

S1 VE S2 KALP SESLERİNİN AYRIŞTIRILMASINDA VE
TEŞHİSİNDE SAYISAL ANALİZ YÖNTEMLERİNİN
UYGULANMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Naim KARASEKRETER

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Uğur FİDAN

BİLGİSAYAR

HAZİRAN 2009

Bu tez çalışması 07.AFMYO.01 numaralı proje ile BAP tarafından desteklenmiştir.

AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

S1 VE S2 KALP SESLERİNİN AYRIŞTIRILMASINDA VE TEŞHİSİNDE
SAYISAL ANALİZ YÖNTEMLERİNİN UYGULANMASI

Naim KARASEKRETER

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Uğur FİDAN

BİLGİSAYAR

HAZİRAN 2009

ONAY SAYFASI

Yrd. Doç. Dr. Uğur FİDAN danışmanlığında,
Naim KARASEKRETER tarafından hazırlanan
S1 ve S2 Kalp Seslerinin Ayırıştırılmasında ve Teşhisinde Sayısal Analiz
Yöntemlerinin Uygulanması.
başlıklı bu çalışma, lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri
uyarınca
10/06/2009
tarihinde aşağıdaki jüri tarafından
Bilgisayar Anabilim Dalında
Yüksek Lisans tezi olarak oybirliği/oy çokluğu ile kabul edilmiştir.

	Ünvanı, Adı, SOYADI	İmza
Başkan	Yrd. Doç. Dr. Yüksel OĞUZ	
Üye	Yrd. Doç. Dr. Uçman ERGÜN	
Üye	Yrd. Doç. Dr. Uğur FİDAN	

Afyon Kocatepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetin Kurulu'nun
...../...../..... tarih ve
..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Doç. Dr. Zehra BOZKURT
Enstitü Müdürü

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	v
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
RESİMLER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1 Dolaşım Sistemi	5
2.2 Kalbin Yapısı ve Anatomisi	6
2.2.1 Kalp Hastalıkları	9
2.3 Elektrokardiyogram (EKG) İşaretlerin Oluşumu	10
2.3.1 Kalbin Elektriksel İletim Sistemi	11
2.4 Fonokardiyogram (FKG) İşaretlerinin Oluşumu	13
2.4.1 Kalp Sesleri	15
2.4.1.1 Üfürümler	16
3. MATERYAL ve METOT	19
3.1 Sayısal İşaret İşleme	19
3.1.1 Sayısal İşaret İşleme Tekniklerinin Kullanılması	19
3.1.2 Fourier Dönüşümü	20
3.1.3 Ayrık Fourier Dönüşümü	21
3.1.4 Hızlı Fourier Dönüşümü	26
3.1.5 Pencereleme Teknikleri	29
3.1.6 Shannon Enerji	32
3.2 Wav Ses Dosyasının Çözümlemesi	33

4. BULGULAR	36
4.1 Kalp Seslerinin Toplanması	36
4.2 Wav Dosyasının Çözümlemesi	38
4.3 Sayısal İşaret İşleme Tekniklerinin Kullanılması	39
4.3.1 Kalp Seslerinin Geliştirilen Sistem Üzerinde Uygulanması	40
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	52
6. KAYNAKLAR	54
ÖZGEÇMİŞ	xii
EK 1. Yayınlanan Bildiri	59

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

S1 VE S2 KALP SESLERİNİN AYRIŞTIRILMASINDA VE TEŞHİSİNDE SAYISAL ANALİZ YÖNTEMLERİNİN UYGULANMASI

Naim KARASEKRETER

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Bilgisayar Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Uğur FİDAN

Kalbin dinlenilmesi (kalbin çalışması ve kan akışı sırasında meydana gelen seslerin izlenmesi), kalp hastalıklarının teşhisinde temel bir yöntemdir. Kalp hastalıklarının teşhisinde kullanılan EKG yöntemi ile bazı yapısal anormalliklerin, kalp üfürümlerinin ve anormal seslerin teşhisinde zorluklarla karşılaşmaktadır. Birincil sağlık kuruluşlarında düşük maliyetli cihaz kullanımı ve EKG bulgularının yorumlanabilmesi için uzman hekim gerekliliği nedeniyle teşhis ve izleme amacıyla dinleme yöntemi tercih edilir. Fakat geleneksel dinleme cihazları ile yapılan dinlemelerde teşhise ulaşabilmek için hekimlerin uzun yıllar boyunca elde edilebileceği tecrübe ve deneyimlere ihtiyacı vardır. Bu deneyime sahip olmayan hekimler için kalpteki anormalliğin tespit edilebilmesi, kalp seslerinin ayrıştırılabilmesi için yardımcı sistemlerin geliştirilmesi önem arz etmektedir. Bu tez çalışmasında hekime yardımcı olabilecek, kalp seslerinin görüntülediği, Sayısal İşaret İşleme (Sİİ) teknikleri kullanılarak analizlerinin yapıldığı, S1 ve S2 seslerinin tespit edilebildiği bir sistem geliştirilmiştir. Geliştirilen sistem ile elektronik steteskoptan alınan ses paketlerinin formatı çözülerek Sİİ tekniklerinden Ayrık Fourier Dönüşümü (AFD), Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD), Shannon Enerji ve Güç Spektrum Yoğunluğu (PSD) uygulanmıştır. Sİİ uygulamasının daha etkili ve hızlı olabilmesi için Hamming, Hanning ve Blackman pencereleme fonksiyonları kullanılarak, Sİİ için daha kullanışlı hale getirilmiştir. Sonuç olarak bu tez çalışmasında pencereleme ve Sİİ teknikleri karşılaştırılarak kalp seslerinin incelenmesi için en uygun Sİİ metodu belirlenmiştir.

2009–58

Anahtar kelimeler: Kalp Sesleri, Ayrık Fourier, Hızlı Fourier, Shannon, Pencereleme

ABSTRACT

Master Thesis

DIAGNOSIS and SEGMENTATION of S1 and S2 HEART SOUNDS with DIGITAL

ANALYSIS METHODS

Naim KARASEKRETER

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Computer

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Uğur FİDAN

Listening with stethoscope is a preferential method that the doctors use in order to differentiate normal cardiac systems from the abnormal ones that come out. On the other hand, with the ECG method which is used to diagnosis heart abnormalities, is experienced the difficulties at diagnosis heart murmur and abnormal heart sounds. At the health center or village clinic, due to use of low cost equipment and deficiency of medical expert, the heart auscultation is preferred because of diagnosis. But, for the diagnosis of heart abnormalities, doctor must need experience and skill with traditional auscultation equipment. To determinate of heart abnormalities and segmentation of heart sounds, development auxiliary systems should be important for doctors who have not experience and skills. In this thesis, a system has been developed for doctors that it can be assist to doctor and it analyze the heart sounds using the Digital Signal Processing (DSP) technique. In this system, sounds that are taken with electronic stethoscope will be untied and sounds will be subjected to Digital Signal Processing technique. These techniques are Fast Fourier Transform (FFT), Discrete Fourier Transform (DFT), Shannon Energy, and Power Spectrum Density (PSD). For more powerful application, sounds are more convenient using Hamming, Hanning and Blackman windowing functions for DSP technique. As a result of, these DSP techniques will be comparing and optimum DSP technique and windowing function will be chose for heart sound analysis.

2009–58

Keywords: Heart Sounds, Discrete Fourier, Fast Fourier, Shannon, Windowing

TEŐEKKÖR

Çalıőmalarım boyunca ilgi ve bilimsel katkılarıyla beni yönlendiren tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Uğur FİDAN'a, ayrıca çalışmalarımda bana destek veren hocalarım Yrd. Doç. Dr. Ömer DEPERLİOĞLU ve Yrd. Doç. Dr. Uçman ERGÜN'e teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca tez çalışmalarımda süresince bana maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen eşime ve aileme teşekkür ederim.

Naim KARASEKRETER

AFYONKARAHİSAR, 2009

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

1. Simgeler

$Ck[i]$	AFD Kaynak Fonksiyonlarında Cosinüs Dalgasının Fonksiyonu
$Sk[i]$	AFD Kaynak Fonksiyonlarında Sinüs Dalgasının Fonksiyonu
x	Zaman Domenindeki İşaret
$KX[]$	Kutupsal Gösterim
$FX[]$	Faz Gösterimi
n	1. AFD İndeksi
k	2. AFD İndeksi
t	Zaman
ω	Açısal Frekans
f	Frekans
$X[]$	Frekans Domenindeki İşaret
$GeX[]$	$X[]$ İşaretinin Gerçel Kısmı
$SaX[]$	$X[]$ İşaretinin Sanal Kısmı
X_{nor}	Normalize Edilmiş İşaret

2. Kısaltmalar

AD	Analog-Dijital
AFD	Ayrık Fourier Dönüşümü
AO	Aortik Alan
AV	AtrioVentriküler Düğüm
AVI	Audio/Visual Interleaved
ASD	Atrial Septal Defekt
CPE	Cep Bilgisayarı
EKG	Elektrokardiyografi
FKG	Fonokardiyogram
FD	Fourier Dönüşümü
GSY	Güç Spektrum Yoğunluğu
GMM	Gizli Markov Model
H47	Normal Kalp Sesi İşareti
H58	VSD Kalp Sesi İşareti

H25	ASD Kalp Sesi İşareti
HFD	Hızlı Fourier Dönüşümü
HWD	Hızlı Wavelet Dönüşümü
KZFD	Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü
LAD	Sol Ön İnen Arter
LV	Sol Karıncık
N	Örnek Sayısı
PA	Pulmoner Alan
PAL	Color Palette
PCM	Pulse Code Modulation
PDA	El Bilgisayarı
PSD	Güç Spektrum Yoğunluğu (Power Spectrum Density)
RDI	Bitmapped Data
RIFF	Resource Interface File Format
RMI	MIDI Information
RMN	Multimedia Movie
RV	Sağ Karıncık
SA	Sinüs Düşümü
Sİİ	Sayısal İşaret İşleme
S1	Birinci Kalp Sesi
S2	İkinci Kalp Sesi
S3	Üçüncü Kalp Sesi
S4	Dördüncü Kalp Sesi
VSD	Ventriküler Septal Defekt
WAV	Waveform Audio Format
WD	Wigner Dağılımı

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No	
Şekil 2.1	Dolaşım Sistemi	5
Şekil 2.2	İnsan Kalbinin Bölümleri	7
Şekil 2.3	Kalp Kapakları	8
Şekil 2.4	Kalp Elektriksel İletim Yolları	12
Şekil 2.5	Kalbin Aksiyon Potansiyelleri ve EKG İşareti Oluşumu	13
Şekil 2.6	Steteskop Çeşitleri: Tek kulaklıklılı steteskop (sol üst), Cummins ve Allison Steteskopları (sol alt), Modern iki kulaklıklılı steteskop (orta), Modern elektronik steteskop (sağ)	14
Şekil 2.7	FKG Alan ve Odakları	14
Şekil 2.8	Kalp Sesi ve Değişik Durumlarla İlişkisi	16
Şekil 2.9	Üfürüm Çeşitleri	17
Şekil 3.1	Örnek Bir İşaretin Zaman ve Frekans Domenlerindeki Gösterimleri	24
Şekil 3.2	Örnek Bir İşaretin Dik Koordinat Ve Kutupsal Formda Gösterimi	25
Şekil 3.3	Gerçek AFD ile Karmaşık AFD Karşılaştırması	26
Şekil 3.4	FFT Algoritmalarında Kullanılan Örnek Bir Ayırıştırma Sistemi	27
Şekil 3.5	İşaretin Üst Üste Binen Çerçeveler İle Çerçeveleme Ve Hamming Pencereleme Fonksiyonuna Tabi Tutulması	30
Şekil 3.6	Blackman ve Hamming Fonksiyonlarının Karşılaştırılması	31
Şekil 3.7	Wav Dosya Formatı	34
Şekil 3.8	Örnek Wav Ses Paketi	35
Şekil 4.1	Sistemin Blok Diyagramı	38
Şekil 4.2	Masaüstü Bilgisayar İçin Geliştirilen Sayısal Veri İşleme Programı Ara yüzü	39
Şekil 4.3	Normal Kalp Sesi Grafiği (H47)	40
Şekil 4.4	H47 Kalp Sesi Üzerinde AFD Fonksiyonun Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik	41
Şekil 4.5	H47 Kalp Sesi Üzerinde HFD Algoritmasının Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik	41

Şekil 4.6	H47 Kalp Sesi Üzerinde Shannon Enerji Denklemine Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik	42
Şekil 4.7	H47 Kalp Sesi Üzerinde Güç Spektrumu Yoğunluğunun (PSD) Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik	42
Şekil 4.8	H47 Kalp Sesi Üzerinde N=128 Uzunluğunda 128 Pencere Üzerinde Hamming Pencere Fonksiyonunun Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik	44
Şekil 4.9	H47 Kalp Sesi Üzerinde N=128 Uzunluğunda 128 Pencere Üzerinde Hanning Pencere Fonksiyonunun Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik	44
Şekil 4.10	H47 Kalp Sesi Üzerinde N=128 Uzunluğunda 128 Pencere Üzerinde Blackman Pencere Fonksiyonunun Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik	45
Şekil 4.11	H47 Kalp Sesi Üzerinde N=1024 Uzunluğunda 16 Pencere Alınarak Hamming Pencere Fonksiyonunun Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik	45
Şekil 4.12	H58 VSD Sesine Ait Orijinal Ses Grafiği.	46
Şekil 4.13	H58 Kalp Sesi Üzerinde AFD Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik.	47
Şekil 4.14	H58 Kalp Sesi Üzerinde HFD Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik.	
Şekil 4.15	H58 Kalp Sesi Üzerinde Shannon Enerji Denklemine Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik.	48
Şekil 4.16	H58 Kalp Sesi Üzerinde Güç Spektrumu Yoğunluğunun (PSD) Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik.	48
Şekil 4.17	H25 ASD Sesinin Orijinal Grafiği	49
Şekil 4.18	H25 Kalp Sesi Üzerinde AFD Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik	49
Şekil 4.19	H25 Kalp Sesi Üzerinde HFD Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik	50
Şekil 4.20	H25 Kalp Sesi Üzerinde Shannon Enerji Denklemine Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik	50

Şekil 4.21	H25 Kalp Sesi Üzerinde Güç Spektrumu Yoğunluğunun (PSD) Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik	50
Şekil 4.22	H58 Sesine Ait 16384 Veri ile Orijinal Ses Grafiği ve Shannon Grafiğinin Karşılaştırılması	51

RESİMLER DİZİNİ

	Sayfa No	
Resim 4.1	Kullanılan Steteskoplar	36
Resim 4.2	Çalışmada Kullanılan Harici USB IRDA Aygıtı.	37

1. GİRİŞ

Canlı organizmada en küçük birimlere kadar kanın gönderilmesi, oksijen alışverişinin yapılması ve atıkların vücut dışına çıkarılmasına dolaşım sistemi denir. Bu sistemin merkez organı kalptir. (Ortuğ 1991) Yapılan istatistiklerde dünyadaki ölüm oranının önemli bir kısmını kalp hastalıklarının teşkil etmekte (Turkoglu vd. 2003) olduğu düşünüldüğünde ne kadar önemli olduğu anlaşılmaktadır. Ülkemizde de durum dünyadakinden farklı olmayıp kalp damar hastalıklarından kaynaklanan ölüm oranı sıralamasında ilk sıralarda yer almaktadır. 1991 yılında, 20 yaş ve üzerinde bulunan 30 milyona yakın insan üzerinde yapılan bir çalışmada, erkeklerde karşılaşılan herhangi bir kalp hastalığının %0,057, kadınlarda ise %0,069 olduğu gözlemlenmiştir (Onat vd. 1991). 1990 - 2000 yılları arasında batı tipi beslenmenin yaygınlaşması ve modern yaşamın getirdiği hareketsizlik, toplumumuzda şişmanlığı önemli bir sorun haline getirmiştir. Buna bağlı olarak koroner kalp hastalığı görülme sıklığı yılda %5-6 artış göstermiştir. 2015 yılına kadar olan zaman sürecinde bu oranın %7 dolaylarında olacağı öngörülmektedir (Int. Kyn.1).

Bu denli ciddi bir problem haline gelen kalp rahatsızlıklarının tedavi sürecinin hızlı ve başarılı olabilmesi açısından rahatsızlığın erken teşhis edilmesi önem kazanmış, bilimsel çalışmaların hızlanmasına neden olmuştur (Turkoglu vd. 2003). Kalp hastalıklarının teşhisinde sıklıkla kullanılan sistemlerin temeli olan kalbin dinlenmesi yani oskültasyon metodu 1816 yılında Laennec tarafından ilk steteskobun yapılmasıyla başlamıştır. Laennec'in 1819 yılında basılan "A Treatise on Disaeses of the Chest and Mediate Auscultation" isimli kitabında kardiyak ve pulmoner sesleri üzerinde yaptığı deneyleri yayınlamıştır (Abdulla 2001). 1900 yıllara doğru gelinen süre içinde steteskop geliştirilmiş ve 1907 yılında Fonokardiyografi (FKG) sistemi oluşturulmuş fakat 1960'lı yıllara değin etkin olarak kullanılamamıştır (Voss et al. 2005). 1961 yılında Amplivex tarafından ilk elektronik steteskobun geliştirilmesiyle (Int. Kyn.2) 1960 ve 1970'li yıllarda FKG metodu sıklıkla kullanılmaya başlanmış (Hult et al. 2004), günümüzde de kalp hastalıklarının erken teşhisinde kullanılan çok önemli bir metot haline gelmiştir.

İnsan vücudunun steteskop yardımıyla dinlenmesi metoduna oskültasyon, steteskopla dinlenen sesin kaydedilmesine ise FKG denmektedir (Sharif et al. 2000). Günümüzde, Sİİ tekniklerinin geliştirilmesine paralel olarak, kalp seslerinin analiz edilebilir olması (Hult et al. 2004), klinik uygulamada önemli bir yer tutmaktadır. Her yöntemde olduğu gibi FKG de uzman hekim kontrolünde olması gerekliliği bulunmaktadır. Ancak, dinlenen sesin hekim tarafından yorumlanabilmesi, uzun tecrübe gerektiren bir olaydır (Voss et al. 2005). Ülkemizde donanımlı hastane ve uzman hekim yetersizliği açısından bakıldığında, steteskopla kalp hastalıklarını teşhis etmenin önemini anlamakla beraber uzman hekim yetersizliğinden, bu metodun özellikle kırsal bölgelerde sağlık ocağı seviyesinde hizmet vermek zorunda kalan yeni mezun pratisyen hekimler tarafından çokta kullanılabilir olmadığı anlaşılmaktadır.

Konuyla ilgili yapılan literatür taramasında konunun dünyanın pek çok yerindeki bilim adamları tarafından dikkat çektiği ve ciddi çalışmalar yapılmaya başlandığı anlaşılmaktadır. 1995 yılında Haghghi ve arkadaşları, kalp seslerini otomatik olarak sınıflandırmak için bir algoritma hazırlamışlardır. Bu algoritma 30 hasta üzerinde denenmiş ve kalp seslerinin ayırt edebilme kabiliyeti anlatılmıştır (Haghghi-Mood and Torry 1995). 1997 yılında Chen ve arkadaşları, zaman-frekans gösterim tekniğinin doğruluk derecesini değerlendirmek için S1 kalp sesi üzerinde çalışmışlardır (Chen et al. 1997). Kumar ve arkadaşları S1 ve S2 kalp seslerini tespit etmek için FKG üzerinde Hızlı Wavelet Transform(HWT)'un Daubechies katsayı ailesi ve Shannon Enerji kullanarak 4 aşamalı bir algoritma kullanarak sesleri tespit etmeye çalışmışlardır (Kumar et al. 2007). Kemaloğlu ve Kara'nın yaptıkları bir çalışmada EKG işaretleri ile kalp seslerini eş zamanlı olarak kalp kapağı rahatsızlığı olan hastalardan alınan verilen görüntülenmesi üzerine çalışmışlardır. 2003 yılında Malarvili ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, VSD kalp sesi işareti üzerinde ve aynı işarete ait EKG verileri üzerinde enerji denklemini uygulamış, iki işaret arasındaki örtüşmeyi gözlemlemiştir (Malarvili et al. 2003). 2004 yılında Hult ve arkadaşları, sadece genç yaşlarda steteskopla duyulabilen S3 kalp sesinin Tailored Wavelet analiz metodu kullanarak, S3 kalp sesine sahip 10 hastadan aldıkları ses üzerinde yaptıkları çalışmada %90 oranında tespit başarısı göstermişlerdir (Hult et al. 2004). 2005 yılında Segaiier ve arkadaşları ise, S1 ve S2 kalp seslerini tespit etmek için bir algoritma geliştirmişlerdir. Kardiyak

üfürüm olan 300 çocuktan elektronik steteskop yardımıyla sesleri kaydetmişler, alınan sesleri Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD) kullanarak analiz etmişler ve sayısal bir algoritma geliştirmişlerdir (Segaier et al. 2005). Voss ve arkadaşlarının 2005 yılında yaptıkları bir çalışmada, aort kapak daralması hastalığının teşhisinde, KZFD, FD, WD kullanmışlar ve %93.7 belirlilik değerine ulaşmışlardır (Voss et al. 2005). Kumar ve arkadaşları 2006 yılında S1 ve S2 seslerini ayırmak ve sınıflandırmak için Hızlı Wavelet Dönüşümü (HWD) ve Shannon Enerji kullanarak tanımlamaya çalışmışlardır (Kumar et al. 2006). Wang ve arkadaşları, Gizli Markov Model (GMM) kullanarak FKG seslerini analiz etmişler ve %95.3 belirlilik değerini yakalamışlardır (Wang et al. 2007). 2007 yılında Shapiro ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, sistol zaman aralığını ve S3 kalp sesini ayırt etmek için bir çalışma yapmışlardır (Shapiro et al. 2007). Çalışmamıza yakın olan Debbal ve Reguig' in yaptıkları bir çalışmada spektrogram, Wigner Dağılımı (WD) ve Wavelet Dönüşümlerinin FKG sesleri üzerindeki analiz ve karşılaştırılmaları üzerine bir çalışma yapmışlardır (Debbal and Reguig 2007).

İşaret işleme teknikleri ile FKG seslerine ait nitelikler belirlenirken hastalıkların sınıflandırılmasında karar sistemleri kullanılmıştır. Bu konu ile ilgili çalışmalardan bazıları; 2001 yılında DeGroff ve arkadaşları 69 hastadan elektronik steteskop ile aldıkları sesleri Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) kullanarak analiz etmişler ve sınıflandırma yapabilmek için yapay sinir ağlarını kullanmışlardır (DeGroff et al. 2001). 2002 yılında Folland ve arkadaşları kalp seslerinin anormalliklerini sınıflandırmak HFD ve Levinson-Durbin algoritması kullanmışlar, elde ettikleri sonuçları yapay sinir ağına uygulayarak %84 oranında bir doğruluk elde etmişlerdir (Folland et al. 2002). Aynı yıl Dahl ve ekibi sensör tabanlı bir elektronik steteskop kullanarak toplam 47 hastadan aldıkları kalp seslerini wav formatında kaydederek mail yoluyla uzman hekime ulaştırılması üzerine bir çalışma yapmışlardır (Dahl et al. 2002). Kumar ve Yogender, 2007 yılında yaptıkları çalışmada, normal ve anormal kalp seslerini coiffman wavelet katsayı kümesi ile analiz etmişler ve yapay sinir ağına uygulayarak teşhis yoluna gitmişlerdir (Kumar and Yogender 2007). Yapılan literatür taramasından da anlaşılacağı gibi, 1990'lı yıllardan günümüze kadar geçen sürede farklı Sİİ teknikleri ve karar verme

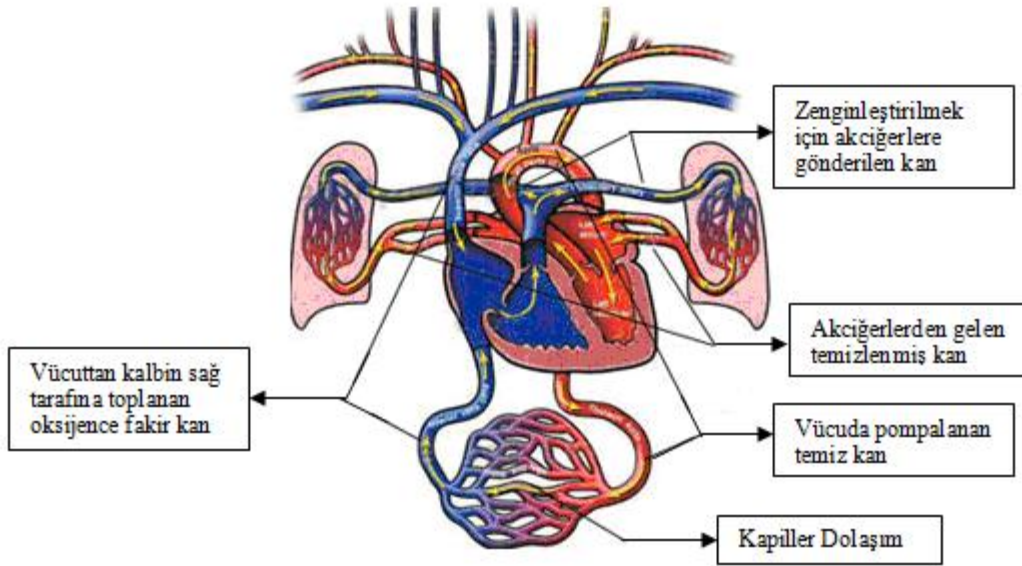
sistemleri kullanılarak farklı kalp sesleri ve bu seslerin kaynağı olan kalp hastalıkları incelenmiştir.

Bu çalışmanın amacı FKG işaretlerini farklı Sİİ teknikleri ile inceleyerek farklı hastalıklara ait özneliklerin belirlenmesidir. Bunun için elektronik steteskop ile alınan kalp sesleri wav formatında cep bilgisayarına kayıt edilecektir. Microsoft Visual Studio C#.Net de hazırlanan yazılım ile wav formatı çözümlenerek zaman genlik bilgileri elde edilecektir. Elde edilen veriler üzerinde Hamming, Hanning, Blackman pencereleme teknikleri ve AFD, HFD, Shannon Enerji ve PSD sayısal işarete işleme teknikleri kullanılarak analiz edilecektir. Böylece FKG işaretleri için uygun Sİİ tekniklerinin hangileri olduğu belirlenecektir. Uygun metodun seçilmesi ile S1 ve S2 seslerinin tespiti yapılacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Dolaşım Sistemi

Dolaşım sistemi organları ve dokuları oluşturan hücrelerin madde alış-verişi, beslenmesi, onarımı, vücut sıcaklığının dengeli olarak dağıtılması, hormonların düzenli dağıtımını sağlamaktır (İnt. Kyn. 3). Dolaşım sistemi, organlar tarafından kullanılarak oksijen miktarı bakımından fakirleşen kanın akciğerlerde oksijenle zenginleştirilmesi ve kalp yardımı ile tüm vücutta pompalanarak yaşam döngüsünün devamını sağlar. Dolaşım sistemi küçük dolaşım ve büyük dolaşım olmak üzere iki evrede tamamlanır.



Şekil 2.1 Dolaşım Sistemi (İnt. Kyn. 4).

Kanın iletim yolu olan damarlarda kanın akışının olabilmesi için bir basınç farkı oluşması gerekmektedir. Bu basınç farkını, “bir nevi emme basma tulumu gibi sürekli yüksek ve düşük basınç uygulayarak” (İnt. Kyn. 3) sağlayan kalp dolaşım sisteminin en önemli parçasıdır. Şekil 2.1’ de görüldüğü gibi, kırmızı renkle gösterilen oksijenle zengin kan, kalpten damar sistemine pompalandıktan sonra kan önce atar damar, sonra kılcal (kappiller) damarlar ve toplar damardan geçerek tekrar kalbe dönmesi dolaşım sisteminin bir turu olarak değerlendirilir.

Kalbin sağ bölmesi tarafından, mavi renkle gösterilen oksijence fakir kanın akciğerlerde oksijenlenmesiyle meydana gelen dolaşıma küçük dolaşım sistemi denir. Organlar tarafından kullanılarak oksijen miktarı bakımından fakirleşen kan, vena cava inferior ve vena cava superior olarak adlandırılan büyük toplardamarlar yolu ile sağ kulakçığa (atrium) gelir. Buradan triküspit kapak ile sağ karıncığa (ventrikül) geçer. Sağ karıncık kaslarının kasılmasıyla kan akciğer atardamara (pulmoner artere) atılarak kanın akciğerlere gönderilmesi sağlanır ve kan oksijen bakımından zenginleştirilir. Zenginleştirilen kan akciğerlerden tekrar kalbe dönerek dolaşım tamamlanmış olur (İnt. Kyn.5).

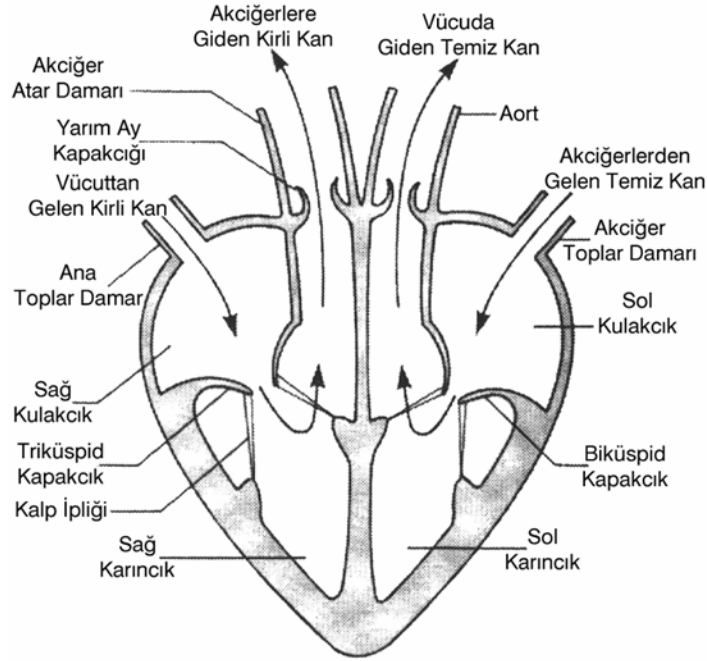
Küçük dolaşım sisteminin sonunda oksijence zenginleşen kanın kalbin sol tarafına dönmesiyle başlayan, kalbin sol tarafından vcudaya ihtiyaı olan kanın pompalanarak tekrar kalbin sağ tarafına dönmesiyle sonuçlanan dolaşım sistemine büyük dolaşım denmektedir. Kan, Şekil 2.1' de görüldüğü gibi akciğer toplar damarları (pulmoner venler) yolu ile kalbin sol kulakçığına gelir. Buradan kalbin sol kulakçığı ile sol karıncığı arasında bulunan mitral kapaktan geçerek sol karıncığa dolar. Karıncık kaslarının kasılmasıyla birlikte sol karıncıktaki kan aort damarına pompalanarak vcudaya gnderilmif olur. Kapiller dolaşımda hücreler tarafından fakirleştirilen, Şekil 2.1' de mavi renkle gösterilen kan kalbin sağ tarafına toplanarak dolaşımın döngüsü tamamlanmış olur (İnt. Kyn.5).

2.2 Kalbin Yapısı ve Anatomisi

Kalp izgili kaslardan oluşan, diğer çizgili kaslardan farklı olarak kendi içerisindeki uyarı mekanizmasıyla tüm kalp kası hücrelerine bu uyarıyı iletebilen, vücudun dolaşım sisteminin içinde pompa vazifesi gören organdır (İnt. Kyn. 6).

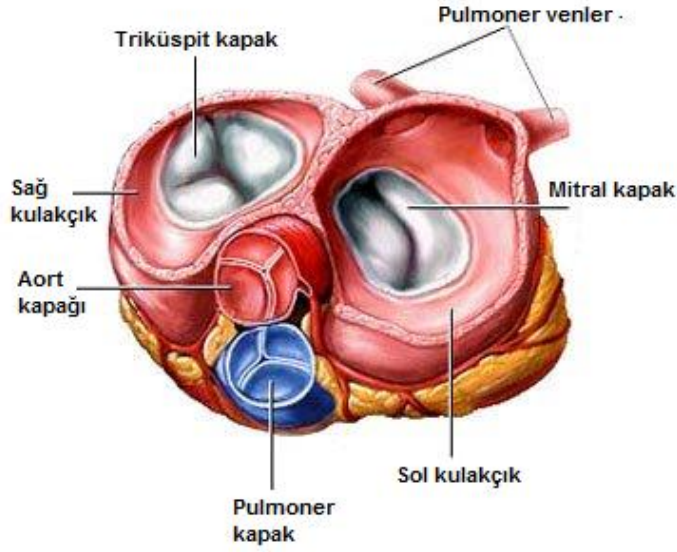
Dolaşım sisteminin merkez organı niteliğinde olan kalp, göğüsün duvarı arkasında, orta kısımda 2 akciğer arasında yer almaktadır (İnt. Kyn. 5). Şekil 2.2' de görüldüğü gibi 2 ana bölümden oluşan kalbin sağ tarafı, pulmoner dolaşım olarak bilinen, kanın akciğerlerden dolaştırılmasını sağlayan döngüyü gerçekleştirir. Kalbin sol tarafı ise,

organların yaşamlarını devam ettirebilmesi için gerekli olan oksijeni ve besinleri alabilmesini sağlamak için kanı vücuda pompalayan kısımdır (Sharif et al. 2000).



Şekil 2.2 İnsan Kalbinin Bölümleri (İnt. Kyn. 7).

Şekil 2.2’ de görüldüğü gibi kalp, sağ tarafta sağ kulakçık ve sağ karıncık, sol tarafta sol kulakçık ve sol karıncık olmak üzere 4 bölümden oluşmaktadır. Sağ kulakçık ile sağ karıncığı birbirinden ayıran triküspit kapak, sol kulakçık ile sol karıncığı birbirinden ayıran mitral kapakçık bulunmaktadır. Aynı zamanda kalbin sol karıncığından insanın en büyük atar damarı olan aort damarına kanın geçişini sağlayan aort kapağı ve sağ karıncıktan kanın pulmoner damara geçişini sağlayan pulmoner kapak bulunmaktadır. Kalbin sağ bölümüne tüm vücuttan gelen kanı toplayan vena cava inferior ve vena cava superior açılmaktadır. Şekil 2.3’ de üstten görünüşü gösterilen kapaklar, mitral kapak hariç 3 parçadan oluşmaktadır. Mitral kapak ise 2 parçadan oluşmaktadır. Kapakların çalışma prensibi, kalp içindeki basınç farkına bağlı olmakla birlikte, gerekli olan basınç ise, kalp kaslarının kasılması (sistol) ve gevşemesi (diastol) sayesinde meydana gelmektedir (Katz 2005).



Şekil 2.3 Kalp Kapakları (İnt. Kyn. 8)

Sistol olarak adlandırılan kalbin kasılması işleminde, kulakçıklardan karıncıklara gelen kanın geçişi tamamlandığı sırada, karıncık kasılmaya başlar. Kasılmanın ilk safhasında önce karıncıkların hacmi değişmeksizin içindeki basınç artar ve kulakçıkların içindeki basıncı geçtiği an, kulakçıklarla karıncıklar arasındaki kapaklar, kalbin sol tarafı için mitral, sağ tarafı için triküspit kapaklar kapanır. Sonra basınç artmaya devam eder ve aort ve pulmoner kapaklar açılır ve kan aort ve pulmoner artere atılarak kan vücuda pompalanmış olur (İnt. Kyn. 5). Ayrıca kulakçıkların görevi, kan karıncıklar vasıtasıyla vücuda pompalanırken, kulakçıklar vücuttan gelen kanı kendi bünyesinde bir rezervuar gibi depo etmektir (Ahlström 2006).

Karıncıklardan kan pompalandıktan sonra karıncıklarda gevşemeden dolayı içerideki basınç düşmeye başlar. Karıncıkların içindeki basınç, aort ve pulmoner damarların içindeki basınçtan daha düşük olduğunda aort ve pulmoner kapakların konumları damarlara bakar şekilde olduklarından kapaklar kapanır. Basınç değeri kulakçıkların içindeki basınç miktarından daha düşük seviyeye geldiği sırada mitral ve triküspit kapakların açılış yönleri karıncıklara doğru olduğundan basınçla kapaklar açılır ve kan karıncıklara dolmaya başlar. Kalp döngüsü sinüs düğümünden çıkan her elektrik iletisiyle tekrarlanır (Opei 2004).

Kalpte diğerk organlar gibi hücrelerden oluşmakta ve oksijene ihtiyaç duymaktadır. Kalbin kendi beslenmesi için aort damarlardan ayrılan, solda, sol ön inen arter (LAD) ve sirkumflex arter, sağda ise sağ koroner arter olmak üzere 3 atar damar bulunmaktadır. Sağ koroner arter, sağ kulakçık ve iki karıncık arasındaki bölmenin arka kısmını beslemektedir. Sirkumflex arter, sol kulakçığı, sol karıncığın yan ve arka bölümlerini besler. Sol ön inen arter ise, sol karıncığın ön yüzünü ve iki karıncık arası bölmenin ön kısmını besler. Bu damarların tıkanmaması çok önemlidir, zira tıkanıklıkta kalp kası hücrelerinin beslenmesini engellendiğinden kasılma bozuklukları hatta kalp krizine sebep olmaktadır (İnt. Kyn. 5).

2.2.1 Kalp Hastalıkları

Durmaksızın çalışan, durduğunda canlı yaşamını sona erdiren kalpte, hastalıkların meydana gelmesi olağan olmakla birlikte kalp rahatsızlıklarının erken teşhis edilmesi büyük önem taşımaktadır. Dünyadaki ölüm oranlarının önemli bir kısmı kalp hastalıklarından meydana gelmekte ve istatistiksel rakamlar giderek artış göstermektedir. Araştırmacılar, kalp hastalıklarının genç denilebilecek orta yaş gurubunda görülme sıklığının arttığını, sebep olarak, fastfood beslenme, sigara tüketiminin fazla olması, yüksek tansiyon, kollestrol ve teknolojinin getirdiği bilgisayar oyunlarının başında fazla zaman geçirmenin çok etkili olduğu kanısına varmışlardır. Diğerk önemli etken, doğuştan kalp hastalığı bulunan ve zamanında tespit edilemediğinden dolayı, kişinin sağlıklı yaşam değerlerine bakılmaksızın, erken yaşta hayati tehlike oluşturduğu görülmektedir (Silverstein et al. 2006).

Kalp hastalıkları genel olarak 2 ana başlıkta incelenebilir. İlki kalbe giden veya kalpten çıkan damarlardaki tıkanıklıklar nedeniyle meydana gelen hastalıklar, ikincisi ise kalp kapaklarının düzgün çalışmamasından dolayı meydana gelen hastalıklardır.

Kalp damarları genç yaşlarda, pürüzsüz ve kaygan olduklarından kanın akışında, dolayısıyla kalpte herhangi bir sorun çıkarmamaktadır. İlerleyen zamanlarda, daha önce saydığımız sebeplerden dolayı damarların iç çeperlerinde, kanla beraber gelen bazı

parçacıkların damarların iç çeperlerine yapışmasından dolayı tıkanıklığa neden olmakta ve kalbe giden kan miktarı düşmektedir. Kalp vücudun ihtiyacı olan kanı pompalayabilmek için daha hızlı çalışmakta, aynı zamanda kalbi besleyen damarlardan akan kan miktarının azlığı dolayısıyla kalp kaslarındaki hücreler oksijenle beslenemediğinden hücreler ölmeye başlayarak ölümcül tehlike oluşturmaktadır (Silverstein et al. 2006).

Diğer kalp hastalığı çeşidi ise, kalp kapaklarının düzgün çalışmamasından meydana gelmektedir. Kalp kapakları, kanın akması gereken yönde akmasını sağlamaktadır. Bunun aksi bir durum hastalık belirtisi olmaktadır. Kalp kapağı hastalıkları, kapak darlığı ve kapak yetmezliği olarak adlandırılan 2 ana başlık altında incelenmektedir (İnt. Kyn. 9).

Kalp kapağı darlığı, kapağın tam açılmamasında kalbe giden kanın yeteri kadar gidememesi sonucu oluşmaktadır. Bu durumda kalp üzerindeki iş yükünün artmasına sebep olmaktadır. Kalp kapağı yetmezliği, kalp kapağı kan akışı gerçekleştikten sonra kapağın tam olarak kapanmamasından dolayı odacığa kanın geri sızması sonucu oluşan şeklidir. Bu durumda kalpte sızın kanın birikmesiyle kalp görevini yerine getiremez hale gelmektedir (Bender 1997).

Bahsedilen kalp anormalliklerinin tedavisi, doğru ve erken teşhisle sağlanmaktadır. Erken teşhis için kullanılan yöntemlerin içinde en önemlilerden birisi FKG yöntemidir. Çoğu zaman FKG yöntemi tek başına yeterli olmayıp teşhisin doğruluğunu güçlendirmek için kalbin elektriksel işaretleri elektrokardiyograf cihazı ile ölçülmektedir.

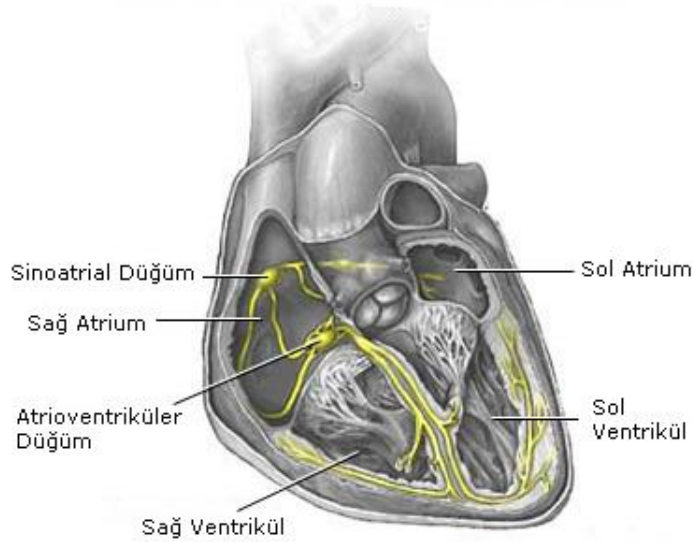
2.3 Elektrokardiyogram (EKG) İşaretlerin Oluşumu

Kalbin oluşturduğu elektriksel darbelerin vücut sıvıları ve kan yardımıyla deri yüzeyine kadar taşınması ve bu işaretlerin elektrokardiyograf denilen cihazlarla algılanarak görüntülenmesi sonucu elde edilen görüntüye elektrokardiyogram (EKG) denmektedir.

1940'lı yıllarda doğrudan yazıcıların geliştirilmesiyle EKG işaretleri kağıt üzerine grafiksel formda yazılmıştır. Isı duyarlıklı kâğıtların geliştirilmesiyle günümüz EKG grafisi kullanıma sunulmuştur. EKG işaretlerinin tam olarak ne olduğu kalp içindeki elektriksel iletim sisteminin doğru bir şekilde anlaşılabilmesine bağlıdır.

2.3.1 Kalbin Elektriksel İletim Sistemi

Kalbin pompalama işlevini yerine getirmesine sebep olan kalp üzerindeki elektriksel akımdır. Bu işaretler milivolt düzeyinde olmakla birlikte ancak yükseltilerek kayıt edilebilir (İnt. Kyn. 5). Kalbin elektriksel iletim sistemi, Şekil 2.2' de gösterildiği gibi sinüs düğümü (SA), his demetleri, atriyoventriküler düğüm (AV), demet kolları ve purkinje fiberlerden oluşmaktadır. SA kalbin atım düzenleyicisi olarak çalışmakta ve atım hızını üstlenmektedir. SA düğümde oluşan aksiyon potansiyeli depolarizasyon dalgası şeklinde kalbin tamamına yayılmaktadır. SA düğüm tarafından oluşturulan aksiyon potansiyelinin frekansı değişen durumların gereksinimini karşılamak üzere merkezi sinir sistemi tarafından kontrol edilmektedir (Kabalıcı 2006).

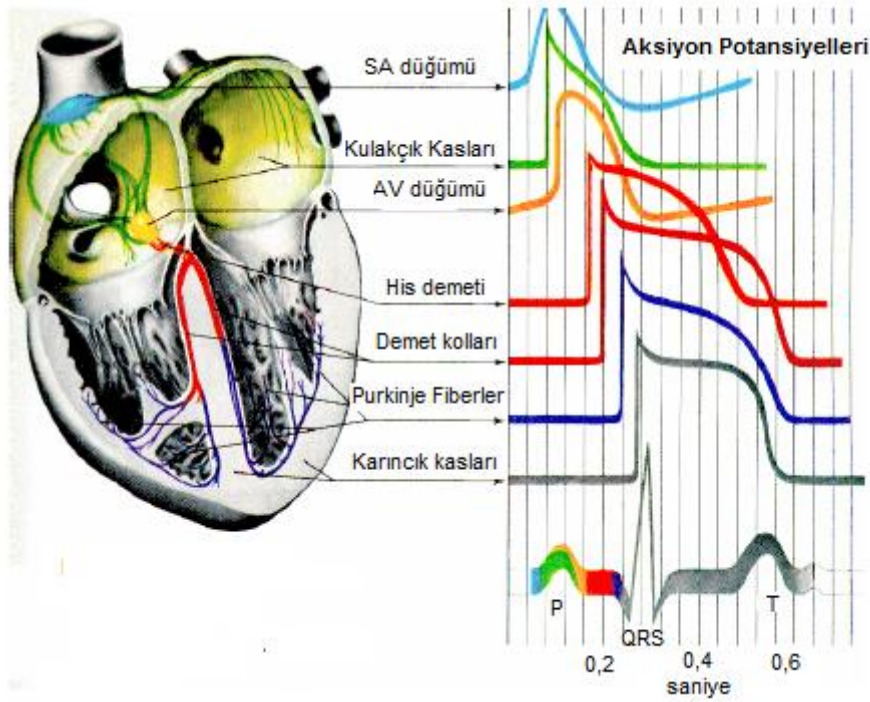


Şekil 2.4 Kalp Elektriksel İletim Yolları (İnt. Kyn. 5)

Bir kalp atımı, kalbin sağ kulakçığının üst taraflarında bulunan ve SA düğümü adı verilen bölgenin elektriksel bir uyarı çıkarması ile başlar. SA düğümünden çıkan uyarı kalbin her iki kulakçığı boyunca ve aşağıya doğru yayılarak kulakçıkların kasılmasına ve kanın karıncıklara gönderilmesine sebep olur. Kulakçıkların aksiyon potansiyel hızı 30cm/s kadardır. SA düğümünden çıkan uyarı 45cm/s iletim hızıyla AV düğüme gelir ve ulaşım süresi yaklaşık olarak 30-50 ms kadardır (Kabalıcı 2006). AV düğümdeki aksiyon potansiyeli 110 ms kadar burada bekletildikten sonra karıncıklara ulaştırılarak kulakçıklarla karıncıkların aynı anda kasılması engellenmiş olur. Kulakçıkların kasılması bittikten sonra His-Purkinje sistemi adı verilen bir elektriksel ağ ile uyarı tüm karıncıklara yayılır ve kasılarak içlerindeki kanı akciğerlere ve aort yoluyla vücuda pompalarlar.

2.3.2 QRS Sinyali

QRST dalgası karıncıksal (ventriküler) kompleks olarak isimlendirilen ve karıncıkların depolarize olmasına karşılık gelen aralıktır. Aynı zamanda karıncık kaslarının fonksiyonel aktivitesini ifade etmektedir. Şekil 2.5' de ayrıntılı olarak görülen his demeti ve demet kollarındaki aksiyon potansiyellerinin QRS dalgasını direk etkilemesinden dolayı, buradaki iletim aksaklıkları QRS aralığında değişkenlik görülmesine neden olmaktadır. Karıncık kaslarının kasılma zamanı ile R dalgasının yukarı çıkışı aynı zamana denk gelmektedir. Karıncıkların kas hücreleri ST arasında yavaş, T zaman aralığında ise hızlı polarize olduğu anlamını taşımaktadır. Kalp atım hızı dakikada yaklaşık 75 olan sağlıklı bir insanda P, PR, QRS süreleri sırasıyla 0.1, 0.13, 0.08 ms kadardır (Kabalıcı 2006). QRS dalgasının ve ardından T dalgasının oluşu sonrasında bir kalp atımı tamamlanmış olur (Sallo 2005).



Şekil 2.5 Kalbin aksiyon potansiyelleri ve EKG işareti oluşumu (Kabalıcı 2006).

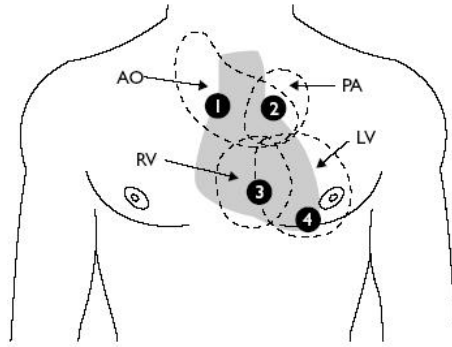
2.4 Fonokardiyogram (FKG) İşaretlerinin Oluşumu

Vücudun stetoskop yardımıyla dinlenmesi metoduna oskültasyon, stetoskopla dinlenen kalp sesinin kaydedilerek grafiksel gösterimine FKG denir. 1816 yılında Laennec tarafından ilk stetoskobun geliştirilmesinden sonra 1961 yılında Amplivex'in elektronik stetoskobu geliştirmesi FKG açısından önemli bir dönüm noktası haline gelmiştir. Şekil 2.6 'da geçmişten günümüze stetoskop örnekleri verilmiştir. Geliştirilen elektronik stetoskopların aldıkları sesleri kendi hafızalarında saklayabilmeleri veya sesin başka bir multimedia (ipod, mp3 player, bilgisayar, pda) ortamına aktarılabilir olması sesin analiz edilebilirliğini sağlamıştır. Bu sayede FKG yönteminin klinik uygulamadaki kullanılabilirliğinin gelişmesine neden olmuştur.



Şekil 2.6 Steteskop Çeşitleri: Tek kulaklıklılı steteskop (sol üst), Cummans ve Allison Steteskopları (sol alt), Modern iki kulaklıklılı steteskop (orta), Modern elektronik steteskop (sağ) (Ahlström 2006).

Steteskopla kalbin üstünde dinleme yapıldığında normal sağlıklı bir insanda LUB-DUB şeklinde bir ses duyulur (Kumar 2007). Bu ses kalpteki bir anormallikte farklılık göstermektedir. Bu nedenle, FKG kalpte oluşabilecek farklı anormalliklerin teşhis edilebilmesine yardımcı olan bir metot olduğunu görmekteyiz. Anormalliğin kaynağını doğru anlayabilmek için dinleme noktasının doğru seçilmesi gerekmektedir. Şekil 2.7’ de görüldüğü oskültasyon yönteminin uygulanmasında, farklı dinleme odakları bulunmaktadır.



Şekil 2.7 FKG Alan ve Odakları;

Aortik alan (AO), Sol karıncık (LV), Pulmoner alan (PA), Sağ karıncık (RV)
Aort odağı (1), Pulmoner odağı (2), Triküspit odağı (3), Mitral odağı (4) (Karnath and Thornton 2002).

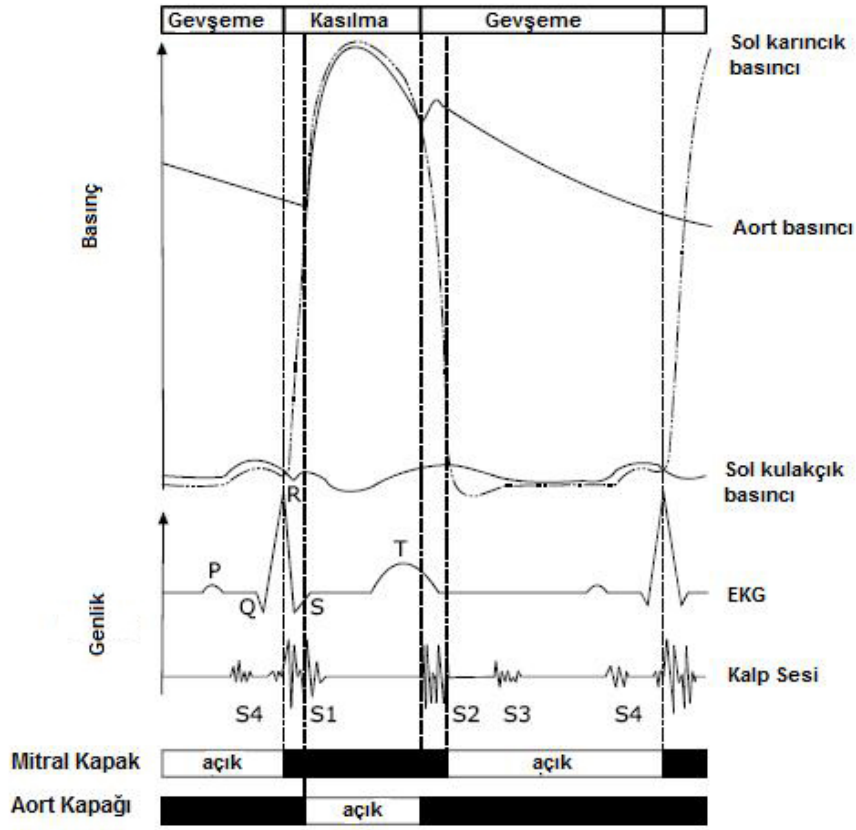
Örneğin, dinleme apex üstünde yapıldığında S1 sesinin S2 sesinden daha şiddetli duyulduğu görülmektedir. Aynı zamanda mitral kapak üfürümü mitral odakta daha şiddetli duyulmaktadır (Ahlström 2006). Şekil 2.7’ de görülen dinleme odaklarından

aort odağı göğüs kemiğinin (sternum) sağ tarafındaki ikinci ve üçüncü kaburgalar arasındır. Pulmoner odak, göğüs kemiğinin sol tarafındaki ikinci ve üçüncü kaburgalar arasındır. Triküspit odak, göğüs kemiğinin sol tarafındaki dördüncü ve beşinci kaburgalar arasındır. Mitral odak ise kardiyak ucudur (Ahlström 2006).

2.4.1 Kalp Sesleri

Normal kalp sesleri, kanın kalp kapaklarından akışı sırasında kapakların açılıp kapanmasıyla ve kalpteki kasılma - gevşeme safhalarında meydana gelen sesler olarak tanımlanabilir (Gnitecki and Moussavi 2007). Kalp sesleri 4 temel kalp sesiyle (Şekil 2.8) genellenmektedir (Ahlström 2006). Bunlar, birinci kalp sesi (S1), ikinci kalp sesi (S2), üçüncü kalp sesi (S3) ve dördüncü kalp sesi (S4) olarak adlandırılmakta ve oluşma zamanları ve frekansları farklılık göstermektedirler.

S1 kalp sesi, sol karıncıktaki basıncın sol kulakçığındaki basınca ulaştığı anda mitral ve triküspit kapakların kapanması esnasında meydana gelir. Frekans aralığı 20-45 Hertz (Hz)' dir. Karıncıklardaki kasılma tamamlanıp gevşeme başladığında, karıncıklardaki basıncın düşerek aort basıncının altına inmesiyle aort kapağı, hemen arkasından pulmoner kapağın kapanmasıyla S2 kalp sesi oluşmaktadır. Frekans aralığı 50-70 Hz' dir. Aynı zamanda, karıncıkların gevşemesi sırasında karıncıklara kan dolarken, karıncık kaslarının titreşimi sonucu S3 kalp sesi oluşur. Bu ses, genç yaşlardaki insanlarda normal olarak duyulabilir ama ileri yaşlarda duyulduğunda miyokart bozukluğu olduğunun bir göstergesidir. Bu ses S2 kalp sesinden hemen sonra duyulabilmektedir. Karıncıkların dolmasının son zamanlarında karıncık duvarlarında oluşan titreşimleri sonucu ise S4 sesi oluşmaktadır. S4 sesi yetişkin insanlarda görülmemektedir (Kemaloğlu ve Kara 2002).



Şekil 2.8 Kalp sesi ve değişik durumlarla ilişkisi (Ahlström 2006).

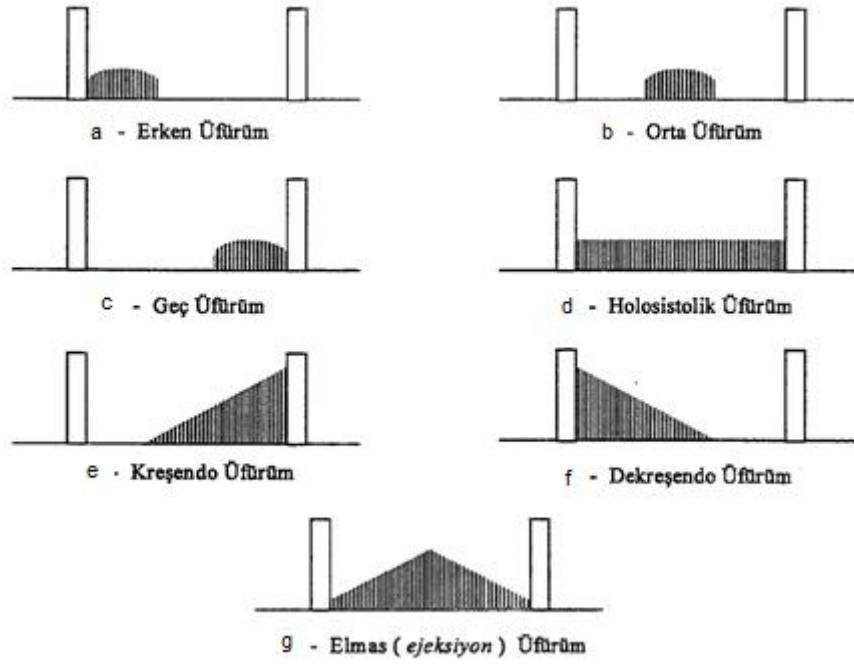
2.4.1.1 Üfürümler

Bu temel seslerin dışında kalp kapaklarındaki anormallikten dolayı kanın yeteri kadar akamaması veya kanın kapaklardan sızması sonucu oluşan sesler bulunmaktadır. Bu seslere üfürüm (murmur) denmektedir (Bender 1997). Üfürümün zamanlaması ve yükseklik seviyesi kalbin durumu hakkında kayda değer bir öneme sahiptir. Örneğin diyastol sırasında duyulan bir üfürüm kalp kapakçığının hatalı işleyişini işaret eder. Fakat sistol esnasındaki üfürümler, üfürümün akustik karakterine bağlı olarak sağlıklı veya patolojik bir kalple ilişkili olabilir (Ölmez ve Dokur 2003). Üfürümlerin oluşmasına neden olan beş ana faktör vardır:

- Kapakçıklara doğru yüksek oranlı akış.
- Daralmış kapakçığa doğru akış (stenosis).

- Yetersiz bir kapakçıkta geriye doğru akış (regurtation veya insufisient).
- Sol ve sağ kalp arasında normal dışı yön değiştirme (septal defect).
- Türbülans artışına neden olan azalmış vizkozite.

Sistolik üfürüm, artıp azalan karakterde olduğu zaman, ayrıca S2'nin başı ve her iki bileşeninden önce bitiyorsa ejeksiyon üfürümü olarak sayılır. Atriyoventriküler kapaktan geriye akışa bağlı oluşan üfürümler sistol boyunca şiddetlenir ve S2'nin her iki bileşenini geçer. Eğer geriye kaçan (regurjitan) sistolik üfürüm S1 ile başlarsa holosistolik üfürüm, sistol ortasında veya sonunda başlarsa geç sistolik regurjitan üfürüm denir. Üfürümlerin yanında sistolde ejeksiyon (kanın büyük damarlara atılması) klikleri de duyulabilir. Bunlara pulmoner ve aortik kapaklardaki anormallikler neden olur. Diyastol safhasında ise, kırılma, vurma, düşme, şeklinde üfürümler duyulmaktadır. (Ahlström 2006). Şekil 2.9' de farklı üfürüm çeşitleri verilmiştir.



Şekil 2.9 Üfürüm Çeşitleri (Say 2002)

Üfürümler bir periyot içerisinde sistol veya diyastol evrelerinde erken (Şekil 2.9a), orta (Şekil 2.9b), geç (Şekil 2.9c) yada holosistolik (Şekil 2.9d) olarak bulunabilirler. Üfürümün genliğindeki değişim giderek artan bir şekle sahip ise kreşendo (Şekil 2.9e), zayıflayan bir şekilde ise dekreşendo (Şekil 2.9f), önce artan sonrada azalan şekilde ise elmas (ejeksiyon) (Şekil 2.9g) üfürümü olarak adlandırılır (Güraksın 2009).

3. MATERYAL ve METOT

3.1 Sayısal İşaret İşleme

3.1.1 Sayısal İşaret İşleme Tekniklerinin Kullanılması

Sİİ, işaretin sınıfından bağımsız olarak bilgisayar veya özel amaçlı bir sayısal donanımda, işaretin sayılar dizisi olarak gösterilmesi ve aranan bilginin bu işareten çıkarılmasıdır. 1960' lı yıllardan bu zamana süratli bir gelişme gösteren bu bilim dalı, bilgisayar ve tümeleşik devre tasarımındaki önemli ilerlemelerin bir sonucu olarak karşımıza çıkmaktadır. İlk zamanlarda sayısal donanımların analog donanımlara nazaran daha pahalı ve daha fazla yer tutuyor olması, bu sistemlerin kullanımını kısıtlamakta ve daha çok endüstriyel uygulamalarda kullanılmasına neden olmaktadır. Fakat sayısal devrelerin gün geçtikçe küçülmesi ve ucuzlaması sayısal devrelerin kullanım alanlarının genişletilmesine neden olmaktadır.

İşaretlerin, Sİİ teknikleri ile işlenmesi, analog işlemeye göre bazı avantajlara sahiptir. Örneğin, sıcaklık gibi dış ortam koşullarından etkilenen analog elemanların tersine Sİİ elemanları dış ortam şartlarından daha az etkilenir ve daha kararlı, daha güvenilir bir performans sağlarlar (Cambazoğlu 1991). Sayısal verinin saklanma maliyeti daha düşük ve güvenilirlik seviyesi daha yüksektir. Sayısal işaretler güvenlik için şifrelenebilmekte, hatalara karşı düzeltici bir kodla kodlanabilmekte, bilgi kaybı olmadıkça işaretin boyutu küçültülebilmektedir. Bu nedenlerden dolayı, Sİİ, ses, görüntü, veri ve video iletim ve saklama sistemleri, tıbbi görüntüleme ve teşhis sistemleri, radar, sonar ve uydu uzaktan görüntüleme sistemleri, sayısal kontrol sistemleri üzerinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Kayran ve Ekşioğlu 2004).

Genel anlamda bir Sİİ sisteminde, dış ortamdan alınan analog işaretin sayısallaştırılabilmesi için, analog-dijital (AD) dönüştürücüler yardımıyla işaret zaman aralıklarında örneklenecek yapılmaktadır. Örnekleme ile ilgili en önemli nokta ise,

seçilecek örnekleme aralığıdır. Sayısallaştırma esnasında, bilgi kaybının minimum düzeyde olması için, işaretin en yüksek frekanslı bileşeninin 2 katı frekans ile örneklenmesi tavsiye edilmektedir (Cambazoğlu 1991). Fakat bu oran ne kadar arttırılırsa, verinin bütünlüğü o oranda korunmuş olacaktır.

3.1.2 Fourier Dönüşümü

1807 yılında Fransız fizikçi ve matematikçi Jean B. Joseph Fourier tarafından Fourier' in ısı dağılımı ile ilgili çalışması sırasında geliştirilmiş bir analiz metodudur ve Sİİ sistemlerinde önemli bir rol oynamaktadır (Swanson 2000). Fourier 1807 yılında yaptığı çalışmasında, sürekli ve periyodik olan işaretlerin içinden sinüs ve cosinüs dalgalarının seçilerek toplanmasıyla elde edilebileceğini söylemiştir. Bir işaret, sürekli veya ayrık olabileceği gibi periyodik veya periyodik olmayan şekilde ayrılabilir. Fourier Dönüşümü (FD), işaretlerin buldukları duruma göre 4 farklı şekilde kategorize edilebilir.

- *Periyodik olmayan - Sürekli*
Gaussian eğrileri bu tarz işaretlere örnek olarak gösterilebilir ve Fourier Dönüşümü, Fourier Dönüşümü olarak adlandırılabilir.
- *Periyodik - Sürekli*
Sinüs dalgaları veya kare dalgalar örnek olarak gösterilebilir ve FD, Fourier Serileri olarak adlandırılmakta ve kullanılmaktadır.
- *Periyodik olmayan - Ayrık*
Bu tarz işaretler artı ve eksi sonsuzda ayrık olan ve kendini tekrarlamayan işaretlerdir. Bu tarz işaretlerde FD, Ayrık Zamanlı Fourier Dönüşümü olarak adlandırılmakta ve kullanılmaktadır.
- *Periyodik – Ayrık*
Artı ve eksi sonsuzda ayrık ama kendini tekrarlayan işaretlerdir ve bazen Ayrık Fourier Serileri olarak adlandırılrsa da genellikle Ayrık Fourier Dönüşümü olarak adlandırılmakta ve kullanılmaktadır.

Günümüzde, işaret işleminin bilgisayar algoritmaları ile yapıldığı düşünüldüğünde ve bilgisayarların sınırlı uzunlukta ve ayrık işaretlerle çalışabildikleri göz önüne alındığında kullanılacak FD'nin Ayrık zamanlı Fourier veya Ayrık Fourier Dönüşümü olacağı anlaşılmaktadır (Smith 1997). Temel olarak FD incelendiğinde aşağıdaki iki eşitlik kullanılmaktadır.

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt \quad (3.1)$$

$$x(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} X(\omega)e^{+j\omega t} d\omega \quad \omega = 2\pi f \quad (3.2)$$

3.1 eşitliği FD' nü, 3.2 eşitliği (Swanson 2000) Ters FD' nü göstermektedir. Denklemlerde görülen t: zamanı, ω : açısal frekansı, f: frekansı göstermektedir. Sİİ' de kullanılan matematiksel gösterimlerde küçük harfler zaman domenini, büyük harfler ise frekans domenini göstermektedir (Smith 1997).

3.1.3 Ayrık Fourier Dönüşümü

Günümüz bilgisayarlarının sınırlı uzunlukta sayısal işaretlerle çalışabiliyor olması, teorik olarak tanımlanan bazı dizilerin aksine gerçek dizilerin fourier dönüşümlerinin hesaplanamaması terside alınabilen yeni bir dönüşümün tanımlanması gerekliliğini ortaya çıkarmaktadır. Birim daire etrafında düzgün aralıklı N frekans noktası ve x(n) dizisinin N örneği için tanımlanan bu yeni dönüşüm AFD olarak adlandırılmaktadır. AFD işlemi, verilen sonlu uzunlukta bir sayısal işareti periyodik yaptıktan sonra fourier serisi katsayılarının bulunmasıyla gerçekleştirilebilmektedir. AFD ayrıca, tüm n değerleri için verilen bir x(n) dizisinin fourier dönüşüm ifadesinde sadece N örneğin alınması yoluyla da AFD bulunabilmektedir (Kayran ve Ekşioğlu 2004).

AFD en genel ifadesiyle 3.3 eşitliğinde (Kayran ve Ekşioğlu 2004) görülmektedir. 3.4 eşitliğinde (Kayran ve Ekşioğlu 2004) ise ters AFD görülmektedir.

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-jk(2\pi/N)n} \quad (3.3)$$

$$x(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k)e^{jk(2\pi/N)n} \quad (3.4)$$

AFD' nin Sİİ açısından bazı önemli özellikleri bulunmaktadır. AFD'nin ilk özelliği doğrusallık özelliğidir. AFD doğrusal bir dönüşümdür. Sonlu uzunlukta olan 2 farklı işaretin AFD 3.5 eşitliğinde (Kayran ve Ekşioğlu 2004) olduğu gibi x(n) ve y(n) olarak tanımlanırsa,

$$Z(n) = ax(n) + by(n) \quad (3.5)$$

Z(n) işaretinin AFD' si 3.6 eşitliğinde (Kayran ve Ekşioğlu 2004) olduğu gibi bulunacaktır.

$$Z_k = aX_k + bY_k \quad (3.6)$$

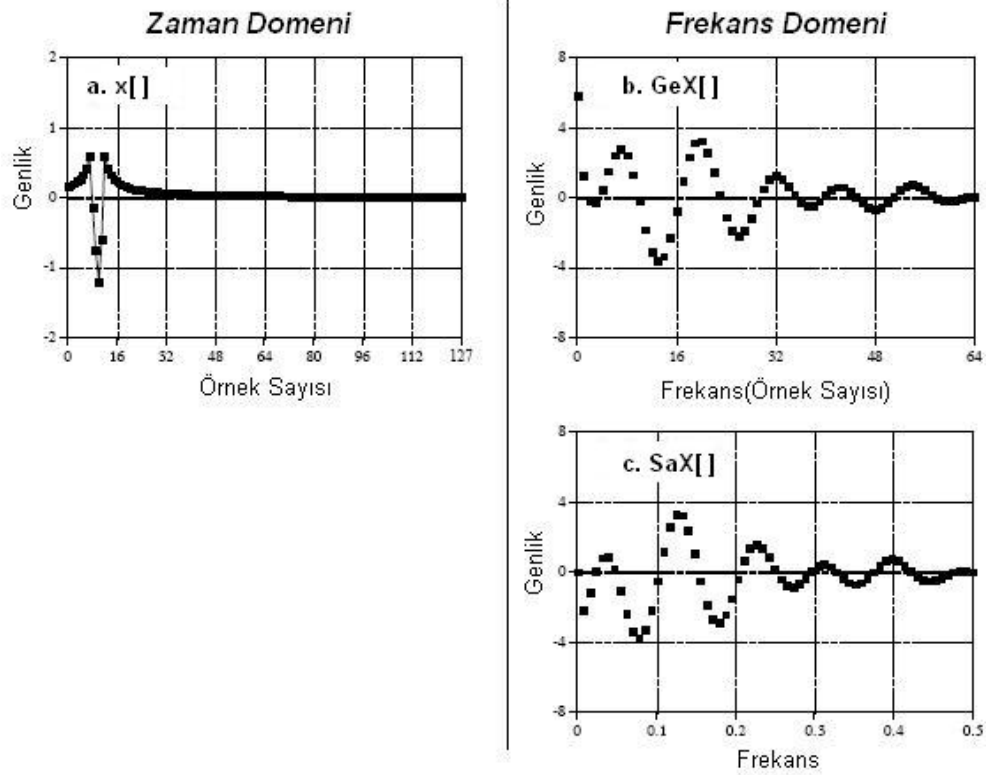
Diğer bir özelliği simetri özelliğidir. Gerçel değerlerden oluşan periyodik bir diziye karşı düşen AFD değerleri karmaşık ve periyodiktir. Son özellik ise belirsizlik özelliğidir. Periyodu P olan periyodik bir x(t) işareti T örnekleme aralığı ile örneklendiğinde, N örnek uzunluğunu, T zaman domenindeki seçiciliği gösterebilir. İşaretin fourier dönüşümünde tanımlı olduğu frekans noktaları, $\omega = k\omega_0$, $k=0,1,2,\dots,N-1$ olsun. $P = NT$ bağıntısından,

$$\omega_0 = \frac{2\pi}{P} = \frac{2\pi}{NT} = N\omega_0 = N\frac{2\pi}{NT} = \frac{2\pi}{T} = \omega_0 T = \frac{2\pi}{N} \quad (3.7)$$

olarak yazılabilir ve belirsizlik prensibi gösterilebilir (Kayran ve Ekşioğlu 2004). Ayrık Fourier Dönüşümünde N noktalı, $X[n]$ harfi ile gösterilen işaretin frekans domeni her biri $(N/2)+1$ olmak üzere 2 kısımdan meydana gelmektedir. Bunlar $X[n]$ ' in gerçel kısmı $GeX[n]$ ve $X[n]$ 'in sanal kısmı $SaX[n]$ olarak adlandırılmaktadır. $GeX[n]$ kısım cosinüs dalgasının büyüklüğünü, $SaX[n]$ kısmı ise sinüs dalgasının büyüklüğünü temsil etmektedir. Şekil 3.1' de örnek olarak 128 noktalı ($N=128$) bir işaret zaman domeninde $x[0]-x[127]$ aralığında gösterilirken, frekans domenine geçildiğinde işaret $GeX[0]-X[64]$ ve $SaX[0]-X[64]$ aralığında gösterilmektedir.

Şekil 3.1' de bir işaretin zaman domeninden AFD' si alınarak frekans domenine dönüşümü gösterilmektedir. Şekil 3.1-b de gösterilen AFD si alınmış işaretin frekans değerleri işaretin örnek sayısı ile gösterilmekte, Şekil 3.1-c de ise işaret örnek sayılarından ayrıştırılmış bir şekilde gösterilmektedir. Bu gösterimde, index "f" harfi ile tutulmakta ve $f=k/N$ eşitliğinden k indeksinin örnekleme oranına bölünmesiyle frekans değeri elde edilmektedir. Bu gösterimler aynı zamanda AFD gösteriminde birer metot olarak tanımlanmaktadır.

AFD gösteriminde cosinüs ve sinüs dalgalarını temsil eden fonksiyonlara AFD kaynak fonksiyonları denmektedir ve AFD çıkışı, genlik değerlerini gösteren sayılar kümesinden oluşmaktadır (Smith 1997). 3.8 eşitliğinde (Smith 1997) gösterilen kaynak fonksiyonu, $GeX[k]$ içinde tutulan cosinüs dalgasını genlik değerlerini, 3.9 eşitliğinde gösterilen kaynak fonksiyonu ise, $SaX[k]$ içinde tutulan sinüs dalgasının genlik değerlerini göstermektedir (Smith 1997).



Şekil 3.1 Örnek bir işaretin zaman ve frekans domenlerindeki gösterimleri(Smith 1997).

$$c_k [i] = \cos(2\pi ki / N) \quad (3.8)$$

$$s_k [i] = \sin(2\pi ki / N) \quad (3.9)$$

Bu eşitliklerden yola çıkarak AFD'nin GeX[k] ve SaX[k] bölümleri 3.10 ve 3.11 eşitliklerinde (Smith 1997) olduğu gibi gösterilebilmektedir. Bu eşitlikler dik koordinat formu olarak da adlandırılır.

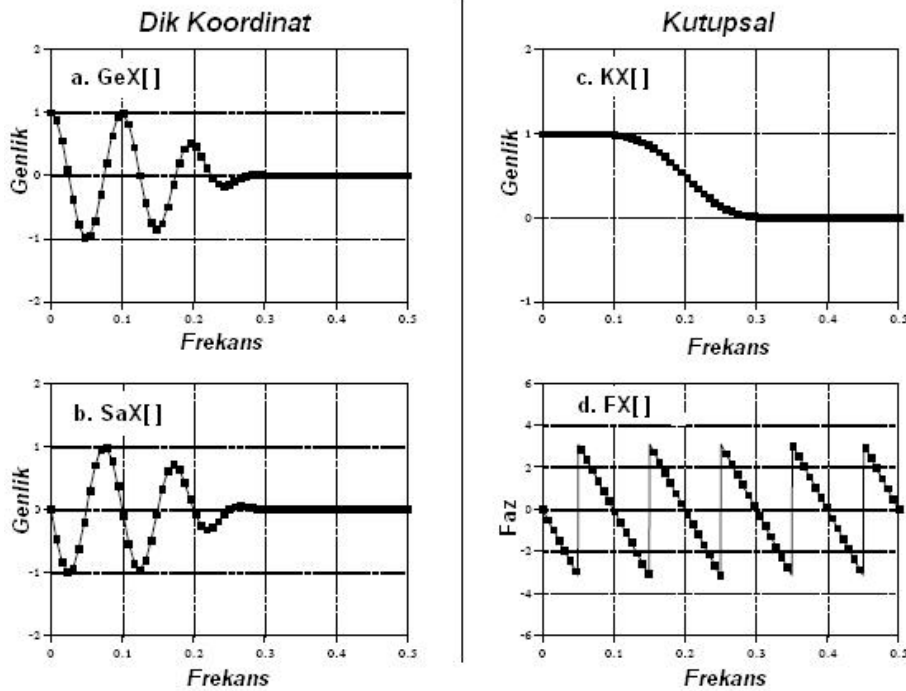
$$GeX[k] = \sum_{i=0}^{N-1} x[i] \cos(2\pi ki / N) \quad (3.10)$$

$$SaX[k] = -\sum_{i=0}^{N-1} x[i] \sin(2\pi ki / N) \quad (3.11)$$

Frekans domeni, karmaşık sayılar sistemlerinden de hatırlanacağı gibi, gerçel ve sanal kısımların modülü veya mutlak değeri olarak da bilinen, gerçel ve sanal kısımların karelerinin toplamının karekökü alınarak hesaplanan büyüklük veya kutupsal forma geçilerekte gösterilebilir. Aynı zamanda gerçel ve sanal kısımların faz değerleri hesaplanarak faz formunda da gösterilebilir. 3.12 ve 3.13 eşitliklerinde (Smith 1997) kutupsal $KX[]$ ve faz $FX[]$ hesaplamaları gösterilmektedir. Bahsedilen bu farklı gösterimler, kullanım amaçlarına göre farklılık göstermektedir. Örneğin, ne zaman dik koordinat gösterimi, ne zaman büyüklük hesabı kullanılacak sorusuna, dik koordinat sisteminin hesaplamalar veya bilgisayar programları için en iyi çözüm olduğunu, kutupsal formun ise grafiksel gösterimlerde kullanıldığı cevabı verilebilmektedir (Smith 1997). Şekil 3.2’ de örnek bir işaretin dik koordinat ve kutupsal gösterimleri verilmektedir.

$$KX[k] = \sqrt{(GeX[k])^2 + (SaX[k])^2} \quad (3.12)$$

$$FX[k] = \arctan\left(\frac{SaX[k]}{GeX[k]}\right) \quad (3.13)$$

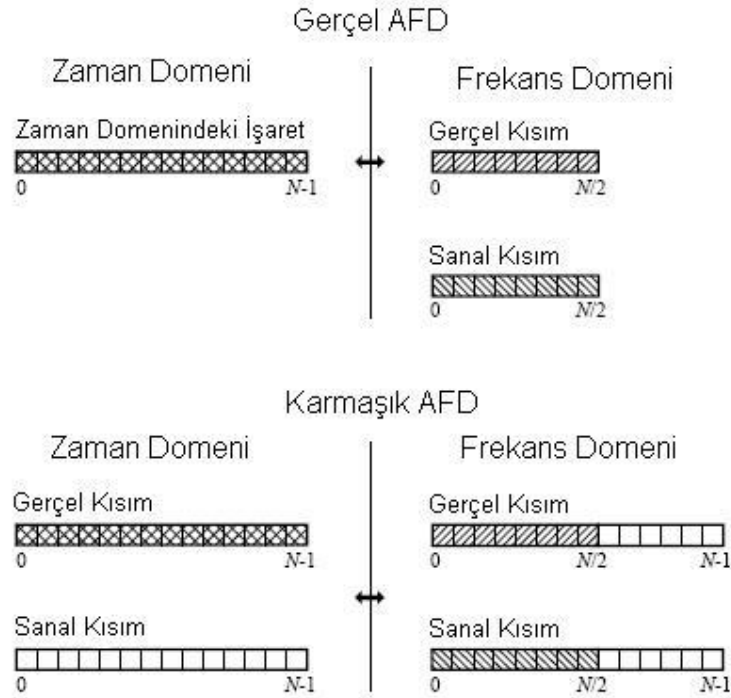


Şekil 3.2 Örnek bir işaretin dik koordinat ve kutupsal formda gösterimi (Smith 1997)

3.1.4 Hızlı Fourier Dönüşümü

N uzunluğunda örneklenen bir işaretin AFD hesaplamasında N^2 çarpma ve $N-1$ toplama işleminin (Kayran ve Ekşioğlu 2004) getirdiği işlem yükünü hafifletmek, daha hızlı ve kullanışlı bir forma dönüştürmek için Cooley ve Tukey tarafından 1965 yılında geliştirilen (Smith 1997) bu yeni algoritmaya Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) denmektedir.

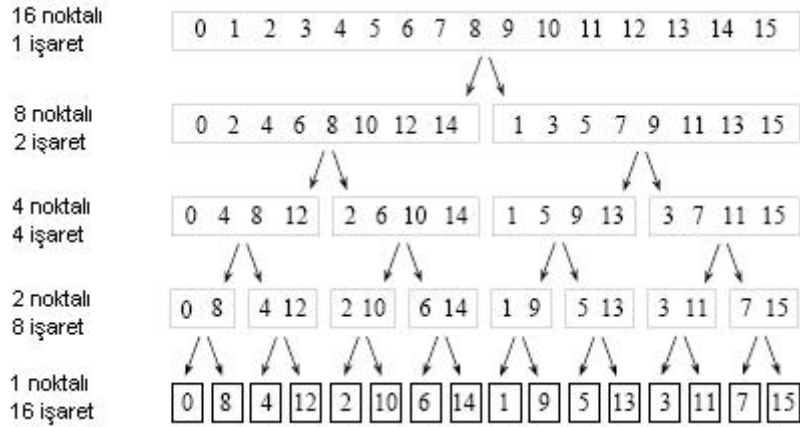
Hızlı Fourier Dönüşümü karmaşık AFD tabanında çalışan, daha önce bahsedilen AFD algoritmalarından daha gelişmiş bir yapıya sahiptir. Gerçek AFD olarak da adlandırılan dönüşümle karmaşık AFD olarak adlandırılan dönüşüm arasındaki fark, gerçek AFD dönüşümünde, N uzunlukta ve zaman domenindeki bir işareti frekans domenine aktarırken $N/2$ noktalı gerçek ve sanal kısımlarına ayrılarak gerçekleştirilmektedir. Karmaşık AFD işleminde ise N uzunlukta olan zaman domenindeki işareti gerçek kısım olarak kabul edip sanal kısmı ise sıfırlardan oluşan bir küme kabul edilerek gerçekleştirilmektedir. Bu farklılık Şekil 3.3’ de ayrıntılı olarak gösterilmektedir (Smith 1997).



Şekil 3.3 Gerçek AFD ile Karmaşık AFD Karşılaştırması (Smith 1997).

Karmaşık AFD işleminde kullanılan karmaşık kavramı, matematikteki karmaşık sayılar sisteminden gelmektedir. Fakat karmaşık sayılar sisteminde sayının sanal kısmını temsil eden “j”, gerçel ve sanal kısımların tutulduğu veri bloklarında kullanılmamaktadır. (Smith 1997).

HFD algoritmasının çalışma mantığı, N uzunluğunda olan zaman domenindeki bir işaretin N tane zaman domenindeki işarete ayrıştırılmasına bağlıdır. Bu ayrıştırmadaki temel mantık, zaman domenindeki örneklerden tek indisli olanlar ($n=2r+1$) ve çift indisli olanların ($n=2r$) ayrıştırılması ve ayrıştırılan kısımların kendi içlerinde AFD’leri hesaplanarak HFD çıktılarının bulunmasıdır. Şekil 3.4’de 16 noktalı zaman domenindeki bir işaretin ayrıştırılması örnek olarak verilmektedir. Örnekten de anlaşılacağı gibi, işaret ilk olarak 8 noktalı 2 kısma, ardından 4 noktalı 4 kısma ayrılarak devam etmektedir.



Şekil 3.4 FFT algoritmalarında kullanılan örnek bir ayrıştırma sistemi (Smith 1997).

Bu şekilde yapılan ayrıştırmalarda, işaret $\log_2 N$ kadar kısma ayrılması yeterli olmaktadır. Örneğin, 16 noktalı bir işaret 4 kısma, 4096 noktalı bir işaret ise 12 kısma ayrılarak incelenmektedir (Smith 1997).

HFD algoritmaları kendi içerisinde de hız bakımından veya HFD hesaplamasında kullanılan donanımın bellek kapasitesinin daha verimli kullanımı bakımından, Zamanda Desimasyonlu ve Frekansta Desimasyonlu HFD algoritmaları olmak üzere 2 kısımda

incelenmektedir. 3.14 ve 3.15 eşitliklerinde (Kayran ve Ekşioğlu 2004) denklemsel olarak Zamanda Desimasyonlu HFD açılımı verilmektedir.

$$X_k = \sum_{n=\text{çift}} x(n)W_N nk + \sum_{n=\text{tek}} x(n)W_N nk =$$

$$\sum_{r=0}^{(N/2)-1} x(2r)W_N 2rk + \sum_{r=0}^{(N/2)-1} x(2r+1)W_N (2r+1)k \quad (3.14)$$

$$k=0,1,2,\dots,N-1 \quad W_N = e^{-j(2\pi/N)}$$

Buradan $W_N^2 = W_{N/2}$ bağıntısı kullanılarak 3.15 eşitliği yazılabilir:

$$X_k = \sum_{r=0}^{(N/2)-1} x(2r)W_{N/2}^{rk} + W_N^k \sum_{r=0}^{(N/2)-1} x(2r+1)W_{N/2}^{rk} =$$

$$\text{AFD}(N/2 \text{ çift noktalar}) + W_N^k \text{AFD}(N/2 \text{ tek noktalar}) \quad (3.15)$$

Şeklinde yazılabilmektedir (Kayran ve Ekşioğlu 2004).

3.15 eşitliğinde de görüldüğü gibi aslında HFD algoritmalarının kendine özgü bir formülü olmamakla birlikte, işaretin çift indisli ve tek indisli olanlara ayrılarak onların AFD' lerinin alınarak hesaplanmasına dayanmaktadır. Fakat bu farklılık AFD algoritmalarına nazaran HFD algoritmalarını hızlı kılmaktadır. Daha anlaşılır olması bakımından, AFD algoritmalarıyla HFD algoritmaları hız bakımından karşılaştırıldıklarında, AFD algoritmasının uygulanma zamanı 3.16 eşitliğinde (Smith 1997), HFD algoritmasının uygulanma zamanı 3.17 eşitliğinde (Smith 1997) verilmektedir.

$$\text{UygulamaZamanı} = k_{AFD} N^2 \quad (3.16)$$

$$\text{UygulamaZamanı} = k_{HFD} N \log_2^N \quad (3.17)$$

Burada kullanılan N, AFD' de kullanılan nokta sayısını, k_{AFD} ise orantı sabitini göstermektedir. Örneğin, cosinüs ve sinüs değerlerinin hesaplamalarında iç içe döngüler

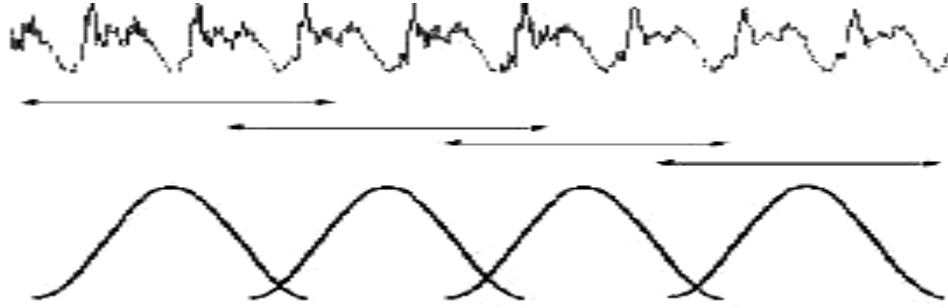
kullanıldığında, 1000 Mhz Pentium işlemci için k_{AFD} değeri 2,5 mikrosaniye olacaktır. Bu sayı HFD algoritmalarında aynı işlemci gücüyle 1 mikrosaniye değerine düşmektedir. Uygulanan işaretin uzunluğuna bağlı olarak, işaretin uzunluğu arttıkça HFD algoritmasının hızı katlanarak artmaktadır. Örneğin, 1024 uzunluğunda bir işaretin AFD uygulaması 2,5 saniye alırken, aynı işlem HFD uygulamasında 7 milisaniyede tamamlanmaktadır (Smith 1997) .

3.1.5 Pencereleme Teknikleri

İşaret analizi yapmanın mümkün olmadığı uzunluklarda olan işaretler üzerinde kullanılan, işaret üzerinde bir nevi filtre etkisi de gösteren tekniklere pencereleme teknikleri denmektedir (Kayran ve Ekşioğlu 2004). Örneğin ses analizi yapılırken sesin tamamının alınması işaret işleme hızını yavaşlatmaktadır. Bunun yerine ses işareti anlamlı parçalar halinde pencerelendiğinde, daha önceki bölümlerde de bahsedildiği gibi sınırlı uzunlukta uygulanan işaret işleme tekniklerinin kullanımı daha kolay olacaktır. Pencereleme yapılırken pencere aralığının seçimi konusunda 3 faktör rol oynamaktadır.

- Seçilen pencere aralığında işaret önemli değişikliklere uğramamalıdır.
- Seçilen pencere boyu işarete istenilen parametrelerin bulunmasına yetecek uzunlukta olmalıdır.
- İşaret analizi, işaret boyunca periyodik olarak yapılacağından, birbirini takip eden pencereler, işaretin bazı bölümlerini atlayacak kadar kısa olmamalıdır.

Pencereleme sistemi, bir önceki pencerenin bitiminden başlatılacağı gibi, daha önceden başlatılarak pencereler arası örtüşürme de yapılabilir. Bu sayede işaretin kesin sınırları yumuşatılabilmektedir (Bülbül ve Karacı 2007). Şekil 3.5' de işaretin Hamming pencere fonksiyonu kullanılarak pencerelendiği gösterilmektedir.



Şekil 3.5 İşaretin üst üste binen çerçeveler ile çerçevelenmesi ve Hamming pencereleme fonksiyonuna tabi tutulması (Özustaoglu ve Nacaroglu 2006).

Literatürde kullanılan farklı pencereleme fonksiyonları bulunmaktadır. Herhangi bir pencereleme fonksiyonu kullanılmadan en basit yöntemiyle, işaret analizi yapılacak kısım birle, diğer kısım sıfırla çarpıldığında basit bir pencereleme tekniği kullanılmış demektir. Bunun dışında, kullanılan başlıca pencereleme fonksiyonları aşağıda verilen (3.18-3.22) (Bülbül ve Karacı 2007) denklemleri ile ifade edilebilmektedir.

1. Dikdörtgen (Rectangular) :

$$W_n = \begin{cases} 1; 0 \leq n \leq N-1 \\ 0; \text{diğer} \end{cases} \quad (3.18)$$

2. Hamming:

$$W_n = \begin{cases} 0.54 - 0.46 \cos(2\pi n / N); 0 \leq n \leq N \\ 0; \text{diğer} \end{cases} \quad (3.19)$$

3. Hanning:

$$W_n = 0.5 - 0.5 \cos(2\pi n / N - 1) \quad (3.20)$$

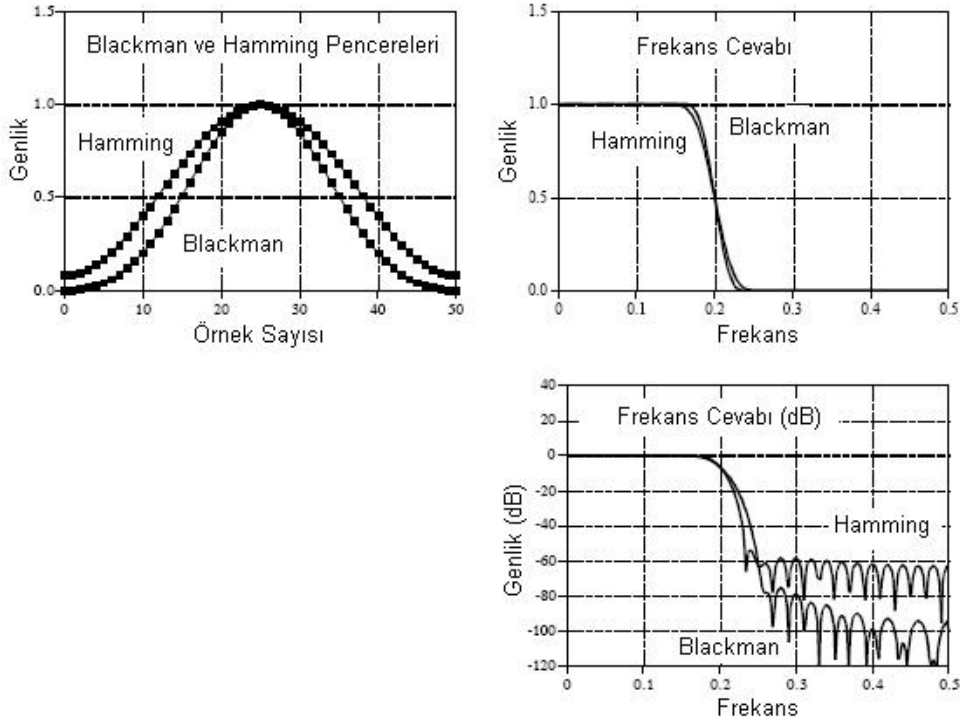
4. Blackman:

$$W_n = 0.42 - 0.5 \cos(2\pi n / N - 1) + 0.08 \cos(4\pi n / N - 1) \quad (3.21)$$

5. Bartlett (Triangle):

$$W_n = \begin{cases} 2n/(N-1); 0 \leq n \leq (N-1)/2 \\ 2 - (2n/(N-1)); (N-1)/2 \leq n \leq (N-1) \\ 0; \text{diger} \end{cases} \quad (3.22)$$

Bahsedilen pencereleme fonksiyonları kendi aralarında, roll-off değeri olarak adlandırılan geçiren bandın kazancının bandın uç frekanslarına yaklaştıkça sıfıra doğru azalma değerleri ve geçirme bandı değerleri açısından karşılaştırıldıklarında, Hamming fonksiyonunun Blackman fonksiyonuna göre %20 daha fazla roll-off değerine sahip olduğu, buna karşılık Blackman fonksiyonunun bant geçirgenliği değerlerinin yaklaşık olarak %0.02 (-74dB), Hamming fonksiyonunun ise %0.2 (-53dB) olduğu görülmektedir. Hanning ve Bartlett fonksiyonlarının ise Hamming fonksiyonu ile aynı roll-off değerine sahip olduğu da görülmektedir. Bahsedilen pencereleme fonksiyonlarından en sıklıkla kullanılan pencereleme fonksiyonları Hamming ve Blackman fonksiyonlarıdır, fakat genellikle Blackman fonksiyonu önerilmektedir. Şekil3.6' da Blackman ve Hamming fonksiyonlarının karşılaştırması verilmiştir (Smith 1997).



Şekil 3.6 Blackman ve Hamming fonksiyonlarının karşılaştırılması (Smith 1997)

3.1.6 Shannon Enerji

Fransız bilim adamı Sadi Carnot tarafından temeli oluşturulan ve ilk defa Rudolf Clausius tarafından tanımlanan terime entropi denmektedir. Entropi terimini ilk defa iletişim açısından kullanan kişi olan Claude Shannon, 1948 yılında bir seminerde “İletişimde matematiksel bir Teori” başlığıyla ilk defa sunmuş ve tanıtmıştır (Feng 2007). Entropi matematiksel tanım olarak, durum sayısının logaritması olarak tanımlanmaktadır (Eşitlik 3.22) (Liang et al. 1997).

$$E = -|x| \log |x| \quad (3.22)$$

İletilmesi gereken ortalama enformasyon miktarı, kanal sığasından küçük olduğu sürece uygun kodlama tekniklerinden yararlanarak enformasyon iletiminin hatasız olarak gerçekleşebileceğini göstermiştir (Eşitlik 3.23) (Liang et al. 1997).

$$E = -x^2 \log x^2 \quad (3.23)$$

Eşitlik 3.22 ve Eşitlik 3.23’deki her iki denklemde de, x normalize edilmiş işareti göstermektedir. Normalizasyon denklemi Eşitlik 3.24’ te (Liang et al. 1997) verilmektedir.

$$x_{norm}(k) = \frac{x(k)}{\max_i(|x(i)|)} \quad (3.24)$$

Literatüre göre, işaretin normalizasyonu yapıldıktan sonra, işarete uygun pencere aralığı hesaplanarak, 3.25 eşitliğinde (Ricke et al. 2005) gösterilen ortalama Shannon Enerji denklemi uygulanmaktadır. Bu eşitlikte kullanılan N değeri, penceredeki örnek sayısından gelmektedir. Sonuç olarak işaretin karakteristiklerinin tespitine yardımcı veriler üretilebilmektedir.

$$E_s = -1/N \sum_{i=1}^N x_{norm}^2(i) \log x_{norm}^2(i) \quad (3.25)$$

3.2 Wav Ses Dosyasının Çözümlemesi

Çalışmada kullanılan wav formatı (Waveform Audio Format) yaygın olarak kullanılan bir ses dosyası türüdür. Wav dosya tipi ile ses, diğer ses formatları gibi sıkıştırılarak değil, sadece sayısallaştırılarak saklanır. Bu dosya formatı sıkıştırılmadığı için çok yer kaplamaktadır. Ancak ses kalitesi olarak iyi seviyelerdedir. Yapılan bu tez çalışmasında wav ses formatı, sayısallaştırılmış sesin sıkıştırılmadan orijinal haliyle saklanmasından dolayı tercih edilmiştir.

Wav dosya formatı multimedya dosyaları depolamak için kullanılan Microsoft'un RIFF özelliğinin bir alt kümesidir. Burada bahsedilen RIFF (Resource Interchange File Format) işaretlenmiş yığınlardan oluşan verinin depolanması için tanımlanmış genel bir formattır. Bir RIFF dosyası, yığınlardan ve alt yığınlardan oluşmakta, genel olarak, ilk yığın dosya formatını, sonraki yığın dosya boyutunu ve son yığın ise veri yığını olduğunu ifade etmektedir (İnt. Kyn. 10).

Şekil 3.7'de verilen wav dosya formatında, birinci kolon alan adını, ikinci kolon ise alan boyutunu göstermektedir. İlk 3 satırdan oluşan kısım ses dosyasının format bilgilerini ve alan boyutu bilgilerini içermektedir. Şekil 3.8' de verilen örnek wav ses paketinden de anlaşılacağı gibi, elimizdeki dosyanın ilk 12 byte'lık veri, ana çatı olan RIFF ve bu çatı altında paketin içerdiği format bilgisini vermektedir. Daha sonraki 24 byte' tan oluşan veri bloğu ve sonraki veri blokları, RIFF çatısı altındaki hangi format kullanılmışsa o formata ilişkin veri kümelerini barındırmaktadır.

<u>Alan Adı</u>	<u>Alan Boyutu</u>
<i>Yığın Tipi</i>	4
<i>Yığın Boyutu</i>	4
<i>Yığın Formatı(Wave)</i>	4
<i>Alt Yığın_1 Tipi(fmt)</i>	4
<i>Alt Yığın_1 Boyutu</i>	4
<i>Audio Format</i>	2
<i>Kanal Sayısı</i>	2
<i>Örnekleme Oranı</i>	4
<i>Bayt Oranı</i>	4
<i>Blok Sıralama</i>	2
<i>Örnekteki Bit Oranı</i>	2
<i>Alt Yığın_2 Tipi(data)</i>	4
<i>Alt Yığın_2 Boyutu</i>	4
<i>Veri</i>	<i>Alt Yığın_2 Boyutu</i>

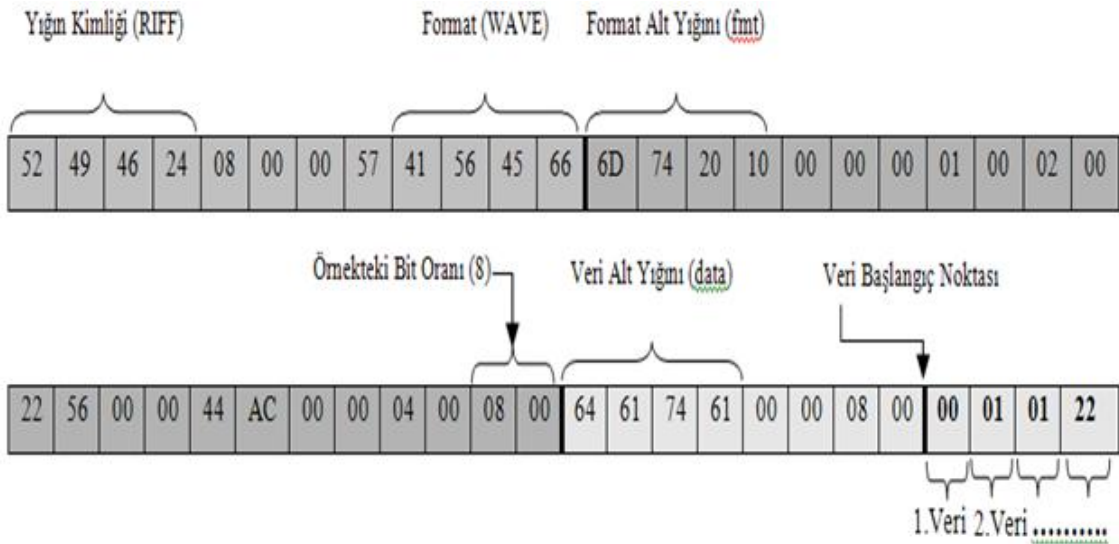
Şekil 3.7 Wav Dosya Formatı (İnt. Kyn. 11).

Şekil 3.7'de gösterilen wav dosya formatı aşağıda ayrıntılı bir şekilde incelenmektedir.

- *Yığın Kimliği*: Hex formatında “RIFF” harflerini içerir ve dosyanın RIFF çatısı altında olduğunu gösterir.
- *Yığın Boyutu*: Yığının kaç byte olduğunu gösterir.
- *Format*: RIFF çatısı altında, WAVE formatından başka dosya formatları da bulunmaktadır. Bunlara örnek olarak; .AVI(Audio/Visual interleaved), .RDI (Bitmapped Data), .RMI(MIDI information), .PAL (Color Palatte), RMN(Multimedia Movie) gibi farklı formatların bulunmasından dolayı verinin içinde, verinin hangi formatta olduğunu bulunması gerekir.
- *Alt Küme1 Kimliği*: Hex formatında “fmt” harflerini içerir ve Alt Küme1 kimliğinin başlangıç noktasını belirtir.
- *Alt Küme1 Boyutu*: Alt Küme1'in kaç byte olduğunu gösterir.

- *Audio Format*: Audio Formatını belirtir. Örn: PCM = 1.
- *Kanal Sayısı*: Verinin kanal sayısını verir. Örn: Mono:1, Stereo: 2, vs.
- *Örnekleme Oranı*: Verinin örnekleme oranını verir. Örn: 8000, 44100, vs.
- *Byte Oranı*: Wav dosyasının toplam kaç byte olduğunu gösterir.
- $\text{Örnekleme Oranı} * \text{Kanal Sayısı} * \text{Örnekteki Bit Oranı} / 8$ olarak hesaplanır.
- *Blok Sıralama*: Bütün kanallarda bir örnekteki byte sayısını gösterir. $\text{Kanal Sayısı} * \text{Örnekteki Bit Oranı} / 8$ olarak hesaplanır.
- *Örnekteki Bit Oranı*: 8= 8 Bit, 16= 16 Bit
- *Alt Küme2 Kimliği*: “DATA” kelimesini içerir. Veri alt yığının başlangıç noktasını gösterir.
- *Alt Küme2 Boyutu*: Verinin uzunluğunu gösterir.
- *Veri*: Verilerin bulunduğu alandır (İnt. Kyn. 11).

Verilen bu bilgiler ışığında, Şekil 3.8’de örnek bir ses paketi verilmiştir. Burada dikkat edilmesi gereken husus, veri bloğunun okunmasında, örnekteki bit oranının etkisidir. Örnekteki bit oranı 8 olan paketin veri bloğu 1 byte, 16 olan paketin veri bloğu 2 byte olarak okunmaktadır.



Şekil 3.8 Örnek Wav Ses Paketi (Deperlioğlu vd. 2009).

4. BULGULAR

4.1 Kalp Seslerinin Toplanması

Kullanılan seslerinin toplanmasında Afyon Kocatepe Üniversitesi Araştırma Hastanesinden yararlanılmıştır. Litmann 4100 model ve Iscope 200 model elektronik steteskoplar ile hastalardan veri toplanmıştır. Bu steteskopların en önemli özellikleri, ortam gürültüsünü %75 azaltabilmeleri ve sesi mekanik steteskoplara göre 18 kat yükseltebilmeleridir. İki farklı steteskop kullanılmasının nedeni, Litmann 4100 model steteskop, hafızasına 6 farklı kayıt alabilen, 3 farklı modda kayıt yapabilen ve hafızasına aldığı kayıtları kızıl ötesi yardımıyla başka bir bilgisayara gönderebilen bir steteskop olması dolayısıyla seçilmiştir. Iscope 200 model elektronik steteskop ise audio-out çıkışı olmasından dolayı tercih edilmiştir. Şekil 4.1(a) ve 4.1(b)' de kullanılan steteskoplar görülmektedir.



Resim 4.1 (a) Littmann 4100 steteskop



(b) Iscope 200 steteskop

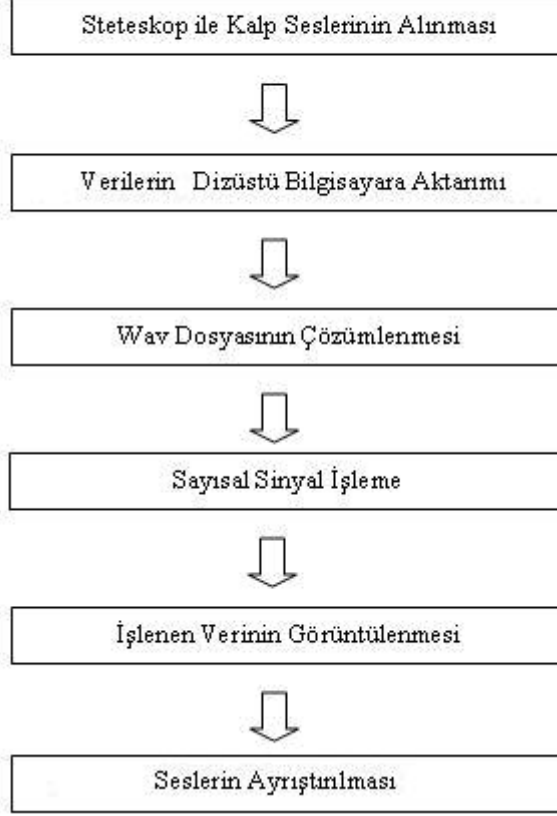
Litmann 4100 model steteskop, hafızasına aldığı sesleri e4k ve wav formatında bilgisayara aktarabilmektedir. Toplanan verinin bilgisayar ortamına aktarımı, Litmann steteskop'un kızıl ötesi çıkışından bilgisayara haricen takılan kızıl ötesi aparatı (Resim 4.2) sayesinde sağlanmaktadır.



Resim 4.2 Çalışmada kullanılan harici USB IRDA aygıtı (İnt. Kyn. 12).

Aktarılan kalp seslerinden zaman genlik bilgilerinin çıkartılabilmesi için bu seslerin bilgisayara atıldıktan sonra formatının dönüştürülerek tekrar kayıt edilmesi gerekmektedir. C#.Net platformunda geliştirilen yazılım algoritmasıyla wav formatında alınan sesler çözülerek, kalp seslerine ait zaman genlik bilgileri alınmış ve istenildiğinde *.txt formatında kayıt edilmiştir. Bu sayede kalp sesleri bilgisayarların anlayabileceği şekilde sayısallaştırılmış ve analiz için hazır hale getirilmiştir.

Elde edilen sayısal veriler üzerinde Sayısal İşaret İşleme teknikleri uygulanmaktadır (Şekil 4.1). Basit bir filtre gibi de çalışabilen pencereleme teknikleri (Hamming, Hanning ve Blackman) veriler üzerinde uygulanarak işaret işleme için uygun forma getirilmiştir. İşaret işleme tekniklerinden Ayrık Fourier Dönüşümü (AFD), Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD) ve Shannon Enerji teknikleri kullanılarak ses verileri analiz edilmiştir. Analiz sonucunda elde edilen işlenmiş veriler, grafiksel olarak görüntülenmekte, S1 ve S2 kalp sesleri tespit edilerek sesler ayrıştırılmasına çalışılmaktadır.



Şekil 4.1 Sistemin Blok Diyagramı

4.2 Wav Dosyasının Çözümlemesi

Wav formatına dönüştürülen ses dosyaları, geliştirilen yazılım algoritması ile çözümlenmektedir. Çözümleme işlemi, okunan ilk 4 byte'lık veriden dosyanın hangi çatıda olduğunun belirlenmesi eğer RIFF çatısı altında ise, bu çatının altındaki birçok formattan biri olan wav formatında olup olmadığının kontrol edilmesidir. Daha sonra örnekteki bit oranı okunarak ses verisinin okuma algoritması şekillendirilmektedir. Formatı okunan verinin kanal sayısına ve veri uzunluğu değerlerine bakılarak geliştirilen yazılım içerisinde uygun dizi (array) oluşturulmaktadır. Wav formatının içerisinde bulunan seslere ait genlik bilgileri çözümlenerek oluşturulan dizine analiz edilmek üzere kayıt edilir.

4.3 Sayısal İşaret İşleme Tekniklerinin Kullanılması

Diziye aktarılan sesler Sİİ tekniklerinden hangisi kullanılacak ise o sınıfın içine gönderilmektedir. Şekil 4.2’ de gösterilen Masaüstü Bilgisayar için hazırlanan yazılımda, hangi dosya türünün okunacağı, hangi sayısal filtrenin kullanılacağı, pencereleme fonksiyonu ve hangi Sİİ tekniğinin kullanılacağına ilişkin kullanıcıyı yönlendiren seçenek kutuları bulunmaktadır. Yönlendirmeler seçildikten sonra “Çalıştır” butonuna tıklanarak Sİİ gerçekleştirilmekte ve işlemin tamamlandığına dair “Tamamlandı” bildirimini “İşlem Sonucu” kutusunda görüntülenmektedir.

The screenshot shows a software window titled "Form1" with the main heading "SAYISAL VERİ İŞLEME SİSTEMİ". The interface is organized into four columns of options, each with a title and a list of radio buttons:

- Giriş Veri Tipi Seçimi:** *.txt dosyası, *.wav dosyası, online veri girişi
- Sayısal Filtre Tipi:** Filtre Yok, Alçak Geçiren Filtre, Yüksek Geçiren Filtre, Band Geçiren Filtren, Çentik Filtre
- Pencereleme Tipi:** Pencere Yok, Hamming, Hanning, Blackman. Below this is a text box for "Pencere Büyüklüğü".
- Sayısal İşaret İşleme Teknikleri:** Shannon Enerji, HFD, AFD, Wavelet Dönüşümü, PSD

At the bottom of the window, there are three buttons: "Çizdir", "Çalıştır", and "İşlem Sonucu" (with a text box next to it). A large "ÇIKIŞ" button spans the width of the window at the very bottom.

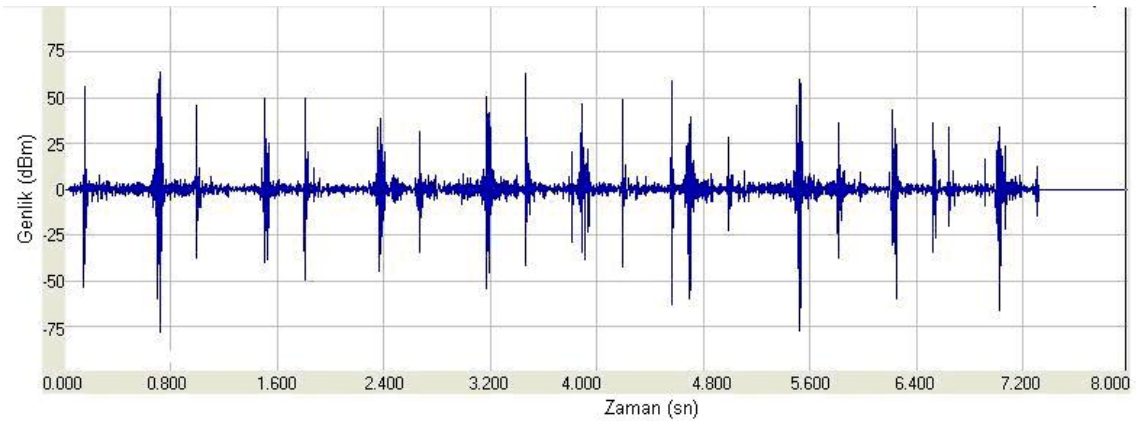
Şekil 4.2 Masaüstü Bilgisayar için Geliştirilen Sayısal Veri İşleme Programı Arayüzü

Sİİ’ nin tamamlanması ile program sonuç verilerini “SonucArray” dizisinde tutmakta ve uygulanan işaret işleme tekniğinin ismiyle txt formatında kaydetmektedir. Oluşturulan txt dosyasının içinden veya SonucArray dizisinden veriler alınarak çizdirilmektedir. Normal olan bir sesin Sİİ sonucu elde edilen grafiği ile anormal olan seslerin grafikleri karşılaştırılmakta ve ayrıştırılmaya çalışılmaktadır. Aynı veri üzerinde birden fazla

kombinasyon denenerek doğruya en yakın sonucun hangi kombinasyonla elde edileceğinin tespiti yapıldıktan sonra S1 ve S2 teşhis edilmeye çalışılmaktadır.

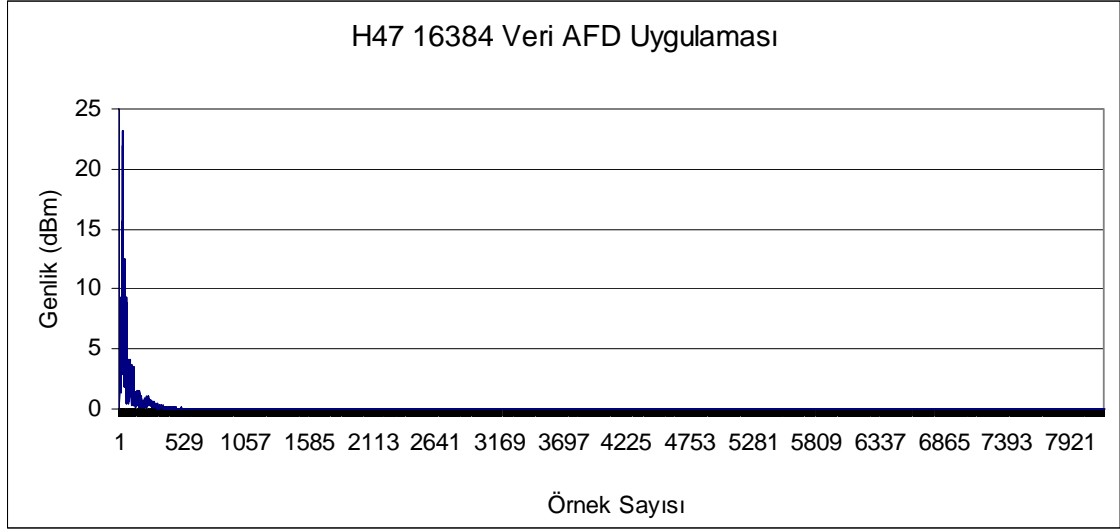
4.3.1 Kalp Seslerinin Geliştirilen Sistem Üzerinde Uygulanması

Afyon Kocatepe Üniversitesi Araştırma Hastanesinden, uzman hekimin yapmış olduğu teşhis sonucu toplanan kalp sesleri arasından ASD (Atrial Septal Defekt), VSD (Ventriküler Septal Defekt) hastalıklarına sahip anormal sesler ile normal kalp sesleri geliştirilen sistem üzerinde uygulanmıştır. Bu seslere ait ses verileri çözümlendikten sonra, pencereleme teknikleri ve farklı Sİİ teknikleri uygulanarak seslerin ayrıştırılmasına çalışılmıştır. Şekil 4.3'te normal bir kalp sesi grafiği görülmektedir.

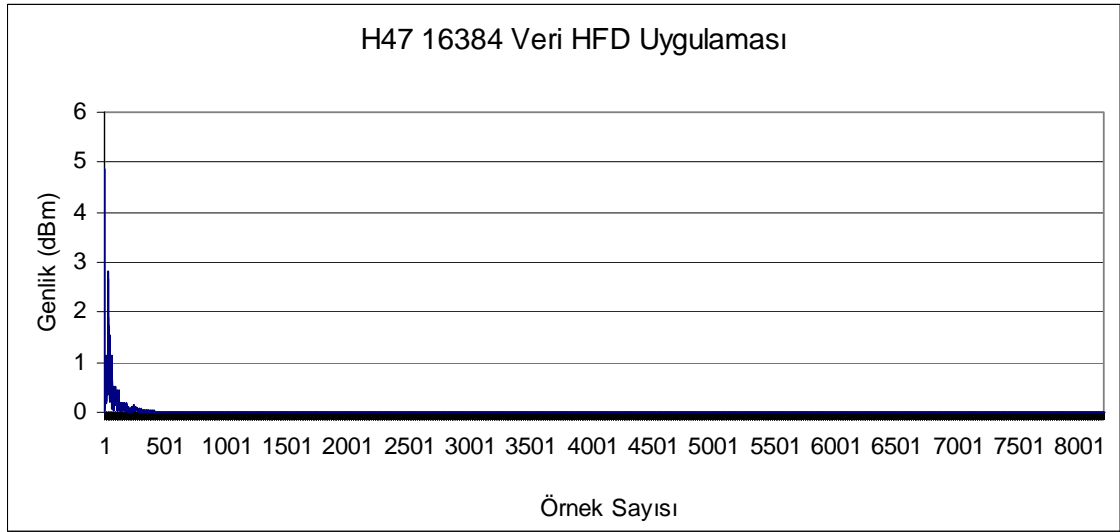


Şekil 4.3 Normal Kalp Sesi Grafiği (H47)

H47 numaralı normal olduğu bilinen kalp sesi üzerinde 16384 örnek verisi alınarak pencere fonksiyonu uygulanmadan Sİİ teknikleri uygulanmıştır. Veri uzunluğu AFD ve HFD uygulamalarında, işlem yükü ve orijinal verinin anlam bütünlüğü bakımından önemlidir. Özellikle HFD fonksiyonun çalışma prensibinde, işlenecek uzunluk ikinin katı olmak zorundadır. Bundan dolayı veri uzunluğu 2'nin katı ve iki kalp çevrimine tekabül etmesinden dolayı 16384 olarak seçilmiştir. İşaret üzerinde ilk olarak AFD, HFD, Shannon Enerji ve Güç Spektrum Yoğunluğu (PSD) uygulanmış ve grafikleri sırasıyla, Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6 ve Şekil 4.7'de verilmiştir.



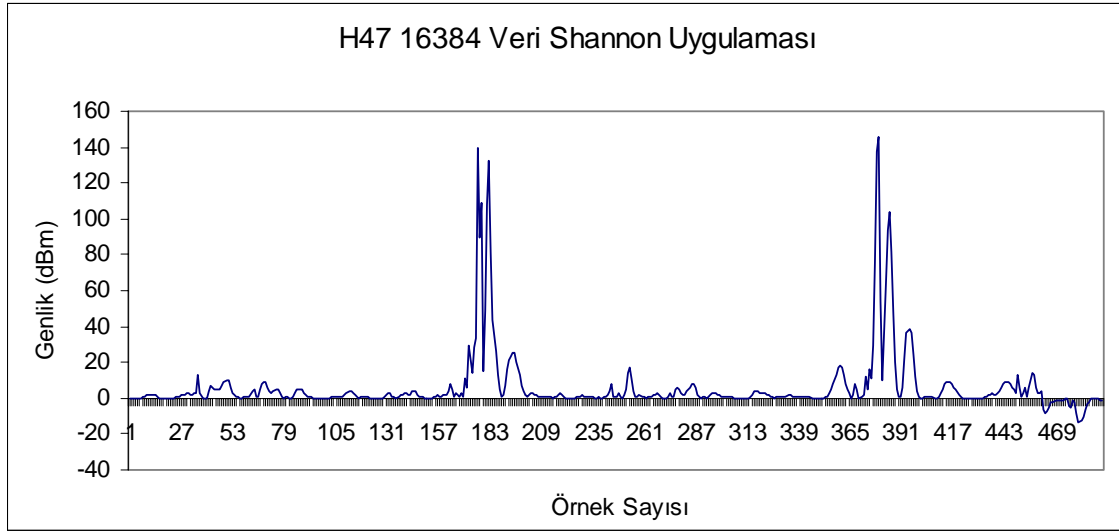
Şekil 4.4 H47 Kalp Sesi Üzerinde AFD Fonksiyonunun Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik



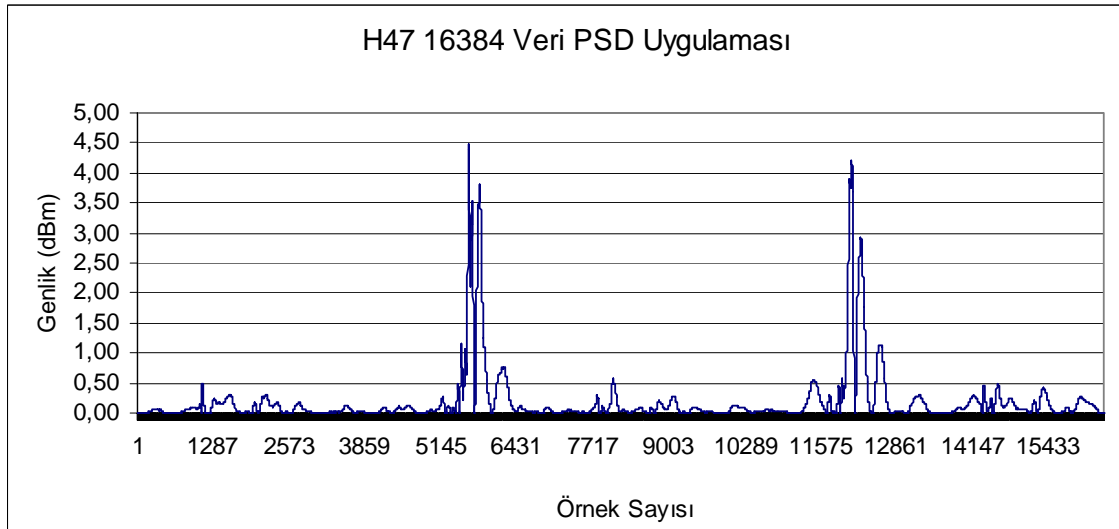
Şekil 4.5 H47 Kalp Sesi Üzerinde HFD Algoritmasının Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik

Şekil 4.4 ve Şekil 4.5 grafikleri incelendiğinde, HFD sonucunun AFD sonucundan farklı olmadığı görülmektedir. Bunun nedeni, HFD tekniğinin AFD fonksiyonunu kullanması olup HFD algoritmasının AFD' nin uygulanmasında daha etkin ve hızlı bir algoritma olmasından dolayıdır. Programda, Sİİ fonksiyonlarının işletim sürelerine bakıldığında, Intel Centrino mobil işlemciye (1.6GHz) sahip bir makinede 16384 veri

üzerinde pencere fonksiyonu kullanmadan AFD uygulandığında işlem süresi 46.71sn, aynı işlem HFD algoritması ile yapıldığında bu süre 0.039sn' ye olmaktadır. İşlenen veri miktarına ve işlemin yapıldığı işlemci hızına bağlı olarak bu zaman farkı daha çok artabilmektedir. AFD ve HFD arasındaki bu zaman farkı HFD' nin üstünlüğünü ortaya koymaktadır.



Şekil 4.6 H47 Kalp Sesi Üzerinde Shannon Enerji Denklemine Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik

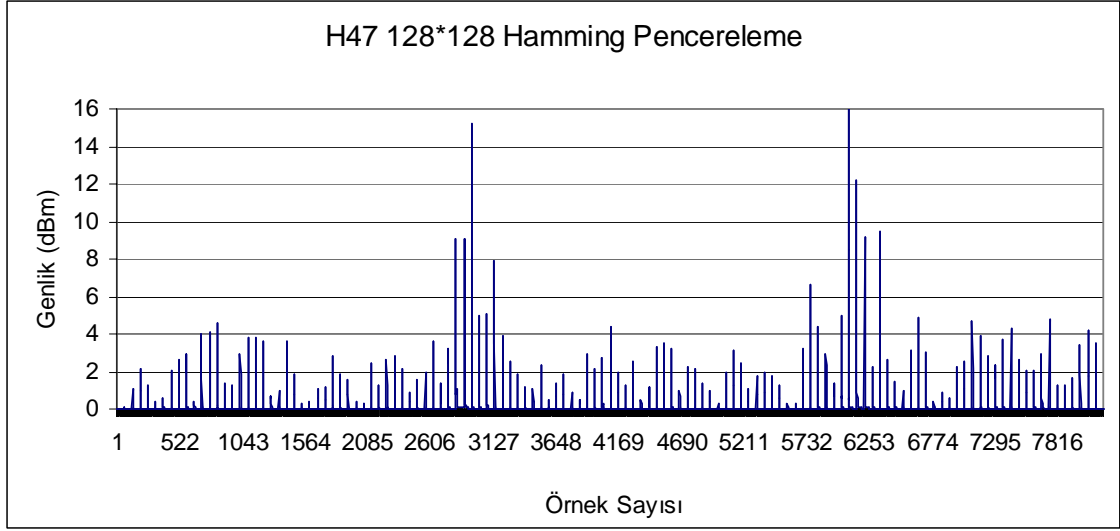


Şekil 4.7 H47 Kalp Sesi Üzerinde Güç Spektrumu Yoğunluğunun (PSD) Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik

Özellikle AFD ve HFD grafiklerinden de anlaşılacağı üzere, H47 normal kalp sesi işareti üzerinde yalın olarak Sİİ uygulamak, işaretin sınıflandırılması veya işaret içinde S1 ve S2 seslerinin ayrılmasında yeterli olmamaktadır. Şekil 4.6' da gösterilen Shannon grafiğinde, Shannon denkleminin uygulanmasıyla ilgili olarak, işaret N=32 uzunluğunda 512 pencere ile pencerelenmekte, fakat pencereleme fonksiyonları uygulanmamaktadır. Uygulanan Shannon denkleminin sesin ayrıştırılmasında daha etkili olduğu, S1 ve S2 seslerinin AFD ve HFD' ye göre daha net olarak seçilebildiği görülmektedir.

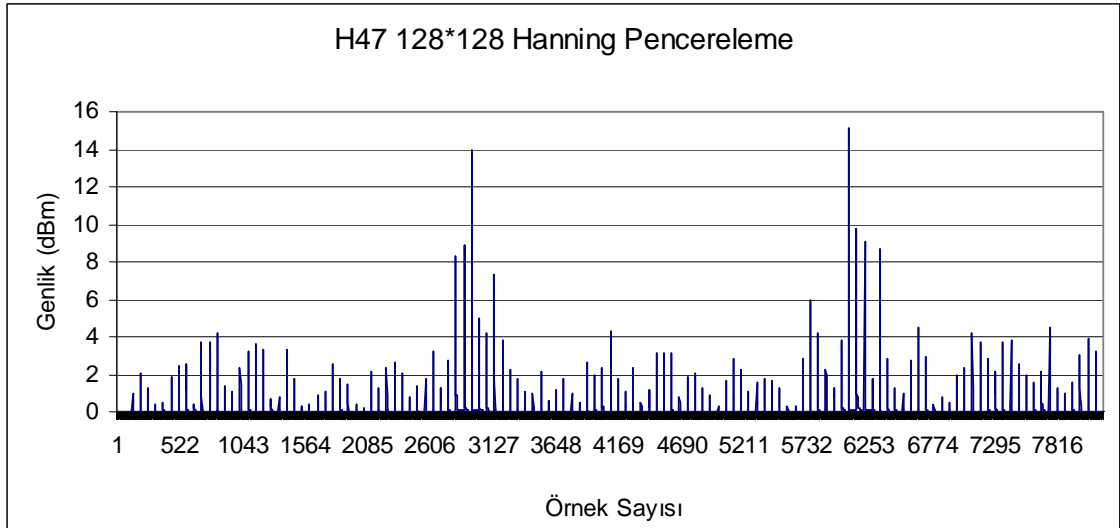
Sİİ tekniklerinin daha etkin kullanılması bakımından da pencereleme fonksiyonlarının uygulanması, sonuçların daha anlamlı hale getirilmesine yardımcı olmaktadır. Aynı zamanda, kod işletim süresi açısından bakıldığında Shannon Enerji denkleminin çalışma süresi 0.11sn olduğu tespit edilmiştir. Şekil 4.6 ve Şekil 4.7 deki Shannon Enerji ve PSD grafikleri kıyaslandığında her ikisi de kalp sesi üzerinde aynı seçiciliğe sahip olmakla birlikte Shannon Enerji grafiği daha az veride kalp sesini tanımlayabilmektedir. Bu özelliği karar sistemlerinde daha kullanışlı olacağını göstermektedir.

H47 işareti üzerinde aynı Sİİ tekniklerini kullanarak farklı pencere fonksiyonları denenmiştir. Bu denemeler sonucunda pencere fonksiyonlarının etkileri ve farkları görülmektedir. AFD ve HFD sonuçlarının aynı olmasından dolayı, pencere fonksiyonları sadece HFD ve Shannon denklemlerine uygulanacaktır. Sırasıyla Şekil 4.8, Şekil 4.9 ve Şekil 4.10' da Hamming, Hanning ve Blackman fonksiyonlarının sonuç grafikleri verilmektedir.

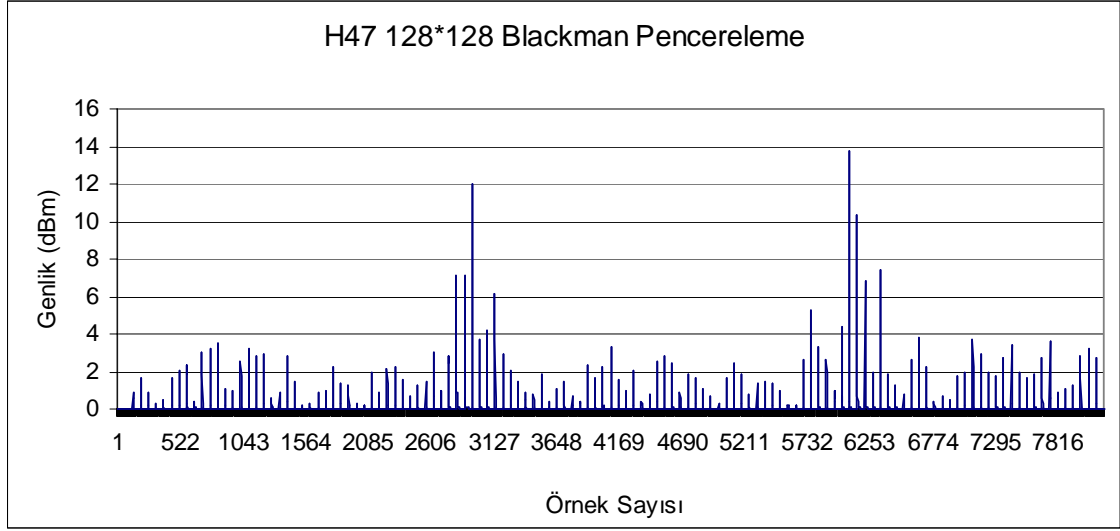


Şekil 4.8 H47 Kalp Sesi Üzerinde N=128 Uzunluğunda 128 Pencere Üzerinde Hamming Pencere Fonksiyonunun Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik

Bu grafiklere bakıldığında, güç değerleri yüksek olan S1 ve S2 kalp seslerinin dışındaki bölümlerde bastırma etkisi görülmektedir. Her üç grafiğe de bakıldığında, bastırma etkilerinin (roll-off) birbirlerine çok yakın olmasından dolayı, aralarında çok ciddi farklar oluşmamakla birlikte, Hanning ve Blackman fonksiyonlarının bastırma etkilerinin daha iyi olduğu gözlemlenmektedir.

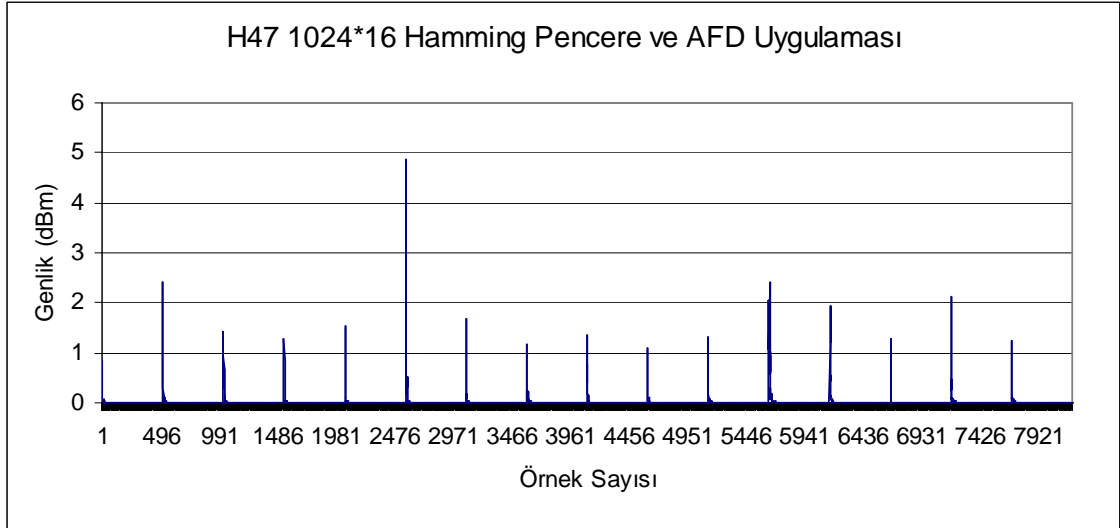


Şekil 4.9 H47 Kalp Sesi Üzerinde N=128 Uzunluğunda 128 Pencere Üzerinde Hanning Pencere Fonksiyonunun Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik



Şekil 4.10 H47 Kalp Sesi Üzerinde N=128 Uzunluğunda 128 Pencere Üzerinde Blackman Pencere Fonksiyonunun Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik

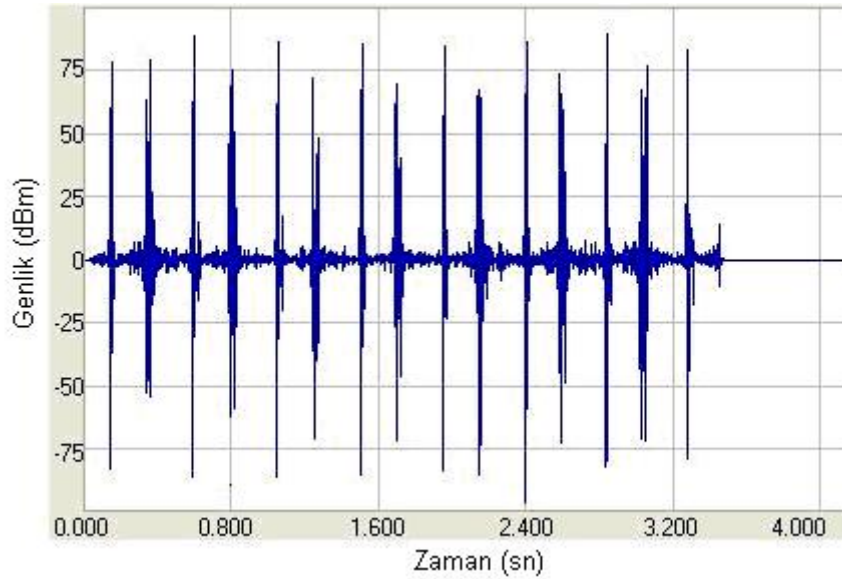
Aynı H47 işareti üzerinde, pencere aralığını 128 örnekten 1024 örneğe çıkardığımızda toplam 16 pencere ile işaret üzerinde AFD uygulandığında (Şekil 4.7) işaretin daha da sadeleştirildiği görülmektedir.



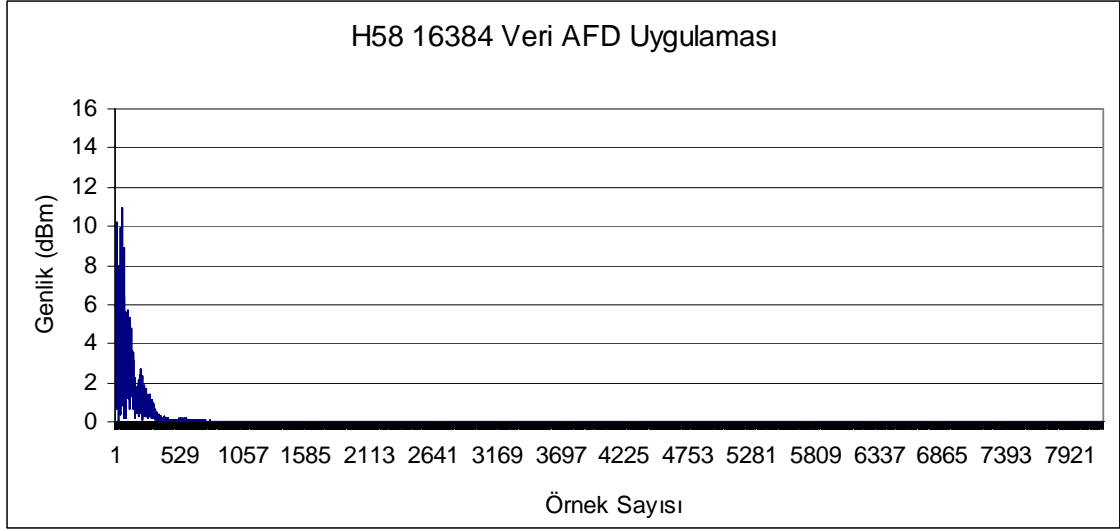
Şekil 4.11 H47 Kalp Sesi Üzerinde N=1024 Uzunluğunda 16 Pencere Alınarak Hamming Pencere Fonksiyonunun Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik

16384 veri üzerinde pencere fonksiyonu olmadan 46.71 saniyede gerçekleştirilen AFD uygulaması, aynı veri üzerinde Hamming pencere fonksiyonu ile $N=128$ ve 128 pencerede HFD uygulanarak işletildiğinde kod işletim zamanı 0.025sn olmaktadır. Aradaki zaman farklarından da anlaşıldığı gibi pencere fonksiyonları Sİİ uygulamalarında hız kazandırması bakımından da etkili bir yöntemdir.

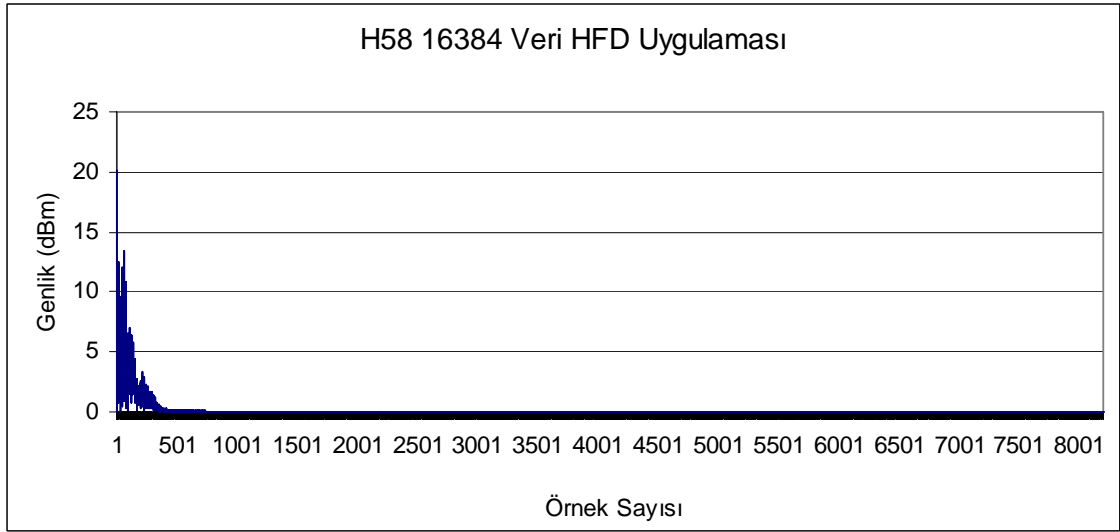
H47 sesi üzerinde uygulanan işlem sırası, H58 numaralı VSD sorunu olan bir ses ile H25 numaralı ASD sorunu olan diğer ses üzerinde aynı şekilde uygulanmaktadır. Şekil 4.12' de orijinal grafiği verilen H58 numaralı VSD sesi üzerinde Sİİ teknikleri uygulandığında, sonuç grafikleri sırasıyla Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15 ve Şekil 4.16' da gösterilmektedir. Şekil 4.13'de AFD, Şekil 4.14'de HFD, Şekil 4.15'de Shannon Enerji ve Şekil 4.16' da PSD verilmektedir. Veri uzunluğu aynı şekilde 16384 olarak seçilmiştir.



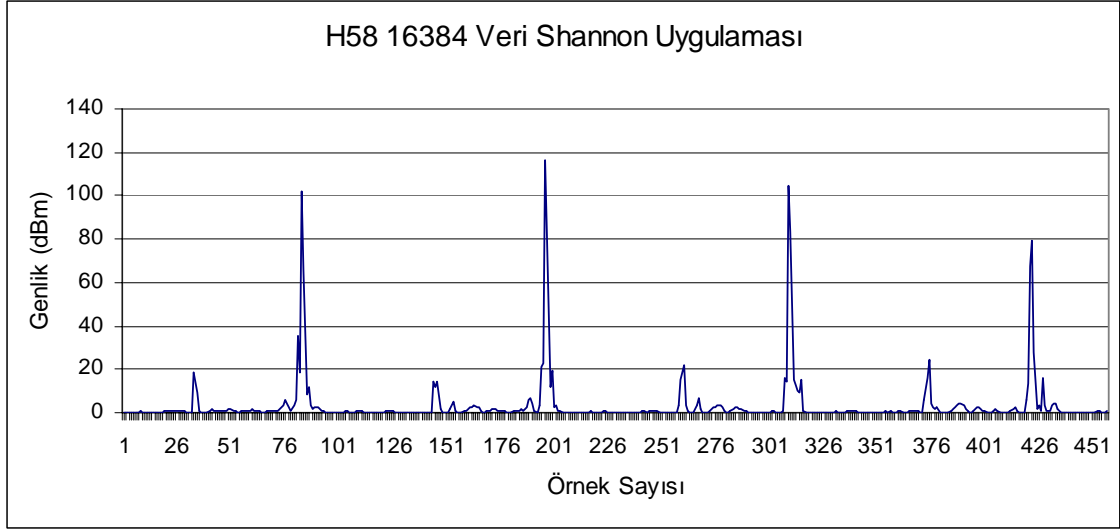
Şekil 4.12 H58 VSD Sesine Ait Orijinal Ses Grafiği.



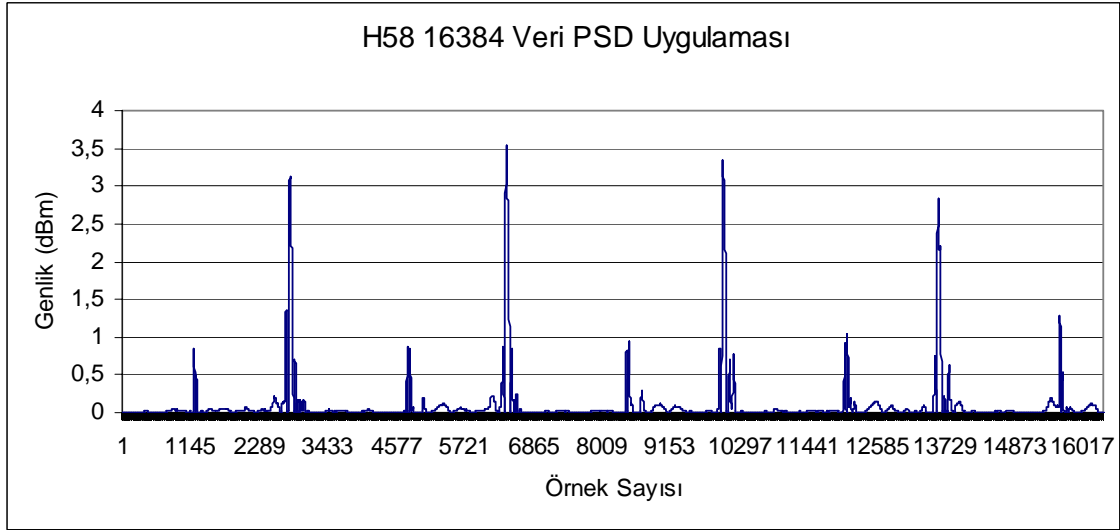
Şekil 4.13 H58 Kalp Sesi Üzerinde AFD Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik.



Şekil 4.14 H58 Kalp Sesi Üzerinde HFD Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik.

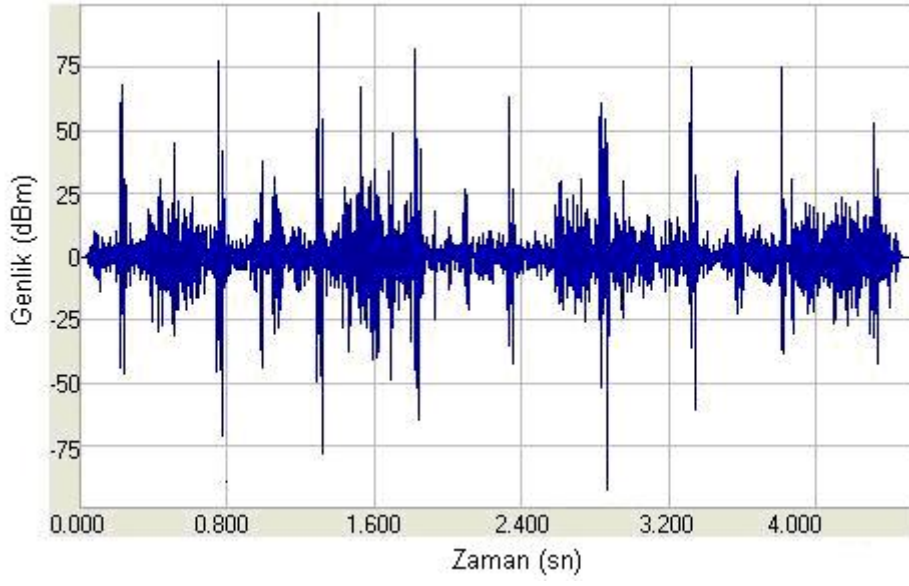


Şekil 4.15 H58 Kalp Sesi Üzerinde Shannon Enerji Denklemine Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik.

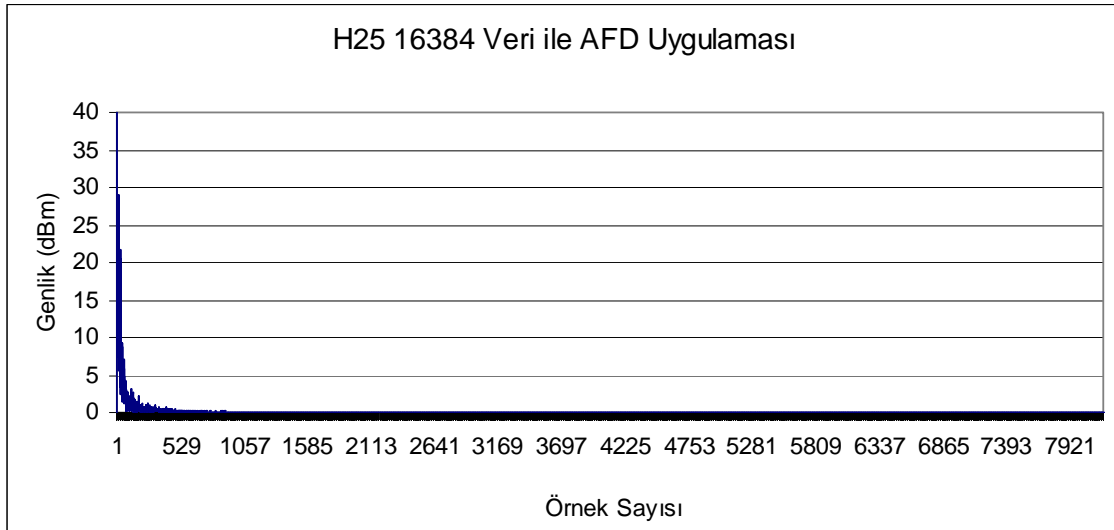


Şekil 4.16 H58 Kalp Sesi Üzerinde Güç Spektrumu Yoğunluğunun (PSD) Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik.

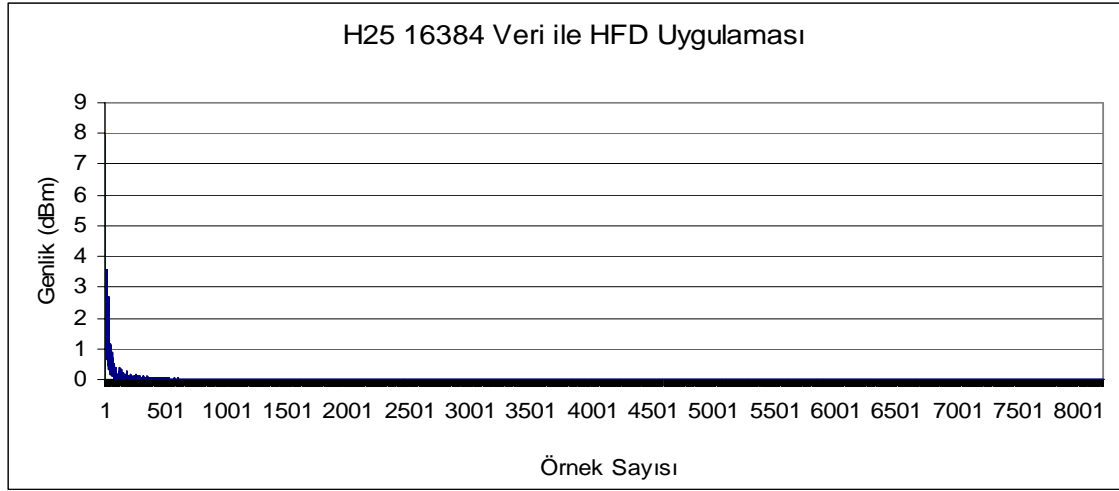
Aynı Sİİ teknikleri, Şekil 4.17’ de grafiği verilen H25 numaralı ASD işareti üzerinde de uygulanmaktadır. Sırasıyla Şekil 4.18, Şekil 4.19, Şekil 4.20 ve Şekil 4.21 grafiklerinde H25 üzerinde uygulanan AFD, HFD, Shannon Enerji ve PSD verilmektedir.



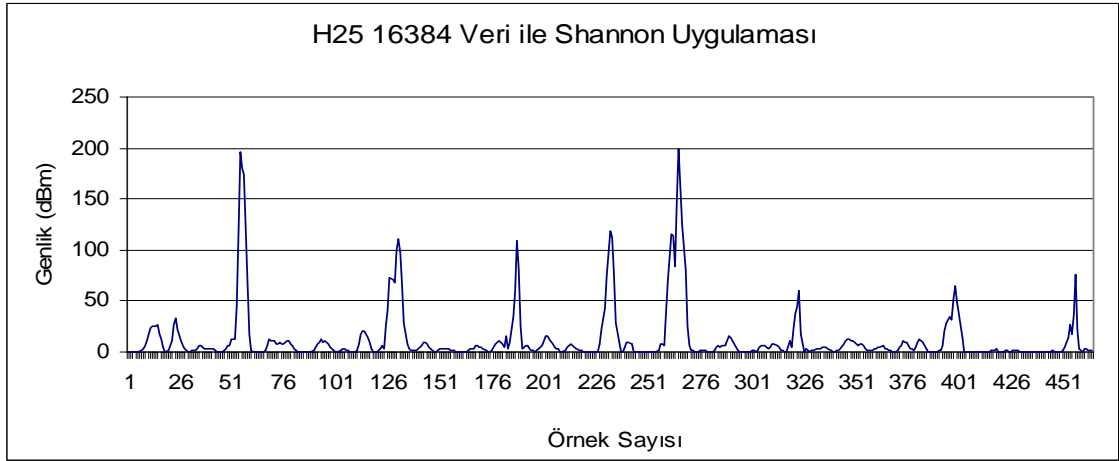
Şekil 4.17 H25 ASD Sesinin Orijinal Grafiği



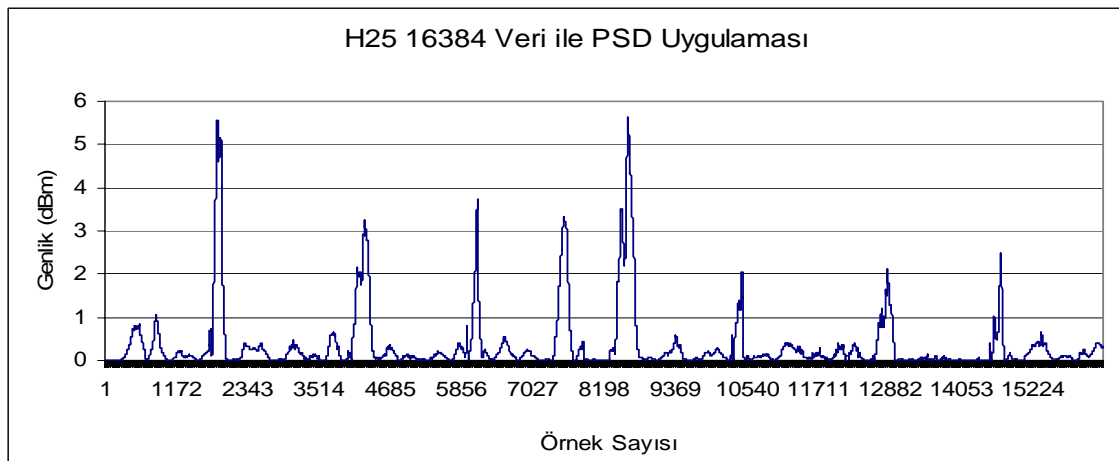
Şekil 4.18 H25 Kalp Sesi Üzerinde AFD Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik



Şekil 4.19 H25 Kalp Sesi Üzerinde HFD Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik

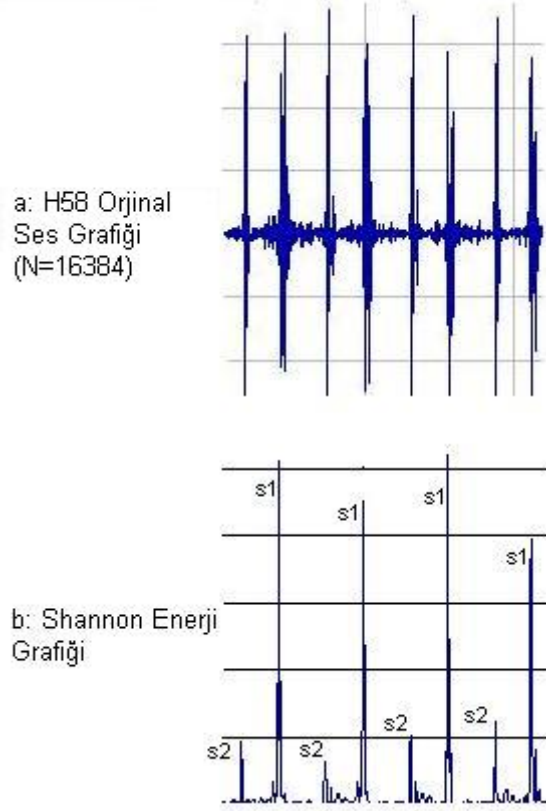


Şekil 4.20 H25 Kalp Sesi Üzerinde Shannon Enerji Denklemine Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik



Şekil 4.21 H25 Kalp Sesi Üzerinde Güç Spektrumu Yoğunluğunun (PSD) Uygulanmasıyla Elde Edilen Grafik

Bu grafiklere bakıldığında, kalp sesi işareti içinde S1 ve S2 seslerinin tanınması Shannon denklemi yardımıyla daha kolay olmaktadır. Aynı zamanda seçilen Hamming ve Blackman pencereleme fonksiyonları ile işaret sadeleşmektedir. Orijinal H58 işareti ile pencere fonksiyonları uygulanmış bir Shannon Enerji denklemi grafikleri alt alta konularak bakıldığında (Şekil 4.22) S1 ve S2 kalp sesleri daha kolay ayrıştırılmaktadır.



Şekil 4.22 H58 Sesine Ait 16384 Veri ile Orijinal Ses Grafiği ve Shannon Grafiğinin Karşılaştırılması.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Afyon Kocatepe Üniversitesi Araştırma Hastanesinden toplanan kalp sesi işaretleri ile yapılan çalışmada, işaretler üzerinde yapılan Sİİ sonucunda kalp sesini oluşturan seslerden olan S1 ve S2 seslerinin ayrıştırılması sağlanmaktadır. Aynı hastalık türünden, farklı kişilerden toplanan sesler üzerinde de denendiğinde doğru sonuç üretebilmektedir.

Kullanılan pencere fonksiyonları sayesinde, Sİİ tekniklerinin daha verimli kullanılabileceği gözlemlenmektedir. İlk olarak kullanılan ve işaret işlemenin temelini oluşturan AFD veya HFD uygulamasının herhangi bir pencere fonksiyonu kullanmadan uygulandığında üretilen verinin, o kalp sesinin teşhis etmede veya ses verisi içerisindeki S1 ve S2 kalp seslerini ayrıştırmada etkin olmadığı gözlemlenmektedir. Ayrıca sonraki çalışmalarda kullanılacak olan karar verme sistemlerinde de AFD' nin yalın olarak kullanımı sistemin öğrenme sürecini ve karar verme süresini uzatacağı ön görülmektedir. Fakat kullanılan Fourier Dönüşümlerine pencereleme fonksiyonları uygulandığında, ses verisinin teşhisi ve ayrıştırılmasında uygun pencere fonksiyonu ve pencere aralığının seçilmesi ile daha hızlı ve doğru sonuç elde edilebilmektedir.

İşaretlerin Shannon ve PSD analiz grafiklerine bakıldığında, aynı veri uzunluğu ve aynı pencere fonksiyonlarının kullanılması ile sonuçların AFD ve HFD' ye göre daha seçici olduğu gözlemlenmektedir. Uygulamada kullanılan sesler arasında anormalliğin teşhis edilmesi tek başına Sİİ uygulanmasıyla gerçekleştirilememektedir. Sİİ tekniklerinin kod işletim sürelerine bakıldığında, işaret üzerinde direk uygulanan AFD fonksiyonun 46.71 sn, HFD fonksiyonun 0.025sn, PSD fonksiyonu 0.14 sn, ve aynı işaret üzerinde Shannon Enerji denklemi uygulandığında bu sürenin 0.11sn gerilediği gözlemlenmektedir. Shannon Enerji denkleminde elde edilen verilerin teşhise yardımcı bilgi üretmesi hemde kod işletim süresinin daha kısa olması bakımından etkin bir metot olduğu görülmektedir. Seçilen en uygun Sİİ ve pencereleme arasındaki kombinasyondan çıkan verilerinin karar sistemlerine uygulanarak teşhis yoluna gidilmesi daha doğru sonuçlar verecektir.

Bu çalışmaya geliştirilen sistem ile devam ettirilecektir. Yazılımda eksik kalan, işaretin eş zamanlı olarak alınıp girişinin aktif hale getirilmesi, sayısal filtrelerin aktif hale getirilerek kullanıma açılması ve Sİİ tekniklerinden Wavelet Dönüşümünün uygulanabilir hale getirilmesi ile ilgili kısımlar tamamlanacaktır. Sonuç olarak, sistemin paket program haline getirilmesi ile işaretin türünden bağımsız bir Sİİ programı geliştirilecek ve farklı işaretler üzerinde çalışmalara devam edilecektir.

6. KAYNAKLAR

- Abdulla, R., 2001, "The History of The Stethoscope", Pediatric Cardiology, Vol. 22, pp. 371-372
- Ahlström, C., 2006, "Processing of the Phonocardiographic Signal – Methods for the Intelligence Stethoscope", Phd Thesis, Linköping University, Institute of Technology, Sweden
- Bender, J.R., 1997, "Heart Valve Disease", 13. Chapter, Yale University School of Medicine Heart Book, 8 p.
- Bülbül, H.İ., Karacı, A., 2007, "Bilgisayar Ortamında Sesli Komutları Tanıma-Örüntü Tanıma Yöntemi", Kastamonu Eğitim Dergisi, Vol. 15, pp. 45-62
- Cambazoğlu, T., 1991, "Sayısal İşaret İşleme (DSP), Bir DSP Mimarisinin İncelenmesi ve Uygulamaları", EMO Dergisi, Vol. 378, pp.31-38
- Chen, D., Durand, L.G., Lee, H.C., 1997, "Time-Frequency Analysis of the First Heart Sound. Part1: Simulation and Analysis", Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 35, pp. 306-310
- Dahl, L.B., Hasvold, P., Arild, E., Hosvold, T., 2002, "Heart Murmurs Recorded by a Sensor Based Electronic Stethoscope e-mailed for remote assessment", Arch Dis Child, Vol. 87, pp. 297-301
- Debbal, S.M., Bereksi-Reguig, F., 2007, "Time-Frequency Analysis of the First and Second Heartbeat Sounds", Applied Mathematics and Computation, Vol. 184, pp. 1041-1052
- Degroff, C., Bhatikar, S., Hertzberg, J., Shandas, R., Valdes-Cruz, L., Mahajan, R., 2001, "Artificial Neural Network-Based Method of Screening Heart Murmurs in Children", Journal of American Heart Association, Vol. 103, pp. 2711, 2716
- Deperlioğlu, Ö., Karasekreter, N., Fidan, U., 2009, "Öskültasyon Seslerinin PDA Ortamında Görüntülenmesi ve Dinlenmesi", Uluslararası 5. İleri Teknolojiler Sempozyumu, 13-15 Mayıs 2009, Karabük.
- Feng, J, 2007, "Digital Communication and Signal Processing with MatLab", Lecture Note, , University of Warwick

- Folland, R., Hines, E.L., Boilot, P., Morgan, D., 2002, "Classifying Coronary Dysfunction using Neural Networks through Cardiovascular Auscultation", *Medicine & Biological Engineering & Computing*, Vol. 40, pp. 339-343
- Gnitecki, J., Moussavi, Z., 2007, "Separating Heart Sounds from Lung Sounds", *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Vol. 26, pp. 20-29
- Güraksın, G.Ü., "Kalp Seslerinin Yapay Sinir Ağları ile Sınıflandırılması", Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyonkarahisar
- Haghighi-Mood, A.; Torry, J.N., 1995, "Coherence Analysis of Multichannel Heart Sound Recording", *Computers in Cardiology*, 8-11 Sep 1996 pp 377-380
- Hult, P., Fjallbrant, T., Wranne, B., Ask, A., 2004, "Detection of the third heart sound using a tailored wavelet approach", *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol.42, pp.253-258
- Kabalıcı, E., 2006, "PC Tabanlı Kablosuz EKG Biyotelemetri Sistemi Tasarımı ve Yapımı", Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara
- Karnath, B., Thornton, W., 2002, "Auscultation of the Heart ", *Hospital Physician*, pp. 39-43
- Katz, M.A., 2005, "Physiology of the Heart", Lippincott Williams & Wilkins, 4. Edition, New Hampshire, USA.
- Kayran, A., Ekşioğlu, E.M., 2004, "Bilgisayar Uygulamalarıyla Sayısal İşaret İşleme", Birsen Yayınevi, 1. Basım, İstanbul, Türkiye.
- Kara, S., Kemaloğlu, S., 2001, "Kalp Kapağı Sonrası Fonokardiyografik Seslerin Değerlendirilmesi", 9. IEEE Sinyal İşleme ve Uygulamaları Kurultayı, 25-27 Nisan 2001, Gazimağusa K.K.T.C, p198-203
- Kumar, D., Carvalho, P., Antunes, M., Gil, P., Henriques, J., Eugenio, L., 2006, "A New Algorithm for Detection of S1 and S2 Heart Sounds", *ICASSP 2006*, 14-19 May 2006
- Kumar, D., Carvalho, P., Antunes, M., Henriques, J., Eugenio, L., Schmidt, R., Habetha, J., 2006, "Detection of S1 and S2 Heart Sounds by High Frequency Signatures", *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, Vol. 1, pp. 1410-1416

- Kumar, H.B., 2007, "A Fuzzy Expert System Design for Analysis of Body Sounds and Design of an Unique Elektronik Stethoscope (Development of HILSA Kit)", *Biosensors & Bioelektronics*, Vol. 22, pp. 1121-1125
- Liang, H., Lukkarinen, S., Hartimo, I., 1997, "Heart Sound Segmentation Algorithm Based on Heart Sound Envelopogram", *Computers in Cardiology*, Vol. 24, pp. 105-108
- Malarvili, M.B., Kamarulafizam, I., Hussain, S., Helmi, D., 2003, "Heart Sound Segmentation Algorithm Based on Instantaneous Energy of Elektrokardiogram", *Computers in Cardiology*, Vol. 30, pp. 327-330
- Onat, A., Şurdum, G., Şenocak, M., Örnek, E., Gözükara, Y., Karaaslan, Y., Özişik, U., İşler, M., Tabak, F., Özcan, R., Onat, A., 1991, Türkiye'de Erişkinlerde Kalp Hastalığı ve Risk Faktörleri Sıklığı Taraması: 3. Kalp Hastalıkları Prevalansı, Vol. 19.
- Opei, L., 2004, "Heart Physiology: From Cell to Circulation", Lippincott Williams & Wilkins, 4. Edition, USA
- Ortuğ, G., 1991, "Anatomi", Anadolu Üniversitesi Açıköğretim Fakültesi Yayınları, Eskişehir, 221.
- Ölmez, T., Dokur, Z., 2003, "Classification of Heart Sounds using Artificial Neural Network", *Pattern Recognition Letters*, Vol. 24, pp. 617-629
- Özustaoglu, H.F., Nacaroğlu, A., 2006, "İnsan İle Bilgisayar Arasında Sesli İletişimin İyileştirilmesi", ELECO'2006, TÜYAB, 6-10 Aralık, Bursa
- Ricke, AD., Povinelli, RJ., Johnson, MT., 2005, "Automatic Segmentation of Heart Sound Signals Using Hidden Markov Model", *Computers in Cardiology*, Vol.32, pp. 953-956
- Sallo, Z.G., 2005, "Applications of Wavelet Analysis in ECG Signal Processing", Phd Thesis, Universitatea Tehnica, Facultatea Elektrotehnica, Romania
- Say, Ö., 2002, "Kalp Seslerinin Analizi ve Yapay Sinir Ağları ile Sınıflandırılması", Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Segaier, M., Lilja, O., Lukkarinen, S., Sörnmo, L., Sepponen, R., Pesonen, E., 2005, "Computer-Based Detection and Analysis of Heart Sound and Murmur ", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 33, pp. 937-942

- Shapiro, M., Moyers, B., Marcus, GM., Gerber, IL., McKeown, BH., Vessey, JC., Jordan, MV., Huddleston, M., Foster, E., Chatterjee, K., Michaels, AD., 2007, "Diagnostic Characteristics of Combining Phonocardiographic Third Heart Sound and Systolic Time Intervals for the Prediction of Left Ventricular Dysfunction", *Journal of Cardiac Failure*, Vol. 13. pp. 18-24.
- Sharif, Z., Zainal, M.S., Sha'ameri, Z.A., Salleh, S.H.S., 2000, "Analysis and Classification of Heart Sounds and Murmurs Based on the Instantaneous Energy and Frequency Estimations", *Tencon*, Vol. 2, pp. 130-134.
- Silverstein,A., Silverstein, V., Silverstein, L., 2006, "Heart Disease", *Twenty-First Century Boks*, Chapter 1
- Silverstein,A., Silverstein, V., Silverstein, L., 2006, "Heart Disease", *Twenty-First Century Boks*, Chapter 3
- Smith, S.W., 1997, "The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing", *California Technical Publishing*, 1. Edition, San Diego, USA.
- Sinha, K., Aggarwal, Y., 2007, "Backpropagation Artificial Neural Network Classifier to Detect Changes in Heart Sound due to Mitral Valve Regurgitation", *Medical System*, Vol. 31, pp. 205-209
- Swanson, D., 2000, "Signal Processing for Intelligent Sensor System", *Marcel Deker*, 1.Edition, NY, USA
- Turkoğlu, İ., Arslan, A., Ilkay, E., 2003, "An intelligent system for diagnosis of the heart valve disease with wavelet packet neural networks", *Computers in Biology and Medicine*, Vol.33, pp.319-331.
- Voss, A., Mix, A., Hübner, T., 2005, "Diagnosing Aortic Valve Stenosis by Parameter Extraction of Heart Sound Signal", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol.33, pp. 1167-1174.
- Wang, P., Lim, C.S., Foo, J.Y.A., Anantharaman, V., 2007, "Phonocardiographic Signal Analysis Method Using a Modified Hidden Markov Model", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 35, pp. 367-374.

İnternet Kaynakları		Erişim Tarihi
1	www.tkd-online.org/UKSP/UKSP_EylemPlani.pdf	03.05.2009
2	http://tr.wikipedia.org/wiki/Stetoskop	04.03.2008
3	http://www.aof.anadolu.edu.tr/kitap/EHSM/1211/unite06.pdf	12.05.2008
4	http://www.canlibilimi.com/images/dolasim-sistemi-1.jpg	30.02.2009
5	http://www.ahmetalpman.com/defkonuoku.asp?id=484&konuindex=13	21.01.2009
6	http://80.251.40.59/sports.ankara.edu.tr/koz/ana-fiz/dolasim.fizyoloji.pdf	01.03.2009
7	http://biyoloji.mathilmi.com/dolasim_sistemleri/dolasim_sistemi_clip_image006.gif	30.02.2009
8	http://img301.imageshack.us/img301/4299/kapaklay326fcedo0.jpg	30.02.2009
9	http://www.anadulusaglik.org/	03.03.2009
10	http://netghost.narod.ru/gff/graphics/summary/micriff.htm	03.03.2009
11	http://ccrma.stanford.edu/courses/422/projects/WaveFormat/	24.10.2007
12	http://www.meditronik.com.pl/doc/mini/usb-irda.jpg	15.05.2009

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı	Naim KARASEKRETER
Doğum Yeri	Afyonkarahisar
Doğum Tarihi	14/06/1980
Medeni Hali	Evli
Yabancı Dili	İngilizce
	Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)
Lise	Pendik Lisesi 1997
Lisans	Doğu Akdeniz Üniversitesi 2003
	Çalıştığı Kurumlar ve Yıl aralığı
Afyon Kocatepe Üniv.	2005 – 2009

Yayınları

- Ö. Deperlioğlu, N. Karasekreter, U. Fidan, “Oskültasyon Seslerinin PDA Ortamında Görüntülenmesi ve Dinlenmesi”, 5. International Advanced Technologies Symposium, 13-15 Mayıs 2009, Karabük / Türkiye
- A.K. Telli, F. Taktak, İ. Tiryakioğlu, N. Karasekreter, İ. Yılmaz, “Attribute Database for Dynamic Web Based GIS: Campus Sample”, 5. International Conference on Gographic Information Systems, 2-5 Temmuz 2008, İstanbul / Türkiye
- Ö. Deperlioğlu, G. E. Güraksın, N. Karasekreter, "DC-DC Power Converters Control With Fuzzy Logic”, International Wokshop on Nonlinear Signal and Image Processing 2007, Polytechnica University of Bucharest, 10 Eylül - 12 Eylül 2007, Bükreş / Romanya
- Y. Sarpkaya, N. Karasekreter, M. Doğan, "Uzaktan Eğitim Yazılım Altyapısının Bilginin Geçerliliğine ve Kalıcılığına Etkisi", Akademik Bilişim 2007 Dumlupınar Üniversitesi, 31 Ocak - 2 Şubat 2007, Kütahya / Türkiye

OSKÜLTASYON SESLERİNİN PDA ORTAMINDA GÖRÜNTÜLENMESİ VE DİNLENMESİ

LISTENING AND DISPLAYING AUSCULTATION SOUNDS IN PDA

Ömer Deperlioğlu^{a*}, Naim Karasekreter^b ve Uğur Fidan^c

^{a*} Afyon Kocatepe Üniversitesi, Afyon, Türkiye, E-posta: odeper@aku.edu.tr

^b Afyon Kocatepe Üniversitesi, Afyon, Türkiye, E-posta: karasekreter@aku.edu.tr

^c Afyon Kocatepe Üniversitesi, Afyon, Türkiye, E-posta: ufidan@aku.edu.tr

Özet

Bu çalışmada, hekimlerin oskültasyon seslerini tekrar dinleyebilmesine ve görüntülenmesine olanak sağlayan bir sistem geliştirildi. Elektronik stetoskopta alınan sesler PDA (El Bilgisayarı)'nın audio in girişinden alınarak PDA içindeki ses kayıt programıyla *.wav formatında kaydedildi. Kayıt edilmiş olan sesler MMS ve/veya elektronik posta ile uzakta bulunan daha tecrübeli hekimlerin PDA'larına da aktarıldı. C#.Net platformunda hazırlanan yazılımla oskültasyon sesleri PDA ekranında görüntüldü, hastalıklı ses ile kayıtlı olan normal ses farkı görülmüş oldu ve seslerin tekrar dinlenebilmesine olanak sağlandı. Bu sayede birbirinden uzakta bulunan hekimler arasında konsültasyon imkanı sağlandı.

Anahtar kelimeler: Oskültasyon, Stetoskop, Wav, PDA

Abstract

In this study, a new system has been developed for listening and displaying the auscultation sounds signals again for doctors. The sounds which have been collected with electronic stethoscope were recorded to the PDA and converted to the wav format with PDA sound recorder software. The recorded sounds have been transferred to more experienced doctor's PDA with MMS and/or email. The wav file has been digitized with software which has been prepared at C#.Net platform. Digitized sounds can be displayed in graphical form and listened again with headphone in PDA. It is possible to make consultation for the doctors who are living far from each other with this new technique.

Keywords: Auscultation, Stethoscope, Wav, PDA

1. Giriş

Oskültasyon göğüs hastalıkları ve batin hastalıklarını araştırmak için organların normal ve anormal seslerin stetoskop ile dinlenmesidir. Oskültasyon seslerinin hastalığın durumuna göre çeşitlilik gösterdiği düşünüldüğünde stetoskop ile dinlenen seslerin doğru yorumlanabilmesi uzun zaman gerektiren mesleki tecrübeyi gerektirmektedir. Oskültasyon tekniği ile teşhis edilebilecek ve teşhis edilebilmesi halinde ilaç tedavisiyle kısa sürede hastayı tedavi edilebilecekken, hastalığın doğru teşhis edilememesinden dolayı, hastalar en yakın donanımlı hastanelere sevk edilmekte, bu durum zaman ve para kaybına neden olmakla birlikte nadir olarak hastanın nakli esnasında ölümüne yol açmaktadır.

Oskültasyon tekniğinin temelini oluşturan ilk stetoskop, 1816 yılında Laennec tarafından geliştirildi. 1829'da, Dr. Charles Williams, Laennec stetoskobunu iki parçaya bölerek değişik açılara bükülüp katlanabilir hale getirdi. 1830-1840 yılları arasında tek kulaktan dinlemeli 1852 yılında çift kulaktan dinlemeli dayanıklı kauçuktan yapılmış ve doktorların kalp ve akciğer seslerini açılabilir hareketlerle dinlemesine olanak sağlayan mekanik stetoskoplar geliştirildi. İlk elektronik stetoskop 1961 yılında Amplivox tarafından geliştirildi. [1] Kullanılan yükselteç ve filtrelerle birlikte elektronik stetoskoplar mekanik stetoskoplara göre oskültasyon seslerinin daha kaliteli dinlenmesine olanak sağlamaktadır. Ayrıca elektriksel işarete çevrilmiş olan bu sesler farklı veri işleme ve haberleşme teknikleri kullanılarak tanı ve tedavide farklı teknolojik gelişmelerin de yolunu açmıştır. Bu konuda yapılmış çalışmalardan bazılarında aşağıda değinilmiştir.

2001 yılında araştırmacılar, hasta ve hekimlerin farklı fiziksel konumlarda bulduklarında, hastalardan elektronik yolla veya elle alınan verilerin, teşhis ve tedavi amacı ile internet üzerinden, uzaktaki danışman klinik ya da uzman hekimlere ulaştırılmasını sağlamaktadır. [2]

2001 yılında yapılan diğer bir çalışmada, kalp sesleri ile EKG işaretlerinin eş zamanlı alınarak, kalp kapağı ameliyatı geçirecek hastaların ameliyattan önceki ve sonraki klinik bilgilerinin bilgisayara aktararak hastanın takibinin yapılabilmesi için yardımcı bir sistem geliştirilmeye çalışılmıştır [3].

Moghavvemi ve arkadaşları[4], 2003 yılında yaptıkları çalışmada yeni bir elektronik stetoskop tasarlamışlar ve Win95 tabanlı bir yazılım kullanarak aldıkları FKG seslerini sinyal işleme teknikleri kullanarak analiz etmişlerdir. Bu sistemle elde ettikleri sonuçlarla kalp seslerinin karakteristiklerini tespit etmeye çalışmışlardır.

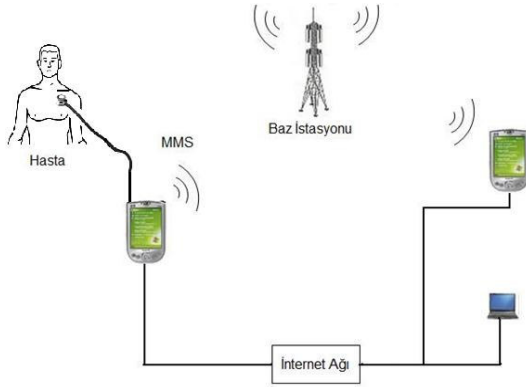
2007 yılında Noponen ve arkadaşları[5], 807 pedyadrik hasta üzerinde uyguladıkları sistemde hastalardan elektronik stetoskopta aldıkları sesleri dizüstü bilgisayara aktardıktan sonra görüntülemiş ve oskültasyon bulgularını analiz etmişlerdir.

2007 yılında Fragasso ve arkadaşları[6], videophone tabanlı bir sistemin fizibilitesini ve doğruluğunu tespit etmek için bir çalışma yapmışlar ve böyle bir yöntemin kullanılabilir olduğunu sonucunu ortaya koymuştur.

Bu çalışmanın amacı, elektronik steteskopla alınan *.wav formatındaki seslerin MMS ve/veya elektronik posta ile uzakta bulunan daha tecrübeli hekimlerin PDA'larında grafiksel formda görüntülenebilir ve istenildiğinde kulaklık çıkışı üzerinden tekrar dinlenebilmesine olanak sağlamaktır. Bu sayede birbirinden uzakta bulunan hekimler arasında konsültasyon imkanı sağlayarak hastalığın doğru teşhis edilmesini ve uygun tedavinin daha kısa sürede uygulamasına olanak sağlamaktır.

2. Metaryel ve Metot

Şekil 1'de gerçekleştirilen sistemin genel blok diyagramı görülmektedir. Kalp ve batın bölgesindeki sesler i-scope 200 model (Şekil 2a) elektronik steteskop ile alınır. Kullanılan elektronik steteskop mekanik steteskoplara göre 18 kat yükseltme ve ortam gürültüsünü %75 daha fazla bastırma oranına sahiptir. Ayrıca elektronik steteskop üzerinde bulunan audio out çıkışı üzerinden oskültasyon sesleri kulaklıkla, PC veya PDA' da dinlenebilmektedir.



Şekil 1. Sistemin genel blok diyagramı

Elektronik steteskop ile alınan sesler audio in ve kızıl ötesi girişi bulunan Hp hx2000 model (Şekil 2b) PDA'ya aktarılır. PDA işletim sistemi olan Windows mobile 5.0' da bulunan ses kayıt programı ile gelen sesler wav formatında kayıt edilir. PDA için hazırlanan yazılım ile oskültasyon sesleri görüntülenir ve istenildiğinde PDA'nın Gprs ve Wi-Fi özellikleri kullanılarak konsültasyon kurulacak hekime MMS veya elektronik posta yoluyla gönderilir. Uzaktaki hekime ait PDA'da da bulunan hazırlanmış yazılım ile seslerin tekrardan dinlenebilmesi ve ekranda görüntülenmesi sağlanır.

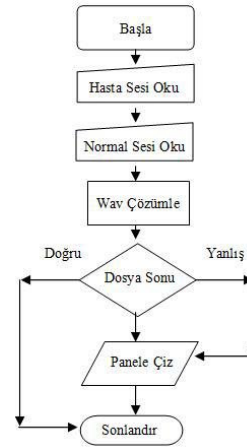


a) Steteskop b) PDA
Şekil 2. Kullanılan elektronik steteskop ve PDA

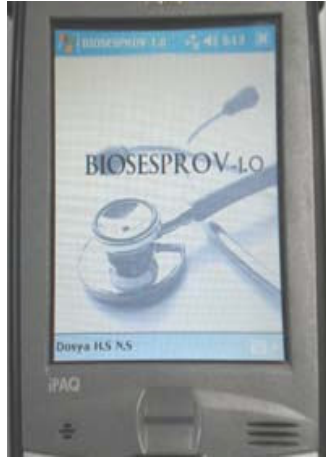
2.1 PDA Yazılımı

PDA yazılımı, Microsoft Visual Studio 2005 C#.Net platformunda hazırlanmıştır. Gerçekleştirilen yazılımın ile *.wav veya *.txt formatındaki verilerin okunarak çizdirilmesi ve diğer sağlıklı verilerle karşılaştırılması sağlanmaktadır.

Şekil 3' de akış şeması görülen program iki farklı formdan oluşmaktadır. 1. form açılış formu olarak tasarlanmış ve bu formda kullanıcıya okunacak dosyaları seçirme ve programdan çıkış imkanı verilmiştir (Şekil 4). Dosyalar seçildikten sonra ekrana gelen 2. Form, 2 panelden oluşmaktadır (Şekil 5). Panel 1'de MMS veya elektronik posta ile gelen hastalıklı seslerin wav formatı çözüldükten sonra görüntülemek üzere kullanılmıştır. Panel 2, PDA içerisine daha önceden yüklenmiş olan oskültasyon ses örneklerini görüntülemek üzere kullanılmıştır. Bu sayede hekimin ses örneklerini karşılaştırmasına olanak sağlanmıştır. Ayrıca Panel 2 istenildiğinde aynı hastaya ait farklı zamanlarda alınmış ses örneklerinin karşılaştırılmasına da olanak sağlamakta ve uygulanan tedavi yöntemlerinin oskültasyon sesleri üzerindeki etkisi de incelenebilmektedir. Panellerin yanında bulunan üst ve alt butonlar ile paneller üzerindeki grafiklerin dikey yükseklikleri aşağıda bulunan sağ ve sol butonları ile grafiklerin düşey genişliği ayarlanarak verilerin daha kolay incelenebilmesi sağlanmıştır.



Şekil 3. Program akış diyagramı



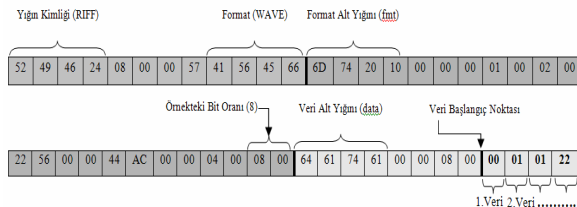
Şekil 4. PDA için hazırlanan yazılımda form1'in gösterilmesi



Şekil 5. PDA için hazırlanan yazılımda form2'nin gösterilmesi

2.1.1 Wav Dosya Formatı

Wav ses dosyası, Microsoft firmasının çoklu medya dosyalarını saklayabilmesi için geliştirdiği RIFF dosya çatısının bir alt kümesidir. Şekil 6'da wav ses paketinin örnek bir açılımı verilmiştir. Bu örnekten anlaşılacağı üzere, Çizelge 1' de alan adları ve alan boyutları ayrıntılı olarak görülen wav ses paketlerinin ilk 45 byte'lık kısmı format bilgilerini içermekte olup 45 inci bytedan sonra gelen byte'lar veri bloğunu oluşturmaktadır. Veri bloğunun okunmasında örnekteki bit oranı verisi belirleyici olmaktadır. Örnekteki bit oranı 8 olan paketin veri bloğu 1 byte, 16 bit olan paketin veri bloğu 2 byte olarak okunur.



Şekil 6. Örnek wav ses paketi

Çizelge 1. Wav dosya formatına ait alanlar ve alan boyutları

Alan Adı	Alan Boyutu
Yığın Kimliği	4 Byte
Yığın Boyutu	4 Byte
Format (Wave)	4 Byte
Alt Küme1 Kimliği (fmt)	4 Byte
Alt Küme1 Boyutu	4 Byte
Audio Format	2 Byte
Kanal Sayısı	2 Byte
Örnekleme Oranı	4 Byte
Byte Oranı	4 Byte
Blok Hizalama	2 Byte
Örnekteki Bit Oranı	2 Byte
Alt Küme2 Kimliği (data)	4 Byte
Alt Küme2 Boyutu	4 Byte
VERİ	Alt Küme2 Boyutu kadar

Yığın Kimliği: Hex formatında "RIFF" harflerini içerir ve dosyanın RIFF çatısı altında olduğunu gösterir.

Yığın Boyutu: Yığının kaç byte olduğunu gösterir.

Format: RIFF çatısı altında, WAVE formatından başka dosya formatları da bulunmaktadır. Bunlara örnek olarak; .AVI(Audio/Visual interleaved), .RDI (Bitmapped Data), .RMI(MIDI information), .PAL (Color Palatte), RMN(Multimedia Movie) gibi. Farklı formatların bulunmasından dolayı verinin içinde, verinin hangi formatta olduğunu bulunması gerekir.

Alt Küme1 Kimliği: Hex formatında "fmt" harflerini içerir ve Alt Küme1 kimliğinin başlangıç noktasını belirtir.

Alt Küme1 Boyutu: Alt Küme1'in kaç byte olduğunu gösterir.

Audio Format: Audio Formatını belirtir. Örn: PCM = 1.

Kanal Sayısı: Verinin kanal sayısını verir. Örn: Mono:1, Stereo: 2, vs.

Örnekleme Oranı: Verinin örnekleme oranını verir. Örn: 8000, 44100, vs.

Byte Oranı: Wav dosyasının toplam kaç byte olduğunu gösterir.

Örnekleme Oranı * Kanal Sayısı * Örnekteki Bit Oranı /8 olarak hesaplanır.

Blok Hizalama: Bütün kanallarda bir örnekteki byte sayısını gösterir.

Kanal Sayısı * Örnekteki Bit Oranı /8 olarak hesaplanır.

Örnekteki Bit Oranı: 8= 8 Bit, 16= 16 Bit

Alt Küme2 Kimliği: "DATA" kelimesini içerir. Veri alt yığının başlangıç noktasını gösterir.

Alt Küme2 Boyutu: Verinin uzunluğunu gösterir.

Veri: Verilerin bulunduğu alandır.[7]

4. Deneysel Sonuçları ve Tartışma

i-scope 200 marka elektronik stetoskop ile dinlenen kalp ve akciğer sesleri HP hx2000 marka PDA'nın ses girişinden girilerek *.wav formatında kayıt edildi. Kayıt edilen sesler elektronik posta ile gönderildi. İçerisinde hazırlanan programın bulunduğu PDA' da, daha önce kaydedilen normal sesle yeni alınan oskültasyon sesi karşılaştırıldı. Şekil 7a'nın panel 1'de Pansystolic üfürüm ses görüntülenirken panel 2'de olması gereken normal ses işareti görüntüledi. Şekil 7b'nin panel 1'inde Mid Diastolic

üfürüm hastalıklı ses görüntülenirken panel 2'de olması gereken normal ses işareti görüntülendi.



a) Pansystolic Üfürüm b) Mid Diastolic Üfürüm
Şekil 7. Normal ve hastalıklı seslerin görüntülenmesi

Şekil 7a ve Şekil 7b incelendiğinde hastalıklı ve sağlıklı sesler ayırt edilebilmektedir. Ayrıca panel 2'ye kayıtlı olan hastalıklı sesler yüklenecek şekilde incelemeye devam edilebilmektedir. Kullanıcılar PDA'nın ses çıkış özelliğini kullanarak oskültasyon seslerini de dinlemektedir.

Oskültasyon sesleri hastalığın durumuna göre çeşitlilik gösterdiği düşünüldüğünde stetoskop ile dinlenen seslerin doğru yorumlanabilmesi uzun zaman gerektiren mesleki tecrübeyi gerektirmektedir. Oskültasyon tekniği ile teşhis edilebilecek ve teşhis edilebilmesi halinde ilaç tedavisiyle kısa sürede hastayı tedavi edilebilecekken, hastalığın doğru teşhis edilememesinden dolayı, hastalar en yakın donanımlı hastanelere sevk edilmekte, bu durum zaman ve para kaybına neden olmakla birlikte nadir olarak hastanın nakli esnasında ölümüne yol açmaktadır. Bu çalışma sayesinde uzakta bulunan daha tecrübeli hekimlerle konsültasyon imkanı sağlanarak hastalığın doğru teşhis edilmesini ve uygun tedavinin daha kısa sürede uygulamasına olanak sağlanmıştır.

Çalışmaya, sistemin klinik ortamında değerlendirilmesi, oskültasyon seslerinin işaret işleme teknikleriyle analiz edilerek sesin karakteristiklerinin tespit edilmesi, analiz edilen sesin yapay sinir ağları ile hastalık tanısının belirlenmesi ile ilgili çalışmalarla devam edilecektir.

5. Teşekkür

Yazarlar, Afyon Kocatepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu'na 07/AFMYO/01 nolu projeye verdikleri destekten dolayı teşekkür eder.

Kaynaklar

- [1] Griffiths, D., Development of Ionic Polymer Metallic Composites as Sensors, Virginia, 2008.
- [2] Ö.Bayhan, İ.Soğukpınar, Web Tabanlı Tıbbi Görüntüleme ve Hasta Takip Sistemi Tasarımı, Akademik Bilişim, 1-2 Şubat 2001, 19 Mayıs Üniversitesi SAMSUN, 2001
- [3] Kara, S., Kemaloğlu, S., Kalp Kapağı Sonrası Fonokardiyografik Seslerin Değerlendirilmesi, 9. IEEE Sinyal İşleme ve Uygulamaları Kurultayı, 198-203, Gazimağusa K.K.T.C, 25-27 Nisan 2001.

- [4] Moghavvemi,M., Tan,B.H., Tan, S.Y., A non-invasive PC-based measurement of fetal phonocardiography, Sensors and Actuators A,107,96-103, 2003.
- [5] Noponen,A.L., Lukkarinen,S., Angerla,A., Sepponen,R., Phono-spectrographic analysis of heart murmur in children, BMC Pediatrics, 2007
- [6] Fragasso,G., Cuko,A., Spoladore,R., Montano,C., Palloshi,A., Silipigni,C., Monti,G., Castelli,A., Padiglione,F.,Leonida,A.,Margonato,A., Validation of Remote Cardiopulmonary Examination in Patients With Heart Failure With a Videophone-Based System, Journal of Cardiac Failure, 13, 4, 2007.
- [7] <http://ccrma.stanford.edu/courses/422/projects/WaveFormat/>