

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

**KALP HIZI DEĞİŞKENLİĞİNİN  
SPEKTRAL KESTİRİM METOTLARI  
KULLANILARAK ANALİZİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Elek.-Elektronik Müh. Gürkan BİLGİN**

**Enstitü Anabilim Dalı : ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜH.**

**Enstitü Bilim Dalı : ELEKTRONİK**

**Tez Danışmanı : Prof. Dr. Etem KÖKLÜKAYA**

**Haziran 2009**

T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KALP HIZI DEĞİŞKENLİĞİNİN  
SPEKTRAL KESTİRİM METOTLARI  
KULLANILARAK ANALİZİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

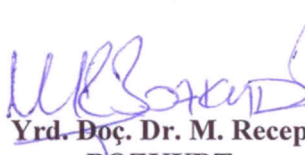
**ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜH. Gürkan BİLGİN**

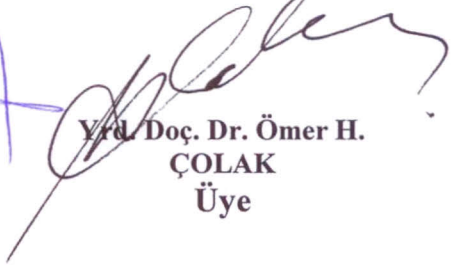
**Enstitü Anabilim Dalı : ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜH.**

**Enstitü Bilim Dalı : ELEKTRONİK**

**Bu tez 08 / 06 /2009 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.**

  
**Prof. Dr. Etem KÖKLÜKAYA**  
**Jüri Başkanı**

  
**Yrd. Doç. Dr. M. Recep  
BOZKURT**  
**Üye**

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

## TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın hazırlanmasında, gerekli yardım ve desteklerinden dolayı danışman hocam Sayın Prof. Dr. Etem KÖKLÜKAYA'ya teşekkürlerimi sunarım.

Tezin şekillenmesi ve tamamlanmasında desteklerini esirgemeyen değerli abim Sayın Yrd. Doç. Dr. Süleyman BİLGİN ve kıymetli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Ömer Halil ÇOLAK' a yaptıkları katkılardan dolayı teşekkürü bir borç bilirim. Ayrıca katkıları için Sakarya Üniversitesi araştırma görevlisi Özhan ÖZKAN'a teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca daima maddi ve manevi benden desteklerini esirgemeyen babam Necati BİLGİN ve annem Zinet BİLGİN'e, her zaman bilim destekçisi olan dedem Sayın Süleyman ÖRS'e ve sevgili anneannem Gülşan ÖRS'e minnet ve şükranlarımı sunuyorum.

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	v
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	vii
TABLolar LİSTESİ.....	x
ÖZET.....	xi
SUMMARY.....	xii
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2.	
DOLAŞIM SİSTEMİ VE FİZYOLOJİSİ.....	5
2.1. Kalbin Yapısı.....	5
2.2. Kalbin Elektriksel Uyarı ve İleti Sistemi.....	7
2.3. Elektrokardiyogram (EKG) .....	8
2.3.1. Normal elektrokardiyogram.....	8
2.4. Kalp Hızı Değişkenliği (KHD) .....	9
BÖLÜM 3.	
KHD ANALİZLERİNDE ÖN İŞLEME VE SPEKTRAL ANALİZ METOTLARI.....	13
3.1. KHD Analizleri Öncesi Yapılması Gereken Ön Çalışmalar.....	14
3.1.1. Veri tabanı.....	14
3.1.2. Örnekleme frekansı ve interpolasyon.....	14
3.1.3. Ektopik yok etme.....	15

3.2. Güç Spektral Kestirim Metotları.....	17
3.2.1. Periodogram yöntemi.....	19
3.2.2. Welch Periodogram yöntemi .....	21
3.2.3. Yule-Walker (AR) yöntemi.....	22
3.2.4. Burg (AR) yöntemi.....	23
BÖLÜM 4.	
KHD SPEKTRAL KESTİRİM ANALİZLERİ.....	25
4.1. Periodogram Yöntemi Kullanarak Spektral Kestirim.....	25
4.2. Welch Periodogram Yöntemi Kullanarak Spektral Kestirim.....	27
4.3. Yule-Walker Yöntemi Kullanarak Spektral Kestirim.....	32
4.4. Burg Yöntemi Kullanarak Spektral Kestirim.....	36
BÖLÜM 5.	
SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	41
KAYNAKLAR.....	43
EKLER.....	47
ÖZGEÇMİŞ.....	50

## SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

$a_p(k)$	: AR katsayıları
$b_0$	: AR yönteminde varyans
$\hat{e}_p$	: En küçük karesel hata
$\hat{e}_{b,p}$	: Geri yöndeki kestirim hatası
$\hat{e}_{f,p}$	: İleri yöndeki kestirim hatası
$f_s$	: Sinyalin örnekleme frekansı
$iD$	: $i$ . dizi için başlangıç noktası
$K$	: Parça adeti
$\hat{k}_p$	: Yansıma katsayısı
$m$	: Öz ilinti fonksiyonu için duraklama parametresi
$M$	: Örtüşmesiz parçaların uzunluğu
$n$	: Veri Sayısı veya kalp vuruş sayısı
$P$	: AR yönteminde model derecesi (kutup sayısı)
$P_{per}(f)$	: Periodogram ile elde edilen güç spektral yoğunluğu
$P_{welch}(f)$	: Welch Periodogram ile elde edilen güç spektral yoğunluğu
$\hat{P}_{Burg}(f)$	: Burg Yöntemine ait güç spektral yoğunluğu
$\hat{P}_{AR}(e^{jw})$	: AR yöntemine ait güç spektral yoğunluğu
$rr(n)$	: $n$ . kalp vuruşundaki R-R aralığı
$R_{xx}(m)$	: Öz ilinti fonksiyonu
$t$	: Zaman
$U$	: Pencere fonksiyonu içerisindeki güç için normalizasyon faktörü
$w(n)$	: Pencere fonksiyonu
$X(f)$	: $x(n)$ dizisinin Fourier dönüşümü
AF	: Alçak frekans

AR	: Özbağlanım modeli (autoregressive)
AV	: Atriyoventriküler düğüm
ÇAF	: Çok alçak frekans
ÇSS	: Çoklu sinyal sınıflandırma
dB	: Desibel
EEG	: Elektroansefalogram
EKG	: Elektrokardiyogram
EMG	: Elektromiyogram
ENG	: Elektronörogram
HFD	: Hızlı Fourier Dönüşümü
KHD	: Kalp Hızı Değişkenliği
Hz	: Hertz
MIT-BIH	: Massachusetts Institute of Technology-Beth Israel Hospital
ms	: Milisaniye
mV	: Milivolt
OSS	: Otonom Sinir Sistemi
ÖV	: Öz Vektör
R-R	: iki QRS kompleksi arasında geçen süredir.
SA	: Sinoatrial Düğüm
SVA	: Süpraventriküler Aritmi
UAF	: Ultra Alçak Frekans
VT	: Ventriküler Taşikardi
YF	: Yüksek Frekans
YSA	: Yapay sinir ağları

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1.	Kalbin yapısı.....	5
Şekil 2.2.	Kalbin atrium bölgelerinden alınan bir kesit.....	6
Şekil 2.3.	Kalbin uyarı ve ileti sistemi.....	7
Şekil 2.4.	Elektrokardiyogramda dalgalar ve aralıklar.....	9
Şekil 2.5.	Bir EKG kaydı üzerinde R-R aralığının gösterimi ve vuruş sayısının R-R aralığına göre değişimi.....	10
Şekil 2.6.	Yatay eksenin kalp vuruş sayısından zaman alanına çevrilmesi....	11
Şekil 3.1.	Tezde yapılan çalışmaların ana hatlarının blok şema olarak gösterimi.....	13
Şekil 3.2.	MATLAB ortamında interpolasyonu yapılmış ve ektopikleri yok edilmemiş x800x hastasına ait veri .....	16
Şekil 3.3.	MATLAB ortamında interpolasyonu yapılmış ve ektopikleri yok edilmiş x800x hastasına ait veri.....	16
Şekil 3.4.	Veri tabanındaki dört hastaya ait MATLAB ortamında interpolasyonu yapılmış ve ektopikleri yok edilmiş KHD verileri.....	17
Şekil 4.1.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin PERIODOGRAM metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencere seçimine göre değişimi (pencere=rectengular, fs=4 Hz).....	25
Şekil 4.2.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin PERIODOGRAM metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencere seçimine göre değişimi (pencere=bartlett, fs=4 Hz) .....	26
Şekil 4.3.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin PERIODOGRAM metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencere seçimine göre değişimi (pencere=hanning, fs=4 Hz) .....	26



Şekil 4.4.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin WELCH metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencereye göre değişimi (pencere=128, fs=4 Hz) .....	28
Şekil 4.5.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin WELCH metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencereye göre değişimi (pencere=256, fs=4 Hz) .....	28
Şekil 4.6.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin WELCH metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencereye göre değişimi (pencere=512, fs=4 Hz) .....	29
Şekil 4.7.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin WELCH metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencereye göre değişimi (pencere=1024, fs=4 Hz) .....	29
Şekil 4.8.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin WELCH metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencereye göre değişimi (pencere =2048, fs=4 Hz)	30
Şekil 4.9.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin WELCH metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencereye göre değişimi (pencere =4096, fs=4 Hz) .....	30
Şekil 4.10.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin YULE-WALKER metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi (p=4, fs=4 Hz) .....	32
Şekil 4.11.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin YULE-WALKER metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi (p=8, fs=4 Hz) .....	33
Şekil 4.12.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin YULE-WALKER metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi (p=10, fs=4 Hz) .....	33
Şekil 4.13.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin YULE-WALKER metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi (p=12, fs=4 Hz) .....	34

Şekil 4.14.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin YULE-WALKER metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi ( $p=16$ , $fs=4$ Hz) .....	34
Şekil 4.15	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin BURG metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi ( $p=4$ , $fs=4$ Hz) ..	36
Şekil 4.16.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin BURG metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi ( $p=8$ , $fs=4$ Hz) ..	37
Şekil 4.17.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin BURG metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi ( $p=10$ , $fs=4$ Hz)	37
Şekil 4.18.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin BURG metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi ( $p=12$ , $fs=4$ Hz)	38
Şekil 4.19.	Dört farklı hastaya ait KHD verisinin BURG metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi ( $p=16$ , $fs=4$ Hz)	38
Şekil A.1.	Periodogram yönteminde kullanılacak rastgele seçilmiş 78 data uzunluğundaki sinyalin dikdörtgen penceresi.....	47
Şekil A.2.	Periodogram yönteminde kullanılacak rastgele seçilmiş 78 data uzunluğundaki sinyalin hanning penceresi.....	48
Şekil A.3.	Periodogram yönteminde kullanılacak rastgele seçilmiş 78 data uzunluğundaki sinyalin Bartlett penceresi.....	49

## TABLolar LİSTESİ

Tablo 4.1.	Periodogram metodunda farklı pencere tipleriyle hesaplanan AF, YF ve AF/YF değerleridir.....	27
Tablo 4.2.	Welch Periodogram metodunda farklı pencere uzunlukları ile hesaplanan AF, YF ve AF/YF değerleridir. ....	31
Tablo 4.3.	Yule-Walker metodunda farklı kutup sayılarında hesaplanan AF, YF ve AF/YF değerleridir.....	35
Tablo 4.4.	Burg metodunda farklı kutup sayılarında hesaplanan AF, YF ve AF/YF değerleridir.....	39

## ÖZET

Anahtar kelimeler: Kalp Hızı Değişkenliği, Süpraventriküler aritmi, Sempatovagal Denge, Periodogram, Welch Periodogram, Yule Walker Metot, Burg metot.

Kalp hızı değişkenliği (KHD) kardiyak aritmilerin sınıflandırılması ve otonom sinir sisteminde sempatovagal denge değişiminin analizi için kullanılan önemli bir fizyolojik işarettir.

Bu çalışmada, bir kardiyak aritmi tipi olan süpraventriküler aritmi için KHD işaretinin spektral analizleri gerçekleştirilmiştir. MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia (SVA) veri tabanında bulunan 78 hastadan alınmış yarım saatlik EKG verileri, kaydırmalı pencere ortalama filtresinden geçirilerek ektopikleri yok edilmiş sonra yatay eksen vuru tanım alanından zaman tanım alanına çevrilmiştir. İnterpolasyon ve yeniden örnekleme işlemlerinden geçirilen KHD verileri spektral kestirim metotlarından Periodogram, Welch periodogram, Yule-Walker ve Burg metotları ile analiz edilmiştir. Analiz sonuçlarında elde edilen güç spektral yoğunluklarının grafikleri alçak frekans (AF) (0,04–0,15 Hz) ve yüksek frekans (YF) (0,15–0,4 Hz) bölgesini kapsayacak şekilde çizdirilmiş ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. Ayrıca AF ve YF bölgelerinde elde edilen toplam güçler ile sempatovagal denge (AF/YF) tablolar halinde listelenip sonuçlar değerlendirilmiştir.

# **THE ANALYSIS OF HEART RATE VARIABILITY USING SPECTRAL ESTIMATION METHODS**

## **SUMMARY**

Keywords: Heart Rate Variability, Supraventricular Arrhythmia, Sympatho-vagal Balance, Periodogram, Welch Periodogram, Yule Walker Method, Burg method.

Heart Rate Variability (HRV) is an important physiological signal for classification of cardiac arrhythmias and used for analysis of fluctuation of sympatho-vagal balance in autonomic Nervous System.

In this study, spectral analysis of HRV signal is realized for Supraventricular Arrhythmia being a type of cardiac arrhythmia. At first, Electrocardiogram (ECG) half-hours records in MIT-BIH Supraventricular arrhythmia database obtained from 78 patients are converted to HRV signals and then their ectopics are rejected using sliding window average filter and horizontal axis is converted to time domain from beat number domain. HRV data passed from interpolation and resampling processes are analyzed using Periodogram, Welch Periodogram, Yule-Walker and Burg methods. Power spectral density graphics are drawn as including Low Frequency (LF) (0.04-0.15 Hz) and High Frequency (HF) (0.15-0.4 Hz) zones and these results are compared. And also, total power on LF, HF zones and sympathovagal balance ratio (LF/HF Ratio) are listed on tables and evaluated.

## BÖLÜM 1. GİRİŞ

Biyolojik işaretler, çeşitli hastalıkların tanısı, teşhisi ve birbirleri arasında yapılacak sınıflandırmalarda büyük önem taşımaktadır. Vücudun farklı bölgelerinden farklı işaretler elde edilmekte ve bu işaretler farklı matematiksel analizlerle istatistiksel olarak karşılaştırılabilmektedir. Elektronörogram (ENG) sinir iletimi ile ilgili olayları incelemek için sinir üzerinden alınan, elektromiyogram (EMG) kas hareketlerini algılamak için kas üzerinden alınan, elektroensefalogram (EEG) beyin üzerinden alınan ve elektrokardiyogram (EKG) kalbin elektriksel iletimini inceleyebilmek için kalp üzerinden alınan fizyolojik işaretlerdir. Kalp atışlarının düzeni ile ilgili bilgiyi de nabız sayımı ve Kalp Hızı Değişkenliği (KHD) işaretleri göstermektedir. KHD, kalpteki ritimsel bozuklukların sınıflandırılmasında kullanılırken, aynı zamanda otonom sinir sistemindeki sempotavagal dengeyi de ifade edebilmektedir. Kalp rahatsızlıklarının tespiti için, fizyologlar genellikle EKG üzerinde zaman-genlik değişimleri ve EKG morfolojileri üzerine yorum yapmaktadırlar. Fakat bu durum her zaman iyi sonuç verememektedir. Teşhis ve tanının net yapılabilmesi için daha çok parametreye ihtiyaç olabilmektedir. KHD işaretleri EKG işaretlerine yardımcı bir fizyolojik işaret olarak sunulabilmektedir. Elde edilen fizyolojik işaretlerin zaman tanım alanında yapılan istatistiksel hesaplamaları sinyalin yapısı hakkında çok sağlıklı sonuçlar verememekle beraber frekans tanım alanında yapılan analizler bu tür işaretlerin değerlendirilmesi için daha popüler bir çözüm haline gelmiştir.

KHD, EKG işaretleri üzerindeki ardışık QRS kompleksleri arasındaki zaman farkının değişimi şeklinde tanımlanır [1, 2]. KHD analizleri, insan fizyolojisinde anlık ritim değişikliklerinin özellikle sempatik ve parasempatik aktivitelerin değişimini yansıtabileceği kavramını gösteren bir taban üzerine kurulmuştur [3, 4, 5]. Bunun yanında, KHD analizleri, kardiyolojik bozukluklar ve ritim bozukluklarının tespiti içinde önemli sonuçlar doğurmaktadır [1, 2]. KHD' nin güç spektral bileşenleri kestirimi ile nöral, hormonal ve kalp üzerindeki diğer etkilerin de ölçülebilmesi

mümkün olmaktadır [3, 4, 5, 6]. KHD güç spektral kestirimleri sonucu elde edilen bir spektrumda, dört temel spektral bileşen ortaya çıkmaktadır. Bunlar: ultra alçak frekans (UAF) ( $\leq 0,003$  Hz), çok alçak frekans (ÇAF) (0,003–0,04 Hz), alçak frekans (AF) (0,04–0,15 Hz) ve yüksek frekans (YF) (0,15–0,4 Hz) bant bileşenleridir [1, 2]. AF bandının sempatik etki ile ilişkili olduğu, Parasempatik aktivitenin ise YF bandı ile ifade edildiği belirtilmektedir. Sempatik etki kalp hızını artırırken, parasempatik etki kalp hızını ve vücut mekanizmasını yavaşlatarak otonom sinir sistemini (OSS) sempatik etkiye göre dengelemektedir [2].

KHD analizleri, birçok hastalığın karşılaştırılmasında ve değerlendirilmesinde kullanılmaktadır [1, 2, 7, 8, 9, 10, 11]. Schumann ve arkadaşları, farklı kardiyovasküler hastalıkların sınıflandırılması için, KHD parametrelerinin belirleyici özellikler taşıyacağını rapor etmiştir [11]. Toplam KHD' nin ve KHD analiz bileşenlerinin düşük olması, Miyokard Enfarktüsü sonrası hastalarda, aritmik olayların artma riski olduğunu belirleyebilmektedir [12, 13, 14]. Yeni doğan bebeklerde yapılan çalışmada, KHD' nin çocuk felci için ayırıcı bir özellik taşıdığı not edilmiştir [3]. Cüzam hastalarında yapılan araştırmada, hastalıkla OSS arasındaki etkileşimi incelemek için KHD analizlerinden faydalanmıştır [7]. Ayrıca fibromiyalji sendromunda, OSS' nin hastalık üzerindeki etkilerini araştırmak için yine KHD parametrelerinden faydalanılmış ve KHD analizlerinin bu konuda oldukça başarılı olduğu gözlemlenmiştir [8]. Yang ve ekibi, epilepsi hastalarında [9], Cacciatori ve ekibi ise, hipotiroid hastalarında [10], KHD güç spektrum kestirimlerini kullanarak hastalık ile OSS arasındaki ilişkiyi incelemiştir. Huikuri ve ekibi koroner arteri hastalarında Ventriküler taşiaritmi (VT) öncesinde frekans tanım alanı analizleri ile KHD 'deki değişiklikleri gözlemlemiştir [15]. Çolak yaptığı çalışmada KHD analizlerinde ön işlemenin etkisini hem zaman-frekans analiz metotlarını hem de spektral kestirim metotlarını kullanarak incelemiştir [16].

Literatürde, KHD analizleri için gerek zaman tanım alanında olsun gerekse frekans tanım alanında olsun birçok farklı metot mevcuttur [1, 2]. Zaman tanım alanında işaretin ortalama değeri, varyansı, standart sapma değeri gibi istatistiksel hesaplamalar yapılırken, frekans tanım alanında, parametrik, parametrik olmayan ve alt uzay yöntemleri olmak üzere üç ana grupta analiz yapılmaktadır.

Bu tezde izlenecek yöntem ve ulaşılmak istenen parametreler aşağıdaki şekilde sıralanmıştır.

- 1- Tez kapsamında SVA hastalarından elde edilen verilerin Güç Spektral kestirimleri yapılması
- 2- Yapılan analizler sonucunda elde edilen güç yoğunluklarının, her hasta için farklı spektral kestirim metodu ve parametreleri kullanılmasıyla elde edilen diğer sonuçlar ile karşılaştırılması
- 3- Güç spektral analizlerinden elde edilen değerlerin işlenmesi ile AF ve YF güç değerlerinin hesaplanması
- 4- Daha sonra hesaplanan AF ve YF güç değerleri oranının tespiti
- 5- Hesaplanan AF/YF oranına göre kullanılan metotların sempatovagal denge hesaplanmasında nasıl bir rol oynadığı ve metotların birbirlerine karşı olan avantaj ve dezavantajlarının analizi

Bu maddelere bağlı olarak tez 4 ana bölüm şeklinde yapılandırılmıştır. İkinci bölümde kalp hakkında bilgi verilecektir. İnsan vücudunun en önemli organlarından biri ve dolaşım sisteminin merkezi olan kalp ile kalbin elektriksel iletimi bu bölümde açıklanmıştır. Ayrıca EKG işaretinin elde edilmesi, EKG' nin özelliklerinden bahsedilmiştir. KHD ve KHD' nin OSS ve dolaşım sistemi ile ilişkisi de verilmiştir.

Üçüncü bölümde, KHD' yi analiz etmek için işaretin önışlenmesi ve kestirim metotları detaylı şekilde açıklanmıştır. MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia (SVA) veri tabanında bulunan 78 hastadan alınmış yarım saatlik EKG verileri önce KHD verilerine dönüştürülmüştür. Kaydırmalı pencere ortalama filtresinden geçirilerek ektopikleri yok edilmiş sonra yatay eksen vuru tanım alanından zaman tanım alanına çevrilmiştir. Bir sonraki aşamada interpolasyon ve yeniden örnekleme işlemleri yapılarak veriler analiz için hazır hale getirilmiştir. Tezde kullanılan kestirim yöntemleri olan Periodogram, Welch Periodogram, Yule-Walker ve Burg metodu bu bölümde ayrıntılı biçimde anlatılmıştır.

Dördüncü bölümde ise, yapılan analizler ve bu analizlerde görülen önemli noktalar anlatılmıştır. Periodogram yöntemi grafikleri elde edilirken rectangular, Hanning ve



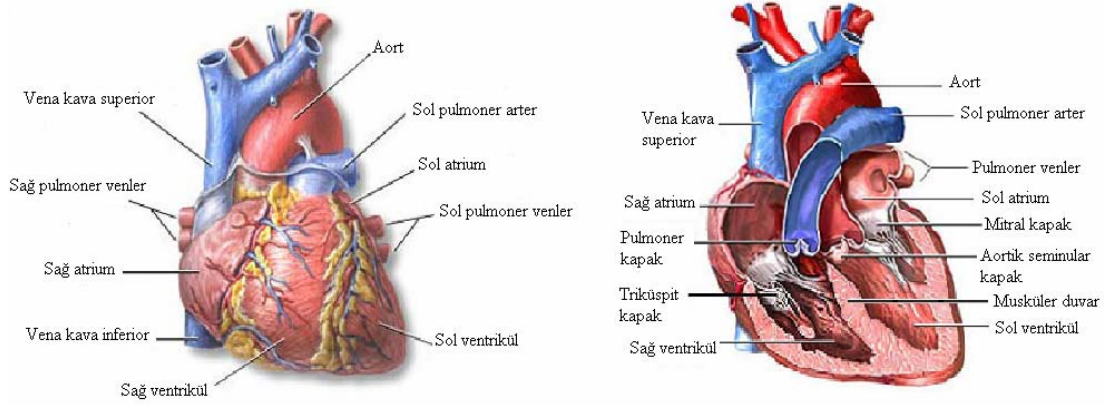
Bartlett olmak üzere üç tip pencere kullanılmış ve her bir pencere ayrı ayrı uygulandığında ortaya çıkan AF, YF ve AF/YF güç değerleri tablosu oluşturulmuştur. Welch Periodogram yönteminde ise 128, 256, 512, 1024, 2048 ve 4096 gibi ikinin katları şeklinde pencere uzunlukları uygulanmış, analizler sonucu ortaya çıkan grafikler ve AF, YF ve AF/YF güç değerleri tablosu elde edilmiştir. Yule-Walker ve Burg yöntemlerinde ise  $p=4-16$  kutup sayılarında analizler yapılmış, elde edilen grafikler ve AF, YF ve AF/YF güç değerleri tablosu elde edilip yorumlanmıştır.

Beşinci bölüm bu sonuçların tüm boyutlarıyla değerlendirilmesini ve gelecek çalışmalarla ilgili planları içerir.

## BÖLÜM 2. DOLAŞIM SİSTEMİ VE FİZYOLOJİSİ

### 2.1. Kalbin Yapısı

Kalp, insanın göğüs boşluğunda iki akciğerin arasında ve göğüs kemiğinin hemen arkasında yer alır. Ergin kadında ortalama 230-280 gr. erkekte ise 280-340 gr ağırlığındadır. Yaş ilerledikçe ağırlığı ve büyüklüğü de artar. Kalp genel yapısı itibariyle, 2 ventrikül (karıncık) ve 2 atriyumdan (kulakçık) oluşur. Atriyumlar kanı venöz (toplardamar) sistemden almakla, ventriküller ise arteryel (atardamar) sisteme pompalamakla görevlidir. Sağ atriyum ve sağ ventrikül birlikte sağ pompa olarak, sol atriyum ve sol ventrikül birlikte sol pompa olarak adlandırılır. İki pompa arasında kan akımının karışmasını önleyen musküler duvar (interventriküler septum) bulunur. Şekil 2.1' de kalbin dış görünüşü, yarıdan kesiti ve bölümleri gösterilmektedir.

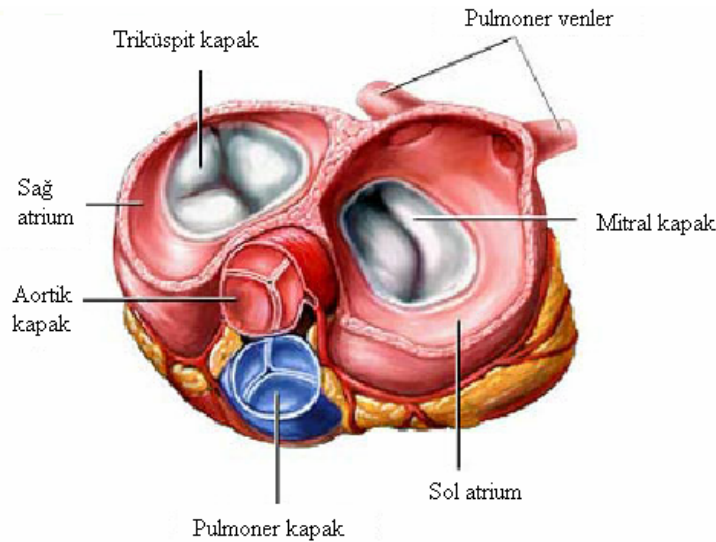


Şekil 2.1. Kalbin Yapısı

Atriyum ve ventrikül kasları birbirlerinden bağ dokusu ile ayrılır. Bu bağ dokusu içinde atriyovenriküler kapaklar bulunur. Sağ atriyum ve sağ ventrikül arasında triküspit kapak, sol atriyum ve sol ventrikül arasında biküspit kapak (mitral kapak) bulunur. Bahsedilen triküspit ve biküspit kapaklar (mitral kapak) şekil 2.2' de gösterilmektedir. Atriyovenriküler kapaklar dışında ayrıca seminular kapaklar

vardır, bunlar aort ve pulmoner trunkusun çıkış noktasındadır. Kapakların açılış ve kapanışları basınç farkı ile gerçekleşir ve böylece kanın tek yönlü hareket etmesi sağlanır [17]. Sistemik dolaşımında, arterler ile venler arasında büyük bir basınç gradyanı vardır. Dolayısıyla, sol kalp bir basınç pompası gibi düşünülebilir. Pulmoner dolaşımında ise arterlerle venler arasındaki farkı az olup, sağ kalp, bir hacim pompası olarak düşünülebilir. Sistemik dolaşım yüksek basınca ihtiyaç gösterdiğinden, sol kalpte daha geniş ve kuvvetli bir kas kütlesi vardır. Şayet uzun bir zaman aralığındaki ortalamalar göz önüne alındığında, her iki tarafın da pompaladıkları ortalama kan hacmi birbirine esittir. Sol ventrikülde vücudun en uç noktalarına kadar kanın ulaşmasını sağlayacak bir basınç oluşur [18].

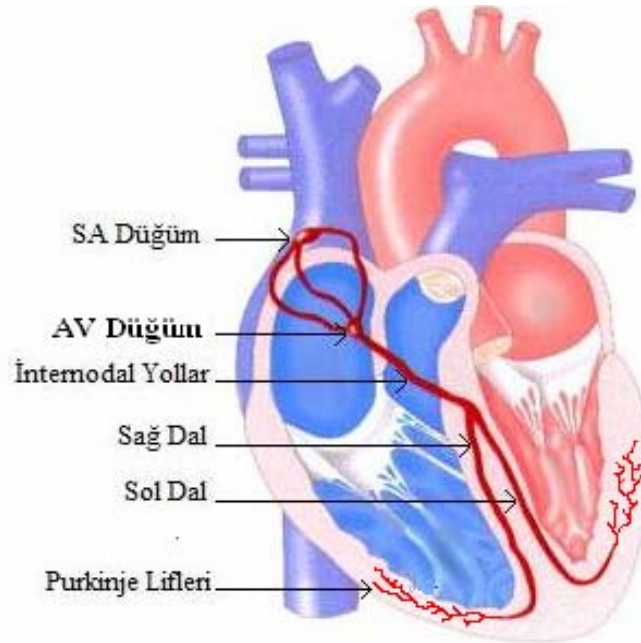
Kan pompalama işlemi, kalbin odacıkları etrafını çeviren kalp kaslarının kasılmasıyla olur. Bu kaslar, kalbi bir çelenk gibi ören koroner arterlerle beslenir. Koroner arter sistemi, sistemik dolaşımın özel bir parçasıdır. Sistemik dolaşımın parçası olan arterler ve venlerin genişlikleri sabit olmayıp, kendilerini çevreleyen kasların kontrolü altında değişkendir [18].



Şekil 2.2. Kalbin atrium bölgelerinden alınan bir kesitin

## 2.2. Kalbin Elektriksel Uyarı ve İleti Sistemi

Kalp kasında uyarıların başlatıldığı ve iletildiği özel bir sistem vardır. Bu sisteme kalbin uyarı ve ileti sistemi adı verilmektedir. Bu iletim işlemini içerisinde bulunan yapılar sayesinde gerçekleştirmektedir. Kas hücrelerinin özelleşmesi ile oluşan bu yapılar; normal uyarıların doğduğu sinoatrial düğüm (SA), uyarıların atriyumlardan ventriküllere geçerken gecikmeye uğradığı atrioventriküler düğüm (AV), uyarıları atriyumlardan ventriküllere ileten his demeti, his demetinin sağ-sol dalı ve uyarıları ventriküllerin bütün bölümlerine ileten purkinje sistemi olarak adlandırılmaktadır. SA ve AV düğüm sağ atriumda bulunur. His demeti AV düğüme bağlıdır ve ventriküller arası bölmede sağ ve sol dallara ayrılır. His demetinin dalları da ventriküller içine girip purkinje sistemi ile bağlantı kurmaktadır. Şekil 2.3. de bu yapılar görülmektedir.



Şekil 2.3. Kalbin uyarı ve ileti sistemi

SA düğüm dakikada 70-80, AV düğüm 40- 60, his demeti ve purkinje lifleri daha düşük hızlarda, kendiliğinden impuls oluşturma özelliğindedir. Kalbin normal çalışmasında uyarıların çıktığı yer SA düğümdür. Bu nedenle SA düğüm pace-maker (adım attırıcı) olarak tanımlanır. Kalp SA düğümün emri altında çalışırken diğer

yapılar uyarı çıkarmazlar, yalnızca SA düğümün gönderdiği uyarıları kalp kasına iletme görevini yaparlar. AV düğüm veya diğer yapılar ancak SA düğüm çalışmadığı veya SA' dan çıkan uyarıların iletilmemesi gibi anormal koşullarda, kalbin durmasını engellemek için görevi üstlenip uyarı çıkarmaya başlarlar.

### **2.3. Elektrokardiyogram (EKG)**

Ventriküllerin uyarılması Purkinje lifleri ile olur. Purkinje lifleri ile kasılan ventrikül kasılır ve buradaki kan arterlere basılır. Kalp kaslarının aynı anda kasılması sonucu genliği oldukça büyük bir elektriksel işaret oluşur. Elektrokardiyogram (EKG) olarak adlandırılan bu işaret elektrokardiograf denilen cihazla kayıt edilir ve kaydetme işlemine de elektrokardiografi denilir.[18]

Aralarındaki potansiyel farkının kaydedildiği belirli noktalara derivasyon denir. Elektrokardiyogramda, elektrotların uygulandıkları yerlere göre 3 grup derivasyon vardır:

- Bipolar (standart) ekstremite derivasyonları,
- Ünipolar göğüs (prekordiyal) derivasyonları,
- Yükseltilmiş (augmented) ünipolar ekstremite derivasyonları.

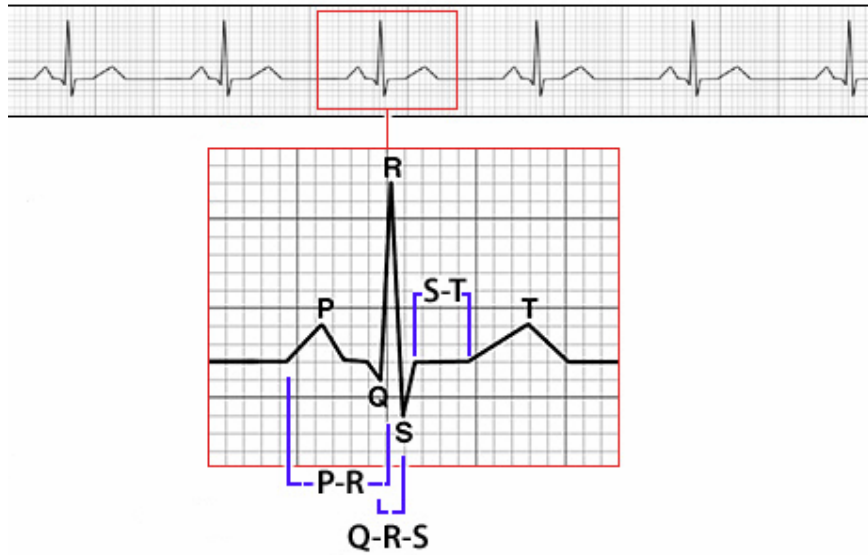
İnsanların kalp aktivitelerini değerlendirmek için 12 kanallı EKG kullanılır. Bu üç derivasyon ile 12 kanallı EKG elde edilir. Bu derivasyonlar dışında deneysel olarak farklı derivasyonlar da oluşturulabilir [17, 19]. En sık görülen uygulama ise normal elektrokardiyogramdadır.

#### **2.3.1. Normal elektrokardiyogram**

EKG eğrisi üzerinde değişik özellik gösteren kısımlar, harflerle karakterize edilir. P dalgası olarak isimlendirilen kısım, atriumların kasılması sonucu oluşur. Genliği, atriyum kaslarının fonksiyonel aktivitesini belirtir. PQ aralığı, his demeti iletim zamanını gösterir. QRST dalgası, ventriküler kompleks olarak adlandırılır. QRS kompleksi, ventriküllerin depolarize olmasına karşılıktır. Ventrikül kaslarının

fonksiyonel aktivitesini gösterir. His demeti ve kollarındaki iletim bozuklukları da QRS' de değişikliklere neden olur. Normal bir EKG ye ait gösterim şekil 2.4. te verilmiştir.

Atriyumlar depolarizasyon dalgasından yaklaşık 0,15 – 0,20 saniye sonra repolarize olurlar. Fakat bu elektrokardiyogramda tam QRS dalgasının kaydedildiği ana rastlar. Bu nedenle, atriyum T dalgası olarak bilinen atriyumların repolarizasyon dalgası genellikle çok daha büyük olan QRS kompleksi tarafından örtüldüğünden elektrokardiyogramda görülmez [17, 20].



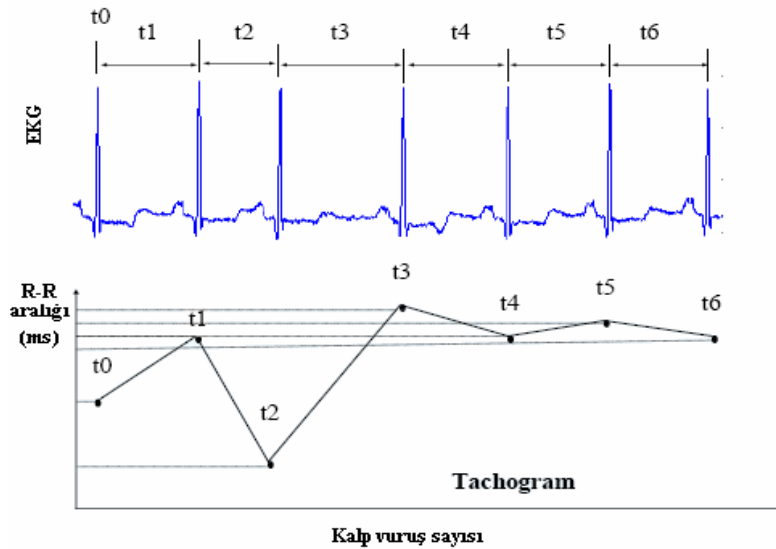
Şekil 2.4. Elektrokardiyogramda dalgalar ve aralıklar

## 2.4. Kalp Hızı Değişkenliği (KHD)

Kalp hızı değişkenliği (KHD) art arda gelen kalp atımları arasındaki değişimler olarak tanımlanmaktadır. KHD'nin çalışma mekanizması sempatik ve parasempatik sinir sistemlerinin çalışmasına dayanmaktadır. Böylece, KHD otonom sinir sisteminin nicel bir işaretçisi olarak kullanılabilir. Ayrıca, KHD ölçümleri kalp rahatsızlığı geçmişi olan hastalarda ani ölüm riskinin tespitinde de kullanılmaktadır [1].

KHD ölçümlerinin hastaya zarar vermeyen yüzeysel yöntemlerle alınması, kolay elde edilmesi ve kalp rahatsızlığı geçmişi olan hastalarda tanı koymada faydalı bilgiler sağlaması nedeniyle, kardiyolojide çok önemli bir araç haline gelmiştir. Zaman veya frekans alanı doğrusal ölçümleri esas olarak kalp hızındaki değişimleri tanımlamada kullanılmakla birlikte, kalbin normal fizyolojik şartlar altında periyodik bir osilatör gibi davranmadığı görüşünü desteklemektedir. Dahası, belli bir zaman aralığında gözmlenen normal R-R aralıklarının ortalama kalp hızı ve standart sapması gibi çok temel KHD istatistik değerleri kalp hızı dinamiklerindeki değişimleri tam olarak tanımlayamamaktadır. Bu nedenle, kalp hızı değişimi dinamiklerini tanımlamak için doğrusal olmayan metotlar geliştirilmiştir. Bu her iki yöntem de, sinyalin en azından zayıf durağan olduğunu kabul eder. Bununla birlikte, gerçek KHD genellikle durağan değildir ve yavaş değişen doğrusal veya daha karmaşık eğilimler gibi durağanlığı bozan bileşenler analize başlamadan önce göz önüne alınmalıdır [2].

KHD, ardı ardına gelen QRS komplekslerinin arasındaki zaman mesafenin kalp vuruş sayısına göre değişiminin ifadesidir ve bu değişimin grafiğe aktarılmasına ise takogram adı verilir (Şekil 2.5). Çizilen bu takogramın zaman frekans analizlerinde kullanılabilmesi için zaman tanım alanında oluşturulması gerekmektedir.

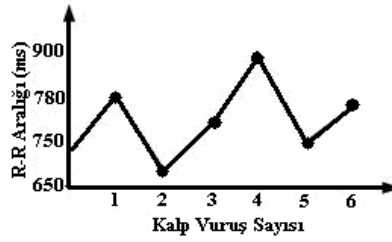


Şekil 2.5. Bir EKG kaydı üzerinde R-R aralığının gösterimi ve vuruş sayısının R-R aralığına göre değişimi

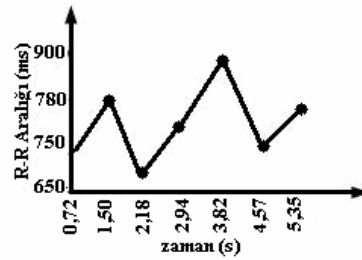
Rasgele bir EKG işaretine göre yazılmış örneğe ait takogramın yatay ekseninin, vuruş sayısından zaman tanım alanına çevrilmesi; basit bir algoritma ile gerçekleştirilebilir [21]. Bu algoritma matematiksel olarak aşağıdaki gibi açıklanabilir;

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

Burada,  $n$  vuruş sayısını ifade ederken,  $rr$  parametresi ise  $n$ . Kalp vuruşundaki R-R mesafesini simgelemektedir.  $t$  parametresi ise toplam KHD oluşum zamanını göstermektedir. Eğer bu yazımı aynı örnek üzerinde çizdirirsek zamana bağlı R-R aralığı grafiği şu şekilde oluşacaktır; şekil 2.6.'daki tabloda her bir aralığa karşılık gelen R-R aralığı mesafesi hesaplanıp, bir önceki zaman noktası ile toplanmıştır. Bu şekilde oluşan zamana bağlı R-R aralığı değişimi şekil 2.6'da gösterilmiştir.



Ardı Ardına İki Vuruş	R-R Aralığı (ms)	Zaman Tanım Alanı (s)
0-1	720	0,72
1-2	780	1,50
2-3	680	2,18
3-4	760	2,94
4-5	880	3,82
5-6	750	4,57
6-7	780	5,35



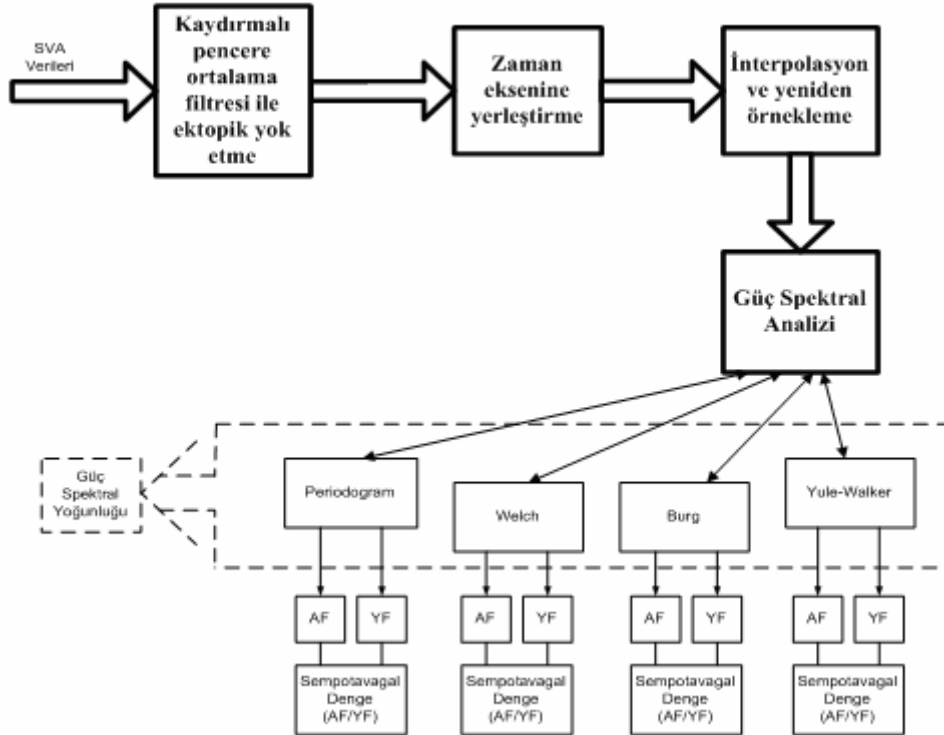


Şekil 2.6. Yatay eksenin kalp vuruş sayısından zaman alanına çevrilmesi

Bu şekilde elde edilen sinyal interpolasyon ve yeniden örnekleme işlemlerinden sonra spektral analizler için uygun hale gelecektir.

## BÖLÜM 3. KHD ANALİZLERİNDE ÖN İŞLEME VE SPEKTRAL ANALİZ METOTLARI

Bu çalışmada Physionet MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia (SVA) veri tabanında bulunan 78 hastadan alınmış yarım saatlik EKG verileri kullanılmıştır. Verilerin analizi için kullanılacak metotlar iki ana başlık içerisinde düşünülmüştür. Bunlar ön işleme ve spektral kestirim süreçleridir. Ön işleme sürecinde EKG verileri KHD işaretine dönüştürülmüş, kaydırmalı pencere ortalama filtresi ile ektopik ve artefaktlar kaldırılmıştır. İşarete, kübik eğri interpolasyonu uygulanmış daha sonra işaret 4 Hz’de yeniden örnekleme işlemlerine tabi tutulmuş ve spektral kestirimler için uygun hale getirilmiştir. Daha sonra Periodogram, Welch Periodogram, Burg ve Yule-Walker yöntemleri kullanılarak analizler gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın ana hatları şekil 3.1.’de blok şema olarak sunulmuştur.



Şekil 3.1. Tezde yapılan çalışmaların ana hatlarının blok şema olarak gösterimi

### 3.1. Kalp Hızı Değişkenliği Analizi Öncesi Yapılması Gereken Ön Çalışmalar

#### 3.1.1. Veri tabanı

Çalışmada kullanılan KHD verileri, internet üzerinde Physionet MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia (SVA) veri tabanından alınmıştır. Veri tabanında 78 hastadan alınmış yarım saatlik EKG verileri bulunmaktadır. Bu veriler Librasch programı ile KHD verilerine dönüştürülmüştür.

Süpraventriküler aritmi, kalp karıncıklarının üst tarafında meydana gelen elektriksel iletim bozuklukları sonucunda ortaya çıkan kalp ritmi bozulmaları olarak adlandırılmaktadır. “supra” üst anlamına gelirken, “ventrikül” karıncık anlamındadır.

Süpraventriküler aritmiler, sinüs düğümü, atrial doku ve jonksiyonel dokudan yayılan ritimleri içermektedir. SVA tüm yaş gruplarında görülebilmekte ve çarpıntı, kalp atışındaki hızlanma, baygınlık gibi belirtilerle ilişkilendirilmektedir [22].

#### 3.1.2. Örnekleme frekansı ve interpolasyon

Veri tabanından elde ettiğimiz veriler, R-R aralığının vuruş sayısına bağlı olarak değişimini gösteren takogram şeklindedir. Bu tür takogramların zaman-frekans analizlerinin gerçekleştirilebilmesi mümkün olamamaktadır. Bu yüzden vuruş sayısının bulunduğu eksenin zaman tanım alanına çevrilmesi gerekmektedir. Bu dönüştürme işlemi sağlayan formülasyon bölüm 2’ denklem (2.1)’de sunulmuştur.

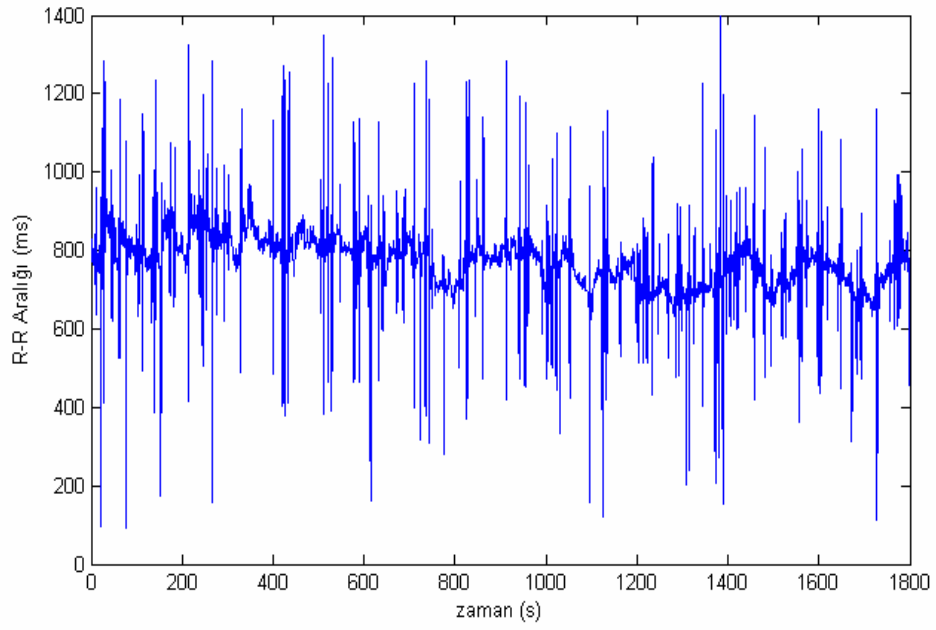
Denklem (2.1) ile elde edilen verilerin spektral kestirim metotları ile değerlendirilebilmeleri için interpolate edilip 4 Hz’ de yeniden örneklenmesi gerekmektedir. KHD üzerine yazılmış çoğu makale, örnekleme frekansını 2 Hz ile 4 Hz arasında göstermektedir [1, 23, 24]. 2 Hz’ in altında bir örnekleme frekansı seçilirse, daha hızlı atan kalp vuruları için örnekleme frekansı yetersiz kalacaktır. 4 Hz’ lik örnekleme frekansı ise, güç spektral hesaplamalarında sınır değerlerini sağlayabilecek özellik göstermektedir. Bu sebeple literatürdeki değerler de göz önünde bulundurularak 4 Hz örnekleme frekansı kullanılmıştır.

Bu çalışmadaki uygulamalarda, lineer interpolasyona göre daha çok tercih edilen kübik eğri interpolasyonu kullanılmıştır [25]. Kübik eğri interpolasyonunda sonsuz sayıdaki kübik polinomlar, her bir  $N$  yatay konumu arasındaki kalan eğriyi yaklaştırmak için kullanılır.

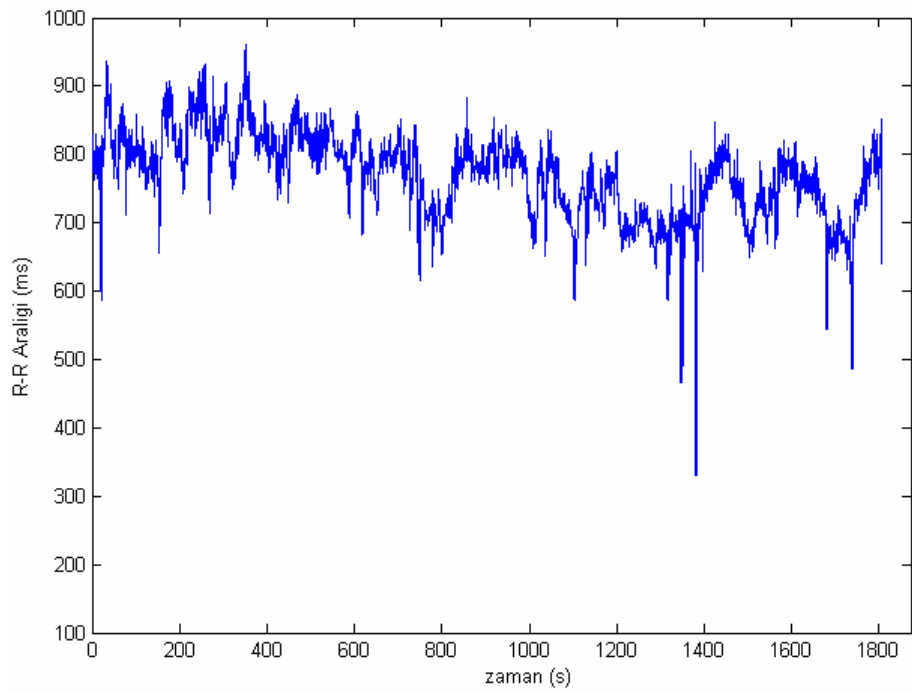
### 3.1.3. Ektopik yok etme

Gürültü etkileri, ektopik vuruşlar, aritmik olaylar, kaçan veriler vb. gibi etkenler, elde edilen KHD verilerinin güç spektral yoğunluğunda istenmeyen etkiler yaratabilmektedir. Ektopik oluşmasının farklı sebepleri vardır. Bunlar; ölçüm yapılırken hastanın hareket etmesi, dış manyetik etkiler, kaçan kalp vuruşları, cihaz hataları olabilir. Uygulamalarda ektopiklerden arınmış veriler kullanılmalıdır. Bu sebeple olduğunca ektopikleri elemek gerekmektedir [1].

Ektopikleri yok etmek için birkaç farklı metot önerilmiştir [23]. Bu tezde ektopikleri yok etmek için bu metotlardan biri olan kaydırmalı pencere ortalama filtresi (Sliding Window Average Filter) [26] kullanılmıştır. Bu metoda göre ilk olarak, her ardışık R-R aralığı incelenir, bir eşik değeri seçilir ve seçilen eşik değerinin üstünde ya da altında olan anormal vuruşlar belirlenir.  $2N+1$  veri sayısı uzunluğunda bir pencere değeri seçilir ve bu pencere tüm veri üzerinde kaydırılır. Eşik değere göre belirlenen ektopikli kısımlarda, ektopikli işaretin her iki tarafındaki bölgenin pencere genişliğine bağlı olarak ortalaması alınır ve pencerenin iki tarafının ortalama değeri ektopik vuruş yerine yazılır. Bu çalışmada pencere genişliği  $N=4$  ve eşik değeri 50 ms olarak seçilmiştir. Bu şekilde pencere bir sonraki ektopiğe doğru kaydırılarak ektopikler yok edilir. Şekil 3.2. ve 3.3.' te sırasıyla MATLAB ortamında interpolate edildikten sonra ektopikleri yok edilmemiş ve edilmiş 2 grafik gösterilmiştir.

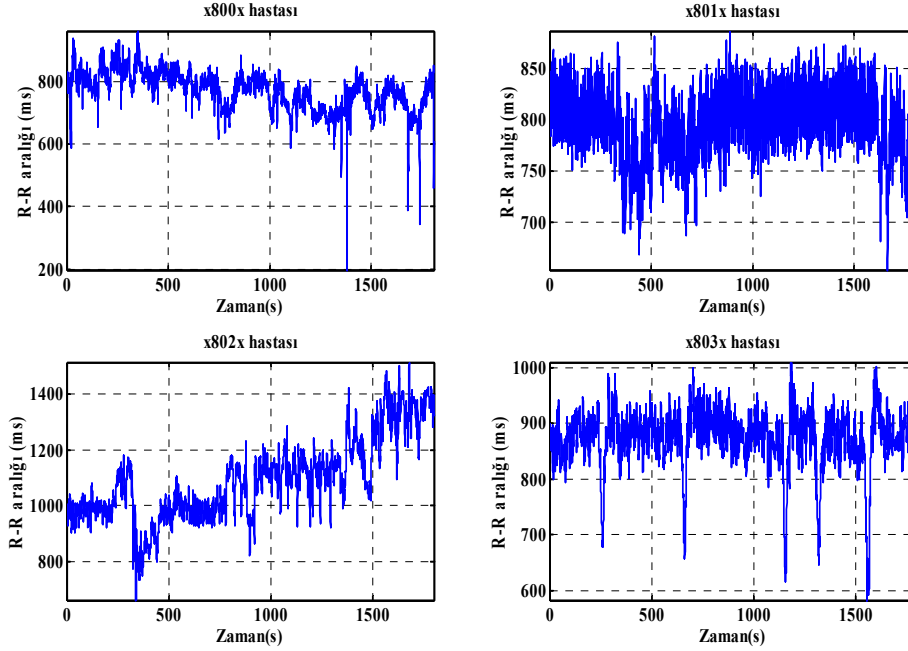


Şekil 3.2. MATLAB ortamında interpolasyonu yapılmış ve ektopikleri yok edilmemiş x800x hastasına ait veri



Şekil 3.3. MATLAB ortamında interpolasyonu yapılmış ve ektopikleri yok edilmiş x800x hastasına ait veri

Şekil 3.4 'te ektopikleri yok edilmiş ve spektral kestirime hazır hale getirilmiş veri tabanındaki ilk 4 hastaya ait KHD verileri sunulmuştur.



Şekil 3.4. Veri tabanındaki dört hastaya ait MATLAB ortamında interpolasyonu yapılmış ve ektopikleri yok edilmiş KHD verileri.

### 3.2. Güç Spektral Kestirim Metotları

Güç spektral yoğunluğunun 0,04Hz – 0,15Hz arasındaki AF (alçak frekans) bölgesi ile 0,15Hz – 0,4Hz arasındaki YF (yüksek frekans) bölgesi otonom sinir sisteminin sempatik ve parasempatik aktiviteleri ile değişkenlik göstermektedir. AF bölgesi sempatik aktivite ile ilişkilendirilirken, YF bölgesi ise parasempatik aktivite ile ilişkilendirilmektedir. Bu bölgelerin güç oranlarının (AF/YF) sağlıklı kişiler ile çeşitli rahatsızlıkları bulunan kişilerde farklılıklar gösterdiği KHD analizleri konusunda yapılan çok sayıda çalışmada gösterilmiştir. AF/YF güç oranı literatürde sempatovagal denge olarak tanımlanmaktadır [1, 2, 23, 27, 28, 29].

İçinde bir çok bilgi taşıyan biyomedikal işaretlerin göz ile incelenmesi yetersiz kalabildiğinden, biyomedikal işaretlere spektral değerlendirme metotları ile yaklaşılması, aynı işaretten daha çok ve daha net bilgi alınmasına imkan vermektedir

[18]. Spektrum kestirim yöntemlerini parametrik ve parametrik olmayan yöntemler olmak üzere ikiye ayırabiliriz [30, 31, 32]. Bunlara ek olarak bazı kaynaklarda alt uzay yöntemleri de ayrı bir sınıf olarak verilmiştir. Spektral kestirimin hedefi, sınırlı bilgiye sahip bir sinyaldeki bileşenlerin ortaya çıkarılmasıdır. Güç spektral kestirimi, geniş bant gürültülerinde gömülü olan sinyallerin ortaya çıkarılmasında oldukça etkili bir yöntemdir [33].

Spektral değerlendirme uygulamaları çeşitli metotlarla yapılabilmektedir. Bu metotlar 3 ana başlık altında açıklanabilir [33].

- Parametrik olmayan metotlar
- Parametrik metotlar
- Alt-uzay metotları

Parametrik olmayan metotlar ile elde edilen güç spektral yoğunluğunda, sinyalin kendisi direkt olarak değerlendirilir. Bu metotlar verinin nasıl üretildiği hakkında bir varsayımda bulunmaz, dolayısıyla parametrik olmayan metotlar olarak adlandırılır. Bu metotların en basitleri “Hızlı Fourier dönüşümü (HFD)” ve “periodogram”dır. Diğer bir türü ise Periodogram’ın geliştirilmiş olan “Welch Periodogram” metodudur.

Parametrik metotlarda beyaz gürültü ile sürülen lineer sistem çıktısı olarak kabul edilen bir sinyal değerlendirilir. Bu metotlara örnek “Yule-Walker” ve “Burg” özbağlanımlı (Autoregressive (AR)) metotlarıdır. Bu metotlar, varsayımlı olarak üretilen sinyalin güç spektral yoğunluğunu, çözümleme parametreleri kullanarak belirlerler. Mevcut sinyalin veri uzunluğu oldukça kısa olduğunda parametrik olmayan metotlar, parametrik metotlardan daha iyi sonuçlar vermektedir [34].

Alt-uzay metotları aynı zamanda yüksek çözünürlüklü metotlar veya süper çözünürlüklü metotlar olarak da bilinirler. Oluşturulan frekans bileşeni, ilişki matrisinin öz analizleri veya öz ayrışımını temel alan bir sinyal için değerlendirilir. Bu metotlara örnek olarak “çoklu sinyal sınıflandırma (ÇSS) metodu” veya “öz vektör (ÖV) metodu” verilebilir.

Bu çalışmada SVA hastalarından elde edilen verilerin spektral kestirimleri ve hastalığa özel spektral değerlendirmeler için peridogram, Welch Periodogram, Yule-Walker metodu, Burg metot kullanılmış ve metotların performansları karşılaştırılmıştır. Kullanılan bu metotlara ait teorik bilgiler bu bölümde açıklanmıştır.

### 3.2.1. Periodogram yöntemi

Periodogram yöntemi, bir işaretteki frekans bileşenlerinin güç yoğunluğunu belirlemek için kullanılır. İlk defa 1898 yılında Schuster tarafından gizli periyodiklikleri ölçmek ve tespit etmek için ortaya konan bu yöntem temel olarak Hızlı Fourier Dönüşümüne (HFD) dayanmaktadır ve parametrik olmayan bir yöntemdir. Bu yöntemin hesaplanması kolay olmakla birlikte, özellikle kısa veri kayıtları için iyi sonuçlar vermektedir.

Rastgele bir  $x(n)$  dizisinin güç spektral yoğunluğu;

$$P_{per}(f) = \sum_{m=-(N-1)}^{N-1} R_{xx}(m) e^{-j2\pi fm} \quad (3.1)$$

şeklinde ifade edilir. Bu eşitlikteki  $R_{xx}(m)$  ifadesi, özilinti fonksiyonu olarak adlandırılır ve;

$$R_{xx}(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-m-1} x^*(n) x(n+m), \quad 0 \leq m \leq N-1 \quad (3.2)$$

olarak açıklanır. Burada  $m$ , özilinti fonksiyonu için duraklama parametresini ve  $N$  mevcut veri uzunluğunu simgelemektedir. Özilinti fonksiyonu denklem (3.1)'de yerine konur ve düzenlenirse  $P_{per}(f)$  fonksiyonu;

$$P_{per}(f) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi fn} \right|^2 = \frac{1}{N} |X(f)|^2 \quad (3.3)$$



olarak açıklanır.  $X(f)$  ifadesi  $x(n)$  dizisinin Fourier dönüşümüdür. Güç Yoğunluğu spektrum ölçümün yaygın bir metodu olarak bilinen bu ifade, periodogram olarak adlandırılmaktadır.

Parametrik olmayan spektrum kestirim yöntemlerinin HFD ve periodogram haricinde, iyileştirilmiş periodogram yöntemi, Bartlett yöntemi, Welch Periodogram yöntemi ve Blackman-Tukey yöntemi gibi alt kategorileri mevcuttur [30, 31, 35].

Bartlett metodu, periodogramdaki varyans değerini azaltmak için üç adım sunar; ilk adımda,  $N$  sayılı dizi, her biri  $M$  uzunluğunda olan örtüşmesiz  $K$  tane parçaya ayrılır. Buna göre,

$$x_i(n) = x(n + iM), \quad \begin{array}{l} i = 0, 1, \dots, K-1 \\ n = 0, 1, \dots, M-1 \end{array} \quad (3.4)$$

Daha sonra, her parça için periodogram;

$$P_{per}^{(i)}(f) = \frac{1}{M} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n) e^{-j2\pi fn} \right|^2, \quad i = 0, 1, \dots, K-1 \quad (3.5)$$

hesaplanır ve son olarak  $K$  tane parça için Bartlett güç spektrum ölçümü;

$$P_{bart}(f) = \frac{1}{K} \sum_{i=0}^{K-1} P_{per}^{(i)}(f), \quad i = 0, 1, \dots, K-1 \quad (3.6)$$

formülü ile ifade edilir [31].

Ayrıca periodogram yönteminde sinyali düzenlemek için HFD hesaplamasından önce zaman tanım alanında pencereleme yapılır. Bu işlem spektral sızıntı (Spektral leakage) ve yan lobların yüksekliğini azaltma etkisine sahiptir. Dikdörtgen (rectangular) pencere kullanılırsa parazit frekanslardaki güçler dik bir şekilde kesilirken, dikdörtgen olmayan pencerelerde istenmeyen frekans bölgesi yumuşak bir

geçiş olarak atılabilmektedir. Bu tezde üç farklı tipte pencere kullanılmıştır (Bkz.-Ek A).

### 3.2.2. Welch periodogram yöntemi

HFD tabanlı metotlardan olan Welch Periodogram spektral kestirim yöntemi, periodogram metodunun tanımına bağlıdır ve periodogram metodunun iyileştirilmiş hali olarak ta bilinir. Welch Periodogram metodunda işaret, örtüşen aralıklara bölünür. İşaretin ayrılan bölümleri pencerelenir ve her bir pencerenin periodogramları hesaplanır. Daha sonra bu pencerelerdeki hesaplanan periodogramların ortalaması alınır.

Welch Periodogram metodunda, Bartlett metoduna göre iki temel modifikasyon eklenmiştir. Birincisi, veri parçalarına örtüşme özelliğini sağlamıştır ki bu veri parçaları;

$$\begin{aligned} x_i(n) &= x(n + iD), & n &= 0,1,\dots,M-1 \\ & & i &= 0,1,\dots,L-1 \end{aligned} \quad (3.7)$$

olarak seçilir. Burada  $iD$ ,  $i$ . dizi için başlangıç noktasıdır. Eğer  $D=M$  seçilirse, örtüşme olmayacak ve Bartlett metodundaki gibi bir durum oluşacaktır. Buna karşın,  $D=M/2$  seçilirse, % 50 değerinde bir örtüşme olacak ve  $L=2K$  tane parça elde edilmiş olacaktır.

İkinci bir modifikasyon ise, periodogram hesaplaması öncesinde, veri parçalarını pencerelemektir. Bu durumda iyileştirilmiş periodogram;

$$\tilde{P}_{per}^{(i)}(f) = \frac{1}{MU} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n)w(n)e^{-j2\pi fn} \right|^2, \quad i = 0,1,\dots,L-1 \quad (3.8)$$

şeklinde olacaktır. Burada  $w(n)$  pencere fonksiyonunu simgelerken,  $U$  pencere fonksiyonu içerisindeki güç için normalizasyon faktörü;

$$U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w^2(n) \quad (3.9)$$

olarak seçilir. Dolayısıyla, Welch Periodogram;

$$P_{welch}(f) = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} \tilde{P}_{per}^{(i)}(f) \quad (3.10)$$

formülü ile hesaplanır.

### 3.2.3. Yule-Walker yöntemi

Bazı kaynaklarda otokorelasyon yöntemi olarak da ifade edilen Yule-Walker yöntemi [30], özbağlanımlı (Autoregressive (AR)) spektrum kestirim yöntemlerinden biri olarak bilinmektedir. Özbağlanımlı kestirim yönteminde işarete ait belli bir andaki genliği elde etmek için o ana kadar örneklenmiş kısımların genlikleri farkı oranlarda toplanır ve bu toplama bir de tahmin hatası eklenir. Özbağlanım modeli, birim karşılıklı beyaz gürültü ile sürülen nedensel, tüm-kutuplu ayrık filtre çıkışı olarak gösterilir [34].

Özbağlanımlı yönteme ait güç spektrumu,

$$\hat{P}_{AR}(e^{j\omega}) = \frac{|b_0|^2}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p \hat{a}_p(k) e^{-jk\omega} \right|^2} \quad (3.11)$$

olarak yazılır. Burada  $a_p(k)$  AR katsayılarını,  $p$  model derecesini (kutup sayısı) ve  $b_0$  ise varyansı ifade etmektedir.

Yule-Walker metodunda en önemli kısım (3.11) denklemindeki  $|b_0|^2$  ifadesinin bulunmasıdır. Bu ifade,

$$|b_0|^2 = r_x(0) + \sum_{k=1}^p a_p(k) r_x^*(k) \quad (3.12)$$

denklemleri ile bulunur. (3.12) denklemindeki  $a_p(k)$  katsayıları ise aşağıdaki (3.13) eşitliğinin çözülmesi ile elde edilir.

$$\begin{bmatrix} r_x(0) & r_x^*(1) & r_x^*(2) & \cdots & r_x^*(p) \\ r_x(1) & r_x(0) & r_x^*(1) & \cdots & r_x^*(p-1) \\ r_x(2) & r_x(1) & r_x(0) & \cdots & r_x^*(p-2) \\ \vdots & \vdots & \vdots & & \vdots \\ r_x^*(p) & r_x^*(p-1) & r_x^*(p-2) & \cdots & r_x^*(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ a_p(1) \\ a_p(2) \\ \vdots \\ a_p(p) \end{bmatrix} = \epsilon_p \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

burada,

$$r_x(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1-k} x(n+k)x^*(n); k=0,1,\dots,p \quad (3.14)$$

olarak ifade edilmektedir.

### 3.2.4. Burg yöntemi

Bir başka özbağlanımlı spektrum kestirim yöntemi olan burg metodu J.P.Burg tarafından 1975 yılında geliştirilmiştir [36]. Burg metodunda diğer AR kestirim metodlarından farklı olarak direkt yansıma katsayısı tahmini yapılmakta, diğer AR metodlardaki gibi özilişki fonksiyonu hesaplanmamaktadır. Burg algoritması AR model parametreleri kümesini, ileri-geri yöndeki kestirim hatalarının kareleri toplamının minimizasyonu ile bulur.

Yansımaya katsayısı kestirimi bulunurken,

$$\hat{k}_p = \frac{-\sum_{n=p+1}^N \hat{e}_{f,p-1}(n) \hat{e}_{b,p-1}^*(n-1)}{\frac{1}{2} \sum_{n=p+1}^N \left[ |\hat{e}_{f,p-1}(n)|^2 + |\hat{e}_{b,p-1}^*(n-1)|^2 \right]} \quad (3.15)$$

bağıntısı kullanılır. Burada  $\hat{k}_p$  yansımaya katsayısı,  $\hat{e}_{f,p}(n)$  ileri yöndeki kestirim hatası,  $\hat{e}_{b,p}(n)$  geri yöndeki kestirim hatası,  $p$  model derecesi ya da kutup sayısı olarak adlandırılmaktadır.

Yansımaya katsayısı  $\hat{k}_p$  ile ilişkili AR katsayıları aşağıdaki ifadeye yer almaktadır.

$$\hat{a}_{p,i} = \begin{cases} \hat{a}_{p-1,i} + \hat{k}_p \hat{a}_{p-1,p-i}^*, & i = 1, \dots, p-1 \\ \hat{k}_p & i = p \end{cases} \quad (3.16)$$

Bu yöntemde kullanılan ileri ve geri yöndeki kestirim hataları ise,

$$\hat{e}_{f,p}(n) = \hat{e}_{f,p-1}(n) + \hat{k}_p \hat{e}_{b,p-1}(n-1) \quad (3.17)$$

$$\hat{e}_{b,p}(n) = \hat{e}_{b,p-1}(n-1) + \hat{k}_p^* \hat{e}_{f,p-1}(n) \quad (3.18)$$

denklemlerinden bulunur. Bu iki ifadenin toplamı en küçük karesel hatayı verir ve  $\hat{e}_p$  ile gösterilir. Buradaki  $\hat{e}_p$ ;

$$\hat{e}_p = \hat{e}_{f,p} + \hat{e}_{b,p} \quad (3.19)$$

denklemindeki gibidir.

Burg yöntemine ait güç spektral yoğunluğu, denklem (3.20) deki bulunur.

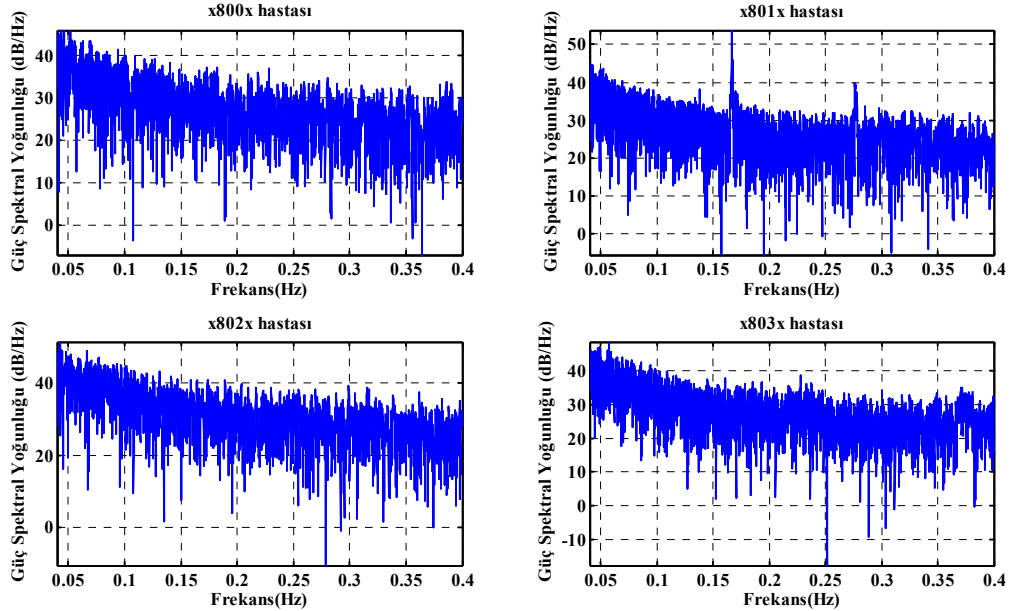
$$\hat{P}_{Burg}(f) = \frac{\hat{e}_p}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p \hat{a}_p(k) e^{-j2\pi f k} \right|^2} \quad (3.20)$$

## BÖLÜM 4. KHD SPEKTRAL KESTİRİM ANALİZLERİ

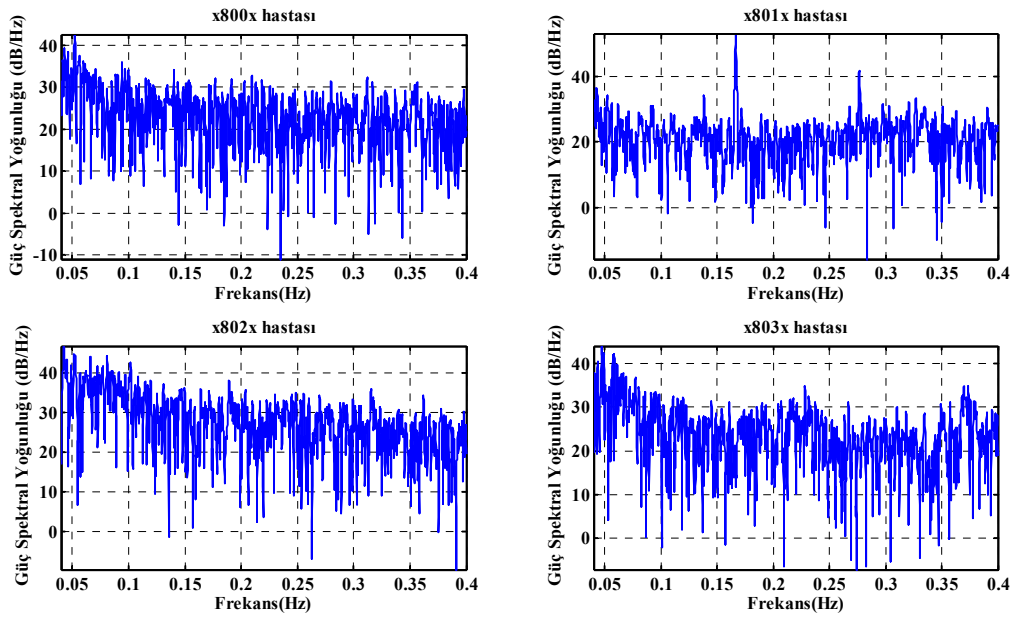
Burada veri tabanında alınan ve ön işleme tamamlanan hastalara ait KHD verileri Bölüm 3’te detaylı bir şekilde açıklanan spektral kestirim metotları ile incelenmiştir.

### 4.1. Periodogram Yöntemi Kullanarak Spektral Kestirim

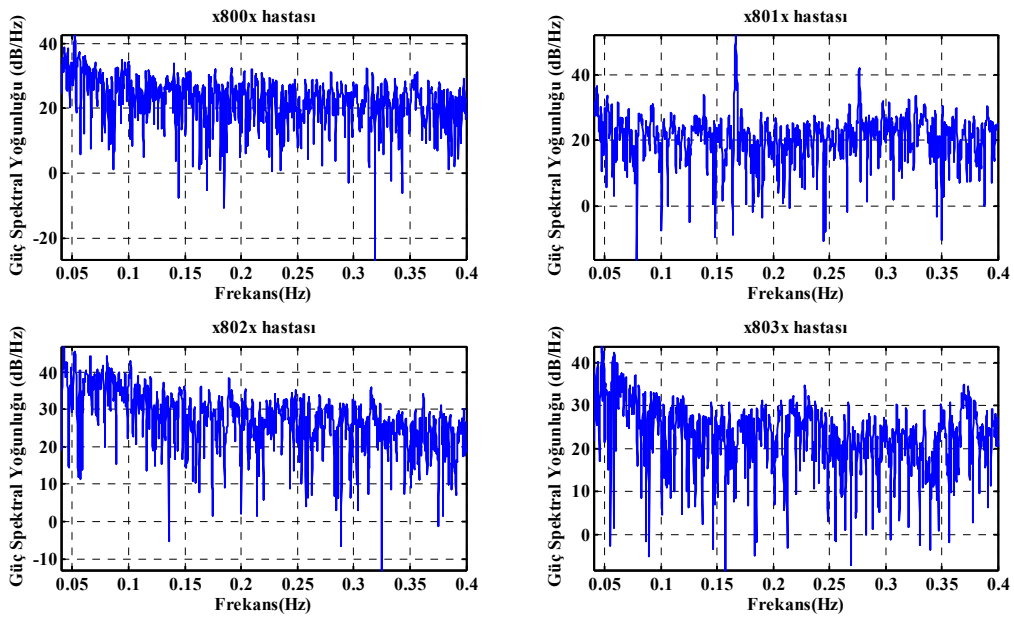
Bu metot tüm hastalardan alınan KHD verileri için uygulanmış ve ilk 4 hastaya ait analiz sonuçları burada sunulmuştur. Dikdörtgen, Bartlett ve Hanning olmak üzere üç tip pencere seçilmiş ve her bir analiz bu farklı pencere tipine bağlı olarak tekrarlanmıştır. Pencere tipine göre ilk 4 hastaya ait elde edilen analiz sonuçları şekil 4.1., şekil 4.2. ve şekil 4.3.’te 0.04-0.15 Hz AF ve 0.15-0.4 Hz YF frekans bölgesini kapsayacak biçimde grafiksel olarak gösterilmiştir.



Şekil 4.1 Dört farklı hastaya ait KHD verisinin PERIODOGRAM metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencere seçimine göre değişimi (pencere=dikdörtgen, fs=4 Hz)



Şekil 4.2. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin PERIODOGRAM metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencere seçimine göre değişimi (pencere=bartlett, fs=4 Hz)



Şekil 4.3. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin PERIODOGRAM metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencere seçimine göre değişimi (pencere=hanning, fs=4 Hz)

Analizler incelendiğinde herhangi bir frekans bandında ayrıştırıcı bir güç spektral bileşenine her üç pencere tipi içinde ulaşmak oldukça güçtür. AF ve YF frekans

bölgesinde elde edilen toplam güçler ve AF/YF oranı pencere tiplerine bağlı olarak Tablo 4.1.'de listelenmiştir.

Tablo 4.1. Periodogram metodunda farklı pencere tipleriyle hesaplanan AF, YF ve AF/YF değerleridir.

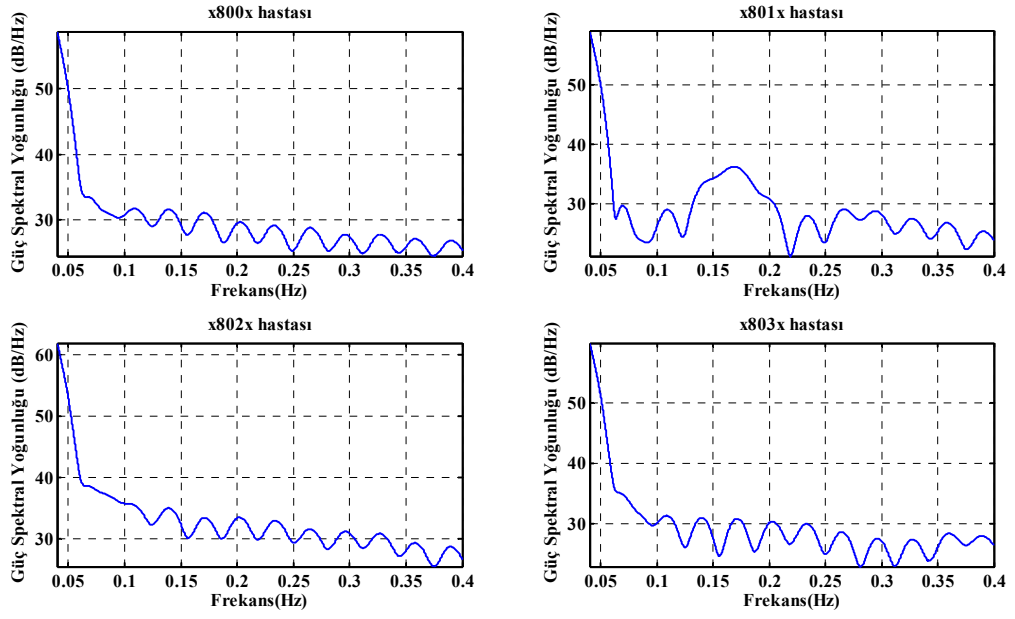
Hasta No	Pencere seçimi	AF (ms <sup>2</sup> )	YF (ms <sup>2</sup> )	AF/YF
x800x	Dikdörtgen	462.0795	158.8580	2.9088
x801x		327.9677	275.0057	1.1926
x802x		1202.1	355.6644	3.3799
x803x		607.4349	170.833	3.5557
x800x	Bartlett	117.0710	69.0496	1.6955
x801x		38.1463	213.9078	0.1783
x802x		539.8843	166.7872	3.2370
x803x		170.7680	83.1759	2.0531
x800x	Hanning	117.9387	67.3721	1.7506
x801x		37.5457	214.3352	0.1752
x802x		539.6257	162.0774	3.3294
x803x		174.3045	83.9461	2.0764

Tablo incelendiğinde dikdörtgen pencere, diğer iki pencereden çok farklı sonuçlar ortaya koymuştur. Bu farklılık pencerenin veri boyutu ile aynı seçilmesinden kaynaklanmıştır. Bartlett ve hanning pencerelerinden elde edilen sonuçlar birbirine çok yakındır.

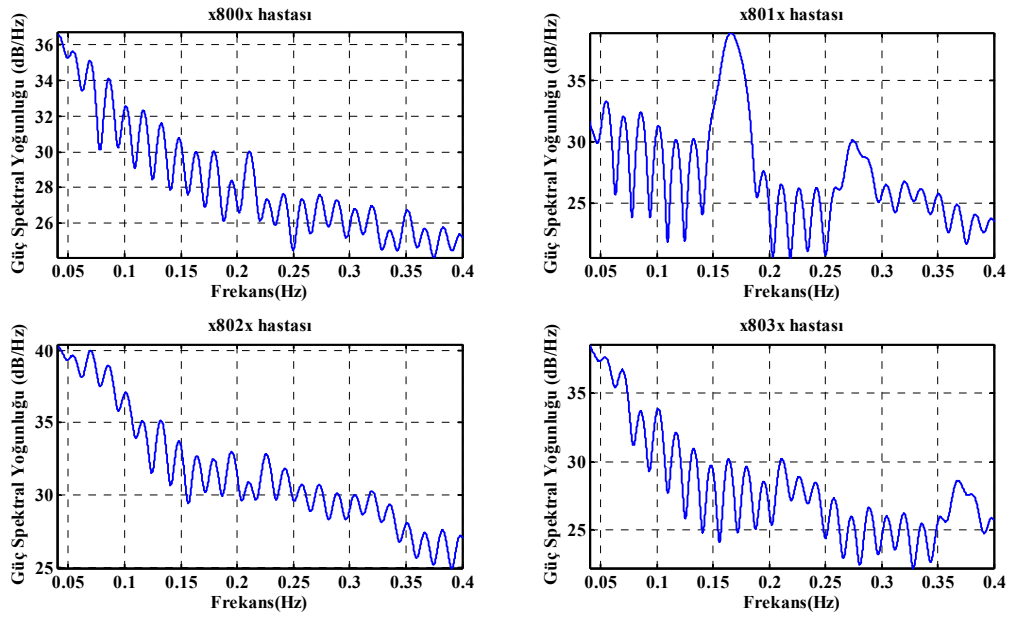
#### 4.2. Welch Periodogram Yöntemi Kullanarak Spektral Kestirim

Welch Periodogram metodunda farklı pencere uzunlukları kullanılarak tüm hastalara ait veriler analiz edilmiş ve ilk 4 veri örnek olarak tezde sunulmuştur. 128, 256, 512, 1024, 2048 ve 4096 veri uzunluğunda pencereler için elde edilen sonuçlar sırasıyla şekil 4.4., şekil 4.5., şekil 4.6., şekil 4.7., şekil 4.8. ve şekil 4.9.'da grafiksel olarak gösterilmiştir.

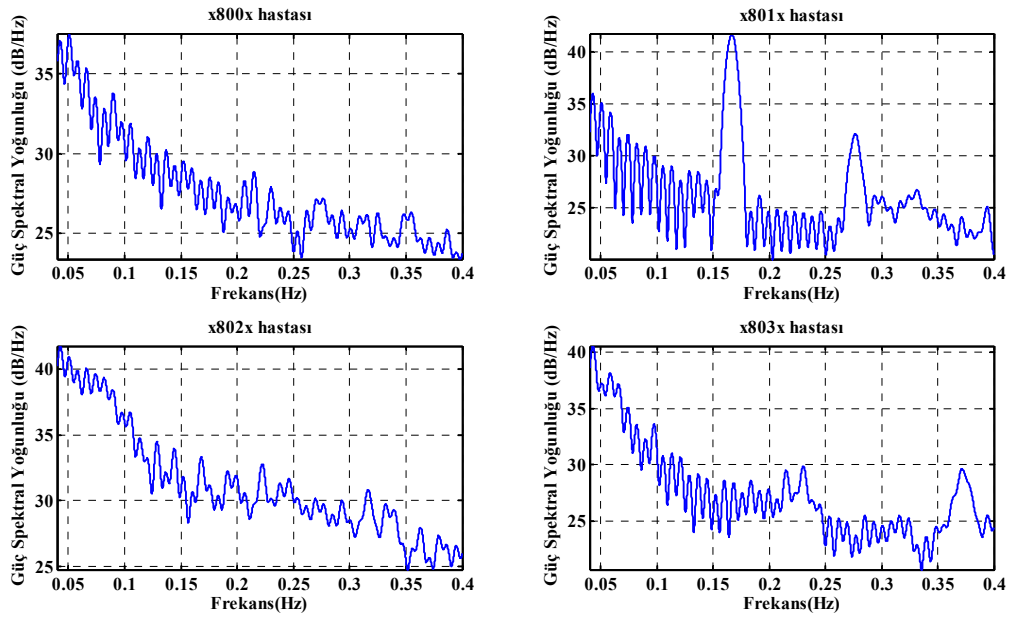




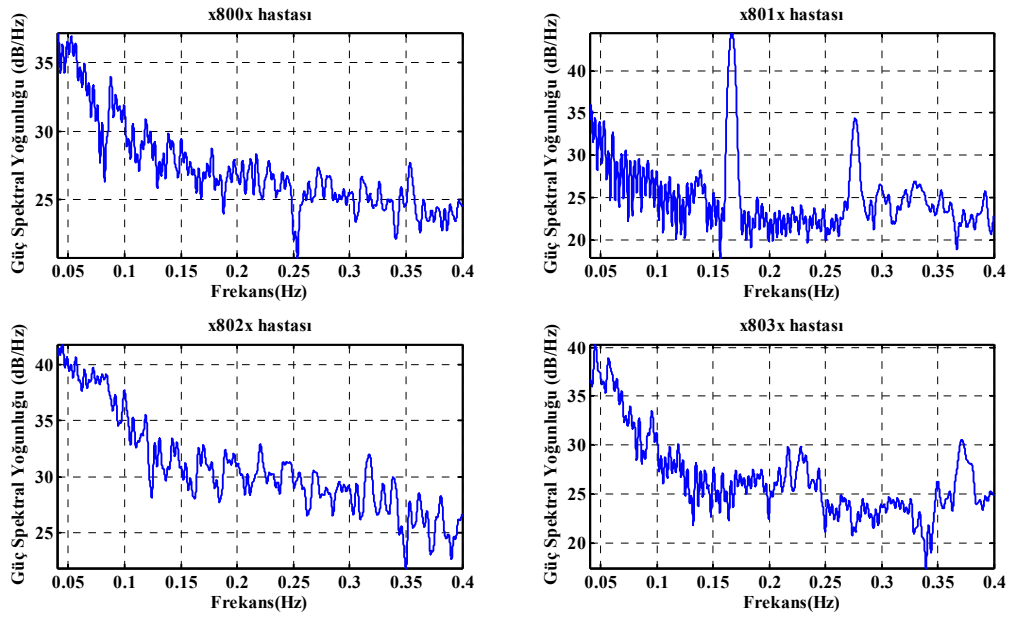
Şekil 4.4. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin WELCH PERIODOGRAM metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencereye göre değişimi (pencere=128, fs=4 Hz)



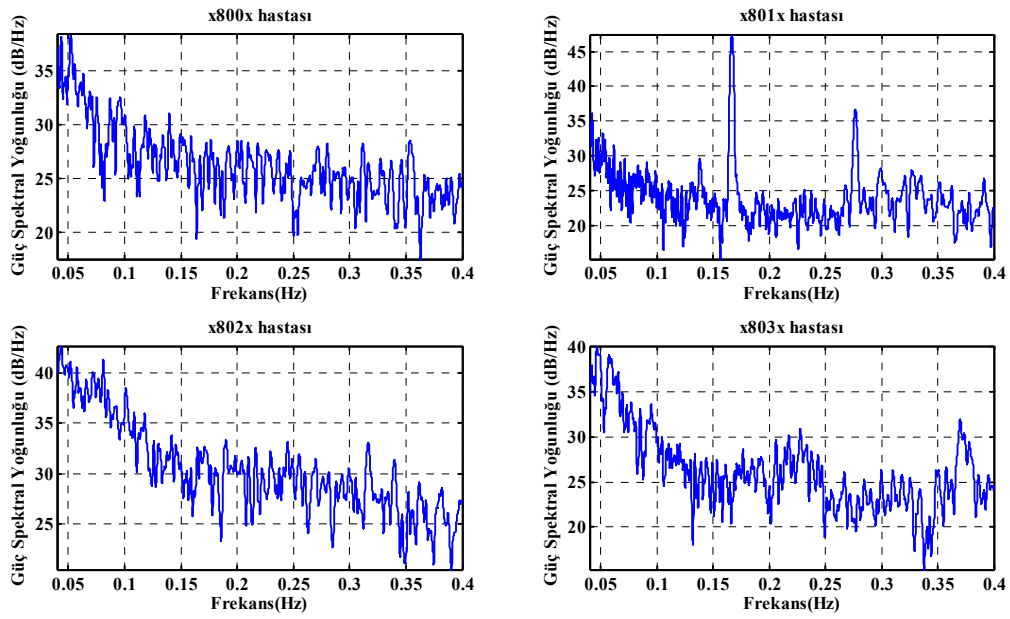
Şekil 4.5. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin WELCH PERIODOGRAM metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencereye göre değişimi (pencere=256, fs=4 Hz)



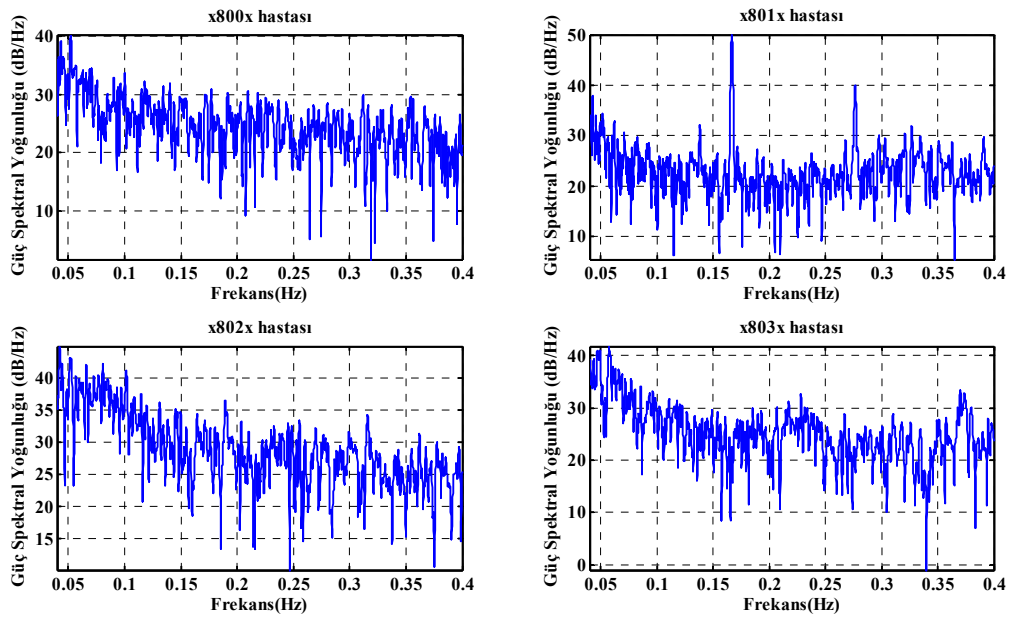
Şekil 4.6. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin WELCH PERIODOGRAM metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencereye göre değişimi (pencere=512, fs=4 Hz)



Şekil 4.7. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin WELCH PERIODOGRAM metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencereye göre değişimi (pencere=1024, fs=4 Hz)



Şekil 4.8. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin WELCH PERIODOGRAM metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencereye göre değişimi (pencere =2048, fs=4 Hz)



Şekil 4.9. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin WELCH PERIODOGRAM metodu ile güç spektral yoğunluğunun pencereye göre değişimi (pencere =4096, fs=4 Hz)

Pencere sayısındaki artış, verinin ana karakteristiğinin güç spektral değişimi tespitinde belirsizlikler doğurur. Örneğin x801x datasında ortaya çıkan tepe değerler

tek bir frekansı sembolize eder. Dolayısıyla uygun uzunluktaki bir pencere seçimi önemli hale gelir. Çok düşük veya çok büyük pencere uzunlukları sinyalin frekans bileşenlerini baskılar ve seçici özelliklerin ayırt edilememesine sebep olur.

Tablo 4.2. Welch Periodogram metodunda farklı pencere uzunlukları ile hesaplanan AF, YF ve AF/YF değerleridir.

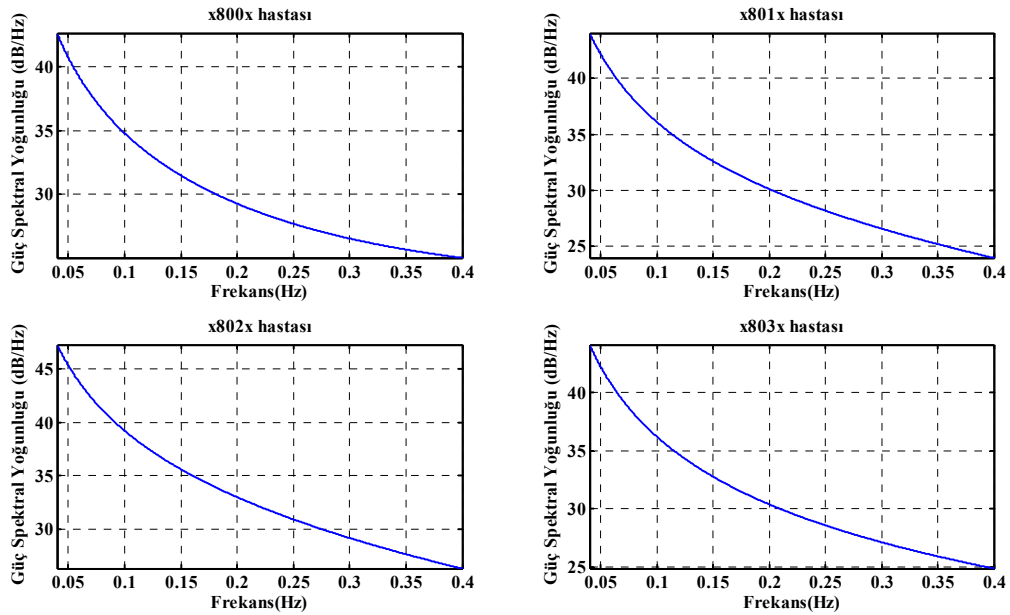
Hasta No	pencere	AF (ms <sup>2</sup> )	YF (ms <sup>2</sup> )	AF/YF
x800x	128	3880,6	139.8460	27.7492
x801x		3970,2	238.0747	16.6762
x802x		8103,5	281.8029	28.7559
x803x		4972,5	140.0032	35.5170
x800x	256	211.1422	121.3267	1.7403
x801x		100.4505	241.1007	0.4166
x802x		582.1625	243.6521	2.3893
x803x		265.6049	116.8571	2.2729
x800x	512	197.8844	101.1767	1.9558
x801x		98.2460	230.6011	0.4260
x802x		606.6065	219.6215	2.7621
x803x		263.1100	97.7786	2.6909
x800x	1024	177.2075	94.5452	1.8743
x801x		73.7085	221.1306	0.3333
x802x		565.7394	205.4686	2.7534
x803x		224.6181	87.2880	2.5733
x800x	2048	143.7027	84.3877	1.7029
x801x		55.0847	214.8142	0.2564
x802x		548.5319	190.7977	2.8749
x803x		204.6168	84.5234	2.4208
x800x	4096	121.4146	70.3764	1.7252
x801x		47.9186	213.2774	0.2247
x802x		509.9225	155.5694	3.2778
x803x		197.5094	78.0023	2.5321

Tablo 4.2. incelendiğinde 128 veri uzunluğundaki pencere değerinin kullanılmasıyla elde edilen analiz sonuçları diğer pencere uzunluklarına göre büyük farklılıklar içerir.

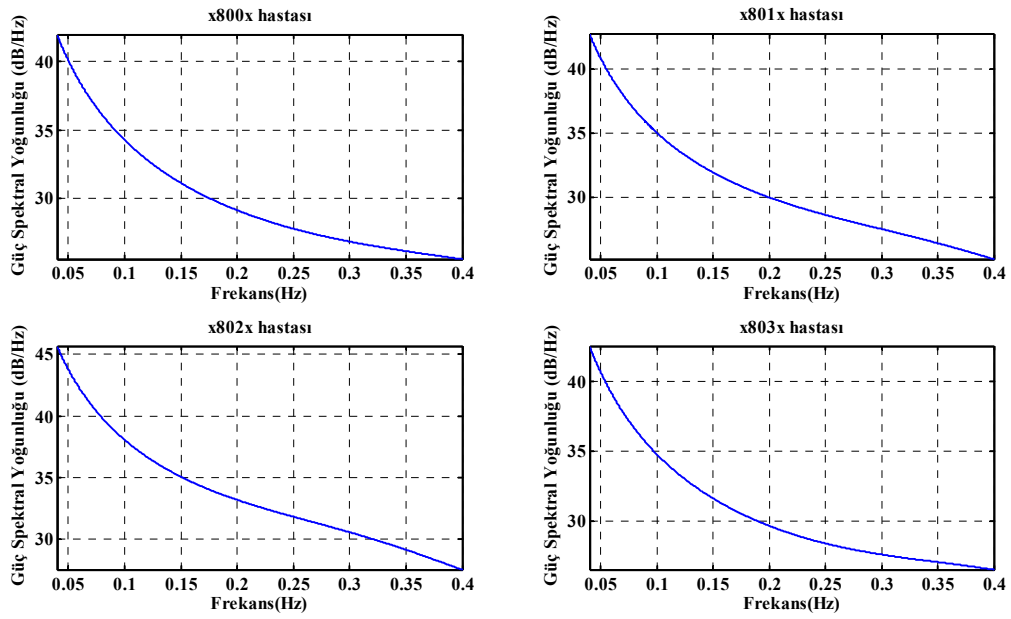
Bu farklılığa, grafiklerden görüleceği üzere büyük değerli ve daha geniş aralıklı frekans bölgesini kapsayan dalgalanmalar (ripple) neden olur.

### 4.3. Yule-Walker Yöntemi Kullanarak Spektral Kestirim

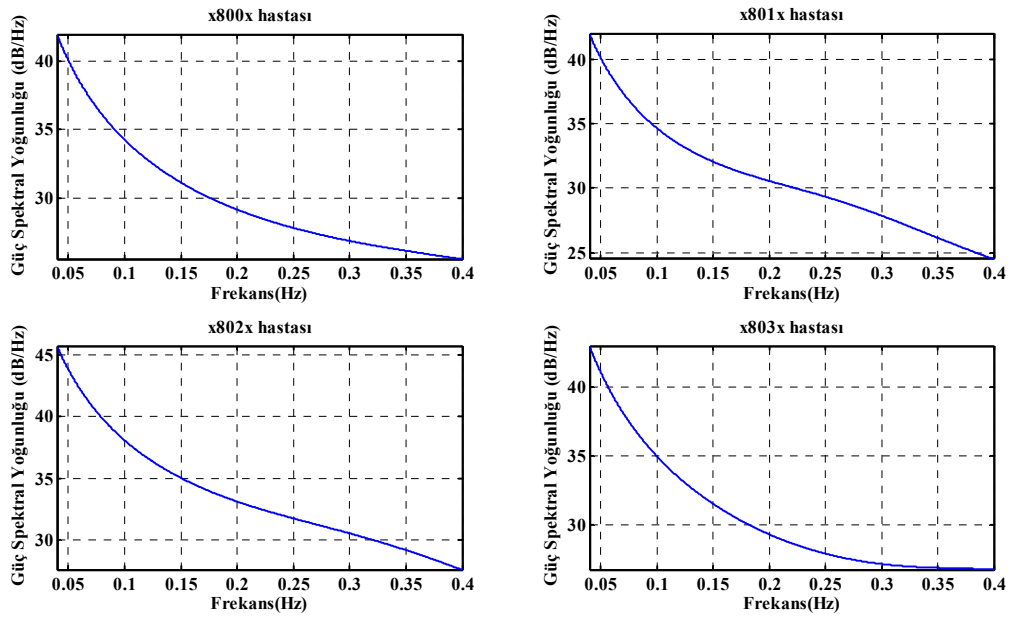
Bu metot tüm hastalardan alınan KHD verileri için uygulanmış ve ilk 4 hastaya ait analiz sonuçları burada sunulmuştur. Kutup sayısı  $p=4$ ,  $p=8$ ,  $p=10$ ,  $p=12$  ve  $p=16$  olarak seçilmiş ve her bir analiz bu farklı kutup sayısı değerlerine bağlı olarak tekrarlanmıştır. Kutup sayılarına göre ilk 4 hastaya ait elde edilen analiz sonuçları şekil 4.10., şekil 4.11., şekil 4.12., şekil 4.13., ve şekil 4.14.'te 0.04-0.15 Hz AF ve 0.15-0.4 Hz YF frekans bölgesini kapsayacak biçimde grafiksel olarak gösterilmiştir.



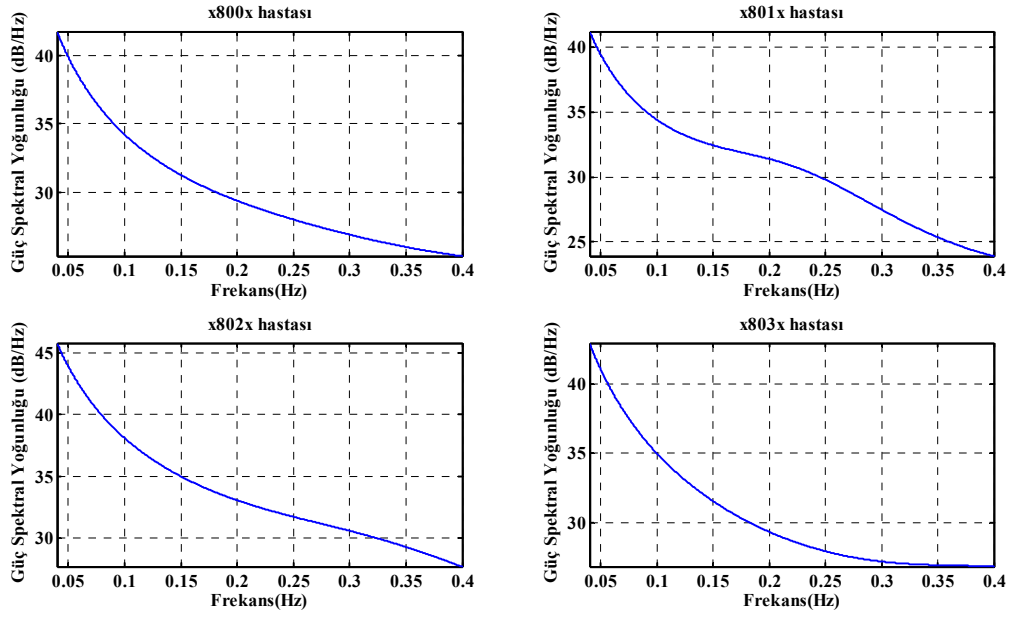
Şekil 4.10. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin YULE-WALKER metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi ( $p=4$ ,  $fs=4$  Hz)



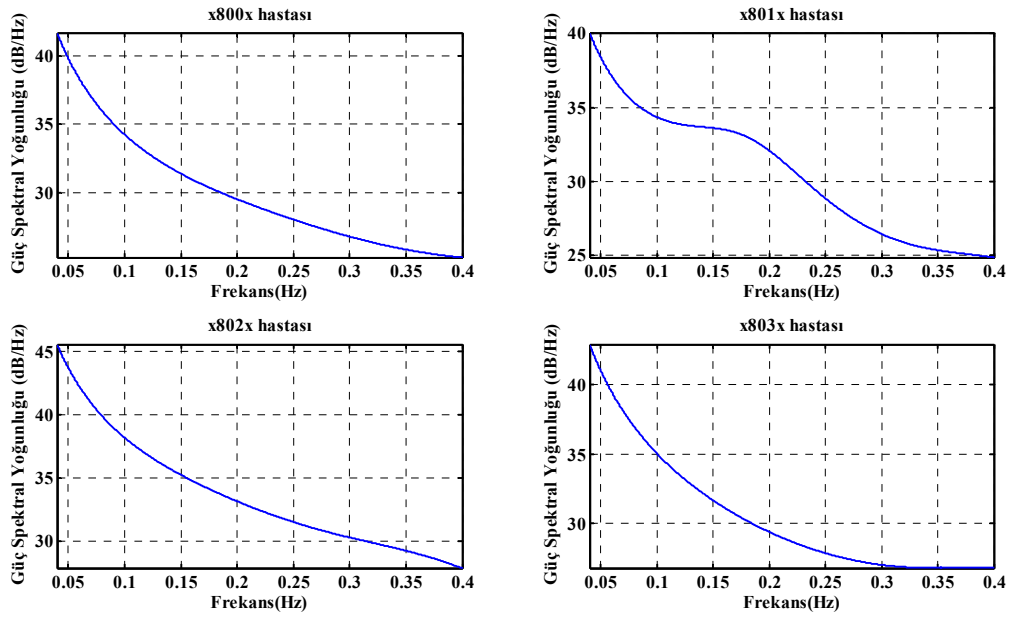
Şekil 4.11. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin YULE-WALKER metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi ( $p=8$ ,  $f_s=4$  Hz)



Şekil 4.12. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin YULE-WALKER metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi ( $p=10$ ,  $f_s=4$  Hz)



Şekil 4.13. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin YULE-WALKER metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi ( $p=12$ ,  $f_s=4$  Hz)



Şekil 4.14. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin YULE-WALKER metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi ( $p=16$ ,  $f_s=4$  Hz)

Her bir frekans bölgesinde elde edilen toplam güçler Tablo 4.3.'de listelenmiştir.

Tablo 4.3. Yule-Walker metodunda farklı kutup sayılarında hesaplanan AF, YF ve AF/YF değerleridir.

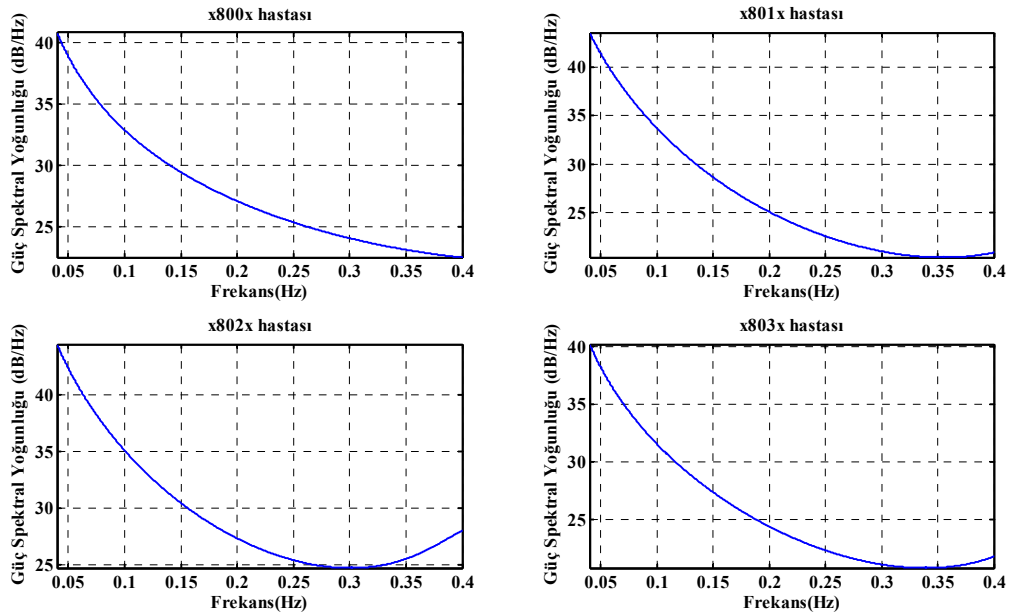
Hasta No	Kutup Sayısı	AF (ms <sup>2</sup> )	YF (ms <sup>2</sup> )	AF/YF
x800x	4	550.8154	153.3719	3.5914
x801x		749.2332	170.0982	4.4047
x802x		1558.6	326.7167	4.7706
x803x		764.8588	187.1203	4.0875
x800x	8	480.4722	154.4754	3.1103
x801x		562.7024	180.1482	3.1236
x802x		1134.0	367.5922	3.0850
x803x		537.8095	180.6465	2.9771
x800x	10	478.5636	155.0509	3.0865
x801x		503.4492	196.3679	2.5638
x802x		1144.4	364.7158	3.1378
x803x		578.3755	169.1121	3.4201
x800x	12	466.3523	158.5556	2.9413
x801x		453.0521	210.2214	2.1551
x802x		1153.9	362.1186	3.1867
x803x		579.7766	168.6561	3.4376
x800x	16	461.0818	159.8038	2.8853
x801x		407.8099	223.0001	1.8287
x802x		1144.5	365.1288	3.1345
x803x		576.8692	169.3588	3.4062

Yule-Walker metodunda kutup sayısına bağlı olarak büyük değişimler gözlenmez. x800x numaralı veride YF toplam güç değerleri büyük değişimler göstermezken AF güç değerleri azalmaktadır. Bu da AF/YF oranının azalması sonucunu doğurmuştur. x801x datası AF bileşeni toplam güç değeri, kutup sayısı artışına bağlı olarak azalırken, YF bileşeni toplam güç değeri artmaktadır. Şekillerden de görüleceği gibi 0.15-0.2 Hz bandındaki artış buna sebep olur. Dolayısıyla AF/YF oranı kutup sayısı artarken azalır. x802x datası için p=8 olmasından sonraki artış miktarları ne AF bileşenindeki toplam güç değerini ne de YF bileşenindeki toplam güç değerini büyük oranda değiştirmemektedir. Bu da p=8, p=10, p=12 ve p=16 değerleri için AF/YF oranının birbirine çok yakın elde edilmesini sağlamıştır. x803x hastası için p=10, p=12 ve p=16 değerlerinde elde edilen AF/YF oranları birbirine çok yakındır.

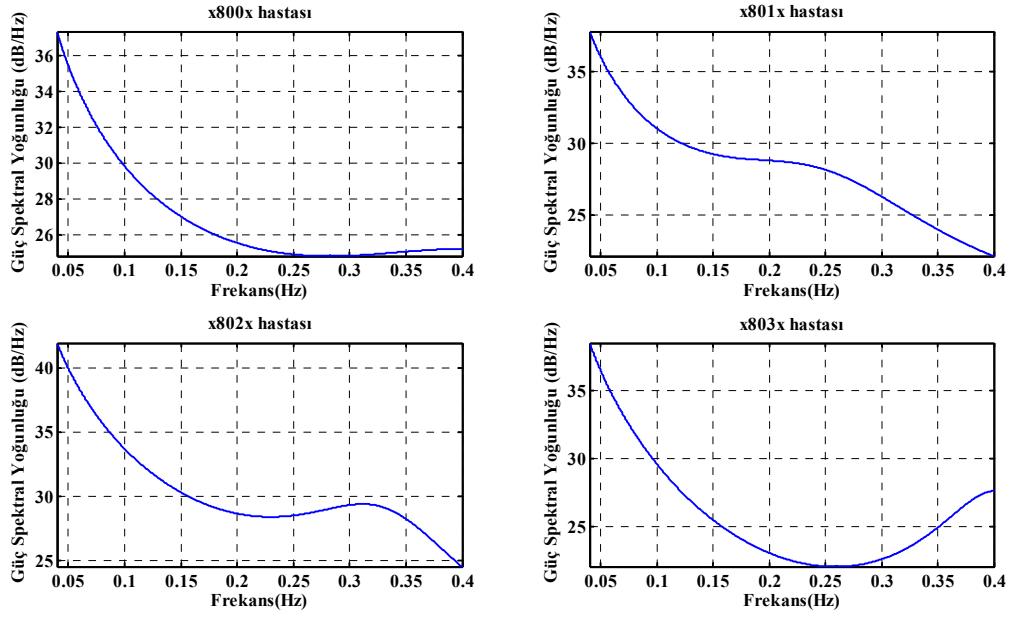


#### 4.4. Burg Yöntemi Kullanarak Spektral Kestirim

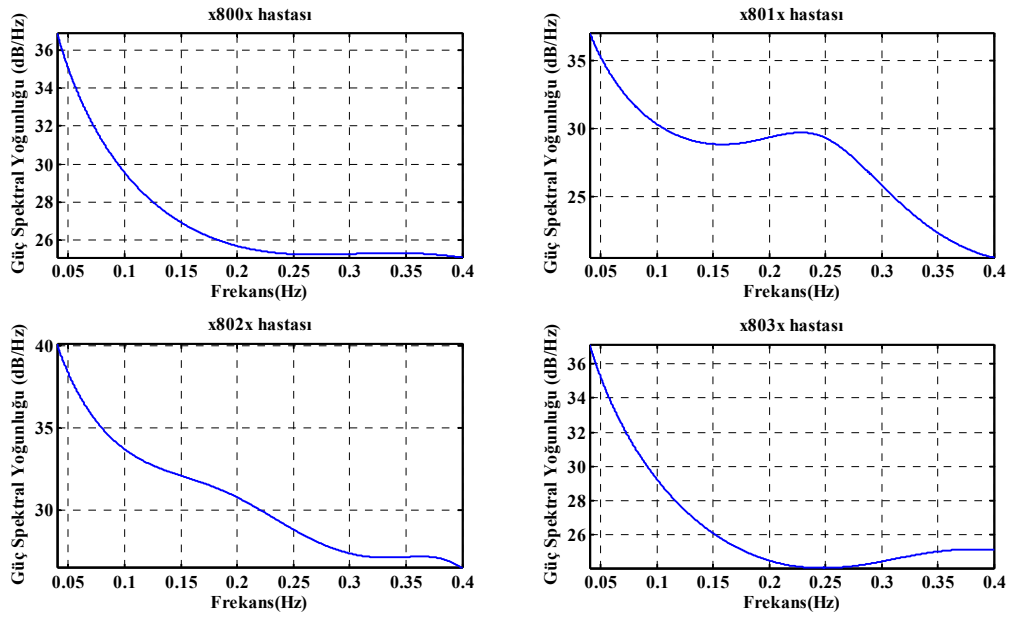
Bu metot tüm hastalardan alınan KHD verileri için uygulanmış ve ilk 4 hastaya ait analiz sonuçları burada sunulmuştur. Kutup sayısı  $p=4$ ,  $p=8$ ,  $p=10$ ,  $p=12$  ve  $p=16$  olarak seçilmiş ve her bir analiz bu farklı kutup sayısı değerlerine bağlı olarak tekrarlanmıştır. Kutup sayılarına göre ilk 4 hastaya ait elde edilen analiz sonuçları şekil 4.15., şekil 4.16., şekil 4.17., şekil 4.18., ve şekil 4.19.'da 0.04-0.15 Hz AF ve 0.15-0.4 Hz YF frekans bölgesini kapsayacak biçimde grafiksel olarak gösterilmiştir. Her bir frekans bölgesinde elde edilen toplam güçler Tablo 4.4.'de listelenmiştir.



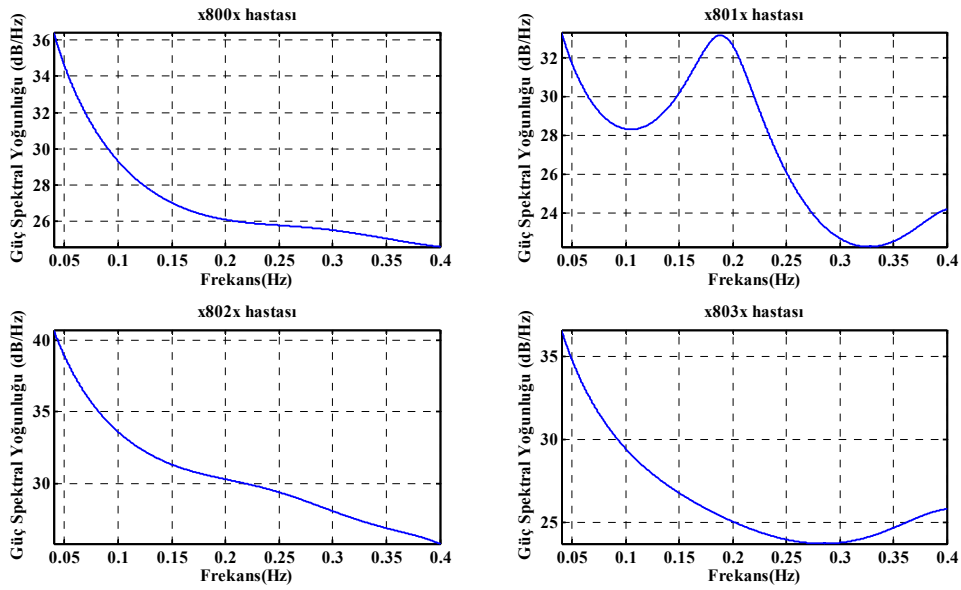
Şekil 4.15. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin BURG metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi ( $p=4$ ,  $f_s=4$  Hz)



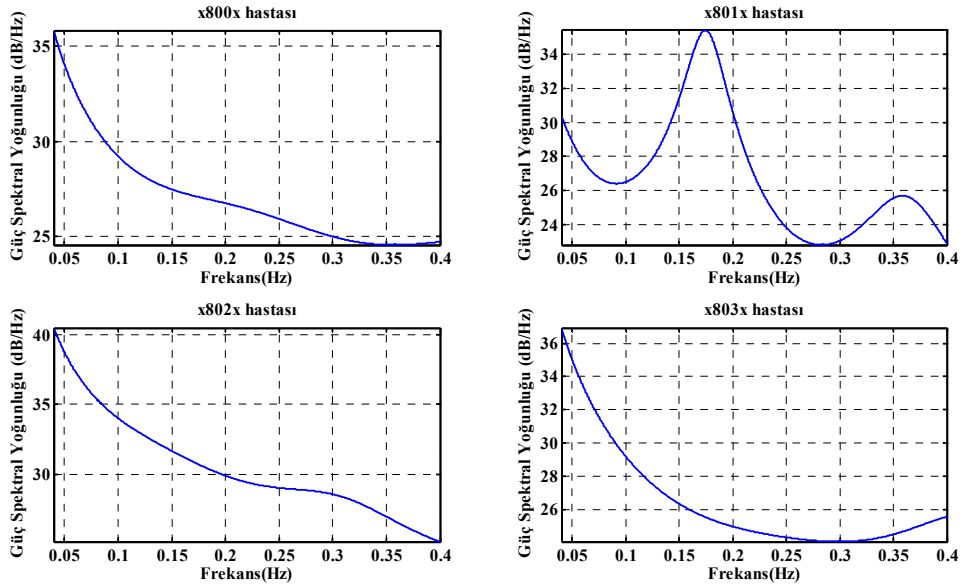
Şekil 4.16. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin BURG metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi ( $p=8$ ,  $f_s=4$  Hz)



Şekil 4.17. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin BURG metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi ( $p=10$ ,  $f_s=4$  Hz)



Şekil 4.18. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin BURG metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi (p=12, fs=4 Hz)



Şekil 4.19. Dört farklı hastaya ait KHD verisinin BURG metodu ile güç spektral yoğunluğunun kutuplara göre değişimi (p=16, fs=4 Hz)

Şekillerden görüleceği gibi her kutup sayısı için ortaya çıkan en önemli nokta AF frekans bölgesine ait güç spektral yoğunluğunun YF frekans bölgesine göre daha yüksek değerli olmasıdır. Grafiklerde güç spektral yoğunluğu dB/Hz olarak

verilmiştir. Kutupsal değişimlerin en çok etkilediği verilerden biri olan x801x hastasına ait veri incelendiğinde YF bölge sınırında ve YF bölgesinde kutup sayısındaki artışa bağlı olarak güç spektral yoğunluğunda bir artış meydana geldiği görülmüştür. Ayrıca yine aynı hastada 0.35 Hz merkez frekansı etrafında gücün yüksek olduğu yeni baskın bir bölge tespit edilmiştir. Bu özellikle p=16 seçildiğinde belirgin bir şekilde görülmektedir. x802x verisinin analizi sonucunda 0.175 Hz frekansında p=10 seçildiğinde daha önce 28 dB/Hz olarak bulunan güç spektral yoğunluk değerinin 32 dB/Hz değerine yükselmiş olduğu ve p=12 ve p=16 analizlerinde yaklaşık bu dB/Hz değerine yakın olduğu tespit edilmiştir. x803x verisinin analizinde yüksek frekans bölgesinde p=4 için 0.35 Hz' de belli belirsiz bir şekilde başlayan güç yoğunluk değerindeki artış p=8 için 0.27 Hz başlangıç noktasında belirgin bir şekilde görülmektedir.

Tablo 4.4. Burg metodunda farklı kutup sayılarında hesaplanan AF, YF ve AF/YF değerleridir.

Hasta No	Kutup Sayısı	AF (ms <sup>2</sup> )	YF (ms <sup>2</sup> )	AF/YF
x800x	4	357.4493	90.4971	3.9498
x801x		541.9591	55.3076	9.7990
x802x		707.9374	114.7010	6.1720
x803x		286.4606	50.1665	5.7102
x800x	8	168.5924	85.2024	1.9787
x801x		208.0823	129.0327	1.6126
x802x		447.0168	180.6506	2.474
x803x		187.9330	64.2663	2.9243
x800x	10	156.0449	89.2689	1.7480
x801x		177.5671	136.4906	1.3009
x802x		369.3622	201.8029	1.8303
x803x		153.3374	74.3481	2.0624
x800x	12	144.3222	92.5132	1.5600
x801x		102.2713	164.0300	0.6235
x802x		388.0804	195.0314	1.9898
x803x		148.9834	75.2294	1.9804
x800x	16	134.4466	94.4177	1.4240
x801x		70.5325	184.4132	0.3825
x802x		395.9390	192.3257	2.0587
x803x		149.0511	74.5402	1.9996

Tablo 4.4. incelendiğinde x800x hastasında kutup sayına bağı olarak AF bölgesinde bir düşüş meydana gelir. YF bölgesinde kutup sayısı artışıyla çok büyük değişimler görülmemiştir. Dolayısıyla AF/YF oranında etkin olan AF bölgesindeki değişimlerdir. x801x hastasında YF bölgesindeki kutup sayısına bağı olarak meydana gelen yükselme dikkat çekicidir. Bu  $p=16$ 'da 0.17 Hz merkez frekansında ile 0.35 Hz merkez frekansında ortaya çıkan 2 adet yükselmenin sonucudur ve şekil 4.19.'da da net bir şekilde görülmektedir. x801x hastasında AF/YF oranında kutup sayısındaki artışla beraber AF bölgesindeki güç değerindeki azalma ve YF bölgesindeki güç artışları AF/YF oranının azalması sonucunu doğurmuştur. x803x numaralı hastada  $p=10$  değerinden sonra yaklaşık AF/YF değerleri birbirine yakın olarak elde edilmiştir.

## **BÖLÜM 5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER**

KHD işaretleri, sempatovagal dengenin tespiti ve farklı tiplerdeki kardiyak aritmilerin sınıflandırılmaları için önemli bilgiler içerirler. Bu bilgilerin ortaya çıkarılması KHD işaretlerinin spektral analizleri ile mümkündür. Bu çalışmada supraventriküler aritmi hastaları için bu analizler gerçekleştirilmiş ve özellikle sempatovagal dengenin tespitinde kullanılan AF/YF güç oranları için tespitlerde bulunulmuştur.

Spektral analizlerden önce mevcut veri tabanının analizlere uygun hale getirilmesi çalışmanın önemli bir kısmını oluşturmuştur. Öncelikle EKG verileri KHD işaretlerine dönüştürülmüş ve vuruya karşılık R-R aralığı elde edilmiştir. Vuru ekseninin zaman eksenine dönüştürülmeden önce mevcut ektopiklerin yok edilmesi daha sağlıklı analizler gerçekleştirilmesini sağlayacaktır. Bu nedenle kaydırmalı pencere ortalama filtresi kullanılarak ektopikler ortadan kaldırılmıştır. Kübik eğri interpolasyonu ve 4 Hz yeniden örnekleme ile veriler spektral analize uygun hale getirilmiştir.

Spektral analizlerde Periodogram, Welch Periodogram, Yule-Walker ve Burg metodları kullanılmıştır. Periodogramda dikdörtgen, Bartlett ve Hanning'den oluşan üç farklı pencere tipi ile analizler gerçekleştirilmiştir. Bu metotta seçici bir frekans bileşeni tespit etmek ya da başka bir deyişle herhangi bir frekans bölgesi için net bir bilgi vermek mümkün değildir. Periodogram 'ın analiz dezavantajını ortadan kaldıran ve daha güçlü bir metod olan Welch Periodogram 'da analiz sonuçları seçilen pencere uzunluğu ile birebir ilişkilidir. Bu da KHD işaretleri gibi durağan olmayan işaret analizlerinde yoruma açık çok farklı sonuçlar doğmasına neden olur. Burada önemli olan uygun bir pencere uzunluğunun belirlenebilmesidir. Farklı tipteki veriler bu pencere uzunluğunun belirlenmesini zorlaştıracaktır. 78 hasta için yapılan analizlerde özellikle 128'lik bir pencere uzunluğunun hem diğer metotlarla

hem de Welch Periodogram 'ın kendi içerisinde seçilen diğer pencere uzunluklarının kullanılmasıyla elde edilen sonuçlardan çok farklı sonuçlar doğurduğu görülmektedir. Tüm hastalardan elde edilen sonuçlar incelendiğinde 256 ya da 512 'lik pencere seçimleri sempatovagal dengenin tespiti için optimum sonuçlar doğurur.

Yule-Walker ve Burg metot özbağımlı metotlardır. Spektral analizlerde bu iki metot Periodogram ve Welch Periodogram'la karşılaştırıldığında sinyalin ana güç spektral yoğunluk karakteristiği ile ilgili daha net bir sonuca ulaşmak mümkündür. Her iki metotta da "p" kutup sayıları güç spektral yoğunluk analizlerinde birebir etkilidir. Çok yüksek değerli kutuplar aslında var olmayan güçlü frekans alt bölgelerinin oluşmasına neden olabilir. Dolayısıyla optimum bir kutup seçimi analizleri ve yorumları kolaylaştırır. Yapılan analizlerde Burg metodun kutup değerine bağlı olarak KHD analizleri için daha büyük değişimler gösterdiği Yule-Walker metodun ise  $p=8$  kutuptan sonra birbirine yakın sonuçlar ürettiği görülmüştür.

78 hasta için yapılan tüm bu analizler sonucunda AR tabanlı metotların KHD analizlerinde daha performanslı olduğu ve değerlendirilebilir sonuçlar ürettiği gözlemlenmiştir. KHD işaretinin durağan olmayan karakteristiği, hem Yule-Walker hem de Burg yöntemi ile incelendiğinde güç spektral yoğunluğunun tespitinde daha benzer ve daha açık sonuçlar doğurmuştur. Ancak yinede karşılaştırılması yapılacak farklı kardiyak aritmi tipleri için değerlendirme esnasında aynı parametreye sahip, aynı tip metodun kullanılması önerilir.

Bu çalışmada elde edilen sonuçlar ve kullanılan metotlar diğer kardiyak aritmi tipleri için de uygulanabilir. Bu noktada elde edilen bazı değerler uygun bir yapay sinir ağları (YSA) yapısı ile sınıflandırma işlemi için kullanılabileceği gibi farklı aritmiler için alt frekans bölgeleri ve sempatovagal denge ilişkileri tespit edilebilir. Çalışma bu noktalar göz önüne alındığında diğer yöndeki çalışmalara da katkıda bulunacaktır.

## KAYNAKLAR

- [1] TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY, Heart Rate Variability – standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use, *Circulation, European Heart Journal* vol. 93, 354-381, 1996.
- [2] ACHARYA, U. R., JOSEPH, K. P., KANNATHAL, N., LIM, C. M., SURI, J. S., Heart Rate Variability: a review, *Med. Bio. Eng. Comput.* (2006) 44:1031-1051.
- [3] MALARVILI, M. B., MESBAH, M., BOASHASH, B., Time-Frequency Analysis of Heart Rate Variability for Neonatal Seizure Detection, Article ID 50396, 10 pages, *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, Volume 2007.
- [4] POMERANZ, B., MACAULAY, R.J., CAUDILL, M.A., KUTZ, I., ADAM, D., GORDON, D., KILBORN, K. M., BARGER, A. C., SHANNON, D. C., COHEN, R. J., BENSON, H., Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis, 248:H151-H153, *Am J Physiol* 1985.
- [5] PAGANI, M., LOMBARDI, F., GUZZETTI, S., RIMOLDI, O., FURLAN, R., PIZZINELLI, P., SANDRONE, G., MALFATTO, G., BELL'ORTO, S., PICCALUGA, E., TURIEL, M., BASELLI, G., CERUTTI, S., MALLIANI, A., Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympathovagal interaction in man and conscious dog, 59: 178-193, *Circ Res.* 1986.
- [6] MYERBURG, R. J., KESSLER, K. M., BASSETT, A. L., CASTELLANOS, A., A biological approach to sudden cardiac death: Structure, function and cause, 63:1512-1516, *Am J Cardiol* 1989.
- [7] ULVİ, H., YOLDAŞ, T., YİĞİTER, R., MÜNGEN, B., R-R interval variation and the sympathetic skin response in the assessment of the autonomic nervous system in leprosy patients, *Acta Neurol Scand* 107: 42–49, 2003.
- [8] ÖZGÖÇMEN, S., YOLDAŞ, T., YİĞİTER, R., KAYA, A., ARDIÇOĞLU Ö., R-R Interval Variation and Sympathetic Skin Response in Fibromyalgia, *Archives of Medical Research* 37, 630–634, 2006.



- [9] YANG, T. F., WONG, T. T., CHANG, K. P., KWAN, S. Y., KUO, W. Y., LEE, Y. C., KUO, T. B. J., Power spectrum analysis of heart rate variability in children with epilepsy, *Child's Nerv Syst*, 17:602–606, 2001.
- [10] CACCIATORI, V., GEMMA, M. L., BELLAVERE, F., CASTELLO, R., DE GREGORI, M. E., ZOPPINI, G., THOMASETH, K., MOGHETTI, P., MUGGEO, M., Power spectral analysis of heart rate in hypothyroidism *European Journal of Endocrinology*, 143 327±333, 2000.
- [11] SCHUMANN, A., WESSEL1, N., SCHIRDEWAN, A., OSTERZIEL, K. J., VOSS, A., Potential of feature selection methods in heart rate variability analysis for the classification of different cardiovascular diseases, *Statist. Med.* 21:2225–2242, 2002.
- [12] KLEIGER, R. E., MILLER, J. P., BIGGER, J. T., MOSS, A. J., THE MULTICENTER POST-INFARCTION RESEARCH GROUP, Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction, *Am J Cardiol*, 59:256-262, 1987.
- [13] FARRELL, T. G., BASHIR, Y., CRIPPS, T., MALIK, M., POLONIECKI, J., BENNETT, E. D., WARD, D., CAMM, A. J., Risk stratification for arrhythmic events in postinfarction patients based on heart rate variability, ambulatory electrocardiographic variables and the signal-averaged electrocardiogram, *J Am Coll Cardiol* , 18:687-697, 1991.
- [14] BIGGER, J. T., FLEISS, J. L., STEINMAN, R. C., ROLNITZKY, L. M., KLEIGER, R. E., ROTTMAN, J. N., Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction, *Circulation*, 85: 164-172, 1992.
- [15] HUIKURI, H.V., VALKAMA, J.O., AIRAKSINEN, K.E., SEPPANEN, T., KESSLER, K.M., TAKKUNEN, J.T., MYERBURG, R.J., Frequency domain measures of heart rate variability before the onset of nonsustained and sustained ventricular tachycardia in patients with coronary artery disease, *journal of the American Heart Association* , *Circulation*, 87: 1220-1228, 1993.
- [16] ÇOLAK Ö.H., Preprocessing effects in time-frequency distributions and spectral analysis of heart rate variability, *Digital Signal Processing*, doi:10.1016/j.dsp.2008.09.004, Article in Press.
- [17] KÖYLÜ, H., Fizyoloji Dolaşım Solunum Boşaltım, *Tuğra Matbaası*, 2001 S.:1-70.
- [18] YAZGAN, E., KORÜKEK, M., Tıp Elektroniği, İstanbul Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Fakültesi Ofset Baskı Atölyesi, sf. 4.1-5.41, İstanbul, 1996
- [19] TWELVE LEAD EKG, Approved By The Governor's Advisory Board, *Virginia Office of emergency medical services*, January 28, 2000.

- [20] LEVY, B., Fizyoloji, 5. Baskı, *Güneş Tıp Yayınevi*, S.:275-321.
- [21] SAALASTI, S., Neural Networks for Heart Rate Time Series Analysis, *Jyväskylä: University of Jyväskylä*, 2003, 192 p.
- [22] BLOMSTRÖM-LUNDQVIST C., management of patients with Supraventricular arrhythmias, American College of Cardiology Foundation, march, 2004
- [23] MALIK, M., CAMM, A.J. (eds.), Heart Rate Variability, *Armonk, N.Y. Futura Pub. Co. Inc.*, 1995.
- [24] HILTON, M.F., BATES, R.A., GODFREY, K.R., CAYTON, R.M., A New Application For Heart Rate Variability: Diagnosing the Sleep Apnoea Syndrome, *IEEE, Computers in Cardiology*, 25:1-4, 1998.
- [25] CHEN, S. W., A Wavelet Based Heart Rate Variability Analysis for the Study of Nonsustained Ventricular Tachycardia, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol:49, No:7, July 2002.
- [26] MIETUS, J. E., Time Domain Measures: from Variance to pNNx, MIT-BIH Database Lecture Notes Beth Israel Deaconess Medical Center Harvard Medical School, Boston, MA, HRV 2006.
- [27] CLIFFORD, G.D., Signal processing methods for heart rate variability, *Ph.D. Thesis, Department of Engineering Science, University of Oxford*, 2002.
- [28] MALIK, M., Standard Measurement of Heart Rate Variability, *Dynamic Electrocardiography, Futura Pub. Co. Inc.*, Chapt. 2, p.13-21 2004.
- [29] AKSELROD, S., Time-Frequency Analysis of Heart Rate Variability Under Autonomic Provocations, *Dynamic Electrocardiography, Futura Pub. Co. Inc.*, Chapt. 9, p.73-82 2004.
- [30] HAYES, M.H., “Statistical Digital Signal Processing and Modelling”, New York: John Wiley and Sons, 1996
- [31] PROAKIS, J.G., DIMITRIS, G.M., “Digital Signal Processing, Principles, Algorithms, and Applications, 4th Ed.”, New Jersey: Prentice Hall, 2007
- [32] SEMMLOW, J.L., “Biosignal and Biomedical Image Processing, MATLAB-Based Applications”, New Jersey, CRC Pres, 2004.
- [33] Signal Processing Toolbox User’s Guide 1988 - 2002 by The MathWorks, Inc.
- [34] BOZKURT, M.R., Emg İşaretlerinin Modern Yöntemlerle Ön işlenmesi ve Sınıflandırılması, Doktora Tezi, Sakarya Ün., Fen Bil. Ens., Sakarya, 2007.

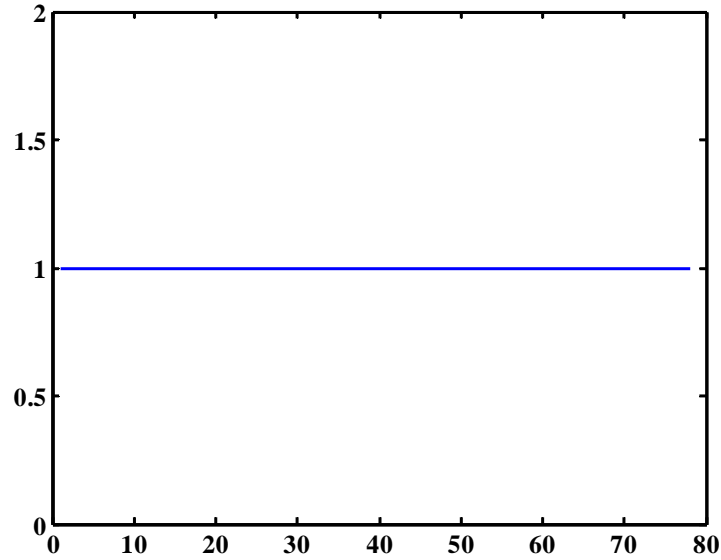
- [35] MITRA, S.K., KAISER, J.F., "Handbook for Digital Signal Processing", New York: John Wiley and Sons, 1993
- [36] FODOR, I.K., BERRYMAN, J.G., STARK, P.B., "Comparison of autoregressive and multitaper spectral analysis for long time series", Stanford Exploration Project Report 95, pp. 331-356, 1997.

## EKLER

### EK A.

#### A. 1. Dikdörtgen (Rectangular) Pencere

Periodogram yönteminde kullanılmak üzere seçmiş olduğumuz tamamen “1” ’lerden oluşan bir penceredir. Pencere uzunluğu incelenen sinyalin veri uzunluğu ile aynı olmalıdır.



Şekil A.1 Periodogram yönteminde kullanılacak rastgele seçilmiş 78 data uzunluğundaki sinyalin dikdörtgen penceresi.

#### A. 2. Hanning Pencere

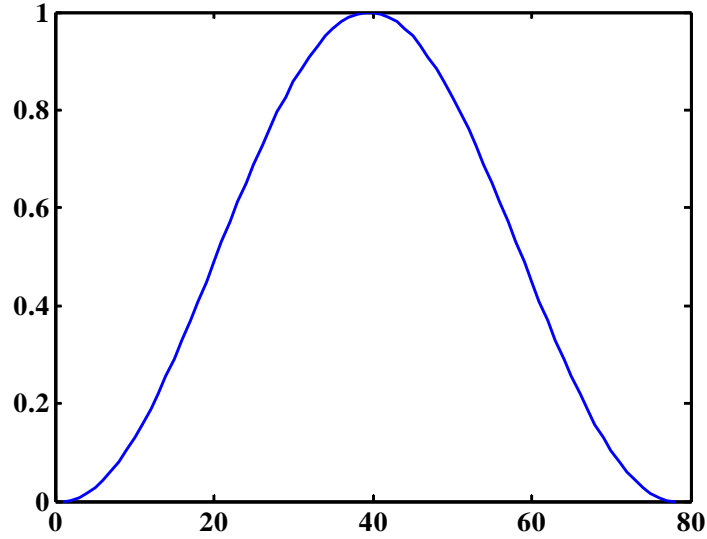
Hanning penceresi periodogram yönteminde kullanılan pencereleme tekniklerinden birisidir. Hanning penceresinin katsayıları ise aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$w(n) = 0,5 \left( 1 - \cos \left( 2\pi \frac{n}{N} \right) \right), \quad 0 \leq n \leq N$$

(Ek A1)

Burada pencere uzunluğu ( $L=N+1$ ) pozitif tamsayı olmalıdır. Genelde sinyalin uzunluğu ile aynı seçilir.

Şekil A.2.' de rastgele seçilmiş 78 noktaya sahip bir sinyale uygulanacak hanning penceresinin MATLAB ortamındaki grafiği gösterilmiştir.



Şekil A.2. Periodogram yönteminde kullanılacak rastgele seçilmiş 78 data uzunluğundaki sinyalin hanning penceresi.

### A. 3. Bartlett Pencere

Bartlett penceresi periodogram yönteminde kullanılan bir başka pencereleme tekniğidir. Katsayıları aşağıdaki gibi bulunur.

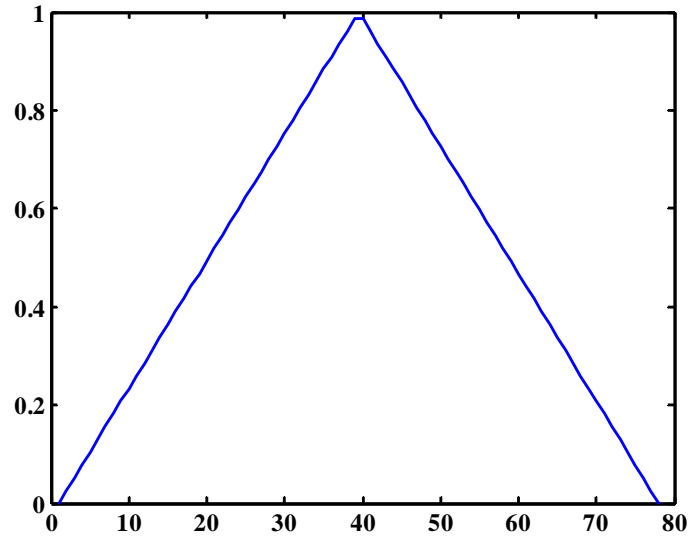
- L'nin uzunluğu tek ise;

$$w(n) = \begin{cases} \frac{2n}{N} & , \quad 0 \leq n \leq \frac{N}{2} \\ 2 - \frac{2n}{N} & , \quad \frac{N}{2} \leq n \leq N \end{cases} \quad (\text{Ek A2})$$

- L'nin uzunluğu çift ise;

$$w(n) = \begin{cases} \frac{2n}{N} & , \quad 0 \leq n \leq \frac{L}{2} - 1 \\ 2 - \frac{2(N-n)}{N} & , \quad \frac{L}{2} \leq n \leq N \end{cases} \quad (\text{Ek A3})$$

Şekil A.3.' de rastgele seçilmiş 78 noktaya sahip bir sinyale uygulanacak Bartlett penceresinin MATLAB ortamındaki grafiği gösterilmiştir.



Şekil A.3. Periodogram yönteminde kullanılacak rastgele seçilmiş 78 data uzunluğundaki sinyalin Bartlett penceresi.

## ÖZGEÇMİŞ

Gürkan Bilgin, 23.06.1984 yılında Burdur’da doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Burdur’da tamamladı. 2002 yılında Burdur Anadolu Lisesinden mezun oldu. 2003 yılında Sakarya Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği bölümünde lisans eğitimine başladı. 2007 yılında Elektrik-Elektronik Mühendisi ünvanını alarak mezun oldu. 2007 yılında Kütahya Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği ABD’ da yüksek lisans programına başlayıp, 2007 bahar yarıyılında Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği ABD’ na yatay geçiş yapmıştır. Halen Sakarya Üniversitesinde yüksek lisans öğrenimine devam etmektedir. 2007 yazında Sakarya JAN-EM özel güvenlik şirketinde elektronik güvenlik sistemleri üzerine pazarlama ve proje müdürlüğü yapmıştır. 2007 yılında özel sektördeki işinden ayrılan yazar, akademik hayatta faaliyetlerini sürdürmektedir.