

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BİYOLOJİK İŞARETLERİN BİLGİSAYAR DESTEKLİ
TANINMASI VE SINIFLANDIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Mehmet ENGİN

45797

Ana bilim Dalı : ELEKTRİK EĞİTİMİ

HAZİRAN 1995

45797

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BİYOLOJİK İŞARETLERİN BİLGİSAYAR DESTEKLİ
TANINMASI VE SINIFLANDIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Mehmet ENGİN

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 23.06.1995

Tezin Savunulduğu Tarih : 14.11.1995

Tez Danışmanı


Üye

Üye

Prof.Dr.Atif URAL

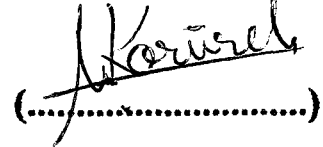
Prof.Dr. Hasan KÜLÜNK

Doç.Dr.Mehmet KORÜREK

(.....

.....)

(.....

.....)

(.....

.....)

HAZİRAN 1995

BİYOLOJİK İŞARETLERİN BİLGİSAYAR DESTEKLİ TANINMASI VE SINIFLANDIRILMASI

Mehmet ENGİN

Anahtar Kelimeler : Kardiyak Geç Potansiyelleri, Biyomedikal İşaret İşleme, Dalgacık Dönüşümü, Örüntü Tanıma , Elektrokardiyografi

Özet: Bu çalışmada insan kardiyak sistemindeki geç potansiyellerin tanınması amacıyla kişisel bilgisayar destekli yeni bir sezimleme yöntemi geliştirilmiştir. MIT-BIH veri tabanından alınan tek vurumluk normal ve sol dal bloğu EKG işaretlerine , Gauss zarflı sinüsoidallerden oluşan yapay geç potansiyel etkisi ve birim değışintili, sıfır ortalamalı yapay gürültü katılmıştır. Ayrık dalgacık dönüşümü kullanılarak , ST segmenti zaman-frekans düzleminde gösterimlenir. En düşük ölçekli dönüşüm sonuçlarına, karesel işlem ve Teager işlemi gibi doğrusal olmayan yöntemler uygulanmaktadır. Gürültülü arka plan EKG'ye gömülü geç potansiyel etkisi, χ^2 olasılık dağılımı tabanlı bir eşikleme ile tanınmaktadır. Böylelikle, zaman düzlemindeki geç potansiyel yerleşimleri kolaylıkla ortaya çıkarılmaktadırlar.

Ayrıca aşırı gürültülü koşullarda R dalgasının tanınması amacıyla alternatif bir sezimleme yöntemi de geliştirilmiştir.

COMPUTER AIDED RECOGNITION AND CLASSIFICATION
BIOLOGICAL SIGNALS

Mehmet ENGIN

Keywords : Cardiac Late Potentials, Biomedical Signal Processing, Wavelet Transformation, Pattern Recognition, Electrocardiography.

Abstract: In this study, a new personal computer aided detection method is developed for recognizing of late potentials of human cardiac system. Artificial late potential effect which contains Gauss modulated sinusoids and artificial noise which has unit variance and zero average value are added to normal ECG and left branch block ECG from MIT-BIH data base. ST segment is represented in the time - frequency domain by using Wavelet transformation. Nonlinear methods as squared and Teager operation are applied to least scaled results of Wavelet transformation. Late potential effect which is embedded on noisy background ECG is recognized via χ^2 probability distribution based on thresholding. Therefore late potential localizations in the time domain are easily identified.

An alternative detection method is developed to R wave identification under the effect over noisy condition as well.

ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜR

Dünyadaki nüfus artışı ve endüstrileşmenin bazı olumsuzluklarına bağlı olarak, sağlık sorunlarına verilen önem de artmaktadır. Son yıllarda özellikle nöroloji ve kardiyoloji gibi alanlarda Tıbbi bakım büyük gelişmeler sağlamıştır. Bu gelişmenin en önemli sebebi, Tıp ve Mühendislik bilimlerinin bir arada kullanılmasıdır. Teknoloji ürünü birçok yapay organ kullanımı ile insan ömrü kısmen uzatılabilmektedir. Ayrıca çok hassas ölçümler ve görüntüleme yapabilmek için modern ölçüm düzenlerine gerek vardır.

Endüstrileşmiş ülkelerde, kronik kalp hastalıkları ani ölüm nedenlerinin başında gelmektedir. Temel olarak bu tür hastalıkların belirlenmesinde söz konusu olan önemli yaklaşımlardan birisi, kalpteki uyarım iletiminin eş dağılımsızlığının veya elektriksel kararsızlığının tanınmasıdır. Bu amaçla, bilinen EKG kayıtları, Holter EKG'si ve karıncık (ventricular) geç potansiyellerinin kayıtları kullanılmaktadır.

Miyokardiyal enfaktüs sonrasında karıncık taşikardisinin değerlendirilmesinde en az riskli dolaylı (noninvasive) sorgulama yöntemi, geç potansiyellerin gözlemlenmesine dayanmaktadır. EKG vurumunda, QRS dalgasının sonu ve/veya ST başlangıç bölgesine yayılmış çok düşük genlikli ve yüksek frekanslı bu mikro işaretler yoğun bir gürültüye gömülmüş durumdadırlar.

Bilgisayar ve özel programlanabilen donanımların gelişmesiyle işaret işleme alanında günümüzde çok önemli gelişmeler kaydedilmektedir. Rastgele karakterdeki geç potansiyeller de, ancak özel algoritmalar yardımıyla sezimlenebilmektedirler. Çalışmamızda, kişisel bilgisayar tabanlı ve dalgacık dönüşümünün kullanıldığı bir geç potansiyel sezimleme yöntemi önerilmektedir.

Bu çalışmanın kronik kalp hastalıkları tanısında yardımcı olmasını ve ileriye dönük daha gelişmiş bir sisteme temel oluşturmasını dilerim.

Bu konuda çalışma olanağı veren ve her zaman beni destekleyen danışmanım sayın Prof. Dr. Atif URAL' a (K.O.Ü.), çalışmam esnasında çok büyük yardımlarını gördüğüm Sayın Doç. Dr. Mehmet KORÜREK' e (İ.T.Ü.) ve yine görüşlerinden ve yardımlarından yararlandığım Sayın Prof. Dr. Ertuğrul YAZGAN' a (İ.T.Ü.) ayrıca tezin yazılması aşamasındaki yardımlarından dolayı eşim İpek ENGİN'e teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER DİZİNİ VE KISALTMALAR.....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
TABLolar LİSTESİ.....	xii
BÖLÜM 1. GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2. BİYOLOJİK İŞARETLER.....	8
2.1. Biyolojik İşaretlerin Fiziksel Kökenleri.....	8
2.1.1 Giriş.....	8
2.1.2 Sinir Hücresi.....	8
2.1.3 Uyarılabilir Zar.....	9
2.1.4 Etki Potansiyellerinin Başlatımı ve Yayılımı.....	10
2.1.5 Kas Yapısı.....	10
2.1.6 Hacim İletkenleri.....	11
2.2. Bazı Biyomedikal İşaretlerin Karakteristikleri.....	11
2.2.1 Elektroensefalogram (EEG).....	11
2.2.2 Elektrokardiyografi (EKG).....	11
BÖLÜM 3. KARDİYAK GEÇ POTANSİYELLERİ.....	14
3.1 Geç Potansiyellerin Fiziksel Kökeni ve Özellikleri.....	14
3.1.1 Yüksek Çözünürlüklü EKG ve Kardiyak Geç Potansiyelleri.....	14
3.1.2 Geç Potansiyellerin Kayıt Edilme Yöntemleri.....	18
3.2 Geç Potansiyel Ayırıştırma Yöntemi Standartları.....	22
3.2.1 Zaman Düzlemi Ayırıştırması.....	22

	3.2.2 Frekans Düzlemi Ayırıştırması.....	23
	3.2.3 Tek Vurumluk EKG'nin Ayırıştırması.....	23
BÖLÜM	4. DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ.....	24
	4.1 Zaman-Frekans Gösterilimi.....	24
	4.1.1 Zaman ve Frekans Düzlemi.....	24
	4.1.2 Anlık Frekans ve Grup Gecikmesi.....	25
	4.1.3 Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü.....	27
	4.1.4 Kısa Zamanlı Ayrık Fourier Dönüşümü	29
	4.1.5 Uygulamalar	29
	4.2 Sürekli Zaman Dalgacık Dönüşümü.....	30
	4.2.1 Dalgacık Dönüşümünün Önemi.....	30
	4.2.2 Durağan Olmayan İşaret Ayırıştırması.....	31
	4.2.3 Dalgacık Dönüşümü Kavramı.....	33
	4.2.4 Ölçek ve Çözünürlük.....	34
	4.2.5 Dalgacık Ayırıştırması ve Sentezi.....	35
	4.2.6 Skalogramlar.....	36
	4.2.7 Dalgacık Çerçeveleri ve Birimlik Tabanlar.....	37
	4.3 Ayrık Dalgacık Dönüşümü.....	40
	4.3.1 Çoklu Çözünürlüklü İşaret Ayırıştırmaları.....	40
	4.3.2 Altband Kodlama Şeması.....	44
	4.3.3 Ayrık Yinelemeli Süzgeçler ve Düzenlilik.....	46
	4.3.4 İşaret İşlemede Dalgacık Uygulamaları.....	47
BÖLÜM	5. YÖNTEM VE UYGULAMA SONUÇLARI.....	49
	5.1 Yöntemin Açıklanması.....	49
	5.1.1 MIT-BIT Veri Tabanı.....	51
	5.1.2 Algoritmanın Açıklanması.....	52
	5.1.2.1 İşaretin Kenar Etkilerinin Giderilmesi ve ST Segmentlemesi.....	55
	5.1.2.2 Ayrık Düz Yön Dalgacık Dönüşümü.....	56
	5.1.2.3 Dalgacık Dönüşümü Sonuçlarının İşlenmesi.....	61
	5.2 Diğer Uygulamalar.....	63
	5.3 Uygulama Sonuçları.....	68
	5.3.1 Normal EKG'nin Dalgacık Ayırıştırması (1. Seviyeden).....	69
	5.3.2 Sol bloğu EKG' sinin dalgacık ayırıştırması(1.Seviyeden) .	73
	5.3.3 Normal EKG'nin Dalgacık Ayırıştırması (5. Seviyeden).....	77
	5.3.4 Farklı Süzgeçlerle Yapılan Dalgacık Ayırıştırması....	81

5.3.5 Farklı Veri Boyundaki Süzgeçlerle Yapılan Ayrıştırma.....	84
5.3.6 Farklı Yöntemlerle Yapılan Spektrum Kestirimleri.....	85
5.3.7 Alternatif QRS Algoritması Sonuçları.....	94
BÖLÜM 6. TARTIŞMA VE ÖNERİLER.....	97
EKLER.....	102
KAYNAKLAR.....	143
ÖZGEÇMİŞ.....	147



SİMGELER DİZİNİ ve KISALTMALAR

a	: Ölçek
df	: Serbestlik derecesi
E	: İşaretin enerjisi (V^2)
E	: Hücre zarı potansiyeli (V)
F	: Faraday sabiti
f	: Frekans
Δf	: Frekans düzlemindeki çözünürlük
h(t)	: Dürtü yanıtı işlevi
P	: EKG'deki özel bir nokta
p	: Olasılık değeri
P_x	: Hücre zarı geçirgenliği
Q	: Band geçiren süzgeç parametresi
Q	: EKG' deki özel bir nokta
R	: EKG' deki özel bir nokta
R	: Evrensel gaz sabiti (lt.atm / mol. 0 K)
S	: EKG' deki özel bir nokta
T	: Mutlak sıcaklık
T	: EKG' deki özel bir nokta
Δt	: Zaman düzlemindeki çözünürlük
V_l	: Band sınırlı işlevler uzayı
W(n)	: Pencere işlevi
W_l	: Band geçiren işlevler uzayı
$[X]$: İyon yoğunluğu (mEq)

- δ : Fraktal boyut ayrıştırmasındaki ilgili parametre
- χ^2 : Bir olasılık dağılım değişkeni
- Γ : Frekans yanıtı işlevi
- $\gamma(t)$: Zaman penceresi işlevi
- τ : Öteleme faktörü
- $\psi(x)$: Band geçiren dalgacık işlevi
- $\phi(x)$: Alçak geçiren dalgacık işlevi
- σ : Standart sapma
-
- ADD : Ayrık dalgacık dönüşümü
- AR : Özyineleme (Auto-Regressive)
- ARMA : Özyinelemeli kayan ortalama (Auto-Regressive Mouving- Average)
- DD : Dalgacık dönüşümü
- EEG : Elektroensefalografi
- EKG : Elektrokardiyografi
- EMG : Elektromiyografi
- FECG : Fetal elektrokardiyografi (Fetal electrocardiography)
- HBE : Hiz demeti elektrokardiyografisi (His bundle electrocardiography)
- KZFD : Kısa zamanlı Fourier dönüşümü
- MA : Kayan ortalama (Mouving- Average)
- MIT-BIH : Veri tabanı
- QRS : EKG' deki bir dalga kısmı
- SDD : Sürekli dalgacık dönüşümü
- ST : EKG' deki bir dalga kısmı
- YÇEKG : Yüksek çözünürlüklü EKG
- ZFG : Zaman- frekans gösterilimi

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1.	Tipik alıştırma EKG'si dalga şekilleri.....	12
Şekil 3.1.	Epikardiyal yüzey ve hastalıklı bölgeden kaydedilmiş geç potansiyeller.....	15
Şekil 3.2.	XYZ uç kümesi için elektrot yerleşimleri.....	18
Şekil 3.3.	Kısa ritimli XYZ ve yüksek çözünürlüklü QRS kompleksi.....	20
Şekil 3.4.	Süzgeçlenmiş XYZ uçları ve vektör genlikleri.....	20
Şekil 3.5.	Vektör kardiografi potansiyellerinin bileşenleri.....	21
Şekil 4.1.	Zaman ve frekans düzlemi arasındaki geçiş	24
Şekil 4.2.	Frekans kaymalı anahtarlanmış işaretin zaman-frekans açıklaması.....	25
Şekil 4.3.	İşaretin zaman-frekans gösterimleri.....	26
Şekil 4.4.	Kısa zamanlı Fourier dönüşümünün gerçekleştirilmesi.....	27
Şekil 4.5.	Dirac darbesinin etki bölgeleri.....	37
Şekil 4.6.	Ölçeklenmiş ve kaydırılmış dalgacıkların dikken sistemi.....	43
Şekil 4.7.	Sinc süzgeçlerinin kullanıldığı spektrumun ideal bölümlenmesi.....	43
Şekil 4.8.	Alt band kodlama şeması.....	44
Şekil 5.1.	Yüksek çözünürlüklü EKG'nin işlenmesi.....	49
Şekil 5.2.	Normal EKG vurumu.....	51
Şekil 5.3.	Sol dal bloğu EKG'si.....	52
Şekil 5.4.	Erken karıncık kasılması (PVC) içeren EKG.....	52
Şekil 5.5.	Yapay vurum işareti.....	52
Şekil 5.6.	Algoritmanın akış diyagramı.....	54
Şekil 5.7.	Hann pencere işlevi.....	56
Şekil 5.8.	Birinci dereceden ayrık dalgacık dönüşümü.....	57
Şekil 5.9.	Dalgacık süzgeçleri dürtü yanıtları.....	57

Şekil 5.10. Tipik bir χ^2 dağılımı.....	62
Şekil 5.11. Daubechies dalgacıkları dürtü yanıtları.....	64
Şekil 5.12. Alternatif R dalgası sezim programının akış şeması.....	67
Şekil 5.13. EKG1 işareti.....	70
Şekil 5.14A. D14A işareti.....	70
Şekil 5.14B. D14B işareti.....	71
Şekil 5.15. D13A işareti.....	71
Şekil 5.16. D13B işareti.....	72
Şekil 5.17. D11A işareti.....	72
Şekil 5.18. D11B işareti.....	73
Şekil 5.19. EKG2 işareti.....	74
Şekil 5.20. D24A işareti.....	75
Şekil 5.21. D23A işareti.....	75
Şekil 5.22. D23B işareti.....	76
Şekil 5.23. D21A işareti.....	76
Şekil 5.24. D21B işareti.....	77
Şekil 5.25. D31A işareti.....	78
Şekil 5.26. D32A işareti.....	79
Şekil 5.27. D33A işareti.....	79
Şekil 5.28. D34A işareti.....	80
Şekil 5.29. D35A işareti.....	80
Şekil 5.30. D41A işareti.....	82
Şekil 5.31. D41B işareti.....	82
Şekil 5.32. D42A işareti.....	83
Şekil 5.33. D42B işareti.....	83
Şekil 5.34. D51A işareti.....	84
Şekil 5.35. D52A işareti.....	85

Şekil 5.36. D611 işareti.....	86
Şekil 5.37. D621 işareti.....	86
Şekil 5.38. D613 işareti.....	87
Şekil 5.39. D623 işareti.....	88
Şekil 5.40. D614 işareti.....	89
Şekil 5.41. D624 işareti.....	89
Şekil 5.42. D615 işareti.....	90
Şekil 5.43. D625 işareti.....	91
Şekil 5.44. D616 işareti.....	92
Şekil 5.45. D626 işareti.....	92
Şekil 5.46. D617 işareti.....	93
Şekil 5.47. D627 işareti.....	94
Şekil 5.48. EKG15 işareti.....	95
Şekil 5.49. D711 işareti.....	95
Şekil 5.50. D712 işareti.....	96
Şekil 5.51. R dalgası sezimleme çıkışı.....	96

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 3.1. Geç potansiyel tanımlamasındaki değişik çalışmalar.....	16
Tablo 3.2. Karıncık taşikardili hastaları belirleyen çalışmaların başarımları.....	17
Tablo 3.3. Değişik çalışmalarda kullanılmış normal olmayan ölçütler.....	17
Tablo 5.1. Dalgacık süzgeçleri dürtü yanıtı değerleri.....	60
Tablo 5.2. Daubechies dalgacıkları dürtü yanıtı değerleri.....	63
Tablo A.1. χ^2 dağılımı kritik değerleri.....	102



1- GİRİŞ

Modern endüstrilemiş ülkelerde kronik kalp dokusu hastalığı (iskemi), ölüm nedenlerinin en önemlilerinden birisidir. İleri dönemlerde bu hastalık, ani kalp ölümlerine neden olan miyokardiyal enfaktüs veya kalp-ritmi dağılımlarının farklı biçimlerine işaret eder. Temelde, yüksek seviyeli ani ölüm riski altındaki hastaların tanınmasında iki yaklaşım vardır. Birincisi; standart EKG kayıtları, alıştırma EKG'si, Holter EKG'si, nükleer kardiyolojik yöntemler ve invesif sorgulamaların kullanıldığı kroner kalp hastalıklarının tanınması ve ikincisi ise; yüksek çözünürlüklü EKG'de karıncık geç potansiyellerinin (ventricular late potentials) gözlemlenmesiyle kalpteki uyarım iletkenliğinin eş dağılımsızlığı veya elektriksel kararsızlığının tanınmasıdır.

Kardiyak elektriksel etkinliği farklı patolojiler yanısıra özellikle karıncık taşikardisinin sezimlenmesinde incelenmektedir. Birçok çalışma karıncık geç potansiyellerinin sıklıkla karıncık taşikardisi ile birlikte görüldüklerini göstermektedir. Bu mikro potansiyellerin gözlenmesi; klinik uygulamalarda önem taşımaktadır. Bunların kayıtları genellikle EKG'ye uygulanan işaret-ortalama yöntemleriyle vücut yüzeyinden yapılır. Arka plan EKG'ye göre çok düşük genlikte (1-20 μ V) ve daha yüksek frekans bileşenlerine sahip (40-240 Hz) geç potansiyeller, rastgele karakterde olup, genellikle QRS bitiminde veya ST segmenti başlangıcında görülürler. Geç potansiyellerin standart EKG'de gözlemlenmesi mümkün olmamaktadır. Geç potansiyel sezimlemesindeki mevcut cihazların büyük çoğunluğu, Simson yöntemini kullanmaktadırlar. Ancak bu yöntemin de tartışmalı tarafları olduğundan, henüz evrensel bir geç potansiyel tanımlama standardına kavuşulamamıştır (Meste et al 1994). Geç potansiyellerin tanımlanması çalışmaları genellikle, zaman-frekans ayrıştırması (analysis) esasına dayanır. Zaman-frekans düzleminde verilen işaretin anlık enerjisinin açıklanmasında; yöntemler arasında önemli farklılıklar vardır. Esas amaç, çok iyi bir zaman ve frekans çözünürlüğü elde etmektir.

Tuteur (1988), karıncık geç potansiyellerinin daha net gözlemlenebilmesinde dalgacık ayrıştırmasını (wavelet analysis) sorgulamıştır. Geç potansiyelden emin olmak için, Gauss zarflı 0.1 sn süreli sinüs dalgasını çocuktan alınan EKG'ye katmıştır. Dalgacık dönüşümünde ölçek parametrelerini sırasıyla; $a= 0.09, 0.0625$ ve 0.045 almış ve geç potansiyel etkisinin 0.0625 ölçeğinde çok iyi gözlemlendiğini göstermiştir.

Crowe et al (1992), MIT-BIH veri tabanı EKG'sine dalgacık ayrıştırması uygulayarak QRS kompleksinin belirlenmesini ve işaret sıkıştırma işlemini gerçekleştirmişlerdir. Ancak geç potansiyel sezimlemesi için ek çalışmalar gerektiğini de vurgulamışlardır.

Meste et al (1994), geliştirdikleri değiştirilmiş (modified) dalgacık dönüşümü ile sağlıklı ve taşikardili EKG'leri incelemiştir. Sağlıklı ve hastalıklı denekleri, zaman-frekans gösterilimindeki düzensizlik ölçüsü aracılığı ile sınıflandırarak, çok iyi bir zaman-frekans çözünürlüğü sağladıklarını belirtmişlerdir.

Morlet (1992), miyokardiyal enfaktüs geçiren hastalarla sağlıklı gönüllülerin EKG'lerine karmaşık dalgacık dönüşümünü uygulayarak yedi ayrı ölçekte hesaplama yapmıştır ($a= 40.2^{-m}$, $m= 1.75, \dots, 3.25$ ve adım ölçüsü 0.25). Elde ettiği üç boyutlu çizimlerle, QRS'in içindekiler dahil düşük enerjili geçici işaretlerin (geç potansiyel) yerleşimlerini ortaya çıkarmıştır.

Doncarli et al (1990), alçak geçiren süzgeçleme (uyarlanabilir yumuşatma) ve band geçiren süzgeçleme (dalgacık dönüşümü) yöntemlerinin bir araya getirildiği yeni bir kardiyak geç potansiyel sezimleme yaklaşımını önermişlerdir. $V_1 - V_6$ derivasyonlarından gelen EKG'lere yapay geç potansiyel katarak Morlet işlevli dalgacık dönüşümü, Gabor dönüşümü ve yumuşatılmış sahte Wigner-Wille dönüşümlerini uygulamışlardır. Sonuçta, dalgacık ve Wigner-Wille dönüşümlerinin geç potansiyel sezimlemesinde başarılı olduklarını göstermişlerdir.

Bianchi et al (1993), vektör kardiyografi ve benzetim işaretlerinde önce, Tchebytcheff polinomu interpolasyonunu kullanarak QRS'in alçak frekans etkilerini gidermişlerdir. Sonra, zaman değişimli AR modeli ile güç spektrum yoğunluğunu hesaplayarak geç potansiyel belirlenmesini gerçekleştirmişlerdir.

Xue and Reddy (1993), işaret ortalamalı EKG'de kanncık taşikardisinin sınıflandırılması amacıyla, yapay sinir ağıları modelini önermiştir. Alınan örüntü tanıma sonuçlarını, EKG'nin son 40 msn'lik kısmındaki r.m.s gerilimi cinsinden Bayes sınıflama modeli sonuçları ile karşılaştırmıştır. Sonuçta yapay sinir ağıları modelinin daha etkili olduğunu göstermiştir.

Svensson and Sörnmo (1992), üç ayrı frekans bandında ortalaması alınmış EKG işaretini Gaus dalgacık işlevli süzgeçlerle çözümlenmiştir. Alt bantların çıkışları ile yüksek geçiren süzgeçlenmiş verileri karşılaştırarak, ilk iki bantta geç potansiyel etkisinin yakalanabileceğini vurgulamıştır.

Narayanaswamy et al (1993), yalıtılmış veya erken karıncık kasılmasının (PVC) tanınması için işaret ortalaması ve bir vuru dönemindeki spektral ayrıştırma ile parasistol ölçümünü, dokuz hastadan alınan iki saat süreli kayıtlara uygulanmışlardır. Sonuçta yedi hastada geç potansiyel varlığını göstermişlerdir.

Fuller et al (1991), işaret ortalamalı EKG'nin dalgacık ayrıştırması sonuçlarını yüksek geçiren süzgeçlemenin sonuçları ile karşılaştırmışlardır. İki yönlü süzgeçleme % 75 başarılı olurken, 250 Hz - 500 Hz ve 125 Hz - 250 Hz bandında dalgacık ayrıştırmasının % 78 başarılı olduğunu kanıtlamışlardır.

Zhong et al (1991), geç potansiyel sezimlemesi için dalgacık dönüşümü tabanlı çok kanallı bir sistem önermişlerdir. Alınan sonuçlarla, dalgacık dönüşümü ve logaritmik (ln) dönüşümlü düzlemde ağırlıklı ortalama tekniği ile her vuru döneminde geç potansiyel sezimlemesinin yapılabileceğini göstermişlerdir.

Dickhaus et al (1992), geç potansiyellerin zaman-frekans karakteristiklerini FFT spektrogramı ve dalgacık dönüşümü ile sorgulamışlardır. Yüksek frekanslardaki yüksek zaman çözünürlükleri sayesinde, dalgacık dönüşümünün FFT spektrogramına tercih edilebileceğini ortaya koymuşlardır.

Maniewski et al (1992), parametrik ve parametrik olmayan yöntemlerle yüksek çözünürlüklü EKG'nin, geç potansiyel sezimlemesini yapmışlardır. FFT tabanlı spektrum kestirimi ile AR model tabanlı Burg, Yule-Walker, en küçük kareler,

geometrik kafes ve düz/ters yön spektrum kestirimi yöntemlerini kullanmışlardır. Sonuç olarak, Burg yönteminin en etkili olduğunu vurgulamışlardır.

Escalona et al (1993), karıncık geç potansiyellerinin sezimlenmesinde, fraktal boyut ayrıştırması tabanlı bir yöntem önermişlerdir. Üç boyutlu uzaydaki fraktal boyutun (δ), mikrovolt mertebesinde hesaplanmasının geç potansiyel sezimlenmesinde güvenilir bir parametre olabileceğini göstermişlerdir. Aldıkları sonuçlarla; $\delta > 1.30$ değerinin bir risk ölçütü olduğunu belirtmişlerdir.

Yang et al (1992), uyarlanır süzgeçlerin kullanıldığı, tek vurumluk EKG'nin geç potansiyel kayıt yöntemini önermişlerdir. İki yönlü ve sonlu dürtü yanıtı uyarlanır süzgeçlerin, geç potansiyel sezimlenmesinde güçlü olduklarını, fakat yine de en iyi süzgeç parametreleri ve niceliksel ölçütlerin araştırılması gerektiğine dikkati çekmişlerdir.

Trontelj et al (1992), miyokardiyal enfaktüslü hastalardan aldıkları 250 EKG kaydına, zaman-ortalama işleminden sonra çok bilinen Simson'un geç potansiyel sezimleme yöntemini uygulamışlardır. Daha sonra aynı yöntemi tek vurumluk EKG ayrıştırması için, QRS bitimi ve ST başlangıç bölgesine de uygulamışlardır. Sonuçta, hastaların % 10'unda geç potansiyel etkisinin QRS bitiminde gözlemlendiğini göstermişlerdir.

Jané et al (1992), doğrusal fazlı sonsuz dürtü yanıtı süzgeçlerle, doğrusal olmayan fazlı sonlu dürtü yanıtı süzgeç başarımlarını geç potansiyel ayrıştırması amacıyla karşılaştırmışlardır. Geç potansiyel enerjisine göre yapılan değerlendirmelerde, ikinci tip süzgeçlerin en iyi başarıma sahip olduklarını ortaya koymuşlardır.

Herrera et al (1992), yüksek çözünürlüklü EKG'de sıralama hatalarının geç potansiyel sezimlenmesini etkilediğini belirterek, çapraz ilişkinin kullanıldığı bir sıralama hatası giderici yöntem önermişlerdir. Benzetim sonuçlarından, sıralama hatası standart sapmasının % 50'ye kadar azaltılabileceğini açıklamışlardır.

Lander et al (1988), işaret ortalamalı EKG'de geç potansiyel sezimlenmesi için vektör genliği işlemi kullanmışlardır. Benzetim sonuçlarından gürültünün tamamen

giderilemediğini fakat birleşik ortalamanın iyi bir yansız geç potansiyel kestiricisi olduğunu vurgulamışlardır.

Schels et al (1991), geç potansiyel sezimlenmesi amacıyla, AR (öz yinelemeli) model tabanlı en büyük entropi yöntemini geliştirmişlerdir. Uzamsal-zamansal haritalama için 40 msn'lik segmentler kullanarak, QRS bitimi ve ST bölgesindeki 40 - 200 Hz aralığındaki bileşenleri (geç potansiyeller) ortaya çıkarmışlardır.

Lander et al (1990); uzamsal-zamansal haritalamayı içeren bir geç potansiyel sezimleme yöntemi önermişlerdir. Geç potansiyellerin zaman-değişimli spektrumlarını ortaya çıkartarak, vektör genliği ve Fourier yöntemlerinin bilginin gösterilmesinde bir kayba yol açtığını ve kendi yöntemlerinin geç potansiyellerin temel istatistik yapısıyla uyumlu olduğunu göstermişlerdir.

Machac et al (1988), zaman ve frekans düzlemi ayrıştırmasını işaret ortalamalı EKG için karşılaştırmışlardır. Zaman düzlemi işlemini; 25, 40 ve 80 Hz'lik yüksek geçiren ve 250 Hz'lik alçak geçiren süzgeçleme ile, frekans düzlemi işlemini ise QRS'in son 40 msn'inde ve 216 veya 150 msn'lik ST segmentinde gerçekleştirmişlerdir. Ayrık frekans bantlarının enerjileri ve enerji oranlarını hesaplayarak, zaman düzlemi ayrıştırmasının daha etkili olduğunu vurgulamışlardır.

Breithardt et al (1987), işaret ortalamalı EKG'nin, frekans düzlemi (Blackman-Harris perceresi) ve zaman düzlemi ayrıştırmasını yapmışlardır. Spektra normalizasyonu ve bölge oranlarının potansiyel bir tuzak olduklarını ve uygun bir ST segmenti seçiminin önemli olduğunu ve bu yüzden en uygun ST segmentinin QRS'in son 20 msn'nden itibaren 120 msn sürmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Craelius et al (1986), kardiyak işaret-ortalama işleminini, transfer işlevi olasılık yoğunluk işlevine eşit olan bir doğrusal sistemle modellemişlerdir. Adım girişlerindeki model yanıtı, olasılık yoğunluk işlevine eş düşmektedir. EKG işaretleri üzerinde yapılan denemelerden, sıralama hatalarının işaret bileşenlerini artırıp azaltabileceğini göstermişlerdir.

Örneklerden de görüleceği gibi kardiyak geç potansiyel sezimlenmesi problemi, rastgele yapıdaki EKG'nin zaman-frekans özelliklerinin çok iyi bir şekilde ortaya

çıkarılmasıyla aşılacaktır. Renkli bir arka plan EKG'sine gömülü ve kısa süreli geçici rejim niteliğindeki geç potansiyellerin sezimlenmesi yöntemleri, parametrik (model tabanlı) ve parametrik olmayan (Fourier dönüşümü tabanlı) tarzda gruplandırılabilirler.

Alternatif bir yöntem de; zaman-frekans veya zaman-ölçek düzleminde geçici rejim etkilerinin çözümlenmesidir. Bu amaçla, kısa zamanlı Fourier dönüşümü (KZFD) kullanılabilir.

Ancak, KZFD'de ayrıştırma penceresi genişliği sabit olduğundan çözünürlük de, tüm zaman-frekans düzlemi boyunca sabit kalmaktadır. Çözünürlük sınırlamasını aşmak için, **dalgacık dönüşümü** (Wavelet transformation) geliştirilmiştir. Bu yöntemle, işaretin hem zaman ve hem de frekans düzlemlerindeki özellikleri aynı anda gözlemlenebilmektedir. Parametrik ve parametrik olmayan özellikleri doğasında ortak olarak barındıran bu dönüşüm ile, çoklu çözünürlüklü işaret ayrıştırmaları yapmak mümkün olabilmektedir. Ayrıca doğrusal olmayan bazı işlemciler de kullanarak, geçici rejim olgularını sezimlemek kolaylaşmaktadır.

Dalgacık dönüşümünün kullanıldığı önceki çalışmalardan da görüleceği gibi, temel dalgacık veya süzgeç işlevinin seçimi en önemli etkidir. Bu tezde, yeni bir dalgacık işlevinin kullanılmasının yanısıra yeni bir eşikleme yöntemi önerilmiştir. Geç potansiyel sezimlenmesinde, ön işlem olarak EKG'nin işaret ortalamasının alınması sıklıkla kullanılmaktadır. Bunun amacı, işaret-gürültü oranını iyileştirmektir. Bu çalışmada; vuruşdan vuruma gelişen bir dönemlik EKG işaretinin kullanılması, hem çok sayıda işaret gerektirmemesi ve hem de toplam işlem süresini kısaltması bakımından işaret ortalaması ön işleme tercih edilmiştir.

MIT-BIH veri tabanından alınan normal ve sol dal bloğu EKG işaretleri kullanılmıştır. Geç potansiyel etkisinden emin olmak için, Gaus zarflı sinüs paketi ST bölgesine katılmıştır. Ayrıca yöntemin başarımını daha iyi sınavabilmek amacıyla, birim dağılımlı normal dağılımlı ve sıfır ortalamalı gürültü dizisi üretilerek EKG'nin tümüne katılmıştır. Dalgacık dönüşümü, ST bölgesine uygulandığı için önceden ST segmenti EKG'den ayrılmaktadır. Bu amaçla, türev işlemi ile R dalgası belirlenmiş ve ST bölgesi bu noktadan itibaren tanımlanmıştır. Kenar etkileri ve d.c etkileri giderilmiş ST bölgesine ayrı dalgacık dönüşümü uygulanmaktadır. Geç

potansiyeller, arka plan EKG işaretine göre daha yüksek frekanslı bileşenler içerdiğinden ve dalgacık dönüşümünde en iyi zaman karakteristikleri en yüksek frekans bandı olan en düşük ölçekte (1.seviyeden) gözlemlendiğinden sadece birinci seviyeden dönüşüm sonuçları (dalgacık katsayıları) dikkate alınmıştır.

Dönüşüm sonucuna, kare alma işlemi ve Teager işlemi gibi doğrusal olmayan işlemler uygulanarak, zaman-ölçek düzleminde işaretin enerji yoğunluğu etkisi artırılmış ve yerel enerji değişimleri ön plana çıkarılmıştır. Bu aşamalardan sonra, zayıflatılmış arka plan etkilerini tamamen yok etmek amacıyla, χ^2 dağılımı esaslı bir eşikleme geliştirilmiştir. Eşik düzeyini aşan terimler, geç potansiyel bileşenleri olarak kabul edilmektedirler.

Kullanılan (18 elemanlı) dalgacık işlevinin farklı uzunlukları ve farklı dijit genişlikleri için yöntem tekrar denenmiştir. Ayrıca farklı uzunluklu, Daubechies dalgacık işlevleri için de yöntem tekrar sınanmıştır.

Karşılaştırmalı değerlendirmeler yapmak amacıyla, incelenen ST bölgesine ait güç yoğunluğu spektrum kestirimleri Fourier ve model tabanlı yöntemlerle hesaplanmıştır. Bu amaçla, periyodogram, Yule-Walker ve Burg'un AR model tabanlı yöntemleri, kayan ortalama (MA) ve özyinelemeli kayan ortalama (ARMA) yöntemleri kullanılmıştır.

Yüksek gürültülü EKG'lerde R dalgası belirlenmesinde türev alma işlemi yetersiz kalabilmektedir. Bu amaçla, dalgacık dönüşümü esaslı alternatif bir R dalgası sezimleme yöntemi de geliştirilmiştir. Ancak, çok yüksek gürültülü arka plan EKG'sinde geç potansiyel sezimlemesi yetersiz kalabilmektedir. Bu durumda işaret-ortalama ön işleminin denenmesi gerekebilecektir.

Alınan sonuçların karşılaştırılmasıyla önerilen yöntemin; geç potansiyellerin belirlenmesinin yanısıra zaman düzlemindeki yerleşimlerini de vermesi açısından klasik Fourier ve model tabanlı spektrum kestirimlerine göre üstün olduğu gözlemlenmiştir. Tezdeki simge ve kısaltmaların bazıları, sırası geldiğinde açıklanmıştır.

2- BİYOELEKTRİK İŞARETLER

2.1 Biyoelektik İşaretlerin Fiziksel Kökenleri

2.1.1 Giriş

Biyolojik sistemdeki en önemli bilgi işleme mekanizması sinir ağlarıdır (neural networks). Sistemdeki iç haberleşme ve denetim işlevleri, sinir ağları aracılığı ile yapılmaktadır. Birçok temel ve uygulamalı nörofizyolojik araştırmanın amacı, tek veya bir hücre grubunda oluşan kimyasal ve elektrokimyasal etkileri ölçmektir. Sinir ve kas hücrelerinin birçok işlevi kimyasal özelliktedir. Bu işlevler, elektrotlarla yakalanabilen elektrik alanı değişimlerini oluştururlar.

Biyoelektrik işaret olarak adlandırılan değişimlerin kaynağı, tek bir sinir veya kas hücresidir. Bitişik durumdaki tüm etkin hücrelerin toplanmış etkilerinin ürettiği elektrik alanı, vücuttaki değişik dokulara yayılır. Böylece kas veya bazı sinirsel şebekelerin etkileri deri üzerinden elektrotlar yardımıyla dolaylı olarak algılanabilirler.

Bu bölümde temel biyoelektrik kavramları ile önemli bazı biyomedikal işaretlerin dinamik karakteristikleri açıklanmaktadır.

2.1.2 Sinir hücresi

Nörofizyolojik sistemdeki temel işlem birimi sinir hücresi - nörondur. Bunların asıl görevleri bilgi işleme, aktarım ve bilgi elde etmektir. Bazı özel sinir hücreleri algılayıcı olarak görev yaparlar. Merkezi sinir sistemi, bilgi işleme ve denetim görevlerinden sorumludur. Sinir hücresinin önemli kısımları; gövde (soma), dallar (dendrites) ve sinir hücresi uzantısıdır (axon). Hücre gövdesi hücre içi sıvıdan oluşmaktadır. Hücre çapı, birkaç mikrondan küçük veya birkaç on mikrondan büyük de olabilmektedir. Hücre, kalınlığı 50-150 Å aralığında değişebilen uyarılabilir zar ile

çevrilmiştir. Bu zar, kök benzeri yapıdaki dallarla uyarılır. Hücre uzantıları hücre biriminin çıkışı olarak görev yaparlar. Bazı tipleri bilgi aktarım hızını artırıcı özelliklere sahiptirler. Sinir hücreleri arasındaki bilgi, sinaps (synapse) bağlantısı üzerinden yapılır. Gövde veya dallara yerleşmiş sinapsler, hücre zarındaki gerilim düşümünü artırıp azaltabilirler. Hücrenin işlevi, bu potansiyel değişimlerinin zamansal ve uzaysal etkileri ile ilgilidir.

Hücre uzantılarının uçları bir başka sinir hücresi sinapsleri için giriş elemanıdır. Çevresel sinirler bir sinir köküne (trunk) doğru sınırlandırılırlar. Sinir kökünde yakalanın işaretler, ana kanaldaki değişik sinirlerin ürettiği elektrik alanının bir sonucudurlar.

2.1.3 Uyarılabilir zar

Hücre zarı, hücre dışı sıvısı ve hücre içi sıvısı arasındaki bölümlendirilmiş ortamdır. Bu iki sıvı, farklı iyonik yoğunluğa sahiptir. Hücre zarı, çözeltildeki değişik iyonlara karşı farklı geçirgenlik gösterir. İyon aktarımının sonucu, zar üzerinde bir gerilim üretilir. Eğer sadece üç temel iyon, potasyum (K^+), sodyum (Na^+) ve Klorit (Cl^-) dikkate alınırsa, zar potansiyeli E ; Nerst eşitliği ile yazılabilir (Cohen 1968).

$$E = \frac{RT}{F} \ln \left\{ \frac{P_K [K^+]_o + P_{Na} [Na^+]_o + P_{Cl} [Cl^-]_i}{P_K [K^+]_i + P_{Na} [Na^+]_i + P_{Cl} [Cl^-]_o} \right\} \quad (2.1)$$

Burada R , evrensel gaz sabiti T , mutlak sıcaklık ve F , Faraday sabitidir. P_x , uyarılmamış zarın X iyonuna karşı geçirgenliği ve $[X]_o$ ile $[X]_i$ ise, hücre içi ve hücre dışı sıvılardaki X iyonunun yoğunluklarıdır. Uyarımsızlık zar potansiyeli yaklaşık 80 mV olup, hücre dışına göre negatiftir. Bazı zarlar elektriksel, mekanik veya kimyasal olarak uyarılabilirler. Zarın geçirgenliğinde ortaya çıkacak değişimler, kısa bir süre için zar geriliminin artarak pozitifleşmesine sebep olurlar. Bu durumda, etki potansiyeli oluşur. Sinir ve kas hücreleri uyarılabilir zarlara sahiptirler. Etki potansiyelinin şekli ve süresi hücrelere göre değişirken, kas etki geriliminin süresi genellikle daha büyüktür.

2.1.4 Etki potansiyelin başlatımı ve yayılımı

Bir sinir hücrelerinin etki potansiyeli üretmesi dış ortamdaki gelen uyarılara bağlıdır. Algılayıcılara uygulanmış basınç veya fotonlar uyarıcı olarak dikkate alınabilirler. Düzensiz hücrelerdeki sinir hücrelerinin sonundaki uçlar, diğerleri için giriş elemanıdır. Her bir sinaps, hücre zarı uyarımsızlık potansiyelinin artmasına (uyarıcı sinapsler) veya azalmasına (engelleyici sinapsler) neden olur. Zar potansiyeli zamansal ve uzaysal tüm sinaps etkileri ile belirlenmektedir. Bu toplam etkinlik belirli bir eşiği aştığında bir etki potansiyeli ortaya çıkar.

Hücre zarının bazı özellikleri, etki potansiyelinin hücre gövdesinden hücre uzantısına kadar yayılmasını sağlar. Bir etki potansiyeli ortaya çıktığında, oluşacak elektrik alanı hücredeki komşu bölgeleri uyarmaktadır. Böylece etki potansiyeli bir yönde yayılır. Bu potansiyel hücre uzantısı boyunca, yerel olarak tekrar üretilerek yayılmasını sürdürür. Sinir hücresi ile taşınan bilgi, etki potansiyelinin şeklinde değildir. Bir sinir hücresi, uyarıcı (stimulus) frekans dönüştürücü olarak dikkate alınabilir. İşaret işleme uygulamalarının bir çoğunda, tek bir etki potansiyelinin görüntülenmesinden ziyade iplik şeklindeki (fiber) sinir kökünün ürettiği elektrik alanı görüntülenir. İşaretin genlik ve frekans yapısı sinirsel etkiye bağımlı olarak belirlenmektedir.

2.1.5 Kas yapısı

İskeletsel kaslar, uyarılabilir zarlı hücrelerden oluşurlar. Fakat kas hücre zarının görevi bilgi aktarımı ve bilgi işleme olmayıp bir gerilme üretmektir. Kas, aktin (actin) ve misin (mysin) isimli protein lifi (filament) içeren bir çok ayrılmış iplikten oluşmaktadır.

Kas aracılığı ile kuvvet veya hareket üretilmesi, iplik zarlarının uyarılması ile başlar. İpliğin yüzey zarı boyunca yayılan etki potansiyeli, ipliğin kasılmasına sebep olan bir kimyasal tepkimeyi başlatır.

Bir kas kasıldığında, kendi etki potansiyelinin ürettiği elektrik alanı yüzey (deri) elektrotlarıyla algılanabilmektedir. Bu işaret (EMG) rastgele bir işaret olup istatistiksel özellikleri kasın işlevlerine bağımlıdır.

2.1.6 Hacim iletkenleri

Biyoelektrik işaretlerin kaynağı, tek bir sinir hücresi ve kas ipliğinin ürettiği etki potansiyelleridir. Zar etkinliğinin ürettiği akım yoğunlukları çevresel ortamda akım değişimine neden olurlar. Akım değişiminin ortaya çıktığı çevresel dokulara hacim iletkenleri denir. Birçok klinik ve nörofizyolojik uygulamada, biyoelektrik kaynağın kendisi değil, hacim iletkeninin alanları denetlenir. Kesinlikle, beyin veya kalp etkinlikleri yüzey elektrotları kullanılarak algılanırlar. Nörofizyolojik çalışmalarda, elektrotlar dokuya daldırılarak hacim iletkenleri etkilenmektedir. Hacim iletkenlerindeki akım akış alanlarının matematiksel modelleri geliştirilmekte olup, başarılı sonuçlar alınmaktadır.

2.2 Bazı Biyomedikal İşaretlerin Karakteristikleri

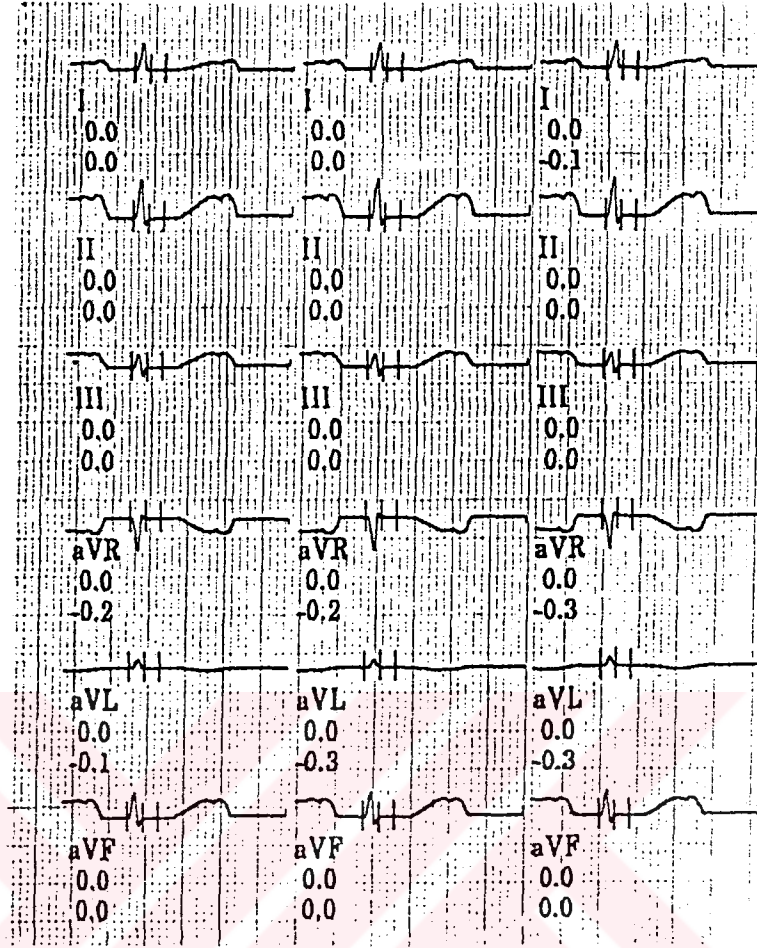
2.2.1 Elektroensefalogram (EEG)

EEG potansiyelleri, beyindeki sinir hücrelerinin etki potansiyelleri toplamını temsil ederler. Bu potansiyeller rastgele özellikte olup genlik değerleri 10 - 100 μ V arasında ve band genişlikleri ise 1- 100 Hz aralığındadır. Uyarı potansiyelleri (EP) özel bir EEG tipi olup, sinir sisteminin değişik kısımlarından kaynaklanmaktadır. Bu tip işaretler, ışık veya ses uyarılarına karşı ölçülmektedirler (Cromvell 1980).

EP çok düşük genlikte olup, 0.1 - 10 μ V aralığındadır. Süregiden EEG'deki EP patlamaları genlik artışına neden olmaktadırlar. Eş zamanlı ortalama alma yöntemleriyle, ortalama uyarı potansiyelleri sezimlenebilir. Sadece bir uyarı potansiyeli gerektiğinde, işaret-gürültü oranını iyileştirici diğer yöntemler kullanılmalıdır (Cohen 1986).

2.2.2 Elektrokardiyografi (EKG)

EKG kalbin elektriksel etkinliğinin bir kayıdır. Kalbin mekanik etkinliği ile elektriksel etkinliği ilişkili olduğundan, kalp işlevinin değerlendirilmesi açısından EKG önemli bir araçtır. Tipik bir alıştırma EKG 'sine ait dalga şekilleri, Şekil 2.1'de görülmektedir.



Şekil-2.1 Tipik alıştırma EKG' si dalga şekilleri (Malhanlar 1995)

Kalbin elektriksel deviri sağ kulakçıkdaki sino atriya (sino atria SA) düğümünde başlar. SA düğümüne ait dürtülerin neden olduğu kulakçık kasılması, EKG'deki P dalgasını üretmektedir. Dürtüler kulakçıkdaki iplikler üzerinden kulakçık ve karıncığı beraberce ilgilendiren atriyo ventriküler (artio venticular-AV) düğümüne gelirler. Bu düğüm, karıncık ve kulakçık arasındaki dürtü iletimini denetlemektedir. AV iletim süresi 120-220 msn arasında değişmektedir. His ve Purkinje demetlerinden oluşan özel bir iletim sistemi, dürtüleri karıncığın alt ve dış bölümlerine aktarır. Karıncığın kasılması kalp için bir pompa etkisi oluşturarak EKG'deki QRS dalga kısmını üretir. Yaklaşık 150 msn sonra karıncık tekrar kutuplanarak T dalgasının oluşmasına neden olur.

Kalbin ritmi bir rastgele süreç olup, genellikle R-R aralığında ölçülür. Uyku anında kalp hızı düşmektedir (bradycardia). Fiziksel alıştırma ve stres gibi koşullarda kalp

hızı ivmelenerek artar (tachycardia). Bazı anormal koşullarda ise ritm dağılımlı dűzensizleřmektedir.

Bazen kalbin kas tabakasının aniden bořalması , normal SA dűđűműnde kalp vurumunun (beat) gűzlenmesine neden olmaktadır. Bu durum, erken karıncık kasılması (pre-ventricular contraction) PVC olarak bilinir. Bađımsız bořalmalar sűrdűđűnde kalp karıncık veya kulakçıđı da dűzensiz kasılma durumuna girebilirler. Bu durum kalpteki sinirsel yolu tıkayabilir (Őrneđin his demeti veya Purkinje iplikleri).

EKG analizlerinin birçođu, vűcut yűzeyinden dođrudan yapılmaktadır. EKG iřareti PQRST dalga kısımlarından oluřup ortalama genliđi birkaç milivolttur. EKG'nin enerjisinin çođunluđunu kapsayan frekans bandı 0.05 - 100 Hz aralıđındadır (Cohen 1986). EKG iřlenmesindeki ilk adım R dalgasının tanınması olup R-R aralıđının ayrıřtırılması kalp hastalıđı gűrűntűlemesinin ۆnemli kısmıdır. Bu amaç için, ۆz bađlanımlı ve durum kestirimi gibi yۆntemler kullanılmaktadırlar (Cohen 1986). Normal EKG'nin dıřında birkaç elektrokardiyografi tűrű daha vardır. Bunlar; yűksek frekans elektrokardiyografisi, fetal elektrokardiyografi (FECG), His demeti elektrokardiyografisi (HBE) ve vektör elektrokardiyografi olarak sayılabilirler.

3- KARDİYAK GEÇ POTANSİYELLERİ

3.1 Geç Potansiyellerin Fiziksel Kökeni ve Özellikleri

3.1.1 Yüksek çözünürlüklü EKG ve kardiyak geç potansiyelleri

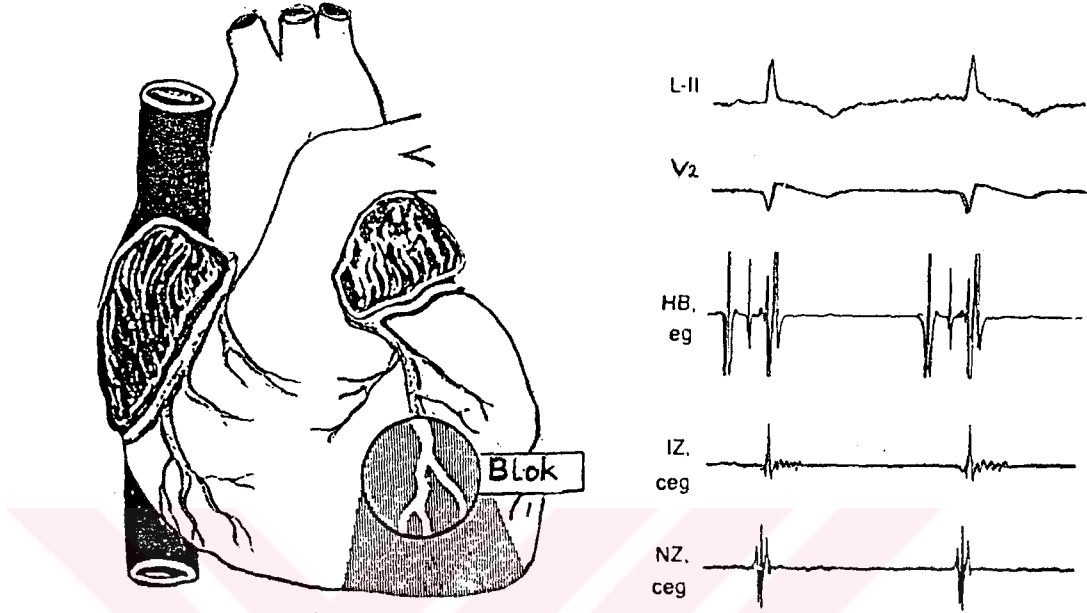
Bilgisayarla işlenmiş elektrokardiyogramlar (EKG) giderek artan bir şekilde kullanılmaktadırlar. Son yıllarda çok ilgilenilen bir konu da, yüksek çözünürlüklü EKG (YÇEKG) dir. Standart EKG yöntemleriyle gözlemlenemeyen düşük genlikli işaretler hakkındaki bilgiler, YÇEKG ile sağlanabilmektedirler. Bilgisayarla işlenmiş YÇEKG'nin ilk uygulaması, His-Purkinje sisteminin ürettiği, vücut yüzeyinden alınan potansiyellerle ilgili olmuştur.

İkinci uygulama; kalp kası dokusu enfaktüsünü (myocardial infarction) izleyen karıncık taşikardisi (ventricular tachycardia) riski altındaki hastaların belirlenmesinde kullanılmıştır (Berbari and Lazzara 1988). Bu uygulamada YÇEKG; QRS kısmının sonunda veya ST segmentine yayılmış geç potansiyelleri sezimlemek amacıyla kullanılmaktadır. Bu potansiyeller aynı zamanda; geç karıncık etkinliği, gecikmiş karıncık etkinleşmesi olarak bazen de, sonraki potansiyel veya sonraki kutupsuzlaşma olarak bilinirler.

Geç potansiyellerin kayıt edilmelerine ait ilk çalışmalar, doğrudan temaslı elektrotlar kullanılarak hayvan laboratuvarlarında yapılmıştır. 1973'de Boineau ve Cox, köpek kalbinin iskemik (ischemic) bölgesinden gelen ve QRS kısmının hemen ötesindeki geç potansiyelleri kaydetmişlerdir. İnsanlardaki geç potansiyeller ile ilgili başlangıç çalışmaları, Josephson ve arkadaşları ile Fontaine ve arkadaşları tarafından rapor edilmişlerdir (Berbari and Lazzara 1988).

Geç potansiyellerin, normal olmayan kalp kası dokusunda yavaş ve düzensiz yayıldığı görülmüştür. Bu bölge mikroelektrotlarla incelenmiş ve kutupsuzlaşmaya

tanık olabilecek herhangi bir iletim hücresi bulunamamıştır. Şekil 3.1'de; sol kısımda enfaktüslü bölgeden alınmış epikardiyal (epicardial) EKG kayıtları görülmektedir



Şekil-3.1 Epikardiyal yüzey ve hastalıklı bölgeden kaydedilmiş geç potansiyeller (Berbari and Lazzara 1988)

Üstteki iki şekil; kalp kasını besleyen ana damarı düğümlenmiş dört günlük köpekten alınmış II ve V uçlarının EKG dalga şekilleridir. Üçüncü şekil, Hiz bandıl (His bundle) elektrogramı ve alt iki şekil ise, epikardiyal elektrogramlardır. Normal bölgeye ait elektrogramda QRS kısmı yüksek genlikli iken, hastalıklı bölgeye ait olanı ise, düşük genlikli çıkmaktadır. Bu yayılmış potansiyeller, geç potansiyel olarak açıklanırlar (Berbari and Lazzara 1988). Geç potansiyeller; düşük genlikte ($1-20 \mu V$) olup, ST segmenti ve T dalgası işaretlerine göre daha yüksek frekanslı bileşenleri içerirler (40-240 Hz).

YÇEKG ile vücut yüzeyinden alınan geç potansiyellere ait ilk rapor 1978 yılına rastlar. Hayvan üzerinde yapılan bu çalışma; geç potansiyellerin vücut yüzeyinden kayıt edilebileceğini ve bunların epikardiyal hastalık belirtisi olduğunu göstermiştir. İnsandaki YÇEKG'li geç potansiyel kayıt çalışmaları ilk olarak Uther ve arkadaşları tarafından yapılmıştır (Berbari and Lazzara 1988).

Hasta grubu çalışmaları genellikle, kalp kası dokusu enfaktüsünden hemen sonra yapılmaktadır. Bu çalışmaların bir çoğu ile hipotez testi yapılarak, karıncık taşikardisine çok duyarlı hastaları belirleyen geç potansiyellerin varlığı araştırılmaktadır. Simson bu konudaki ilk araştırmacı olup, geç potansiyel anormalliğini tanımlayan ve bugün hala kullanılan belirli ölçümler geliştirmiştir. Bu konuda geliştirilen birçok ölçüt, genellikle ortak yanlar içermekte olup, birbirleriyle karşılaştırılmaları pek mümkün olmamaktadır. Tablo-3.1'de değişik yöntemler özetlenmiştir.

Tablo-3.1 Geç potansiyel tanımlamasındaki değişik çalışmalar (Berbari and Lazzara 1988)

Çalışma	Uçlar	Yüksek Geçiren Süzgeç, Hz	Geç Potansiyel Tanımlaması
Simson	VM	25	QRSd > 120 ms, V40 < 25 μ V
Denes vd.	VM	40	QRSd > 120 ms, V40 < 20 μ V
Breithardt vd.	B	100	LP > 40 ms
Denniss vd.	XYZ (Frank)	.05	QRSd > 140
Kuckar vd.	VM	40	QRSd > 120 ms, V40 < 25 μ V
Buxton vd.	VM	25	QRSd > 110 ms, V40 < 25 μ V

VM: Vektör genliği, B: Göğüsteki çift kutuplu uç, QRSd : Geç potansiyel içeren QRS süresi, V40 : QRSd' nin son 40 msn' ndeki gerilimin karesel ortalamasının kare kökü ve LP: QRS' nin sonundan gelen geç potansiyel.

Çalışmalardaki ortak nokta, enfaktüslü hastalarda geç potansiyellerin takip eden karıncık taşikardisinin kestirimcisi olduğunu göstermeleridir. Bu konuda 1987'de yapılan çalışmalar Tablo-3.2 ve Tablo-3.3'de özetlenmiştir.

Tablo-3.2 Karıncık taşıkardili hastaları belirleyen çalışmalar (Berbari and Lazzara 1988)

Ölçüm	Kanovsky vd.	Buckingham vd.	Kuchar vd.	Gomes vd.
LP	Sn 89%, Sp 69%	Sn 64%, Sp 79%	OR=23.6	Sn 87%, Sp 63%
VP	NR	Sn 71%, Sp 65%	OR=17.9	Sn 80%, Sp 54%
VE	NR	NR	OR=7.6	Sn 80%, Sp 42%
LP+VP	Sn 90%, Sp 72%	Sn 64%, Sp 79%	Sn 80%, Sp 89%	Sn 100%, Sp 59%
LP+VE	Sn 94%, Sp 61%	NR	Sn 65%, Sp 89%	Sn 100%, Sp 45%
LP+VP+VE	Sn 81%, Sp 90%	NR	NR	Sn 100%, Sp 53%

VP : Karıncık başarımı, VE : Karıncık ektopisi, Sn : Duyarlılık, Sp : Özellik ,
OR: Tek sayılar oranı ve NR : Rapor edilmemiş.

Tablo-3.3 Değişik çalışmalarda kullanılmış normal olmayan ölçütler (Berbari and Lazzara 1988)

Çalışma	Gec Potansiyeller	Karıncık Başarımı	Karıncık Ektopi
Kanovsky vd.	QRSd>120 ms veya V40<25 µV	Eynöizm veya EF<40%	PVC>100 saat
Buckingham vd.	QRSd>120 ms, veya V40<25 µV, veya LAS(40 µV)>40 ms	Diskinezya
Kuchar vd.	QRSd>120 ms ve V40<20 µV	EF<40%	Alçak derece 3-4
Gomes vd.	QRSd>114 ms, veya V40<20 µV, veya LAS(40 µV)>38 µV	EF<40%	PVC>10 saat veya bağlanmış veya sürekli olmayan karıncık taşikardi

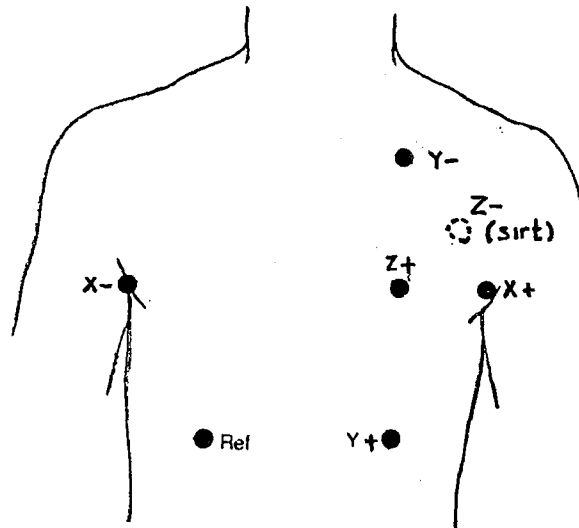
PVC : Erken karıncık kasılması, LAS : Düşük genlikli işaret süresi ve EF:Parça reddetme miktarı.

Sonuç olarak, geç potansiyellerin karıncık taşikardisini kuvvetli bir şekilde kestirebildiği söylenebilir.

3.1.2 Geç potansiyellerinin kayıt edilme yöntemleri

Geç potansiyellerin vücut yüzeyinden kaydedilmesi için birçok değişik yöntem kullanılmaktadır. Ana sorun, bu potansiyellerin, QRS'den yaklaşık yüz kat küçük olması ve standart EKG makineleri ile gözlenememesidir.

Şekil-3.2'de görüldüğü gibi dikken (orthogonal) çift kutup (bipolar) XYZ uç kümesi sıkça kullanılmaktadır. Anatomik olarak sol orta köprücük kemik hattının (mid clavicular) yerleştiği kısım y eksenini tanımlar. Negatif Y elektrodu köprücük kemik altı boşluğuna (subclavicular space) ve pozitif Y elektrodu alt göğüs çeyreğine (lower thoracic quadrant) yerleştirilir. Ön-arka (anteroposterior) hattı ile tanımlanan z eksenini y eksenini dördüncü kaburgalar arası boşluğunda (intercostal space) kesişirler. Yatay hat olan x eksenini, y eksenini ve z eksenini ile dik açıda kesişmektedir. Pozitif X elektrodu sol koltuk altı hattında (left midaxillary) ve negatif X elektrodu sağ koltuk altı hattındadır.



Şekil-3.2 XYZ uç kümesi için elektrot yerleşimleri (Berbari and Lazzara 1988)

Başka elektrot konumları kullanılsa da, yukarıda açıklanan en uygun (optimal) uç konumu henüz yeni gerçekleştirilmiştir (Berbari and Lazzara 1988).

Kayıt sistemindeki elektronik yükselteç yüksek kaliteli, düşük gürültü tasarımlı ve şebeke güç hattı girişimlerini giderebilmelidir. XYZ örneksel işaretleri daha sonra sayısallaştırılırlar. Örnekleme, tipik olarak 2000 Hz/kanal ve 16 bitlik çözünürlükte olabilir.

Bilgisayar yazılımı XYZ işaretlerini sezimleyecek ve QRS kısmına göre sıralayacaktır. Gürültü veya yanlış vurumlar ilişki yöntemiyle atılırlar. Her yeni vurum alındığında, XYZ işaretleri öncekilere eklenmektedir.

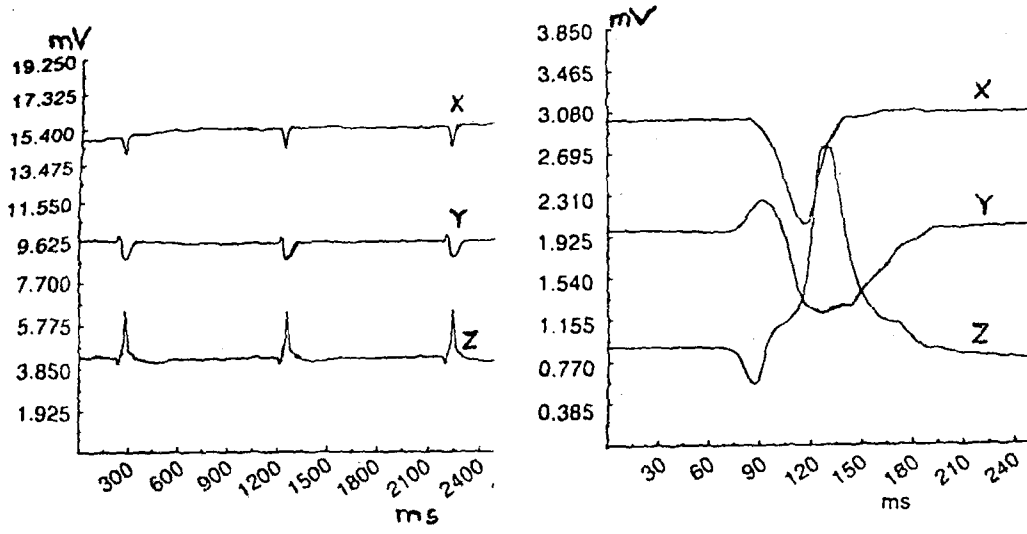
Bu toplama veya işaret-ortalama (signal averaging) yöntemi işaret-gürültü oranını iyileştirmektedir. Uygulamada kullanışlı sonuçlar alabilmek için 100-300 kardiyak vurumu gerekmektedir. Şekil-3.3'de işaret-ortalama alınmış ve alınmamış XYZ uçlarına ait EKG işaretleri görülmektedirler. Her uçtaki QRS kısmının son bölümleri yüksek frekans bileşenleri içermelerine karşın, bunların kolaylıkla tanınabilmesi güçtür. Geç potansiyellerin yüksek frekans bileşenlerinin çözünürlüğünü arttırmak için ST parçası eğimi ve T dalgasının düşük frekans bileşenleri bir yüksek geçiren süzgeçlemeyle azaltılmaktadır. Bu durum, Şekil-3.4'ün sol kısmında görülmektedir.

QRS dalgası, süzgeçleme işlemine bağlı olarak geniş ölçüde faz değişimine sahip olup, uç kısmı düzensiz patlamalar biçimindedir. Birçok elektrofizyolojik kaydedicide bulunan elektronik süzgeçler; QRS enerjisinin geç potansiyel bölgesine giren kısmında büyük düzeyde faz kaymasına neden olurlar.

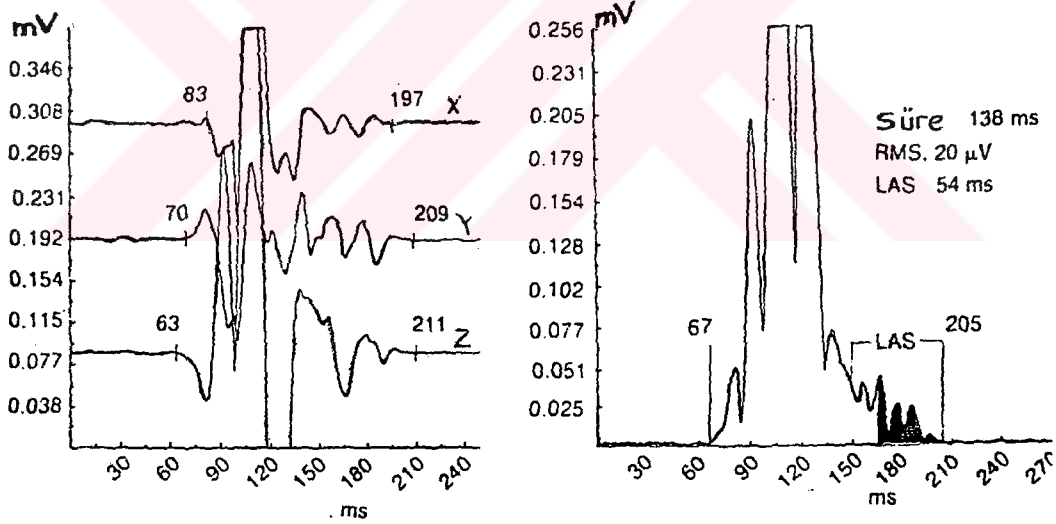
Diğer bir ortak işaret işleme adımı; süzgeçlenmiş XYZ uçlarının vektör genliğinde birleştirilmeleridir(Berbari and Lazzara 1988).

$$\sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \quad (3.1)$$

Bu işlemin sonucu, Şekil-3.4'ün sağ kısmında görülmektedir. İşlem adımından beklenen fayda, üç dikken dalga biçiminin tek bir dalga biçimine dönüştürülmesidir.



Şekil- 3.3 Kısa ritimli XYZ ve yüksek çözünürlüklü QRS kompleksi ; sol şekil XYZ uçları ve sağ şekil QRS ile ilgilidir (Berbari and Lazzara 1988)

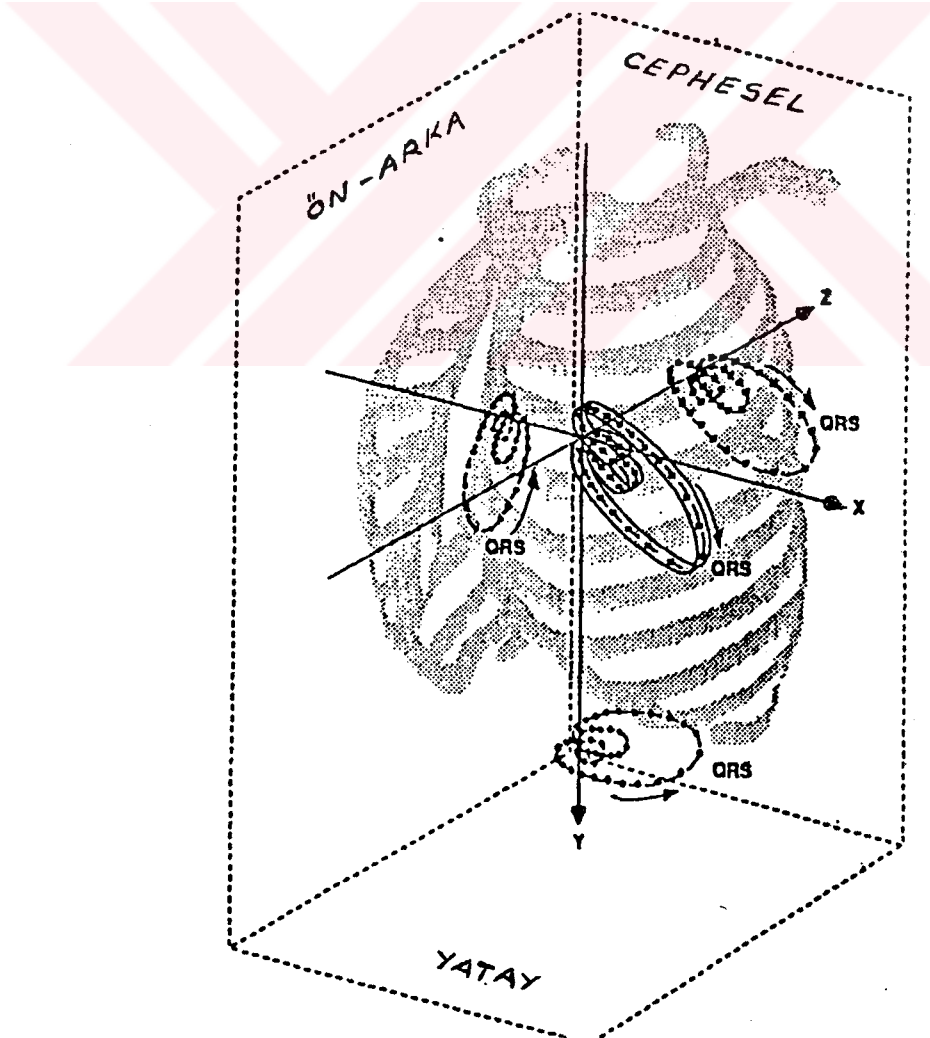


Şekil -3.4 Süzgeçlenmiş XYZ uçları ve vektör genlikleri; sol şekil iki yönlü yüksek geçiren süzgeçlenmiş (25 Hz) XYZ uçlarını ve sağ şekil ise süzgeçlenmiş vektör genliğini (XYZ için) gösterir (Berbari and Lazzara 1988)

Vektör kardiogram birçok diyagnostik alanda, skalar elektrokardiogramdan çok daha üstün olduğunu kanıtlamıştır. Atrial büyüme, sağ karıncık hipertrofisi, selli enfaktüslerin tanınması (posterior, inferier) ki bunlar özellikle iletim bloğundan ileri gelmekteyse; vektör kardiogramda çok daha kolay tanımlanabilecek hastalık

örnekleridirler. Şekil-3.5'de; vektör kardiyografik potansiyellerin; cephesel (frontal), yatay (horizontal) ve önden arkaya (sagittal) düzenlerdeki bileşenleri görülmektedir.

Geç potansiyelleri tanımlamak için, süzgeçlenmiş vektör genliğinden kaynaklanan ölçümler yapılmaktadır. Bu ölçümlerin esası; karıncık kutupsuzlaşması bitiminin veya QRS'in sonunun ya da QRS'den sonraki geç potansiyellerin yerleşiminin belirlenmesidir. QRS ve geç potansiyel ayrımı yapmaktan ziyade; her ikisinin toplamını kabaca, sadece QRS süresi ile tanımlamak yerinde olur. Bu süre bir kere hesaplandıktan sonra, QRS bitim bölgesinde kalan enerjinin hesaplanması kare-ortalama kökü ile yapılır (Berbari and Lazzara 1988). Ölçümlerin birçoğu QRS'in son 40 ms'inde gerçekleştirilmektedir. Bu değer, uç ölçümün (XYZ) önceden belirlenmiş genliğin altında kaldığı süreye aittir. Şekil-3.4'de görüldüğü gibi bu süre teknik yazında da $40 \mu V$ düzeyine göre belirlenir. Sonuçta, geç potansiyellerin yerleşiminin uç kısmı rahatlıkla tanımlanabilmektedir.



Şekil-3.5 Vektör kardiyografi potansiyellerinin bileşenleri (Malhanlar 1995)

3.2 Geç Potansiyel Ayrıştırma Yöntemi Standartları

İzleyen üç alt bölümde; Avrupa Kardiyoloji Derneği, Amerikan Kalp Birliği ve Amerikan Kardiyoloji Koleji'nin önerdiği bazı standartlara yer verilmektedir (Breithardt et al 1991).

3.2.1 Zaman düzlemi ayrıştırması

Vektör genliği gösterilimindeki süzgeçlenmiş QRS'nin bir standardı olmalıdır. Gürültü ortalaması ile gürültü örneği standart sapmasının üç katının toplamını aşan, QRS ortalama geriliminin ait olduğu 5 msn'lik parçanın orta noktası, QRS kısmının son uç noktası olarak tanımlanır. Yapılacak ayrıştırmalar şu saptamaları içermelidirler;

- (1)- Süzgeçlenmiş QRS süresi,
- (2)- Süzgeçlenmiş QRS'nin 40 msn'lik bitimindeki kare ortalama kökü gerilimi,
- (3)- Süzgeçlenmiş QRS'nin 40 μ V 'un altında kalan kısmının süresi

Geç potansiyellerin tam tanımı ile normal ve anormal YEKG'nin sonuçlandırılmasının henüz bir standardı yoktur. Geç potansiyellerin varlığının belirlenebilmesi için (40 Hz yüksek geçiren süzgeç kullanıldığında) aşağdaki koşulların sağlanması, temsil edici bir ölçüt oluşturmaktadır (Breithardt et al 1991).

- (1)- Süzgeçlenmiş QRS süresinin 114 msn'den büyük olması,
- (2)- Vektör genliği kısmının son 40 msn'inde işaretin, 20 μ V 'un altında kalması
- (3)- Vektör genliğinin bitiminde, 40 μ V 'un altında kalan sürenin 38 msn'den büyük olması sayılabilir.

Bir YEKG sistemi, yeni gelişmelerin bir arada uygulanabildiği yapıda olmalıdır. Bu tip gelişmeler; diğer tip süzgeçlerin kullanımı, özel uçların ayrıştırması, QRS alternatif son uç nokta tanımlamaları veya süzgeçlenmiş QRS'nin son 40 msn'den başka EKG zaman aralıkları tanımlamaları olarak sayılabilirler. Bu amaçla değişik algoritmalar geliştirilebilir.

3.2.2 Frekans düzlemi ayrıştırması

EKG işaretinin zaman düzleminde örneklenmesi ile üretilen yeni zaman dizisi, hızlı Fourier dönüşümü ile frekans düzleminde gösterimlenebilir. Fourier dönüşümü, EKG'nin tümünün frekans düzlemindeki açıklaması olduğundan içerdiği bilgi, sabit-bantlı süzgeç çıkışı gibi görülemez. Frekans düzlemi ayrıştırması hastalıklı ve sağlıklı kişilerdeki uzatılmış karıncık taşikardisini ayırdeden işaretlerin tanınmasını mümkün kılmaktadır. Çalışmaların birçoğunda, Frank XYZ uçlarının veya ilişkisiz dikken uçların ortalaması alınmış değerinin, QRS bitimi ve ST bölgelerine ait spektral kestirimi hızlı Fourier dönüşümü ile hesaplanır.

Kenar süresizliklerinden kaynaklanan spektral sızıntıları azaltmak için, 4 terimli Blackman-Harris pencere işlevi kullanılabilir. YÇEKG'nin frekans ayrıştırması günümüzde hızlı bir şekilde ilerlerken EKG spektrumunu etkileyen anahtar sorun halen sorgulanmaktadır. Örneğin EKG'nin frekans içeriği uzaysal bir değişken olduğundan, elektrot uçlarının yerleşimine bağlıdır. Çoklu segmentli ayrıştırmalar veya uzaysal-zamansal haritalama, gürültü ve geç potansiyeller arasında daha iyi bir ayrıştırma sağlamaktadır (Breithardt et al 1991). Spektral kestirimin öz bağımlı değeri ve pencere işlevlerinin yerine geçecek yöntemlerle tüm kardiyak devirinin ayrıştırılması sürekli olarak üzerinde çalışılan konulardandır.

3.2.3 Tek vurumluk EKG'nin ayrıştırılması

Birleşik işaret-ortalamasında öngörülen kabul, ilgilenilen işaretlerin ortalama alma işlemi süresince tekrarlanabilir olmasıdır. Elektrofizyolojik anormallikler vurumdan vuruma değişebildiğinden, ritim bozukluğuna bağlı bu değişimler işaret-ortalama kayıtlarıyla zayıf şekilde tanımlanabileceklerdir. Deneme çalışmaları, karıncık geç potansiyellerinin vurumdan-vuruma EKG ayrıştırılmalarının kullanılmasıyla sezimlenebileceğini göstermişlerdir. Gürültünün yeterince atılması bu yöntemde de önem taşımaktadır. Birbirine yakın olarak yerleştirilmiş elektrotlardan alınan verinin uzaysal-ortalama ile gürültü azaltılabilir (Breithardt et al 1991). Ancak bu yaklaşım; vücut ölçüsü, elektrot ölçüsü ve benzer kutulaşmaya sahip göğüs çevresi alanı gibi etkenlerle sınırlandırılmaktadır. Dolayısıyla ek, işaret-gürültü oranı iyileştirme yöntemlerine yine de gereksinim duyulabilmektedir.

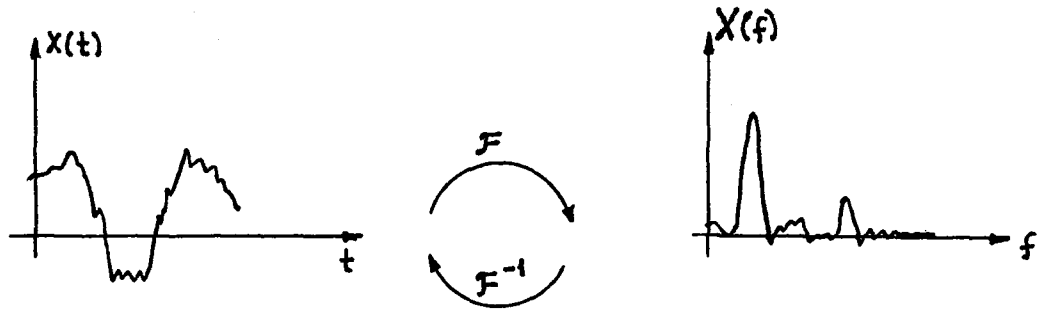
4- DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ

4.1 Zaman Frekans Gösterilimi

4.1.1 Zaman ve frekans düzlemi

Zaman-frekans gösterimleri (ZFG), $x(t)$ bir boyutlu işaretinin zaman-frekans iki boyutlu biçimine dönüştürülmesidirler. ZFG değerleri herhangi bir zamandaki spektral bileşenleri gösteren bir zaman-frekans düzlemini oluştururlar. Bu yönleriyle, zaman-değişimli işaretlerin veya durağansızlıkların ayrıştırılmasına ve sentezine uygulanmaktadır. ZFG ters işlemi veya sentez algoritmaları, işareti tekrar elde etmek için kullanılmaktadır. Böylece zaman-değişimli süzgeçleme, gürültü bastırma, işaretlerin kodlanması (örneğin alt-band kodlama) ile işaret sezimlenmesi ve parametre kestirimi yapılabilmektedir.

Fourier dönüşümü ve tersi, zaman düzlemi işareti $x(t)$ ve frekans düzlemi spektrumu $X(f)$ arasında Şekil-4.1'de vurgulandığı biçimde bir ilişki kurmaktadır.

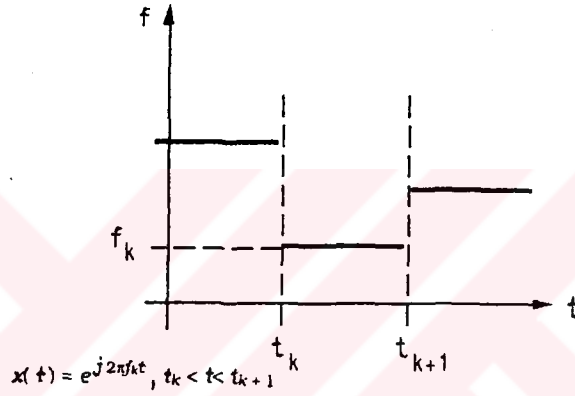


Şekil-4.1 Zaman ve frekans düzlemi arasındaki geçiş (Hlawatsch and Bartels 1992)

Fourier dönüşümü iki düzlem arasında bir bileşime izin vermez. Dolayısıyla spektral bileşenlerin zaman yerleşimleri hakkında kolay anlaşılabilir bilgi alınamaz(Hlawatsch and Bartels 1992).

4.1.2 Anlık frekans ve grup gecikmesi

Spektral bileşenlerinin zaman yerleşimleri, özellik içeren bazı işaretler vardır. En basit örnek, Şekil-4.2'deki karmaşık-değer frekans kaymalı anahtarlanmış işaretlerdir. Burada, herhangi bir zamanda sadece bir frekans söz konusudur. Bu frekans, anlık fazın türevinden elde edilir.



Şekil-4.2 Frekans kaymalı anahtarlanmış işaretin zaman-frekans açıklaması Herbir $[t_k, t_{k+1}]$ zaman aralığında sadece bir f_k frekansı vardır (Hlawatsch and Bartels 1992)

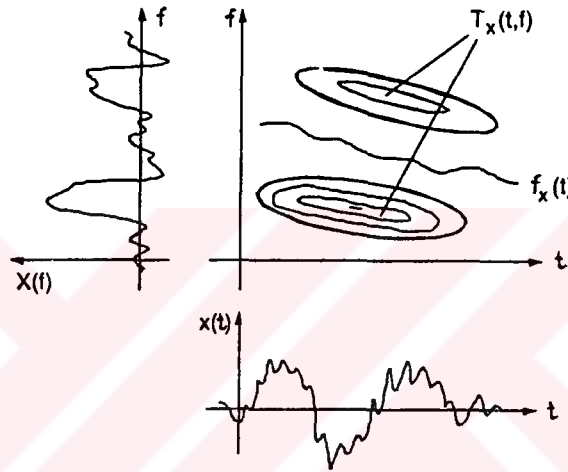
Aşağıda anlık frekans,

$$f_x(t) \triangleq \frac{1}{2\pi} \frac{d}{dt} \arg[x(t)] \quad (4.1)$$

ve grup gecikmesi,

$$t_x(f) \triangleq -\frac{1}{2\pi} \frac{d}{df} \arg[X(f)] \quad (4.2)$$

biçiminde tanımlanmıştır. Burada, arg $X(f)$ faz spektrumudur. Grup gecikmesi, $x(t)$ nin doğrusal zaman değişimsiz sistemin dürtü yanıtı olması durumunda daha anlamlıdır. Belirli koşullar altında grup gecikmesi sistemin f frekansındaki zaman-gecikmesini vermektedir (Hlawatsch and Bartels 1992). Anlık frekans ve grup gecikmesi sadece sınırlı bazı sınıf işaretlerin spektral bileşenlerinin zaman-yerleşimini açıklayabilmektedir. Bu sınırlamalar, zaman-frekans düzlemi yüzeyi gösterilimi ile kaldırılabilirler (Şekil-4.3).



Şekil-4.3 İşaretlerin zaman-frekans gösterimleri (Hlawatsch and Bartels 1992)

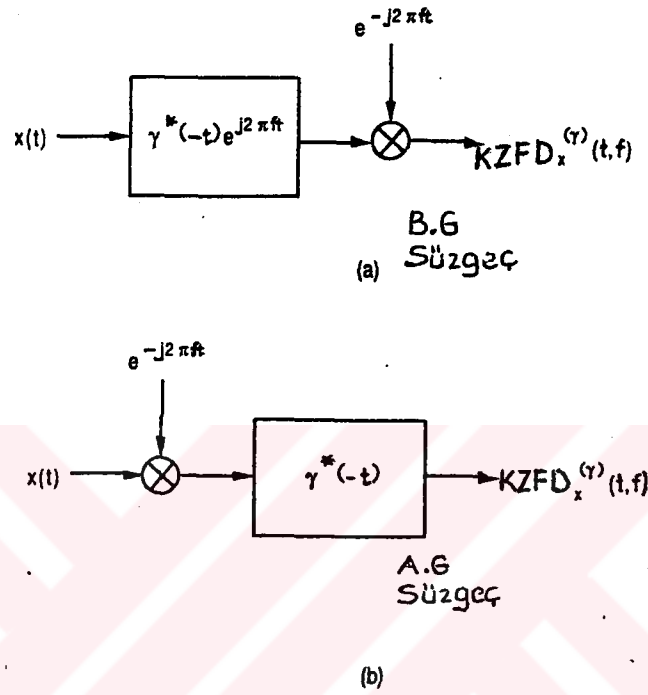
Matematiksel olarak bu durum, zaman ve frekansın bir birleşik (joint) işlevine eşdeğer düşmektedir. Tüm doğrusal ZFG'ler; $x(t)$ gibi bazı işaretlerin doğrusal bileşimi olduğunda süperpozisyon veya doğrusallık ilkelerini sağlarlar(Hlawatsch and Bartels 1992).

$$x(t) = c_1 x_1(t) + c_2 x_2(t) \Rightarrow T_x(t, f) = c_1 T_{x_1}(t, f) + c_2 T_{x_2}(t, f) \quad (4.3)$$

Çok bileşenli işaretlerde, doğrusallık istenilen bir özelliktir. ZFG esasen, kısa zamanlı Fourier dönüşümü ve dalgacık dönüşümünde önemli olmaktadır.

4.1.3 Kısa zamanlı Fourier dönüşümü

Fourier dönüşümü, frekans bileşenlerinin zaman yerleşimini tam açıklayamadığı için işarete; Şekil-4.4'de görüldüğü gibi ön-pencereleme işlemi uygulanır.



Şekil-4.4 Kısa zamanlı Fourier dönüşümünün gerçekleştirilmesi; a) Band geçiren tip ve b) Alçak geçiren tip (Hlawatsch and Bartels 1992)

Buna uygun olarak, kısa zamanlı Fourier dönüşümü (KZFD) veya kısa zamanlı spektrum aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır (Hlawatsch and Bartels 1992).

$$KZFD_x^{(\gamma)}(t, f) = \int_{t'} [x(t') \gamma^*(t' - t)] e^{-j2\pi f t'} dt' \quad (4.4)$$

KZFD; işaretin verilen t zamanı civarında, merkezlenerek kaydırılmış zaman veya ayrıştırma penceresi ile çarpımının Fourier dönüşümü biçimindedir. Burada (*) sembolü karmaşık eşleniği göstermektedir. KZFD basitçe, t ayrıştırma zamanı civarında işaretin yerel spektrumu olduğundan bir zaman-frekans gösterilimidir. KZFD; işaretin pencere spektrumu cinsinden de aşağıdaki gibi ifade edilebilir (Hlawatsch and Bartels 1992).

$$KZFD_x^{(\gamma)}(t, f) = e^{-j2\pi f t} \int_{f'} X(f') \Gamma^*(f' - f) e^{j2\pi t f'} df' \quad (4.5)$$

Yani, pencerelenmiş spektrumun ters Fourier dönüşümü biçimindedir. Burada spektral pencere, zaman penceresinin Fourier dönüşümüdür. Pencerelenmiş spektrumun ters Fourier dönüşümü işaretin, frekans cevabı $\Gamma^*(f' - f)$ olan bir süzgeçten geçirilmesi olarak ifade edilebilir. $\Gamma(f')$; alçak geçiren pencere işlevinin Fourier dönüşümü olduğundan bu süzgeç, ayrıştırma frekansı f civarına merkezlenmiş band geçiren özelliktedir. KZFD'nün gerçekleştirilmesi Şekil-4.4.a'da verilmiştir.

Band geçiren yapıya eşdeğer olan alçak geçiren yapı ise, Şekil-4.4.b'de verilmiştir. KZFD'de işarete ait tüm özellikler, t zamanı civarındaki yerel pencere aralığı içinde yerleşmektedirler. Dolayısıyla, iyi zaman çözünürlüğü kısa pencerelerle sağlanırken iyi frekans çözünürlüğü ise, dar bantlı süzgeçler gerektirmektedir. Malesef belirsizlik ilkesine göre, keyfi olarak hem dar bantlı süzgeç ve hem de düşük süreli zaman penceresi seçmek mümkün değildir (Hlawatsch and Bartels 1992). Ancak düşünsel anlamda şu iki durumdan söz edilebilir. Mükemmel zaman çözünürlüğü için, zaman penceresi, sonsuz dar (dirac impulse) olmalıdır (Hlawatsch and Bartels 1992);

$$\gamma(t) = \delta(t) \Rightarrow KZFD_x^{(\gamma)}(t, f) = x(t) e^{-j2\pi f t} \quad (4.6)$$

ya da mükemmel frekans çözünürlüğü için şöyle olmalıdır.

$$\Gamma(f) = \delta(f) \Rightarrow KZFD_x^{(\gamma)}(t, f) = X(f) \quad (4.7)$$

KZDF ayrıştırma ve sentezi arasında değişiklik yapılarak, birleşik zaman-frekans düzleminde zaman-değişimli işaret işleme gerçekleştirilebilmektedir. Yine de sistem, zaman penceresi ve sentez penceresine bağımlı olmaktadır. Yapılan değişikliğin kendisi doğrusal olduğundan, sistemin tümü de doğrusal olacaktır.

Buradaki değişiklik, işaretten bağımsız zaman-frekans ağırlık işlevleri ile KZFD'nin çarpılması şeklindedir.

4.1.4 Kısa zamanlı ayrık Fourier dönüşümü

KZFD'nin pratik uygulamaları için, zaman-frekans düzlemini ayrıklaştırmak gerekir. Bu amaçla KZFD, eşit aralıklı zaman-frekans ızgarası noktalarında (nT, kF) , $T > 0$ ve $F > 0$ için, örneklenebilir. Zaman ve frekans değişkenleri için, örnekleme periyotları sırasıyla T ve F iken n ve k ise tamsayıdır (Hlawatsch and Bartels 1992).

$$KZFD_x^{(\gamma)}(nT, kF) = \int_{t'} x(t') \gamma^*(t' - nT) e^{-j2\pi(kF)t'} dt' \quad (4.8)$$

Ayrıklaştırılmış KZFD'nin sentez işlemi de aşağıda verilmiştir.

$$x(t) = \sum_n \sum_k KZFD_x^{(\gamma)}(nT, kF) g(t - nT) e^{j2\pi(kF)t} \quad (4.9)$$

Ayrık KZFD ayrıştırma ve sentezi, örtüşmeli hızlı Fourier dönüşümü yöntemleriyle gerçekleştirilebilirler. Alternatif olarak da, süzgeç-bankaları kullanmak mümkündür. Şekil 4.4'e uygun olarak; ayrıştırma süzgeç bankası ayrık KZFD'yi hesaplamak için kullanılabilir. Her ayrıştırma frekansı $f_k = kF$ için bir süzgeç gereklidir. Sentez bankası aynı zamanda işaretin tekrar elde edilmesinde kullanılabilir (tüm süzgeç çıkışlarının toplamları ile). Ayrıştırma süzgecinin dürtü yanıtı, ayrıştırma penceresinin zamanda terslenmiş biçimine eşdeğerdir. Sentez süzgecinin dürtü yanıtı ise, sentez penceresi $g(t)$ ye eşittir.

4.1.5 Uygulamalar

KZFD'nin karesel genliği spektrogram olarak bilinmektedir. KZFD veya bazen spektrogramı bir çok alandaki işaret işleme sorunlarına uygulanmaktadır. En önemli uygulamalar; zaman-değişimli işaret ayrıştırmaları, sistem tanıma, spektral kestirim, mod ayrımı, grup hızı belirlenmesi, konuşma ana frekansı ve biçimi ayrıştırmaları, konuşma kodlama, grup gecikmesi veya anlık frekans kestirimi,

karmaşık bindirgeme olarak sayılabilirler. Sentez tekniklerinin bazı uygulamaları olarak da; zaman-değişimli süzgeçler, doğrusal olmayan gürültü atılması, konuşma düzeltimi , akustik işaretlerin band genişliği ve dinamik aralıklarının sıkıştırılması şeklinde sayılabilirler.

4.2 Sürekli Zaman Dalgacık Dönüşümü

4.2.1 Dalgacık dönüşümünün önemi

Dalgacık kuramı , değişik işaret uygulamaları için bağımsız olarak geliştirilmiş ve birçok yöntemden oluşan bir çatı oluşturmaktadır. Örneğin bilgisayar-görü'de çoklu çözünürlüklü işaret işleminin kullanımı, konuşma ve imge sıkıştırması için alt band kodlama ve uygulamalı matematikteki dalgacık serileri açılımı bu kuramın son zamanlarda tanınmakta olan farklı yanlarıdır.

Dalgacık kavramı sürekli zaman ve ayrık tarzda ele alınmaktadır. İşaret işlemedeki birçok alana uygulanabildiği için çok sayıda uygulama birikimine sahiptir. Dalgacık dönüşümü (D.D), bilinen kısa zamanlı Fourier dönüşümüne veya Gabor dönüşümüne alternatif olduğundan, özellikle durağan olmayan işaretlerin ayrıştırmaları ile ilgilidir (Rioul and Vetterli 1991). KZFD tek bir ayrıştırma penceresi kullanırken, D.D. yüksek frekanslarda kısa pencereler ve düşük frekanslarda uzun pencereler kullanır. Bu farklılık, "sabit Q" veya sabit bağıl band genişliği frekans ayrıştırması olarak da bilinmektedir. D.D, aynı zamanda Wigner-Wille dağılımı tabanlı zaman-frekans ayrıştırması ile de ilişkilidir.

Bazı uygulamalar için D.D'nü, bir işaretin taban işlevleri kümesine çözümlenmesi olarak görmek mümkündür. Dalgacık ayrıştırmalarının altında yatan, taban işlevleri "dalgacıklar (wavelets)" olarak isimlendirilirler. Bunlar, ilk örnek (prototype) dalgacığın genişletilmesi-daraltılması (scalings) ve kaydırılması ile elde edilirler. İlk örnek dalgacık bir band geçiren süzgeç olarak düşünülebilir. Diğer dalgacıklar da sabit Q'lü band geçiren süzgeçler şeklindedir. Çünkü bunlar ilk örneğin ölçeklenmiş biçimleridirler. Bu yüzden D.D'de ölçeğin görevi, frekansa bir alternatif olmaktadır. Dolayısıyla zaman-ölçek kavramı karşımıza çıkmaktadır (KZFD'indeki zaman-frekans düzlemine eşdeğer).

Sürekli zaman işareti için, zaman ve ölçek parametreleri de sürekli olmaktadır. Ayrık işaretlerin dalgacık serileri açılımı sözkonusu olup, ayrık D.D (ADD) kullanılır.

Bir işaretin değişik ölçeklerde olması ve değişik çözünürlüklerde ayrıştırılması düşüncesi; birçok matematik, fizik ve mühendislik alanında bağımsız olarak araştırılmıştır. Seksenli yılların ortalarında; yer bilimci, kuramsal fizikçi ve matematikçilerin yer aldığı "Fransız Okulu" araştırmacıları (ismen, Morlet, Grossmann ve Meyer) "Dalgacıklar" (ondelettes = wavelets) isimli çalışmaları etrafında güçlü bir matematiksel yapı kurmuşlardır (Rioul and Vetterli 1991).

Dalgacık dönüşümünün işaret işlemecilerin dikkatini çekmesi, Daubechies ve Mallat ile başlar. Bunlar, ayrık işaret işleme ile olan bağlantıları geliştirdiler. Dalgacık ayrıştırması konusunda birçok kuramsal ve uygulamalı katkı yapılmakta olup, bu konu hızlıca gelişmektedir.

4.2.2 Durağan olmayan işaretlerin ayrıştırılması

İşaret ayrıştırmalarının amacı, dönüşüm yoluyla işareten ilgili bilginin çıkartılmasıdır. Bazı yöntemler işaret için bir takım önsel (a priori) kabuller yaparlar. Tersinebilir dönüşümler kullanıldığında ayrıştırılmalar, belirsizliğe yer vermeyecek şekilde işareti ifade edebilirler. İşin dönüşüm tarafında parametre kestirimi, kodlama ve örüntü tanıma gibi birçok işlem gerçekleştirilir. Böylece bu tarz dönüşümler zamanda özellikleri tam olarak ortaya çıkmayan durağan işaretlere uygulanabilmektedir. Bu tarz işaretler için doğal durağan dönüşüm, iyi bilinen Fourier dönüşümüdür (Rioul and Vetterli 1991).

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-2j\pi f t} dt \quad (4.10)$$

Burada ayrıştırma katsayıları $X(f)$, işarettaki küresel (global) frekans özelliğini tanımlarlar. Bu katsayılar sonsuz süre zarfında, sinüs dalgası taban işlevleri ile işaretin iç çarpımından hesaplanmaktadır.

Durağan olmayan işaretteki zamandaki ani değişimler, $X(f)$ deki frekans ekseninin tümüne saçılacaktır. Dolayısıyla, durağan olmayan işaretlere uydurulacak ayrıştırıcılar Fourier dönüşümünden fazlasını gerektirirler. Bu amaçla, daha önce açıklanan KZFD önerilebilir. KZFD'nin iki saf sinüsoidi ayrılabilme yeteneğini dikkate alalım. Verilen $\gamma(t)$ deki pencere işlevinin Fourier dönüşümü $\Gamma(f)$ tir. Süzgeç yaklaşımında, süzgecin band genişliği Δf i şöyle tanımlayabiliriz (Rioul and Vetterli 1991).

$$\Delta f^2 = \frac{\int f^2 |\Gamma(f)|^2 df}{\int |\Gamma(f)|^2 df} \quad (4.11)$$

Burada payda, $\gamma(t)$ nin enerjisidir. İki sinüsoid ancak, aralarındaki uzaklık (frekans düzlemindeki) Δf den fazla ise ayırdedilebilir. Böylece KZFD'nin frekans çözünürlüğü Δf ile verilir. Benzer şekilde zamandaki saçılma Δt ile verilecektir (Rioul and Vetterli 1991).

$$\Delta t^2 = \frac{\int t^2 |\gamma(t)|^2 dt}{\int |\gamma(t)|^2 dt} \quad (4.12)$$

Payda, yine $\gamma(t)$ nin enerjisidir. Zamanda, iki darbe ancak aralarındaki uzaklık Δt 'den büyükse ayırdedilebilirler.

Zaman ve frekansdaki çözünürlük istenildiği kadar küçük seçilemez, zira bunların çarpımları aşağıdaki gibi sınırlandırılmıştır (Rioul and Vetterli 1991).

$$\text{Zaman - Band genişliği çarpımı} = \Delta t \Delta f \geq \frac{1}{4\pi} \quad (4.13)$$

Bu durum, Belirsizlik İlkesi veya Heisenberg Eşitsizliği olarak bilinmektedir (Rioul and Vetterli 1991). KZFD'de pencere bir kez seçildiğinde zaman-frekans çözünürlüğü tüm zaman-frekans düzleminde sabittir. Eğer işaret, düşük patlamalardan oluşmuş uzun süreli ve durağan sayılabilecek bileşenlerin birleşimi

şeklinde ise, bileşenlerin her biri iyi zaman çözünürlüğü veya iyi frekans çözünürlüğü ile ayrıştırılacaktır. Ancak her iki çözünürlük aynı anda iyi olamaz.

4.2.3 Dalgacık dönüşümü kavramı

KZFD'ündeki çözünürlük sınırlamasını aşmak amacıyla, çoklu çözünürlük elde etmek için zaman-frekans düzleminde Δt ve Δf in değiştirilmesi düşünülebilir. Sezgisel olarak ayrıştırma, bir süzgeç bankası gibi görülebilir. Zaman çözünürlüğü, ayrıştırma süzgecinin merkez frekansı ile artmalıdır. Yani (Rioul and Vetterli 1991),

$$\frac{\Delta f}{f} = c \quad (4.14)$$

yazılır (c ; herhangi bir sabit). Ayrıştırma süzgeç bankası, sabit bağıl band genişlikli band geçiren süzgeçlerin birleşimidir. Diğer bir deyişle ayrıştırma süzgeci frekans yanıtları, tüm frekans ekseninde düzgün aralıklı yayılmayıp (KZFD'deki durum) logaritmik ekseninde düzgün olarak saçılırlar. Denklem (4.14)'deki koşul sağlandığında, Δf ve aynı zamanda Δt , ayrıştırma süzgecinin merkez frekansıyla değişirler.

Farklı frekanslardaki çözünürlük değişimi kavramı "Dalgacık paketleriyle" genelleştirilir. Burada zaman-frekans çözünürlükleri (belirsizlik koşulu içinde) işarete bağlı olarak seçilmektedirler. Sürekli Dalgacık Dönüşümü (SDD) yukarıdaki düşünceleri izlemesi yanısıra, ayrıca basitleştirme özelliğine de sahiptir. Süzgeç bankasının tüm dürtü yanıtları, ilk örnek $h(t)$ nin ölçeklenmiş biçimleri olup, aşağıdaki gibi ifade edilirler (Rioul and Vetterli 1991);

$$h_{a,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} h\left(\frac{t-\tau}{a}\right) \quad (4.15)$$

Burada a ; ölçek faktörü τ ; kayma (öteleme) ve $1/\sqrt{|a|}$ enerji normalizasyonu için kullanılır. Sürekli Dalgacık Dönüşümünün tanımı şöyledir (Rioul and Vetterli 1991);

$$SDD_x(\tau, a) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int x(t) h^* \left[\frac{t - \tau}{a} \right] dt \quad (4.16)$$

Burada, $h(t)$ ilk örnek temel dalgacık olarak bilinir. Genelde, $h(t)$ herhangi bir band-geçiren işlev olabilir. Tanımı temel dalgacığa bağlı olan yerel frekans ($f = af_0$), frekans bindirgemesi ile artık ilişkili olmayıp, zaman-ölçeklemesi ile ilişkilidir. Dalgacık ayrıştırmasında tanımlanan ölçek jeografik haritadaki ölçek gibidir. Ölçek arttıkça süzgeç bankası dürtü yanıtları genişlemektedirler. Büyük ölçek daraltılmış işaretlere karşı gelirken, küçük ölçekler genişletilmiş işaretlere karşı gelir.

4.2.4 Ölçek ve çözünürlük

Öncelikle, $f(t)$ işlevi ölçekleme yapıldığında,

$$f(t) \rightarrow f(at) \quad (4.17)$$

biçiminde olur. Burada, $a > 0$ ve eğer $a > 1$ ise işlev daralacak, $a < 1$ ise genişleyecektir. Şimdi SDD'nü tekrar yazalım (Rioul and Vetterli),

$$SDD_x(\tau, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int x(t) h^* \left(\frac{t - \tau}{a} \right) dt \quad (4.18)$$

veya değişken değiştirerek,

$$SDD_x(\tau, a) = \sqrt{a} \int x(at) h^* \left(t - \frac{\tau}{a} \right) dt \quad (4.19)$$

şeklinde yazabiliriz. Ölçek arttığında süzgeç dürtü yanıtı $h(t - \tau/a)$, zamanda açılmakta olup, sadece uzun süreli durumlar için dikkate alınır. Eşdeğer anlatımla, sabit süzgeç uzunluğu üzerinden işaret daraltılıyor denir. Haritalardaki gibi çok büyük ölçekler küresel görüntüleri ifade ederlerken, küçük ölçekler ayrıntılı görüntüleri verirler (Rioul and Vetterli 1991). Ölçek ile ilişkili fakat farklı bir kavram

da çözünürlüktür. Çözünürlük, işaretin frekans içeriği ile ilgilidir. Örneğin alçak geçiren süzgeç, işaretin ölçeğini (a) korurken çözünürlüğünü azaltmaktadır.

Sürekli zaman işaretlerinde ölçek çözünürlüğü değiştirmez. Buna rağmen, ayrık zaman işaretlerinde alt-örnekleme ile gerçekleştirilen ölçek arttırımı, çözünürlüğü kendiliğinden azaltır (Rioul and Vetterli 1991).

4.2.5 Dalgacık ayrıştırması ve sentezi

SDD'ünü tanıtmamanın bir yolu da dalgacıkları taban işlevleri şeklinde tanımlamaktır. Dalgacık dönüşümünün daha yalın ifadesi,

$$SDD_x(\tau, a) = \int x(t) h_{a,\tau}^*(t) dt \quad (4.20)$$

biçiminde olup, işaret ve taban işlevleri arasındaki benzerliğin bir ölçüsünü de ifade etmektedir (Rioul and Vetterli 1991). Buradaki $h_{a,\tau}(t)$ aynı zamanda dalgacıkları da ifade etmektedir. Dalgacıklar, ilk örnek $h(t)$ nin ölçeklenmiş ve kaydırılmış biçimleridirler. Bilindiği gibi KZFD'ünde taban işlevleri olarak sinüs dalgaları kullanılmaktaydı. Dalgacık ayrıştırmasının sonucu olan dalgacık dönüşümü katsayıları, işaretin özel taban işlevine ne kadar yakın olduğunu gösterirler. Böylece herhangi bir genel işaret, dalgacıklara çözümlenmiş olarak gösterimlenebilirler. Yine özgün dalga şekli, sabit şekle sahip, farklı genlik ve ölçülerdeki elemanter yapıların eklenmesiyle sentezlenebilir. Diğer bir deyişle sürekli zaman dalgacıkları $h_{a,\tau}(t)$, dikken tabanlar gibi davranırlar. Ayrıştırılmalar, iç çarpımların hesaplanmasıyla, sentezler ise işaretin dalgacıklara olan dikken izdüşümlerinin toplanmasıyla yapılırlar. Sentez ters dönüşüm veya yeniden kurma bağıntısı (Rioul and Vetterli 1991);

$$x(t) = c \int \int SDD(\tau, a) h_{a,\tau}(t) \frac{da d\tau}{a^2} \quad (4.21)$$

şeklindedir. Burada c, sadece $h(t)$ ye bağlı bir sabittir. İşaret ve dalgacıkların her ikisi gerçel değerli veya karmaşık analitik şekilde dikkate alınırlar ($a > 0$). Yeniden kurma bağıntısı, ancak $h(t)$ nin sonlu enerjili veya band geçiren tipte olması

durumunda sağlanabilir. Dalgacık ismi, $h(t)$ nin zamanda kısa salınımlar yapmasından kaynaklanmaktadır. Eğer $h(t)$ yeterince düzenli (regular) ise yeniden kurma koşulu şöyle tanımlanır(Rioul and Vetterli 1991),

$$\int h(t) \cdot dt = 0 \quad (4.22)$$

4.2.6 Skalogramlar

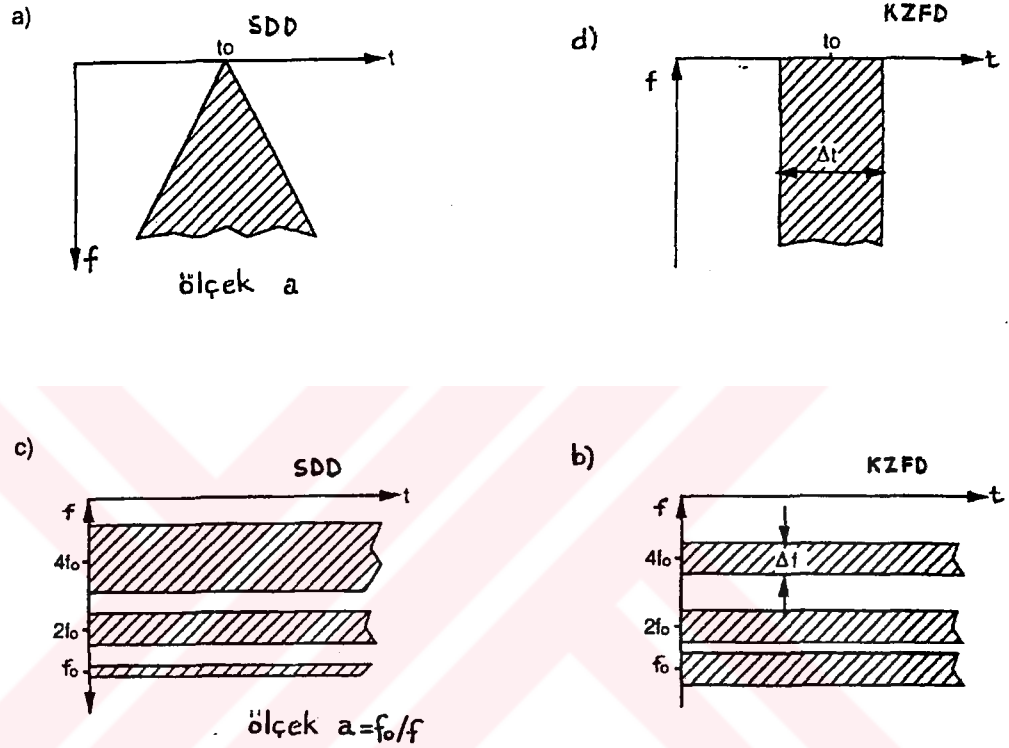
KZFD'nin modül karesi olarak tanımlanan spektrogram, işaret ayrıştırmasında çok kullanılan bir araçtır. Çünkü, zaman-frekans düzleminde işaret enerjisinin dağılımını vermektedir. Benzer dağılım, dalgacık ayrıştırmasında da tanımlanabilir. SDD, birim dik (orthonormal) taban çözümlenmesi gibi davrandığından, enerji korunumunu sağlayan özelliğe sahiptir(Rioul and Vetterli 1991).

$$E_x = \iint |SDD(\tau, a)|^2 \frac{d\tau, da}{a^2} \quad (4.23)$$

Burada $E_x = \int |x(t)|^2 dt$, $x(t)$ işaretinin enerjisi, a ; ölçek dir. Bu özellik, SDD'nün modül karesi biçimindeki dalgacık spektrogramını veya skalogramının tanımını gösterir. Zaman-ölçek düzleminde işaretin enerji dağılımı, $(d\tau, da) / a^2$ ölçüsü ile birlikte düşünüldüğünden spektrogram gibi frekans birimi başına gücü ifade eder. Fakat skalogram, Şekil-4.5'deki gibi farklı çözünürlüklerde dağılım göstermektedir. Ayrıca şekilde, skalogram ve spektrogram arasındaki farklılıklar da verilmektedir. Ayrıştırmalarda, $t=0$ civarındaki işaret davranışının zaman-ölçek düzleminde bir koni ile sınırlandırıldığı (Şekil-4.5.a) görülür. Bu yüzden küçük ölçekler için t_0 civarında daha çok yerleşim söz konusudur. Oysa KZFD'ünde ayrıştırma penceresi genişliği kadar tüm frekanslardaki yerleşim aynıdır (Şekil-4.5.b). Zaman-ölçek ayrıştırmaları zamanda logaritmik olduğundan, işaretin f_0 gibi bazı saf frekanslarının etki alanı, skalogramda f_0 ile artacaktır (Şekil-4.5.c). Oysa, bu durum spektrogramda sabittir (Şekil-4.5.d).

Spektrogram ve skalogram; işaretin çok kolay anlaşılabilen görüntüsel iki boyutlu gösterimlerini vermektedirler. Buradaki zaman-frekans veya zaman-ölçek düzlemindeki örüntü, işaretin küresel enerjisine katkıda bulunmaktadır. Bununla

birlikte bu gösterimler bazı kötü yanlara da sahiptirler. Örneğin, genellikle tersinilemezler. Aynı zamanda her ikisi de ayrıştırılan işaretin bilinear işlevleri olduğundan, zaman-frekans veya zaman-ölçek düzleminde arzu edilmeyen çapraz-terim (cross-term) gibi girişimler belirir. Ayrıca faz gösterilimi, skalogramın yerel patlamalarını daha doğru şekilde ortaya çıkarmaktadır.



Şekil-4.5 Dirac darbesinin etki bölgeleri ($t=t_0$); a) Sürekli zaman dalgacık dönüşümü b) Kısa zamanlı Fourier dönüşümü üç sinüsoid için ($f_0, 2f_0, 4f_0$), c) Sürekli zaman dalgacık dönüşümü, d) Kısa zaman Fourier dönüşümü (Rioul and Vetterli 1991)

4.2.7 Dalgacık çerçeveleri ve birim dik tabanlar

Sürekli taban işlevleri (dalgacıklar) $h_{a,\tau}(t)$, dalgacık ayrıştırması ve sentezinde birim dik tabanlar gibi davranırlar. Zaman-ölçek parametreleri a, τ nun ayrıştırılması mümkündür. Ele alınan iki ölçek $a_0 < a_1$, kabaca $f_0 > f_1$ frekanslarına eşdüşerler. Dalgacık katsayılarının a_1 ölçeğinde olanları, a_0 daki katsayıların (f_0 / f_1) inci hızında alt-örneklenmesiyle (subsampling) elde edilir. Bu durum, Nyquist kuralından kaynaklanmaktadır. Dolayısıyla zaman-ölçek parametreleri, ayrıştırma

amacıyla örneklenirler. Burada; $a = a_0^j$ ve $b = k a_0^j T$ ayrıca j, k tamsayıdır. Örneklenmiş dalgacıklar,

$$h_{j,k}(t) = a_0^{j/2} h(a_0^j t - kT) \quad (4.24)$$

ve dalgacık dönüşüm katsayıları ise,

$$C_{j,k} = \int x(t) h_{j,k}^*(t) dt \quad (4.25)$$

şeklinde belirlenirler(Rioul and Vetterli 1991).

Dalgacık ayrıştırması mikroskoba benzemektedir. Önce büyültme miktarını a_0^{-j} seçeriz. Daha sonra seçilen yere hareket edilir. Eğer çok küçük ayrıntılara bakılıyorsa, büyültme miktarı artırılır. Bu durum, büyük ve negatif j lere karşılık gelir. Aksine $a_0^j T$ küçük adımlara karşı geldiğinden, küçük ayrıntılar kaçarılır.

Yeniden kurma sorunu; a_0, T ve $h(t)$ nin bulunmasını içermektedir. İşaretin yeniden kurulmuş durumu(Rioul and Vetterli 1991);

$$x(t) = c \sum_j \sum_k C_{j,k} h_{j,k}(t) \quad (4.26)$$

olup, c sabiti işarete bağımlı değildir. Açıktır ki, eğer a_0 parametresi 1'e çok yakın seçilmişse (ve eğer T küçükçe), dalgacık işlevleri fazlasıyla elde edilmiş olacaktır (overcomplete). Diğer taraftan örnekleme seyrek yapılırsa (örneğin hesaplama oktav- oktav yapılırsa $a_0 = 2$), doğru birim dik tabanlar sadece $h(t)$ nin özel seçimlerinde elde edilebilecektir (Rioul and Vetterli 1991).

Dalgacık işlevleri ailesi, çerçeve olarak isimlendirilmektedir. Dalgacık katsayılarının $C_{j,k}$ enerjileri (modül karelerinin toplamı), işaretin A ve B gibi iki pozitif çerçeve sınırı arasında yerleşmesine göre değişmektedir(Rioul and Vetterli 1991).

$$A.E_x \leq \sum_{j,k} |c_{j,k}|^2 \leq B.E_x \quad (4.27)$$

Bu çerçeve a_0 , T ve $h(t)$ nin Daubechies formülünden hesaplanmasını sınırlamaktadır. İşaretin yeniden kurulmasındaki doğruluk, daha duyarlı bir şekilde aşağıdaki gibi belirlenmektedir(Rioul and Vetterli 1991).

$$x(t) \approx \frac{2}{A+B} \sum_j \sum_k C_{j,k} h_{j,k}(t) \quad (4.28)$$

Burada bağıl işaret-gürültü oranı, $(B/A+1) / (B/A-1)$ ' den büyük olmaktadır.

Eğer işaretin yeniden kurulması için tüm dalgacıkların kullanılmasını gerektiren dar çerçeve söz konusu ise bu durumda dalgacıklar, sonlu enerjili işaret uzayının birim dik tabanlarını oluşturacaklardır. Hatırlanırsa birim diklik kavramı

$$\int h_{j,k}(t) h_{j',k'}^*(t) dt = j,k \begin{cases} 1 & \text{eğer } j=j' \text{ ve } k=k' \\ 0 & \text{diğer durumlarda} \end{cases} \quad (4.29)$$

şeklinde tanımlanabilmektedir(Rioul and Vetterli 1991).

Herhangi bir keyfi işaret, taban işlevlerinin ağırlıklı toplamları ile tamamen gösterimlenir(Rioul and Vetterli 1991).

$$x(t) = \sum_{j,k} c_{j,k} h_{j,k}(t) \quad (4.30)$$

Taban işlevleri $h_{j,k}(t)$, sadece ilk örnek $h(t)$ nin ölçeklenip kaydırılmasıyla elde edilmezler. Aynı zamanda onlar bir birim dik taban oluşturmaktadırlar. Son zamanlarda, dalgacık birim dik yapısı, çift dikken (biorthogonal) dalgacık tabanları olarak bilinen sentez işlevlerine açılmaktadır .

4.3 Ayrık Dalgacık Dönüşümü

4.3.1 Çoklu çözünürlüklü işaret ayrıştırmaları

İşaret işleme açısından, dalgacık bir band geçiren süzgeçtir. İkilik (dyadic) örnekleme durumunda ($a_0 = 2$), dalgacık oktav bant geçiren süzgeci tipindedir. Bu yüzden dalgacık dönüşümü, sabit Q'lu oktav, band geçiren süzgeci olarak yorumlanabilir. Böylece yüksek oktav bantların eklenmesiyle, işarete bir ayrıştırma veya çözünürlük eklenmiş olur. Mallat ve Meyer, çoklu çözünürlük kavramını dalgacıkların birim dik tabanlarının kurulmasında kullandılar (Vetterli and Herley 1992). Bu çoklu çözünürlük, bir ardışıl yaklaşım işlemi olarak görülebilir.

Frekans aralığı $(-\pi, \pi)$ olan tüm band sınırlı işlevlerin uzayına V_0 denilsin. Örneğin(Vetterli and Herley 1992);

$$\phi(x-k) = \text{sinc}(x-k) = \frac{\sin(\pi(x-k))}{\pi(x-k)} \quad k \in \mathbb{Z} \quad (4.31)$$

işlevler kümesi, V_0 için birim dik taban oluştursun. Benzer şekilde, frekans aralığı $(-2\pi, 2\pi)$ olan band sınırlı işlevlerin uzayı da V_{-1} olsun. Açık ki,

$\sqrt{2} \text{Sinc}(2x-k) \quad k \in \mathbb{Z}$; V_{-1} için birim dik bir tabandır. Aynı zamanda,

$$V_0 \subset V_{-1} \quad (4.32)$$

yazılabilir(Vetterli and Herley 1992). Özellikle, eğer $x(t) \in V_0$ ise o zaman $x(2t) \in V_{-1}$ olacaktır. Şimdi, frekans aralığı $(-2\pi, -\pi) \cup (\pi, 2\pi)$ olan band geçiren işlevlerin uzayına W_0 denilsin(Vetterli and Herley 1992);

$$V_{-1} = V_0 \oplus W_0 \quad (4.33)$$

dir. W_0 ; V_0 in V_{-1} deki dikken tamamlayıcıdır. Bütünlük sağlamak amacıyla, $\cos(\pi x)$; V_0 'a ve $\sin(\pi x)$ ise W_0 'a dahil edilir. Ölçekleme ile eğer V_i uzayı,

$(-2^{-i}\pi, 2^{-i}\pi)$ frekans aralığındaki band sınırlı işlevlere ait oluyorsa, o zaman aşağıdaki ilişkiler yazılabilirler (Vetterli and Herley 1992).

$$V_i \subset V_{i-1} \quad i \in \mathbb{Z} \quad (4.34)$$

$$V_{i-1} = V_i \oplus W_i \quad i \in \mathbb{Z} \quad (4.35)$$

Burada W_i ; frekans aralığı $(-2^{-i+1}\pi, -2^{-i}\pi) \cup (2^{-i}\pi, 2^{-i+1}\pi)$ olan band geçiren işlevlerin uzayıdır. Daha genel olarak,

$$\dots\dots V_2 \subset V_1 \subset V_0 \subset V_{-1} \subset V_{-2} \dots\dots\dots (4.36)$$

ve yinelemeli (iterating) olarak,

$$V_i = W_{i+1} \oplus W_{i+2} \oplus W_{i+3} \oplus \dots\dots\dots (4.37)$$

yazılabilir (Vetterli and Herley 1992). Sonuçta W_j lerin $j=i+1, \dots, \infty$ için tüm doğrudan toplamı,

$(-2^{-i+1}\pi, 0) \cup (0, -2^{-i+1}\pi)$ değerine bandı sınırlanmış karesel tümlenebilir (integrable) işlevler uzayına eşdeğer düşmektedir. Şimdi, W_0 uzayına uzanacak bir dalgacık oluşturulsun. Öncelikle, $\{\phi(x-k), k \in \mathbb{Z}\}$ ile verilen küme, V_0 uzayı için bir taban oluşturmaktadır. Böylece $\{\sqrt{2}\phi(2x-k), k \in \mathbb{Z}\}$ de, V_{-1} için bir taban oluşturur. Örneklenmiş $\phi(x)$, dürtü yanıtı aşağıda verilen mükemmel alçak geçiren yarı band süzgeci ile elde edilir (Vetterli and Herley 1992).

$$\sqrt{2} C_n = \frac{\text{Sin}(\pi n / 2)}{\pi n / 2} \equiv \text{Ayrık yan band süzgeç} \quad (4.38)$$

$\phi(x)$ ise şöyle yazılabilir;

$$\phi(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} C_n \phi(2x-n) \quad (4.39)$$

Bu eşitlik, mükemmel yan band alçak geçiren süzgeç ile $\phi(2x)$ in interpolasyonudur. Dikkat edilirse, $\phi(x)$ ve C_n simetriktirler. Görüleceği gibi $\phi(x)$; V_{-1} deki işaretlerin V_0 daki yaklaşımını türetir. W_0 uzayından V_0 'a dikken tamamlayan (complement), yarı band yüksek geçiren işaretlerle sağlanmaktadır. Örneklenmiş düzlemde bu işaretler, yarı band alçak geçiren işlevin $(-1)^n$ ile bindirgenmesi ve bir birim kaydırılması ($\sin(\pi x)$ içersin diye) ile elde edilirler (Vetterli and Herley 1992).

$$\psi(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} (-1)^n C_{-n+1} \phi(2x - n) \quad (4.40)$$

Bu yüzden $\psi(x)$ de bir interpolasyondur. Buradaki C_n ler simetrik olup, öncekilere göre ters işaretlidirler. Ayrıca,

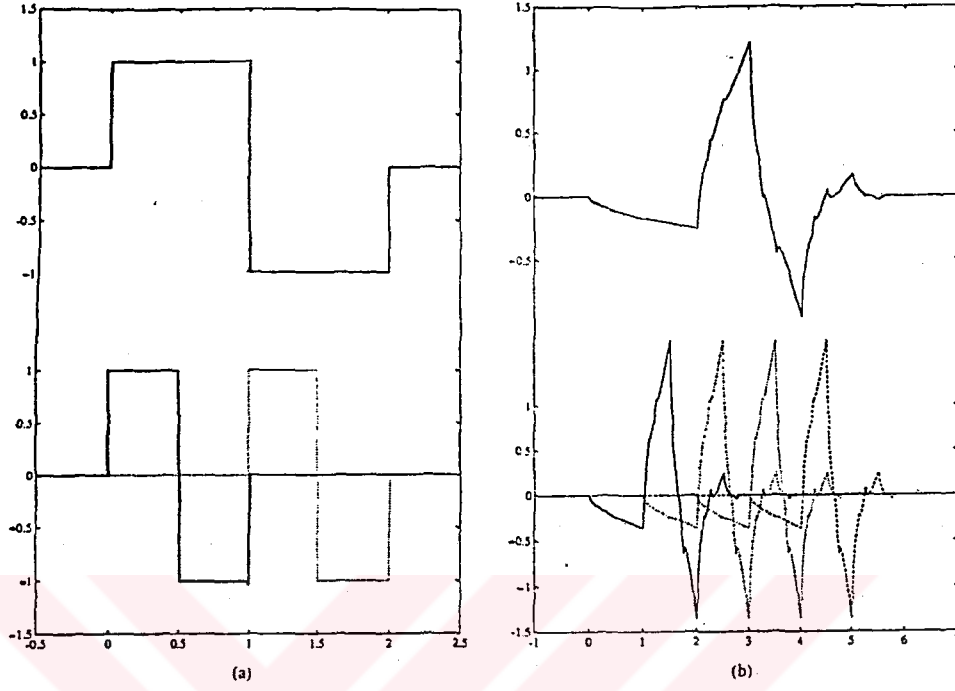
$$\phi(x - k) \perp \psi(x - k) \quad (4.41)$$

olup, spektrumun ayrılmış (disjoint) bölgelerini kapsarlar. Aynı zamanda,

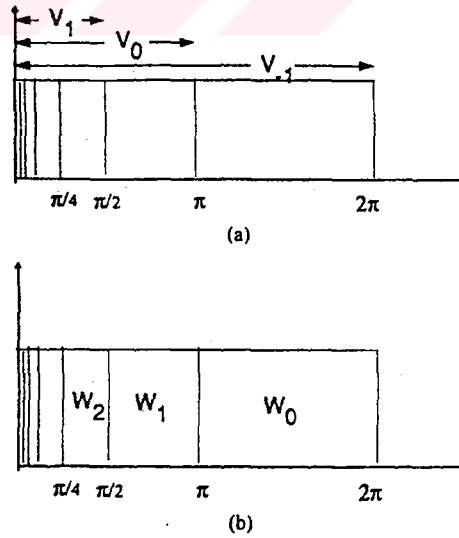
$$\langle \psi(x - k), \psi(x - l) \rangle = \delta_{kl} \quad (4.42)$$

yazılabilir (Vetterli and Herley 1992). Kolaylıkla görüleceği gibi, $\psi(x)$ nin uzaması W_0 ile belirtilir. Bu nedenle $\psi(x)$ ve onun tamsayı cinsinden kaydırılmış biçimleri W_0 için birim dik tabanlar oluşturur. Sonuçta, bu band geçiren örneğine ait dalgacık $\psi(x)$ ile verilmiş olur. Şekil-4.6'da Haar ve Daubechies dalgacıklarının ölçeklenmiş ve kaydırılmış biçimleri görülmektedir. Şekil-4.7'de ise, spektrumun bölümlenmesi verilmiştir.

Örnekler biraz yapay gözükmemektedir, zira $\psi(x)$ dalgacığı sonsuz uzantılı ve düşük hız azalmalı kabul edilmemiştir. Şekil-4.7'de verilen spektrumun eşdüşen bölümlenmesi, özlü-destek (compact support) özelliğine sahiptir. V_0 için verilen birim dik tabanlar, $\phi(x)$ ve onun tamsayı kaydırılmış biçimlerini de sağlamaktadırlar.



Şekil-4.6 Ölçeklenmiş ve kaydırılmış dalgacıkların dikken sistemi a) Haar dalgacığı b) Daubechies dalgacığı (4 uzunluklu düzenli süzgeç) (Vetterli and Herley 1992)

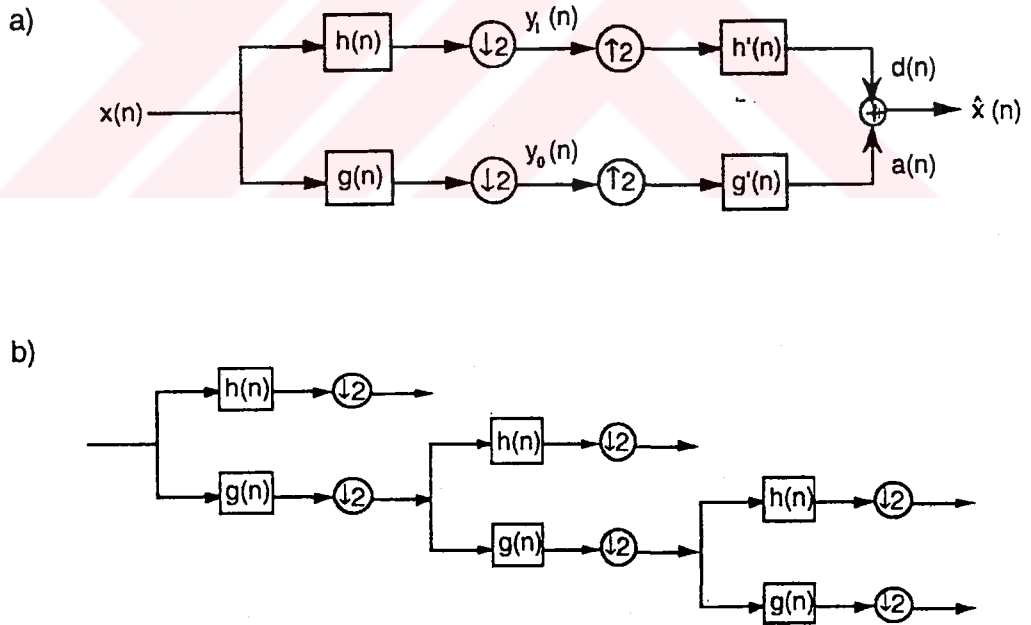


Şekil-4.7 Sinc süzgeçlerin kullanıldığı spektrumun ideal bölünmesi; a) V_i uzaylarına bölümlenme, b) W_i uzaylarına bölümlenme (Vetterli and Herley 1991)

4.3.2 Altband kodlama şeması

Alt band kodlama ilk olarak konuşma sıkıştırımda kullanılmıştır. Alçak geçiren, alt örnekleme yaklaşımının yanısıra, yüksek geçiren süzgeçlenmiş kısım ayrıntı bilgisi olarak görülür.

Sinc x işlevli süzgeçlerin kullanılmasıyla (düşünsel süzgeç), ayrık ayrıştırma biçimi sürekli zaman dalgacık dönüşümü ile benzer olmaktadır. Fakat $x(n)$ işaretini yeniden kurmak için bu düşünsel süzgeçlerin kullanılması zorunlu değildir. Süzgeçlenmiş ve alt örnekleme yaklaşımında $y_0(n)$ ve $y_1(n)$; bu kez üst-örnekleme $g'(n)$ ve $h'(n)$ sentez veya ters dönüşüm süzgeçlerinden geçirilirler. Sonuçların toplanmasıyla yeniden kurulmuş işaret $\hat{x}(n)$ elde edilir. Kullanılan süzgeçlerin bazı kısıtlamalara uymaksızın, $\hat{x}(n)$ nin $x(n)$ 'e eşit olması mümkün değildir. Bu kısıtlamalar, "mükemmel yeniden kurma özelliği" olarak bilinir. Ayrıştırma ve sentez süzgeçlerinin en basit incelenme tarzı Şekil-4.8'de görülmektedir.



Şekil-4.8 Alt band kodlama şeması; a) İki alt band yaklaşımı, b) Ayrık dalgacık dönüşümü (Rioul and Vetterli 1991)

Alt band ayrıştırması işaretin birim dik tabanlara çözümlenmesine eş düşerken, takip eden yeniden kurma veya sentez işlemi, bu birim dik izdüşümlerin toplanmasını ifade etmektedir (Rioul and Vetterli 1991). Sonlu dürtü yanıtı tipinde açıklanan alçak ve yüksek geçiren süzgeçler arasında şu ilişki vardır(Rioul and Vetterli 1991).

$$h(L-1-n) = (-1)^n g(n) \quad (4.43)$$

Burada L , filtre uzunluğudur (çift sayı olmalı). Dikkat edilirse $(-1)^n$ ile yapılan bindirgeme, alçak geçiren süzgeci yüksek geçiren süzgece dönüştürür.Şekil-4.8.a' daki süzgeç bankasının gerçekleştirdiği konvolüsyon işlemi, aslında $x(n)$ dizisi ile süzgeç dürtü yanıtlarının iç çarpımlarıdır(Rioul and Vetterli 1991).

$$y_0(k) = \sum_n x(n) g(-n+2k) \quad (4.44)$$

$$y_1(k) = \sum_n x(n) h(-n+2k) \quad (4.45)$$

Yeniden kurma işlemi aşağıdaki gibi kolayca gerçekleştirilebilir(Rioul and Vetterli 1991).

$$\hat{x}(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} [y_0(k) g(-n+2k) + y_1(k) h(-n+2k)] \quad (4.46)$$

Buradaki ağırlıklı toplama işleminde de, dürtü yanıtları ile işaretin iç çarpımı söz konusudur.

Sentez süzgeçleri, aynı zamanda ayrıştırma süzgeçlerinin zamanda tersi sıralanmış biçimleridir. Bu tarz dikken "mükemmel yeniden kurma süzgeç bankası", sayısal işaret işleme yazınına girmiş durumdadır. Birim dik çözümlene paraunitary (paraunitary) veya kayıpsız süzgeç bankası olarak da bilinmektedir.

4.3.3 Ayrık yinelemeli süzgeçler ve düzenlilik

Bir $x(n)$ dizisinin, yarı hız veya yarı çözünürlükte dikken süzgeçlerle çözümlenmesi incelendi. Düşük frekanslarda daha iyi frekans çözünürlüğü elde etmek amacıyla bu çözümlenme işlemi yinelenebilir. Yineleme sadece düşük bandda sürer. Böylece her yinelemede, bir önceki spektrumu ikiye bölerek düşük band kısmı alınır. Her yinelemedeki yüksek band kısmı, bir önceki düşük band kısmı ile o andaki kısım arasındaki farka eşittir. Yinelemeli yapı, Şekil-4.8.b'de görülmektedir.

Bu ayrık algoritmanın bir önemli özelliği, karmaşıklığının düşük miktarda olmasıdır. Karmaşıklık; algoritmadaki ağacın derinliğinden bağımsız olup, giriş örnek sayısı ile doğrusaldır. İlk süzgeç bankasında her giriş örneği için gerekli işlem sayısı C_0 olsun (C_0 ; L' nin tipik derecesidir). Her katta, ikili alt-örnekleme (iki örnekten birinin atılması) olduğundan sonuçtaki toplam karmaşıklık şöyle yazılabilir (Rioul and Vetterli 1991);

$$C_{toplam} = C_0 + \frac{C_0}{2} + \frac{C_0}{4} + \dots < 2C_0 \quad (4.47)$$

Açıklanmakta olan ayrık dalgacık dönüşümünde, yüksek geçiren süzgeç $h(n)$, dalgacık işlevi görevini görmektedir (Rioul and Vetterli 1991).

Yinelenmiş alçak geçiren süzgecinin elde edilmesinde, süzgeçlerin z dönüşümlerinin kullanılması uygun olur (Rioul and Vetterli 1991).

$$G(z) = \sum_n g(n) z^{-n} \quad (4.48)$$

$G(z)$ süzgeçlemesinin ikilik alt-örnekleme, alt-örnekleme ile $G(z^2)$ ile süzgeçlenmesine eşdeğerdir (z^2 ; dürtü yanıtında örnekler arasına sıfır katar, alt örnekleme ise bu sıfırları uzaklaştırır). Genelleme yapılırsa $G^i(z)$ süzgeci; i inci katındaki alçak geçiren süzgeçlemeye ve ikilik alt-örneklemeye eşdeğerdir (Rioul and Vetterli 1991).

$$G^i(z) = \prod_{l=0}^{i-1} G(z^{2^l}) \quad (4.49)$$

Burada, $g^i(n)$ dürtü yanıtıdır. Eğer i , sonsuz büyük olursa süzgeç de sonsuz uzunlukta olur. Aynı zamanda, alçak geçiren süzgeç işlevi bir sürekli $g_c(x)$ işlevine yakınsar.

Yinelemeli işlevlerin bir sürekli işleve yakınsaması için gerekli koşul, $G(z)$ süzgecinin $z = -1$ de yeterince "sıfır" (zero)'ünün olması veya tekrarlanan spektrumunun yarı örnekleme frekansına sahip olmasıdır. Bu tür süzgeçlere düzenli süzgeçler denir. Yukarıdaki koşul, yarı örnekleme frekansında $G(z)$ nin spektrumunda düzlük (flatness) koşulu olarak yorumlanır. Gerçekten, Daubechies'nin birim dik süzgeçleri en büyük düzgünlükteki alçak geçiren süzgeçler olarak bilinirler. Faz; frekans seçiciliği ve diğer ölçütlere göre oldukça farklı davranan birçok seçim söz konusudur.

Düzenli süzgeçlerin kodlama şemalarına tamamen uygunlaştırılabilecekleri hala açık değildir. Ayrık dalgacık dönüşümü şemalarının iyi kodlama başarımı için en küçük düzenlilik derecesi gerekmektedir.

4.3.4 İşaret işlemede dalgacık uygulamaları

Kısa zamanlı Fourier dönüşümüne bir alternatif olarak düşünülebilecek dalgacık dönüşümün ana uygulamaları durağan olmayan işaret ayrıştırmalarıdır. Kavramsal olarak sürekli zaman dalgacık dönüşümü, klasik sabit Q 'lu ayrıştırmalardır. Bunların yalın tanımı (çoklu süzgeçlerden ziyade tek işlev tabanlı olması); güçlü analitik türetimlere izin vermekte ve yeni kavrayışlarla yeni kuramsal sonuçlara işaret etmektedirler.

Sayısal ayrıştırmadaki dalgacık çözümlenmesi uygulamaları (örneğin, kısmi diferansiyel eşitliklerin çözümünde), oldukça ümit verici görülmektedirler. Çünkü; kameradaki görüntünün daha yakından incelenmesine benzer şekilde, dalgacıkların sahip olduğu özellik (zooming), Fourier dönüşümünün aksine, süreksizliklerin çok iyi bir şekilde gösterilimlenebilmesini mümkün kılar.

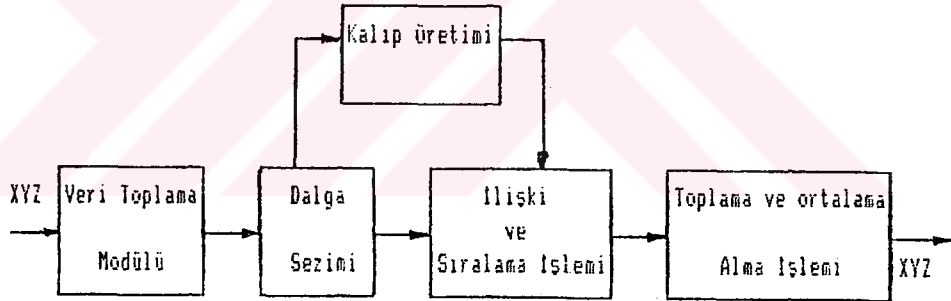
Dalgacıkların belki de en büyük potansiyeli işaret sıkıştırıma ayrılmış durumdadır. Ayrık dalgacık dönüşümleri esasen alt band kodlamalı sistemler olduğundan ve alt band kodlayıcılar da, konuşma ve imge sıkıştırıma başarıyla kullanıldıklarından, dalgacıklar sıkıştırıma sorunlarında ivedilikle uygulama bulacaklardır. Bilinen alt band kodlayıcılarından tek farkı, süzgeçlerin düzenli olacak şekilde tasarlanmalarıdır ($z = 0$ veya $z = \pi$ 'de sıfırlarının olması).

Vektör nicemleme veya çoklu ölçekli kenarlarla bağlantılı dalgacık çözümü uygulaması, ümit verici sıkıştırıma yöntemleridir. Yine dalgacık kavramlarındaki yeni gelişmelerden bazıları; istatistiksel işaret işleme uygulamaları, rastgele süreçlerin çoklu ölçekli modelleri, $1/f$ gürültüsünün ayrıştırılması ve sentezi olarak sayılabilirler. Diğer bir ümit verici uygulama alanı ise, keyfi seçimli uyarlanabilir ağaç yapılı süzgeç bankaları olan dalgacık paketleri çalışmalarıdır.

5- YÖNTEM VE UYGULAMA SONUÇLARI

5.1 Yöntemin Açıklanması

Karıncık taşikardisi, ani kalp ölüm nedenlerinden en önemlilerinden birisi olarak tanınır. Klinik ve deneysel çalışmalar; QRS kompleksi ve ST segmentinin başlangıç kısmında yer alan, düşük genlikli ve yüksek frekanslı elektrokardiyografik potansiyellerin varlığı ile ilişkili olmuşlardır. Geç potansiyel olarak bilinen bu işaretler, normal EKG'de gözlemlenemeyip, yüksek çözünürlüklü EKG ile incelenmektedirler. Uygulamada en çok bilinen, geç potansiyel ayrıştırma yöntemi, işaret-ortalama yüksek çözünürlüklü EKG'nin zaman düzlemi veya frekans düzleminde ayrıştırılmasıdır. Böyle bir sistemin yapısı Şekil-5.1'de görülmektedir.

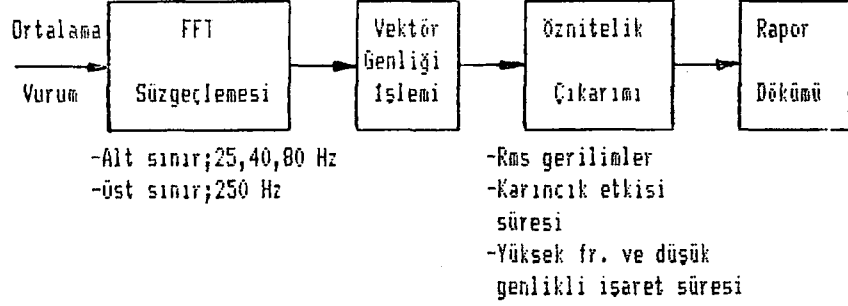


Şekil-5.1.a) Yüksek çözünürlüklü EKG' nin işlenmesi; a) İşaret ortalaması (Malhanlar 1995).Yukarıda blok diyagramı verilen yöntemde,yaklaşık olarak 200-300 civarında EKG vuru mu gerekmektedir. Gürültülü, EKG işareti şöyle tanımlanabilir(Malhanlar 1995).

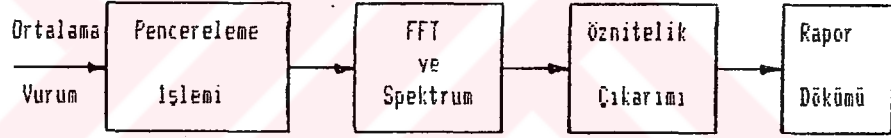
$$x(t) = s(t) + N(t) \quad (5.1)$$

İşaret ortalamasında k adet vuru m kullanıldığında,EKG'nin rastgele özellikteki kısmı N(t)'deki örnek t_1 noktasının k adet toplamı aşağıdaki gibidir.

$$N(t_1) = \sum_{i=1}^k N_i(t) \quad (5.2)$$



Şekil-5.1 b) Zaman düzlemi ayrıştırması (Malhanlar 1995)



Şekil-5.1 c) Frekans düzlemi ayrıştırması (Malhanlar 1995)

İşaret ortalaması işleminin sonunda; gürültünün özgün standart sapması, k faktörü kadar azaltılacaktır(Malhanlar 1995).

$$\sigma_N = \frac{\sigma_i}{\sqrt{k}} \quad (5.3)$$

Dolayısıyla, işaret-gürültü oranı k faktörü kadar iyileşecektir.

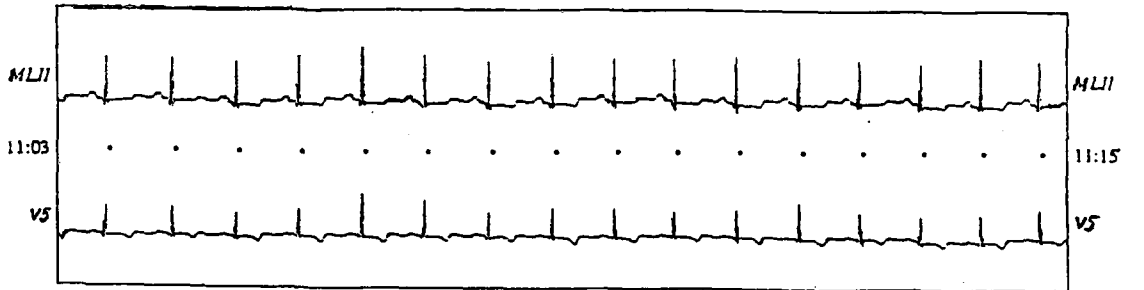
Ancak son zamanlarda işaret ortalaması alınmadan, tek vurumluk EKG'nin de ayrıştırması yapılmaktadır. Bu çalışmada, MIT-BIH veri tabanından alınan normal

ve sol dal bloğu tek vurumluk EKG işaretleri kullanılmıştır. İşaret ortalaması yönteminde de sonuçta, gürültüsü azaltılmış tek vurumluk EKG kullanıldığından, kendi yöntemimiz işaret ortalamalı, EKG'ye de uygulanabilecektir. Ancak, elimizde çok sayıda EKG vuru mu bulunmamaktadır.

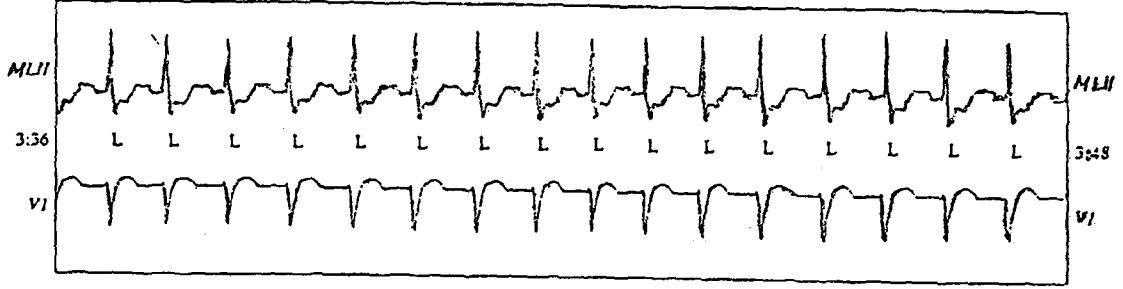
5.1.1- MIT-BIH veri tabanı

MIT-BIH veri tabanı (Massachusetts Institute of Technology-Beth Israel Hospital Data Base) EKG kayıtları, 1975-1979 yılları arasında alınmış olan 4000'i aşkın uzun dönem Holter kayıtlarından oluşmuş bir kümedir. Bu veri tabanında 48 adet EKG kaydı bulunmaktadır. Kayıtlar, yaşları 32-89 arasında değişen 25 erkek ve 23-89 yaşları arasındaki 22 kadından alınmıştır. Veri tabanı, İstanbul Teknik Üniversitesi Tıp Elektronik Laboratuvarından sağlanmıştır.

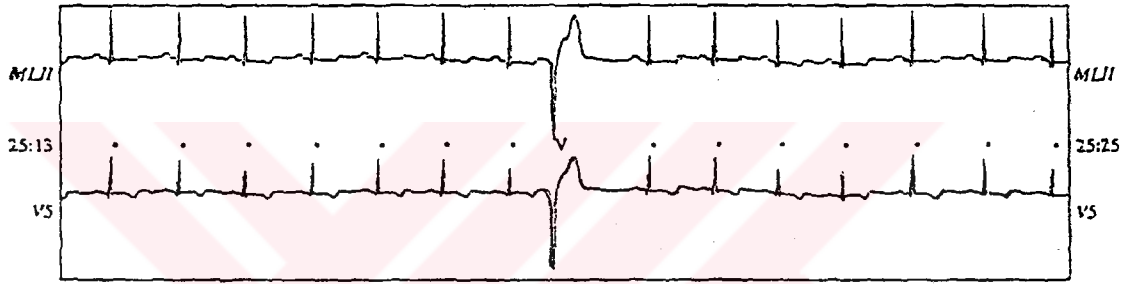
Hastaların tümüne iki derivasyon uygulanmıştır. Birçok kayıta bulunan ve bilgisayar ekranının üstünde görülen işaret II nolu devirasyondur (MIT-BIH veri tabanında notasyon olarak ML II kullanılmaktadır). Altaki işaret ise çoğunlukla V_1 , zaman zaman V_2 veya V_5 , kayıtların birinde de V_4 devirasyonudur. Normal QRS kompleksleri genellikle üstteki işarete belirgindirler. İşaretler 360 Hz ile örneklenmiş olup, +5 mV bölgesinde 11 bit çözünürlüğe sahiptirler. Örnek değerleri 0-2047 kapalı aralığında değerler alıp, 1024 değeri 0 volta karşılık gelmektedir. Veri tabanında ; tipik normal EKG işareti Şekil-5.2'de, sol dal bloğu EKG'si Şekil-5.3'de, erken karıncık kasılması (PVC) içeren EKG Şekil-5.4'de ve yapay vuru m (Paced beat, P) işareti Şekil-5.5'de görülmektedir.



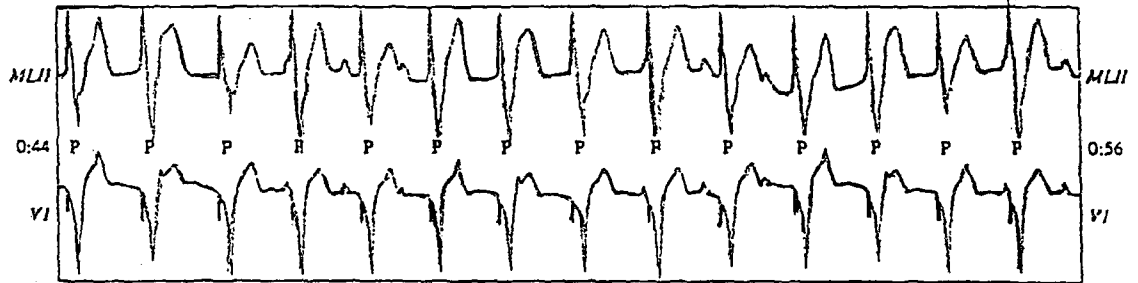
Şekil-5.2 Normal EKG vuru mu (MIT- BIH Veri Tabanı)



Şekil-5.3 Sol dal bloğu EKG'si (MIT- BIH Veri Tabanı)



Şekil-5.4 Erken karıncık kasılması (PVC) içeren EKG (MIT-BIH VeriTabanı)



Şekil-5.5 Yapay vurum işareti (MIT- BIH Veri Tabanı)

5.1.2 Algoritmanın açıklanması

MIT-BIH veri tabanından alınan gerek normal, gerekse sol dal bloğu EKG işaretleri 360 Hz gibi düşük hızda örneklendiklerinden ve geç potansiyel etkisi yüksek frekanslı bileşenlerden oluştuğu için, bunların arka plan EKG'den kolaylıkla

sezimlenebilmesi amacıyla EKG'nin örnekleme hızı iki katına çıkarılmıştır. Bu işlem, doğrusal interpolasyon kullanılarak, her iki örnek arasının doldurulmasıyla gerçekleştirilmiştir. Normal EKG'ye katılan yapay geç potansiyel etkisi, Gaus bindirgemeli 90 örneklilik sinüs paketi ile temsil edilmektedir ($\pm 5.76 \cdot 10^3 \text{ mV}_{\text{max}}$). Sol dal bloğu EKG' sine katılan yapay geç potansiyel de, yine Gaus bindirgemeli, 90 örneklilik ($\pm 6.74 \cdot 10^3 \text{ mV}_{\text{max}}$) sinüs paketi ile temsil edilmiştir.

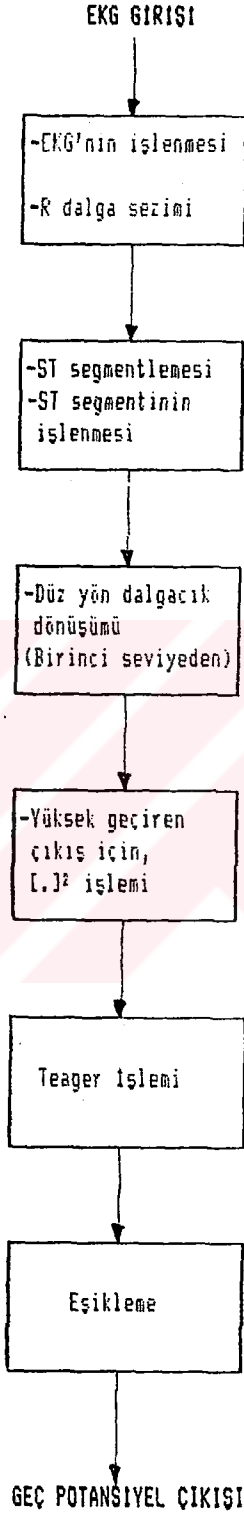
Geç potansiyel sezimleme algoritması başarımını daha iyi test etmek için, işarete gürültü de eklenmiştir. Bu amaçla, birim değışintili, normal dağılımlı ve sıfır ortalamalı yapay gürültü oluşturulmuştur. Tarafımdan geliştirilen algoritmanın akış diyagramı Şekil-5.6'da görölmektedir.

Geç potansiyel sezimleme ana programı, SEZİM.BAS ve veri işleme programı VERİ.BAS isimli iki ayrı program QBASIC dilinde tarafımdan yazılmıştır. Her iki programda menüler aracılığı ile seçim yapılmaktadır. Ayrıca, alternatif bir QRS sezimlemesi ile beş seviyeli dalgacık dönüşümü ANALİZ.BAS ve ters dalgacık dönüşümü SENTEZ.BAS programları da tarafımdan geliştirilmiştir.

Önerilen yöntemin(algoritma) temelinde; ayırık dalgacık dönüşümü ile zaman-ölçek uzayında açıklanan işarete doğrusal olmayan işlem (kare almak ve Teager işlemi) ve eşikleme işlemlerinin uygulanması yer alır. Renkli bir arka plan EKG'sine gömülü ve kısa süreli geçici rejim (geç potansiyeller) işaretlerinin Fourier ayrıştırması ile sezimlenmeye çalışılması, bu tür işaretlerin frekans spektrumunda güçlü bir arka plan tarafından maskelenmesi nedeniyle genellikle başarısız olur. Fourier yöntemi; geçici rejim etkilerini tüm frekans bölgesine yaydığından, bunların zaman bölgesindeki başlangıçları ve süreleri gibi özellikleri yansıtamayacağı için bu sezimleme yetersiz kalmaktadır.

Zaman-frekans veya zaman-ölçek gösterimleri esaslı geçici rejim sezimleme yöntemleri aşağıdaki özellikleri nedeniyle parametrik ve parametrik olmayan yöntemlere göre daha etkilidirler.

* İşaretin hem zaman ve hem de frekans bölgelerindeki özellikleri aynı anda gözlemlenebilir.



Şekil - 5.6 Algoritmanın akış diyagramı

* Fourier dönüşümü gibi, incelenen işaretin özelliklerinden bağımsız (parametrik olmayan) olmalarının yanısıra incelenen olgulara (eğer dalga şekli bilinirse) yani geç potansiyellere benzer tabanlar seçilerek çoklu ölçekli uyumlu süzgeç kurulabilir, dolayısıyla bir miktar parametrik olabilirler.

* Zaman-frekans ayrıştırma yöntemleri doğrusal olmayan bazı işlemcilerle birlikte geçici rejim-arka plan oranını iyileştirmede kullanılabilirler.

Geç potansiyellerin sezimleme yöntemi; EKG'deki ST bölgesine ait işaret parçasının ayırık dalgacık dönüşümünün alınmasından sonra arka plan bileşenlerinin (EKG ve gürültü) bastırılması ve istenilen geç potansiyel etkisinin pekiştirilmesine dayanmaktadır. Bastırma ve pekiştirme için doğrusal olmayan işlemciler kullanılmış ve dolayısıyla geçici rejim-arka plan oranı artırılmıştır.

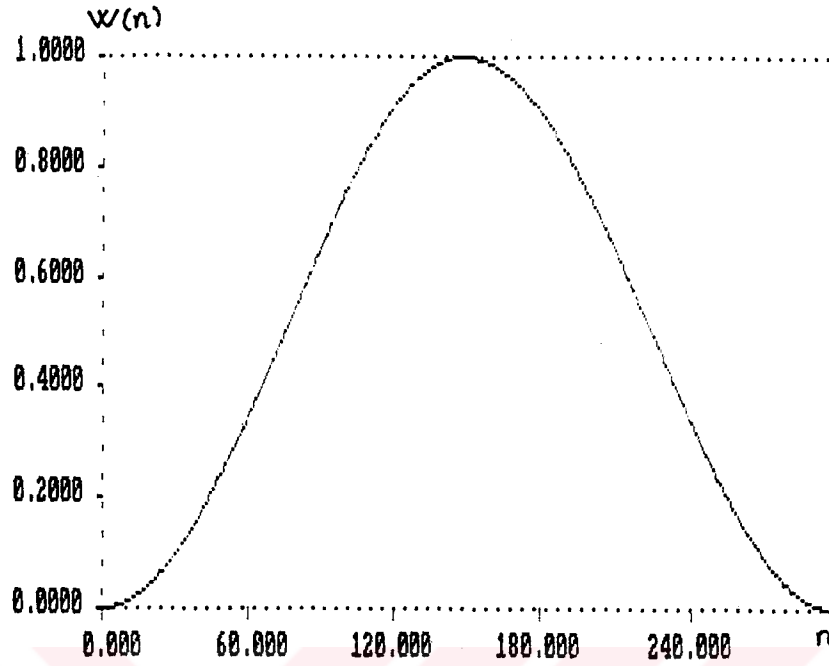
Aşağıda, önerilen geç potansiyel sezimleme yönteminin (SEZİM.BAS) alt bölümleri açıklanmaktadır.

5.1.2.1 İşaretin kenar etkilerinin giderilmesi ve ST segmentlemesi

Örnekleme hızı artırılmış (700 örnek) ve d.c değeri atılmış giriş işaretinin (EKG) türevi alınarak, R dalgası belirlenmektedir. Ancak, kısa-zamanlı bu giriş işaretinin kenarları (dikdörtgen pencerelemeden dolayı) türev işleminde baskın çıkabilmektedir. Türev öncesi, kenarlar Hann pencere işlevi ile yumuşatılmaktadırlar. Uç kısımlarında bilgi kaybının en aza indirgenmesi için, özgün işaret boyundan daha uzun Hann pencere işlevi kullanılır. Bu yüzden giriş işaretinin iki ucuna sıfırlar eklenmektedir. Hann pencere işlevi şöyle tanımlanır(Lynn and Fuerst 1989).

$$W(n) = 0.5 - 0.5 \left[\cos \left(2\pi n \right) / T \right] \quad (5.4)$$

Burada, T pencere uzunluğudur. Şekil-5.7'de örnek bir Hann pencere işlevi görülmektedir.



Şekil-5.7 Hann pencere işlevi

Türev işlevi ise şöyle tanımlanabilir(Lynn and Fuerst 1989);

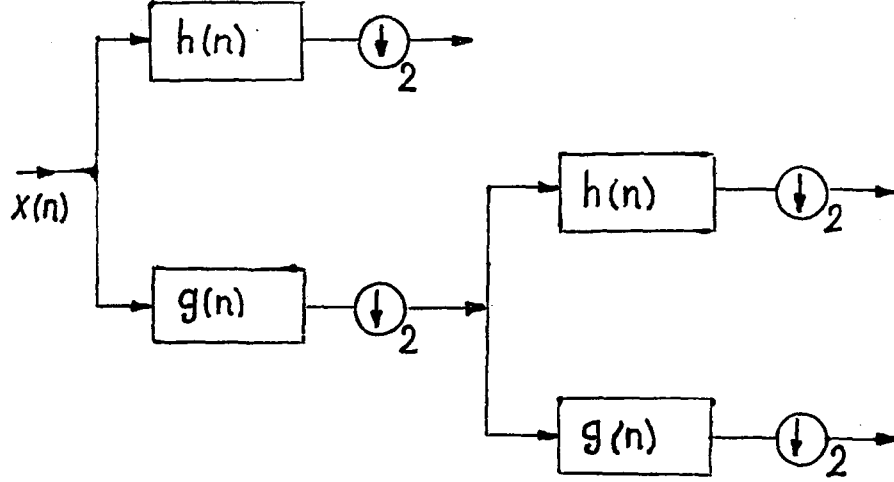
$$y(n) = x(n) - x(n - 1) \quad (5.5)$$

Türev sonucunun mutlak en büyük değeri R dalgası olarak kabul edilmektedir. Bu noktadan itibaren istenilen uzunlukta, ST segmenti oluşturulabilir (400 örnek). Yapay geç potansiyelleri de içeren ST segmentinin daha sonra d.c değeri atılmaktadır.Esasen ayrık dalgacık ayrıştırması bu ST segmentine uygulanmaktadır. Ancak, segment kenar etkileri, dalgacık dönüşümünde yine baskın çıkmaktadır. Kenarlara eklenti yapılarak Hann pencere işlevi ile ST segmentinin kenarları da yumuşatılır.

5.1.2.2 Ayrık düz yön dalgacık dönüşümü

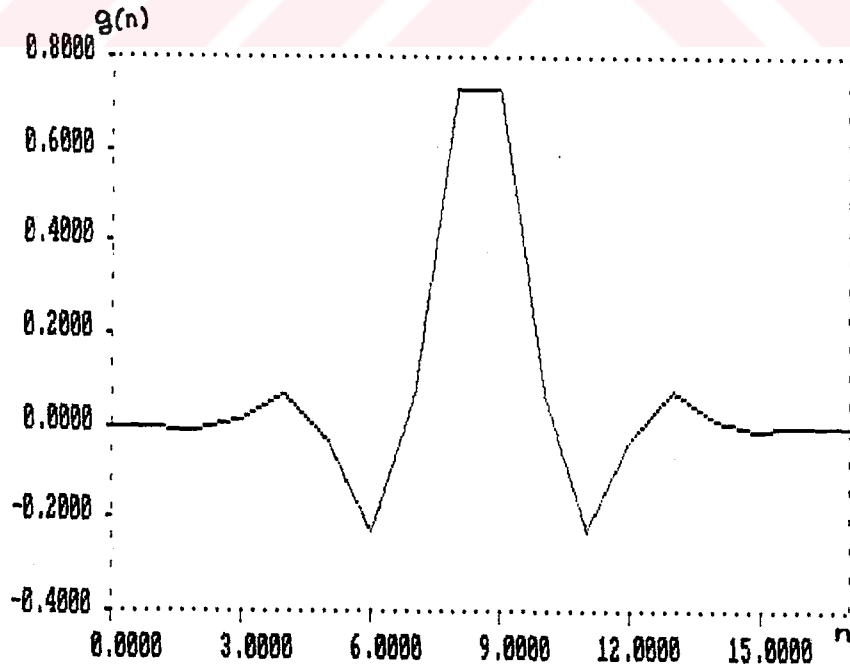
Kenar etkileri giderilmiş ST segmentine, ayrık düz yön dalgacık dönüşümü uygulanmaktadır. Dalgacık dönüşümünde, ölçek arttıkça yani işlemin derecesi büyüdükçe düşük frekans bölgelerine doğru gidilir. Oysa geç potansiyeller, arka-

plan EKG'ye nazaran yüksek frekans bileşenlerince zengin olduklarından, en düşük ölçekli (1.dereceden) dönüşüm uygulanmıştır. Şekil-5.8'de işlemin blok diyagramı görülmektedir.

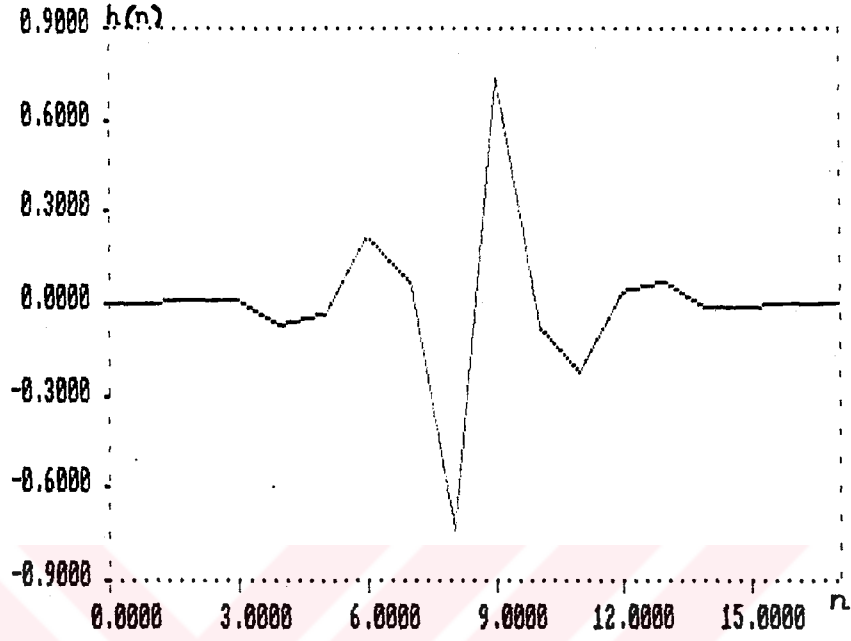


Şekil-5.8 Birinci dereceden ayrık dalgacık dönüşümü

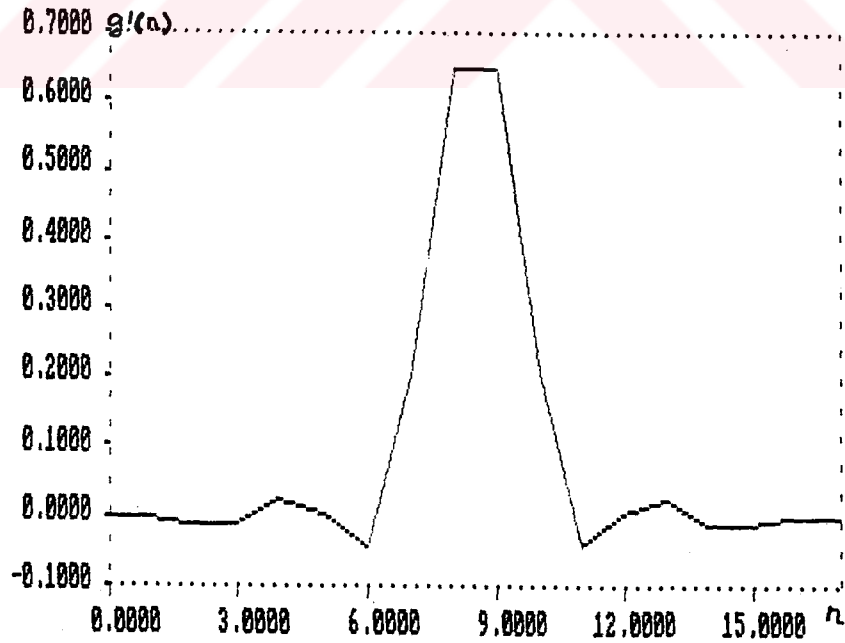
Yüksek geçiren $h(n)$ ve alçak geçiren $g(n)$ süzgeçleri; Vetterli and Herley (1992) önerdikleri 18 elemanlı temel dalgacık süzgeçleridirler. Bu süzgeçlere ait dürtü yanıtları Tablo-5.1'de ve süzgeç işlevleri ise, Şekil-5.9'da görülmektedirler.



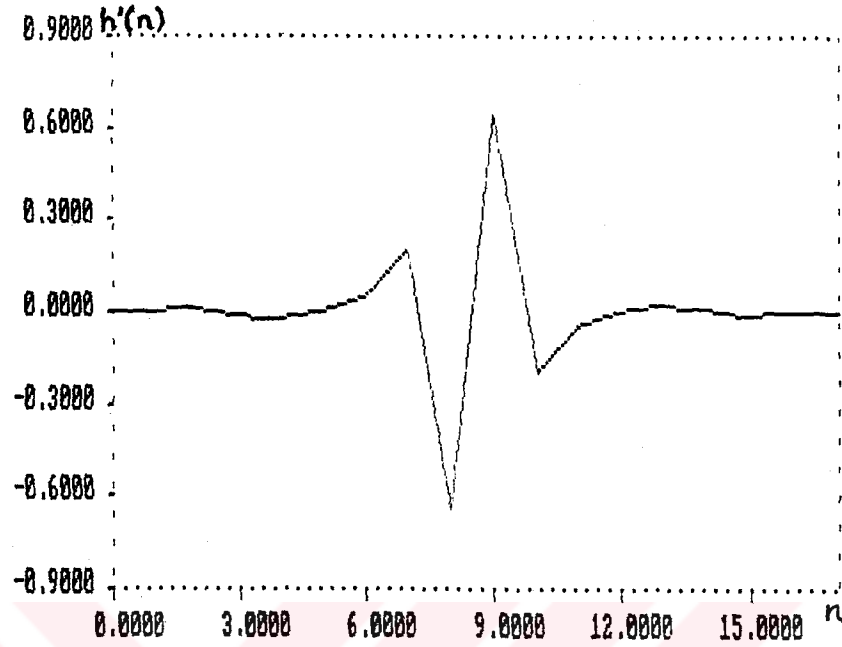
Şekil-5.9 Dalgacık süzgeçleri dürtü yanıtları; a) Alçak geçiren ayrıştırma süzgeci $g(n)$ dürtü yanıtı



b) Yüksek geçiren ayrıştırma süzgeci $h(n)$ dürtü yanıtı



c) Alçak geçiren sentez süzgezi $g'(n)$ dürtü yanıtı



d) Yüksek geçiren sentez süzgeci $h'(n)$ dürtü yanıtı

Dalgacık ayrıştırmasında, yüksek geçiren süzgeç çıkışı, ayrıntı bilgisi veya gerçek dalgacık katsayılarını temsil etmektedir. Aslında bu çıkış, işaretin dalgacık süzgeçlerine ne kadar benzediğinin bir ölçüsüdür. Bu nedenle, ileriki aşamalarda dalgacık dönüşümü sonucu işlenirken sadece yüksek geçiren çıkış değerleri kullanılacaktır.

Tablo- 5.1 Dalgacık süzgeçleri dürtü yanıtı değerleri (Vetterli and Herley 1992)

N	$g(n)$	$h(n)$	$g'(n)$	$h'(n)$
0	0.00122430	-0.00122430	0.00122430	-0.00122430
1	-0.00069860	-0.00069860	0.00069860	0.00069860
2	-0.01183749	0.01183749	-0.01134887	0.01134887
3	0.01168591	0.01168591	-0.01141245	-0.01141245
4	0.07130977	-0.07130977	0.02347331	-0.02347331
5	-0.03099791	-0.03099791	0.00174835	0.00174835
6	-0.22632564	0.22632564	-0.04441890	0.04441890
7	0.06927336	0.06927336	0.20436993	0.20436993
8	0.73184426	-0.73184426	0.64790805	-0.64790805
9	0.73184426	0.73184426	0.64790805	0.64790805
10	0.06927336	-0.06927336	0.20436993	-0.20436993
11	-0.22632564	-0.22632564	-0.04441890	-0.04441890
12	-0.03099791	0.03099791	0.00174835	-0.00174835
13	0.07130977	0.07130977	0.02347331	0.02347331
14	0.01168591	-0.01168591	-0.01141245	0.01141245
15	-0.01183749	-0.01183749	-0.01134887	-0.01134887
16	-0.00069860	0.00069860	0.00069979	-0.00069979
17	0.00122430	0.00122430	0.00122430	0.00122430

5.1.2.3 Dalgacık dönüşümü sonuçlarının işlenmesi

Birinci seviyeden ayırık dalgacık dönüşümü yüksek geçiren çıkışının (dalgacık katsayıları) karesi alınarak, güç spektrum yoğunluğuna benzer tarzda zaman-ölçek düzleminde enerji yoğunluklarının etkisi artırılmıştır. Geçici rejim-arka plan oranını pekiştirmek amacıyla Teager işleci ve eşikleme kullanılmaktadır. Teager işleci, işaretin (n) anındaki değerine ve ilk iki türevine bağlı olan ve işarettaki yerel enerji değişimlerini ortaya çıkaran bir işleçtir. Ayırık bir işaretin $s(n)$, Teager işlevi $\tilde{s}(n)$, aşağıdaki gibi elde edilir(Sankur vd 1994)

$$\tilde{s}(n) = s^2(n) - s(n+1)s(n-1) \quad (5.6)$$

Teager enerji işleci ile zayıflatılmış arka planı tamamen yok etmek ve yalnızca geç potansiyel etkilerini bırakmak amacıyla eşikleme uygulanır.

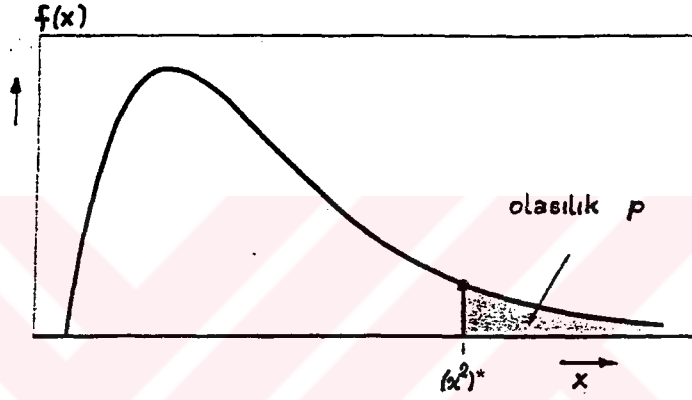
Doğrusal öngörü veya özyinelemeli (auto regressive) modellemeye dayalı parametrik geçici rejim sezimleyicilerinde, arka plan işaretinin Gaus girişli doğrusal bir sistemin çıkışı olduğu kabul edilir. Gerçek sezimleyicilerde arka plan işareti, ters-öz yinelemeli süzgeçten geçirilmektedir. Çıkışın normal dağılımlı (hata işareti) olduğu kabul edilerek, χ^2 olasılık dağılımının sağlanması için karesi alınır ve sonra sezimleme eşiği olasılıksal olarak belirlenir (Qiann et al 1988).

Önerilen sezimleyicideki arka plan EKG'nin ayrıştırılmasına ait olasılıksal yaklaşım; yukarıda açıklanan ters öz yinelemeli süzgeç çıkışının ayrıştırılması ile ortak özellikler göstermektedir. Öz yinelemeli yaklaşımda; arka plan işaretinin normal dağılımlı ve sıfır ortalamalı olduğu kabul edilir. Kullandığımız arka plan işareti (EKG ve normal dağılımlı gürültü işareti) de bu özelliklere sahiptir. Ayrıca dalgacık dönüşümü çıkışının karesi alındığından çıkış, χ^2 dağılımına yaklaşmış olur.

Eşik değerinin belirlenmesinde χ^2 değişkenini hesaplayabilmek (veya tablodan bulmak) için, serbestlik derecesi (df) ve p olasılık değerinin bilinmesi gerekir. Bunun için, güvenlik kestiriminde güvenlik derecesi P, %90 veya buna yakın alınabilir.

$$P(L \leq \Theta < U) = 1 - p \quad (5.7)$$

Yukarıdaki ifade, güvenlik düzeyinin belirlediği alt (L) ve üst (U) sınırlar arasında herhangi bir Θ parametresinin doğru değerler olacağını gösterir. Söz edilen serbestlik derecesi, karesi alınmış işaretin yumuşatılmasında (Teager işleci ile) kullanılan bitişik örneklerinin sayısıdır ($df = 2$). Kullanılan χ^2 dağılımında; dağılım yoğunluk işlevi, serbestlik derecesine göre şekil almaktadır (Moore and McCabe 1989). Bu tür bir tipik dağılım Şekil-5.10'da görülmektedir.



Şekil-5.10 Tipik bir χ^2 dağılımı (Moore and McCabe 1989)

Serbestlik derecesi (df) ve olasılık (p) bilindiğinde bunlara karşılık gelen χ^2 kritik değeri ilgili tablodan bulunur (Ek-A). Geç potansiyel sezimlemesinde (ayrık durum) kullanılan eşik düzeyi aşağıdaki gibi tanımlanmıştır (Qiann et al 1988).

$$Eşik = \chi^2 E[|y(n)|] = \chi^2 \frac{\sum |y(n)|}{N} \quad (5.8)$$

Burada N ; dizideki örnek sayısıdır. Yapılan uygulamalarda χ^2 değeri buluşsal olarak 3 alınır ve tablo değerleri ile karşılaştırıldığında, güvenlik sınırı yaklaşık 0,80 çıkmaktadır ($df = 2$). Eşik değerinin belirlenmesinde yukarıda görüldüğü gibi, matematiksel beklenti değeri, mutlak değer ortalaması ile bulunmuştur.

Eşik düzeyinin altında kalan bileşenler, geç potansiyelleri temsil etmediği düşünülerek atılırlar.

5.2 Diğer Uygulamalar

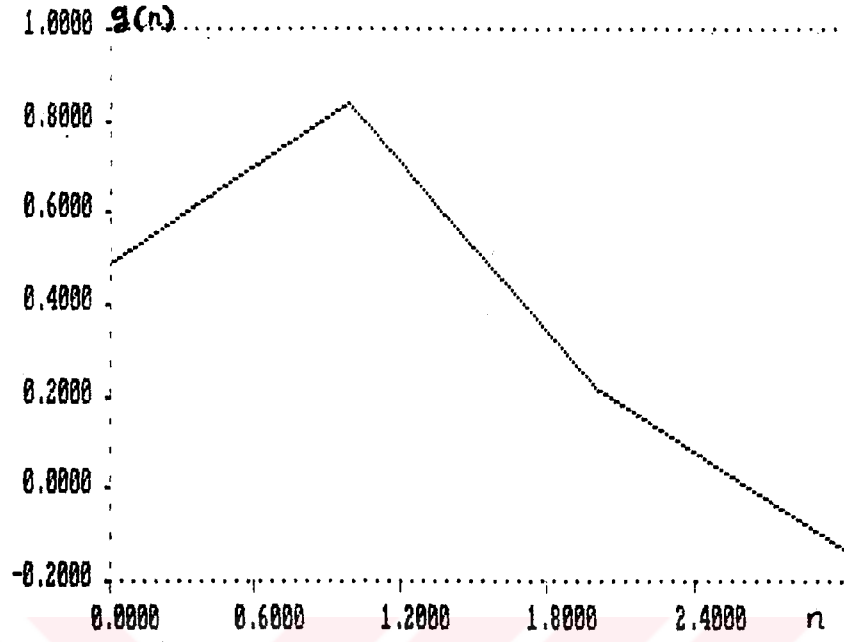
Yukarıda açıklanan algoritma; kullanılan dalgacık işlevlerinin dürtü yanıtları örneklerinde dijit sayısı küçültülerek tekrar denemiştir. Ayrıca, farklı uzunluklu (4 ve 6 elemanlı) dürtü yanıtlarına sahip Daubechies dalgacık işlevleri de denenmiştir (Akansu and Haddad 1992). Bu süzgeçlerin dürtü yanıtları Tablo-5.2'de ve grafikleri ise Şekil-5.11'de görülmektedirler.

Tablo- 5.2 Daubechies dalgacıkları dürtü yanıtı degerleri ; a) 6 Elemanlı dalgacık dürtü yanıtı değerleri (Akansu and Haddad 1992)

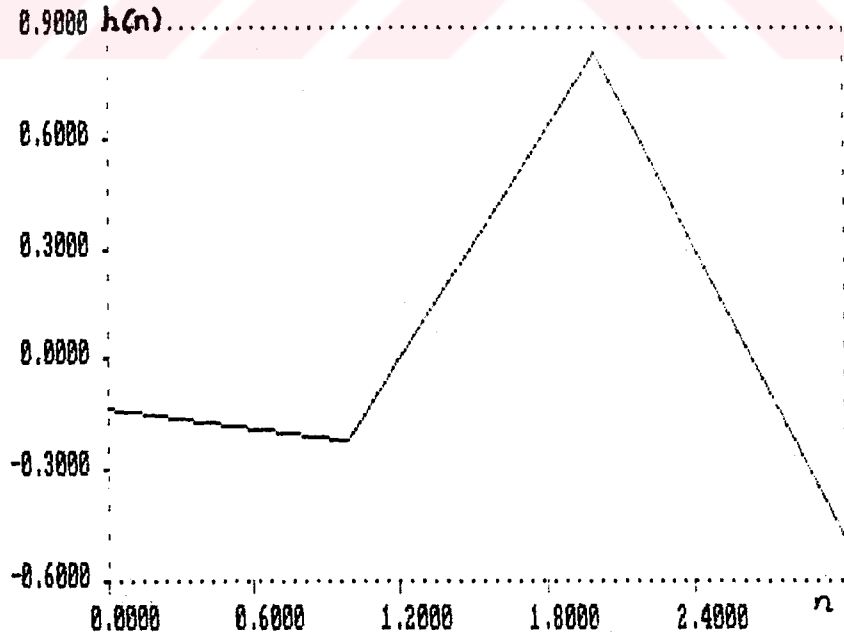
N	$g(n)$	$h(n)$
0	0.3326	0.0352
1	0.8068	0.0854
2	0.4598	-0.1350
3	-0.1350	-0.4598
4	-0.0854	0.8068
5	0.0352	-0.3326

b) 4 Elemanlı dürtü yanıtı değerleri (Akansu and Haddad 1992)

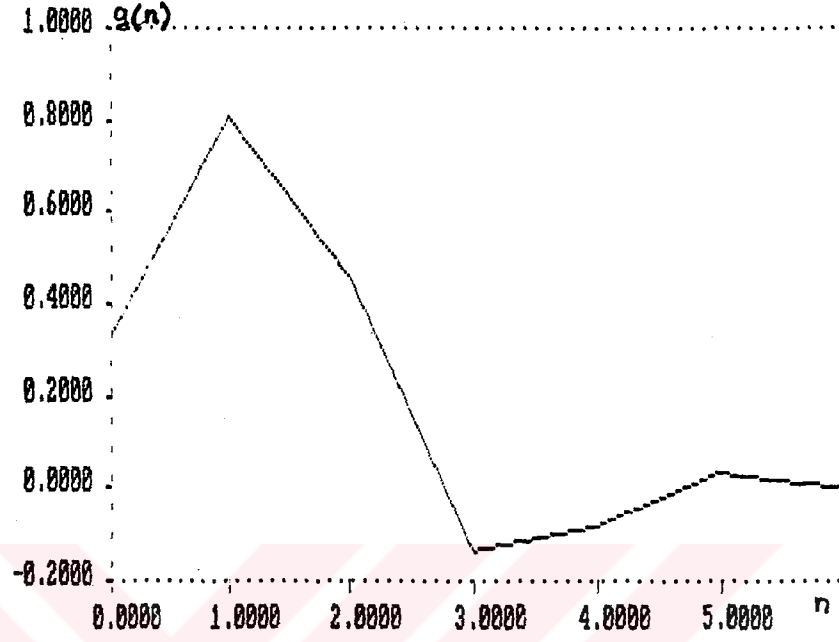
N	$g(n)$	$h(n)$
0	0.4829	-0.1294
1	0.8365	-0.2241
2	0.2241	0.8365
3	-0.1294	-0.4829



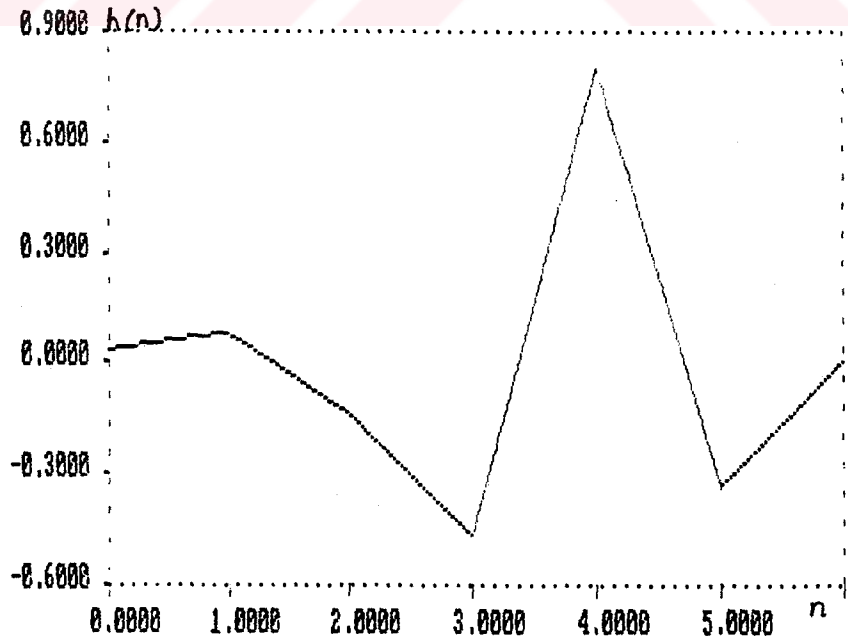
Şekil- 5.11 Daubechies dalgacıkları dürtü yanıtları; a) 4 elemanlı alçak geçiren ayrıştırma süzgeci dürtü yanıtı



b) 4 elemanlı yüksek geçiren ayrıştırma süzgeci dürtü yanıtı



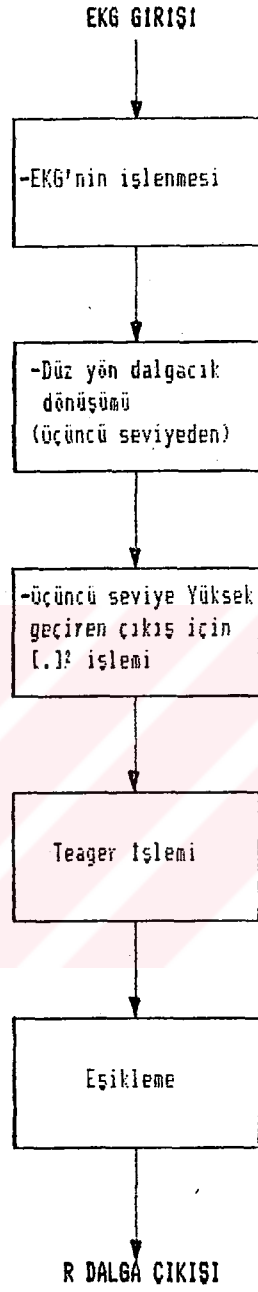
c) 6 elemanlı alçak geçiren ayrıştırma süzgeci dürtü yanıtı



d) 6 elemanlı yüksek geçiren ayrıştırma süzgeci dürtü yanıtı

Karşılaştırmalı değerlendirmeler yapabilmek amacıyla, kullandığımız ST segmentinin spektrum kestirimi, Fourier ve model tabanlı yöntemlerle gerçekleştirilmiştir (Alkin 1990). Bu amaçla; dikdörtgen ve Blackman pencereli periyodagram, Blackman-Tukey periyodagramı ile Yule-Walker ve Burg öz yinelemeli (AR) yöntemleri ve kayan ortalama (MA) ile öz yinelemeli kayan ortalama (ARMA) spektrum kestirim yöntemleri kullanılmışlardır.

Son olarak; alternatif bir QRS sezimleme algoritması geliştirilmiştir. Bu yöntem, gürültünün çok yüksek seviyelerde olduğu koşullarda kullanılabilir. Zira, türev alma esasına dayanan R dalgası belirlemede, gürültü içersindeki yüksek düzeyli bileşenler türev sonucunda R dalgasına baskın çıkmaktadırlar. Alternatif yöntemde; kenar etkileri giderilmiş EKG'nin 3 seviyeli ayrık dalgacık dönüşümü alınmaktadır (Li and Zheng 1993). Zira, hem yüksek ve hem de alçak frekanslı bileşenler 3. seviye çıkışında görülmektedirler. Karesel işlem, Teager işlemi ve χ^2 eşiklemesi sadece 3. seviye yüksek geçiren dalgacık dönüşümü çıkışına uygulanmaktadır. Diğer çıkışlar ise sıfırlanmaktadır. Alternatif QRS sezimleme yönteminin akış diyagramı Şekil-5.12'de görülmektedir.



Şekil-5.12 Alternatif R dalgası sezimleme programının akış diyagramı

5.3 Uygulama Sonuçları

Uygulamalarda elde edilen tüm sonuçlar bu bölümde yer almaktadır. Sonuçlar yedi alt grupta toplanmıştır. Her uygulamada kullanılan giriş ve çıkış işaretleri açıklanmış olup, bu işaretler kaydedildikleri dosya ismi cinsinden isimlendirilmişlerdir. Uygulamalarda; SEZİM.BAS, ANALİZ.BAS, QRS.BAS algoritmaları ile PCDSP paket programları kullanılmıştır. Yapay geç potansiyel ve gürültünün üretilip işaretlere katılmasında, VERİ.BAS programı kullanılmıştır.

Sezimeleme algoritması programı SEZİM.BAS ' da bir takım parametreler, program tarafından sorulmaktadır. Ayrıca ayırık dalgacık dönüşümü çıkışı olarak, sadece yüksek geçiren çıkışlar dikkate alınmaktadır.

Giriş EKG işaretinin kenar etkileri atılırken, uç kısımlarına sıfır değerli noktalar eklenmektedir. Uzatılmış işaret ile, özgün işaret arasındaki oran K1 ile gösterilir. R dalgasının yeri bulunduktan sonra bu noktadan itibaren ayrılacak ST segmentinin boyu W ile ve R dalgasının yeri ile ST segmentinin başlangıcı arasındaki gecikme D ile gösterilir. ST segmentine dalgacık dönüşümü uygulamadan önce kenar etkilerinin giderilmesi gerekir. Uzatılmış ST segmenti ile özgün ST segmenti arasındaki oran ise, K2 ile ifade edilir. Son olarak χ^2 olasılıksal eşiklemesindeki eşikleme katsayısı K ile işaret-gürültü oranı N (dB) gösterilmiştir. PCDSP ile hesaplanan spektrum kestirimlerindeki parametreler sonraki bölümlerde açıklanacaktır. Alternatif QRS sezimeleme programı sonuçları da bu bölümde verilmiştir. Tüm uygulamalar bilgisayar benzetimi (simülasyon) tipinde olup, ayrıca deneysel çalışma yapılmamıştır. Gürültü katkılı EKG işareti N(t) ait işaret-gürültü oranı ortalama güç cinsinden şöyle yazılabilir.

$$N(dB) = 10 \log_{10} \frac{E [\text{işaret} (n)]^2}{E [\text{gürültü} (n)]^2} \quad (5.9)$$

Örnek ortalama kullanılarak, ifade tekrar düzenlenebilir (Oppenheim and Schafer 1975).

$$N(dB) = 10 \log_{10} \frac{\frac{1}{K} \sum_{n=1}^K [i\text{şaret}(n)]^2}{\frac{1}{M} \sum_{n=1}^M [gürültü(n)]^2} \quad (5.10)$$

5.3.1 Normal EKG'nin dalgacık ayrıştırması (1. seviyeden)

Bu uygulamada üç ayrı EKG işareti, giriş olarak kullanılmıştır. SEZİM.BAS programının giriş ve çıkışları ile programdaki parametreler şöyledir.

GİRİŞ :

EKG1,(Şekil-5.13)
(gürültü ve geç potansiyel yok)

EKG12
(geç potansiyel ve orta
seviyeli gürültü var),N=33.9dB

EKG13
(geç potansiyel var gürültü
yok)

Parametreler;

K1 = 1.1 K2= 1.1 W = 400

ÇIKIŞ :

D14A, (Şekil-5.14A)
(eşikleme-siz çıkış)

D14B, (Şekil-5.14B)
(eşikleme sonrası çıkış)

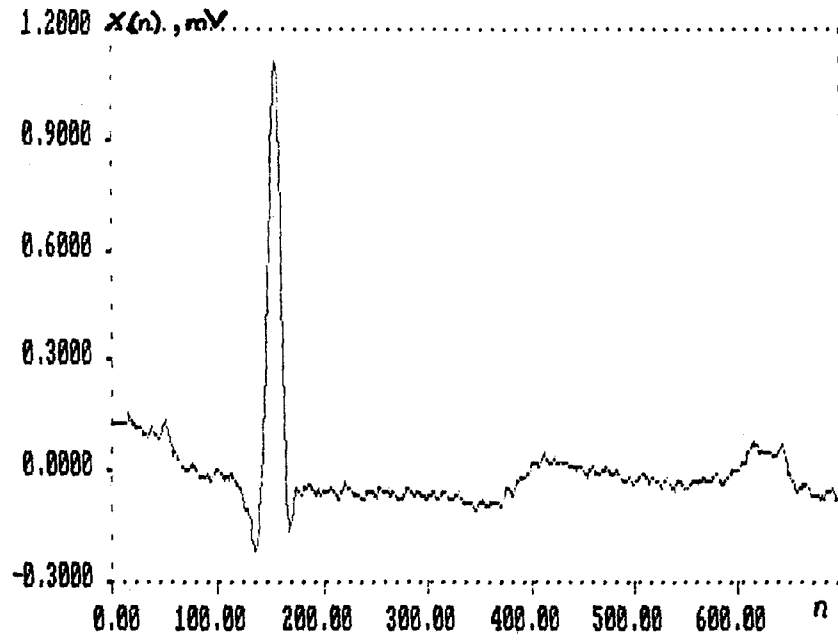
D13A, (Şekil-5.15)
(eşikleme öncesi çıkış)

D13B, (Şekil-5.16)
(eşikleme sonrası çıkış)

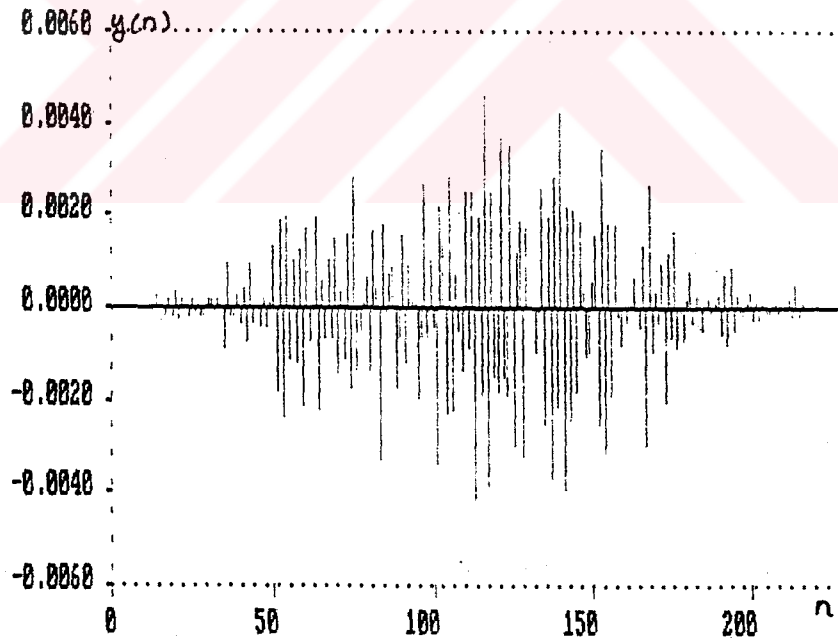
D11A, (Şekil-5.17)
(eşikleme öncesi çıkış)

D11B, (Şekil-5.18)
(eşikleme sonrası çıkış)

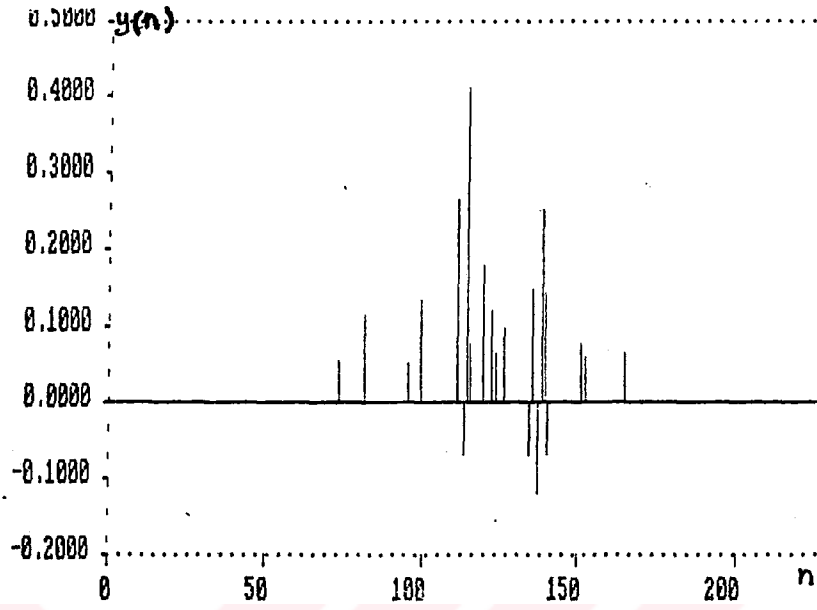
D = 15 K = 3



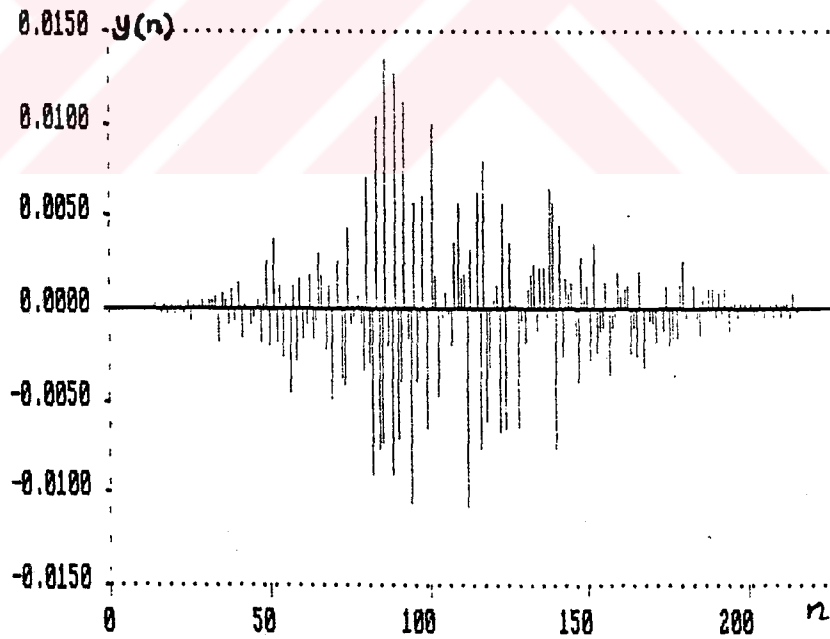
Şekil-5.13 EKG1 işareti



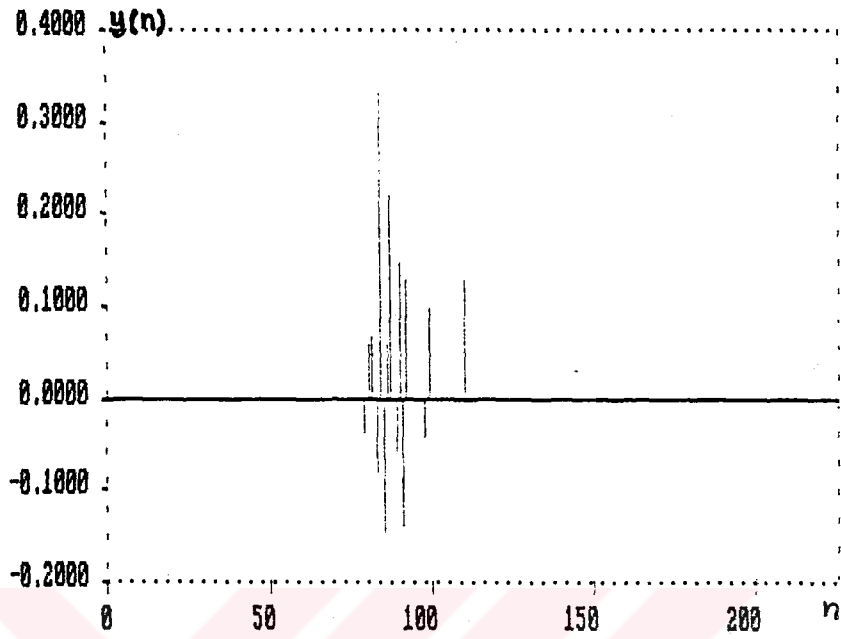
Şekil-5.14A D14A işareti



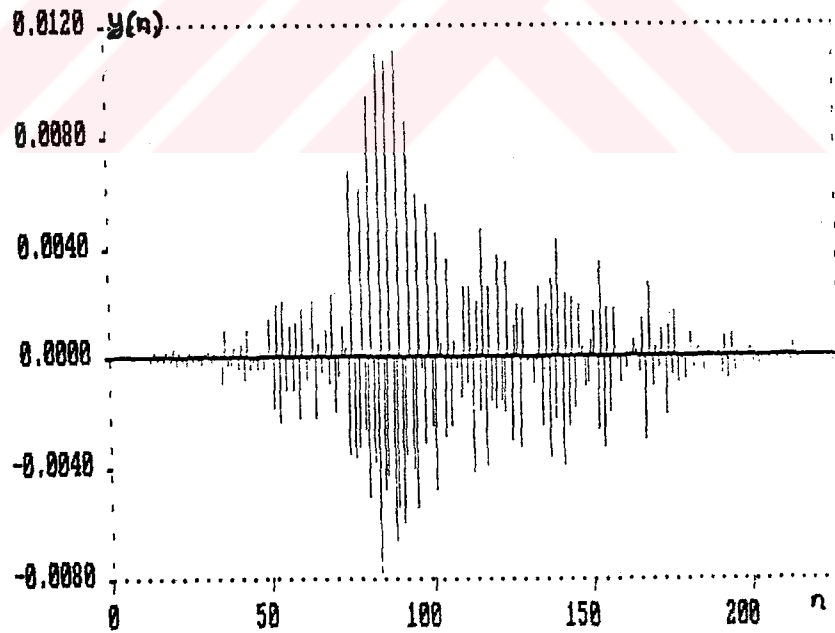
Şekil-5.14B D14B işareti



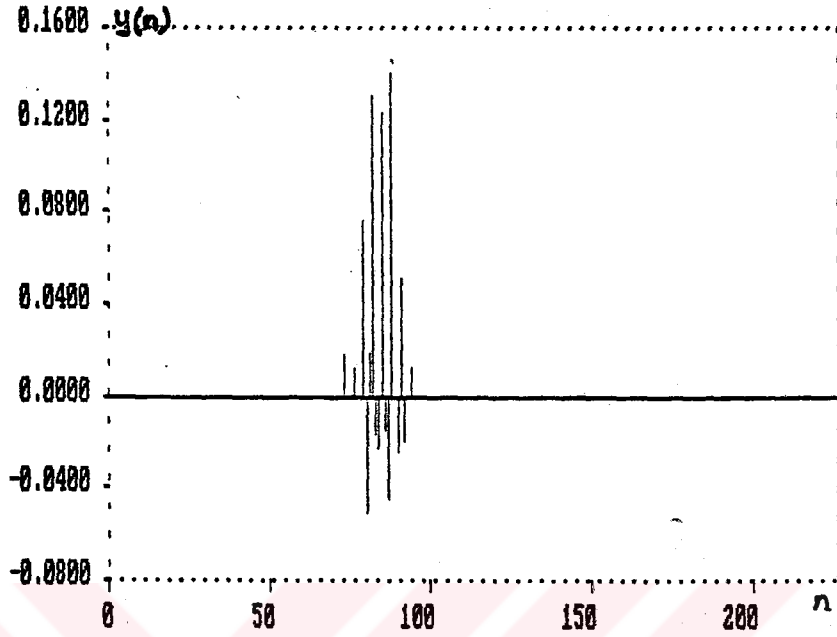
Şekil-5.15 D13A işareti



Şekil-5.16 D13B işareti



Şekil-5.17 D11A işareti



Şekil-5.18 D11B işareti

5.3.2 Sol dal bloğu EKG'sinin dalgacık ayrıştırması (1. seviyeden)

Yine üç ayrı EKG işareti giriş olarak kullanılmıştır. SEZİM.BAS programının giriş ve çıkışları şöyledir:

GİRİŞ:

EKG2, (Şekil-5.19)

(gürültü ve geç potansiyel yok)

EKG22

(geç potansiyel ve orta seviyeli gürültü

var), $N = 41,8$ dB

ÇIKIŞ:

D24A,, (Şekil-5.20)

(eşiklemesiz çıkış)

D23A, (Şekil-5.21)

(eşikleme öncesi çıkış)

D23B, (Şekil-5.22)

(eşikleme sonrası çıkış)

EKG23

D21A, (Şekil-5.23)

(geç potansiyel var, gürültü yok)

(eşikleme öncesi çıkış)

D21B, (Şekil-5.24)

(eşikleme sonrası çıkış)

Parametreler;

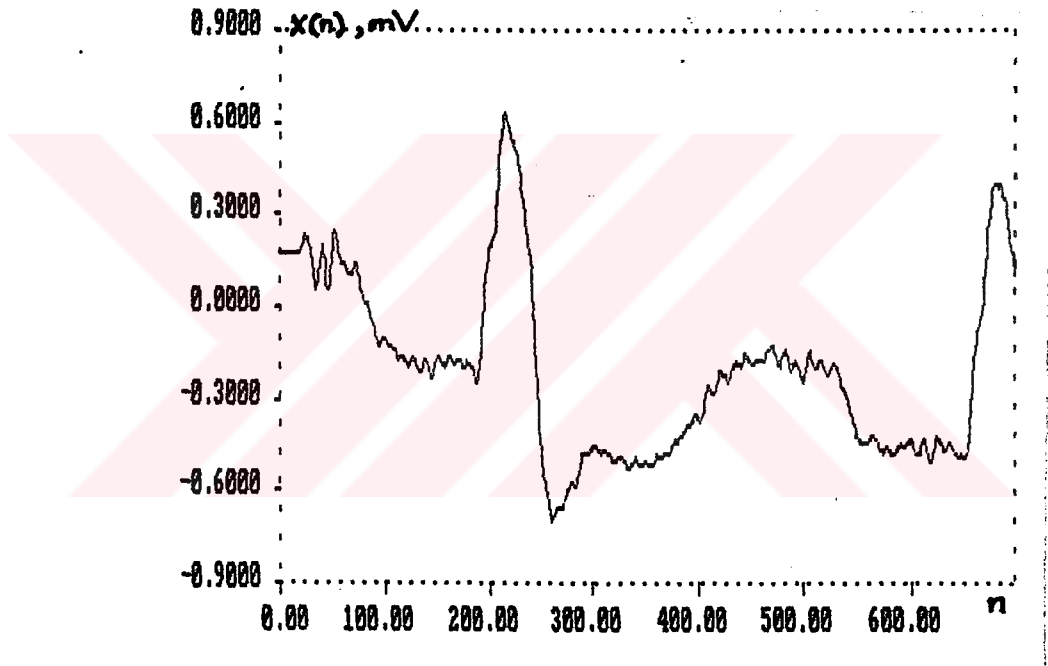
$K1 = 1.1$

$W = 400$

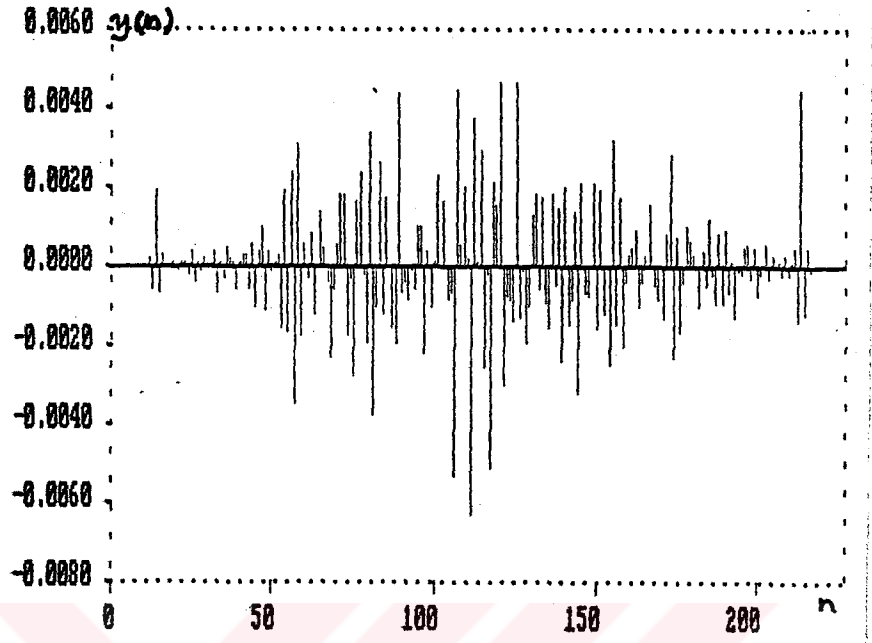
$D = 15$

$K2=1.1$

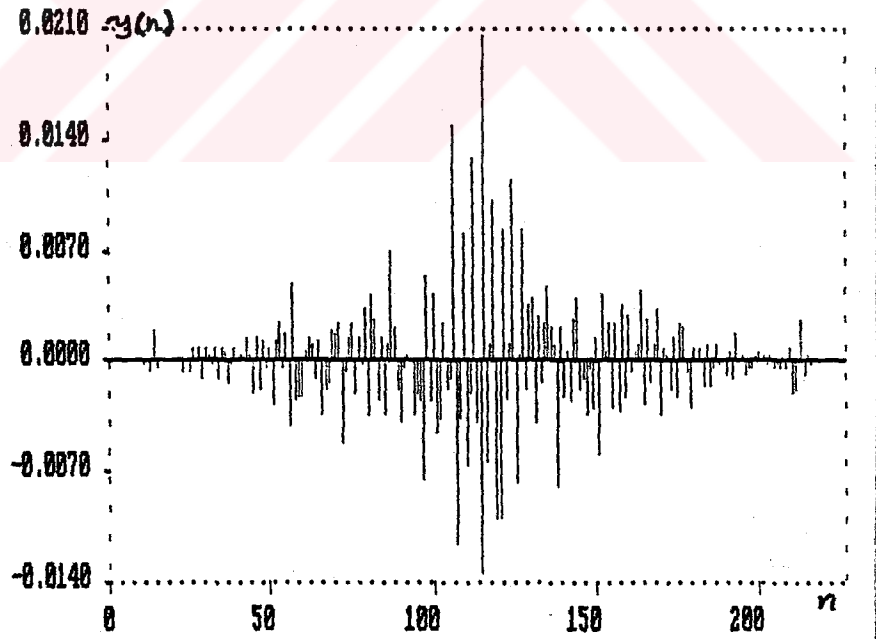
$K = 3$



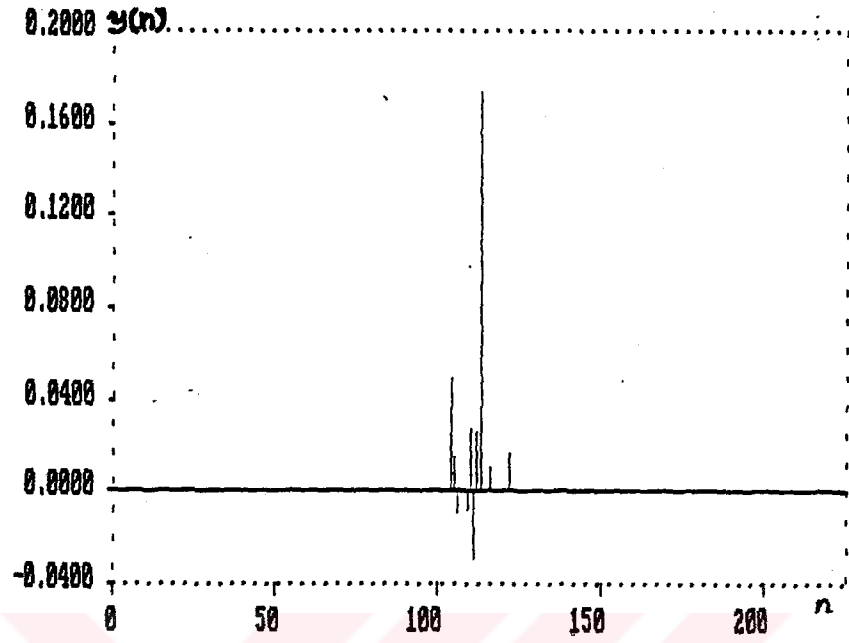
Şekil-5.19 EKG2 işareti



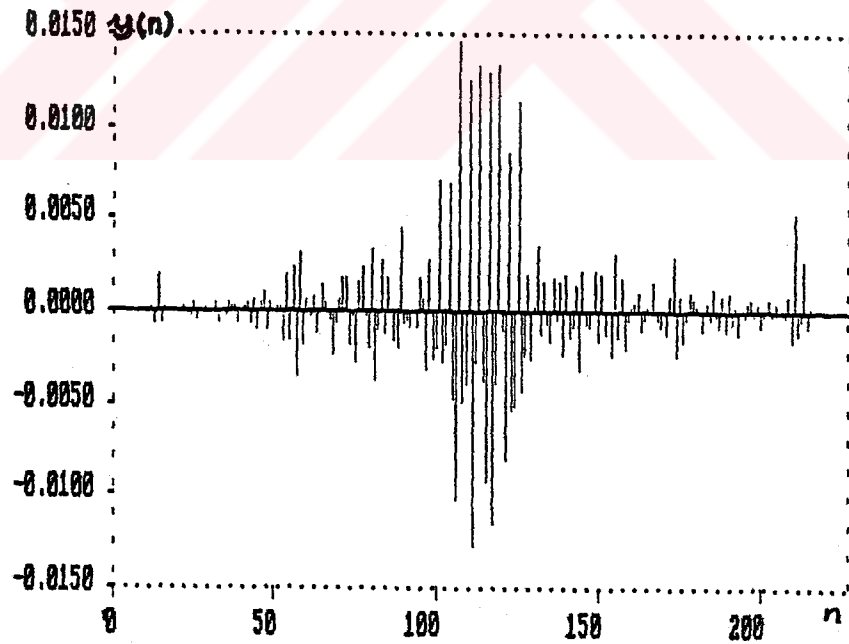
Şekil-5.20 D24A işareti



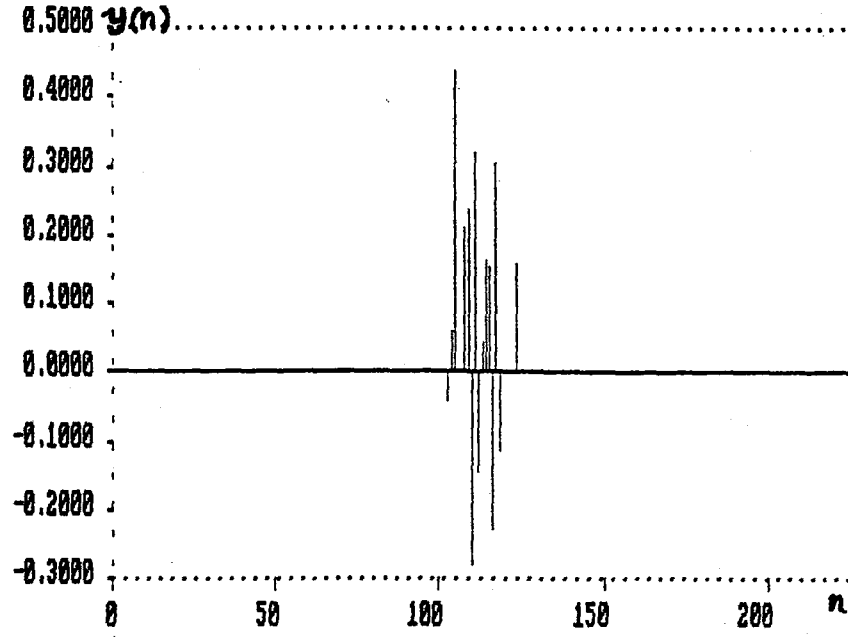
Şekil-5.21 D23A işareti



Şekil-5.22 D23B işareti



Şekil-5.23 D21A işareti



Şekil-5.24 D21B işareti

5.3.3 Normal EKG 'nin dalgacık ayrıştırması (5. seviyeli)

Bu uygulamada giriş olarak sadece EKG11 işareti kullanılmış ve ST segmentinin, 5. seviyeli ayrık dalgacık dönüşümü, ANALİZ.BAS programı ile gerçekleştirilmiştir. Çıktıların tümü yine, ayrık-dalgacık dönüşümü yüksek geçiren çıktıları olup, sezimleme öncesi kaydedilmişlerdir

GİRİŞ :

EKG11
(geç potansiyel ve düşük
seviyeli gürültü var), N=37 dB

ÇIKIŞ :

D31A, (Şekil-5.25)
(birinci seviye çıkışı)

D32A, (Şekil-5.26)
(ikinci seviye çıkışı)

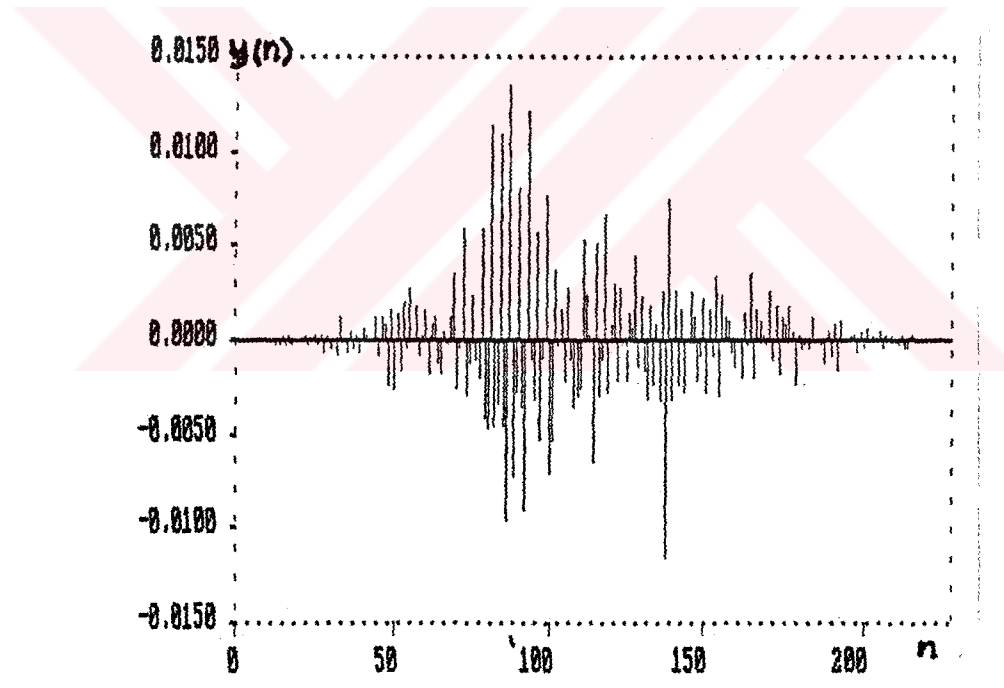
D33A, (Şekil-5.27)
(üçüncü seviye çıkışı)

D34A, (Şekil-5.28)
(dördüncü seviye çıkışı)

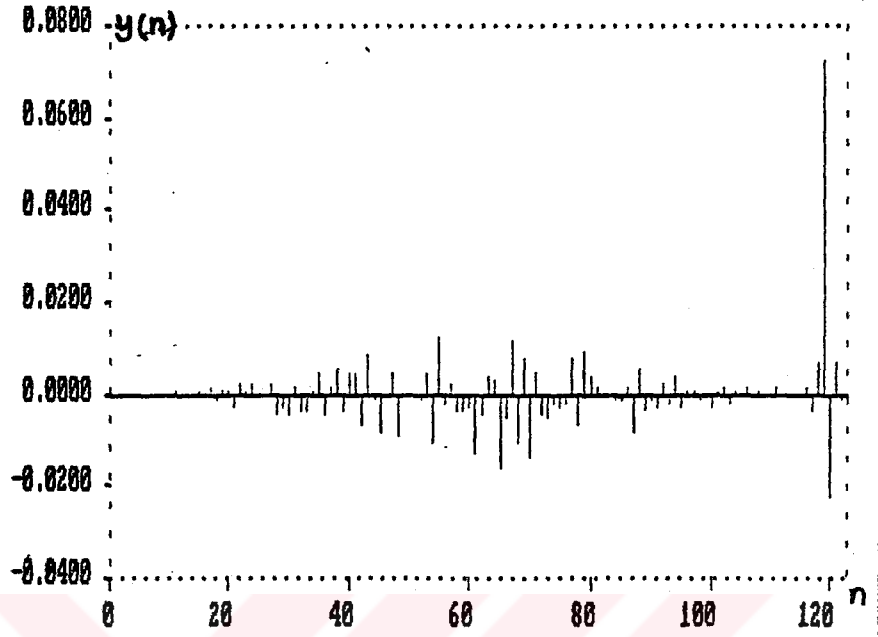
D35A, (Şekil-5.29)
(beşinci seviye çıkışı)

Parametreler;

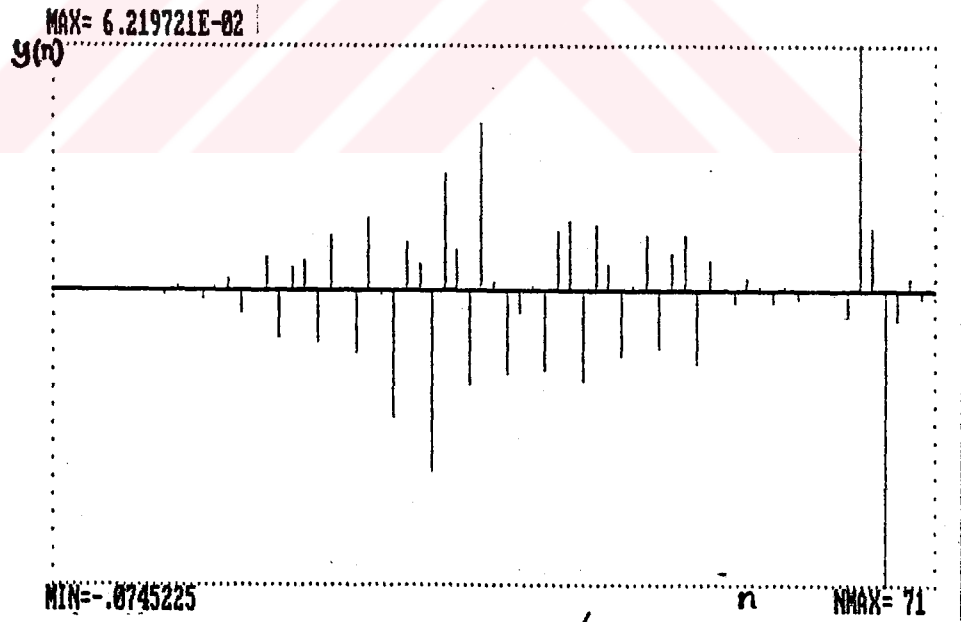
K1=1.1 W=400 K2=1.1 D=15



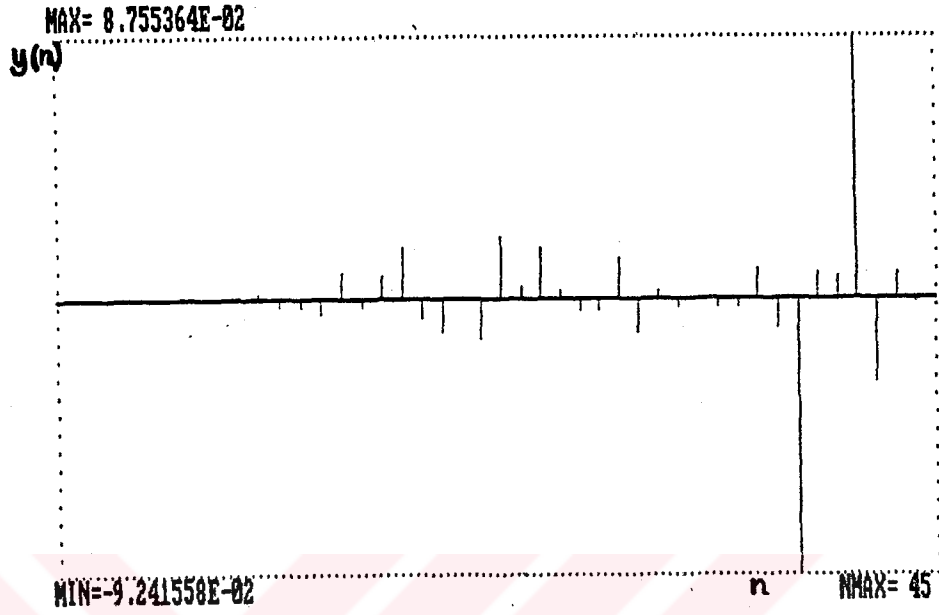
Şekil-5.25 D31A işareti



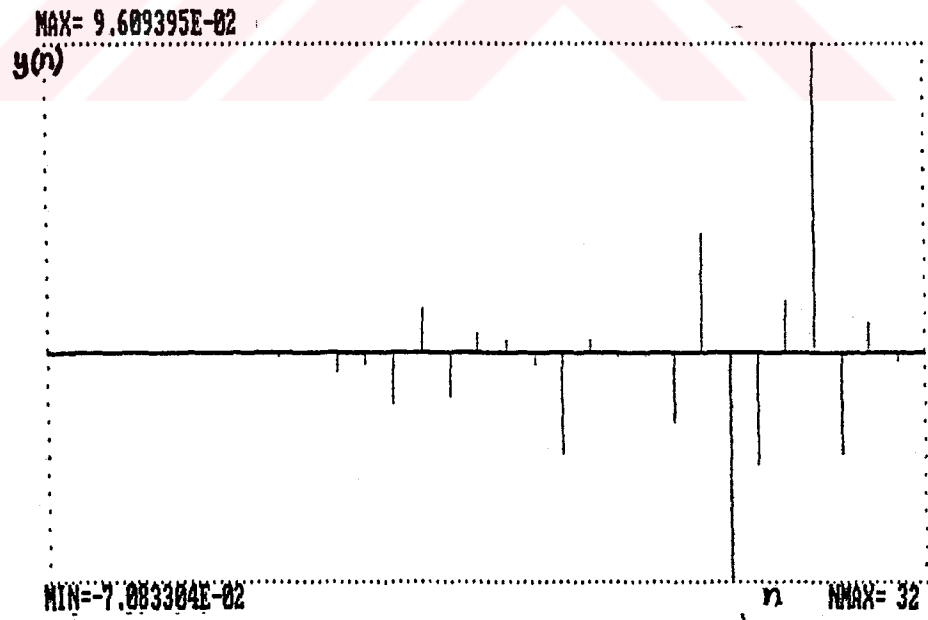
Şekil-5.26 D32A işareti



Şekil-5.27 D33A işareti



Şekil-5.28 D34A işareti



Şekil-5.29 D35A işareti

5.3.4 Farklı süzgeçlerle yapılan dalgacık ayrıştırması

Daubechies' nin 4 ve 6 elemanlı dürtü yanıtına sahip ayrık dalgacık işlevleri (süzgeçler) kullanılarak, normal EKG'nin birinci seviyeden iki ayrı ayrıştırması SEZİM.BAS ile yapılmıştır.

GİRİŞ:

EKG11

ÇIKIŞ:

D41A,, (Şekil-5.30)
(4 elemanlı süzgeç için,
sezimleme öncesi çıkış)

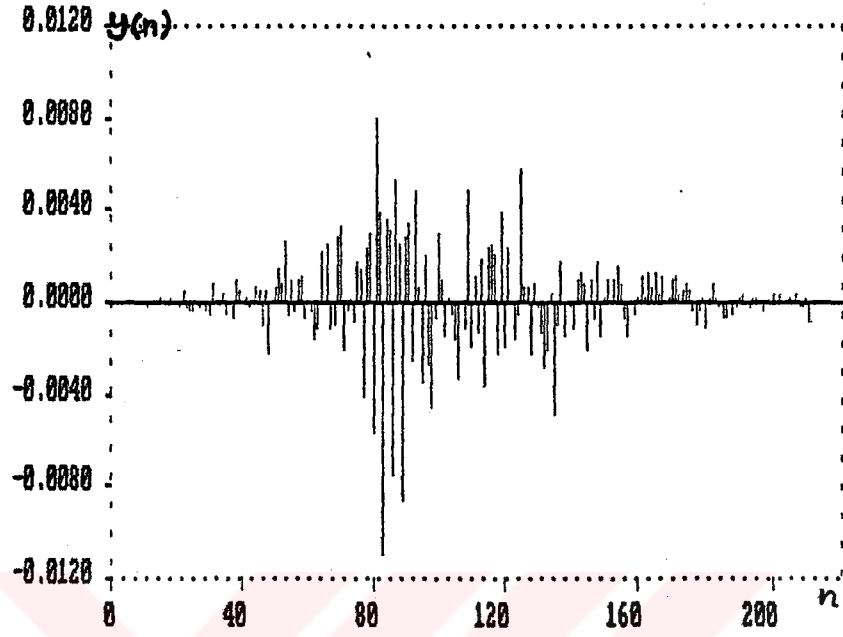
D41B, (Şekil-5.31)
(4 elemanlı süzgeç için,
sezimleme sonrası çıkış)

D42A, (Şekil-5.32)
(6 elemanlı süzgeç için
sezimleme öncesi çıkış)

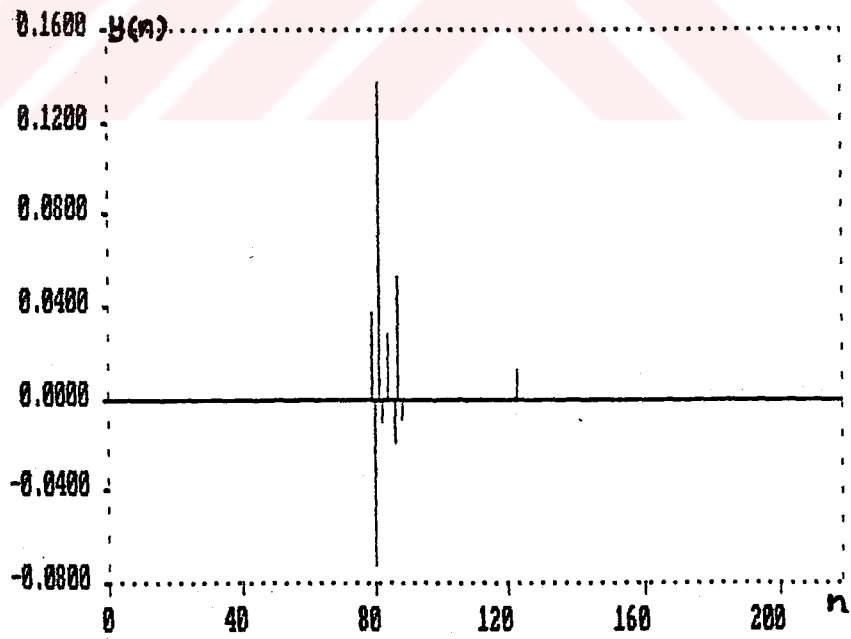
D42B, (Şekil-5.33)
(6 elemanlı süzgeç için
sezimleme sonrası çıkış)

Parametreler;

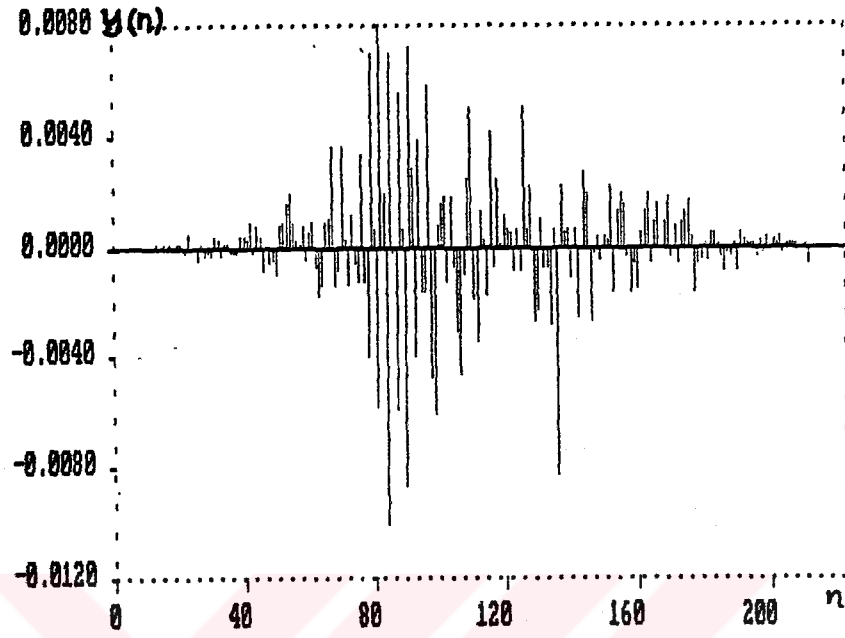
K1=1.1 W=400 K2=1.1 D=15



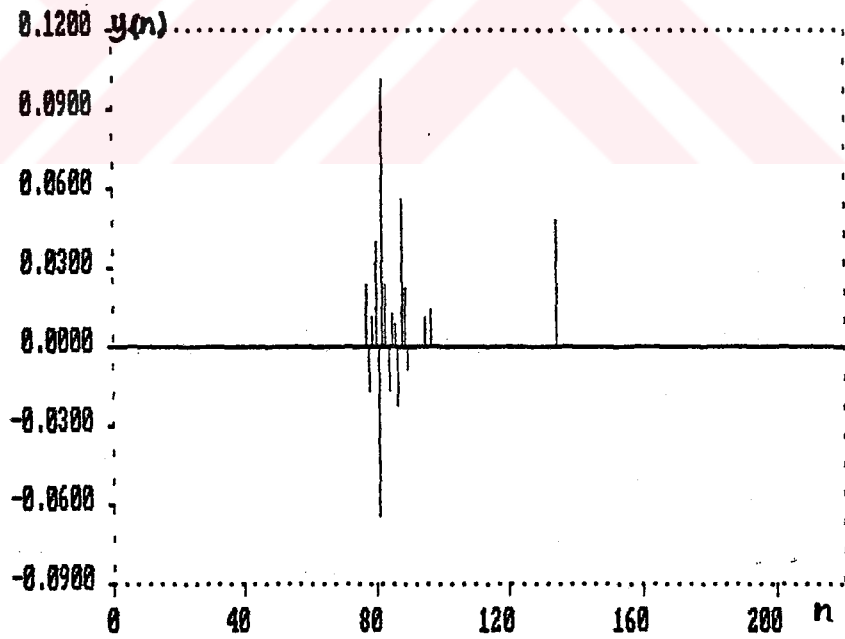
Şekil-5.30 D41A işareti



Şekil-5.31 D41B işareti



Şekil-5.32 D42A işareti



Şekil-5.33 D42B işareti

5.3.5 Farklı veri boyundaki süzgeçlerle yapılan ayrıştırma

Bu uygulamada yine önceki 18 elemanlı dürtü yanıtına sahip dalgacık işlevleri, SEZİM.BAS programında kullanılmışlardır. Ancak bu kez, dürtü yanıtlarındaki dijital uzunluğu kısaltılarak çıkışlar sezimleme öncesi kaydedilmiştir.

GİRİŞ :

EKG11

ÇIKIŞ :

D51A, (Şekil-5.34)

(beş dijital durumdaki çıkış)

D52A, (Şekil-5.35)

(üç dijital durumdaki çıkış)

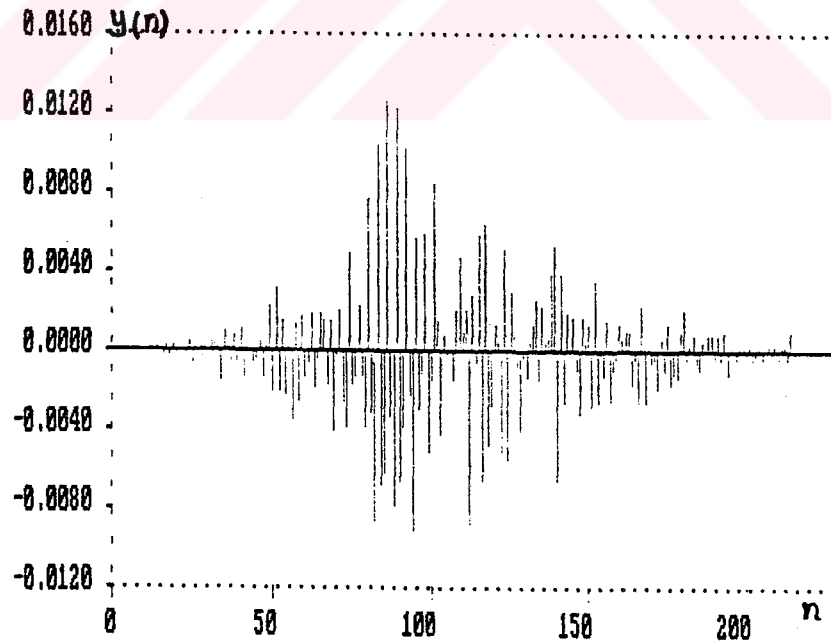
Parametreler;

$K1 = 1.1$

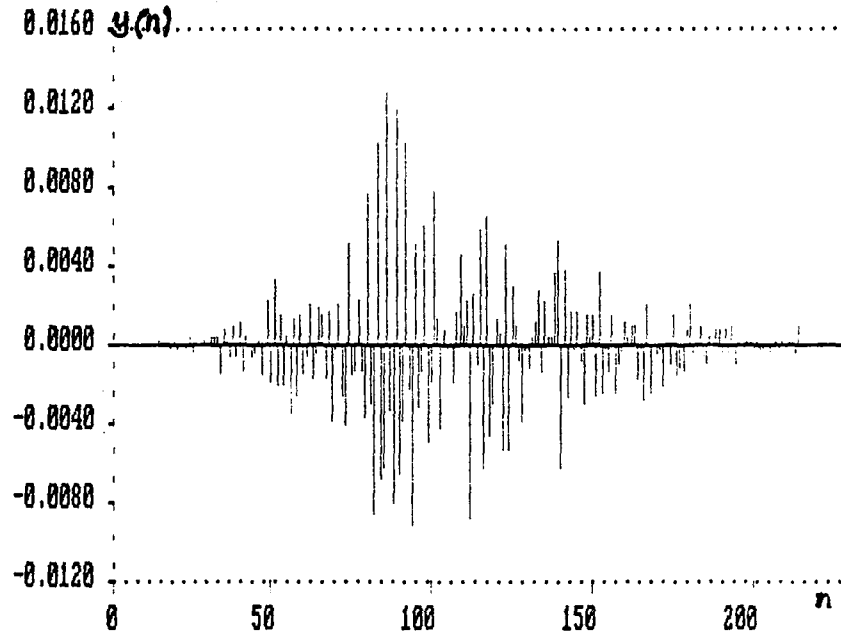
$W = 400$

$K2 = 1.1$

$D = 15$



Şekil-5.34 D51A işareti



Şekil-5.35 D52A işareti

5.3.6 Farklı yöntemlerle yapılan spektrum kestirimleri

Geç potansiyel katkılı ve katkısız, düşük seviyeli gürültülü EKG işaretinin ST segmentine ait spektrum kestirimi, PCDSP programı kullanılarak ($K1=1.1$, $W=400$, $D=15$) Fourier ve model tabanlı algoritmalarla hesaplanmıştır. Her algoritmanın denenmesinde elde edilen sonuçlar ve parametreler aşağıda verilmiştir.

a) Welch'in ortalamalı değiştirilmiş periyodogram yöntemi (Welch's method of averaging modified periodograms)

GİRİŞ :

ÇIKIŞ :

EKG11

D611, (Şekil-5.36)

EKG14

D621, (Şekil-5.37)

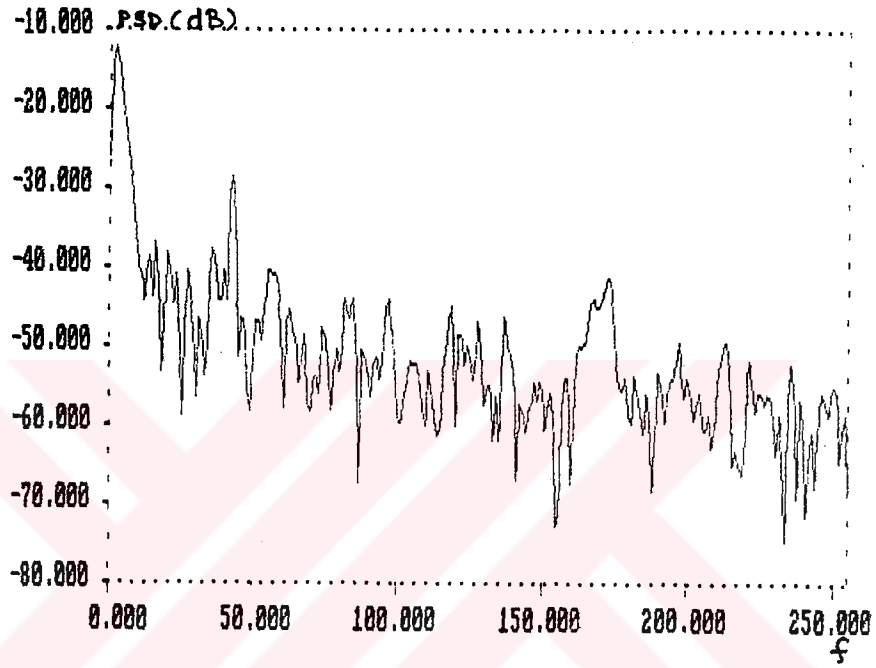
(geç potansiyel yok, düşük seviyeli gürültü var), $N=37$ dB

Parametreler;

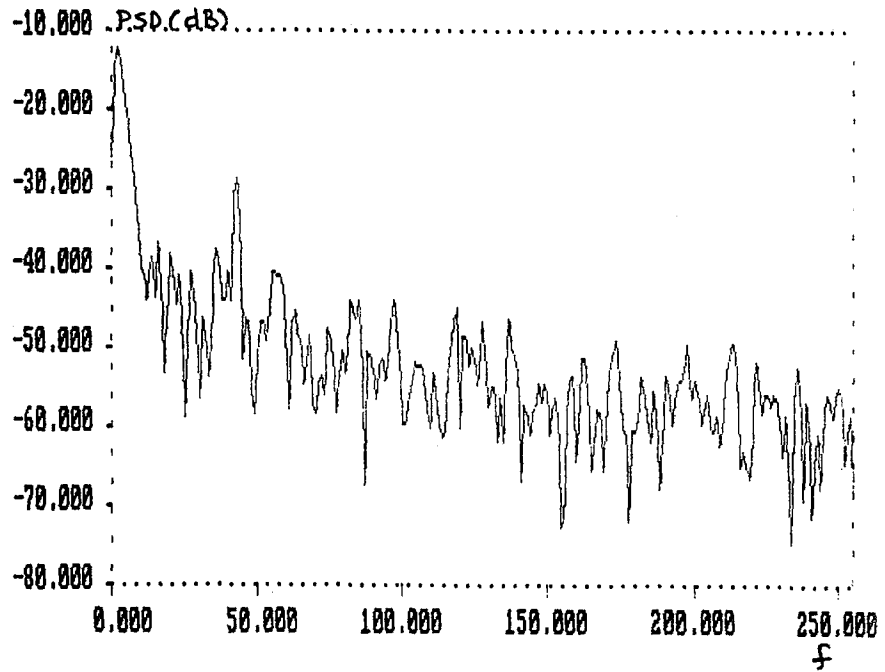
Pencere tipi : Dikdörtgen

Segment örtüşmesi : 0

PSD (güç spektrum yoğunluğu) ölçeklenmesi : Logaritmik



Şekil-5.36 D611 işareti



Şekil-5.37 D621 işareti

b) Blackman-Tukey spektrum kestirim yöntemi**GİRİŞ :****ÇIKIŞ :**

EKG11

D613, (Şekil-5.38)

EKG14

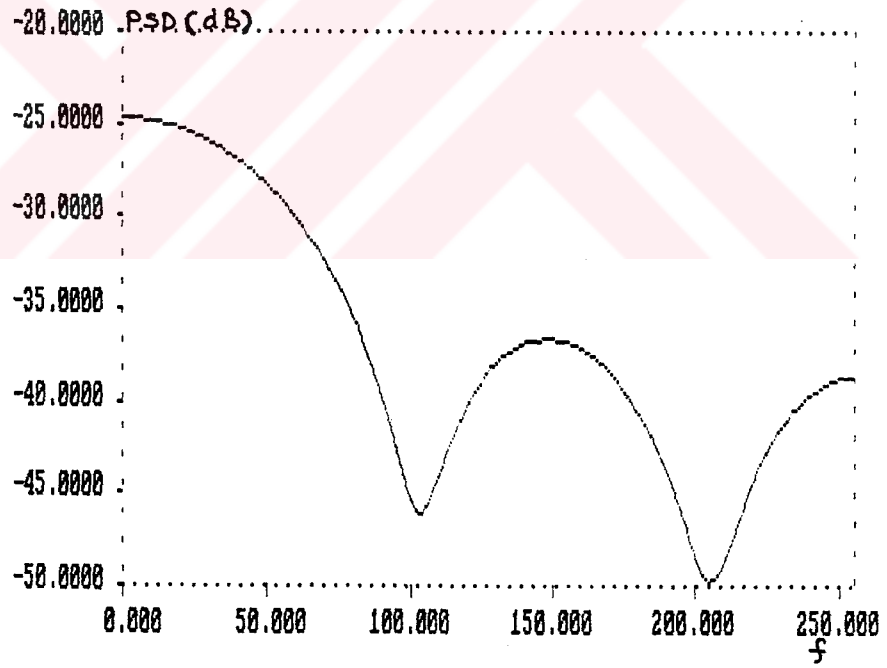
D623, (Şekil-5.39)

Parametreler;

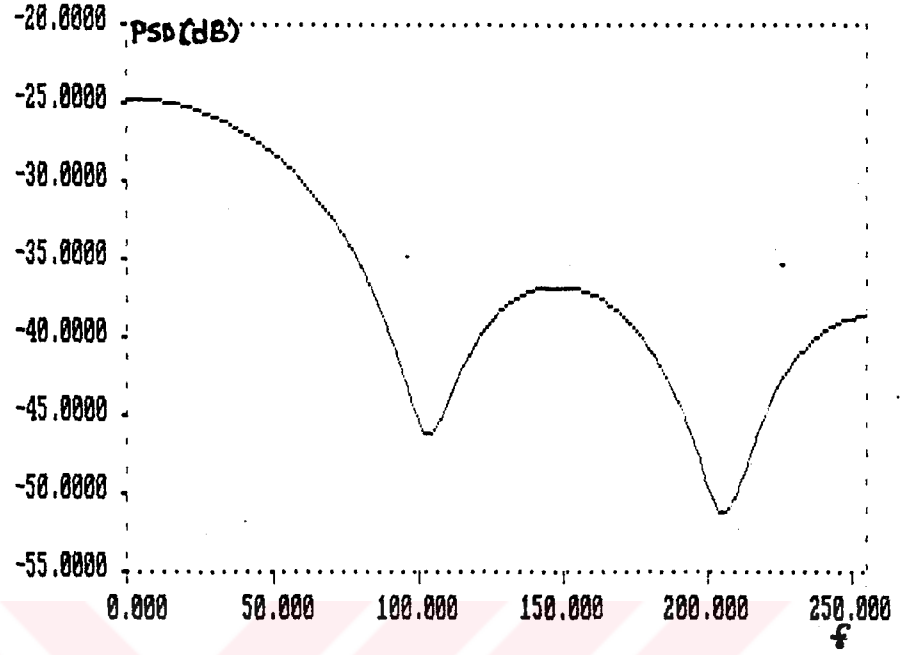
En geniş geri kalma ölçüsü: 5

Pencere tipi : Tukey

PSD ölçeklemesi: Logaritmik



Şekil-5.38 D613 işareti



Şekil-5.39 D623 işareti

c) Yule-Walker özinyelemeli (AR) spektrum kestirim yöntemi

GİRİŞ :

ÇIKIŞ :

EKG11

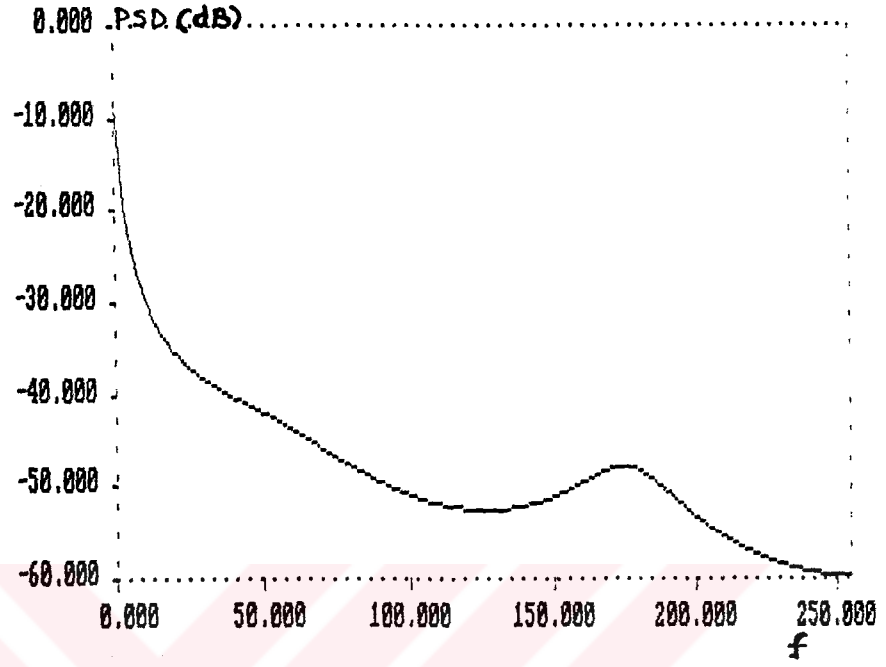
D614, (Şekil-5.40)

EKG14

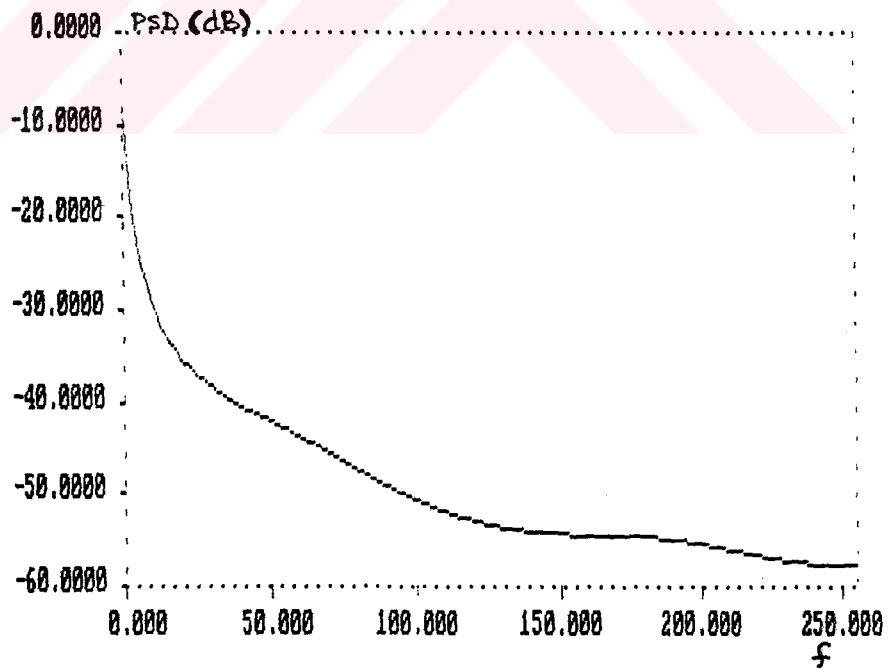
D624, (Şekil-5.41)

Parametreler;

AR model katsayısı derecesi : 5



Şekil-5.40 D614 işareti



Şekil-5.41 D624 işareti

d) Burg özyinelemeli (AR) en büyük entropi yöntemi**GİRİŞ :****ÇIKIŞ :**

EKG11

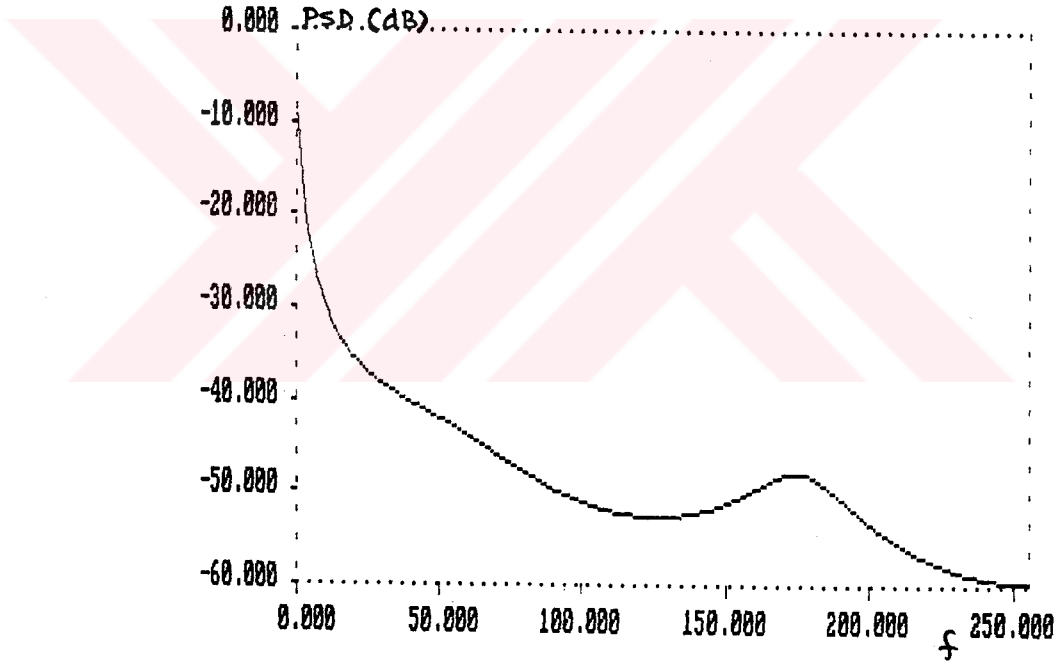
D615, (Şekil-5.42)

EKG14

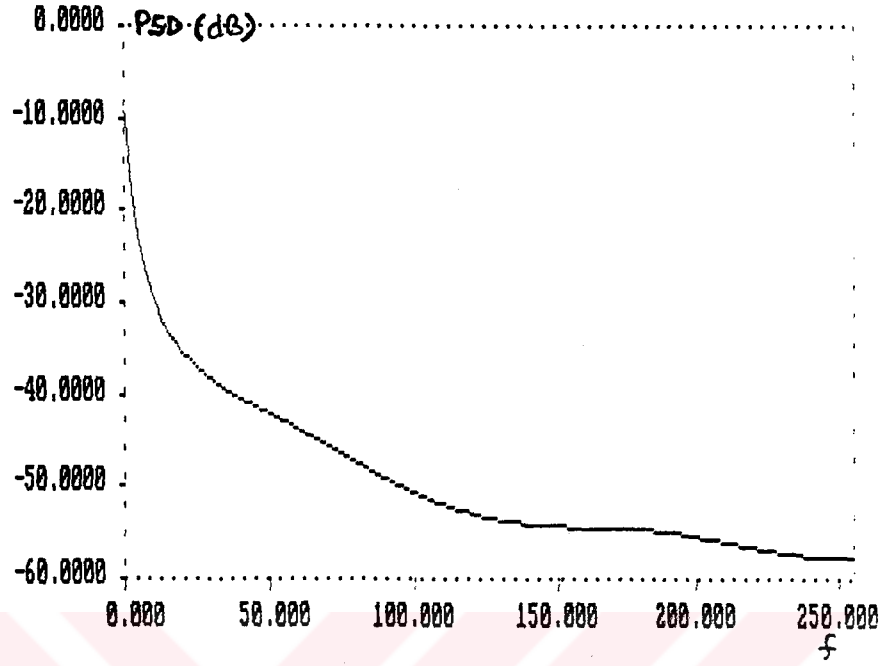
D625, (Şekil-5.43)

Parametreler;

AR model derecesi : 5



Şekil-5.42 D615 işareti



Şekil-5.43 D625 işareti

e) Kayan ortalama (MA) spektrum kestirim yöntemi

GİRİŞ :

ÇIKIŞ :

EKG11

D616, (Şekil-5.44)

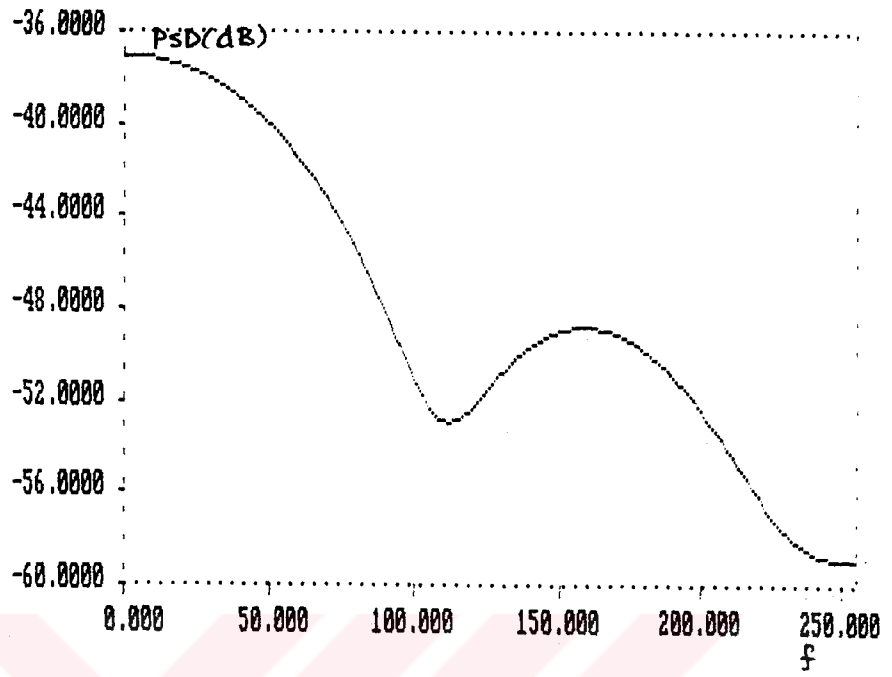
EKG14

D626, (Şekil-5.45)

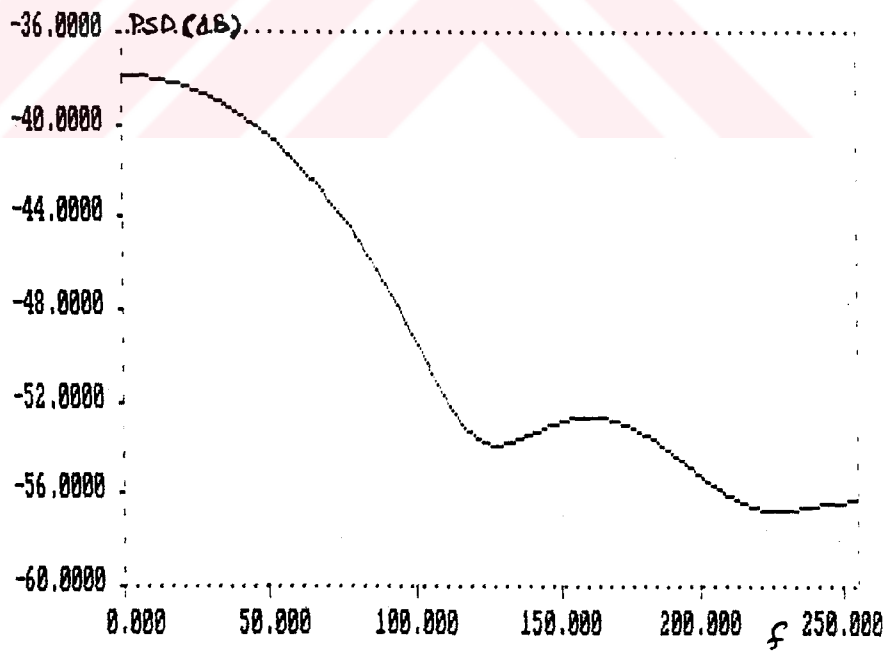
Parametreler;

MA model derecesi : 2

AR model derecesi : 5



Şekil-5.44 D616 işareti



Şekil-5.45 D626 işareti

f) Özyinelemeli-kayan ortalama (ARMA) spektrum kestirimi**GİRİŞ :****ÇIKIŞ :**

EKG11

D617, (Şekil-5.46)

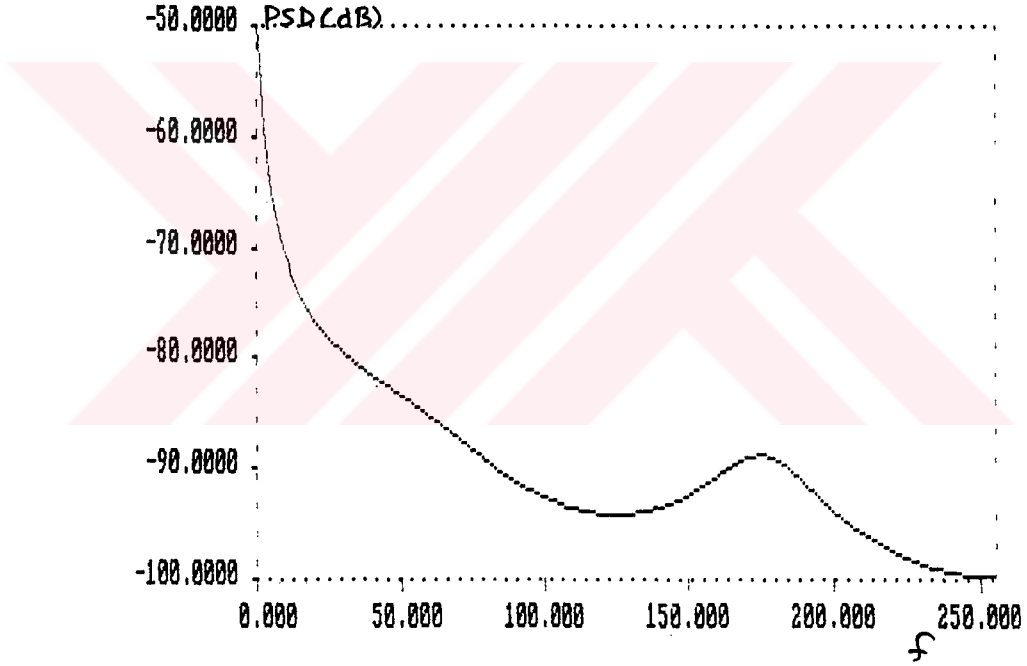
EKG14

D627, (Şekil-5.47)

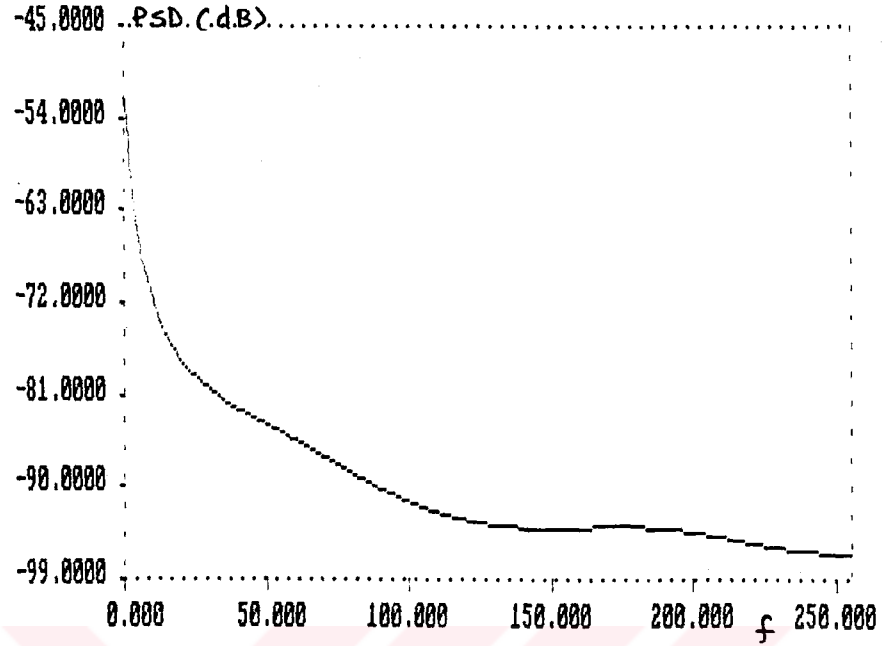
Parametreler;

MA model parametresi: 2

AR model parametresi: 5



Şekil-5.46 D617 işareti



Şekil-5.47 D627 işareti

5.3.7 Alternatif QRS algoritması sonuçları

ST segmentine alternatif bir QRS sezim algoritması uygulanmıştır. Üç seviyeli dalgacık dönüşümü esasına dayanan bu yöntemin çıkışı; üçüncü seviyeden ayırık dalgacık dönüşümü çıkışıdır. Dalgacık işlevi (süzgeç) olarak, ilk kullanılan 18 elemanlı dalgacık işlevi kullanılmıştır.

GİRİŞ :

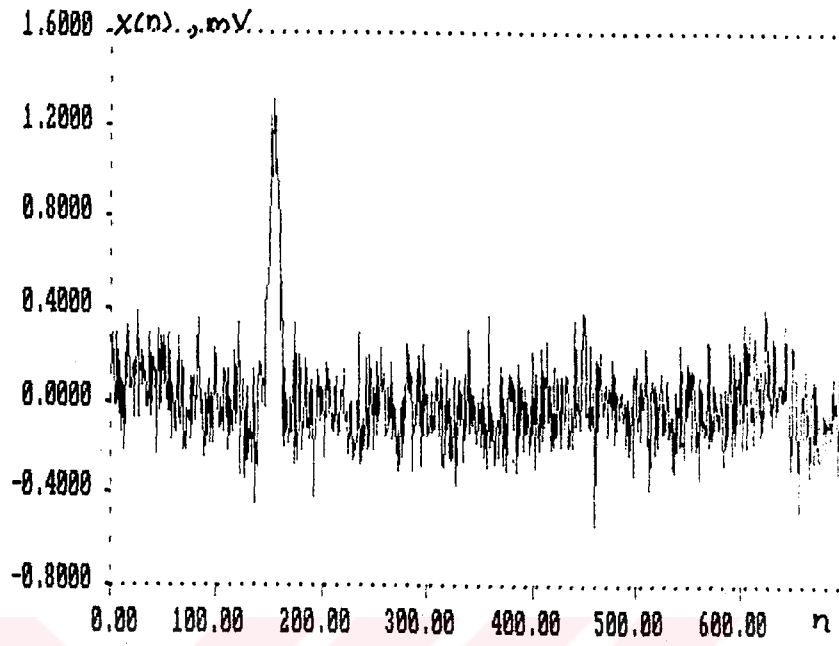
EKG15, (Şekil-5.48)
(Aşırı gürültü var, geç potansiyel
yok), $N=0.02$ dB

ÇIKIŞ :

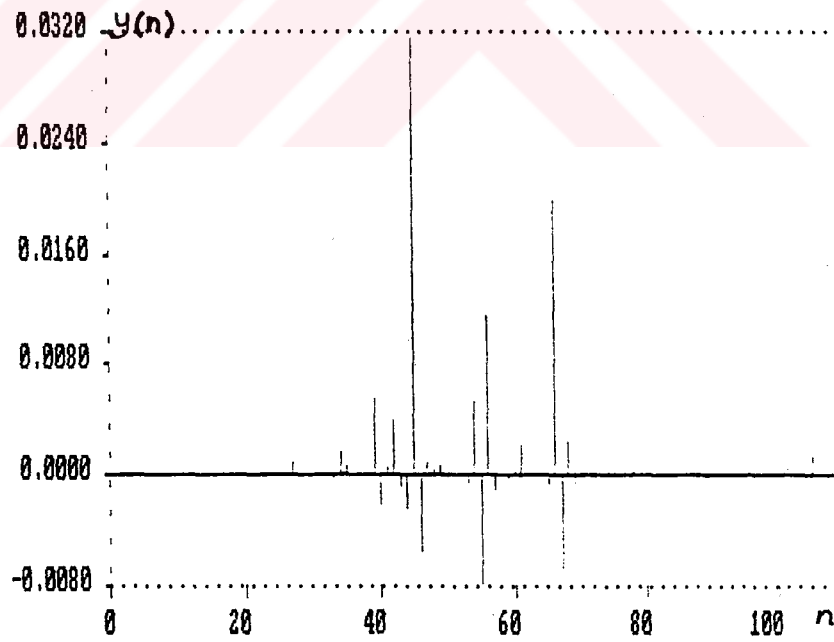
D711, (Şekil-5.49)
(Eşikleme öncesi çıkış)

D712, (Şekil-5.50)
(Eşikleme sonrası çıkış)

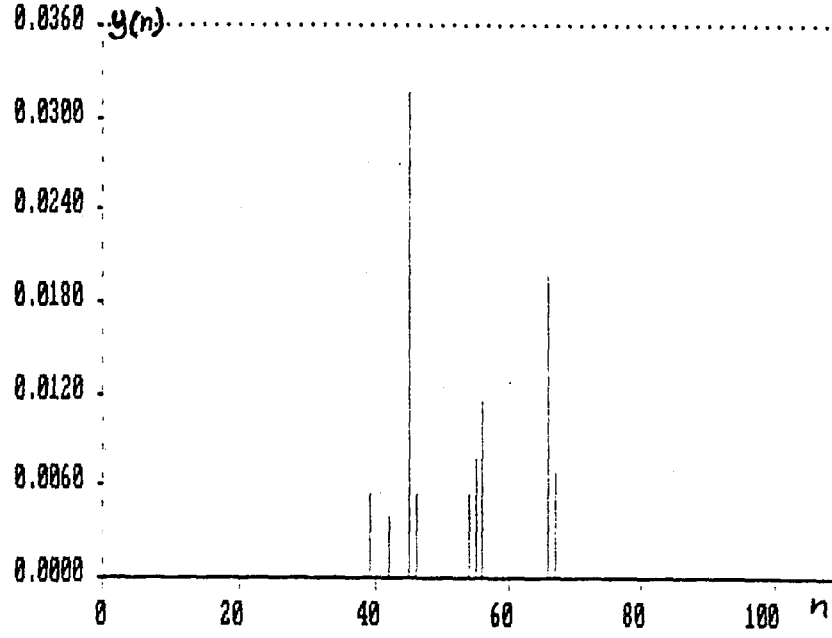
Parametreler; $K1 = 1.1$ $K=3$



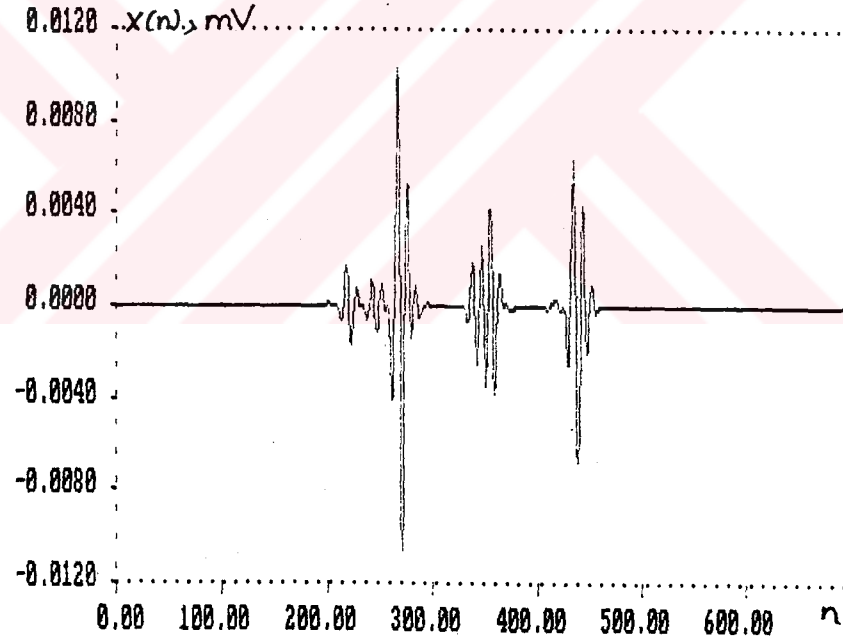
Şekil-5.48 EKG15 işareti



Şekil-5.49 D711 işareti



Şekil-5.50 D712 işareti



Şekil-5.51 R dalgası sezimlemesi çıkışı

Eşiklenmiş çıkış olarak, ANL13.DAT dosyası dikkate alınıp diğer dosyalar sıfırlanmıştır. SENTEZ yani ters dönüşüm işlemi (3. seviyeden) uygulanarak, R dalgasının yeri belirlenmiştir.

6- TARTIŞMA VE ÖNERİLER

Ayrık dalgacık dönüşüm tabanlı bir kardiyak geç potansiyel sezimleme çalışması gerçekleştirilmiştir. Bugüne kadar yapılan çalışmalarda genellikle işaret ortalamalı EKG işareti kullanılmaktadır. Bunun yanısıra tek vuruş dönemlik EKG işaretinin de kullanıldığı gözlemlenmektedir. Çoğu kez, geç potansiyel etkisinden emin olmak için gerçek işaretlere yapay geç potansiyel (genellikle Gauss zarflı sinüsoidal işaret paketi) katılmaktadır.

Kullanılan belli başlı yöntemleri şöyle sıralamak mümkündür. Parametrik olmayan yöntemlerde; FFT spektrogramı, uyarlanabilir süzgeç yaklaşımı, uzamsal-zamansal haritalama ile geç potansiyel sezimlemesi sıklıkla karşımıza çıkmaktadır. Parametrik (model tabanlı) yöntemlerde; öz yinlemeli (AR) modelleme ve ilişkili olarak Burg'ün spektrum kestirim yöntemini görülmektedir. Yapay sinir ağları yaklaşımı, uyumlu süzgeç yaklaşımı ve vektör genliği yöntemi de kullanılmaktadır.

Tez çalışmasının esasını oluşturan ayrık dalgacık dönüşümü tabanlı ayrıştırılmalar son yıllarda; işaret ortalamalı ve/veya tek vuruş dönemlik EKG işaretlerine de uygulanmaktadır. Geç potansiyel sezimlemesi amacıyla dalgacık dönüşümünün kullanılmasında temel sorun, uygun dalgacık işlevinin (süzgeç) seçilmesidir. Geç potansiyellerin rastgele karakterde olması bu durumu güçleştirmektedir. İzleyen kısımlarda, her uygulamaya ait sonuçlar değerlendirilmektedir.

MIT-BIH veri tabanında alınan bir vuruş dönemlik normal EKG işaretinin ayrıştırılmasında; 18 elemanlı dalgacık işlevinin (Vetterli and Herley 1992) kullanıldığı ayrık dalgacık dönüşümü (1. seviyeden) gerçekleştirilmiştir. Daha sonra bu EKG işaretine, yapay geç potansiyel ve orta seviyeli gürültü katılarak (işaret-gürültü oranı $N=33,9$ dB) dönüşüm tekrarlanmıştır. Son olarak, gürültü kaldırılarak benzer işlem tekrar uygulanmıştır. Dönüşüm sonuçları, eşikleme öncesi ve sonrasında kaydedilmişlerdir. Gürültülü ve gürültüsüz durumda karşılaştırılma yapıldığında; ST segmenti içindeki geç potansiyel etkisinin zaman yerleşimi her iki

gözlemde aynı bölgede çıkmıştır. Böylelikle gürültü içerisinde, geç potansiyel etkisinin yakalandığını söylemek mümkündür.

Aynı veri tabanından bu kez, bir vuruş dönemlik sol dal bloğu EKG'si alınarak benzer çalışma tekrarlanmıştır. Gürültü ve yapay geç potansiyel katkılı işaret (N=41,8 dB) ile gürültüsüz ve yapay geç potansiyel katkılı işaretlere ait işlem sonuçları karşılaştırılmıştır. Yine, geç potansiyel etkisinin yerleşimleri aynı bölgede çıkması nedeniyle, gürültülü sol dal bloğu EKG'sinden geç potansiyel sezimlemesinin yapılabildiğini görüldü.

Ayrık dalgacık dönüşümünde, ölçeklemenin (veya dönüşümün seviyesi) geç potansiyel sezimlemesine olan etkisini incelemek amacıyla, beş ayrı ölçekli (beş seviyeli) dönüşüm gerçekleştirilmiştir. Giriş işareti olarak; yapay geç potansiyel ve düşük seviyeden gürültü katkılı normal EKG (veri tabanından) kullanılmıştır. Beş ayrı çıkış, eşikleme öncesinde kaydedilmiştir. Sonuç olarak; ölçekleme (veya seviye) arttığında yüksek frekans bileşenlerinin giderek kaybolduğu ve dolayısı ile geç potansiyel ayrıştırmasında en uygun ölçeğin, en küçük ölçek (1. seviye) olduğu görülmüştür.

Farklı türden dalgacık işlevlerinin geç potansiyel sezimlemesindeki etkisini incelemek amacıyla, 4 ve 6 elemanlı Daubechies' nin dalgacık işlevleri ile ayrı ayrı dalgacık dönüşümü gerçekleştirilmiştir. Eşikleme sonrası yapılan değerlendirmelerde, önceki sonuçlara çok yakın değerler alınmıştır. Fakat, ters dalgacık dönüşümü ile işaretin yeniden elde edilmesinde yetersizlikler görülmüştür. Böylelikle, ilk kullandığımız dalgacık işlevlerinin uygun olduğu söylenebilir.

Dalgacık işlevinin (süzgeç) dürtü yanıtındaki örnek sayısı değişmeksizin, bu örneklerin dijit uzunluklarının geç potansiyel sezimlemesindeki etkisini incelemek amacıyla üç ve beş dijit uzunlukları için deneme yapılmıştır. Çıkışlar, eşikleme öncesinde kaydedilmişlerdir. Sonuçlar, tam dijit uzunluklu değerlerle karşılaştırıldığında çok farklı bir durum olmadığı gözlemlenmiştir.

Bu aşamaya kadar yapılan uygulamalarda; sezimleme(önerilen yöntem) amacıyla SEZİM.BAS, sadece dalgacık ayrıştırması amacıyla ANALİZ.BAS ve işaretin tekrar

elde edilmesi amacıyla SENTEZ.BAS programları kullanılmıştır. Eşiklemelerde hep aynı eşik düzeyi ve aynı büyüklükteki ST segmenti dikkate alınmıştır.

Karşılaştırma yapabilmek amacıyla aynı ST segmentinin güç yoğunluğu spektrumu kestirimleri; parametrik (model tabanlı) ve parametrik olmayan (Fourier tabanlı) yöntemlerle hesaplanmıştır. Bu amaçla PCDSP paket programı kullanılmıştır. Giriş işareti olarak; yapay geç potansiyel ve düşük seviyeli gürültü normal EKG ile, sadece düşük seviyeli gürültü katkılı (geç potansiyel içermeyen) aynı EKG işareti tekrar kullanılmıştır. Spektrum kestirimleri incelendiğinde yapay geç potansiyel etkisinin Fourier tabanlı uygulamalarda yakalanamadığı gözlenmiştir. Bununla birlikte, model tabanlı; Yule-Walker (AR) yöntemi, Burg (AR) en büyük entropi yöntemi ve ARMA yöntemine ait uygulamalarda yapay geç potansiyel etkisinin sezimlenebildiği görülmüştür. Son üç uygulamada yapay geç potansiyel etkisinin 150-200 Hz (bağlı frekans) aralığında yerleştiği tesbit edilmiştir. Ancak bu sonuçlarda, işaretin zaman yerleşimleri hakkında bilgi veremediklerinden, önerilen yöntemle ait sonuçlar yanında yetersiz kalmaktadır. Zira, spektrum kestiriminin belirli işaret parçacıklarında tekrarlanarak zaman-frekans haritalamasına gereksinim vardır. Bu durumda ise işlem hacmi artacağından gerçek-zaman çalışmalarında yetersizlikler ortaya çıkacaktır.

EKG işaretlerinin işlenmesinde temel sorun QRS dalga parçasının tanınabilmesidir. Zira birçok algoritma, R dalgasının yerinin doğru olarak bilinmesine bağımlı durumdadır. Çalışmanın sonunda, dalgacık dönüşümü tabanlı bir QRS veya kabaca R dalgası sezimleme algoritması geliştirilmiştir. Benzer dalgacık dönüşümünün üçüncü seviye çıkışları kullanılmaktadır. Zira, hem yüksek frekanslı bileşenler (R dalgası) ve hemde alçak frekanslı bileşenler (P ve T dalgası) ancak 3. seviyede ortaya çıkmaktadır. Çok yüksek seviyeli gürültü, EKG işaretinin tümüne katılmıştır ($N=0,02$ dB). Dönüşüm sonuçları benzer tarzda işlenerek eşikleme uygulanmıştır. Bu, zaman-ölçek gösteriliminde zayıf olarak yakalanan R dalgasını daha rahat görmek için ters dönüşüm ile işaret tekrar kurulmuştur. Algoritmadan kaynaklanan faz kayma etkisi (veya örnek sayısının artması) giderilmediği için R dalgası etkisi gerçek yerinde çıkmamıştır. Ancak bu seviyede bir gürültü işarete geç potansiyel sezimlemesi yapılmamaktadır. Aksi takdirde önceden işaret ortalama ve süzgeçlemelerle gürültünün atılması gerekecektir.

Gerçekleştirilen çalışma ; kişisel bilgisayar tabanlı (486 DX) bir biyolojik işaret işleme sistemi olarak düşünülebilir.Kardiyak geç potansiyel etkisi, sezimleme sonucunda yakalanabilmektedir.Ancak, algoritmanın çalışması uzun zaman harcadığından gerçek-zaman çalışmasında yetersizlik olacaktır.İşaret-gürültü oranını iyileştirmek için ön süzgeçleme veya işaret ortalaması önerilebilir.Bu durumda en azından 200-300 vuruşluk EKG kaydının olması gerekmektedir. Oysa gerçekleştirdiğimiz tek vuruş dönemlik EKG'nin geç potansiyel sezimlemesi bu anlamda, bellek harcamasında ekonomi yaratmaktadır.

Dalgacık dönüşümünün doğasında var olan çoklu çözünürlüklü ayrıştırma yeteneğinin, geçici rejim işaretlerinin sezimlenmesinde etkin olduğu gözlemlendi.Günümüzde EKG kayıtlarının ; veri bankalarında saklanması, telefon hatları üzerinden gönderilmesi ve portatif kayıt cihazlarında (Holter cihazı) düşük bellek yeri işgal edecek tarzda saklanması uygulamaya konulmuştur. Bellek sorununu çözenin en etkin yolu, EKG' nin önemli bilgi kaybına uğratılmaksızın kodlanması (sıkıştırılması)dır. Bu amaçla EKG' nin dalgacık dönüşümü değerlerinin kullanılması uygun olacaktır.

Dalgacık dönüşümü tabanlı yöntemler; EKG ve EEG gibi çok önemli biyolojik işaretlerdeki gizlenmiş bilgi (enformasyon) nin ortaya çıkarılmasında ve dolayısıyla hastalık tanısında önemli bir araç olmaya adaydır.

Bunun yanısıra bu çalışmanın esasını oluşturan geç potansiyel sezimlemesinde, en uygun dalgacık işlevinin (geç potansiyellere en çok benzeyen) tasarlanması veya seçimi sezimleme başarımını çok etkilemektedir.Rastgele karakterdeki geç potansiyellerin yaklaşık şekillerinin belirlenerek en uygun(optimum) dalgacık süzgecinin tasarlanması ayrı bir çalışma konusu olarak düşünülebilir.

Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler özel amaçlı, veri elde etme ve veri işleme kartlarının yapımını mümkün kılmaktadır. Bu tür programlanabilen özel donanımlar veya mikro işlemci tabanlı sistemler kullanılarak, Ayrık dalgacık dönüşümü ve buna bağlı olarak sezimleme yöntemleri geliştirilebilir.Ancak gerçek-zaman (real-time) çalışması yapabilmek için sistemin hızı yine önemli bir etken olacaktır.Ani karar

verilmesi gereken tıbbi uygulamalarda, böyle bir sistemin çok hızlı işlem yapması gerekmektedir.

Tezdeki çalışmanın sadece veri tabanına dayalı bir bilgisayar benzetimi olması, gerekli elektronik donanımın teminindeki zaman ve finansman güçlüklerinden kaynaklanmaktadır.

Tıp cihazları sektöründeki dış bağımlılık düşünüldüğünde; ülkemiz koşullarında geliştirilecek ve başka bir çalışmaya konu olabilecek, geç potansiyel sezimlemesi de yapabilen çok kanallı komple bir kardiyolojik ölçüm ve test sisteminin tasarlanması ulusal ekonomiye yadsınamaz katkıda bulunacağı açıktır.



EK- A:

Tablo A-1 χ^2 Dağılımı Kritik Değerleri

df	P											
	.25	.20	.15	.10	.05	.025	.02	.01	.005	.0025	.001	.0005
1	1.32	1.64	2.07	2.71	3.84	5.02	5.41	6.63	7.88	9.14	10.83	12.12
2	2.77	3.22	3.79	4.61	5.99	7.38	7.82	9.21	10.60	11.98	13.82	15.20
3	4.11	4.64	5.32	6.25	7.81	9.35	9.84	11.34	12.84	14.32	16.27	17.73
4	5.39	5.99	6.74	7.78	9.49	11.14	11.67	13.28	14.86	16.42	18.47	20.00
5	6.63	7.29	8.12	9.24	11.07	12.83	13.39	15.09	16.75	18.39	20.51	22.11
6	7.84	8.56	9.45	10.64	12.59	14.45	15.03	16.81	18.55	20.25	22.46	24.10
7	9.04	9.80	10.75	12.02	14.07	16.01	16.62	18.48	20.28	22.04	24.32	26.02
8	10.22	11.03	12.03	13.36	15.51	17.53	18.17	20.09	21.95	23.77	26.12	27.87
9	11.39	12.24	13.29	14.68	16.92	19.02	19.68	21.67	23.59	25.46	27.88	29.67
10	12.55	13.44	14.53	15.99	18.31	20.48	21.16	23.21	25.19	27.11	29.59	31.42
11	13.70	14.63	15.77	17.28	19.68	21.92	22.62	24.72	26.76	28.73	31.26	33.14
12	14.85	15.81	16.99	18.55	21.03	23.34	24.05	26.22	28.30	30.32	32.91	34.82
13	15.98	16.98	18.20	19.81	22.36	24.74	25.47	27.69	29.82	31.88	34.53	36.48
14	17.12	18.15	19.41	21.06	23.68	26.12	26.87	29.14	31.32	33.43	36.12	38.11
15	18.25	19.31	20.60	22.31	25.00	27.49	28.26	30.58	32.80	34.95	37.70	39.72
16	19.37	20.47	21.79	23.54	26.30	28.85	29.63	32.00	34.27	36.46	39.25	41.31
17	20.49	21.61	22.98	24.77	27.59	30.19	31.00	33.41	35.72	37.95	40.79	42.88
18	21.60	22.76	24.16	25.99	28.87	31.53	32.35	34.81	37.16	39.42	42.31	44.43
19	22.72	23.90	25.33	27.20	30.14	32.85	33.69	36.19	38.58	40.88	43.82	45.97
20	23.83	25.04	26.50	28.41	31.41	34.17	35.02	37.57	40.00	42.34	45.31	47.50
21	24.93	26.17	27.66	29.62	32.67	35.48	36.34	38.93	41.40	43.78	46.80	49.01
22	26.04	27.30	28.82	30.81	33.92	36.78	37.66	40.29	42.80	45.20	48.27	50.51
23	27.14	28.43	29.98	32.01	35.17	38.08	38.97	41.64	44.18	46.62	49.73	52.00
24	28.24	29.55	31.13	33.20	36.42	39.36	40.27	42.98	45.56	48.03	51.18	53.48
25	29.34	30.68	32.28	34.38	37.65	40.65	41.57	44.31	46.93	49.44	52.62	54.95
26	30.43	31.79	33.43	35.56	38.89	41.92	42.86	45.64	48.29	50.83	54.05	56.41
27	31.53	32.91	34.57	36.74	40.11	43.19	44.14	46.96	49.64	52.22	55.48	57.86
28	32.62	34.03	35.71	37.92	41.34	44.46	45.42	48.28	50.99	53.59	56.89	59.30
29	33.71	35.14	36.85	39.09	42.56	45.72	46.69	49.59	52.34	54.97	58.30	60.73
30	34.80	36.25	37.99	40.26	43.77	46.98	47.96	50.89	53.67	56.33	59.70	62.16
40	45.62	47.27	49.24	51.81	55.76	59.34	60.44	63.69	66.77	69.70	73.40	76.09
50	56.33	58.16	60.35	63.17	67.50	71.42	72.61	76.15	79.49	82.66	86.66	89.56
60	66.98	68.97	71.34	74.40	79.08	83.30	84.58	88.38	91.95	95.34	99.61	102.7
80	88.15	90.41	93.11	96.58	101.9	106.6	108.1	112.3	116.3	120.1	124.8	128.3
100	109.1	111.7	114.7	118.5	124.3	129.6	131.1	135.8	140.2	144.3	149.4	153.2

 $P = 1 - \gamma$ $\gamma = 0,95 \dots 0,99$

EK- B: BİLGİSAYAR PROGRAMLARI

1) SEZİM.BAS

REM** KARDİYAK GEÇ POTANSİYEL SEZİMLEME PROGRAMI

```
DIM ISARET(1500), SIFIR(600), GISARET(2000), GIRIS(1100)ASDOUBLE
DIM H0(1100), H1(1100), Y01(1000), Y11(1000), Y(1600) AS DOUBLE
DIM G0(800), G1(800), DIZI(2000) AS DOUBLE
DIM W(1200), KARE(800), Y02(800), CIKIS(1000), Y12(800) AS DOUBLE
```

L0:

```
CLS : LOCATE 4, 20
PRINT "*** KARDİYAK GEÇ POTANSİYEL(late potential) SEZİM
PROGRAMI***"
PRINT
DO
LOCATE 5, 26: PRINT "ANA MENU"
LOCATE 6, 20: PRINT " 1-YARDIM-ACIKLAMA"
LOCATE 7, 20: PRINT " 2-DIZI GIRISI"
LOCATE 8, 20: PRINT " 3-DIZI KOPYALAMAK"
LOCATE 9, 20: PRINT " 4-ALGORITMA"
LOCATE 10, 20: PRINT " 5-GRAFIK"
LOCATE 11, 20: PRINT " 6-SENTEZ"
LOCATE 12, 20: PRINT " 7-CIKIS"
LOCATE 13, 24: INPUT "seciminiz :"; SECIM$
SELECT CASE SECIM$
CASE "1": GOSUB YARDIM
CASE "2": GOSUB VERI
CASE "3": GOSUB KOPYA
CASE "4": GOSUB ALGORITMA
CASE "5": GOSUB GRAFIK
CASE "6": GOSUB SENTEZ
CASE "7": EXIT DO
CASE ELSE: BEEP: PRINT "yanlis secim yaptiniz"
END SELECT
INPUT " menuden cikmak istiyor musunuz E\H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" THEN EXIT DO
IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L0
LOOP
END
```

```
REM**YARDIM-ACIKLAMA
YARDIM:
CLS
L1:
DO
PRINT " *** YARDIM-ACIKLAMA ***"
```

```

PRINT " Sezim programi, gürültülü ekg işareti içinden"
PRINT " yapay geç potansiyel etkisini sezimlemek amacıyla"
PRINT " geliştirilmiştir."
PRINT " * ekg işaretinin iki ucuna sıfır eklentisi yapılarak"
PRINT " kenarlarının hann pencere işlevi ile yumuşatılması"
PRINT " (K1=1.1 tipik olarak)"
PRINT " * Türev olarak R dalgasının belirlenmesi (Q noktası)"
PRINT " ve bu noktadan itibaren ST segmentinin oluşturulması "
PRINT " ( W; segment boyu)."
PRINT " * T segmentinin dc değerinin atılması,"
PRINT " * T segmentinin kenarlarına sıfır eklenerek ,hann pencere"
PRINT " işlevi ile kenarların yumuşatılması (K2=1.1 tipik olarak)"
PRINT " * işlenmiş ST segmentine ayrik dalgacık dönüşümünün uygu"
PRINT " lanması.Yüksek geçiren çıkış (dalgacık katsayıları),y11(n)"
PRINT " ve alçak geçiren çıkış (yumuşatılmış işaret),yo1(n) şeklinde"
PRINT " tanımlanır ve giriş işareti GIRISY.DAT da yedeklenir. "
PRINT " * Dönüşüm sonuçlarına (yüksek geçiren çıkış) sirasiyla,karesel "
PRINT " işlem ve teager işlemi uygulanır."
PRINT " * Daha sonra eşikleme uygulanır (K=3 tipik eşikleme katsayısı)."

```

```

-----
REM** DIZI GIRILMESI

```

```

VERI:

```

```

CLS

```

```

L2:

```

```

DO
PRINT "KLAVYEDEN DIZI GIRILMESI"
INPUT " dosya ismini(.dat) timak icinde girin:"; DOSYA$
INPUT " dizinin eleman sayisini girin:"; T: CLS
OPEN DOSYA$ FOR OUTPUT AS #1
FOR n = 1 TO T
PRINT n: INPUT DIZI(n): PRINT #1, DIZI(n)
NEXT n
PRINT "NMAX="; T
CLOSE #1
INPUT " menuden cikmak istiyor musunuz E\H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L0
IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L2
LOOP
RETURN

```

```

-----
REM** DIZI KOPYALAMAK

```

```

KOPYA:

```

```

CLS

```

```

L3:

```

```

DO: CLS

```

```

PRINT "DIZI KOPYALAMAK"
INPUT " kopyalanacak dosyayi(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA1$
INPUT " yeni dosyayi (.dat) tirnak icinde girin :"; DOSYA2$
OPEN DOSYA1$ FOR INPUT AS #2
n = 0: DO UNTIL EOF(2)
n = n + 1: INPUT #2, DIZI(n): LOOP: N1 = n
CLOSE #2
INPUT " kopyalama adimini girin,ADIM:"; k
INPUT " ilk elemanın sıra numarasını girin,ILK:"; ILK
OPEN DOSYA2$ FOR OUTPUT AS #3
FOR n = ILK TO N1 STEP k
  PRINT #3, DIZI(n)
NEXT n
CLOSE #3
INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz E/H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L0
IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L3
LOOP
RETURN

```

```

REM** SEZIM ALGORITMASI

```

```

ALGORITMA:

```

```

CLS

```

```

L4:

```

```

PRINT "          SEZIM ALGORITMASI          "
PRINT " *****"
PRINT " *****"
PRINT " # ecg isaretinin kenarlarini yumusatma "
PRINT " -----"
PRINT
PRINT " sonuc,LISARET.DAT dosyasındadır."
PRINT " genisletilmiş isaret, GISARET1.DAT dosyasındadır"
PRINT " pencere1 fonksiyonu,HANN1.DAT dosyasındadır"
PRINT " turevin sonucu, TUREV.DAT dosyasındadır"
PRINT
PRINT "          # islem secimi #"
PRINT " 1- yeni analiz ve esikleme yapilmasi"
PRINT " 2- eski degerlerle, sadece esikleme yepilmasi"
INPUT " seciminiz:"; SECIM$
  SELECT CASE SECIM$
CASE "1": GOSUB ANALIZ
CASE "2": GOSUB ESİK
CASE ELSE: BEEP: PRINT "yanlis secim yaptiniz"
  END SELECT
END

```

```

ANALIZ:

```

```

CLS

```

```

INPUT " giris dosyasini(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA$
PRINT " # pencere1 boyu kadar isaretin genisletilmesi"
INPUT " pencere1 boyu/isaret boyu oranini girin(K1>1):"; K1

```

```

' isaret dosyasının okunması
OPEN DOSYA$ FOR INPUT AS #1
n = 0: DO UNTIL EOF(1)
n = n + 1: INPUT #1, ISARET(n): LOOP: N1 = n
CLOSE #1
W1 = K1 * N1 ' pencere boyu
P = (W1 - N1) / 2 ' sıfır dizisinin boyu
' P uzunluğunda sıfır(n) oluşturulması
FOR n = 1 TO P
SIFIR(n) = 0
NEXT n
KILL "GISARET1.DAT"
' isaretin iki ucuna sıfır eklenmesi
OPEN "GISARET1.DAT" FOR APPEND AS #2
FOR n = 1 TO P
PRINT #2, SIFIR(n)
NEXT n
CLOSE #2
OPEN "GISARET1.DAT" FOR APPEND AS #2
FOR n = 1 TO N1
PRINT #2, ISARET(n)
NEXT n
CLOSE #2
OPEN "GISARET1.DAT" FOR APPEND AS #2
FOR n = 1 TO P
PRINT #2, SIFIR(n)
NEXT n
CLOSE #2
' genişletilmiş isaretin belleğe alınması
OPEN "GISARET1.DAT" FOR INPUT AS #3
n = 0: DO UNTIL EOF(3)
n = n + 1: INPUT #3, GISARET(n): LOOP: N2 = n
CLOSE #3
' HANN1.DAT penceresinin oluşturulması
T = W1 - 1
OPEN "HANN1.DAT" FOR OUTPUT AS #3
FOR n = 0 TO T
W(n) = .5 - .5 * (COS((2 * 3.1418 * n) / T))
PRINT #3, W(n)
NEXT n
CLOSE #3
' yumusatma işlemi-sonucun yazılması
OPEN "LISARET.DAT" FOR OUTPUT AS #4
FOR n = 1 TO N2
DIZI(n) = W(n) * GISARET(n)
PRINT #4, DIZI(n)
NEXT n
CLOSE #4
'-----
' GEÇ POTANSİYEL SEZİM İŞLEMİ
PRINT

```



```

PRINT "# sezim "
PRINT "-----"
' yumusatilmis ecg isaretinin okunmasi
OPEN "LISARET.DAT" FOR INPUT AS #5
n = 0: DO UNTIL EOF(5)
n = n + 1: INPUT #5, ISARET(n): LOOP: N1 = n
CLOSE #5
' turev almak
FOR n = 1 TO N1
  DIZI(n) = ISARET(n) - ISARET(n - 1)
NEXT n
' turev sonucunun kaydedilmesi
OPEN "TUREV.DAT" FOR OUTPUT AS #4
FOR n = 1 TO N1
  PRINT #4, DIZI(n)
NEXT n
CLOSE #4
' turevin max.degerinin bulunmasi(Q noktası)
MAX = -3.4E+38: MIN = -MAX
FOR n = 1 TO N1
  IF ABS(DIZI(n)) > MAX THEN
    MAX = ABS(DIZI(n)): Q = n
  END IF
NEXT n
PRINT " (turev max.noktası),Q ="; Q
PRINT
PRINT "# segmentleme "
PRINT "-----"
PRINT " dc degerli segmentleme,STDC.DAT dosyasindadir.DC<>0"
PRINT " dc degeri atilmis segmentleme ST.DAT. dosyasindadir."
INPUT " segment uzunlugunu girin; W="; W
' segmentleme (yumusatilmamis ecg 'den)
OPEN DOSYA$ FOR INPUT AS #1
n = 0: DO UNTIL EOF(1)
n = n + 1: INPUT #1, DIZI(n): LOOP: N1 = n
CLOSE #1
' segmentleme
INPUT " Q noktası sonrası geciktirme payını girin;D="; d
d = Q + d
OPEN "STDC.DAT" FOR OUTPUT AS #8
FOR n = d TO (d + W - 1)
  ISARET(n) = DIZI(n)
  PRINT #8, ISARET(n)
NEXT n
CLOSE #8
'stdc segmentinin DC degerinin atilmasi
OPEN "STDC.DAT" FOR INPUT AS #8
n = 0: DO UNTIL EOF(8)
n = n + 1: INPUT #8, DIZI(n): LOOP: N2 = n
CLOSE #8
' islem
TOTAL = 0

```

```

FOR n = 1 TO N2
  TOTAL = TOTAL + DIZI(n)
NEXT n
DC = TOTAL / N2
' sonucun yazılması
OPEN "ST.DAT" FOR OUTPUT AS #8
FOR n = 1 TO N2
  ISARET(n) = DIZI(n) - DC
  PRINT #8, ISARET(n)
NEXT n
CLOSE #8
PRINT
PRINT " # st segment kenarlarının yumusatılması"
PRINT " -----"
' isaretin okunması"
OPEN "ST.DAT" FOR INPUT AS #5
n = 0: DO UNTIL EOF(5)
n = n + 1: INPUT #5, ISARET(n): LOOP: N3 = n
CLOSE #5
' HANN penceresinin oluşturulması
PRINT " pencere2 fonksiyonu,HANN2.DAT dosyasındadır"
PRINT " genişletilmiş isaret,GISARET2.DAT dosyasındadır"
PRINT " # pencere2 boyu kadar segmentin genişletilmesi"
INPUT " pencere2 boyu/segment boyu oranini girin(K2>1):"; K2
W2 = K2 * N3
T = W2 - 1
OPEN "HANN2.DAT" FOR OUTPUT AS #6
FOR n = 0 TO T
  W(n) = .5 - .5 * (COS((2 * 3.1418 * n) / T))
  PRINT #6, W(n)
NEXT n
CLOSE #6
' isaretin genişletilmesi(iki ucuna sıfır eklemek)
P = (W2 - N3) / 2 ' sıfır sayısı
' p boyunda sıfır oluşturulması
FOR n = 1 TO P
  SIFIR(n) = 0
NEXT n
  KILL "GISARET2.DAT"
' sıfır(n)'nin eklenmesi
OPEN "GISARET2.DAT" FOR APPEND AS #2
FOR n = 1 TO P
  PRINT #2, SIFIR(n)
NEXT n
CLOSE #2
OPEN "GISARET2.DAT" FOR APPEND AS #2
FOR n = 1 TO N3
  PRINT #2, ISARET(n)
NEXT n
CLOSE #2
OPEN "GISARET2.DAT" FOR APPEND AS #2
FOR n = 1 TO P

```

```

    PRINT #2, SIFIR(n)
NEXT n
CLOSE #2
' genişletilmiş işaretin okunması
OPEN "GISARET2.DAT" FOR INPUT AS #2
n = 0: DO UNTIL EOF(2)
n = n + 1: INPUT #2, GISARET(n): LOOP: N4 = n
CLOSE #2
' kenarların yümüatılması
' sonucun yazılması
OPEN "GIRIS.DAT" FOR OUTPUT AS #7
FOR n = 1 TO N4
    DIZI(n) = W(n) * GISARET(n)
    PRINT #7, DIZI(n)
NEXT n
CLOSE #7
-----

' ANALİZ (DALGACIK DONUSUMU) VE SONUCLARIN ISLENMESİ
PRINT
PRINT "# analiz(duz yon dalgacik donusumu)"
PRINT "-----"
PRINT
PRINT " analiz giris isareti GIRISY.DAT dosyasındadır"
PRINT " yii(n) isareti,LANL11Y.DAT dosyasındadır"
PRINT " yo1(n) isareti,LANL01Y.DAT dosyasındadır"
PRINT " teager sonucu,LANL11T.DAT dosyasındadır"
' giriş işaretinin bellege alınması
OPEN "GIRIS.DAT" FOR INPUT AS #8
k = -1: DO UNTIL EOF(8)
k = k + 1: INPUT #8, GIRIS(k): LOOP: T0 = k + 1
CLOSE #8
' giriş işaretinin yedeklenmesi
OPEN "GIRISY.DAT" FOR OUTPUT AS #8
FOR k = 1 TO T0
    PRINT #8, GIRIS(k)
NEXT k
CLOSE #8
' H0 fitresinin bellege alınması
OPEN "H0.DAT" FOR INPUT AS #9
k = -1: DO UNTIL EOF(9)
k = k + 1: INPUT #9, H0(k): LOOP: N2 = k + 1
CLOSE #9
' H1 fitresini bellege alınması
OPEN "H1.DAT" FOR INPUT AS #10
k = -1: DO UNTIL EOF(10)
k = k + 1: INPUT #10, H1(k): LOOP: N2 = k + 1
CLOSE #10

' analiz1:
' konvolusyon (filtreleme)
T1 = T0 + (N2 - 1) ' T1;konvolusyon sonrasi dizi uzunlugu

```

```

IF (T1 / 2) = X AND X = NOT X% THEN
T1 = T1 + 1
END IF
FOR n = 0 TO T1
  A = 0: B = 0: Y01(n) = 0: Y11(n) = 0
  FOR k = 0 TO T0
    IF (n - k) > 0 OR (n - k) = 0 AND (n - k) < N2 THEN
      A = A + GIRIS(k) * H0(n - k)
      B = B + GIRIS(k) * H1(n - k)
    END IF
  NEXT k
  Y01(n) = A: Y11(n) = B
NEXT n
' alt ornekleme-subsampling
OPEN "LANL01.DAT" FOR OUTPUT AS #11
OPEN "LANL01Y.DAT" FOR OUTPUT AS #12
FOR n = 0 TO T1 STEP 2
  PRINT #11, Y01(n)
  PRINT #12, Y01(n)
NEXT
CLOSE #11
CLOSE #12
OPEN "LANL11.DAT" FOR OUTPUT AS #12
OPEN "LANL11Y.DAT" FOR OUTPUT AS #13
FOR n = 0 TO T1 STEP 2
  PRINT #12, Y11(n)
  PRINT #13, Y11(n)
NEXT n
CLOSE #12
CLOSE #13
KILL "GIRIS.DAT"

```

```

-----
PRINT
PRINT "# analiz sonuclarinin islenmesi"
PRINT "-----"
PRINT
PRINT " anl11 dizisinin karesinin alınmasi "
' anl11 isaretinin karesinin alınmasi
OPEN "LANL11Y.DAT" FOR INPUT AS #12
n = 0: DO UNTIL EOF(12)
n = n + 1: INPUT #12, Y11(n): LOOP: NMAX1 = n
CLOSE #12
FOR n = 1 TO NMAX1
  ISARET(n) = Y11(n) * Y11(n)
NEXT n
-----
' TEAGER ISLEMI
PRINT " teager islemi"
PRINT " teager sonucu, anl11t.dat dosyasındadır."
' islem ve sonucun yazilmasi
OPEN "LANL11T.DAT" FOR OUTPUT AS #14
FOR n = 2 TO NMAX1 - 1

```

```

KARE(n) = ISARET(n) * ISARET(n)
Y(n) = KARE(n) - ISARET(n + 1) * ISARET(n - 1)
PRINT #14, Y(n)
NEXT n
CLOSE #14
GOSUB ESİK
RETURN

```

ESİK:

```

CLS
' ESİKLEME
PRINT " mutlak deger esiklemesi"
PRINT " esikleme sonucu,lcikis.dat dosyasindadir."
' dizilerin bellege alınması
OPEN "LANL11T.DAT" FOR INPUT AS #15
n = -1: DO UNTIL EOF(15)
n = n + 1: INPUT #15, ISARET(n): LOOP: NMAX1 = n + 1
CLOSE #15
'mutlak deger ortalamalarının bulunması
TOTAL1 = 0
FOR n = 1 TO NMAX1
TOTAL1 = TOTAL1 + ABS(ISARET(n))
NEXT n
' esik degerinin bulunması
ORT = TOTAL1 / NMAX1
INPUT " genel esik katsayisini girin; K="; k
ESİK = k * ORT
' esikleme ve sonuclarin yazılması
OPEN "LCİKIS.DAT" FOR OUTPUT AS #15
FOR n = 1 TO NMAX1
IF ABS(ISARET(n)) < ESİK THEN ISARET(n) = 0
PRINT #15, ISARET(n)
NEXT n
CLOSE #15
' lanl01 dosyasinin sıfırlanması
OPEN "LANL01.DAT" FOR OUTPUT AS #11
FOR n = 1 TO NMAX1
DIZI(n) = 0
PRINT #11, DIZI(n)
NEXT n
CLOSE #11
RETURN

```

SENTEZ:

```
CLS
```

L6:

```

DO
PRINT " # sentez (ters yon dalgacik donusumu)"
PRINT " LANLXX.DAT dosyalarını ANLXX.DAT sekline donustur!!"
INPUT " sonuc dosyasini(.dat) timak icinde girin: "; DOSYA$
PRINT
PRINT " islem devam ediyor!!!!"

```

```

' sentez1
' ilgili dizilerin bellege alınması
' yo1 dizisi
OPEN "ANL01.DAT" FOR INPUT AS #1
k = -1
DO UNTIL EOF(1)
k = k + 1
INPUT #1, Y01(k): LOOP: T1 = k + 1: CLOSE #1
' y11 dizisi
OPEN "ANL11.DAT" FOR INPUT AS #1
k = -1
DO UNTIL EOF(1)
k = k + 1
INPUT #1, Y11(k): LOOP: T1 = k + 1: CLOSE #1
' g0 dizisi
OPEN "G0.DAT" FOR INPUT AS #1
k = -1
DO UNTIL EOF(1)
k = k + 1
INPUT #1, G0(k): LOOP: N2 = k + 1: CLOSE #1
' g1 dizisi
OPEN "G1.DAT" FOR INPUT AS #1
k = -1
DO UNTIL EOF(1)
k = k + 1
INPUT #1, G1(k): LOOP: N2 = k + 1: CLOSE #1
' ust-ornekleme(up sampling)
FOR k = (T1 - 1) TO 0 STEP -1
Y01(2 * k) = Y01(k)
Y11(2 * k) = Y11(k)
NEXT k
FOR k = 1 TO (2 * T1) STEP 2
Y01(k) = 0
Y11(k) = 0
NEXT k
' konvolusyon ve sonucun yazılması
T = (2 * T1) + (N2 - 1)
OPEN DOSYA$ FOR OUTPUT AS #1
FOR n = 0 TO T
CIKIS(n) = 0: A = 0: B = 0
FOR k = 0 TO (2 * T1)
IF (k - n) > 0 OR (k - n) = 0 AND (k - n) < N2 THEN
A = A + Y01(k) * G0(k - n)
B = B + Y11(k) * G1(k - n)
END IF
NEXT k
CIKIS(n) = A + B
PRINT #1, CIKIS(n)
NEXT n
CLOSE #1
INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz E\H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L0

```

```

IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L6
LOOP
RETURN

```

```

-----
REM** GRAFIK

```

```

GRAFIK:

```

```

CLS

```

```

L5:

```

```

DO

```

```

PRINT "GRAFIK CIZIMI"

```

```

' dizinin okunmasi

```

```

INPUT "tirnak icinde(.dat) dizi dosya ismini girin:"; DOSYA$

```

```

OPEN DOSYA$ FOR INPUT AS #20

```

```

n = -1: DO UNTIL EOF(20)

```

```

n = n + 1: INPUT #20, DIZI(n): LOOP: NMAX = n + 1

```

```

CLOSE #20

```

```

CLS

```

```

' max. ve min degerlerin bulunmasi

```

```

MAX = -3.4E+38: MIN = -MAX

```

```

FOR n = 0 TO NMAX - 1

```

```

  IF DIZI(n) > MAX THEN MAX = DIZI(n)

```

```

  IF DIZI(n) < MIN THEN MIN = DIZI(n)

```

```

NEXT n

```

```

' cizim bolgelerinin belirlenmesi

```

```

SCREEN 2

```

```

VIEW (20, 25)-(620, 175)

```

```

WINDOW (0, 0)-(600, 150)

```

```

X = 0

```

```

FOR Y = 0 TO 150 STEP 5

```

```

  PSET (X, Y)

```

```

NEXT Y

```

```

Y = 0

```

```

FOR X = 0 TO 600 STEP 5

```

```

  PSET (X, Y)

```

```

NEXT X

```

```

X = 600

```

```

FOR Y = 0 TO 150 STEP 5

```

```

  PSET (X, Y)

```

```

NEXT Y

```

```

Y = 150

```

```

FOR X = 0 TO 600 STEP 5

```

```

  PSET (X, Y)

```

```

NEXT X

```

```

INPUT " cerceve cizilecek mi ? E/H"; YANIT$

```

```

IF UCASE$(YANIT$) = "H" THEN

```

```

END IF

```

```

IF UCASE$(YANIT$) = "E" THEN

```

```

INPUT "          alt siniri girin,"; X1

```

```

INPUT "          ust siniri girin,"; X2

```

```

X = X1 * (600 / NMAX)

```

```

FOR Y = 0 TO 150 STEP 8

```

```

  PSET (X, Y)

```

```

NEXT Y
X = X2 * (600 / NMAX)
FOR Y = 0 TO 150 STEP 8
  PSET (X, Y)
NEXT Y
END IF
IF MAX > 0 AND MIN >= 0 THEN GOSUB GRAFA
IF MAX <= 0 AND MIN < 0 THEN GOSUB GRAFB
IF MAX > 0 AND MIN < 0 THEN GOSUB GRAFC
END
GRAFA:
' dikey eksen normalizasyonu
B = 150: A = 600
KB = B / MAX
' yatay eksen normalizasyonu ve çizimi
KA = A / (NMAX - 1): LINE (0, 0)-(600, 0)
' çizim
FOR n = 0 TO NMAX - 1
  X = KA * n: Y = KB * DIZI(n): LINE (X, 0)-(X, Y)
NEXT n
LOCATE 3, 3: PRINT "MAX="; MAX: LOCATE 23, 3: PRINT "0"
LOCATE 23, 70: PRINT "NMAX="; NMAX
RETURN
GRAFB:
' dikey eksen normalizasyonu
B = 150: A = 600
KB = B / MIN
' yatay eksen normalizasyonu ve çizim
KA = A / (NMAX - 1): LINE (0, 150)-(600, 150)
' çizim
FOR n = 0 TO NMAX - 1
  X = KA * n: Y = B - KB * DIZI(n): LINE (X, B)-(X, Y)
NEXT n
LOCATE 3, 3: PRINT "0": LOCATE 23, 3: PRINT "MIN="; MIN
LOCATE 23, 70: PRINT "NMAX="; NMAX
RETURN
GRAFC:
' dikey eksen normalizasyonu
B = 150: A = 600
KMAX = MAX - MIN
KB = B / KMAX: B2 = KB * (-MIN)
' yatay eksen normalizasyonu
KA = A / (NMAX - 1)
' çizim
LINE (0, B2)-(A, B2)
FOR n = 0 TO NMAX - 1
  X = KA * n
  Y = B2 + KB * DIZI(n)
  LINE (X, B2)-(X, Y)
NEXT n
LOCATE 3, 3: PRINT "MAX="; MAX: LOCATE 23, 3: PRINT "MIN="; MIN
LOCATE 23, 70: PRINT "NMAX="; NMAX

```



```
INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz E\H"; YANIT$  
IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L0  
IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L5  
LOOP  
RETURN
```



2) ANALİZ.BAS

ANALİZ:

REM**

ANALİZ PROGRAMI

L6:

```

CLS
PRINT " DUZ YON DALGACIK DONUSUMU (WAVELET
TRANSFORMATION)"
PRINT "*****"
PRINT "giris dosyasi uzunlugu max.1000 olmalıdır"
PRINT "analiz filtreleri; H1,H0 dosyalarındadır."
PRINT "sonuclar; ANL11,ANL12,..ANL01,ANL02.. dosyalarındadır"
DO
LOCATE 7, 20: PRINT "    ANALİZ MENUSU"
LOCATE 8, 20: PRINT "0-DIZI GIRISI"
LOCATE 9, 20: PRINT "1-BIRINCI SEVIYEDEN ANALİZ"
LOCATE 10, 20: PRINT "2-İKİNCİ SEVIYEDEN ANALİZ"
LOCATE 11, 20: PRINT "3-UCUNCU SEVIYEDEN ANALİZ"
LOCATE 12, 20: PRINT "4-DORDUNCU SEVIYEDEN ANALİZ"
LOCATE 13, 20: PRINT "5-BESİNCİ SEVIYEDEN ANALİZ"
LOCATE 14, 20: PRINT "6-CİKİS"
LOCATE 15, 20: INPUT "seciminiz: "; SECIM$
        SELECT CASE SECIM$
CASE "0": GOSUB GIRIS
CASE "1": GOSUB ANALİZ1
CASE "2": GOSUB ANALİZ2
CASE "3": GOSUB ANALİZ3
CASE "4": GOSUB ANALİZ4
CASE "5": GOSUB ANALİZ5
CASE "6": EXIT DO
CASE ELSE: BEEP: PRINT "Yanlis secim yaptiniz"
        END SELECT
LOCATE 18, 20
INPUT "Menuden cikmak istiyormusunuz E/H "; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" THEN EXIT DO
IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L6
LOOP
END
DIM GIRIS(1000), H0(1100), H1(1100), Y01(1100), Y11(1100) AS DOUBLE
DIM Y02(800), Y12(800), Y03(800), Y13(800) AS DOUBLE
DIM Y04(400), Y14(400), Y05(200), Y15(200) AS DOUBLE

```

GİRİS:

```

CLS
LOCATE 19, 20: PRINT "KLAVYEDEN DIZI(FILTRE) GIRISI"
INPUT " dosya ismini(.dat) tirnak icinde girin"; DOSYA1$
INPUT " isaretin eleman sayisini girin: "; T: CLS
OPEN DOSYA1$ FOR OUTPUT AS #1
FOR N = 0 TO T - 1
    PRINT N: INPUT GIRIS(N): PRINT #1, GIRIS(N)
NEXT N
CLOSE #1

```

RETURN

ANALIZ1:

```

CLS
LOCATE 6, 20
INPUT "giris dosyasini(.dat) timak icinde girin:"; DOSYA$
LOCATE 15, 20: PRINT "islem devam ediyor !!!!!"
LOCATE 8, 20: PRINT "BIRINCI SEVIYEDEN ANALIZ"
' GIRIS ISARETININ BELLEGE ALINMASI
OPEN DOSYA$ FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, GIRIS(K): LOOP: T0 = K + 1: CLOSE #1

' H0 FILTRESININ BELLEGE ALINMASI
OPEN "H0.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, H0(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1

' H1 FILTRESININ BELLEGE ALINMASI
OPEN "H1.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, H1(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1

' KONVOLUSYON (convolution)

T1 = T0 + (N2 - 1)      'T1: konvolusyon sonrasi dizî uzunlugu
IF (T1 / 2) = X AND X = NOT X% THEN
    T1 = T1 + 1
END IF
FOR N = 0 TO T1
    A = 0: B = 0: Y01(N) = 0: Y11(N) = 0
    FOR K = 0 TO T0
        IF (N - K) > 0 OR (N - K) = 0 AND (N - K) < N2 THEN
            A = A + GIRIS(K) * H0(N - K)
            B = B + GIRIS(K) * H1(N - K)
        END IF
    NEXT K
    Y01(N) = A: Y11(N) = B
NEXT N
' ALT-ORNEKLEME (subsampling)
OPEN "ANL01.DAT" FOR OUTPUT AS #1
OPEN "ANL11.DAT" FOR OUTPUT AS #2
FOR N = 0 TO T1 STEP 2
    PRINT #1, Y01(N)
    PRINT #2, Y11(N)
NEXT N

```

```

CLOSE #1
CLOSE #2
RETURN

```

```

-----
ANALIZ2:

```

```

' analiz1 alt programinin cagrilmasi
  GOSUB ANALIZ1

```

```

-----
' birinci seviye sonuclarinin bellege alınmasi
LOCATE 9, 20: PRINT "IKINCI SEVIYEDEN ANALIZ"
OPEN "ANL01.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, Y01(K): LOOP: T1 = (K + 1) * 2: CLOSE #1

```

```

' H0 filtresinin bellege alınmasi

```

```

OPEN "H0.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, H0(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1

```

```

' H1 filtresinin bellege alınmasi

```

```

OPEN "H1.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, H1(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1

```

```

' KONVOLUSYON

```

```

T2 = (T1 / 2) + (N2 - 1) 'T2:konvolusyon sonrası dizi uzunlugu
IF (T2 / 2) = X AND X = NOT X% THEN
  T2 = T2 + 1
END IF
FOR N = 0 TO T2
  A = 0: B = 0: Y02(N) = 0: Y12(N) = 0
  FOR K = 0 TO (T1 / 2)
    IF (N - K) > 0 OR (N - K) = 0 AND (N - K) < N2 THEN
      A = A + Y01(K) * H0(N - K)
      B = B + Y01(K) * H1(N - K)
    END IF
  NEXT K
  Y02(N) = A: Y12(N) = B
NEXT N
' alt ornekleme

```

```

OPEN "ANL02.DAT" FOR OUTPUT AS #1
OPEN "ANL12.DAT" FOR OUTPUT AS #2
FOR N = 0 TO T2 STEP 2
    PRINT #1, Y02(N)
    PRINT #2, Y12(N)
NEXT N
CLOSE #1
CLOSE #2
RETURN

```

ANALIZ3:

```

' analiz2 alt programinin cagrilmasi
GOSUB ANALIZ2

```

```

LOCATE 10, 20: PRINT "UCUNCU SEVIYEDEN ANALIZ"
'ikinci seviye sonuclarinin bellege alınmasi

```

```

OPEN "ANL02.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, Y02(K): LOOP: T2 = (K + 1) * 2: CLOSE #1

```

```

' H0 filtresinin bellege alınmasi
OPEN "H0.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, H0(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1

```

```

' H1 filtresinin bellege alınmasi
OPEN "H1.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, H1(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1

```

```

' KONVOLUSYON

```

```

T3 = (T2 / 2) + (N2 - 1) ' T3:konvolusyon sonrasi dizi uzunlugu
IF (T3 / 2) = X AND NOT X% THEN
    T3 = T3 + 1
END IF
FOR N = 0 TO T3
    A = 0: B = 0: Y03(N) = 0: Y13(N) = 0
    FOR K = 0 TO (T2 / 2)
        IF (N - K) > 0 OR (N - K) = 0 AND (N - K) < N2 THEN
            A = A + Y02(K) * H0(N - K)
            B = B + Y02(K) * H1(N - K)
        END IF
    NEXT K

```

```

    Y03(N) = A: Y13(N) = B
NEXT N
' alt ornekleme
OPEN "ANL03.DAT" FOR OUTPUT AS #1
OPEN "ANL13.DAT" FOR OUTPUT AS #2
FOR N = 0 TO T3 STEP 2
    PRINT #1, Y03(N)
    PRINT #2, Y13(N)
NEXT N
CLOSE #1
CLOSE #2
RETURN

```

ANALIZ4:

```

' analiz3 alt programinin cagrilmasi
  GOSUB ANALIZ3

```

```

LOCATE 11, 20: PRINT "DORDUNCU SEVIYEDEN ANALIZ"
' ucuncu seviye sonuclarinin bellege alinmasi

OPEN "ANL03.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, Y03(K): LOOP: T3 = (K + 1) * 2: CLOSE #1
' H0 filtresinin bellege alinmasi
OPEN "H0.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, H0(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1
' H1 filtresinin bellege alinmasi
OPEN "H1.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, H1(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1

' KONVOLUSYON

T4 = (T3 / 2) + (N2 - 1) 'T4:konvolusyon sonrasi dizi uzunlugu
IF (T4 / 2) = X AND X = NOT X% THEN
    T4 = T4 + 1
END IF
FOR N = 0 TO T4
    A = 0: B = 0: Y04(N) = 0: Y14(N) = 0
    FOR K = 0 TO (T3 / 2)
        IF (N - K) > 0 OR (N - K) = 0 AND (N - K) < N2 THEN
            A = A + Y03(K) * H0(N - K)
            B = B + Y03(K) * H1(N - K)
        END IF
    
```

```

NEXT K
Y04(N) = A: Y14(N) = B
NEXT N
' alt ornekleme

OPEN "ANL04.DAT" FOR OUTPUT AS #1
OPEN "ANL14.DAT" FOR OUTPUT AS #2
FOR N = 0 TO T4 STEP 2
PRINT #1, Y04(N)
PRINT #2, Y14(N)
NEXT N
CLOSE #1
CLOSE #2
RETURN
'-----

```

ANALIZ5:

```

' analiz4 alt programinin cagrilmasi
GOSUB ANALIZ4
'-----
LOCATE 12, 20: PRINT "BESINCI SEVIYEDEN ANALIZ"
' dorduncu seviye sonuclarinin bellege alinmasi
OPEN "ANL04.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, Y04(K): LOOP: T4 = (K + 1) * 2: CLOSE #1

' H0 filtresini bellege alinmasi
OPEN "H0.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, H0(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1

' H1 fitresinin bellege alinmasi
OPEN "H1.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, H1(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1

' KONVOLUSYON

T5 = (T4 / 2) + (N2 - 1) 'T5:konvolusyon sonrasi dizi uzunlugu
IF (T5 / 2) = X AND X = NOT X% THEN
T5 = T5 + 1
END IF
FOR N = 0 TO T5
A = 0: B = 0: Y05(N) = 0: Y15(N) = 0
FOR K = 0 TO (T4 / 2)

```

```
IF (N - K) > 0 OR (N - K) = 0 AND (N - K) < N2 THEN
A = A + Y04(K) * H0(N - K)
B = B + Y04(K) * H1(N - K)
END IF
NEXT K
Y05(N) = A: Y15(N) = B
NEXT N
' alt ornekleme

OPEN "ANL05.DAT" FOR OUTPUT AS #1
OPEN "ANL15.DAT" FOR OUTPUT AS #2
FOR N = 0 TO T5 STEP 2
  PRINT #1, Y05(N)
  PRINT #2, Y15(N)
NEXT N
CLOSE #1
CLOSE #2
RETURN
```



3) SENTEZ.BAS

SENTEZ:

REM * SENTEZ PROGRAMI (5 SEVİYELİ TERS DÖNÜŞÜM)

L7:

CLS

PRINT " TERS YON DALGACIK DONUSUMU (INV. WAVELET
TRANSFORMATION) "

PRINT " *****"

PRINT " giris olarak;ANL11,ANL12...,ANL01,ANL02...kullanilir"

PRINT " sentez filtreleri; G0,G1 dosyalarindadir."

DO

LOCATE 5, 20: PRINT " SENTEZ MENUSU"

LOCATE 6, 20: PRINT "0-DIZI GIRISI"

LOCATE 7, 20: PRINT "1-BIRINCI SEVIYEDEN SENTEZ"

LOCATE 8, 20: PRINT "2-İKİNCİ SEVIYEDEN SENTEZ"

LOCATE 9, 20: PRINT "3-UCUNCU SEVIYEDEN SENTEZ"

LOCATE 10, 20: PRINT "4-DÖRDÜNCÜ SEVIYEDEN SENTEZ"

LOCATE 11, 20: PRINT "5-BESİNCİ SEVIYEDEN SENTEZ"

LOCATE 12, 20: PRINT "6-ÇIKIŞ"

LOCATE 13, 20: INPUT "seciminiz: "; SECIM\$

LOCATE 21, 20: PRINT "islem devam ediyor !!!!!!"

SELECT CASE SECIM\$

CASE "0": GOSUB GIRIS

CASE "1": GOSUB SENTEZ1

CASE "2": GOSUB SENTEZ2

CASE "3": GOSUB SENTEZ3

CASE "4": GOSUB SENTEZ4

CASE "5": GOSUB SENTEZ5

CASE "6": EXIT DO

CASE ELSE: BEEP: PRINT "Yanlis secim yaptiniz"

END SELECT

LOCATE 22, 20

INPUT "menuden cikmak istiyormusunuz E/H "; YANIT\$

IF UCASE\$(YANIT\$) = "E" THEN EXIT DO

IF UCASE\$(YANIT\$) = "H" GOTO L7

LOOP

END

DIM ÇIKIŞ(1200), Y01(1200), Y11(1200), Y02(900), Y12(900) AS DOUBLE

DIM Y03(600), Y13(600), Y14(400), Y04(400), Y15(200), Y05(200) AS

DOUBLE

DIM G0(1200), G1(1200), GIRIS(100) AS DOUBLE

GIRIS:

CLS

LOCATE 15, 30: PRINT "KLAVYEDEN DIZI(FILTRE)GIRISI"

INPUT "dosya ismini(.dat) timak içinde girin"; DOSYA1\$

INPUT "isaretin eleman sayisini girin: "; T: CLS

OPEN DOSYA1\$ FOR OUTPUT AS #1

FOR N = 0 TO T - 1

```

PRINT N: INPUT GIRIS(N): PRINT #1, GIRIS(N)
NEXT N
CLOSE #1
RETURN

```

```

-----
SENTEZ1: REM**BIRINCI SEVIYEDEN SENTEZ
LOCATE 20, 20
INPUT "cikis dosyasini(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA$
LOCATE 19, 20: PRINT "BIRINCI SEVIYEDEN SENTEZ"
  'Y01 dizisinin bellege alınmasi
OPEN "ANL01.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, Y01(K): LOOP: T1 = K + 1: CLOSE #1
  'Y11 dizisinin bellege alınmasi
OPEN "ANL11.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, Y11(K): LOOP: T1 = K + 1: CLOSE #1
  'G0 filtresinin bellege alınmasi
OPEN "G0.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, G0(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1
  'G1 filtresinin bellege alınmasi
OPEN "G1.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, G1(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1
  'Ust -ornekleme (up-sampling)
FOR K = (T1 - 1) TO 0 STEP -1
  Y01(2 * K) = Y01(K)
  Y11(2 * K) = Y11(K)
NEXT K
FOR K = 1 TO (2 * T1) STEP 2
  Y01(K) = 0
  Y11(K) = 0
NEXT K
  'konvolusyon
T = (2 * T1) + (N2 - 1)

OPEN DOSYA$ FOR OUTPUT AS #1
FOR N = 0 TO T
CIKIS(N) = 0: A = 0: B = 0
  FOR K = 0 TO (2 * T1)
    IF (K - N) > 0 OR (K - N) = 0 AND (K - N) < N2 THEN
      A = A + Y01(K) * G0(K - N)
      B = B + Y11(K) * G1(K - N)

```

```

    END IF
    NEXT K
    CIKIS(N) = A + B
    PRINT #1, CIKIS(N)
    NEXT N
    CLOSE #1
    RETURN

```

```

REM** IKINCI SEVIYEDEN SENTEZ
SENTEZ2:
LOCATE 18, 20: PRINT "IKINCI SEVIYEDEN SENTEZ"
    ' Y02 dizisinin bellege alınmasi
    OPEN "ANL02.DAT" FOR INPUT AS #1
    K = -1
    DO UNTIL EOF(1)
    K = K + 1
    INPUT #1, Y02(K): LOOP: T2 = K + 1: CLOSE #1
    ' Y12 dizisinin bellege alınmasi
    OPEN "ANL12.DAT" FOR INPUT AS #1
    K = -1
    DO UNTIL EOF(1)
    K = K + 1
    INPUT #1, Y12(K): LOOP: T2 = K + 1: CLOSE #1
    ' G0 filtresinin bellege alınmasi
    OPEN "G0.DAT" FOR INPUT AS #1
    K = -1
    DO UNTIL EOF(1)
    K = K + 1
    INPUT #1, G0(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1
    ' G1 filtresinin bellege alınmasi
    OPEN "G1.DAT" FOR INPUT AS #1
    K = -1
    DO UNTIL EOF(1)
    K = K + 1
    INPUT #1, G1(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1
    ' Ust-ornekleme
    FOR K = (T2 - 1) TO 0 STEP -1
        Y02(2 * K) = Y02(K)
        Y12(2 * K) = Y12(K)
    NEXT K
    FOR K = 1 TO (2 * T2) STEP 2
        Y02(K) = 0
        Y12(K) = 0
    NEXT K
    ' Konvolusyon
    T = (2 * T2) + (N2 - 1)
    OPEN "ANL01.DAT" FOR OUTPUT AS #1
    FOR N = 0 TO T
    Y01(N) = 0: A = 0: B = 0
        FOR K = 0 TO (2 * T2)
            IF (K - N) > 0 OR (K - N) = 0 AND (K - N) < N2 THEN
                A = A + Y02(K) * G0(K - N)
            END IF
        NEXT K
    NEXT N

```

```

        B = B + Y12(K) * G1(K - N)
    END IF
    NEXT K
Y01(N) = A + B
PRINT #1, Y01(N)
NEXT N
CLOSE #1
' sentez1 alt programinin cagrilmasi
  GOSUB SENTEZ1
  -----
RETURN

```

```

REM** UCUNCU SEVIYEDEN SENTEZ
SENTEZ3:
LOCATE 17, 20: PRINT "UCUNCU SEVIYEDEN SENTEZ"
  'Y03 dizisinin bellege alınmasi
  OPEN "ANL03.DAT" FOR INPUT AS #1
  K = -1
  DO UNTIL EOF(1)
  K = K + 1
  INPUT #1, Y03(K): LOOP: T3 = K + 1: CLOSE #1
  'Y13 dizisinin bellege alınmasi
  OPEN "ANL13.DAT" FOR INPUT AS #1
  K = -1
  DO UNTIL EOF(1)
  K = K + 1
  INPUT #1, Y13(K): LOOP: T3 = K + 1: CLOSE #1
  ' G0 filtresinin bellege alınmasi
  OPEN "G0.DAT" FOR INPUT AS #1
  K = -1
  DO UNTIL EOF(1)
  K = K + 1
  INPUT #1, G0(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1
  ' G1 filtresinin bellege alınmasi
  OPEN "G1.DAT" FOR INPUT AS #1
  K = -1
  DO UNTIL EOF(1)
  K = K + 1
  INPUT #1, G1(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1
  ' Ust ornkleme
  FOR K = (T3 - 1) TO 0 STEP -1
    Y03(2 * K) = Y03(K)
    Y13(2 * K) = Y13(K)
  NEXT K
  FOR K = 1 TO (2 * T3) STEP 2
    Y03(K) = 0
    Y13(K) = 0
  NEXT K
  ' Konvolusyon
  T = (2 * T3) + (N2 - 1)
  OPEN "ANL02.DAT" FOR OUTPUT AS #1
  FOR N = 0 TO T

```

```

Y02(N) = 0: A = 0: B = 0
  FOR K = 0 TO (2 * T3)
    IF (K - N) > 0 OR (K - N) = 0 AND (K - N) < N2 THEN
      A = A + Y03(K) * G0(K - N)
      B = B + Y13(K) * G1(K - N)
    END IF
  NEXT K
Y02(N) = A + B
PRINT #1, Y02(N)
NEXT N
CLOSE #1
' sentez2 alt programinin cagrilmasi
  GOSUB SENTEZ2
'-----
RETURN
REM** DORDUNCU SEVIYEDEN SENTEZ
SENTEZ4:
LOCATE 16, 20: PRINT "DORDUNCU SEVIYEDEN SENTEZ"
' Y04 dizisinin bellege alinmasi
OPEN "ANL04.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
  K = K + 1
INPUT #1, Y04(K): LOOP: T4 = K + 1: CLOSE #1
' Y14 dizisinin bellege alinmasi
OPEN "ANL14.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
  K = K + 1
INPUT #1, Y14(K): LOOP: T4 = K + 1: CLOSE #1
' G0 filtresinin bellege alinmasi
OPEN "G0.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
  K = K + 1
INPUT #1, G0(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1
' G1 filtresinin bellege alinmasi
OPEN "G1.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
  K = K + 1
INPUT #1, G1(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1
' ust ornkleme
FOR K = (T4 - 1) TO 0 STEP -1
  Y04(2 * K) = Y04(K)
  Y14(2 * K) = Y14(K)
NEXT K
FOR K = 1 TO (2 * T4) STEP 2
  Y04(K) = 0
  Y14(K) = 0
NEXT K
' Konvolusyon

```

```

T = (2 * T4) + (N2 - 1)
OPEN "ANL03.DAT" FOR OUTPUT AS #1
FOR N = 0 TO T
Y03(N) = 0: A = 0: B = 0
  FOR K = 0 TO (2 * T4)
    IF (K - N) > 0 OR (K - N) = 0 AND (K - N) < N2 THEN
      A = A + Y04(K) * G0(K - N)
      B = B + Y14(K) * G1(K - N)
    END IF
  NEXT K
Y03(N) = A + B
PRINT #1, Y03(N)
NEXT N
CLOSE #1
  sentez3 alt programinin cagrilmasi
  GOSUB SENTEZ3

```

```

RETURN
REM** BESINCI SEVIYEDEN SENTEZ

```

```

SENTEZ5:

```

```

LOCATE 15, 20: PRINT "BESINCI SEVIYEDEN SENTEZ"
  'Y05 dizisinin bellege alinmasi
OPEN "ANL05.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, Y05(K): LOOP: T5 = K + 1: CLOSE #1
  ' Y15 dizisinin bellege alinmasi
OPEN "ANL15.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, Y15(K): LOOP: T5 = K + 1: CLOSE #1
  ' G0 filtresinin bellege alinmasi
OPEN "G0.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, G0(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1
  ' G1 filtresinin bellege alinmasi
OPEN "G1.DAT" FOR INPUT AS #1
K = -1
DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1
INPUT #1, G1(K): LOOP: N2 = K + 1: CLOSE #1
  ' Ust ornekleme
FOR K = (T5 - 1) TO 0 STEP -1
  Y05(2 * K) = Y05(K)
  Y15(2 * K) = Y15(K)
NEXT K
FOR K = 1 TO (2 * T5) STEP 2
  Y05(K) = 0

```

```
Y15(K) = 0
NEXT K
' Konvolusyon
T = (2 * T5) + (N2 - 1)
OPEN "ANL04.DAT" FOR OUTPUT AS #1
FOR N = 0 TO T
Y04(N) = 0: A = 0: B = 0
  FOR K = 0 TO (2 * T5)
  IF (K - N) >= 0 OR (K - N) = 0 AND (K - N) < N2 THEN
    A = A + Y05(K) * G0(K - N)
    B = B + Y15(K) * G1(K - N)
  END IF
  NEXT K
Y04(N) = A + B
PRINT #1, Y04(N)
NEXT N
CLOSE #1
' sentez4 alt programinin cagrilmasi
  GOSUB SENTEZ4
  -----
RETURN
```



4 - VERİ.BAS

```

    REM** VERI ISLEM PROGRAMI"
L1:
10
    DO
    CLS
    LOCATE 1, 20: PRINT " VERI ISLEM ANA MENUSU"
    LOCATE 2, 20: PRINT "*****"
    LOCATE 3, 20: PRINT "1-DIZI GIRISI "
    LOCATE 4, 20: PRINT "2-DOSYA ISLETIMI "
    LOCATE 5, 20: PRINT "3-EKRAN "
    LOCATE 6, 20: PRINT "4-YAZICI"
    LOCATE 7, 20: PRINT "5-GRAFIK "
    LOCATE 8, 20: PRINT "6-VERI "
    LOCATE 9, 20: PRINT "7-CIKIS"
    LOCATE 12, 20: INPUT "SECIMINIZ: "; SECIM$
    SELECT CASE SECIM$
    CASE "1": GOSUB GIRIS
    CASE "2": GOSUB DOSYA
    CASE "3": GOSUB EKLAN
    CASE "4": GOSUB YAZICI
    CASE "5": GOSUB GRAFIK
    CASE "6": GOSUB VERI
    CASE "7": EXIT DO
    CASE ELSE: BEEP: PRINT "YALNIS SECIM YAPTINIZ"
    END SELECT
    INPUT "menüden çıkmak istiyormusunuz E\H"; YANIT$
    IF UCASE$(YANIT$) = "E" THEN EXIT DO
    IF UCASE$(YANIT$) = "H" THEN GOTO L1
    LOOP
    DIM DIZI(2000) AS DOUBLE
    END

    ' *****
    '     TEMEL ALT PROGRAMLAR
    ' *****

GIRIS:
L2:
    CLS
    DO
    PRINT "GENEL BIR DIZININ GIRILMESI VE DOSYA KAYDI"
    INPUT "Dosya ismini (.dat) tirnak icinde girin: "; DOSYA$
    INPUT "isaretin eleman sayisini girin: "; T: CLS
    OPEN DOSYA$ FOR OUTPUT AS #1
    FOR N = 0 TO T - 1
    PRINT N: INPUT DIZI(N): PRINT #1, DIZI(N)
    NEXT N
    PRINT "NMAX: "; T
    CLOSE #1

```



```

INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz E/H:"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" THEN GOTO L1
IF UCASE$(YANIT$) = "H" THEN GOTO L2
LOOP: RETURN

```

```

' *****

```

```

REM** DOSYA ISLEME

```

```

DOSYA:

```

```

CLS

```

```

L3:

```

```

DO

```

```

LOCATE 2, 20: PRINT " DOSYA ISLETIM MENU"

```

```

LOCATE 3, 20: PRINT "1- YENI ISIM VERMEK"

```

```

LOCATE 4, 20: PRINT "2- DOSYA SILMEK"

```

```

LOCATE 5, 20: PRINT "3- DOSYALARI GORMEK"

```

```

LOCATE 6, 20: PRINT "4- CIKIS MENU"

```

```

LOCATE 10, 20: INPUT "SECIMINIZ:"; SECIM$

```

```

SELECT CASE SECIM$

```

```

CASE "1"

```

```

LOCATE 12, 20: INPUT "Dosyanin eski adi(.dat) :"; EDOSYA$

```

```

LOCATE 14, 20: INPUT "Dosyanin yeni adi(.dat) :"; YDOSYA$

```

```

NAME EDOSYA$ AS YDOSYA$

```

```

CASE "2"

```

```

LOCATE 16, 20: INPUT "Silinecek dosya adi(.dat) :"; DOSAD1$

```

```

KILL DOSAD1$

```

```

CASE "3"

```

```

FILES "C:*.DAT"

```

```

CASE "4"

```

```

GOTO L1

```

```

CASE ELSE: BEEP: PRINT "Yanli f secim yaptiniz"

```

```

END SELECT

```

```

INPUT "Menuden cikmak istiyormusunuz E/H"; YANIT$

```

```

IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L1

```

```

IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L3

```

```

LOOP: RETURN

```

```

' *****

```

```

EKRAN:

```

```

REM**DOSYA ICERIGINI EKRANA AKTARMAK

```

```

L4:

```

```

CLS

```

```

DO

```

```

LOCATE 1, 20: PRINT "EKRAN MENU"

```

```

INPUT "Dosya ismini(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA$

```

```

OPEN DOSYA$ FOR INPUT AS #1

```

```

N = -1

```

```

DO UNTIL EOF(1)

```

```

N = N + 1

```

```

INPUT #1, DIZI(N): PRINT N, DIZI(N)

```

```

LOOP: NMAX = N + 1: PRINT "NMAX="; NMAX

```

```

CLOSE #1

```

```

LOCATE 3, 40: INPUT "Menuden cikmak istiyormusunuz E/H"; YANIT$

```

```

IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L1

```

```

IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L4

```

```

LOOP
RETURN
! *****

```

YAZICI:

REM**DOSYA ICERIGININ YAZICIYA AKTARILMASI

L5:

```

CLS
DO
INPUT "Dosya ismini (.dat)timak icinde girin: "; DOSYA$
OPEN DOSYA$ FOR INPUT AS #1
N = -1
DO UNTIL EOF(1)
N = N + 1: INPUT #1, DIZI(N)
LPRINT N, DIZI(N)
LOOP: NMAX = N + 1: LPRINT "NMAX="; NMAX
CLOSE #1
INPUT "Donguden cikmak istiyormusunuz E/H "; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L1
IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L5
LOOP: RETURN
! *****

```

REM**GRAFİK ÇİZME

GRAFİK:

```

CLS : LOCATE 2, 20: PRINT "GRAFİK ÇİZMEK"
' dizinin bellege alınması
INPUT "timak icinde dizi dosyasinin ismini girin: "; DIZIDOS$
OPEN DIZIDOS$ FOR INPUT AS #1
N = -1: DO UNTIL EOF(1)
N = N + 1: INPUT #1, DIZI(N): LOOP: NMAX = N + 1: CLOSE #1
INPUT " ozel bir dizi uzunlugu girmek istiyor musunuz E/H "; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" THEN
INPUT "dizi uzunlugunu girin, NMAX="; NMAX
END IF
IF UCASE$(YANIT$) = "H" THEN NMAX = N + 1
' max. ve min. terimlerinin bulunması
MIN = 3.4E+38: MAX = -MIN
FOR N = 0 TO NMAX - 1
IF DIZI(N) > MAX THEN MAX = DIZI(N)
IF DIZI(N) < MIN THEN MIN = DIZI(N)
NEXT N: PRINT "MAX="; MAX: PRINT "MIN="; MIN

```

' çizim bölgesinin belirlenmesi

```

SCREEN 2
VIEW (20, 25)-(620, 175)
WINDOW (0, 0)-(600, 150)
X = 0
FOR Y = 0 TO 150 STEP 5
PSET (X, Y): NEXT Y

```

```

Y = 0
FOR X = 0 TO 600 STEP 5
PSET (X, Y): NEXT X
X = 600
FOR Y = 0 TO 150 STEP 5
PSET (X, Y): NEXT Y
Y = 150
FOR X = 0 TO 600 STEP 5
PSET (X, Y): NEXT X

```

```

IF MAX > 0 AND MIN >= 0 THEN GOSUB GRAFA
IF MAX <= 0 AND MIN < 0 THEN GOSUB GRAFB
IF MAX > 0 AND MIN < 0 THEN GOSUB GRAFC
RETURN

```

GRAFA:

```

' dikey eksen normalizasyonu
B = 150: A = 600
KB = B / MAX
' yatay eksen normalizasyonu ve cizimi
KA = A / (NMAX - 1): LINE (0, 0)-(600, 0)
' cizim
FOR N = 0 TO (NMAX - 1)
X = KA * N: Y = KB * DIZI(N): LINE (X, 0)-(X, Y): NEXT N
LOCATE 3, 3: PRINT "MAX="; MAX: LOCATE 23, 3: PRINT "0"
LOCATE 23, 70: PRINT "NMAX="; NMAX
RETURN

```

GRAFB:

```

' dikey eksen normalizasyonu
B = 150: A = 600
KB = B / MIN
' yatay eksen normalizasyonu ve cizimi
KA = A / (NMAX - 1): LINE (0, 150)-(600, 150)
' cizim
FOR N = 0 TO (NMAX - 1)
X = KA * N: Y = B - KB * DIZI(N): LINE (X, B)-(X, Y): NEXT N
LOCATE 3, 3: PRINT "0": LOCATE 23, 3: PRINT "MIN="; MIN
LOCATE 23, 70: PRINT "NMAX="; NMAX
RETURN

```

GRAFC:

```

' dikey eksen normalizasyonu
B = 150: A = 600
KMAX = MAX - MIN
KB = B / KMAX: B2 = KB * (-MIN)
' yatay eksen normalizasyonu
KA = A / (NMAX - 1)
' cizim
LINE (0, B2)-(A, B2)
FOR N = 0 TO (NMAX - 1)
X = KA * N
Y = B2 + KB * DIZI(N)
LINE (X, B2)-(X, Y)
NEXT N

```

```
LOCATE 3, 3: PRINT "MAX="; MAX: LOCATE 23, 3: PRINT "MIN="; MIN
LOCATE 23, 70: PRINT "NMAX="; NMAX
RETURN
```

```
*****
```

```
REM** VERI MENUSU
```

```
VERI:
```

```
CLS
```

```
L8:
```

```
DO: CLS
```

```
LOCATE 3, 30: PRINT " VERI MENUSU "
```

```
LOCATE 4, 30: PRINT "*****"
```

```
LOCATE 5, 30: PRINT "1-RASTGELE DIZI URETMEK"
```

```
LOCATE 6, 30: PRINT "2-IKI DIZININ TOPLANMASI"
```

```
LOCATE 7, 30: PRINT "3-IKI DIZININ EKLENMESI"
```

```
LOCATE 8, 30: PRINT "4-DIZININ SABITLE CARPIMI"
```

```
LOCATE 9, 30: PRINT "5-DIZININ KARESİ "
```

```
LOCATE 10, 30: PRINT "6-DIZININ MAX.DEGER NORMALIZASYONU"
```

```
LOCATE 11, 30: PRINT "7-DIZININ GENEL TOPLAMI"
```

```
LOCATE 12, 30: PRINT "8-HERHANGI BIR ESİK İLE KARSILASTIRMA"
```

```
LOCATE 13, 30: PRINT "9-MUTLAK DEGER CINSINDEN KARSILASTIRMA"
```

```
LOCATE 14, 30: PRINT "10-ALT-ORNEKLEME"
```

```
LOCATE 15, 30: PRINT "11-UST-ORNEKLEME"
```

```
LOCATE 16, 30: PRINT "12-INTERPOLASYON"
```

```
LOCATE 17, 30: PRINT "13-TUREV"
```

```
LOCATE 18, 30: PRINT "14-DC DEGER ATMAK"
```

```
LOCATE 19, 30: PRINT "15-MUTLAK DEGER ALMAK "
```

```
LOCATE 20, 30: PRINT "16-CIKIS"
```

```
LOCATE 22, 30: INPUT "seciminiz:"; SECIM$□
```

```
SELECT CASE SECIM$
```

```
CASE "1": GOSUB RASTGEL
```

```
CASE "2": GOSUB TOPLAM
```

```
CASE "3": GOSUB EKLE
```

```
CASE "4": GOSUB CARP
```

```
CASE "5": GOSUB KARE
```

```
CASE "6": GOSUB NORM
```

```
CASE "7": GOSUB TOTAL
```

```
CASE "8": GOSUB KARSIL1
```

```
CASE "9": GOSUB KARSIL2
```

```
CASE "10": GOSUB ALT
```

```
CASE "11": GOSUB UST
```

```
CASE "12": GOSUB INTERPOL
```

```
CASE "13": GOSUB TUREV
```

```
CASE "14": GOSUB DC
```

```
CASE "15": GOSUB MUTLAK□
```

```
CASE "16": GOTO L1
```

```
CASE ELSE: BEEP: PRINT " yanlis secim yaptiniz"
```

```
END SELECT
```

```
LOCATE 5, 30: INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz E/H ", YANIT$
```

```
IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L1
```

```
IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L8
```

```
LOOP: RETURN
```

RASTGEL:

CLS

L81:

DO: CLS

LOCATE 5, 30: PRINT "RASTGELE DIZI URETMEK"

INPUT "diziye ait dosya(.dat) tımak içinde girin:"; DOSYA\$

INPUT "eleman sayısını girin:"; T: CLS

OPEN DOSYA\$ FOR OUTPUT AS #1

RANDOMIZE

FOR N = 0 TO T - 1

DIZI(N) = RND: PRINT #1, DIZI(N)

NEXT N

PRINT "NMAX:"; T

CLOSE #1

LOCATE 10, 40: INPUT "menuden çıkmak istiyormusunuz E/H"; YANIT\$

IF UCASE\$(YANIT\$) = "E" GOTO L8

IF UCASE\$(YANIT\$) = "H" GOTO L81

LOOP: RETURN

TOPLAM:

CLS

L82:

DO: CLS : DIM DIZI1(1000), DIZI2(1000), TOPLAM(1000) AS DOUBLE

LOCATE 5, 30: PRINT "İKİ DİZİNİN TOPLANMASI"

' DIZI1 in bellege alınması

INPUT "birinci dizi dosyasını(.dat) tımak içinde girin:"; DOSYA1\$

OPEN DOSYA1\$ FOR INPUT AS #1

N = -1: DO UNTIL EOF(1)

N = N + 1: INPUT #1, DIZI1(N): LOOP: NMAX = N + 1

CLOSE #1

' DIZI2 nin bellege alınması

INPUT "ikinci dizi dosyasını(.dat) tımak içinde girin:"; DOSYA2\$

OPEN DOSYA2\$ FOR INPUT AS #1

N = -1: DO UNTIL EOF(1)

N = N + 1: INPUT #1, DIZI2(N): LOOP: NMAX = N + 1

CLOSE #1

' İşlem ve sonuçların kaydedilmesi

INPUT "sonuc dosyasını(.dat) tımak içinde girin:"; SONUC\$: CLS

OPEN SONUC\$ FOR OUTPUT AS #1

FOR N = 0 TO NMAX - 1

TOPLAM(N) = DIZI1(N) + DIZI2(N)

PRINT #1, TOPLAM(N)

NEXT N

CLOSE #1

LOCATE 10, 40: INPUT "menuden çıkmak istiyormusunuz E/H"; YANIT\$

IF UCASE\$(YANIT\$) = "E" GOTO L8

IF UCASE\$(YANIT\$) = "H" GOTO L82

LOOP: RETURN

EKLE:

CLS

L83:

```

DO: CLS : LOCATE 5, 30: PRINT "İKİ DİZİNİN EKLENMESİ"
    ' DIZI1 in bellege alınması
INPUT "Birinci dizi dosyasını(.dat) tırmak içinde girin: "; DOSYA1$
OPEN DOSYA1$ FOR INPUT AS #1
N = -1: DO UNTIL EOF(1)
N = N + 1: INPUT #1, DIZI1(N): LOOP: NMAX1 = N + 1
CLOSE #1
    ' DIZI2 nin bellege alınması
INPUT "ikinci dizi dosyasını(.dat) tırmak içinde girin: "; DOSYA2$
OPEN DOSYA2$ FOR INPUT AS #1
N = -1: DO UNTIL EOF(1)
N = N + 1: INPUT #1, DIZI2(N): LOOP: NMAX2 = N + 1
CLOSE #1
    'Dizilerin eklenmesi ve kaydı
INPUT "Sonuc dosyasını(.dat) tırmak içinde girin: "; SONUC$: CLS
OPEN SONUC$ FOR APPEND AS #1
    FOR N = 0 TO NMAX1 - 1
        PRINT #1, DIZI1(N): NEXT N
CLOSE #1
OPEN SONUC$ FOR APPEND AS #1
    FOR N = 0 TO NMAX2 - 1
        PRINT #1, DIZI2(N): NEXT N
CLOSE #1
LOCATE 10, 40: INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz E/H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L8
IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L83
LOOP: RETURN

```

CARP:

CLS

L84:

```

DO
CLS : DIM CARPIM(1000) AS DOUBLE
LOCATE 5, 30: PRINT "DİZİNİN BİR SABİTLE CARPILMASI"
    ' DIZI nin bellege alınması
INPUT "dizi dosyasını(.dat) tırmak içinde girin: "; DOSYA$
OPEN DOSYA$ FOR INPUT AS #1
N = -1: DO UNTIL EOF(1)
N = N + 1: INPUT #1, DIZI(N): LOOP: NMAX = N + 1
CLOSE #1
    ' İstem ve sonuçların kaydedilmesi
INPUT "sonuc dosyasını(.dat) tırmak içinde girin: "; SONUC$
INPUT "özel bir dizi uzunluğu girmek istiyor musunuz E/H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" THEN
INPUT "dizi uzunlugunu girin,NMAX="; NMAX
END IF
IF UCASE$(YANIT$) = "H" THEN NMAX = N + 1
INPUT "carpim katsayisini girin: "; K: CLS
OPEN SONUC$ FOR OUTPUT AS #2
    FOR N = 0 TO NMAX - 1
        CARPIM(N) = DIZI(N) * K
    
```

```

        PRINT #2, CARPIM(N)
    NEXT N
CLOSE #2
LOCATE 10, 40: INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz E/H "; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L8
IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L84
LOOP: RETURN

```

KARE:

```

    CLS
L85:
DO: CLS : DIM KARE(1000) AS DOUBLE
LOCATE 5, 30: PRINT "DIZININ KARESININ ALINMASI"
    'dizinin bellege alınmasi
INPUT "dizi dosyasini(.dat) timak icinde girin:"; DOSYA$
OPEN DOSYA$ FOR INPUT AS #1
    N = -1: DO UNTIL EOF(1)
        N = N + 1: INPUT #1, DIZI(N): LOOP: NMAX = N + 1
CLOSE #1
    ' islem ve sonuclarin kaydedilmesi
INPUT "sonuc dosyasini (.dat) timak icinde girin:"; SONUC$: CLS
OPEN SONUC$ FOR OUTPUT AS #1
    FOR N = 0 TO NMAX - 1
        KARE(N) = DIZI(N) * DIZI(N)
        PRINT #1, KARE(N)
    NEXT N
CLOSE #1
LOCATE 10, 40: INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz E/H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L8
IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L85
LOOP: RETURN

```

NORM:

```

    CLS
L86:
DO: CLS : DIM NORM(1000) AS DOUBLE
LOCATE 5, 30: PRINT "DIZININ MAX. DEGER NORMALIZASYONU"
    ' dizinin bellege alınmasi
INPUT "dizi dosyasini (.dat) timak icinde girin:"; DOSYA$
OPEN DOSYA$ FOR INPUT AS #1
    N = -1: DO UNTIL EOF(1)
        N = N + 1: INPUT #1, DIZI(N): LOOP: NMAX = N + 1
CLOSE #1
    ' max. ve min.terimlerin bulunmasi
MIN = 3.4E+38: MAX = -MIN
FOR N = 0 TO NMAX - 1
    IF DIZI(N) > MAX THEN
        MAX = DIZI(N): MAXN = N
    END IF
    IF DIZI(N) < MIN THEN
        MIN = DIZI(N): MINN = N
    END IF

```

```

NEXT N: LOCATE 10, 30: PRINT "MAX="; MAX
LOCATE 11, 30: PRINT "MAXN="; MAXN
LOCATE 12, 30: PRINT "MIN="; MIN
LOCATE 13, 30: PRINT "MINN="; MINN
    ' normalizasyon ve sonuclarin yazilmasi
INPUT "normalizasyon degerini girin:"; NDEGER
INPUT "sonuc dosyasini (.dat) tirnak icinde girin:"; SONUC$: CLS
OPEN SONUC$ FOR OUTPUT AS #1
    FOR N = 0 TO NMAX - 1
        NORM(N) = DIZI(N) / NDEGER
        PRINT #1, NORM(N)
    NEXT N
CLOSE #1
LOCATE 10, 40: INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz E/H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L8
IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L86
LOOP: RETURN

```

TOTAL:

CLS

L87:

```

DO: CLS
LOCATE 5, 30: PRINT "DIZININ GENEL TOPLAMI"
    ' dizinin bellege alınmasi
INPUT "dizi dosyasini (.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA$
OPEN DOSYA$ FOR INPUT AS #1
    N = -1: DO UNTIL EOF(1)
        N = N + 1: INPUT #1, DIZI(N): LOOP: NMAX = N + 1
    CLOSE #1
    ' islem
TOTAL = 0
FOR N = 0 TO NMAX - 1
    TOTAL = TOTAL + DIZI(N)
NEXT N
LOCATE 10, 30: PRINT "TOTAL="; TOTAL
LOCATE 12, 30: INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz E/H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L8
IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L87
LOOP: RETURN

```

KARSIL1:

CLS

L88:

```

DO: CLS
LOCATE 5, 30: PRINT "VERILEN BIR ESİK İLE KARSILASTIRMA"
    ' dizinin bellege alınmasi
INPUT "dizi dosyasini(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA$
OPEN DOSYA$ FOR INPUT AS #1
    N = -1: DO UNTIL EOF(1)
        N = N + 1: INPUT #1, DIZI(N): LOOP: NMAX = N + 1
    CLOSE #1
    ' islem ve sonuclarin yazilmasi

```



```

INPUT "sonuc dosyasini(.dat) tirnak icinde girin :"; SONUC$
INPUT "esik degerini girin:"; ESİK
OPEN SONUC$ FOR OUTPUT AS #2
FOR N = 0 TO NMAX - 1
  IF DIZI(N) < ESİK THEN DIZI(N) = 0
  PRINT #2, DIZI(N)
NEXT N
CLOSE #2
LOCATE 10, 30: INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz E/H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" THEN GOTO L8
IF UCASE$(YANIT$) = "H" THEN GOTO L88
LOOP: RETURN

```

KARSIL2:

CLS

L89:

```

DO: CLS
LOCATE 5, 30: PRINT "MUTLAK DEGER CINSINDEN ESİKLEME"
  ' dizinin bellege alınmasi
INPUT "giris dosyasini(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA$
OPEN DOSYA$ FOR INPUT AS #1
N = -1: DO UNTIL EOF(1)
N = N + 1: INPUT #1, DIZI(N): LOOP: NMAX = N + 1
CLOSE #1
  ' islem ve sonuclarin yazilmasi
INPUT "sonuc dosyasini(.dat) tirnak icinde girin:"; SONUC$
INPUT "esik katsayisini girin K="; K
OPEN SONUC$ FOR OUTPUT AS #2
TOPLAM = 0
FOR N = 1 TO NMAX
  TOPLAM = ABS(DIZI(N)) + TOPLAM
NEXT N
ESİK = K * (TOPLAM / NMAX)
FOR N = 1 TO NMAX
  IF ABS(DIZI(N)) < ESİK THEN DIZI(N) = 0
  PRINT #2, DIZI(N)
NEXT N
CLOSE #2
LOCATE 10, 30: INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz E/H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" THEN GOTO L8
IF UCASE$(YANIT$) = "H" THEN GOTO L89
LOOP: RETURN

```

ALT:

CLS

L810:

```

DO: CLS
LOCATE 5, 30: PRINT " ALT-ORNEKLEME(SUB-SAMPLING) "
  ' *** dizinin bellege alınmasi ***
INPUT "dizi dosyasini(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA$
OPEN DOSYA$ FOR INPUT AS #1
N = -1: DO UNTIL EOF(1)

```

```

N = N + 1: INPUT #1, DIZI(N): LOOP: NMAX = N + 1
CLOSE #1
' islem ve sonuclarin yazilmasi
INPUT "sonuc dosyasini (.dat) tirnak icinde girin:"; SONUC$: CLS
OPEN SONUC$ FOR OUTPUT AS #1
FOR N = 1 TO NMAX STEP 2
    PRINT #1, DIZI(N)
NEXT N
CLOSE #1
LOCATE 10, 30: INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz E/H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" THEN GOTO L8
IF UCASE$(YANIT$) = "H" THEN GOTO L810
LOOP: RETURN

```

UST:

CLS

L811:

```

DO: CLS
DIM DIZIX(2000), DIZIY(2000), DIZIZ(2000) AS DOUBLE
LOCATE 5, 30: PRINT "UST-ORNEKLEME (UP-SAMPLING)"
' dizi elemanlarinin bellege alınmasi
INPUT "dizi dosyasini (.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA$
OPEN DOSYA$ FOR INPUT AS #1
N = -1: DO UNTIL EOF(1)
N = N + 1: INPUT #1, DIZI(N): LOOP: NMAX = N + 1
CLOSE #1
' islem ve sonuclarin yazilmasi
INPUT "sonuc dosyasini (.dat) tirnak icinde girin:"; SONUC$: CLS
FOR N = 1 TO NMAX
    DIZIX(2 * N) = DIZI(N)
NEXT N
FOR N = 1 TO 2 * NMAX STEP 2
    DIZIY(2 * N) = 0
NEXT N
OPEN SONUC$ FOR OUTPUT AS #2
FOR N = 1 TO 2 * NMAX
    DIZIZ(N) = DIZIX(N) + DIZIY(N)
    PRINT #2, DIZIZ(N)
NEXT N
CLOSE #2
LOCATE 10, 30: INPUT "menuden cikmak istiyor usunuz E/H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" THEN GOTO L8
IF UCASE$(YANIT$) = "H" THEN GOTO L811
LOOP: RETURN

```

INTERPOL:

CLS

L812:

```

DO: CLS
LOCATE 5, 30: PRINT "DOGRUSAL INTERPOLASYON"
INPUT "giris dosyasinin(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA1$
INPUT "sonuc dosyasini(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA2$

```

```

DIM G(2000), I(2000) AS DOUBLE
' giriş dosyasının okunması
OPEN DOSYA1$ FOR INPUT AS #1
K = 0: DO UNTIL EOF(1)
K = K + 1: INPUT #1, DIZI(K): LOOP: T1 = K
CLOSE #1
' interpolasyon elemanlarının hesaplanması
FOR K = 1 TO T1 - 1
  I(K) = .5 * DIZI(K) + .5 * DIZI(K + 1)
  I(2 * K) = I(K)
NEXT K
' algoritma
K = 0
FOR N = 1 TO 2 * T1 - 1 STEP 2
  K = K + 1
  G(N) = DIZI(K)
  G(N + 1) = I(K)
NEXT N
' sonucun yazılması
OPEN DOSYA2$ FOR OUTPUT AS #2
FOR K = 1 TO (2 * T1) - 1
  PRINT #2, G(K)
NEXT K
CLOSE #2
LOCATE 10, 40: INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz? E/H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L8
IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L812
LOOP: RETURN

```

TUREV:

CLS

L813:

```

DO: CLS
LOCATE 5, 30: PRINT "BASIT TUREV ISLEMI"
DIM FARK(1000) AS DOUBLE
INPUT "giris dosyasini(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA1$
INPUT "sonuc dosyasini(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA2$
OPEN DOSYA1$ FOR INPUT AS #1
N = 0: DO UNTIL EOF(1)
N = N + 1: INPUT #1, DIZI(N): LOOP: NMAX = N
CLOSE #1
OPEN DOSYA2$ FOR OUTPUT AS #2
FOR N = 1 TO NMAX
  FARK(N) = DIZI(N) - DIZI(N - 1)
  PRINT #2, FARK(N)
NEXT N
CLOSE #2
LOCATE 10, 40: INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz? E/H"; YANIT$
IF UCASE$(YANIT$) = "E" GOTO L8
IF UCASE$(YANIT$) = "H" GOTO L813
LOOP: RETURN

```

DC:

CLS

L814:

DO: CLS

LOCATE 5, 30: PRINT "DC DEGER ATMA ISLEMI"

DIM ISARET(800) AS DOUBLE

' isaretin okunmasi

INPUT "giris dosyasini(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA1\$

INPUT "sonus dosyasini(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA2\$

OPEN DOSYA1\$ FOR INPUT AS #1

N = 0: DO UNTIL EOF(1)

N = N + 1: INPUT #1, ISARET(N): LOOP: NMAX = N

CLOSE #1

' islem

TOTAL = 0

FOR N = 1 TO NMAX

TOTAL = TOTAL + ISARET(N)

NEXT N

DC = TOTAL / NMAX

' sonucun yazilmasi

OPEN DOSYA2\$ FOR OUTPUT AS #2

FOR N = 1 TO NMAX

DIZI(N) = ISARET(N) - DC

PRINT #2, DIZI(N)

NEXT N

CLOSE #2

LOCATE 10, 40: INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz? E/H"; YANIT\$

IF UCASE\$(YANIT\$) = "E" GOTO L8

IF UCASE\$(YANIT\$) = "H" GOTO L814

LOOP: RETURN

MUTLAK:

CLS

L815:

DO: CLS

LOCATE 5, 30: PRINT "MUTLAK DEGER ISLEMI"

INPUT "giris dosyasini(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA1\$

INPUT "cikis dosyasini(.dat) tirnak icinde girin:"; DOSYA2\$

OPEN DOSYA1\$ FOR INPUT AS #1

N = 0: DO UNTIL EOF(1)

N = N + 1: INPUT #1, ISARET(N): LOOP: N1 = N

CLOSE #1

OPEN DOSYA2\$ FOR OUTPUT AS #2

FOR N = 1 TO N1

DIZI(N) = ABS(ISARET(N))

PRINT #2, DIZI(N)

NEXT N

LOCATE 10, 40: INPUT "menuden cikmak istiyor musunuz ? E/H"; YANIT\$

IF UCASE\$(YANIT\$) = "E" GOTO L8

IF UCASE\$(YANIT\$) = "H" GOTO L815

LOOP: RETURN

KAYNAKLAR

- 1- Akansu, A.N. and Haddad, R.A., 1992. Multiresolution Signal Decomposition Academic Press, INC., ISBN 0-12-047140-X.
- 2- Alkin, O., 1990. PC-DSP 3 1/2 " IBM Version. Printice Hall., Englewood Cliffs, New Jersey, ISBN 0-13-654450-9.
- 3- Berbari, E.J. and Lazzara, R., 1988. An Introduction to High Resolution ECG Recordings of Cardiac Late Potentials. Archives of Internal Medicine, 148, 1859-1863.
- 4- Bianchi, A.M., Mainardi, L.T., Castiglioni, D., Vecchia, L.D., Lombardi, F. and Ceretti, S., 1993. Time- Variant Auto Regressive Spectral Analysis for the Detection of Ventricular Late Potentials. Proc. of the 15 th Ann. Intr. Conf. of the IEEE in Medicine and Biol. Soc., San Diego, California Oct. 28-31, 719-720.
- 5- Breithardt, G. et al., 1987. Recent Advances in the Identification of Patients at Risk of Ventricular Tachyarrhythmias. Role of Ventricular Late Potentials, 75, 1091-1096.
- 6- Breithardt, M.E.C., El-Sherif, N., Flowers, N., Hombach, V., Janse, M., Simson, M.B. and Steinbeck, G., 1991. Standards for Analysis of Ventricular Late Potentials Using High Resolution or Signal Averaged Electrocardiography. European Heart Journal, 12, 473-480.
- 7- Cohen, A., 1986. Biomedical Signal Processing. CRC Press, Inc. Florida, ISBN 0-8493-5933-3 (vol.1), ISBN 0-8493-5934-1 (vol.2).
- 8- Craelius, W. et al., 1986. Criteria for Optimal Averaging of Cardiac Signals. IEEE Trans. on Biomedical Engn., 33, 957-966.
- 9- Cromwell, L., Weibell, F.J. and Pfeiffer, E.A., 1980. Biomedical Instrumentation and Measurements. Printice Hall, Inc., Englewood Cliffs, New Jersey, ISBN 0-13-076448-5.
- 10- Crowe, J.A., Gibson, N.M., Woolfson, M.S. and Somekh, M.G., 1992. Wavelet Transform as a Potential Tool for ECG Analysis and Compression. Journal of Biomedical Engn., 14/3, 268-272.
- 11- Dickhaus, H., Khadra, L., Lipp, A. and Schweizer, M., 1992. Ventricular Late Potentials Studied by Nonstationary Signal Analysis. Proc. of the 14 th Ann. Intr. Conf. of the IEEE Engn. in Medicine and Biol., Soc., Paris-France, Oct. 29-Nov. 1, 490-491.
- 12- Doncarli, C., Goerig, L. and Auger, F., 1990. Detection of Late Potentials in ECG by means of an Adaptive Smoother and Wavelet Transforms. Proc. of EUSIPO-90, Fifth European Sign. Processing Confr., 1, 437-440.

- 13- Escalona, O.J., 1993. A Fractal Approach to the Problem of Ventricular Late Potential Detection. Proc. of the 15 th Ann. Intr. Confr. of the IEEE Engr. in Medicine and Biol. Soc., San Diego, California Oct. 28-31., 715-716.
- 14- Fuller, M.S., Dustman, T. and Freedman, R., 1991. Wavelet Analysis of the Signal Averaged Electrocardiogram. Ann. Intr. Confr. of the IEEE Engr. in Medicine and Biol. Soc. 13/2, 639-640.
- 15- Herrera, L.G., Densy, B.G., Reddy, P.S., 1992. Signal Processing Methods to Improve High Resolution ECG Signal Averaging. Proc. of the 14 th Ann. Intr. Confr. of the IEEE Engr. in Medicine and Biol. Soc., Paris-France, Oct. 29 - Novm. 1, 494-495.
- 16- Hlawatsch, F. and Bartels, G.F.B., 1992. Linear and Quadratic Time-Frequency Signal Representation. IEEE Signal Processing Magazine, April, 21-67.
- 17- Jané R., Laguna, P. and Caminal, P., 1992. Filtering Techniques for Ventricular Late Potentials Analysis. Proc. of the 14 th Ann. Intr. Confr. of the IEEE Engr. in Medicine and Biol. Soc., Paris - France, Oct. 29 - Novm. 1, 545 - 546.
- 18- Lander, P., Deal, R.B. and Berbari, E.J., 1988. The Analysis of Ventricular Late Potentials Using Orthogonal Recordings. IEEE Trans. on Biomedical Engr., 35/8, 629-639.
- 19- Lander, P., Berbari, E.J., 1990. Spectrotemporal Analysis of Ventricular Late Potentials. J. Electrocardiography, 23/2, 95-108.
- 20- Li, C. and Zheng, C., 1993. QRS Detection by Wavelet Transform. Proc. of the 15 th Ann. Intr. Confr. of the IEEE Engr. in Medicine and Biol. Soc., San Diego, California Oct. 28-31, 330-331.
- 21- Lynn, P.A. and Fuerst, W., 1989. Introductory Digital Signal Processing With Computer Applications. John Wiley and Sons Ltd., ISBN 0 471 91564 5
- 22- Machac, J. et al., 1988. A Comparative Study of Frequency Domain and Time Domain Analysis of Signal Averaged Electrocardiograms in Patients with Ventricular Tachycardia. J. Am. Coll. Cardiol., 11, 284-296.
- 23- Malhanlar, 1995. MAC-VU Komple Bir Elektrokardiyografi Sisteminin tanıtım Kataloğu. Malhanlar Dış Tic. A.Ş., Ankara.
- 24- Maniewski, R., Kohutnicki, M., Lewandowski, P. and Palko, T., 1992. Frequency Analysis of High Resolution ECG Using Auto regression Methods. Proc. of the 14 th Ann. Intr. Confr. of the IEEE Engr. in Medicine and Biol., Soc., Paris-France, Oct. 29 - Novm. 1, 504-505.

- 25- Meste, D., Rix, H., Caminal, P. and Thakor, N.V., 1994. Ventricular Late Potentials Characterization in Time-Frequency Domain by means of a Wavelet Transform. IEEE Trans. on Biomedical Engn., 41/7, 625-634.
- 26- Moore, D.S. and McCabe, G.P., 1989. Introduction to the Practice of Statistics. W.H. Freeman and Company, ISBN 0-7167- 1989-4.
- 27- Morlet, D., Peyrin, F., Desseigne, P., Tauboul, P. and Rubel, P., 1992. Time-Scale Analysis of High Resolution Signal Averaged Surface ECG Using Wavelet Transformation. Proc. Computers in Cardiology, 393-396.
- 28- Narayanaswamy, S., Berbari, E.J., Lander, P. and Lazzara, R., 1993. Signal Processing Techniques to Determine the Mechanisms of Premature Ventricular Beats. Proc. of the 15 th Ann. Intr. Confr. of the IEEE Engn. in Medicine and Biol. Soc., San Diego, California, Oct. 28-31, 709-710.
- 29- Oppenheim , A.V. and Schafer , R.W., 1975. Digital Signal Processing. Prentice-Hall Inc., ISBN 0-13-214635-5
- 30- Qian, J., Barlow, J.S. and Beddoes, M.P., 1988. A Simplified Arithmetic Detector for EEG Sharp Transients-Preliminary Results. IEEE Trans. on Biomedical Engn., 35/1, 11-18.
- 31- Rioul, O. and Vetterli, M., 1991. Wavelets and Signal Processing. IEEE Signal Processing Magazine, Oct. 14-38.
- 32- Sankur, B., Kahya, Y.P., Güler, E.Ç. ve Engin, T., 1994. Biyolojik İşaretlerdeki Geçici Rejimlerin Zaman-Sıklık Ayırıştırmasına Dayalı Bir Yöntemle Sezimi. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı BİYOMUT 94, 234-239.
- 33- Schels, H.F., Haberl, R., Jilge, G., Steinbigler, P. and Steinbeck, G., 1991. Frequency Analysis of the Electrocardiogram with Maximum Entropy Method for Identification of Patients with Sustained Ventricular Tachycardia. IEEE Trans. on Biomedical Engn., 38/9, 821-826.
- 34- Svensson, O. and Sörnmo, L., 1992. Subband Analysis of Cardiac Late Potentials. Proc. of the 14 th Ann. Intr. Confr. of the IEEE Engn. in Medicine and Biol. Soc., Paris-France, Oct. 29 - Novm. 1. 492-493.
- 35- Trontelj, Z, Boussejot, R., Eckhardt, N., Kreiseler, D., Oeff, M. and Schnabel, A., 1992. Consecutive Single-Beat Recordings Provide a New Technique in High Resolution ECG Analysis. Proc. of the 14 th Ann. Intr. Confr. of the IEEE Engn. in Medicine and Biol., Soc., Paris-France, Oct.29 - Novm. 1, 551-552.
- 36- Tuteur, F.B., 1988. Wavelet Transformation in Signal Detection. In Procs. ICASSP 88 (New York, NY), April, 1435-38.

- 37- Vetterli, M. and Herley, C., 1992. Wavelet and Filter Banks: Theory and Design. IEEE Trans. on Signal Processing, 40/9, 2207-2232.
- 38- Xue, Q. and Reddy, B.R.S., 1993. Late potential Recognition by Artificial Neural Networks. Proc. of the 15th Ann. Int. Confr. of the IEEE Eng. in Medicine and Biolg. Soc., San Diego, California, Oct. 28-31, 717-718.
- 39- Yang, W., Horan, L.G and Flowers N.C., 1992. Adaptive Enhancement of Ventricular Late Potentials Using Orthogonal Beat-by-Beat Recordings. Proc. of the 14 th Ann. Intr. Conf. of the IEEE Engrn. in Medicine and Biolg. Soc., Paris-France, Oct. 29 -Novm.1, 547-548.
- 40- Zhong, J, Duan, H. and Lu, W., 1991. A Wavelet Transform Based Multichannel Detection of Ventricular Late Potentials . Ann. Int. Conf. of the IEEE Eng. in Medicine and Biolg. Soc., 13/2, 643-644.



ÖZGEÇMİŞ

1958 yılında İzmir'de doğdu. İlk ve orta öğrenimini İzmir'de tamamladı. Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi (eski adı, Ankara Yüksek Teknik Öğretmen Okulu) Elektronik Bölümünden 1980 yılında mezun oldu. Yüksek Lisans öğrenimini Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik-Bilgisayar Anabilim Dalı'nda tamamladı.

1980-87 yılları arasında, İzmit Endüstri Meslek ve Teknik Lisesi'nde öğretmen olarak çalıştı. 1991 yılında 3 ay süreyle Amerika Birleşik Devletlerinde eğitim amacıyla bulundu.1987 yılından beri Kocaeli Üniversitesi'nde öğretim görevlisi olarak çalışmaktadır.

İlgi alanları, biyomedikal işaret işleme ve biyomedikal enstrümantasyon olup İngilizce ve Fransızca bilmektedir.

Y.Ü. ÜKSEKÖF
AKAD. BAŞKANLIĞI