, biyolojik işaretler (EKG, EEG gibi), hastalıkların izlenme sürecinde sürekli kaydedilerek değerlendirilmeleri, uygun tanı ve tedavinin belirlenmesi ve uygulanan tedavinin izlenmesi, oluşabilecek anormalliklerin ve komplikasyonların belirlenmesi açılarından oldukça önem taşımaktadır. Bu nedenle işaretlerin kabul edilebilir bir hata ile sıkıştırılması kaçınılmazdır. Özellikle EKG, EEG ve EMG işaretlerinin tanılama açısından önemli veriler kaybedilmemek şartı ile sıkıştırılması gereklidir. Biyolojik işaretlerin sıkıştırılması ve hızlı iletimi az sayıda parametre ile birlikte uygun bir modelin oluşturulması ile gerçekleştirilebilir. Bu durumda, EKG, EEG ve EMG işaretleri seçilen modelin parametreleri cinsinden tanımlanabilir. Bu çalışmanın amacı, biyolojik işaretlerin verimli bir biçimde sıkıştırılması, modellenmesi ve yeniden oluşturulması için yeni bir yöntem oluşturmaktır.

Bu çalışmada, biyolojik işaretlerinin (EKG, EEG, EMG gibi) Temel Tanım ve Zarf Fonksiyonları ile modellenmesine yönelik olarak yeni bir yöntem sunulmaktadır. Sunulan yöntem, herhangi bir biyolojik işarete ilişkin $X_i(t)$ çerçeve fonksiyonunu $x_i(t) = C_i \alpha_K(t) \phi_R(t)$ biçiminde modellemektedir. Bu modelde, $\phi_R(t)$, Temel Tanım Fonksiyonu olarak adlandırılmakta ve bir C_i katsayısı ile özgün işarete ilişkin X_i çerçeve vektörünün en yüksek enerjisini taşımaktadır. $\alpha_K(t)$, Zarf Fonksiyonu olarak adlandırılmakta ve özgün işaretin çerçeve vektörünün zarfını oluşturmaktadır. C_i katsayısı da Çerçeve Ölçekleme Katsayısı olarak adlandırılmaktadır. Gösterildiği üzere $\Phi = \{\phi_r(t)\}$ ve $A = \{\alpha_k(t)\}$ bankaları herhangi bir biyolojik işareti modellemek için Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankası'nı oluşturur. Bu çalışmada çok sayıda biyolojik işaret incelenmiş ve binlerce çerçeve vektörü analiz edilmiştir. Bu incelemenin sonunda gerek tanım vektörlerinin gerek ise zarf vektörlerinin tekrarları özellik gösterdiği gözlenmiştir. Bu nedenle, birbirine benzer örnekler algoritma-1 kullanılarak elenebilir ve "Temel Tanım Vektör Bankası $\{\phi_r(n); r = 1, 2, 3, \dots, N_\phi\}$ " ile "Zarf Vektör Bankası $\{\alpha_k(n) \ k = 1, 2, 3, \dots, N_\alpha\}$ " olarak adlandırılan iki banka oluşturulabilir. Algoritma-2 kullanılarak, herhangi bir i. çerçeve için, özgün çerçeve vektörünü en küçük kareler anlamında en iyi biçimde temsil edecek zarf vektörü ve temel tanım vektörü bir C_i katsayısı ile beraber

belirlenir. Sonuç olarak, herhangi bir biyolojik işarete ilişkin özgün çerçeve vektörü X_i , temel tanım $\varphi_R(t)$ ve zarf $\alpha_K(t)$ fonksiyonları ile, bir C_i katsayısının çarpımı biçiminde temsil edilebilir veya yeniden oluşturulabilir ($x_i(t) = C_i \alpha_K(t) \varphi_R(t)$). Bir başka deyişle, bir biyolojik işaretin herbir çerçevesi, Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankasının R ve K indisleri ile bir çerçeve ölçekleme katsayısı cinsinden ifade edilebilir.

Gösterileceği üzere önerilen yeni yöntem oldukça önemli bir sıkıştırma oranı da gerçekleştirmektedir. Ayrıca, Temel Tanım ve Zarf Fonksiyonları iletim bandının herbir düğümüne yerleştirilerek biyolojik işaretin iletimi, Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankasının " K " ve " R " indislerinin ve C_i Çerçeve Ölçekleme Katsayısının iletimine indirgenmiş olur.

Ayrıca, Matlab platformu üzerinde kullanıcı etkileşimli bir yazılım geliştirilmiştir. Geliştirilen arayüz, kullanıcılara yeni yöntemle ilişkin matematiksel detayları bilmeden biyolojik işaretlerin (özellikle EKG, EEG ve EMG) modellenmesine, sıkıştırılmasına ve yeniden oluşturulmasına imkan tanımaktadır.



MODELLING BIOLOGICAL SIGNALS VIA SIGNATURE AND ENVELOPE FUNCTIONS

SUMMARY

Biological signals (ElectroCardioGram-ECG, ElectroEncephaloGram-EEG, ElectroMyoGram-EMG etc.) are widespread in long time data storage, ambulatory recording systems, transmission over the GSM or telecommunication systems, diagnosis and therapy of many diseases. However, since such signals comprise huge amounts of data, the storage, transfer and reconstruction of biological signals create certain limitations. One way to overcome this problem is the compression of the signals, provided that the information covered by the signal is not lost. Moreover, such signals have to be repeatedly received and evaluated during the course of the illness in order to verify the diagnosis, determine the treatment methods and allow follow up of the therapy to avoid abnormal patterns and complications. Therefore, compression of signals with acceptable loss is inevitable. Especially, compression of the ECG, EEG, and EMG signals are necessary so that the clinical features preserved in the reconstructed signal. Diagnosis, compression and speedy transmission of the biological signals may be achieved by means of appropriate models with least number of parameters. In this case, the measured ECG, EEG, and EMG data may be described in terms of the parameters of the selected model. The objective of this work is to propose a novel method which enable very efficient compression and representation of the biological signals.

In this paper, a new method to model biological signals by means of "Signature and Envelope Functions" is presented. In this work, on a frame basis, any biological signal $X_i(t)$ is modeled by the form of $x_i(t) = C_i \alpha_k(t) \varphi_r(t)$. In this model, $\varphi_r(t)$ is defined as the Signature Function since it carries almost maximum energy of the frame vector X_i with a constant C_i . $\alpha_k(t)$ is referred to as Envelope Function since it matches the envelope of $C_i \varphi_r(t)$ to the original frame vector X_i ; and C_i is called the Frame-Scaling Coefficient. It has been demonstrated that the sets $\Phi = \{\varphi_r(t)\}$ and $A = \{\alpha_k(t)\}$ constitute a "Signature and Envelope Functional Banks" to describe any measured biological signal. In this research work, many biological signals were examined and thousands of frames were analyzed. It has been observed that signature and envelope vectors exhibit repetitive similarities. Therefore, similar patterns can be eliminated by using the algorithm 1; and we can create two types of banks; namely, "**Envelope Bank** $\{\alpha_k(n) \quad k = 1, 2, 3, \dots, N_\alpha\}$ " and "**Signature Bank** $\{\varphi_r(n); r = 1, 2, 3, \dots, N_\varphi\}$ " respectively with reduced envelope and signature sequences. By evaluating the algorithm 2, for any given frame " i ", the frame sequence X_i can be approximated by pulling an appropriate signature vector and envelope vector from Signature Bank and Envelope Bank with a constant C_i , in the least mean square sense respectively. Finally, any biological signal frame X_i can be represented in terms of the multiplication of envelope $\alpha_k(t)$ and signature $\varphi_r(t)$

functions with a constant C_i or $x_i(t) = C_i \alpha_K(t) \phi_R(t)$. Thus, biological signal for each frame is described in terms of the two indices " R " and " K " of Signature and Envelope Functional Bank and the frame-scaling coefficient C_i .

It has been shown that the new method of modeling provides significant data compression. Furthermore, once Signature and Envelope Functional Bank are stored on each communication node, transmission of biological signals reduces to the transmission of indexes " K " and " R " of Signature and Envelope Functional Bank and the coefficients C_i , which also result in considerable saving in the transmission band.

Furthermore, a computer program was designed that incorporate the new compression and modelling technique in user-friendly software which enable the user to easily compress and reconstruct biological (especially ECG, EEG, and EMG) signal through a simple graphic interface. This interface allows the user to model, compress and reconstruct any biological signal without knowledge of the mathematical details of the new modelling technique.



1. GİRİŞ

1.1 Giriş ve Çalışmanın Amacı

Biyolojik işaretler, insan vücudunun ürettiği elektriksel işaretlerdir. Bu işaretlerin başlıcaları arasında Elektrokardiyogram işareti (EKG), Elektroensefalogram işareti (EEG), Elektromiyogram işareti (EMG) sayılabilir.

Elektrokardiyogram işareti, kalp atımları sırasında kalp kasları tarafından üretilen ve kalbin elektriksel aktivitesini gösteren elektriksel işaretlerdir. Normal bir EKG’de, kulakçık ve karıncıkların ard arda kasılmasını gösteren tipik dalgalanmalar görülür. P dalgası olarak bilinen ilk yükselen dalga biçimi kulakçığın kasılmasını; Q, R, S ve T dalgaları olarak bilinen diğer tüm dalga biçimleri ise karıncıkların kasılmasını gösterir. Normal bir EKG’den sapan bir takım değişiklikler kalpte bir hastalık olduğunun göstergesidir. Özellikle kalpte büyüme, koroner atardamarlardaki tıkanıklık ve bu tıkanıklığın yeri gibi kalp hastalıklarının belirlenmesinde, uygun tedavi yönteminin saptanmasında ve tedavi sürecinin izlenmesinde kullanılan bu işaretler genellikle 0.5-4mv genlik aralığında olup 0.01-250Hz frekans aralığına sahiptirler.

Değişen zihinsel etkinlikler (derin uyku, gözlerin kapalı olması durumunda dinlenme hali gibi) sırasında insan beynindeki milyonlarca sinir hücresi tarafından üretilen elektriksel işaretler ise Elektroensefalogram olarak adlandırılır. Sağlıklı ve yetişkin bir insanın gevşemiş ama bilinçli durumda alınan EEG’si alfa dalgaları olarak bilinen düzenli inişli çıkışlı dalgalardan oluşur. Heyacan ya da korku gibi uyarılma durumlarında alfa dalgalarının yerini daha yüksek frekanslı beta dalgaları alır. Koma gibi derin uyku durumunda ise çok düşük frekanslı olan delta dalgaları görülür. Elektroensefalogram, beynin çalışma mekanizmasının ve merkezi sinir sisteminin çeşitli bölümleri arasındaki bağlantıların izlenmesine olanak verir. Ayrıca, ağır kafa travmaları, beyin ırları, sara ve sinir sisteminde yıkıma yol açan hastalıklara tanı konmasında kullanılan bir yöntemdir.

Elektromiyogram işaretleri, uyarılan kas dokusu tarafından üretilen elektriksel işaretlerdir. EMG işaretleri, kasın sinirini etkileyen hastalıklara (çocuk felci gibi), doğrudan kas dokusu hastalıklarına (miyopati) tanı konması amacıyla kullanılır.

Biyolojik işaretler (EKG, EEG gibi), hastalıkların izlenme sürecinde sürekli kaydedilerek değerlendirilmeleri, uygun tanı ve tedavinin belirlenmesi ve uygulanan

tedavinin izlenmesi, oluşabilecek anormalliklerin ve komplikasyonların belirlenmesi açılarından oldukça önem taşımaktadır. Bu nedenle, çağdaş klinik uygulamalarda biyolojik işaretlerin işlenmesi, saklanması, ve sayısal haberleşme ağları üzerinden iletilmesi uygulamaları büyük önem taşımaktadır. Tüm bu uygulamalarda, biyolojik işaretlerinin oldukça büyük miktarlarda veri içermesi nedeni ile önemli ölçüde hız ve hafıza sorunları ortaya çıkmaktadır. Örneğin açık kalp ameliyatı olan bir hastanın, EKG işaretinin 24 saat boyunca izlenmesi gerekir. Herbir EKG kanalının 12 bit ile 500Hz'de örneklediğini düşünürsek yaklaşık olarak bilgi oranı 22Mbits/saat/kanal olarak hesaplanabilir. Bu da, izleme aygıtının (Holter Cihazı) sadece 3 kanal için yaklaşık olarak 200Mbyte'lık bir belleğe sahip olma zorunluluğunu doğurur. Sonuç olarak gerçekleşmesi pratik olmayan bir izleme aygıtı ile karşı karşıya kalınır. Bu sorunlar, çok büyük miktarlarda veri içeren bu işaretlerin verimli bir şekilde sıkıştırılması ile giderilebilir. Kayıpsız sıkıştırma algoritmaları, yüksek sıkıştırma oranları sağlayamadığı için bu işlem, belirli bir yeniden oluşturma hatasına yol açan kayıplı sıkıştırma algoritmaları ile yapılabilir. Bu algoritmaların amacı, tanılama açısından önemli veriler kaybedilmemek şartı ile işaretlerin uygun oranlarda sıkıştırılmasını sağlamaktır.

Son otuz yılda, gerek biyolojik işaretlerin gerekse ses işaretlerinin sıkıştırılması, kodlanması, yeniden oluşturulması ve iletilmesine yönelik bir çok algoritma geliştirilmiştir. Geliştirilen yöntemlerin çoğu, işaretlerin zaman ve frekans bölgesi özelliklerini kullanır. Bu yöntemlerden başka Karhunen Loeve Dönüşümü, Ayrık Kosinüs Dönüşümü, Dalgacık Kılavuzu Dönüşümü gibi dönüşüm bölgesi yöntemleri de kullanılmaktadır. Sıkıştırma oranı ve yeniden oluşturma sırasında daha az veri kaybı bu algoritmaların başarımını belirlemektedir[1-4].

Daha önce yapılan çalışmada [5] konuşma ve EKG işaretleri için temel tanım frekanslarının belirlenmesine yönelik yeni bir yöntem sunulmuştur. Geliştirilen temel tanım frekans kavramı ile birbirlerine dik sinusoidal fonksiyonlardan yararlanarak temel tanım fonksiyonları tanımlanmış ve işaretlerin bu fonksiyonlar ile modellenmesi gerçekleştirilmiştir. Daha sonra yapılan çalışmada [6] frekans tabanlı olmayan ve diklik koşulu olmaksızın temel tanım fonksiyonlarının Türkçe konuşma işaretleri için belirlenmesinde yeni bir yöntem sunulmuştur.

Bu çalışmaların devamı niteliğinde olan bu tez çalışmasında da, teknik yazında ilk defa EKG, EMG ve EEG işaretleri için temel tanım fonksiyon ve zarf fonksiyon bankaları oluşturularak işaretlerin modellenmesi ya da yeniden oluşturulması için geliştirilen yeni bir yöntem sunulmaktadır. Geliştirilen yöntemin temeli, biyolojik işaretlerinin dalga biçimlerinin fiziksel benzerliklerinin karşılaştırılmasına ve

birbirlerine benzemeyen temel tanım ve zarf fonksiyonlarının oluşturulmasına dayanmaktadır.

Biyolojik işaretler tam olarak durağan değildirler. Bu nedenle bu çalışmada, biyolojik işaretler durağan olarak kabul edilebilecekleri kısa uzunluktaki çerçevelere ayrılarak $(X_i(t))$, $X_i(t) \approx C_i \alpha_K(t) \phi_R(t)$ biçiminde modellenmişlerdir.

Bu modelde; $\phi_R(t)$ Temel Tanım Fonksiyonu, $\alpha_K(t)$ Zarf Fonksiyonu olarak tanımlanmış ve C_i Çerçeve Ölçekleme Katsayısı olarak adlandırılmıştır. $\phi_R(t)$ ve $\alpha_K(t)$ fonksiyonları biyolojik işaretinin herbir çerçevesi için, enerjisi en fazla olan bir başka ifade ile çerçeveyi en iyi biçimde temsil eden vektörler olarak belirlenmektedirler. Gösterileceği üzere, herhangi bir biyolojik işaretinin yeniden oluşturulması için Fonksiyon Bankası oluşturulabilir. Bu fonksiyon bankası sırası ile $\Phi = \{\phi_r(t)\}$ Temel Tanım Fonksiyon Bankası ve $A = \{\alpha_k(t)\}$ Zarf Fonksiyon Bankası olarak adlandırılan iki fonksiyon bankasının birleşiminden oluşur. Herhangi bir biyolojik işareti, bu temel tanım ve zarf dalga biçimlerinin kullanılması ile modellenmekte veya yeniden oluşturulmaktadır. Biyolojik işaretinin herbir çerçevesi temel tanım ve zarf fonksiyonları bankası içerisinde yeralan fonksiyonlar arasından en küçük kareler anlamında, hatayı en aza indiren optimum temel tanım fonksiyonu, zarf fonksiyonu ve hesaplanmış uygun bir çerçeve ölçekleme katsayısının çarpımı biçiminde çerçeve yeniden elde edilmektedir.

Bu tez çalışmasının daha sonraki bölümleri aşağıdaki biçimde yapılandırılmıştır. Bölüm 2, EKG, EEG ve EMG işaretlerinin fiziksel özelliklerini içermektedir. Teknik yazımda yeralan ve yaygın biçimde kullanılan işaret modelleme ve sıkıştırma yöntemleri ve daha önce bu konuda yapılmış olan çalışmalar Bölüm 3’de ayrıntıları ile incelenmiştir. Bölüm 4’de, yeni geliştirilen biyolojik işaretlerinin modellenmesine ve yeniden oluşturulmasına ilişkin yöntem ele alınmıştır. Bölüm 5, yeni geliştirilen yönteme ilişkin elde edilen sonuçları içermektedir. Son olarak Bölüm 6, elde edilen sonuçlara ilişkin değerlendirmeleri ve bu çalışmanın devamı niteliğinde yapılacak olan yeni çalışmalara ilişkin önerileri içermektedir. Ayrıca Geliştirilen yeni yönteme ilişkin matematiksel detayları bilmeden biyolojik işaretlerin modellenmesine, sıkıştırılmasına ve yeniden oluşturulmasına imkan tanıyan ve Matlab.6.5 platformu üzerinde gerçekleştirilen kullanıcı etkileşimli yazılım paketine ilişkin detaylar EK-B’de ana hatlarıyla ele alınarak incelenmiştir.

2. EKG, EEG, EMG İŞARETLERİ VE BU İŞARETLERİ OLUŞTURAN BİYOLOJİK SİSTEMLERİN ÖZELLİKLERİ

2.1 Kalp ve EKG İşaretleri

2.1.1 Kalbin Anatomisi ve Elektrofizyolojisi

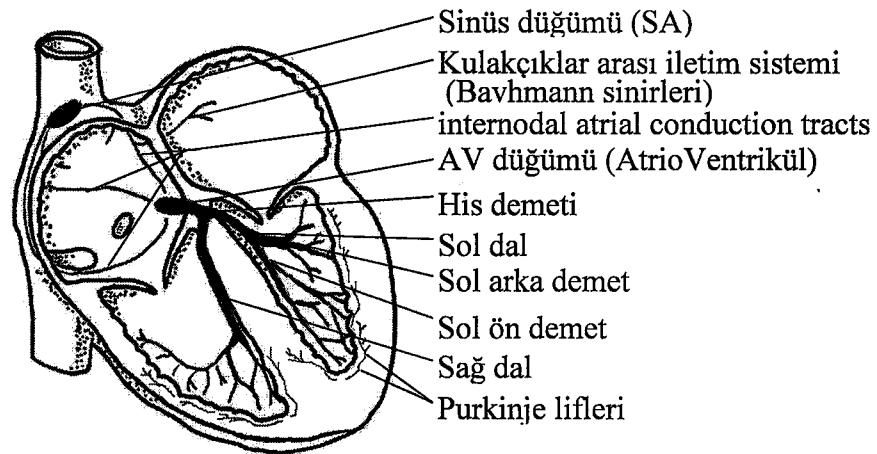
Yaşam için çok önemli bir görevi üstlenmiş olan insan kalbi sol göğüs boşluğu içinde bulunan ve yumruk büyüklüğünde olan bir organdır. Görevi insan vücudu için gerekli olan oksijeni ve besin maddelerini taşıyan kanın dolaşımını sağlamaktır. Kalp hemen hemen birbirinin benzeri ve sıkıca birbirine kaynaşmış iki organdan yapıldır : içinde oksijensiz kan bulunan sağ kalp ve oksijenli kan bulunan sol kalp. Bu iki organ arasında hiçbir ulaşım yoktur, ama her ikisi de iki boşluğa ayrılmıştır. Bu boşluklardan üsttekinе kulakçık, alttakine karıncık adı verilir. Bir başka deyişle kalp sağ ve sol kulakçık ile sağ ve sol karıncık olmak üzere dört bölmeden meydana gelir.



Şekil 2.1 Kalbin içten görünüşü

Sağ ve sol kulakçıklar ince duvarlı, sağ ve sol karıncıklar ise daha kalın duvarlı ve kaslı bir yapıya sahiptir. Karıncıkların duvarları üç farklı tabakadan oluşur. En içteki tabaka kalp iç zarı, daha kalın olan orta tabaka kalp kası ve en dıştaki tabaka ise kalp dış zarı olarak adlandırılır. Sol karıncık, sağ karıncığa göre üç kat daha kalın ve kaslı bir yapıya sahiptir. Kulakçık ve karıncıklar arasında ve karıncıklardan çıkan atardamar ağzlarında olmak üzere dört adet kapak bulunmaktadır.

Kalp, kanı boşluklarında oluşan basınç sayesinde pompalar ve kan basıncının kuvvetli olduğu yönden en zayıf olduğu yöne doğru ve geri dönemeyecek şekilde akar. Basıncı kalbin kasılmasını sağlar. Kasılma ana toplardamarların kalbe girdiği noktadan başlar. Oradan kulakçıklara, sonra karıncıklara yayılır. Kalpte başlangıç olarak alınan bir kasılma olgusundan, bu olgunun ilk yinelenişine kadar süren enlemesine ve boylamasına ardışık hareketlerin tümüne kalp atışı denir. Bu olgu sırasında önce iki kulakçık ondan sonra da iki karıncık birlikte kasılır. Bu güdümlü kasılmalardan ayrı olarak kanın kalp boşluklarında yer değiştirmesini kalp kapakları yönlendirir. Böylece, vücudun üst ve alt kısmındaki kirli kan üst ve alt toplardamarlar yoluyla sağ kulakçıkta toplanır. Burada toplanan kirli kan bir kapak aracılığı ile sağ karıncığa boşaltılır. Sağ karıncık bu kanı bir kasılma ile kendisinden çıkan akciğer atardamarı aracılığı ile akciğerlere gönderir. Akciğerlere gelen kan kılcal damarlar vasıtası ile hava ile temas ederek temizlenir, karbondioksit atılır. İyi oksijenlenmiş olarak akciğer toplardamarları ile sol kulakçığa geri döner. Sol kulakçık bu temiz kanı kapak aracılığı ile sol karıncığa boşaltır. Sol karıncığa boşalan bu temiz kan karıncıktan çıkan ana atardamar ve kolları aracılığı ile tüm vücuda oksijen ve besin maddeleri bıraktıktan sonra toplardamarlar aracılığı ile yeniden sağ kalbe döner ve kan dolaşımı sağlanmış olur.



Şekil 2.2 Kalbin elektriksel iletim sistemi

Kalbin elektriksel iletim sistemi Şekil 2.2’de görülmektedir. Bu sistemin ana görevi, SA düğümü tarafından düzenli ve otomatik olarak üretilen, kalp kası hücrelerinin kasılmasından ve gevşemesinden sorumlu olan elektriksel uyarıları kulakçık ve karıncıklara iletmektir. Bu elektriksel uyarılar, pozitif olarak yüklenmiş iyonların kalp hücre zarı üzerinde geri ve ileri hızla akışına neden olur. Herhangi bir anda kalp hücre zarı üzerindeki bu iyonların yoğunluğunun farkı elektriksel potansiyel olarak adlandırılır ve milivolt (mV.) ile ölçülür.

Gevşemiş kalp hücrelerinin, hücre zarı civarında pozitif yüklü iyon tabakasına ve her pozitif iyonla karşı hücre içini kaplayan eşit sayıda negatif yüklü iyonlara sahip olduğu söylenebilir. İyonların bu şekilde dizilmesi durumunda, gevşemiş hücre kutuplanmış (polarized) olarak ifade edilir. Gevşemiş kalp hücresinin zarı üzerindeki elektriksel potansiyel de gevşemiş zar potansiyeli (resting membrane potential) olarak isimlendirilir. Elektrik iletim sisteminde yeralan kulakçık ve karıncık hücrelerinin gevşemiş hücre potansiyeli normal olarak -90mV dur.

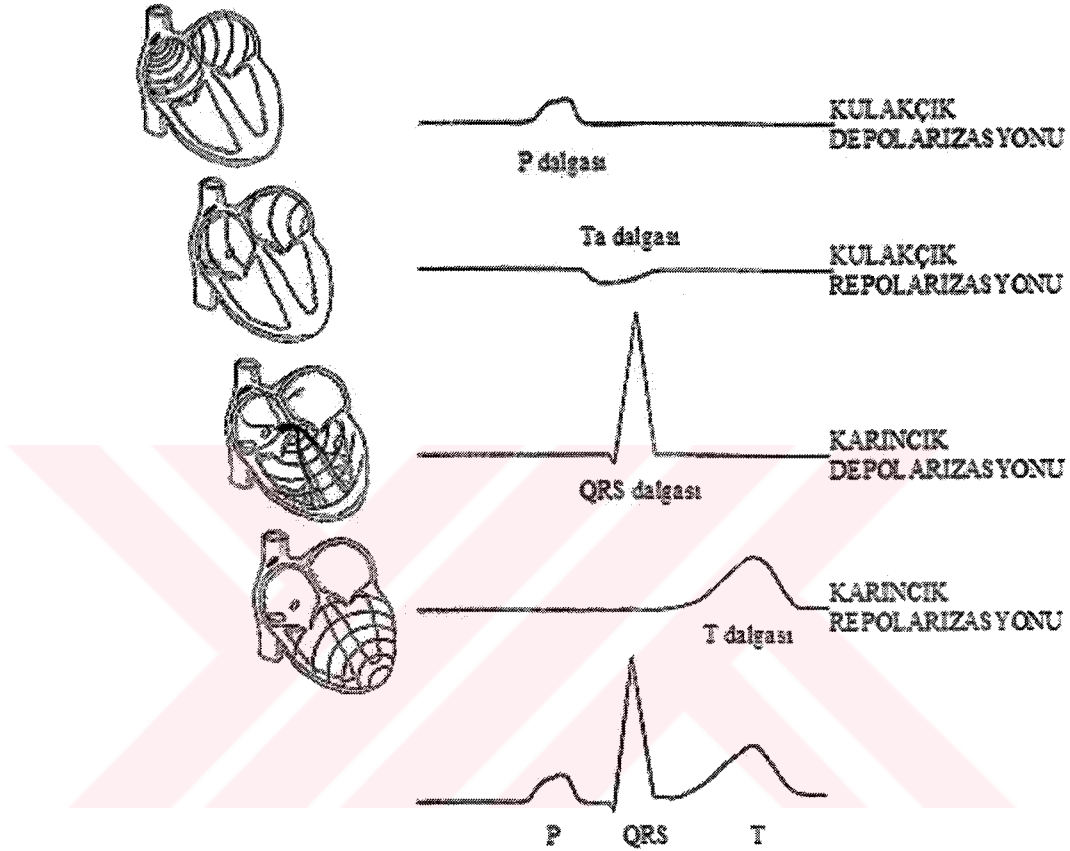
Bir elektriksel uyarı geldiğinde kutuplanmış kalp kası hücreleri hücre içine pozitif yüklü sodyum iyonlarını geçirmeye başlar. Bu durum hücre içinin daha az negatif olmaya başlamasına neden olur. Gevşemiş hücre potansiyeli -90 mV ’ dan -60 mV ’a düştüğü zaman hücre içindeki hızlı sodyum kanalları bir süre için açılır. Bu kanallar, hücre zarı üzerindeki hızlı sodyum akışını kolaylaştırır ve hücre içine büyük miktarda pozitif yüklü sodyum iyonlarının girmesini sağlar. Bu durum hücre dışının hücre içine göre hızla negatif olmasına neden olur. Hücre içi tamamen pozitif hücre dışı da tamamen negatif olduğunda, hücre depolarize olmuş denir ve bu süreç depolarizasyon olarak adlandırılır.

Kalp hücresi depolarize olduğu zaman, pozitif yüklü potasyum iyonları hücre dışına akar ve kutuplanmış duruma yeniden dönmelerini sağlayacak bir süreç başlar. Bu süreç yeniden kutuplanma (repolarizasyon) olarak adlandırılır.

Bir kalp hücresinin depolarize olması, komşu hücreleri bir elektriksel uyarı gibi etkiler. Bu da komşu hücrelerin kasılmasına neden olur. Bu elektriksel uyarının hücreden hücreye yayılımı depolarizasyon yönünde akan ve elektriksel akım olarak ölçülebilen bir depolarizasyon dalgası üretir. Hücreler repolarize olduğunda depolarizasyon dalgasına benzer fakat zıt yönde bir elektrik akımı üretir. Kulakçık ve karıncıklarda yer alan kalp kası hücrelerinin depolarizasyonu ve repolarizasyonu ile üretilen elektrik akımının yönü ve genliği yüzey elektrotları aracılığı ile ölçülür ve ElektroKardiyoGram (EKG) olarak kaydedilir. Kalp kası hücrelerinin depolarizasyonu P ve QRS dalgalarını üretir. Bu hücrelerin repolarizasyonu ise EKG içinde T dalgası olarak belirir [1].

2.1.2 EKG İşaretinin Elektriksel Özellikleri

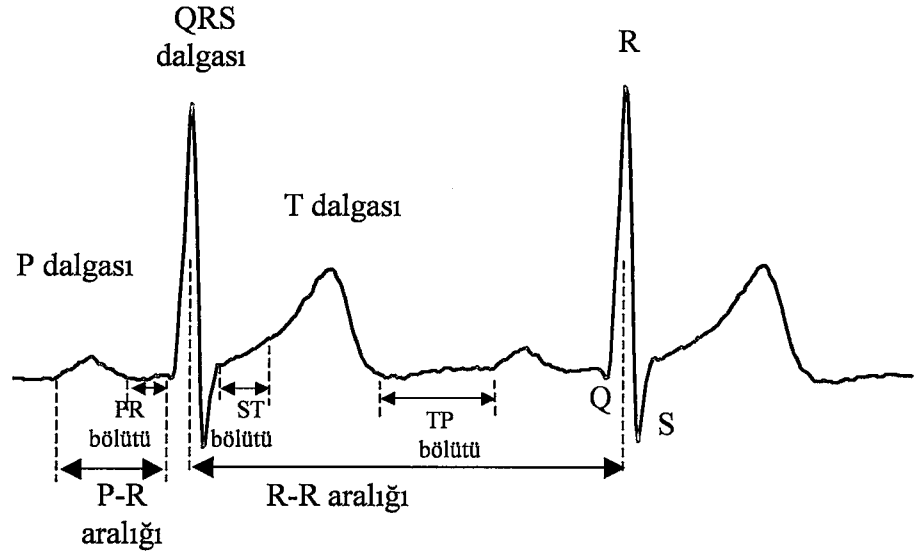
Elektrokardiyogram işaretleri, kulakçıkların ve karıncıkların depolarizasyonu ve repolarizasyonu ile üretilen elektrik akımının yönü ve genliğindeki değişimlerin deri üzerine yerleştirilen elektrotlar ile grafik olarak kaydedilmesidir [1].



Şekil 2.3 EKG işaretinin elektriksel oluşumu

2.1.3 EKG İşaretinin Bileşenleri

Kulakçık ve karıncıkların depolarizasyonu ve repolarizasyonu ile üretilen elektrik akımının elektrotlar aracılığı ile belirlenmesinden sonra elde edilen işaret kuvvetlendirilir ve bir EKG kağıtına veya bilgisayar ortamına aktarılarak kaydedilir. Kulakçık repolarizasyonu ile üretilen elektrik akımı Şekil 2.3’de görüldüğü gibi P dalgası olarak kaydedilir. Karıncık depolarizasyonu ile üretilen elektrik akımı ise sırasıyla Q, R, S dalgaları olarak kaydedilir ve bu dizime QRS dalgası adı verilir. Kulakçık repolarizasyonu ise kulakçık T dalgası (Ta), karıncık repolarizasyonu da T dalgası olarak kaydedilir.

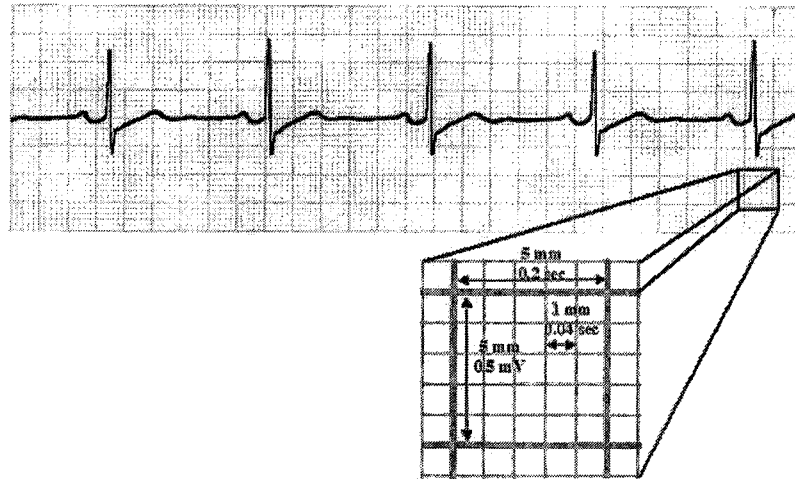


Şekil 2.4 EKG işaretinin bileşenleri

Normal bir EKG işaretinin bir peryodu, Şekil 2.4’de görüldüğü gibi P dalgası ile başlar daha sonra QRS dalgası ile devam eder ve T dalgası ile sona erer. Ayrıca kalbin elektriksel etkinliği saptanamadığı zaman, EKG eşelektrik doğrusu adı verilen düz bir çizgi biçimde elde edilir [1].

2.1.4 EKG Kağıdı

Kaydedilen EKG işaretleri, Şekil 2.5’de görülen kalın ve ince çizgilerle bölünmüş küçük ve büyük karelerden oluşan bir kağıt üzerine aktarılır. Burada kalın yatay çizgiler birbirlerine 5mm, kalın dikey çizgiler ise 0.2sn uzaklıktadır. Benzer biçimde ince yatay çizgiler birbirlerine 1mm, ince dikey çizgiler de 0.04sn uzaklıktadır. Geleneksel olarak, EKG ölçüm cihazının duyarlılığı 1mV’luk elektriksel işaret, 10mm’lik bir sapma üretecek biçimde ayarlanmıştır [1].



Şekil 2.5 EKG kağıdı

2.1.5 EKG Ölçümü

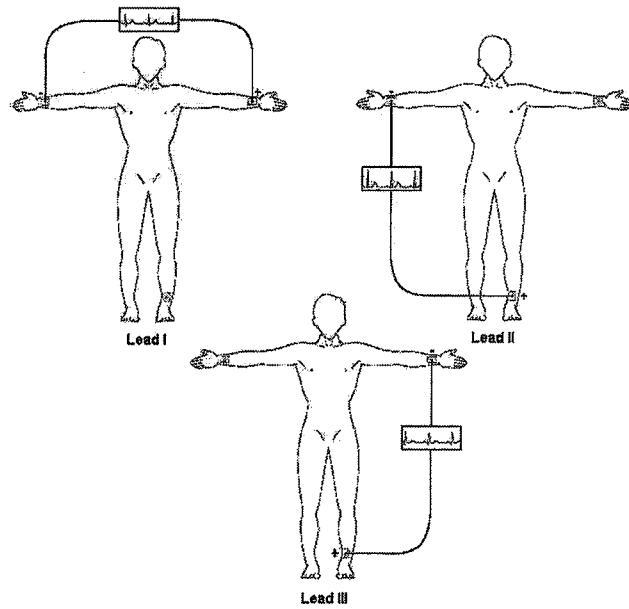
Kalp tarafından üretilen elektriksel işaretler EKG kanalları (ECG lead) yoluyla kaydedilir. EKG kanalı,

- İki ayırık ve zıt kutuplu elektrotlar
- Bir ayırık pozitif elektrot ve bir sıfır kaynak noktası

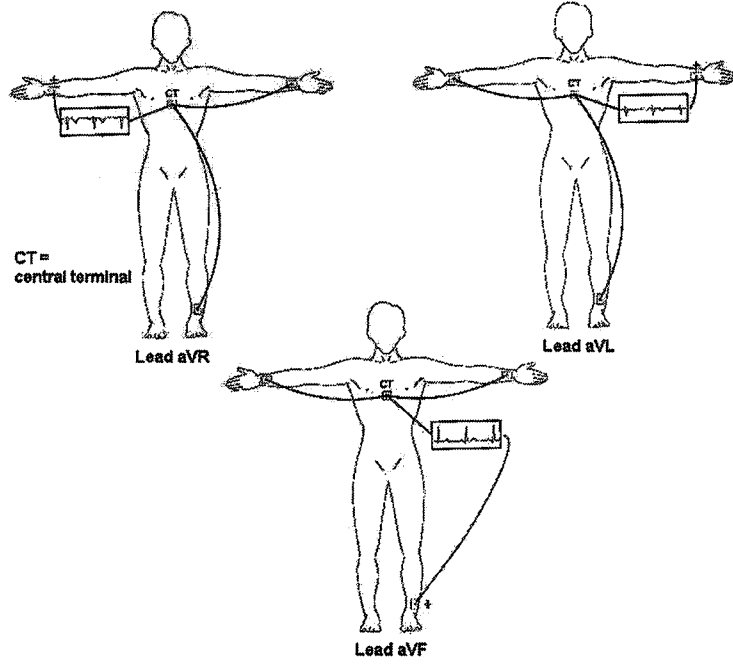
olmak üzere iki farklı biçimde oluşturulabilir. Bir EKG kanalı, eğer iki ayırık ve zıt kutuplu elektrot ile oluşturulmuş ise iki kutuplu kanal (bipolar lead), bir tane ayırık pozitif elektrot ve bir sıfır kaynak noktası ile oluşturulmuş ise tek kutuplu kanal (unipolar lead) olarak adlandırılır.

Pozitif elektrotlar sağ veya sol kol ile sol bacak bölgesine, veya göğüs bölgesi civarında bazı yerlere yerleştirilir. Negatif elektrotlar genellikle pozitif elektrotların aksine diğer kol ve bacak bölgelerine bağlanır. Sıfır kaynak noktası (zero reference point) ise göğüs elektrotlarının birbirlerine bağlanması ile oluşturulur.

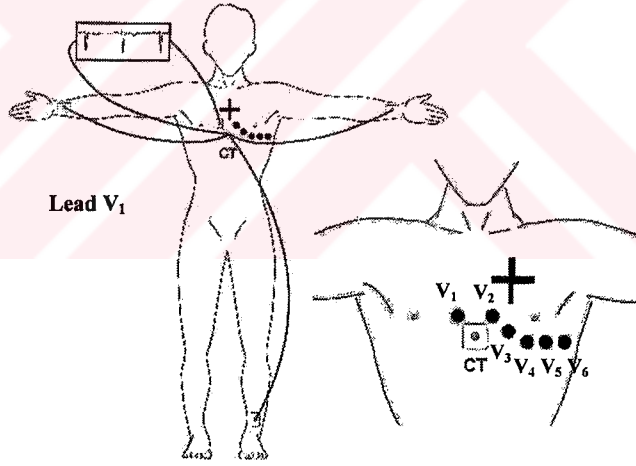
Klinik elektrokardiyografide EKG ölçümü için temel olarak iki farklı yöntem kullanılır. Bunlardan birincisi standart klinik EKG adı verilen 12 kanallı EKG dir. Özellikle kalbin elektriksel etkinliğinin ayrıntılı analizi için kullanılan 12 kanallı EKG Şekil 2.6'da görüldüğü gibi kanal I, II, III, aVL, aVR, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6 olarak adlandırılan 12 farklı kanal üzerinden ölçüm yapar. Modern mikroişlemci tabanlı EKG ölçüm cihazlarında kanal I, II, V1, V2, V3, V4, V5, V6 kanallarından kayıt yaparken kanal III, aVL, aVR, aVF ise Kirchoff gerilim yasası uyarınca hesaplanarak elde edilir.



(a)



(b)



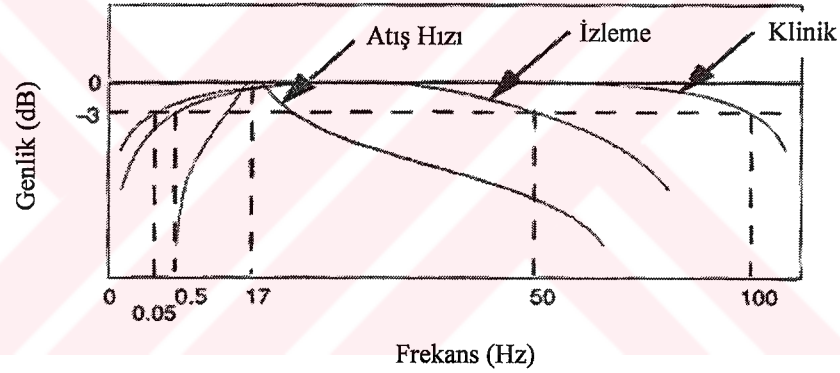
(c)

Şekil 2.6 12 kanallı EKG, (a) Kanal I, II, III, (b) Kanal aVR, aVL, aVF, (c) Kanal V1, V2, V3, V4, V5, V6

İkinci yöntem ise kalp atışındaki ritim bozukluklarını belirlemek ve uzun süre boyunca hastaları izlemek amacıyla kullanılan tek veya iki kanallı EKG dir. Bu yöntemin kullanılmasındaki amaç ritim analizi yapabilmek ve herbir kalp atımını doğru ve güvenilir biçimde tanımdır [1,2].

2.1.6 EKG İşaretlerinin Karakteristik Özellikleri

Şekil 2.7’de görüldüğü gibi, Elektrokardiyografide farklı uygulamalar için üç bant genişliği kullanılır. 12 kanallı EKG için kullanılan klinik bant genişliği 0.05-100 Hz dir. İzleme uygulamalarında (yoğun bakım ünitesi gibi) bant genişliği 0.5-50 Hz arasında sınırlandırılmıştır. Bu şartlar altında, ritim rahatsızlıkları dalga formundaki şekilsel değişikliklerden daha önemlidir. Böylece, sınırlandırılmış bant genişliği ile kasların kasılması nedeniyle oluşan yüksek frekans gürültüsü (EMG gürültüsü) ve elektrotların hareketi nedeniyle oluşan düşük frekans gürültüsünün etkisi azaltılmış olur. Üçüncü bant genişliği, QRS dalgası belirlemek için işaret gürültü oranını en büyük yapan kalp atış hızı ölçüm cihazı (Kardiyotakometre) için kullanılır. Basit bir bant geçiren süzgeç ile işaretin P ve T dalgası gibi kısımları atılırken, QRS dalga frekansı geçirilir. Bu süzgeç QRS dalgasının belirlenmesini sağlarken işareti büyük oranda bozar. Bu nedenle, süzgeç çıkışında elde edilen işaret klinik anlamda kabul edilemez [2, sayfa 24-44].



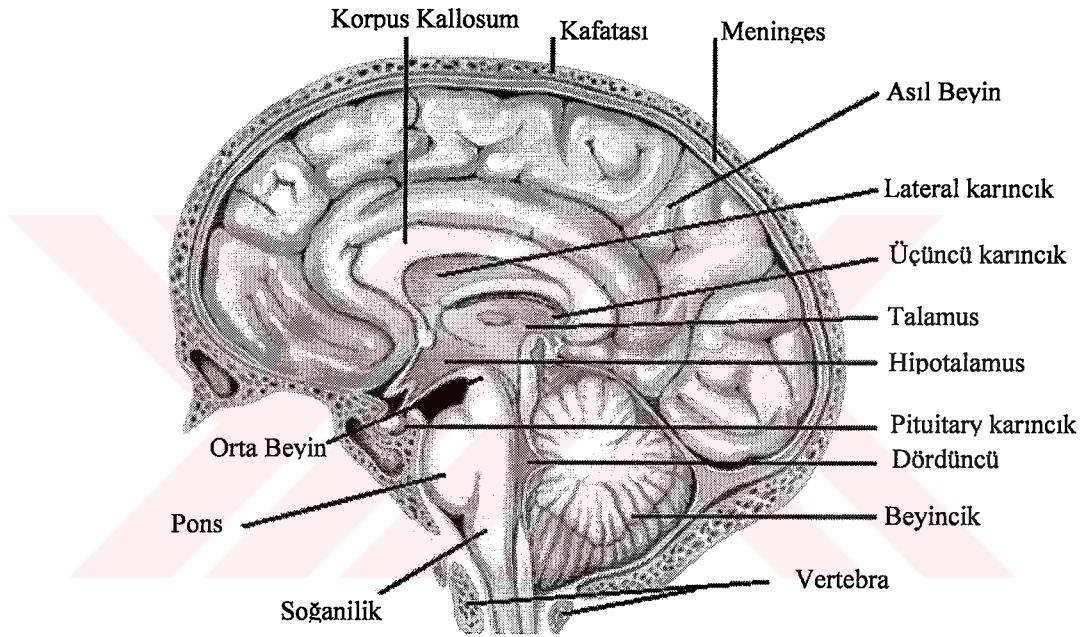
Şekil 2.7 Elektrokardiyografide kullanılan bant genişlikleri. Klinik uygulamalarda bant genişliği 12 kanallı EKG için 0.05-100 Hz dir. İzleme uygulamaları için kullanılan bant genişliği 0.5-50 Hz dir. Kalp atış hızının ölçümünde ise merkez frekansı 17 Hz olan basit bir bant geçiren süzgeç kullanılır.

2.2 Beyin ve EEG İşaretleri

2.2.1 İnsan Beyninin ve Sinir Hücrelerinin Genel Yapısı

Beyin insan vücudunun en karmaşık ve en büyük organlarından biridir. Sinir sisteminin kontrol merkezi olan beyin herbiri özel yapı ve işleve sahip olan farklı bölümlerden meydana gelmiştir. Bu organ temel olarak sinir ve işçi hücreler ile kan damarlarından oluşur. İnsan beyni, Şekil 2.8’de görüldüğü gibi beyincik, beyin sapı ve asıl beyin olmak üzere üç kısımda incelenebilir. Beyinciğin en önemli fonksiyonu fiziksel koordinasyonu sağlamaktır. Kasların hareketini yönetir, aynı anda yapılan

çeşitli hareketlerin birbiriyle uyumlu olmasını sağlar. Aynı zamanda iç kulaktaki denge organlarından ve eklemler ile kaslardan sürekli bilgi alarak vücudun dengesini korumasını sağlar. Beyin sapı omuriliğin uzantısıdır ve nefes alıp verme, kalp ritmi ve kan basıncı gibi istemsiz faaliyetleri yönetir. Bu incelemede Talamus ve Hipotalamus da beyin sapı içerisinde kabul edilir. Talamus, beyine gelen duyuşsal mesajları alarak dağıtan bir dağıtım merkezidir. Hipotalamus ise hoşlanma, ağrı, acıkma, susama duyuşlarını, kan basıncını, vücut sıcaklığını, ve iç organlara ilişkin diğer işlevleri denetleyen bir merkezdir. Vücuda emirler gönderen iki sistemi, sinir sistemi (elektrik) ve salgı sistemini (kimyevi) koordine eder. Beynin en büyük ve en karmaşık kısmı asıl beyin olarak adlandırılmaktadır.

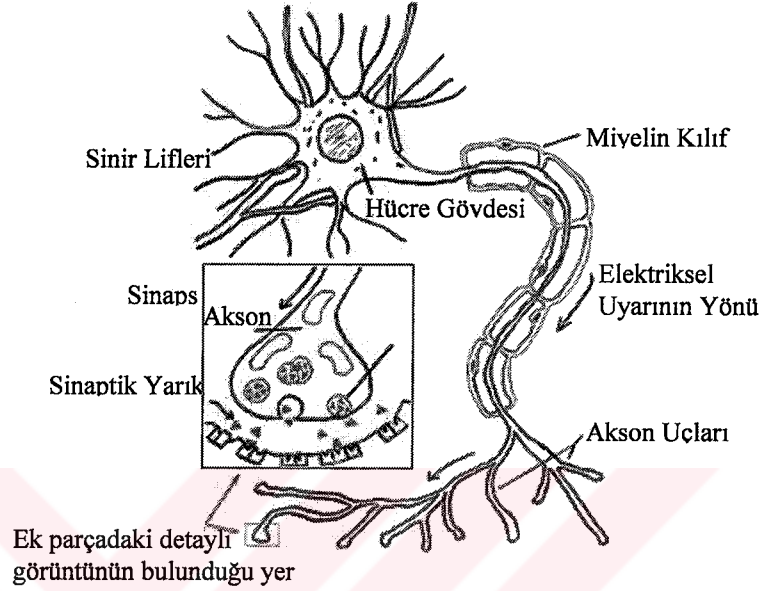


Şekil 2.8 Beynin yandan iç görünümü

Korpus kallosum da dahil olmak üzere çeşitli sinir lifi hatlarıyla birbirine bağlanan iki büyük yarım küresi vardır. Bu yarım küreler miyatin kaplı sinir lifleri (beyaz madde) içeren bir merkezle bunu çevreleyen ve beyin kabuğu adı verilen bir gri madde tabakadan oluşur. İstemli hareketleri başlatıp durdurmak beyin kabuğunun görevidir.

İnsan beyninde 10 milyar ile 100 milyar arasında sinir (neuron) hücresi ve bu hücreler arasında ortalama onbin bağlantı olduğu tahmin edilmektedir. Sinir hücrelerinin başlıca görevi işaretleri işleme ve modülasyondur. Sinir hücresi, bir hücre gövdesiyle (cell body) bu gövdeden uzanan bir akson (axon) ve bir çok sinir lifinden (dendrites) ibarettir. Epeyce kısa olan sinir lifleri duyu alıcılarından ve diğer sinir hücrelerinin aksonlarından gelen elektrik işaretlerini alır. Hücre gövdesi gelen

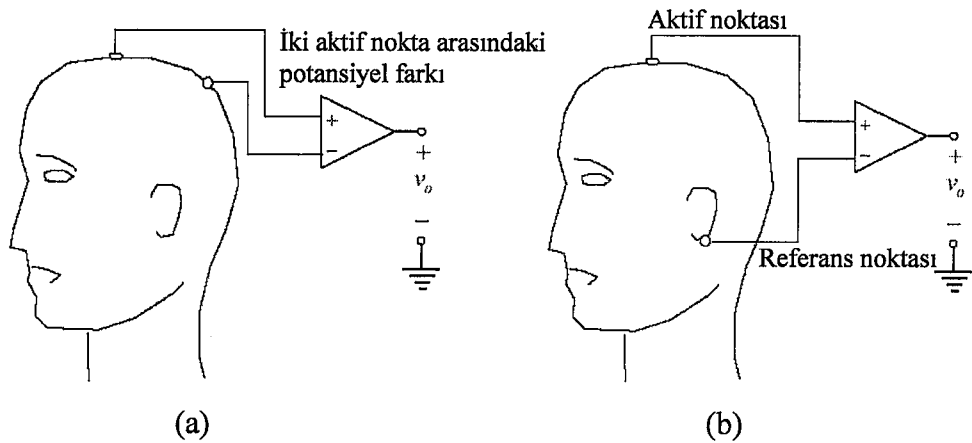
işaretleri toplar. Uzun bir lif olan akson ise hücre gövdesinden gelen işareti kaslara, salgı bezlerine ve diğer sinir hücrelerinin sinir liflerine iletir. Bu iletim sinir hücrelerinin aksonlarının kenarındaki iyonların yoğunluk farkından ortaya çıkan aksiyon potansiyeli (AP) ile ilişkilidir. Sinir hücresinin genel yapısı Şekil 2.9’da gösterilmiştir.



Şekil 2.9 Sinir hücresinin genel yapısı

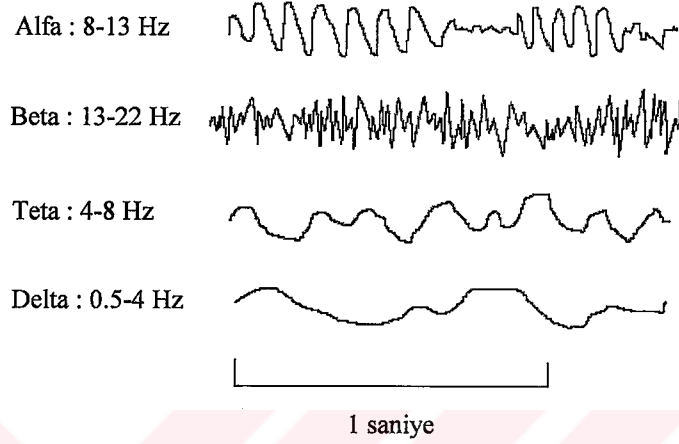
2.2.2 EEG İşaretleri

İnsan beyninde bulunan milyarlarca sinir hücresi arasında gerçekleşen bu elektriksel etkinliğin toplamı ElektroEnsefaloGram (EEG) olarak temsil edilir. EEG işaretlerinin tipik band genişliği 0.5-100 Hz. arasındadır. Genliği ise genellikle 2-100 mV. arasında değişir.



Şekil 2.10 Elektrotların bağlantı biçimleri. (a) İki kutuplu (Bipolar) (b) Tek kutuplu (Unipolar)

EEG işaretinin kaydedilmesi için kafa derisi üzerine birkaç çift elektrot yerleştirilir. Bu elektrotlar Şekil 2.10'da görüldüğü gibi tek veya iki kutuplu olabilir. Her iki elektrot çifti arasındaki potansiyel farkı ayrı kanallara gönderilerek EEG işareti elde edilir. EEG beyin çalışma mekanizmasının ve merkezi sinir sisteminin çeşitli bölümleri arasındaki bağlantıların izlenmesine olanak verir. Özellikle sara, kafa travması, beyin ırları gibi rahatsızlıklara tanı konmasında kullanılan bir yöntemdir.



Şekil 2.11 EEG işaretine ilişkin farklı 4 bant genişliği

EEG işaretlerinde Şekil 2.11'de görüldüğü gibi beş farklı band görülür. Bunlardan Delta bandı 0.5-4 Hz. arasındadır. Çocukların ve uyuyan yetişkinlerin EEG işaretlerinde görülür ve normaldir. Bunun dışında yaygın görülmediği için beyin hastalıklarına işaret edebilir. Teta bandı 4-8 Hz. dir. Genellikle çocuklarda görülür. Alfa bandı 8-13 Hz. arasında oluşur. Sağlıklı ve yetişkin insanlarda gevşemiş ama bilinçli durumda iken görülür. Beta bandı ise 13-22 Hz. arasındadır ve genellikle normal yetişkinlerde görülür. Son olarak Gama bandı da 22-30 Hz arasında oluşur [2].

2.3 Kas Sistemi ve EMG İşaretleri

İnsan vücudunda üç türlü kas bulunmaktadır. İskelet kasları kemiklere bağlıdır ve eklemlerin hareketini sağlarlar. Bunlar vücudun istemli ve otomatik hareketini, konuşmayı ve solunumu sağlarlar. Düz kaslar kasılabilen iç organlarda, damarların çeperlerinde ve deri altında bulunurlar ve sindirim sistemi gibi iç sistemlerin hareketlerini kontrol ederler. Düz kasların hareketi bilinçsiz ve istemsizdir. Kalp kasları ise sadece kalpte bulunan kaslardır.

İskelet kası hücreleri kalp kası veya düz kaslara oranla daha iyi kasılma yeteneğine sahiptir. Dolayısıyla iskelet kasları kemiklerin daha geniş hareketini sağlar. Kalp kasları hiç durmadan otomatik olarak çalıştıklarından en güçlü kaslar olarak kabul

edilirler. Düz kas hücreleri ise iskelet veya kalp kaslarına göre daha küçüktürler. Daha yavaş ve daha uzun süreli kasılarak iç sistemlerin çalışmasına yardımcı olurlar.

Kas, bağ dokusundan oluşan ve iki uçta giriş halinde devam eden bir zarla kaplı bir organdır. Kas hücreleri (miyosit) kenarlara yakın çok sayıda çekirdek içeren uzun hücrelerdir. Mikroskopla incelendiğinde üzerinde düzgün almalı olarak açık ve koyu bantlar görülür. Elektronik mikroskobu ile incelendiğinde kas hücrelerinin yapısında birbirine benzer ve birbirine paralel uzun kas lifleri görülür. Kas liflerinin içinde açık bantlarla koyu bantların almalılığı, kısmen birbirini örten değişik kalınlıktaki kas lifçiklerinden ileri gelir. Kas liflerinin içinde art arda gelen birimlere sarkomer denir ve her sarkomer iki Z çizgisi ile sınırlıdır. Düzenli bir ağ biçiminde görülen Z çizgisi birbirinden ayırdığı iki sarkomerin önce iplikçiklerinin bağlantı yeridir; gerçekten de aktin, troponin ve tropomiyozin adlı üç proteinden oluşan iplikçikler Z çizgisine bağlanır. İnce iplikçikler ile kalın iplikçikler sırayla art arda gelir ve üst üste biner; hepsi miyozin adı verilen iri bir proteinden oluşur. Bu proteinlerin yerleşimi çok düzenlidir. Sarkomerlerin çevresinde dış zarın içeri çökmesiyle oluşan girintiler ve endoplazmik retikulumdan oluşan kanallar bulunur.

Sinirsel işaretin etkisiyle bir kasın kasılması art arda gelen birçok olayla sağlanır. Dıştan görüldüğü kadarıyla, kas kasılır, çapı artar. Kasılma işareti eylem akımıyla başlar; akım dış zara yayılır ve zarın üzerindeki girintilerden kasın içerisine girer. O zaman sarkomerlerdeki endoplazmik retikulumun kalsiyum salgıladığı görülür. Kalsiyum troponine tutunur bu da aktin iplikçığı üzerinde tropomiyozinin yer değiştirmesine neden olur. Aktin içeren ince iplikçikler, kalın iplikçiklerin miyozini ile teması geçer. Miyozin molekülleri hücre metabolizmasının ürettiği enerjiyi kullanarak bir dönme hareketi yaratır, bu da ince iplikçığın yer değiştirmesine neden olur. İnce ve kalın iplikçikler birbirine girer. Kasılma sona erince kalsiyum yeniden retikulum tarafından geri alınır; ince ve kalın iplikçikler öteki yöne kayarak eski durumlarına dönerler.

Kasların bu şekilde kasılması veya uyarılması ile kas dokusunda bir elektrik akımı doğar. Bu elektrik etkinliği de ElektroMiyogram (EMG) olarak kaydedilir. EMG işaretleri 0-10mv genlik aralığı ile 0-500Hz frekans aralığına sahiptir [2].

3. İŞARET MODELLEME VE SIKIŞTIRMA YÖNTEMLERİ

3.1 Giriş

İşaret modelleme, en genel olarak doğada bulunan herhangi bir işaretin (ayrık ortamda kaydedilmiş EKG, EEG, EMG, Konuşma işaretleri v.b.) temel davranışını, yapısını oluşturan nedenlere bağlı olarak açıklayan bir matematiksel formdur. Analiz; böyle bir modelin özel bir işarete uydurulması, sentez ise modelin kullanılması ile bir işaretin yeniden oluşturulması ve işarete ilişkin verilerin değerlendirilmesi işlemidir [3-6].

İşaretin başarılı bir biçimde modellenebilmesi için kurulan matematiksel modelin; işaretin doğasını tam olarak yansıtabiliyor olması, model parametrelerinin olabildiğince az sayıda ve basit bir biçimde elde edilebiliyor olması, model parametrelerinin işaretin doğasını büyük bir yaklaşıklıkla verebilecek ya da ifade edebilecek bilgileri içermesi ve belirli biçimlerde tanımlanabilecek olan hatayı (özgün işaret ile yeniden oluşturulan işaret arasındaki) en aza indirecek biçimde kurulmuş olması gerekmektedir [2,6].

İşaretlerin modellenmesindeki gereklilik, işaretlerin tanılanması ve doğasının anlaşılabilmesi, bir yerden başka bir yere hızlı ve aslına uygun bir biçimde iletilebilmeleri, iletildikleri ortamda yeniden oluşturulabilmeleri ve kaydedilmeleri ya da depolanmaları durumunda daha az yer kaplamaları gibi nedenler ile ortaya çıkmaktadır.

İşaretlerin, özellikle ayrık ortamlarda iletilmeleri ya da depolanmaları sırasında, işarete ilişkin bilginin tümü ile korunması ve buna rağmen hafızada veya saklanan ortamda daha az yer kaplanması, ancak işaret modelinde daha az parametre kullanılması ve modelin işareti bir tür sıkıştırma işlemine tabi tutması biçiminde açıklanabilir. Bir işarete ilişkin N veri değerine sahip bir dalga biçimi bir haberleşme kanalından iletilmek veya bir sayısal ortama kaydedilmek ya da depolanmak istenebilir. Bu durumda; iletim veya depolama için bir yöntem işaretin nokta nokta $x(0), x(1), \dots$ biçiminde iletilmesidir. Bununla birlikte $k < N$ olacak biçimde işaretin k tane parametre ile modellenmesi ve bu model ile işaretin değerlerinin yerine bu parametrelerin iletilmesi veya depolanması daha etkin bir iletim ve depolama yapılmasını sağlayacaktır. İşaretin model parametrelerinden

yeniden oluşturulması ise hem bir haberleşme alıcısı hem de bir tekrar elde edici sistem ile sağlanacaktır [6].

İşaretin sıkıştırılması işlemi, işaretteki sıradanlığın, bilgideki tekrarlamaların ortadan kaldırılması biçiminde açıklanabilir. Böylece sıkıştırılmış işaretteki bit sayısı özgün işarete göre daha az olacaktır. Özgün işaretteki bit sayısının, sıkıştırılmış işaretteki bit sayısına olan oranı sıkıştırma oranı olarak tanımlanır. Genellikle sıkıştırma oranının yüksek olması istenir. Ancak sıkıştırma oranının yüksek olması bir yöntemin kabul edilebilirliği için tek başına yeterli değildir [4].

Sıkıştırma işlemi zaman zaman bilginin kaybedilmesine de neden olmaktadır. Özellikle biyolojik işaretlerin sıkıştırılması ve yeniden oluşturulması işleminde teşhis açısından önemli bilgilerin korunması son derece önemlidir. Bu nedenle yeniden oluşturulan işaretin klinik anlamda kabul edilebilir olması gerekmektedir. Yeniden oluşturulan işaret ile orjinal işaret arasındaki fark hata olarak adlandırılmakta ve bu hata çeşitli hata ölçüt yöntemleri ile hesaplanabilmektedir. Ancak, bu hatanın çok düşük olması yeniden oluşturulan işaretin klinik anlamda kabul edilebileceğini garanti etmemektedir [7].

3.2 Sıkıştırma Oranının ve Yeniden Oluşturma Hatasının Hesaplanması

Modelleme ve sıkıştırma yöntemlerin başarımlı düzeylerinin karşılaştırılmasında aşağıda belirtilen üç farklı kriterden faydalanılır:

- Sıkıştırma oranı
- Yeniden oluşturma hatası
- Model parametrelerinin hesaplanma hızı ve karmaşıklığı

Sıkıştırma oranı ve yeniden oluşturma hatası birbirine oldukça bağımlıdır. Model parametrelerinin hesaplanma hızı ve karmaşıklığı ise yöntemin gerçek dünyaya uygulanması sırasında dikkat edilmesi gereken bir değerlendirme kriteridir.

3.2.1 Yeniden Oluşturma Hatasının Hesaplanması

Biyolojik işaretlerin modellenmesinde ve sıkıştırılmasında karşılaşılan en önemli problemlerden biri hata ölçütünün tanımlanmasıdır. Bu yöntemlerin temel amacı, biyolojik işaretlerin teşhis açısından önemli bilgilerinin korunarak sıkıştırılması ve yeniden oluşturulmasıdır. Bu nedenle hata ölçütünün teşhis açısından önemli bilgilerin ne kadar korunabildiğini gösterecek biçimde tanımlanması gerekir. Ancak bunu verebilecek matematiksel bir yapı mevcut değildir. Kullanılan tüm hata

tanımları matematiksel olarak hesaplanması kolay olan ortalama karesel hatanın farklı yorumları biçimindedir.

Biyolojik işaretlerin modellenmesi ve sıkıştırılması yöntemlerinde yaygın olarak kullanılan hata ölçütü ortalama yüzde karesel fark (Percent Root Mean Square Difference) olarak tanımlanan PRD (3.1a) eşitliğinde verilmiştir.

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x(n) - \tilde{x}(n))^2}{\sum_{n=1}^N x^2(n)}} \times 100 \quad (3.1a)$$

Bu eşitlikte $x(n)$ özgün işareti, $\tilde{x}(n)$ yeniden oluşturulan işareti, N işaretin uzunluğunu göstermektedir. Bazı uygulamalarda PRD,

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x(n) - \tilde{x}(n))^2}{\sum_{n=1}^N (x(n) - \bar{x})^2}} \times 100 \quad (3.1b)$$

biçiminde tanımlanır. Burada $\bar{x}$ işaretin ortalama değerini ifade eder. Bu tanım özgün işaretin DC seviyesinden bağımsızdır.

Özgün ve yeniden oluşturulan işaretlerin karşılaştırılmasında kullanılan diğer bir hata ölçütü de ortalama karesel hata (Root Mean Square Error-RMS) dir.

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x(n) - \tilde{x}(n))^2}{N}} \quad (3.2)$$

Bir başka hata ölçütü ise (3.3) eşitliğinde tanımlanan işaret gürültü oranıdır (Signal to Noise Ratio-SNR).

$$SNR = 10 \log \left(\frac{\sum_{n=1}^N (x(n) - \bar{x})^2}{\sum_{n=1}^N (x(n) - \tilde{x}(n))^2} \right) \quad (3.3)$$

SNR ile PRD arasında,

$$SNR = -20 \log(PRD) \quad (3.4)$$

biçiminde bir ilişki tanımlanabilir [1].

3.2.2 Sıkıştırma Oranının Hesaplanması

Farklı yöntemlerin sıkıştırma başarımlarının değerlendirilmesinde kullanılan ölçütlerden biri Sıkıştırma Oranı (Compression Ratio-CR) dır. Sıkıştırma oranı özgün işaretteki bit sayısının yeniden oluşturulmuş işaretteki bit sayısına oranı olarak tanımlanır.

$$CR = \frac{f_s * L}{b_{comp}} = \frac{b_{org}}{b_{comp}} \quad (3.5)$$

Bu tanımda f_s özgün işaretteki her örnek için gerekli bit sayısını, L özgün işaretin uzunluğunu, $b_{org} = f_s * L$ özgün işaret için gerekli bit sayısını, b_{comp} yeniden oluşturulan işaretteki bit sayısını temsil etmektedir. Sıkıştırma oranının yüzde biçiminde ifadesi (3.6) eşitliğinde görülmektedir.

$$CR(\%) = \frac{b_{org} - b_{comp}}{b_{org}} \times 100 \quad (3.6)$$

EKG gibi biyolojik işaretlerin farklı örnekleme frekanslarına ve farklı sayıda nicemleme seviyelerine sahip olması nedeniyle özgün işaretlerdeki bit sayısı aynı değildir. Örnekleme frekansına ve nicemleme seviyesine olan bu bağımlılık yöntemlerin değerlendirilmesinde bazı problemlere neden olmaktadır [1].

Sıkıştırma başarımının değerlendirilmesinde bir diğer yol saniyede iletilen bit sayısının kullanılmasıdır. Veri Sıkıştırma Oranı (Compression Data Ratio-CDR) olarak da tanımlanan bu ölçüt (3.7) eşitliğinde verilmiştir.

$$CDR = \frac{R_{sample} * b_{comp}}{L} \text{ (bit/second-bps)} \quad (3.7)$$

Bu eşitlikte R_{sample} saniyedeki örnek sayısını, b_{comp} yeniden oluşturulan işaretteki bit sayısını, L özgün işaretin uzunluğunu temsil etmektedir. Bu tanım gerek örnekleme frekansına gerek ise nicemleme seviyesine olan bağımlılığı kaldırmaktadır [8].

3.3 Modelleme ve Sıkıştırma Yöntemleri

Son otuz yılda biyolojik işaretlerinin modellenmesi, sıkıştırılması ve yeniden oluşturulmasına yönelik bir çok yöntem geliştirilmiştir. Geliştirilen bu yöntemleri genel olarak iki ana grupta toplamak mümkündür :

- Doğrudan Yöntemler: Doğrudan özgün işaretin örneklerini kullanarak modelleme ve sıkıştırma yapan yöntemlerdir. Zaman bölgesi işaretleri

üzerinde çalışan bu yöntemler arasında Darbe Kod Modülasyonu (Pulse Code Modulation-PCM), Diferansiyel Darbe Kod Modülasyonu (Differential Pulse Code Modulation-DPCM), TP, FAN, AZTEC, CORTES sayılabilir.

- Dönüşüm Yöntemleri: Lineer dönüşüm yöntemleri ile işaretleri sıkıştırarak modelleyen yöntemlerdir. Bu yöntemler arasında Karhunen Loeve Dönüşümü (KLD), Dalgacık Kılavuzu Dönüşümü (Wavelet Transformation-WT), Ayrık Kosinüs Dönüşümü (Discrete Cosine Transform-DCT) sayılabilir.

3.3.1 Doğrudan Yöntemler

Doğrudan modelleme ve sıkıştırma yöntemleri, işaretlerin zaman bölgesinde alınan örneklerin analizini gerçekleştirirler.

3.3.1.1 Darbe Kod Modülasyonu-DKM (Pulse Code Modulation-PCM)

Darbe Kod Modülasyonu (DKM), sayısal işaret kodlama sistemleri tarafından en çok kullanılan, en eski ve en basit modülasyon türüdür. Bir dalga biçimi örnekleyicisi ve bir genlik nicemleyicisinin ardarda gelmesinden oluşmaktadır.

$x(t)$, bir kaynak tarafından yayılan bir örnek fonksiyonu, x_n ise, W , $x(t)$ işaretinin izgesindeki en yüksek frekans olmak üzere, $f_s \geq 2W$ örnekleme oranında alınmış örnekleri gösterebilir. DKM’de işarete ilişkin her bir örnek, R , her bir örneği temsilen kullanılan ikili tabandaki sayıları göstermek üzere, 2^R genlik seviyeleri ile nicemlenmektedir. Nicemleme işlemi matematiksel olarak aşağıdaki biçimde modellenmektedir.

$\tilde{x}_n$, x_n ’in nicemlenmiş değerini ve q_n nicemleme hatasını (gürültü v.b.) göstermek üzere,

$$\tilde{x}_n = x_n + q_n \quad (3.8)$$

dir.

Giriş-çıkış özeğrisi aşağıdaki şekilde gösterilen birbiçim nicemleyicilerin kullanımı durumunda, nicemleme gürültüsü istatistiksel olarak oldukça iyi karakterize edilmektedir [9].

$$p(q) = \frac{1}{\Delta}; \quad -\frac{1}{2}\Delta \leq q \leq \frac{1}{2}\Delta \quad (3.9)$$

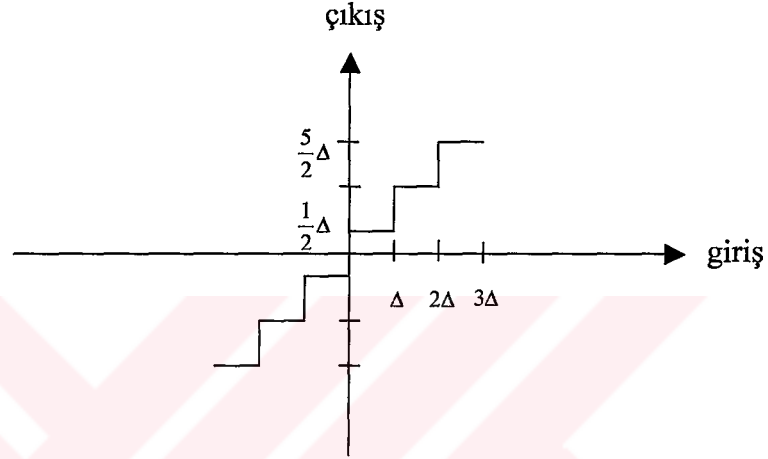
Nicemleyicinin adım uzunluğu $\Delta = 2^{-R}$ dir. Nicemleme hatasının ortalama kare değeri,

$$E(q^2) = \frac{\Delta^2}{12} = \frac{2^{-2R}}{12} \quad (3.10)$$

ve desibel cinsinden değeri,

$$10 \log \frac{\Delta^2}{12} = 10 \log \left(\frac{2^{-2R}}{12} \right) = -6R - 10.8 \text{ dB} \quad (3.11)$$

dir. Görüldüğü gibi kullanılan nicemleyicinin nicemleme gürültüsü $6 \text{ dB} / \text{bit}$ oranında azalmaktadır.



Şekil 3.1 Birbiçim nicemleyicinin giriş-çıkış özeğrisi

Konuşma işaretlerinin dalga biçimlerinde olduğu gibi bir çok işaretin dalga biçimleri küçük işaret genliklerine sahiptir. Birbiçim nicemleyici, işaretin devingen aralığı boyunca ardarda gelen seviyeler arasında aynı aralığı sağlamaktadır. Bu durumda en iyi çözüm birbiçim olmayan bir nicemleyicidir. Birbiçim olmayan bir nicemleyicinin özeğrisi genellikle, işaretin doğrusal olmayan bir araçtan geçirilerek genliklerinin sıkıştırılması ve birbiçim bir nicemleyici ile birlikte doğrusal olmayan bir aracın, işareti yeniden açarak yeniden oluşturması biçiminde elde edilir. Örneğin logaritmik bir sıkıştırıcının giriş-çıkış genlik özeğrisi, girişin genliği $|x| \leq 1$, çıkışın genliği $|y|$ ve μ istenen sıkıştırma özeğrisini verecek biçimde seçilen bir parametre olmak üzere,

$$|y| = \frac{\log(1 + \mu|x|)}{\log(1 + \mu)} \quad (3.12)$$

biçimindedir.

Burada, işaretin nicemlenmiş değerlerinden yeniden oluşturulabilmesi için, işaretin genliğini açacak ters logaritmik bağıntılar kullanılır [1,4].

3.3.1.2 Diferansiyel Darbe Kod Modülasyonu-DDKM (Differential Pulse Code Modulation-DPCM)

Darbe Kod Modülasyonu'nda (DKM) dalga biçimlerinin herbir örneği diğer tüm örneklerden bağımsız olarak kodlanmaktadır. Bununla birlikte Nyquist veya daha hızlı frekanslarda örneklenmiş kaynak işaretlerinin çoğunda, ardarda gelen örnekler arasında belirgin bir ilişkinin varlığı görülür (Örneğin; EKG Elektrokardiyogram işaretleri). Başka bir deyişle, ardarda gelen örnekler arasındaki ortalama genlik değişimi göreceli olarak küçük olmaktadır. Sonuç olarak örneklerdeki artıklığı kullanan bir kodlama yöntemi kaynak çıkışı için daha düşük bit oranları vermektedir. Göreceli olarak basit bir çözüm; örneklerin kendileri yerine ardarda gelen örnekler arasındaki farkların kodlanmasıdır. Örnekler arasındaki farkların örneklenmiş gerçek genliklerden daha küçük olmaları beklendiğinden farkları temsil eden çok az bit gerekecektir. Bu genel yaklaşımın geliştirilmiş yönü, mevcut örneğin önceki p tane örneğe bağlı olarak öngörülmesidir [9,10].

Bu durumda x_n kaynaktaki mevcut örneği, $\hat{x}_n$ ise x_n ' in öngörüsü olsun.

$$\hat{x}_n = \sum_{i=1}^p a_i x_{n-i} \quad (3.13)$$

Başka bir deyişle, $\hat{x}_n$, geçmiş p tane örneğin ağırlıklandırılmış doğrusal katışımı ve a_i katsayıları x_n ve $\hat{x}_n$ arasındaki hata fonksiyonunu en aza indirecek biçimde seçilmişlerdir.

Matematiksel ve pratik anlamda uygun olan hata fonksiyonu Ortalama Karesel Hata (Mean Square Error-MSE) fonksiyonudur. Öngörü için ortalama karesel hata başarımlı ölçütü olup a_i hatayı en küçük yapmak için seçilmiştir.

$$\begin{aligned} \varepsilon_p &= E(e_n^2) = E \left[\left(x_n - \sum_{i=1}^p a_i x_{n-i} \right)^2 \right] \\ &= E(x_n^2) - 2 \sum_{i=1}^p a_i E(x_n x_{n-i}) + \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^p a_i a_j E(x_{n-i} x_{n-j}) \end{aligned} \quad (3.14)$$

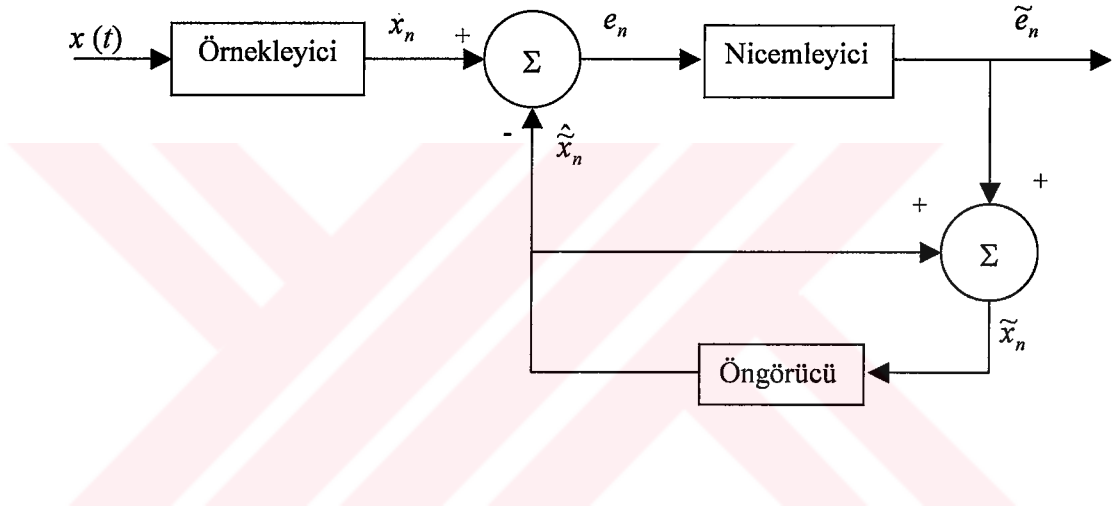
Kaynak çıkışının geniş alanda durağan (wide sense stationarity) olduğu varsayılırsa, yukarıdaki eşitlik,

$$\varepsilon_p = \phi(0) - 2 \sum_{i=1}^p a_i \phi(i) + \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^p a_i a_j \phi(i-j) \quad (3.15)$$

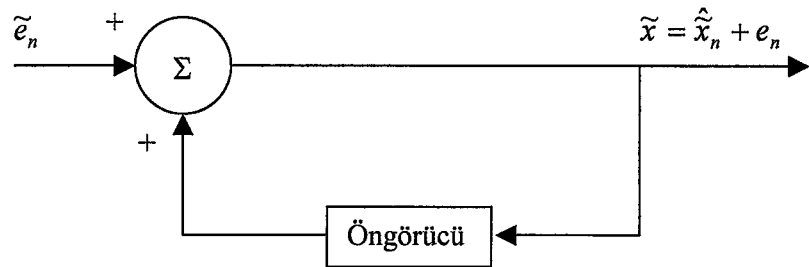
biçimini alır. Bu eşitlikteki $\phi(m)$, örneklenmiş işaret dizisi x_n ' in özilinti fonksiyonudur. ε_p ' nin $\{a_i\}$ öngörü katsayılarına bağlı olarak enküçüklenmesi doğrusal bir denklem takımının elde edilmesini sağlar. Böylece,

$$\sum_{i=1}^p a_i \phi(i-j) = \phi(j), \quad j = 1, 2, \dots, p \quad (3.16)$$

denklemleri ile öngörücü katsayıları hesaplanır. $\phi(n)$ özilinti fonksiyonları önceden bilinmediğinden işaret örneklerinden bulunabilmektedir. (3.16) eşitliğindeki doğrusal denklemler denklem ve bilinmeyen sayıları eşit olduğundan Normal Denklemler veya Yule-Walker denklemleri olarak adlandırılır. Bu denklemler Levinson-Durbin tarafından geliştirilen bir algoritma ile çözülebilmektedir [9].



Şekil 3.2 DDKM kodlayıcının öbek çizgesi



Şekil 3.3 DDKM kod çözümü

Şekil 3.2. de DDKM kodlayıcının öbek çizeneği görülmektedir. Bu yapıda öngörücü, nicemleyicinin bulunduğu geribesleme çevrimi ile gerçekleştirilmektedir. Öngörücü

girişi için kullanılan $\tilde{x}_n$, x_n işaret örneğinin nicemleme işleminden sonra değişikliğe uğratılmış biçimidir. Öngörücünün çıkışı,

$$\hat{\tilde{x}}_n = \sum_{i=1}^p a_i \tilde{x}_{n-i} \quad (3.17)$$

ve, örnekleyici ve öngörücü çıkışları arasındaki fark e_n ise,

$$e_n = x_n - \hat{\tilde{x}}_n \quad (3.18)$$

biçiminde yazılır. Nicemlenmiş öngörü hatasının ($\hat{e}_n$) herbir değeri, ikilik düzendeki rakamlar dizisi biçiminde kodlanarak iletilmektedir [1,4].

3.3.1.3 Polinomsal Öngörüye Dayalı Yöntemler

Özgün işarete ilişkin örnek değerlerinin elde bulunan geçmiş örnek değerleri yardımı ile bulunmasına dayanan bu modelin genel bağıntısı,

$$\hat{y}_n = y_{n-1} + \Delta y_{n-1} + \Delta^2 y_{n-1} + \dots + \Delta^k y_{n-1} \quad (3.19a)$$

biçiminde verilir. Bu eşitlikte, $\hat{y}_n$ “n” anında öngörülen örnek değeri, y_{n-1} “n-1” anındaki gerçek değeri temsil etmek üzere,

$$\Delta y_{n-1} = y_{n-1} - y_{n-2} \quad (3.19b)$$

$$\Delta^k y_{n-1} = \Delta^{k-1} y_{n-1} - \Delta^{k-1} y_{n-2} \quad (3.19c)$$

biçiminde tanımlanır. Bu eşitliklerde görülen k öngörü derecesini temsil eder. Örneğin 0. dereceden bir öngörücü,

$$\hat{y}_n = y_{n-1} \quad (3.20)$$

ve birinci dereceden bir öngörücü ise

$$\hat{y}_n = y_{n-1} + \Delta y_{n-1} = 2y_{n-1} - y_{n-2} \quad (3.21)$$

biçiminde tanımlanır [4,6].

Polinomsal öngörüye dayalı modelleme ve sıkıştırma yöntemlerinin dayandığı anafikir, “n” anındaki gerçek değer ile öngörülen değeri karşılaştırarak özgün işaret üzerindeki bazı örnekleri atmaktır.

Sıfırıncı dereceden bir öngörücüde, öngörülen değer kendinden önce gelen değerinkidir. Son saklanan örnek değeri merkez alınarak bu değer etrafında $\pm \varepsilon$ kadar bir hata aralığı tanımlanır. Eğer öngörülen değer bu aralık içerisinde kalıyorsa gerçek

değer atılır. Bu değerler genliği önceki örnek değerine eşit olan yatay bir doğru ile temsil edilirler. Böylece doğru parametreleri (genlik ve uzunluk) gerçek değerlerin yerini alır. Kaydedilen bu doğru parametreleri ayırık değerlere açılarak belirli bir hata ile işaret yeniden oluşturulur.

Birinci dereceden bir öngörücüde ise öngörülen değer son iki örnek değer arasında çizilen doğru parçası üzerindedir. Bu değer merkez alınarak $\pm \varepsilon$ kadar bir hata aralığı tanımlanır. Eğer gerçek değer bu aralığın içerisinde kalıyorsa atılır, aksi halde kaydedilir ve kendinden önceki değer ile bu değer arasında yeni bir öngörü doğrusu oluşturularak işlem devam eder [4].

3.3.1.4 Entropi Kodlaması

Entropi kodlamasının teorik tabanı Shannon Örnekleme teorisine kadar uzanır. Bu yöntem ile veri sıkıştırılması, nicemleyici çıkışındaki işaret genlik seviyelerine, bu değerlerin oluşum olasılıklarına göre değişen uzunlukta kod kelimeleri atanması ile elde edilir. Bir başka deyişle sık olarak oluşan nicemleyici çıkış seviyelerine kısa kod kelimeleri, seyrek olarak oluşan nicemleyici çıkış seviyelerine uzun kod kelimeleri karşılık getirilir. Bu tür bir kodlamayı başaracak bir algoritma Huffman tarafından önerilmiş ve günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır [4].

3.3.1.5 TP (Turning-Point) Yöntemi

TP yöntemi, EKG işaretlerinin örnekleme frekansını 200 Hz.'den 100 Hz'e düşürmek amacıyla geliştirilmiş bir yöntemdir [11]. Bu yöntem, üç örnek içeren çerçeveler üzerinde gerçekleştirilir. Özgün işarete ilişkin ilk örnek x_0 referans noktası olarak kaydedilir. Ardından gelen iki örnek x_1 ve x_2 dir. Bu üç örnekten oluşan özgün işarete ilişkin çerçevenin eğiminin korunmasına bağlı olarak x_1 veya x_2 saklanır. Kaydedilen bu değer bir sonraki adım için referans noktasını oluşturur. Bundan sonra gelen diğer ardışık iki nokta kullanılarak işlem devam eder. Bu üç ardışık örnek değere ilişkin muhtemel tüm olasılıklar Şekil 3.4'de gösterilmiştir.

1		4		7	
2		5		8	
3		6		9	

Şekil 3.4 Üç ardışık örneğin dizilimine ilişkin muhtemel tüm olasılıklar

Kaydedilecek veya saklanacak örnek değerin belirlenmesi için

$$\text{sign}(x) = \begin{cases} 0 & x = 0 \\ +1 & x > 0 \\ -1 & x < 0 \end{cases} \quad (3.22)$$

fonksiyonundan yararlanılır.

Referans noktası olan x_0 ile x_1 arasındaki doğru parçasının eğiminin ve iki ardışık nokta olan x_1 ve x_2 arasındaki doğru parçasının eğiminin işaretleri,

$$\begin{aligned} s_1 &= \text{sign}(x_1 - x_0) \\ s_2 &= \text{sign}(x_2 - x_1) \end{aligned} \quad (3.23)$$

biçiminde hesaplanabilir.

Tablo 3.1 Saklanan örnek değerinin bulunmasına ilişkin matematiksel algoritma

Örnek	$s_1 = \text{sign}(x_1 - x_0)$	$s_2 = \text{sign}(x_2 - x_1)$	$\text{NOT}(s_1)\text{OR}(s_1+s_2)$	Saklanan Örnek
1	+1	+1	1	x_2
2	+1	-1	0	x_1
3	+1	0	1	x_2
4	-1	+1	0	x_1
5	-1	-1	1	x_2
6	-1	0	1	x_2
7	0	+1	1	x_2
8	0	-1	1	x_2
9	0	0	1	x_2

s_1 ve s_2 değerlerinin +1 değerine eşit olması eğimin pozitif olduğunu, -1 değerine eşit olması eğimin negatif olduğunu, 0 değerine eşit olması da eğimin sıfır olduğunu gösterir. s_1 ve s_2 birbirlerine eşit veya en az biri sıfır ise x_1 değeri atılır, x_2 değeri kaydedilir. Aksi halde x_1 değeri saklanır. Buna ilişkin matematiksel algoritma Tablo 3.1’de sunulmuştur.

Saklanan örnek değerler arasında interpolasyon yapılarak işaret yeniden oluşturulur. Bu yöntemde sıkıştırma oranı $CR = 2:1$ dir. Yeniden oluşturma hatası ise $PRD = \%5.3$ arasındadır [2,4].

3.3.1.6 FAN Yöntemi

Fan yöntemi, iletilecek ilk örnek değer (başlangıç noktası) ile daha sonra iletilecek (bitiş noktası) ikinci örnek değer arasında kalan diğer örneklerin bu iki nokta arasında çizilecek doğru parçasının $\pm \varepsilon$ kadar uzağında kalmak şartı ile bu iki nokta arasında mümkün olan en uzun doğru parçasının oluşturulması esasına dayanır [12]. Böylece başlangıç ve bitiş noktaları ile doğru parçasının uzunluğunun iletilmesi yeterli olur.

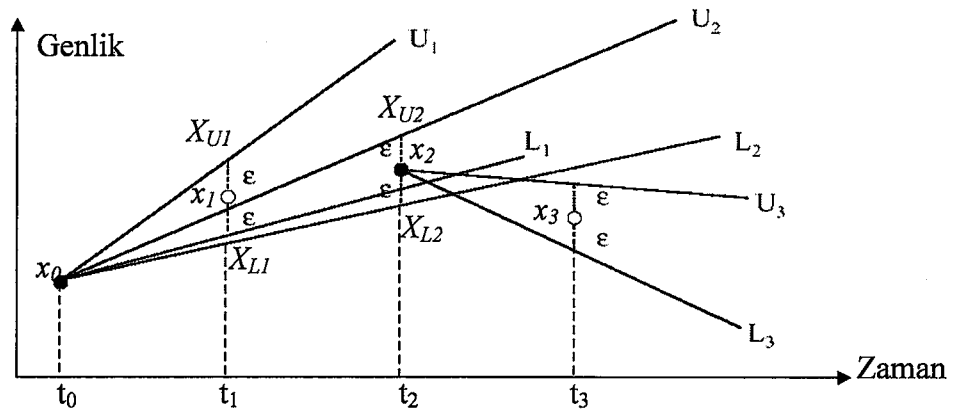
Özgün işarete ilişkin ilk örnek değeri x_0 başlangıç noktası olarak alınır. Bunun ardından gelen ikinci örnek değeri olan x_1 değeri merkez alınarak $\pm \varepsilon$ kadar bir hata aralığı tanımlanır. Daha sonra $(x_0, x_1 + \varepsilon)$ ile $(x_0, x_1 - \varepsilon)$ noktalarından geçen U_1 ve L_1 doğruları oluşturulur. Üçüncü örnek değeri olan x_2 bu iki doğru ile sınırlanan alan içerisine düşüyorsa, $(x_0, x_2 + \varepsilon)$ ile $(x_0, x_2 - \varepsilon)$ noktalarından geçmek üzere iki yeni doğru U_2 ve L_2 biçiminde tanımlanır.

$$X_{U2} = \frac{X_{U1} - x_0}{T} + X_{U1} \quad (3.24)$$

$$X_{L2} = \frac{X_{L1} - x_0}{T} + X_{L1} \quad (3.25)$$

Bu eşitliklerde $T = t_T - t_0$ dır.

Bu doğruların eğimleri karşılaştırılarak öncekine göre daha sınırlı (örneğin U_1, L_2 çifti gibi) bir alan tanımlanır. x_1 örnek değeri atılır, x_2 örnek değeri saklanır ve işlem daha sonra gelen örnek değer için benzer biçimde devam eder. Eğer üçüncü örnek değeri olan x_2 bu iki doğru ile sınırlanan alan içerisine düşmüyorsa doğru parçasının uzunluğu ve x_1 örnek değeri saklanır. Bir sonraki adım için x_1 örnek değeri, x_0 başlangıç noktası olarak alınır ve işlem tekrarlanır. Bu işleme yönelik grafiksel gösterim Şekil 3.5 sunulmuştur.

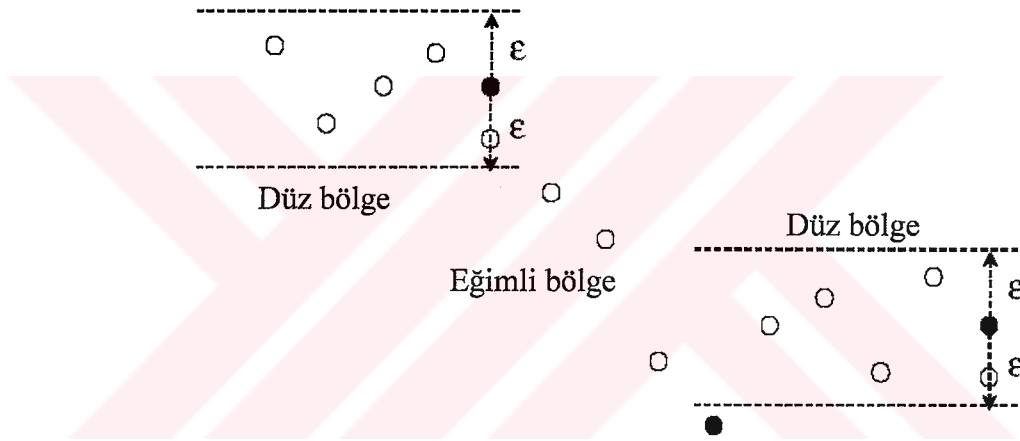


Şekil 3.5 FAN yönteminin grafiksel gösterimi

Bu doğru parçaları ayrı noktalara açılarak işaret yeniden oluşturulur. Yeniden oluşturma hatası seçilen ε değerine bağlıdır. Buna bağlı olarak da sıkıştırma oranı değişir. TP yöntemine göre daha iyi sonuç verebilen FAN yöntemi için tipik sıkıştırma oranı $CR = 3 : 1$ dir [2,4].

3.3.1.7 AZTEC (Amplitude Zone Time Epoch Coding) Yöntemi

AZTEC yöntemi, EKG işaretleri açısından ritim analizi için geliştirilmiştir [13]. Örnekleme frekansı 500 Hz. olan ve 12 bit ile kodlanmış EKG işaretleri üzerinde $CR = 10 : 1$ sıkıştırma oranı sağlayarak EKG izleme (monitoring) uygulamalarında önemli bir yöntem olmuştur. Ancak yeniden oluşturulan işaretlerde büyük miktarda bozulmalar ve süreksizlikler oluşturmaktadır. Yeniden oluşturulan işaretlere ilişkin PRD değerleri yaklaşık %28 civarındadır. Bu bozulmalar özellikle işaretin yavaş değiştiği P ve T dalgalarının bulunduğu bölgelerde görülmektedir.



Şekil 3.6 AZTEC yöntemine ilişkin düz ve eğimli bölgeler

AZTEC yöntemi EKG işareti örneklerini Şekil 3.6'da görüldüğü gibi düz (Plateau) ve eğimli (Slope) bölgelere ayırır. AZTEC yöntemine ilişkin düz bölgeler iki yatay doğru arasında sıfıncı dereceden interpolasyon uygulanarak oluşturulur. Herbir düz bölge için saklanacak değer o bölgedeki en son örneğin genliğine eşit olan doğru parçasının genliği ve doğru parçasının uzunluğudur. Doğru parçasının uzunluğu o bölgede yer alan örnek sayısına eşittir. Düz bölge oluşturmak için en az üç örnek değer gerekmektedir. Bu sağlanamadığı zaman eğimli bölge oluşturulur. Her bir eğimli bölge için saklanacak değer eğimli bölgedeki örnek sayısı ve en son örneğin genlik değeridir.

AZTEC yöntemi yüksek sıkıştırma oranları sağlamasına rağmen yeniden oluşturulma aşamasında ortaya çıkan bozulmalar ve süreksizlikler nedeniyle yeniden oluşturulan işaretin doğruluğu kabul edilebilir seviyede değildir [1,2,4].

3.3.1.8 CORTES (The Coordinate Reduction Time Encoding System) Yöntemi

CORTES yöntemi, AZTEC ile TP yöntemlerinin birleşiminden oluşmuş bir yöntemdir [14]. Bu yöntem, EKG işaretinin yüksek frekanslı bölgelerine (QRS dalgası) TP yöntemini, EKG işaretinin eşelektrik (isoelectric) bölgesi ile düşük frekanslı bölgelerine AZTEC yöntemini uygular. Bu yöntem ile modellenen özgün işaret AZTEC düz bölgelerine ilişkin doğru parçalarının ayrıık noktalara açılması ve TP yönteminin uygulandığı örnek çifleri arasında interpolasyon yapılması ile yeniden oluşturulabilir.

200 Hz.'de örneklenmiş ve 12 bit ile kodlanmış EKG işaretleri üzerinde yapılan incelemelerde bu yöntemin $PRD = \%7$ olmak üzere $CR = 4.8:1$ sıkıştırma oranı sağladığı gözlenmiştir [4]

3.3.1.9 SAIES (Slope Adaptive Interpolation Encoding Scheme) Yöntemi

SAIES yöntemi, AZTEC ve FAN yöntemlerinin biraraya getirilmesi ile oluşturulmuş bir yöntemdir [15]. Bu yöntem CORTES yönteminin aksine EKG işaretinin yüksek frekanslı bölgelerinde (QRS dalgası) AZTEC yöntemini, düşük frekanslı bölgelerinde (P, T dalgası, eşelektrik bölgesi) de FAN yöntemini uygular.

166 Hz.'de örneklenmiş ve 10 bit ile kodlanmış EKG işaretleri üzerinde yapılan incelemelerde bu yöntemin $PRD = \%16.3$ olmak üzere $CR = 5.9:1$ sıkıştırma oranı sağladığı belirtilmiştir. [4,15]

3.3.2 Dönüşüm Yöntemleri

Doğrudan yöntemlerden farklı olarak, dönüşüm yöntemleri doğrusal dikgen dönüşüm ile giriş işaretini başka bir alanda yeni bir biçime dönüştürmekte ve bu dönüşüm işlemi sonucunda elde edilen katsayılar ile özgün işareti temsil etmektedir. Elde edilen bu katsayılar uygun şekilde kodlanarak ileilmekte ve ters dönüşüm yöntemi kullanılarak özgün işaret belli bir hata ile yeniden oluşturulmaktadır.

Ayrıık zamanda kaydedilmiş biyolojik işaretler N boyutlu bir x vektörü biçiminde düşünülebilir. Dönüşüm yöntemleri uygulanarak x vektöründen yine N boyutlu bir y vektörü,

$$y = Ax \quad (3.26)$$

biçiminde elde edilir. Burada A , $N \times N$ boyutlu bir dönüşüm matrisidir. Özgün işaret x , ters dönüşüm ile

$$x = By \quad (3.27)$$

biçiminde elde edilir. Burada,

$$B = A^{-1} \quad (3.28)$$

dir. Dikgen dönüşüm yöntemlerinde,

$$A^{-1} = A^T = B \quad (3.29)$$

olarak yazılabilir. B matrisi tekil olmayan bir matristir. Ayrıca B matrisinin sütunları taban vektörleri ile ilişkilidir. Bunun yanında x vektörü, taban vektörlerinin doğrusal katışımından (linear combination) oluşurken, y vektörü de dönüşüm işleminin çıkışları olan katsayıların birleşiminden oluşmaktadır. Sıkıştırma işlemi, y vektörünün her bir elemanına uygun bit dağılımı yapılarak sağlanır. Burada amaç toplam bit sayısını en aza indirmektir.

Son otuz yıl içerisinde biyolojik işaretlerin modellenmesi ve sıkıştırılmasında çeşitli dikgen dönüşüm yöntemleri kullanılmıştır. Bunların başlıcaları arasında Ayrık Kosinüs Dönüşümü, Ayrık Fourier Dönüşümü, Karhunen Loeve Dönüşümü, Ayrık Dalgacık Dönüşümü sayılabilir [1,4,6].

3.3.2.1 Karhunen Loeve Dönüşümü

Karhunen Loeve Kuramı'nı açıklayabilmek için, kendimizi Hilbert Uzayı gibi iç çarpımlı, tam düzgünleştirilmiş doğrusal bir vektör uzayında sınırlandırmamız gerekmektedir. Sayısal olarak üretilmiş veriler ile çalışacak olunacağından dolayı aynı zamanda gerçel ve sonlu boyutlar yönünden de sınırlandırmalar gerekmektedir. Karhunen Loeve Kuramı'nın ardındaki amaç, yukarıda tanımlanan uzay içerisinde, bu uzayı oluşturan bir u_i ($i=1,2,...,M$) gerçel vektörler kümesinin, birbirleri ile ilintisiz ve N uzunluğunda, ϕ temel vektör serileri ile temsil edilmesinin sağlanmasıdır [6].

Bu amaca,

$$\lambda = \frac{E[(u^T \phi)(u^T \phi)]}{\phi^T \phi} \geq 0 \quad (3.30)$$

(3.30) bağıntısında yeralan λ 'yı enbüyüklemek ile ulaşılabilir.

Burada $E[\bullet]$, uygun bir biçimde tanımlanmış ortalama işlemini temsil etmektedir. (3.30) denkleminde önce u 'nun ϕ üzerindeki izdüşümünü enbüyükleyerek $Max[u^T \phi]$ düşünülebilir. u 'nun ϕ üzerindeki izdüşümü $u^T \phi$ vektör iç çarpımı ile temsil edilmektedir. $u^T \phi$ nin değeri, ϕ 'nin biçimi değiştirilmeksizin, büyüklüğünün artırılması ile arttırabileceğinden, ϕ 'nin büyüklüğü $u^T \phi / \sqrt{\phi^T \phi}$ bağıntısı da

dikkate alınarak normalize edilir. Ayrıca, $u^T \varphi / \sqrt{\varphi^T \varphi}$ bağıntısı en büyük yapılmak üzere seçildiğinde, kısmen yararlı olmayacak u yanıtına ulaşılır. Buradan açıkça görülmektedir ki, $u^T \varphi / \sqrt{\varphi^T \varphi}$ ortalama anlamında en büyük yapılmalıdır. Grup üzerinden ortalama alındığında, bağıntının en büyük değerini üreten φ bulunmalıdır. u 'nın sıfır ortalama değerine sahip olması durumunda, tüm φ 'ler için, bu normalize bağıntının ortalaması $\left(E \left[u^T \varphi / \sqrt{\varphi^T \varphi} \right] \right)$ ortadan kalkacağı için (3.30)' in grup üzerinden ortalamasının en büyük yapılması olası değildir. Bununla birlikte, denklemin karesinin ortalaması düşünüldüğünde, grubun tüm üyelerinin pozitif olmasından dolayı, enbüyükleme ile ortalama üzerinden en büyük genlikli φ üretilmiş olacaktır. Sonuç, tam olarak eşitlik (3.30)' i vermektedir [6]. Vektörler için tanımlı özellikler yardımı ile,

$$E \left[(u^T \varphi)(u^T \varphi) \right] = E \left[\varphi^T u u^T \varphi \right] \quad (3.31a)$$

$$= E \left[\left((u u^T)^T \right)^T \varphi \right] \quad (3.31b)$$

$$= E \left[(u u^T \varphi)^T \right] \quad (3.31c)$$

$$= E \left[\varphi^T u u^T \varphi \right] \quad (3.31d)$$

yazılabilir.

φ , grup içerisinde değişmeyeceği için (3.31d) eşitliği,

$$E \left[\varphi^T u u^T \varphi \right] = \varphi^T E \left[u u^T \right] \varphi \quad (3.32)$$

biçiminde yeniden yazılabilir.

(3.32) eşitliği kullanılarak, (3.30) denklemi yeniden yazılırsa,

$$\lambda = \frac{\varphi^T R \varphi}{\varphi^T \varphi} \quad (3.33)$$

elde edilir. Bu eşitlikte görülen R ,

$$R = E \left[u u^T \right] \quad (3.34)$$

biçiminde hesaplanır. Eşitlik (3.33) ile hesaplanan λ değeri aşağıdaki biçimde en büyük yapılabilir.

φ , λ 'yı en büyük yapan bir vektör olsun. a sabit bir sayı olmak üzere, herhangi bir vektör $\varphi + a\varphi'$ biçiminde yazılabilir. Eşitlik (3.33)' de φ yerine $\varphi + a\varphi'$ yazıldığında,

$$\lambda = \frac{(R(\varphi + a\varphi'))^T (\varphi + a\varphi')}{(\varphi + a\varphi')^T (\varphi + a\varphi')} \quad (3.35)$$

eşitliği elde edilir. Eşitlik (3.35),

$$\lambda = \frac{(R\varphi)^T \varphi + a(R\varphi')^T \varphi + a(R\varphi)^T \varphi' + a^2(R\varphi')^T \varphi'}{\varphi^T \varphi + a\varphi'^T \varphi + a\varphi^T \varphi' + a^2\varphi'^T \varphi'} = \frac{N}{D} \quad (3.36)$$

biçiminde yeniden yazılabilir. Bu eşitlikte, N ve D sırası ile pay ve payda fonksiyonlarını göstermektedir.

λ 'nın enbüyük değeri, Eşitlik (3.36) ile hesaplanan λ 'nın a ' ya göre türevinin $a = 0$ şartı altında sıfıra eşitlenmesi ile hesaplanabilir. Buna göre, Eşitlik (3.36)' nin, a ' ya göre türevi alındığında,

$$\frac{d\lambda}{da} = \frac{(R\varphi')^T \varphi + (R\varphi)^T \varphi' + 2a(R\varphi')^T \varphi'}{D} - \frac{N[\varphi'^T \varphi + \varphi^T \varphi' + 2a\varphi'^T \varphi']}{D^2} \quad (3.37)$$

eşitliği elde edilir.

Eşitlik (3.37)' de $a = 0$ yapıldığında,

$$\left. \frac{d\lambda}{da} \right|_{a=0} = \frac{(R\varphi')^T \varphi + (R\varphi)^T \varphi'}{\varphi^T \varphi} - \frac{(R\varphi)^T \varphi (\varphi'^T \varphi + \varphi^T \varphi')}{(\varphi^T \varphi)(\varphi^T \varphi)} \quad (3.38)$$

eşitliği elde edilir. Bu eşitlik sıfıra eşitlendiğinde,

$$(R\varphi')^T \varphi + (R\varphi)^T \varphi' = \frac{(R\varphi)^T \varphi (\varphi'^T \varphi + \varphi^T \varphi')}{\varphi^T \varphi} \quad (3.39)$$

elde edilir.

Benzer biçimde (3.36) eşitliğinde $a = 0$ yazılacak olursa λ 'nın en büyük olduğu,

$$\lambda = \frac{(R\varphi)^T \varphi}{\varphi^T \varphi} \quad (3.40)$$

denkleminde ulaşılır.

Bu işlemlerin sonunda elde edilen (3.39) ve (3.40) eşitlikleri birleştirilirse,

$$(R\varphi')^T \varphi + (R\varphi)^T \varphi' = \lambda(\varphi'^T \varphi + \varphi^T \varphi') \quad (3.41)$$

eşitliği elde edilir. Eşitlik (3.41)' nin sol tarafındaki ilk terim aşağıdaki biçimde yeniden yazılabilir.

$$(R\varphi')^T \varphi = \varphi'^T R^T \varphi = \left((R^T \varphi)^T \varphi' \right)^T = (R^T \varphi)^T \varphi' = (R\varphi)^T \varphi' \quad (3.42)$$

R matrisi simetrik bir matris olduğundan evriği kendisine eşittir. Ayrıca Eşitlik (3.41)'de görülen $(R\varphi')^T \varphi, (R\varphi)^T \varphi', \lambda\varphi'^T \varphi, \lambda\varphi^T \varphi'$ terimleri birer gerçel sayıdır ve herbirinin evriği bu terimlerin kendilerine eşittir. Bu noktadan hareket ederek (3.42) eşitliğinden de görüleceği gibi (3.41) eşitliğinde yeralan soldaki iki terim birbirine eşittir. Aynı nedenle (3.41) eşitliğinin sağında bulunan iki terim de birbirine eşit olacaktır. Bu durumda (3.41) eşitliği,

$$2(R\varphi)^T \varphi' = 2\lambda\varphi^T \varphi' \quad (3.43)$$

$$\left((R\varphi)^T - \lambda\varphi^T \right) \varphi' = 0 \quad (3.44)$$

biçiminde yazılabilir. φ' vektörü genelde sıfır olmayan gelişigüzel bir vektör olduğu için (3.44) eşitliği,

$$R\varphi = \lambda\varphi \quad (3.45)$$

biçiminde yeniden yazılabilir.

R ' nin özsisitemini yalın olarak tanımlayan (3.45) numaralı eşitliği inceleyelim. N boyutlu u_i grubunun N özdeğeri ve N özvektörü olduğu düşünülürse sonlu boyutlar içinde olduğu anlaşılır. Simetrik matrislerin bilinen özelliklerinden, R simetrik matrisinin φ_n özvektörleri dik olup, birimdik de yapılabilir ($\varphi_n^T \varphi_m = \delta_{nm}$). Ayrıca, birimdik olan φ_n ' ler, $\mathfrak{R}^N$ için bir taban (temel) olduğundan φ_n , gruptaki gerçecklemeler için bir taban oluşturur. Böylece,

$$u = \sum_{n=1}^N (u^T \varphi_n) \varphi_n \quad (3.46)$$

R ' nin özfonksiyonları birimdik olduğundan, (3.46) numaralı eşitlikteki katsayılar ortalama üzerinden birbirleri ile ilintisiz olacaktır.

$$\begin{aligned}
E\left[(u^T \varphi_n)(u^T \varphi_m)\right] &= (R \varphi_n)^T \varphi_m \\
&= \lambda_n \varphi_n^T \varphi_m \\
&= \lambda_n \delta_{nm}
\end{aligned} \tag{3.47}$$

Parseval özdeşliğinden, $\mathfrak{R}^N$ için herhangi bir birimdik f_n temel için,

$$u^T u = \sum_{n=1}^N |u^T f_n|^2 \tag{3.48}$$

ve bu nedenle,

$$E[u^T u] = \sum_{n=1}^N E\left[|u^T \varphi_n|^2\right] = \sum_{n=1}^N \lambda_n \tag{3.49}$$

yazılabilir.

Özdeğerler, Eşitlik (3.46)' deki katsayıların kare ortalama değerleridir (çeşitli biçimlerdeki enerjiler).

Buraya kadar elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde varılan sonuç şudur; Hilbert uzayına biçim veren ya da bu uzayı oluşturan herhangi bir u_i gerçek vektörler kümesi, birbirleri ile ilintisiz birimdik temel vektör dizileri ve gelişigüzel katsayılar ile temsil edilebilir. Eşitlik (3.46)' de verilen katsayılar biri diğerinden bağımsız olan katsayılardır. Temel vektörler, $i = 1, \dots, M$ olmak üzere grup (küme) üzerinden ortalaması alınmış $u_i u_i^T$ 'nin özvektörleridir. İlişkili özdeğerler pozitif olup değişik biçimlerdeki enerjilerdir. Özvektörlerin toplamı toplam enerjiyi vermektedir.

$\varphi^T \varphi$ ile normalize edilmiş, $u^T \varphi$ bağıntısının kare ortalamasını en büyük yapan bir φ vektörü aranmak istenmektedir. Burada, bir tane değil, N tane birbirlerine dik φ vektörü bulunacaktır. N , u ve φ vektörlerinin uzunluğudur. Buradaki φ vektörleri birbirine diktir. Her λ_n mümkün olduğunca büyüktür. λ_n Eşitlik (3.46)' de verilen katsayıların kare ortalama değerleridir. Katsayılar ortalama üzerinden bağımsız olup enerji modları birbirleri ile ilintisizdir.

Eşitlik (3.45)' da görülen öz sistemin hesaplanması ile devam edelim. Gruptaki üyelerin sayısı (M), u_i vektörlerinin uzunluğundan (N) küçük ise bu durumda öz sistem, Sirovich (1987) tarafından önerilen bir yöntem yardımı ile çözülmektedir. Bu yöntemde, öz sistem için bir $N \times N$ matrisi yerine bir $M \times M$ matrisi ile ilgilenilmektedir. Analiz aşağıdaki biçimde işlemektedir. Ortalama işleminin aşağıdaki biçimde olduğu kabul edilsin.

$$E[u^T u] = \sum_{i=1}^M u_i u_i^T \quad (3.50)$$

Eşitlik (3.45)

$$\sum_{i=1}^M u_i u_i^T \varphi = \lambda \varphi \quad (3.51)$$

biçiminde yazılabilir.

φ özvektörleri, grubun üyelerinin doğrusal katışımı biçiminde,

$$\varphi = \sum_{j=1}^M \alpha_j u_j \quad (3.52)$$

olarak yazılır.

Eşitlik (3.52)' ün eşitlik (3.51)' de yerine yazılması ile,

$$\sum_{i=1}^M u_i u_i^T \sum_{j=1}^M \alpha_j u_j = \lambda \sum_{j=1}^M \alpha_j u_j \quad (3.53)$$

elde edilir. u_i^T , nin eşitlik (3.53)' ün sol tarafındaki ikinci toplam bağıntısında yerine konması ile,

$$\sum_{i=1}^M u_i \sum_{j=1}^M \alpha_j u_i^T u_j = \lambda \sum_{j=1}^M \alpha_j u_j \quad (3.54)$$

veya

$$\sum_{i=1}^M u_i \sum_{j=1}^M \alpha_j C_{i,j} = \lambda \sum_{j=1}^M \alpha_j u_j \quad (3.55)$$

elde edilir. Burada,

$$C_{i,j} = u_i^T u_j \quad (3.56)$$

dir. Eşitlik (3.55) son olarak,

$$C_{i,j} \alpha_i = \lambda \alpha_i \quad (3.57)$$

biçiminde yazılır [6, 16, 17].

Yukarıda yapılan tanımların ışığında, Temel Bileşenler Dönüşümü, Hotelling Dönüşümü veya Özdeğer Dönüşümü adlarıyla da bilinen Karhunen Loeve Dönüşümü'nün tanımını vermeden önce bazı kavramlara değinmek yararlı olacaktır.

$$X^T = [x_0, x_1, \dots, x_{N-1}] \quad (3.58)$$

biçiminde tanımlanan X işaretinin özilinti matrisi R_X ,

$$R_X = E[XX^T] = \begin{bmatrix} r(0) & r(1) & \dots & r(N-1) \\ r(1) & r(0) & \dots & r(N-2) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ r(N-1) & r(N-2) & \dots & r(0) \end{bmatrix} \quad (3.59)$$

biçiminde tanımlanır. Özilinti matrisi R_X ana köşegen üzerindeki elemanların birbirine eşit ve ana köşegene paralel olan köşegenler üzerindeki elemanların da kendi içlerinde birbirlerine eşit olduğu simetrik bir matristir. Bir başka deyişle bir Toeplitz matrisidir. ϕ_i ve λ_i sırası ile R_X özilinti matrisinin özvektör ve özdeğerlerini göstermek üzere;

$$R_X \phi_i = \lambda_i \phi_i, i = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3.60)$$

eşitliği yazılabilir. Sütunları R_X özilinti matrisinin özvektörlerinden oluşan $N \times N$ boyutlarında bir Φ matrisi aşağıdaki biçimde yazılabilir;

$$\Phi = [\phi_0 \quad \phi_1 \quad \dots \quad \phi_{N-1}] \quad (3.61)$$

R_X özilinti matrisi simetrik bir matris olduğundan, Φ matrisi de dik bir matristir. Bu durumda,

$$\Phi^T \Phi = I \quad (3.62)$$

$$\Phi^{-1} = \Phi^T \quad (3.63)$$

eşitlikleri yazılabilir. Bu eşitlikler kullanılarak (3.60) eşitliği

$$R_X \Phi = \Phi \Lambda \quad (3.64)$$

biçiminde yeniden yazılabilir. Bu eşitlikte yer alan Λ matrisi;

$$\Lambda = \text{diag}(\lambda_0, \dots, \lambda_{N-1}) \quad (3.65)$$

köşegen elemanları özilinti matrisinin özdeğerlerinden oluşan bir köşegen matristir.

Tüm bu açıklamaların ışığında, X işaretinin Karhunen Loeve Dönüşümü,

$$\begin{aligned} Y &= \Phi^T X \\ X &= \Phi Y \end{aligned} \quad (3.66)$$

biçiminde tanımlanabilir.

$Y = \Phi^T X$ ileri dönüşümünün i . bileşeni X ' in ϕ_i üzerindeki izdüşümüdür. $y_i = (\phi_i, X) = \phi_i^T X$ ve $X = \Phi Y$ ters dönüşümü, ϕ_i ($i = 0, 1, \dots, N-1$) tarafından kapsanan N boyutlu uzayda X i temsil eder. Bu durumda,

$$X = \sum_{i=0}^{N-1} y_i \phi_i \quad (3.67a)$$

$$y_i = \phi_i^T X \quad (3.67b)$$

eşitlikleri yazılabilir [6, 18].

Karhunen Loeve Dönüşümünün en önemli özellikleri,

- İşareti tamamen ilintisizlendirir (ayrıştırır).
- İşaret tarafından içerilen enerjiyi bir başka deyişle bilgiyi en iyi biçimde toplar ya da sıkıştırır.

olarak ifade edilir.

Birinci özellik en basit anlamda KLD'nin tanımını yapmaktadır. İkinci özellik ise, işaretin enerjisinin N tane bileşen arasında yeniden dağıtıldığını gösterir. N tane bileşene dağıtılan enerjinin büyük bir bölümü N tane bileşenin az sayıdaki kısmında içerilir. Bir başka deyişle, enerjinin çok büyük bir bölümü ilk birkaç tane bileşende toplanır.

Ayrıştırma verimi η_c , X işareti ile dönüşüm sonucunda elde edilen Y işaretinin özilinti matrisleri olan R_X ve R_Y matrislerinin köşegen elemanları dışındaki tüm elemanlarının toplamının karşılaştırılması ile elde edilir. Bu durumda ayrıştırma verimi η_c ,

$$\eta_c = 1 - \frac{\sum_{i=1}^{N-1} \sum_{\substack{j=1 \\ i \neq j}}^{N-1} |R_Y(i, j)|}{\sum_{i=1}^{N-1} \sum_{\substack{j=1 \\ i \neq j}}^{N-1} |R_X(i, j)|} \quad (3.68)$$

biçiminde tanımlanır.

Karhunen Loeve Dönüşümü sonucunda elde edilen Y işaretinin özilinti matrisi R_Y ,

$$\begin{aligned}
R_Y &= E[YY^T] = E[\Phi^T X (\Phi^T X)^T] \\
&= E[\Phi^T XX^T \Phi] = \Phi^T E[XX^T] \Phi \\
&= \Phi^T R_X \Phi = \Phi^T \Phi \Lambda = \Lambda
\end{aligned} \tag{3.69}$$

olarak elde edilir. Eşitlik (3.69)'dan da göüldüğü gibi KLD'den sonra elde edilen işaretin özilinti matrisi bir köşegen matris biçimindedir. Dolayısıyla R_Y matrisinin köşegen elemanları dışındaki tüm elemanları sıfıra eşittir ($r_{ij} = 0$). Başka bir deyişle,

$$\sum_{i=1}^{N-1} \sum_{\substack{j=1 \\ i \neq j}}^{N-1} |R_Y(i, j)| = 0 \tag{3.70}$$

dır. Bu durumda ayrıştırma verimi η_c ,

$$\eta_c = 1 - \frac{0}{\sum_{i=1}^{N-1} \sum_{\substack{j=1 \\ i \neq j}}^{N-1} |R_X(i, j)|} = 1 \tag{3.71}$$

olarak elde edilir. Bu sonuç da Karhunen Loeve Dönüşümünün işareti tamamen ayrıştırdığını kanıtlar.

Karhunen Loeve Dönüşümü uyarınca X işaretinin,

$$X = \sum_{i=0}^{N-1} y_i \phi_i \tag{3.72}$$

biçiminde yazılabileceği bilinmektedir. X işaretinin ortalama değer vektörü $M_X = 0$ olarak varsayıldığından (aynı zamanda $M_Y = \Phi^T M_X = 0$ olduğundan Y işaretinin ortalama değer vektörü de sıfır olacaktır.) X ve Y nin i . elemanının varyansları;

$$\sigma_{x_i}^2 = E[x_i^2] = E[e_{x_i}] \tag{3.73}$$

$$\sigma_{y_i}^2 = E[y_i^2] = E[e_{y_i}] \tag{3.74}$$

biçiminde yazılabilir. Bu eşitliklerde $e_{x_i} = x_i^2$ ve $e_{y_i} = y_i^2$ sırası ile X ve Y nin i . bileşeninin içerdği enerjiyi temsil etmektedir. Bu durumda X işaretinin toplam enerjisi,

$$E[X^T X] = \sum_{i=0}^{N-1} E[x_i^2] = \sum_{i=0}^{N-1} \sigma_{x_i}^2 \tag{3.75}$$

biçiminde yazılabilir. Benzer biçimde dönüşüm sonucunda elde edilen Y işaretinin toplam enerjisi de,

$$E[Y^T Y] = \sum_{i=0}^{N-1} E[y_i^2] = \sum_{i=0}^{N-1} \sigma_{y_i}^2 \quad (3.76)$$

biçiminde ifade edilebilir. Enerjinin korunum ilkesi uyarınca

$$\sum_{i=0}^{N-1} \sigma_{x_i}^2 = \sum_{i=0}^{N-1} \sigma_{y_i}^2 \quad (3.77)$$

eşitliği yazılabilir.

Eğer N bileşen yerine L tane bileşen alınırsa X işareti yaklaşık olarak aşağıdaki biçimde ifade edilir.

$$X \approx X_L = \sum_{i=0}^{L-1} y_i \phi_i \quad (3.78)$$

Bu durumda yapılan yaklaşıklığa ilişkin hata ε_L ,

$$\varepsilon_L = X - X_L = \sum_{i=L}^{N-1} y_i \phi_i \quad (3.79)$$

biçiminde yazılabilir. Hata teriminin beklenti değerini

$$J_L = E[\varepsilon_L^T \varepsilon] = E\left[\sum_{i=L}^{N-1} y_i \phi_i (y_i \phi_i)^T\right] = \sum_{i=L}^{N-1} E[y_i \phi_i \phi_i^T y_i] \quad (3.80)$$

biçiminde ifade etmek mümkündür. Birimlik özelliği dikkate alınırsa (3.80) eşitliği

$$J_L = \sum_{i=L}^{N-1} E[y_i \phi_i \phi_i^T y_i] = \sum_{i=L}^{N-1} E[y_i^2] \quad (3.81)$$

biçiminde yeniden yazılabilir. Eşitlik (3.67b), Eşitlik (3.81)'de yerine konacak olursa,

$$J_L = \sum_{i=L}^{N-1} E[y_i^2] = \sum_{i=L}^{N-1} E[\phi_i^T X X^T \phi_i] = \sum_{i=L}^{N-1} \phi_i^T E[XX^T] \phi_i = \sum_{i=L}^{N-1} \phi_i^T R_X \phi_i \quad (3.82)$$

eşitliği elde edilir. Karhunen Loeve Dönüşümüne ilişkin ikinci özelliğin ölçütü enerji sıkıştırma verimi η_E ,

$$\eta_E = 1 - \frac{J_L}{\sum_{i=0}^{N-1} \sigma_{x_i}^2} \quad (3.83)$$

biçiminde tanımlanır. Enerji sıkıştırma verimi η_E değerini en büyük yapmak için hataya ilişkin J_L terimini en küçük yapan ϕ_i teriminin bulunması gerekir. Bu problem Lagrange Çarpanlar Yöntemi ile,

$$\frac{\partial J_L}{\partial \phi_i} = \frac{\partial}{\partial \phi_i} \left[\sum_{i=L}^{N-1} \phi_i^T R_X \phi_i - \lambda_i (\phi_i^T \phi_i - 1) \right] = 0 \quad (3.84a)$$

$$\frac{\partial J_L}{\partial \phi_i} = \frac{\partial}{\partial \phi_i} \left[\sum_{i=L}^{N-1} \phi_i^T R_X \phi_i - \lambda_i \phi_i^T \phi_i + \lambda_i \right] = 0 \quad (3.84b)$$

$$\frac{\partial J_L}{\partial \phi_i} = 2R_X \phi_i - 2\lambda_i \phi_i = 0 \quad (3.84c)$$

$$R_X \phi_i = \lambda_i \phi_i \quad (3.84d)$$

biçiminde çözülebilir. Elde edilen bu sonuç Eşitlik (3.82)'de yerine konursa,

$$(J_L)_{\min} = \sum_{i=L}^{N-1} \phi_i^T \lambda_i \phi_i = \sum_{i=L}^{N-1} \lambda_i \quad (3.85)$$

eşitliği elde edilir.

X işaretinin özilinti matrisi olan R_X matrisinin i . özdeğeri λ_i , aynı zamanda işaretin i . bileşeninin içerdiği ortalama enerjidir. N tane bileşen içinden L tanesi seçildiğinde yapılan hata Eşitlik (3.85)'dan da görüldüğü gibi geriye kalan bileşenlere ilişkin özdeğerlerin toplamıdır. Bu durumda R_X matrisinin özdeğerleri,

$$\lambda_0 \geq \lambda_1 \geq \dots \lambda_m \dots \geq \lambda_{N-1} \quad (3.86)$$

biçiminde büyükten küçüğe doğru sıralanır ve L tane en büyük özdeğere karşı gelen ϕ_i özvektörleri seçilirse yapılan hata en küçük yapılmış olur. Bir başka deyişle enerji sıkıştırma verimi η_E en büyük yapılır.

Yukarıdaki bağıntılar aracılığı ile kanıtlandığı gibi Karhunen Loeve Dönüşümü gerek birinci özelliği gerekse ikinci özelliği tam anlamıyla gerçekleştirdiği için en iyi dönüşüm yöntemi olarak kabul edilir [6, 18]. Buna karşılık, her işaret için farklı ve işarete bağımlı taban fonksiyonları üretmesi nedeni ile uygulamada (olasılıksal özellikleri zamanla değişmeyen işaretler dışında) bu durumu ile kullanılmamakta ve yalnızca bir karşılaştırma aracı olarak görev yapmaktadır [19-21].

3.3.2.2 Ayrık Kosinüs Dönüşümü-AKD (Discrete Cosine Transform-DCT)

İşaretlerin başarılı bir biçimde yeniden oluşturulması için kullanılan dikgen dönüşüm yöntemlerinden biri AKD olup,

$$v(k) = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{N}} & k = 0 \text{ ise} \\ \sqrt{\frac{2}{N}} & k \neq 0 \text{ ise} \end{cases} \quad (3.87)$$

olmak üzere

$$s(n) = \sum_{k=0}^{N-1} v(k)c(k)\cos\left[\frac{(2n+1)k\pi}{2N}\right], \quad n = 0,1,\dots,N-1 \quad (3.88a)$$

$$c(k) = v(k)\sum_{n=0}^{N-1} s(n)\cos\left[\frac{(2n+1)k\pi}{2N}\right], \quad k = 0,1,\dots,N-1 \quad (3.88b)$$

bağıntıları ile tanımlanır [3,22,23].

Burada, $c(k)$, $s(n)$ işaretinin Ayrık Kosinüs Dönüşümü olarak adlandırılmakta olup $s(n)$ işareti $c(k)$ katsayılarının doğrusal bir katışımı biçimindedir. AKD, işaret enerjisinin büyük bir bölümünü ilk katsayılara depolamadaki yeteneği (başka bir deyişle ilk “ M ” tane $c(k)$ katsayısının geriye kalan $c(k)$ katsayılarından mutlak değerce daha büyük genliklere sahip olması ve böylece Parseval bağıntısı gereğince enerjinin büyük çoğunluğunun ilk “ M ” katsayı tarafından taşınması), hızlı algoritmalarının varlığı ve Karhunen Loeve Dönüşümü’ne ortalama karesel hata açısından yakın bir başarımla sergilemesi nedeni ile kullanılabilir dönüşümler arasında özellikle işaret sıkıştırma amacına yönelik olarak en yaygın kullanılan dönüşüm yöntemidir [22].

İşaretin sıkıştırılması, ya $c(k)$ katsayılarının taşıdığı bilginin önemine göre farklı sayıdaki bit ile kodlanması ya da yokluğunda işaretin anlaşılmasında fark yaratmayan bazı $c(k)$ katsayılarının ayıklanması ile gerçekleştirilmektedir [24]. AKD ile kurulan işaret modelinin hizmet verdiği diğer bir uygulama alanı işaret sınıflandırmasıdır. Örneğin EKG işaretleri gözönüne alındığı zaman, $c(k)$ katsayılarına bakılarak, EKG işaretinin normal mi yoksa normal dışı mı olduğu saptanabilmektedir. [19]. Bu uygulamalar diğer dönüşüm yöntemleri ile de yapılabilmekte, fakat elde edilen sonuçlar iyilik yönünden farklılık gösterebilmektedir.

3.3.2.3 Ayrık Fourier Dönüşümü-AFD (Discrete Fourier Transform-DFT)

İşaret ayrıştırma çok önemli bir yeri olan AFD'nin genel bağıntısı,

$$s(n) = \sum_{k=0}^{N-1} c(k) e^{j2\pi kn/N}, \quad n = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3.89a)$$

$$c(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} s(n) e^{j2\pi nk/N}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3.89b)$$

biçimindedir. $c(k)$, $s(n)$ işaretinin Ayrık Fourier Dönüşümü olarak adlandırılmakta ve $s(n)$ işareti $c(k)$ katsayılarının ağırlıklı doğrusal katışımı biçiminde modellenmektedir.

AFD'nin kullanımının yaygın olmasında en büyük etkenler:

- İşaretlerin frekans analizinin yapılmasına izin vermesi.
- Hızlı Fourier Dönüşümü [25,26], olarak adlandırılan algoritma yardımıyla çok hızlı olarak gerçekleştirilebilmesidir.

3.3.2.4 Ayrık Dalgacık Dönüşümü (Discrete Wavelet Transform-DWT)

Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD), sayısal işaret işlemede yaygın olarak kullanılan ve özellikle enerjiyi paketleme kabiliyetinden dolayı işaretlerin sıkıştırılmasında tercih edilen önemli dikgen dönüşüm yöntemlerinden biridir.

Dalgacık dönüşümü bir $f(t)$ işaretini, ana dalgacık (mother wavelet) olarak adlandırılan ψ fonksiyonunun genişletilmesi ve değiştirilmesi ile oluşturulan taban fonksiyonlarının ağırlıklı toplamına ayrıştırır. Buna kısaca dalgacık seri açılımı da denir. $f(t)$ işaretinin dalgacık açılımı ile gösterimi Z tamsayılar kümesini temsil etmek üzere,

$$f(t) = \sum_v \sum_k c_{v,k} \psi_{v,k}(t), \quad v, k \in Z \quad (3.90)$$

biçimindedir. Bu eşitlikte $\psi_{v,k}(t)$, dalgacık açılım fonksiyonu olup $L^2(R)$ 'nin dikgen tabanlarından oluşur. Açık ifadesi ise,

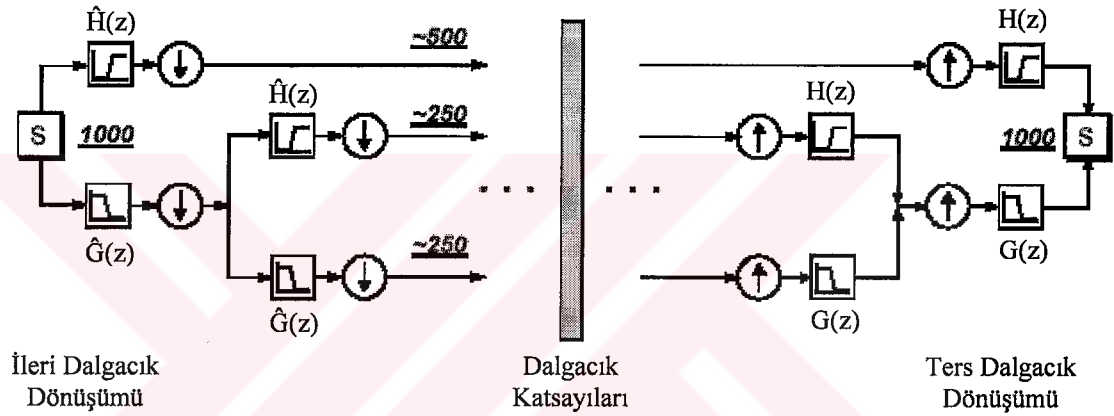
$$\psi_{v,k}(t) = 2^{v/2} \psi(2^v t - k) \quad (3.91)$$

biçimindedir. Bu eşitlikte v genişletmeyi kontrol eder. Eğer v değeri büyük ise işaretin düşük frekans karakteristiği, tersine v değeri küçük ise işaretin yüksek frekans karakteristiği analiz edilir. Böylece dalgacık dönüşümü, işaretin değişik frekans bantlarında incelenmesini sağlar. Eşitlikte görülen k değeri ise değiştirmeyi

gösterir. İki boyutlu katsayı $c_{v,k}$, $\psi_{v,k}(t)$, dalgacık açılım fonksiyonu ile $f(t)$ işaretinin iç çarpımı ile hesaplanır. Bu katsayıların elde edilmesi sürecine ayrık dalgacık dönüşümü veya ileri ayrık dalgacık dönüşümü adı verilir.

$$c_{v,k} = \langle \psi_{v,k}(t), f(t) \rangle \quad (3.92)$$

Ayrık dalgacık dönüşümünü hesaplamamanın daha etkili bir yolu da aşağı örnekleme işlemi ile birlikte alçak $\hat{G}$ ve yüksek $\hat{H}$ geçiren FIR süzgeç çifti veya çiftleri kullanmaktır. İşaretin yeniden oluşturulması ise yukarı örnekleme işlemi ve benzer yapıya sahip alçak G ve yüksek H geçiren FIR süzgeç çifti veya çiftleri kullanılarak gerçekleştirilen ters dalgacık dönüşümü ile sağlanmaktadır. İleri ve ters ayrık dalgacık dönüşümüne ilişkin bu yapı Şekil 3.7’de görülmektedir.



Şekil 3.7 İleri ve ters ayrık dalgacık dönüşümünün yukarı/aşağı örnekleme işlemleri ile alçak/yüksek geçiren süzgeçleri içeren dörtlü özyineli süzgeç öbeği (Quadrature Mirror Filter Bank-QMF) ile gerçekleştirilmesi

Bu süzgeç çiftleri arasında,

$$g(n) = (-1)^{n-1} \hat{h}(n-1) \quad (3.93)$$

$$h(n) = (-1)^n \hat{g}(n-1) \quad (3.94)$$

eşitlikleri yazılabilir.

Şekil 3.7’de görülen dörtlü süzgeç öbeği yapısında yer alan yüksek geçiren FIR süzgeçlerinin çıkışı yüksek frekans katsayıları (high frequencies coefficients), alçak geçiren FIR süzgeçin çıkışı da alçak frekans katsayıları (low frequencies coefficients) olarak bilinir.

Ana dalgacık ψ fonksiyonu,

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0, \quad \psi(t) \in L^2 \quad (3.95)$$

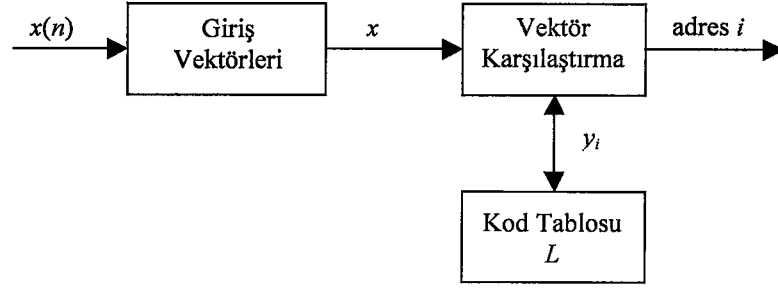
sartını sağlayacak biçimde değişik fonksiyonlar içinde seçilebilir. Ana dalgacık fonksiyonun seçimindeki bu esneklik bu dönüşümün özel uygulamalara uydurulabilmesine olanak verir. Özellikle işaret sıkıştırımda, ana dalgacık fonksiyonundan üretilen taban fonksiyonlarının, ayrıştırılan işarettaki ilintiyi en aza indirecek biçimde birbirlerine dik (orthogonal) olması istenir. Bununla birlikte ana dalgacık fonksiyonun seçiminin, sıkıştırma sistemlerinin oluşturulmasını ve yeniden oluşturulan işaretin kalitesini yakından etkilediğini de belirtmek gerekir.

Fiziksel işaretlerin pek çoğunun (EKG gibi) işaret enerjileri alçak frekans bölgesinde yoğunlaşmıştır. Bu özellik ayrık dalgacık dönüşümünün işaretin enerjisinin büyük bir kısmını bir tane alçak frekans katsayı kümesi üzerinde yoğunlaştırmasını sağlar. Enerjinin geriye kalan kısmı, değerleri sıfır veya sıfıra çok yakın olan l tane yüksek frekans katsayı kümesine dağılır. Böylece bilginin büyük oranda önemli bir parçası alçak frekans katsayı kümesi tarafından temsil edilir [8,27,28].

Yukarıda açıklanan yöntemleri kısaca özetlemek gerekirse, doğrudan yöntemler zaman bölgesinde kaydedilmiş özgün işaretleri zaman bölgesinde analiz ederken, dönüşüm yöntemleri bu işaretleri başka bir bölgeye dönüştürerek o bölgede analiz ederler. İster doğrudan yöntemler olsun isterse dönüşüm yöntemleri olsun, tüm bu yöntemler skaler yada vektör nicemleme kullanırlar. Hız-bozunum (rate-distortion) kuramına göre vektör olarak toplanmış örnek setinin nicemlenmesi (vektör nicemleme), örneklerin ayrı ayrı nicemlenmesine (skaler nicemleme) göre çok daha iyi sonuçlar vermektedir. Özgün işaret durağan olduğunda ve vektör boyutu için yeterli uzunluğa sahip olduğu zaman, en iyi vektör nicemleyici (optimum vector quantizer) kayıplı sıkıştırma için en iyi sonucu elde eder. Bu nedenle, biyolojik işaretlerin, konuşma işaretlerinin ve görüntünün kodlanması, sıkıştırılması, modellenmesinde vektör nicemleme oldukça yaygın biçimde ve başarıyla kullanılmaktadır [29,30].

3.4 Vektör Nicemleme

Ayrık zamanda kaydedilmiş özgün işarete ilişkin örnek değerlerden oluşan blokların bir vektör olarak nicemlenmesi işlemine vektör nicemleme adı verilir. Bu yöntem, nicmlenecek işarete ilişkin örnekleri birer birer bağımsız bir biçimde nicemlemek yerine, işarete ilişkin örneklerden oluşturulan vektörleri bir kod tablosu yardımıyla nicemlemektedir. Basit bir vektör nicemleyicinin blok yapısı Şekil 3.8'de gösterilmiştir.



Şekil 3.8 Basit bir vektör nicemleyicinin blok yapısı

Bu sistem L tane vektörden $(y_i; i = 0, 1, \dots, L-1)$ oluşan bir kod tablosu ve giriş vektörlerini bu kod tablosunda yer alan vektörlerle karşılaştıran bir karşılaştırma ve eşleştirme bölümü içerir. Ayrıca bu kod tablosunun alıcı kısmında da bulunması gerekmektedir.

Vektör Nicemlemenin temel düşüncesi, nicemlenecek vektörler ile en az hatayı verecek vektörlerin içinde bulunacağı en iyi kod tablosunu yaratmaya dayanmaktadır. Kod tablosundaki her bir vektöre bir adres verilmekte ve kodlanmak istenilen vektörler yalnızca bu adresler ile temsil edilmektedir. Böyle bir kod tablosunun oluşturulduğu varsayımı altında, kodlama aşağıda anlatıldığı biçimde yapılmaktadır.

Kod tablosunda N elemanlı y_i ile göstereceğimiz L tane kodlanacak vektör olsun. Giriş vektörü olan x vektörü kodlanacağı zaman, kod tablosundaki tüm vektörler ile $d(x, y_i)$ hata ölçütü yardımı ile karşılaştırılır, ve en küçük hata değerini veren y_i vektörü, x vektörünü göstermek için seçilir. Bu aşamadan itibaren x vektörü “ i ” parametresi ile temsil edilmekte, diğer bir deyişle kodlanmaktadır. Örneğin 1024 vektör içeren bir kod tablosunda herhangi bir x vektörü $\log_2 1024 = 10$ bit ile kodlanabilmektedir. Eğer N elemanlı x vektörü standart yöntemler ile nicemlenecek olursa, $N = 40$, $b = 11$ (b =örnek başına ortalama bit sayısı) varsayımı altında $40 \times 11 = 440$ bit ile, oysa vektör nicemleme yöntemleriyle, 40 elemanlı bir vektör 10 bit ile kodlanabilmektedir. Bu düşük bit sayısına karşılık ödenilen bedel ise kod tablosunda arama yapılırken harcanan süre olmaktadır.

Vektör nicemlemede özen gösterilmesi gereken en önemli noktalardan birisi, alıcı ve verici taraflarda var olduğu varsayılan kod tablosunun oluşturulmasıdır. Kod tablosu oluşturmada temelde yapılan, nicemleme sırasında karşılaşılabilecek tüm vektörlerle en az hatayı verecek vektörlerden oluşan bir tablonun oluşturulmasıdır. Bu tablo oluşturulurken, bir çok aday vektör, nicemleme sırasında ortaya çıkma olasılıkları gözönüne alınarak denenmekte ve belirli ölçütleri sağlayanlar kod tablosunda kullanılmak üzere alıkonulmaktadır. Kod tablosu oluşturmada kullanılacak bu

vektörlerin seçim yöntemi, sayısı ve eniyilemesi Vektör Nicemleme yönteminin en önemli bölümünü oluşturmaktadır [1,6].

3.5 Yar-Kar (Yarman-Karaş) Yöntemi

İşaretler, bazı fonksiyonların doğrusal bir katışımı biçiminde ifade edilebilir. N uzunluğunda bir $s(n)$ işareti $G_k(n)$ fonksiyonları cinsinden aşağıdaki biçimde ifade edilebilir [5].

$$s_m(n) = \sum_{k=0}^{N-1} c(k)G_k(n) \quad , \quad n = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3.96)$$

Bu eşitlikte, $s_m(n)$; $s(n)$ özgün işaretinin modellenmiş biçimini, $G_k(n)$; özgün işareti temsil edecek doğrusal bağımsız fonksiyonları, $c(k)$; terimi de ağırlık katsayılarını göstermektedir.

(3.96) eşitliğinde verilen modelde, önce $G_k(n)$ ayırık fonksiyonları veya dizileri işaret özelliklerine bağlı olarak, $s(n)$ ile gösterilen özgün işareti en iyi temsil edecek biçimde belirlenmeli ve daha sonra $c(k)$ katsayıları

$$\varepsilon_p = E \left\| s(n) - s_m(n) \right\|^p \quad (3.97)$$

biçiminde tanımlanan hatayı en küçük yapacak biçimde hesaplanmalıdır [20]. Hata tanımında yer alan p değeri 2 olarak alındığı zaman bu hata Ortalama Karesel Hata (OKH) olarak tanımlanır ve oldukça yaygın kullanılan bir başarımlı değerlendirme ölçütüdür.

$$\varepsilon = OKH = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |s(n) - s_m(n)|^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \left| s(n) - \sum_{k=0}^{N-1} c(k)G_k(n) \right|^2 \quad (3.98)$$

biçiminde tanımlanan hata tanımını en küçük yapan $c(k)$ katsayıları bulunmalıdır. $c(k) = a(k) + jb(k)$ tanımı ile her $i = 0, 1, \dots, N-1$ değeri için (3.98) denklemi $a(i)$ ve $b(i)$ için türetilerek bulunan denklemler sıfıra eşitlenirse; $c(k)$, $k = 0, 1, \dots, N-1$ değerlerini veren normal denklemler elde edilir [25,31].

$$\frac{\partial E}{\partial a(i)} = 0, \frac{\partial E}{\partial b(i)} = 0 \Rightarrow \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} 2G_i^*(n) \left[s(n) - \sum_{k=0}^{N-1} c(k)G_k(n) \right] = 0 \quad (3.99)$$

$$\sum_{n=0}^{N-1} s(n)G_i^*(n) = \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{k=0}^{N-1} c(k)G_k(n)G_i^*(n), \quad i = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3.100)$$

Burada $c(i)$ ' lerin bulunabilmesi için $G_0(n), G_1(n), \dots, G_{N-1}(n)$ fonksiyonları,

$$\sum_{n=0}^{N-1} G_k(n) G_i^*(n) \begin{cases} K_i & \text{eger } i = k \text{ ise} \\ 0 & \text{eger } i \neq k \text{ ise} \end{cases} \quad (3.101)$$

biçiminde seçilebilir.

Bu eşitliklerde K_i ' ler eşit olarak seçilebilir. Özel bir durum olarak $K_i = 1$ olduğunda $G_k(n)$ ' ler birimdik olarak adlandırılır [32].

$G_k(n)$ fonksiyonları yukarıda belirtildiği biçimde seçildiklerinde (3.100) denklemi,

$$c(i) = \frac{\sum_{n=0}^{N-1} s(n) G_i^*(n)}{\sum_{n=0}^{N-1} |G_i(n)|^2}, \quad i = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3.102)$$

biçimine dönüşür.

$c(k)$ katsayıları (3.102) ifadesinde ve $G_k(n)$, (3.101) ifadesinde verildiği gibi seçilecek olursa, özgün işaret $s(n)$ ile yeniden oluşturulan $s_m(n)$ işareti arasındaki ortalama karesel hata en küçük olacaktır. (3.101) denklemine yer alan fonksiyonlar dik fonksiyonlar olarak adlandırılmaktadır. (3.103)' da verilen (3.96) ve (3.102) bağıntıları “Genelleştirilmiş Fourier Açılımı” veya “Genelleştirilmiş Dik Açılımlar” olarak adlandırılmakta ve dönüşüm alanı yöntemleri içerisinde yer almaktadır [33]. Buna göre,

$$s_m(n) = \sum_{k=0}^{N-1} c(k) G_k(n), \quad n = 0, 1, \dots, N-1, \quad c(k) = \frac{\sum_{n=0}^{N-1} s(n) G_k^*(n)}{\sum_{n=0}^{N-1} |G_k(n)|^2}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3.103)$$

denklemleri yazılabilir.

Yar-Kar yönteminde [5, 34, 35, 36], işaretler kendilerini en iyi biçimde temsil eden ve Temel Tanım Fonksiyonları (TTF) olarak adlandırılan fonksiyonlar yardımı ile modellenmektedir. Uygulama ve kullanılan işaretlerin özelliklerine bağlı olarak farklı biçim ve yapıda olmak üzere özgün işareti en iyi temsil eden Temel Tanım Fonksiyonları bulunabilecektir. Bu durum örneğin ses işaretleri için genel amaçlı TTF'ler bulunabileceği gibi, kişiye özel TTF'lerin de bulunabileceğini göstermektedir.

Yar-Kar yönteminde işareti modellemek için kullanılacak TTF'ler iki aşamalı bir işlem sonucunda dik yapıda olacak biçimde oluşturulmaktadır. İlk aşamada işareti en iyi biçimde tanımlayacak Tanım Fonksiyonları (TF) bulunmaktadır. Belirlenen TF'ler dik biçime getirilerek TTF'ler bulunmaktadır. TTF'leri belirlenen işaretler

TTF'lerin ağırlıklı doğrusal katışımı biçiminde yazılırlar. Yöntemde önce $s(n)$ işareti $c(k)$ katsayılarına dönüştürülmekte, daha sonra $s(n)$ işareti, belirlenen $c(k)$ katsayıların $G_k(n)$ ' ler (TTF'ler) ile ağırlıklandırılması ile doğrusal olarak modellenmektedir.

İşareti en iyi biçimde temsil edecek TF'ler farklı yaklaşımlar kullanılarak elde edilebilir. Bir kişiye ilişkin çok sayıda ses işareti alınarak kişiye yönelik TF'ler elde edilebilir. Daha sonra TF'ler dik biçime getirilerek TTF'ler elde edilir. Farklı bir yaklaşım da işaretin genel özelliklerini yansıtan matematiksel biçimlerin TF'ler olarak seçilmesidir. Ses işaretlerinin gösterdiği genel özellikler dikkate alınarak TF'ler sinusoidal yapılarda ($g_k(n) = \cos(2\pi f(k)n)$) seçilebilir. $f(k)$ değerleri birbirlerinin tam katı olması gerekmeyen ve işareti en iyi biçimde modellemeyi sağlayacak biçimde seçilecek frekans değerleridir. Yöntemde TF'ler olarak sinusoidal fonksiyonlar kullanılmakta ve daha sonra TTF'lerin elde edilmesine yönelik olarak TF'ler Gram-Schmidt yöntemi ile dikleştirilmektedir.

Bilindiği gibi modellemede esas olan, kabul edilebilir hata sınırları içerisinde özgün işareti olabildiğince az parametre ile temsil eden bir model kurmaktır (N tane örneğe sahip herhangi bir $s(n)$ işareti, N tane ayrık dik fonksiyon yardımı ile (3.103) ifadesinde gösterildiği biçimde hemen hemen sıfır hata ile yeniden oluşturulabilmektedir.). Bir başka deyişle N tane örneği olan $s(n)$ işareti, N den daha az sayıda ($M, M < N$) dik fonksiyonla elde edilebilir. N tane örneği olan $s(n)$ işareti, kendisi ile hemen hemen aynı bilgiyi taşıyan M tane $c(k)$ katsayısı ile belirli bir hata ile temsil edilebilir. Bu durumda (3.103),

$$s_m(n) = \sum_{k=0}^{M-1} c(k)G_k(n), n = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3.104)$$

$$c(k) = \frac{\sum_{n=0}^{N-1} s(n)G_k^*(n)}{\sum_{n=0}^{N-1} |G_k(n)|^2}, k = 0, 1, \dots, M-1 \quad (3.105)$$

biçiminde yazılır.

Dik $G_k(n)$ fonksiyonları için geliştirilmiş takımlar (Trigonometrik fonksiyonlar, Haar fonksiyonları, Legendre ve Chebyshev polinomları) olmasına karşın bu takımlar (3.104) ve (3.105) bağıntıları gereği yeniden oluşturma işlemi sonucu büyük OKH değerleri vermesi ve işaretlerin özelliklerini yansıtmaktan uzak oluşları nedeni ile tercih edilmemişlerdir [5, 6].

3.5.1 Temel Tanım Fonksiyonlarının Üretilmesi

Temel Tanım Fonksiyonları iki aşamada üretilmektedir.

3.5.1.1 Tanım Fonksiyonlarının Üretilmesi

İşareti en iyi biçimde temsil edecek olan dik fonksiyonlar $\{g_k(n), k = 0, 1, \dots, M-1, n = 0, 1, \dots, N-1\}$ aşağıdaki koşullara uyacak biçimde seçilmektedir.

- İşaretin karakterini yansıtacak,
- İşaretin temel özelliklerine uygun ve bilgi içeriğini en iyi biçimde taşıyacak,
- İşaretin enerjisini Parseval'ın enerji teoremine uygun olacak biçimde M tane $c(k)$ katsayısına yığacak, başka bir deyiş ile özgün işaret ile yeniden oluşturulacak işaret arasındaki OKH'yı en aza indirecek biçimde üretilmelidir.

Bu koşullara uygun biçimde üretilen $g_k(n)$ 'ler Tanım Fonksiyonları (TF) olarak adlandırılmaktadır [5,6].

3.5.1.2 Temel Tanım Fonksiyonlarının Elde Edilmesi

Bu aşamada bir önceki aşamada üretilen TF'lerden dik yapıdaki Temel Tanım Fonksiyonları üretilmektedir. Elde edilen TF'ler Gram-Schmidt dikleştirme yöntemi ile dik biçime dönüştürülmekte ve Temel Tanım Fonksiyonları (TTF) $\{G_k(n), k = 0, 1, \dots, M-1, n = 0, 1, \dots, N-1\}$ oluşturulmaktadır.

$$\text{İşaret Enerjisi} = \sum_{n=0}^{N-1} |s(n)|^2 = \sum_{k=0}^{N-1} |c(k)|^2 \sum_{n=0}^{N-1} |G_k(n)|^2 \quad (3.106)$$

(3.104) ve (3.105) bağıntısında verilen Parseval'ın enerji kuramına göre $s(n)$ işaretindeki toplam enerjinin $c(k)$ katsayılarındaki enerji ile orantılı olduğu görülmektedir. (3.104) ve (3.105) bağıntısında $s(n)$ işaretinin N tane $c(k)$ katsayısı yerine kabul edilebilir hata sınırları içerisinde ilk M ($M < N$) tane katsayı ile en iyi biçimde temsil edilmek üzere modellenebileceği belirtilmekteydi. Başka bir deyişle $s(n)$ işareti en az hata ile (3.106) eşitliğindeki gibi enerjisi en yüksek ilk M tane $c(k)$ katsayısı ile üretilmektedir. Aşağıdaki bağıntıda, $s(n)$ özgün işareti ile M tane $c(k)$ katsayısı ile üretilen $s_M(n)$ işareti arasındaki OKH

$$\varepsilon = OKH = E[s(n) - s_M(n)]^2 = E\left[\left(\sum_{k=M}^{N-1} c(k)G_k(n)\right)^2\right] \quad (3.107)$$

görülmektedir.

Ses işaretlerinin yüksek frekanslı bileşenleri (küçük genlikli olmaları nedeniyle) işaretin toplam enerjisine fazla katkıda bulunmamalarına karşın, ses işaretlerin anlaşılabilirliğini önemli ölçüde etkilemektedir. Bu durum dikkate alınarak işaret frekans alanında bölgelere ayrılarak enerji anlamında en büyük katkıyı verecek katsayılar seçilmektedir. Bu nedenle yöntem, işaret enerjisinin olası en yüksek miktarını işaretin temel özelliklerini koruyacak biçimde M tane katsayıya yığacak olan TTF'leri üretmektedir. Yapılan çalışmada TTF'lerin üretilmesinde kullanılacak olan TF'ler sinusoidal yapıda seçilmişlerdir. Aşağıda, TTF'lerin üretilmesindeki aşamalar açıklanmaktadır [5,6].

Aşama 1: Tanım Fonksiyonlarının Seçimi

Geliştirilen yöntemde TF'ler sinusoidal yapılarda seçilmektedir. Bu yöntemde TF'lerin kosinüs biçiminde seçilmesi tercih edilmiştir [5,6].

$$g_k(n) = \cos[2\pi f(k)n], \quad k = 0,1,\dots,M-1, \quad n = 0,1,\dots,N-1 \quad (3.108)$$

Bunun nedenleri:

- Doğadaki bir çok işaret sinusoidal yapılar içerir. Bu nedenle seçilen biçim işaretin özelliklerine uymaktadır. (Ses işaretleri, Elektrokardiyogram-EKG işaretleri v.b.)
- İşaretin içerdiği enerjinin büyük bir kısmı Temel Tanım Frekansları (TTFr) adı verilen $f(k)$ 'ların uygun biçimde seçilmesi ile M tane $c(k)$ katsayısına yüklenecektir. Bu nedenle işaretin anlaşılabilirliğini etkilemeyen bileşenler atılarak daha az sayıda dizi veya daha az sayıda katsayı kullanılmaktadır.
- TF'lerin sadece $f(k)$ ya bağlı olarak belirlenecek olması ve karmaşık değerler içermemesi işlem kolaylığı sağlamaktadır.

Aşama 2: Temel Tanım Frekanslarının Belirlenmesi

TF'lerin genel biçimlerinin belirlenmesinden sonraki önemli bir aşama da $f(k)$ Temel Tanım Frekanslarının uygun bir biçimde seçilerek işaret enerjisinin çoğunluğunu M tane $c(k)$ katsayısına yığabilmektir. İşaretlerin frekans bölgesinde incelenmesi ile işaretin hangi frekanslarda hangi bileşenlere sahip olduğu ve işaretin enerjisinin frekansa göre ne tür bir değişim veya dağılım gösterdiği görülebilmektedir. Bu nedenle, işaretlerin modellenmesinde, işaretin yeniden oluşturulmasına katkısı yüksek olan frekans bileşenlerinin TTF'lere, dolayısı ile $c(k)$ katsayılarına yansıtılması sağlanmaktadır. Örneğin EKG işaretleri frekans izgesi incelendiğinde katkısı en yüksek olan bileşenlerin 0-100 Hz arasında yoğunlaştığı ve EKG işaretlerinin bu frekans aralığında salınan sinusoidal fonksiyonların ağırlıklı bir katışımı biçiminde modellenebileceği görülmektedir. Özetle, TTFr'lerin uygun bir

biçimde seçilmesi, işarete ilişkin temel özellikleri içeren bir modellemeyi sağlayacaktır $f(k)$ frekanslarının seçimi, işaret frekans analizi ile yapılmaktadır. Bu amaçla, Ayırık Fourier Dönüşümü (AFD) alınarak işaretin bilgi içeriğine katkısı yüksek olan baskın bileşenler belirlenmektedir [5,6].

Aşama 3: Temel Tanım Fonksiyonlarının Üretilmesi

Parametreleri ile tamamen belirli duruma getirilen TF'lerin Gram-Schmidt yöntemi ile dik duruma getirilmeleri ile TTF'ler elde edilir [5,6].

3.5.2 Yar-Kar Algoritması

P tane örnek noktaya sahip sonlu uzunlukta bir ayırık zamanlı $s(n)$ işareti aşağıdaki biçimde modellenmektedir [5,6].

- 1.Adım: $s(n)$ işaretinin N uzunluğunda çerçevelere ayrılması ($P = LN$, P ve N tamsayıdır).
- 2.Adım: Herbir çerçeve için AFD alınarak, frekans izgelerine göre herbir çerçeveye ilişkin M ($M < N$) tane Temel Tanım Frekanslarının $f_i(k)$ belirlenmesi (i : Çerçeve numarası, k : Her çerçeve için bulunacak $M < N$ koşulunu sağlayan Temel Tanım Frekans dizini ($i = 1, 2, \dots, P/N$, $k = 1, 2, \dots, M$)).
- 3.Adım: Tanım Fonksiyonlarının aşağıdaki bağıntı yardımı ile bulunması $g_k(n) = w(n) \cos[2\pi f(k)n]$, $k = 1, 2, \dots, M-1$, $n = 1, 2, \dots, N-1$. Bu bağıntıda $w(n)$ bir pencere fonksiyonu (Kaiser penceresi) olup kosinüs biçiminin sonlu uzunlukta olması nedeni ile ortaya çıkan çınlama etkisini ortadan kaldırmak için kullanılmaktadır.
- 4.Adım: Gram Schmidt dikleştirme yöntemi kullanılarak TF'lerden M tane N uzunluğunda TTF $G_k(n)$ 'lerin elde edilmesi.
- 5.Adım: L uzunluğundaki her bir çerçevenin p uzunluğunda alt çerçevelere ayrılması.
- 6.Adım: Herbir çerçevenin alt çerçevelerine ilişkin $c(k)$ katsayılarının (3.105) bağıntısı ile bulunması (Adım sonucunda herbir çerçeve için pM tane $c(k)$ katsayısı, $s(n)$ işaretinin tümü için ise pMP/L tane $c(k)$ katsayısı bulunmaktadır.).
- 7.Adım: Herbir çerçeve için elde edilen pM tane $c(k)$ katsayısı ve M tane Temel Tanım Frekansının alıcı tarafa gönderilmesi.
- 8.Adım: Alıcı tarafa iletilen herbir çerçeve için M tane Temel Tanım Frekansı ile $g_k(n) = w(n) \cos[2\pi f(k)n]$ bağıntısı kullanılarak TF'lerin, daha

sonra da TF'lerin Gram-Schmidt yöntemi ile dikleştirilerek TTF'lerin üretilmesi.

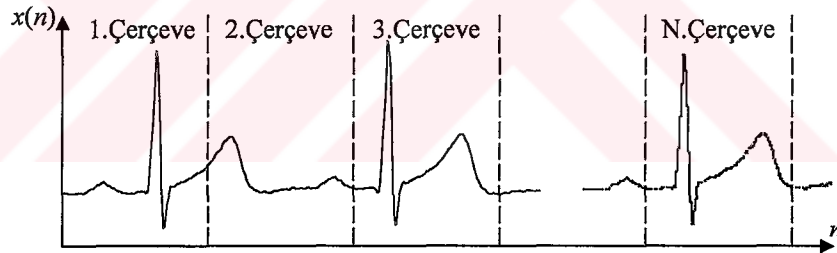
9.Adım: Her çerçevenin alt çerçevelerinin, iletilen M tane $c(k)$ katsayısı ve alıcı tarafında bulunduğu düşünülen Temel Tanım Fonksiyonları ile (3.104) denklemi yardımı ile yeniden oluşturulması, her bir alt çerçeve için oluşturulan işaretlerin arka arkaya dizilerek her bir çerçevenin yeniden oluşturulması.

10.Adım: Herbir çerçeve için alıcı tarafta üretilen L uzunluğundaki çerçevelerin ardarda dizilerek P uzunluğundaki özgün $s(n)$ işaretinin yeniden üretilmesi.



4. TEMEL TANIM VE ZARF VEKTÖR BANKALARI İLE BİYOLOJİK İŞARETLERİN MODELLENMESİ*

Biyolojik işaretlerin istatistiksel özelliklerini zaman bölgesinde alınan sınırlı uzunluklar üzerinden çıkartmak mümkündür. Biyolojik işaretlere ilişkin tüm kayıtların sayısal ölçüm cihazları ile yapılması nedeniyle, bu tez çalışmasında biyolojik işaretlerin sıkıştırılması, yeniden oluşturulması bir başka deyişle modellenmesi için ayrık zaman bölgesinde yeni bir yöntem sunulmuştur. Burada $x(n)$, ayrık zaman bölgesinde kaydedilmiş biyolojik işaretleri temsil etmektedir. Bu çalışmada biyolojik işaretler, bu işaretlerin durağan olma özelliği göstermemeleri nedeni ile yarı durağan özellik gösterecekleri uygun ve eşit uzunluktaki çerçevelere bölünerek analiz edilmektedir. Şekil 4.1’de görüldüğü gibi çerçevelere bölünen özgün işaretin her bir çerçevesi $x_i(n)$ ile temsil edilmektedir. Bu durumda, bu çalışmada önerilen yeni yöntemin temelini oluşturan “Temel Tanım” aşağıdaki biçimde yapılabilir.



Şekil 4.1 Bir EKG işaretinin eşit uzunluktaki çerçevelere bölünmesi

4.1 Temel Tanım

Bu bölümde, sonlu bir aralıktaki biyolojik işaret için tanımlanan matematiksel model hem ayrık zamanda hem de sürekli zamanda verilecektir.

4.1.1 Ayrık Zaman Bölgesinde Temel Tanım

Şekil 4.1’de gösterildiği gibi ayrık zamanda kaydedilmiş bir biyolojik işaretin L_F adet örnek içeren ve X_i ile temsil edilen herhangi bir i . çerçevesi,

* Bu çalışma Almanya’da Hannover şehrinde düzenlenen CEBIT 2003 fuarında “Future Park” salonundaki Işık Üniversitesi bölümünde, Işık Üniversitesi Rektörü Prof. Dr. B. Sıddık Yarman yönetiminde katılımcılara sunulmuştur.

$$X_i = C_i \alpha_K \varphi_R \quad (4.1)$$

biçiminde ifade edilebilir [37-40].

Bu eşitlikte,

- C_i gerçel bir sabit sayıdır.
- $K \in \{1, 2, \dots, N_\alpha\}$, $R \in \{1, 2, \dots, N_\varphi\}$ olmak üzere K , R , N_α ve N_φ terimleri ise birer tamsayıdır.
- $\varphi_R^T = [\varphi_{R1} \ \varphi_{R2} \ \dots \ \varphi_{RL_F}]$ biçiminde tanımlanan φ_R vektörü, biyolojik işaretlerin istatistiksel davranışından yararlanılarak üretilir. Aynı zamanda φ_R vektörü özgün çerçevelerin temel karakteristiğini de içerir. Ayrıca en küçük kareler anlamında X_i 'nin hemen hemen en büyük enerjisini taşır. Başka bir deyişle, $C_i \varphi_R$ vektörü bu varsayım altında X_i çerçevesine hatanın karelerinin toplamını en aza indirecek biçimde tek bir terim ile en iyi yaklaşan vektördür. $L_F \times L_F$ boyutundaki α_K köşegen matrisi

$$\alpha_K = \begin{bmatrix} \alpha_{K1} & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \alpha_{K2} & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & \alpha_{K3} & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & \alpha_{KL_F} \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

biçimindedir.

- α_K köşegen matrisi Eşitlik (4.1) denklemindeki en küçük kareler hatasını en aza indirecek bir zarf terimi olarak davranmaktadır.

Bu tanım benzer biçimde sürekli zaman bölgesi için de aşağıdaki gibi yapılabilir.

4.1.2 Sürekli Zaman Bölgesinde Temel Tanım

Sürekli zamanda kaydedilmiş bir biyolojik işaret $x_i(t)$ ile temsil edilmek üzere, $x_i(t)$ işaretinin herhangi bir i . çerçevesi

$$x_i(t) = C_i \alpha_K(t) \varphi_R(t) \quad (4.3)$$

biçiminde ifade edilebilir. Bu eşitlikte,

- C_i gerçel bir sabit sayıdır.
- $\varphi_R(t)$, $x_i(t)$ özgün işaretinin temel istatistiksel karakteristiklerini içeren sürekli fonksiyonlardır. Aynı zamanda en küçük kareler anlamında $x_i(t)$ işaretinin hemen hemen en büyük enerjisini taşır.

- $\alpha_K(t)$ sürekli fonksiyonu, $C_i\varphi_R(t)$ terimini özgün işarete en küçük kareler anlamında en iyi biçimde yaklaşmasını sağlayan bir zarf terimidir.

Yukarıda yapılan ayrık zaman bölgesi ve sürekli zaman bölgesi tanımlarının ışığında aşağıdaki tanımlar yapılabilir [40-45].

Tanım 1a:

φ_R vektörü, özgün işaretin temel istatistiksel karakteristiklerini yansıttığından ve bir C_i katsayısı ile birlikte özgün işarete ilişkin X_i çerçeve vektörünün en yüksek enerjisini taşıdığından “**Temel Tanım Vektörü**” olarak adlandırılır.

Tanım 1b:

Benzer anlamda sürekli zaman bölgesinde $\varphi_R(t)$, “**Temel Tanım Fonksiyonu**” olarak tanımlanır.

Tanım 2a:

α_K köşegen matrisi, $C_i\varphi_R$ terimini özgün işarete en küçük kareler anlamında en iyi biçimde yaklaşmasını sağlayan bir zarf terimi olarak görev yaptığından “**Zarf Vektörü**” olarak adlandırılır.

Tanım 2b:

Benzer anlamda sürekli zaman bölgesinde $\alpha_K(t)$, “**Zarf Fonksiyonu**” olarak tanımlanır.

Tanım 3:

C_i gerçel sabiti, Çerçeve Ölçekleme Katsayısı olarak adlandırılmaktadır. Yukarıda yapılan Temel Tanım kavramını doğrulamak amacıyla bundan sonraki bölümlerde açıklanan işlemler gerçekleştirilir [37-52].

4.2 Temel Tanım ve Zarf Fonksiyon Bankalarının Oluşturulması

Ayrık zaman bölgesinde kaydedilen $x(n)$ biyolojik işareti,

$$x(n) = \sum_{i=1}^N x_i \delta(n-i) \quad (4.4)$$

biçiminde yazılabilir. Bu eşitlikte $\delta(n)$ birim örneği, x_i , N uzunluklu $x(n)$ işaretinin genliğini temsil etmektedir. $x(n)$ işaretini vektör gösterimi kullanılarak aşağıdaki biçimde de ifade edilebilir.

$$X^T = [x(1) \ x(2) \ \dots \ x(N)] = [x_1 \ x_2 \ \dots \ x_N] \quad (5.5)$$

Bu eşitlikte X , Ana Çerçeve Vektörü olarak adlandırılmaktadır. Ana çerçeve vektörü eşit uzunluktaki çerçevelere ayrılarak sütunlarının her birini çerçeve vektörlerinin oluşturduğu ve Çerçeve Matrisi (M_F) adı verilen bir matris oluşturulmaktadır.

$$M_F = [X_1 \quad X_2 \quad \dots \quad X_{N_F}] \quad (4.6)$$

Bu ifadede yer alan X_i çerçeve vektörleri,

$$X_i = \begin{bmatrix} x_{(i-1)L_F+1} \\ x_{(i-1)L_F+2} \\ \vdots \\ x_{iL_F} \end{bmatrix}, i = 1, 2, \dots, N_F \quad (4.7)$$

biçimindedir. Aynı ifadede görülen N_F ,

$$N_F = \frac{N}{L_F} \quad (4.8)$$

biçiminde elde edilir ve özgün işaretteki toplam çerçeve sayısını belirtmektedir.

Herbir X_i çerçeve vektörü, düzgün dikleştirilmiş vektörler $\{\phi_{ik}; k = 1, 2, 3 \dots L_F\}$ ile oluşturulan bir vektör uzayına

$$\Phi_i^T = [\phi_{i1} \quad \phi_{i2} \quad \dots \quad \phi_{iL_F}] \quad (4.9)$$

$$C_i^T = [c_{i1} \quad c_{i2} \quad \dots \quad c_{iL_F}] \quad (4.10)$$

olmak üzere

$$X_i = \Phi_i^T C_i \quad (4.11)$$

$$C_i = \Phi_i X_i \quad (4.12)$$

biçiminde açılabilir. Bu durumda X_i çerçeve vektörü, düzgün dikleştirilmiş ϕ_{ik} vektörlerinin ağırlıklı toplamı biçiminde yeniden yazılabilir.

$$X_i = \sum_{k=1}^{L_F} c_{ik} \phi_{ik} \quad (4.13)$$

Çerçevelere ilişkin c_{ik} katsayıları ise

$$c_{ik} = X_i^T \phi_{ik} \quad (5.14)$$

biçiminde elde edilir. Bu eşitlikte görülen L_F tane düzgün dikleştirilmiş ϕ_{ik} vektöründen $1 < p < L_F$ olmak üzere p tanesi alınırsa X_i çerçeve vektörü yaklaşık olarak

$$X_i \cong X_{ip} = \sum_{k=1}^p c_{ik} \phi_{ik} \quad (4.15)$$

biçiminde ifade edilebilir. Bu durumda yapılan yaklaşıklık hatası,

$$\varepsilon_i = X_i - X_{ip} = \sum_{k=p+1}^{L_F} c_{ik} \phi_{ik} \quad (4.16)$$

biçiminde hesaplanabilir. Bu eşitliklerde görülen düzgün dikleştirilmiş ϕ_{ik} vektörleri ε_i hata vektörünü en küçük kareler anlamında en aza indirecek biçimde hesaplanmaktadır. Bu işlem ϕ_{ik} vektörünün en küçük kareler anlamında belirlenmesi olarak adlandırılmaktadır. Yukarıdaki en küçük kareler yaklaşımı bir özdeğer problemine işaret etmektedir.

$$R_i \phi_{ik} = \lambda_{ik} \phi_{ik}, k = 1, 2, \dots, L_F \quad (4.17)$$

Bu eşitlikte yer alan R_i terimi X_i çerçeve vektörünün özilinti matrisini temsil etmekte olup

$$r_i(d+1) = \frac{1}{L_F} \sum_{j=[(i-1)L_F+1]}^{[iL_F-d]} x_j x_{j+d}, d = 0, 1, 2, \dots, (L_F - 1) \quad (4.18)$$

olmak üzere

$$R_i = \begin{bmatrix} r_i(1) & r_i(2) & r_i(3) & \dots & r_i(L_F) \\ r_i(2) & r_i(1) & r_i(2) & \dots & r_i(L_F-1) \\ r_i(3) & r_i(2) & r_i(1) & \dots & r_i(L_F-2) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ r_i(L_F) & r_i(L_F-1) & r_i(L_F-2) & \dots & r_i(1) \end{bmatrix} \quad (4.19)$$

biçiminde hesaplanır. Aynı eşitlikte yer alan ϕ_{ik} vektörleri ile λ_{ik} değerleri ise sırası ile, X_i çerçeve vektörünün R_i özilinti matrisinin özvektörleri ve özdeğerleri olarak hesaplanmaktadır. Burada λ_{ik} özdeğerleri gerçel ve pozitif, ϕ_{ik} özvektörlerinin tümü ise birimdir.

Özdeğerler, kendilerine karşı gelen özvektörlerin eşliğinde azalan biçimde sıralandıklarında ($\lambda_{i1} \geq \lambda_{i2} \geq \lambda_{i3} \dots \geq \lambda_{iL_F}$), herhangi bir çerçevenin toplam enerjisi $X_i^T X_i$ biçiminde yazılabilir.

$$X_i^T X_i = \sum_{k=1}^{L_F} x_{ik}^2 = \sum_{k=1}^{L_F} c_{ik}^2 = \sum_{k=1}^{L_F} \lambda_{ik} \quad (4.20)$$

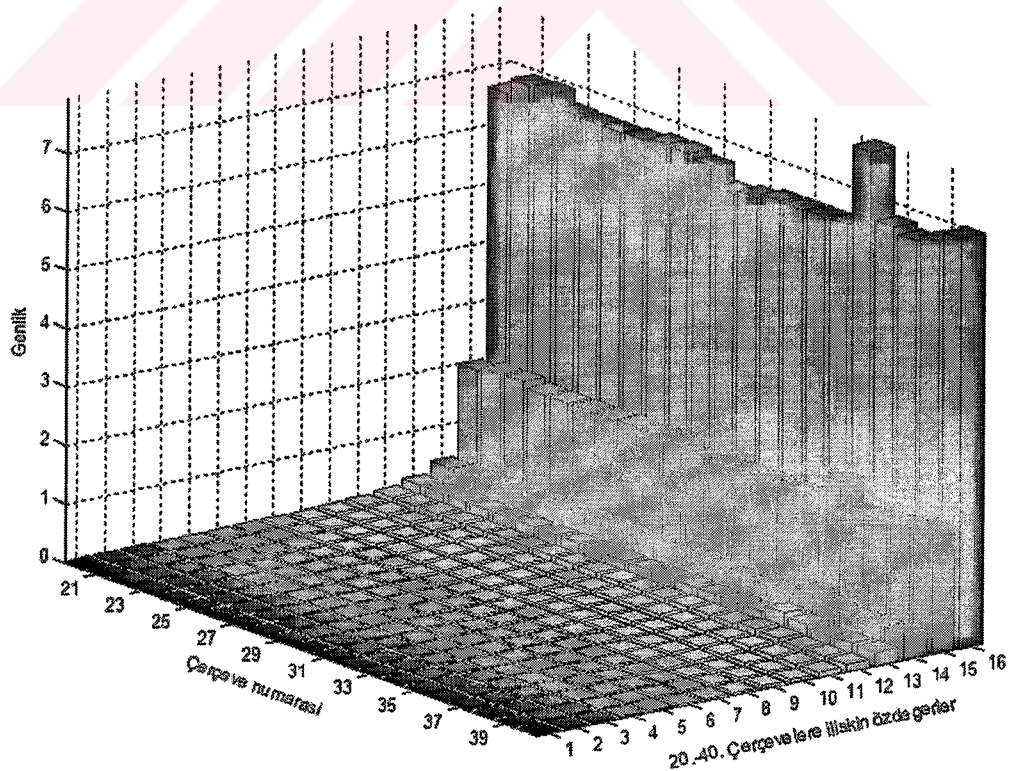
Herbir çerçevenin belirlenmiş en büyük değerli özdeğerine karşı gelen özvektör, enerjisi en yüksek özvektör olup çerçeveyi en iyi biçimde temsil eden özvektördür. En yüksek enerjili özvektörler işaretteki en büyük değişim yönünü gösterdiklerinden temel bileşenler olarak adlandırılırlar. Bu durumda (4.13) eşitliği en yüksek enerjili ilk p tane temel bileşenin alınması ile özgün işarete yaklaştırılabilir.

$$X_i \cong \sum_{k=1}^p c_{ik} \phi_{ik} \quad (4.21)$$

(4.21) ifadesinin en basit hali $p = 1$ olması durumunda elde edilir. Bu durumda ϕ_{i1} özvektörleri Tanım Vektörleri olarak adlandırılır. Tanım vektörü ϕ_{i1} , en küçük kareler anlamında i . çerçeveye ilişkin en yüksek enerjiyi taşır ve (4.21) ifadesi kullanılarak yeniden elde edilen i . çerçeveyi özgün işarete ilişkin i . çerçeveye en az hata ile yaklaştırır. Bu durumda X_i çerçeve vektörü büyük bir yaklaşıkla

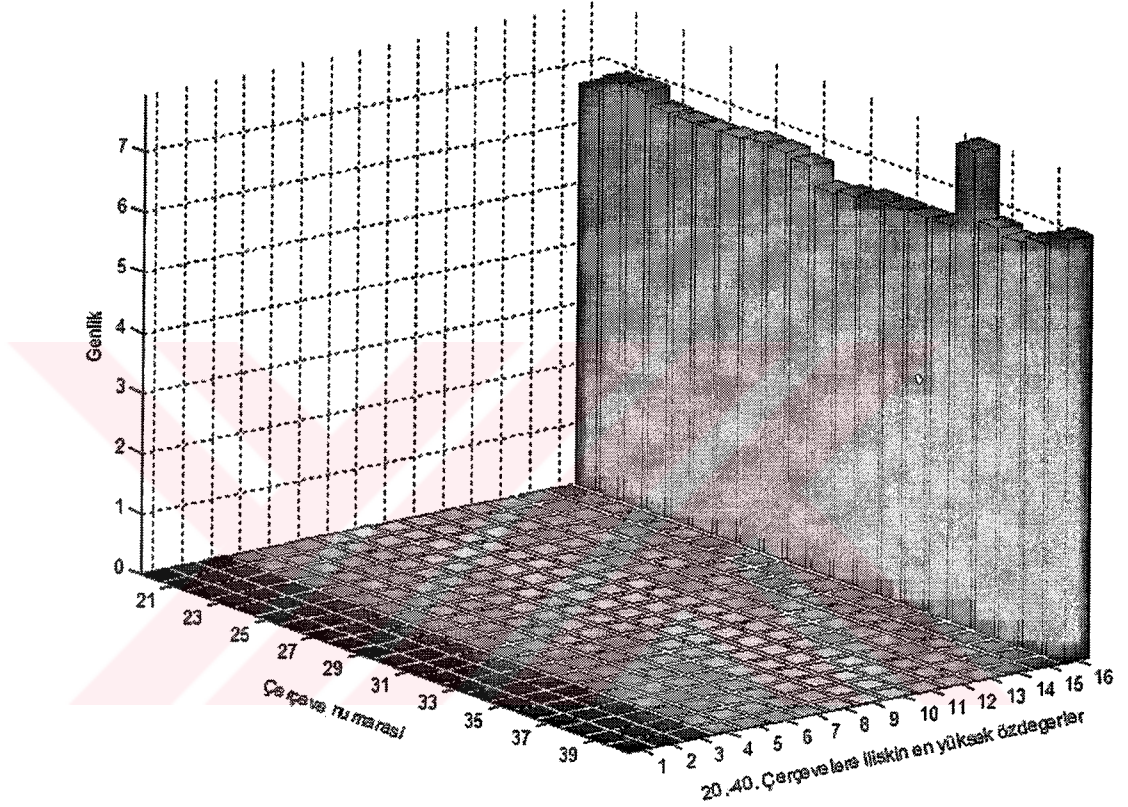
$$X_i \cong c_{i1} \phi_{i1} \quad (4.22)$$

biçiminde ifade edilebilir.



Şekil 4.2 Bir EKG işaretinin 20.-40. çerçevelerine ilişkin özdeğerlerinin dağılımı

Şekil 4.2’de bir EKG işaretine ilişkin rastgele seçilmiş 21 tane çerçeveye ait özvektörlerin positif gerçel özdeğerleri azalan sırada sıralanmış olarak görülmektedir. Bu şekilden açıkça görülmektedir ki özgün işarete ilişkin çerçevelerin enerjileri büyük bir oranda en yüksek özdeğer üzerinde yoğunlaşmıştır. Bu sonuçtan hareket ederek Şekil 4.3’de gösterildiği gibi her çerçeve için sadece ilk özdeğere bir başka deyişle en yüksek özdeğere ilişkin özvektör seçilerek geriye kalan özvektörler ihmal edilebilir.



Şekil 4.3 Bir EKG işaretinin 20.-40. çerçevelerine ilişkin en yüksek özdeğerlerinin dağılımı

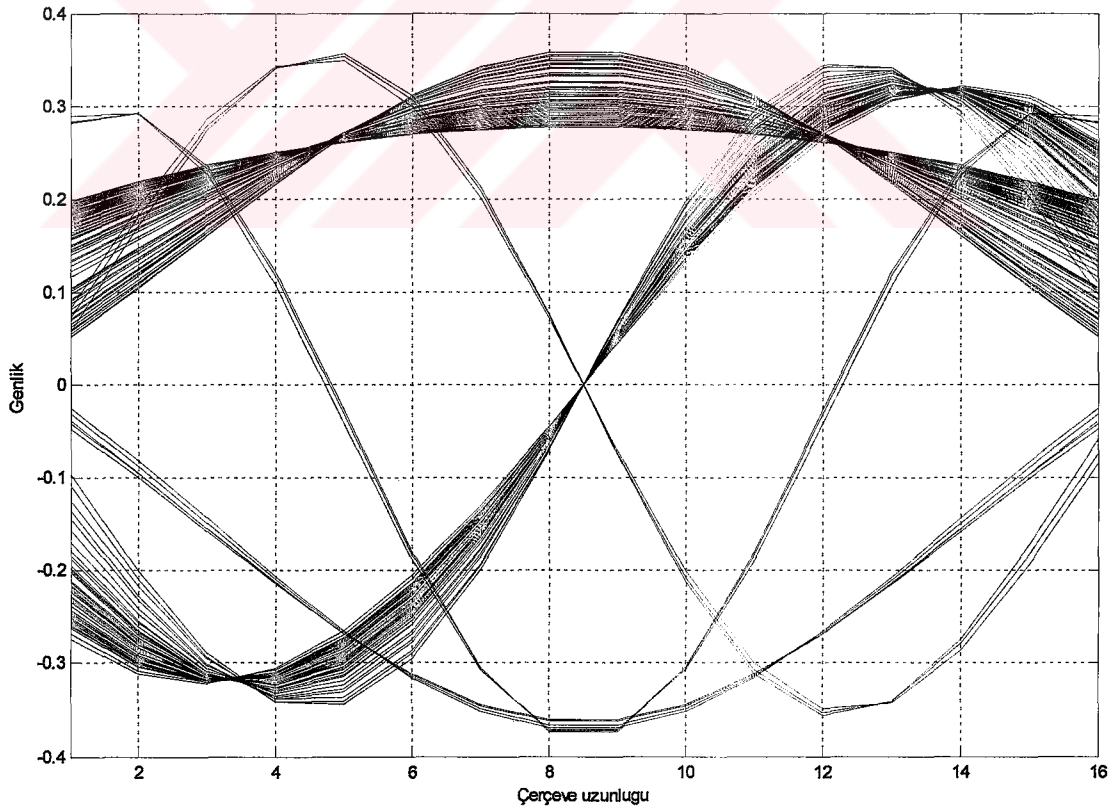
Bu yapıldığında özgün işaret (4.22) ifadesinde olduğu gibi yeniden oluşturulabilir. Özgün işareti L_F uzunluklu her bir çerçevesine ilişkin toplam enerjinin büyük bir kısmı en yüksek özdeğer tarafında temsil edildiği için bu özdeğere ilişkin ϕ_{i1} özvektörü Tanım Vektörü olarak adlandırılır. Bir başka deyişle tanım vektörü özgün işarete ilişkin yararlı bilginin büyük bir çoğunluğunu taşır. (4.21) ifadesindeki yaklaşıklık her bir çerçeve için tanımlanan A_i köşegen zarf matrisi kullanılarak eşitliğe dönüştürülebilir. Bu durumda X_i çerçeve vektörü

$$X_i = c_{i1} A_i \phi_{i1} \quad (4.23)$$

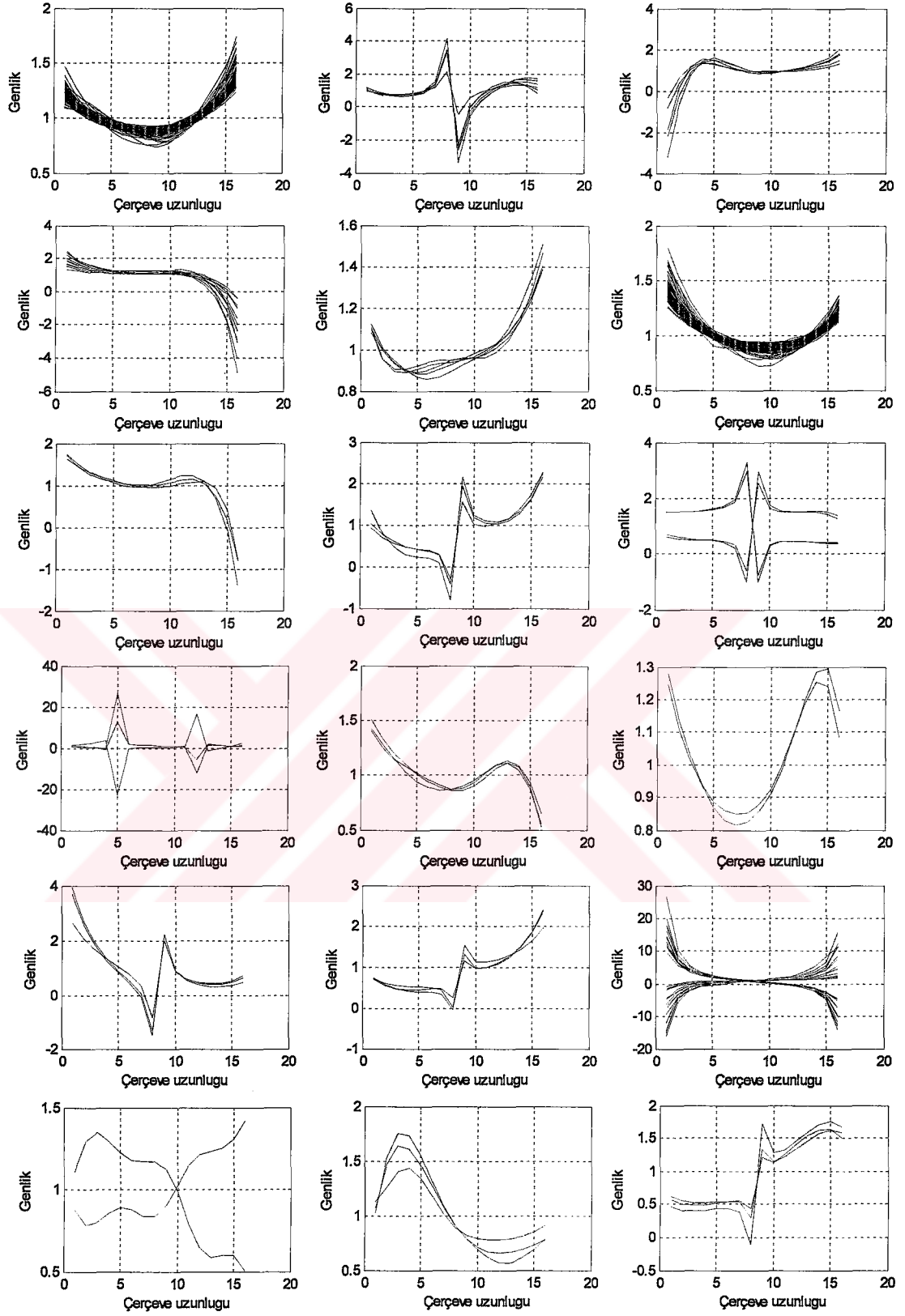
biçiminde eşitliğe dönüştürülür. (4.23) eşitliğindeki A_i matrisinin köşegen elemanları a_{ir} , X_i çerçeve vektörünün elemanları olan x_{ir} değerlerinin tanım vektörü ϕ_{il} 'in elemanları olan ϕ_{ilr} değerlerine bölünerek elde edilir.

$$a_{ir} = \frac{x_{ir}}{c_{il}\phi_{ilr}} ; r = 1, 2, \dots, L_F \quad (4.24)$$

Bu çalışmada çok sayıda farklı kişilere ait EKG, EEG, EMG işaretleri incelenerek çerçeve çerçeve analiz edilmiştir. Bu analiz sonucunda onbinlerce tanım ve zarf vektörü üretilmiştir. Elde edilen L_F uzunluklu tanım ve zarf vektörleri çizilerek tek tek incelendiğinde gerek tanım vektörlerinin gerek ise zarf vektörlerinin tekrarlanır özellik gösterdiği gözlenmiştir [37-52]. Bir başka deyişle pek çok tanım vektörünün birbirlerine büyük oranda benzerlik gösterdiği görülmüştür. Benzer biçimde zarf vektörleri de incelendiğinde aynı sonucun bu vektörler içinde geçerli olduğu sonucuna varılmıştır. Şekil 4.4'de EKG işaretlerine ilişkin 16 örnek içeren 3072 adet çerçeve vektörüne ait tanım vektörleri arasındaki benzerlik görülmektedir. Benzer biçimde bu çerçeve vektörlerine ait zarf vektörleri arasındaki benzerlik de Şekil 4.5'de gösterilmiştir.



Şekil 4.4 Çerçeve uzunluğunun 16 seçilmesi durumunda EKG işaretlerine ilişkin birbirleri ile benzerlik gösteren Tanım Vektörü örnekleri



Şekil 4.5 Çerçeve uzunluğunun 16 seçilmesi durumunda EKG işaretlerine ilişkin birbirleri ile benzerlik gösteren Zarf Vektörü örnekleri

Buradan çıkan sonuç, tanım ve zarf vektörleri kendi içlerinde görülen benzerliğin bu işaretlerin yarı durağan özellik göstermeleri nedeniyle ortaya çıkmasıdır. Bu durumda pek çok deney ve benzetim sonucunda elde edilen bu benzer vektörler elenmesi yada atılması mümkündür.

4.3 Tanım ve Zarf Vektörlerinin İndirgenmesi

İki vektör arasındaki benzerliği ölçmek için kullanılan en önemli ölçütlerden biri Pearson İlinti katsayısı (Pearson Correlation Coefficient) olarak bilinir ve ρ_{wy} ile temsil edilir. Pearson ilinti katsayısı,

$$\rho_{wy} = \frac{\sum_{i=1}^L (w_i y_i) - \frac{\left(\sum_{i=1}^L w_i\right) \left(\sum_{i=1}^L y_i\right)}{L}}{\sqrt{\left[\sum_{i=1}^L w_i^2 - \frac{\left(\sum_{i=1}^L w_i\right)^2}{L}\right] \left[\sum_{i=1}^L y_i^2 - \frac{\left(\sum_{i=1}^L y_i\right)^2}{L}\right]}} \quad (4.25)$$

biçiminde hesaplanır. Burada W ve Y karşılaştırılacak iki vektörü temsil etmekte olup

$$\begin{aligned} W &= [w_1 \quad w_2 \quad \dots \quad w_L] \\ Y &= [y_1 \quad y_2 \quad \dots \quad y_L] \end{aligned} \quad (4.26)$$

biçiminde ifade edilir.

Birbirine benzer tanım ve zarf vektörlerini bulmak için kullanılan Pearson ilinti katsayısı (4.26) eşitliğinden de açıkça görüldüğü gibi daima -1 ile $+1$ arasında çıkar. İki vektör arasındaki Pearson ilinti katsayısının $+1$ olarak bulunması bu iki vektörün birbirini ile tamamen aynı olduğuna işaret eder. Bu katsayının 0 olarak hesaplanması durumunda karşılaştırılan iki vektörün birbirlerinden tamamen farklı olduğu anlaşılır. Karşılaştırılan iki vektörün birbirine tamamen ters olması durumunda ise bu katsayı -1 olarak hesaplanır.

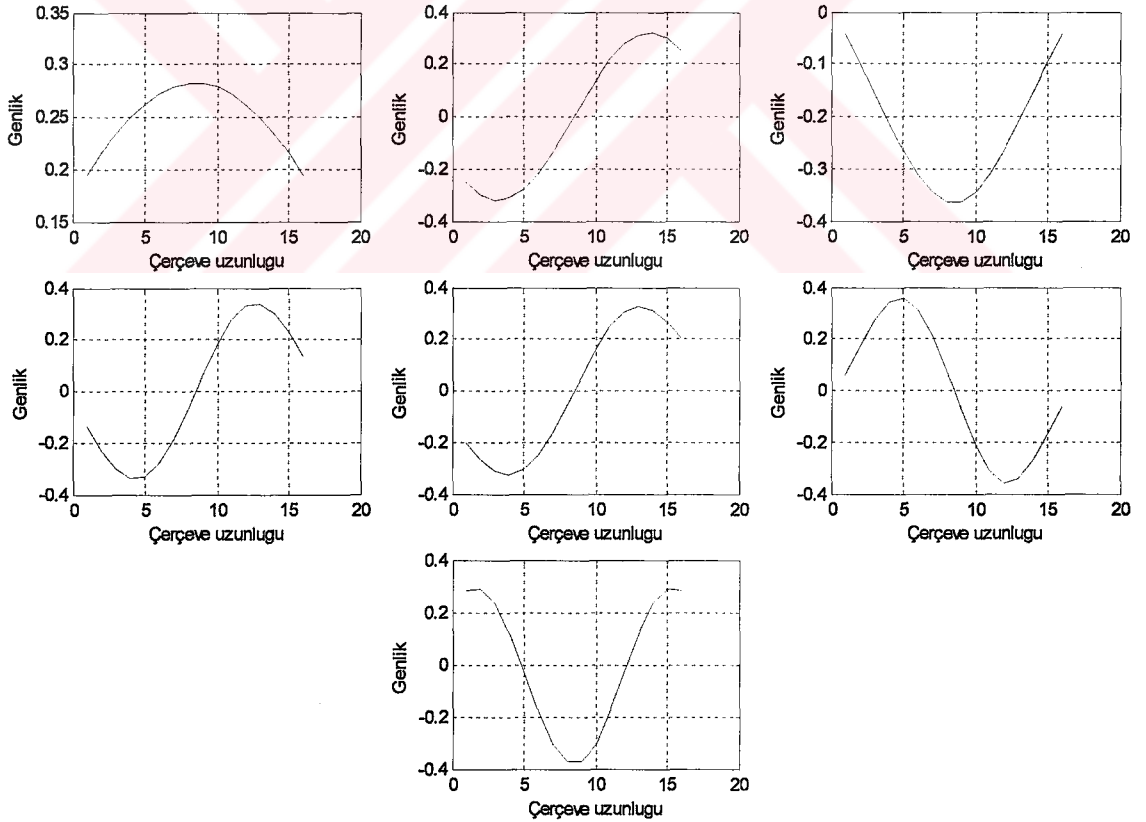
Bu çalışmada, iki vektör arasındaki ρ_{wy} Pearson ilinti katsayısının mutlak değeri 0.98 değerinden büyük olduğu zaman bu iki vektörün birbirine benzer olduğu bir başka deyişle hemen hemen birbirleri ile aynı olduğu kabul edilmiştir. Bu şart altında Tanım vektörleri arasında bulunan benzer vektörler ile Zarf vektörleri arasında bulunan benzer vektörler elenmiştir.

Bu biçimde indirgenen tanım vektörleri “**Temel Tanım Vektör**” olarak adlandırılır ve “**Temel Tanım Vektör Bankası**” adı altında toplandırılmıştır

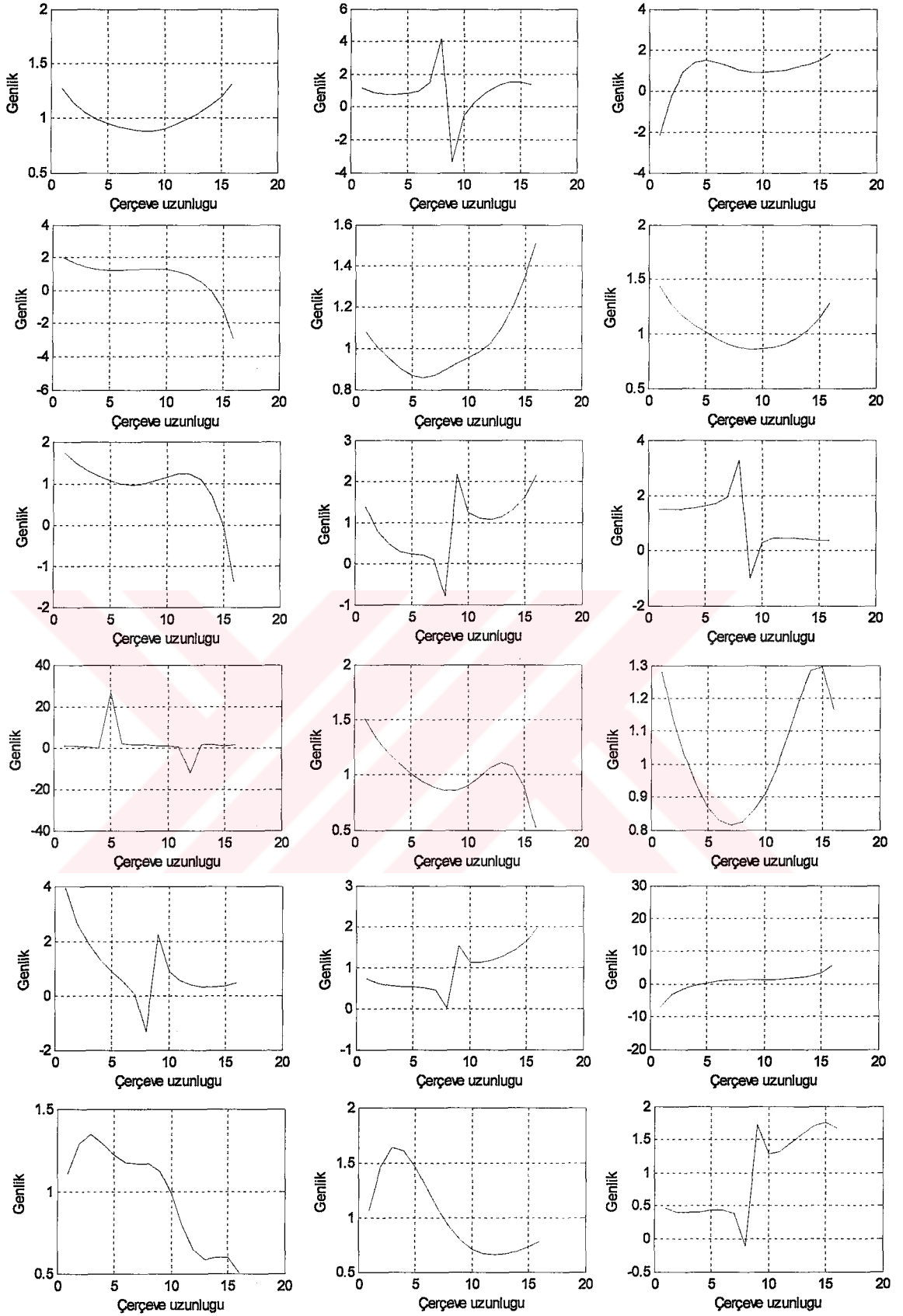
$\{\varphi_r(n); r = 1, 2, 3, \dots, N_\varphi\}$. Burada N_φ sayısı bu bankada yer alan “**Temel Tanım Vektör**” sayısını vermektedir. Benzer biçimde, indirgenen zarf vektörleri veya köşegenleştirilmiş zarf matrisleri “**Zarf Vektör Bankası**” adı altında toplanmıştır $\{\alpha_k(n) \ k = 1, 2, 3, \dots, N_\alpha\}$. N_α sayısı bu banka içerisinde yer alan “**Zarf Vektör**” sayısını vermektedir. Bu noktada elde edilen temel tanım vektörlerinin birbirlerine dik olmadıklarını belirtmekte yarar vardır. Bu vektörler binlerce farklı deney ve benzetim sonucunda onbinlerce çerçeve vektörünün içinden elde edilen ve benzeri olmayan örneklerdir. Temel Tanım ve Zarf vektörleri sürekli zaman bölgesi fonksiyonları olarak da düşünülebilir. Bu durumda temel tanım fonksiyonları $\{\varphi_r(t); r = 1, 2, 3, \dots, N_\varphi\}$ ve zarf fonksiyonları $\{\alpha_k(t); k = 1, 2, 3, \dots, N_\alpha\}$ biçiminde ifade edilirler.

Bu sürekli zaman fonksiyonları bir alçak geçiren süzgeçten geçirilerek basit bir şekilde elde edilebilir.

Şekil 4.6 ve 4.7’de, elde edilen temel tanım ve zarf vektörlerine ilişkin örnekler sıra numaralarına karşı nokta nokta çizilerek gösterilmiştir.



Şekil 4.6 Çerçeve uzunluğunun 16 seçilmesi durumunda EKG işaretlerine ilişkin Temel Tanım Vektörü örnekleri



Şekil 4.7 Çerçeve uzunluğunun 16 seçilmesi durumunda EKG işaretlerine ilişkin Zarf Vektörü örnekleri

Sonuç olarak, başlangıçta yapılan temel tanım yaklaşımını gerçekleyen tüm açıklamaların ışığında; herhangi bir EKG, EEG veya EMG işaretine ilişkin bir çerçevenin (X_i), temel tanım $\varphi_i(t)$ ve zarf $\alpha_i(t)$ fonksiyonları ile, bir C_i katsayısının çarpımı biçiminde,

$$X_i(t) \cong C_i \alpha_K(t) \varphi_R(t), K \in \{1, 2, \dots, N_\alpha\}, R \in \{1, 2, \dots, N_\varphi\} \quad (4.27)$$

temsil edilebileceği ya da yeniden oluşturulabileceği açıkça görülebilmektedir. Önerilen modelleme yöntemi iki temel algoritma tarafından gerçekleştirilmektedir.

4.4 Algoritmalar

4.4.1 Algoritma I : Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının Oluşturulması

Girişler : X ana çerçeve vektörü ile temsil edilen özgün biyolojik işaret,

L_F ile temsil edilen çerçeve uzunluğu.

Adım 1 : N , özgün biyolojik işaretin uzunluğunu göstermek üzere toplam çerçeve sayısının $N_F = N/L_F$ biçiminde hesaplanması.

Adım 2a : X ana çerçeve vektörünün her bir elemanının mutlak değeri anlamında en büyük elemanına bölünerek, $NX = X / \max(|X|)$, -1 ile +1 değerleri arasına normalize edilmesi.

Adım 2b: Normalize edilmiş NX ana çerçeve vektörünün X_i ile temsil edilen çerçeve vektörlerine ayrılması.

Adım 3 : Her bir X_i çerçeve vektörüne ilişkin R_i özilinti matrisinin hesaplanması.

Adım 4 : Her bir R_i özilinti matrisine ilişkin λ_{ik} özdeğerlerinin ve ϕ_{ik} özvektörlerinin hesaplanması.

Adım 5a: $\lambda_{ir} = \max\{\lambda_{i1}, \lambda_{i2}, \dots, \lambda_{iL_F}\}$ biçiminde tanımlanan en büyük özdeğere karşı gelen özvektörün (ϕ_{ir}) belirlenmesi. Belirlenen özvektörün çerçeve indisinin ϕ_{i1} olarak değiştirilmesi.

Adım 5b: c_{i1} katsayısının en küçük kareler anlamında $X_i \cong c_{i1} \phi_{i1}$ yaklaşımını elde edecek biçimde bulunması.

Adım 6 : Adım 5'in tüm çerçeveler için ($i=1, 2, \dots, N_F$) gerçekleştirilmesi ve her bir çerçeve için en yüksek enerjili özvektörlerin bulunması.

Adım 7 : Adım 6'da elde edilmiş tüm özvektörlerin Pearson ilinti katsayısı ile karşılaştırılması ve benzer özvektörlerin elenmesi. İndirgenmiş sayıdaki ϕ_{il} özvektörlerinden Temel Tanım Vektör Bankası'nın $\{\phi_r(n); r = 1, 2, 3, \dots, N_\phi\}$ oluşturulması.

Adım 8 : Adım 5b'de hesaplanan herbir $c_{il}\phi_{il}$ için Köşegenleştirilmiş Zarf Matrisinin köşegen elemanlarının; $\alpha_{ir} = \frac{x_{ir}}{c_{il}\phi_{ilr}}; r = 1, 2, \dots, L_F$ denklemi yardımı ile hesaplanması.

Adım 9 : Adım 7 ile benzer biçimde, elde edilen tüm zarf vektörlerinin Pearson ilinti katsayısı ile karşılaştırılması ve benzer zarf vektörlerinin elenmesi. İndirgenmiş sayıdaki zarf vektörlerinden Zarf Vektör Bankasının $\{\alpha_k(n) \ k = 1, 2, 3, \dots, N_\alpha\}$ oluşturulması.

4.4.2 Algoritma II : Biyolojik İşaretlerinin Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile Yeniden Oluşturulması

Girişler : Modellenecek biyolojik işaret,

Çerçeve uzunluğu L_F ,

Algoritma 1' in kullanılması ile oluşturulmuş Temel Tanım ve Zarf Vektör bankası.

Adım 1 : Modellenecek biyolojik işaretin, Algoritma 1'de olduğu gibi normalize edilmesi ve X_i çerçeve vektörlerine ayrılması.

Adım 2 : Modellenmek istenen biyolojik işaretin tanım vektörlerini en iyi temsil eden ϕ_R temel tanım vektörünün Pearson ilinti katsayısı kullanılarak Temel Tanım Vektör bankasından çekilmesi ve ϕ_R vektörüne karşı gelen R indis sayısının belirlenmesi.

Adım 3 : Uygun α_K zarf vektörünün $\{\delta_k = \|X_i - c_i \alpha_k \varphi_R\|^2 ; k = 1, 2, \dots, N_\alpha\}$ hata tanımını en aza indirecek biçimde Zarf Vektör bankasından çekilmesi ve α_K vektörüne karşı gelen K indis sayısının belirlenmesi. Bu adım sonlandırıldığında, özgün işarete ilişkin X_i çerçeve vektörünü en iyi biçimde temsil edecek zarf vektörü α_K ve temel tanım vektörü φ_R uygun bir seçim ile belirlenmiş olacaktır. Başka bir deyişle X_i çerçeve vektörü en iyi biçimde α_K ve φ_R vektörlerinin kullanılması ile oluşturulabilecektir.

Adım 4a: Elde edilen sabitlenmiş α_K ve φ_R vektörlerini kullanarak, $\delta_{Global} = \min\{\|X_i - C_i \alpha_K \varphi_R\|^2\}$ hata değerini en küçük yapacak biçimde yeni C_i çerçeve ölçekleme katsayısının hesaplanması. Bu adımın sonunda, X_i çerçeve vektörü yukarıda hesaplanan değerler yardımı ile, $X_i \cong C_i \alpha_K \varphi_R$ biçiminde elde edilir.

Adım 4b: δ_{Global} hata teriminin belirlenen eşik değerinden daha küçük olması durumunda o çerçeve için temel tanım ve zarf vektör bankasından çekilen uygun vektörlerin indis numaralarının gönderilmesi aksi halde ise özgün çerçeve vektörünün kendisinin gönderilmesi.

Adım 5 : Yukarıda açıklanan adımlar, yeniden oluşturulacak bir biyolojik işaretin (EKG, EEG, EMG) her bir çerçevesi için yinelenir.

Yukarıda verilen algoritmaların gerçekleştirilmesi ile, EKG, EEG veya EMG işaretinin her bir çerçevesini en iyi biçimde temsil edecek olan çerçeve katsayıları C_i ile temel tanım ve zarf vektörlerinin indis numaraları olan R ve K belirlenmiştir. Böylece, her bir çerçeve, kabul edilebilir bir hata sınırı içerisinde, çerçeve ölçekleme katsayısı C_i ve sırası ile temel tanım ve zarf vektörlerinin indis numaraları olan K ve R ile temsil edilmiş olacaktır. Böylece biyolojik işaretlerin yeniden oluşturulması sırasında önemli sayılabilecek bir sıkıştırma oranı elde edilmektedir.

5. BENZETİM SONUÇLARI

Bu bölümde önerilen yöntem EKG, EMG ve EEG işaretleri üzerinde, Mobil AMD Athlon 1.66 GHz işlemci içeren bir bilgisayar ortamında test edilerek yöntemin başarımı, yöntemin sağladığı sıkıştırma oranları ve bu sıkıştırma oranlarına karşılık olarak ortaya çıkan yeniden oluşturma hataları açısından incelenecek ve diğer yöntemler ile karşılaştırılacaktır.

5.1 ElektroKardiyoGram (EKG) İşaretlerine İlişkin Benzetim Sonuçları

Önerilen yöntemin EKG işaretleri üzerindeki başarımını test edebilmek için MIT-BIH [53] ve ECGMAN [5] veri tabanlarından yararlanılmıştır. MIT-BIH veri tabanında herbiri 30 dakikalık 48 adet EKG işareti bulunmaktadır. Bu işaretlerin örnekleme frekansı 360 Hz dir. Ayrıca herbir örnek 12 bit ile temsil edilmektedir. ECGMAN veri tabanı ise 2048 örnek içeren 500 Hz.'de örneklenmiş ve 12 bit ile kodlanmış 16 tane EKG işaretinden oluşmaktadır.

Önerilen yöntemin başarımını test edebilmek için ilk olarak Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının uygun ve doğru bir biçimde oluşturulması gerekir. Bunu sağlamak amacıyla kalp hastalıkları ile ilgili çok sayıda bilgi içeren MIT-BIH veri tabanından yararlanılmıştır. Bu veri tabanında yer alan EKG işaretleri ilk olarak olarak -1 ile $+1$ değerleri arasına normalize edilmişlerdir. Normalizasyon işlemi, herbir EKG işareti için ayrı ayrı olmak üzere, bir EKG işaretinin örnek değerlerini aynı işaretin mutlak değer anlamında en büyük örnek değerine bölerek gerçekleştirilmiştir. Normalize edilen tüm EKG işaretleri yukarı örnekleme işlemi ile 500 Hz'de yeniden örneklenmiştir. Bu işlemlerden geçirilen EKG işaretleri Pearson ilinti katsayısı 0.9-0.995 arasında olmak üzere algoritma-I kullanılarak çerçeve çerçeve analiz edilmiştir. Sonuç olarak çerçeve uzunluğu 8, 16, 20, 24, 32, 48, 64 olmak üzere farklı uzunluklarda yüzbinin üzerinde çerçeve analiz edilmiş ve herbir durum için Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları oluşturulmuştur.

Herbir durum için oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının içerdiği Temel Tanım ve Zarf vektörlerinin sayısı ve bunların temsil edilmesi için gerekli olan bit sayısı Tablo 5.1'de sunulmuştur. Burada Çerçeve Ölçekleme Katsayısını (C_i) temsil etmek için 6 bit kullanılmıştır.

Tablo 5.1 Farklı çerçeve uzunlukları için oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının içerdiği Temel Tanım ve Zarf Vektörlerinin sayısı ve bunların temsil edilmesi için gerekli olan bit sayısı

Çerçeve Uzunluğu	Temel Tanım Vektörü Sayısı	Zarf Vektörü Sayısı	Gerekli Bit Sayısı ($b_{C_i}+b_R+b_K=b_{TOP}$)
8	15	512	6+4+9=19
16	16	1024	6+4+10=20
20	32	3836	6+5+12=23
24	125	7740	6+7+13=26
32	250	14378	6+8+14=28
48	779	30395	6+10+15=31
64	1736	58486	6+11+16=33

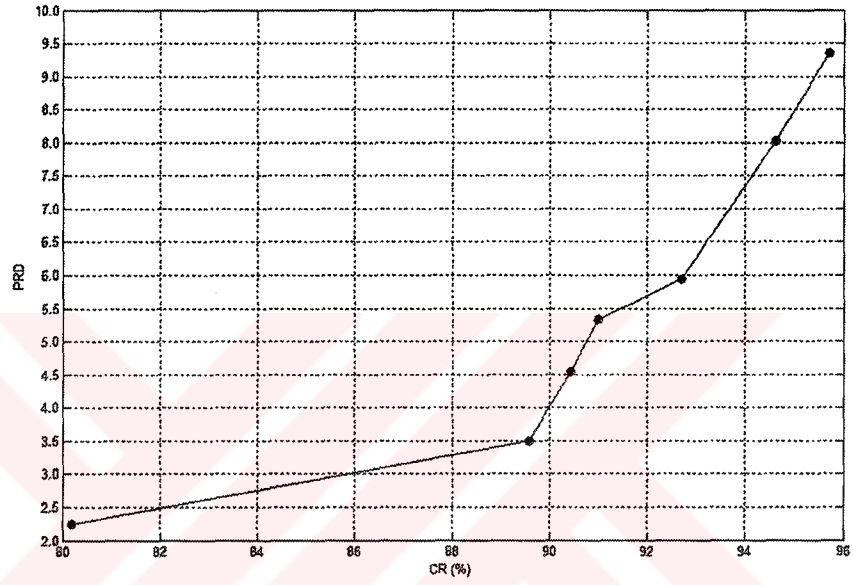
Değişik çerçeve uzunlukları için oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının EKG işaretlerinin sıkıştırılarak yeniden oluşturulmasındaki başarımını belirlemek için ECGMAN veri tabanından yararlanılmıştır. Bu veri tabanında yer alan 16 adet değişik EKG işareti de -1 ile $+1$ değerleri arasına normalize edildikten sonra algoritma-II kullanılarak yeniden oluşturulmuş ve elde edilen sıkıştırma oranı (CR), yüzde sıkıştırma oranı (CR%) ve ortalama yeniden oluşturma hatası (ortalama PRD) değerleri Tablo 5.2’de sunulmuştur.

Tablo 5.2 ECGMAN veri tabanında yer alan 16 adet değişik EKG işaretinin Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile yeniden oluşturulması sonucunda elde edilen sıkıştırma oranları ve ortalama yeniden oluşturma hataları

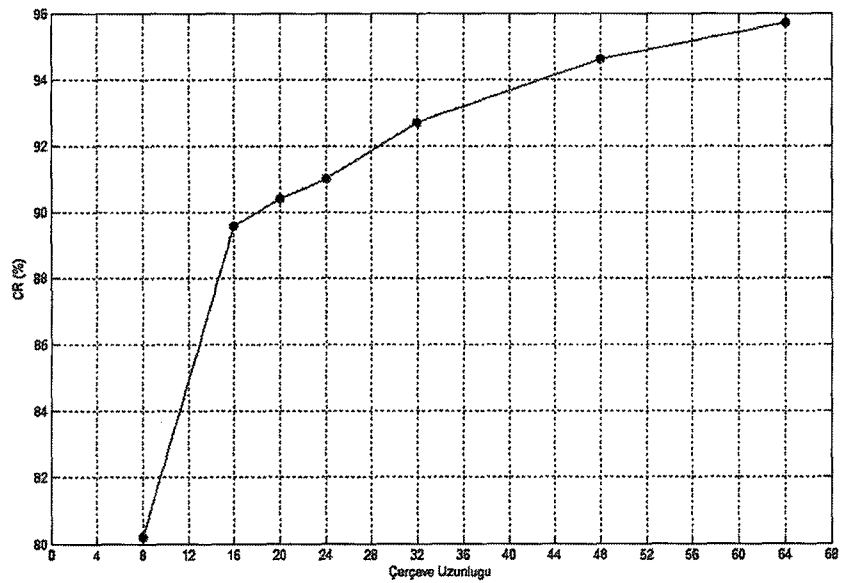
Çerçeve Uzunluğu	CR	CR (%)	Ortalama PRD (%)
8	5.05	80.2	2.250
16	9.60	89.58	3.504
20	10.44	90.42	4.546
24	11.08	91.00	5.334
32	13.72	92.71	5.939
48	18.58	94.62	8.033
64	23.28	95.71	9.359

Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankasının oluşturulmasında ECGMAN veri tabanında yer alan işaretlerin kullanılmadığını belirtmekte yarar vardır. Tablo 5.2’deki verilen sıkıştırma oranları ve ortalama yeniden oluşturma hataları bu açıdan değerlendirildiğinde herhangi bir EKG işaretinin Tablo 5.1’de parametreleri verilen

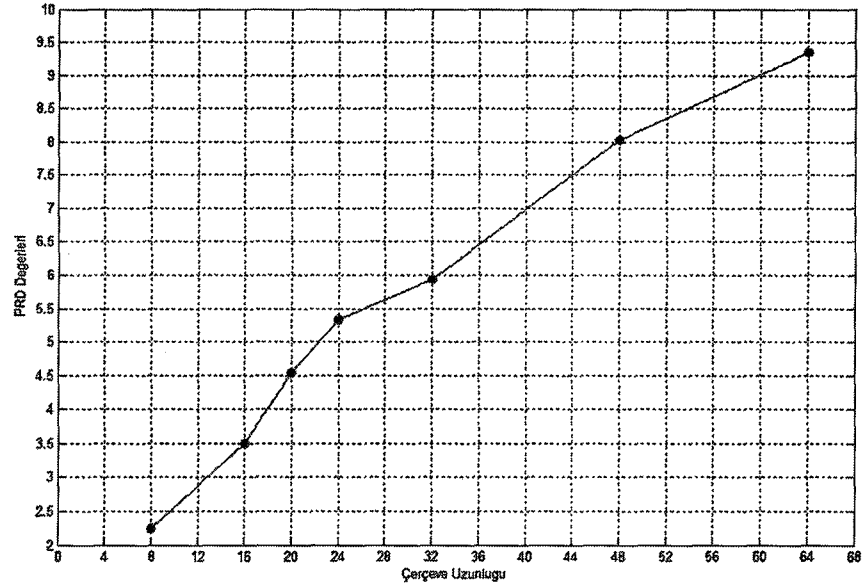
Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile sıkıştırılarak yeniden oluşturulması bir başka deyişle modellenmesi mümkündür. Tablo 5.2’de sunulan sonuçlar incelendiğinde önerilen yöntemin sağladığı sıkıştırma oranının %80.2 ile %95.71 (5.05:1 ile 23.28:1) arasında değiştiği buna karşılık ortalama PRD değerinin %2.25 ile %9.359 arasında kaldığı görülmektedir. Önerilen yöntemin PRD-CR, CR-Çerçeve uzunluğu, PRD-Çerçeve uzunluğu değişimlerinin grafiksel gösterilimi Şekil 5.1, Şekil 5.2 ve Şekil 5.3’de sırasıyla gösterilmiştir.



Şekil 5.1 Önerilen Yöntemin sıkıştırma oranına göre ortalama PRD değişimi

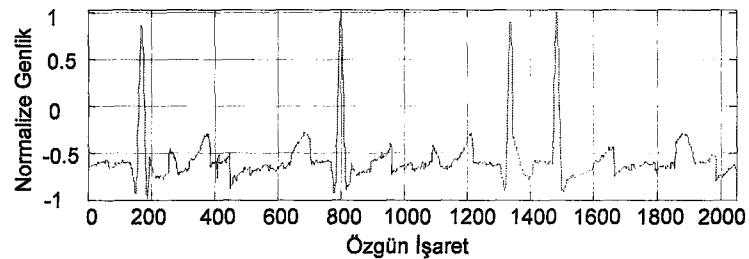


Şekil 5.2 Önerilen Yöntemin çerçeve uzunluğuna göre sıkıştırma oranı değişimi

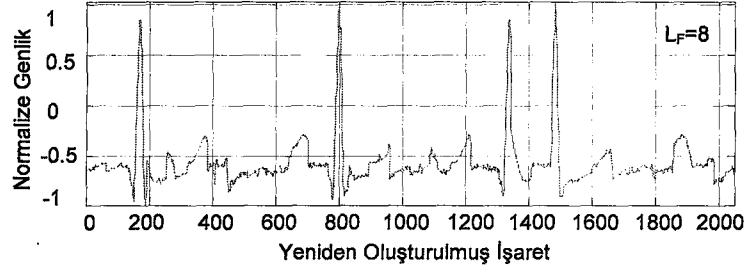


Şekil 5.3 Önerilen Yöntemin çerçeve uzunluğuna göre ortalama PRD değişimi

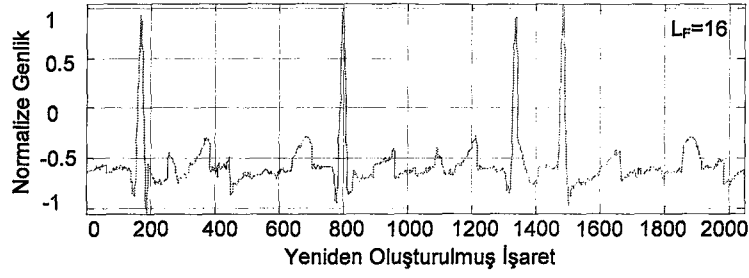
Önerilen yöntemin sağladığı sıkıştırma oranı 50:1'e kadar ulaşabilmektedir. Bu durumda ortaya çıkan ortalama PRD değeri %13-%15 arasında olmaktadır. Bu çalışmada ortalama PRD değerinin üst sınırı %10 olarak kabul edildiği için daha büyük çerçeve uzunlukları için elde edilen bu değerler Tablo 5.2'de verilmemiştir. Şekil 5.1, Şekil 5.2, Şekil 5.3 ve Tablo 5.2'de verilen sonuçları daha iyi değerlendirebilmek için Tablo 5.2'de belirtilen her bir çerçeve uzunluğu için özgün EKG işareti ile yeniden oluşturulan EKG işaretinin incelenmesi ve birbirleri ile karşılaştırılması gerekmektedir. Bu amaçla ECGMAN veri tabanında yer alan 6 numaralı EKG işaretinin özgün ve yeniden oluşturulmuş biçimleri her bir çerçeve uzunluğu için Şekil 5.4-5.11'de sunulmuştur



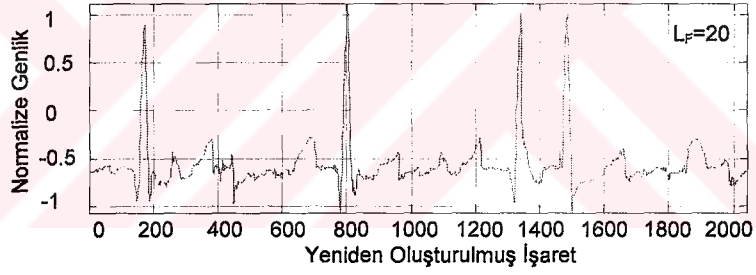
Şekil 5.4 ECGMAN veri tabanında yer alan 6 numaralı özgün EKG işareti



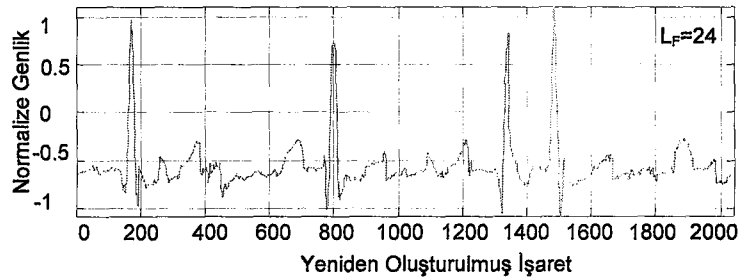
Şekil 5.5 Çerçeve uzunluğu 8 seçildiğinde yeniden oluşturulan EKG işareti



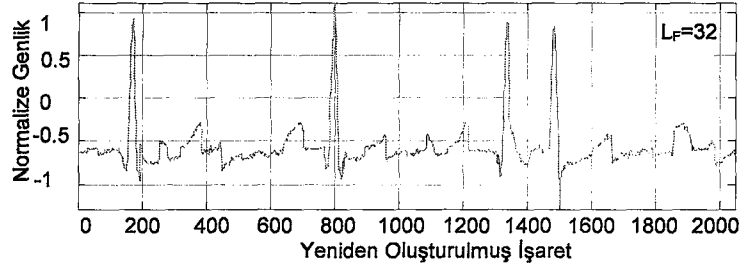
Şekil 5.6 Çerçeve uzunluğu 16 seçildiğinde yeniden oluşturulan EKG işareti



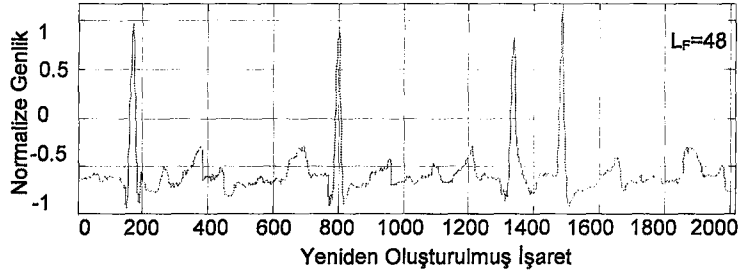
Şekil 5.7 Çerçeve uzunluğu 20 seçildiğinde yeniden oluşturulan EKG işareti



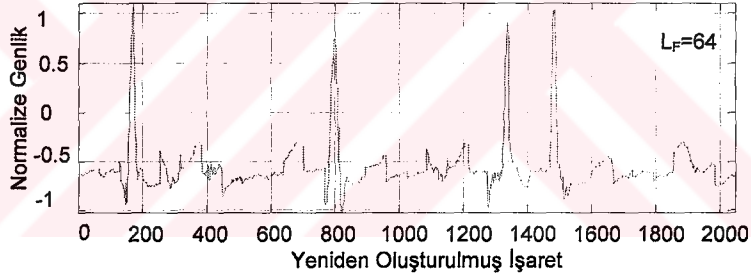
Şekil 5.8 Çerçeve uzunluğu 24 seçildiğinde yeniden oluşturulan EKG işareti



Şekil 5.9 Çerçeve uzunluğu 32 seçildiğinde yeniden oluşturulan EKG işareti



Şekil 5.10 Çerçeve uzunluğu 48 seçildiğinde yeniden oluşturulan EKG işareti

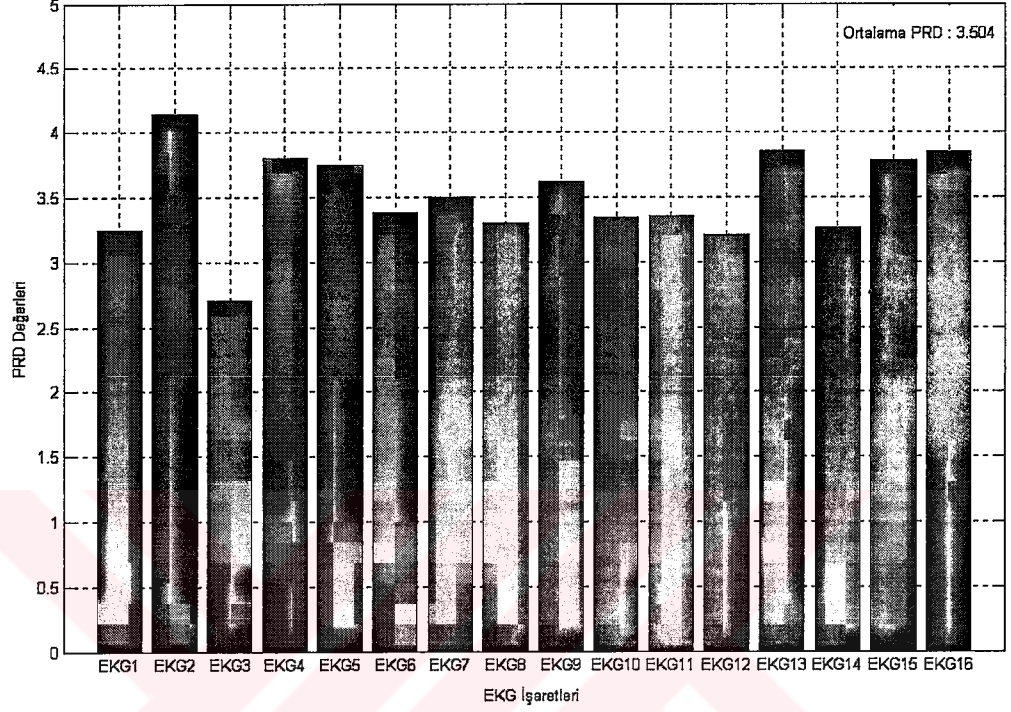


Şekil 5.11 Çerçeve uzunluğu 64 seçildiğinde yeniden oluşturulan EKG işareti

Tablo 5.2’de değişik çerçeve uzunlukları için belirlenen sıkıştırma oranları ve ortalama yeniden oluşturma hataları, Şekil 5.4-5.11’de sunulan sonuçlar ışığında değerlendirildiğinde önerilen yöntemin en başarılı olduğu çerçeve uzunluğunun 16 olduğu görülmektedir. Bir başka deyişle, önerilen yöntem gerek sıkıştırma oranı açısından gerekse ortalama yeniden oluşturma hatası açısından en tatmin edici sonucu çerçeve uzunluğu 16 seçildiğinde gerçekleştirmektedir.

Buna göre çerçeve uzunluğu 16 seçildiğinde önerilen yöntemin ECGMAN veri tabanında yer alan her bir EKG işareti için gerçekleştirdiği yeniden oluşturma hatası Şekil 5.12’de sunulmuştur. Bu durumda 2048 örnek içeren bir başka deyişle 4.096sn uzunluğunda bir EKG işareti 1.011sn’de yeniden oluşturulabilmektedir. Ayrıca

ECGMAN veri tabanında yeralan tüm işaretlerin özgün ve yeniden oluşturulmuş biçimlerinin grafik olarak gösterilimi, PRD hatası, gerçekleştirilen sıkıştırma oranı ve yeniden oluşturulması için harcanan süre herbiri için ayrı ayrı olmak üzere EK A'da sunulmuştur.



Şekil 5.12 Önerilen yöntemin çerçeve uzunluğu 16 seçilmesi durumunda ECGMAN veri tabanında yer alan 16 EKG işareti için gerçekleştirdiği yeniden oluşturma hataları (PRD değerleri)

Elde edilen bu hata değerlerinin mertebesinin garanti edilebilmesi için algoritma-II'de tanımlanan δ_{Global} hata teriminden yararlanarak bir eşik değeri tanımlanabilir. Yeniden oluşturma işlemi, δ_{Global} hata teriminin belirlenen eşik değerinden daha küçük olması durumunda o çerçeve için temel tanım ve zarf vektor bankasından çekilen uygun vektörlerin indis numaralarının gönderilmesi aksi halde ise özgün çerçeve vektörünün kendisinin gönderilmesi biçiminde gerçekleşmektedir. Eşik değeri olarak $10 \cdot 10^{-3}$ ve $5 \cdot 10^{-3}$ seçilmesi durumunda ECGMAN veri tabanında yeralan işaretler için PRD hatası, sıkıştırma oranı ve temel tanım ve zarf vektor bankasından uygun vektörlerin bulunması yüzdesi Tablo 5.3'de ayrıntılı olarak sunulmuştur. Bu durumda Tablo 5.2'de verilen sıkıştırma oranlarının yöntemin, o çerçeve uzunluğu için sağladığı en büyük sıkıştırma oranları olduğu söylenebilir.

Tablo 5.3 Eşik değeri seçilmesi durumunda PRD hatası, sıkıştırma oranı ve temel tanım ve zarf vektör bankasından uygun vektörlerin bulunması yüzdesi

	N_F	$\delta_{Global} < 10.10^{-3}$		PRD	CR	$\delta_{Global} < 5.10^{-3}$		PRD	CR
ECGMAN1	128	128	%100	3.2473	9.60	125	%97.66	2.5475	7.99
ECGMAN2	128	126	%98.44	3.3274	8.47	124	%96.88	2.5322	7.57
ECGMAN3	128	128	%100	2.7054	9.60	126	%98.44	2.2538	8.47
ECGMAN4	128	127	%99.22	3.4590	8.99	124	%96.88	2.8187	7.57
ECGMAN5	128	126	%98.44	2.9752	8.47	125	%97.66	2.5962	7.99
ECGMAN6	128	128	%100	3.3828	9.60	125	%97.66	2.5272	7.99
ECGMAN7	128	127	%99.22	3.0752	8.99	124	%96.88	2.4098	7.57
ECGMAN8	128	128	%100	3.2954	9.60	125	%97.66	2.6657	7.99
ECGMAN9	128	127	%99.22	3.1862	8.99	126	%98.44	2.9909	8.47
ECGMAN10	128	127	%99.22	2.8448	8.99	125	%97.66	2.3520	7.99
ECGMAN11	128	127	%99.22	2.8246	8.99	126	%98.44	2.6147	8.47
ECGMAN12	128	127	%99.22	2.7652	8.99	127	%99.22	2.7652	8.99
ECGMAN13	128	127	%99.22	3.5335	8.99	125	%97.66	3.1169	7.99
ECGMAN14	128	128	%100	3.2587	9.60	126	%98.44	2.7967	8.47
ECGMAN15	128	127	%99.22	3.2293	8.99	125	%97.66	2.7005	7.99
ECGMAN16	128	127	%99.22	3.1880	8.99	123	%96.09	2.1930	7.19
Ortalama PRD ve CR Değerleri				3.1440	9.12			2.6170	8.05

Yukarıda ayrıntıları ile açıklanan sonuçlar ışığında önerilen yöntemin, EKG işaretlerini sıkıştırmasında ve yeniden oluşturmasında bir başka deyişle Temel Tanım ve Zarf Vektörleri ile modellemesindeki başarımı teknik yazımda yer alan diğer yöntemler ile karşılaştırıldığında Tablo 5.4’de görülen sonuçlar elde edilmektedir.

Tablo 5.4’de verilen sonuçlar incelendiğinde önerilen yönteme en yakın sonuçların Dalgacık Dönüşümü Katsayılarının Vektör Nicemlemesi [54] yönteminin ve Sıfır Ortalamalı Çerçeve Vektör Nicemlemesinin [60] yönteminin verdiği görülmektedir. Dalgacık Dönüşümü Katsayılarının Vektör Nicemlemesi yöntemi 10:1 sıkıştırma oranında %5.5 değerinde bir yeniden oluşturma hatası verirken Sıfır Ortalamalı Çerçeve Vektör Nicemlemesi yöntemi 9.6:1 sıkıştırma oranında %4.09 değerinde bir yeniden oluşturma hatası vermektedir. Önerilen yöntem 9.6:1 sıkıştırma oranında %3.504 değerinde bir yeniden oluşturma hatası üretmektedir. Tablo 5.4’de yer alan diğer yöntemlerden ise gerek sıkıştırma oranları açısından gerekse yeniden oluşturma hataları açısından çok daha iyi sonuçlar vermektedir.

Tablo 5.4 Önerilen yöntemin değişik EKG modelleme yöntemleri ile karşılaştırılması

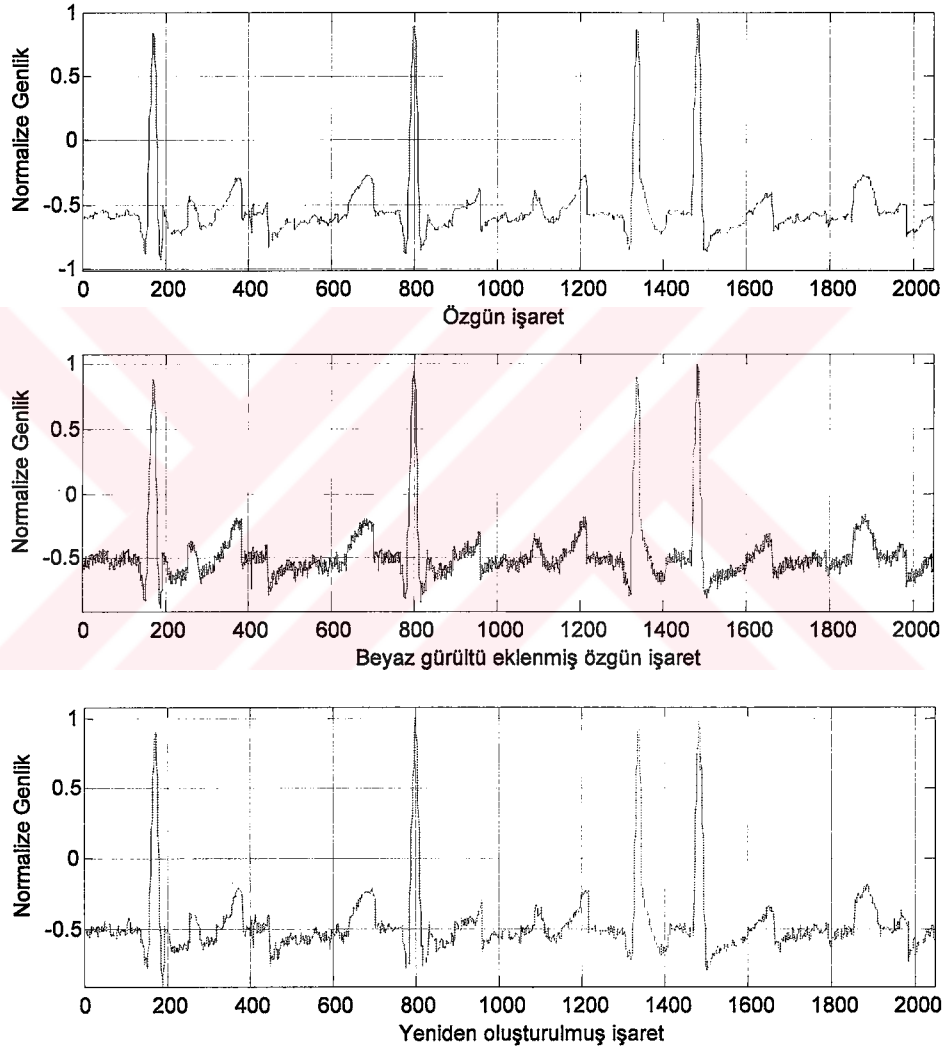
Yöntem	CR	PRD (%)
TP [4]	2.0	5.3
AZTEC [4]	10.0	28.1
CORTES [4]	4.8	7.0
FAN/SAPA [4]	3.0	4.0
MSAPA/CSAPA [55]	5.0	3.5
SAIES [15]	5.9	16.3
Dalgacık Dönüşümü Katsayılarının Vektör Nicemlemesi [54] (Vector Quantization of Wavelet Coefficients)	10.0	5.5
Sınıflandırılmış Vektör Nicemleme [56] (Classified Vector Quantization)	8.6	24.5
Spline Fonksiyonları ile EKG İşaretlerinin Kodlanması [57] (Peak Peaking (Spline) with Entropy Encoding)	10.0	14.0
Geri Yayımlı ve T.B.A. Gerçekleştirilen Yapay Sinir Ağları [58] (BP and NN/PCA Neural Networks)	20.0	13.0
Uyarlamalı Diferansiyel Darbe Kod Modülasyonu (ADPCM) [59]	6.0	6.9
Sıfır Ortalamalı Çerçeve Vektör Nicemlemesi [60] (Mean-Shape Vector Quantization)	9.6 10.5 23.2	4.09 5.26 9.82
Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankası (Önerilen Yöntem)	9.6 10.44 23.28	3.504 4.546 9.359

EKG işaretlerinin ölçülmesi sırasında gerek kasların kasılması nedeniyle oluşan EMG gürültüsü gerekse ölçüm cihazından kaynaklanan gürültüler ile karşılaşmaktadır. Bu nedenle önerilen yöntemin, üzerine gürültü eklenmiş EKG işaretlerinin yeniden oluşturulması veya modellenmesindeki başarımını da belirlemek amacıyla ECGMAN veri tabanında yer alan işaretlerin üzerine beyaz gürültü eklenmiştir. Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankası gürültüden arındırılmış EKG işaretleri kullanılarak oluşturulduğu için işaretin yeniden oluşturulması aşamasında üzerine gürültü eklenen EKG işaretlerine ilişkin Zarf Vektörleri yerine bankada yer alan ve gürültüden arındırılmış Zarf Vektörleri kullanılmıştır. Ayrıca işaretin üzerine eklenen bu gürültüye ilişkin bileşenlerin düşük değerli özvektörler üzerinde yoğunlaşması ve önerilen yöntemin sadece en yüksek değerli özdeğere karşı gelen özvektörleri alarak diğerlerini elemesi nedeniyle işarete ilişkin Temel Tanım Vektörlerini de büyük bir doğrulukla banka içerisinden seçebilmektedir. Bu nedenle önerilen yöntem işaret üzerine eklenen gürültüyü belirli bir oranda Şekil 5.13’de görüldüğü gibi azaltmayı başarmaktadır.

Sonuç olarak önerilen yöntem herhangi bir EKG işaretini önemli sayılabilecek bir oranda sıkıştırarak oldukça düşük yeniden oluşturma hatası ile modellemektedir. Ayrıca önerilen yöntem :

- Herhangi bir QRS belirleme algoritmasına ihtiyaç duymaması
- İşaretin üzerine bir gürültü eklenmesi durumunda yöntemin doğasından ileri gelen özellikler nedeniyle bu gürültüyü belli bir oranda azaltması

nedeniyle diğer yöntemlere göre önemli bir üstünlüğe sahiptir.



Şekil 5.13 ECGMAN veri tabanında yer alan 6 numaralı EKG işaretine ilişkin özgün, beyaz gürültü eklenmiş ve çerçeve uzunluğu 16 seçilerek yeniden oluşturulmuş biçimleri

5.2 ElektroMiyoGram (EMG) İşaretlerine İlişkin Benzetim Sonuçları

Önerilen yöntemin EMG işaretleri üzerindeki başarımını test edebilmek için herbiri 256Hz’de örneklenmiş, 12 bit ile temsil edilen 2000 örnek içeren 320 tane EMG işaretinden oluşturulmuş bir EMG veri tabanından yararlanılmıştır [61].

Önerilen yöntemin başarımını test edebilmek için ilk olarak Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının uygun ve doğru bir biçimde oluşturulması gerekir. Bunu sağlamak amacıyla, veri tabanında yer alan EMG işaretleri ilk olarak olarak -1 ile +1 değerleri arasına normalize edilmişlerdir. Normalizasyon işlemi, herbir EMG işareti için ayrı ayrı olmak üzere, bir EMG işaretinin örnek değerlerini aynı işaretin mutlak değer anlamında en büyük örnek değerine bölerek gerçekleştirilmiştir. Bu işlemde geçirilen EMG işaretleri Pearson ilinti katsayısı 0.9-0.995 arasında olmak üzere algoritma-I kullanılarak çerçeve çerçeve analiz edilmiştir. Sonuç olarak çerçeve uzunluğu 8, 16 olmak üzere iki farklı uzunluklarda onbinlerce çerçeve analiz edilmiş ve herbir durum için Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları oluşturulmuştur.

Herbir durum için oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının içerdiği Temel Tanım ve Zarf vektörlerinin sayısı ve bunların temsil edilmesi için gerekli olan bit sayısı Tablo 5.5’de sunulmuştur. Burada Çerçeve Ölçekleme Katsayısını (C_i) temsil etmek için 6 bit kullanılmıştır.

Tablo 5.5 Farklı çerçeve uzunlukları için oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının içerdiği Temel Tanım ve Zarf Vektörlerinin sayısı ve bunların temsil edilmesi için gerekli olan bit sayısı

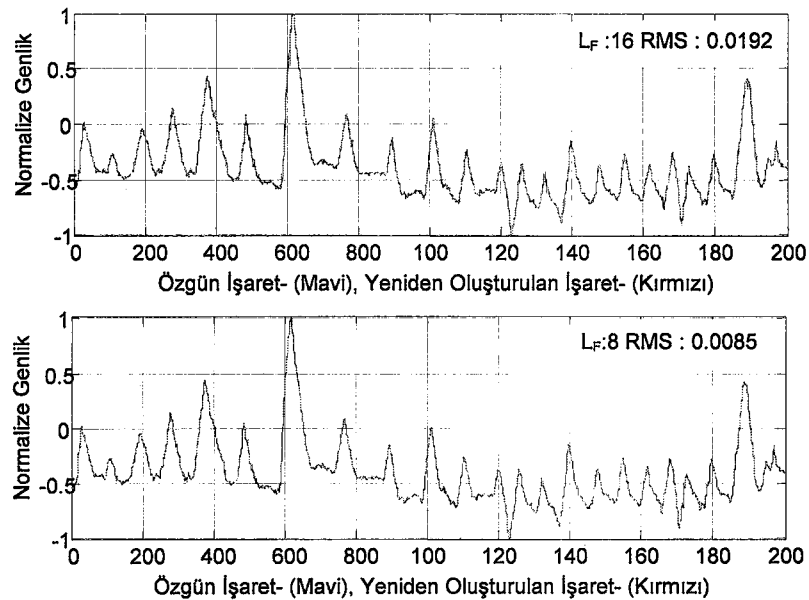
Çerçeve Uzunluğu	Temel Tanım Vektörü Sayısı	Zarf Vektörü Sayısı	Gerekli Bit Sayısı ($b_{C_i}+b_R+b_K=b_{TOP}$)
8	533	11318	6+10+14=30
16	1323	16302	6+11+14=31

İki farklı çerçeve uzunluğu için oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının EMG işaretlerinin sıkıştırılarak yeniden oluşturulmasındaki başarımını belirlemek için bu vektör bankalarının oluşturulması sırasında kullanılmayan 23 adet EMG işaretinden yararlanılmıştır. Bu EMG işaretleri de -1 ile +1 değerleri arasına normalize edildikten sonra algoritma-II kullanılarak yeniden oluşturulmuş ve elde edilen sıkıştırma oranı (CR), yüzde sıkıştırma oranı (CR%) ve herbir EMG işareti için elde edilen ortalama karesel hatanın ortalama değeri (Average RMS) Tablo 5.6’de sunulmuştur.

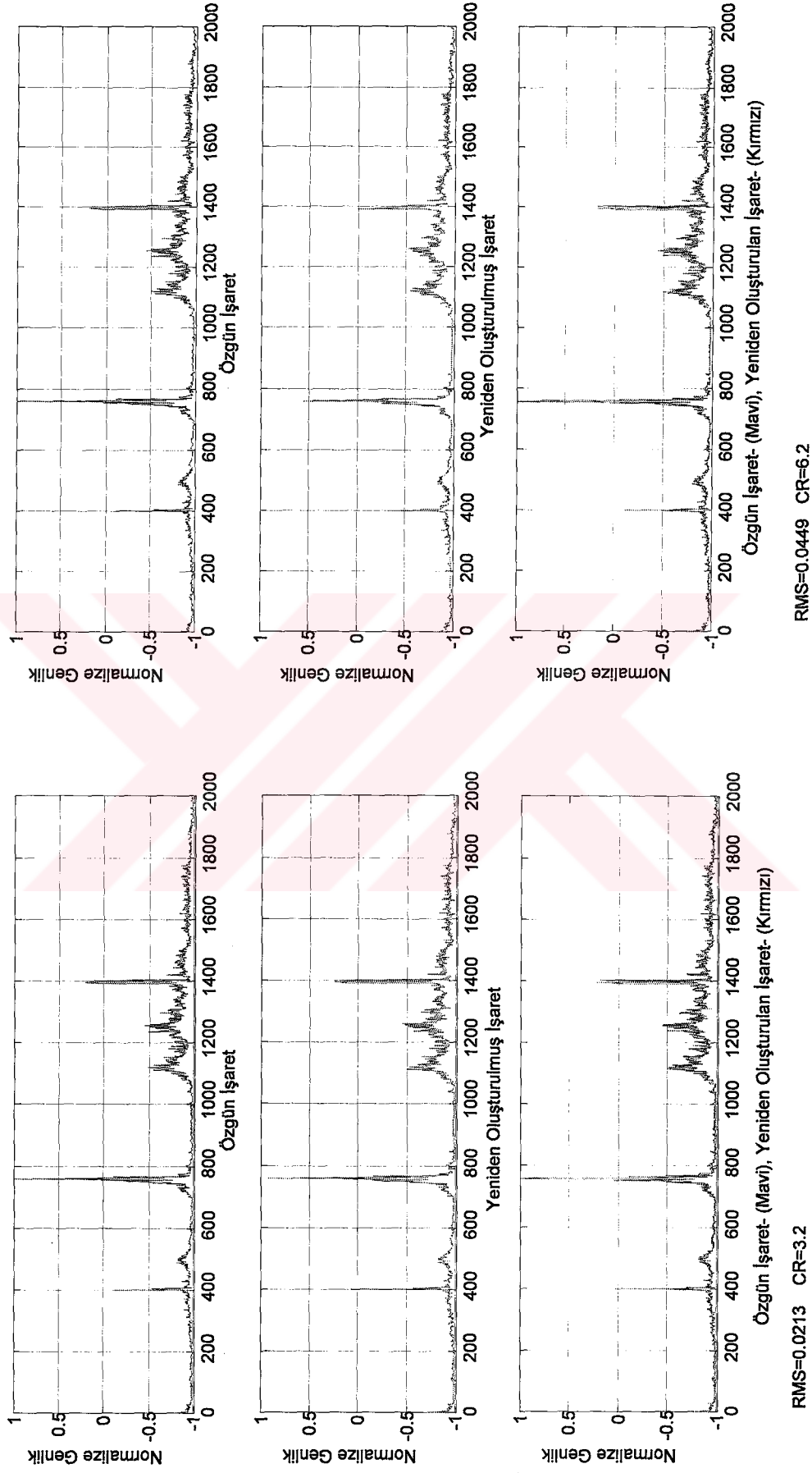
Tablo 5.6 EMG veri tabanında yer alan 23 adet değişik EMG işaretinin Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile yeniden oluşturulması sonucunda elde edilen sıkıştırma oranları ve ortalama yeniden oluşturma hataları

Çerçeve Uzunluğu	CR	CR (%)	RMS	SNR(dB)
8	3.2	68,75	0.017	30.83
16	6.2	83,87	0.029	25.70

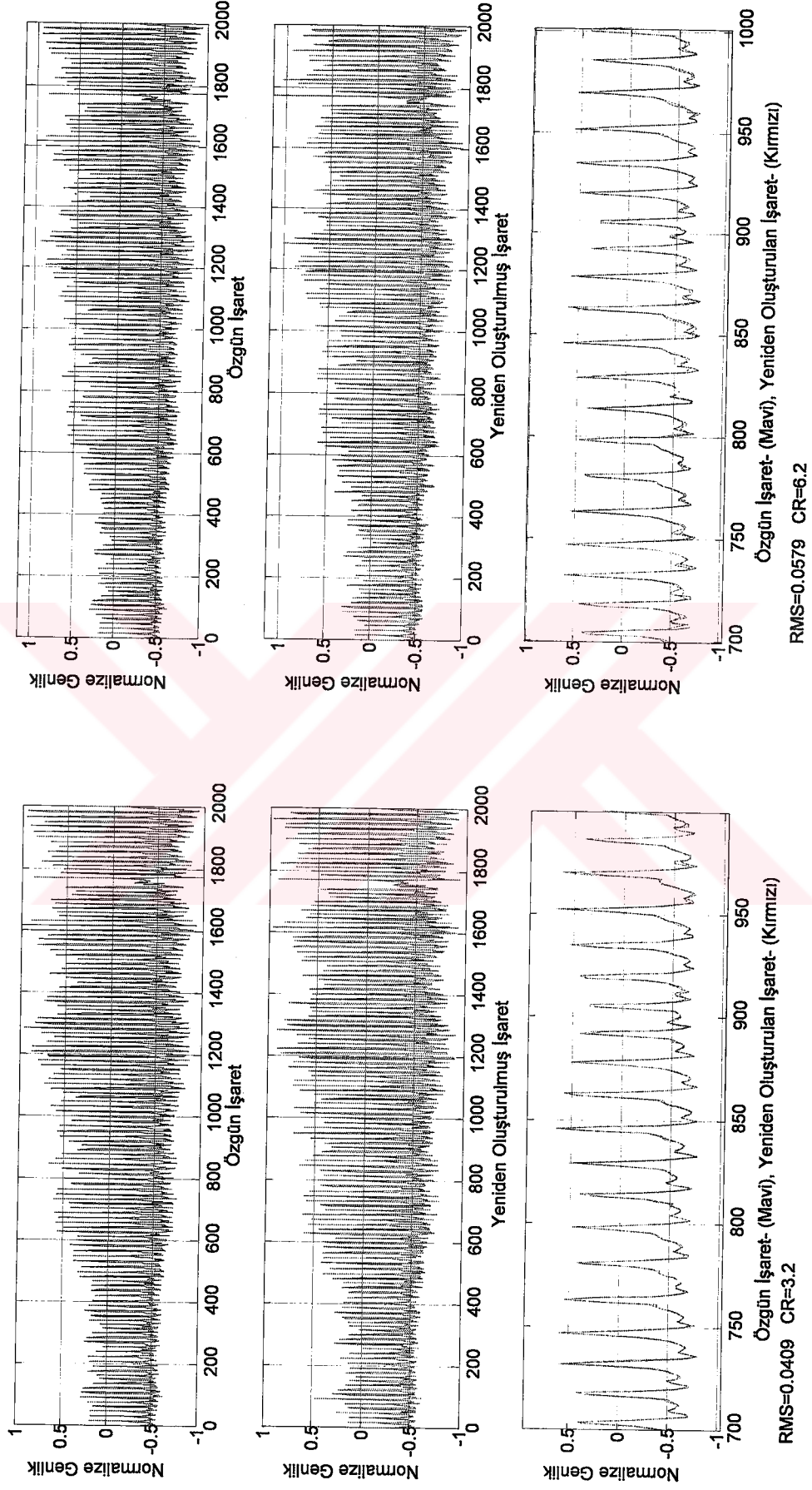
Tablo 5.6’de sunulan sonuçlar incelendiğinde önerilen yöntemin sağladığı sıkıştırma oranının çerçeve uzunluğu 8 ve 16 olarak seçildiğinde %68,75 ile %83,87 (3.2:1 ile 6.2:1) arasında değiştiği buna karşılık ortalama RMS değerinin 0.017 ile 0.029 arasında kaldığı görülmektedir. Çerçeve uzunluğunun 16 seçilmesi durumunda 2000 örnek içeren 250 Hz’de örneklenmiş bir EMG işareti 7.623 sn’de yeniden oluşturulabilmektedir. Önerilen yöntem, aynı sıkıştırma oranları için Ayrık Kosinüs Dönüşümü (AKD) [62] ve Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) [63] ile karşılaştırıldığına önerilen yöntemin SNR değerleri açısından AKD yönteminden daha iyi sonuç verdiği; ADD yöntemi ile yaklaşık aynı mertebede olduğu gözlenmektedir. Önerilen yöntem, daha uzun çerçeve uzunlukları seçildiğinde sıkıştırma oranının büyük oranda arttığı buna karşılık hatanın da yükseldiği gözlenmiştir. Bu nedenle EMG işaretleri açısından çerçeve uzunluğunun 8 ile 16 arasında seçilmesi yeniden oluşturma hatasının kabul edilebilir değerler içerisinde kalmasını sağlayacaktır. Çerçeve uzunluğunun 8 ve 16 seçilmesi durumunda özgün ve yeniden oluşturulan EMG işaretlerine ilişkin örnekler Şekil 5.14, Şekil 5.15 ve Şekil 5.16’da sunulmuştur.



Şekil 5.14 Özgün ve yeniden oluşturulmuş EMG işareti



Şekil 5.15 Çerçeve uzunluğunun 8 ve 16 olması durumunda özgün ve yeniden oluşturulmuş EMG işareti



Şekil 5.16 Çerçeve uzunluğunun 8 ve 16 olması durumunda özgün ve yeniden oluşturulmuş EMG işareti

5.3 ElektroEnsefaloGram (EEG) İşaretlerine İlişkin Benzetim Sonuçları

Önerilen yöntemin EEG işaretleri üzerindeki başarımını test edebilmek için herbiri 128 Hz'de örneklenmiş, 12 bit ile temsil edilen 1024, 576, 829, 200 örnek içeren 80 tane EEG işaretinden oluşturulmuş bir EEG veri tabanından yararlanılmıştır [64].

Önerilen yöntemin başarımını test edebilmek için ilk olarak Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının uygun ve doğru bir biçimde oluşturulması gerekir. Bunu sağlamak amacıyla, EKG ve EMG işaretlerinde olduğu gibi EEG veri tabanında yer alan işaretleri ilk olarak olarak -1 ile +1 değerleri arasına normalize edilmişlerdir. Normalizasyon işlemi, herbir EEG işareti için ayrı ayrı olmak üzere, bir EEG işaretinin örnek değerlerini aynı işaretin mutlak değer anlamında en büyük örnek değerine bölerek gerçekleştirilmiştir. Bu işlemden geçirilen EEG işaretleri Pearson ilinti katsayısı 0.9-0.995 arasında olmak üzere algoritma-I kullanılarak çerçeve çerçeve analiz edilmiştir. Sonuç olarak çerçeve uzunluğu 8, 16 olmak üzere iki farklı uzunluklarda onbinlerce çerçeve analiz edilmiş ve herbir durum için Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları oluşturulmuştur.

Herbir durum için oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının içerdiği Temel Tanım ve Zarf vektörlerinin sayısı ve bunların temsil edilmesi için gerekli olan bit sayısı Tablo 5.7'de sunulmuştur. Burada Çerçeve Ölçekleme Katsayısını (C_i) temsil etmek için 6 bit kullanılmıştır.

Tablo 5.7 Farklı çerçeve uzunlukları için oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının içerdiği Temel Tanım ve Zarf Vektörlerinin sayısı ve bunların temsil edilmesi için gerekli olan bit sayısı

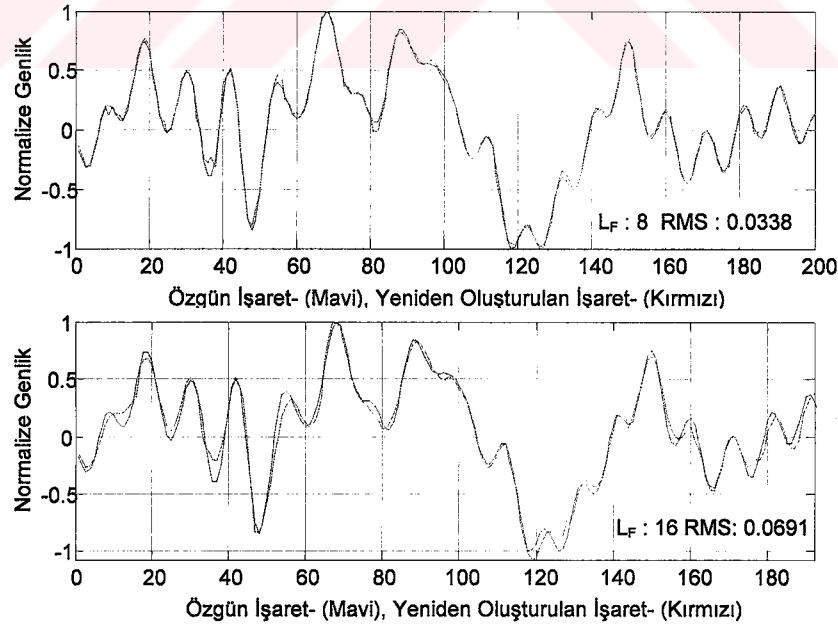
Çerçeve Uzunluğu	Temel Tanım Vektörü Sayısı	Zarf Vektörü Sayısı	Gerekli Bit Sayısı ($b_{C_i}+b_R+b_K=b_{TOP}$)
8	691	14269	6+10+14=30
16	1754	15982	6+11+14=31

İki farklı çerçeve uzunluğu için oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının EEG işaretlerinin sıkıştırılarak yeniden oluşturulmasındaki başarımını belirlemek için bu vektör bankalarının oluşturulması sırasında kullanılmayan 10 adet EEG işaretinden yararlanılmıştır. Bu EEG işaretleri -1 ile +1 değerleri arasına normalize edildikten sonra algoritma-II kullanılarak yeniden oluşturulmuş ve elde edilen sıkıştırma oranı (CR), yüzde sıkıştırma oranı (CR%) ve herbir EEG işareti için elde edilen ortalama karesel hatanın ortalama değeri (Average RMS) Tablo 5.8'de sunulmuştur.

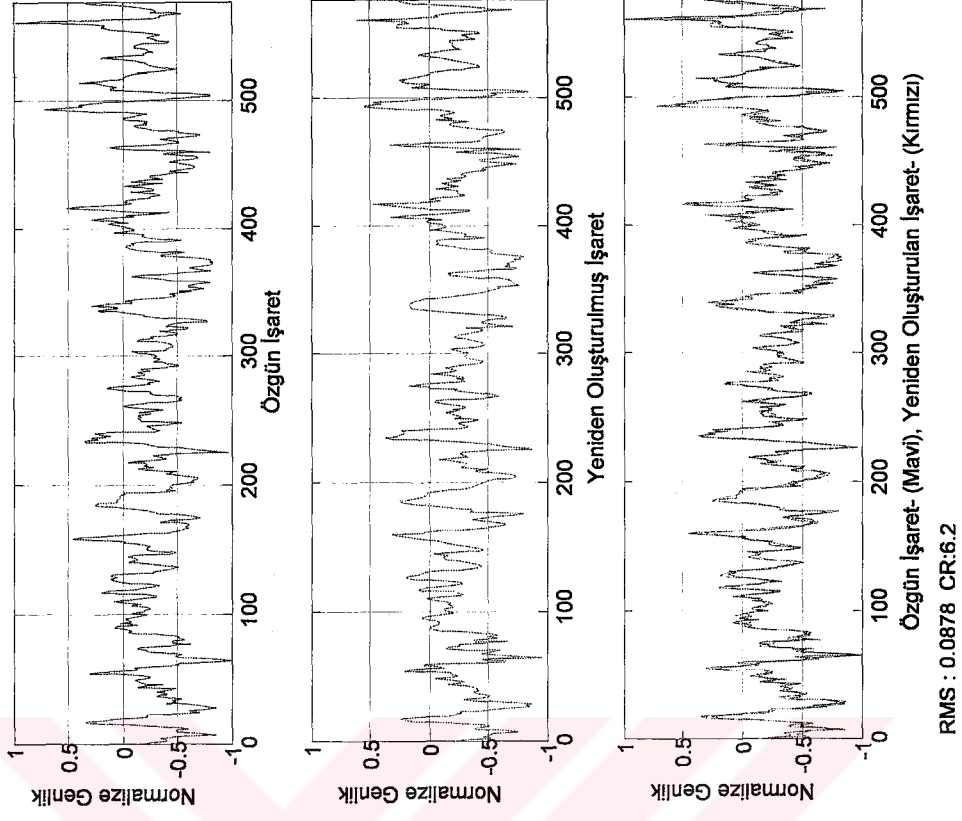
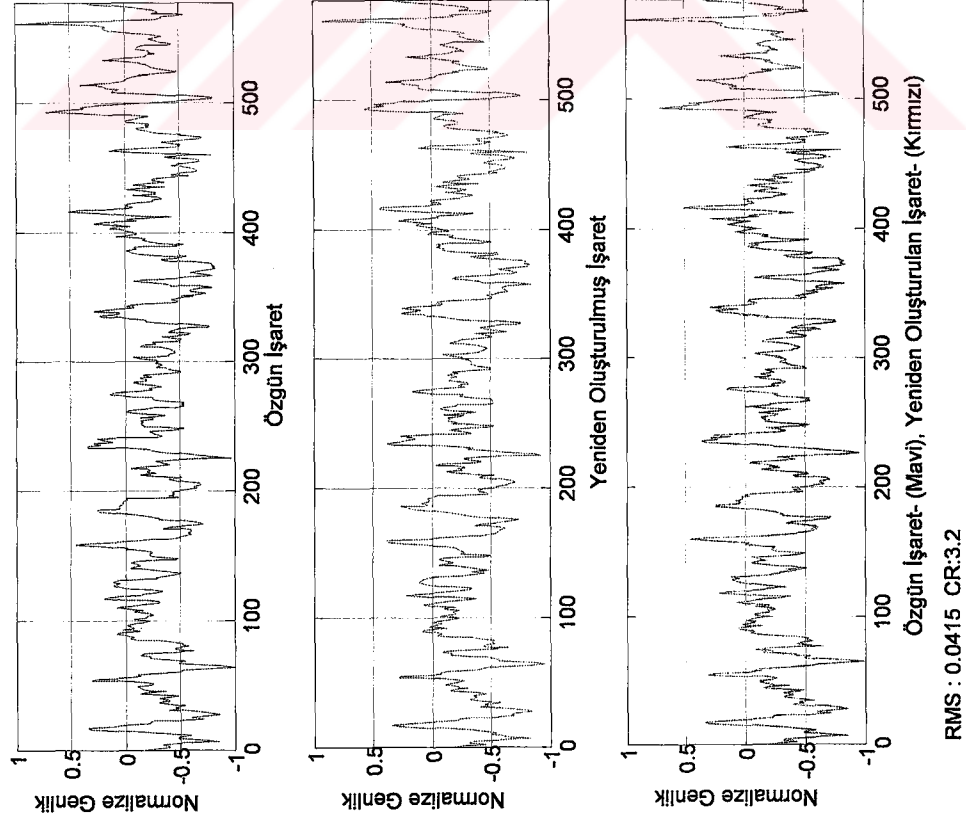
Tablo 5.8 EEG veri tabanında yer alan 10 adet değişik EEG işaretinin Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile yeniden oluşturulması sonucunda elde edilen sıkıştırma oranları ve ortalama yeniden oluşturma hataları

Çerçeve Uzunluğu	CR	CR (%)	RMS
8	3.2	68.75	0.038
16	6.2	83.87	0.085

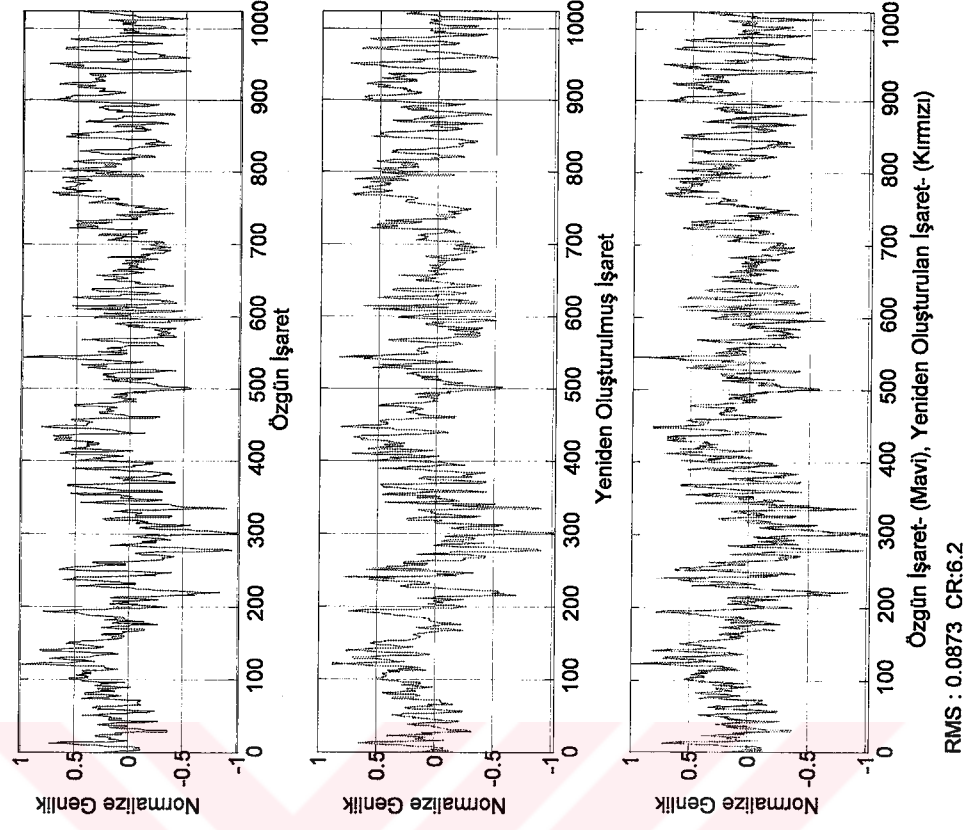
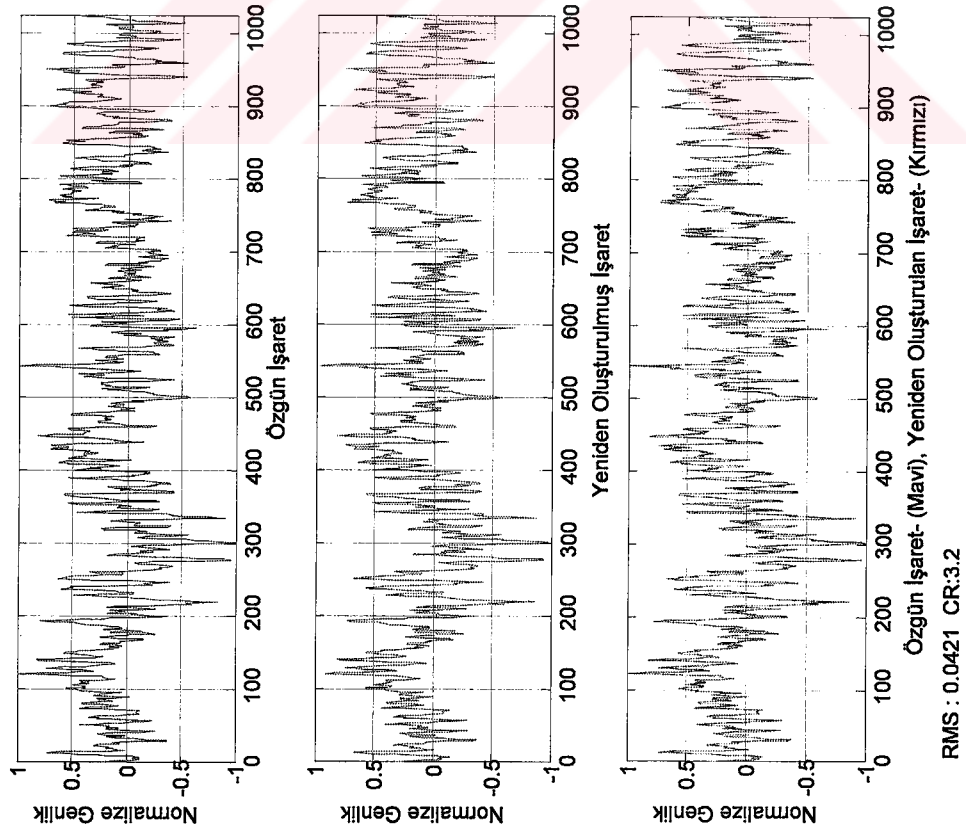
Tablo 5.8’de sunulan sonuçlar incelendiğinde önerilen yöntemin sağladığı sıkıştırma oranının çerçeve uzunluğu 8 ve 16 olarak seçildiğinde %68,75 ile %83,87 (3.2:1 ile 6.2:1) arasında değiştiği buna karşılık ortalama RMS değerinin 0.038 ile 0.085 arasında kaldığı görülmektedir. Çerçeve uzunluğunun 8 seçilmesi durumunda 200 örnek içeren 128 Hz’de örneklenmiş bir EEG işareti 5.137 sn’de yeniden oluşturulabilmektedir. Önerilen yöntem, daha uzun çerçeve uzunlukları seçildiğinde sıkıştırma oranının büyük oranda arttığı buna karşılık hatanın da yükseldiği gözlenmiştir. Bu nedenle EMG işaretlerinde gözlemlendiği gibi, EEG işaretleri açısından da çerçeve uzunluğunun 8 ile 16 arasında seçilmesi yeniden oluşturma hatasının kabul edilebilir değerler içerisinde kalmasını sağlayacaktır. Çerçeve uzunluğunun 8 ve 16 seçilmesi durumunda özgün ve yeniden oluşturulan EEG işaretlerine ilişkin örnekler Şekil 5.17, Şekil 5.18 ve Şekil 5.19’da sunulmuştur.



Şekil 5.17 Özgün ve yeniden oluşturulmuş EEG işareti



Şekil 5.18 Çerçeve uzunluğunun 8 ve 16 olması durumunda özgün ve yeniden oluşturulmuş EEG işareti



Şekil 5.19 Çerçeve uzunluğunun 8 ve 16 olması durumunda özgün ve yeniden oluşturulmuş EEG işareti

6. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu tezde, biyolojik işaretlerinin, işaretlerin ayırtedici özelliklerini ve doğasını en iyi biçimde yansıtan ve Temel Tanım ve Zarf Fonksiyonları adı verilen dalga biçimleri yardımıyla modellenmesi ya da daha az sayıda parametre kullanılarak yeniden oluşturulması için yeni bir yöntem geliştirilmiştir.

Geliştirilen yöntemin temeli, biyolojik işaretlere ilişkin dalga biçimlerinin fiziksel benzerliklerinin karşılaştırılmasına ve Temel Tanım ve Zarf Vektör ya da Fonksiyon Bankalarının oluşturulmasına dayanmaktadır. Karhunen Loeve Dönüşümü, işaretleri tamamen ayrıştırması ve işaret tarafından içerilen enerjiyi en iyi biçimde paketlemesi nedeniyle en iyi dönüşüm yöntemi olarak kabul edilir. Bununla birlikte Karhunen Loeve Dönüşümünün her işaret için farklı ve işarete bağımlı taban fonksiyonları üretmesi nedeni ile uygulamada kullanılmadığı ve yalnızca bir karşılaştırma aracı olarak görev yaptığı da iyi bilinmektedir. Bu tez çalışmasında önerilen yöntemle hem Karhunen Loeve dönüşümünün iki önemli özelliğinden yararlanılmış hem de EKG, EMG ve EEG işaretlerinin kendi içlerinde gösterdiği benzerliklerden hareket edilerek herbiri için işaretden bağımsız temel tanım ve zarf fonksiyon bankaları oluşturularak bu dönüşümün dezavantajı ortadan kaldırılmıştır.

Biyolojik işaretler tam olarak durağan değildirler. Bu nedenle durağan olarak kabul edilebilecekleri kısa uzunluktaki çerçevelere ayrılarak modellenmişlerdir. Herbir çerçeve için öncelikle özilişki matrisleri hesaplanmış daha sonra Karhunen Loeve Dönüşümü'nden yararlanılarak herbir çerçeve için hesaplanmış özilişki matrislerinin özdeğerleri ve özvektörleri belirlenmiştir. Herbir çerçeve için belirlenen özdeğerler büyükten küçüğe doğru sıralanarak en büyük özdeğere karşı gelen özvektör (enerjisi en yüksek) bulunmuştur. Diğer özvektörler enerji anlamında çok az bir katkıya sahip olduklarından gözardı edilmişlerdir. Daha sonra özgün işaret vektörlerinin ve hesaplanan en yüksek enerjili özvektörlerin kullanılması ile Zarf Vektörleri adı verilen vektörler bulunmuştur.

Yüzbinlerce çerçeve vektörüne ilişkin en yüksek enerjili özvektörlerin ve zarf vektörlerinin çizdirilerek incelenmesi sonucunda bu vektörlerin kendi içlerinde birbirlerine fiziksel olarak benzedikleri veya benzer yapıların birbirini yinelediği görülmüştür. Bu noktadan hareket edilerek birbirlerini yineleyen vektörlerin indirgenebilecekleri sonucuna varılmıştır.

Pearson ilinti katsayısı kullanılarak birbirlerine benzer olan ve birbirlerinden farklı olan vektörler belirlenmiştir. Buna göre benzer olan vektörler elenerek oldukça az sayıda indirgenmiş vektör setleri oluşturulmuştur. İndirgenen en yüksek enerjili özvektörler ve zarf vektörleri sırasıyla Temel Tanım Vektör Bankası ve Zarf Vektör Bankası altında toplanmıştır. Bu iki banka da Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankasını oluşturmuştur.

Herhangi bir biyolojik işaret (EKG, EMG, EEG), çerçevelere ayrıldıktan sonra oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankasından her bir çerçeve için en küçük kareler anlamında (Least Mean Square-LMS) en az hatayı verecek uygun Temel Tanım ve Zarf Vektör çiftini bir çerçeve ölçekleme katsayısı ile birlikte bankadan seçilmesi ile yeniden oluşturulur. Bir başka deyişle biyolojik işaretin her bir çerçevesi, kabul edilebilir bir hata sınırı içerisinde, çerçeve ölçekleme katsayısı C_i , Temel Tanım ve Zarf vektörlerinin indis numaraları olan R ve K ile temsil edilmiş olacaktır.

Biyolojik işaretlerinin iletilmesinde, işaretin tamamının gönderilmesi yerine, her bir çerçevenin oluşturulmasında kullanılan ve Temel Tanım ve Zarf Vektör (ya da Fonksiyon) Bankalarında yer alan Temel Tanım ve Zarf vektörlerinin indislerin gönderilmesi biyolojik işaretlerin yeniden oluşturulması için yeterli olmaktadır. Temel Tanım ve Zarf vektörlerinin sayısı özgün işaretin çerçeve sayısından daha az olacağından bunları temsil etmek için gerekli olan bit sayısı oldukça azalacaktır. Böylece, kullanılacak olan vektörlerin sayısı ile sıkıştırma oranı değişecektir. Kullanılacak olan vektör sayısı ve sıkıştırma oranı yeniden oluşturulan biyolojik işaretin özgün işarete göre olan hatasını etkileyecektir. Bu hatanın kabul edilebilir değerler içinde kalması bir başka deyişle tanı ve tedavi için gerekli bilgilerin korunacak biçimde olması gerekmektedir. Önerilen yöntem, bu koşula bağlı kalarak oldukça tatmin edici sıkıştırma oranları vermektedir.

Geliştirilen yöntem, özellikle EKG işaretleri açısından daha önceden geliştirilmiş çeşitli yöntemler ile yeniden oluşturma hatası (PRD) ve sıkıştırma oranı (CR) anlamında karşılaştırıldığından önerilen yöntemin daha iyi sonuçlar verdiği belirlenmiştir. EKG işaretleri açısından PRD ve CR değerleri birlikte değerlendirilerek en uygun çerçeve uzunluğunun 16 olduğu saptanmıştır. Önerilen yöntem bu koşul altında %3,5 PRD hatası ile birlikte yaklaşık 10:1 (%90) oranında bir sıkıştırma sağlamaktadır. Bununla birlikte önerilen yöntem, çerçeve uzunluğunun artırılması durumunda yaklaşık 50:1 oranında bir sıkıştırma gerçekleştirebilmektedir.

Vektör nicemleme bazlı çalışan yöntemlerde, komşu vektörlerin sınır değerleri arasındaki süreksizliklerin birer gürültü kaynağı gibi davrandığı iyi bilinmektedir. Bu çalışmada önerilen yöntem işaretleri çerçeve çerçeve yeniden oluşturduğu için,

oluşturulan çerçeve vektörlerinin sınır noktalarında blok etkisi olarak adlandırılan bu durum ile karşılaştırılması olasılığı vardır. Bu etkinin azaltılması için yaygın olarak kullanılan yöntemlerden biri, komşu çerçeve vektörlerinin sınır noktalarının merkez olarak alındığı pencereleme işleminden geçirmektir. Bu işlem gerçekleştirildiğinde elde edilen hata değerlerinde %3 ile %5 oranında iyileşme gözlenmektedir [60]. Ancak bu çalışmada, önerilen yöntemin hata değerleri oldukça düşük olması nedeniyle bu uygulamaya yer verilmemiştir.

Bununla birlikte önerilen yöntem :

- Herhangi bir QRS belirleme algoritmasına ihtiyaç duymaması
- İşaretin üzerine bir gürültü eklenmesi durumunda yöntemin doğasından ileri gelen özellikler nedeniyle bu gürültüyü belli bir oranda azaltması

nedeniyle diğer yöntemlere göre önemli bir üstünlüğe sahiptir.

Ayrıca önerilen yöntemin EMG ve EEG işaretleri üzerindeki başarımı da incelenmiştir. EMG ve EEG işaretleri için çerçeve uzunluğunun 8 ile 16 arasında kalması gerektiği özellikle çerçeve uzunluğunun 8 olarak alınması durumunda oldukça tatmin edici sonuçlar elde edildiği görülmüştür.

Elde edilen sonuçlar incelendiğinde önerilen yöntemin, yarı durağan özellik gösteren EKG işaretlerinin modellenmesinde yarı durağan özellik göstermeyen EMG ve EEG işaretlerine göre çok daha başarılı olduğu sonucuna varılmıştır.

Sonuç olarak geliştirilen yöntem teknik yazında yeralan gerek zaman gerek ise frekans tabanlı işaret modelleme yöntemlerine önemli bir seçenek oluşturmaktadır.

KAYNAKLAR

- [1] **Zigel, Y.**, 1998. ECG Signal Compression, M.Sc. Thesis, Ben Gurion University of the Negev, Faculty of Engineering Sciences, Department of Electrical and Computer Engineering, Israel.
- [2] **Tompkins, W.J.**, 1993. Biomedical Digital Signal Processing, Prentice Hall, New Jersey
- [3] **Engan, K.**, 2000. Frame Based Signal Representation and Compression, Ph.D. Thesis, Chap. 1, p. 1-3, Department of Electrical and Computer Engineering, Stavanger University College, Norway.
- [4] **Jalaleddine, S.M., Hutchens, C.G., Strattan, R.D., Coberly, W.A.**, 1990. ECG Data Compression Techniques- A Unified Approach, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol. 37, No. 4, 329-342.
- [5] **Karaş, A.**, 1997, Elektriksel İşaretlerin Temel Tanım Fonksiyonlarıyla Karakterizasyonu, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektronik Mühendisliği Bölümü, İstanbul, Türkiye.
- [6] **Güz, Ü.**, 2002, Türkçe Konuşma için Optimum Temel Tanım Fonksiyonlarının Belirlenmesinde Yeni Bir Yaklaşım, Doktora Tezi (Tez Danışmanı : Prof. Dr. B. Sıddık Yarman), İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektronik Mühendisliği Bölümü, İstanbul, Türkiye.
- [7] **Moody, G.B., Soroushian, K., Mark, R.G.**, 1988. ECG Data Compression for Tapeless Ambulatory Monitors, *Computer in Cardiology*, 467-470.
- [8] **Miaou, S.G., Yen, H.L., Lin, C.L.**, 2002. Wavelet-Based ECG Compression Using Dynamic Vector Quantization with Tree Codevectors in Single Codebook, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol. 49, No. 7, 671-680.
- [9] **Proakis, J.G.**, 1995. Digital Communication, 3rd Edition, McGraw-Hill, New York

- [10] **Jayant, N.S., Noll, P.**, 1984. Digital Coding of Waveforms, Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey
- [11] **Mueller, W.C.**, 1978. Arrhythmia Detection Program for an Ambulatory ECG Monitor, *Biomed. Sci Instrument*, 14, 81-85
- [12] **Bohs, L.N., Barr, R.C.**, 1988. Prototype for Real-Time Adaptive Sampling Using the FAN Algorithm, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 26, 574-583.
- [13] **Cox, J.R., Nolle, F.M., Fozzard, H.A., Oliver, G.C.Jr.**, 1968. AZTEC: A Processing Program for Real-Time ECG Rhythm Analysis, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, BME.38(3), 253-259.
- [14] **Abenstein, J.P., Tompkins, W.J.**, 1982. A New Data Reduction Algorithm for Real-Time ECG Analysis, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, BME.29, 43-48.
- [15] **Jalaleddine, S.M., Hutchens, C.G.**, 1990. SAIES-A New ECG Data Compression Algorithm, *Journal of Clinical Engineering*, 15(1) 45-51.
- [16] **Newman, A.J.**, 1996. Model Reduction via the Karhunen Loeve Expansion Part I : An Exposition, *Technical Report, T.R. 96-32*, Institute for Systems Research (ISR).
- [17] **Newman, A.J.**, 1996. Model Reduction via the Karhunen Loeve Expansion Part II : Some Elementary Examples, *Technical Report, T.R. 96-33*, Institute for Systems Research (ISR).
- [18] **Akansu, A.N., Haddad, R.A.**, 1992. Multiresolution Signal Decomposition Transform, Subband, Wavelets, Academic Press.
- [19] **Ahmed, N., Rao, K.R.**, 1975. Orthogonal Transforms for Digital Signal Processing, Springer-Verlag, Berlin
- [20] **Cadzow, J.**, 1990. Signal Processing via Least Squares Error Modeling, *IEEE Acoustic, Speech, and Signal Processing Magazine*, 12-31.
- [21] **Ray, W.D., Driver, R.M.**, 1970. Further Decomposition of the Karhunen Loeve Series Representation of a Stationary Random Process, *IEEE Trans. on Information Theory*, Vol. IT-16, No. 6, 663-668.

- [22] **Rao, K.R., Yip, P.**, 1990. Discrete Cosine Transforms : Algorithms, Advantages, Applications, Academic Press.
- [23] **Ahmed, N., Natarajan, T., Rao, K.R.**, 1974. Discrete Cosine Transform, *IEEE Trans. on Computers*, Vol C-23, 90-93.
- [24] **Gray, A.H., Markel, J.D.**, 1976. Quantization and Bit Allocation in Speech Processing, *IEEE Trans. on Acoustic, Speech, and Signal Processing*, Vol ASSP-24, No.6, 459-473.
- [25] **Oppenheim, A.V., Willsky, A.S., Young, I.T.**, 1983. Signals and Systems, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey.
- [26] **Proakis, J.G., Manolakis, D.G.**, 1992. Digital Signal Processing, Principles, Algorithms, and Applications, 2nd Edition, MacMillan Publishing Company, New York.
- [27] **Hilton, M.L.**, 1997. Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol.44, No.5, 394-402.
- [28] **Lu, Z., Kim, D.Y., Pearlman, W.A.**, 2000. Wavelet Compression of ECG Signals by the Set Partitioning in Hierarchical Trees Algorithm, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol.47, 849-856.
- [29] **Miaou, S.G., Chen, K.T.**, 2001. Improving Storage Efficiency of Vector Quantization Codebook for Physiological Quasi-Periodic Signals, *Medical Engineering and Physics*, Vol.23, 401-410.
- [30] **Miaou, S.G., Larn, J.H.**, 2000. Adaptive Vector Quantization for Electrocardiogram Signal Compression Using Overlapped and Linearly Shifted Codevectors, *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol.38, 547-552.
- [31] **Stearns, S.D., Hush, D.R.**, 1990. Digital Signal Analysis, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey.
- [32] **Walter, G.G.**, 1994. Wavelets and Other Orthogonal Applications, CRC Press.
- [33] **Yarman, B.S.**, 1994. Sayısal İşaret İşleme Ders Notları, İstanbul Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi.

- [34] **Karaş, A., Yarman, B.S.**, 1995. A New Approach for Representing Discrete Signal Waveforms via Private Signature Base Sequences, *12th European Conference on Circuit Theory and Design (ECCTD'95)*, İstanbul, Türkiye, 27-31 Ağustos, s.875-878.
- [35] **Karaş, A., Yarman, B.S.**, 1997. EKG Sinyallerinin Temel Tanım Fonksiyonlarıyla Sıkıştırılması, *5. Sinyal İşleme ve Uygulamaları Kurultayı Bildirileri Kitabı*, Kuşadası, Aydın, Türkiye, 1-3 Mayıs, s.746-751.
- [36] **Karaş, A., Yarman, B.S.**, 1997. A New Method for the Compression of ECG Signals: The YARKAR Method, *ICSPAT'97*, San Fransisco, 14-17 Eylül.
- [37] **Gürkan, H., Güz, Ü., Yarman, B.S.**, 2001. EKG (ElectroCardioGram) İşaretlerinin Özgün Temel Tanım Fonksiyonları ile Modellenmesi, *SİU'2001 IEEE Sinyal İşleme ve Uygulamaları Kurultayı*, Gazi Magusa, K.K.T.C., 25-27 Nisan, Cilt 2, s. 693-698.
- [38] **Güz, Ü., Gürkan, H., Yarman, B.S.**, 2001. Çift Tabanlı Referans Tablolarıyla Ses İşaretlerinin Modellenmesinde Özgün Bir Yaklaşım, *SİU'2001 IEEE Sinyal İşleme ve Uygulamaları Kurultayı*, Gazi Magusa, K.K.T.C., 25-27 Nisan, Cilt 2, s. 587-592.
- [39] **Akdeniz R., Güz, Ü., Gürkan, H., Yarman, B.S.**, 2001. Farklı Ses Kaynaklarından Üretilen Temel Tanım Dizileri ile Konuşma İşaretlerinin Modellenmesi, *SİU'2001 IEEE Sinyal İşleme ve Uygulamaları Kurultayı*, Gazi Magusa, K.K.T.C., 25-27 Nisan, Cilt 1, s. 128-133.
- [40] **Güz, Ü., Yarman, B.S., Gürkan, H.**, 2001. A New Method to Represent Speech Signals via Predefined Functional Bases, *Proceedings of ECCTD'01 European Conference on Circuit Theory and Design*, Espoo, Finland, 28-31 August, Vol.II, pp. 5-8.
- [41] **Yarman, B.S., Gürkan, H., Güz, Ü., Aygün, B.**, 2001. A Novel Method to Represent ECG Signals via Predefined Personalized Signature and Envelope Functions, *EMBC2001 23RD Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Conference Digest-CD)*, İstanbul, Turkey, 25-28 October, No.778, pp. 1-4.

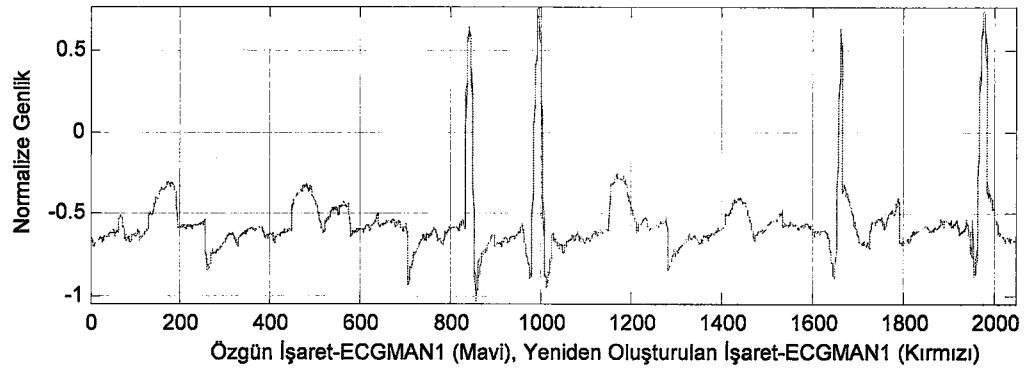
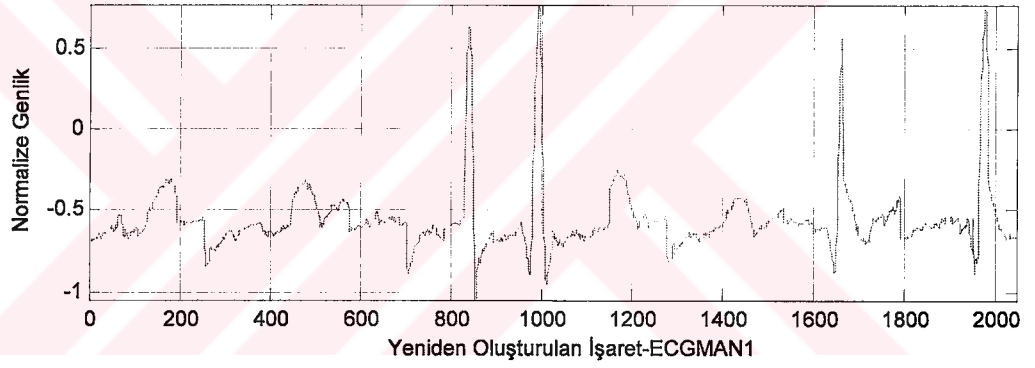
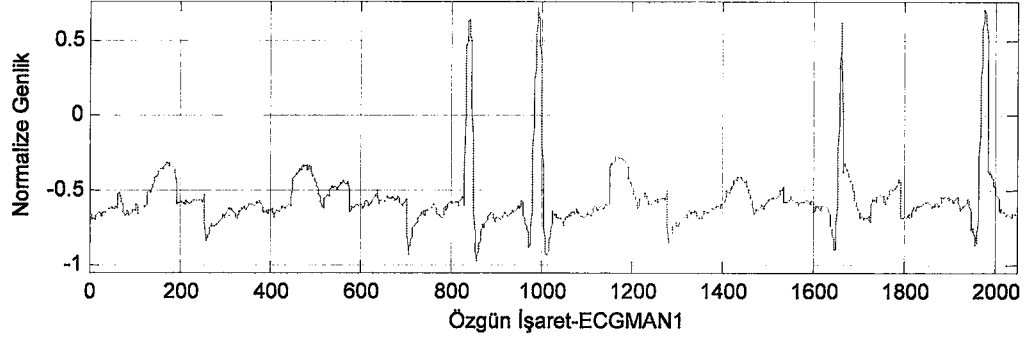
- [42] **Güz, Ü., Gürkan, H., Yarman, B.S.**, 2002. Ses İşaretlerinin Modellenmesi için Optimum Temel Tanım Fonksiyonlarının Belirlenmesinde Yeni Bir Yaklaşım, SİU'2002 10. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, Denizli, Türkiye, 12-14 Haziran, Cilt 2, s. 691-696.
- [43] **Gürkan, H., Güz, Ü., Yarman, B.S.**, 2002. EEG (ElectroEncephaloGram) İşaretlerinin Optimum Temel Tanım Fonksiyonları ile Modellenmesinde Yeni Bir Yaklaşım, SİU'2002 10. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, Denizli, Türkiye, 12-14 Haziran, Cilt 2, s. 1204-1209.
- [44] **Gürkan, H., Güz, Ü., Yarman, B.S.**, 2002. Modeling of EEG Signals by Using Predefined Functional Bases, *EMBECE'02 2nd European Medical and Biological Engineering Conference - Proceedings of the International Federation for Medical & Biological Engineering*, Vienna, Austria, 4-8 December, pp. 440-441.
- [45] **Güz, Ü., Gürkan, H., Yarman, B.S.**, 2002. Konuşma İşaretlerinin Konuşmacıdan Bağımsız Genelleştirilmiş Önceden Tanımlı Temel Ses ve Zarf Vektör Bankaları ile Optimum Modellenmesi, *ELECO'2002 Elektrik, Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu*, Bursa, Türkiye, 18-22 Aralık, s. 333-337
- [46] **Gürkan, H., Güz, Ü., Yarman, B.S.**, 2002. ElektroKardiyoGram (EKG) İşaretlerinin Genelleştirilmiş Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile Modellenmesi, *ELECO'2002 Elektrik, Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu*, Bursa, Türkiye, 18-22 Aralık, s. 343-347
- [47] **Yarman, B.S., Gürkan, H., Güz, Ü., Aygün, B.**, 2003. A New Modeling Method of the ECG Signals Based on the Use of an Optimized Predefined Functional Database, *Acta Cardiologica International Journal of Cardiology*, Vol. 58(3), pp. 273-275.
- [48] **Güz, Ü., Gürkan, H., Yarman, B.S.**, 2003. Yeni Bir Yalıtılmış Kelime Tanıma Algoritmasının Önceden Tanımlı Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları Kullanılarak Gerçeklenmesi, SİU'2003 IEEE 11. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, Koç Üniversitesi, İstanbul, Türkiye, 18-20 Haziran, s. 574-577
- [49] **Gürkan, H., Güz, Ü., Yarman, B.S.**, 2003. ElektroMyoGram (EMG) İşaretlerinin Özgün Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları

Kullanılarak Modellenmesi, SIU'2003 IEEE 11. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, Koç Üniversitesi, İstanbul, Türkiye, 18-20 Haziran, s. 628-631

- [50] **Güz, Ü., Yarman, B.S., Gürkan, H.,** 2003. A New Word Recognition Algorithm by Using Signature and Envelope Feature Spaces, *ECCTD'03 16th European Conference on Circuit Theory and Design*, Kraków, Poland, Vol. III, 1-4 September, pp. 161-164.
- [51] **Güz, Ü., Gürkan, H., Yarman, B.S.,** 2004. A Novel Method to Represent the Speech Signals by Using Language and Speaker Independent Predefined Functions Sets, *IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, Vancouver, Canada, 23-26 May, pp.
- [52] **Gürkan, H., Güz, Ü., Yarman, B.S.,** 2004. A Novel Representation Method for Electromyogram (EMG) Signals with Predefined Signature and Envelope Functional Bank, *IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, Vancouver, Canada, 23-26 May, pp.
- [53] **Moody, G.B.,** 1992. The MIT-BIH arrhythmia database CD-ROM. Second Ed., Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology.
- [54] **Anant, K., Dowla, F., Rodrigue, G.,** 1995. Vector Quantization of ECG Wavelet Coefficient, *IEEE Signal Processing Lett*, Vol.2, No.7, 129-131.
- [55] **Huang, X.B., English, M.J., Vincent, R.,** 1992. Fast ECG Data Compression Algorithms Suitable for Microprocessors Systems, *J. Biomed. Eng.*, Vol. 14, 64-68.
- [56] **Mammen, C.P., Ramamurthi, B.,** 1990. Vector Quantization for Compression of Multichannel ECG, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol.37, 821-825.
- [57] **Imai, H., Kimura, N., Yoshida, Y.,** 1983. An Efficient Encoding Method for Electrocardiography Using Spline Functions, *Syst. Comput. Jpn.*, Vol.16, No.3, 85-94.
- [58] **Nagasaka, Y., Iwata, A.,** 1993. Data Compression of Long Time ECG Recording Using BP and PCA Neural Networks, *IEICE Trans. Inform. Syst.*, Vol.E76-D, No.12, 1434-1442.

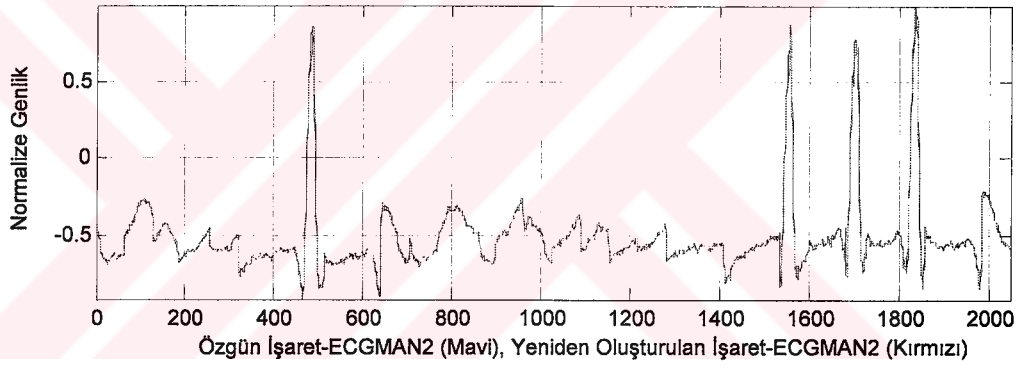
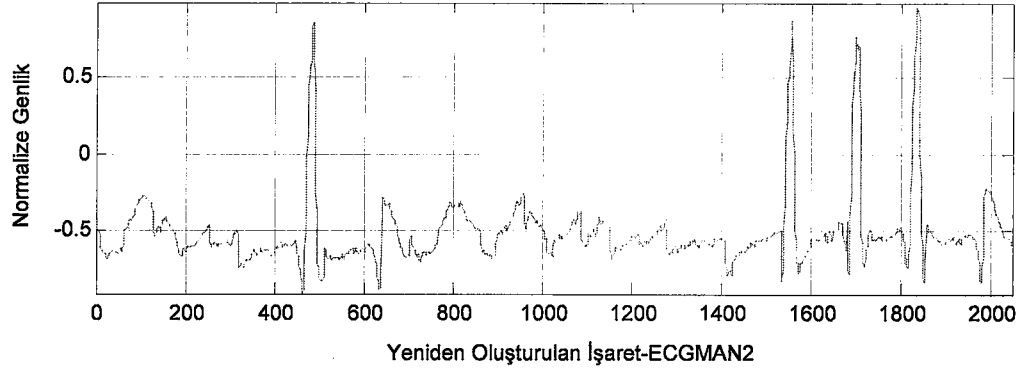
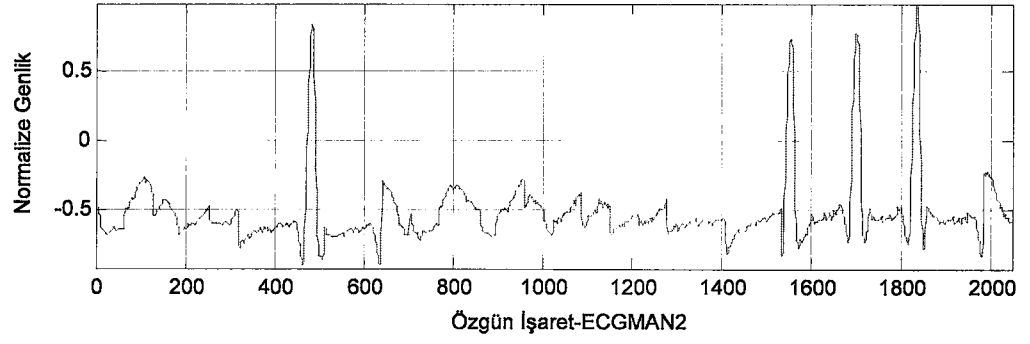
- [59] **Lee, H., Buckley, K.**, 1999. ECG Data Compression Using Cut and Align Beats Approach and 2-D Transforms, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol.46, No.5, 556-564.
- [60] **Cardenas-Barrera, J.L., Lorenzo-Ginori, J.V.**, 1999. Mean-Shape Vector Quantizer for ECG Signal Compression, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol.46, 62-70.
- [61] <http://vismod.media.mit.edu/vismod/classes/mas622-96>, Elektromiyogram veri bankası, MIT Media Laboratory.
- [62] **Guerrero, A.P.; Mailhes, C.**, 1997. On the Choice of an Electromyogram Data Compression Method, *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Chicago, IL., USA, October 30- November 2, pp. 1558-1561.
- [63] **Berger, P.A.; Nascimento, A.O., Carmo, J.C., Rocha, A.F., Santos, I.**, 2003. Algorithm for Compression of EMG Signals, *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Cancun, Mexico, 17-21 September, pp. 1299-1302.
- [64] **Schetinin, V.**, 2001. Polynomial Neural Networks Learnt to Classify EEG Signals, *NATO Advanced Study Institute on Neural Networks for Instrumentation, Measurement, and Related Industrial Applications: Study Cases*, Crema, Italy, 9-20 October.
- [65] **Mitra, S.K.**, 2001. Digital Signal Processing, McGraw-Hill.

EK A: Benzetim Sonuçları



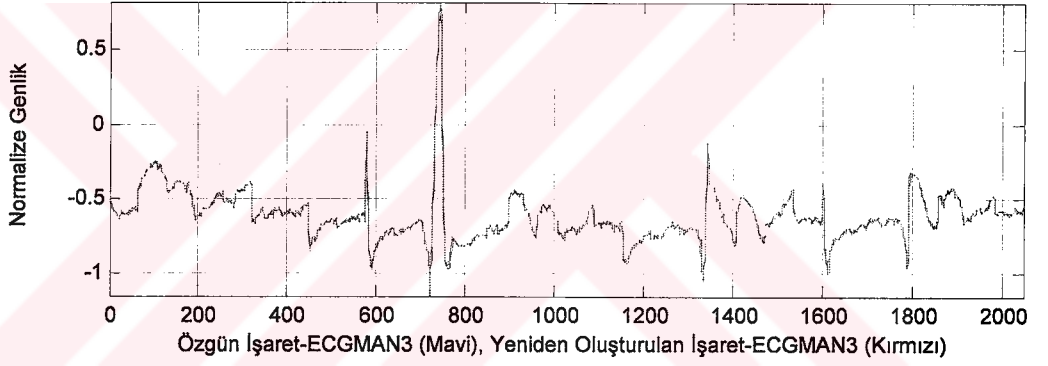
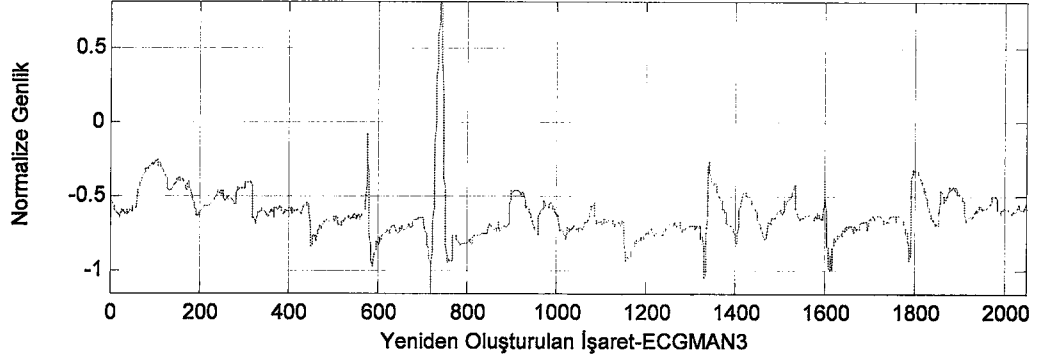
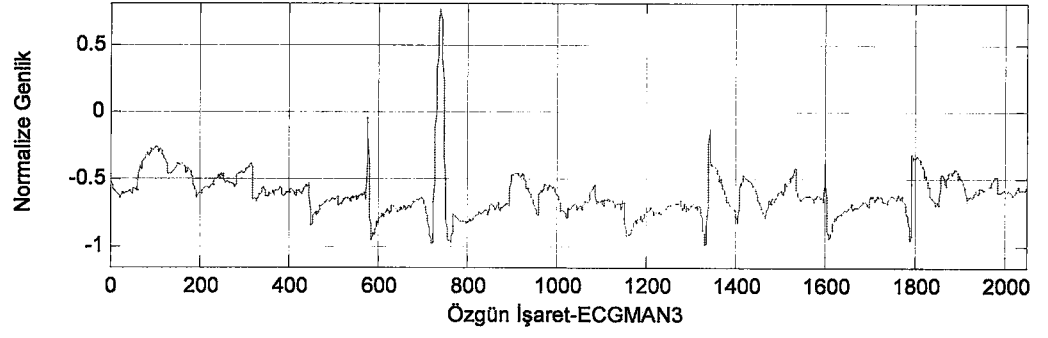
PRD=3.2473 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi : 1.061 sn.

Şekil.A.1 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN1 işareti



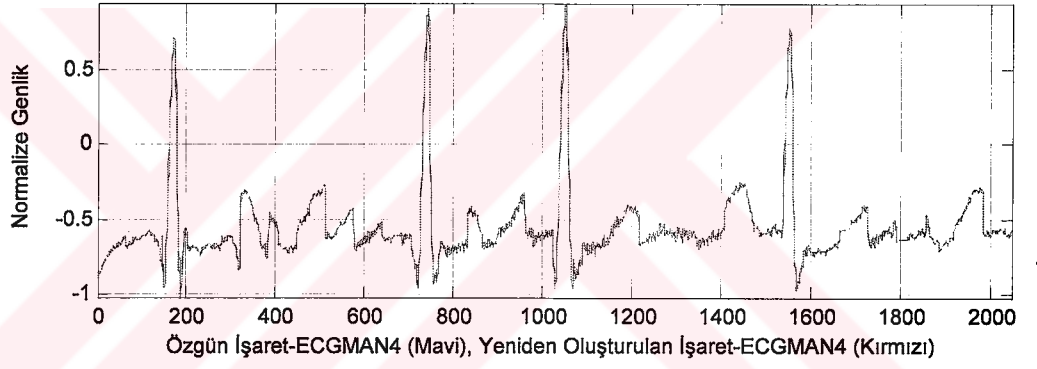
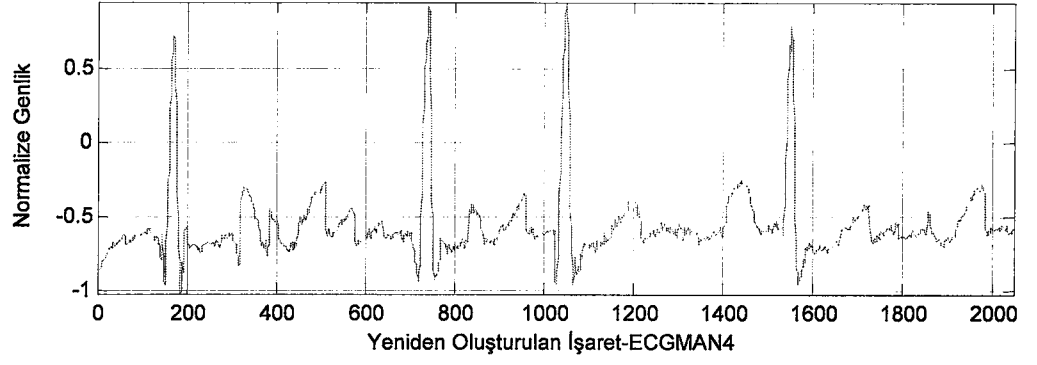
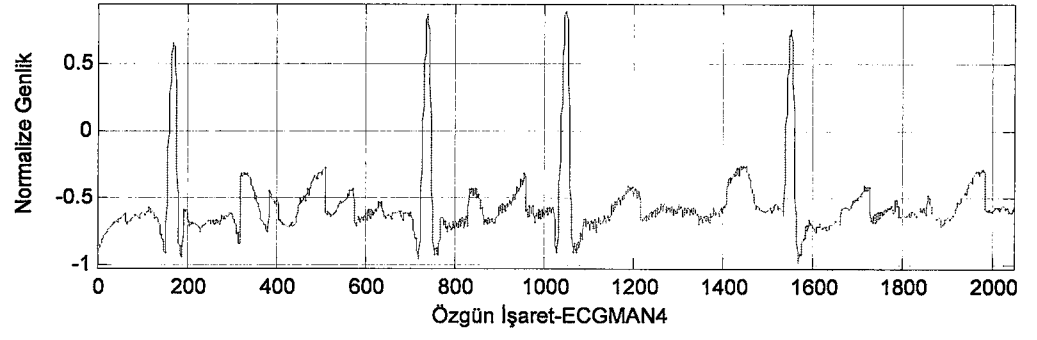
PRD=4.1351 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 1.072 sn.

Şekil.A.2 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN2 işareti



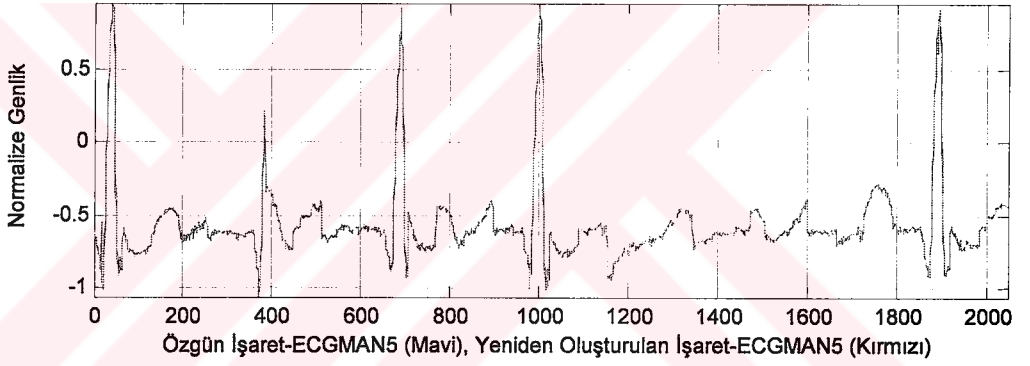
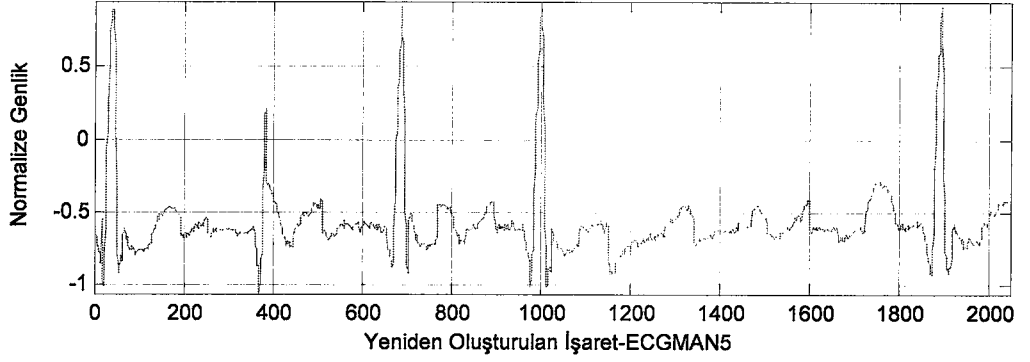
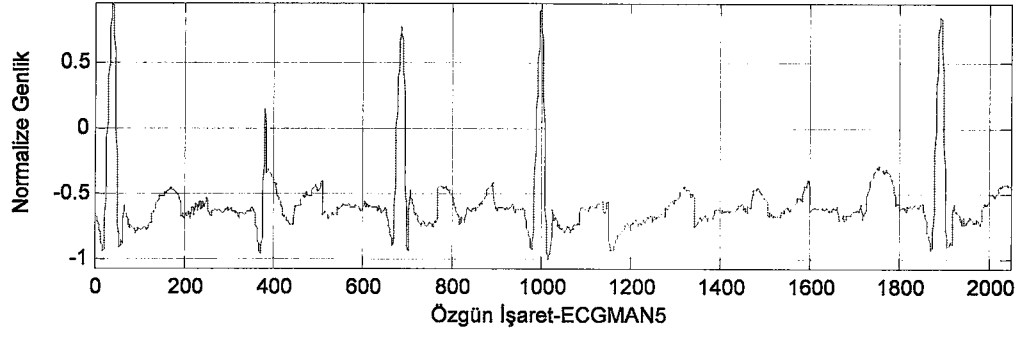
PRD=2.7054 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 1.011 sn.

Şekil.A.3 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN3 işareti



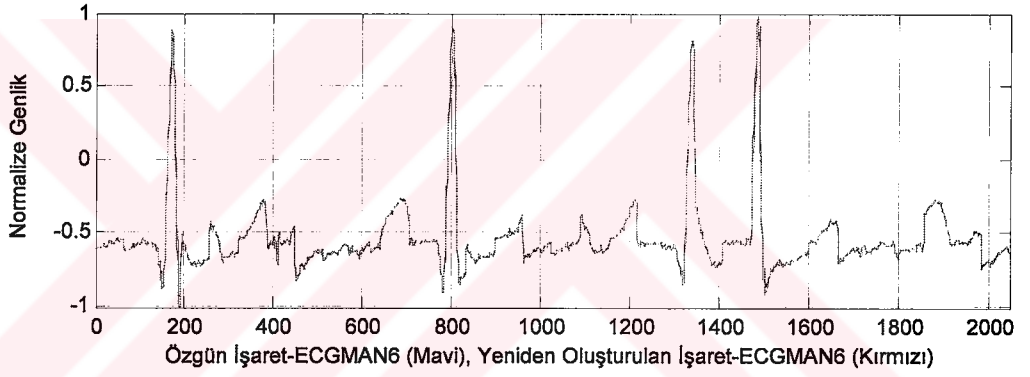
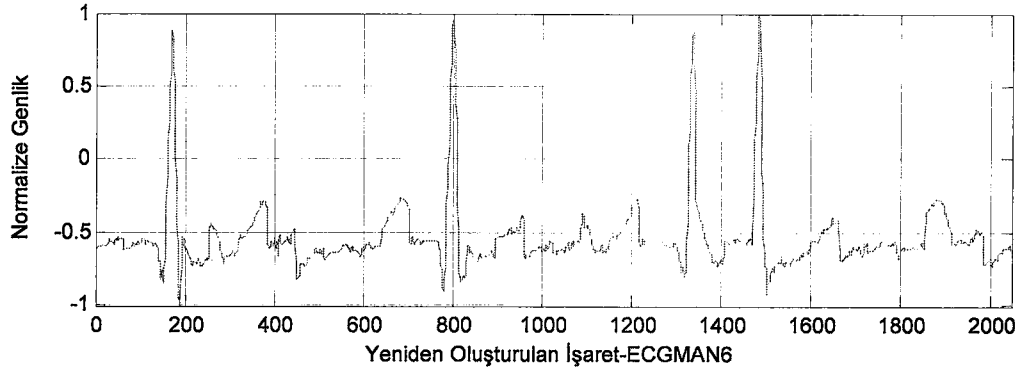
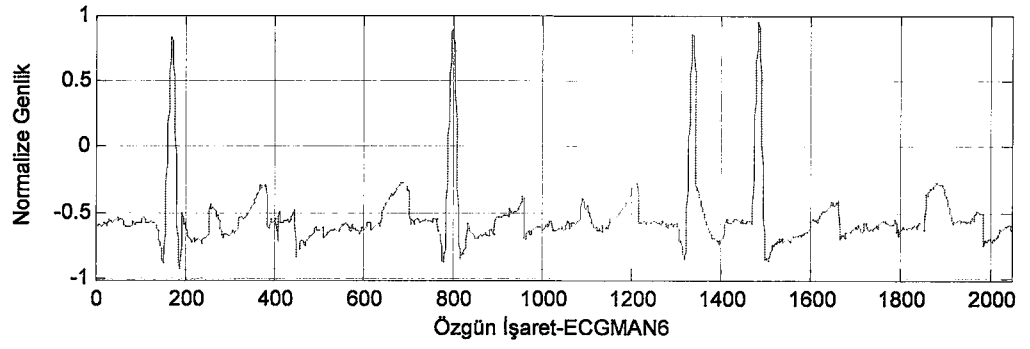
PRD=3.8005 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 0.991 sn.

Şekil.A.4 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN4 işareti



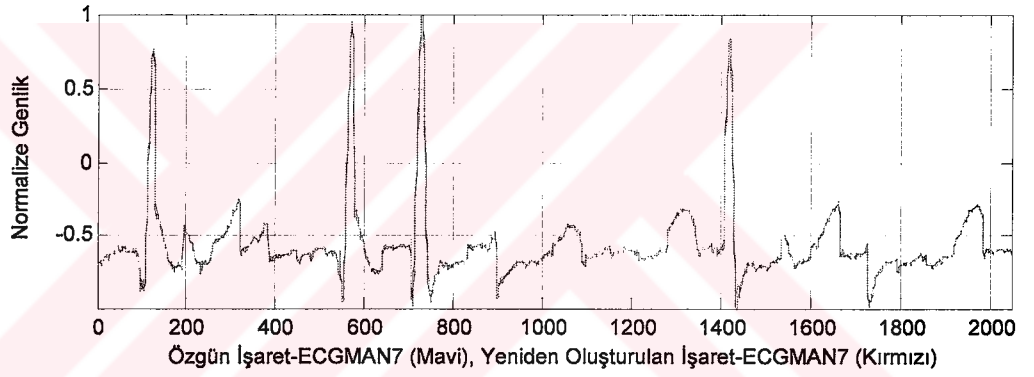
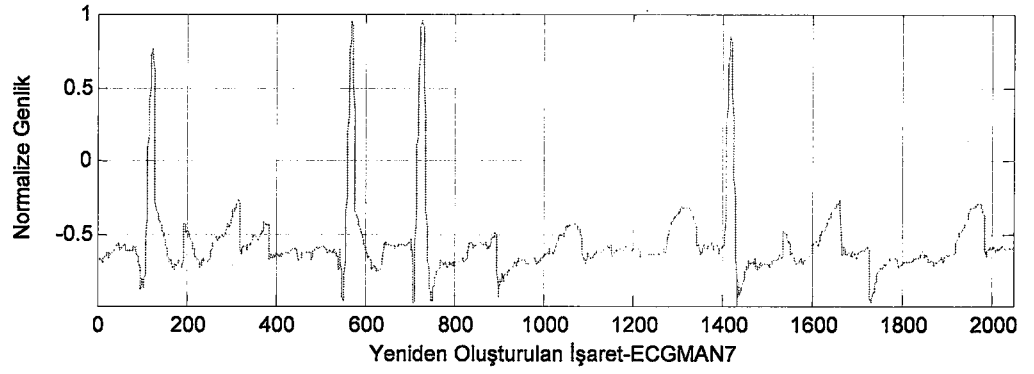
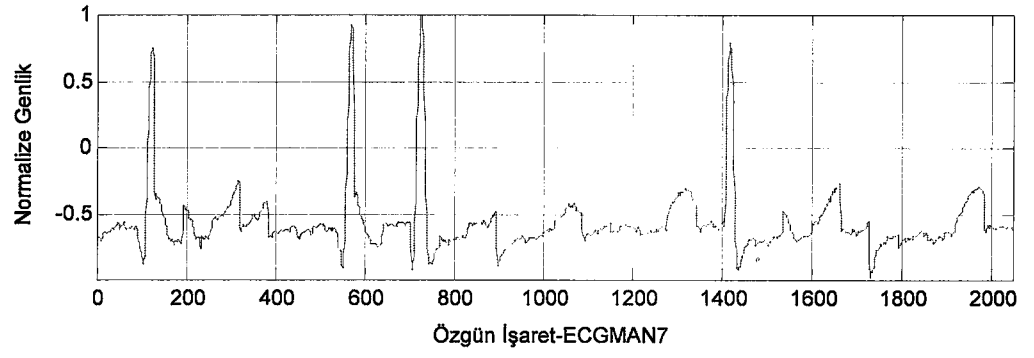
PRD=3.742 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 1.102 sn.

Şekil.A.5 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN5 işareti



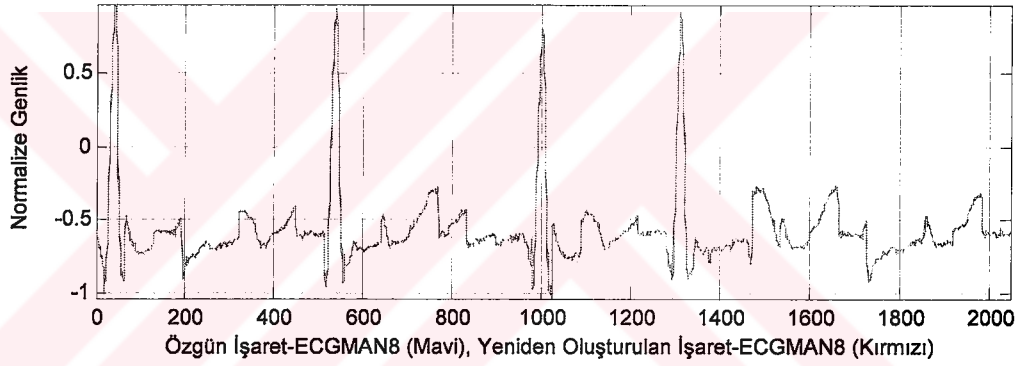
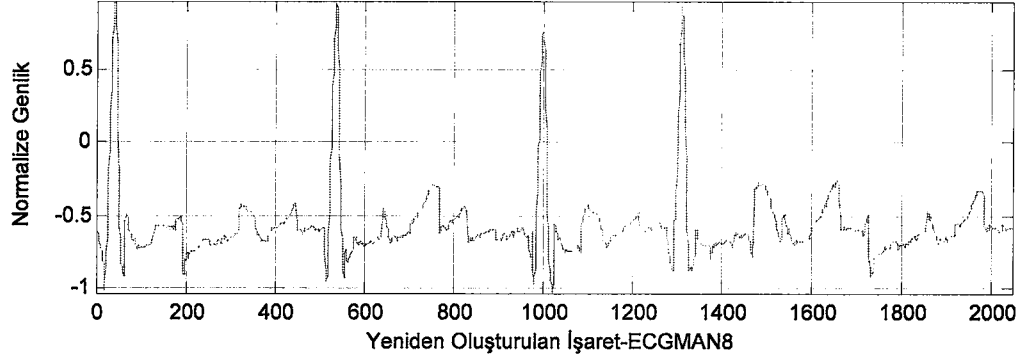
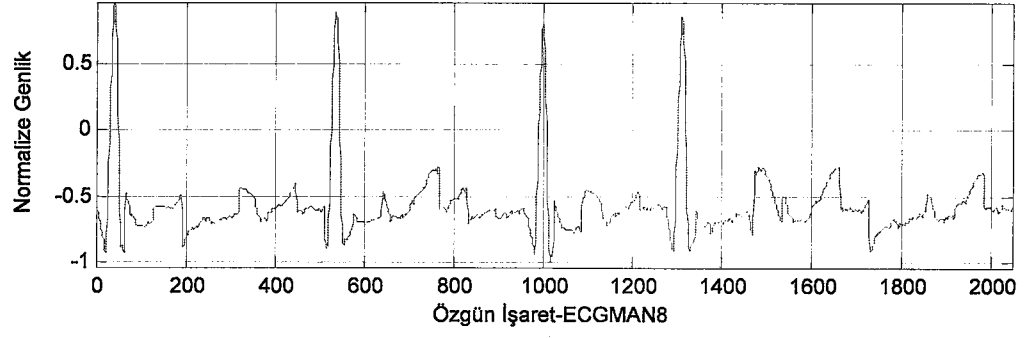
PRD=3.3828 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 0.9810 sn.

Şekil.A.6 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN6 işareti



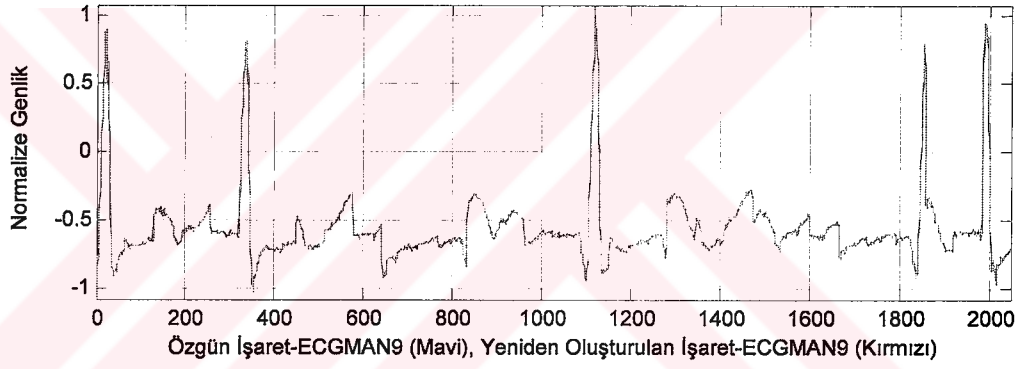
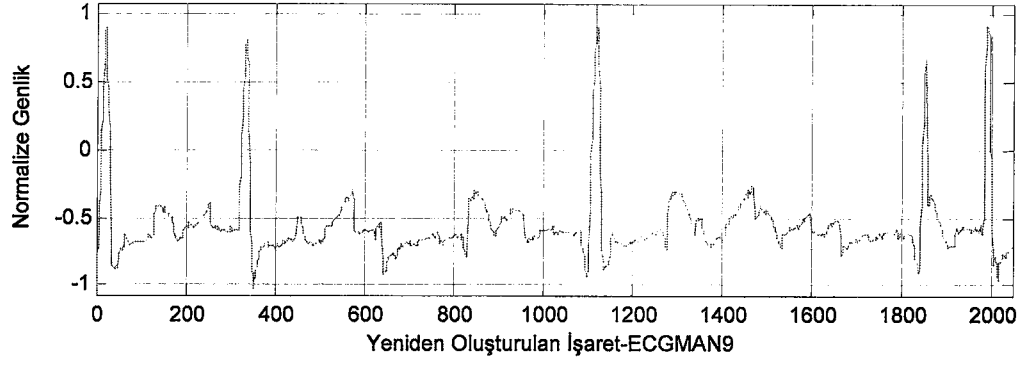
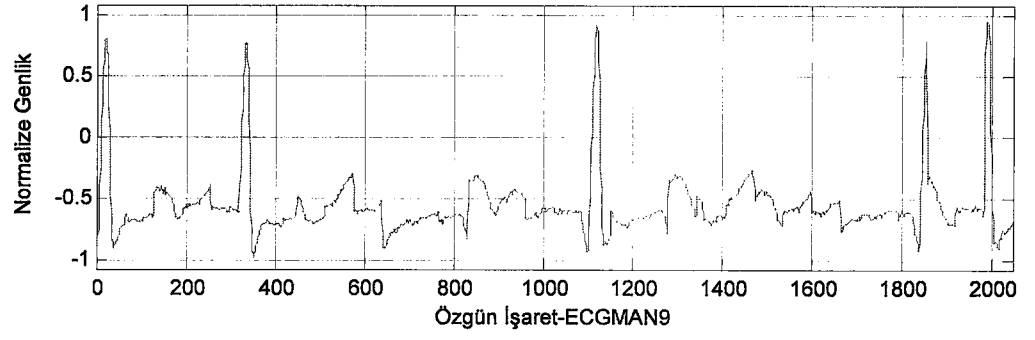
PRD=3.4976 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 0.991 sn.

Şekil.A.7 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN7 işareti



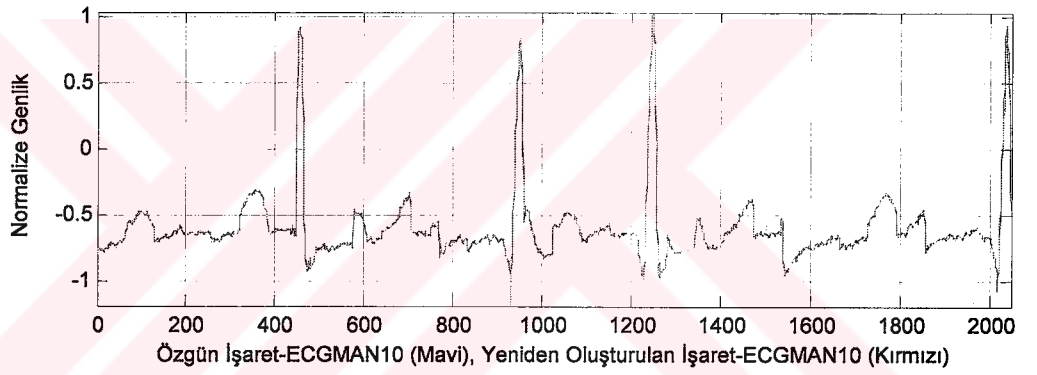
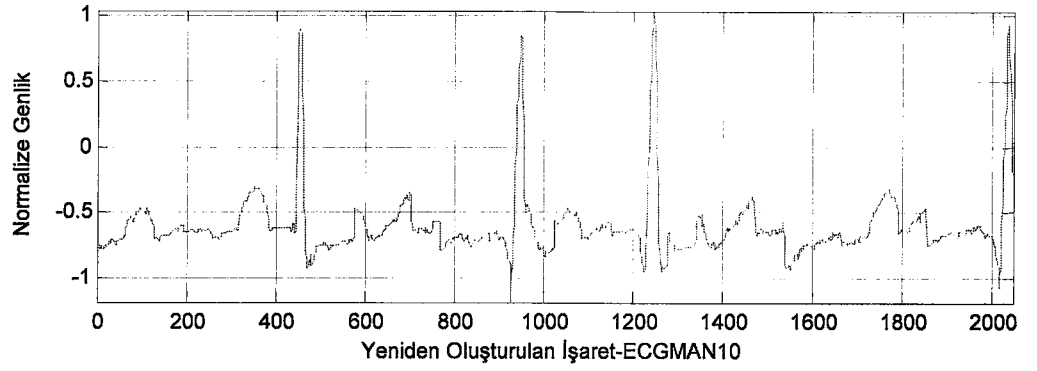
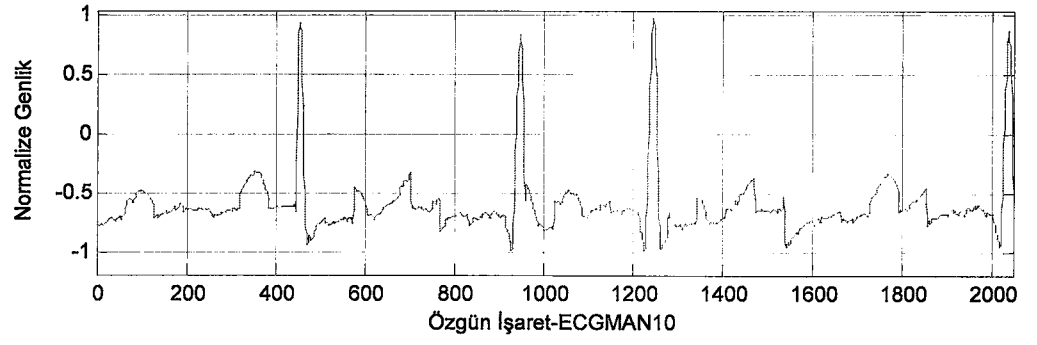
PRD=3.2954 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 1.072 sn.

Şekil.A.8 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN8 işareti



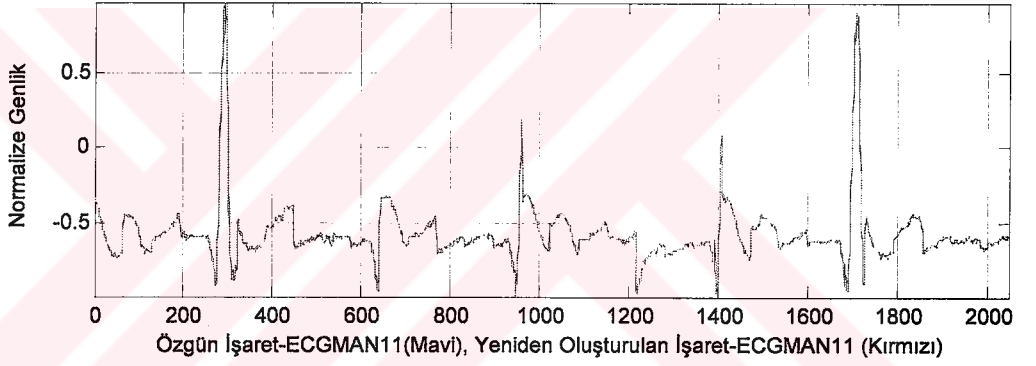
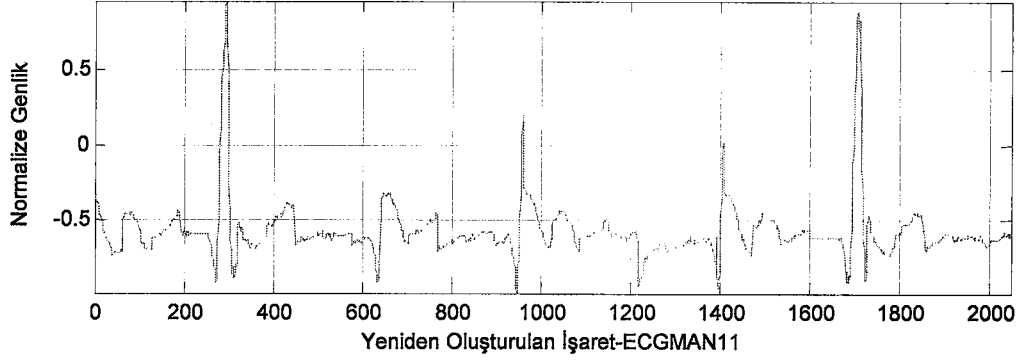
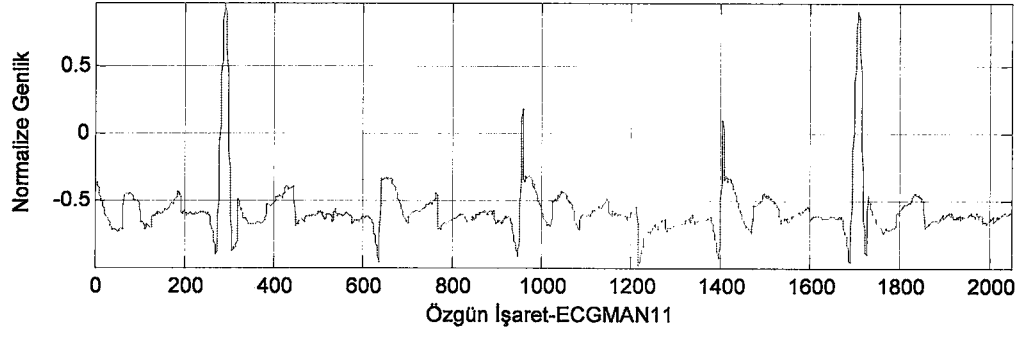
PRD=3.6202 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 1.082 sn.

Şekil.A.9 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN9 işareti



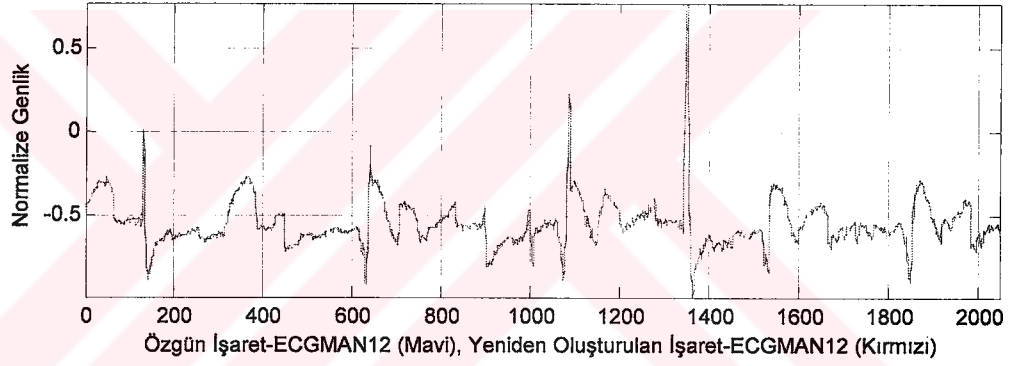
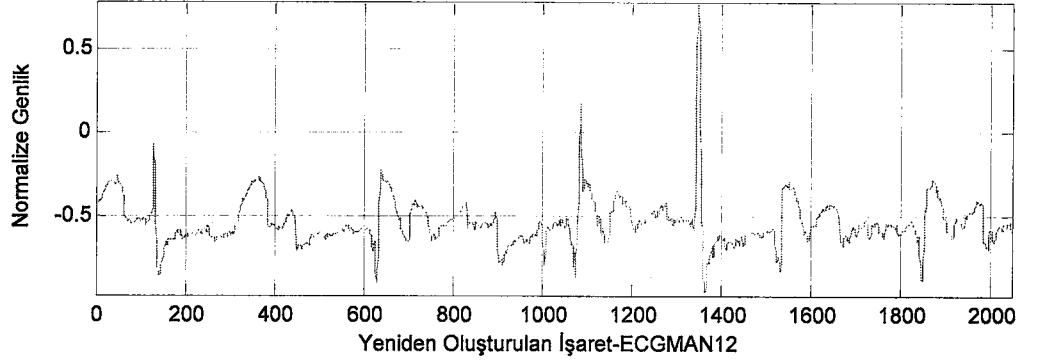
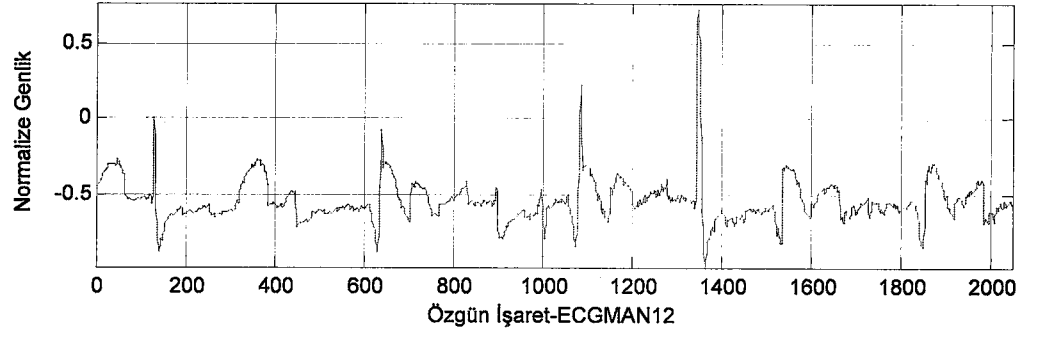
PRD=3.3431 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 1.011 sn.

Şekil.A.10 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN10 işareti



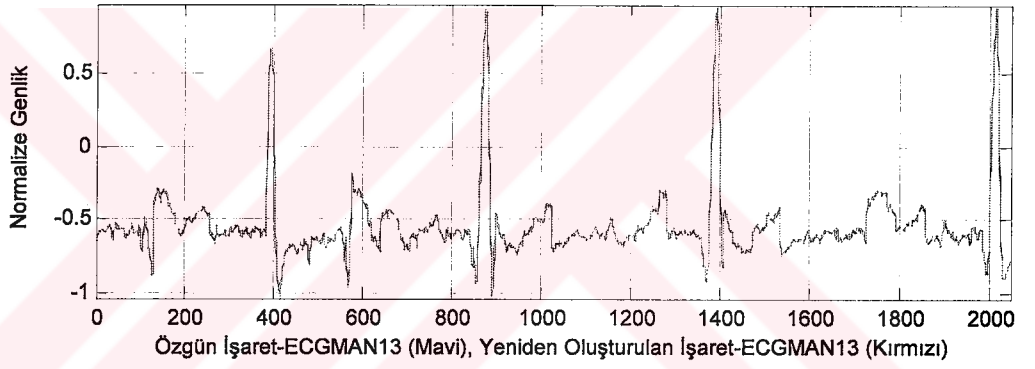
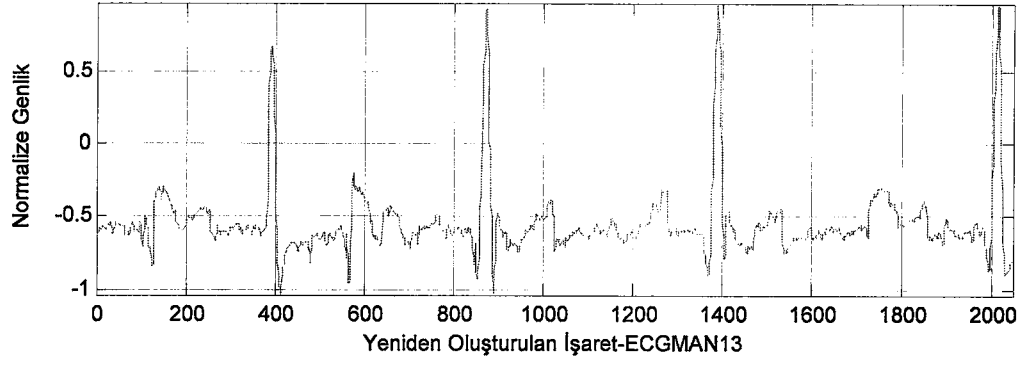
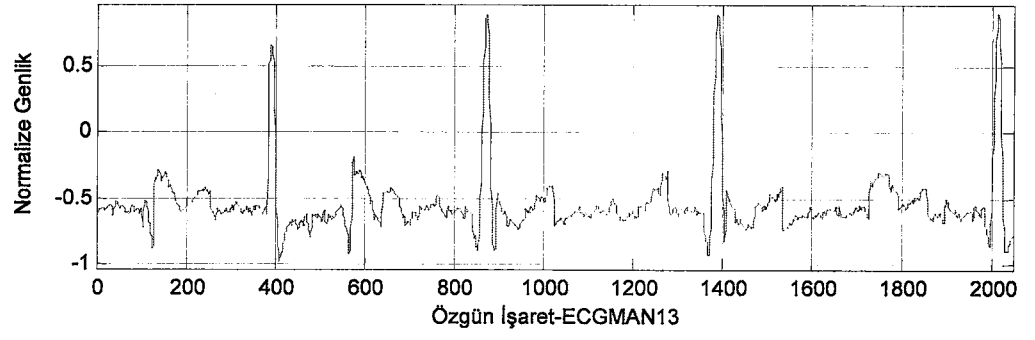
PRD=3.3493 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 0.932 sn.

Şekil.A.11 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN11 işareti



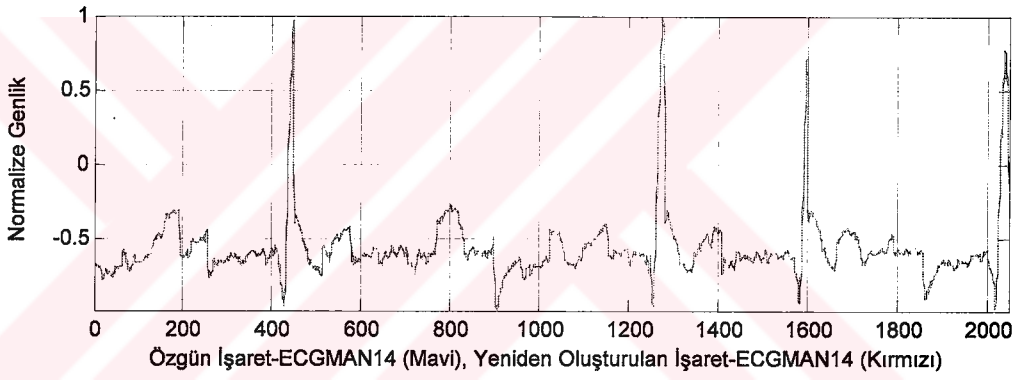
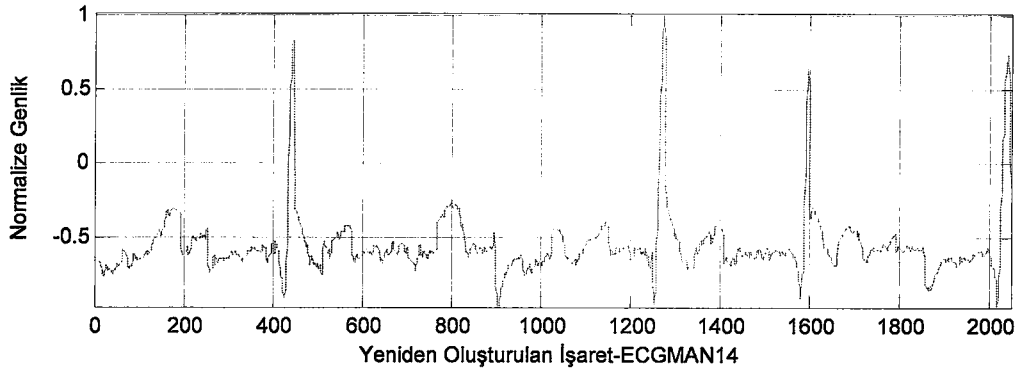
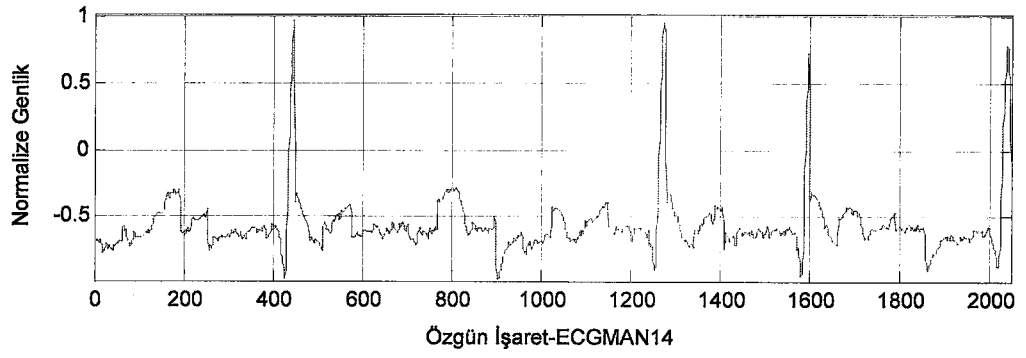
PRD=3.2061 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 0.992 sn.

Şekil.A.12 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN12 işareti



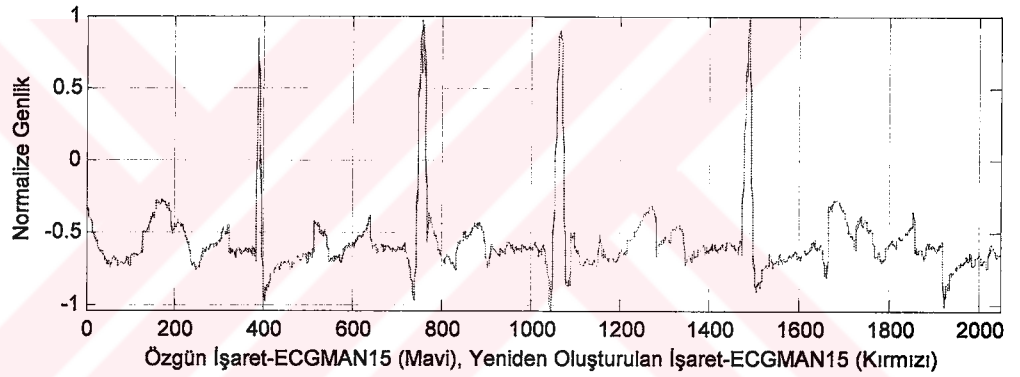
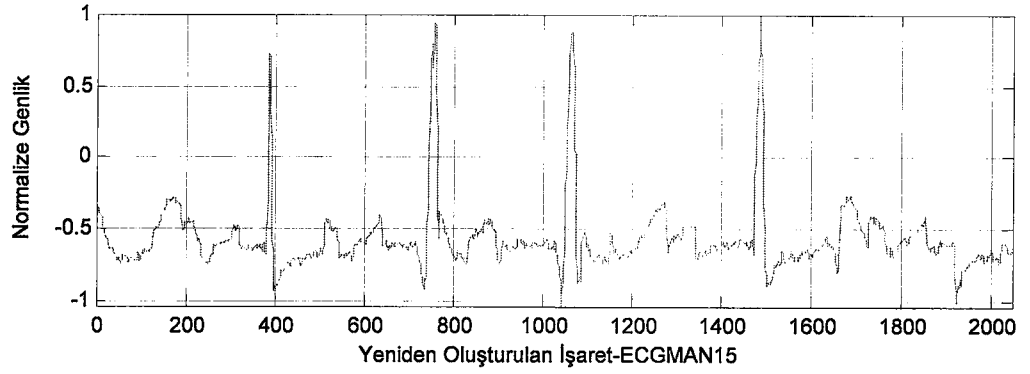
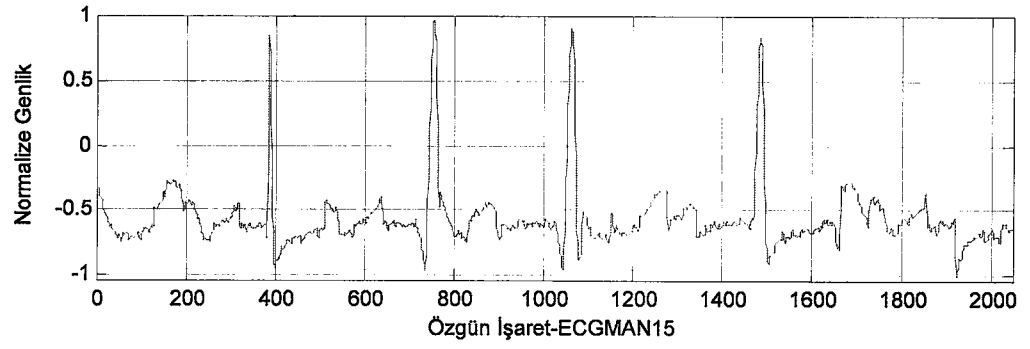
PRD=3.8552 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 0.981 sn.

Şekil.A.13 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN13 işareti



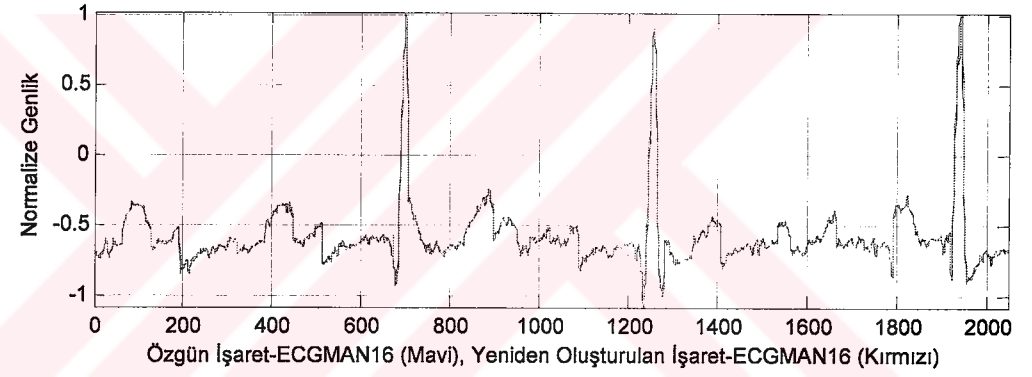
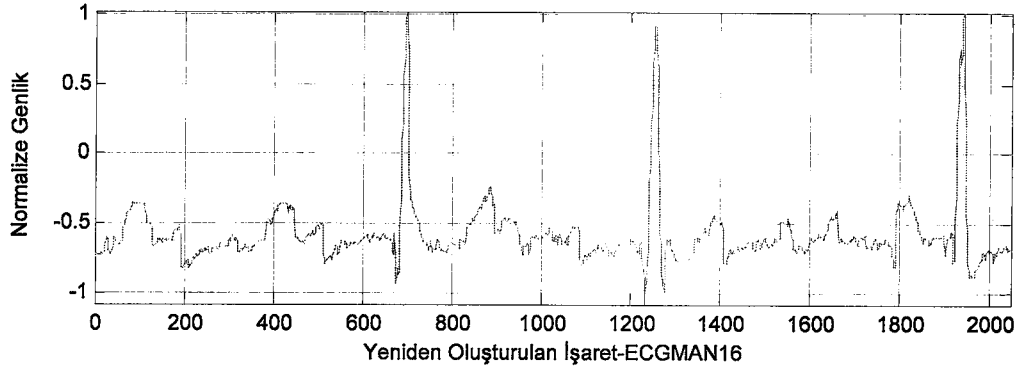
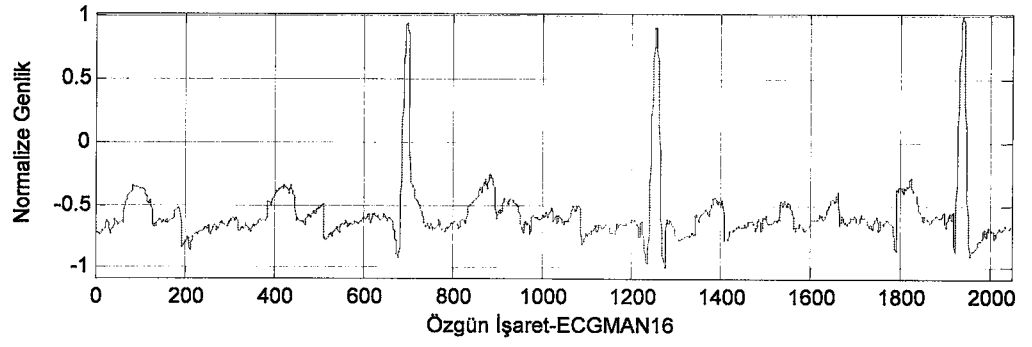
PRD=3.2587 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 0.971 sn.

Şekil.A.14 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN14 işareti



PRD=3.7808 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 0.952 sn.

Şekil.A.15 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN15 işareti



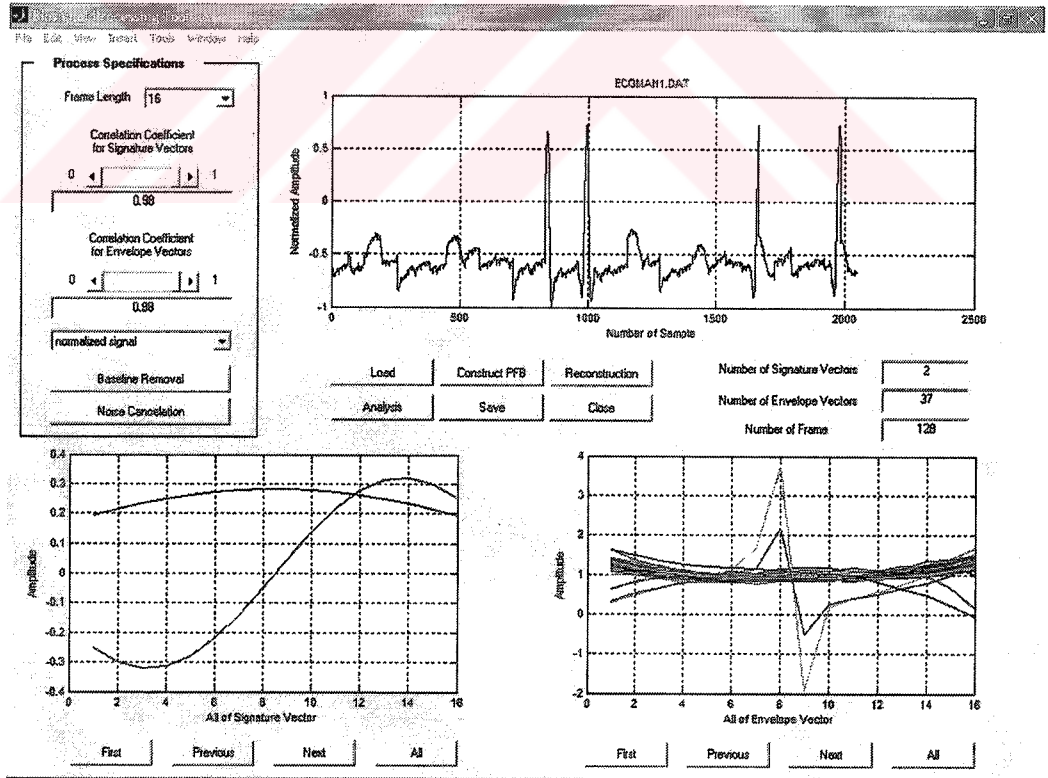
PRD=3.8495 CR=9.6
Yeniden oluşturma süresi: 0.991 sn.

Şekil.A.16 $L_F=16$ için özgün ve yeniden oluşturulan ECGMAN16 işareti

EK B: Biyolojik İşaret İşleme Paket Programı

Önerilen yönteme ilişkin yukarıda tüm ayrıntıları ile sunulan algoritma-I ve algoritma-II temel alınarak Matlab 6.5 platformu üzerinde kullanıcı etkileşimli bir yazılım geliştirilmiştir. Geliştirilen arayüz, kullanıcılara yeni yönteme ilişkin matematiksel ayrıntıları bilmeden biyolojik işaretlerin modellenmesine, sıkıştırılmasına ve yeniden oluşturulmasına imkan tanımaktadır. Geliştirilen Biyolojik İşaret İşleme Paket programının başlıca özellikleri

- Temel Tanım Fonksiyonlarının Belirlenmesi
 - Zarf Fonksiyonlarının Belirlenmesi
 - Gürültünün Temizlenmesi
 - Eşelektrik Doğrusundaki Sapmanın Çıkartılması (Baseline Removing)
 - Yüksek Sıkıştırma Oranı
 - Düşük PRD Değerleri ile Yeniden Oluşturma
- olarak sayılabilir.

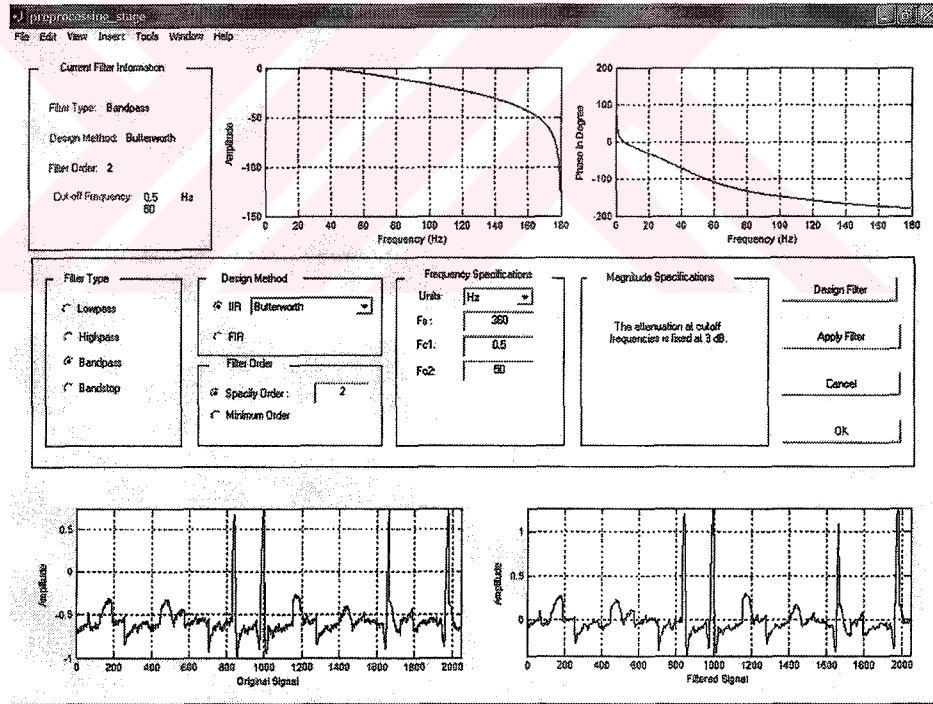


Şekil B.1 Geliştirilen biyolojik işaret işleme paket programına ilişkin ana menü

Şekil B.1’de geliştirilen paket programa ilişkin ana menü gösterilmiştir. Bu menü üzerinde modellenmek istenen biyolojik işaret girildikten sonra istenen çerçeve uzunluğu 16, 24, 32, 64, 128 olarak seçilir. Aynı ara yüz üzerinde temel tanım ve zarf vektörlerinin indirgenmesi için gerekli olan Pearson ilinti katsayısı da herbiri için ayrı ayrı girilir. Ayrıca bu ara yüz kullanılarak işaretleri -1 ile $+1$ arasına normalize edilebilir. Analiz süreci için gerekli olan bu parametreler girildikten sonra bu ara yüz üzerinde modellenmek istenen biyolojik işarete ilişkin temel tanım ve zarf vektörleri ve bu vektörlerin sayısı Şekil B.1’de görüldüğü gibi görüntülenir.

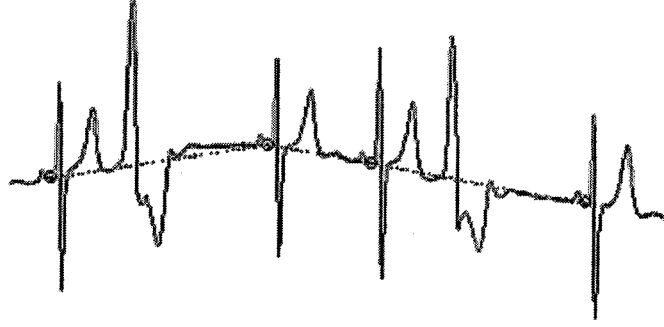
Modellenecek biyolojik işaretin üzerinde varolan gürültüyü kaldırabilmek için Şekil B.2’de gösterilen ara yüz geliştirilmiştir. Bu ara yüz üzerinde sonlu yada sonsuz dürtü yanıtı (IIR veya FIR) süzgeç olmak üzere alçak geçiren, yüksek geçiren, band geçiren ve band söndüren süzgeç yapıları istenen frekans ve genlik özelliklerine göre tasarlanabilir. Ayrıca tasarlanan süzgeç yapısının modellenmek istenen işaret üzerindeki etkisi bir başka deyişle işaretin süzgeç yapısından geçirilmeden önceki ve süzgeç yapısından geçirildikten sonraki durumu aynı ara yüz üzerinde Şekil B.2’de gösterildiği gibi görüntülenebilir.

Özellikle EKG işaretlerinin kaydedilmesi sırasında hastanın hareket etmesi, nefes alması gibi durumlarda EKG işaretinin eşelektrik doğrusunda sapmalar ortaya çıkar. Eşelektrik doğrusunda beliren bu sapmalar EKG işareti üzerine binen alçak frekanslı bir gürültü olarak karakterize edilir.



Şekil B.2 Modellenmek istenen işaret üzerindeki gürültünün kaldırılması için geliştirilen süzgeç ara yüzü

Şekil B.3’de görülen eşelektrik doğrusunda ortaya çıkan bu sapmanın çıkartılması (Baseline Removing) amacıyla Şekil B.4’de görülen ara yüz oluşturulmuştur.



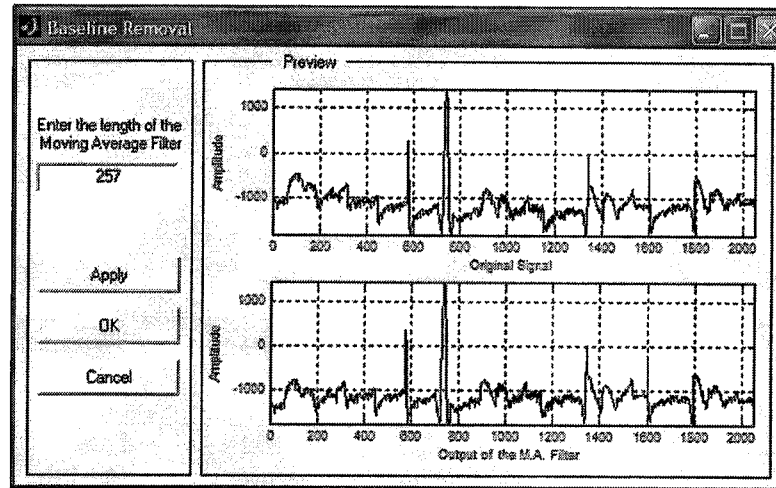
Şekil B.3 EKG işaretlerinin eşelektrik doğrusunda ortaya çıkan sapma

Bu ara yüz, eşelektrik doğrusunda oluşan sapmaları ortadan kaldırmak amacıyla (B.1) eşitliğinde tanımlanan m . dereceden hareketli ortalama süzgeç yapısı kullanır [65].

$$h[n] = \begin{cases} \frac{1}{m} & , 0 \leq n \leq m-1 \\ 0 & , \text{aksi halde} \end{cases} , \quad |H(e^{j\omega})| = \frac{1}{m} \left| \frac{\sin(m\omega/2)}{\sin(\omega/2)} \right| \quad (\text{B.1})$$

Hareketli ortalama süzgeç yapısı bir alçak geçiren süzgeç olduğundan hem eşelektrik doğrusunu hem de işaretin ortalama değerini aynı anda çıkartır. Bu nedenle özgün biyolojik işaret hareketli ortalama süzgeç yapısından geçirildikten sonra özgün işaretin ortalama değeri süzgeç çıkışında elde edilen işaretin üzerine eklenir. Böylece sadece eşelektrik doğrusunda ortaya çıkan sapma özgün biyolojik işaret üzerinden çıkartılmış olur.

Hareketli ortalama süzgeç yapısına ilişkin m değerinin seçimini açıklayabilmek için EKG işaretini ele alalım. Normal bir EKG işaretinin kalp atım hızı dakikada 75 ± 21 olarak kabul edilebilir.



Şekil B.4 Eşelektrik doğrusundaki sapmanın çıkartılması için geliştirilen ara yüz

Bu durumda i , ω_i , f_i , f_s ve m terimleri sırasıyla kalp atım hızını, sayısal frekansı, analog frekansı, örnekleme frekansını ve uygun süzgeç yapısının uzunluğunu göstermek üzere,

$$\omega_{s4} = \frac{2\pi f_{s4}}{f_s}, \quad \omega_{96} = \frac{2\pi f_{96}}{f_s} \quad (B.2)$$

eşitlikleri yazılabilir. Eşitlik (B.1) incelendiğinde ilk sıfır genişliği,

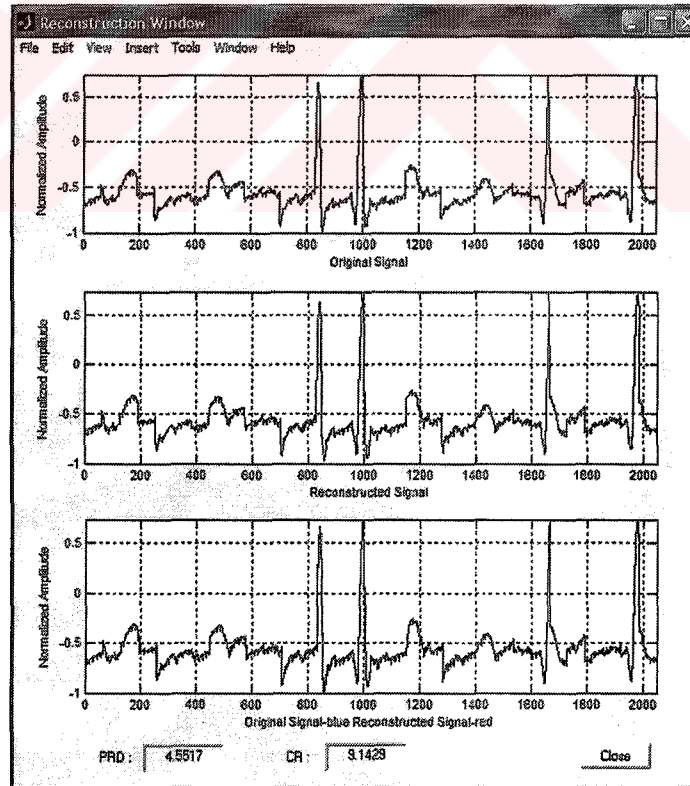
$$m\omega = 2\pi \text{ veya } \omega = \frac{2\pi}{m} \quad (B.3)$$

koşulunda gerçekleşir. Bu koşuldan da anlaşıldığı gibi bu frekans (B.2) eşitliğinde elde edilen frekans değerlerinden daha büyük olamaz. Buna göre örnekleme frekansı 360 Hz olmak üzere uygun süzgeç yapısının uzunluğunun alt sınırı,

$$m_{s4} \geq 400 \text{ ve } m_{96} \geq 225 \quad (B.4)$$

olarak bulunur.

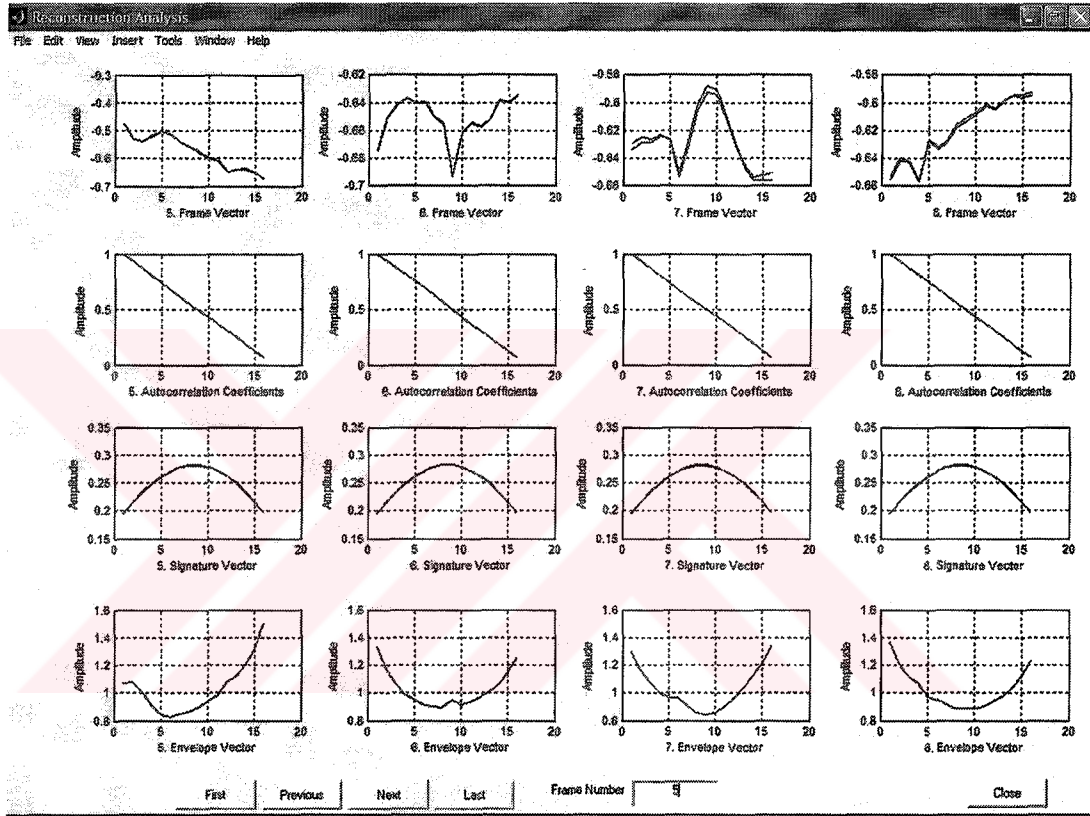
Sonuç olarak hareketli ortalama süzgeç yapısının uzunluğunun alt sınırı kalp atım hızına ve örnekleme frekansına bağlı olmak üzere 225 ile 400 arasındadır [30].



Şekil B.5 Yeniden oluşturma işlemi sonucunda elde edilen biyolojik işaret ile özgün işaretin sıkıştırma oranı ve yeniden oluşturma hatası ile birlikte görüntülediği arayüz

Yeniden oluşturma işleminin sonununda özgün biyolojik işaret ile yeniden oluşturulan biyolojik işaretin, yeniden oluşturma hatası (PRD) ve elde edilen sıkıştırma oranı ile birlikte şekil B.5’de görüldüğü gibi görüntülenir.

Bu program içinde oluşturulan son ara yüz ise şekil B.6’da görülmektedir. Bu ara yüz kullanıcıya, özgün biyolojik işaret ile yeniden oluşturma işlemi sonunda elde edilen işaretin ereve ereve karşılaştırmasını sağlar. Ayrıca her ereve için özgün biyolojik işarete ilişkin tanım ve zarf vektörlerinin Temel Tanım ve Zarf Vektör bankasından o çerçeveler için çekilen temel tanım ve zarf vektörleri ile karşılaştırılabilmesini sağlar.



şekil B.6 Yeniden oluşturma işleminin sonununda özgün biyolojik işaret ile yeniden oluşturulan biyolojik işaretin, yeniden oluşturma hatası (PRD) ve elde edilen sıkıştırma oranı ile birlikte şekil B.5’de görüldüğü gibi görüntülenir.

ÖZGEÇMİŞ

Hakan Gürkan, 1973 yılında İstanbul'da doğdu. Lise eğitimini Kenan Evren Lisesinde yaptı ve bu liseyi ikincilikle bitirdi. 1990 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi Elektrik Elektronik Fakültesi Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği bölümünde lisans eğitimine başladı. 1994 yılında bu bölümden mezun oldu ve aynı yıl İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Ana Bilim Dalı Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği programında yüksek lisans eğitimine başladı. 1998 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Haberleşme Yüksek Mühendisliği programını tamamladı. 1998 yılından itibaren Işık Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktadır. Çalıştığı alanlar arasında Devre ve Sistemler, Sayısal ve Analog Süzgeç Tasarımı, Modelleme, Sayısal İşaret İşleme, Konuşma, Görüntü ve Biyolojik İşaretlerin Modellenmesi bulunmaktadır.