

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FONOKARDİYOGRAM KAYITLARINDAKİ S1-S2
SESLERİNİN DALGACIK ENERJİLERİ İLE
BÖLÜTLENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
Müh. Mustafa YAMAÇLI**

Anabilim Dalı : ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ

Programı : BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

HAZİRAN 2008

**FONOKARDİYOGRAM KAYITLARINDAKİ S1-S2
SESLERİNİN DALGACIK ENERJİLERİ İLE
BÖLÜTLENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
Müh. Mustafa YAMAÇLI
(504061405)**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 5 Mayıs 2008
Tezin Savunulduğu Tarih : 11 Haziran 2008**

**Tez Danışmanı : Doç.Dr. Zümray DOKUR
Diğer Jüri Üyeleri Prof.Dr. Serhat ŞEKER (İ.T.Ü.)
Doç.Dr. Mehmet KORÜREK (İ.T.Ü.)**

HAZİRAN 2008

ÖNSÖZ

“Fonokardiyogram Kayıtlarındaki S1-S2 Seslerinin Dalgacık Enerjileri İle Bölütlenmesi” isimli yüksek lisans tez çalışmamın her aşamasında bilgi, yardım ve anlayışını esirgemeyen danışman hocam Sayın Doç. Dr. Zümray DOKUR’a; görüşleriyle yardımcı olan değerli hocam Sayın Prof. Dr. Tamer ÖLMEZ’e ve eğitimim sırasında emeği geçen tüm hocalarıma katkılarından dolayı çok teşekkür ederim.

Mayıs, 2008

Mustafa YAMAÇLI

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR	v
TABLO LİSTESİ	vi
ŞEKİL LİSTESİ	vii
SEMBOL LİSTESİ	ix
ÖZET	x
SUMMARY	xii
1. GİRİŞ	1
2. KALP SESLERİ	4
2.1 Kalbin Yapısı ve Çalışması	4
2.2 Kalp Sesleri	8
2.2.1 Birinci Kalp Sesi (S1)	12
2.2.2 İkinci Kalp Sesi (S2)	12
2.2.3 Üçüncü Kalp Sesi (S3)	12
2.2.4 Dördüncü Kalp Sesi (S4)	13
2.2.5 Üfürümler	13
2.2.5.1 Üfürümlerin Özellikleri	13
2.2.6 Çalışmada Kullanılan Sesler	14
2.2.6.1 Ventriküler Septal Defekt (VSD)	14
2.2.6.2 Mitral Regurjitasyonu (MRE)	15
2.2.6.3 Geç Sistolik Üfürüm (LAS)	16
2.2.6.4 Erken Sistolik Üfürüm (EAS)	16
2.2.6.5 Açılma Sesi (OPS)	17
2.2.6.6 Diyastolik Üfürüm (DRU)	17
2.2.6.7 Abstein's Anomali (EBA)	18
2.2.6.8 Aort Regurjitasyonu (ARE)	18
2.2.6.9 Aort Stenozu (AST)	19
2.2.6.10 Normal Kalp Sesi (NFC)	19
2.2.6.11 Mitral Stenoz (MST)	20
2.2.6.12 Aort Yetmezliği (AIN)	20
2.2.6.13 Gallop Ritmi (SUM)	21
2.2.6.14 Venöz Uğultu (VEH)	21
2.2.6.15 Patent Duktus Arteriyozus (PDA)	22
2.2.6.16 Ejeksiyon Sesi (EHS)	22
3. KALP SESLERİNİN ANALİZİ VE S1-S2 SESLERİNİ BÖLÜTLEME YÖNTEMLERİ	23
3.1 Literatürde S1-S2 Seslerinin Bölütlenmesi	23
3.2 Kalp Seslerinin Analiz Yöntemleri	25
3.2.1 Fourier Dönüşümü	26
3.2.2 Kısa-Zaman Fourier Dönüşümü	27

3.2.3 Dalgacık Dönüşümü	32
3.2.3.1 Sürekli Dalgacık Dönüşümü	32
3.2.3.2 Ayrık Dalgacık Dönüşümü	34
3.3 S1-S2 Seslerini Bölütleme Yöntemleri	38
3.3.1 Giriş	38
3.3.2 Dalgacık Dönüşümü ve Çok-Bant Dalgacık Enerjisi Kullanılarak S1-S2 Seslerinin Bölütlenmesi	39
3.3.2.1 Normalizasyon İşlemi	39
3.3.2.2. Kalp Seslerinin Ayrık Dalgacık Dönüşümü Kullanılarak Filtrelenmesi	42
3.3.2.3 S1-S2 Seslerinin Yerlerinin Belirlenmesi	49
3.3.3 Dalgacık Dönüşümü ve Çok-Bant Dalgacık Shannon Enerjisi Kullanılarak S1-S2 Seslerinin Bölütlenmesi	53
3.3.4 Homomorfik Filtre Kullanılarak S1-S2 Seslerinin Bölütlenmesi	54
4. BENZETİM SONUÇLARI	57
4.1 Çalışmada Kullanılan Kalp Sesi Veri Tabanı	57
4.2 S1-S2 Seslerini Bölütleme Yöntemlerine Ait Benzetim Sonuçları	57
4.2.1 Dalgacık Dönüşümü ve Çok-Bant Dalgacık Enerjisi (DDE) Kullanılarak S1-S2 Seslerinin Bölütlenmesi	59
4.2.2 Dalgacık Dönüşümü ve Çok-Bant Dalgacık Shannon Enerjisi (DSE) Kullanılarak S1-S2 Seslerinin Bölütlenmesi	63
4.2.3 Homomorfik Filtre (HMF) Kullanılarak S1-S2 Seslerinin Bölütlenmesi	66
4.3 S1-S2 Bölütleme Yöntemlerinin Karşılaştırılması ve Gürültülü Kalp Sesleri İçin Başarım Sonuçları	68
5. SONUÇLAR	71
KAYNAKLAR	75
EKLER	78
EK-A İncelenen Kalp Seslerine Ait KZFD Çıktıları	78
EK-B İncelenen Kalp Seslerine Ait Ayrık Dalgacık Detay (d1-d5) ve Yaklaşıklık (a5) Katsayıları	94
EK-C DDE Yöntemi ile Gerçekleştirilen Bölütleme Evrelerine Ait Dalga Şekilleri	110
EK-D Uzun Kayıtlar Üzerinde DDE Yöntemi ile Gerçeklenen İşlemlere Ait Dalga Şekilleri	126
EK-E DSE Yöntemi ile Gerçekleştirilen Bölütleme Evrelerine Ait Dalga Şekilleri	142
EK-F HMF Yöntemi ile Gerçekleştirilen Bölütleme Evrelerine Ait Dalga Şekilleri	150
ÖZGEÇMİŞ	158

KISALTMALAR

A	: Aortik bölge
ADD	: Ayrık dalgacık dönüşümü
AGF	: Alçak geçiren filtre
AIN	: Aort Yetmezliği
ARE	: Aort Regurjitasyonu
AST	: Aort Stenozu
AV	: Atrio-Ventriküler düğüm
DDE	: Dalgacık Dönüşümü ve Çok-Bant Dalgacık Enerjisi
DSE	: Dalgacık Dönüşümü ve Çok-Bant Dalgacık Shannon Enerjisi
DRU	: Diyastolik Üfürüm
EAS	: Erken Sistolik Üfürüm
EBA	: Abstein's Anomaly
EHS	: Ejeksiyon Sesi
EKG	: Elektrokardiyogram
FD	: Fourier dönüşümü
FKG	: Fonokardiyogram
HMF	: Homomorfik filtreleme
IF	: Instantenous frequency
KZFD	: Kısa zaman Fourier dönüşümü
LAS	: Geç Sistolik Üfürüm
M	: Mitral bölge
MRE	: Mitral regurjitasyonu
MST	: Mitral Stenoz
NFC	: Normal Kalp Sesi
OPS	: Açılma Sesi
P	: Pulmonik bölge
PDA	: Patent Duktus Arteriyosus
SA	: Sino-Atrial düğüm
SUM	: Galop Ritmi
SDD	: Sürekli dalgacık dönüşümü
T	: Triküspid bölge
VEH	: Venöz Uğultu
VSD	: Ventriküler Septal Defekt
WVD	: Wigner-Ville dağılımı
YGF	: Yüksek geçiren filtre

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 4.1 Dalgacık dönüşümü ve çok-bant dalgacık enerjisi kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yöntemine ait başarı tablosu	79
Tablo 4.2 Dalgacık dönüşümü ve Shannon enerji kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yöntemine ait başarı tablosu	90
Tablo 4.3 Homomorfik filtre kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yöntemine ait başarı tablosu	100
Tablo 4.4 DDE, DSE ve HMF yöntemlerinin karşılaştırmalı başarımları	101

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1 : Kalbin anatomik yapısı.....	4
Şekil 2.2 : Kalp kapakçıkları.....	5
Şekil 2.3 : Kalbin elektriksel uyarı iletimi.....	7
Şekil 2.4 : Normal EKG.....	7
Şekil 2.5 : Oskültasyon bölgeleri.....	8
Şekil 2.6 : Kalpteki basınç, EKG ve PCG'nin zamanla değişimi.....	10
Şekil 2.7 : Normal kalp sesi.....	11
Şekil 2.8 : S1, S2, S3 ve S4'ten oluşan bir çevrim.....	11
Şekil 2.9 : Üfürüm çeşitleri.....	14
Şekil 2.10 : Ventriküler septal defekt (VSD).....	15
Şekil 2.11 : Mitral regurjitasyonu (MRE).....	15
Şekil 2.12 : Geç sistolik üfürüm (LAS).....	16
Şekil 2.13 : Erken sistolik üfürüm (EAS).....	16
Şekil 2.14 : Açılma sesi (OPS).....	17
Şekil 2.15 : Diyastolik üfürüm (DRU)	17
Şekil 2.16 : Abstein's anomali (EBA).....	18
Şekil 2.17 : Aort regurjitasyonu (ARE).....	18
Şekil 2.18 : Aort stenozu (AST).....	19
Şekil 2.19 : Normal kalp kesi (NFC).....	19
Şekil 2.20 : Mitral stenoz (MST).....	20
Şekil 2.21 : Aort yetmezliği (AIN).....	20
Şekil 2.22 : Gallop ritmi (SUM).....	21
Şekil 2.23 : Venöz uğultu (VEH).....	21
Şekil 2.24 : Patent duktus arteriyozus (PDA).....	22
Şekil 2.25 : Ejeksiyon sesi (EHS).....	22
Şekil 3.1 : Frekans spektrumu.....	27
Şekil 3.2 : Orijinal x(t) işareti.....	27
Şekil 3.3 : Şekil 3.2'deki işaretin frekans spektrumu	28
Şekil 3.4 : Durağan olmayan bir işaret.....	29
Şekil 3.5 : Şekil 3.4'teki işaretin frekans spektrumu.....	29
Şekil 3.6 : Durağan olmayan bir işaret.....	30
Şekil 3.7 : Şekil 3.6'daki işaretin kısa-zaman Fourier dönüşümü.....	31
Şekil 3.8 : 30, 20, 10 ve 5 Hz frekans bileşenlerine sahip durağan olmayan bir işaret.....	33
Şekil 3.9 : Şekil 3.8'teki işaretin sürekli dalgacık dönüşümü.....	34
Şekil 3.10 : Dalgacık ağacı.....	37
Şekil 3.11 : Daubechies-30 dalgacık filtresi.....	38
Şekil 3.12 : Kalp seslerinin bölütlenmesi aşamaları.....	39
Şekil 3.13 : 1,5 periyotluk normal kalp sesi.....	41
Şekil 3.14 : LAS için KZFD analizi.....	43

Şekil 3.15 : VEH için KZFD filtre çıkışı.....	44
Şekil 3.16 : Dalgacık ağacı.....	46
Şekil 3.17 : Erken sistolik üfürüm (EAS) kalp sesine ait a1-a6 yaklaşıklık katsayıları.....	47
Şekil 3.18 : Erken sistolik üfürüm (EAS) kalp sesine ait d1-d6 detay katsayıları.....	48
Şekil 3.19 : Mitral stenoza (MST) ait bölütleme evreleri.....	51
Şekil 3.20 : Mitral stenoza (MST) ait S1-S2 seslerinin tespiti.....	51
Şekil 3.21 : Açılma sesine (OPS) ait bölütleme evreleri.....	52
Şekil 3.22 : Açılma sesine (OPS) ait S1-S2 seslerinin tespiti.....	52
Şekil 3.23 : Normalize ortalama Shannon enerjisi baz alınarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi.....	54
Şekil 3.24 : Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi.....	56
Şekil 4.1 : Çalışmada kullanılan kalp sesleri.....	58
Şekil 4.2 : Dalgacık dönüşümü ve çok-bant dalgacık enerjisi kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yönteminde izlenen işlem adımları	59
Şekil 4.3 : DDE yöntemi ile aort yetmezliği (AIN) sesine ait bölütleme evreleri.....	60
Şekil 4.4 : DDE yöntemi ile yaklaşık 10 vurudan oluşan gallop ritmine (SUM) ait bölütleme evreleri.....	61
Şekil 4.5 : Dalgacık dönüşümü ve çok-bant dalgacık Shannon enerjisi kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yönteminde izlenen işlem adımları.....	63
Şekil 4.6 : DSE yöntemi ile aort yetmezliği (AIN) sesine ait bölütleme evreleri.....	64
Şekil 4.7 : DSE yöntemi ile yaklaşık 10 vurudan oluşan gallop ritmine (SUM) ait bölütleme evreleri.....	64
Şekil 4.8 : Homomorfik filtre kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yönteminde izlenen işlem adımları.....	66
Şekil 4.9 : Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (AIN).....	67
Şekil 4.10 : HMF yöntemi ile yaklaşık 14 vurudan oluşan aort stenozu kalp sesinde (AST) ile S1-S2 seslerinin bölütlenme evreleri.....	67
Şekil 4.11 : MST kalp sesine beyaz gürültünün eklenmesi.....	70
Şekil 4.12 : VSD kalp sesine beyaz gürültünün eklenmesi.....	70

SEMBOL LİSTESİ

$E_s(t)$	: Ortalama Shannon enerjisi
f	: Frekans
$h(n)$	: Alçak geçiren filtre eşdeğeri
$g(n)$	: Yüksek geçiren filtre eşdeğeri
$KZFD(\tau, f)$	: Kısa zaman Fourier dönüşümü
L	: Alçak geçiren filtre
M	: Pencere boyutu
$M(E_s(t))$	: $E_s(t)$ 'nin ortalaması
$Pa(t)$	: Normalize edilmiş ortalama Shannon enerjisi
s	: Ölçek parametresi
$SDD(\tau, s)$	: Sürekli dalgacık dönüşümü
$S(E_s(t))$	: $E_s(t)$ 'nin standart sapması
t	: Zaman
$w(t)$	: Pencere fonksiyonu
$x(n)$	: Ayırık zaman domeni işareti
$x(t)$	: Zaman domeni işareti
$X(f)$	: Frekans domeni işareti
$X(k)$	: Ayırık frekans domeni işareti
y	: Çıkış fonksiyonu
τ	: Zamanda öteleme
$\Psi(t)$	: Dönüşüm (pencere) fonksiyonu

FONOKARDİYOGRAM KAYITLARINDAKİ S1-S2 SESLERİNİN DALGACIK ENERJİLERİ İLE BÖLÜTLENMESİ

ÖZET

Kardiyovasküler hastalıklar, insan sağlığını ciddi olarak tehdit eden hastalıklar arasındadır. Fonokardiyogram (FKG, kalp sesi) ve elektrokardiyogram (EKG) gibi invazif olmayan yöntemler, kalbin çalışması hakkında önemli bilgiler vermektedir. Bundan dolayı kalp sesi analizi doktorlar ve tıp öğrencileri için temel bir ihtiyaç olmuştur. Oskültasyon sırasında, dinleyici kalp sesi bileşenlerini ayrı ayrı belirler ve daha sonra dinleme yeteneği ile sesleri tespit eder. Oskültasyon yardımıyla gerçekleştirilen kalp sesi analizi, çoğunlukla dinleyicinin deneyimlerine ve yeteneğine bağlıdır. Bu nedenle kalp seslerinin bilgisayar aracılığıyla kaydedilmesi ve analiz edilmesi tercih edilen bir yöntemdir.

Kalp seslerini tanımlarken, sesin frekansına, yoğunluğuna ve kalitesine dikkat edilir. Kalp sesleri, kulakçıkların depolarizasyonu sonunda ve karıncıkların depolarizasyonu başında meydana gelen ve sistol evresinin başlangıcını ifade eden S1; karıncıkların depolarizasyonu sonunda meydana gelen ve diyastol evresinin başlangıcını ifade eden S2; karıncıkların kanla dolması sonucunda oluşan anormal basınç nedeniyle oluşan ve diyastol evresinde yer alan S3 ve diyastol evresinde yer alan, kanın çıkışının ani olarak engellendiği durumlarda görülen S4 seslerinden meydana gelmektedir. Bu seslerden S1 ve S2 temel kalp sesleri olup, her kalp sesinde bulunmaktadır. S3 ve S4 sesi ise her kalp sesinde bulunmayabilmektedir. Bu amaçla referans olarak kullanılan birinci (S1) ve ikinci (S2) kalp seslerinin dikkatle dinlenmesi ve dinleme esnasında yerinin tam olarak belirlenmesi gerekir. Bu sesler kalbin çalışması sırasında sistol ve diyastol evrelerini göstermekte olup bu bölgelerdeki ses farklılaşmaları kalpteki rahatsızlıklar hakkında ön bilgiler verebilmektedir. Özellikle de sistol ve diyastol evrelerinin tespiti ile sınıflama yapılarak hastalık tanısı koymak için S1 ve S2 seslerinin yerlerinin belirlenmesi büyük önem taşımaktadır. Bu çalışmada önerilen yöntem, gerçek zamanlı olarak alınan kalp seslerindeki S1-S2 seslerini bölütlemeye müsait olup, sınıflama yapabilmeye ve dolayısıyla doğru tanı koyabilmeye imkân tanımaktadır.

Bu tez içerisinde, 53 farklı hastadan alınan ve toplam 326 vurudan oluşan 16 ayrı tip kalp sesi incelenmiştir. Bu sesler; ventriküler septal defekt (VSD), mitral regurjitasyonu (MRE), geç sistolik üfürüm (LAS), erken sistolik üfürüm (EAS), açılma sesi (OPS), diyastolik üfürüm (DRU), Abstein's anomali (EBA), aort regurjitasyonu (ARE), aort stenozu (AST), normal kalp sesi (NFC), mitral stenoz (MST), aort yetmezliği (AIN), gallop ritmi (SUM), venöz uğultu (VEH), patent duktus arteriyosus (PDA), ejeksiyon sesi (EHS)'dir.

Tez çalışmasında, dalgacık dönüşümü ve çok-bant dalgacık enerjisi kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütleyen yeni bir yöntem (DDE yöntemi) önerilmiştir. Bu yöntem

başlıca üç aşamada gerçekleştirilmektedir: (i) Normalizasyon işlemi, (ii) ayrık dalgacık dönüşümü kullanılarak filtreleme, (iii) kare alma, kayan pencere integrasyonu ve otomatik esik ile S1-S2 seslerini belirleme.

İlk aşama olan normalizasyon işleminde, farklı örnekleme frekansına sahip kalp seslerinin örnekleme frekansı 2000 Hz'e sabitlenmiştir. Daha sonra yaklaşık olarak bir periyottan biraz daha uzun bir FKG segmentini içeren pencereler seçilerek, pencere içindeki işaretin ortalaması sıfırlanır ve böylece işaretteki ofsetler giderilir. Ardından, pencere içindeki işaretin gücü 1 olacak şekilde, işaret bir k sabitiyle çarpılır.

İkinci aşamada, pencere içindeki normalize edilmiş işarete ayrık dalgacık dönüşümü uygulanır. Ayrık dalgacık dönüşümünde Daubechies-30 filtresi kullanılarak işaret beş seviyeli ayrıştırma işlemine tabi tutulmuştur. S1-S2 seslerini en iyi temsil eden alt bantların 3.,4. ve 5. seviye detay katsayılarının toplamı olduğu görülmüştür. Dolayısıyla bu seviyelerdeki detay katsayıları üst örneklenerek toplanmıştır.

Son aşamada, toplam işaretinin karesi alınarak, işaretin enerjisi artırılmıştır. Karesi alınan işarete kayan pencere integrasyonu uygulanarak, işarettaki dalgalanmalar, ani değişimler zayıflatılarak, S1-S2 seslerinin bulunduğu yerlerde tepeler oluşturulmuştur. Daha sonra, otomatik bir eşik ile karşılaştırılan işarete S1-S2 seslerinin yerleri saptanmıştır.

Tez çalışmasında önerilen yöntem, literatürdeki iki farklı çalışma ile karşılaştırılmış, işlem süresi ve başarı yüzdesi olarak kıyaslama yapılmıştır. Karşılaştırma amacıyla incelenen iki yöntem: (i) Dalgacık dönüşümü ve çok-bant dalgacık Shannon enerjisi kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (DSE) ve (ii) homomorfik filtre kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (HMF)'dir.

Tez çalışmasında önerilen DDE yöntemi ile incelenen 16 farklı (326 vuru) kalp sesi için S1 sesinde % 91.47, S2 sesinde ise % 88.95 başarı sağlanmıştır. Bir periyotluk kalp sesi için işlem süresi ortalama 0.76 sn'dir. DSE yöntemi kullanılarak yapılan bölütlemelerde başarı oranları S1 ve S2 sesleri için % 84.94 ve % 81.19; HMF yöntemi kullanılarak yapılan bölütlemelerde ise %85.64 ve %66.77 olarak elde edilmiştir. Bu iki yöntem için gözlenen işlem süreleri, sırasıyla, 0.83 sn ve 0.37 sn'dir.

Çalışmada son olarak, kalp seslerinin kayıt sırasında gürültüye maruz kalacağı düşünülerek, seslere değişik oranlarda beyaz gürültü eklenmiş ve bölütleme işlemleri tekrarlanmıştır. Tez çalışmasında ayrıntılı olarak incelenen DDE yöntemi ve karşılaştırma amacıyla incelenen DSE yöntemi kullanılarak yapılan bölütleme işlemlerinin gürültüden çok az etkilendiği, HMF yöntemi kullanılarak yapılan bölütlemenin ise gürültüden fazlasıyla etkilendiği gözlenmiştir.

SEGMENTATION OF S1-S2 SOUNDS IN PHONOCARDIOGRAM RECORDS USING WAVELET ENERGIES

SUMMARY

Cardiovascular diseases are among serious threats to human health. Non-invasive methods like phonocardiogram (PCG, heart sound) and electrocardiogram (ECG) ensure important data about functioning of the heart. Thus, analyzing the heart sound has been a major requirement for doctors and medical sciences students. The listener determines the components of the heart sound during auscultation and then ascertains the sounds by his/her own skills in listening. Heart sound analysis through auscultation is usually based on a listener's experiences and skills. For this reason, recording and analyzing heart sounds via computer is a common method.

The frequency, density and the quality of the sound is considered while defining heart sound. Heart sounds are composed of S1 sound, which occurs at the end of atrium depolarization and at the beginning of ventricle depolarization, indicating the beginning of systole phase, S2 sound, which occurs at the end of ventricle depolarization indicating the beginning of diastole phase, S3 sound, which occurs due to abnormal pressure as a result of ventricles filling with blood and which is within the diastole phase and S4 sound, which is also within the diastole phase and observed upon a sudden blocking on the blood outlet. Among these, S1 and S2 are the major heart sounds and observed in all heart sounds. S3 and S4 sounds on the other hand, may not be available in all heart sounds. Thus, first (S1) and second (S2) heart sounds which are used as references should be listened carefully and must be located precisely. These sounds indicate systole and diastole phases during functioning of the heart and differentiations in sounds along these regions can give insights about possible heart problems. Locating S1 and S2 sounds in order to diagnose diseases by classifying through the determination of systole and diastole phases is of great significance. The method suggested in this study is available for the segmentation of S1-S2 sounds in heart sounds acquired in real-time and it also renders the classifying possible, thereby ensuring a correct diagnosis.

In this thesis, 16 different types of heart sounds consisting of 326 beats in total from 51 different patients were analyzed. These sounds are ventricular septal defect (VSD), mitral regurgitation (MRE), late systolic murmur (LAS), early systolic murmur (EAS), opening snap (OPS), diastolic rumble (DRU), Ebstein's anomaly (EBA), aortic regurgitation (ARE), aortic stenosis (AST), normal heart sound (NFC), mitral stenosis (MST), aortic insufficiency (AIN), summation gallop (SUM), venos hum (VEH), patent ductus arterious (PDA) and ejection sound (EHS).

A new method (DDE method) segmenting S1-S2 sounds using wavelet transformation and multi-band wavelet energy was suggested in the thesis. This method is performed in three major steps: (i) normalization, (ii) filtering through

discrete wavelet transformation, (iii) determining S1-S2 sounds by squaring, sliding window integration and automatic threshold.

In the first step, which is known as normalization operation, sampling frequency of heart sounds of different frequencies is stabilized to 2000 Hz. Then, a rectangular window, including a PCG segment slightly longer than a cycle, is formed. Afterwards, the mean value of the signal in the window is reset and as a result, offsets in the sign are avoided. Then, the sign is multiplied by a k constant so that the power of the sign in the window is 1.

In the second stage, discrete wavelet transformation is applied to the normalized sign in the window. In the discrete wavelet transformation, the sign is subjected to five-level decomposition operation by using Daubechies-30 filter. It was observed that the subbands which sampled S1-S2 sounds in the best way were the total of 3rd, 4th and 5th level detail coefficients. For this reason, detail coefficients in these levels were summed by upsampling.

In the last stage, the sign's energy was increased by squaring its total sign. Peaks were made on S1-S2 locations by diminishing fluctuations and sudden changes on the sign and applying sliding window integration on the squared sign. After that, locations of S1-S2 sounds on the sign, which was met by an automatic threshold, were determined.

The method suggested in the thesis was compared to two different studies in the literature and comparisons were made regarding the duration of operations and success percentage. The two methods examined for comparison are: (i) segmentation of S1-S2 sound using multiband wavelet Shannon energy (DSE), and (ii) segmentation of S1-S2 sound using homomorphic filtering.

A 91.47 % success was obtained in S1 sound and a 88.95 % success was obtained in S2 sound for 16 different (326 beats) heart sounds examined by DDE method suggested in the thesis. Duration of operation for a single period heart sound is about 0.76 seconds. Percentages of success for segmentations through DSE method are 84.94 % and 81.19 % for S1 and S2 sounds; and 85.64 % and 66.77 % for segmentations through HMF. Observed durations of operations for these two methods are 0.83 seconds and 0.37 seconds subsequently.

In the last stage of the study, various amounts of white noise was added to the sounds and segmentations were repeated considering that heart sounds might be exposed to noise during recording. It was observed that DDE method, which was analyzed in detail in the thesis and segmentations by DSE method, analyzed for comparison were slightly affected from noise however, segmentations by HMF method were considerably affected from noise.

1. GİRİŞ

Kan dolaşım sisteminin merkez organı olması bakımından kalp, insan vücudunun en önemli organlarından biridir. Tıbbın her alanındaki büyük gelişmelere rağmen, insan ölümlerinin büyük bir bölümünün kalp rahatsızlıklarından kaynaklandığı düşünülürse, kalbin çalışması hakkında bilgi edinmek, sorunun kalbin hangi kısmından kaynaklandığını tespit ederek, meydana gelebilecek kalp rahatsızlıklarının teşhisini kolaylaştırmak modern tıbbın vazgeçilmezleri arasındadır. Özellikle kalp gibi son derece hassas bir organın rahatsızlığı esnasında teşhis için harcanan süre bireyin yaşamı için son derece önem teşkil etmektedir. Teknolojik gelişmeler ile paralel olarak, hastaya herhangi bir cerrahi müdahale gerekmeden en fazla ve en net bilgiyi en kısa sürede almak amacıyla yeni yöntemler gerçekleştirilmektedir. Elektrokardiyogram (EKG) ve fonokardiyogram (FKG) kalbin çalışması hakkında önemli ve doğru bilgiler vermesi bakımından kalp hastalıklarının tanısında en sık kullanılan yöntemler arasında başı çekmektedir.

Elektrokardiografi, kalp kaslarının ve sinirsel iletim sisteminin çalışmasını incelemek üzere kalpte meydana gelen elektriksel faaliyetlerin kaydedilmesine verilen addır [1]. Kalbin elektriksel iletim sisteminin çalışması hakkında bilgi verir ve vücut üzerinden algılanabilir. EKG, kalbin elektriksel iletim sisteminin çalışması hakkında bilgi vermesine rağmen, kalbin mekanik çalışması hakkında, özellikle de kanın vücuda pompalanması ve kalbe geri dönüşü esnasında açılıp kapanan kalp kapakçıklarının çalışması sırasında meydana gelebilecek rahatsızlıklar hakkında yeterli bilgi verememektedir. Göğüs üzerinden, kalbin mekanik hareketi (kapakların açılıp kapanması) sonucu oluşan akustik titreşimleri dinleyerek hastanın durumu hakkında bir yargıya varmak uzun yıllardan beri kullanılan ve hâlâ ön tanı aracı olma özelliğini koruyan bir yöntemdir. Kalbin ürettiği bu akustik titreşimlerin bir dönüştürücü yardımıyla kaydedilmesine Fonokardiografi (FKG), kayıt edilmiş şekline ise Fonokardiogram adı verilmektedir [2].

Kalp seslerini (fonokardiyogram) tanımlarken, sesin frekansına, yoğunluğuna ve kalitesine dikkat edilir. Kalp sesleri, kulakçıkların depolarizasyonu sonunda ve karıncıkların depolarizasyonu başında meydana gelen ve sistol evresinin başlangıcını ifade eden S1; karıncıkların depolarizasyonu sonunda meydana gelen ve diyastol evresinin başlangıcını ifade eden S2; karıncıkların kanla dolması sonucunda oluşan anormal basınç nedeniyle oluşan ve diyastol evresinde yer alan S3 ve diyastol evresinde yer alan, kanın çıkışının ani olarak engellendiği durumlarda görülen S4 seslerinden meydana gelmektedir. Bu seslerden S1 ve S2 temel kalp sesleri olup, her kalp sesinde bulunmaktadır. S3 ve S4 sesi ise her kalp sesinde bulunmayabilmektedir. Bu amaçla referans olarak kullanılan birinci (S1) ve ikinci (S2) kalp seslerinin dikkatle dinlenmesi ve dinleme esnasında yerinin tam olarak belirlenmesi gerekir. Bu sesler kalbin çalışması sırasında sistol ve diyastol evrelerini göstermekte olup bu bölgelerdeki ses farklılaşmaları kalpteki rahatsızlıklar hakkında ön bilgiler verebilmektedir. Özellikle de sistol ve diyastol evrelerinin tespiti ile sınıflama yapılarak hastalık tanısı koymak için S1 ve S2 seslerinin yerlerinin belirlenmesi büyük önem taşımaktadır. Bu çalışmada önerilen yöntem, gerçek zamanlı olarak alınan kalp seslerindeki S1-S2 seslerini bölütlemeye müsait olup, sınıflama yapabilmeye ve dolayısıyla doğru tanı koyabilmeye imkân tanımaktadır.

Bu çalışma içerisinde 16 farklı tip kalp sesi (FKG) analiz edilerek, bu kalp sesleri içindeki S1-S2 seslerini en iyi şekilde temsil eden ve bölütleyen bir algoritmanın bilgisayar ortamında oluşturulması amaçlanmıştır. Bu sesler, ventriküler septal defekt (VSD), mitral regurjitasyonu (MRE), geç sistolik üfürüm (LAS), erken sistolik üfürüm (EAS), açılma sesi (OPS), diyastolik üfürüm (DRU), Abstein's anomali (EBA), aort regurjitasyonu (ARE), aort stenozu (AST), normal kalp sesi (NFC), mitral stenoz (MST), aort yetmezliği (AIN), gallop ritmi (SUM), venöz uğultu (VEH), patent duktus arteriyosus (PDA), ejeksiyon sesi (EHS) olup, ikinci bölümde kalbin çalışması, kalp sesleri ve üfürümler hakkında kısa bir bilgi verilmiştir. Ayrıca çalışmada kullanılan 16 ayrı tip kalp sesi de bu bölümde kısaca anlatılmıştır.

Üçüncü bölümde, S1-S2 seslerini bölütleme yöntemleri hakkında bilgi verilmiş, bu yöntemlerin birbirine göre avantaj ve dezavantajlarından söz edilmiştir. Yine bu

bölümde, S1-S2 seslerinin bölütlenmesi için geliştirilen yeni bir yöntem ayrıntılı olarak anlatılmıştır.

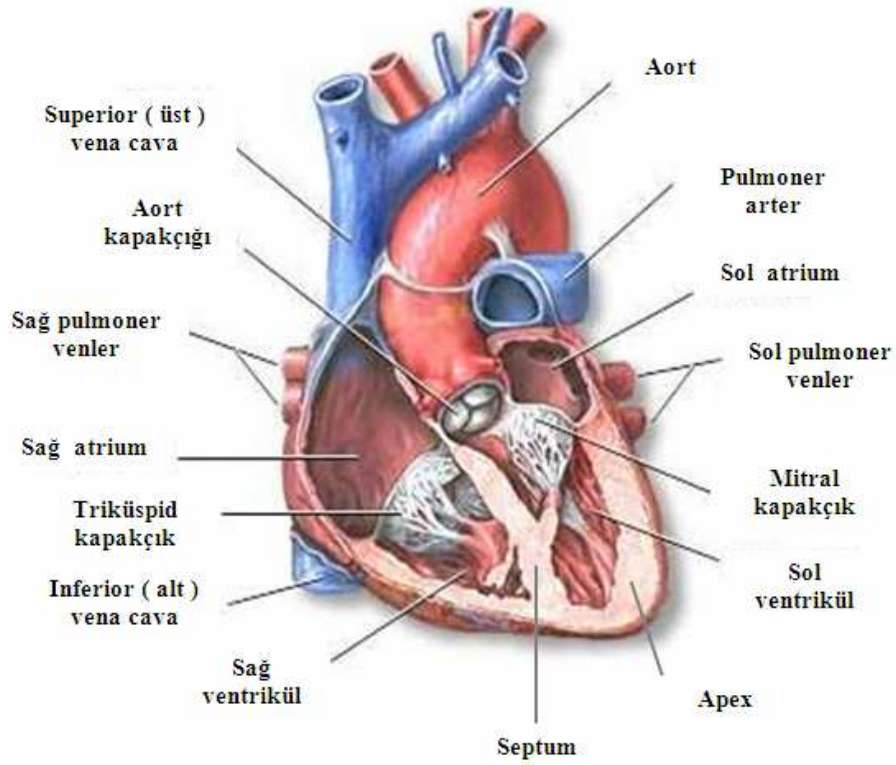
Dördüncü bölümde, çalışmada önerilmiş olan yeni yöntem ile birlikte üç farklı bölütleme yöntemine ait benzetim sonuçları verilmiş, bu yöntemlerin karşılaştırmalı başarımları analiz edilmiştir. Bu bölümde ayrıca, gürültü ilave edilmiş kalp sesleri için yöntemlerin gürbüzlüğü incelenmiştir.

Beşinci bölümde ise bu çalışma sonunda ortaya çıkan sonuçlar analiz edilmiştir.

2. KALP SESLERİ

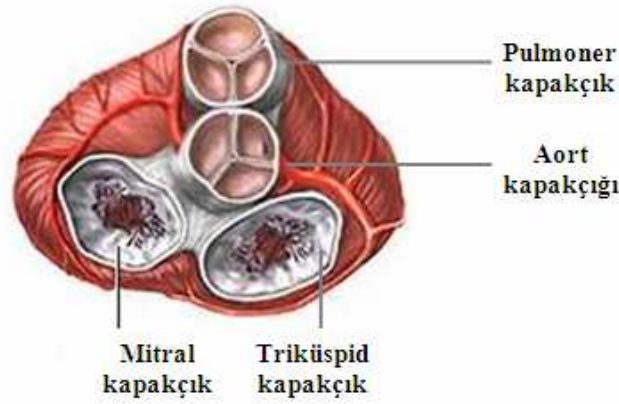
2.1 Kalbin Yapısı ve Çalışması

Kan dolaşım sisteminin en önemli organı olan kalp, göğüs kafesinin iki akciğeri birbirinden ayıran orta boşluğunda ve sol tarafta bulunur. Kalp basit olarak, birbirinin benzeri ve sıkıca birbirine kaynaşmış iki organdan oluşur. Bu iki organ arasında kan geçişi yoktur fakat kendi aralarında iki bölüme ayrılır. Üst bölüme atrium (kulakçık), alt bölüme ise ventrikül (karıncık) adı verilmektedir (Şekil 2.1) [3].



Şekil 2.1: Kalbin anatomik yapısı [3]

Karıncık, kalın çeperli, ucu aşağıya bakan bir huniye benzer, huninin uç tarafına apeks denir. Huninin tabanında iki kapakçık bulunur, bu kapakçıklardan büyük olanı kulakçık ile karıncık arasında bağlantıyı sağlar genel olarak atrioventriküler kapak olarak adlandırılır, sol kalpteki kapakçığa mitral kapakçık, sağ kalpte yer alana ise triküspid kapakçık adı verilir. Karıncık içerisinde yer alan küçük kapakçık ise sigmoid (semilunar) kapakçık olarak adlandırılır. Sağ karıncıkta bulunan ve akciğer atardamarı ile bağlantıyı sağlayan kapakçığa pulmoner kapakçık, sol karıncıkta yer alan ve aort atardamarı ile bağlantıyı sağlayan kapakçığa ise aort kapakçığı denir (Şekil 2.1, 2.2).



Şekil 2.2: Kalp kapakçıkları [3]

Kulakçıklar ise ince çeperli ve küp biçiminde olup alt yüzlerinde atrioventriküler kapakçıklar, üst yüzlerinde ise toplardamarlar yer alır. Sol kulakçıkta, sağ ve sol akciğer toplardamarları (pulmoner venler), sağ kulakçıkta ise alt (inferior) ve üst (superior) ana toplardamarları (vena cava) yer alır [3].

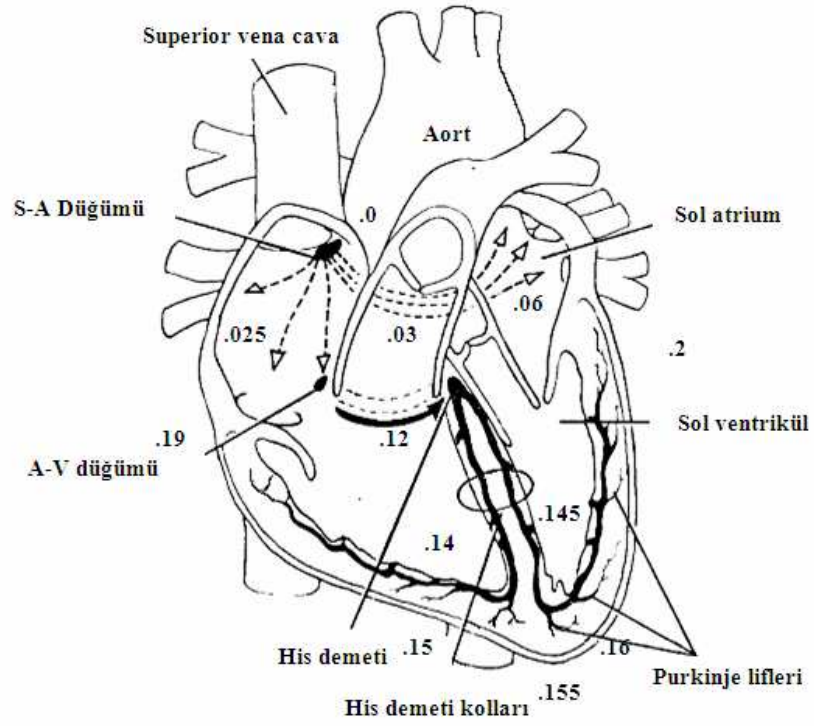
Kalbin dış yüzeyi perikart olarak adlandırılan ince bir zarla örtülüdür, iç yüzeyi ise endokart denilen düz, pürüzsüz ince bir zarla kaplıdır. Kalbin kas yapısına ise miyokart denir. Kalp aorttan çıkan sağ ve sol koroner atar damarlar ile beslenir ve kirli kan koroner toplardamarlar aracılığıyla sağ kulakçığa gelir.

Sağ atrium dolduğunda, kasılarak kanın triküspid kapakçıktan sağ ventriküle geçmesini sağlar, sağ ventrikülün de kasılmasıyla pulmoner kapakçıktan geçen kan pulmoner artere pompalanır. Akciğerlere gelen pulmoner arter, arteriol adı verilen küçük kılcal

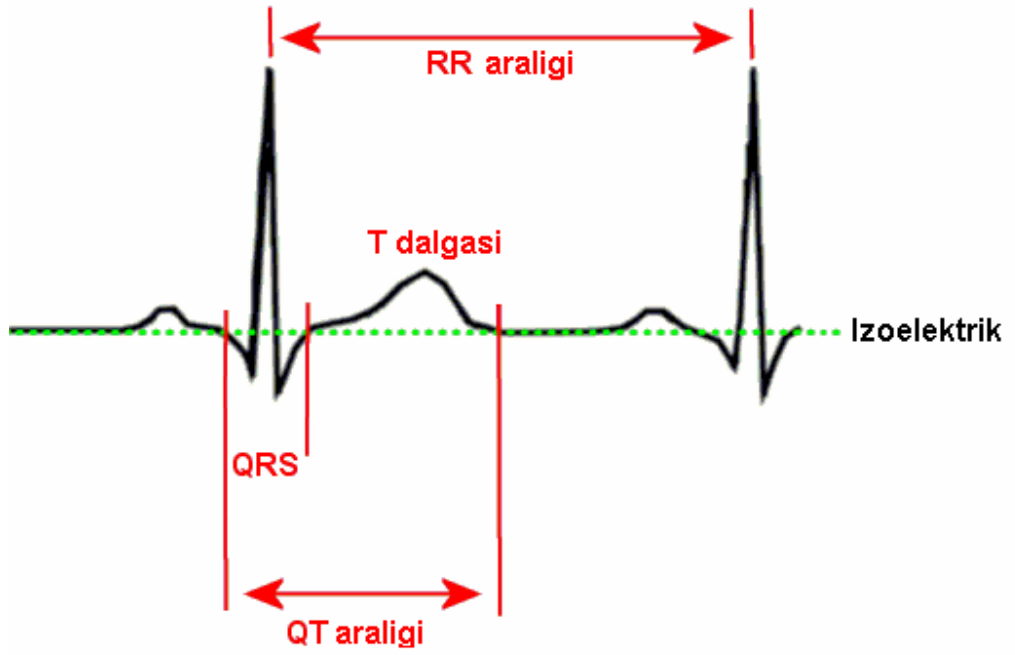
damarlara ayrılarak kanın temizlenme işleminin gerçekleşeceği alveol denilen hava keseciklerine ulaşır. Temizlenen kan, kılcal damarların birleşerek oluşturduğu pulmoner venler aracılığıyla kalbin sol atrium bölümüne ulaşır. Sol atriumun kasılmasıyla mitral kapakçıktan geçerek, sol ventriküle dolan kan, mitral kapağın kapanması ve aort kapakçığının açılarak kanın aorta pompalanmasıyla vücuda gönderilir. Aynı anda kalbin diğer yarısında pulmoner kapakçık da açılarak, sağ ventriküldeki kirli kan pulmoner atardamara basılır.

Kasılma işlemi kalbin kendi iç sinir sistemi tarafından yönetilir. Kalp kasları çizgili (miyokart) kaslardan oluşmuş olsa da kalpte gerçekleşen hareketler isteğimiz dışında meydana gelir. Elektriksel iletim, sağ atriumun arka duvarında yer alan S-A (Sino-Atrial) düğümü tarafından gerçekleştirilir. Oluşturulan potansiyelin frekansı ve genliği S-A düğümünün kendisi tarafından veya içinde bulunan fizyolojik duruma göre merkezi sinir sisteminde yer alan soğan iliği tarafından da düzenlenir. S-A düğümü tarafından oluşturulan potansiyelin, kalp içindeki iletimi ise A-V (Atrio-Ventricular), his demeti (bundle of his), demet kolları (bundle branches) ve purkinje lifleri aracılığıyla gerçekleşir. Kanın kalp içerisinde atriumlardan ventriküllere geçişi sırasında ventriküllerin dolması için gerekli zaman, iletimin bir süre geciktirilmesi ile sağlanır. Bu gecikmeyi A-V düğümü gerçekleştirir. Ventriküllerin uyarılması purkinje lifleri aracılığıyla gerçekleşir. İletim sisteminin görünüşü ve iletim süreleri Şekil 2.3'te gösterilmiştir. İletimin, sadece iletim sistemi üzerinden gerçekleşmesini sağlayan septum bölgesi, yağlı bir dokuya sahip olup elektriksel izolasyonu sağlar. Böylece kalbin çalışması belirli bir düzen içinde gerçekleşmiş olur[3].

Kalp kaslarının aynı anda kasılması sonucunda oluşan elektriksel işaret, vücut üzerinden belirli yöntemlerle ölçülebilir. Elektrokardiyogram (EKG) olarak da adlandırılan bu elektriksel işaret, kalbin çalışma evrelerine ait belirleyici özellikler içerir. Kalbin çalışması ile ilgili birçok hastalığın tespitinde kullanılır. Literatürde, QRST dalgası olarak adlandırılır. P dalgası atriumların kasılmasına, QRS kompleksi ventriküllerin depolarize olmasına, ST aralığı ise ventrikül kas hücrelerinin repolarize olmasına karşılık gelir (Şekil 2.4, 2.6).



Şekil 2.3: Kalbin elektriksel uyarı iletimi[4]



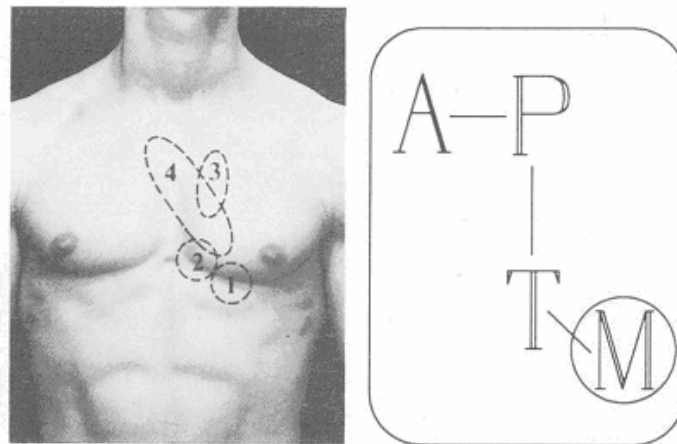
Şekil 2.4: Normal EKG [5]

2.2 Kalp Sesleri

Kalbin çalışması sırasında kalp kapakçıklarının açılıp kapanması (mekanik hareketler) ve kanın kardiyovasküler sistemde hareketi esnasında meydana gelen değişimler sonucu oluşan sesler kalp sesleri olarak adlandırılır [3].

Kalbin pompalama işlemi sürecinde oluşturduğu seslerin bir mikrofon vasıtasıyla göğüs üzerinden kaydedilmesine fonokardiyografi, elde edilen kalp sesi işaretlerine ise fonokardiyogram (FKG, “phonocardiogram”) adı verilir [6].

Kalp sesleri, basit olarak stetoskop göğüs duvarına hafifçe temas ettirilerek dinlenir. Bu yönetime oskültasyon (auscultation) adı verilir. Oskültasyon kalbin fonksiyonel doğruluğunun en hassas testlerinden biridir. Çok kez kalp sesleri içerisindeki değişiklikler veya üfürümler, organik kalp hastalığının belli işaretleridir [7]. Kalp seslerini analiz edebilmek ve bu sesleri literatürde adlandırabilmek için kalp dört bölüme ayrılmıştır. Böylece her bölümden sesler dinlenerek, diğer bölümlerle karşılaştırılır, sonuç olarak sorunlu bölge ve sorunun nedeni nispeten tespit edilmiş olur. Bu bölgeler kalp kapaklarının anatomik olarak bulundukları yerler değil, kapaklardan geçen kanın akışı yönündedir. Bu dört dinleme noktası “ Z ” şeklinde bir patern oluşturur ve bölgelerin baş harfleri ile gösterilir (M-Mitral, T-Triküspid, P-Pulmoner ve A-Aort) (Şekil 2.5).



Şekil 2.5: Oskültasyon bölgeleri [8]

Aortik Bölge; 2. interkostal boşlukta (ICS), kalbin sağ üst tarafında yer alır ve bu bölgede duyulan sesler aort kapakçıkları ile ilgilidir.

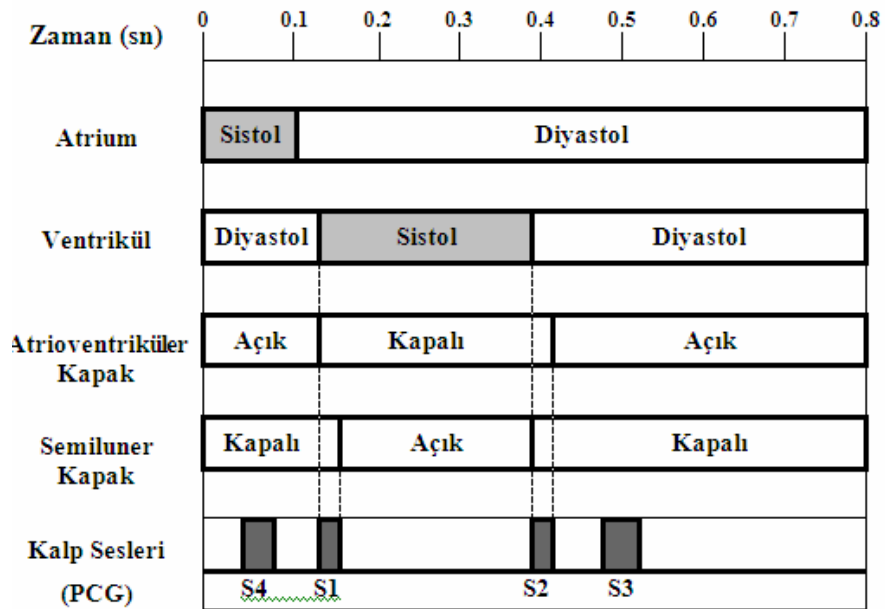
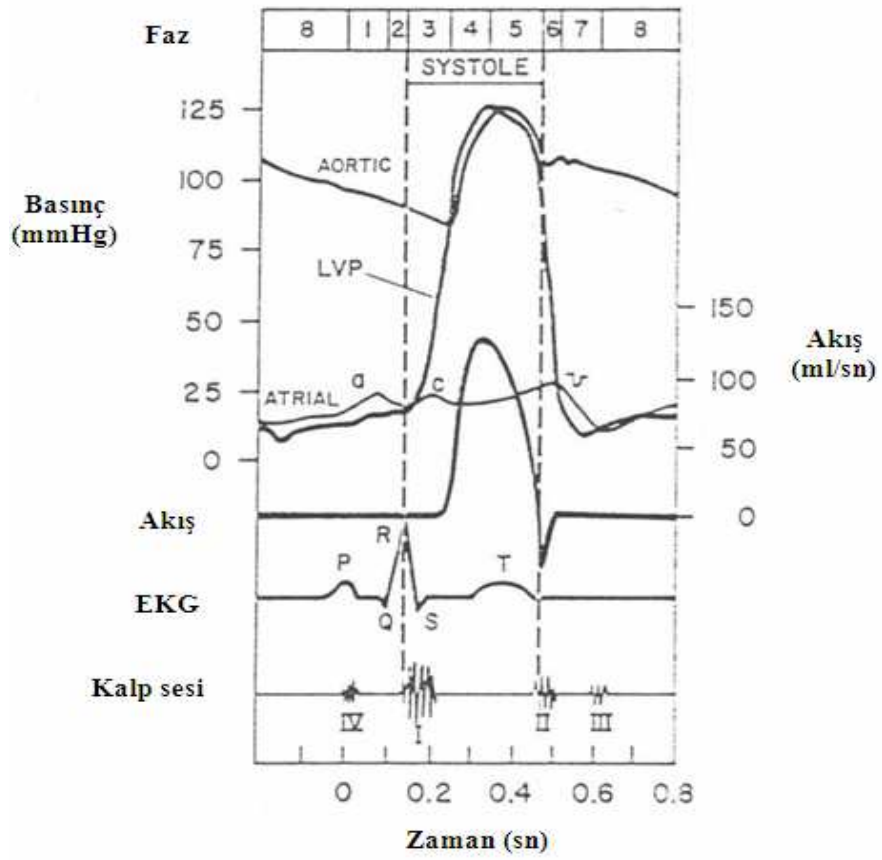
Pulmonik Bölge; 2. interkostal boşlukta (ICS), kalbin sol üst tarafında yer alır ve bu bölgede duyulan sesler pulmoner kapakçıkları ile ilgilidir.

Triküspid Bölge; 4. interkostal boşlukta (ICS), kalbin sağ tarafında yer alır ve bu bölgede duyulan sesler triküspid kapakçıkları ile ilgilidir.

Mitral Bölge; 5. interkostal boşlukta (ICS), kalbin apeks bölümünde yer alır ve bu bölgede duyulan sesler mitral kapakçıklar ve sol ventrikül ile ilgilidir.

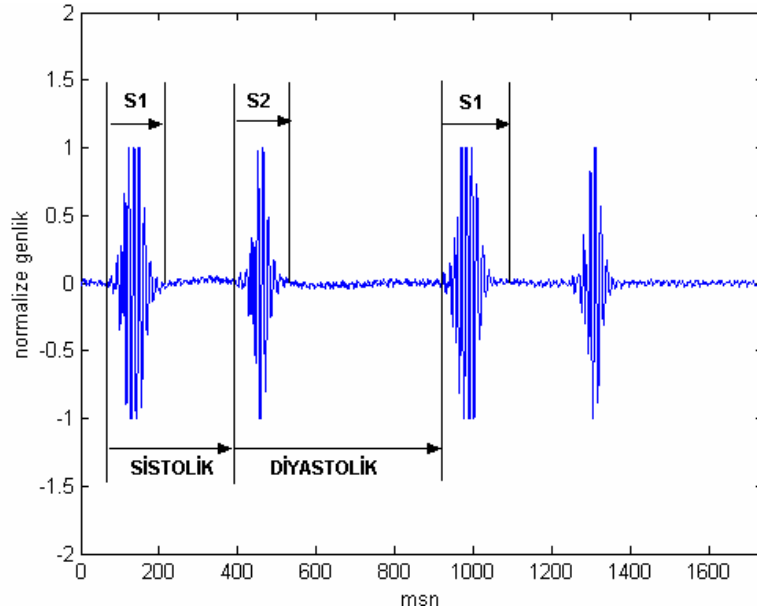
Kalp seslerini tanımlarken, sesin frekansına, yoğunluğuna ve kalitesine dikkat edilir. Bu amaçla referans olarak kullanılan birinci (S1) ve ikinci (S2) kalp seslerinin dikkatle dinlenmesi ve dinlenme esnasında yerinin tam olarak belirlenmesi gerekir. Bu sesler kalbin çalışması sırasında sistol ve diyastol evrelerini göstermekte olup bu bölgelerdeki ses farklılaşmaları kalpteki rahatsızlıklar hakkında ön bilgiler verebilmektedir.

Sistol; kalp kaslarının özellikle sol ventrikül kaslarının kasılarak kanın pulmoner arter ve aorta pompalanması zamanıdır. Diyastol ise kalp odacıklarının gevşeyerek kanla dolduğu zamandır [9]. Arterlere kanın gönderilmesinden sonra, kalp dinlenme evresindedir ve çıkış kapakları kapanır, bir süre sonra çıkış kapakları açılarak yeni bir çevrim başlar. Sistol ve diyastol evreleri ventriküller ve atriumlar için de ayrı ayrı atrial-sistol, atrial-diyastol, ventriküler-sistol ve ventriküler-diyastol olarak düşünülebilir (Şekil 2.6).

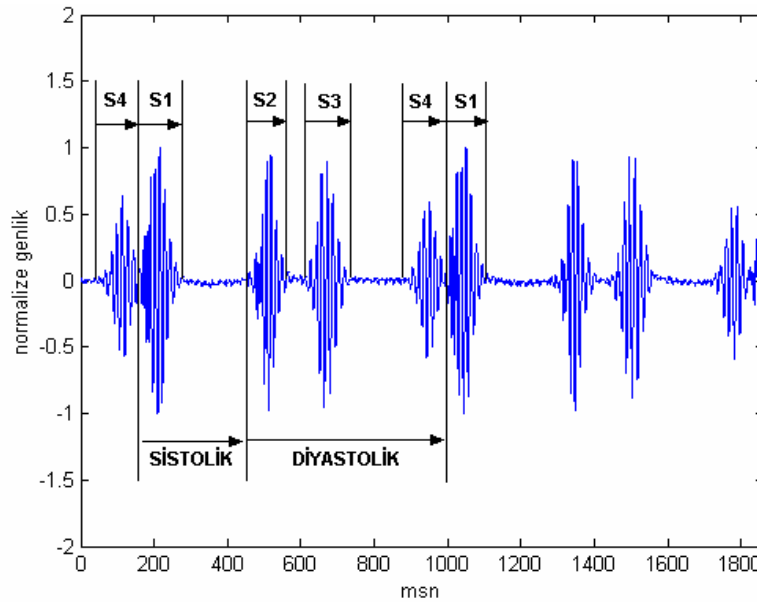


Şekil 2.6: Kalpteki basınç, EKG ve PCG'nin zamanla değişimi [3]

Şekil 2.7’de de görüldüğü gibi, kalp sesleri öncelikle kalp kapakçıklarının açılıp kapanması sırasında oluşur. Ayrıca hastanın fizyolojisine bağlı olarak da oluşan kalp sesleri (S3 ve S4) vardır (Şekil 2.8). Kalp sesleri, kalbin çalışmasına göre aşağıdaki şekilde incelenir.



Şekil 2.7: Normal kalp sesi



Şekil 2.8: S1, S2, S3 ve S4'ten oluşan bir çevrim

2.2.1 Birinci Kalp Sesi (S1)

Kulakçıkların depolarizasyonu sonunda, karıncıkların depolarizasyonu başında meydana gelir. Bu esnada, halen kapalı bulunan semilunar kapakçıklara (aort ve pulmoner damar kapakçıkları) ek olarak kulakçık-karıncık (atrioventriküler - triküspid ve mitral) kapakçıklarının da kapanması, ventriküllerde oluşan basınç nedeniyle kanın ventriküllerdeki ilk hareketi ve kulakçıklardaki kan hareketinin durması sonucunda meydana gelir. Sistol evresinin başlangıcını belirtir (Şekil 2.6, 2.7). Birinci kalp sesinin (S1) süresi 50-100 ms arasındadır. Frekans spektrumunda ise 30-100 Hz arası görülmektedir [10]. S1, kalp sesleri içerisinde duyulan en yüksek sestir. Çıkardığı ses ‘lup’ olarak tanımlanmaktadır.

2.2.2 İkinci Kalp Sesi (S2)

Karıncıkların depolarizasyonu sonunda, semilunar kapakçıkların (aort ve pulmoner damar kapakçıkları) kapanması ve kulakçık-karıncık (atrioventriküler - triküspid ve mitral) kapakçıklarının açılması sırasında meydana gelir. Diyastol evresinin başlangıcını belirtir (Şekil 2.6, 2.7). İkinci kalp sesi (S2) 25-50 ms arasında sürmektedir. Frekans spektrumunda ise 50-70 Hz band aralığında görülmektedir [10]. S1’den daha şiddetli, kısa süreli, daha yüksek frekanslı ve keskin bir karakterdedir.

S1 ve S2’nin şiddeti nereden dinlendiğine göre değişir. Apeks (sol ventrikülün ucu) üzerinden dinlendiğinde S1, S2’den daha şiddetlidir. S1 ve S2 üzerindeki değişiklikler anormallik olduğunu gösterebilir.

Ritmdeki değişimler, aritmi olarak adlandırılır, çoğu normal olmakla beraber sürekli olan değişimler hastalık belirtisi olabileceği gibi oskültasyon sırasında S1 ve S2’lerin ayrımını güçleştirir. S2’nin S1’den daha şiddetli ve yüksek perdeden olması, genellikle pulmoner kapağın daha sert ve hızlı kapandığı pulmoner hipertansiyona işaret eder.

2.2.3 Üçüncü Kalp Sesi (S3)

Karıncıkların kanla dolması sonucunda oluşan anormal basınç nedeniyle oluşur. Diyastol evresinde yer alır (Şekil 2.6, 2.8).

2.2.4 Dördüncü Kalp Sesi (S4)

Kulakçıkların depolarizasyonu sonunda oluşur (Şekil 2.6, 2.8). Diyastol evresinde yer alır, çeşitli koroner arter rahatsızlıklarında, kanın çıkışının ani olarak engellenmesi durumlarında görülür.

2.2.5 Üfürümler

Üfürümler, kalp içindeki türbülans kan akımlarından kaynaklanan uzun süreli seslerdir.

2.2.5.1 Üfürümlerin Özellikleri

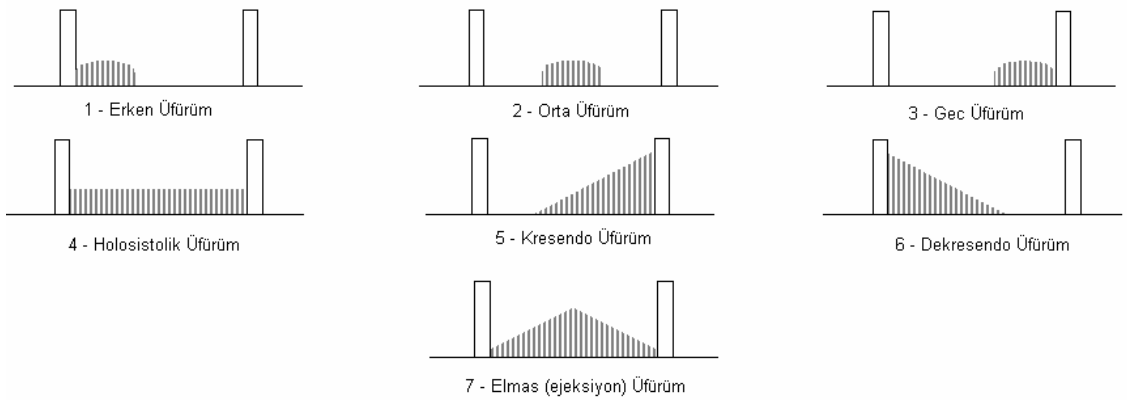
Üfürümleri dinleme sırasında en iyi şekilde teşhis etmek için belirleyici özelliklerin bilinmesi gerekir.

Şiddeti: Üfürümler şiddetlerine göre 1~6 arasında seviyelendirilmiş olup, 6.seviye stetoskop olmadan bile duyulabilecek kadar şiddetlidir.

Ses perdesi: Ses perdesi türleri, kendi aralarında düşük, orta ve yüksek olarak 3 seviyeye ayrılmıştır.

Zamanı (yeri) ve şekli: En önemli ayırıcı faktör üfürümün bir periyot içerisindeki yeri ve şeklidir.

1. Sistolik ya da diyastolik: Üfürümler bir periyot içerisinde sistol veya diyastol evrelerinde erken (Şekil 2.9-1), orta (Şekil 2.9-2) , geç (Şekil 2.9-3) ya da holosistolik (Şekil 2.9-4) olarak bulunabilirler.
2. Genlikte meydana gelen değişimler (üfürümün konfigürasyonu): Üfürümün genliğindeki değişim giderek artan bir şekle sahip ise kreşendo (Şekil 2.9-5), zayıflayan bir şekilde ise dekreşendo (Şekil 2.9-6), önce artan sonra da artan şekilde ise elmas (kreşendo-dekreşendo veya ejeksiyon) (Şekil 2.9-7) üfürümü olarak adlandırılır.



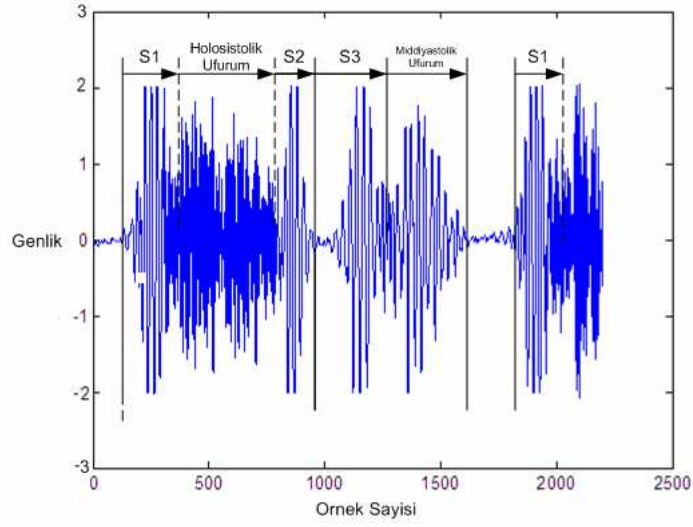
Şekil 2.9: Üfürüm çeşitleri

2.2.6 Çalışmada Kullanılan Sesler

S1-S2 seslerinin bölütlendiği bu çalışmada ventriküler septal defekt (VSD), mitral regurjitasyonu (MRE), geç sistolik üfürüm (LAS), erken sistolik üfürüm (EAS), açılma sesi (OPS), diyastolik üfürüm (DRU), Abstein's anomali (EBA), aort regurjitasyonu (ARE), aort stenozu (AST), normal kalp sesi (NFC), mitral stenoz (MST), aort yetmezliği (AIN), gallop ritmi (SUM), venöz uğultu (VEH), patent duktus arteriyosus (PDA), ejeksiyon sesi (EHS) olmak üzere 16 ayrı tip kalp sesi incelenmiştir.

2.2.6.1 Ventriküler Septal Defekt (VSD)

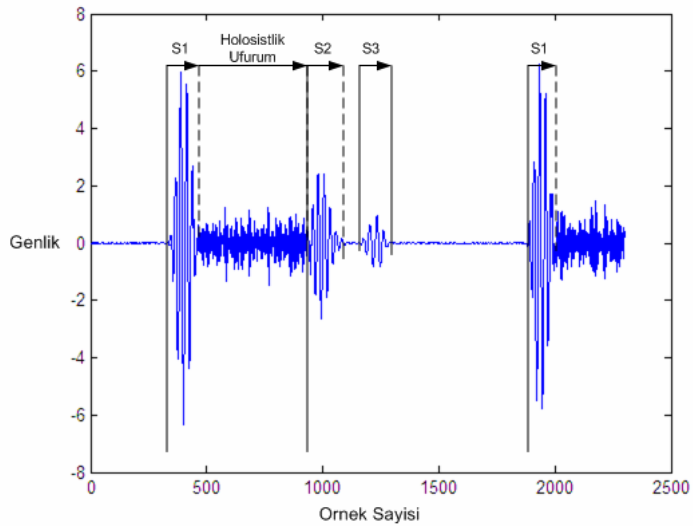
Ventriküler septal defekt üfürümünde, mitral yetmezliğin üfürümüne benzer şekilde holosistolik bir üfürüm duyulur. Ayrıca S3 ve middiyastolik bir üfürümde duyulabilir. Ventriküler septal defekt, mitral yetmezliğinden daha geniş bir alana yayılması ile ayırt edilir (Şekil 2.10). T noktasından dinlenebilir.



Şekil 2.10: Ventriküler septal defekt (VSD)

2.2.6.2 Mitral Regurjitasyonu (MRE)

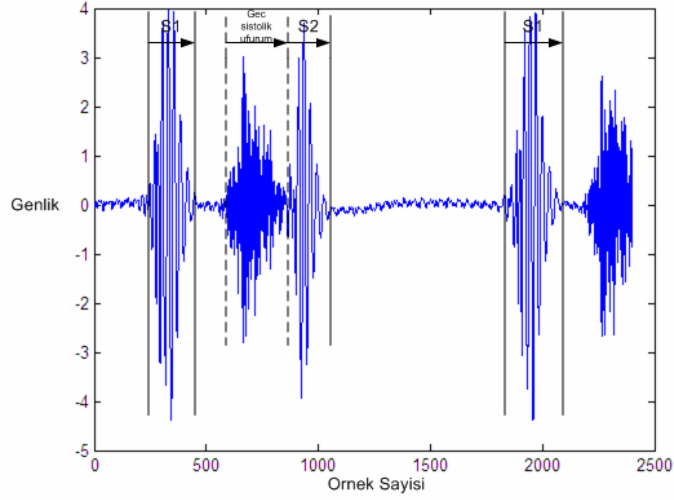
Mitral kapakçığın, sol karıncıktaki kanın sol kulakçığa dönmesini önleme özelliğini kaybetmesi sonucunda oluşur. Sistolde yüksek perdeden üfleme tarzında holosistolik bir üfürüm, diyastolde ise middiyastolik uğultu tarzında bir üfürüm ve S3 ek sesi bulunmaktadır (Şekil 2.11). M noktasından dinlenebilir.



Şekil 2.11: Mitral regurjitasyonu (MRE)

2.2.6.3 Geç Sistolik Üfürüm (LAS)

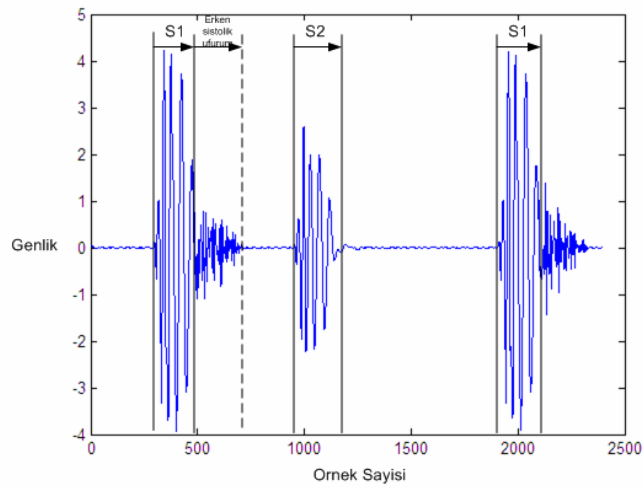
Mitral valv prolapsusunda mitral kapak sistolünün ortasında atriyuma doğru çöker ve kapak aralanarak yetersizlik başlar. S1 net olarak duyulur. Üfürüm midsistolde başlar ve S2'ye kadar devam eder, S2 net duyulmaz.



Şekil 2.12: Geç sistolik üfürüm (LAS)

2.2.6.4 Erken Sistolik Üfürüm (EAS)

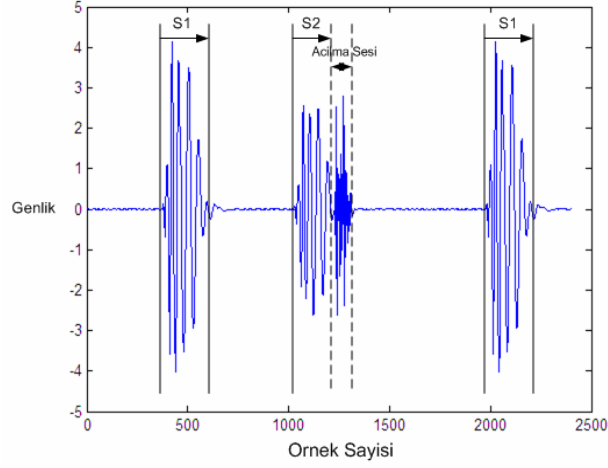
Erken sistolik üfürüm S1'den hemen sonra başlar ve sistolün ortalarına gelirken kaybolur (Şekil 2.13). Şiddeti sabittir.



Şekil 2.13: Erken sistolik üfürüm (EAS)

2.2.6.5 Açılma Sesi (OPS)

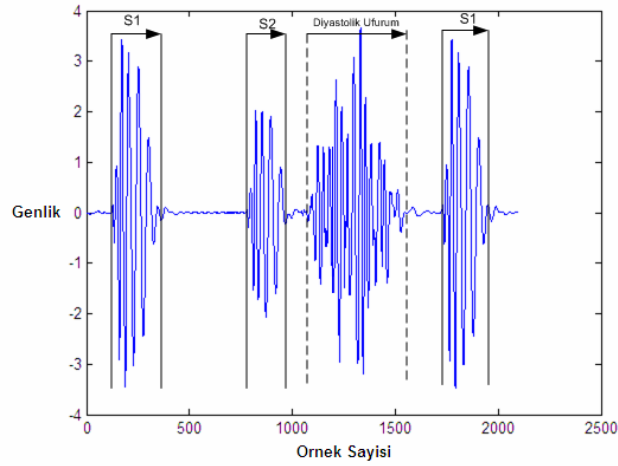
Normalde mitral ve triküspid kapaklarının açılması sırasında ses meydana gelmez. Fakat kalp hastalıklarında, özellikle stenozda, kapakların açılması sırasında bir klik duyulabilir. Buna açılma sesi (OPS) denir (Şekil 2.14). M noktasından dinlenebilir.



Şekil 2.14: Açılma sesi (OPS)

2.2.6.6 Diyastolik Üfürüm (DRU)

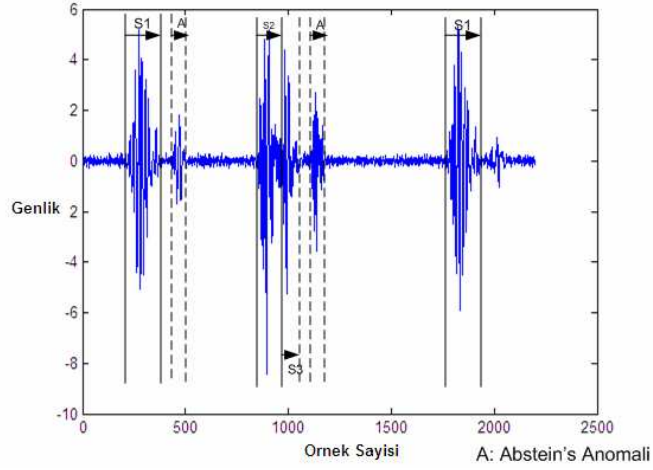
Erken diyastolik üfürüm, S2 ile başlar. Middiyastolik üfürüm, S2'den sonra başlar ve S1'den önce son bulur. Geç diyastolik üfürüm ise, S1'den hemen önce biter bu nedenle presistolik üfürüm olarak da adlandırılır (Şekil 2.15).



Şekil 2.15: Diyastolik üfürüm (DRU)

2.2.6.7 Abstein's Anomali (EBA)

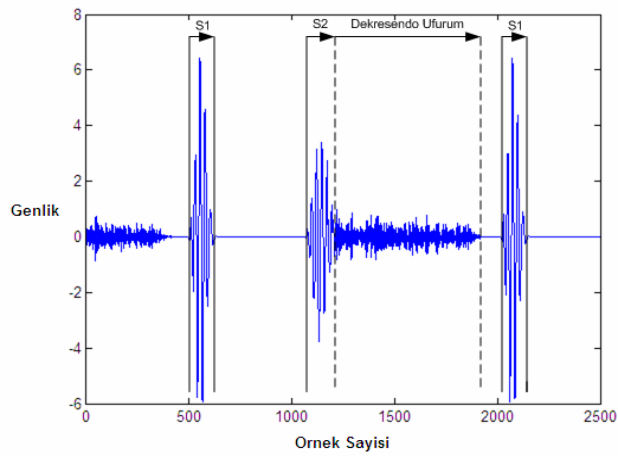
Triküspid kapağın septal ve posterior leafletlerinin birlikte ya da ayrı ayrı, sağ ventrikül apeksi yönünde deplase ve değişik miktarlarda deforme olması sonucu ortaya çıkan konjenital bir anomalidir. Her iki ses arasında görülme sıklığı eşittir (Şekil 2.16).



Şekil 2.16: Abstein's anomali (EBA)

2.2.6.8 Aort Regurjitasyonu (ARE)

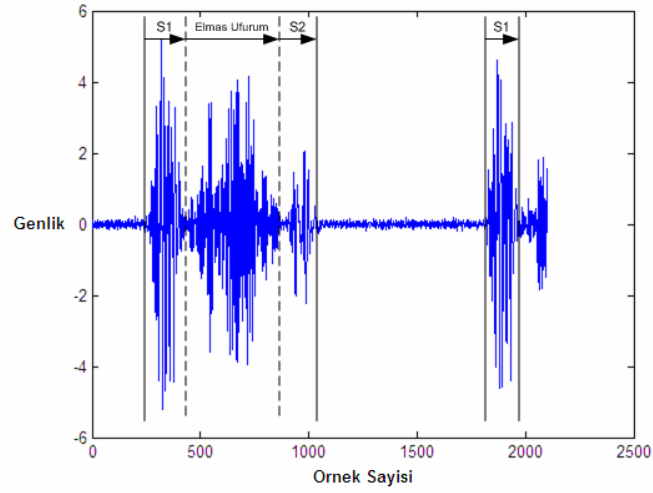
Aort ağzındaki kapakçıkların, kalbin sol karıncığından pompalanan kanın aorttan kalbe geri dönmesini engelleyememesi sonucunda oluşur. Aort regurjitasyonu tek başına bulunduğu anda, diyastolik dekresendo bir üfürüme neden olur (Şekil 2.17). A noktasından dinlenebilir.



Şekil 2.17: Aort regurjitasyonu (ARE)

2.2.6.9 Aort Stenozu (AST)

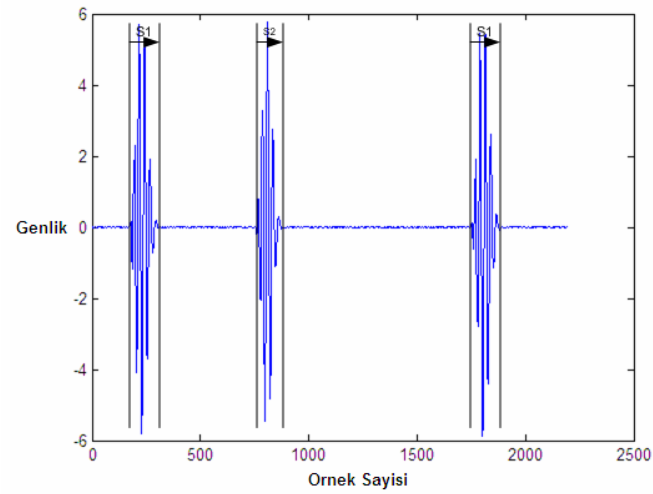
Kalbin sol karıncığı ile aort arasındaki aort girişinde veya aort kapakçığındaki daralma nedeniyle oluşur. Darlık kalbin kan pompalama yani kanın aorta geçişini güçleştirir. Sistolde, aortik ejeksiyon ve orta dereceden elmas şeklinde bir ses, diyastolde ise S4 ek sesi bulunmaktadır (Şekil 2.18). A noktasından dinlenebilir.



Şekil 2.18: Aort stenozu (AST)

2.2.6.10 Normal Kalp Sesi (NFC)

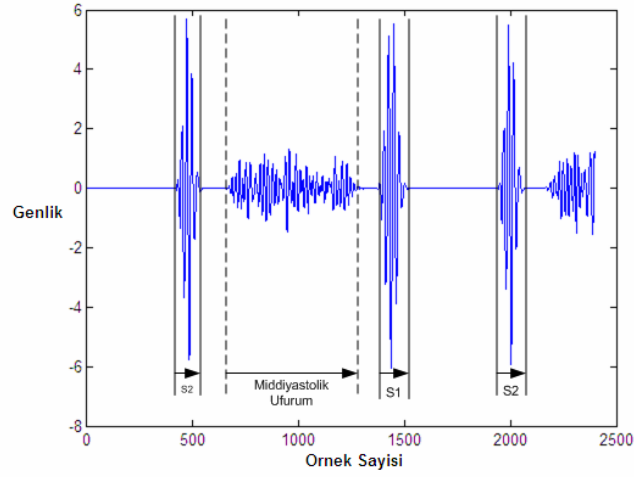
Normal kalp sesi (NFC) Şekil 2.19’da görülmektedir.



Şekil 2.19: Normal kalp sesi (NFC)

2.2.6.11 Mitral Stenoz (MST)

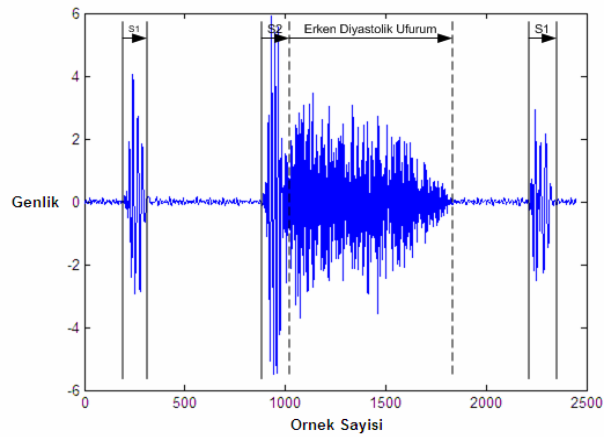
Sol kulakçıktaki kanın sol karıncığa geçmesini sağlayan ve geri dönmesini önleyen mitral kapakçığın açıklığının azalması sonucunda oluşur. Diyastolde açılma sesine ek olarak middiyastolik ve presistolik olmak üzere iki çeşit üfürüm bulunmaktadır (Şekil 2.20). M noktasından dinlenebilir.



Şekil 2.20: Mitral stenoz (MST)

2.2.6.12 Aort Yetmezliği (AIN)

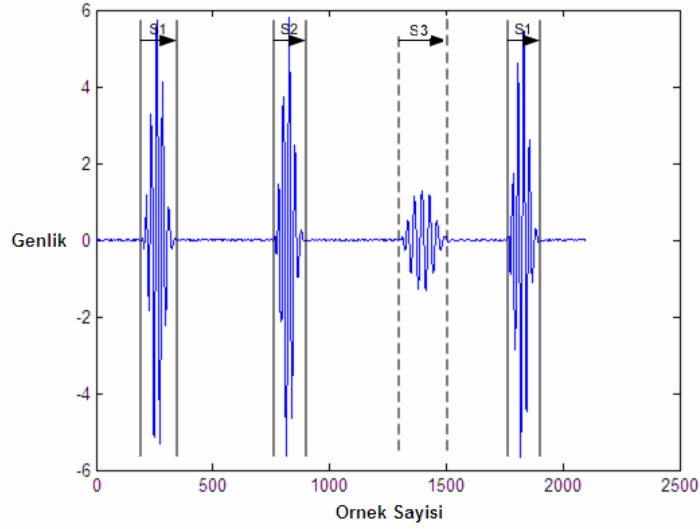
Diyastol kısmında erken diyastolik üfürüm görülmektedir (Şekil 2.21). A noktasından dinlenebilmektedir.



Şekil 2.21: Aort yetmezliği (AIN)

2.2.6.13 Gallop Ritmi (SUM)

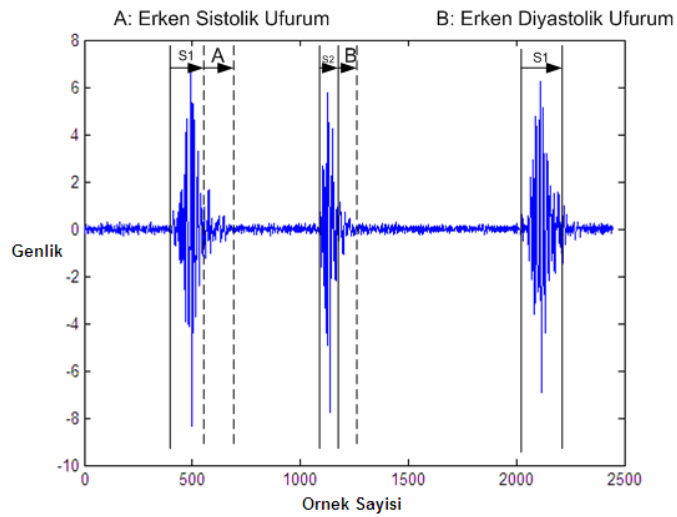
S3 ve S4'ün (S4 her zaman görülmeyebilir); S1 ve S2 ile birlikte duyulmasıdır (Şekil 2.22). Nabız dakikada 110'un üstünde olup, koşan at sesi gibi ses duyulur.



Şekil 2.22: Gallop ritmi (SUM)

2.2.6.14 Venöz Uğultu (VEH)

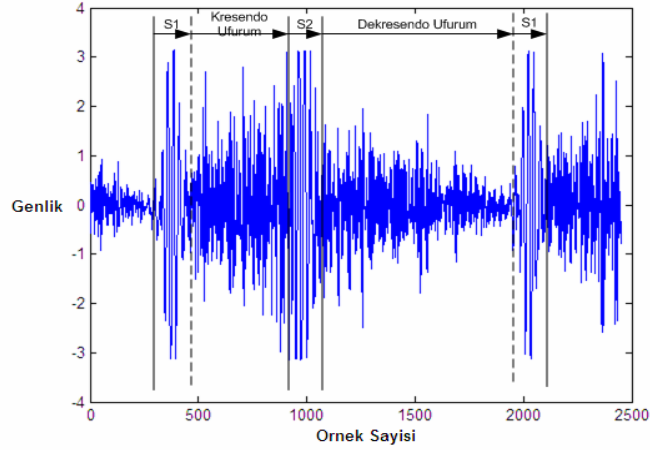
Sistol ve diyastolde iki sürekli üfürümden oluşur, çocuklarda ve genç erişkinlerde görülür (Şekil 2.23). A noktasından dinlenebilir.



Şekil 2.23: Venöz uğultu (VEH)

2.2.6.15 Patent Duktus Arteriyozus (PDA)

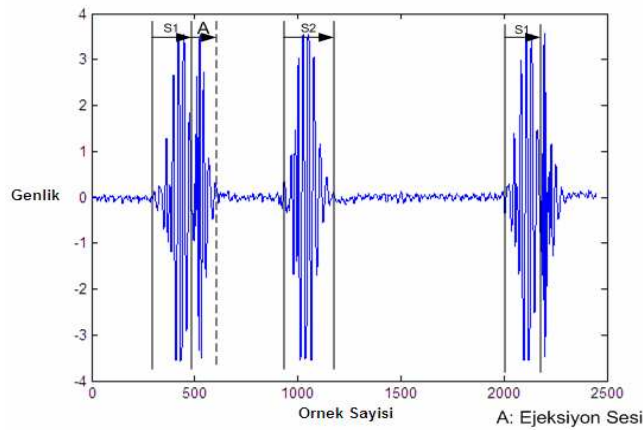
Aort ve sol pulmoner arter arasındaki kanalın kalıcı olarak açık kalması nedeniyle oluşur. Sistolde kreşendo, diyastolde ise dekresendo tarzında üfürüm bulunmaktadır (Şekil 2.24). P noktasından dinlenebilir.



Şekil 2.24: Patent duktus arteriyozus (PDA)

2.2.6.16 Ejeksiyon Sesi (EHS)

S1 sesinde meydana gelen çiftleşmeden kaynaklanmaktadır (Şekil 2.25). Ejeksiyon sesleri sol ya da sağ ventrikülden kaynaklanabilen erken sistolik seslerdir. Bu sesler yıpranan aort ya da pulmoner kapaklarda kanın büyük damarlara hızlı geçişi nedeniyle oluşmaktadır.



Şekil 2.25: Ejeksiyon sesi (EHS)

3. KALP SESLERİNİN ANALİZİ VE S1-S2 SESLERİNİ BÖLÜTLEME YÖNTEMLERİ

3.1 Literatürde S1-S2 Seslerinin Bölütlenmesi

Literatür incelendiğinde, kalp seslerinin analizi ve S1-S2 seslerinin bölütlenmesi konusunda birçok çalışmanın yapıldığı gözlenmektedir. Yapılan çalışmalarda, S1-S2 seslerini bölütleyebilmek için daha çok dalgacık dönüşümü temelli metotlar kullanılmış olup, S1-S2 tepelerini ayırt edebilmek için Shannon enerjisi gibi, homomorfik filtre gibi çeşitli yöntemlerden yararlanılmıştır.

Portekiz Coimbra Üniversitesi'nden Dinesh Kumar ve arkadaşlarının 2006 yılında yapmış olduğu çalışmada aort, mitral, trikuspit ve pulmoner kapakların yetmezliği ve stenoza söz konusu olan sesler incelenmiştir [11]. Çalışmada dalgacık dönüşümü kullanılmış ve basitlik (simplicity) hesabı temeline dayanılarak kalp üfürümleri tespit edilmiştir. Dalgacık filtresi olarak Daubechies-6 filtresi kullanılan çalışmada, işarette özdeğerli spektrum metodu uygulanarak, işaretin basitliği hesaplanmıştır. Yüksek basitlik (düşük karmaşıklık) uygulamasının ardından işaret eşikten geçirilmiş ve S1-S2 tepeleri belirlenmiştir. Bu çalışma %89.10 başarı ile S1-S2 seslerinin yerini tespit etmiş olup, tespit ettiği seslerdeki doğruluk yüzdesi %95.50 olmuştur.

Finlandiya Helsinki Üniversitesi'nden Huiying Liang ve arkadaşlarının 1997 yılında yapmış olduğu çalışmada ise kalp sesleri “envelopgram” temeline göre tespit edilmiştir [12]. Çalışmada kalp sesi, S1, sistol evresi, S2 ve diyastol evresi olmak üzere dört gruba ayrılmış olup, zarf olarak normalize edilmiş Shannon enerjisi kullanılmıştır. Daha sonra işaretteki gürültü etkisine son vermek için işarette eşik uygulanmıştır. Daha sonra istenmeyen tepeleri göz ardı etmek için bitişik iki komşu tepe arasındaki mesafe belirlenmiş, ardından düşük seviye ve yüksek seviye zaman sınırı hesaplanmıştır. Eğer iki tepe arasındaki süre, düşük seviye zaman sınırından küçükse, bu iki tepeden birisi göz ardı edilmiştir. Hangi tepenin göz ardı edileceğine ise, tepeler arası mesafe ve

tepelerin sahip olduğu enerji baz alınarak karar verilmiştir. Bu çalışmada incelenen seslerin %93.01'inde başarı sağlanmıştır. İncelenen seslerin % 5.83'ünde herhangi bir tespit yapılamamış olup, %1.17'sinde ise sesler yanlış tespit edilmiştir.

Yine Huiying Liang ve arkadaşlarının 1997 yılında yapmış olduğu çalışmada farklı tip üfürümlere sahip kalp sesleri dalgacık ayrıştırma ve geri çatma metotları kullanılarak tespit edilmiştir [13]. Bu çalışmada da kalp seslerini parçalara ayırarak inceleme yolu izlenmiştir. Çalışmada ayırık dalgacık dönüşümü kullanılmış, dönüşüm sonucu elde edilen katsayılardan S1-S2 seslerini en iyi temsil eden katsayılara normalize Shannon enerjisi uygulanmıştır. İşareti tekrar elde etmek amacıyla dalgacık dönüşümü sonucunda elde edilen ayrıntı ve yaklaşıklık katsayılarından faydalanılmıştır. Daha sonra işaret bir eşikten geçirilmiş ve S1-S2 tepelerini belirlemek için tepeler arasındaki süreler baz alınmıştır. Çalışmada çeşitli üfürümlerden oluşan ve 77 uzun süreli kayıttan alınan 1165 kalp sesi incelenmiş olup, %93 başarı sağlanmıştır.

Japonya Kinki Üniversitesi'nden Yoshida ve arkadaşlarının 1997 yılında gerçekleştirmiş olduğu çalışmada ise sistolik üfürümlerin anlık frekans analizi yapılmıştır [14]. EKG işaretlerinin referans alındığı, S1 ve sistolik kalp sesi kompleksinden oluşan bu çalışmada Hilbert dönüşümü ve WVD (Wigner-Ville Distribution) yönteminden yararlanılarak, zararsız ve patolojik üfürümler arasındaki farklar, üfürümlerin anlık frekans analizi ile tespit edilmiştir. Çalışmada bu yöntemle elde edilen öznitelik vektörleri ile sınıflama yapılmış, herhangi bir başarı yüzdesi verilmemiştir.

Portekiz Coimbra Üniversitesi'nden Dinesh Kumar ve arkadaşlarının 2006 yılında yapmış olduğu çalışmada, referans EKG işaretine herhangi bir gereksinim duymaksızın, FKG'nin yüksek frekans işaretleri ile kalp sesleri tespit edilmiştir [15]. Çalışmada Shannon enerjisi ve ayırık dalgacık dönüşümü yöntemi kullanılmıştır. Önce yaklaşıklık katsayılarının Shannon enerjisi hesaplanarak ses öbekler halinde ayrıştırılmış ve öbeklerin sınırları tespit edilmiştir. Daha sonra detay katsayılarının Shannon enerjisi hesaplanarak işaretin yüksek frekans bilgilerine ulaşılmış ve en son aşamada yaklaşık sistol aralığı temeline bağlı olarak S1-S2 kalp sesleri tespit edilmiştir. Çalışmanın ileri aşamalarında S1-S2 seslerine ilişkin sınıflama yapılmıştır.

George Washington Üniversitesi'nden Wang ve arkadaşlarının 2001 yılında yaptığı çalışmada eşleşen takip metoduyla (matching pursuit method) S1 kalp seslerinin analizi yapılmıştır [16]. S1 sesini zaman-frekans atomları serisine ayrıştırmak için eşleşen takip metodu kullanılmıştır. S1 mitral kapağın neden olduğu M1 ve trikuspit kapağın neden olduğu T1 yüksek frekans bileşenlerine bölünmüş ve bölütleme analizi yapılmış ve %93 başarı sağlanmıştır.

Singapur Nanyang Teknoloji Üniversitesi'nden Cota Navin Gupta ve arkadaşlarının 2005'te yapmış oldukları çalışmada normal, sistolik üfürümlü ve diyastolik üfürümlü kalp sesleri incelenmiştir. Kalp seslerinin bölütlenmesi amacıyla homomorfik filtreleme tekniği kullanılmıştır [17]. Homomorfik filtreleme yöntemi ve arkasından süre baz alınarak konulan eşik, sınıflama için gerekli özneliliklerin tespit edilmesinde yardımcı olmuştur. Çalışmada normal kalp sesleri için % 99.09, sistolik üfürümlü sesler için %85.47 ve diyastolik üfürümlü sesler için % 86.47 başarı sağlanmıştır.

Malezya Teknoloji Üniversitesi'nden Faizan Javed ve arkadaşlarının 2006 yılında yapmış oldukları çalışmada ise kalp sesleri ve kalp üfürümlerinin analizi için bir sinyal işleme modülü geliştirilmiştir [18]. Çalışmada ayrık dalgacık yöntemi kullanılmıştır. Daha sonra işaretin normalize Shannon enerjisi hesaplanmış, en son ise S1-S2'lerin sınırları belirlenmiştir. Çalışmada kalp kapaklarının neden olduğu yetmezlik ve stenozlardan; ayrıca üfürümlerden oluşan 11 ayrı tip kalp sesi kullanılmış olup, %87 başarı sağlanmıştır.

3.2 Kalp Seslerinin Analiz Yöntemleri

S1-S2 seslerini düzgün bir şekilde bölütleyebilmek ve yüksek bir başarı oranı sağlayabilmek için, öncelikle kalp sesinin analizini, S1-S2 seslerinin sahip olduğu özellikleri baz alarak yapmak gerekmektedir. Kalp seslerinin meydana geldiği süreler kişiden kişiye değişeceğinden ve mevcut durumdan etkileneceğinden dolayı, daha karakteristik bir özellik taşıyan frekans domeninde analiz yapmak daha avantajlıdır. Birinci kalp sesinin (S1) olduğu frekans aralığının 20-45 Hz, ikinci kalp sesinin (S2) olduğu frekans aralığının 50-70 Hz olduğu göz önüne alınırsa, kalp seslerinin analizini frekans domeninde yapmak daha doğru olacaktır. Ayrıca kalp seslerinin analiz

edilmesinde dönüşüm yöntemlerinden sıkça yararlanılmaktadır. Dönüşüm işleminde en sık kullanılan yöntemler ise Fourier dönüşümü, kısa zaman Fourier dönüşümü ve dalgacık dönüşümüdür [19-23].

3.2.1 Fourier Dönüşümü

Özellikle elektrik mühendisliğinde en sık kullanılan dönüşüm Fourier dönüşümüdür. Fourier dönüşümünün ayrık domende matematiksel ifadesi tek boyutlu işaretler için aşağıdaki şekildedir [19].

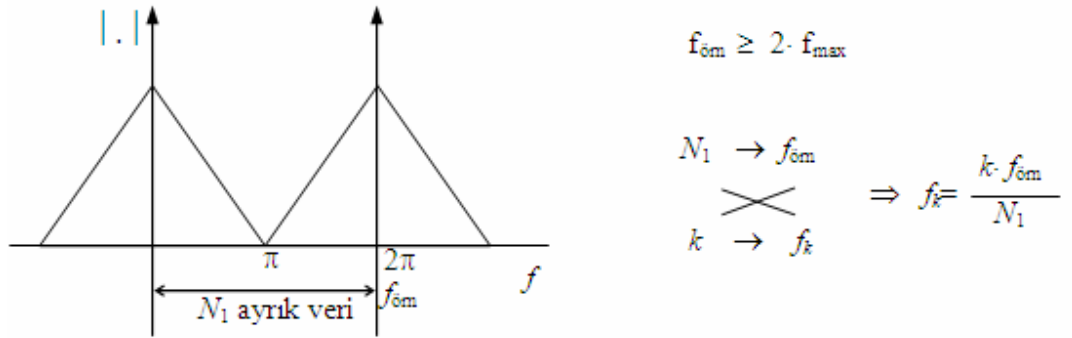
$$X(k_1) = \sum_{n_1=0}^{N_1-1} x(n_1) \cdot e^{-\frac{j2\pi k_1 n_1}{N_1}} \quad x(n_1) = \frac{1}{N_1} \sum_{k_1=0}^{N_1-1} X(k_1) \cdot e^{\frac{j2\pi k_1 n_1}{N_1}} \quad (3.1)$$

$$0 \leq n_1 \leq N_1-1 ; \quad 0 \leq k_1 \leq N_1-1$$

Denklemden x , işareti; X ise dönüşüm sonucu oluşan Fourier katsayılarını temsil etmektedir. Frekans domeninde ortaya çıkan $X(k)$ işareti iki bileşenden oluşur. $X(k)$, reel ve sanal bileşen ya da modül ve fazdan meydana gelmektedir.

Denklemler içinde bulunan N_1 sabiti önemli bir parametredir ve işarete dönüşüm uygulanmadan önce belirlenir. Sonsuz uzunluktaki işarete bir pencereden bakma şeklinde yorumlanır. N_1 sabitinin değeri büyük tutulursa, frekans domeninde işareti temsil eden ana bileşenleri daha hassas belirleme imkânı elde edilir. Ancak pencerenin fazlaca büyük olması işaretler içindeki ani değişimlerin frekans domeninde kötü temsil edilmesine neden olacaktır. Ani değişimler frekans domeninde ana bileşenler etrafında yayılacak ve diğer bileşenlerin de değerlerini bozacaktır. Pencerenin büyük seçilmesi aynı zamanda hesap yükünün artmasına neden olmaktadır. Geniş pencere içindeki ani değişen işaret, frekans domeninde tek bir ana bileşen yerine sinc şeklinde bir dağılım göstererek diğer bileşenleri de etkileyecektir. Dolayısıyla, Fourier dönüşümü pencere içinde durağan işaretlerin varlığı durumunda kullanışlı olmaktadır.

Örnekleme frekansı, işaret içinde var olan maksimum frekansın en az iki katı değerinde olmalıdır (Nyquist kriteri). Aksi takdirde işaretten bilgi kaybı olacaktır. Şekil 3.1’de örnekleme frekansının etkisi ve ayrık değerlerden frekans değerlerine geçiş gösterilmektedir.



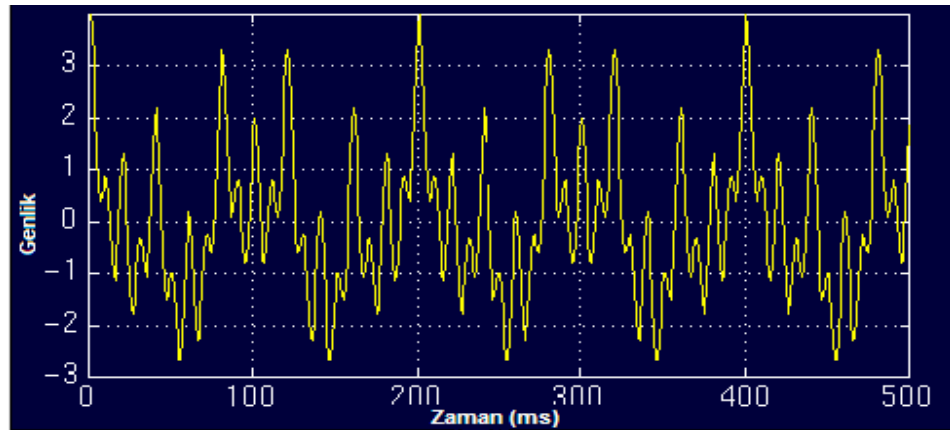
Şekil 3.1: Frekans spektrumu

3.2.2 Kısa-Zaman Fourier Dönüşümü

Fourier dönüşümünde, f frekanslı bileşen zamanın hangi anında ortaya çıkarsa çıksın integrasyona etkisi aynı olacaktır. f frekanslı bileşenin t_1 ya da t_2 anında ortaya çıkması integrasyon sonucunu değiştirmeyecektir. Fourier dönüşümü (FD) yalnızca belirli bir frekans bileşeninin var olup olmadığını belirtmektedir (FD ile işaretin sadece spektral içeriği elde edilir). Fourier dönüşümünü en yalın haliyle incelemek için aşağıdaki durağan $x(t)$ işaretini ele alalım [20,21]:

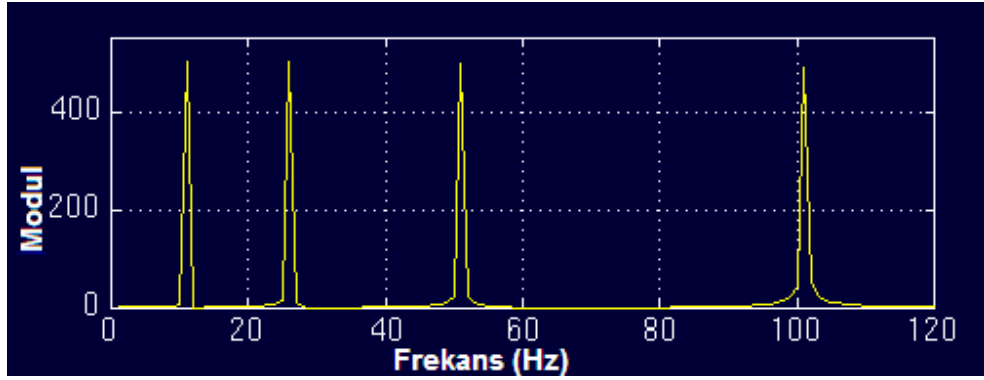
$$x(t) = \cos(2 \cdot \pi \cdot 10 \cdot t) + \cos(2 \cdot \pi \cdot 25 \cdot t) + \cos(2 \cdot \pi \cdot 50 \cdot t) + \cos(2 \cdot \pi \cdot 100 \cdot t)$$

İşaret dört farklı frekans bileşeninden oluşmaktadır ve bu bileşenler zamanın her anında mevcuttur. Şekil 3.2’de $x(t)$ işareti, 3.3’te ise $x(t)$ ’nin Fourier dönüşümü görülmektedir. FD’de bu dört frekans bileşenine (10, 25, 50, 100 Hz) karşılık dört tepe görülmektedir.



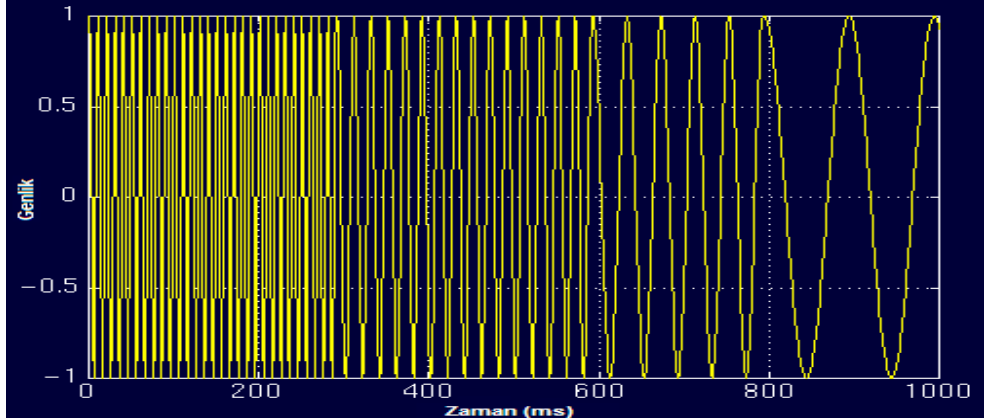
Şekil 3.2: Orijinal $x(t)$ işareti [20]

Şimdi de Şekil 3.4'teki gibi durağan olmayan bir işaretin Fourier dönüşümünü inceleyelim. İşaret dört farklı zaman aralığında dört farklı frekans bileşenine sahiptir. 0–300 ms aralığında 100 Hz, 300–600 ms aralığında 50 Hz, 600–800 ms aralığında 25 Hz ve 800–1000 ms aralığında 10 Hz'lik bir sinüzoid vardır. Şekil 3.5'te bu işaretin Fourier dönüşümü görülmektedir.

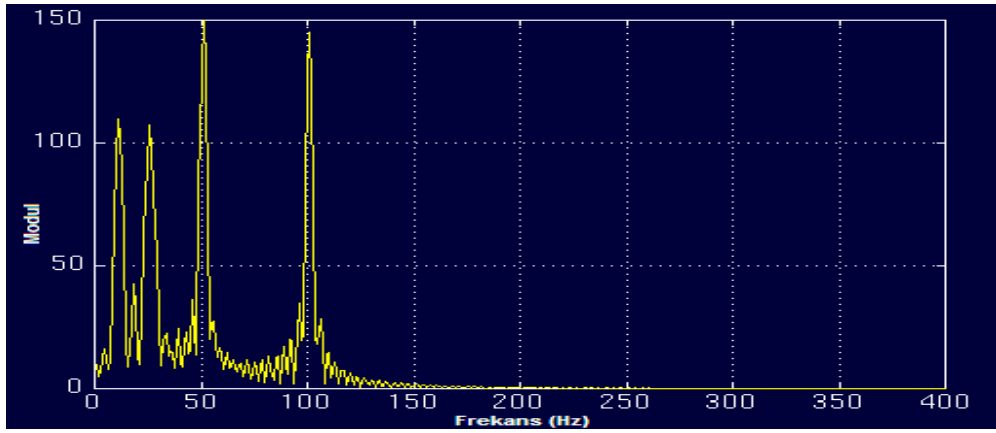


Şekil 3.3: Şekil 3.2'deki işaretin frekans spektrumu [20]

FD'de dört frekans bileşenine karşılık olarak dört tane tepe görülmektedir. Yüksek frekanslı bileşenlerin genliği alçak frekanslılardan daha büyüktür. Çünkü işaretin 100 ve 50 Hz'lik bileşenleri daha uzun sürmektedir (300 ms), buna rağmen 25 ve 10 Hz'lik bileşenler 200 ms sürelidir. Ayrıca bir frekans bileşeninden diğerine ani geçişler olduğu için Şekil 3.5'teki dalgalanmalar ('ripple') gözlenmektedir. Dalgalanmaların dışında yine dört frekansa karşılık dört tepe elde edilmiştir ve bu frekans bileşenlerinin zamanın hangi anlarında ortaya çıktığı belli değildir. Üstelik 3.3 ve 3.5 şekilleri karşılaştırıldığında dalgalanmalar ve genlikler (genlikler her zaman için normalize edilebilir) haricinde her iki frekans spektrumunun da benzer olduğu görülmektedir. Her iki işaret de aynı frekans bileşenlerini içerir; ancak ilk işaret bu frekanslara her zaman sahipken (durağan), ikinci işaret farklı zaman aralıklarında bu frekanslara sahiptir (durağan değildir). FD ile işaretin sadece spektral içeriği elde edilmektedir; bu spektrum, frekansların oluşum zamanları hakkında bilgi vermez.



Şekil 3.4: Durağan olmayan bir işaret [20]



Şekil 3.5: Şekil 3.4'teki işaretin frekans spektrumu [20]

Kısa-zaman Fourier dönüşümünde (KZFD) durağan olmayan işaret, zamanda durağan kabul edilebilecek küçük parçalara bölünür. Diğer bir deyişle FD'den farklı olarak, işarete dar pencerelerden bakılır ve pencere içinde kalan işaretin durağan olduğu varsayılır. Aşağıda KZFD'nin ifadesi görülmektedir:

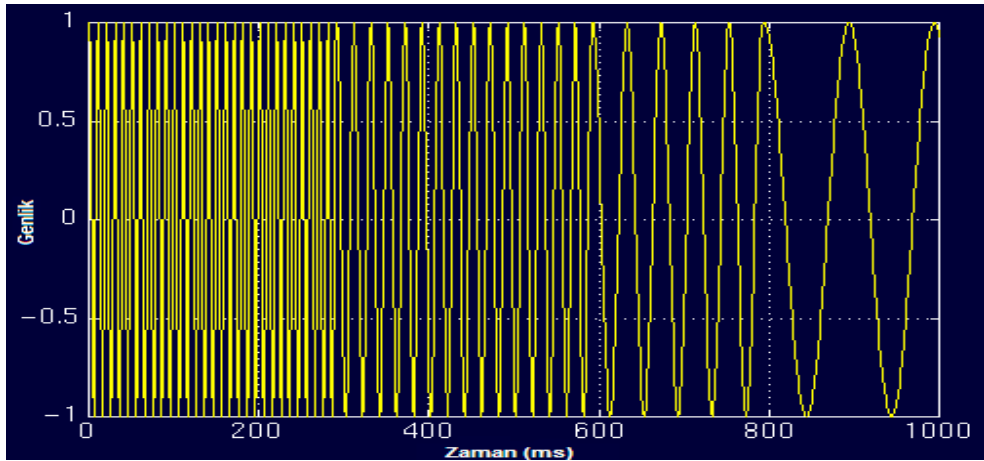
$$\text{KZFD}(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} [x(t) \cdot w^*(t - \tau)] \cdot e^{-j2\pi ft} \cdot dt \quad (3.2)$$

$x(t)$, orijinal işareti; $w(t)$, pencere fonksiyonunu ve $*$, karmaşık eşleniği göstermektedir. f , frekans; τ ise zamanda öteleme miktarıdır. Denklemden de görüldüğü gibi KZFD, bir pencere fonksiyonu ile çarpılan $x(t)$ 'nin FD'den başka bir şey değildir.

Her τ ve f için yeni bir KZFD katsayısı hesaplanır. FD sadece frekansın bir fonksiyonu iken, KZFD hem frekansın hem de zamanın bir fonksiyonudur ve dönüşüm bu haliyle iki boyutludur (genlik de göz önüne alınırsa boyut üç olacaktır). Aşağıda Şekil 3.6'da durağan olmayan bir işaret ve Şekil 3.7'de bu işaretin KZFD'si görülmektedir.

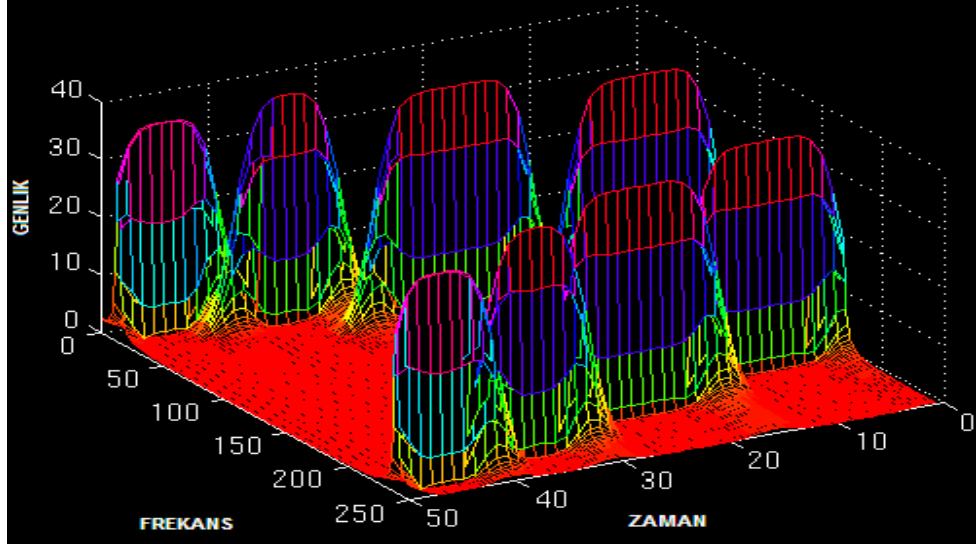
İşaret, sırasıyla 100, 50, 25 ve 10 Hz olmak üzere dört farklı frekans bileşenine sırasıyla 300, 300, 200 ve 200 ms sürelerle sahip durağan olmayan bir işarettir.

Şekil 3.7'deki grafiğin -FD'de de olduğu gibi- frekans ekseninin orta çizgisine göre simetrik olduğu görülmektedir. Dört frekans bileşenine karşılık olarak dört tepe vardır. FD'den farklı olarak bu tepeler zaman ekseninde farklı zaman aralıklarında gözlenmektedir. Zaten orijinal işarete farklı zamanlarda farklı spektral bileşenlere sahiptir.



Şekil 3.6: Durağan olmayan bir işaret [20]

İşaretin zaman-frekans temsili elde edilmesine rağmen, seçilen pencerenin genişliği dönüşümün etkinliğinde önemli rol oynamaktadır. KZFD'de pencere genişliği ile ilişkili bir çözünürlük problemi bulunmaktadır.



Şekil 3.7: Şekil 3.6'daki durağan olmayan işaretin kısa-zaman Fourier dönüşümü [22]

KZFD'de seçilen pencerenin sonlu uzunlukta olması nedeniyle işaretin bir parçası ele alıncı ve frekansta çözünürlük kötüleşir; artık, işarettaki frekans bileşenlerinin zaman içindeki yerleri kesin olarak bilinemez. Ancak, belirli bir frekans bandının ortaya çıktığı zaman aralıkları bilinmektedir ki bu da yukarıda bahsedilen çözünürlük problemidir.

Pencere genişliği durağanlık varsayımını geçerli kılacak kadar dar olmalıdır. Dar bir pencere seçilmesi durumunda hem bu varsayım geçerliliğini koruyacak hem de FD'de sağlanamayan zamanda çözünürlük iyileşecektir. Fakat dar bir pencere seçilmesi durumunda kötü bir frekans çözünürlüğü elde edilir. Pencere genişledikçe frekans çözünürlüğü artar; ancak zamanda çözünürlük azalır. Sonuçta işarete KZFD'yi uygulamadan önce bir ikilemeyle karşılaşılır; zamanda ya da frekansta çözünürlüğün sağlanması.

KZFD, tüm zamanlarda sabit çözünürlük verdiği için KZFD'nin çözünürlük ile ilgili problemlerini gidermek üzere zamanda değişken çözünürlük veren dalgacık dönüşümü (DD) geliştirilmiştir. Dalgacık dönüşümüne frekans cevabı zamanla değişen durağan olmayan işaretlerin analizinde ihtiyaç duyulmaktadır.

3.2.3 Dalgacık Dönüşümü

3.2.3.1 Sürekli Dalgacık Dönüşümü

Dalgacık analizi KZFD'ye benzer şekilde yapılır: İşaret, KZFD'de bir pencere fonksiyonu ile çarpılırken, DD'de dalgacık olarak adlandırılan bir fonksiyonla çarpılır ve dönüşüm zaman domenini işaretinin farklı segmentleri için ayrı ayrı hesaplanır [22]. Ancak KZFD ve sürekli dalgacık dönüşümü (SDD) arasında iki belirgin fark vardır: SDD'de (i) kompleks üstel bir terim kullanılmaz, işaret bir dalgacık fonksiyonuyla çarpılır, (ii) her bir spektral bileşen için dönüşüm hesaplanırken pencerenin genişliği değiştirilir. Son şık, dalgacık dönüşümünün en önemli özelliğidir. SDD aşağıdaki şekilde ifade edilir [23]:

$$SDD_x''(\tau, s) = W_x(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \psi^*\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \cdot dt \quad (3.3)$$

($\tau, s \in \mathfrak{R}$; $s \neq 0$; ($\psi(t)$, $L2(\mathfrak{R})$ 'de kompleks veya reel değerli bir fonksiyondur.)

Görüldüğü gibi SDD, τ ve s değişkenlerinin (öteleme ve ölçek parametreleri) bir fonksiyonudur. $\psi(t)$, dönüşüm (pencere) fonksiyonudur ve ana dalgacık olarak adlandırılır. $1/\sqrt{s}$ çarpanı enerji normalizasyonu sağlar. Bu çarpım, dönüştürülen işaretin her ölçekte aynı enerjiye sahip olabilmelerini temin eder.

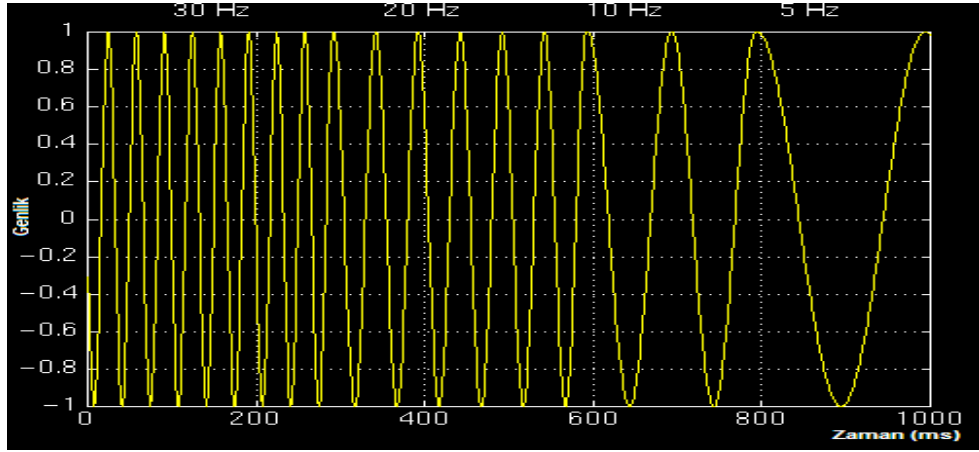
SDD ile işaretin zaman-ölçek-genlik değerlerinden oluşan üç boyutlu bir gösterilimi elde edilir. Pencerenin zamanda kaydırılması işaretin zamanda, ölçek değerinin değiştirilmesi ise işaretin frekans domeninde incelenmesine olanak sağlar.

Dönüşümde kullanılan farklı genişliğe sahip diğer pencere fonksiyonları ana dalgacıktan ölçekleme yoluyla türetilir. Öteleme terimi, KZFD'de rastlanılan şekliyle pencerenin yerini ifade etmektedir. Pencere, işaret üzerinde gezdirilir. Dönüşümden zaman bilgisi öteleme ile sağlanır. KZFD'deki gibi bir frekans parametresi yoktur; bunun yerini $1/\text{frekans}$ olarak tanımlanan ölçek parametresi (s) almıştır.

Ölçek değeri büyük ise (düşük frekanslar) işaret hakkında global bir bilgi elde edilir. Ölçek değeri küçük ise (yüksek frekanslar) işarettaki ayrıntılar (kısa süren değişimler) yakalanır. Ölçek parametresinin değeri değiştirilerek, ana dalgacığın sıkıştırılması ya da

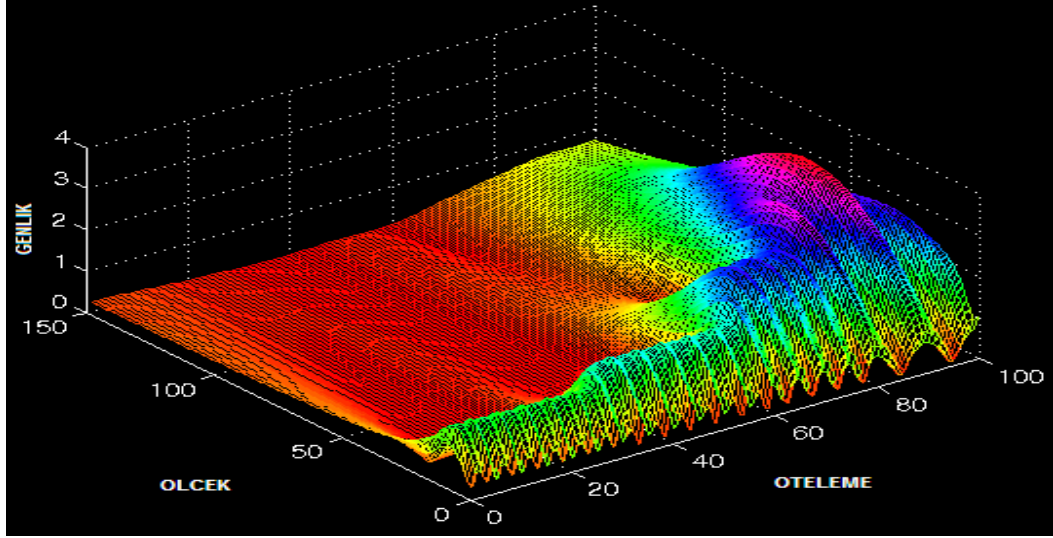
geniştirilmesiyle SDD’de kullanılan pencereler elde edilir. Morlet, Meyer, Meksika-şapkası, Daubechies dalgacıkları, vb. pencere fonksiyonu olarak kullanılan fonksiyonlara örnektir.

Dalgacık dönüşümünü bir örnek üzerinde inceleyelim. Şekil 3.8’deki durağan olmayan işareti göz önüne alalım. İşaret, 30 Hz, 20 Hz, 10 Hz ve 5 Hz frekans bileşenlerine sahiptir.



Şekil 3.8: 30, 20, 10 ve 5 Hz frekans bileşenlerine sahip durağan olmayan bir işaret [24]

Şekil 3.9’da ise, Şekil 3.8’deki işaretin sürekli dalgacık dönüşümü görülmektedir. Şekilden, eksenlerin öteleme ve ölçek olduğu görülmektedir. Öteleme doğrudan zamanla ilişkili olmasına rağmen ölçek, frekansın tersine karşılık gelir. Şekil 3.9’dan da görüldüğü gibi küçük ölçekler yüksek frekanslara karşılık gelmektedir. Ölçek değeri azaldıkça frekans artmaktadır. Sıfırın etrafındaki ölçekler analizdeki en yüksek frekanslara karşılık gelmektedir. Orijinal işarete 30 Hz’lik en yüksek frekans bileşeni zamanın ilk anlarında gözlemlendiğinden bu bileşene karşılık 0-30 öteleme bölgesinde, en küçük ölçekte değişimler gözlenmektedir. 5 Hz’lik bileşen ise öteleme ekseninin en sonunda ve yüksek ölçeklerde (alçak frekanslar) görülmektedir.



Şekil 3.9: Şekil 3.8’deki işaretin sürekli dalgacık dönüşümü [24]

Tüm zamanlarda ve frekanslarda sabit çözünürlük veren KZFD’nin tersine, dalgacık dönüşümü, yüksek frekanslarda zamanda iyi, frekansta kötü çözünürlük verirken, düşük frekanslarda zamanda kötü, frekansta iyi çözünürlük vermektedir.

Şekil 3.9’da küçük ölçekler (yüksek frekanslar) daha iyi zaman çözünürlüğüne sahiptir: dalgacığın dar olması, zamanın gerçek değerinin ne olacağındaki belirsizliği azaltmaktadır. Ancak zamanda çözünürlük iyileşirken frekansta çözünürlük kötüleşmektedir. Benzer şekilde, yüksek ölçeklerde de dalgacığın destek bölgesi genişlediğinden, zaman değerlerinin doğru saptanmasındaki belirsizlik artmış ve düşük frekanslarda frekans çözünürlüğü iyileşmiştir.

Şekil 3.9’da eksenler normalize edilmiştir. Yaklaşık olarak öteleme eksenindeki 100-üncü nokta değeri 1000 ms’ye, ölçek eksenindeki 150 örnekten oluşan bölge ise 40 Hz’lik bir frekans bandına karşılık gelmektedir (eksenlerdeki sayılar hesaplamalardaki örnek sayılarıdır, saniye ve Hz’e karşılık gelmemektedir).

3.2.3.2 Ayrık Dalgacık Dönüşümü

Ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) hesap yükünü azaltmasının yanı sıra orijinal işaretin analiz ve sentezi için yeterli bilgiyi de sağlamaktadır. Sayısal filtreleme teknikleri kullanılarak sayısal işaretin zaman-ölçek temsili elde edilmektedir [25]. SDD farklı ölçeklerdeki dalgacık ile işaret arasındaki ilişkiyi/korelasyonu belirtmektedir. SDD’de,

analiz penceresinin ölçeği değiştirilir ve bu pencere zamanda kaydırılarak işaretle pencerenin çarpımı sağlanır. Ayırık durumda ise işareti farklı ölçeklerde analiz etmek için farklı kesim frekanslarına sahip filtreler kullanılmaktadır. İşaretteki yüksek frekanslı değişimleri analiz etmek için işaret yüksek geçiren filtreler serisinden, alçak frekanslı değişimleri analiz etmek için ise alçak geçiren filtreler serisinden geçirilir.

İşaret çözünürlüğü (işaretteki ayrıntı bilgisinin ölçüsü) filtreleme işlemi ile değiştirilmektedir. Üst-örnekleme ve alt-örnekleme işlemleri ile de ölçek değiştirilmektedir. Alt-örnekleme, örnekleme oranının düşürülmesine ya da işareten bazı örnekleri atmaya karşılık gelmektedir. Üst-örnekleme ise işarete yeni örnekler ilave edilerek işaretin örnekleme oranının artırılmasına karşılık gelmektedir.

ADD katsayıları genellikle bir düzlem üzerindeki SDD'den örneklenir. Yani, $s_0=2$ ve $\tau_0=1$ olmak üzere, $s=2^j$ ve $\tau=k.2^j$ ($s=s_0^j$ ve $\tau=k.s_0^j.\tau_0$, $j \in \mathbb{Z}$) alındığında ikili ('dyadic') dalgacık dönüşümü elde edilir.

Önce ayırık zaman işareti $x(n)$, darbe cevabı $h(n)$ olan yarım bantlı sayısal alçak geçiren filtreden geçirilir.

$$x(n) * h(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k).h(n-k) \quad (3.4)$$

Yarım bantlı alçak geçiren filtre işarettteki en yüksek frekansın yarısından büyük olan tüm frekansları yok eder. Örneğin bir işaret en fazla 1000Hz'lik bileşene sahipse, yarım bantlı alçak geçiren filtreleme ile 500Hz'in üzerindeki tüm frekanslar yok edilir.

İşaretteki en yüksek frekans bileşeni filtreleme işleminden sonra yarıya düştüğü için Nyquist kriteri uyarınca, işarettteki örneklerin yarısı atılabilir. Bu işlem ile işaret, 2 faktörüyle alt-örnekleyerek yarı sayıda örneğe sahip olur. Böylece işaretin ölçeği iki katına çıkmıştır.

Dikkat edilirse alçak geçiren filtreleme ile yüksek frekans bilgisi yok edilmiş ama ölçek değişmeden kalmıştı. Sadece alt-örnekleme ile ölçek değişmektedir. Çözünürlük ise işarettteki bilgi miktarıyla ilişkili olduğundan filtreleme işlemlerinden etkilenir. Yarım bantlı alçak geçiren filtreleme, frekansların yarısını yok ederek bilginin de yarısının kaybolmasına neden olur. Böylece filtreleme sonrasında çözünürlük yarıya düşer.

Filtrelemenin ardından alt-örnekleme işlemi çözünürlüğü etkilememektedir. Çünkü işaretin spektral bileşenlerinin yarısını çıkarmak zaten örneklerin de yarısını gereksiz kılmaktadır. Yarı sayıda örnekten bilgi kaybına uğramadan kurtulmak mümkündür. Özetle alçak geçiren filtreleme çözünürlüğü yarıya düşürürken ölçeği değiştirmez. Yarı sayıda örneğe artık ihtiyaç olmadığından işaret daha sonra 2 ile alt-örnekleyerek ölçek iki katına çıkartılır. Anlatılanları matematiksel olarak şöyle ifade edebiliriz;

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k) \cdot x(2n - k) \quad (3.5)$$

ADD, işareti (yaklaşıklık ve ayrıştırma katsayıları şeklinde) farklı frekans bantlarında farklı çözünürlüklerde analiz eder. ADD iki fonksiyon kullanmaktadır: sırasıyla alçak geçiren ve yüksek geçiren filtrelere karşılık gelen ölçek fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu.

İşareti farklı frekans bantlarına ayırtırmak, zaman domenini işareti ard arda yüksek ve alçak geçiren filtrelerden geçirerek sağlanır. Orijinal $x(n)$ işareti önce yarım bantlı yüksek geçiren $g(n)$ filtresinden ve alçak geçiren $h(n)$ filtresinden geçirilir (Şekil 3.10). Filtrelemeden sonra işarettaki en yüksek frekans π yerine $\pi/2$ olduğundan, Nyquist kriterine göre işarettaki örneklerin yarısı atılır. Bu işlem, işareti 2 ile alt-örneklemeye karşılık gelmektedir. Bu, bir seviyeli ayrıştırma işlemidir ve matematiksel olarak aşağıdaki şekilde ifade edilebilir.

$$y_{yüksek}(k) = \sum_n x(n) \cdot g(2k - n) \quad (3.6)$$

$$y_{alçak}(k) = \sum_n x(n) \cdot h(2k - n) \quad (3.7)$$

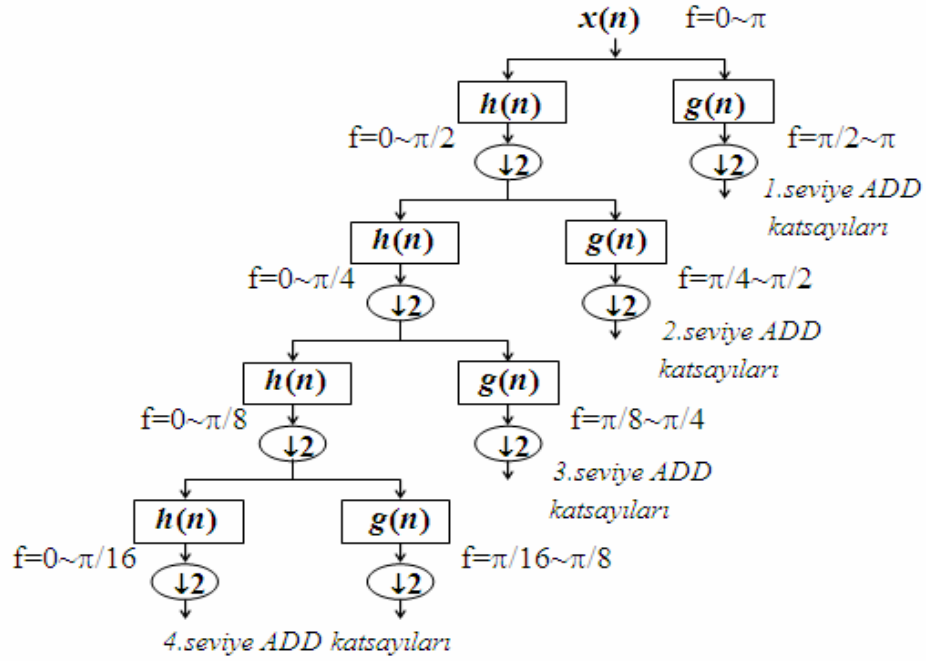
Burada $y_{yüksek}(k)$ ve $y_{alçak}(k)$, 2 ile alt-örneklemenin ardından sırasıyla yüksek geçiren ve alçak geçiren filtre çıkışıdır.

Bir seviyeli ayrıştırma işlemi sonrasında, tüm işaret yarı sayıda örnek ile temsil edildiğinden zamanda çözünürlük de yarıya iner. Buna rağmen frekansta çözünürlük artar, çünkü elde edilen işaretin kapsadığı frekans bandı bir üst seviyedeki işaretin frekans bandının yarısıdır. Böylece frekanstaki belirsizlik yarı yarıya azalmış olur. Yüksek frekanslarda iyi zaman çözünürlüğü, alçak frekanslarda ise iyi bir frekans

çözünürlüğü elde edilir. Alt-bant kodlama olarak da bilinen bu işlemler arzu edildiğinde işarete ard arda uygulanabilir.

Şekil 3.10'da ayrık dalgacık dönüşümü kullanılarak elde edilen katsayılar gösterilmektedir. Alçak geçiren filtre çıkışındaki işaretin alt-örneklenmesiyle elde edilen işaret yaklaşıklık katsayıları olarak adlandırılır. Yüksek geçiren filtre çıkışındaki işaretin alt-örneklenmesiyle elde edilen işaret ise ayrıntı katsayıları olarak adlandırılır.

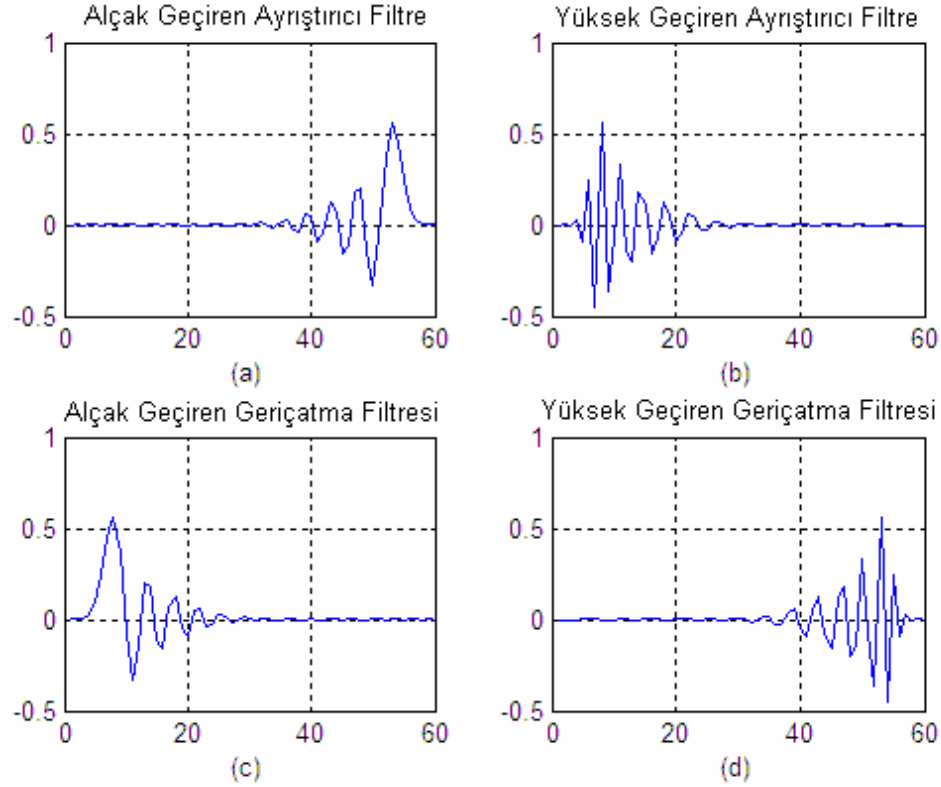
Aynı ayrıştırma seviyesindeki iki filtre çıkışı üst-örneklenip sentez filtrelerden geçirildikten sonra toplanırsa orijinal $x(n)$ işaretine ulaşılır. Bu işlem sayesinde dalgacık dönüşümü uygulanan işaret, dalgacık katsayılarından tekrar oluşturabilmektedir (geri çatma her dalgacık tipi için mümkün olmayabilir).



Şekil 3.10: Dalgacık ağacı. $h(n)$, alçak geçiren; $g(n)$ ise yüksek geçiren filtreleri göstermektedir.

Şekil 3.10'daki $h(n)$ ve $g(n)$ filtreleri için Daubechies-30 dalgacık filtreleri kullanılmıştır. Şekil 3.11'de Daubechies-30 dalgacı için, alçak geçiren ve yüksek geçiren filtreler ile ilişkili ayrıştırma ve geriçatma filtre fonksiyonları görülmektedir.

Daubechies tarafından geliştirilen dalgacıklarda, Daubechies-M ($M=1,2,\dots$), M sayısı temel filtreyi tanımlamaktadır. Çalışma içerisinde Daubechies-30 ($M=30$) kullanılmıştır. Daubechies-M dalgacı ile ilişkili filtreler, $2 \times M$ (çalışmada 60) katsayıdan meydana gelmektedir. M değeri büyüdükçe filtreler, kesim frekanslarında daha keskin geçişler yapar; ancak filtre çıkışı değerini bulmak için daha fazla hesaplama yapılmaktadır.



Şekil 3.11: Daubechies-30 dalgacık filtresi (a) alçak geçiren ayrıştırıcı filtre, (b) yüksek geçiren ayrıştırıcı filtre, (c) alçak geçiren geriçatma filtresi, (d) yüksek geçiren geriçatma filtresi

3.3 S1-S2 Seslerini Bölütleme Yöntemleri

3.3.1 Giriş

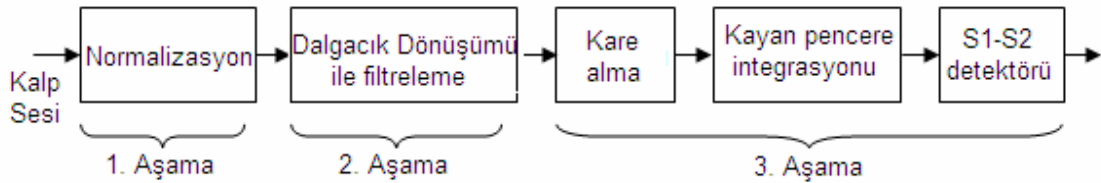
Kalp seslerinin analizi ve S1-S2 seslerinin bölütlenmesi ile ilgili literatürde yapılan çalışmalardan önceki bölümlerde bahsedilmiştir. Fourier dönüşümünün zaman domeni hakkında bilgi vermemesi, kısa zaman Fourier dönüşümünde ise, S1 ve S2 sesleri için ortak bir pencere bulunamamasından dolayı, işareti hem zaman, hem de frekans içeriği

bakımından analiz edebilmek için dalgacık dönüşümü kullanılmıştır. Çalışmamızda üzerinde yoğunlaşılın S1-S2 seslerinin dalgacık dönüşümü yöntemiyle bölütlenme aşamaları ayrıntılı bir şekilde ele alınmış, bunun yanında karşılaştırma amacıyla Huiying Liang ve arkadaşlarının 1997 yılında yapmış olduğu çalışma [13] ile Cota Navin Gupta ve arkadaşlarının 2005'te yapmış oldukları çalışma [17] analiz edilmiştir. Bu iki çalışmanın seçilmesindeki amaç, Liang ve arkadaşlarının dalgacık dönüşümünün yanı sıra, bu tez çalışmasından farklı olarak Shannon enerjisini kullanması; Gupta ve arkadaşlarının ise tamamen farklı bir teknik ile bölütleme yapmasıdır.

3.3.2 Dalgacık Dönüşümü ve Çok-Bant Dalgacık Enerjisi Kullanılarak S1-S2 Seslerinin Bölütlenmesi

Çalışmamızda, önceki bölümde üzerinde durulan 16 ayrı tip kalp sesi kullanılmış olup, farklı örnekleme frekanslarında kaydedilen seslerin örnekleme frekansı, MATLAB mühendislik programı ile 2000 Hz'e sabitlenmiştir.

Çalışma başlıca üç aşamadan oluşmaktadır. Bunlar, kalp sesi işaretinin normalize edilmesi, işaretin dalgacık dönüşümü yardımıyla filtrelenmesi ve S1-S2 seslerinin yerlerinin belirlenmesi. Şekil 3.12 kalp seslerinin bölütlenmesi ile ilgili adımları göstermektedir.



Şekil 3.12: Kalp seslerinin bölütlenmesi aşamaları

3.3.2.1 Normalizasyon İşlemi

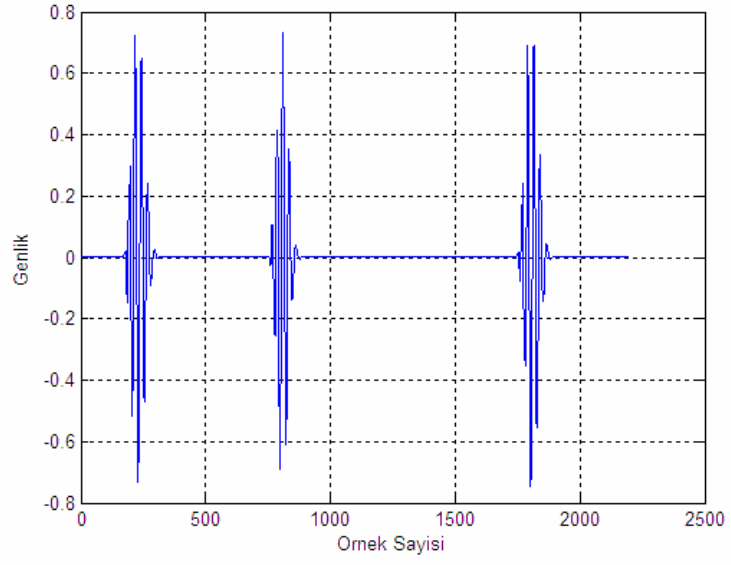
Bölüm 2.2.6'da anlatılan ve farklı farklı örnekleme frekansları ile örneklenmiş olan 16 ayrı tip kalp sesi için örnekleme frekansı MATLAB mühendislik programıyla 2000 Hz'de sabitlenmiştir. Kalp seslerine ait işaretlerin spektrumları, 5-500 Hz frekans

bandını içerdiğinden dolayı [23], örnekleme frekansını 2000 Hz’de sabitlemek Nyquist kriterine göre yeterli olmaktadır.

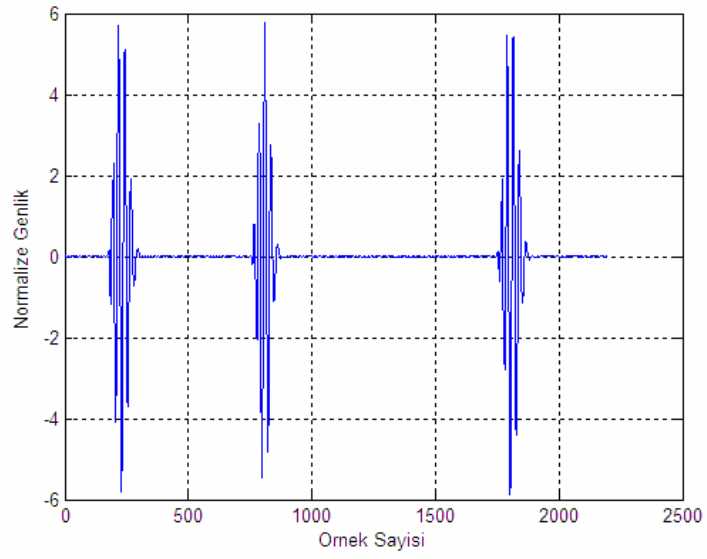
Bölütleme işlemi, işaretin tepeden tepeye genlik değişimlerinden ve ofsetten etkilenmektedir. Bu etkiler hastanın fizyolojisine, yaşına, cinsiyetine ve ölçüm sisteminin parametrelerine bağlı olarak ortaya çıkmaktadır. Örnekleme frekansı 2000 Hz’e sabitlenmiş olan kalp sesleri, yaklaşık olarak bir periyottan daha uzun bir işaret bulunacak şekilde pencereledikten sonra, her bir pencere içerisindeki işaret ayrı ayrı normalizasyon işlemine tabii tutulur. Öncelikle pencere içindeki işaretin ortalamasının sıfırlanması ve bu sayede işaretin ofsetlerden kurtularak, gerçek zamanlı çalışmaya hazır hale gelmesi sağlanır. Ayrıca her pencere içerisindeki işaretin gücü 1’e eşitlenerek genlik normalizasyonu sağlanmış olur. Böylece bölütleme başarımının, FKG işaretinin maksimum genliğine bağımlılığı yok edilir. $x(n)$ kalp sesi işareti olup güç normalizasyonu,

$$\alpha = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [k \cdot x(n)]^2 \quad (3.8)$$

eşitliğine göre hesaplanarak, her pencere için güç 1 olacak şekilde ($\alpha=1$) ayrı bir k sabiti bulunur ve pencere içerisindeki bütün işaret bu k sabitiyle çarpılarak işaret normalize edilir. Şekil 3.13’te 1.5 periyotluk orijinal kalp sesi işaretinin normalizasyon işlemi öncesi ve sonrası görülmektedir.



(a)



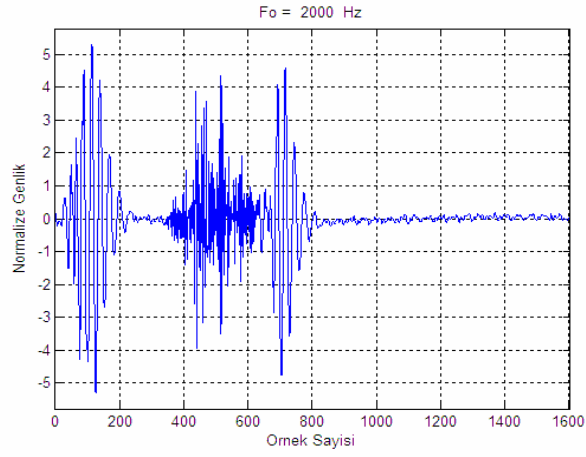
(b)

Şekil 3.13: (a) 1,5 periyotluk normal kalp sesi (NFC), (b) 1,5 periyotluk normalize edilmiş NFC

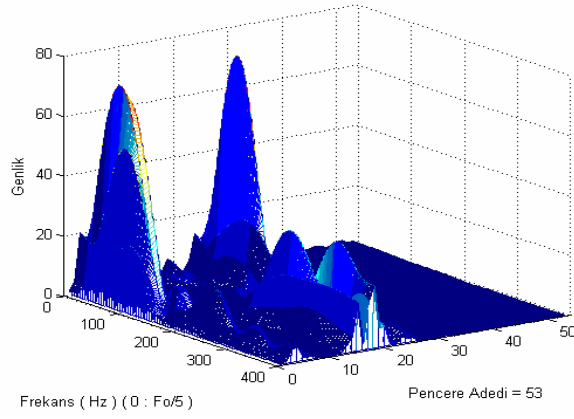
3.3.2.2 Kalp Seslerinin Ayırık Dalgacık Dönüşümü Kullanılarak Filtrelenmesi

Bölüm 3.1. Kalp Seslerinin Analiz Yöntemleri'nde de bahsedildiği gibi, Fourier dönüşümü, FKG işaretinin frekans içeriği hakkında net bir bilgi vermesine rağmen, işareti oluşturan bileşenlerin (S1, S2 vb.) oluşum zamanları hakkında herhangi bir bilgi verememektedir. Bu da yapılan çalışmada, Fourier dönüşümünün kullanımını olanaksız kılmaktadır. Bu nedenle, normalize edilerek ofsetlerden arındırılan kalp sesi işaretinin, dalgacık dönüşümü kullanılarak farklı frekans bantlarına ayrıştırılması, bu sayede S1 ve S2 bileşenlerine ait enerjinin baskın olduğu bantların ortaya çıkartılması hedeflenmiştir. İşareti farklı frekans bantlarında gözlemlemek için kısa-zaman Fourier dönüşümü de sıkça kullanılmasına rağmen, KZFD'de pencere uzunluğunun seçimiyle ilgili bir çözünürlük problemi mevcuttur. Pencerenin dar seçilmesi, zamanda çözünürlüğün iyileşmesini sağlayacaktır, ancak frekansta çözünürlük azalacaktır. Pencerenin geniş seçilmesi ise tam tersi bir sonuç doğuracaktır. KZFD, tüm zamanlarda sabit çözünürlük verdiği için, çalışmada, zamanda değişken çözünürlük veren ayırık dalgacık dönüşümünün kullanılması tercih edilmiştir. Dalgacık dönüşümü, yüksek frekanslarda zamanda iyi, frekansta kötü çözünürlük verirken; düşük frekanslarda zamanda kötü, frekansta iyi çözünürlük vermektedir.

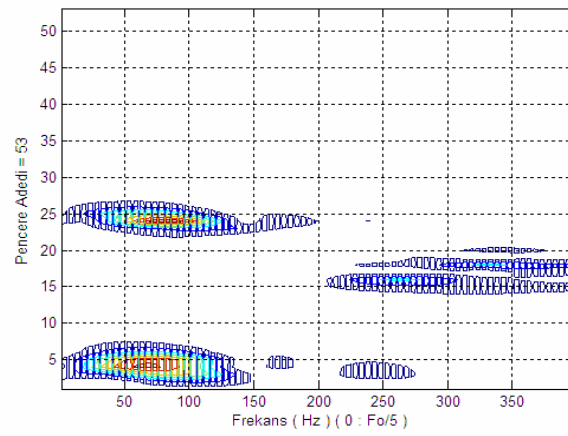
KZFD kullanılarak yapılan kalp sesi analizlerinde, pencere uzunluğu için farklı değerler denenmesine rağmen, farklı tip kalp seslerinin tümü için S1-S2 bileşenlerinin baskın şekilde gözlenebildiği ortak bir frekans bandı elde edilememiştir. Geç sistolik üfürüm (LAS) ve venöz uğultuya (VEH) ait birer periyotluk kalp sesleri ve bu işaretlere ait, her pencerenin 30 örnek içermiş olduğu, kısa zaman Fourier dönüşümü sonucu elde edilen işaretler sırasıyla, Şekil 3.14 (a-c) ve Şekil 3.15 (a-c)'te görülmektedir (16 farklı kalp sesinin tümüne ait KZFD çıktıları ise EK-A'da verilmiştir).



(a)

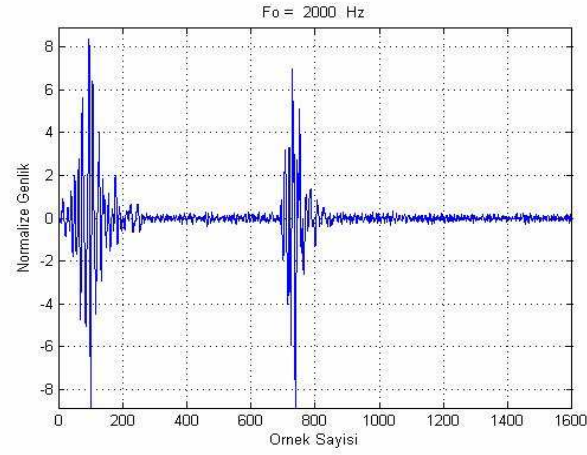


(b)

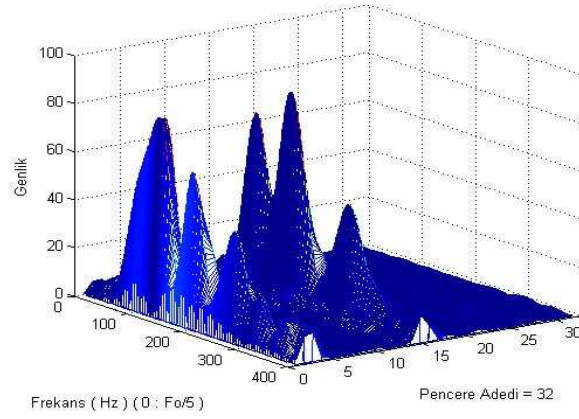


(c)

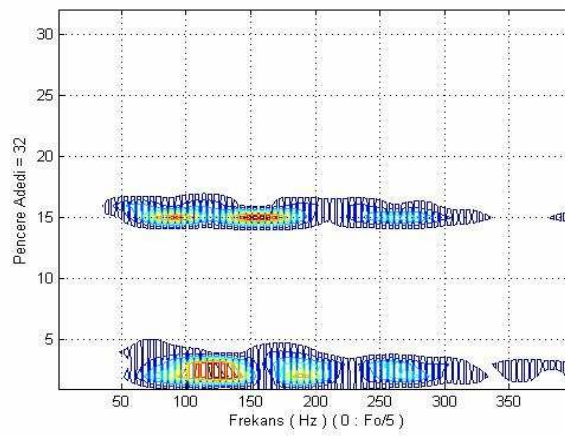
Şekil 3.14: LAS için KZFD analizi. (a) Bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD çıkışının üstten görünümü



(a)



(b)



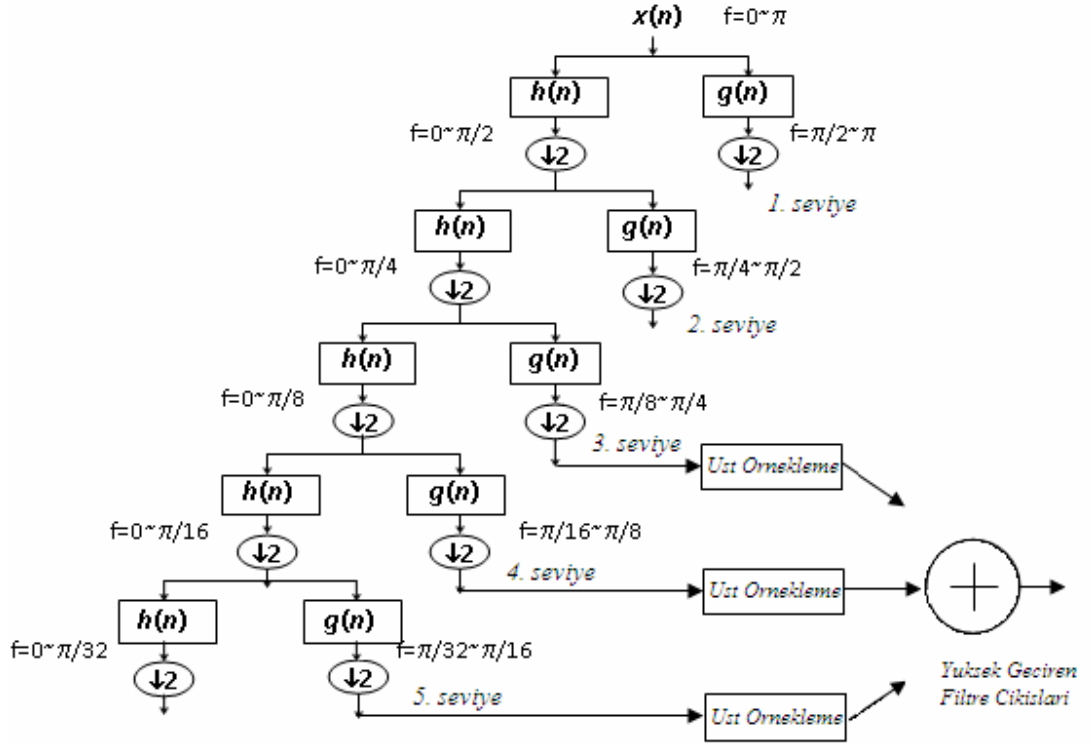
(c)

Şekil 3.15: VEH için KZFD analizi. (a) Bir periyotluk orijinal işaret (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı (c) KZFD çıkışının üstten görünümü

Bunun yanı sıra, ilerde yapılması planlanan FKG sınıflama işlemlerinde, öznitelik vektörlerinin oluşturulmasında dalgacık dönüşümünün kullanılması düşünülmektedir. Dolayısıyla, S1-S2 bölütleme ve kalp seslerini sınıflama işlemleri için dalgacık katsayılarının bir kez elde edilmiş olması yeterli olacağından, ilave bir işlem süresine ihtiyaç olmayacak ve sistem karmaşası en düşük düzeyde tutulacaktır.

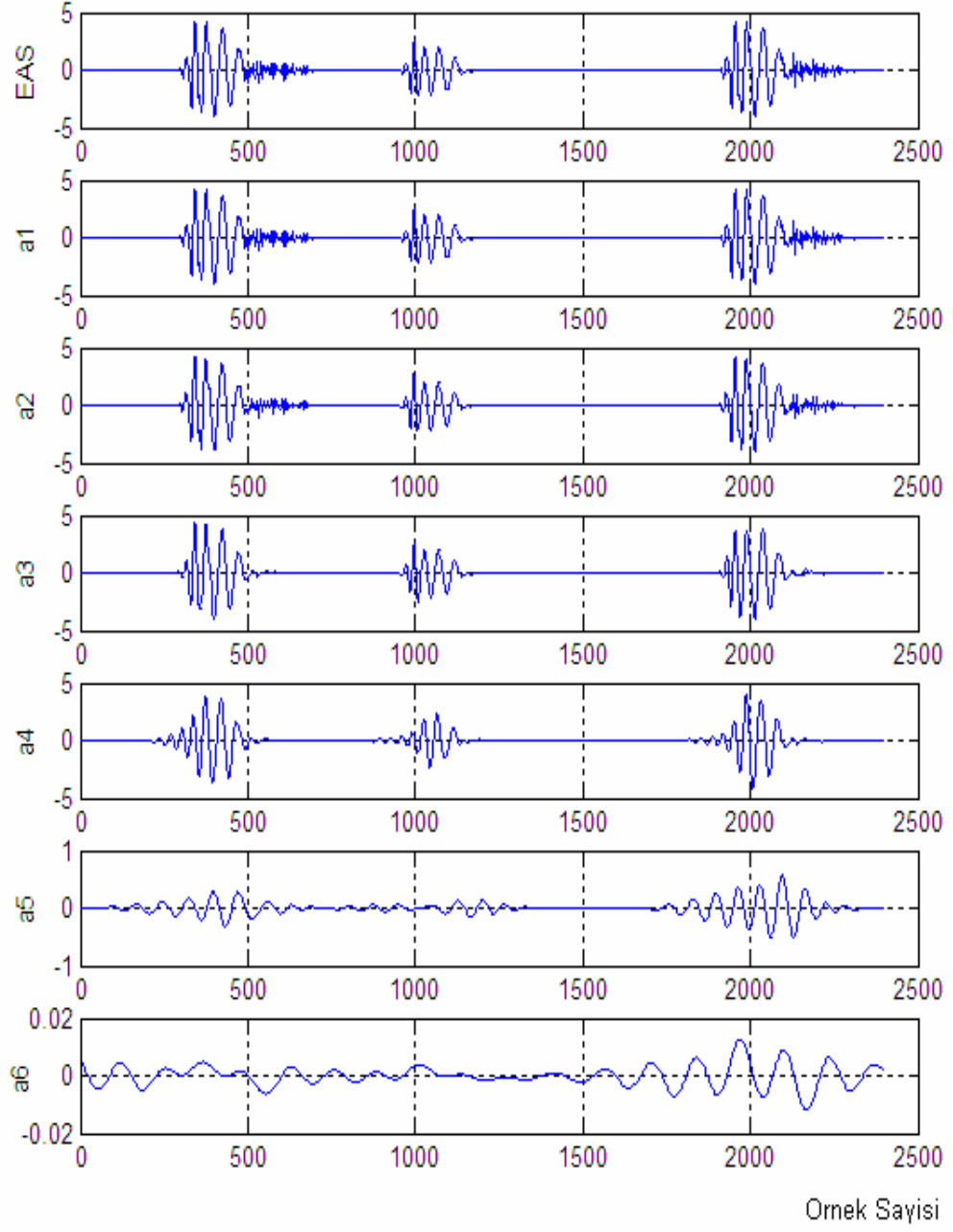
Çalışmada, normalize edilmiş yaklaşık bir periyotluk kalp sesi işaretlerine ayrık dalgacık dönüşümü uygulanarak, sesler, farklı frekans bantlarında, farklı çözünürlüklerde olan ayrıntı ve yaklaşıklık katsayılarına ayrıştırılmıştır. Bu çalışmada, işlem süresi ve başarı oranı baz alındığında, en iyi performansı sağladığından ötürü Daubechies-30 dalgacığı kullanılmıştır. (Daubechies-30 dalgacığı için, alçak geçiren ve yüksek geçiren filtreler ile ilişkili ayrıştırma ve geriçatma filtre fonksiyonları Şekil 3.11’de verilmişti.)

Çalışmada kalp sesleri, ayrık dalgacık dönüşümü ile 5-seviyeli bir ayrıştırma işlemine tabi tutulmuştur. Şekil 3.16’da dalgacık ağacı görölmektedir. Her bir ayrıştırma seviyesindeki filtrelerin çıkışındaki işaretler, kalp seslerinin farklı frekans bantlarını temsil etmektedir. Örnekleme frekansı 2000 Hz’de sabitlendiğı için, 3., 4. ve 5.seviye ayrıntı katsayıları, işaretin 30-250 Hz aralığındaki bileşenlerinin incelenmesine olanak tanımaktadır. Bu değer aralığı, S1-S2 seslerinin incelenmesi için uygun bir frekans bandıdır. Dolayısıyla, 3.,4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları üst örneklenerek toplandığında (Şekil 3.16), S1 ve S2 seslerinin baskın olduğı frekans bandına odaklanmak mümkün olmaktadır.

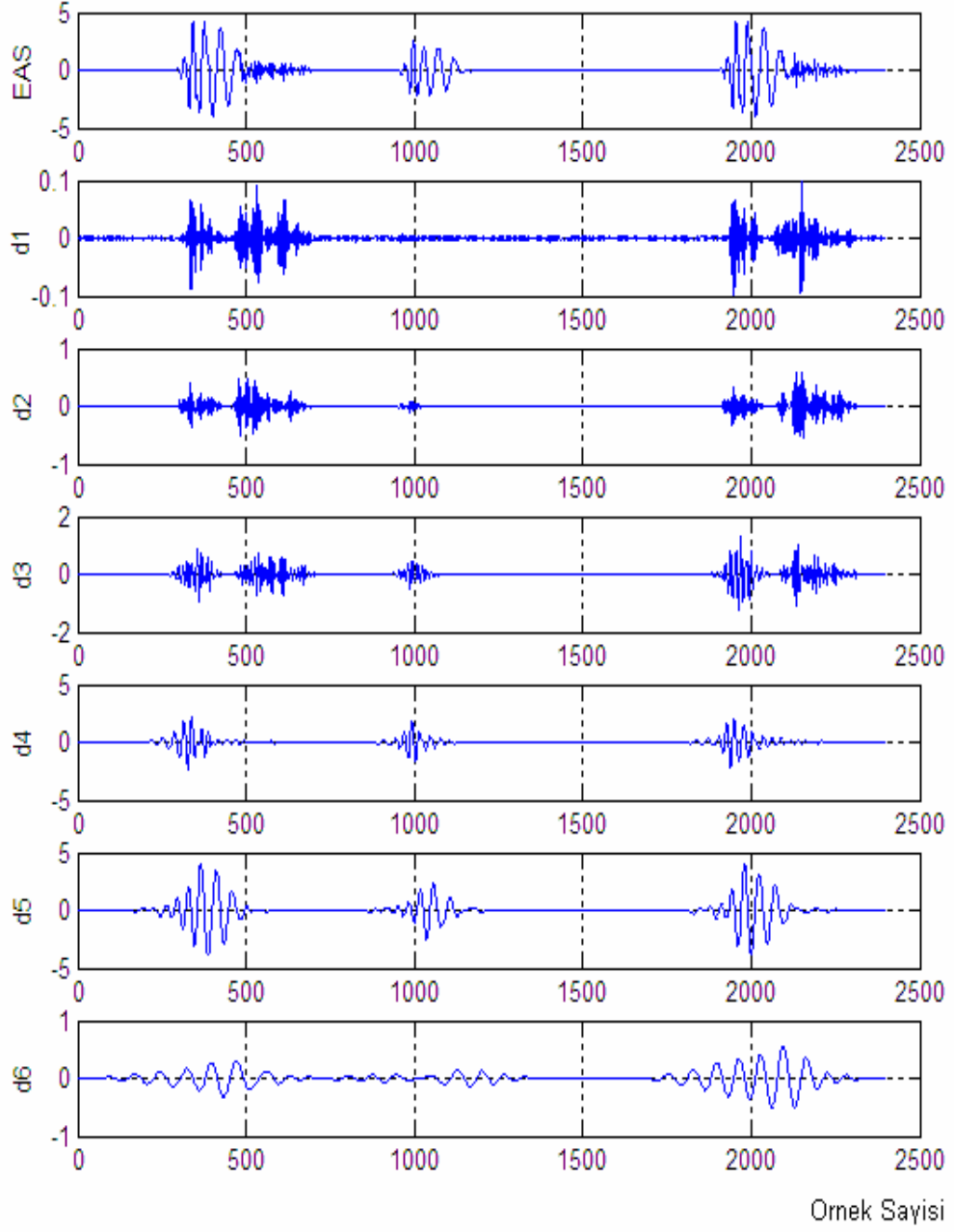


Şekil 3.16: Dalgacık ağacı. $h(n)$ ve $g(n)$, sırasıyla, alçak ve yüksek geçiren filtrelerdir.

Erken sistolik üfürüme (EAS) ait ayrık dalgacık dönüşümü ile yapılan analiz sonucunda, işarete ait yaklaşıklık ve detay katsayıları, sırasıyla, Şekil 3.17 ve Şekil 3.18’de gösterilmiştir. İncelenen diğer kalp seslerine ait detay katsayıları (d1-d5) ve beşinci seviye yaklaşıklık katsayısı (a5) EK-B’de verilmiştir.



Şekil 3.17: Erken sistolik üfürüm (EAS) kalp sesine ait a1-a6 yaklaşıklık katsayıları



Şekil 3.18: Erken sistolik üfürüm (EAS) kalp sesine ait d1-d6 detay katsayıları

3.3.2.3 S1-S2 Seslerinin Yerlerinin Belirlenmesi

i) Kare Alma İşlemi:

Normalizasyon işleminden ve dalgacık filtresinden geçirilen kalp sesi işaretinin (üst örneklenmiş 3., 4. ve 5. seviye ayrıştırma katsayılarının toplamının), önce karesi alınarak, S1-S2 seslerinin diğer seslerden tamamen ayrılması sağlanır. Filtre çıkışındaki toplam işarete (30-250 Hz bandında), S1-S2 seslerinin diğer seslere ve üfürümlere göre daha yüksek genlikte ve daha yüksek enerji seviyesinde olması nedeniyle işaretin karesi alınarak bu genlik farkının biraz daha artması sağlanır.

ii) Kayan Pencere İntegrasyonu:

Kare alma işleminin ardından aşağıdaki eşitliğe göre uygulanacak olan kayan pencere integrasyonu sayesinde S1-S2 sesleri tepe olarak elde edilir.

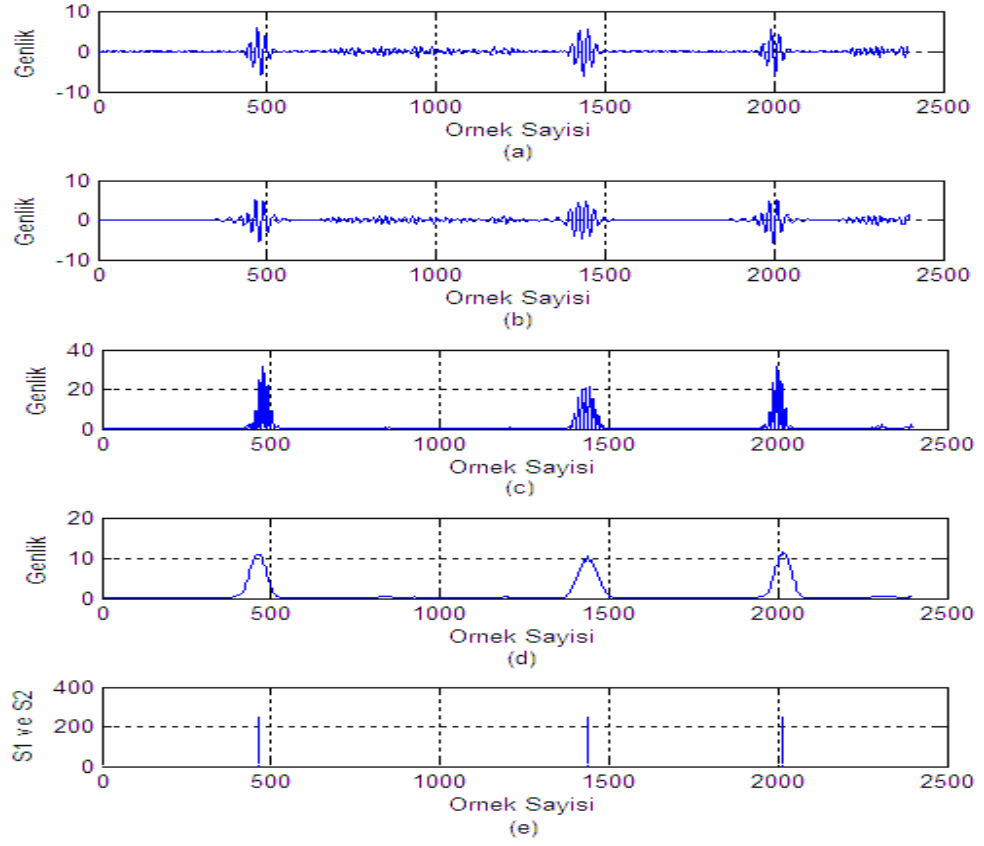
$$y(k) = \frac{1}{2M + 1} \cdot \sum_{i=-M}^M x(k + i) \quad (3.9)$$

(3.9) eşitliğinde $x(k)$, kare alma işleminin ardından elde edilen işareti, $y(k)$ ise kayan pencere integrasyonu sonrası elde edilen işareti göstermektedir. Kayan pencere integrasyonu sayesinde, kare alma işleminden sonra işaret üzerinde oluşan dalgalanmalar giderilmekte, tepelerin civarındaki ani değişimler düzleştirilerek S1-S2 seslerinin bulunduğu yerlerde birer tepe elde edilmesi sağlanmaktadır. M değeri seçilen pencerenin boyutunu göstermekte olup, bütün sesler üzerinde inceleme yapıldığında en iyi sonucu verdiği için, bu çalışmada $M=25$ seçilmiştir.

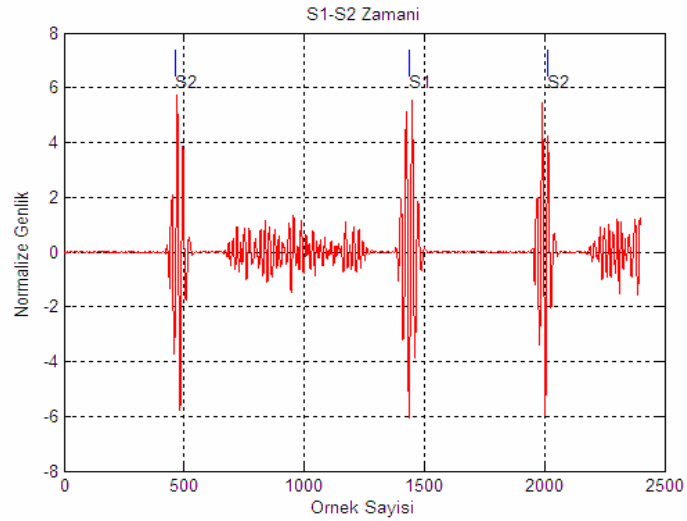
iii) Otomatik Eşik İle Karşılaştırma:

Son olarak, S1-S2 seslerinin yerlerini tespit etmek için integratör çıkışı bir eşik ile karşılaştırılmaktadır. Öncelikle, kayan pencere integrasyonu sonrası oluşan işaretin ($y(k)$) bütün örnekleri, işaretin maksimum genliği 255 olacak şekilde yeniden düzenlenmiştir. Daha sonra integratör çıkışında elde edilen tepelerin maksimum noktalarını bulabilmek için, 255'ten başlayıp 0'a kadar birer birer azalacak şekilde bir

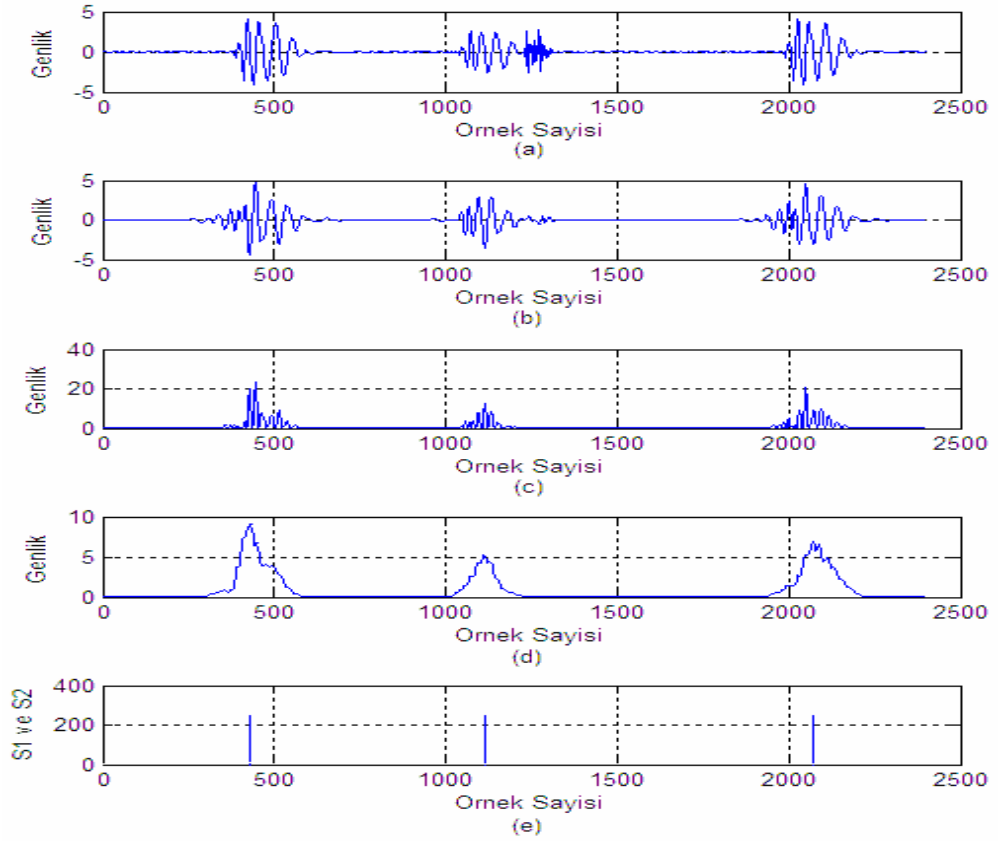
eşik değışkeni tanımlanır. Eğer işaretin herhangi bir k_j noktasındaki genlik $y(k_j)$ eşik değeri aşarsa $y(k_j - 150)$ 'den, $y(k_j + 150)$ 'ye kadar bütün genlikler sıfırlanır, k_j noktasındaki genlik değeri olan $y(k_j)$ ise ayrı olarak kaydedilir. Bu işlem, pencere içerisinde üç tepe bulunana kadar (pencere süresi > 1 periyot) ya da eşik değeri 0 değeri alınmaya kadar devam eder. Elde edilen tepelerden hangisinin S1'e, hangisinin ise S2'ye karşılık geldiğini anlayabilmek için son olarak tepeler arasındaki süre analiz edilir. İkinci tepeyi referans olarak inceleme yaptığımızda eğer birinci ve ikinci tepe arasındaki süre, ikinci ile üçüncü tepe arasındaki süreye göre kısa ise, tepeler için etiket sıralaması S1-S2-S1 şeklinde; eğer birinci ve ikinci tepe arasındaki süre, ikinci ile üçüncü tepe arasındaki süreye göre uzunsa, sıralama S2-S1-S2 şeklinde olacaktır. Pencere içerisindeki S1 ve S2 seslerinin dizilişinin S2-S1-S2 ve S1-S2-S1 olması nedeniyle MST ve OPS sesleri örnek olarak verilmiştir. Şekil 3.19 ve Şekil 3.20'de mitral stenoza (MST), Şekil 3.21 ve Şekil 3.22'de ise açılma sesine (OPS) ait bölütleme sonuçları görülmektedir. 16 farklı kalp sesinin tümüne ait bölütleme sonuçları EK-C'de gösterilmiştir.



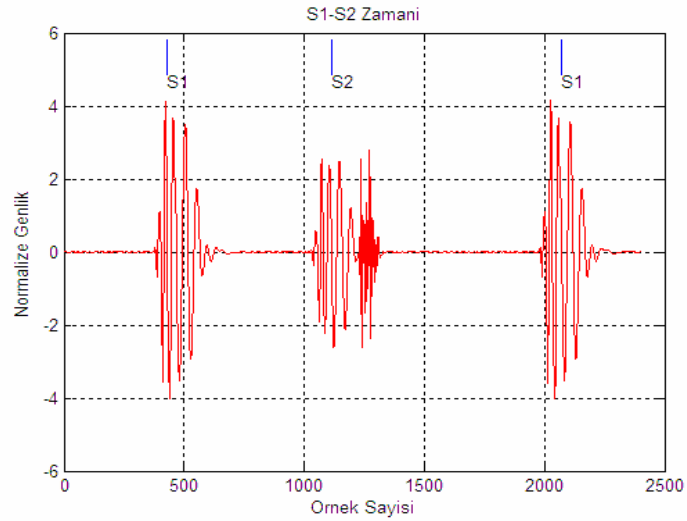
Şekil 3.19: Mitral stenoza (MST) ait bölütleme evreleri, (a) normalize işaret, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



Şekil 3.20: Mitral stenoza (MST) ait S1-S2 seslerinin tespiti



Şekil 3.21: Açılma sesine (OPS) ait bölütleme evreleri, (a) normalize işaret, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



Şekil 3.22: Açılma sesine (OPS) ait S1-S2 seslerinin tespiti

3.3.3 Dalgacık Dönüşümü ve Çok-Bant Dalgacık Shannon Enerjisi Kullanılarak S1-S2 Seslerinin Bölütlenmesi

Bu yöntemde de, kalp sesleri öncelikle dalgacık dönüşümü ile filtrelenerek, S1-S2 seslerini en iyi temsil eden alt bantlar seçilir. Örnekleme frekansının yine 2000 Hz'e sabitlendiği orijinal çalışmada Liang ve arkadaşları [13] tek bir alt bant üzerinde çalışırlarken, 3., 4. ve 5. seviye detay katsayıları S1-S2 seslerini en iyi şekilde temsil ettiğinden dolayı, tez çalışmasında yine bu iki alt bantın toplamı kullanılmıştır. 3., 4. ve 5. seviyedeki yüksek-geçiren filtre çıkışlarının üst örneklenerek toplamının alınmasının, bantların birer birer seçilmesine göre bölütleme işlemlerinde daha iyi sonuç verdiği gözlenmiştir.

İkinci aşamada, filtrelenen işaretin normalize ortalama Shannon enerjisi (3.10) ve (3.11) eşitliklerine göre elde edilir. Ortalama Shannon enerjisi (E_s) gürültüleri zayıflatarak, seslerin kolaylıkla ayrışmasını ve bulunmasını sağlar.

$$E_s = -\frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N x_{norm}^2(i) \cdot \log x_{norm}^2(i) \quad (3.10)$$

Normalize edilmiş ortalama Shannon enerjisi ise (3.12) eşitliğine göre hesaplanır.

$$P_a(t) = \frac{E_s(t) - M(E_s(t))}{S(E_s(t))} \quad (3.11)$$

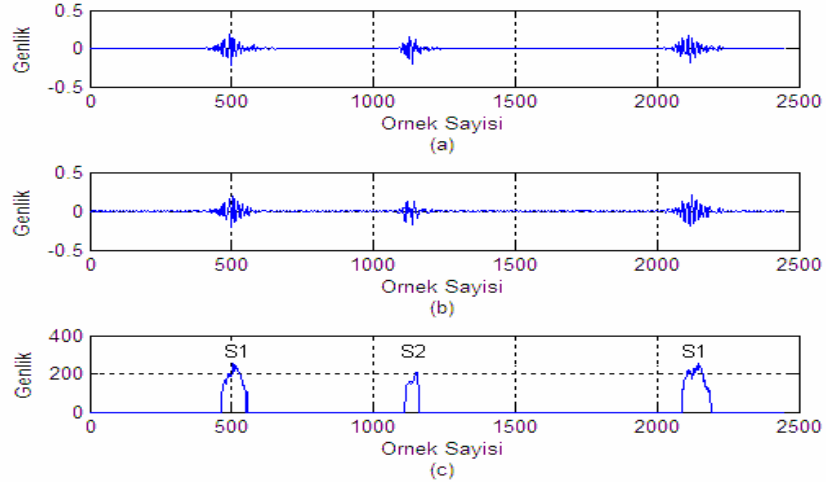
$P_a(t)$: Normalize edilmiş ortalama Shannon enerjisi

$E_s(t)$: Ortalama Shannon enerjisi

$M(E_s(t))$: $E_s(t)$ 'nin ortalaması

$S(E_s(t))$: $E_s(t)$ 'nin standart sapması

Son aşamada ise, seçilen bir eşik değeri ve S1-S2 sesleri arasındaki süre baz alınarak S1-S2 sesleri belirlenir. Şekil 3.23'te venöz uğultuya (VEH) ait bölütlenme aşamaları verilmiştir. Diğer bütün seslere ait bölütlenme sonuçları ise EK-E'de görülmektedir.



Şekil 3.23: Normalize ortalama Shannon enerjisi baz alınarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal Venöz Uğultu (VEH) kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası elde edilen işaret

3.3.4 Homomorfik Filtre Kullanılarak S1-S2 Seslerinin Bölütlenmesi

Tez çalışmasında, Gupta ve arkadaşları tarafından S1-S2 seslerinin bölütlenmesi için önerilen homomorfik filtreleme tekniği [17], karşılaştırma amacıyla incelenmiştir. Homomorfik filtreleme tekniği; logaritmik dönüşüm ile doğrusal olmayan sinyal kombinasyonlarını doğrusal kombinasyonlara çevirmek için kullanılan bir tekniktir.

Orijinal işaretin önce enerjisi alınarak, işaretin negatif kısımlarından kurtulması sağlanır. Orijinal kalp sesi işaretini $v(n)$, işaretin enerjisini ise $x(n)$ ile gösterelim. Kalp sesi işaretinin enerjisi $x(n)$, yavaş değişen kısım $a(n)$ ve hızlı değişen kısım $f(n)$ 'nin çarpımından oluşur.

$$x(n) = a(n) \cdot f(n) \quad (3.12)$$

$a(n)$, genel olarak S1 ve S2 seslerini içerirken, $f(n)$ üfürümleri içermektedir. $x(n)$ 'yi homomorfik filtreden geçirdiğimizde, yani logaritmasını aldığımızda, çarpım toplama dönüşeceğinden,

$$z(n) = \log x(n) \quad (3.13)$$

$z(n)$, $a(n)$ ve $f(n)$ 'nin ayrı ayrı logaritmik toplamı olarak yazılabilir. $a(n)$, yani yavaş değişen kısım, düşük frekanslardan; $f(n)$, yani hızlı değişen kısım, yüksek frekanslardan oluşmaktadır.

$$z(n) = \log a(n) + \log f(n) \quad (3.14)$$

Hem S1 ve S2 seslerini hem de üfürümleri içeren $z(n)$ 'den, sadece S1-S2 seslerini çekmek için bir alçak geçiren filtreye ihtiyaç duyulmaktadır. Bunun için 20 Hz'de 3 dB kesim frekansına sahip Chebyshev I alçak geçiren filtre (L) tasarlamak gerekmektedir. Doğrusallık özelliğinden dolayı Eşitlik (3.15)'yi ayırmak mümkündür. Alçak geçiren filtre uygulandığında ise geriye sadece düşük frekanslı işaretlerden, yani S1 ve S2 seslerinden oluşan $a(n)$ 'nin bulunduğu kısım kalacaktır.

$$z_1(n) = L[z(n)] \quad (3.15)$$

$$z_1(n) = L[\log a(n) + \log f(n)]$$

$$z_1(n) = L[\log a(n)] + L[\log f(n)] \approx \log a(n) \quad (3.16)$$

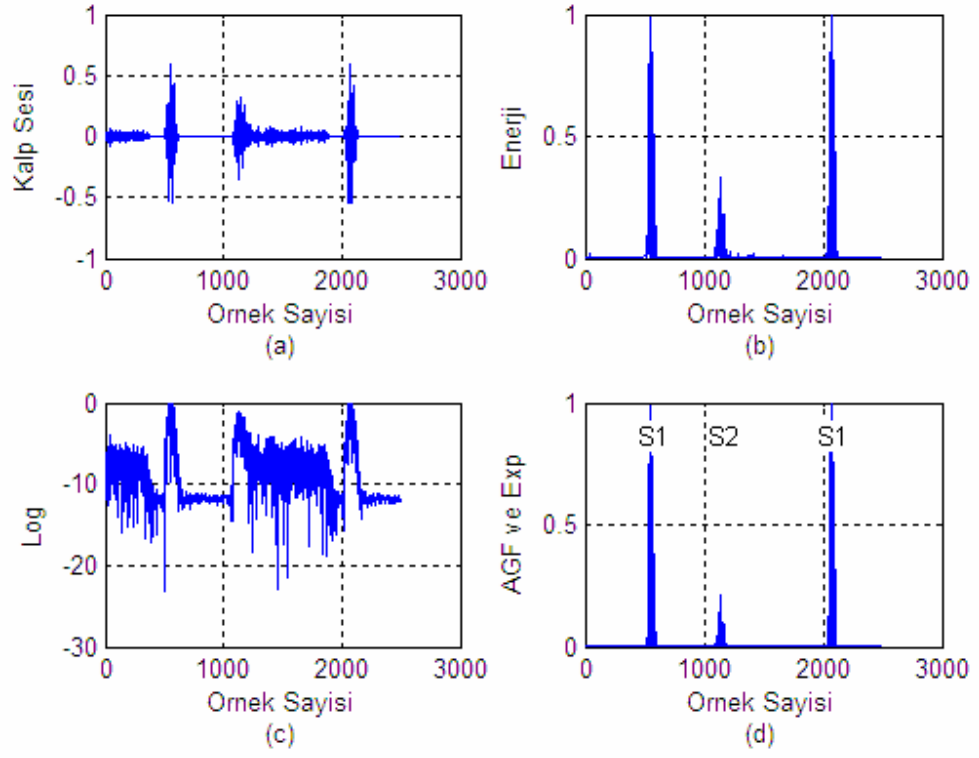
Son olarak işaretin eksponansiyelini aldığımızda;

$$\exp(z_1(n)) = \exp(\log a(n)) = a(n) \quad (3.17)$$

elde edilir.

Genel olarak S1-S2 seslerinden oluşan $a(n)$, içerisinde bulunan düşük frekanslı gürültülerden temizlenmesi için eşikten geçirilerek ve S1-S2 arası süre baz alınarak, S1-S2 sesleri tespit edilir.

Aort regurjitasyonuna (ARE) ait bölütleme sonucu Şekil 3.24'te verilmiştir. Diğer bütün seslere ait bölütleme sonuçları ise EK-F'de görülmektedir.



Şekil 3.24: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal aort regurjitasyonu (ARE) kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri

4. BENZETİM SONUCLARI

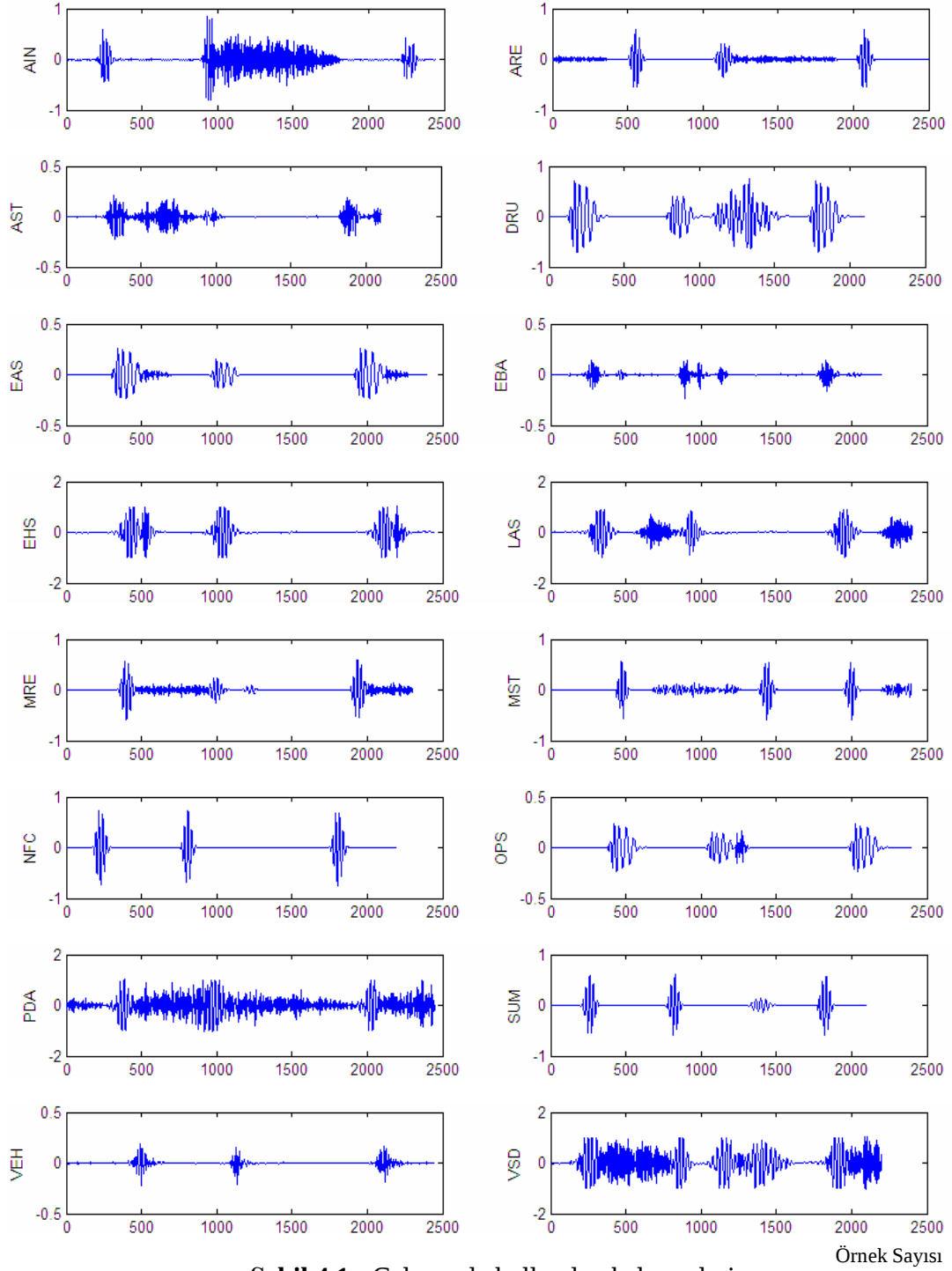
4.1 Çalışmada Kullanılan Kalp Sesi Veri Tabanı

Çalışmada 16 farklı tip kalp sesi analiz edilerek, bu kalp sesleri içindeki S1-S2 sesleri bölütlenmiştir. Bölütlemelerde kullanılan sesler 1.5 periyot halinde Şekil 4.1’de görülmektedir. Bu sesler çeşitli kaynaklardan ve internet sitelerinden [8, 26, 27] temin edilmiştir. İncelenen orijinal seslerden EAS, EHS, DRU, LAS, NFC, OPS, PDA ve VSD 11.025 Hz frekansında; ARE, MRE, MST ve SUM 22.050 Hz’de, AST, EBA ve VEH 8012 Hz’de, AIN ise 8000 Hz’de örneklenmiştir.

Çalışmada 53 farklı hastaya ait toplam 326 vurudan (kalp çevrimi) oluşan bir veri tabanı kullanılmıştır. DRU sesine ait vuru tek hastadan; ARE, EBA, OPS ve PDA seslerine ait vurular ikişer farklı hastadan; AIN, EHS, LAS, SUM, VEH ve VSD vuruları üçer farklı hastadan; MRE ve MST seslerine ait vurular dörder farklı hastadan; AST, EAS ve NFC seslerine ait vurular ise altışar hastadan kaydedilerek oluşturulmuştur.

4.2 S1-S2 Seslerini Bölütleme Yöntemlerine Ait Benzetim Sonuçları

Analizi yapılan orijinal FKG kayıtlarının örnekleme frekansları birbirlerinden farklı olduğundan, çalışmada geliştirilen yöntemin, örnekleme frekansındaki değişimlerden etkilenmemesi için, tüm kayıtlar 2000 Hz örnekleme frekansına sahip olacak şekilde yeniden örneklenmiştir. Tez çalışmasında geliştirilen yöntemde, analizler, 1 periyottan daha uzun ve 1,5 periyodu aşmayacak işaret segmentlerine uygulanmaktadır. Yapılan analizler sonucu, 2000 Hz örnekleme frekansı için, segmentleri elde etmede kullanılacak pencerenin yaklaşık 2500 örnekten oluşmasının yeterli olduğu gözlenmiştir. Bu pencere genişliği, bazı denekler için yaklaşık 1 periyoda karşılık gelmekteyken, bazılarında 1,5 periyotluk bir kayıt uzunluğuna denk gelmiştir.



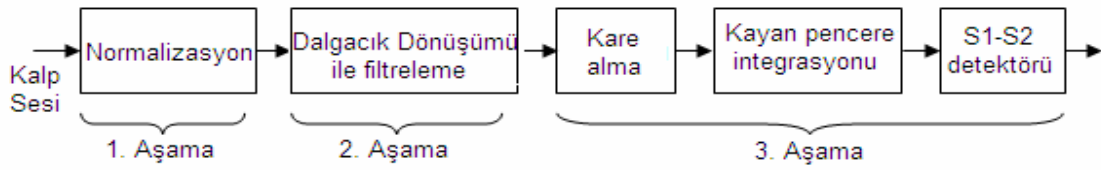
Şekil 4.1: Çalışmada kullanılan kalp sesleri

Pencerelenmiş FKG segmenti içerisindeki S1-S2 tepelerinin yerlerinin tespit edilmesi amacıyla tez çalışmasında geliştirilen yöntem ile literatürdeki mevcut iki farklı yöntemin

başarımları karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Aşağıda bu üç farklı yaklaşıma ait benzetim sonuçları verilmektedir.

4.2.1 Dalgacık Dönüşümü ve Çok-Bant Dalgacık Enerjisi (DDE) Kullanılarak S1-S2 Seslerinin Bölütlenmesi

Dalgacık dönüşümü ve çok-bant dalgacık enerjisi (DDE) kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yönteminde izlenen işlem adımları Şekil 4.2’de bloklar şeklinde gösterilmiştir.

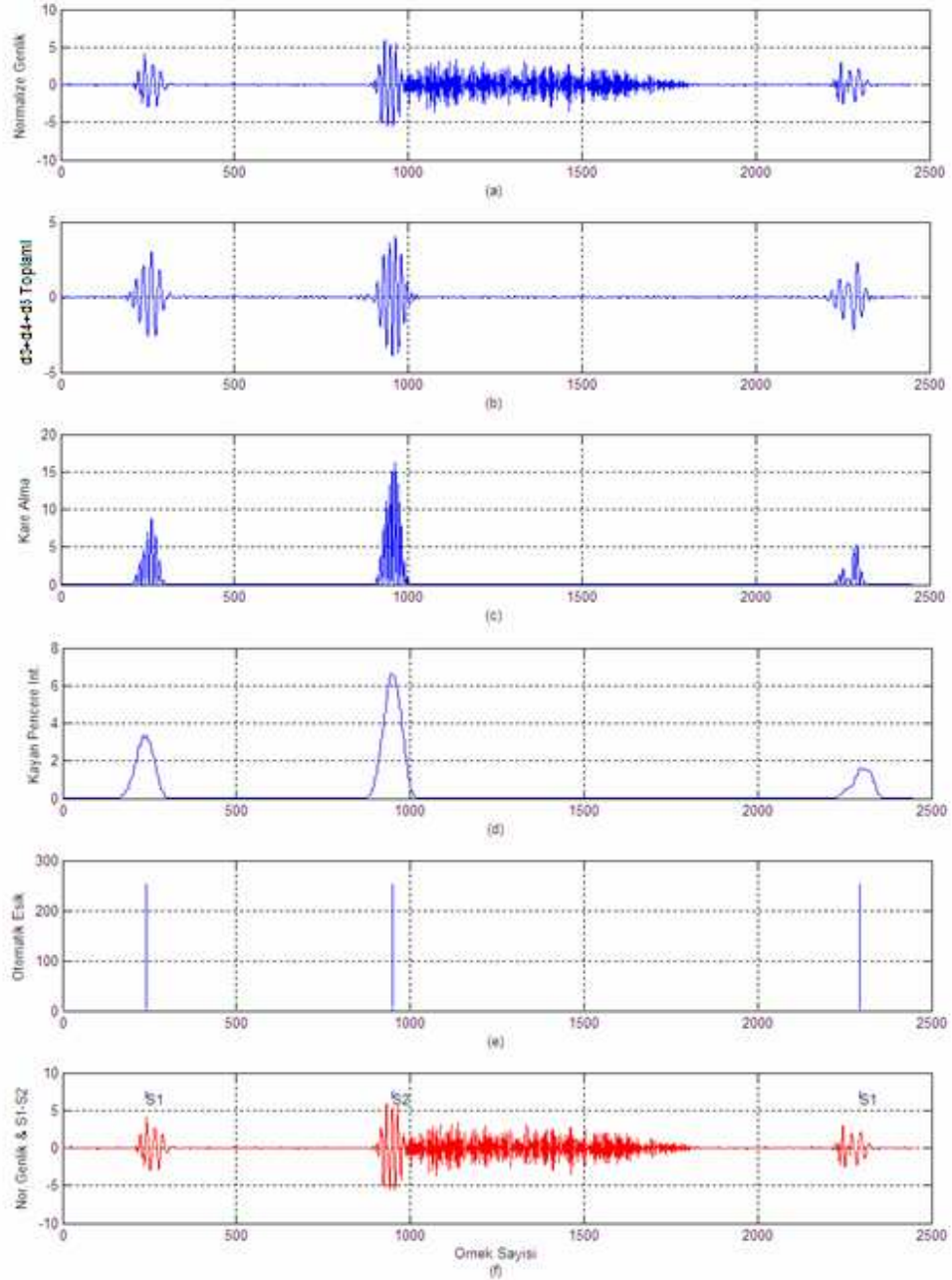


Şekil 4.2: Dalgacık dönüşümü ve çok-bant dalgacık enerjisi kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yönteminde izlenen işlem adımları

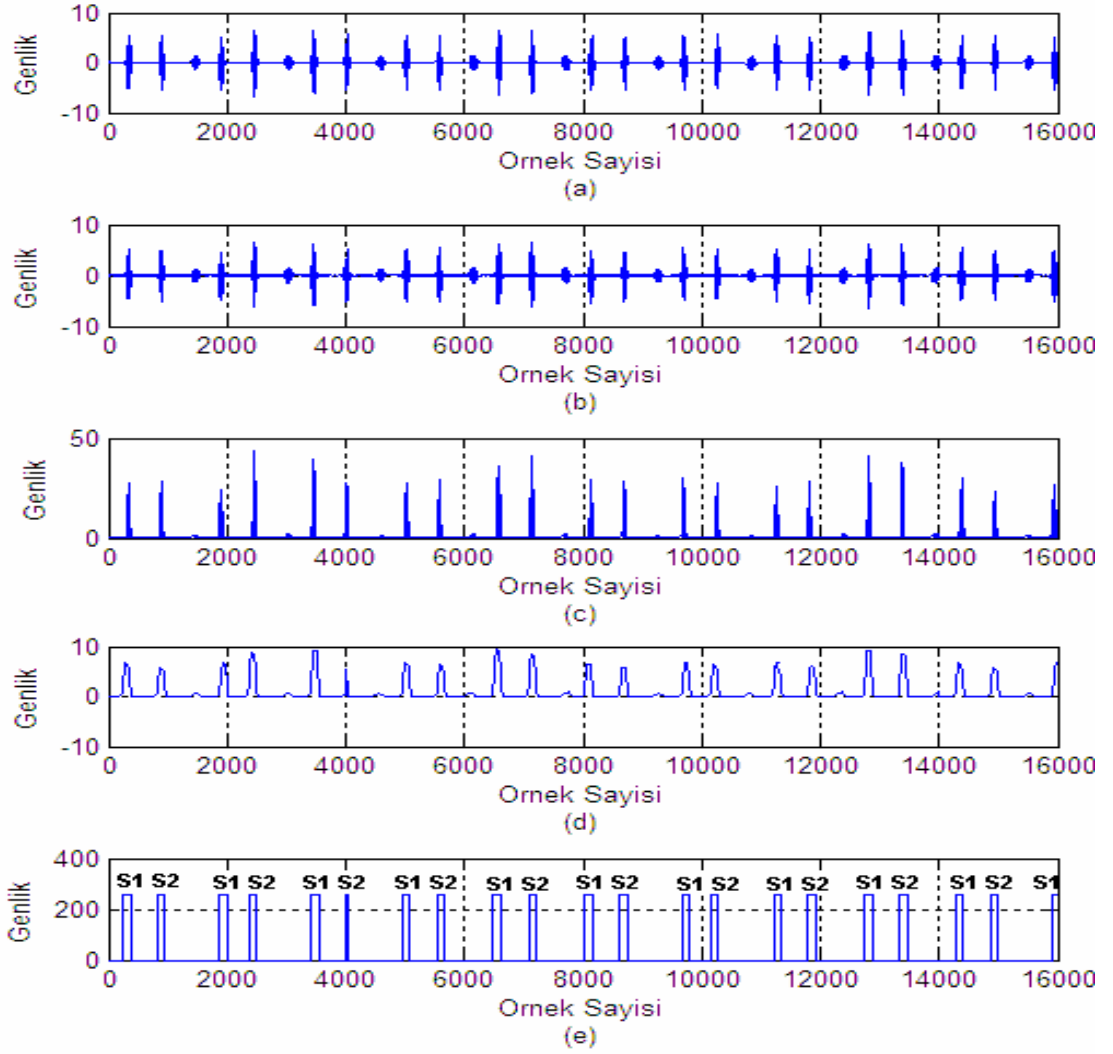
Şekil 4.2’de de görüldüğü üzere yöntem başlıca üç aşamadan oluşmaktadır. Bunlar: i) Normalizasyon, ii) dalgacık dönüşümü ile filtreleme ve iii) işaretin dalgacık bant enerjisini artırarak S1-S2 deteksiyonudur. İlk aşama olarak, bölütleme işlemlerine başlamadan önce, pencerelenmiş FKG işaretindeki ofsetler giderilmiş ve genlik normalizasyonu yapılmıştır. Daha sonra, normalize edilmiş FKG segmentine ayrık dalgacık dönüşümü uygulanarak 3., 4. ve 5. ayrıştırma seviyelerindeki detay katsayıları üst örneklenip toplanmış ve böylece işaretin 30-250 Hz bandından gözlenmesi sağlanmıştır. Ayrık dalgacık dönüşümü işleminde, ana dalgacık olarak, çeşitli denemeler sonucunda en yüksek bölütleme başarımını vermesi nedeniyle Daubechies-30 dalgacığı kullanılmıştır.

Son aşamada ise, 30-250 Hz bandındaki enerjiyi artırmak için işaretin karesi alınmış ve 25 örnek uzunluklu ve birer örnek kayan pencereler içerisinde işaretin integrali alınarak işaret üzerindeki aşırı dalgalanmalar düzeltilmiş ve ardından, otomatik bir eşik ile S1 ve S2 tepeleri belirlenmiştir. AIN kalp sesi için gerçekleştirilen bu işlem adımlarına ait dalga şekilleri Şekil 4.3’te görülmektedir. Tüm kalp sesleri için, gerçekleştirilen işlem adımlarına ait dalga şekilleri EK-C’de verilmiştir. Şekil 4.4’te ise benzer dalga şekilleri

yaklaşık 10 kalp çevrimi içeren gallop ritmine (SUM) ait uzun bir kayıt üzerinde gösterilmiştir. Çalışmada kullanılan bütün sesler için, uzun kayıtlar üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri EK-D’de verilmiştir.



Şekil 4.3: DDE yöntemi ile aort yetmezliği (AIN) sesine ait bölütleme evreleri. (a) Normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi



Şekil 4.4: DDE yöntemi ile yaklaşık 10 vurudan oluşan gallop ritmine (SUM) ait bölütleme evreleri. (a) Normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı

Kalp sesleri içerisinde S1-S2 bileşenlerini en iyi şekilde bölütleyen yöntemi araştırırken, üzerinde durulması gereken iki önemli parametre başarımlık yüzdesi ve işlem süresidir. Gerçek-zamanlı olarak çalışabilen bir sistem düşünüldüğünde, S1-S2 seslerinin bölütlenmesi işlemini gerçeklerken (ve bölütlemeyi izleyen diğer işlemler de -örneğin sesleri sınıflama- düşünüldüğünde), başarımlık yüzdesi kadar, pencerelenmiş FKG kaydı üzerinde gerçekleştirilen tüm işlemlerin bir kalp çevriminden daha kısa bir süre içinde

gerçeklenebilmesi çok büyük bir önem taşımaktadır. DDE kullanılarak, bir kalp çevrimi içerisindeki bir adet S1-S2 ses çiftini bölütleme işlemi, MATLAB 7.0 kullanılarak 1.6 GHz PC’de yaklaşık 0.76sn sürmektedir. Bu değer, geliştirilen DDE yönteminin gerçek-zamanlı çalışmaya uygun, hızlı bir yöntem olduğunu göstermektedir. Tablo 4.1’de bu çalışmada önerilen DDE kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yöntemine ait başarımların sesler bazında verilmiştir. DDE yönteminin, %91.47 (S1) ve %88.95 (S2) başarımları ile çalışmada karşılaştırmalı olarak incelenen diğer yöntemlere göre oldukça yüksek bir başarımları kısa bir işlem süresi içerisinde verdiği gözlenmiştir.

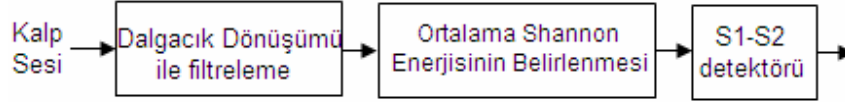
Tablo 4.1: Dalgacık dönüşümü ve çok-bant dalgacık enerjisi kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yöntemine ait başarımlar tablosu

SES TİPİ	PERİYOT SAYISI	S1 BAŞARI ORANI	S2 BAŞARI ORANI
AIN	15	14/15	14/15
ARE	28	28/28	28/28
AST	32	31/32	30/32
DRU	5	2/5	1/5
EAS	24	23/24	23/24
EBA	8	7/8	7/8
EHS	29	29/29	29/29
LAS	27	27/27	26/27
MRE	10	10/10	10/10
MST	16	16/16	16/16
NFC	35	35/35	35/35
OPS	11	11/11	10/11
PDA	24	24/24	24/24
SUM	22	22/22	22/22
VEH	14	14/14	14/14
VSD	26	12/26	11/26
GENEL		%91.47	%88.95

Tablo 4.1’de de görüldüğü üzere, 16 ayrı kalp sesinden 2 tanesi için elde edilen başarımlar (diyastolik üfürüm-DRU ve ventriküler septal defekt-VSD) istenilen seviyede değildir. Bu seslerden DRU’ya ait başarımların S1 sesi için %40, S2 sesi için ise %20 iken; VSD’ye ait başarımların S1 sesi için %46.15, S2 sesi için ise %42.30’dur. Bu iki sesi çalışma dışı bıraktığımız durumda ise başarımların S1 sesi için %98.11, S2 sesi için ise %96.97 değerini almaktadır.

4.2.2 Dalgacık Dönüşümü ve Çok-Bant Dalgacık Shannon Enerjisi (DSE) Kullanılarak S1-S2 Seslerinin Bölütlenmesi

Dalgacık dönüşümü ve çok-bant dalgacık Shannon enerjisi (DSE) kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yönteminde izlenen işlem adımları Şekil 4.5'te bloklar şeklinde gösterilmiştir.

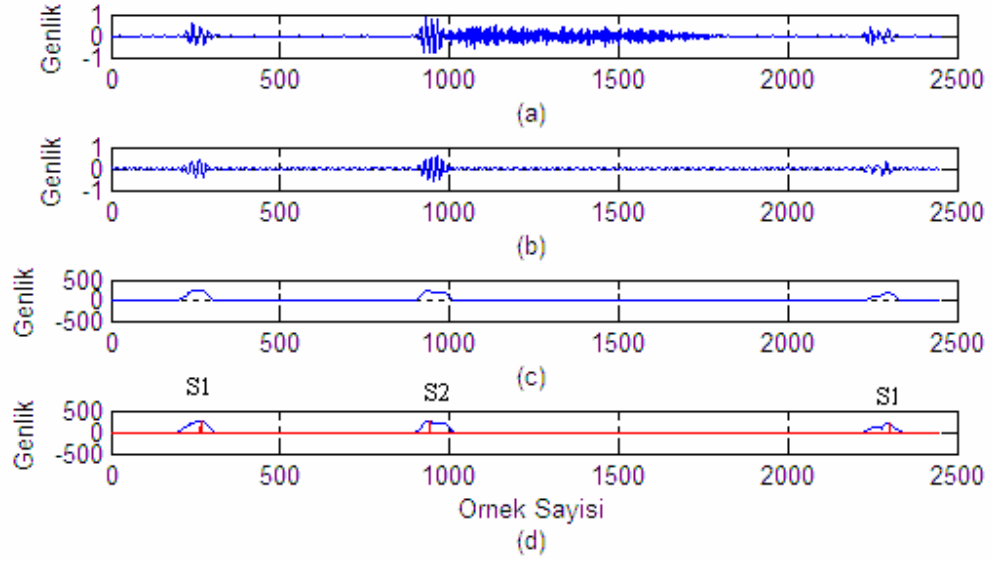


Şekil 4.5: Dalgacık dönüşümü ve çok-bant dalgacık Shannon enerjisi kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yönteminde izlenen işlem adımları

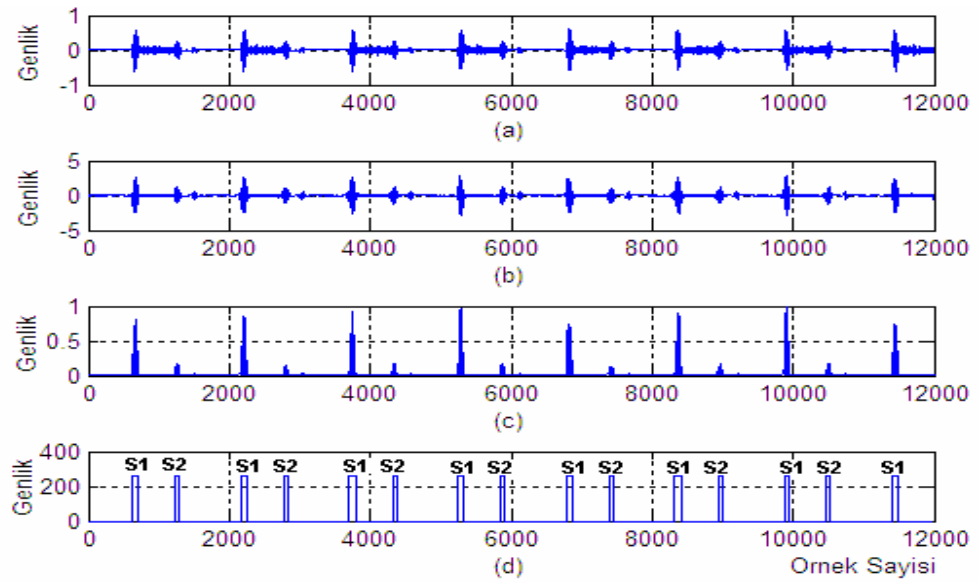
Şekil 4.5'te de görüldüğü üzere yöntem üç aşamadan oluşmaktadır. Bunlar: i) Dalgacık dönüşümü ile filtreleme ii) filtreden geçirilen işaretin ortalama Shannon enerjisini belirleme ve iii) işaretin belirlenen bir eşikten geçirilerek ve aralarındaki süre baz alınarak yapılacak S1-S2 deteksiyonudur. İlk işlem olarak, FKG segmentine ayrık dalgacık dönüşümü uygulanmış, S1-S2 seslerini en iyi temsil ettiği için 3., 4. ve 5. ayrıştırma seviyelerindeki detay katsayıları üst örneklenip toplanarak, işaretin 30-250 Hz bandından gözlenmesi sağlanmıştır. Ayrık dalgacık dönüşümü işleminde, ana dalgacık olarak, çeşitli denemeler sonucunda, yine en yüksek bölütleme başarımını vermesi nedeniyle Daubechies-30 dalgacığı kullanılmıştır.

İkinci aşamada, 30-250 Hz bandındaki işarete ortalama Shannon enerjisi uygulanarak, düşük değerli gürültülerin zayıflatılması ve bu sayede seslerin kolaylıkla ayrışması ve bulunması sağlanmıştır.

Son aşamada ise, S1-S2 sesleri, ortalama Shannon enerjisi uygulanan işarete manuel bir eşik uygulanarak ve arasındaki süreler baz alınarak bölütlenmiştir. AIN kalp sesi için gerçekleştirilen bu işlem adımlarına ait dalga şekilleri Şekil 4.6'da görülmektedir. Tüm kalp sesleri için, gerçekleştirilen işlem adımlarına ait dalga şekilleri EK-E'de verilmiştir. Şekil 4.7'de ise benzer grafikler yaklaşık 7 kalp çevrimi içeren mitral regurjitasyonu (MRE) kalp sesine ait uzun bir kayıt üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 4.6: DSE yöntemi ile AIN'e ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi



Şekil 4.7: DSE yöntemi ile yaklaşık 7 vurdan oluşan mitral regurjitasyonuna (MRE) ait bölütleme evreleri. (a) Orijinal kalp sesi, (b) dalgacık dönüşümü ile filtreleme, (c) normalize edilmiş ortalama Shannon enerjisi, (d) eşik ile S1-S2 tespiti

DSE kullanılarak, bir kalp çevrimi içerisindeki bir adet S1-S2 ses çiftini bölütleme işlemi, MATLAB 7.0 kullanılarak 1.6 GHz PC’de yaklaşık 0.83 sn sürmektedir. Tablo 4.2’de ise bu çalışmada gerçekleştirilen DSE kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yöntemine ait başarı oranları sesler bazında verilmiştir. DSE yönteminin sesler bazındaki başarı oranı S1 sesleri için %84.94 ve S2 sesleri için %81.19’dir. İşlem süresi ve başarı oranları baz alındığında, DSE yöntemi, DDE yöntemine göre daha düşük bir performans göstermiştir.

Tablo 4.2: Dalgacık dönüşümü ve Shannon enerji kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yöntemine ait başarı tablosu

SES TIPI	PERİYOT SAYISI	S1 BAŞARI ORANI	S2 BAŞARI ORANI
AIN	15	15/15	15/15
ARE	28	28/28	28/28
AST	32	30/32	28/32
DRU	5	0/5	0/5
EAS	24	24/24	24/24
EBA	8	4/8	0/8
EHS	29	29/29	29/29
LAS	27	27/27	27/27
MRE	10	10/10	10/10
MST	16	16/16	16/16
NFC	35	35/35	35/35
OPS	11	11/11	10/11
PDA	24	24/24	24/24
SUM	22	13/22	12/22
VEH	14	14/14	14/14
VSD	26	4/26	3/26
GENEL		%84.94	%81.19

Tablodan da görüldüğü üzere, S1 ve S2 sesleri için 16 ayrı kalp sesinden 3 tanesi için (diyastolik üfürüm-DRU, Abstein’s Anomali-EBA ve ventriküler septal defekt-VSD) elde edilen başarı oranı istenilen seviyede değildir. Bu seslerden DRU’ya ait başarı yüzdesi S1 ve S2 sesleri için %0; VSD’ye ait başarı oranı S1 için %15.38, S2 için %11.53 ve EBA’ya ait başarı oranı S1 için %50, S2 için ise % 0 olmuştur. Bu dört sesi çalışma dışı bıraktığımız durumda ise başarı oranı S1 sesi için %99.51, S2 sesi için ise %99.03 değerini almaktadır.

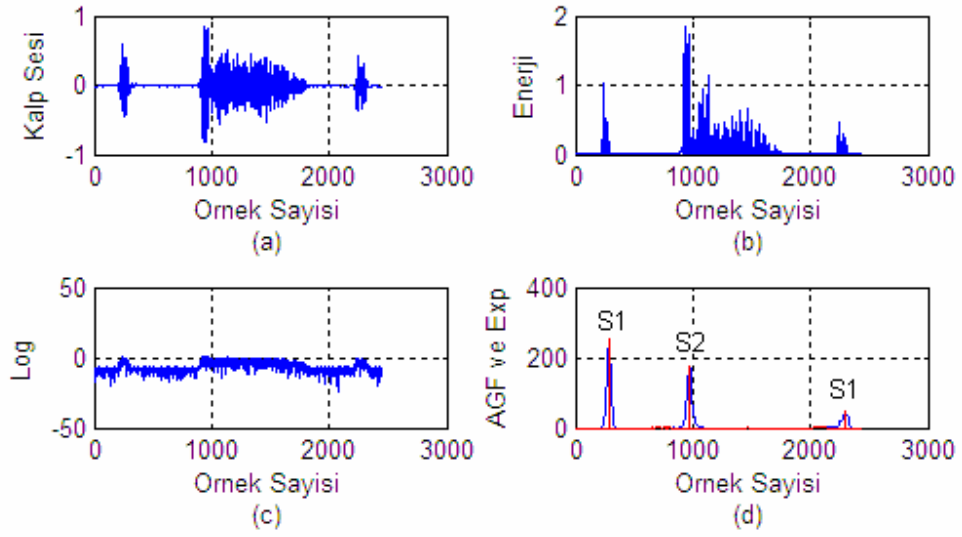
4.2.3 Homomorfik Filtre (HMF) Kullanılarak S1-S2 Seslerinin Bölütlenmesi

Homomorfik filtre (HMF) kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yönteminde izlenen işlem adımları Şekil 4.8’de bloklar şeklinde gösterilmiştir.

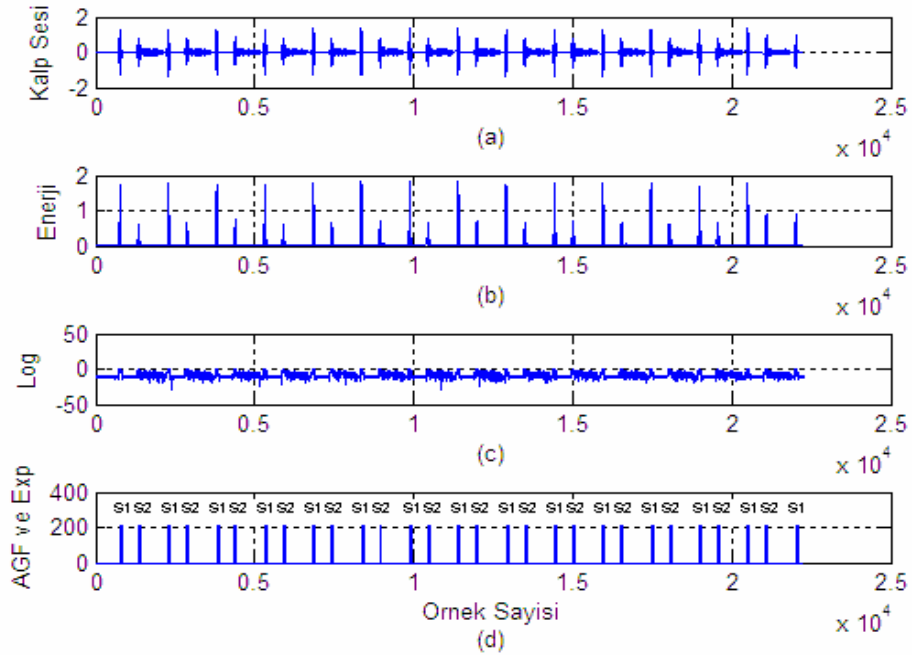


Şekil 4.8: Homomorfik filtre kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yönteminde izlenen işlem adımları

Şekil 4.8’de de görüldüğü üzere yöntem dört aşamadan oluşmaktadır. Bunlar: i) İşaretin enerjisinin alınması, ii) enerjisi alınan işaretin homomorfik filtreden geçirilmesi, iii) alçak geçiren filtre ile işaretin üfürümlerden temizlenmesi, iv) işaretin eksponansiyelinin alınması. İlk olarak, FKG segmentinin enerjisi alınarak, işaretin negatif kısımlarından kurtulması sağlanır. Negatif kısımlardan kurtulan, alçak ve yüksek frekanslı bileşenleri aynı anda içeren işaret daha sonra homomorfik filtreden geçirilir, yani logaritma işlemine tabi tutulur. Logaritma işlemi sonrasında çarpım, toplama dönüşeceğiinden dolayı, işaret alçak ve yüksek frekanslı bileşenlerin logaritmik toplamına eşit olur. S1-S2 seslerini elde etmek için alçak geçiren filtreden geçirilen işaretin son olarak eksponansiyeli alınarak S1-S2 sesleri bölütlenir. Genel olarak S1-S2 seslerinden oluşan işaret, içerisinde bulunan düşük frekanslı gürültülerden temizlenmesi için eşikten geçirilerek ve S1-S2 arası süre baz alınarak, S1-S2 sesleri tespit edilir. AIN kalp sesi için gerçekleştirilen bu işlem adımlarına ait dalga şekilleri Şekil 4.9’da görülmektedir. Tüm kalp sesleri için, gerçekleştirilen işlem adımlarına ait dalga şekilleri EK-F’de verilmiştir. Şekil 4.10’da ise benzer grafikler yaklaşık 7 kalp çevrimi içeren mitral regurjitasyonu (MRE) kalp sesine ait uzun bir kayıt üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 4.9: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal AIN kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



Şekil 4.10: HMF yöntemi ile yaklaşık 14 vurudan oluşan aort stenozu kalp sesinde (AST) ile S1-S2 seslerinin bölütlenme evreleri (a) Orijinal kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri

HMF kullanılarak, bir kalp çevrimi içerisindeki bir adet S1-S2 ses çiftini bölütleme işlemi, MATLAB 7.0 kullanılarak 1.6 GHz PC’de yaklaşık 0.37 sn sürmektedir. Tablo 4.3’te ise bu çalışmada önerilen HMF kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yöntemine ait başarımlar oranları sesler bazında verilmiştir. HMF yönteminin sesler bazındaki başarı oranı S1 sesleri için %85.64 ve S2 sesleri için %66.68’tir. İşlem süresinin daha kısa olmasına rağmen ve başarı oranları baz alındığında, HMF yöntemi, DDE yöntemine göre daha düşük bir performans göstermiştir.

Tablo 4.3. Homomorfik filtre kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yöntemine ait başarımlar tablosu

SES TİPİ	PERİYOT SAYISI	S1 BAŞARI ORANI	S2 BAŞARI ORANI
AIN	15	12/15	15/15
ARE	28	28/28	28/28
AST	32	28/32	0/32
DRU	5	5/5	2/5
EAS	24	24/24	24/24
EBA	8	8/8	8/8
EHS	29	23/29	23/29
LAS	27	5/27	0/27
MRE	10	10/10	2/10
MST	16	16/16	16/16
NFC	35	35/35	35/35
OPS	11	9/11	11/11
PDA	24	24/24	2/24
SUM	22	22/22	22/22
VEH	14	14/14	14/14
VSD	26	6/26	5/26
GENEL		%85.64	%66.68

4.3 S1-S2 Bölütleme Yöntemlerinin Karşılaştırılması ve Gürültülü Kalp Sesleri İçin Başarımlar Sonuçları

Yapılan çalışmada gerçekleştirilen DDE, DSE ve HMF yöntemlerine ilişkin başarımlar yüzdesi ve işlem süresi bakımından karşılaştırma tablosu Tablo 4.4’te görülmektedir. Üç yöntemin karşılaştırılması yapılırken baz alınacak olan temel kriter, yöntemin S1 ve S2 sesleri için göstermiş olduğu performansın yanında, işlem için harcanan süredir. Bu iki kritere göre en yüksek başarımları % 91.47 (S1) ve % 88.95 (S2) ile tez çalışmasında

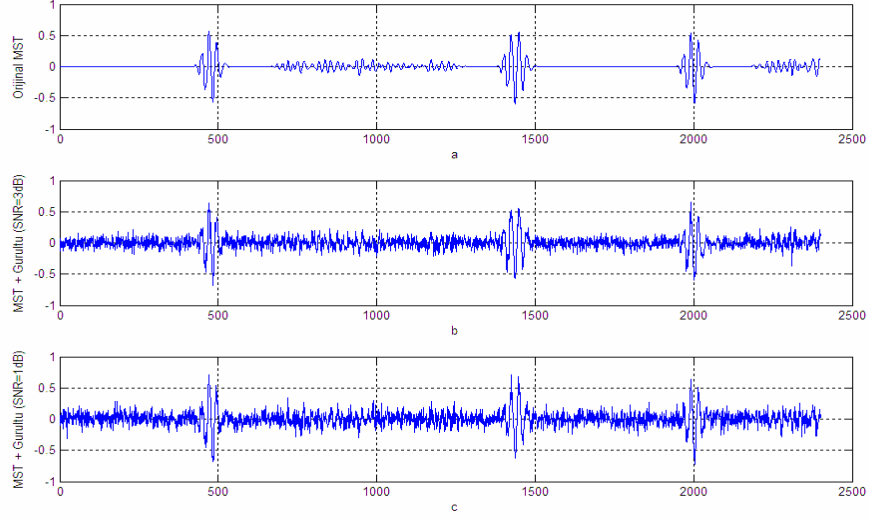
önerilen DDE yöntemi göstermiştir. DSE yöntemi % 84.94 (S1) ve % 81.19 (S2) başarı gösterirken, bu oran HMF yöntemi için %85.64 (S1) ve % 66.68 (S2) olmuştur. İşlem süresi bakımından en iyi performansı bir periyot için 0.37 sn ile HMF yöntemi göstermesine rağmen (0.76sn-DDE, 0.83 sn-DSE) en önemli karşılaştırma kriteri olan başarı performansında DDE yöntemine göre daha düşük bir performans ortaya koymuştur.

Tablo 4.4: DDE, DSE ve HMF yöntemlerinin karşılaştırmalı başarımları

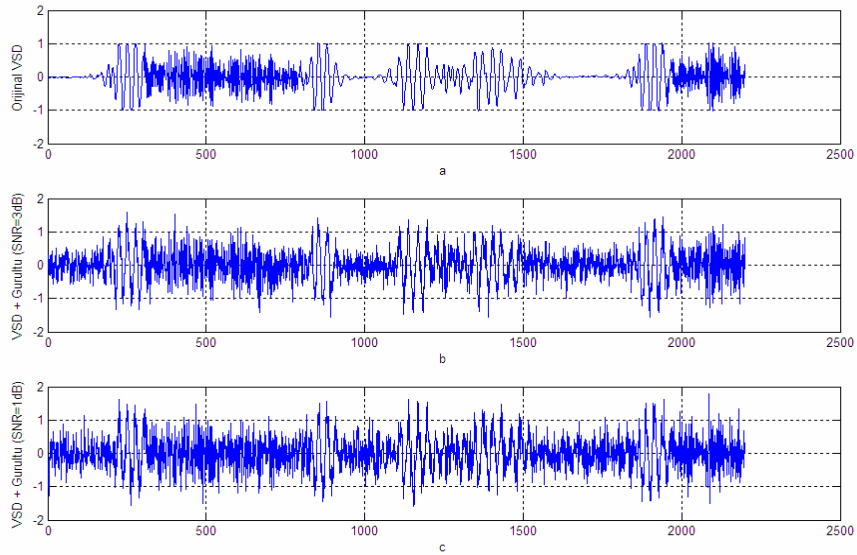
BÖLÜTLEME YÖNTEMİ	İŞLEM SÜRESİ	BAŞARIM YÜZDESİ		BAŞARIM YÜZDESİ (GÜRÜLTÜ)			
		S1	S2	SNR=3		SNR=1	
				S1	S2	S1	S2
DDE yöntemi ile bölütleme	0.76 sn	% 91.47	% 88.95	% 89.48	% 87.23	% 87.16	% 85.15
DSE yöntemi ile bölütleme	0.83 sn	% 84.94	% 81.19	% 83.63	% 81.12	% 82.55	% 79.60
HMF yöntemi ile bölütleme	0.37 sn	% 85.64	% 66.68	% 66.77	% 54.15	% 47.00	% 40.89

Çalışmada gerçekleştirilen DDE, DSE ve HMF yöntemlerinin başarımlarını gürültünün varlığı durumunda da inceleyebilmek için veri tabanındaki orijinal kalp seslerine, işaret-gürültü oranı SNR=3 dB ve SNR=1 dB olacak şekilde suni olarak beyaz gürültü eklenmiş ve DDE ve DSE'nin HMF'ye göre bölütleme başarımının gürültüden daha az etkilendiği gözlenmiştir ($SNR=10 \times \log(Güç_{işaret}/Güç_{gürültü})$). Şekil 4.11'de MST kalp sesi, Şekil 4.12'de VSD kalp sesi gürültü eklenmiş haliyle görülmektedir. Tablo 4.4'te gürültülü kalp sesleri için gerçekleştirilen DDE, DSE ve HMF kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi yöntemlerine ait başarımlar oranları verilmiştir. SNR=3 dB olacak şekilde gürültü eklenmiş kalp sesleri için DDE yönteminin genel başarımının %88.48 (S1) ve % 86.23 (S2) olarak diğer yöntemlerden daha yüksek olduğu gözlenmiştir (SNR=3 dB için DSE ve HMF başarımları da sırasıyla %83.63 (S1) - %81.12 (S2), %66.77 (S1) - %54.15 (S2)'dir). SNR azaltıldıkça her üç yöntemin başarımları da beklenildiği gibi

azalmış, ancak DDE'nin başarımının diğer iki yöntemle kıyasla daha yüksek olduğu gözlenmiştir (SNR=1 dB için DDE, DSE, HMF başarımları sırasıyla %86.16 - %84.15, %82.55 - %79.60 ve %47.00 - %40.89'dur).



Şekil 4.11: MST kalp sesine beyaz gürültünün eklenmesi (a) Orijinal FKG, (b) SNR=3dB beyaz gürültü eklenmiş FKG, (c) SNR=1dB beyaz gürültü eklenmiş FKG



Şekil 4.12: VSD kalp sesine beyaz gürültünün eklenmesi (a) Orijinal FKG, (b) SNR=3dB beyaz gürültü eklenmiş FKG, (c) SNR=1dB beyaz gürültü eklenmiş FKG

5. SONUÇLAR

Fonokardiyogram kayıtlarındaki S1-S2 seslerinin dalgacık enerjileri ile bölütlenmesi için yapılan bu çalışmada 16 farklı tip kalp sesi analiz edilerek, bu kalp sesleri içindeki S1-S2 sesleri bölütlenmiştir. Tez çalışmasında önerilen “dalgacık dönüşümü ve çok-bant dalgacık enerjisi kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (DDE) yöntemi” kullanılarak literatürde ilk kez bu kadar çok sayıda farklı tip kalp sesi içindeki S1-S2 sesleri %92'lere varan yüksek bir başarımla bölütlenmiştir. Çalışmada 53 farklı hastaya ait toplam 326 vurudan (kalp çevrimi) oluşan bir veri-tabanı kullanılmıştır.

Ses işaretleri, bölütleme işlemlerine tabi tutulmadan evvel, normalize edilmiştir. Normalizasyon işlemi; örnekleme frekansının 2000 Hz'e sabitlenmesi, pencerelenmiş FKG segmentlerindeki ofsetlerin yok edilmesi, bu segmentlerdeki gücün sabit bir değere eşit olacak şekilde genliklerin ölçeklenmesi işlemlerini içermektedir. Genlik normalizasyonu için, işaretin tepeden-tepeye genliğini sabit bir değere eşitleme yönteminin, SNR oranı düşük ses işaretlerinde, gürültünün kalp sesi örneklerini baskın şekilde etkilemesi nedeniyle tercih edilmemiştir. Kalp seslerinin frekans spektrumları incelendiğinde, frekans bileşenlerinin 500 Hz'lere dahi ulaşmadan sıfıra çok yakın değerler alması nedeniyle, en yüksek bileşenin 1000 Hz olduğu varsayımı ile örnekleme frekansı 2000 Hz olarak belirlenmiştir. Frekansı daha da artırmanın başarıma ilave bir katkı getirmeyeceği gibi işlem yükünü gereksiz yere artıracığı bilindiği için örnekleme frekansı daha yüksek seçilmemiştir.

Yapılan incelemeler sonucunda, her ne kadar birçok kalp sesi türünde S1-S2 sesleri, diğer işaret bileşenlerine nazaran daha yüksek genlikte olsalar da, bazı üfürümlerin genliklerinin S1-S2'den daha yüksek olması nedeniyle, kalp sesi işaretlerinden S1-S2'yi yüksek başarımla bölütleyebilmenin -zaman domeninde- mümkün olmadığı görülmüştür. Üfürümlerin ya da kayıt sırasında meydana gelebilecek olan gürültünün varlığında, zaman domenindeki S1-S2 genlikleri belirleyicilik özelliklerini

kaybettiklerinden dolayı, analiz çalışmalarını zaman domenine yerine, frekans domeninde yapmak daha başarılı sonuçlar vermektedir. Fourier dönüşümünün sadece işaret içindeki frekans bileşenlerinin varlığı hakkında bilgi verdiği, S1-S2 seslerinin oluşum zamanlarının belirlenmesi konusunda yetersiz kaldığı bilindiği için, analizler kısa-zaman Fourier dönüşümü ve literatürde de yaygın olarak kullanılmakta olan dalgacık dönüşümü üzerinde yoğunlaştırılmıştır. Kalp seslerine kısa-zaman Fourier dönüşümü uygulanarak yapılan incelemeler sonucunda, farklı tip FKG'lerde S1-S2 seslerinin, farklı bantlarda meydana geldiği gözlenmiş, S1-S2'yi temsil eden ortak ya da belirli bir gözlem bandı elde edilememiştir. Bu nedenlerden dolayı ve de bu çalışmanın ileri aşamalarında, S1-S2 sesleri referans alınarak oluşturulacak öznitelik vektörleri ile kalp seslerinin sınıflanması söz konusu olabileceğinden, dalgacık dönüşümünün kullanılmasının, işlem süresi ve sistem karmaşasını en düşük düzeyde tutacağı öngörülmüştür.

Çalışmada, ayrık dalgacık dönüşümü kullanılarak, kalp seslerinin farklı frekans bantlarında farklı çözünürlüklerde analiz edilebilmesi sağlanmıştır. Ana dalgacık olarak, çeşitli mertebelerden 'daubechies', 'symlet', 'biorthogonal', 'coiflet' vb. dalgacık türleri denenmiş, bunlar arasından bölütleme başarımını en iyileyen 'daubechies-30' dalgacığı tercih edilmiştir. Dalgacık ağacında, 3., 4. ve 5. ayrıştırma seviyelerindeki detay katsayılarının toplamının belirlediği 30-250 Hz bandının, S1-S2 frekans bandını temsil ettiği gözlenmiştir. Bu gözleme dayanarak, tez çalışmasında önerilen DDE yönteminde, S1-S2 seslerini diğer bileşenler içinden ayırt edebilmek üzere, dalgacık ağacında sadece bu üç bandın birleşimi dikkate alınmıştır. 3., 4. ve 5. seviyelerdeki bantların birleşimiyle oluşturulan toplam işaretinin karesi alınarak, S1-S2 seslerine ait enerji daha da belirgin hale getirilmiştir. Daha sonra işaretin kayan pencereler içinde integrali alınarak, işaretin sahip olduğu ani değişimler giderilmiş, bu sayede S1-S2 seslerinin bulunduğu yerler birer tepe halini almıştır. Tepe görünümü alan yerler sadece S1-S2 pozisyonlarında gözlenmeyip, bazı üfürüm türleri de integratör çıkışında tepe olarak gözlenmiştir. Ancak, tez çalışmasında geliştirilen otomatik eşik yöntemi sayesinde, istenmeyen üfürümlere ait tepelerden de oldukça yüksek bir başarı ile kurtulmak mümkün olmuş ve S1-S2 bileşenlerinin pozisyonları yüksek bir doğrulukla belirlenmiştir.

Çalışma sonucunda S1 sesleri için genel başarımlar yüzdesi, % 91.47 olurken, S2 sesleri için bu değer % 88.95'de kalmıştır. Tez çalışmasında önerilen yöntem, literatürdeki iki

farklı çalışma ile karşılaştırılmış, işlem süresi ve başarıım yüzdesi olarak kıyaslama yapılmıştır. Karşılaştırma amacıyla incelenen iki yöntem: (i) Huiying Liang ve arkadaşlarının 1997 yılında yapmış oldukları [13], dalgacık dönüşümü ve çok-bant dalgacık enerjisi kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (DSE) yöntemi ve (ii) Cota Navin Gupta ve arkadaşlarının 2005'te yapmış oldukları [17], homomorfik filtre kullanılarak S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (HMF) yöntemidir. Bu yöntemlerden, DSE yöntemi kullanılarak yapılan bölütleme sonucunda S1 sesleri %84.94, S2 sesleri ise %81.19 başarı ile bölütlenirken; HMF yöntemi kullanılarak yapılan bölütlemelerde ise başarı oranı S1 sesleri için %85.64'te, S2 sesleri içinse %66.68'de kalmıştır. Çalışmanın genel olarak başarılı sayılabilmesi için göstermiş olduğu bölütleme performansının yanında, işlem için harcamış olduğu süre de çok önemlidir. DDE yöntemi kullanılarak yapılan bölütlemelerde, bir periyotluk kalp sesi için harcanan işlem süresi yaklaşık 0.76 sn iken, bu süre DSE yöntemi için 0.83 sn, HMF yöntemi için ise 0.37 sn'dir.

Kalp seslerinin kayıt sırasında maruz kalacağı gürültü ve istenmeyen seslerin çalışmanın başarısı üzerindeki etkisinin incelenebilmesi için veri tabanındaki orijinal kalp seslerine, işaret-gürültü oranı $SNR=3$ dB ve $SNR=1$ dB olacak şekilde suni olarak beyaz gürültü eklenmiş ve DDE ve DSE'nin, HMF'ye göre bölütleme başarılarının gürültüden daha az etkilendiği gözlenmiştir. $SNR=3$ dB olacak şekilde gürültü eklenmiş kalp sesleri için DDE yönteminin genel başarılarının %88.48 (S1) ve % 86.23 (S2) olarak diğer yöntemlerden daha yüksek olduğu gözlenmiştir ($SNR=3$ dB için DSE ve HMF başarımları da sırasıyla %83.63 (S1) - %81.12 (S2) ve %66.77 (S1) - %54.15 (S2)'dir). SNR azaltıldıkça her üç yöntemin başarımları da beklenildiği gibi azalmış, ancak DDE'nin başarımlarının diğer iki yöntemle kıyasla daha yüksek olduğu gözlenmiştir ($SNR=1$ dB için DDE, DSE, HMF başarımları sırasıyla, %86.16 - %84.15, %82.55 - %79.60 ve %47.00 - %40.89'dur).

Bir kalp çevrimi içerisinde oluşan S1-S2 seslerinin yerlerinin bilgisayar desteği ile otomatik olarak doğru bir şekilde belirlenmesi son derece önemlidir. S1-S2 bölütleme işlemi, gelecekte gerçekleştirilecek FKG analizi ile hastalık tanısı yapan sistemler için bir ön-işleme niteliği taşımaktadır. Bu seslerin başarılı bir şekilde belirlenmesi durumunda, kalp seslerinden hastalık tanısı (FKG sınıflama işlemi) yapabilen tam-otomatik bir sistemin gerçekleştirilmesi mümkün olabilecektir. Bir kalp çevrimini oluşturan

sistol ve diyastol evreleri, S1-S2 sesleri referans alınarak ve bu sesler arasındaki süreler baz alınarak belirlenebilmektedir. Sistol ve diyastol evrelerinin doğru bir şekilde belirlenmesi, meydana gelen üfürümlerin kolaylıkla sınıflandırılabilmesine (sistolik/diyastolik üfürüm şeklinde) olanak tanıyacak ve tanı koyma safhasında tıp doktorlarına büyük kolaylıklar sunacaktır. Tam-otomatik bir FKG tanı sistemi sayesinde, kardiyolog doktorun bulunmadığı bir sağlık biriminde dahi, FKG kullanılarak kalbe ait hastalıklar hakkında bilgi sahibi olunabilecektir. Bunun yanı sıra, bilgisayar desteği ile tam-otomatik FKG tanı sistemi sayesinde doktorların tetkik için harcadıkları süre kısaltarak iş yükü hafifleyecek ve tanıda nesnel kararlar verilebilmesi sağlanacaktır. Yine gelecekte, geliştirilen algoritmaların başarımı daha da iyileştirilerek, bu çalışma, daha çok sayıda farklı tip kalp sesini içeren büyük-boyutlu bir veri-tabanı üzerinde bölütleme ve sınıflama işlemlerini gerçek-zamanda yapabilen bir donanımın tasarımına zemin oluşturacaktır.

KAYNAKLAR

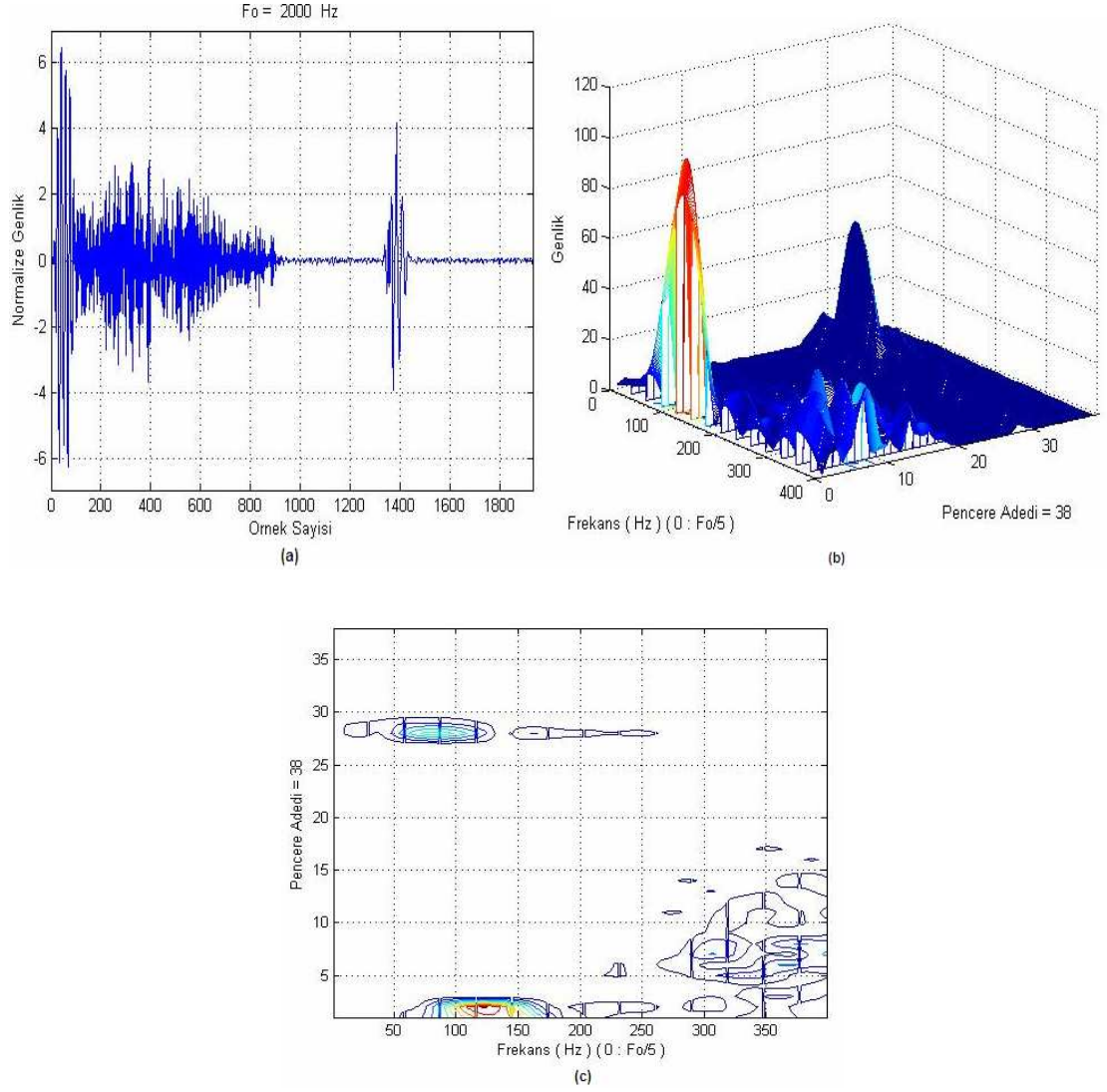
- [1] **Berbari, E.J.**, 2006. The Biomedical Engineering Handbook: Principles of Electrocardiography, 3rd edition, CRC Press, 393.
- [2] **Ergen, B. ve Tatar, Y.**, 2004. Fonokardiyogram işaretlerinin ikiz spektrum analizi, *Biyomedikal Muhendisligi Ulusal Toplantisi (BIYOMUT 2004)*.
- [3] **Say, O.**, 2002. Kalp seslerinin analizi ve yapay sinir aglari ile siniflandirilmesi, *Yüksek Lisans Tezi*, İ.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [4] **Parker, K.G.**, Notes for Cardiovascular Fluid Mechanics.
- [5] http://long-qt-syndrome.com/ekg_readout.html [07.04.2008]
- [6] **Civelek, Y. ve Gülçür, H. Ö.**, 2005. Cardiopal (cardiac passive acoustic localization) için yeni bir donanım tasarımı, *Biyomedikal Muhendisligi Ulusal Toplantisi (BIYOMUT 2004)*.
- [7] **Kemaloglu, S. Ve Kara, S.**, 2002. EKG işaretleri ile kalp seslerinin eşzamanlı alınması için ölçüm düzeni, *Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, **18**, 28-33.
- [8] **Novey, D.W.**, 1996. Kalp Sesleri Kılavuzu, Hekimler Yayın Birliği.
- [9] <http://mail.baskent.edu.tr/~20493377/Ekgvedolenst.doc> , Ekg ve Dolaşım Sistemi Enstrümantasyonu [21.04.2008]
- [10] **Yazgan, E. Ve Korürek, M.**, 1996. Tıp Elektroniği, İTÜ Elektrik-Elektronik Fakültesi, Ofset baskı Atölyesi, İstanbul.
- [11] **Kumar, D., Carvalho, P., Antunes, M., Henriques, J., Maldonado, M., Schmidt, R. and Habetha, J.**, 2006. Wavelet transform and simplicity based heart murmur segmentation, *Computers in Cardiology*, **33**, 173–176.

- [12] **Liang, H., Lukkarinen, S. And Hartimo, I.,** 1997. Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelopogram, *Computers in Cardiology*, **24**, 105-108.
- [13] **Liang, H., Lukkarinen, S. and Hartimo I.,** 1997. A heart sound segmentation algorithm using wavelet decomposition and reconstruction, *Proceedings - 19th International Conference IEEE-EMBS*, Chicago, USA, October 30 - November 2, 1630-1633.
- [14] **Yoshida, H., Shino, H. and Yana, K.,** 1997. Instantaneous frequency analysis of systolic murmur for phonocardiogram, *Proceedings - 19th International Conference IEEE-EMBS*, Chicago, USA, October 30 - November 2, 1645-1647.
- [15] **Kumar, D., Carvalho, P., Antunes, M., Henriques, J., Eugénio, L., Schmidt, R. and Habetha, J.,** 2006. Detection of S1 and S2 heart sounds by high frequency signatures, *Proceedings - 28th International Conference IEEE-EMBS*, New York City, USA, August 30 - September 3, 1410-1416.
- [16] **Wang, W., Guo, Z., Yang, J., Zhang, Y., Durand, L.G. and Loew, M.,** 2001. Analysis of the first heart sound using the matching pursuit method, *Medical & Biological Engineering & Computing*, **39**, 644-648.
- [17] **Gupta, C.N, Palaniappan, R., Swaminathan, S. and Krishnan, S.M.,** 2007. Neural network classification of homomorphic segmented heart sounds, *Applied Soft Computing*, **7**, 286–297.
- [18] **Javed, F., Venkatachalam, P. A. and Fadzil, A.,** 2006. A signal processing module for the analysis of heart sounds and heart murmurs, *International MEMS Conference*, 1098–1105.
- [19] **Jae, I.S.,** 1990. Two-Dimensional Signal and Image Processing, Prentice-Hall International Inc.
- [20] **Polikar, R.,** The Wavelet Tutorial Part 1, Fundamental Concepts & An Overview of The Wavelet Theory.
<http://users.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTpart1.html> [29.04.2008]

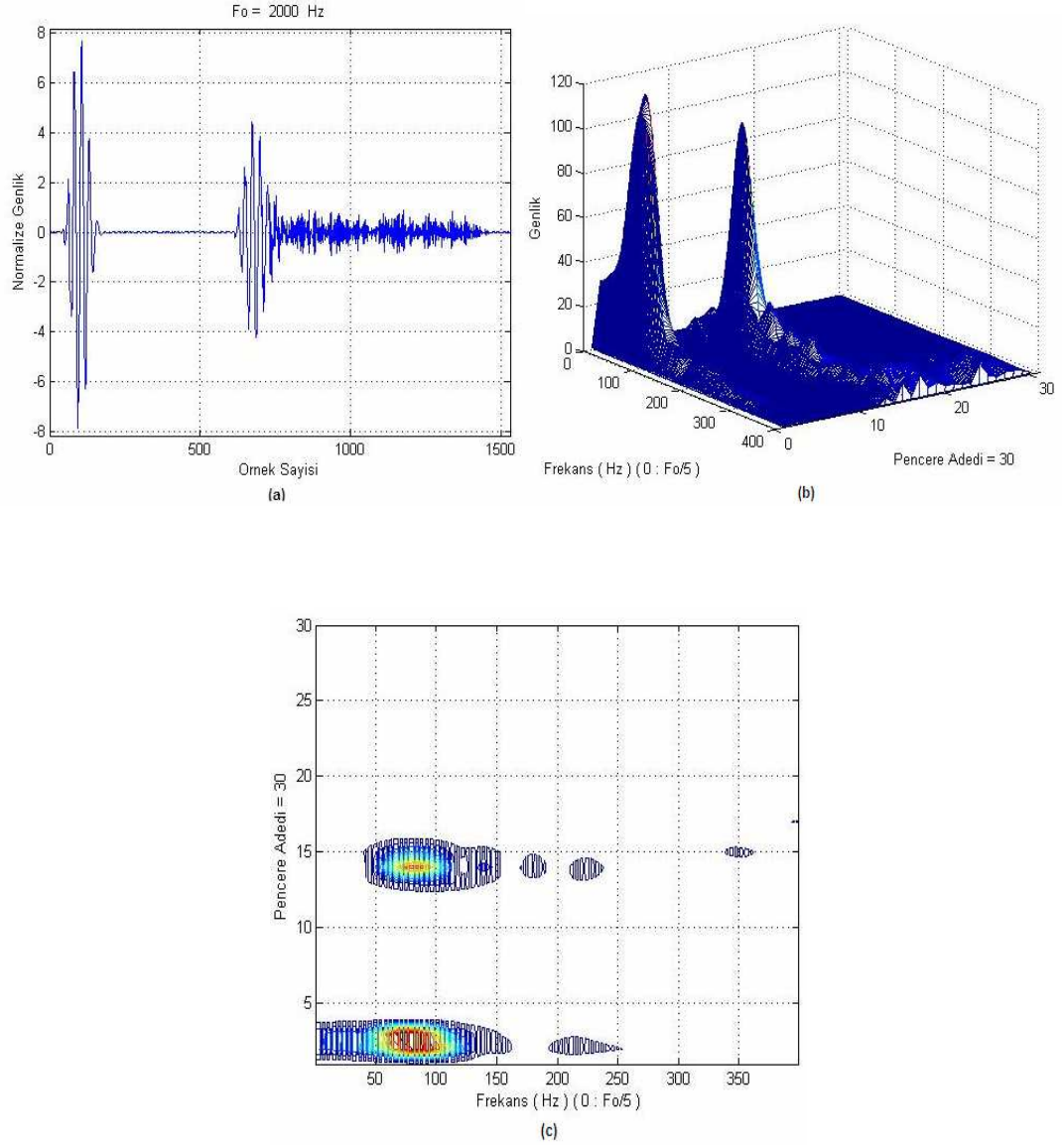
- [21] **Jonathan Y.S.**, 2000. Digital Signal Processing, John-Wiley & Sons. Inc.
- [22] **Polikar, R.**, The Wavelet Tutorial Part 2, Fundamentals: The Fourier Transform and The Short Term Fourier Transform.
<http://users.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTpart2.html> [30.04.2008]
- [23] **Aldroubi,A. and Unser, M.**, 1996. Wavelets in Medicine and Biology, CRC Press.
- [24] **Polikar, R.**, The Wavelet Tutorial Part 3,Multiresolution Analysis & The Continious Wavelet Transform.
<http://users.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTpart3.html> [30.04.2008]
- [25] **Polikar, R.**, The Wavelet Tutorial Part 4,Multiresolution Analysis: The Discrete Wavelet Transform.
<http://users.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTpart4.html> [30.04.2008]
- [26] <http://www.dundee.ac.uk/medther/Cardiology/hsmur.html> [06.04.2008]
- [27] <http://www.medstudents.com.br/cardio/heartsounds/heartsou.htm> [05.04.2008]

EKLER

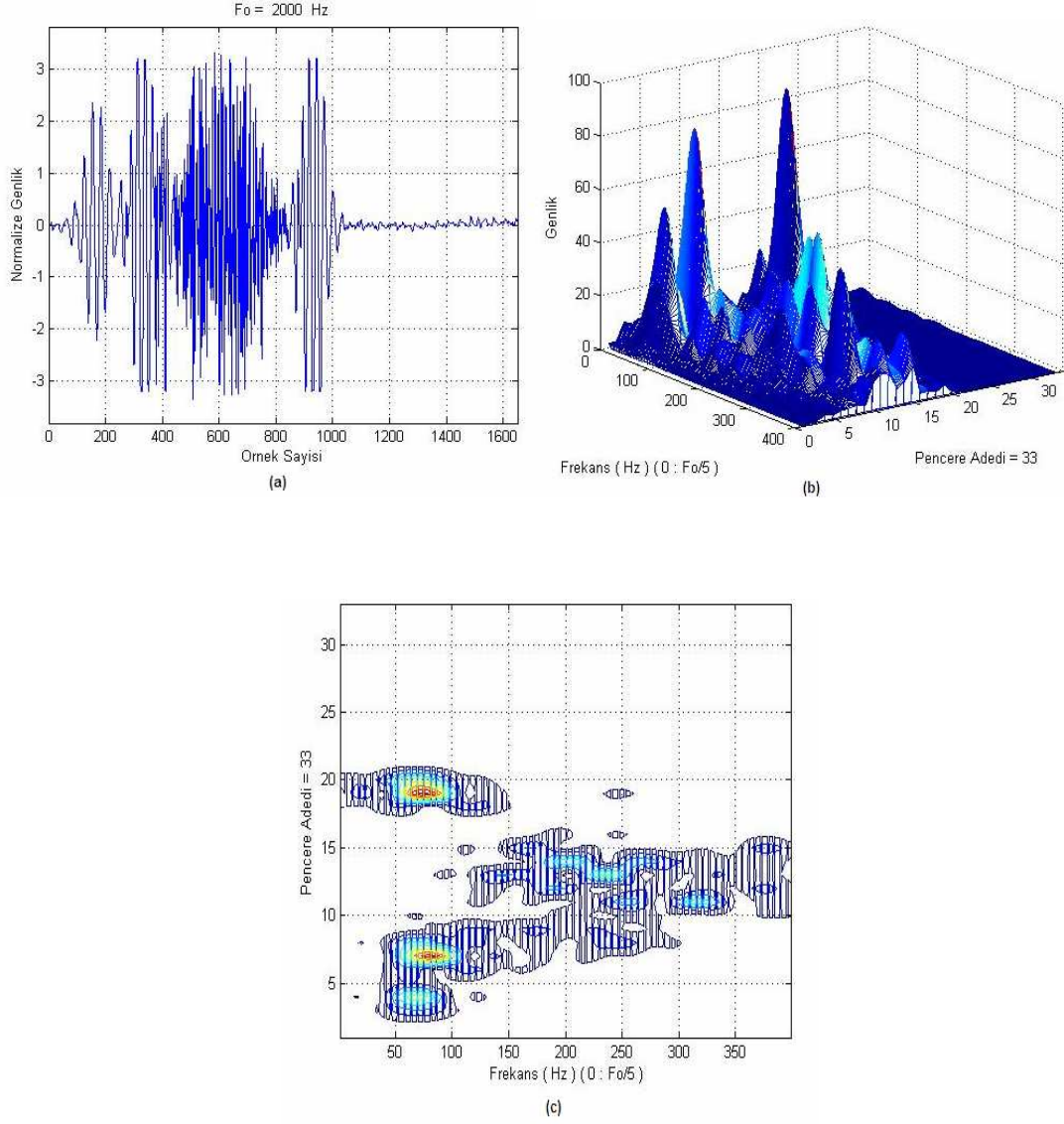
EK-A İncelenen Kalp Seslerine Ait KZFD Çıktıları



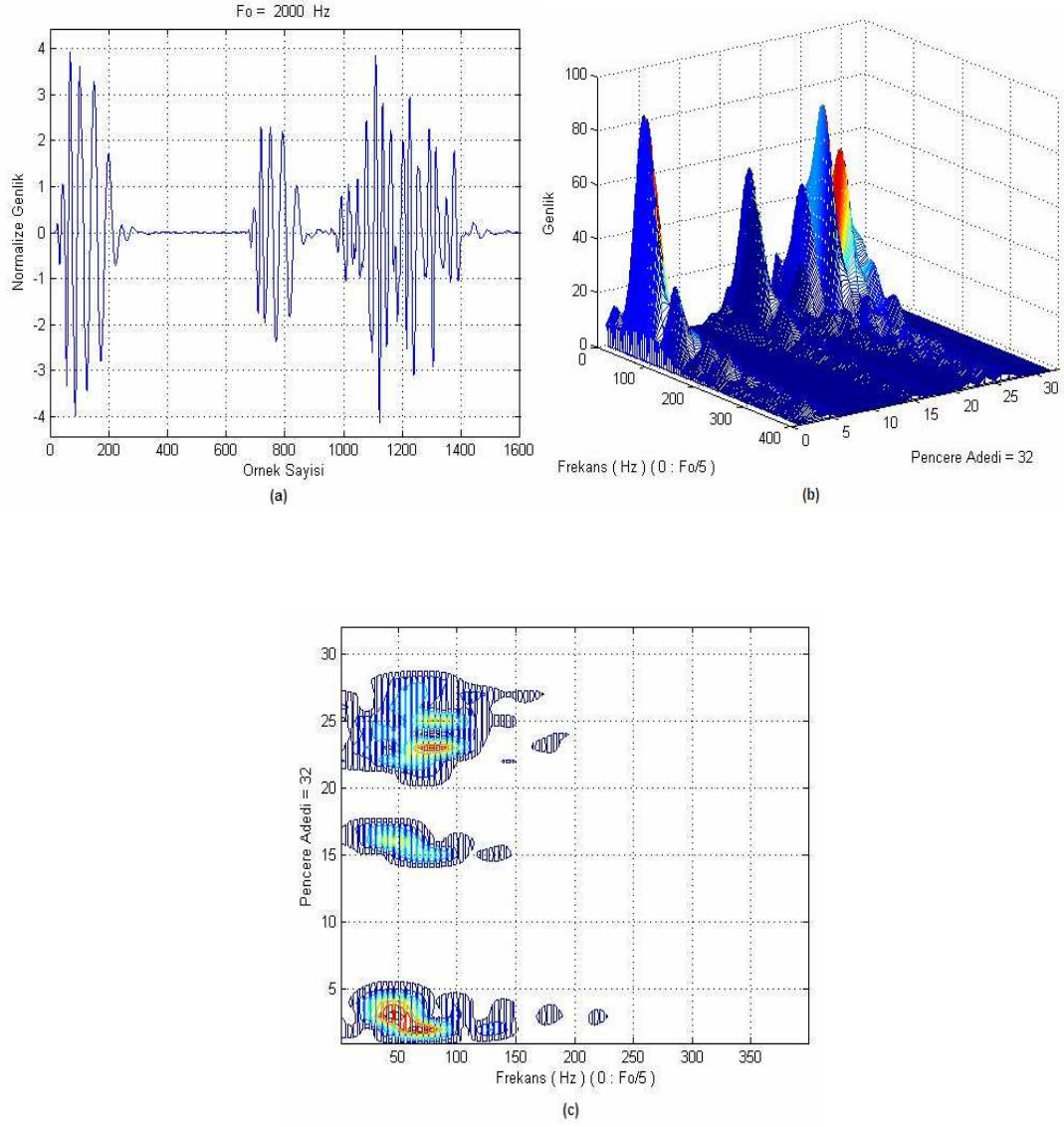
Şekil A.1: AIN için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü



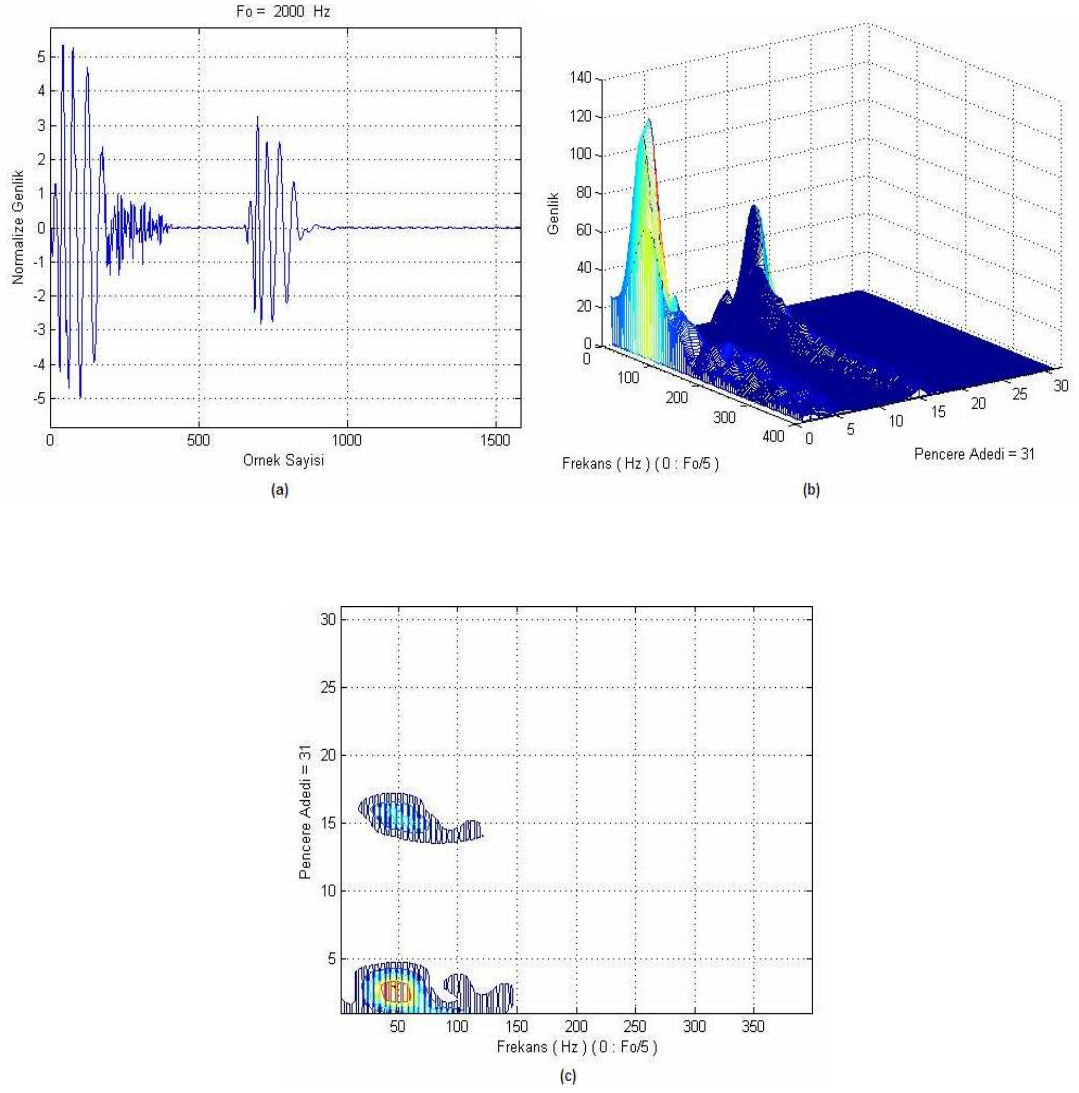
Şekil A.2: ARE için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü



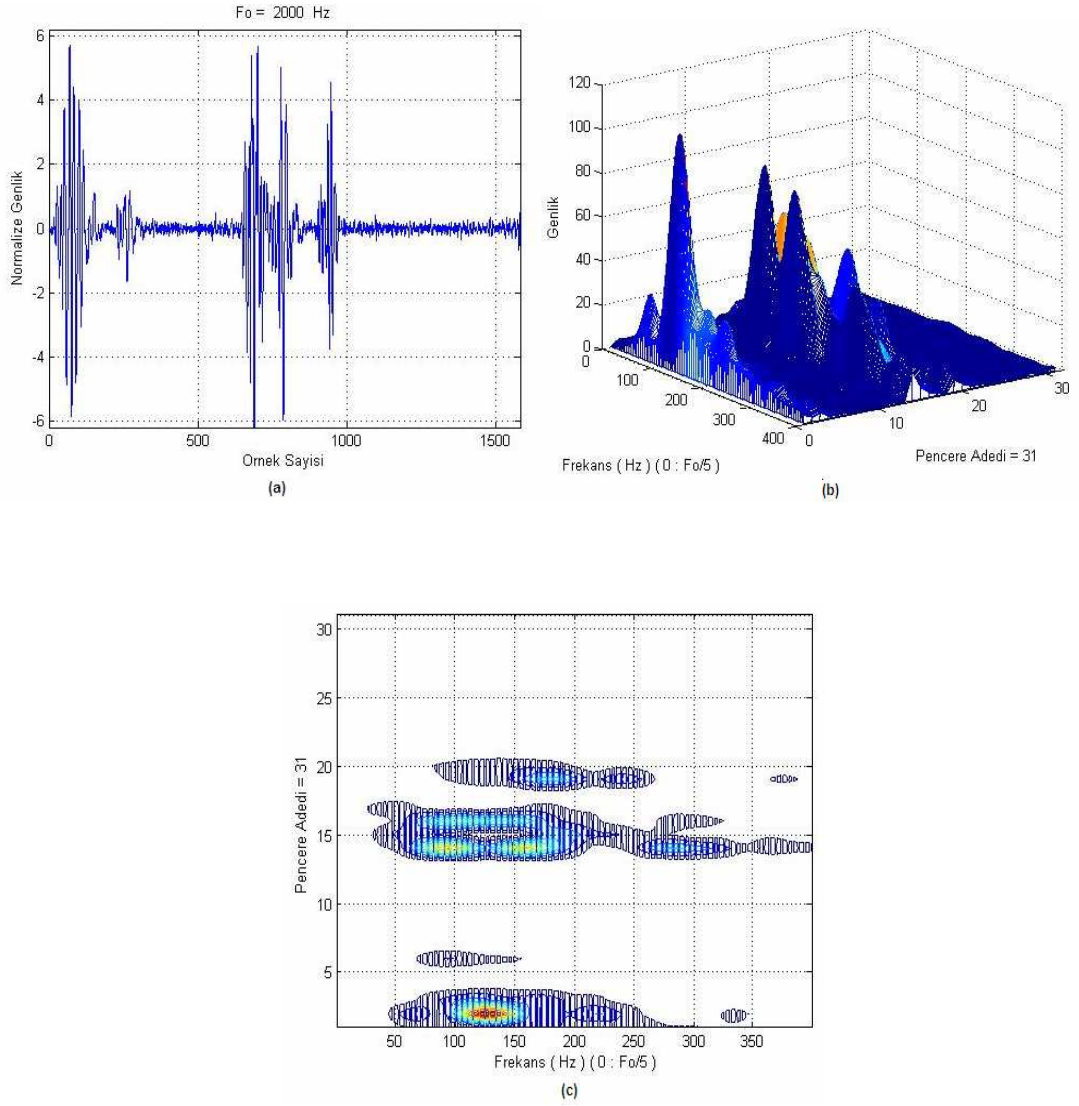
Şekil A.3: AST için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü



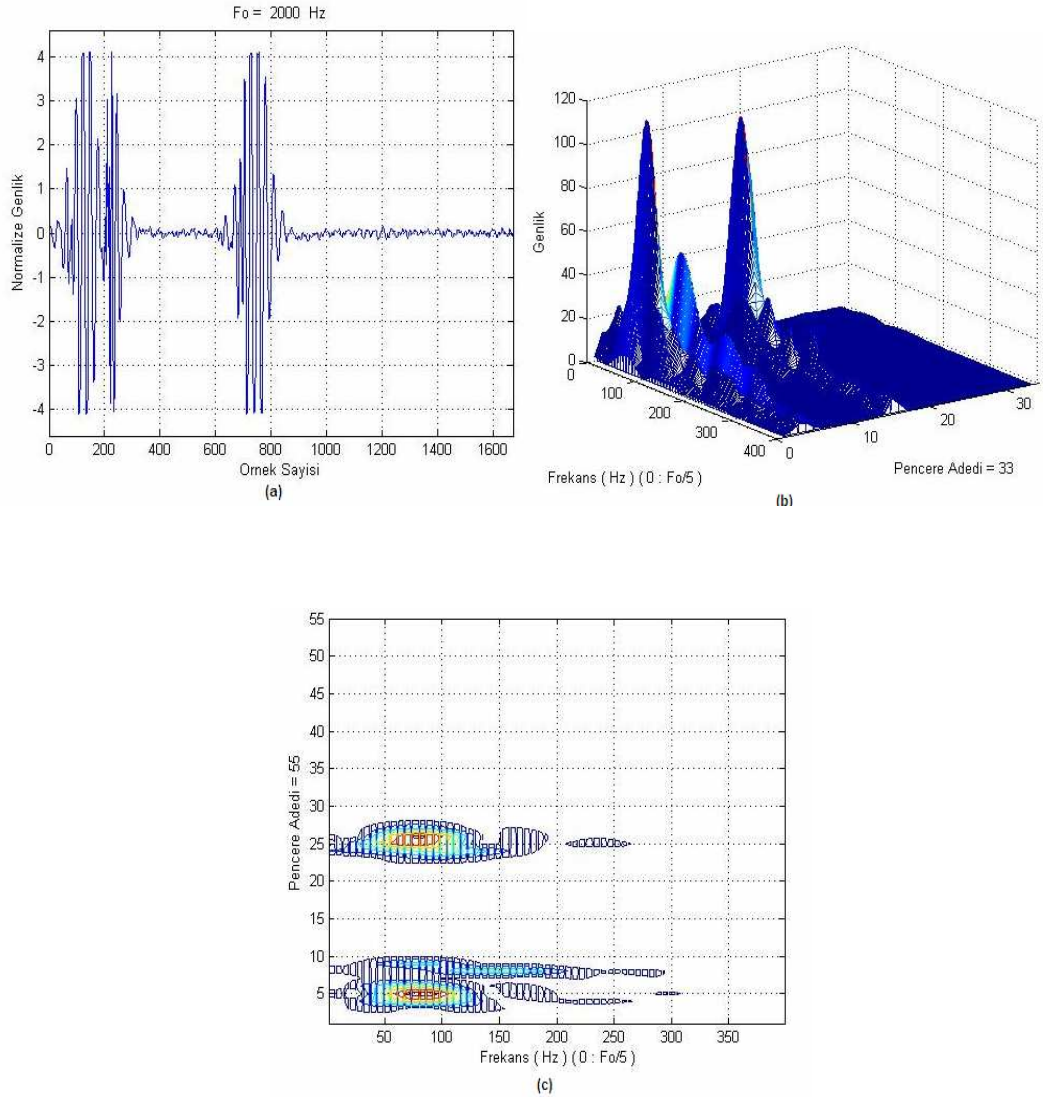
Şekil A.4: DRU için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü



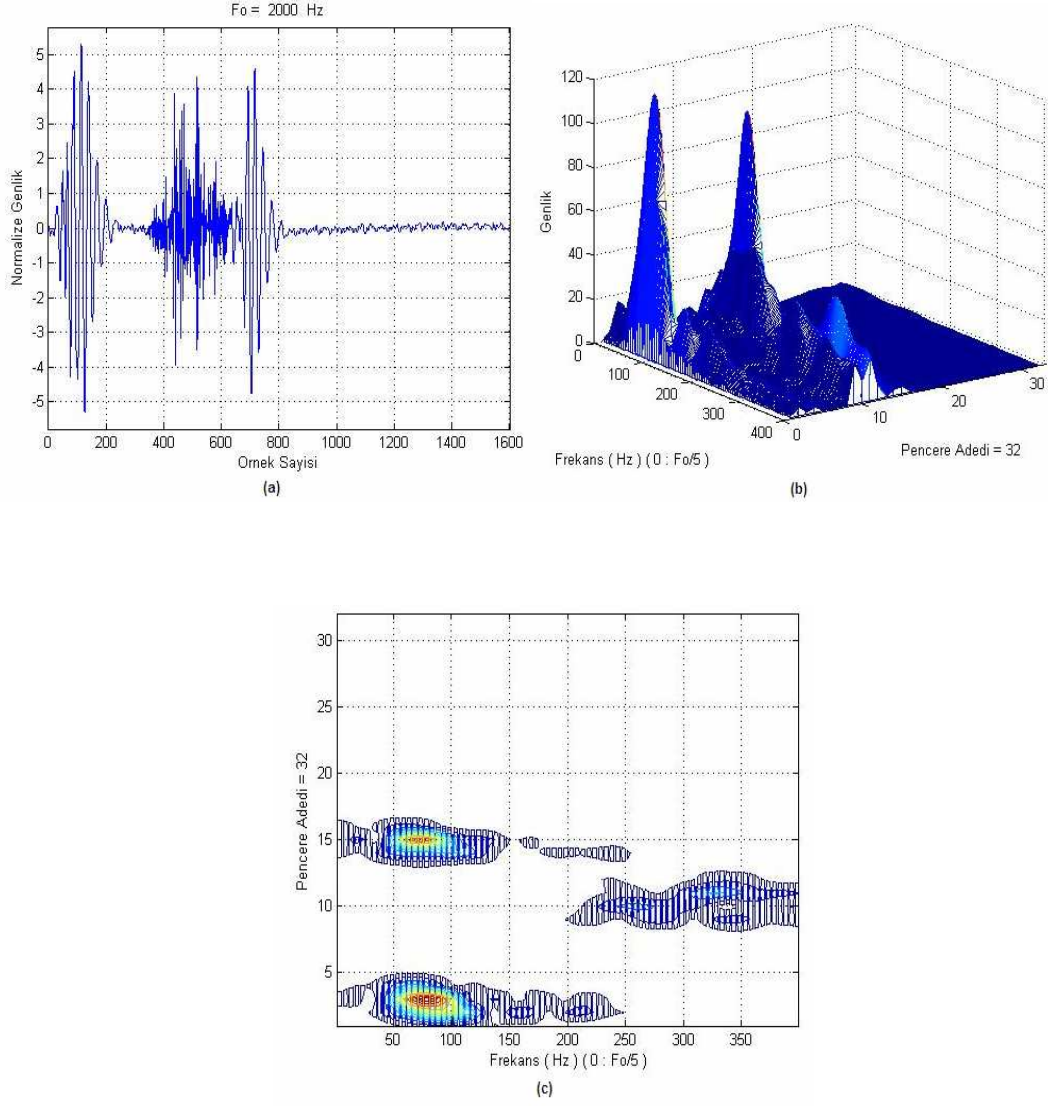
Şekil A.5: EAS için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü



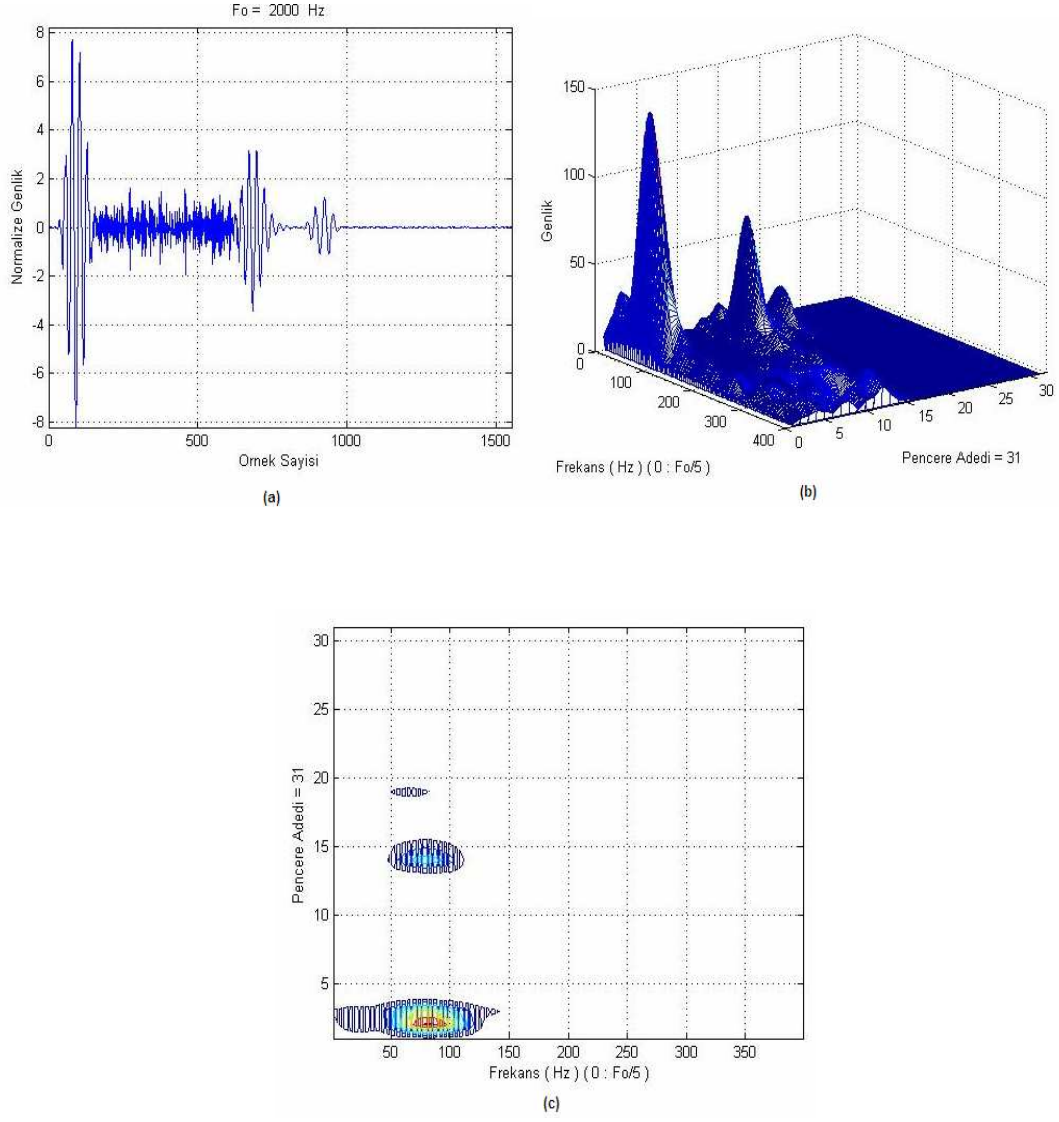
Şekil A.6: EBA için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü



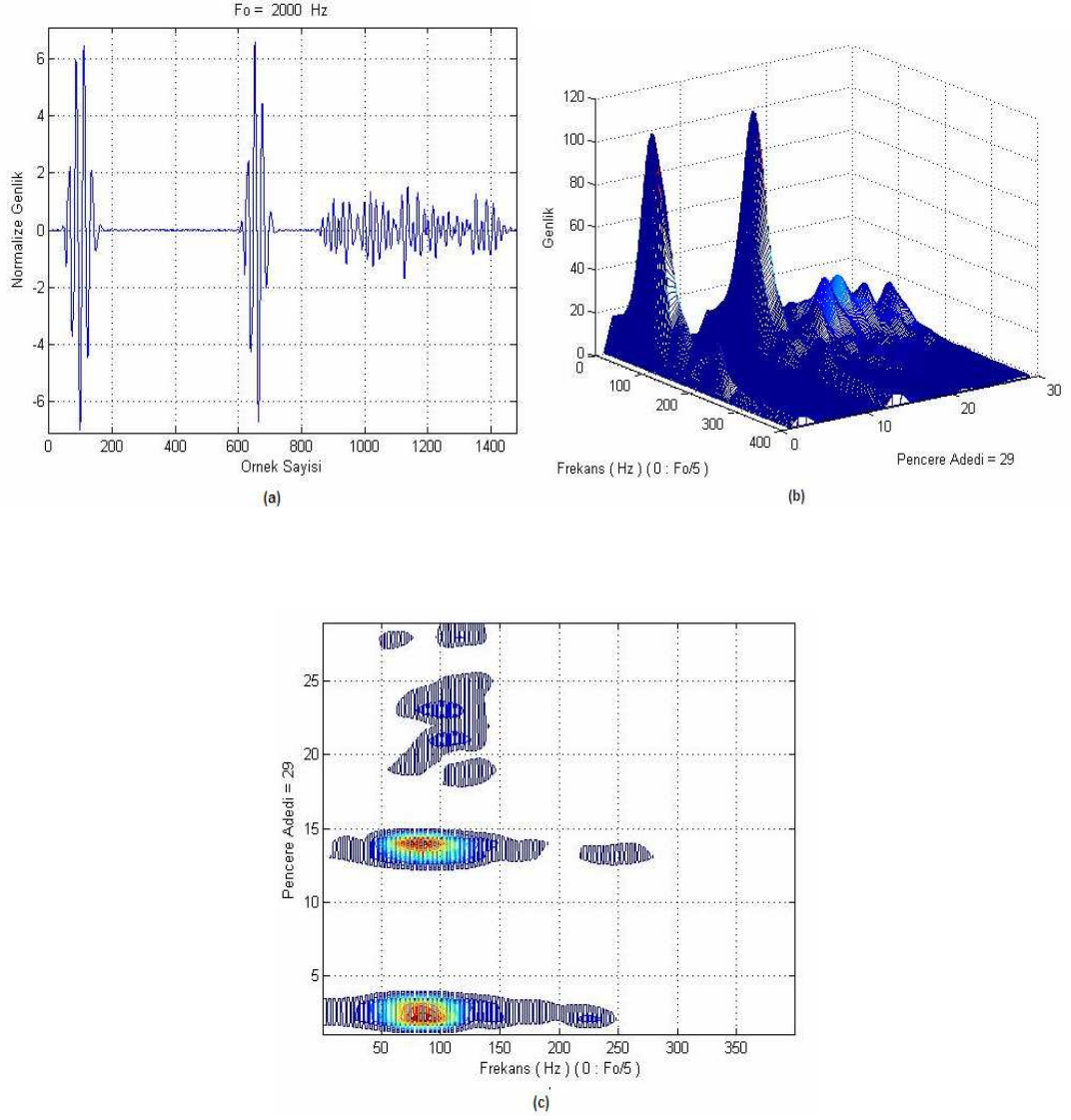
Şekil A.7: EHS için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü



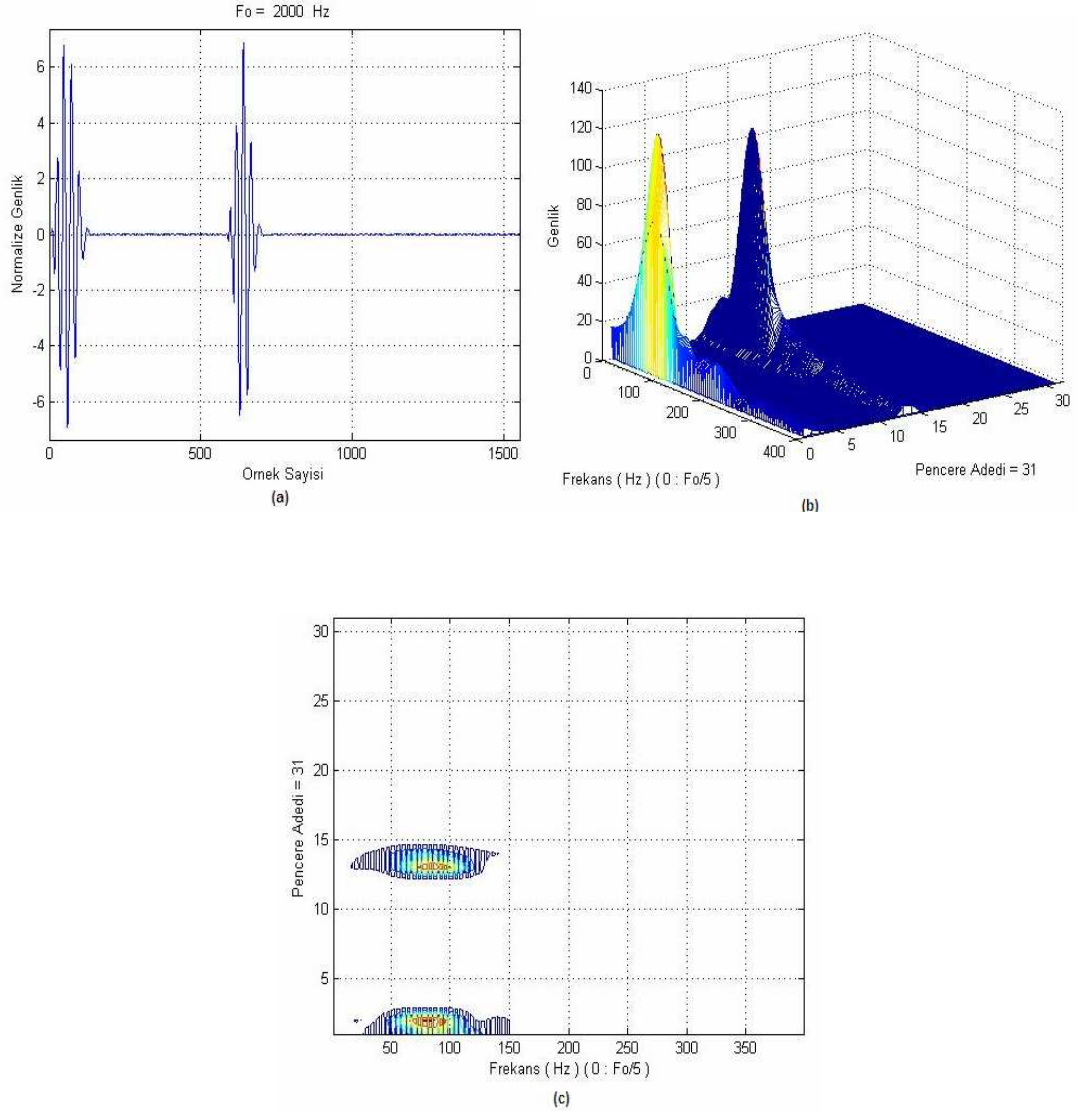
Şekil A.8: LAS için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü



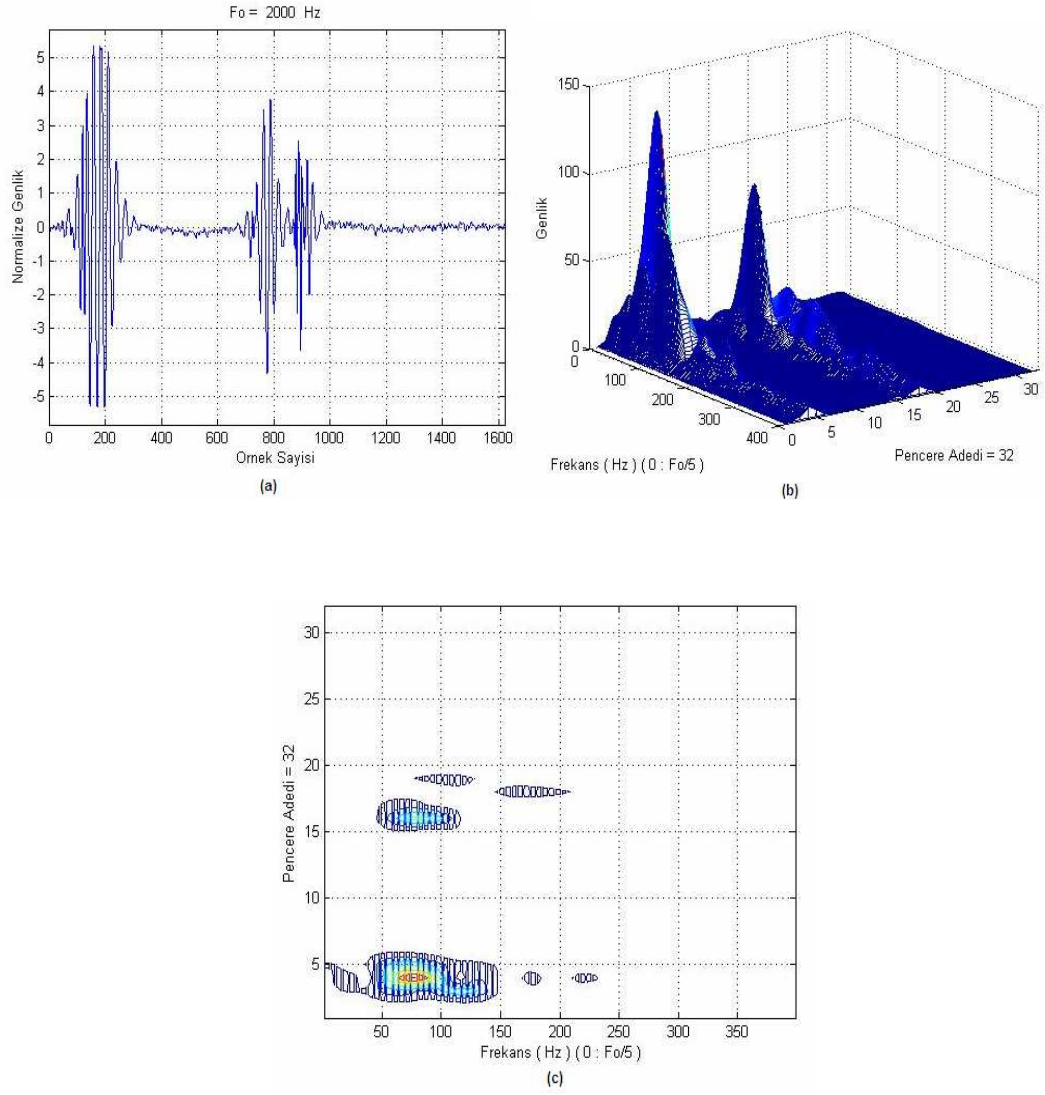
Şekil A.9: MRE için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü



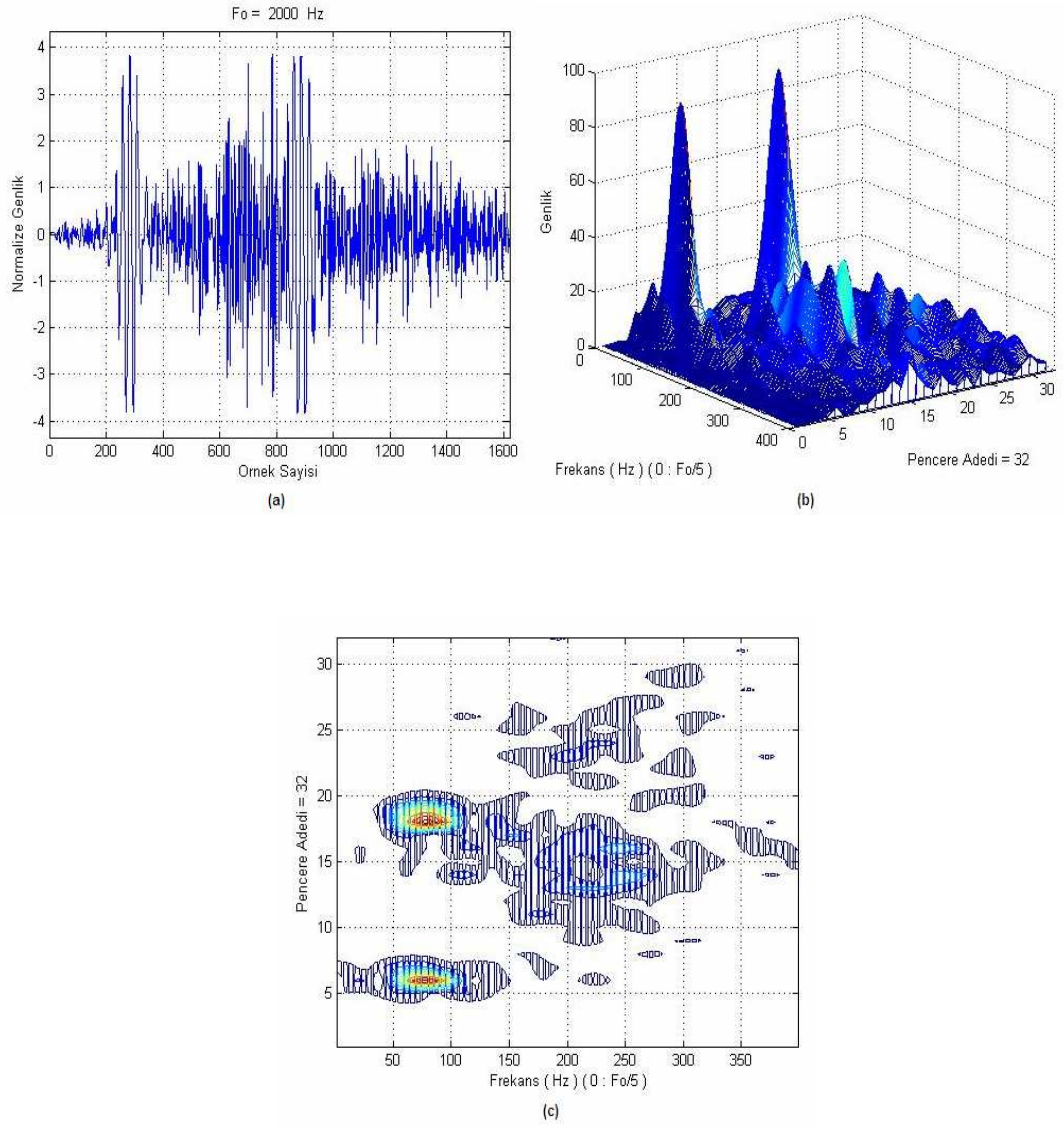
Şekil A.10: MST için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü



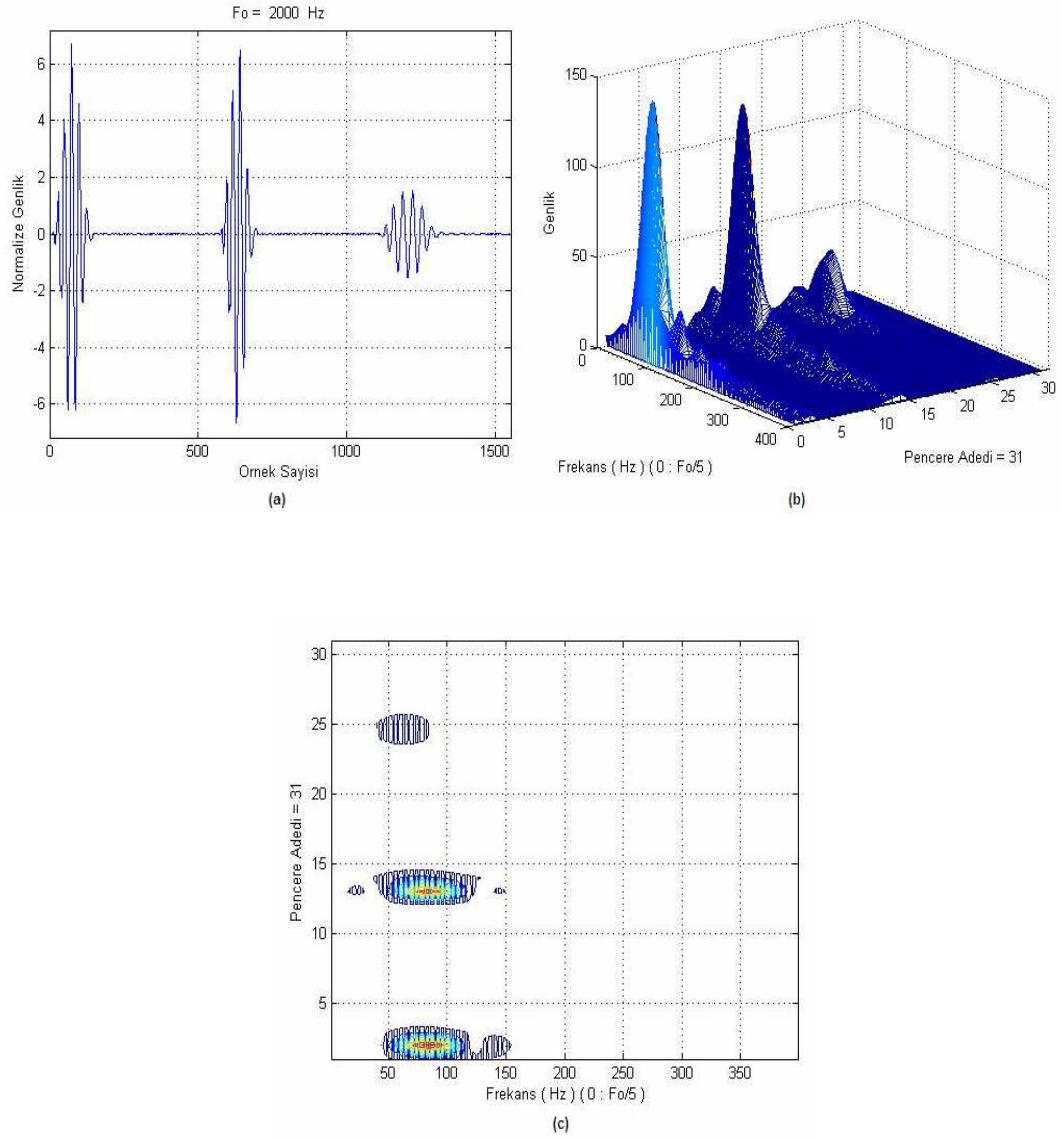
Şekil A.11: NFC için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü



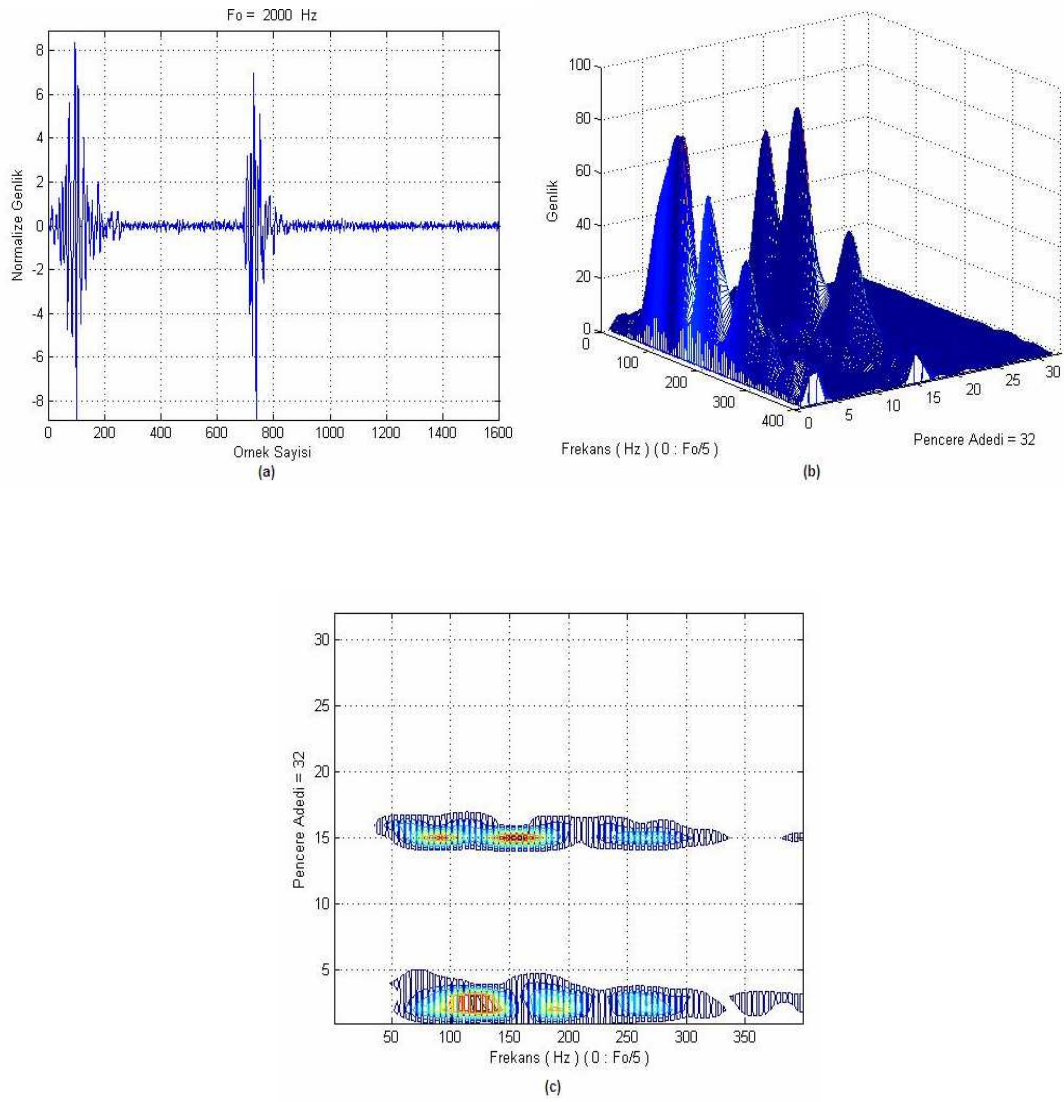
Şekil A.12: OPS için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü



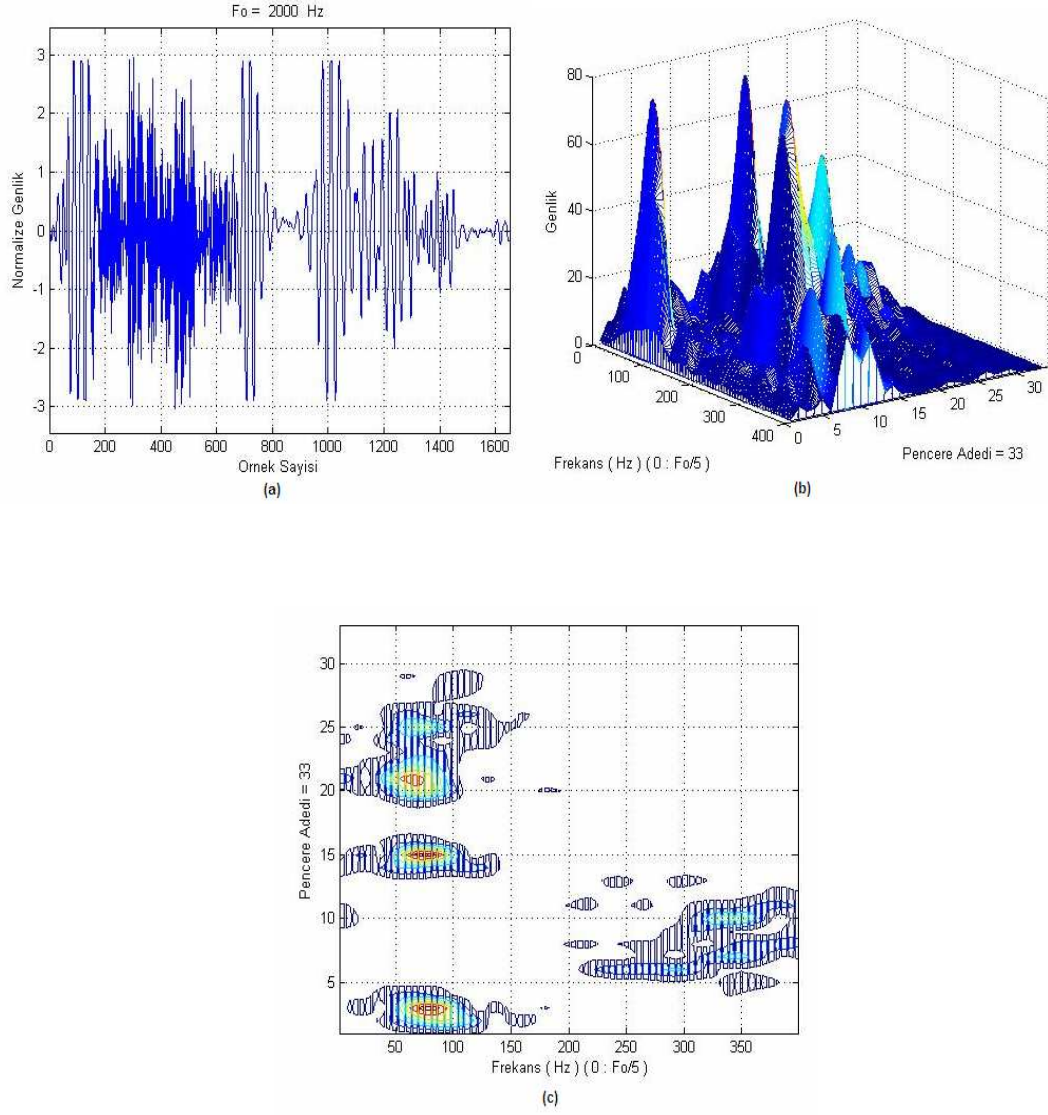
Şekil A.13: PDA için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü



Şekil A.14: SUM için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü

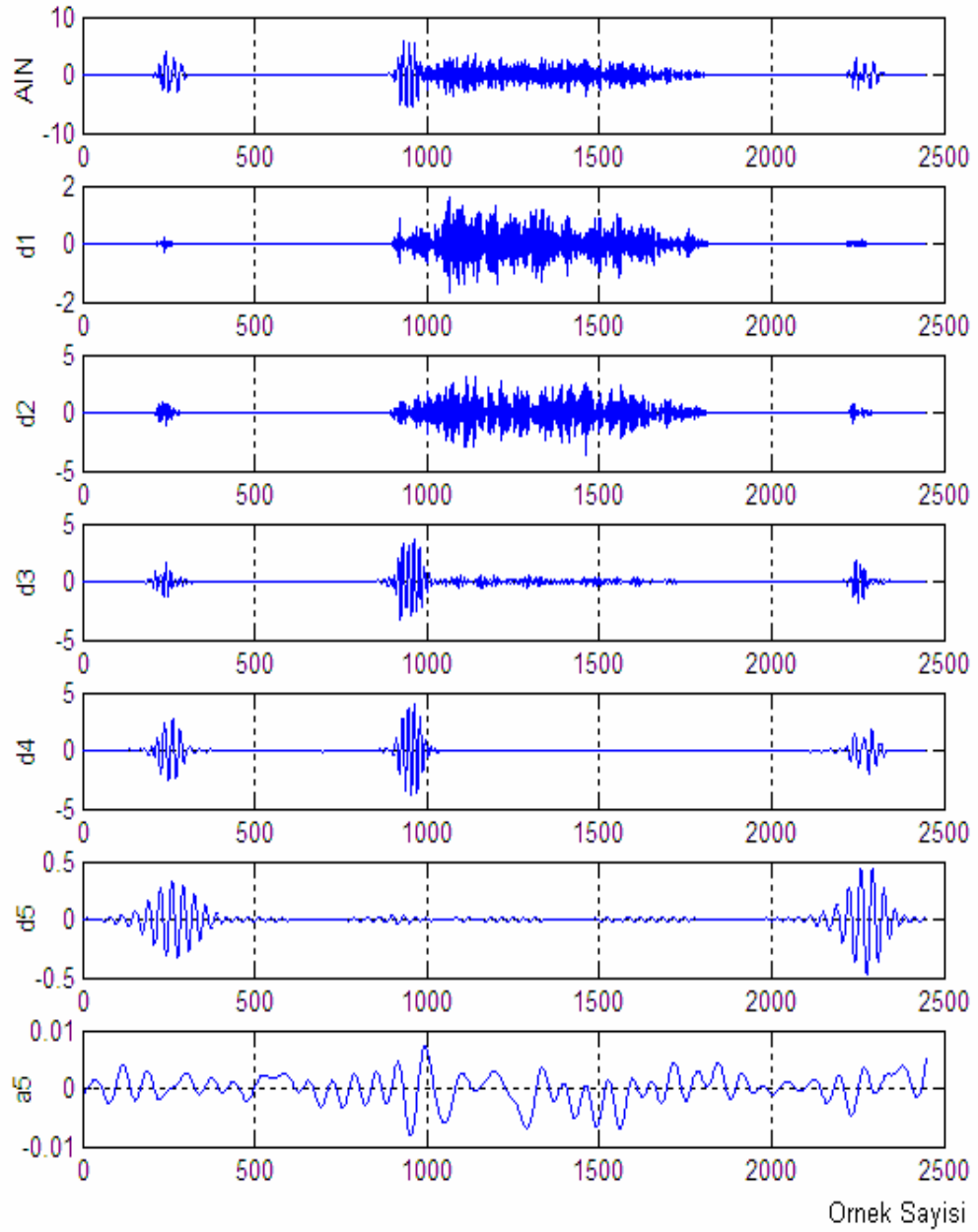


Şekil A.15: VEH için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü

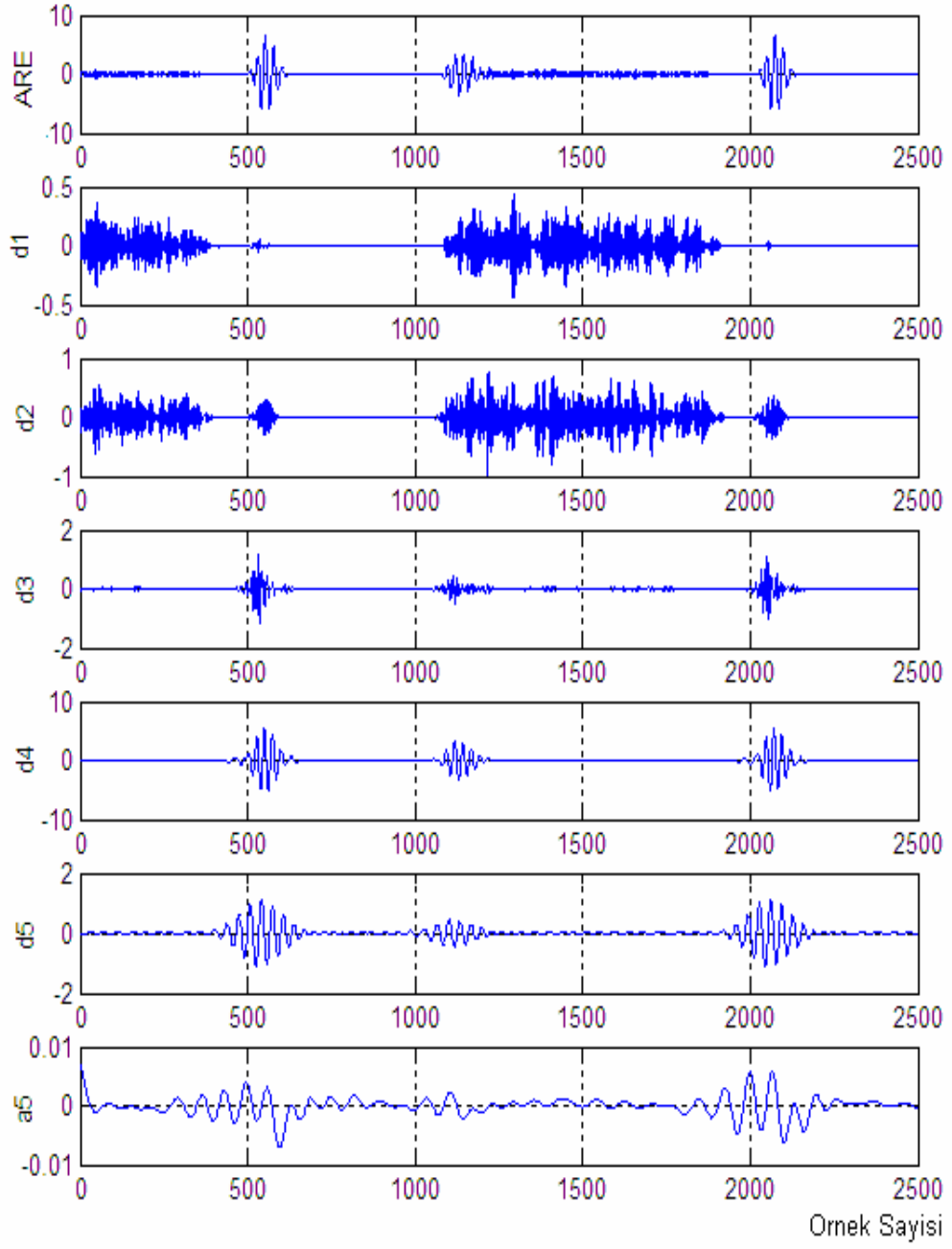


Şekil A.16: VSD için KZFD analizi (a) bir periyotluk orijinal işaret, (b) 30 örnek içerecek şekilde seçilen pencereler ile KZFD çıkışı, (c) KZFD filtre çıkışının üstten görünümü

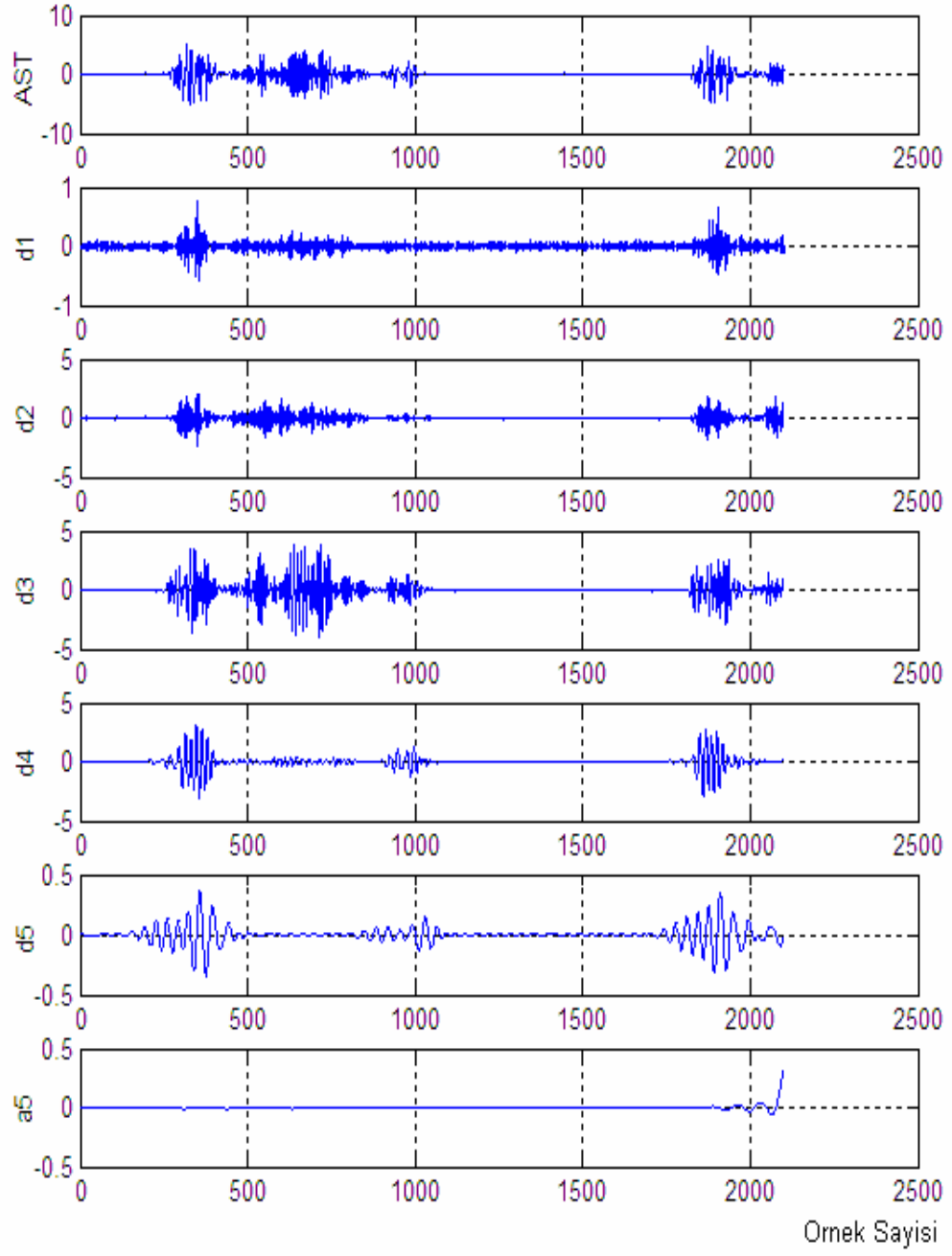
EK-B İncelenen Kalp Seslerine Ait Ayrık Dalgacık Detay (d1-d5) ve Yaklaşıklık (a5) Katsayıları



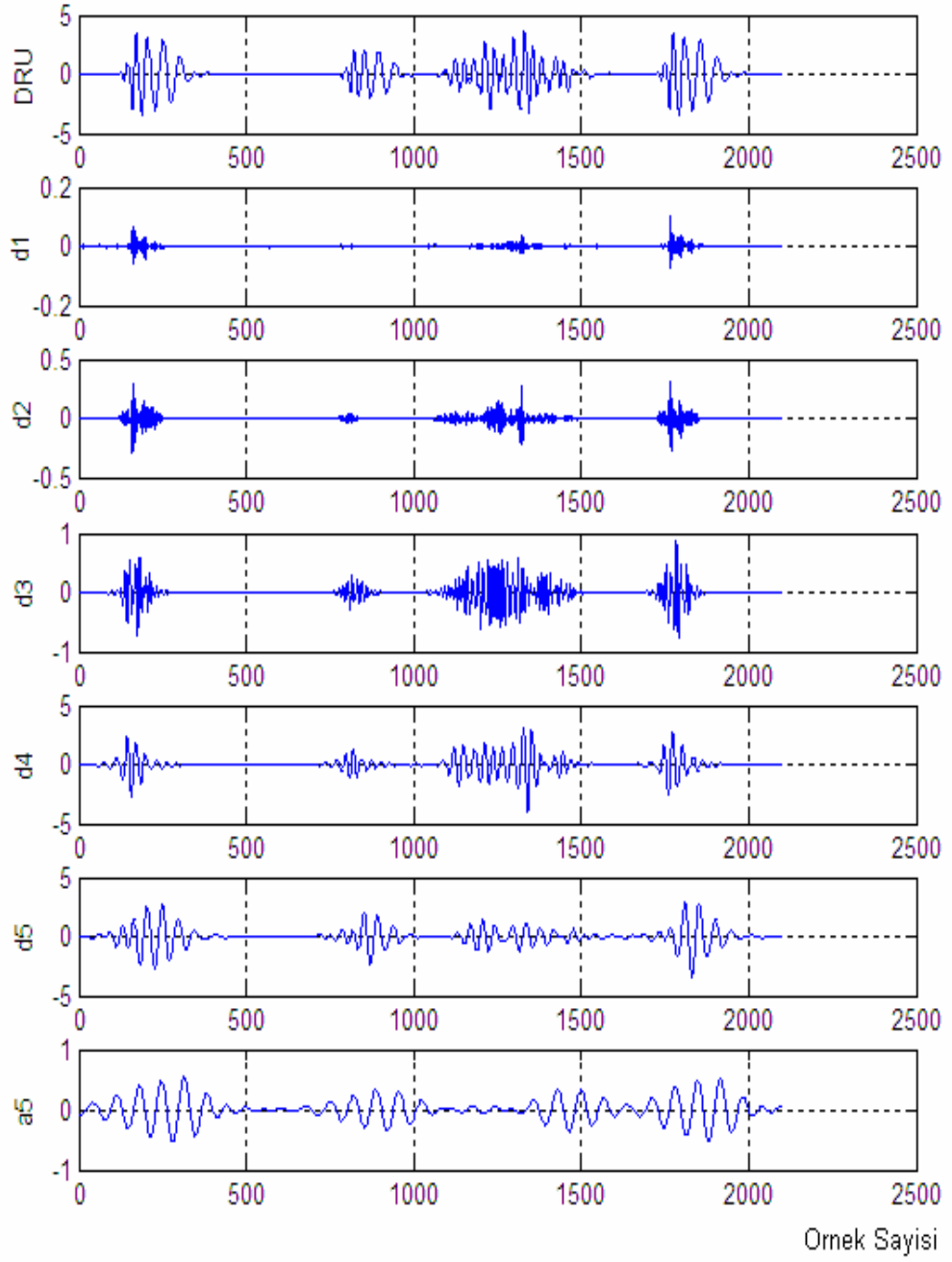
Şekil B.1: AIN kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları



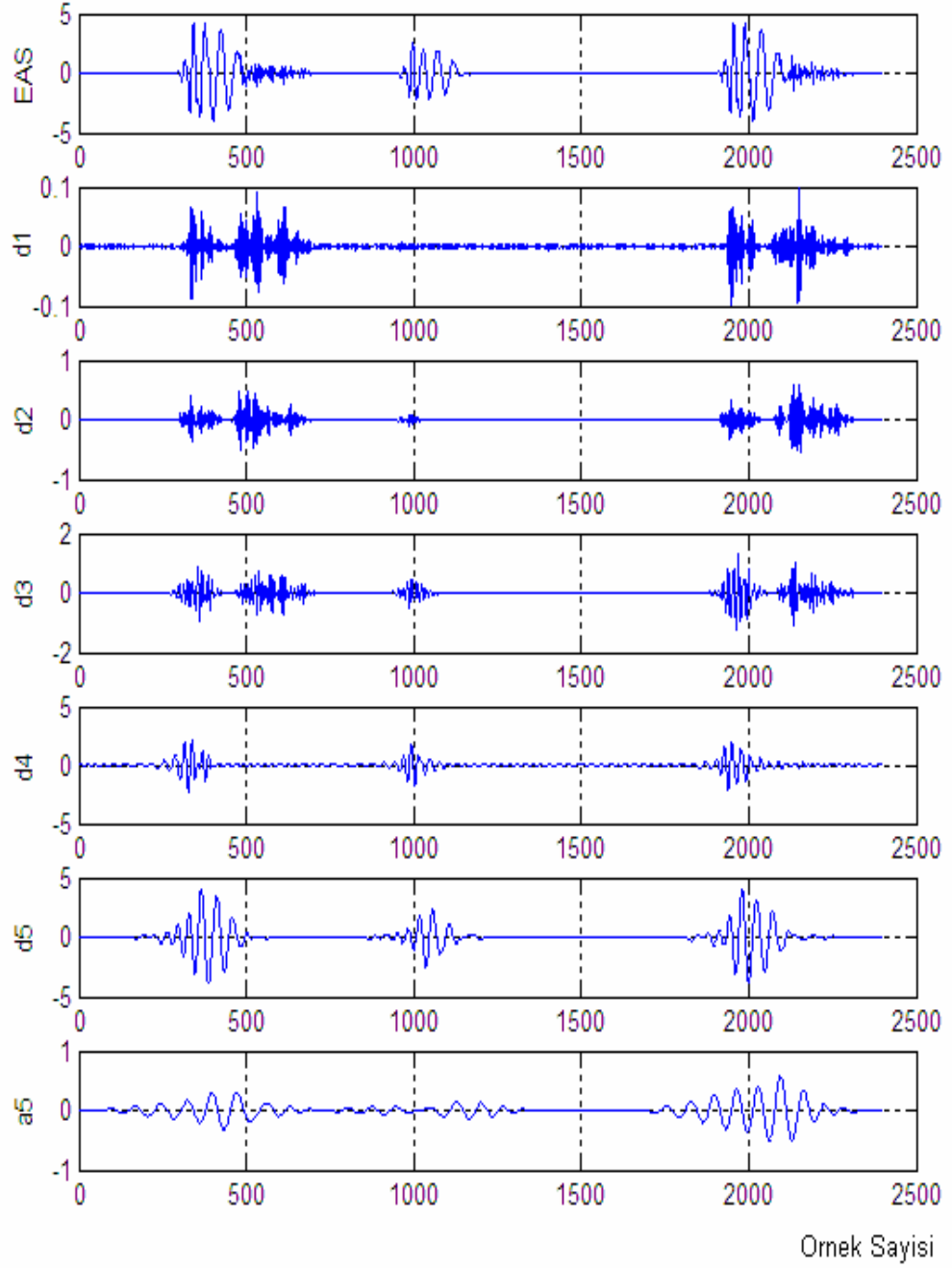
Şekil B.2: ARE kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları



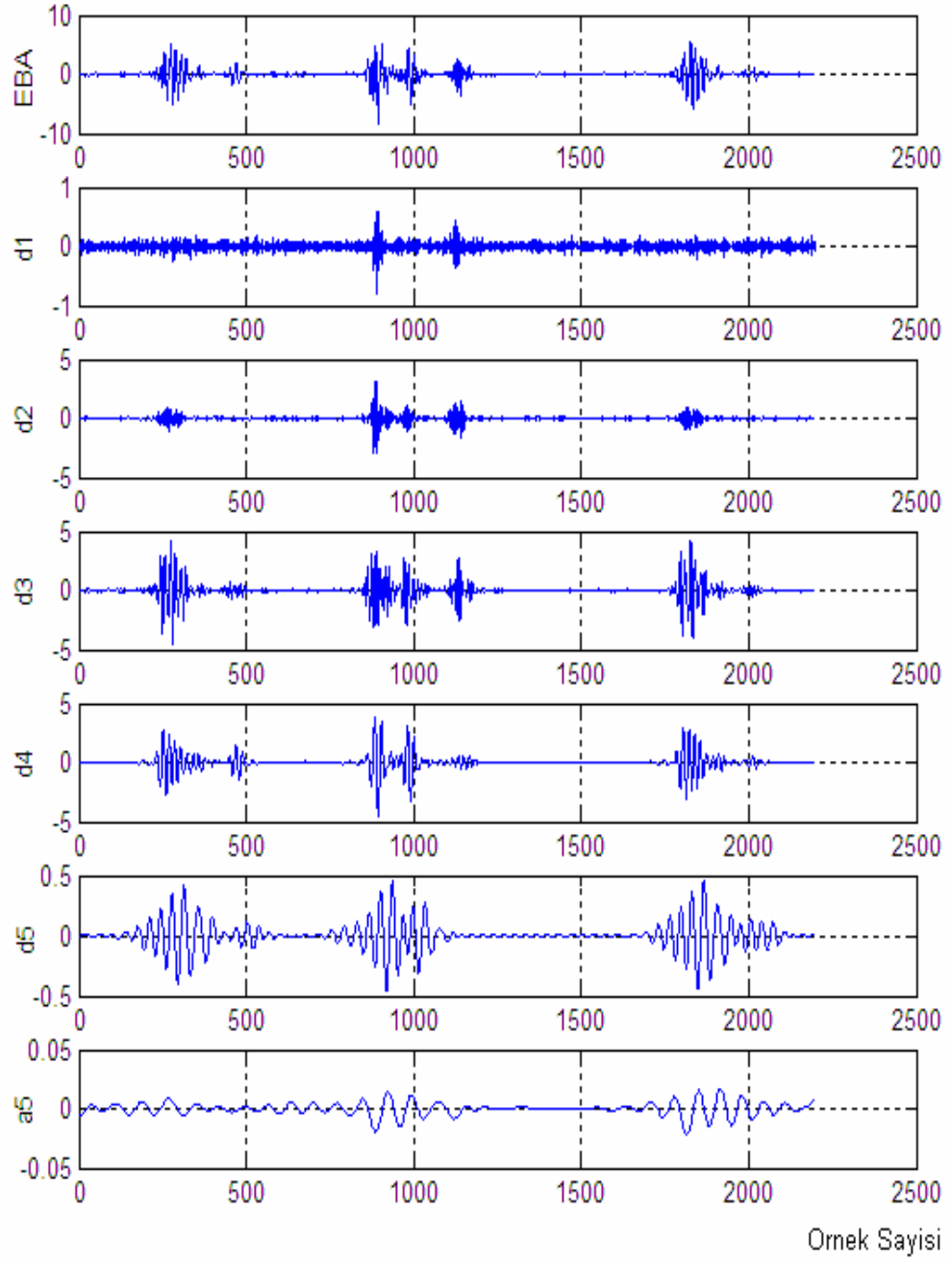
Şekil B.3: AST kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları



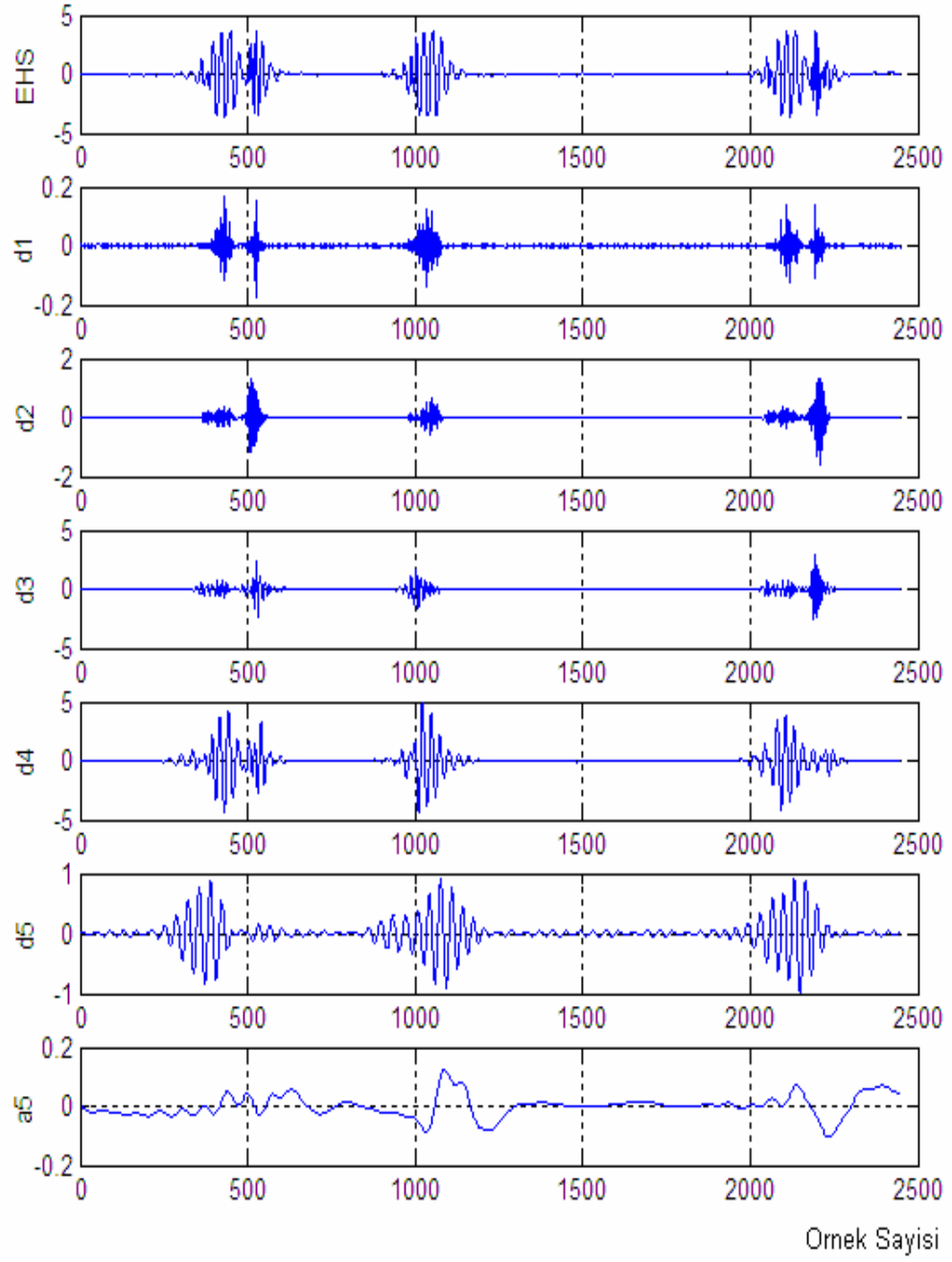
Şekil B.4: DRU kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları



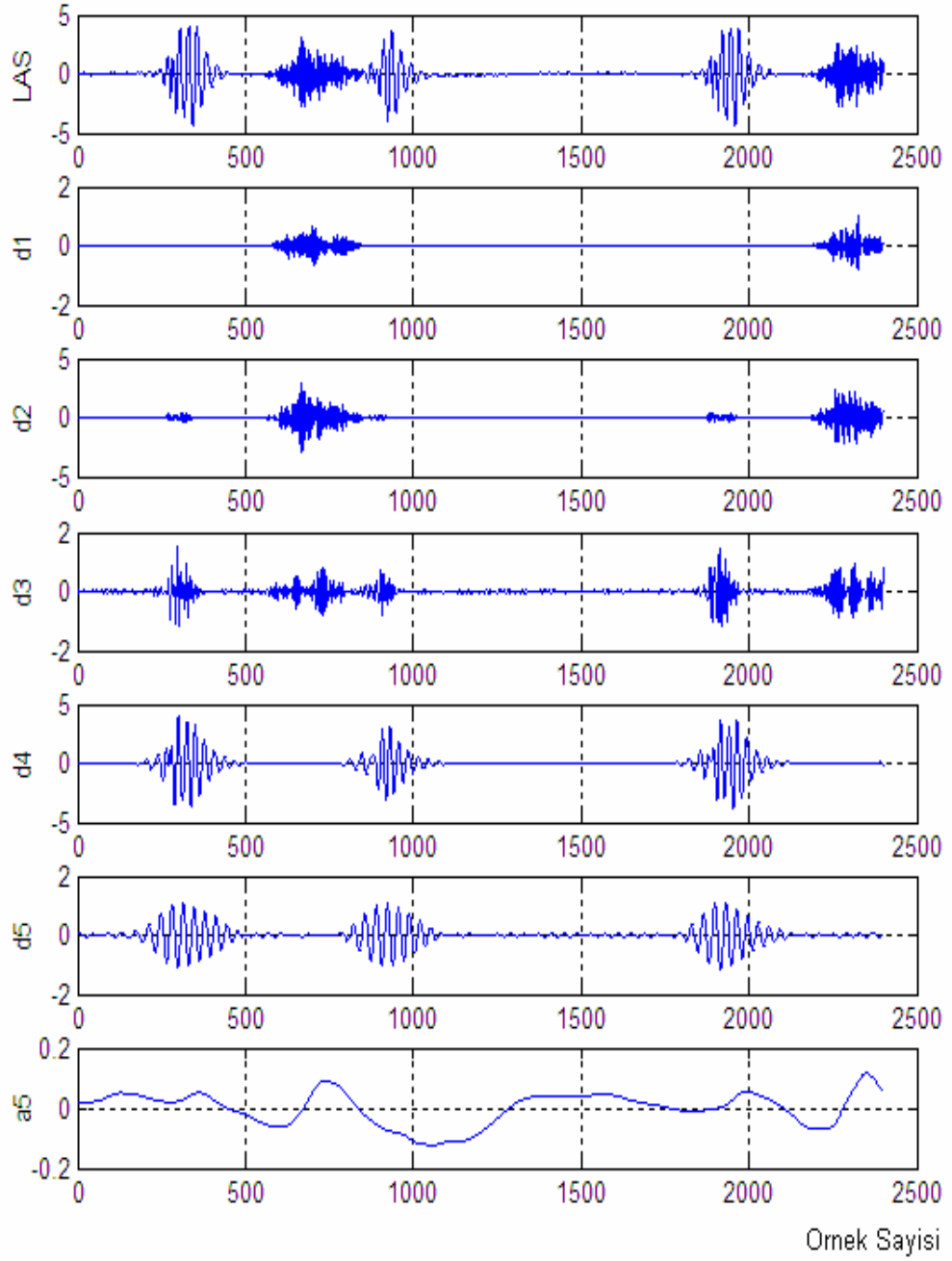
Şekil B.5: EAS kalp sesine ait ayırık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları



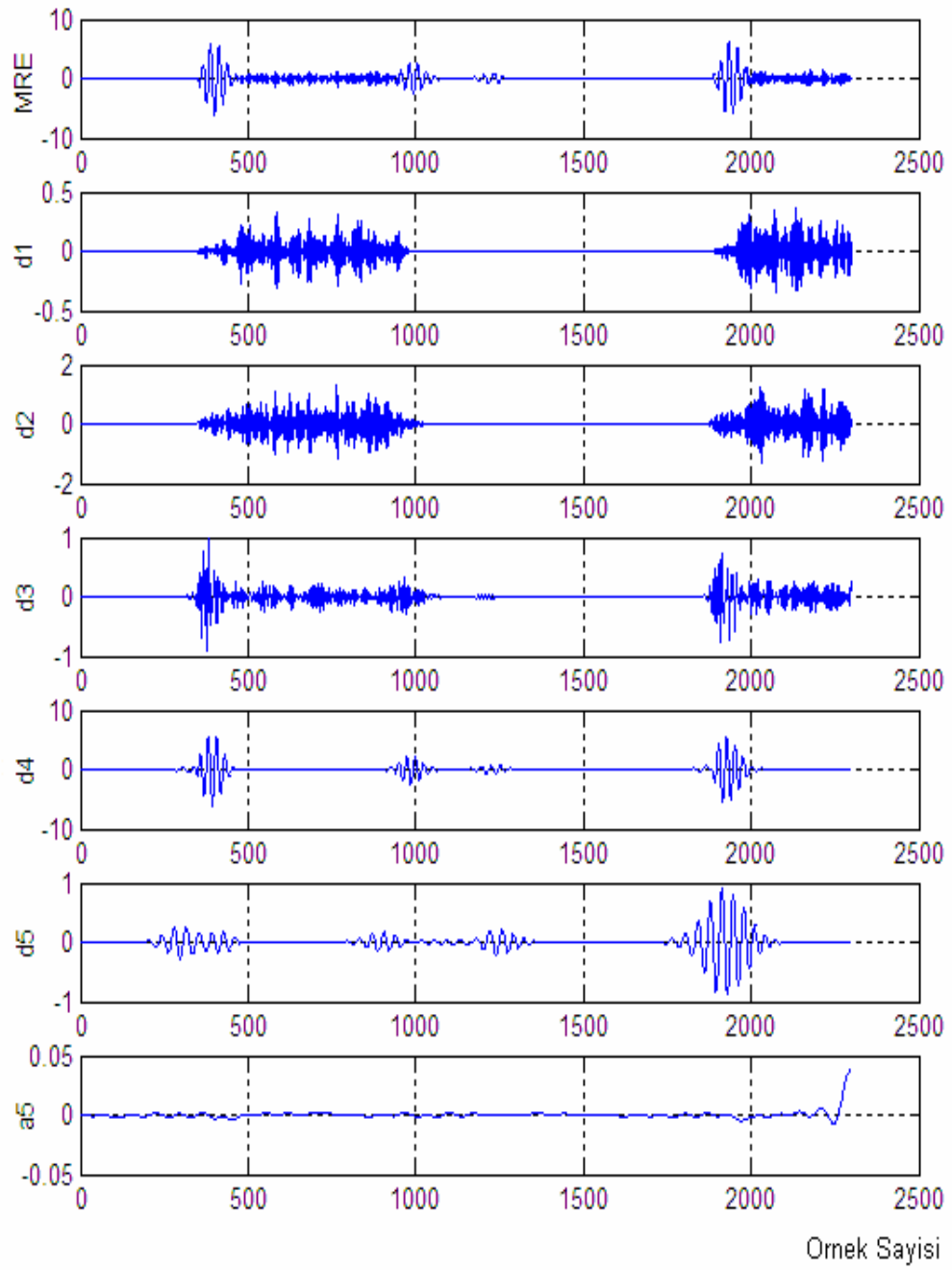
Şekil B.6: EBA kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları



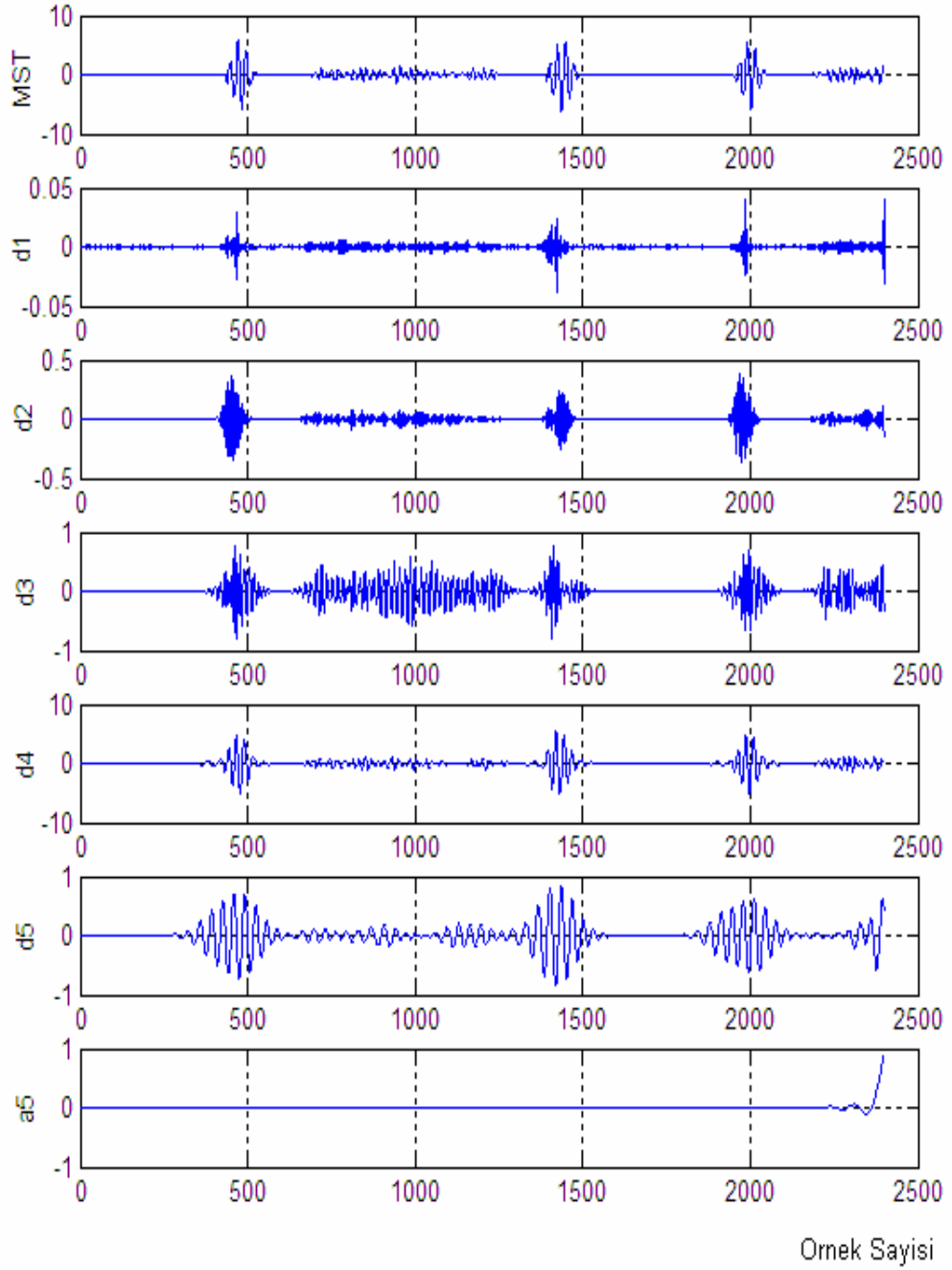
Şekil B.7: EHS kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları



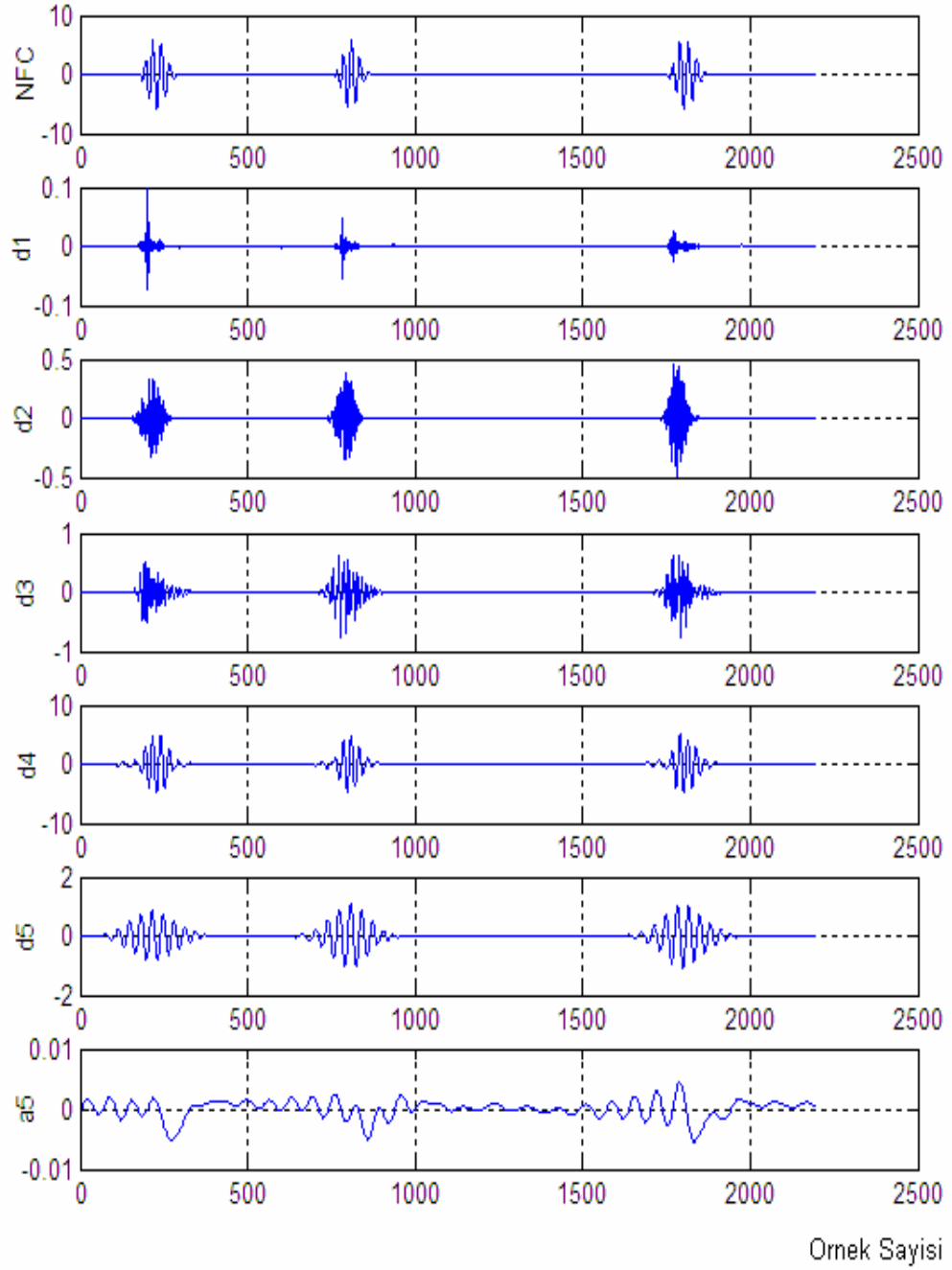
Şekil B.8: LAS kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları



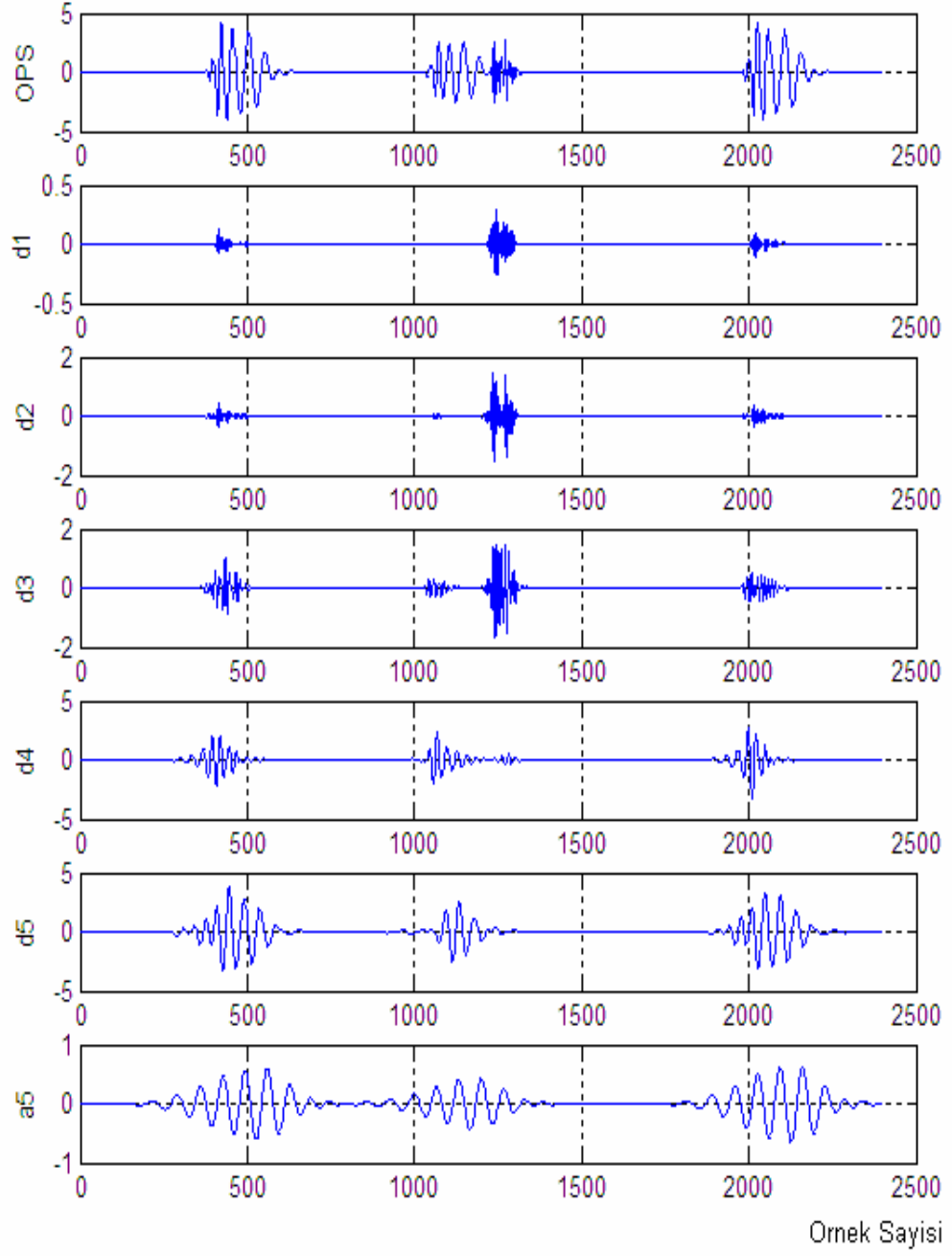
Şekil B.9: MRE kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları



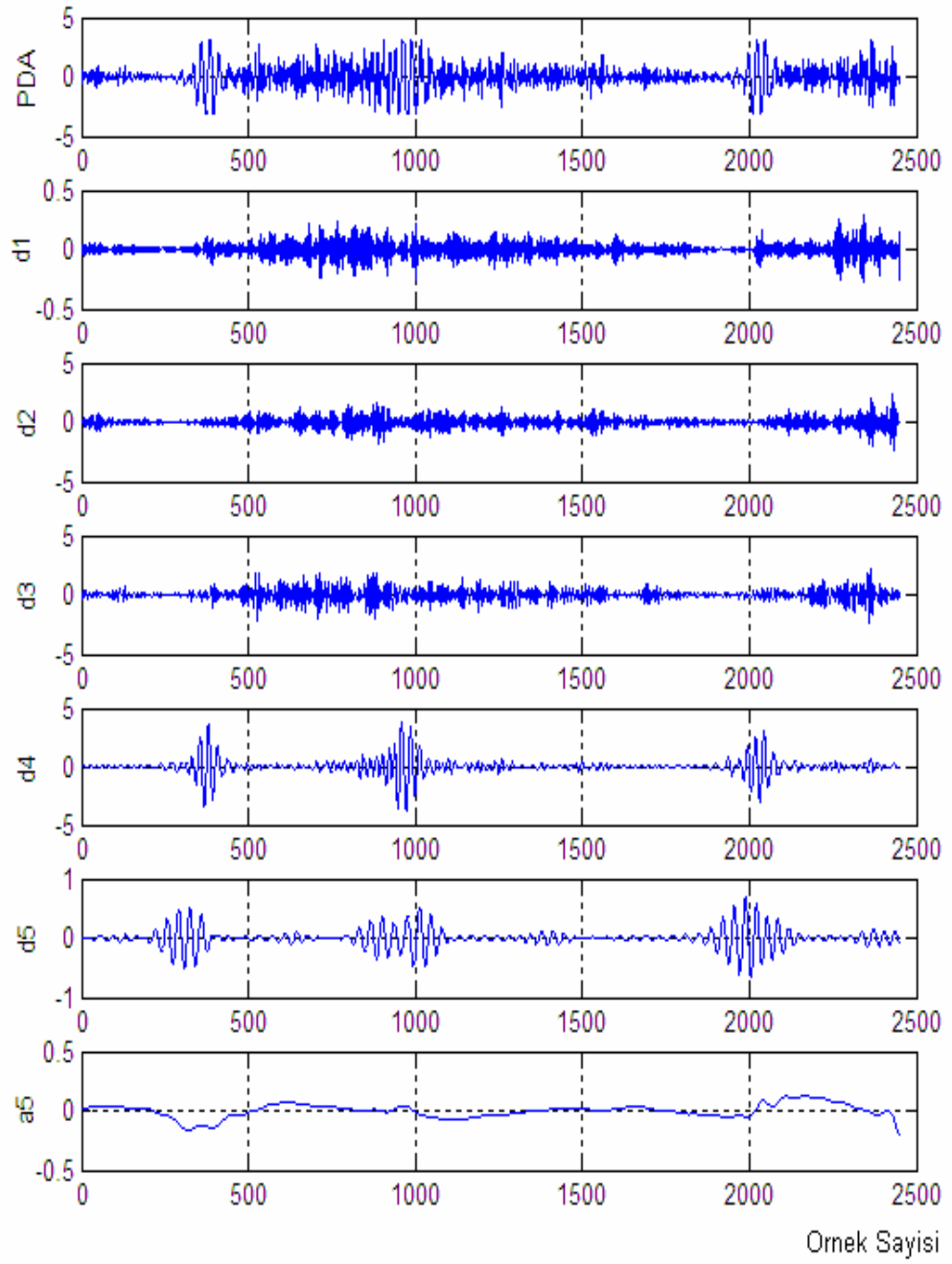
Şekil B.10: MST kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları



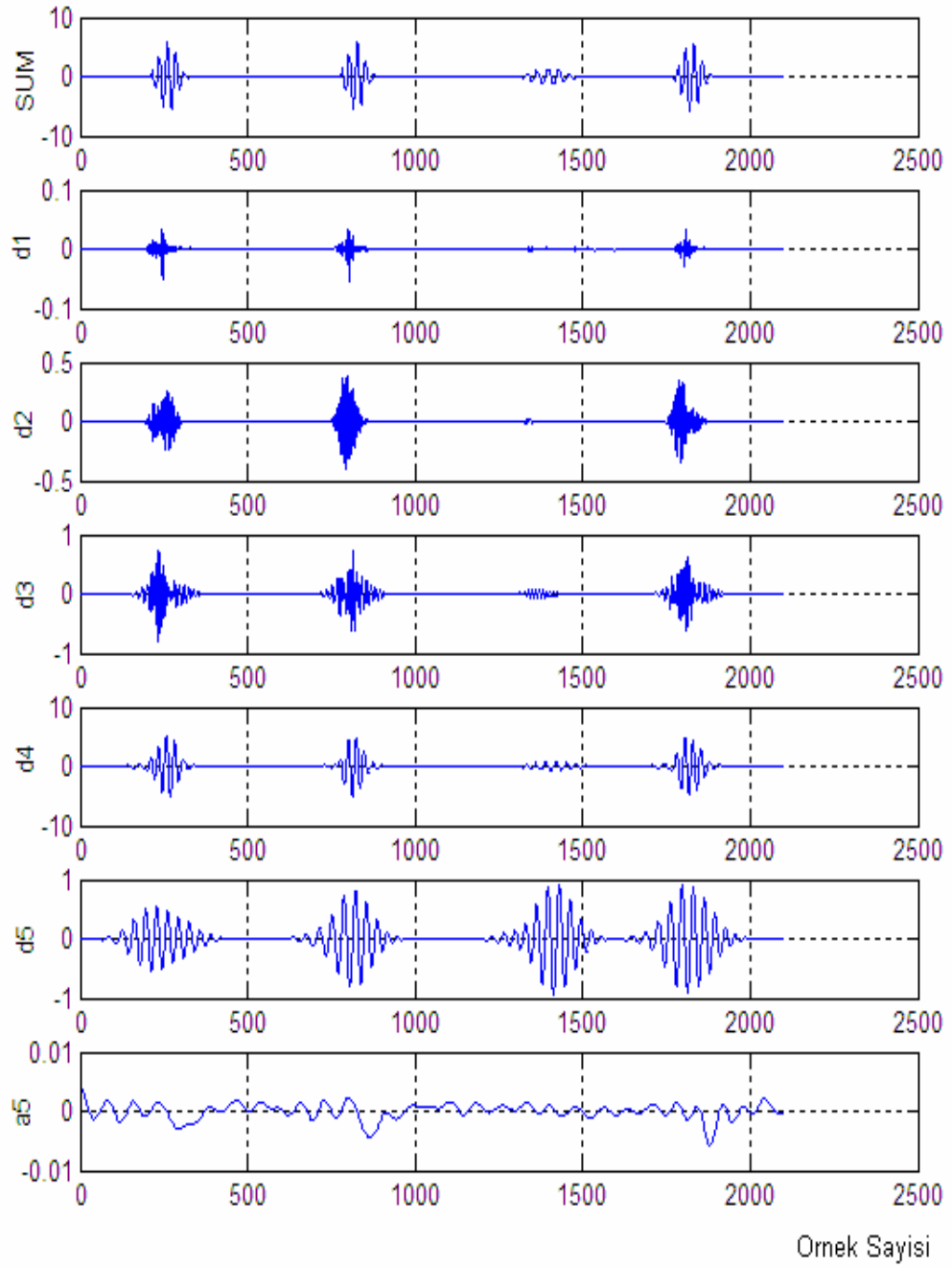
Şekil B.11: NFC kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları



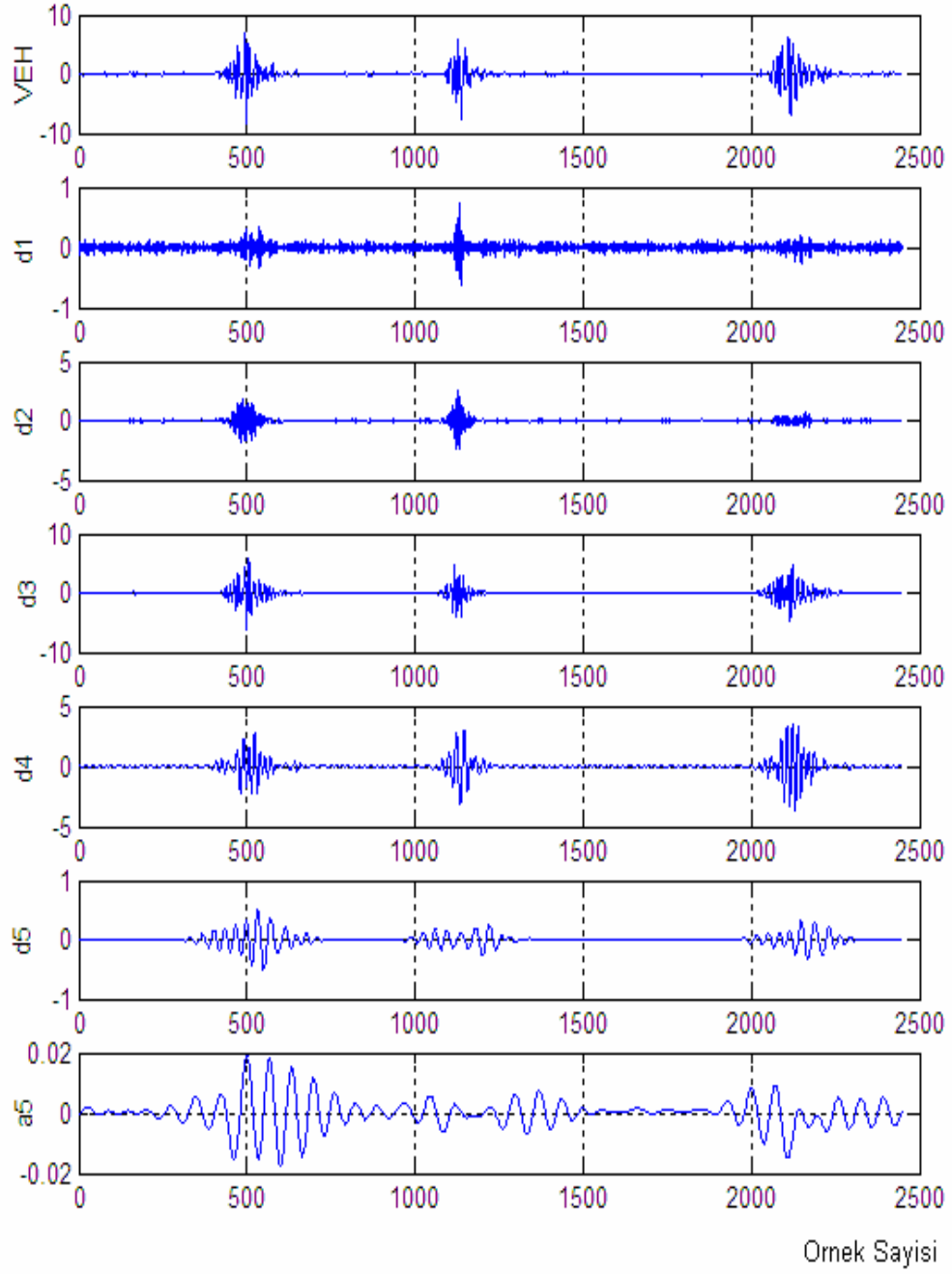
Şekil B.12: OPS kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları



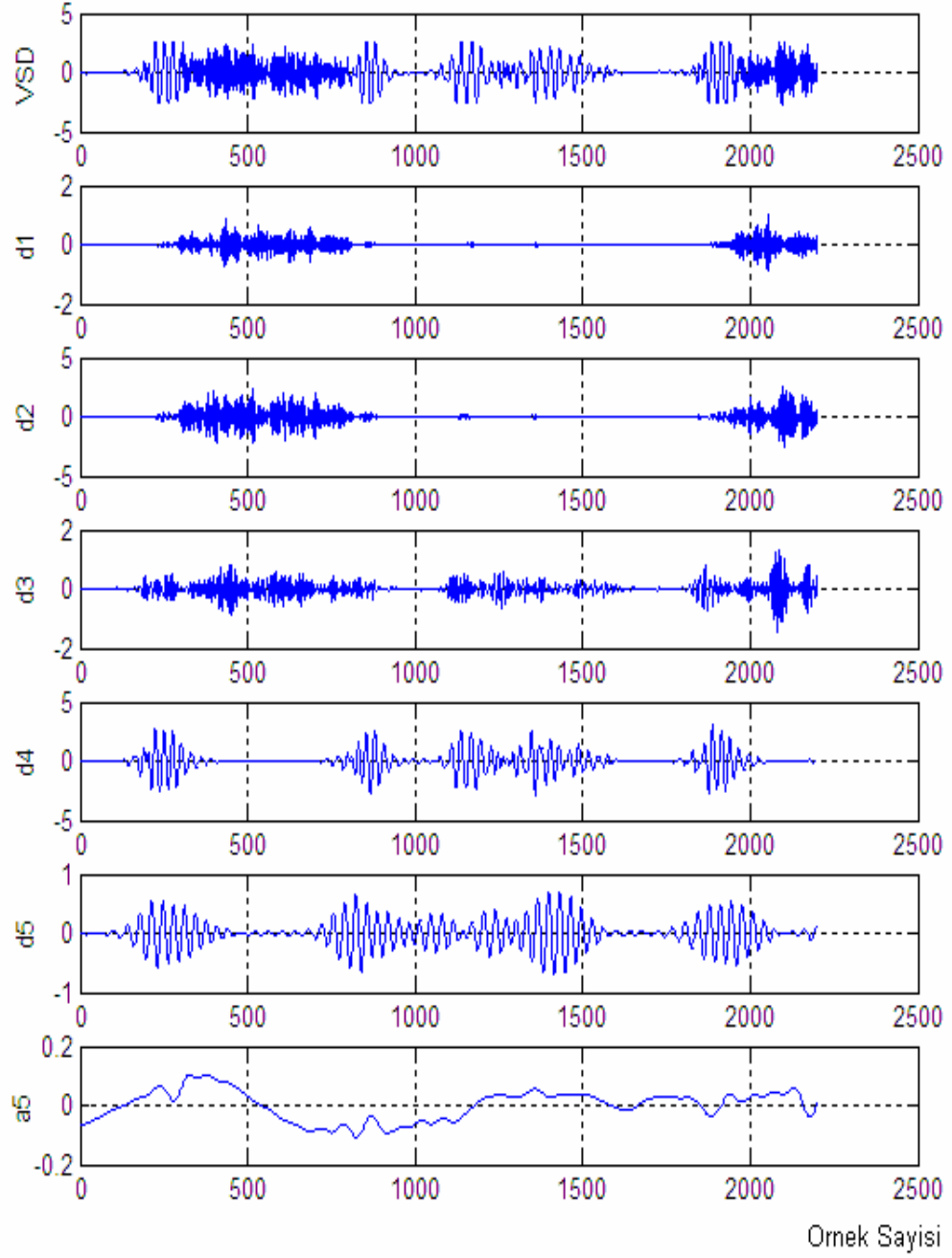
Şekil B.13: PDA kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları



Şekil B.14: SUM kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları

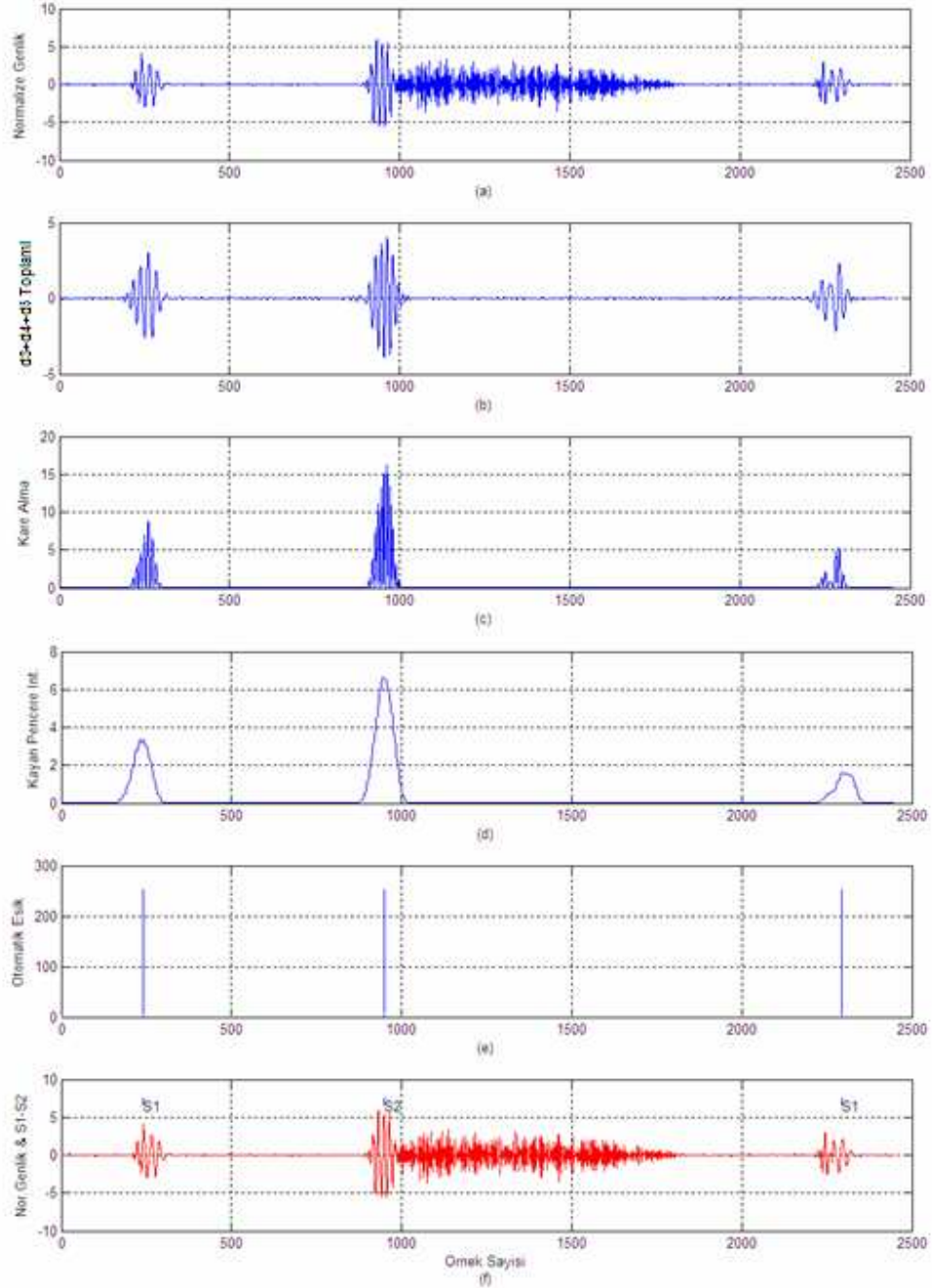


Şekil B.15: VEH kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları

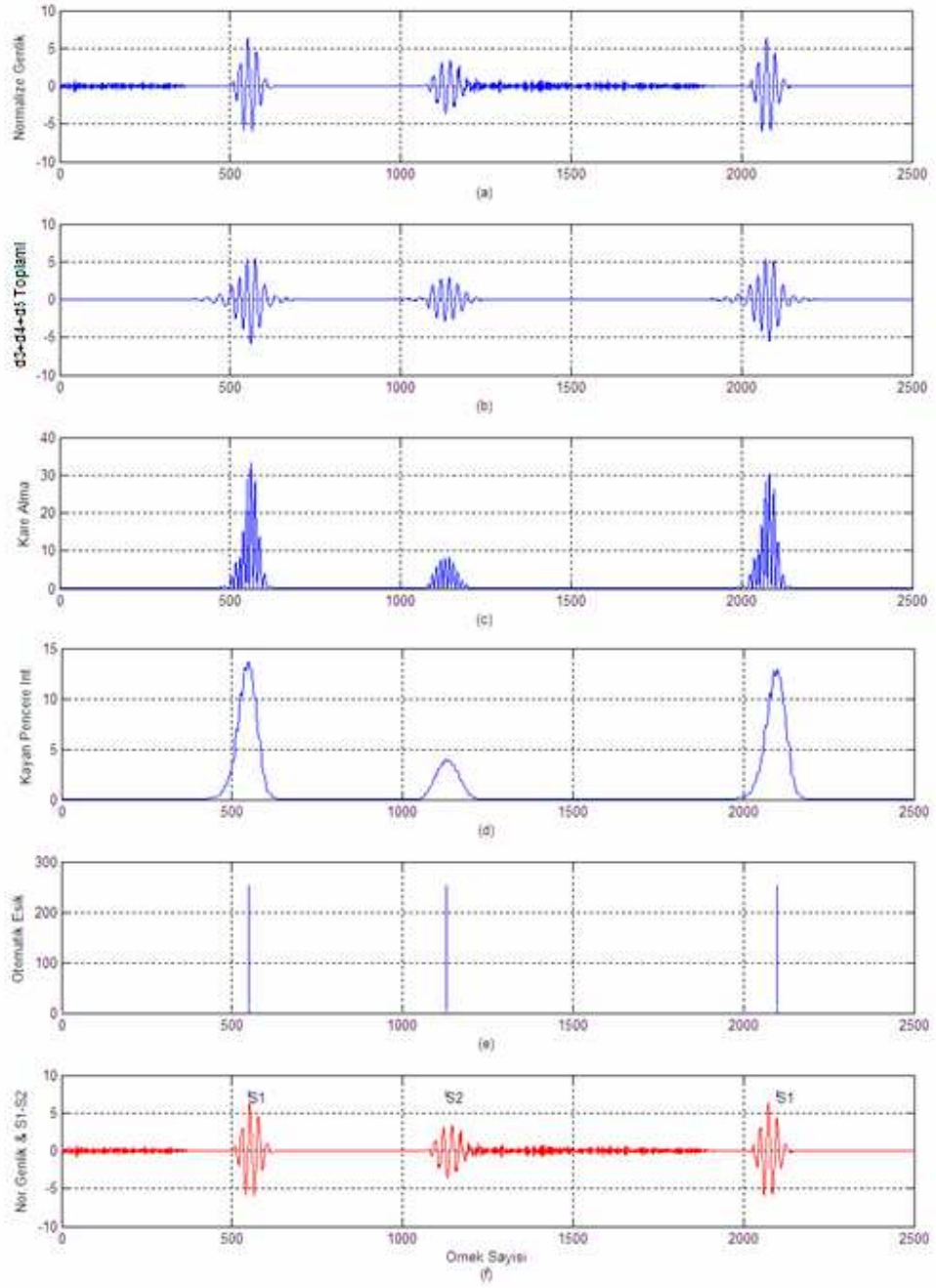


Şekil B.16: VSD kalp sesine ait ayrık dalgacık detay (d1-d5) ve yaklaşıklık (a5) katsayıları

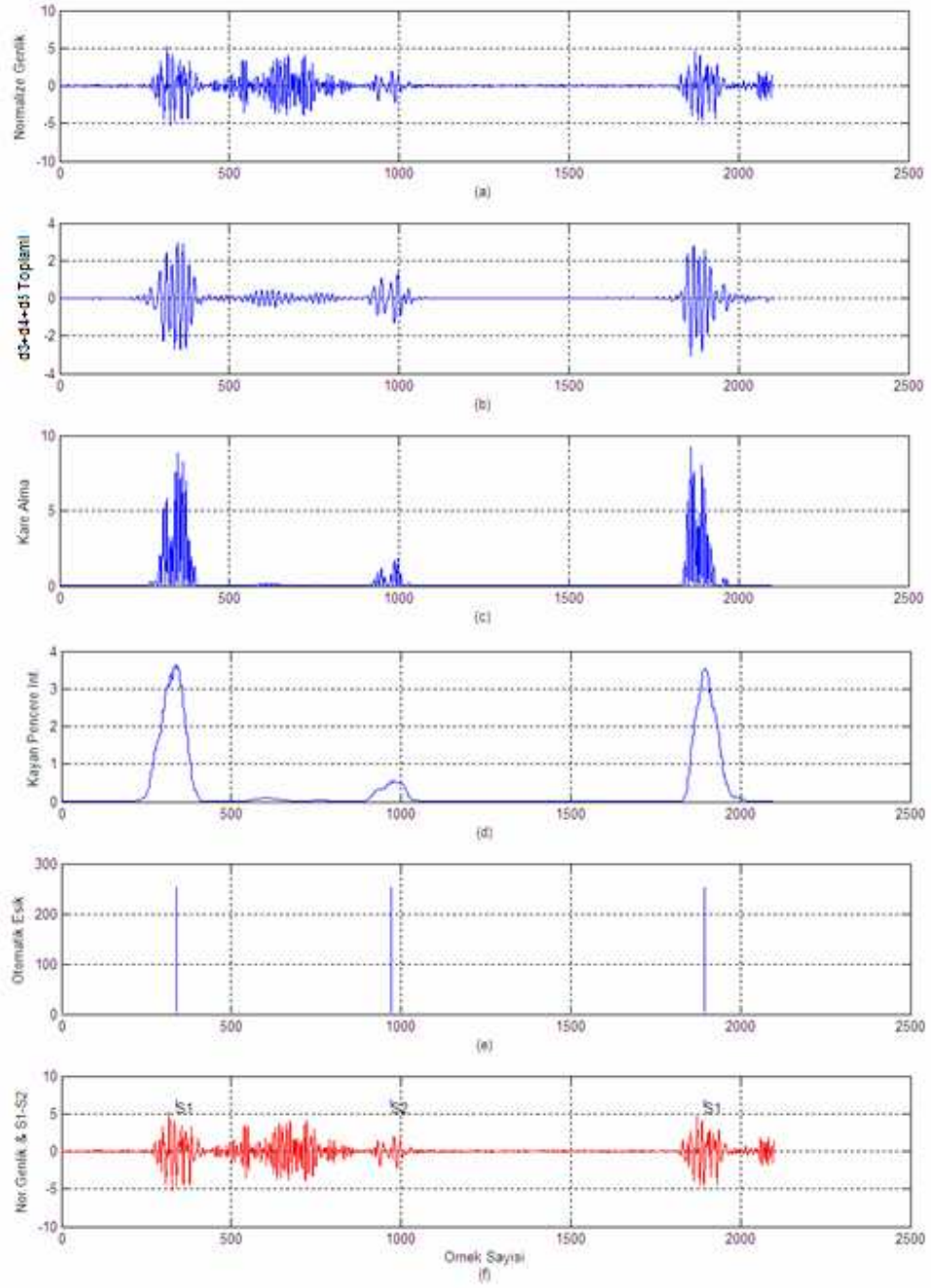
EK-C DDE Yöntemi ile Gerçekleştirilen Bölütleme Evrelerine Ait Dalga Şekilleri



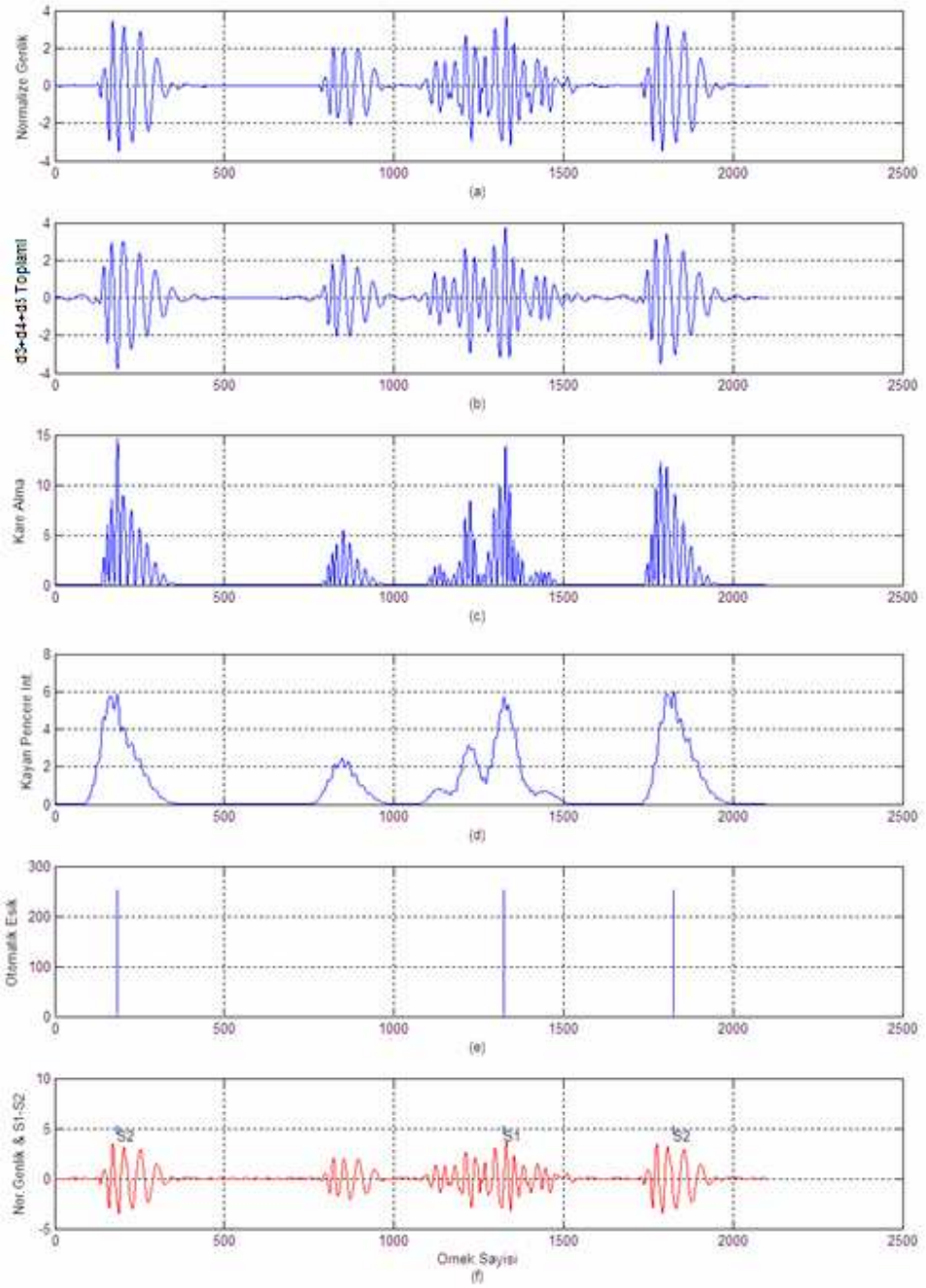
Şekil C.1: DDE yöntemi ile aort yetmezliği (AIN) sesine ait bölütleme evreleri. (a) Normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi



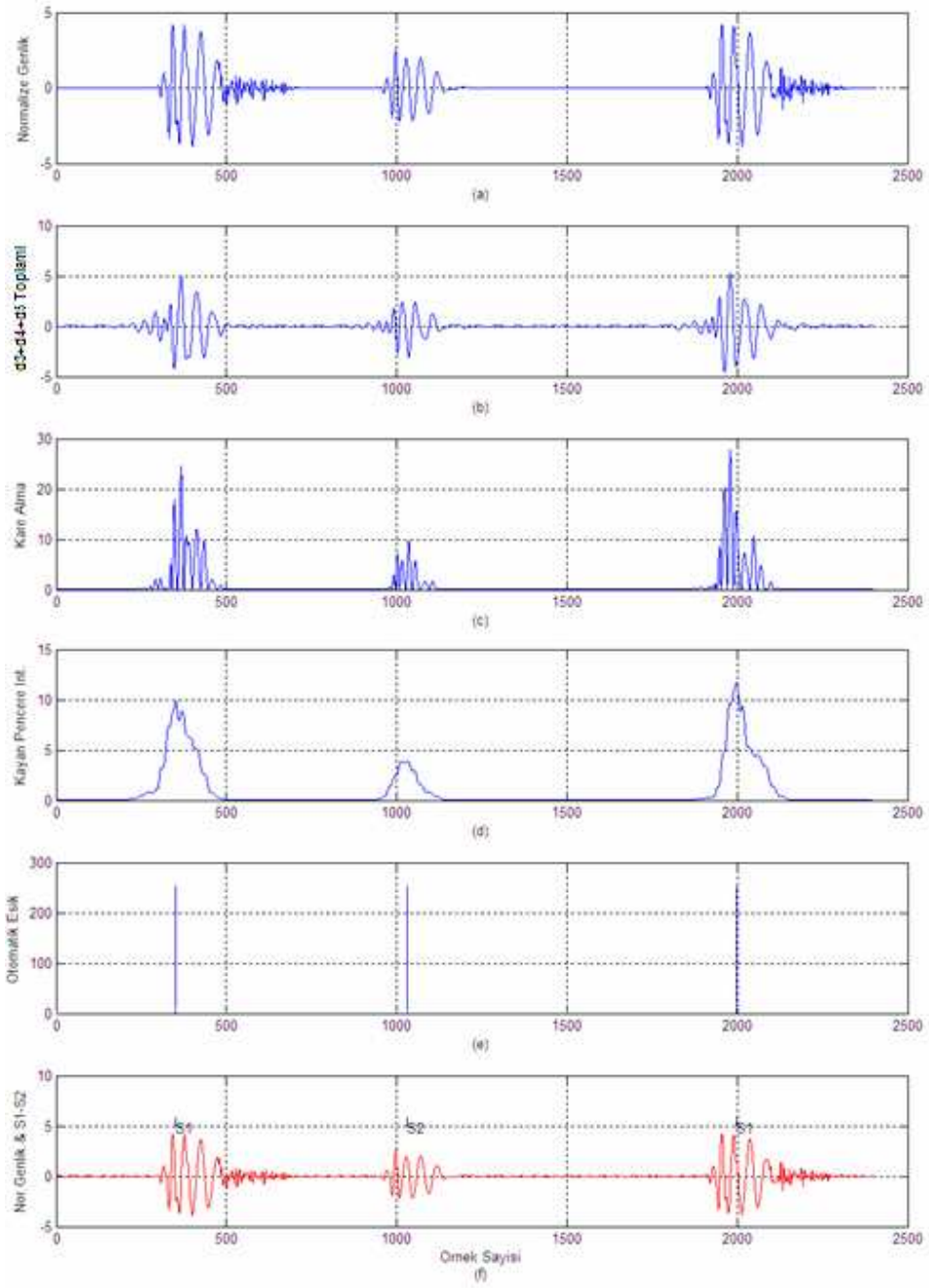
Şekil C.2: DDE yöntemi ile aort regurjitasyonu (ARE) sesine ait bölütleme evreleri. (a) Normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi



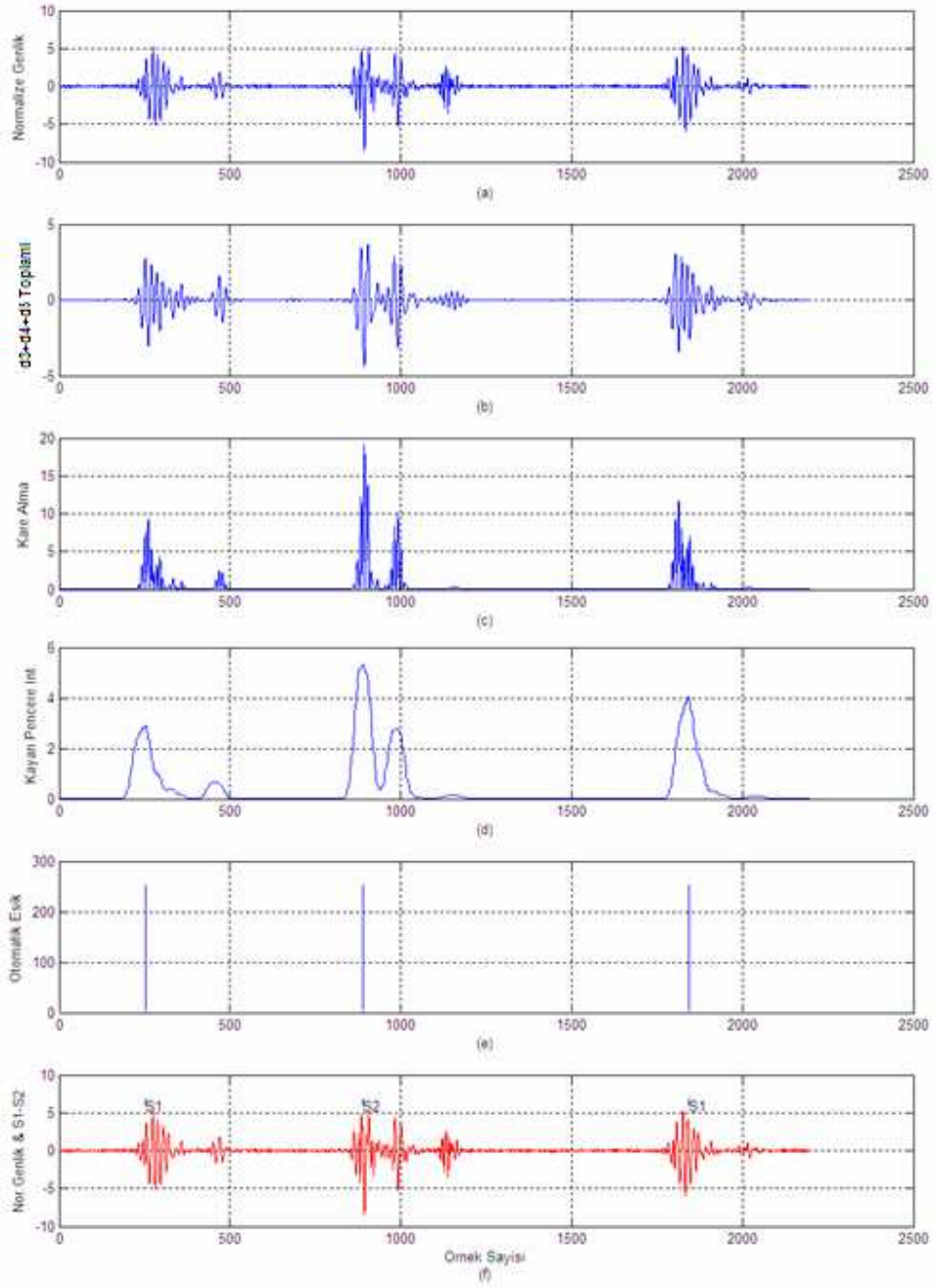
Şekil C.3: DDE yöntemi ile aort stenozu (AST) sesine ait bölütleme evreleri. (a) Normalized edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi



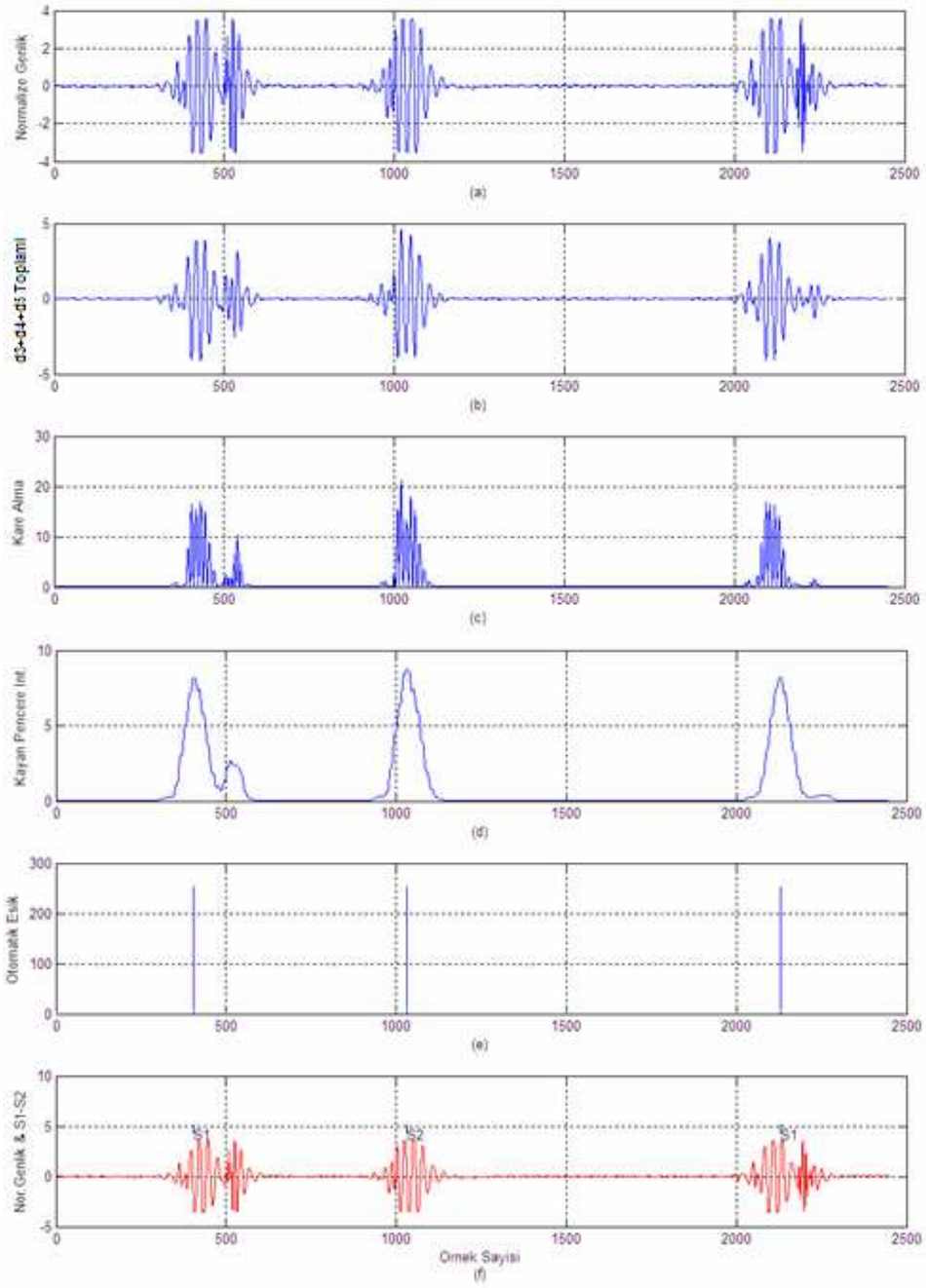
Şekil C.4: DDE yöntemi ile diyastolik üfürüm (DRU) sesine ait bölütleme evreleri. (a) Normalized edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi



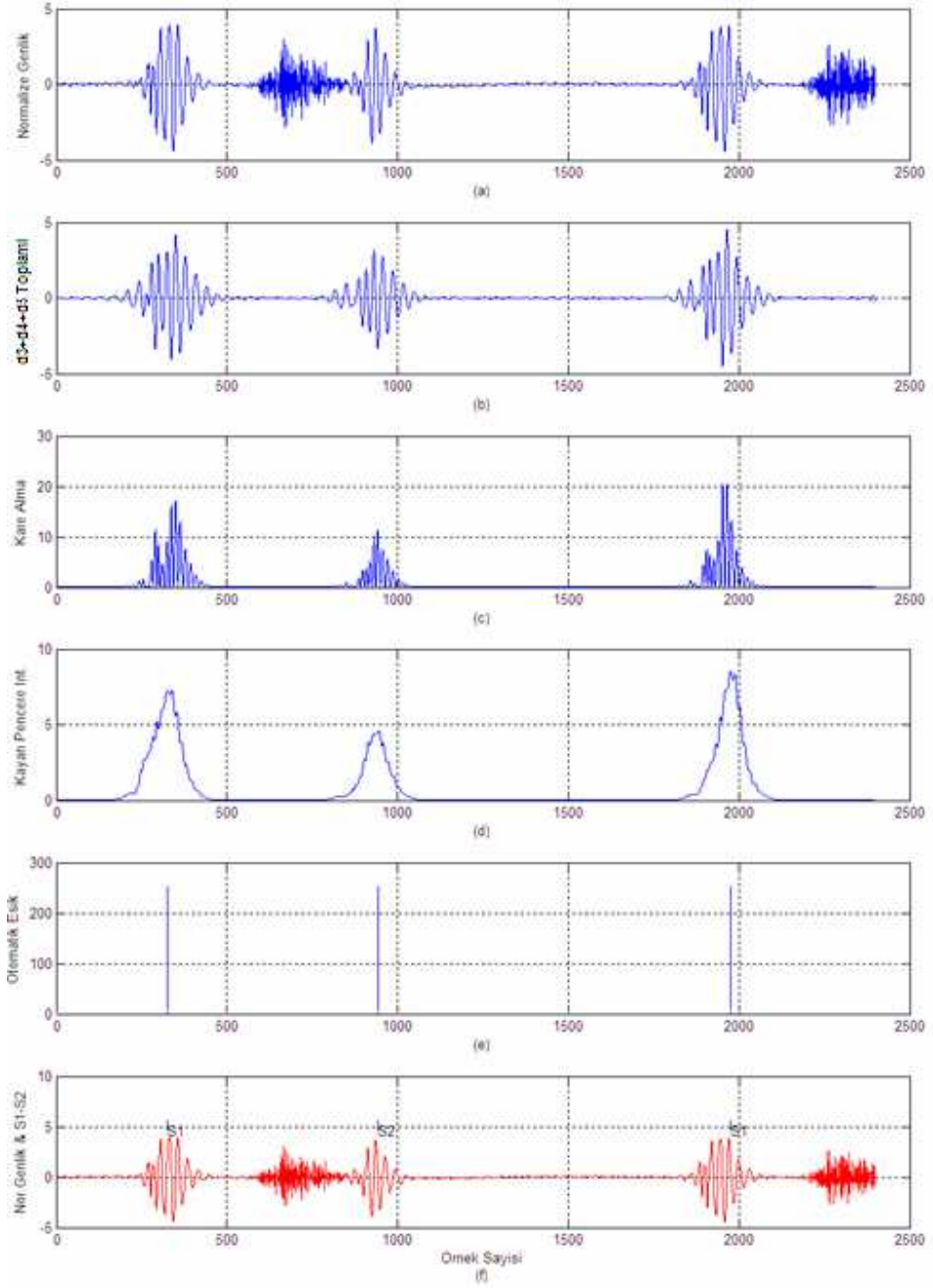
Şekil C.5: DDE yöntemi ile erken sistolik üfürüm (EAS) sesine ait bölütleme evreleri. (a) Normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi



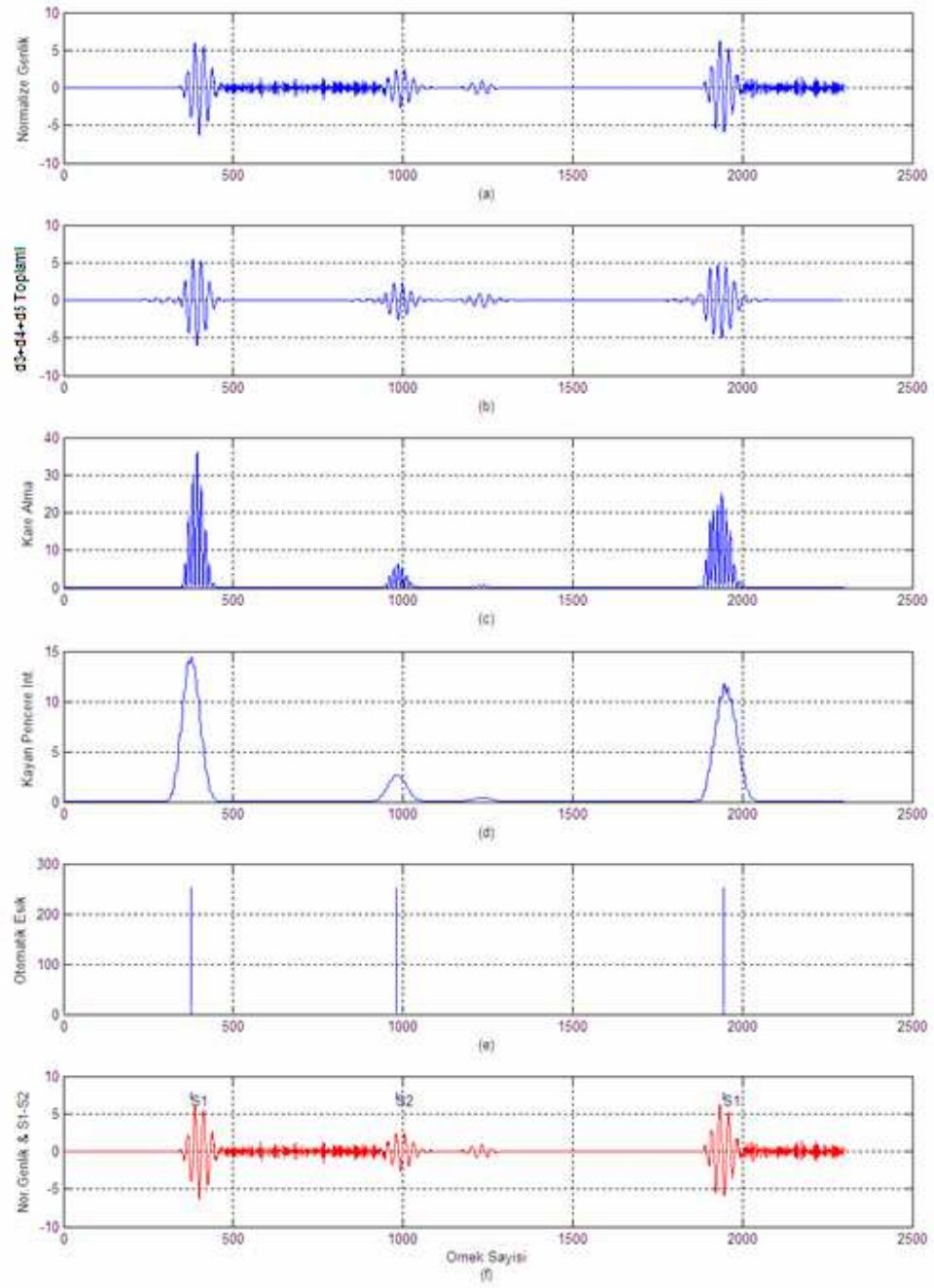
Şekil C.6: DDE yöntemi ile Abstein's anomali (EBA) sesine ait bölütleme evreleri. (a) Normalized edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi



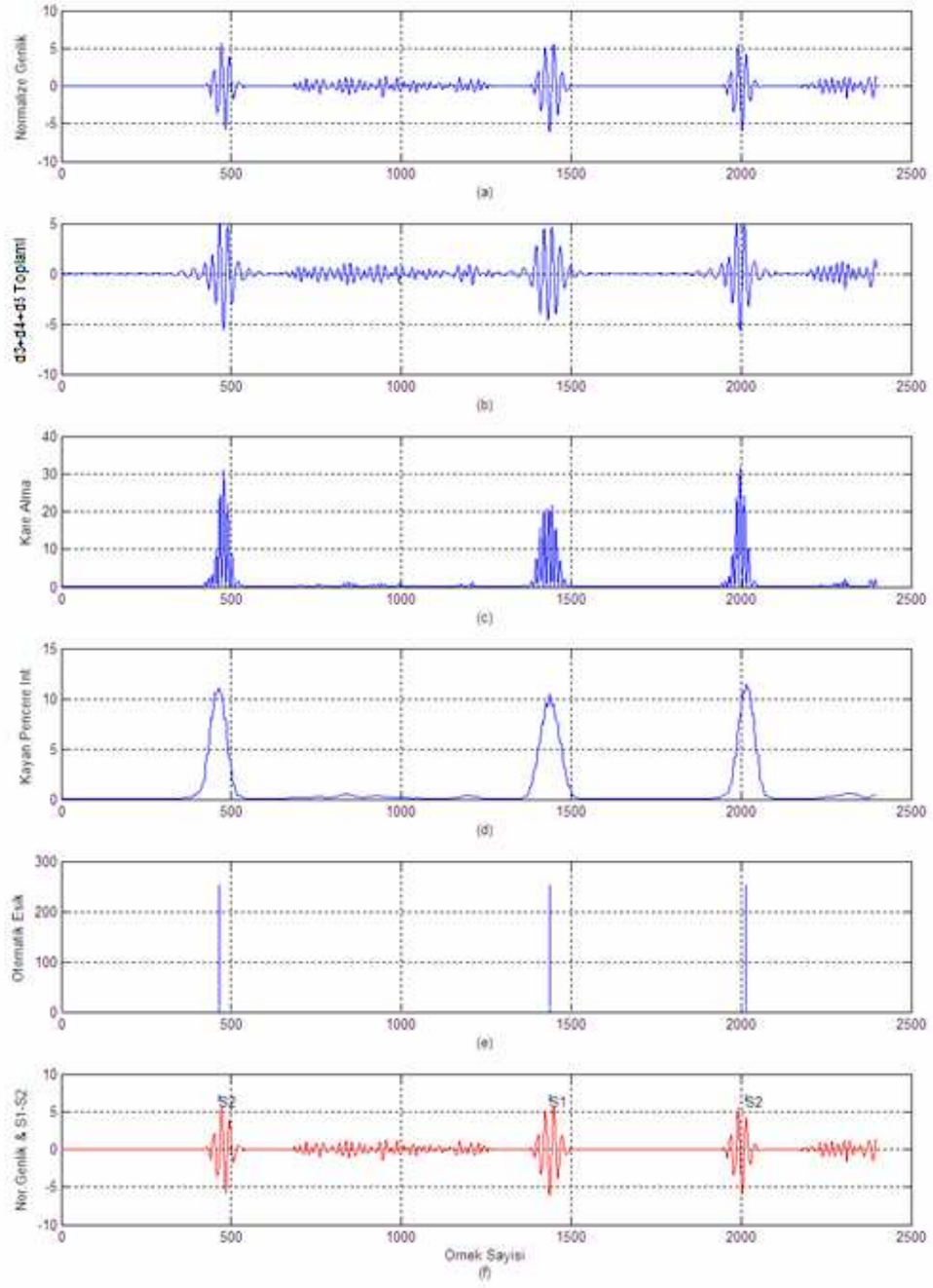
Şekil C.7: DDE yöntemi ile ejeksiyon sesine (EHS) ait bölütleme evreleri. (a) Normalizasyon edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi



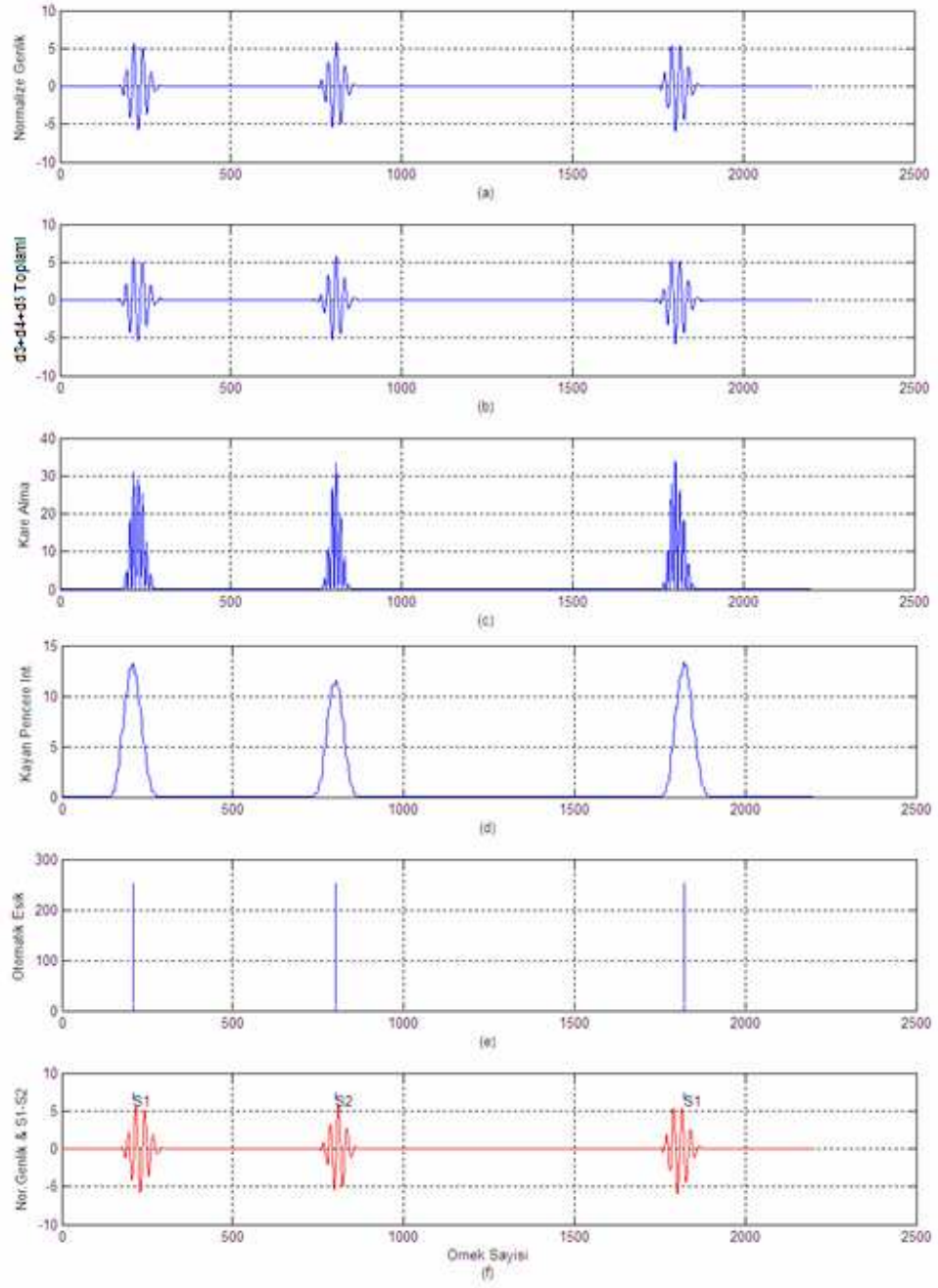
Şekil C.8: DDE yöntemi ile geç sistolik üfürüm (LAS) sesine ait bölütleme evreleri. (a) Normalized edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi



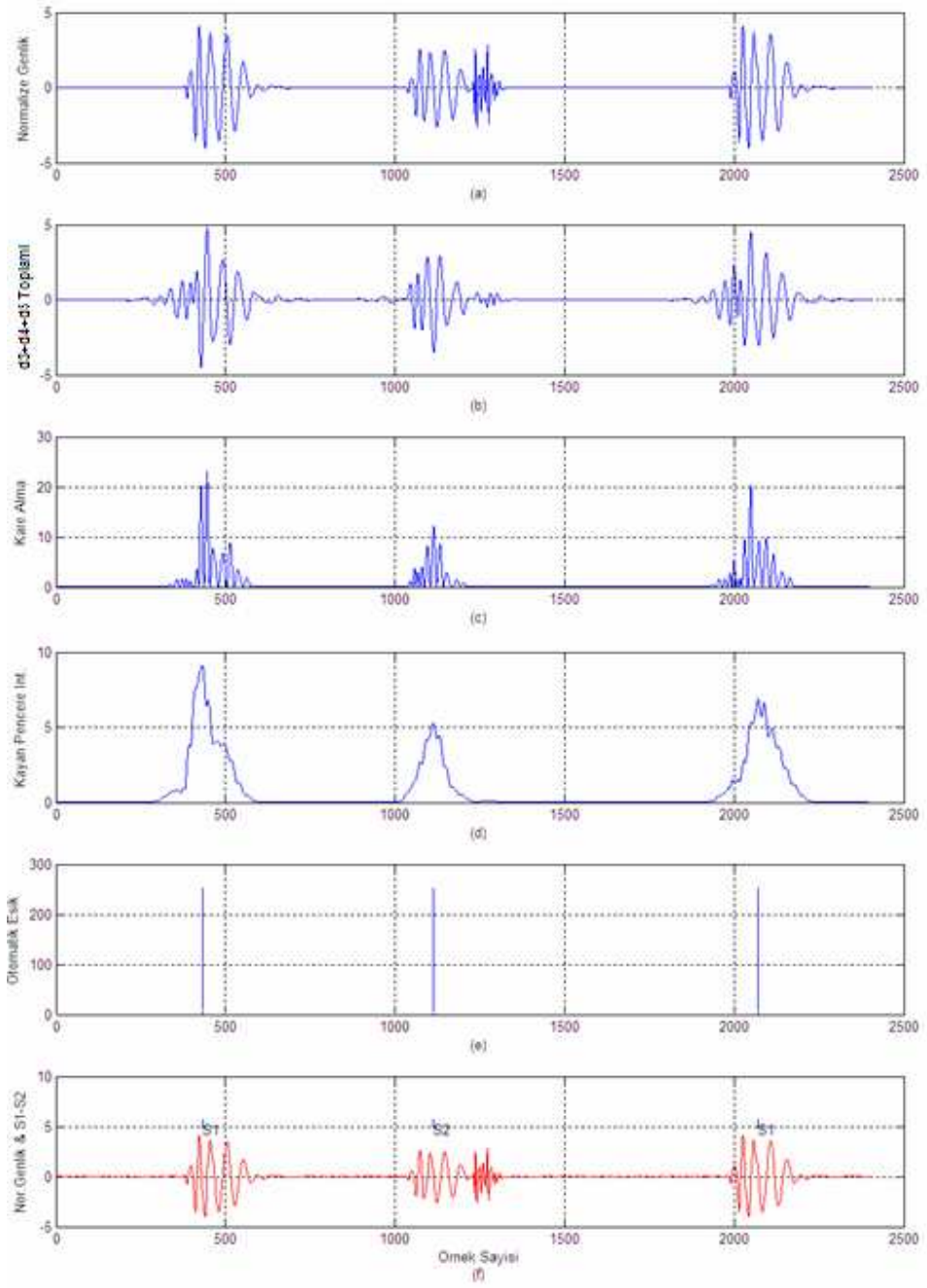
Şekil C.9: DDE yöntemi ile mitral regurjitasyonu (MRE) sesine ait bölütleme evreleri. (a) Normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi



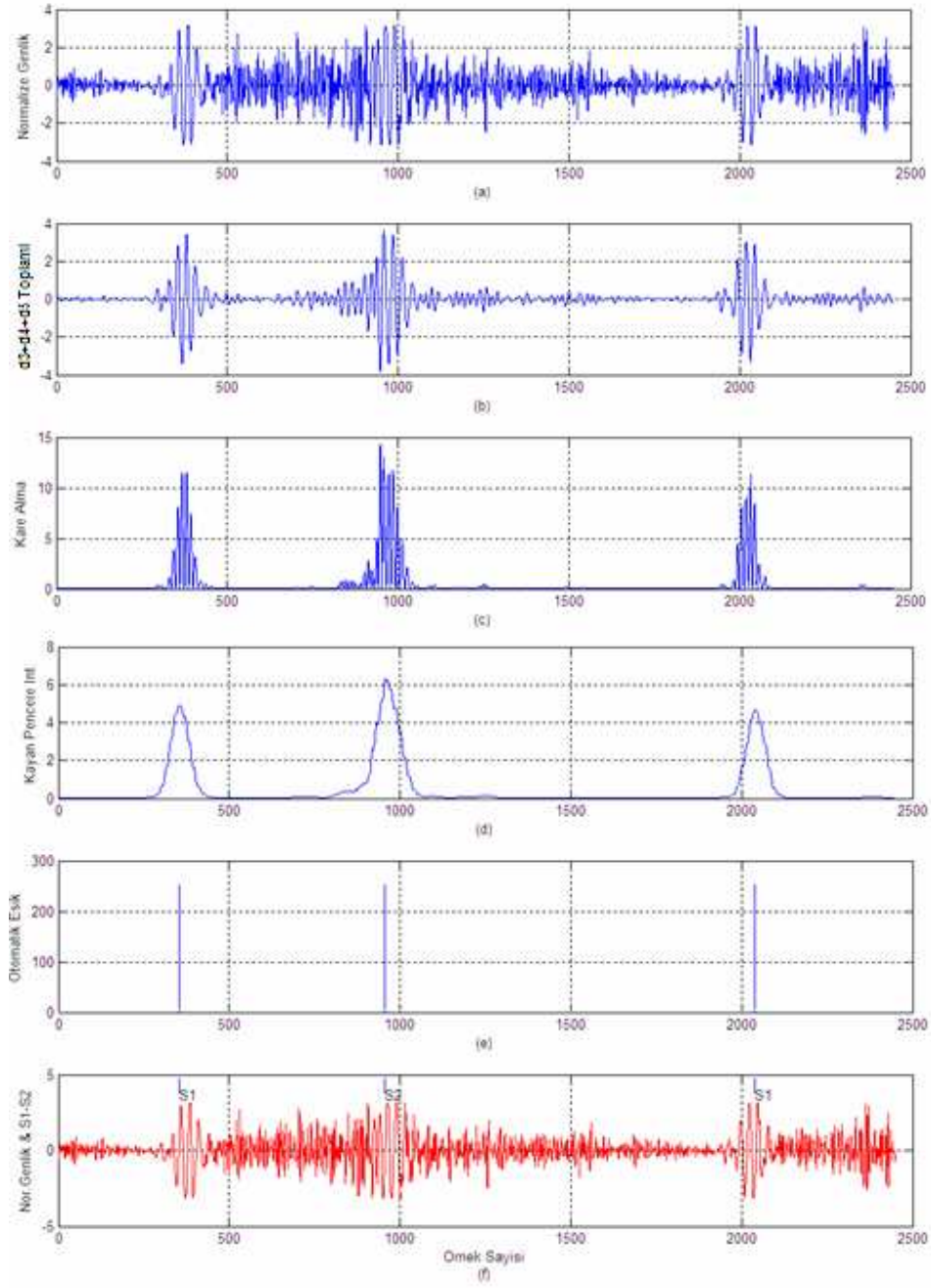
Şekil C.10: DDE yöntemi ile mitral stenozu (MST) sesine ait bölütleme evreleri. (a) Normalizasyon edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi



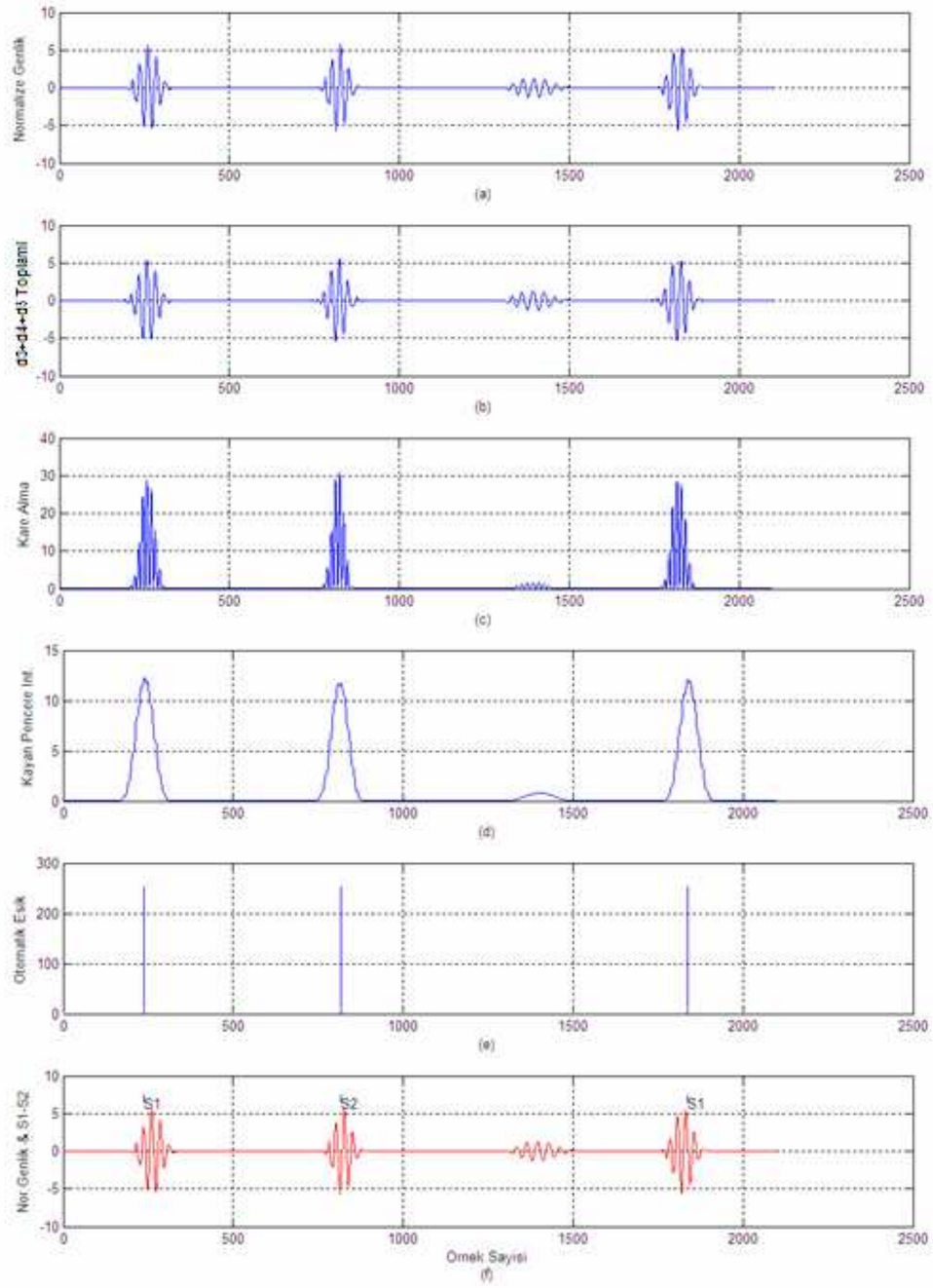
Şekil C.11: DDE yöntemi ile aort normal kalp sesine (NFC) ait bölütleme evreleri. (a) Normalized edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi



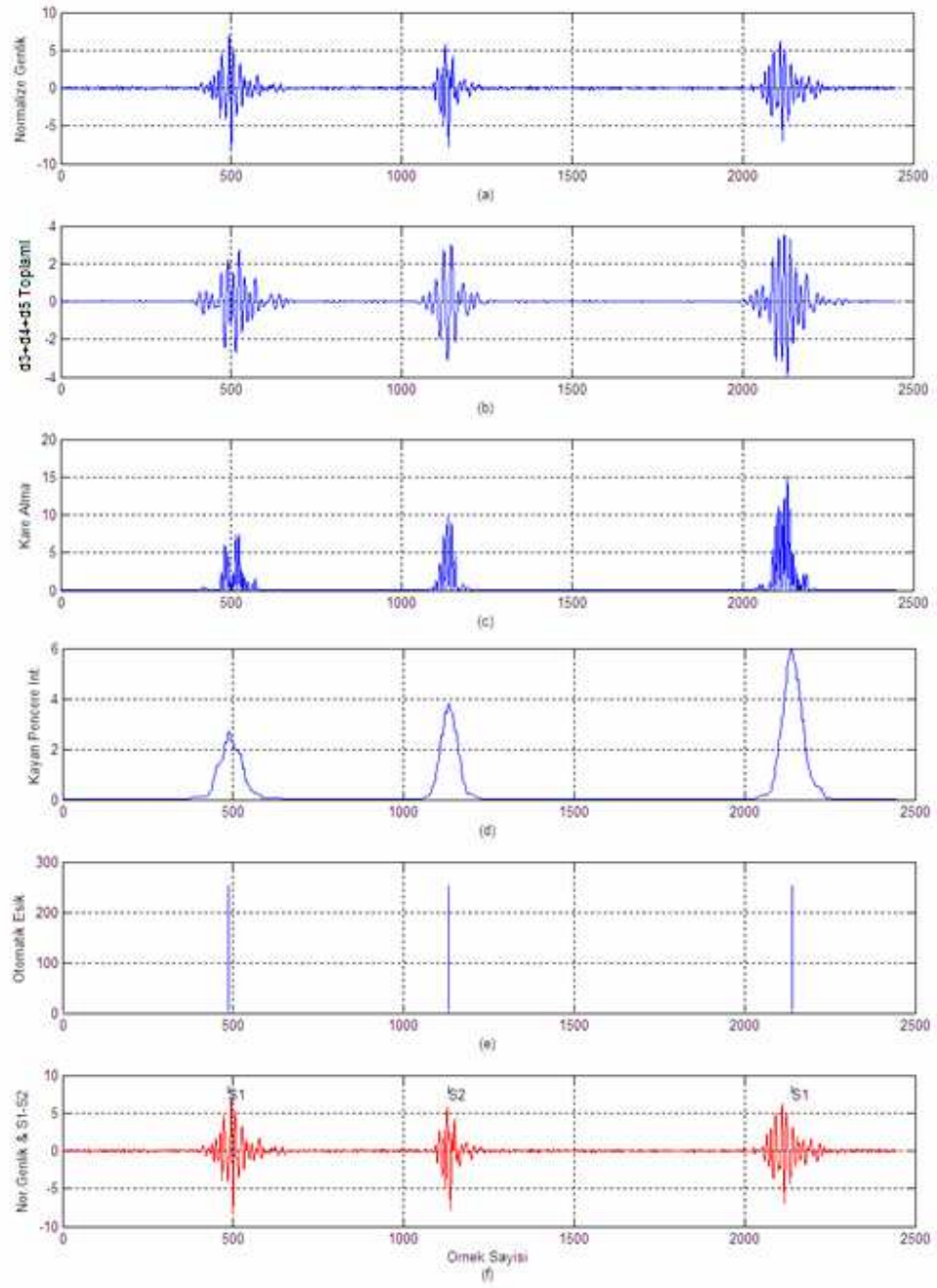
Şekil C.12: DDE yöntemi ile açılma sesine (OPS) ait bölütleme evreleri. (a) Normalizasyon edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi



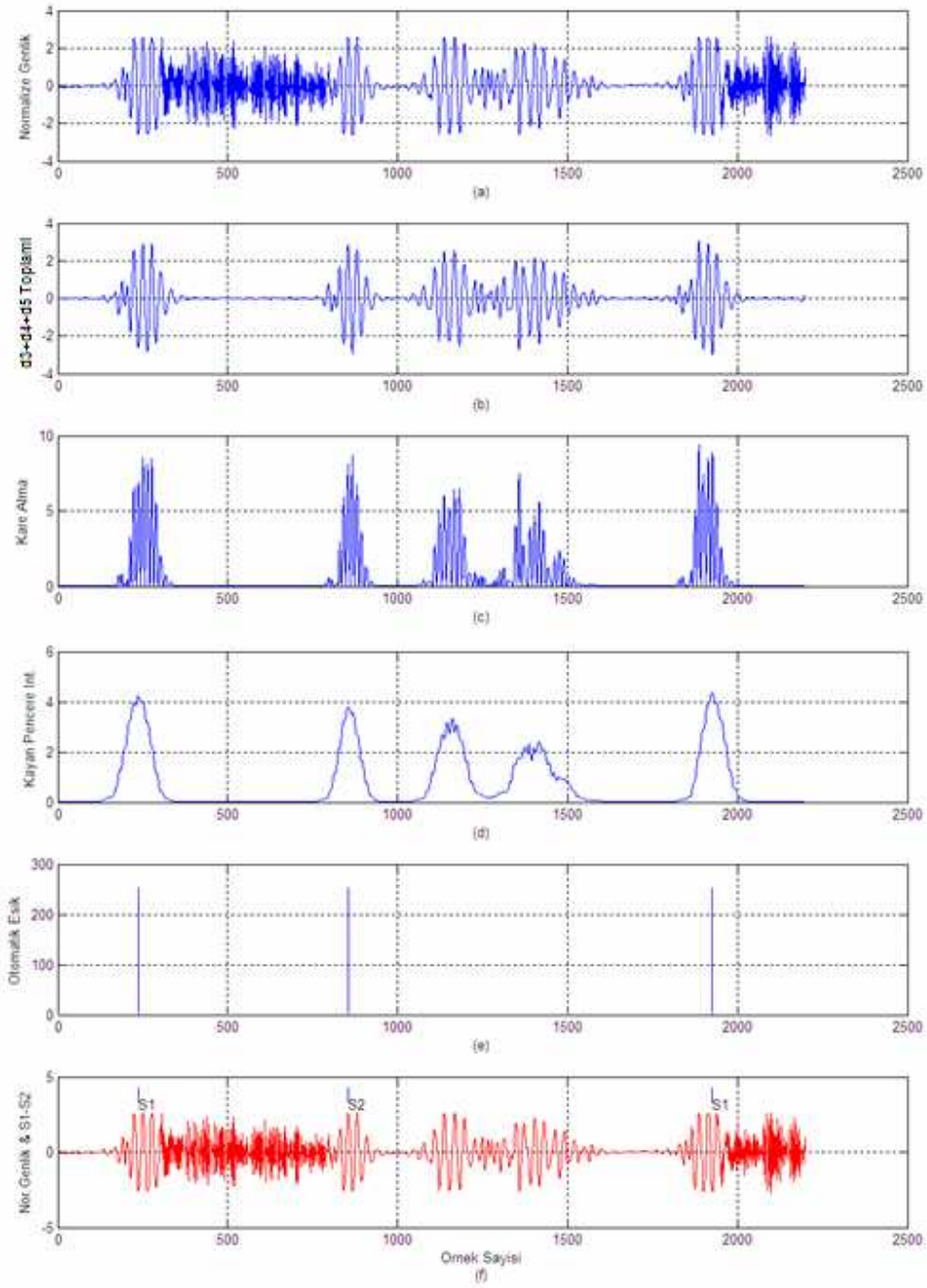
Şekil C.13: DDE yöntemi ile patent duktus arteriyosus (PDA) sesine ait bölütleme evreleri. (a) Normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi



Şekil C.14: DDE yöntemi ile gallop ritmi (SUM) sesine ait bölütleme evreleri. (a) Normalizasyon edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi

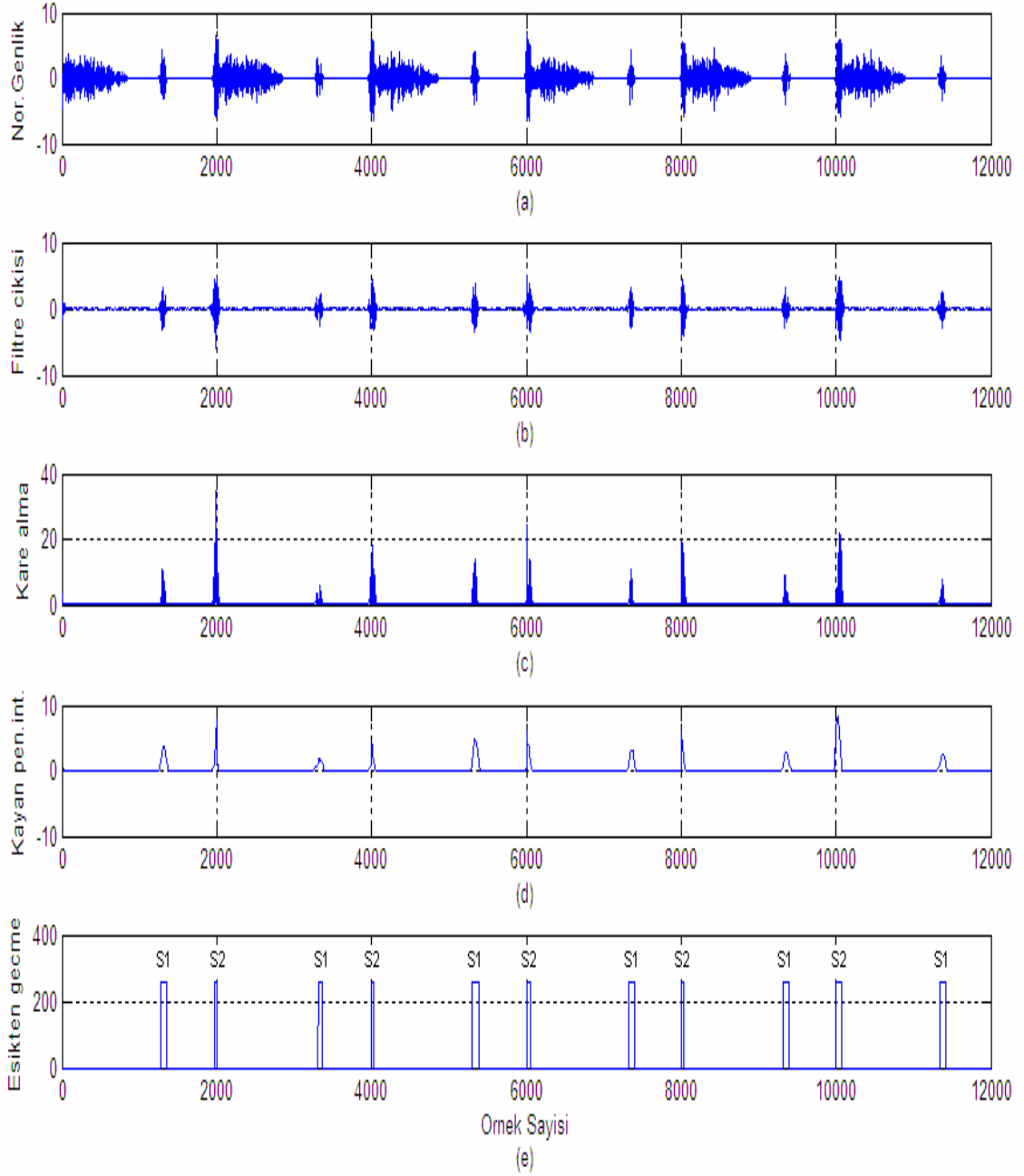


Şekil C.15: DDE yöntemi ile venöz uğultu (VEH) sesine ait bölütleme evreleri. (a) Normalized edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi

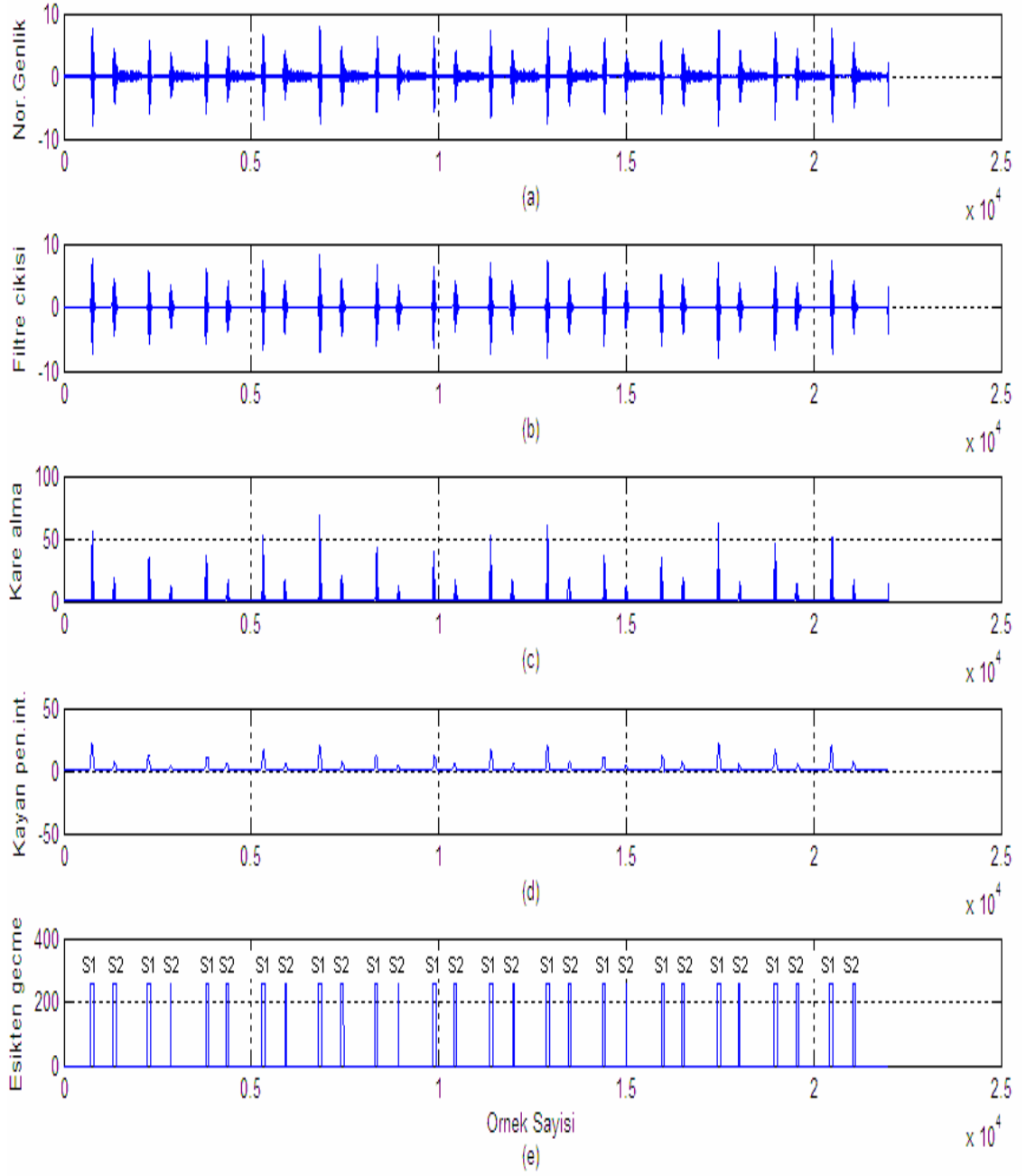


Şekil C.16: DDE yöntemi ile ventriküler septal defekt (VSD) sesine ait bölütleme evreleri. (a) Normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye dalgacık ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) S1-S2 detektörü çıkışı, (f) S1-S2 etiketleri ile birlikte orijinal kalp sesi

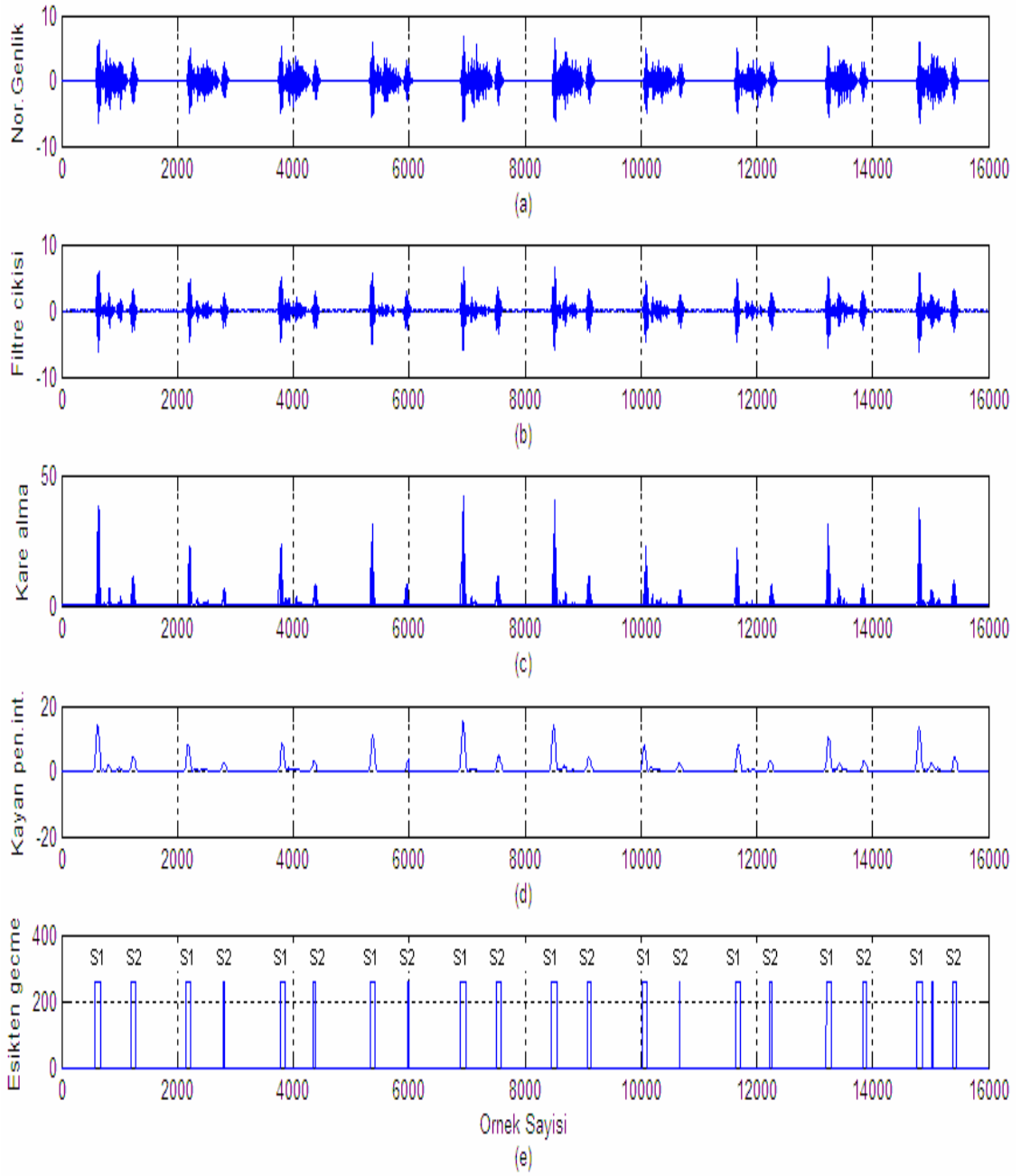
EK-D Uzun Kayıtlar Üzerinde DDE Yöntemi ile Gerçeklenen İşlemlere Ait Dalga Şekilleri



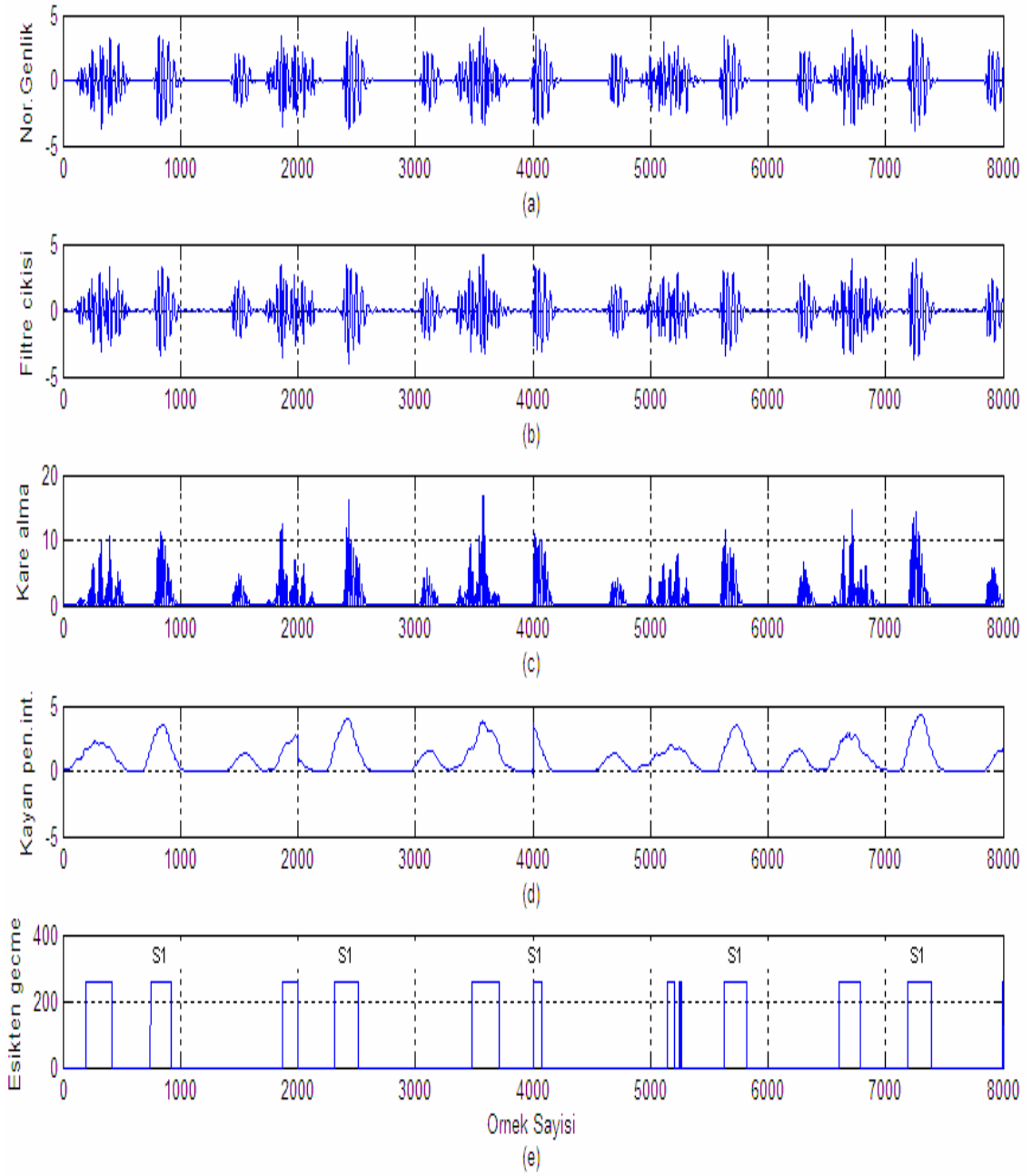
Şekil D.1: Uzun AIN kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



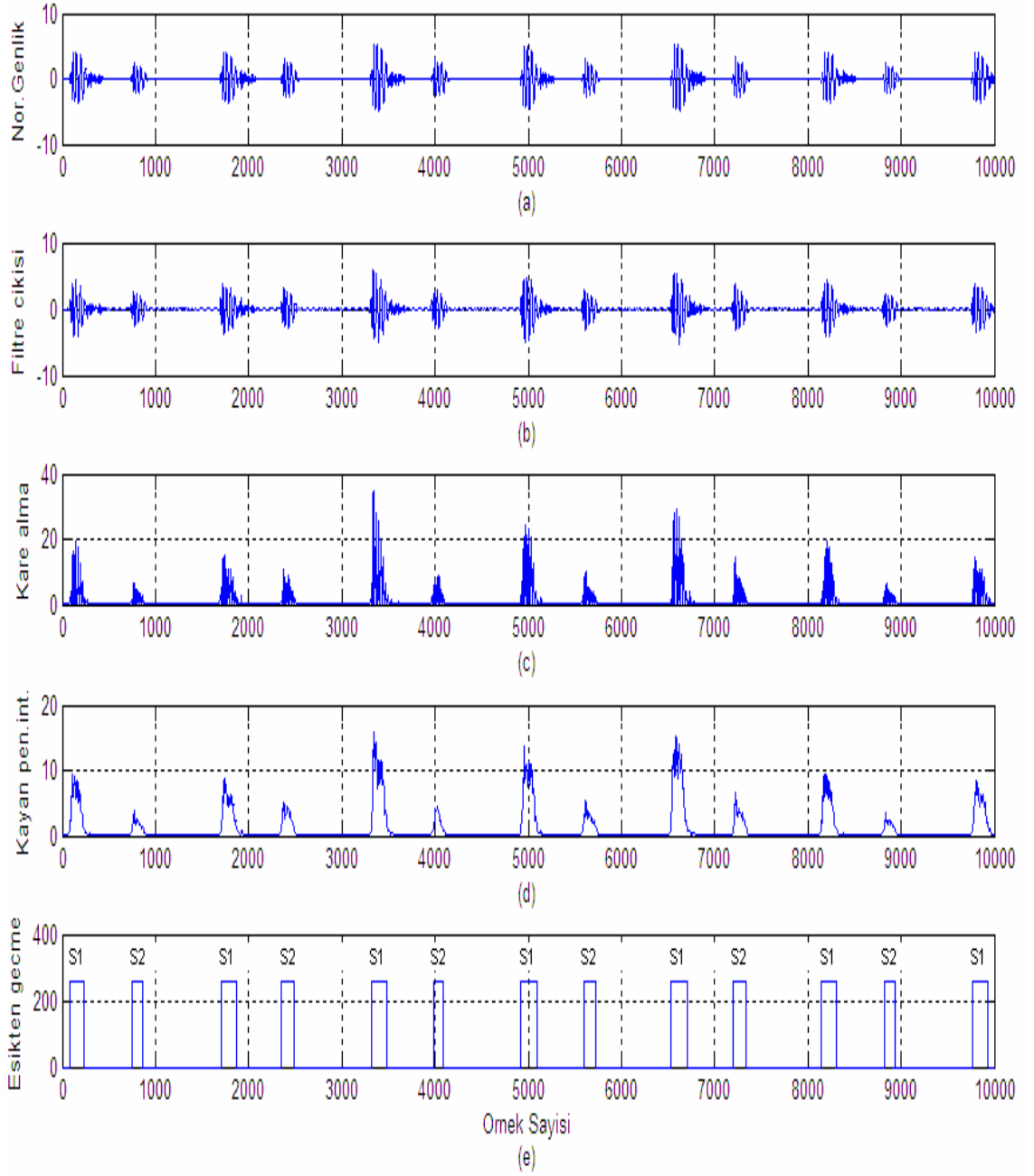
Şekil D.2: Uzun ARE kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



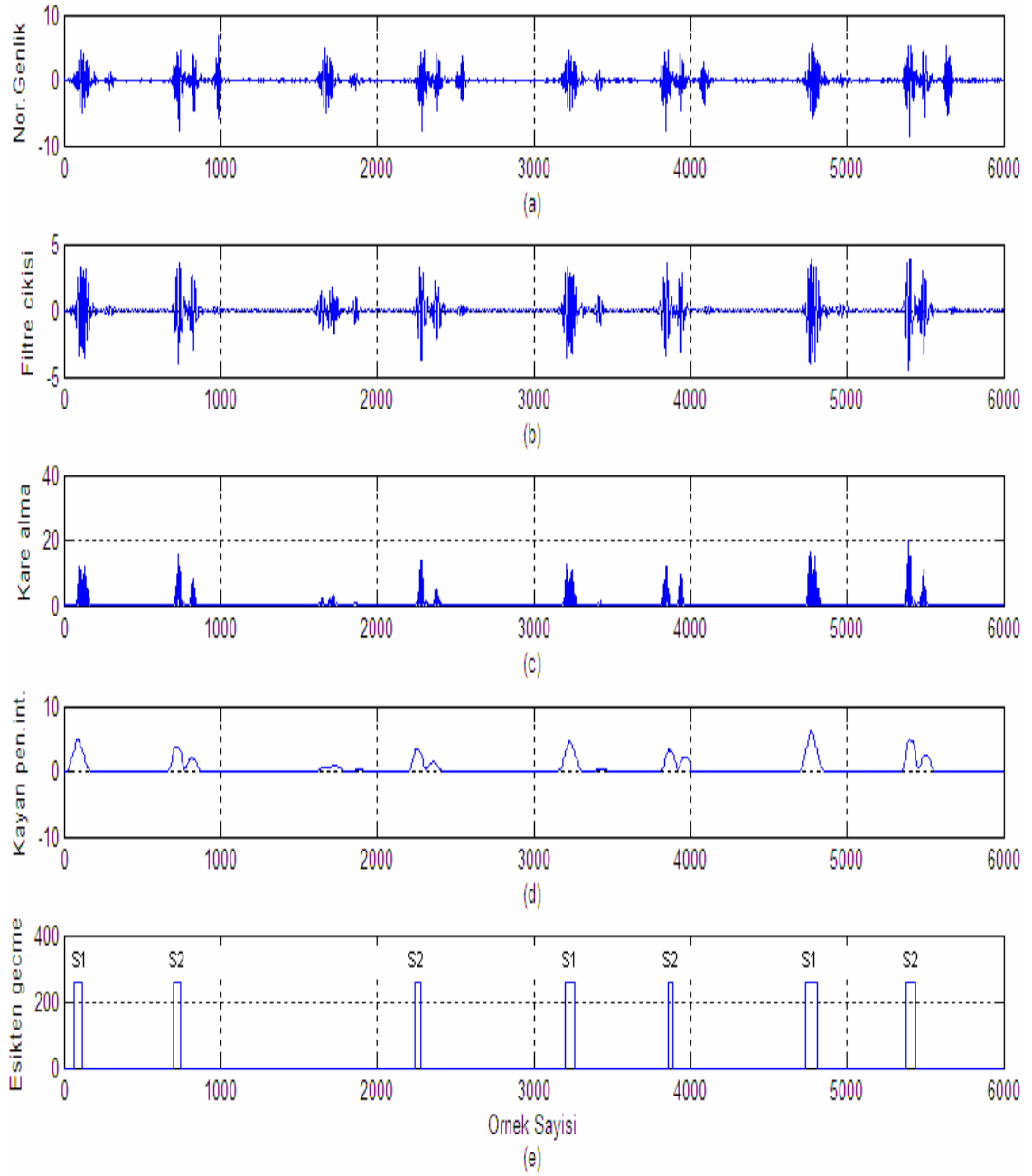
Şekil D.3: Uzun AST kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



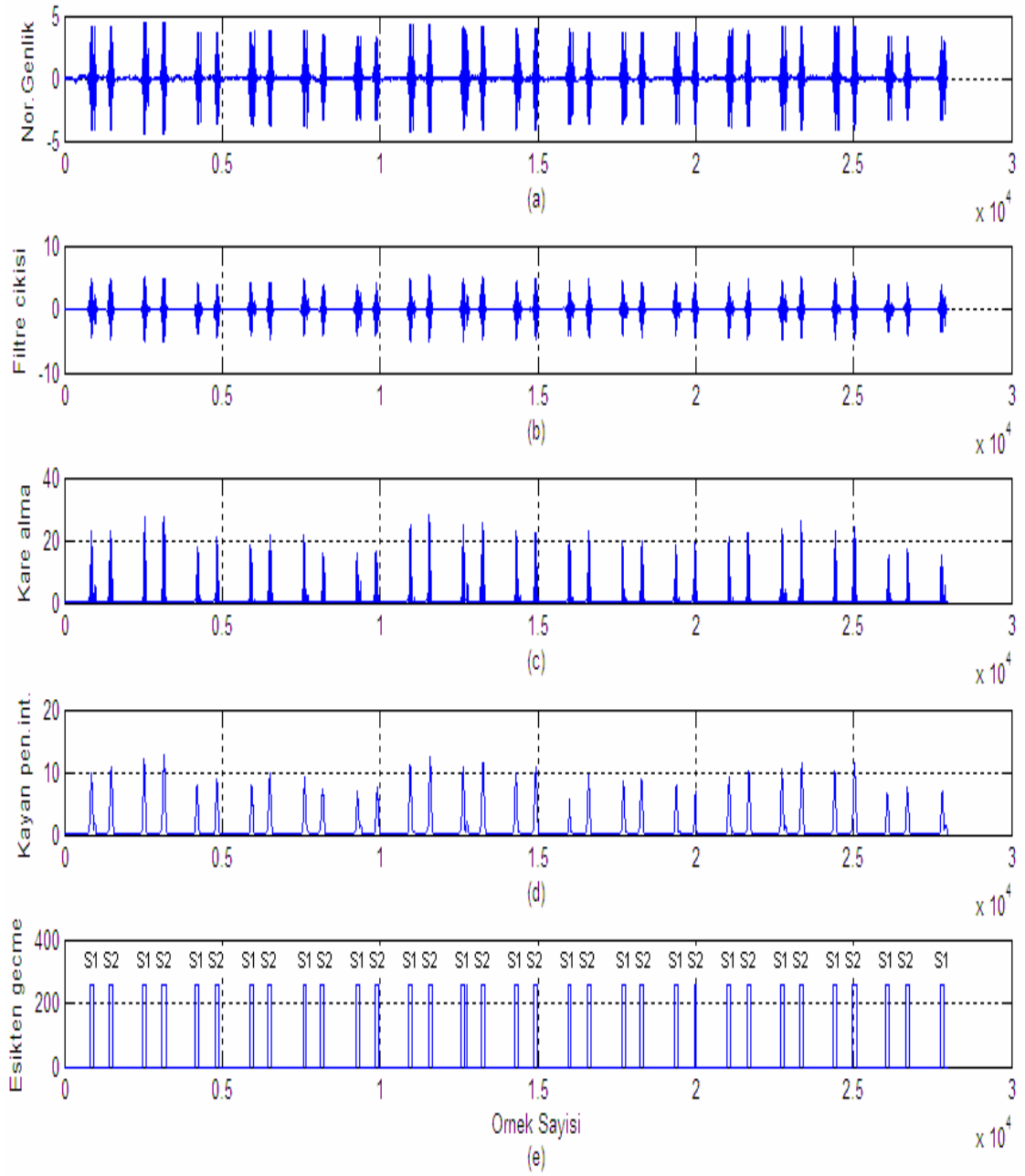
Şekil D.4: Uzun DRU kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



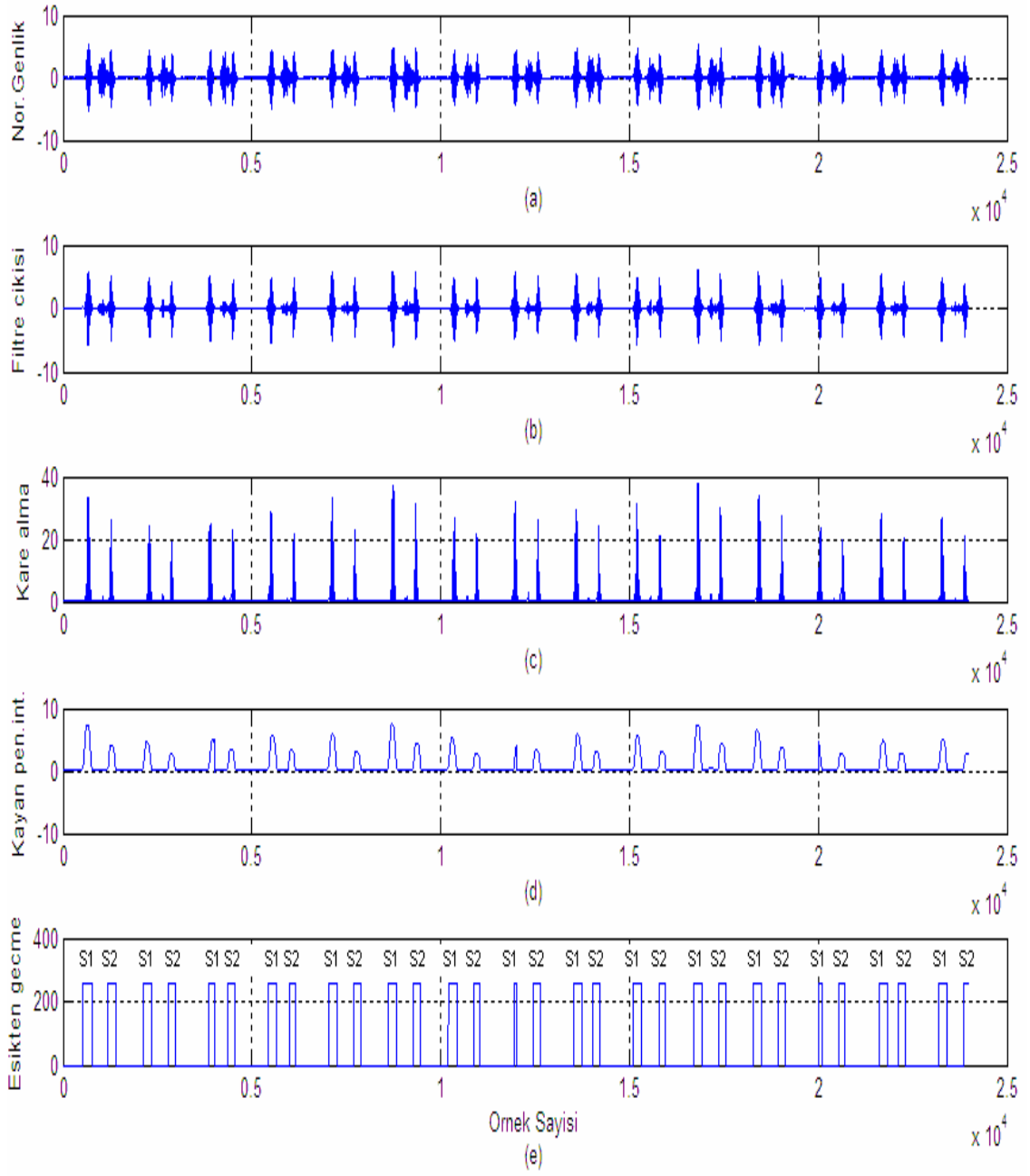
Şekil D.5: Uzun EAS kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



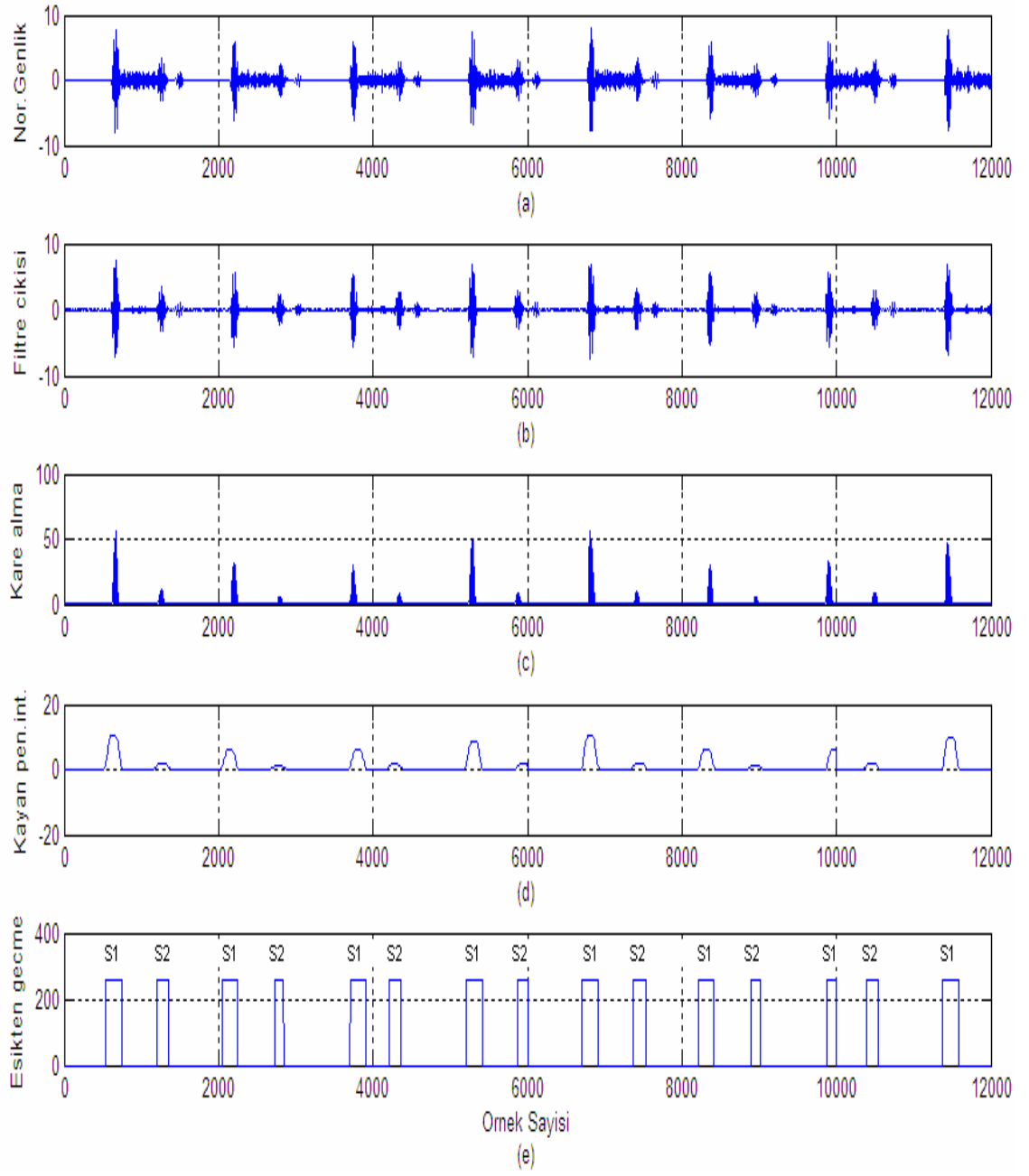
Şekil D.6: Uzun EBA kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



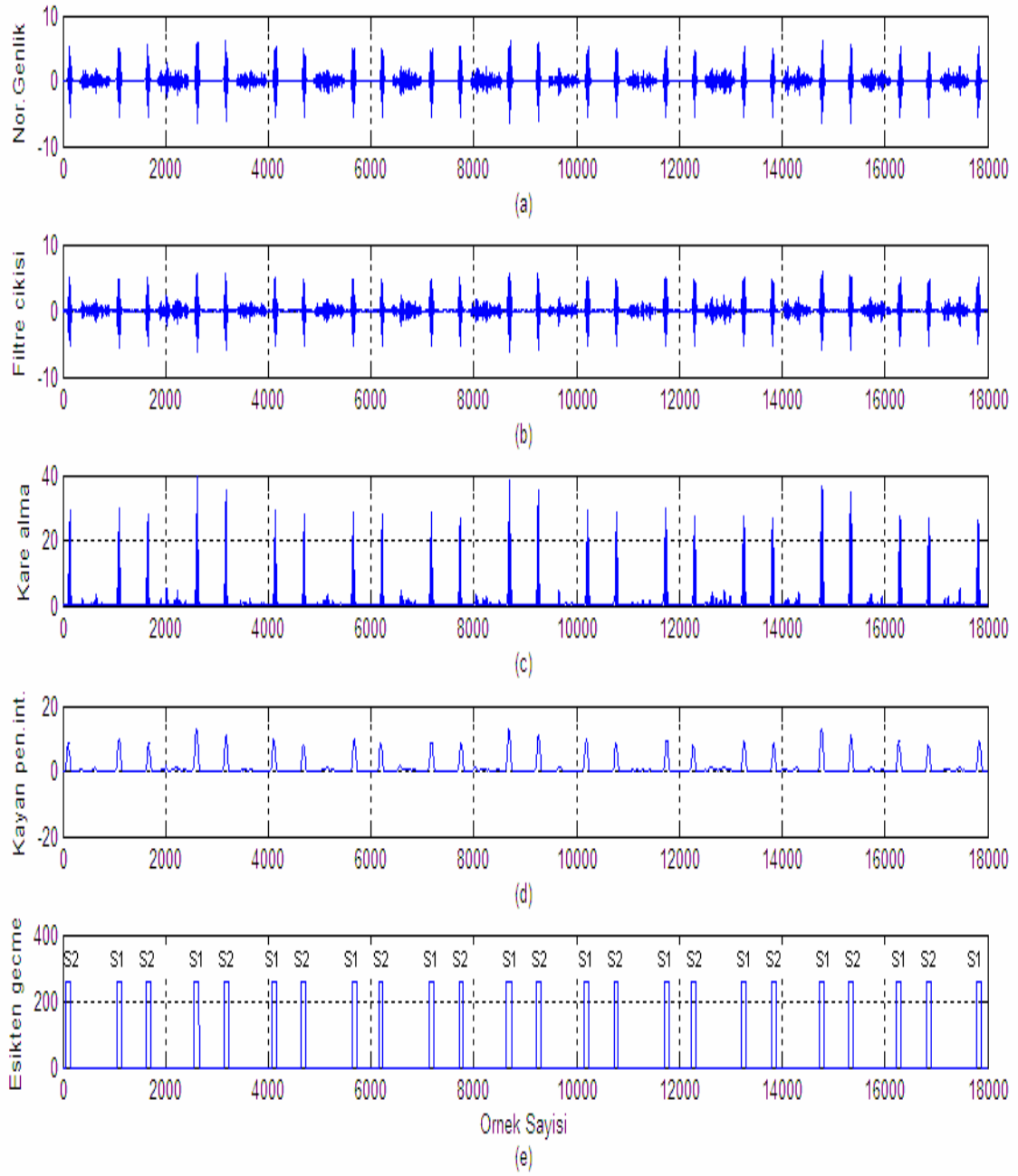
Şekil D.7: Uzun EHS kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



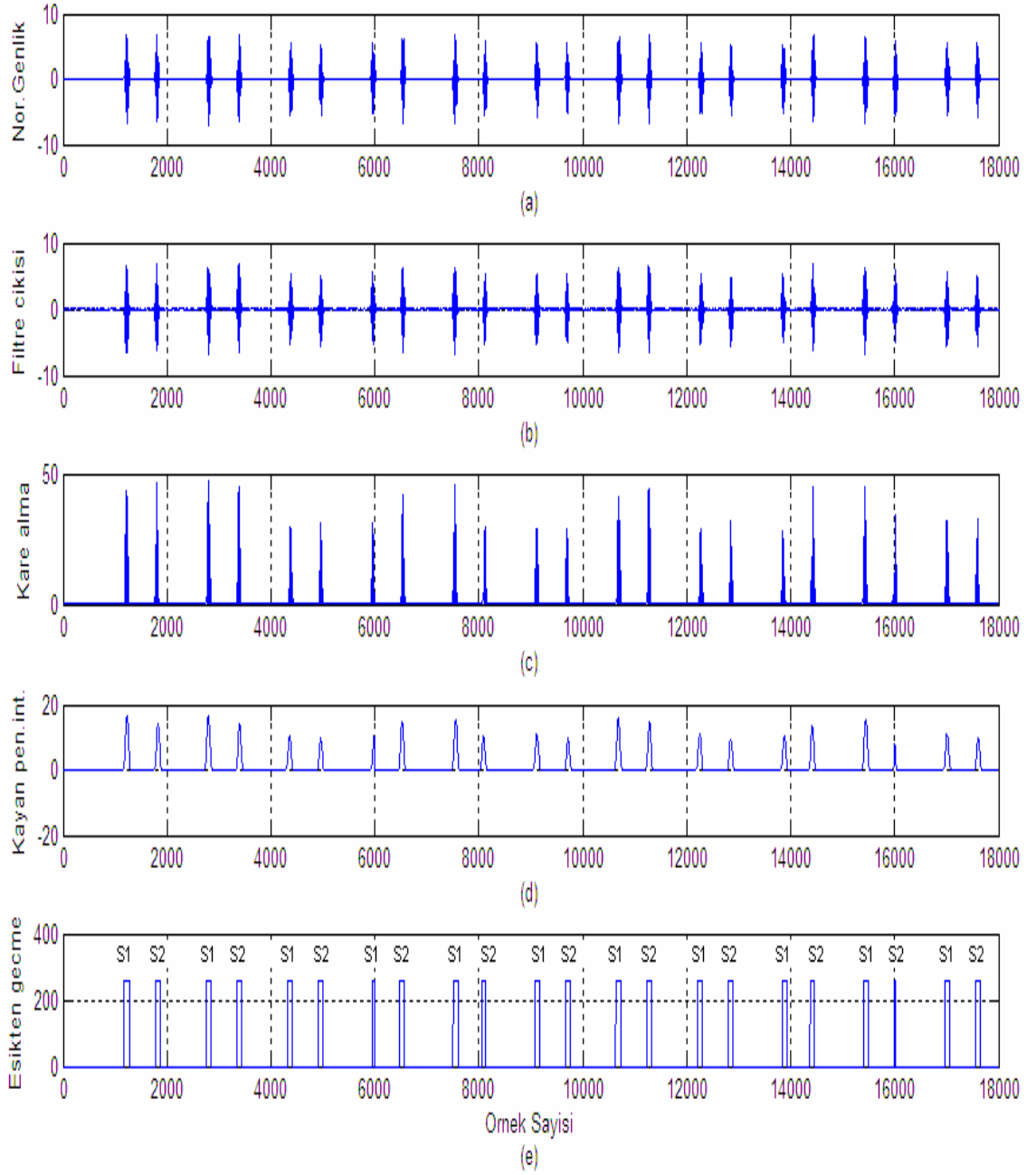
Şekil D.8: Uzun LAS kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



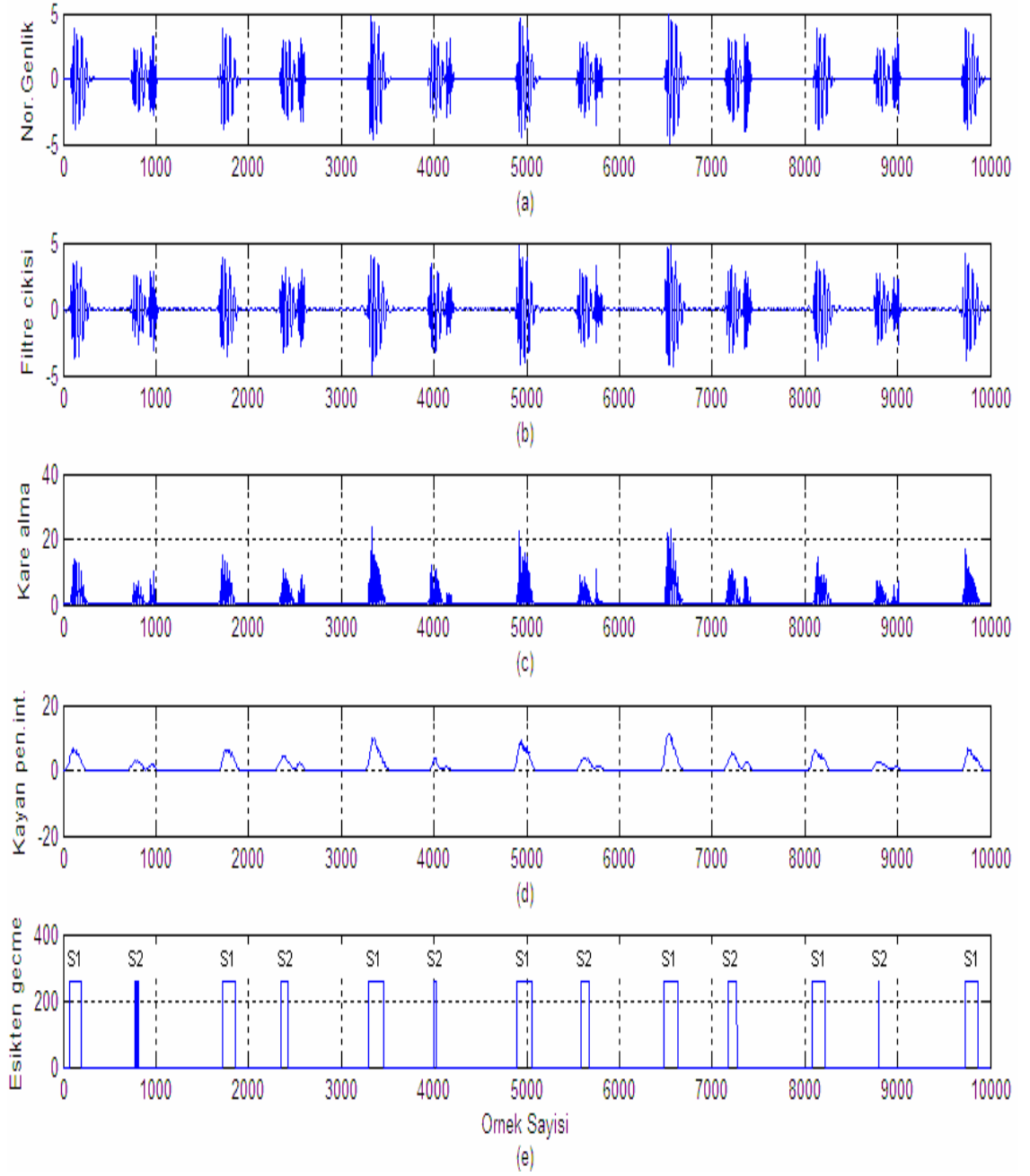
Şekil D.9: Uzun MRE kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



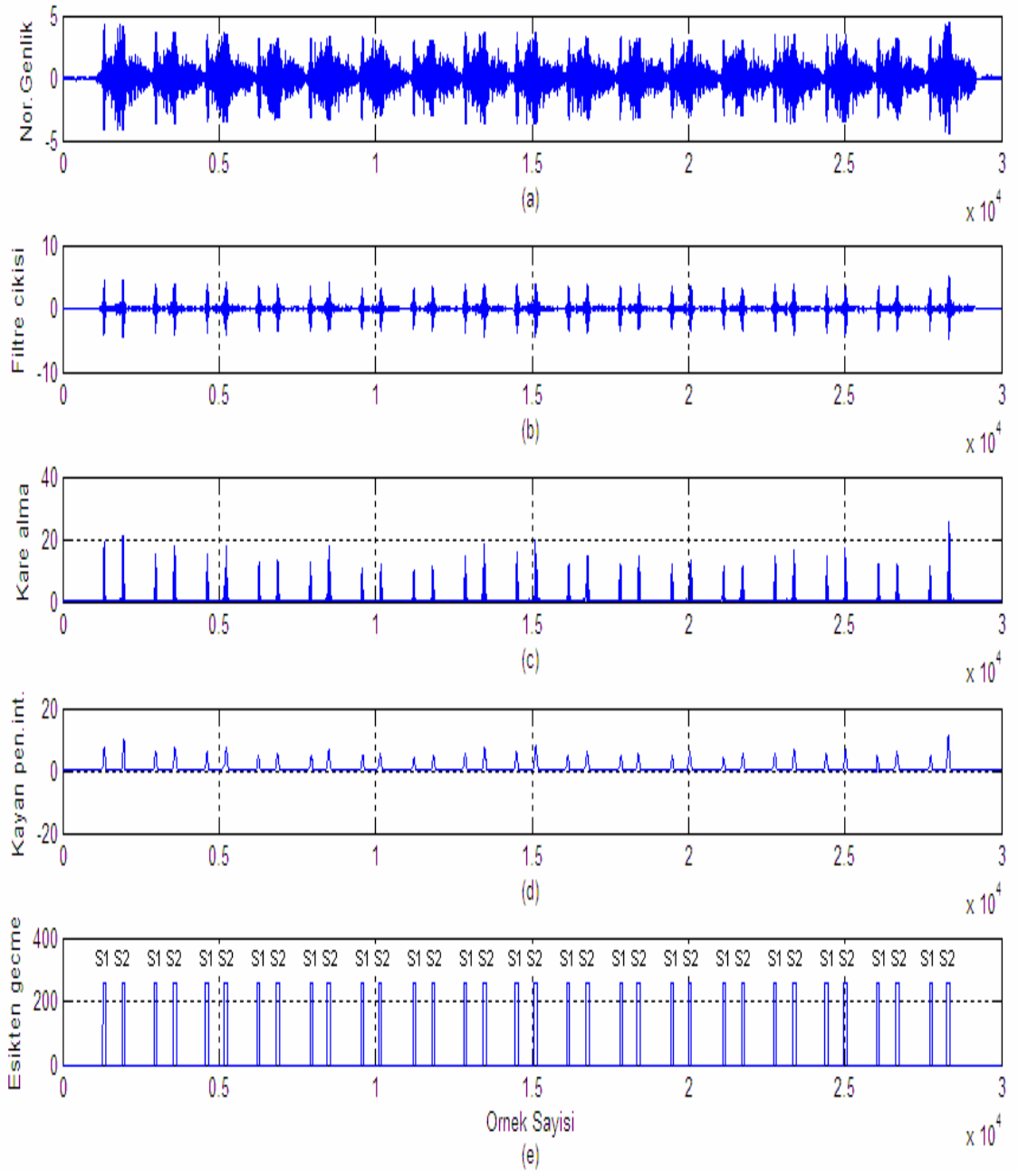
Şekil D.10: Uzun MST kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



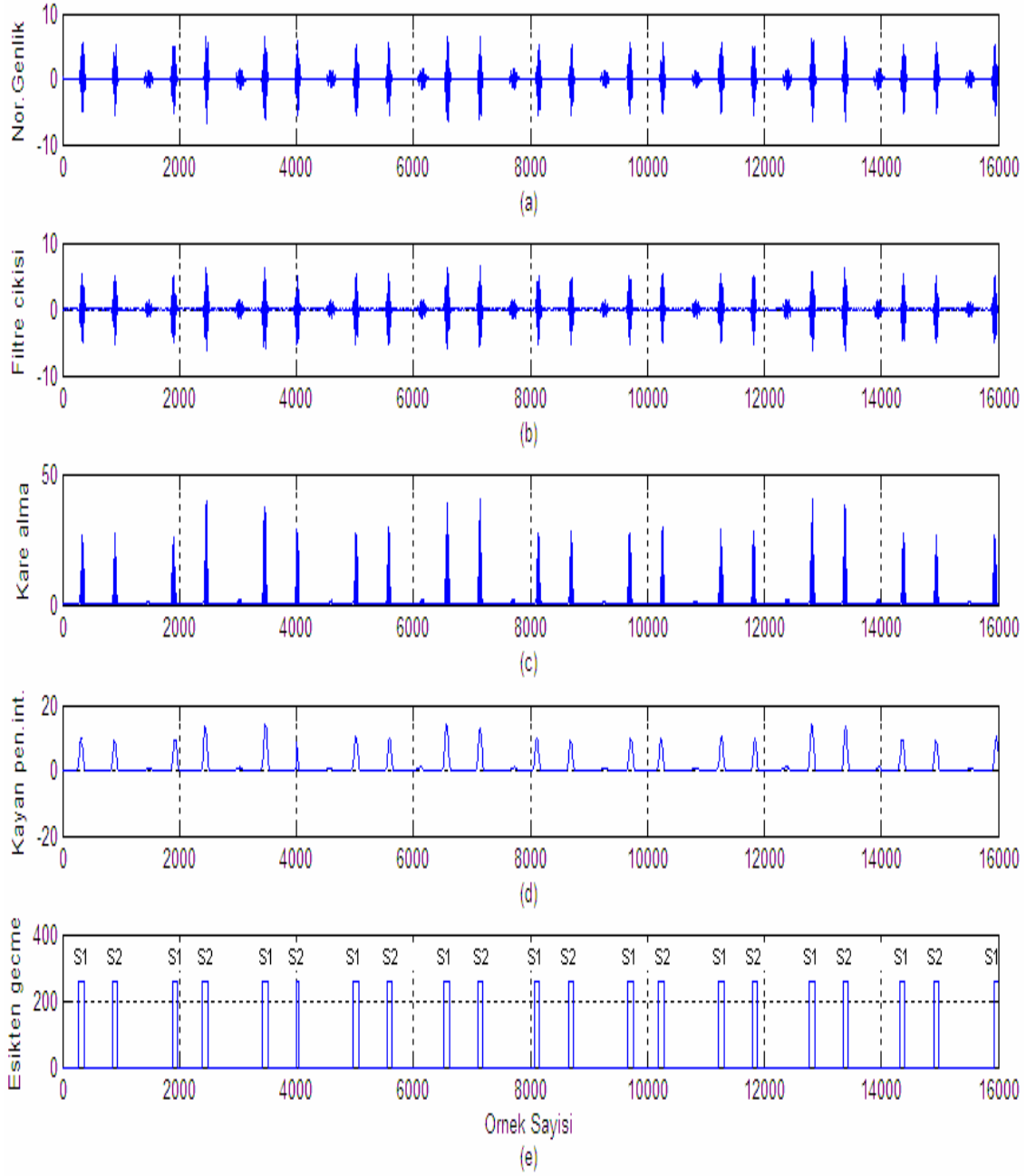
Şekil D.11: Uzun NFC kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



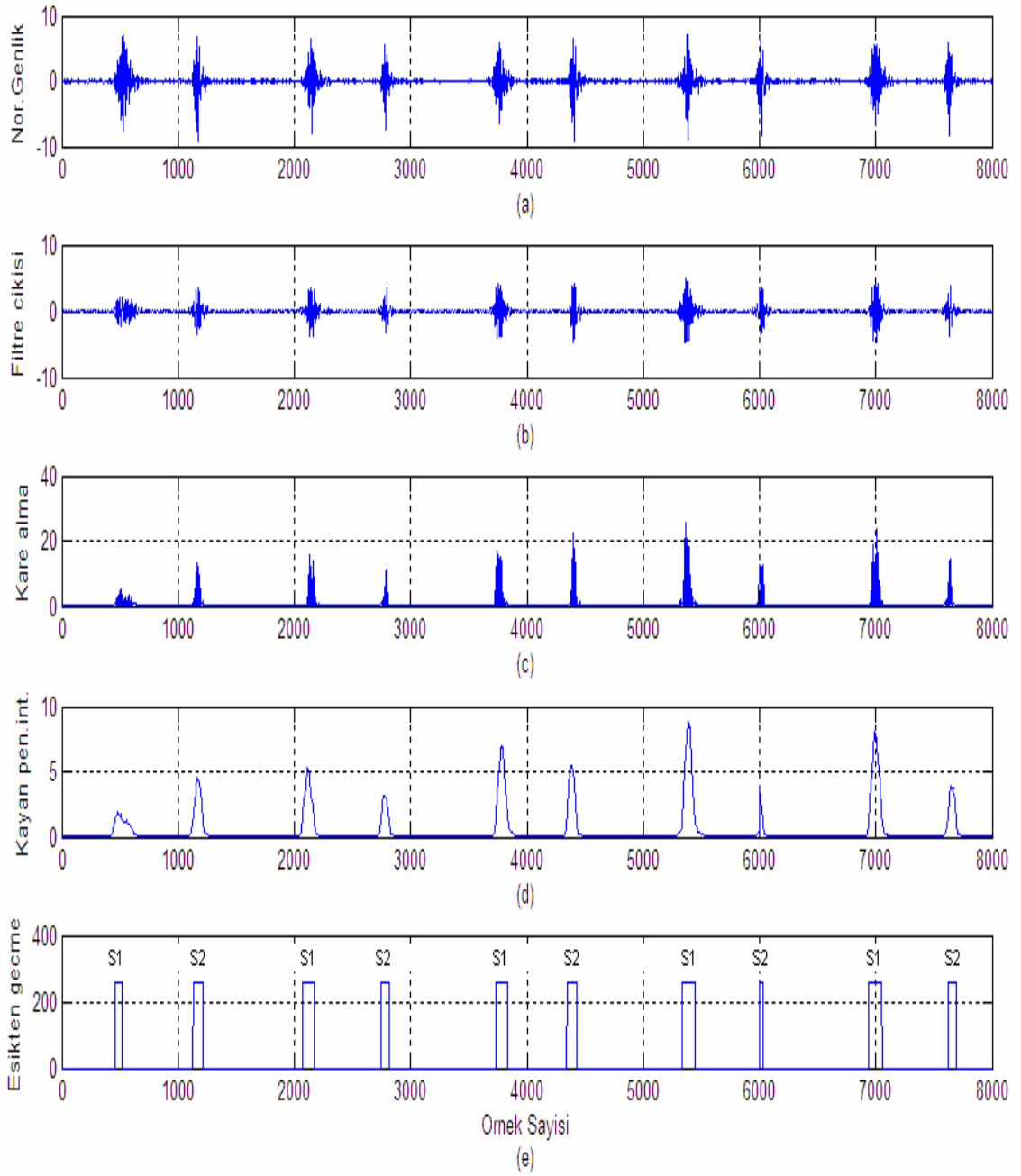
Şekil D.12: Uzun OPS kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



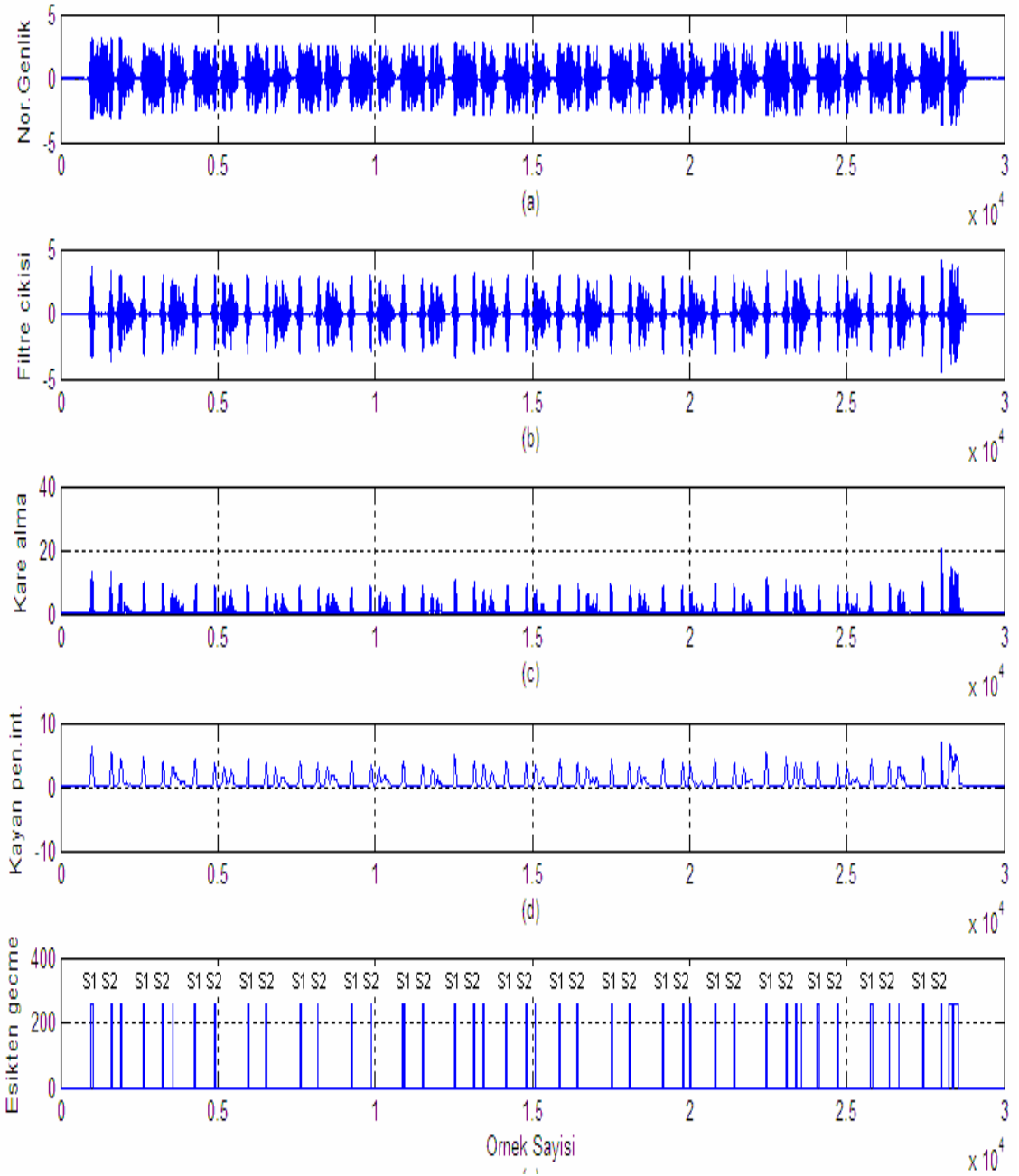
Şekil D.13: Uzun PDA kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti



Şekil D.14: Uzun SUM kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıştırma katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti

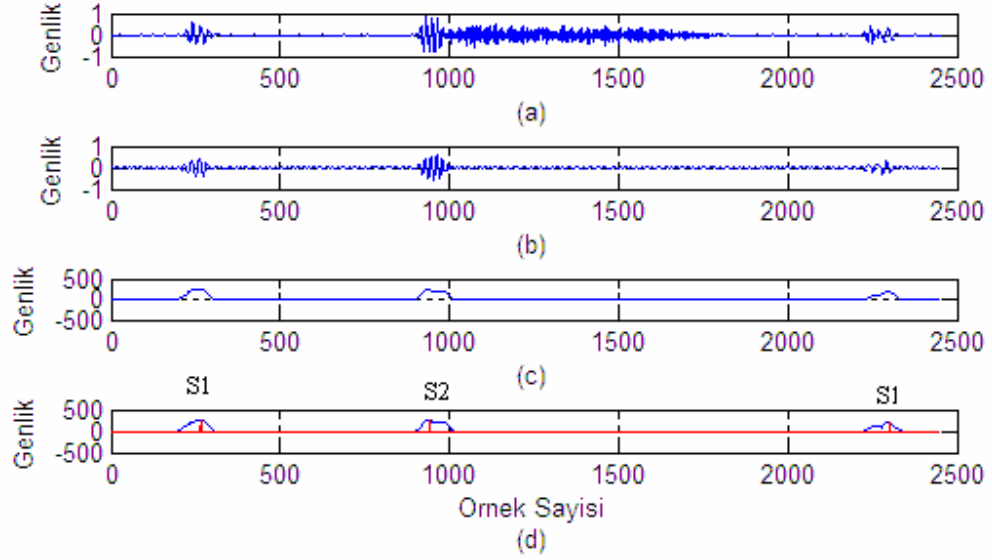


Şekil D.15: Uzun VEH kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti

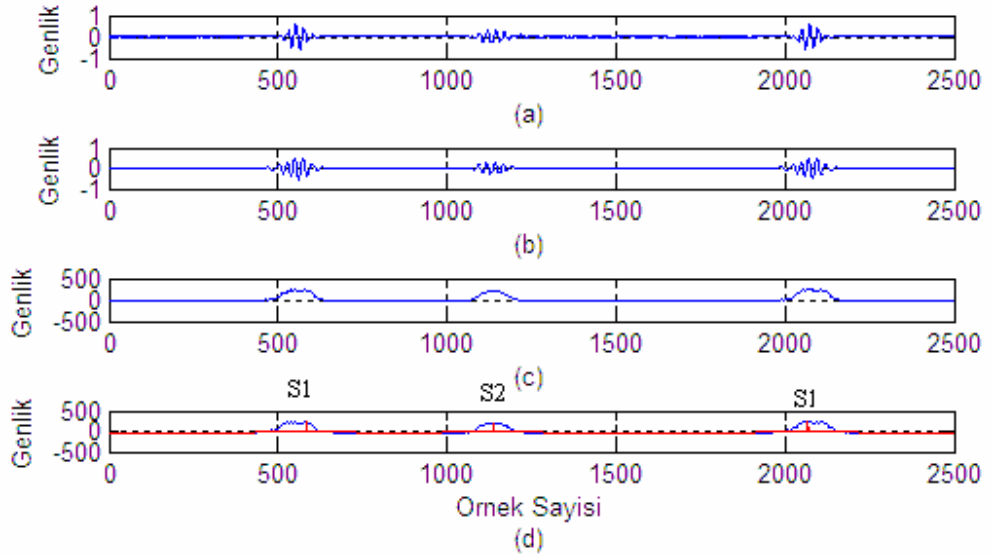


Şekil D.16: Uzun VSD kaydı üzerinde gerçekleştirilen işlemlere ait dalga şekilleri (a) normalize edilmiş kalp sesi, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayılarının toplamı, (c) kare alma, (d) kayan pencere integrasyonu, (e) eşik ile S1-S2 tespiti

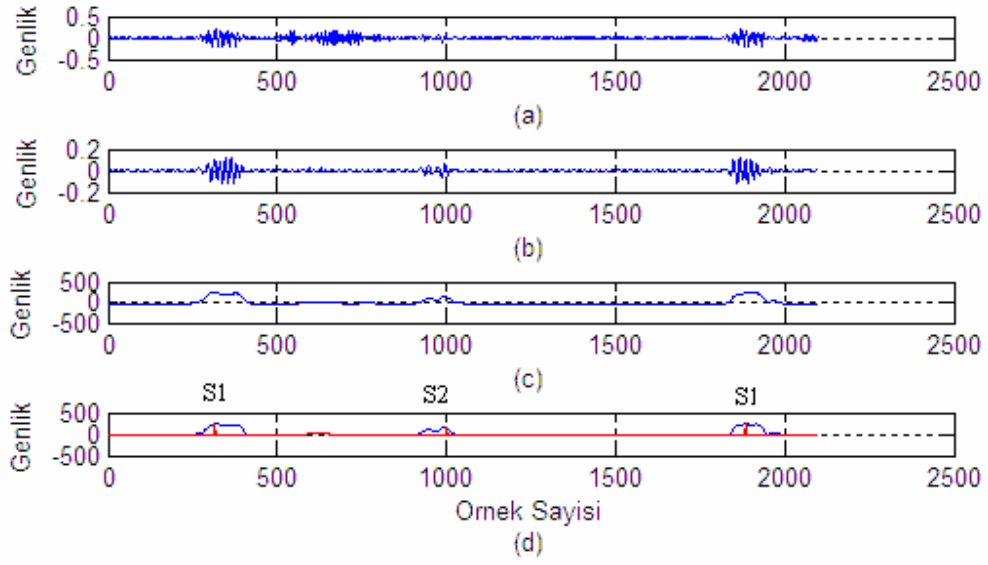
EK-E DSE Yöntemi ile Gerçekleştirilen Bölütleme Evrelerine Ait Dalga Şekilleri



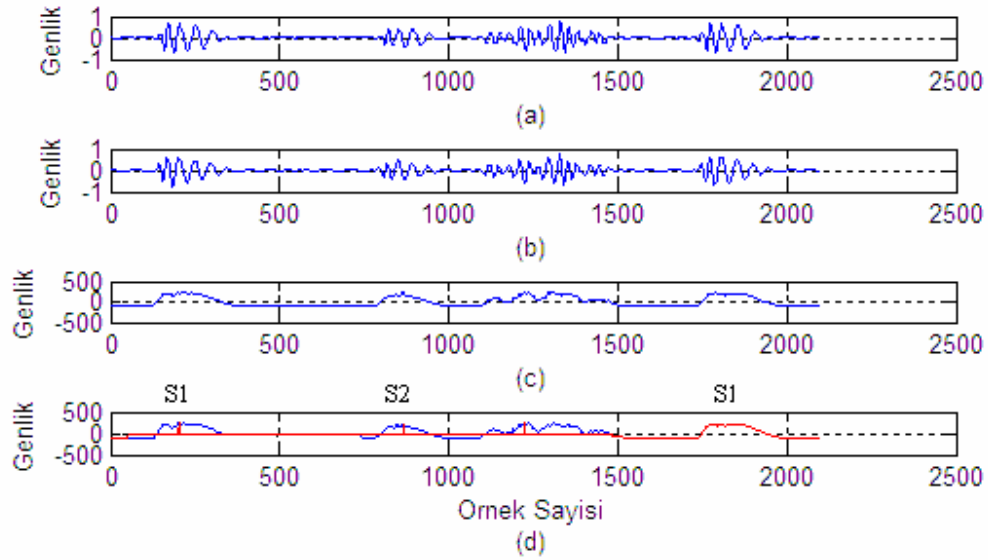
Şekil E.1: DSE yöntemi ile AIN'e ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi



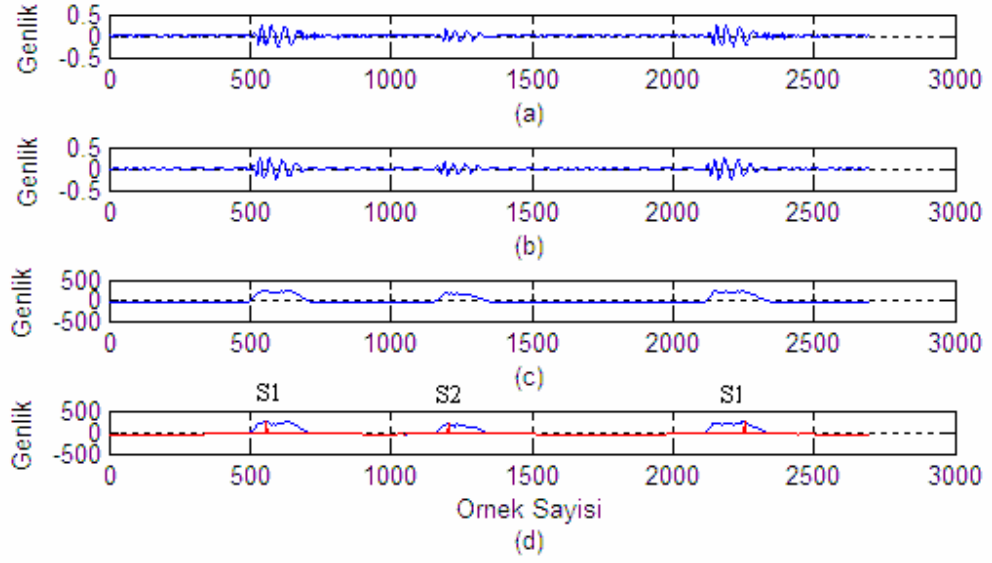
Şekil E.2: DSE yöntemi ile ARE'ye ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi



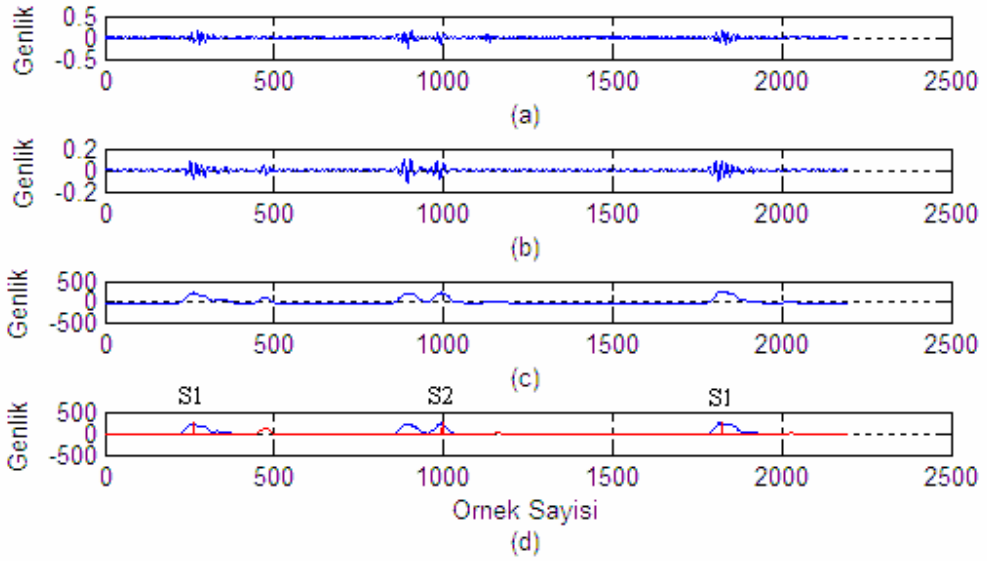
Şekil E.3: DSE yöntemi ile AST'ye ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi



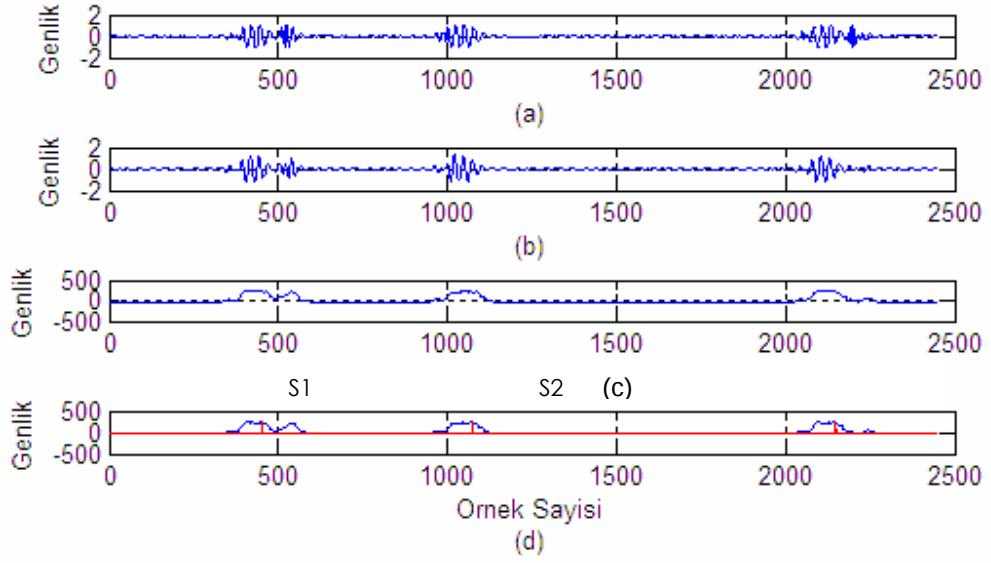
Şekil E.4: DSE yöntemi ile DRU'ya ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi



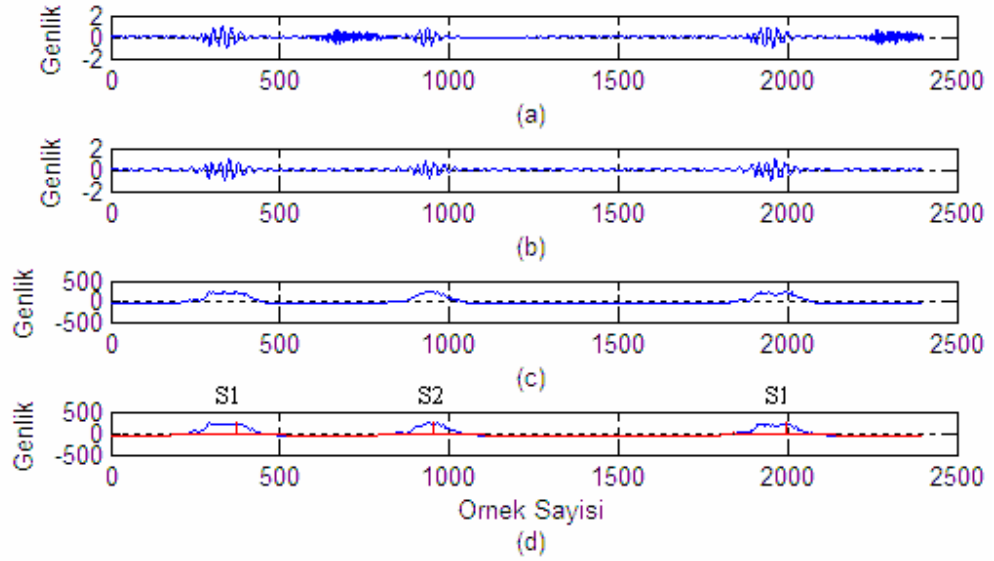
Şekil E.5: DSE yöntemi ile EAS'ye ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi



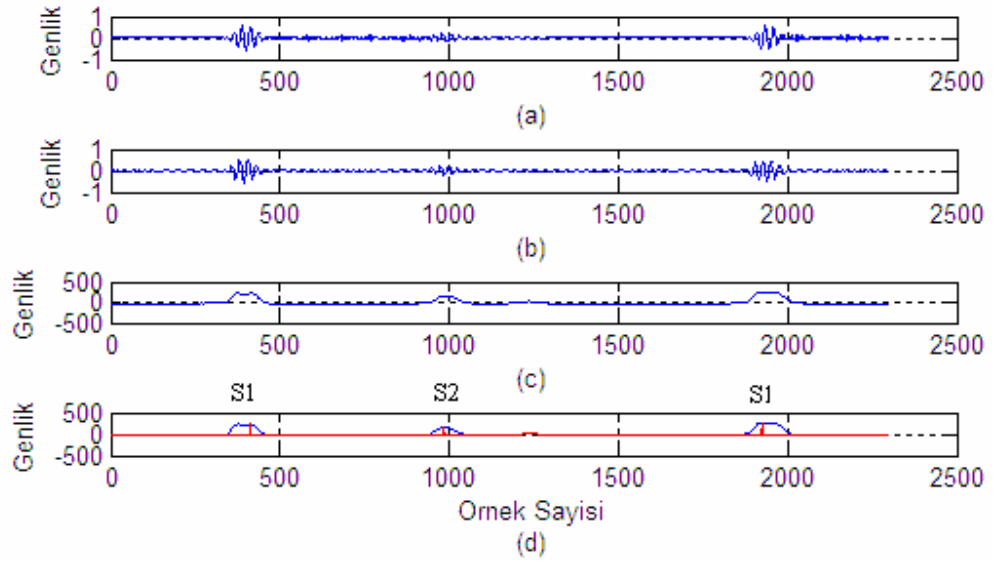
Şekil E.6: DSE yöntemi ile EBA'ya ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi



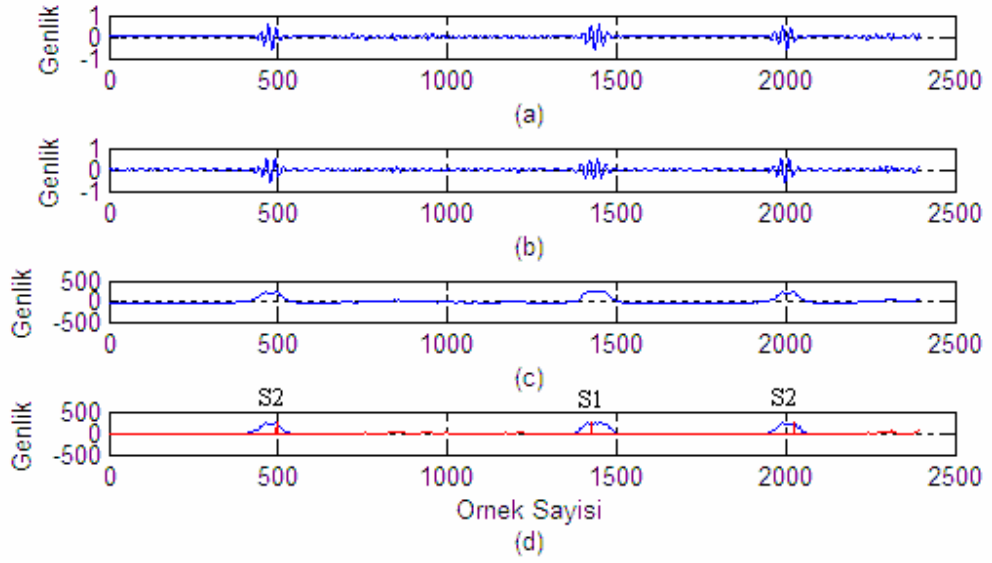
Şekil E.7: DSE yöntemi ile EHS'ye ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi



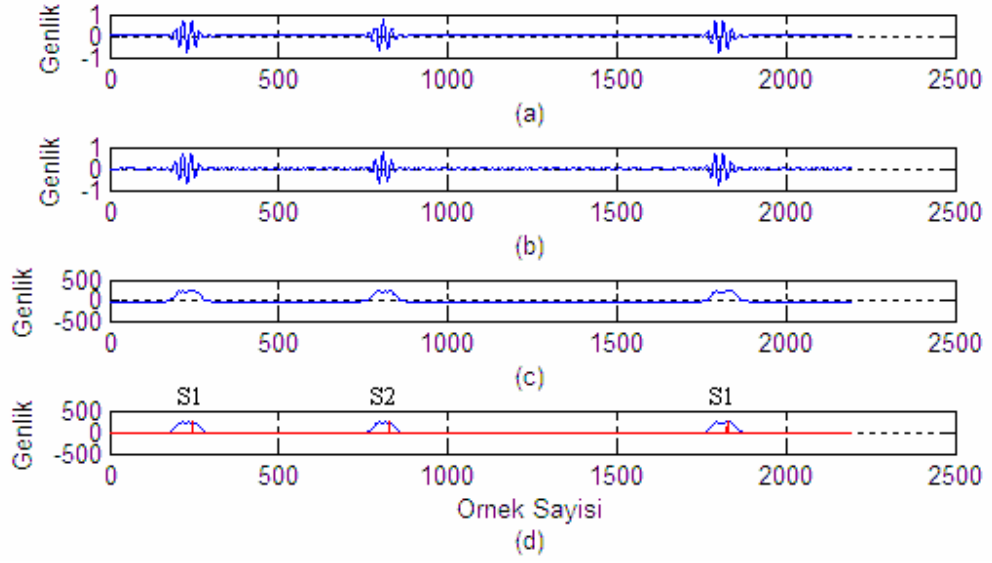
Şekil E.8: DSE yöntemi ile LAS'a ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi



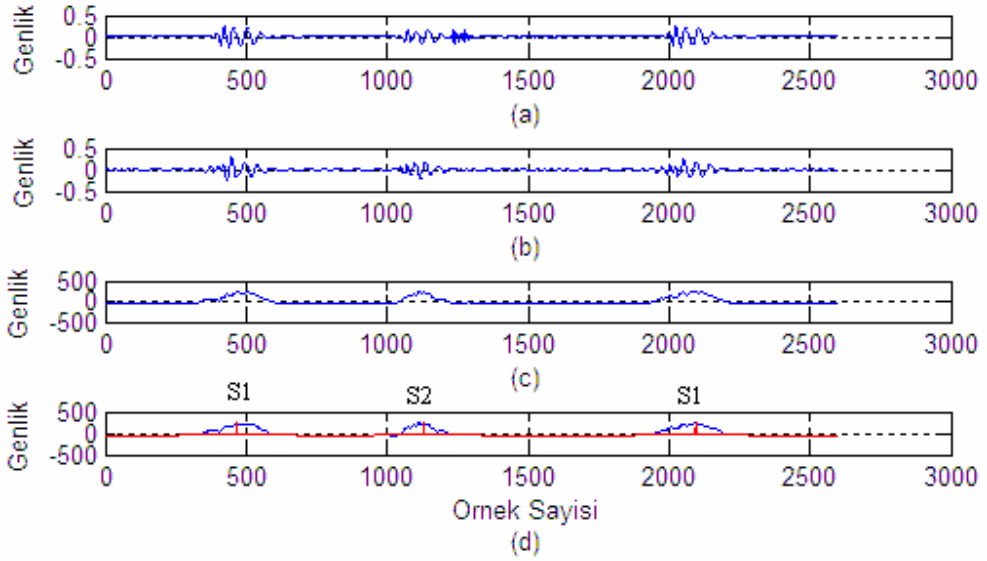
Şekil E.9: DSE yöntemi ile MRE'ye ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi



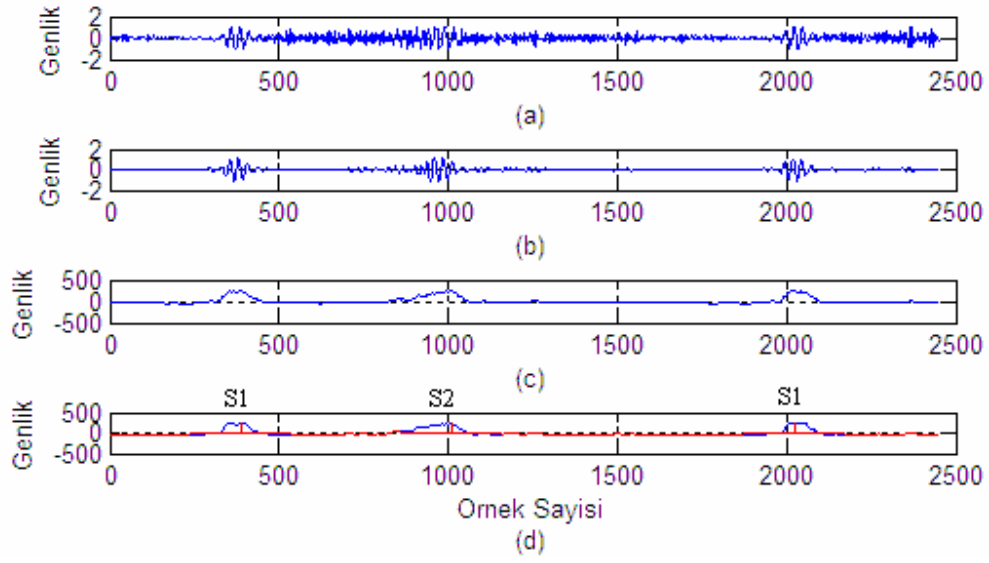
Şekil E.10: DSE yöntemi ile MST'ye ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi



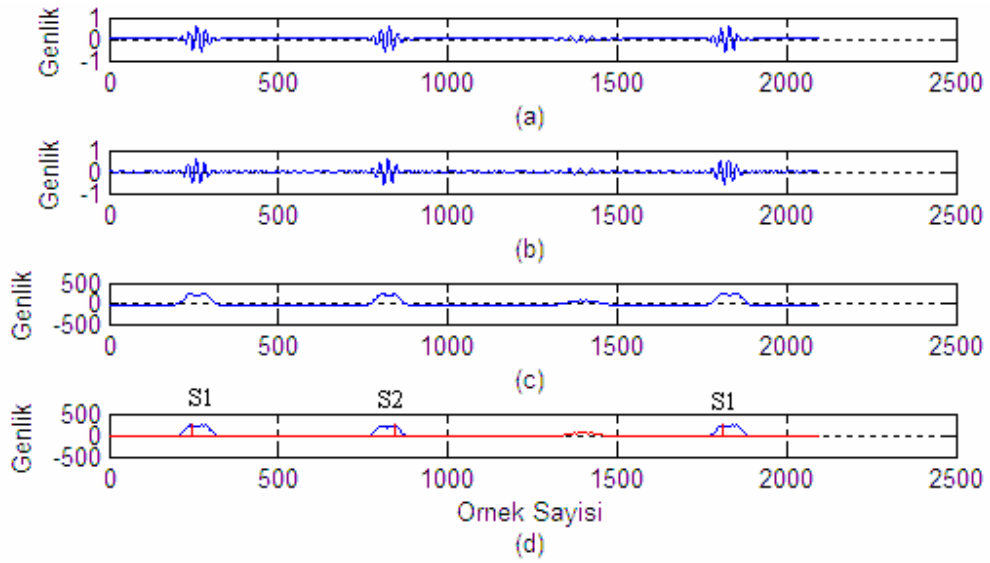
Şekil E.11: DSE yöntemi ile NFC'ye ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi



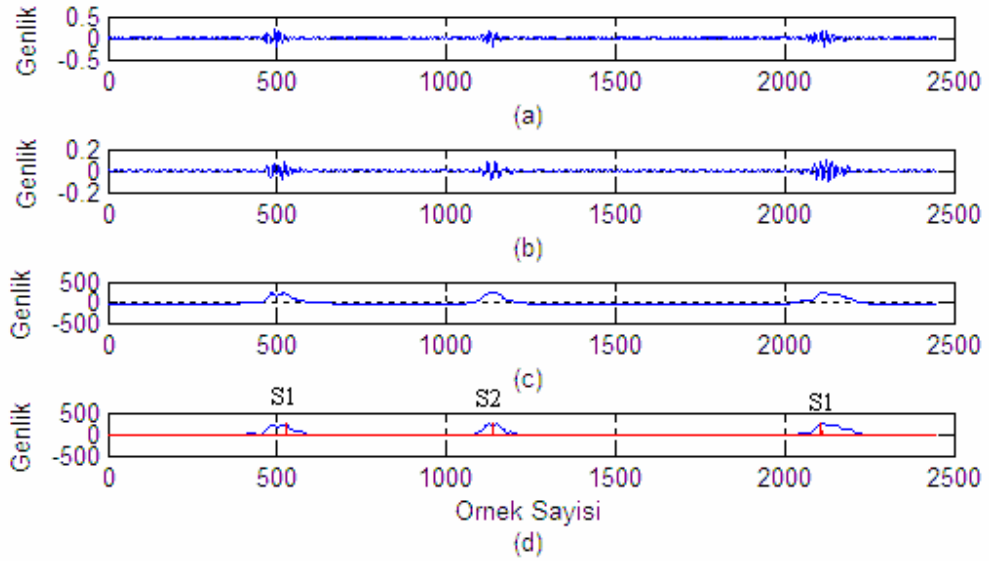
Şekil E.12: DSE yöntemi ile OPS'ye ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi



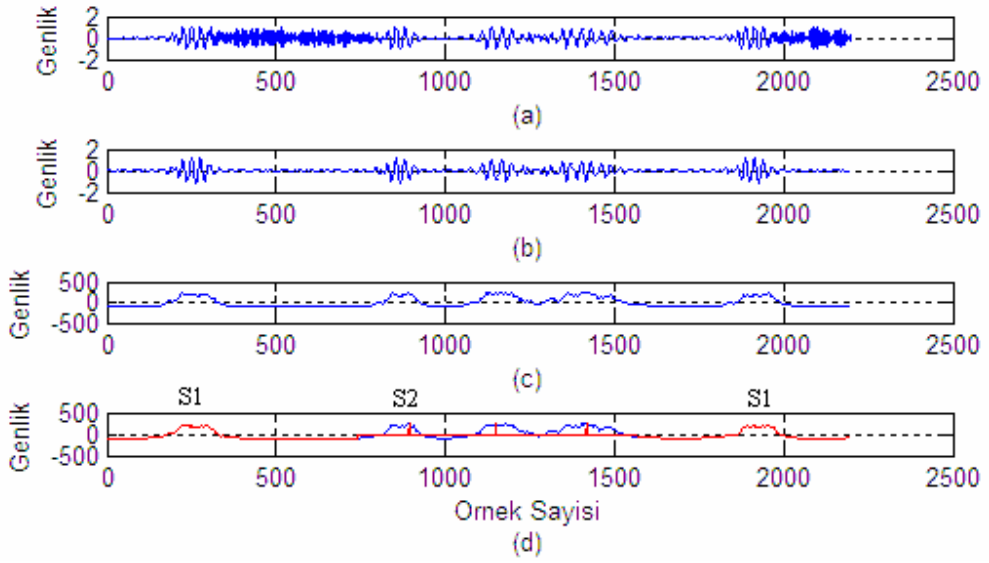
Şekil E.13: DSE yöntemi ile PDA'ya ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi



Şekil E.14: DSE yöntemi ile SUM'a ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi

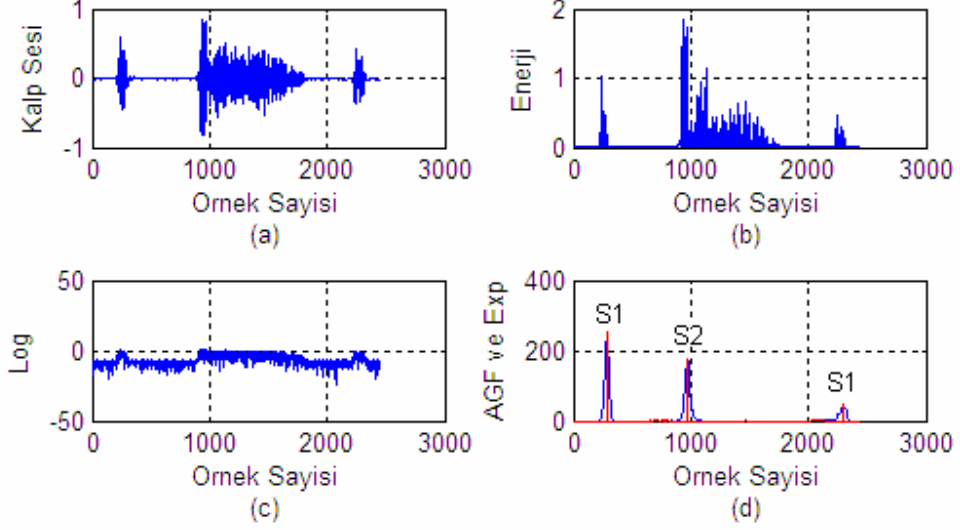


Şekil E.15: DSE yöntemi ile VEH'e ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi

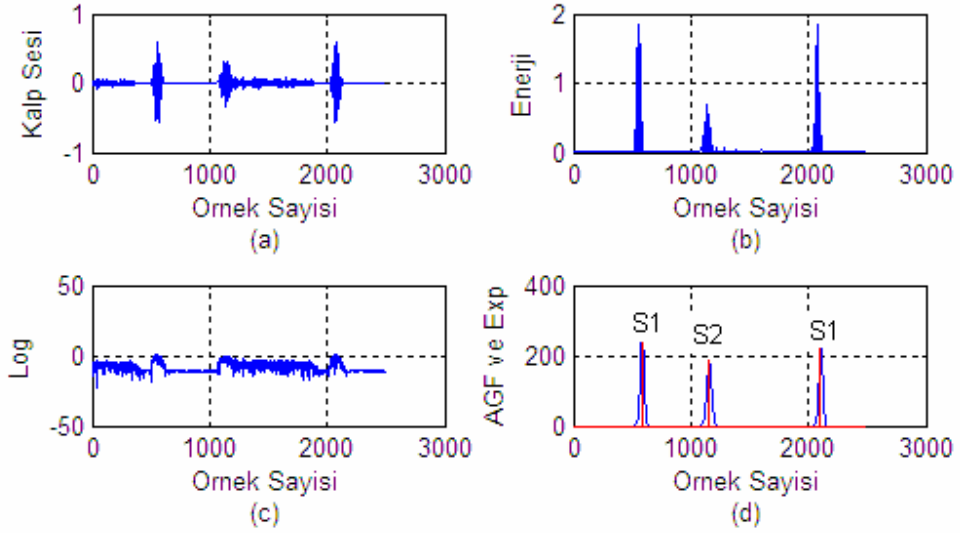


Şekil E.16: DSE yöntemi ile VSD'ye ait S1-S2 seslerinin bölütleme evreleri. (a) Orijinal FKG, (b) 3., 4. ve 5. seviye ayrıntı katsayıları toplamı, (c) normalize ortalama Shannon enerjisi ve eşik sonrası işaret, (d) tepe deteksiyonu ile S1-S2 seslerinin belirlenmesi

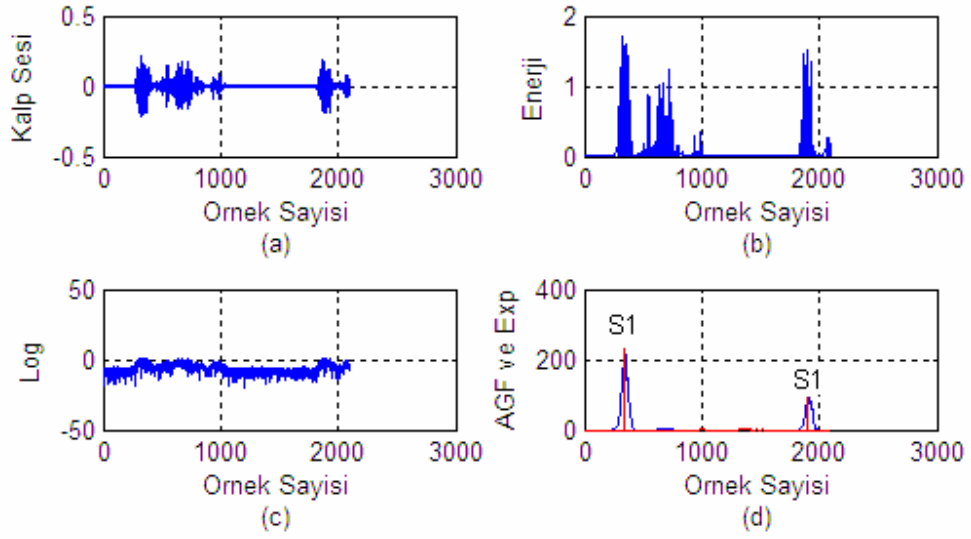
EK-F HMF Yöntemi ile Gerçekleştirilen Bölütleme Evrelerine Ait Dalga Şekilleri



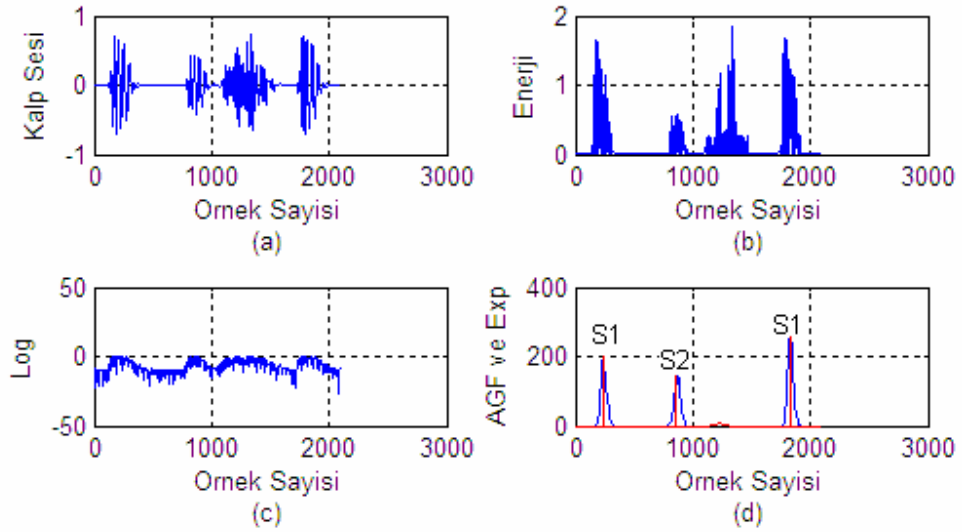
Şekil F.1: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal AIN kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



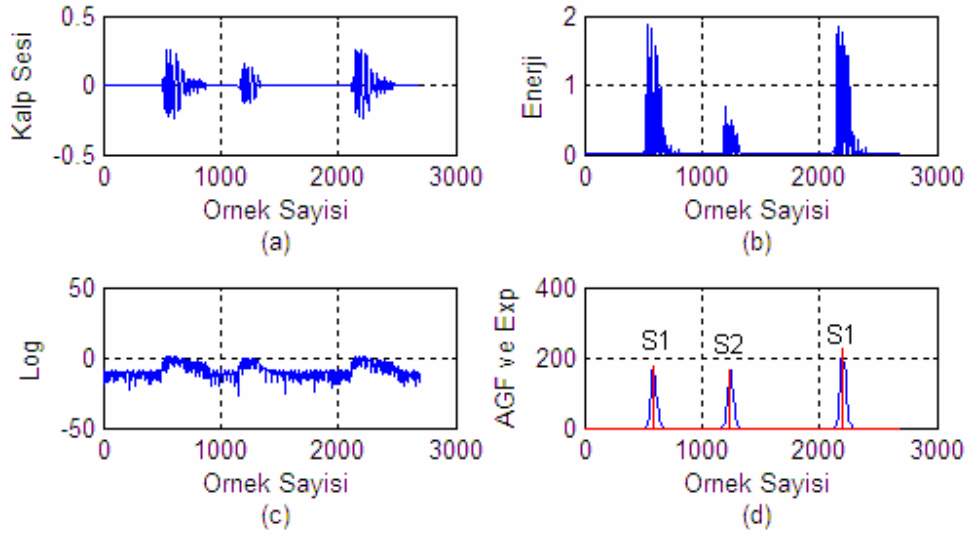
Şekil F.2: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal ARE kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



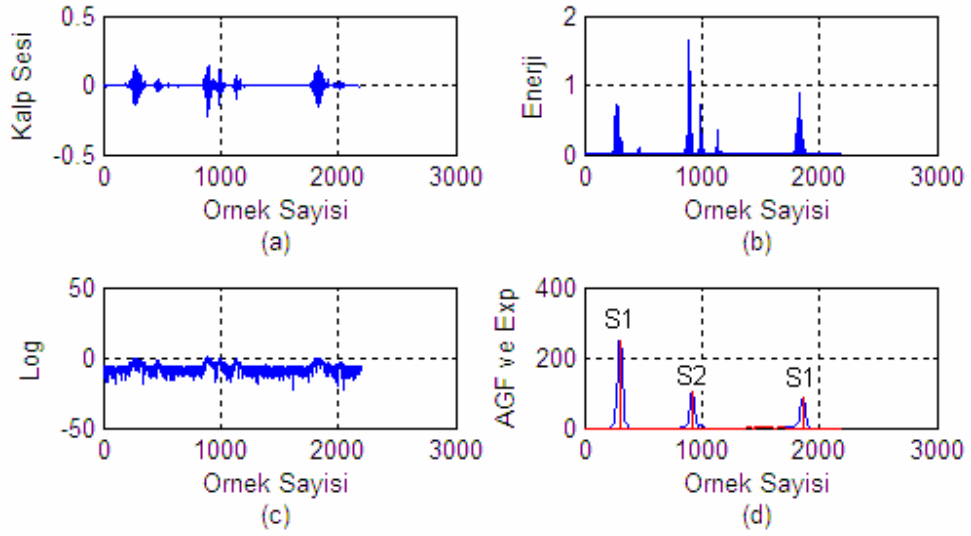
Şekil F.3: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal AST kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



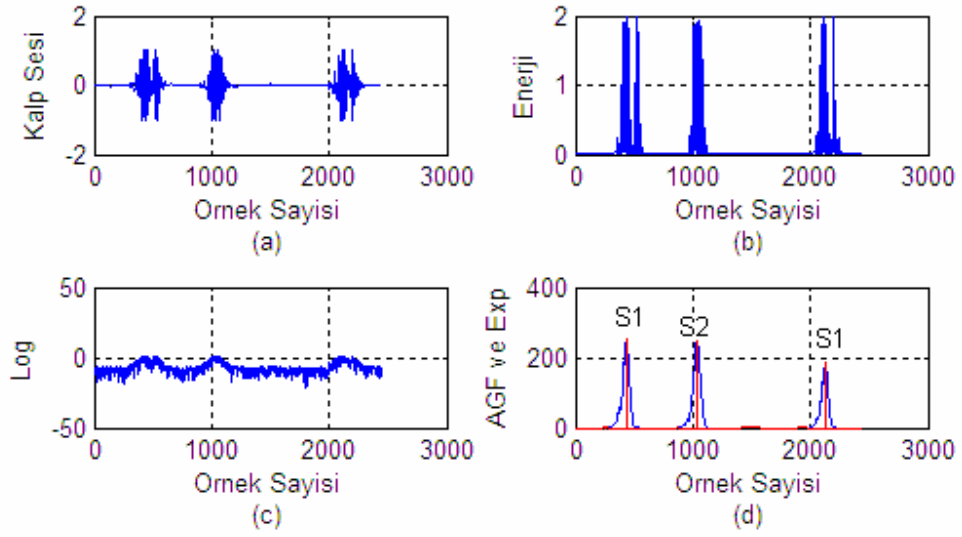
Şekil F.4: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal DRU kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



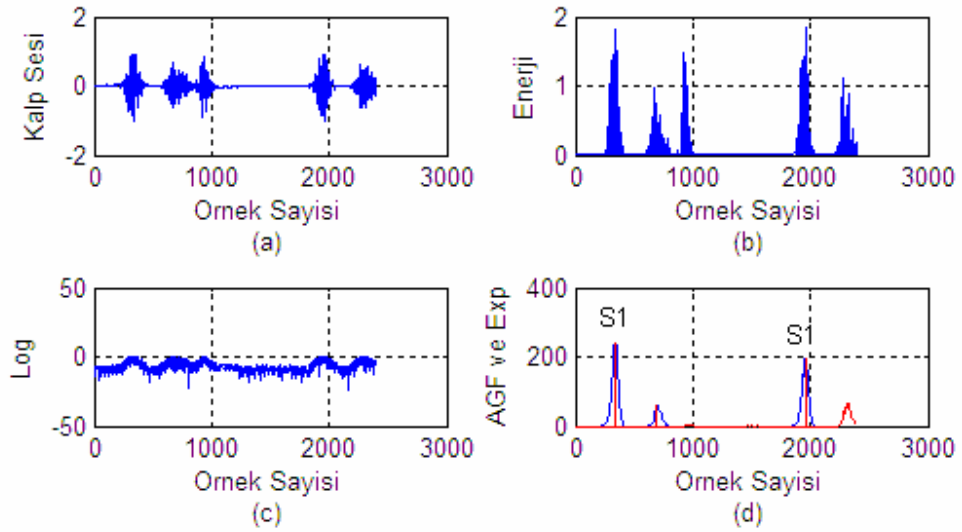
Şekil F.5: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal EAS kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



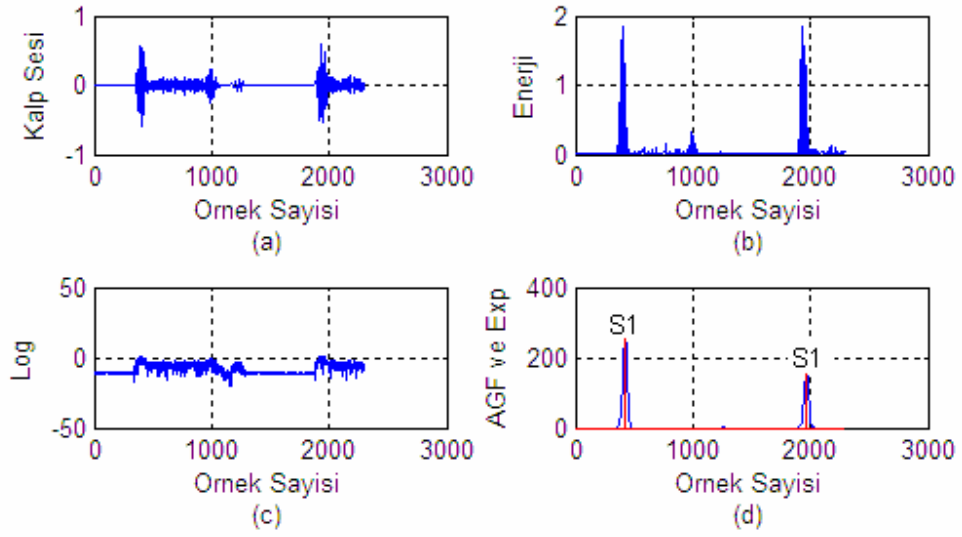
Şekil F.6: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal EBA kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



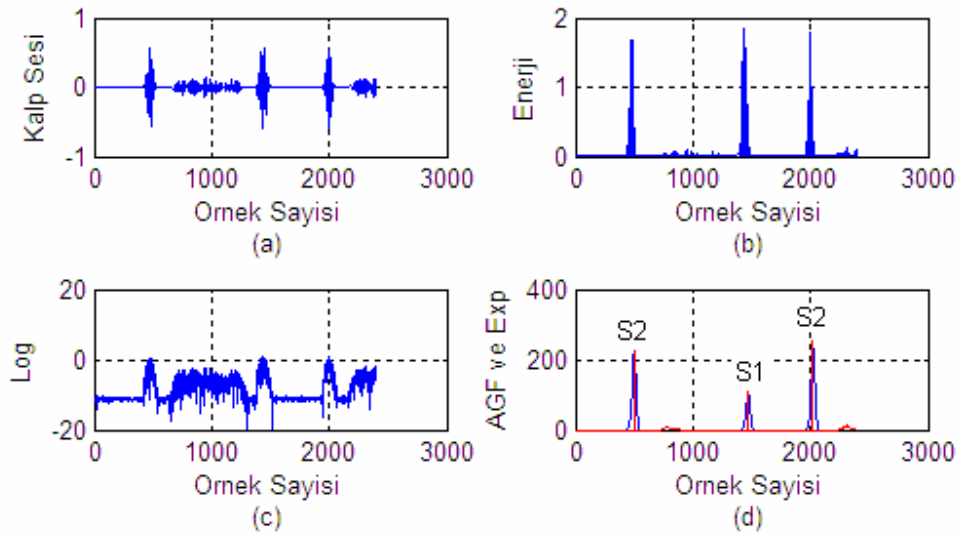
Şekil F.7: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal EHS kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



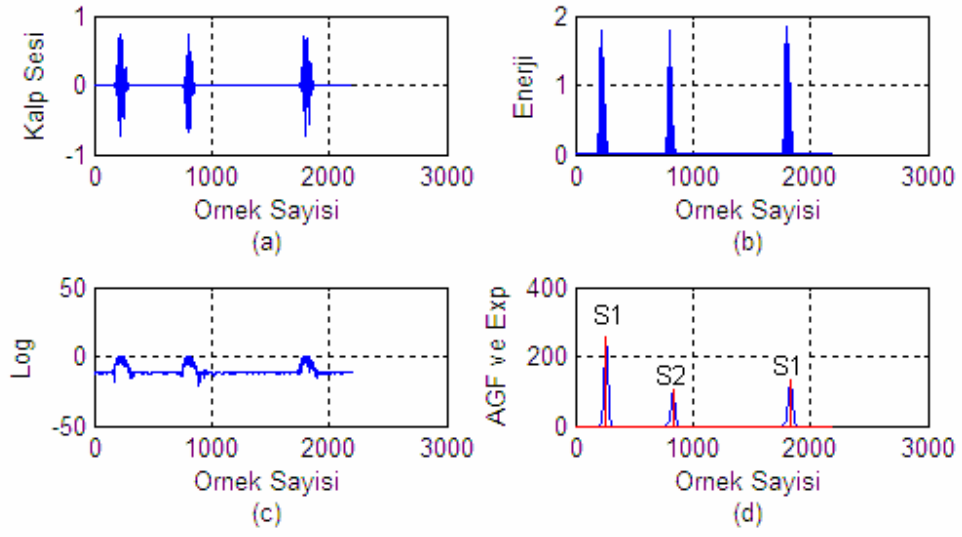
Şekil F.8: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal LAS kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



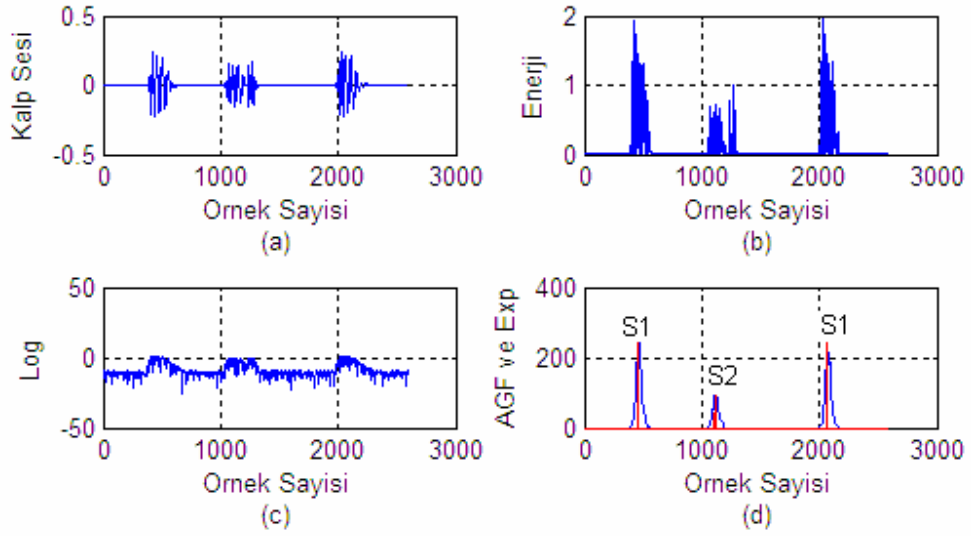
Şekil F.9: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal MRE kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



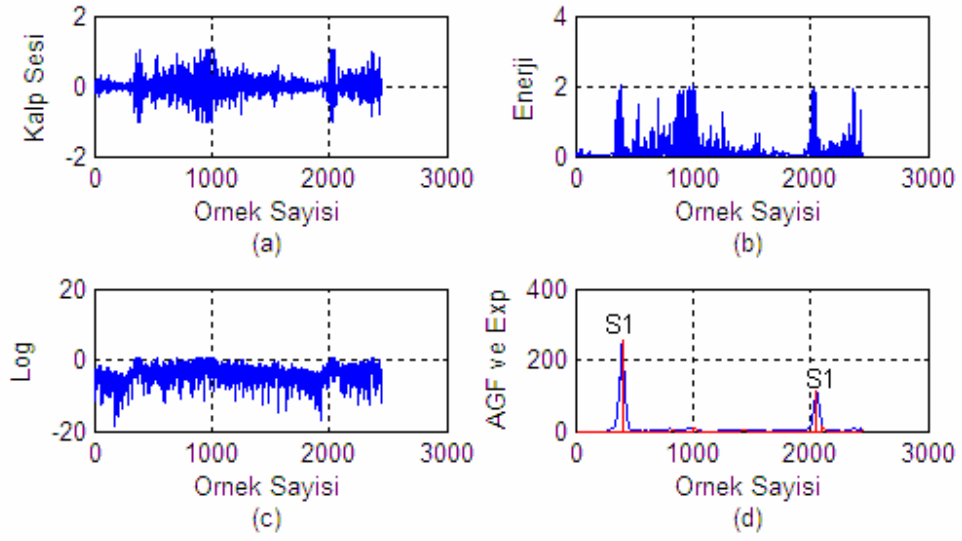
Şekil F.10: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal MST kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



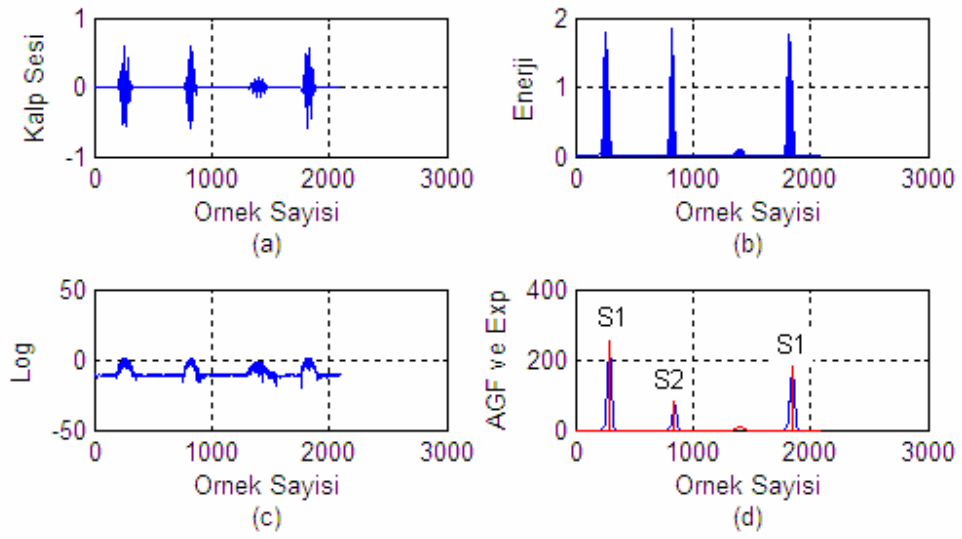
Şekil F.11: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal NFC kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



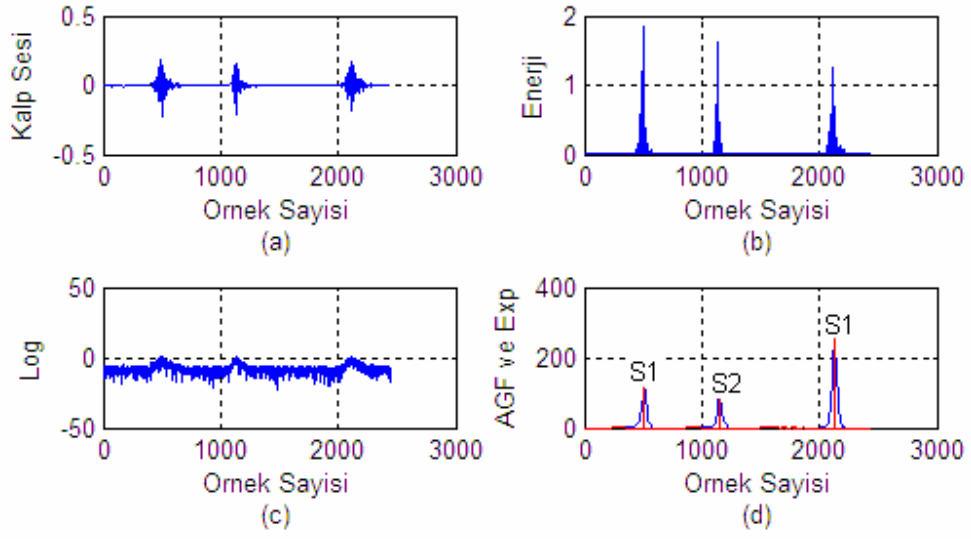
Şekil F.12: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal OPS kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



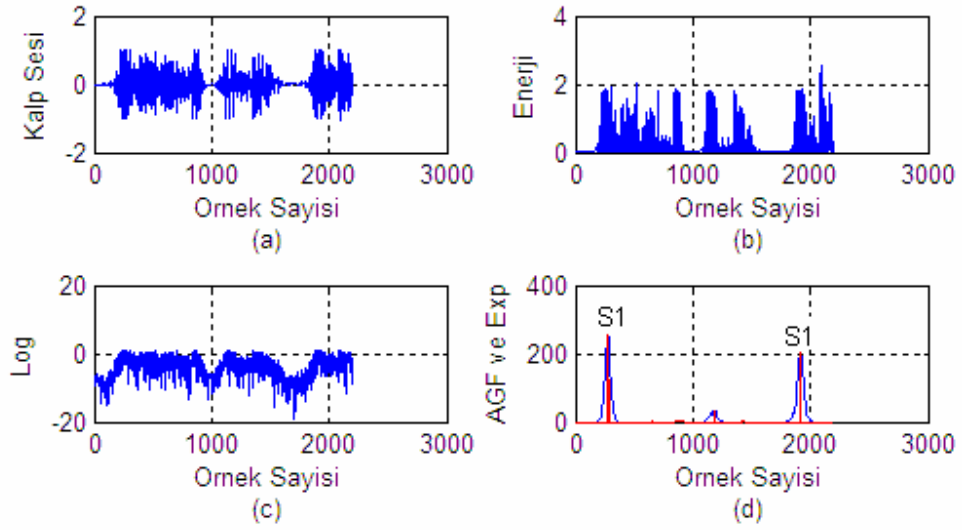
Şekil F.13: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal PDA kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



Şekil F.14: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal SUM kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



Şekil F.15: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal VEH kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri



Şekil F.16: Homomorfik filtreleme tekniği ile S1-S2 seslerinin bölütlenmesi (a) Orijinal VSD kalp sesi, (b) Orijinal kalp sesinin enerjisi, (c) (b)'deki enerjinin logaritmik dönüşümü, (d) Alçak geçiren filtre ile filtreleme ve eksponansiyel sonrası elde edilen S1-S2 sesleri

ÖZGEÇMİŞ

Mustafa YAMAÇLI, 1983 Ankara doğumludur. Orta öğrenimini 2001 yılında Etimesgut Mehmetçik Lisesi'nde tamamladı. Lisans öğrenimini, 2006 yılında Gazi Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümünde tamamlayarak, aynı yıl İstanbul Teknik Üniversitesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı, Biyomedikal Mühendisliği Yüksek Lisans Programına başladı ve halen aynı bölümde öğrenimine devam etmektedir.