



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

**MİYOKARD İSKEMİ TANISI VE ŞÜPHESİ OLAN HASTALARDA
SEMPATOVAGAL DENGE DEĞİŞİMİNİN ANALİZİ**

Derya BEKTAŞ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

2012

**MİYOKARD İSKEMİ TANISI VE ŞÜPHEİ OLAN HASTALARDA
SEMPATOVAGAL DENGİ DEĞİŞİMİNİN ANALİZİ**

Derya BEKTAŞ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

2012

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

**MİYOKARD İSKEMİ TANISI VE ŞÜPHESİ OLAN HASTALARDA
SEMPATOVAGAL DENGE DEĞİŞİMİNİN ANALİZİ**

Derya BEKTAŞ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

Bu tez .../.../2012 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından (.....) not takdir edilerek oybirliği/oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Yrd. Doç. Dr. Ömer H. ÇOLAK
(Danışman)

Doç. Dr. Şükrü ÖZEN

Yrd. Doç. Dr. Ali Şükrü ONURAL

ÖZET

MİYOKARD İSKEMİ TANISI VE ŞÜPHESİ OLAN HASTALARDA SEMPATOVAGAL DENGE DEĞİŞİMİNİN ANALİZİ

Derya BEKTAŞ

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Yrd. Doç Dr. Ömer H. ÇOLAK
Ocak 2012, 93 Sayfa

Bu çalışmada miyokard iskemi tanısı ve şüphesi olan hastalarda, sempatik-parasempatik denge değişiminin etkileri ileri düzey spektral kestirim metotları kullanarak elde edilmiştir. Sonuçlar normal sinüs ritmine sahip kişilerle karşılaştırılarak hastalık için etken ve seçici bir parametre bulunması üzerine çalışılmıştır.

Klasik spektral analiz yöntemleri, ayrık dalgacık dönüşümü ve dalgacık paket dönüşümü kullanılarak miyokard iskemi tanılı hastalar ve normal sinüs ritimli kişilerin KHD kayıtları analiz edilmiştir. Her iki grup için sempatovagal denge değerleri hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır. Hastalık için baskın alt bantları belirlemek amacıyla; alçak ve yüksek frekans bölgesinin tümünde yapılan analizler dışında AF ve YF bölgesindeki tüm düğümler pencereleme metodu ile detaylandırılmıştır. DPD metodu ile analiz edilen pencereler hasta grup için daha küçük ve etkin frekans aralığı belirlememizi sağlamıştır. SD değerlerinin kullanımı ile MI hastaları ile normal sinüs ritimli kişiler arasındaki ayırt edici noktalar tespit edilmiştir.

ANAHTAR KELİMELER: EKG, Miyokard İskemi, Spektrum Analiz Yöntemi,
Dalgacık Dönüşümü, Sempatovagal Denge

JÜRİ: Yrd. Doç. Dr. Ömer H. ÇOLAK (Danışman)

Doç. Dr. Şükrü ÖZEN

Yrd. Doç. Dr. Ali Şükrü ONURAL

ABSTRACT

ANALYSIS OF SEMPATOVAGAL BALANCE CHANGE IN PATIENTS DIAGNOSED WITH MYOCARDIAL ISCHEMIA

Derya BEKTAŞ

**M.Sc. Department of Electrical and Electronic Engineering
Adviser: Asst. Prof. Dr. Ömer H. ÇOLAK
January 2012, 93 Pages**

In this study, effects of sympathetic-parasympathetic balance change in patients diagnosed with myocardial ischemia have been obtained by using advanced spectral estimation methods. Presence of an effective and decisive parameter is investigated by comparing obtained results with people who have normal sinus rhythm.

Spectral analysis methods, discrete wavelet transform and wavelet packet transform are used to analyze HRV records of people diagnosed with myocardial ischemia and normal sinus rhythm. Sempatovagal balance values have been computed and compared for both groups. In addition to analysis of the whole LF and HF bands, all nodes correspond to LF and HF bands have been detailed by using windowing method to identify dominant bottom interval for the disease. Wavelet packet transform analysis of all windows have presented specific frequency range for patient group. The distinctive points between people with normal sinus ritm and diagnosed with MI have been identified by using sempatovagal balance values.

KEYWORDS: ECG, Myocardial Ischemia, Spectral Analysis Methods, Wavelet Transform, Sempatovagal Balance

COMMITTEE: Asst. Prof. Dr. Ömer H. ÇOLAK (Adviser)

Assoc. Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Asst. Prof. Dr. Ali Şükrü ONURAL

ÖNSÖZ

Miyokard iskemi tanısı ve şüphesi olan hastalardan alınan EKG kayıtlarının R-R aralıkları hesaplanarak spektral kestirim yöntemleri (parametrik ve parametrik olmayan), ayırık dalgacık dönüşümü ve dalgacık paket dönüşümü ile analiz edilmiştir. Aynı metotlar normal sinüs ritmine sahip datalar üzerinde de uygulanarak metot etkinliği, spesifik frekans bandı ve sempatovagal denge değişimi karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Böylece sempatik-parasempatik baskınlığının değişimi konusunda literatüre önemli bir katkı sağlanması ve bu hedef çerçevesinde miyokard iskemi tanısı ve şüphesi olan hastalar için yeni bir sempatovagal denge frekans alt bandını temel alarak tasarlanan teşhis sistemleri hakkında yeni bir parametre türetilmesi amaçlanmıştır.

İki kayıt grubuna da uygulanan parametrik ve parametrik olmayan kestirim yöntemleri ile net farklılıklara ulaşılamamıştır ve biyomedikal işaretler gibi durağan olmayan işaretlerin analizinde önemli bir metot olan dalgacık dönüşümü ile tüm veriler incelenmiştir. ADD ve DPD ile elde edilen enerji değerlerinin miyokard iskemi tanılı grup için yüksek olduğu gözlenmiştir. Her iki grup için ortalama SD değerleri elde edilmiştir. Etkin bir frekans alt bandı tespit etmek için pencereleme yöntemi ile inceleme detaylandırılmıştır. Bu pencereleme işlemi sonucunda elde edilen SD değerlerinden; verilerin tümünden elde edilen ortalama SD değerine en yakın olanlar seçilerek her iki grup için etkin olan frekans band aralığına ulaşılmıştır. SD değerleri kullanılarak MI hastalarını ve normal sinüs ritimli dataları birbirinden ayırmak ve hasta grubunu bu değerler üzerinden tespit etmenin mümkün olduğu kanıtlanmıştır.

Bu çalışmanın hazırlanması aşamasında sağladığı destek ve yardımlardan dolayı danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Ömer Halil ÇOLAK' a ve tezin şekillenmesindeki katkılarından dolayı Sayın Yrd. Doç. Dr. Süleyman BİLGİN' e en içten teşekkürlerimi sunarım. Bu çalışmanın bu konuda yapılacak çalışmalara ışık tutmasını dilerim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI.....	3
2.1. Dolaşım Sistemi.....	3
2.1.1. Kalbin yapısı ve çalışması.....	3
2.1.2. Kalbin elektriksel iletimi.....	4
2.1.3. EKG işareti.....	6
2.1.4. Miyokard iskemi ve normal sinüs ritmi.....	8
2.1.5. ST-T dalgası ve miyokard iskemi durumunda değişiklikler.....	9
2.1.6. Otonom sinir sistemi ve sempatovagal denge.....	11
3. MATERYAL VE METOT.....	13
3.1. Spektrum Analiz Yöntemleri.....	13
3.1.1. Parametrik olmayan spektrum kestirim yöntemleri.....	14
3.1.1.1. Periodogram yöntemi.....	14
3.1.1.2. Welch yöntemi.....	16
3.1.1.3. Bartlett yöntemi.....	18
3.1.1.4. Blackman-Tukey yöntemi.....	21
3.1.2. Parametrik spektrum kestirim yöntemleri.....	23
3.1.2.1. Özbağlanımlı (AR) spektrum kestirim yöntemleri.....	23
3.1.2.1.1. Burg yöntemi.....	24
3.1.2.1.2. Yule Walker yöntemi.....	25
3.1.2.1.3. Kovaryans yöntemi.....	28
3.1.2.1.4. İyileştirilmiş kovaryans yöntemi.....	28
3.2. Dalgacık Dönüşümü.....	31
3.2.1. Sürekli dalgacık dönüşümü.....	32
3.2.2. Ayrık dalgacık dönüşümü.....	32
3.2.3. Dalgacık paket dönüşümü.....	36

4. BULGULAR.....	37
4.1. ST-T Dalga Değişimi ve Normal Sinüs Ritm Analizleri	37
4.1.1. Ektopik yok etme.....	37
4.1.2. İnterpolasyon	37
4.1.3. ADD analizleri.....	39
4.1.4. DPD analizleri	43
4.1.5. Pencereleme ile DPD analizleri.....	47
5. TARTIŞMA	64
6. SONUÇ	65
7. KAYNAKLAR	68
8. EKLER.....	71
EK-1 Normal sinüs ritimli verilerin ADD ile elde edilen enerji ve SD değerleri	71
EK-2 Miyokard iskemi tanılı verilerin ADD ile elde edilen enerji ve SD değerleri	73
EK-3 Normal sinüs ritimli verilerin DPD ile elde edilen enerji ve SD değerleri	76
EK-4 Miyokard iskemi tanılı verilerin DPD ile elde edilen enerji ve SD değerleri	78
EK-5 DPD, 8. seviye düğümleri için frekans aralıkları	81
ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

KHD	:Kalp Hızı Değişkenliği
SA	:Sinoatriyal Düğüm
EKG	:Elektrokardiyogram
KZFD	:Kısa-Zaman Fourier Dönüşümü
HFD	:Hızlı Fourier Dönüşümü
OSS	:Otonom Sinir Sistemi
DD	:Dalgacık Dönüşümü
SDD	:Sürekli Dalgacık Dönüşümü
ADD	:Ayrık Dalgacık Dönüşümü
DPD	:Dalgacık Paket Dönüşümü
AF	:Alçak Frekans
YF	:Yüksek Frekans
SD	:Sempatovagal Denge
Mİ	:Miyokard İskemi
AR	:Otoregresif
HFD	:Hızlı Fourier Dönüşümü
GSY	:Güç Spektral Yoğunluğu
t	:Zaman
$X_N(e^{j\omega})$:Ayrık Fourier Katsayısı
$x(n)$:Zaman Uzayındaki Giriş İşareti
N	:Mevcut Veri Uzunluğu
K	:Normalize Sabiti
n	:Örnek Zamanı
$w(n)$:Pencereleme Fonksiyonu
$a(k)$:AR Katsayıları
p	:AR Yönteminde Model Derecesi
$b(0)$:Varyans (AR)

k_p	:Yansıma Katsayısı
$\hat{e}_{b,p}(n)$:Geri Kestirim Hatası
$\hat{e}_{f,p}(n)$:İleri Kestirim Hatası
\hat{e}	:En Küçük Karesel Hata
$P(f)$:Güç Spektral Yoğunluğu
m	:İkili Ölçekleme Parametresi (DD)
n	:İkili Öteleme Parametresi (DD)
$A_{m,n}$:Sinyal Yaklaşım Katsayıları
$D_{m,n}$:Sinyal Detay Katsayıları
c_k	:Ölçekleme Fonksiyon Katsayıları
b_k	:Dalgacık Fonksiyon Katsayıları
k	:Ölçekleme Fonksiyonun Zaman Ekseninde Kayma Adımı
N_k	:Ölçekleme Fonksiyon Katsayılarının Toplam Sayısı
$g(k)$:Alçak Geçiren Filtre Katsayıları
$h(k)$:Yüksek Geçiren Filtre Katsayıları
$\delta(t)$:Ölçekleme Fonksiyonu
$\beta(t)$:Ayrık Dalgacık Fonksiyonu
$A_M(t)$:Sinyal Yaklaşım Bileşenleri
$D_m(t)$:Sinyal Detay Bileşenleri
E_M	:Sinyalin Enerjisi
$w_{M,p}$: M . Seviyedeki p . Düğümün Değeri
N_D	:Yeniden Yapılandırılmış Detay Bileşenleri Sayısı
N_A	:Yeniden Yapılandırılmış Yaklaşım Bileşenleri Sayısı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Kalbin yapısı (Yıldırım 2011).....	4
Şekil 2.2. Kalbin elektriksel iletim sistemi (Baysoy 2009)	6
Şekil 2.3. EKG' de aralıklar (Canan 2004)	7
Şekil 2.4. Standart 12 kanallı EKG (Baysoy 2009)	7
Şekil 2.5. Unstabil angina hastasında (göğüste sıkışma hissi), anteriyorda (önde) yaygın ve simetrik T negatiflikleri ile beraber C4, C5 ve C6'da da ST segment depresyonu (Alpaslan 2010).....	10
Şekil 2.6. Aynı hastanın koroner bypass ameliyatından sonraki EKG'sinde göğüs derivasyonlarındaki T negatiflikleri ve ST segment depresyonunun kaybolduğu EKG kaydı (Alpaslan 2010).....	10
Şekil 2.7. Miyokard iskeminin ilk bulgularından ST segment düzleşmesi ve T dalgası sivriligi (Alpaslan 2010).....	11
Şekil 3.1. Miyokard iskemi tanılı (e0202) ve normal sinüs ritimli (ns2) 2 farklı verinin dikdörtgensel ve Hamming pencereleme kullanılarak Periodogram metodu ile analizi	16
Şekil 3.2. Miyokard iskemi tanılı (e0202) ve normal sinüs ritimli (ns2) 2 farklı verinin Hamming pencereleme kullanılarak Welch metodu ile analiz.....	18
Şekil 3.3. Miyokard iskemi tanılı (e0202) ve normal sinüs ritimli (ns2) 2 farklı verinin Bartlett pencereleme kullanılarak Welch metodu ile analiz.....	20
Şekil 3.4. Miyokard iskemi tanılı (e0202) ve normal sinüs ritimli (ns2) 2 farklı verinin Blackman pencereleme kullanılarak Welch metodu ile analizi	22
Şekil 3.5. Miyokard iskemi tanılı (e0202) ve normal sinüs ritimli (ns2) 2 farklı verinin Yule-Walker metodu ve Burg metodu ile analizi.....	27
Şekil 3.6. Miyokard iskemi tanılı (e0202) ve normal sinüs ritimli (ns2) 2 farklı verinin kovaryans ve iyileştirilmiş kovaryans metodu ile analizi	30
Şekil 3.7. a. Zaman tanım alanındaki işaret (Shannon) b. İşaretin frekans tanım alanında (Fourier) incelenmesi c. İşaretin zaman ve frekans tanım alanında incelenmesi (Gabor) d. İşaretin zaman ve frekans (1/ölçek) tanım alanında dalgacık dönüşümü ile incelenmesi (Dalgacık analizi).....	31
Şekil 3.8. Ayırık dalgacık dönüşümde analiz ve sentez	35
Şekil 3.9. Ayırık dalgacık dönüşümü ile 8 seviyeli ayrıştırma işlemi akış diyagramı	35

Şekil 3.10. Dalgacık paket dönüşümü ile çok seviyede ayrıştırma işlemi akış diyagramı.....	36
Şekil 4.1. Miyokard iskemi tanılı datanın ektopik yok etme ve interpolasyon işlemi	38
Şekil 4.2. Normal sinüs ritimli datanın ektopik yok etme ve interpolasyon işlemi	39
Şekil 4.3. Miyokard iskemi tanılı verinin ADD ile hesaplanan yaklaşım ve detay bileşenleri	41
Şekil 4.4. Normal sinüs ritimli verinin ADD ile hesaplanan yaklaşım ve detay bileşenleri	42
Şekil 4.5. Miyokard iskemi tanılı ve normal sinüs ritimli iki farklı datanın ADD ile hesaplanan sempatovagal denge karşılaştırılması	43
Şekil 4.6. 8 seviyede DPD ayrışımı ve frekans aralıkları	44
Şekil 4.7. Miyokard iskemi tanılı verinin DPD ile hesaplanan AF ve YF bölgesi R-R aralığı.....	45
Şekil 4.8. Normal sinüs ritimli verinin DPD ile hesaplanan AF ve YF bölgesi R-R aralığı.....	45
Şekil 4.9. Miyokard iskemi tanılı verinin DPD ile hesaplanan AF ve YF bölgesi normalize edilmiş enerji değerleri.....	46
Şekil 4.10. Normal sinüs ritimli verinin DPD ile hesaplanan AF ve YF bölgesi normalize edilmiş enerji değerleri.....	46
Şekil 4.11. Miyokard iskemi tanılı ve normal sinüs ritimli iki farklı datanın DPD ile hesaplanan sempatovagal denge karşılaştırılması	47
Şekil 4.12. Miyokard iskemi tanılı veri için DPD ile hesaplanan 5 düğüm uzunluğundaki pencerelerin ard arda birer düğüm kaydırılmasıyla oluşturulan 11 farklı AF bölgesinin R-R aralığı.....	49
Şekil 4.13. Normal sinüs ritimli veri için DPD ile hesaplanan 5 düğüm uzunluğundaki pencerelerin ard arda birer düğüm kaydırılmasıyla oluşturulan 11 farklı AF bölgesinin R-R aralığı	49
Şekil 4.14. Miyokard iskemi tanılı veri için DPD ile hesaplanan 12 düğüm uzunluğundaki pencerelerin ard arda birer düğüm kaydırılmasıyla oluşturulan 21 farklı YF bölgesinin R-R aralığı.....	50
Şekil 4.15. Normal sinüs ritimli veri için DPD ile hesaplanan 12 düğüm uzunluğundaki pencerelerin ard arda birer düğüm kaydırılmasıyla oluşturulan 21 farklı YF bölgesinin R-R aralığı	50

Şekil 4.16. Miyokard iskemi tanılı ve normal sinüs ritimli iki farklı veri için DPD ile hesaplanan 5 düğüm uzunluğundaki pencerelerin ard arda birer düğüm kaydırılmasıyla oluşturulan 11 farklı AF bölgesinin enerji karşılaştırılması.....	54
Şekil 4.17. Miyokard iskemi tanılı ve normal sinüs ritimli iki farklı veri için DPD ile hesaplanan 12 düğüm uzunluğundaki pencerelerin ard arda birer düğüm kaydırılmasıyla oluşturulan 21 farklı AF bölgesinin enerji karşılaştırılması	60
Şekil 4.18. Miyokard iskemi tanısı ve şüphesi olan 90 hasta ve normal sinüs ritimli 54 kişinin AF ve YF bölgesi ortalama enerji değerleri	61

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1. ADD, 4 Hz örnekleme frekansı için frekans değerleri	39
Çizelge 4.2. DPD, 4Hz örnekleme frekansı için frekans değerleri	44
Çizelge 4.3. AF bölgesinde 5 düğüm uzunluğundaki pencerelerin ard arda birer düğüm kaydırılmasıyla oluşan 11 farklı bölgenin düğüm aralıkları.....	48
Çizelge 4.4. YF bölgesinde 12 düğüm uzunluğundaki pencerelerin ard arda bir düğüm kaydırılmasıyla oluşan 21 farklı bölgenin düğüm aralıkları.....	48
Çizelge 4.5. AF bölgesinde oluşturulan 11 pencerenin ortalama enerji değerleri	54
Çizelge 4.6. YF bölgesinde oluşturulan 21 pencerenin ortalama enerji değerleri	60
Çizelge 4.7. Miyokard iskemi tanılı verilerden elde edilen farklı pencerelerin SD değerleri.....	62
Çizelge 4.8. Normal sinüs ritimli verilerden elde edilen farklı pencerelerin SD değerleri.....	63

1.GİRİŞ

Biyomedikal çalışmalar tıp alanında birçok hastalığın tanısında ve tedavisinde önemli rol oynamaktadır. Kalbin elektriksel iletimini kaydeden elektrokardiyogram (EKG) gibi belli organ ve sistemin çalışması hakkında bilgi içeren işaretler birçok hastalığın tespitinde ve ayırt edici özelliklerin belirlenmesinde oldukça etkilidir.

Kalp hızı değişimi, otonom sinir sisteminin dengesini ifade etmektedir. Kalp hızı değişikliklerinin analizinde sempatik ve parasempatik etkinin değişimi ve dengesi üzerine odaklanılmıştır. Sempatik aktivite alçak frekans bandı, parasempatik aktivite ise yüksek frekans bandı ile bağlantılıdır. Sempatik etkinin artıp, parasempatik etkinin azalması kalp hızını artırmaktadır. Literatürdeki çalışmalarda, frekans tanım alanı analizlerinde sempatovagal denge olarak tanımlanan AF/YF güç oranı hesaplanmış ve yorumlanmıştır (Acharya vd 2006).

Miyokard iskemi tanılı hastada, sağlıklı kişilere göre sempatik aktivite artar, parasempatik aktivite azalır. Sempatik aktivite, fibrilasyon eşik değerini artırıp ventriküler fibrilasyon oluşumuna eğilim göstermektedir. Parametrik aktivite ise ventriküler taşiaritmilere karşı koruma sağlamaktadır (Acharya vd 2006, Rothschild vd 1988).

Literatürde kalp hızı değişkenliği analizlerinde birçok farklı yöntem kullanılmıştır. Fourier dönüşümü, en çok kullanılan yöntemlerden biri olup zaman uzayındaki bir ifadenin frekans uzayına dönüştürülmesidir. Fourier dönüşümü işareti bütünüyle incelediği için işaretin ayrı ayrı pencerelerle analizi gereken çalışmalarda yetersiz kalmaktadır. Bu duruma kısa zaman Fourier dönüşümü (KZFD) kısmen çözüm sağlasa da istenen sonuçlar elde edilememiştir. Çünkü alçak frekans bileşenleri için yüksek frekans çözünürlüğü; yüksek frekans bileşenleri için yüksek zaman çözünürlüğü gerekmektedir. KZFD ile sadece sabit zaman-frekans çözünürlüğü elde edilebilir (Bilgin 2008).

Dalgacık dönüşümü, Fourier dönüşümünün durağan olmayan sinyallerdeki eksiklerini gidermek için geliştirilmiş farklı bir dönüşüm yöntemidir. Sürekli dalgacık dönüşümünün (SDD), KZFD' den farkı; zaman-frekans domeninin yüksek veya alçak

frekans bileşenlerini en iyi analiz edecek şekilde farklı büyüklükteki parçalara (pencerelere) ayrılmış olmasıdır. SDD ile tek boyutlu sinyalin, iki boyutlu zaman-skala birleşik gösterimi elde edilir bu da gerekenden fazla bilgi içerir. Daha az bileşenle çalışmaya imkan sağlayan ayırık dalgacık dönüşümü daha çok tercih edilir. Dalgacık paket dönüşümü analizinde, ADD' den farklı olarak yaklaşım bileşenlerinin her seviye için ayrışımı yapılırken, diğer koldaki detay bileşenlerinin de alt kollara ayrılması mümkün olmaktadır, böylece ayrıntılı frekans bileşenleri elde edilir (Toprak 2007).

Literatürdeki analizler genellikle; AF, YF ve AF/YF frekans bantları üzerine yapılmıştır. Alçak frekans band aralığı oldukça geniş olduğu için bu aralıktaki baskın alt bantların belirlenmesi çalışmanın sadece önemli bantta yapılmasına olanak sağlamaktadır. Alçak frekanslarda daha dar bantlar oluşturmak için dalgacık dönüşümü en uygun yöntemdir (Goswami ve Chan 1999).

Bu tezde parametrik ve parametrik olmayan spektrum kestirim yöntemleri ile miyokard iskemi tanılı hasta ve normal sinüs ritm kayıtları analiz edilerek karşılaştırılmaktadır. Ayırt edici özellikler elde edilemediği için ADD ve DPD ile aynı karşılaştırmalar yapılmıştır ve pencerelemeler ile işaret üzerinde detaylı şekilde çalışılmıştır. AF/YF enerji oranının nasıl etkilendiği gözlemlenerek seçici bir parametre bulunulması üzerine odaklanılmıştır. Miyokard iskemi tanılı hasta ve normal sinüs ritm kayıtlarının sempatovagal denge değişimleri açıkça görülmüştür.

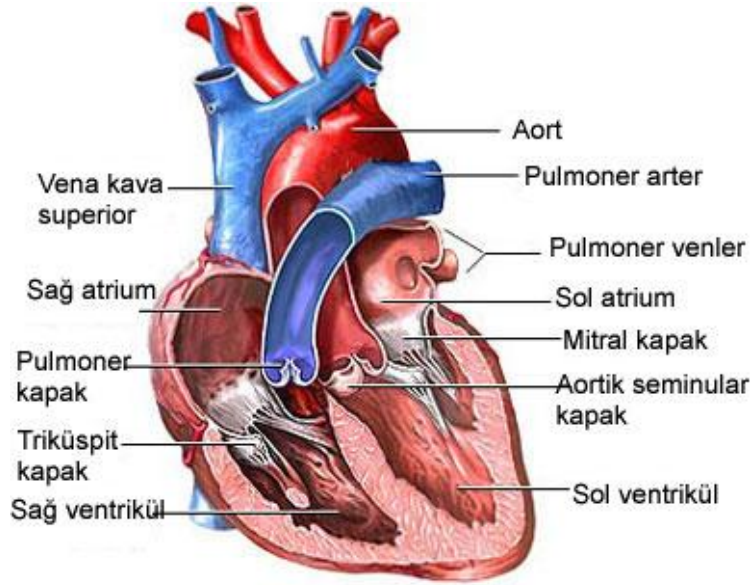
2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI

2.1. Dolaşım Sistemi

2.1.1. Kalbin yapısı ve çalışması

Kalp, alt kısımda yer alan sağ ve sol karıncıklar (ventrikül) ve üst kısımda bulunan sağ ve sol kulakçıklar (atriyum) olmak üzere 4 bölümden oluşmaktadır. Atriyumlar kalbe toplardamarlarla gelen kanı toplayıp, ventriküllere yollarlar. Atriyumlar kanı sadece ventriküllere ulaştıracağından fazlaca bir dirençle karşılaşmazlar bu yüzden duvar kalınlıkları incedir. Atriyum ve ventriküller bağ dokudan oluşmuş bir tabaka ile birbirlerinden tamamen ayrılmıştır. Ancak sağ atriyum sağ ventrikülle, sol atriyum da sol ventrikül ile üzerinde kapakları bulunan birer delik aracılığıyla birleşmişlerdir. Sağdaki atriyum ve ventrikülü triküspit kapak, soldaki atriyum ve ventrikülü ise mitral kapak ayırmaktadır. Kalbin sol ventrikülünün bitimi ile kalpten çıkan ve insanın en büyük atardamarı olan aort damarının başlangıcı arasında aort kapağı vardır. Benzer olarak pulmoner kapak, sağ ventrikül ile pulmoner damar arasındadır. Sol ventrikül kalın bir duvara sahip olup, yüksek basınçla kanı vücudun uzak bölgelerine pompalar. Sağ ventrikül ise kanı düşük basınçla akciğerlere pompalar. Tüm vücuttan gelen kanı toplayan, alt toplardamar (inferior vena cava) ve üst toplardamar (superior vena cava) kalbin sağ atriyumuna açılır. Bu kan akciğer atardamarı (pulmoner arter) ile sağ ventrikülden ayrılır. Akciğerlerden akciğer toplardamarları (pulmoner ven) ile dönen kan, sol atriyum ve sol ventrikülü dolaşarak aort damarları ile tüm vücuda pompalanır (Şekil 2.1) (Ulutaş 1977).

Kalp dıştan içe doğru perikart, miyokart ve endokart olmak üzere üç tabakadan oluşmaktadır. Perikart kalbin dış yüzünü örten zardır. İkinci tabakası olan miyokart, kalbin kas tabaka olup çizgili kas yapısı nedeniyle istem dışı çalışır ve sempatik sinir lifleri tarafından uyarılır. En içte bulunan endokart ise kalbin boşluklarını içten örten ince epitel dokusudur. Kalbin yapısı ilk defa 1706 yılında bir Fransız anatomi profesörü olan Raymond Viessens tarafından tanımlanmıştır. Elektrokardiyografi aygıtı ise Hollandalı fizyolog Einthoven tarafından 1902' de keşfedilmiştir.



Şekil 2.1. Kalbin yapısı (Yıldırım 2011)

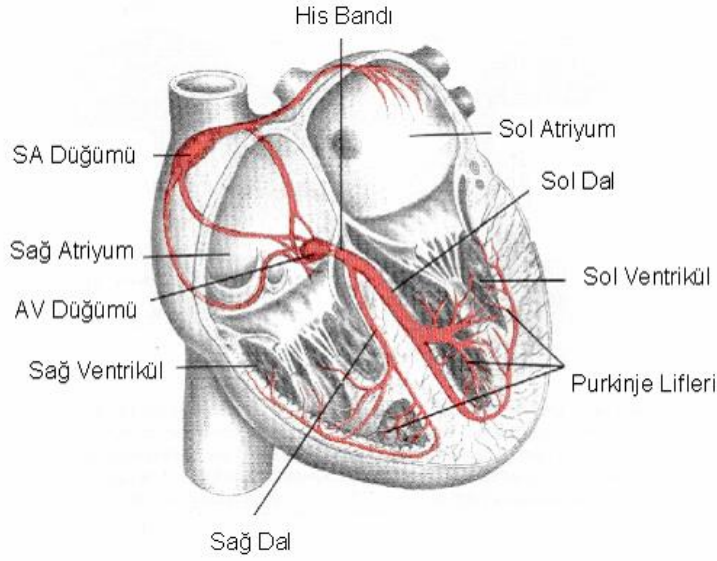
2.1.2. Kalbin elektriksel iletimi

Miyosit olarak adlandırılan kalp kası hücreleri birçok fibrilin, fibriller ise temel kasılabilir birimler olan sarkomer zincirlerinin bir araya gelmesinden oluşur. Sarkomer yapısında kalın miyozin filamentleri ile ince aktin filamentlerini barındırmaktadır. Bu filamentler arasında oluşan biyokimyasal ve biyofiziksel etkileşimler kalp kası hücresinde kasılmaya neden olur. Sarkomerlerin birbirleri ile bağlanmış yapıları gereği elektriksel iletişim sağlanır ve uyarılar hızla iletilir. Kalp kası hücrelerinde aksiyon potansiyeli kasılmayı tetiklediği gibi kasılma boyunca varlığını sürdürerek kasılmayı kontrol eder (Pehlivan 2004).

Miyositler, kalp hücre zarının içinde ve dışında potasyum (K^+), sodyum (Na^+), klor (Cl^-) ve kalsiyum (Ca^{++}) iyonları başta olmak üzere farklı konsantrasyonlara sahiptir. Hücre içerisinde konsantrasyonu yüksek olan K^+ iyonlarının hücre dışına difüzyonu söz konusudur. Bu durumun tam tersi Na^+ ve Cl^- iyonları için geçerlidir. İyon akımları kararlı bir dinlenme potansiyeline sahip olamayan zar potansiyelini kısa sürede kritik değere ulaştırmakta ve kendiliğinden yaygın bir uyarı oluşturmaktadır (Baysoy 2009).

Kalbin elektriksel uyarı merkezi sinoatriyal (SA) düğümdür. SA düğüm sağ atriyumun üstünde ve üst toplardamarın (superior vena cava-SVC) atriyuma girdiği yerdedir. Oluşan uyarı, SA düğümü terk ederek her iki atriyum boyunca radyal olarak yayılır. SA düğümden doğan uyarıların frekansı 70-80/dk'dır. Kalbin diğer bölümleri daha düşük frekansa sahiptir. Dolayısıyla SA düğüm her uyarıda kalbin diğer taraflarını depolarize eder ve repolarize olur. Diğer merkezler kendilerine ait uyarıyı yapmadan SA düğüm ikinci uyarıyı gönderir. Böylece, AV düğüm ve purkinje sistemi, SA düğümden gelen depolarize edici uyarılar nedeniyle uyarı doğuramazlar. Bu şekilde, SA düğüm ritmi ile çalışan normal kalp ritmine sinüs ritmi denir (Bilgin 2008). Uyarı atriyoventriküler (AV) oluğa ulaştığında kalbin iskeleti olarak bilinen kapakların tutunduğu ve atriyumlarla ventrikülleri birbirinden ayıran fibröz bir yapı ile karşılaşır. Bu fibröz yapı, izolator görevi görerek elektriksel uyarıların bu yapıdan aşağıya geçmesini engeller. Elektriksel uyarı, AV ileti sistemi olan AV düğüm ve his bandı yoluyla ventriküllere ulaşır (Baysoy 2009).

Elektriksel uyarı AV düğüme ulaştığında, AV düğüm dokusunun özelliğinin bir sonucu olarak burada yavaşlar. AV düğümü terk eden elektriksel uyarı, çok hızlı bir ileti sistemi olan His-Purkinje sisteminin proksimal kısmını oluşturan his bandına girer. His bandı fibröz iskeleti delerek geçer ve uyarıyı AV oluğun ventrikül tarafına taşır. Ventrikül tarafına ulaşan elektriksel uyarı, his bandı yoluyla sağ ve sol dallara yayılır ve devam ederek purkinje lifleri yardımıyla ventrikül miyokardına kadar ulaşır (Şekil 2.2). Böylece elektriksel uyarı, her iki ventrikül boyunca hızla yayılır. Kalbin elektriksel sistemi, her bir kalp vuruşu ile miyokardın ard arda kasılmasının devamlılığını sağlamak üzere düzenlenmiştir (Baysoy 2009).



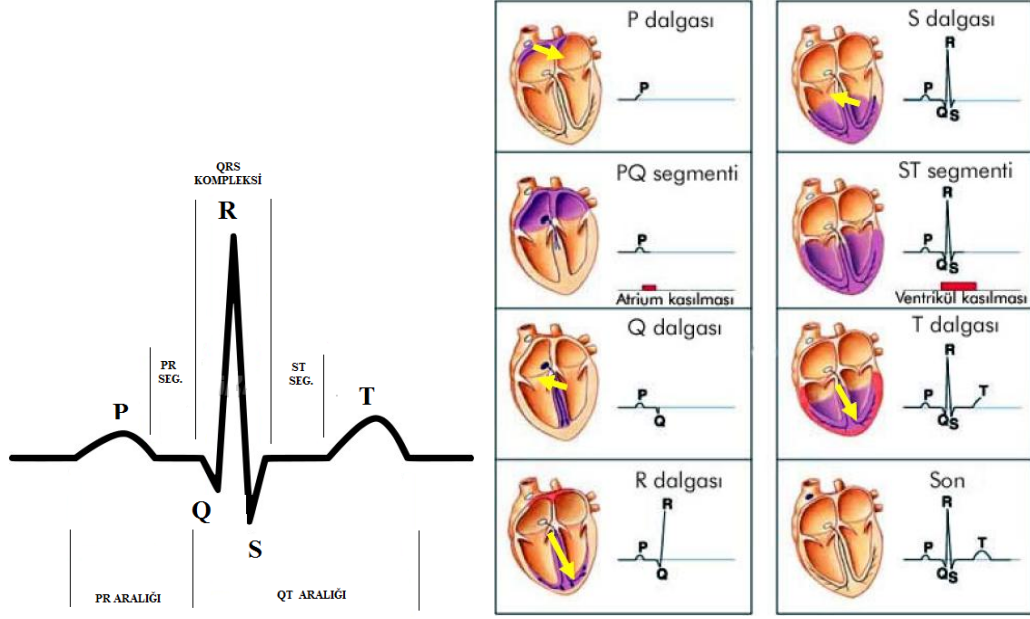
Şekil 2.2. Kalbin elektriksel iletim sistemi (Baysoy 2009)

2.1.3. EKG işareti

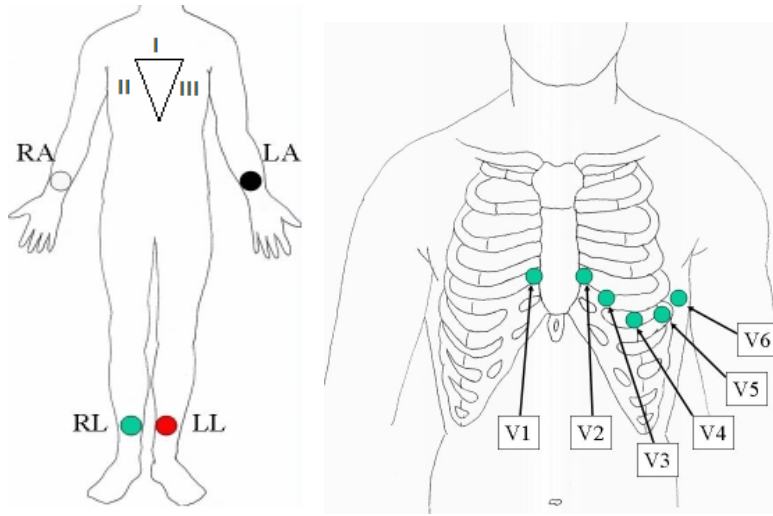
Cilde yapıştırılan elektrotlar aracılığı ile grafik olarak kalbin elektriksel aktivitesini (kalbin ritmini, frekansını, kalp atışlarının ritmini, yayılmasını ve reaksiyonun tekrar yok olması) kaydeden dalga formudur (Çankaya 2008).

EKG' de kalp atımının karşılığı olan P, Q, R, S, T, U dalgalarından oluşmuş bir kompleks görülür (Şekil 2.3). Bu dalgalardaki değişiklikler, dalgalar arasındaki sürelerdeki değişimler rahatsızlık hakkında ipuçları verirler.

EKG kaydı, P, QRS ve T dalgası olarak 3 kısımda incelenebilir. P dalgası depolarizasyonun atriumlara yayılması, QRS dalgası ise depolarizasyonun ventriküllere yayılması ile ortaya çıkan dalgadır. P dalgasının süresi 0,10 saniye, QRS dalgasının süresi ise 0,08 saniye kadardır. Ventriküller, T dalgasının sonuna kadar kasılı kalırlar. T dalgası ventriküllerin repolarizasyonunu temsil eder ve süresi 0,20 saniye kadardır.



Şekil 2.3. EKG’de aralıklar (Canan 2004)



Şekil 2.4. Standart 12 kanallı EKG (Baysoy 2009)

Bipolar ekstremite kayıtları, iki ekstremite arasındaki potansiyel farkının ölçümüne dayanır (DI-DII-DIII). Unipolar ekstremite kayıtları ise sıfır potansiyeli olan merkezi uca göre potansiyel farkının ölçümüne dayanır (aVR-aVL-aVF). Kol ve bacaklardan alınan kayıtlardan farklı olarak göğüs kafesinden tek kutuplu ölçümler ile 6 adet derivasyon daha elde edilir (V1, V2, V3, V4, V5, V6) (Şekil 2.4). Elektrodlar kablolar aracılığıyla EKG cihazına bağlanır (Emre 2011).

DI: Sol kol – sağ kol potansiyel farkı
DII: Sol bacak – sağ kol potansiyel farkı
D III: Sol bacak – sol kol potansiyel farkı
aVR: Sağ kol
aVL: Sol kol
aVF: Sol bacak
Sağ bacadaki elektrot topraklama amacı için kullanılır.

2.1.4. Miyokard iskemi ve normal sinüs ritmi

Normal sinüs ritminde belirgin olarak izlenebilen P dalgaları ve her P dalgasını takip eden bir QRS kompleksi gözlenmektedir. QRS komplekslerinin hızı ve PR intervali sabit olup P dalga hızı 60-100 arasındadır (bradikardi<60/dk, taşikardi>100/dk) (Akman 2006).

Vücutta bir bölgenin yerel kanlanma eksikliğine iskemi denir. Kanlanma eksikliği olan dokularda oksijen ve besleyici maddeler azalır, böylece buradaki hücreler ölür. İskemiye duyarlı organlar beyin, kalp ve böbrek hücreleridir. İskemiye zamanında müdahale edilmez ise nekroz oluşur, nekroz sonucu doku işlevlerinin kaybedilmesine ise infarktüs denir.

En sık rastlanan sebep, kalbi besleyen koroner damarların ateroskleroz olarak adlandırılan tıkanma veya daralmasıdır. Bu tıkanma veya daralma sonucunda, kalp kendisi için gerekli olan oksijen ve besin maddelerini alamaz, böylece kalbin normal fonksiyonu bozulur.

Koroner kan akımı, ateroskleroz dışında başka nedenlerle de azalabilir. Koroner damarların ani kasılması (spazm), damar sisteminin herhangi bir yerinden kopup gelen bir pıhtı ile veya damar duvarındaki iltihabı değişiklikler sonucunda tıkanması, damarların doğumsal bozuklukları da koroner kan akımında azalmaya neden olabilir. Ayrıca, kalp duvarlarının yüksek tansiyon veya başka nedenler sonucu kalınlaşmasına bağlı olarak oksijen gereksiniminin artması da benzer yakınmalara neden olabilir. Kalp kasının yetersiz beslenmesinin bir diğer nedeni de şiddetli kansızlıklarda olduğu gibi kanın oksijen taşıma yeteneğinin azaldığı durumlardır.

Normal şartlar altında repolarizasyon süresince miyokard hücreleri aynı potansiyele sahip olduğundan ST segmenti genellikle izoelektriktir. Ağır ve akut iskemi istirahat membran potansiyelini düşürmekte ve iskemik bölgede aksiyon potansiyelinin süresini kısaltmaktadır. Bu değişiklikler normal ve iskemik bölgeler arasında bir voltaj farkı yaratır ve bölgeler arasında elektrik akımına neden olur. Bu akım EKG' de ST segmentinde sapma ile kendini gösterir (Baykal ve Özkan 2010).

2.1.5. ST - T dalgası ve miyokard iskemi durumunda değişiklikleri

ST segmenti, QRS kompleksinin sonu ile T dalgasının başlangıcı arasındaki elektrokardiyogram bölümüdür. Ventriküllerin depolarizasyonu ile repolarizasyonu arasındaki elektriksel olarak sessiz dönemi ifade eder. S-T segmenti uyarılan ventriküllerin istirahat haline geçişini temsil eder ve çok önemlidir. Süresi kalp hızıyla ters orantılı olarak değişkenlik gösterir (0-0.15 sn. arasında). Normal olarak S-T segmenti bipolar derivasyonlarda izoelektrik hattadır. Lezyonlarda ise S-T segment normal düzeyinden kayar, buna S-T çökmesi denir. ST çökmesi miyokard iskemi (koroner damarların kısa bir süreliğine kansız kalması) göstergesidir.

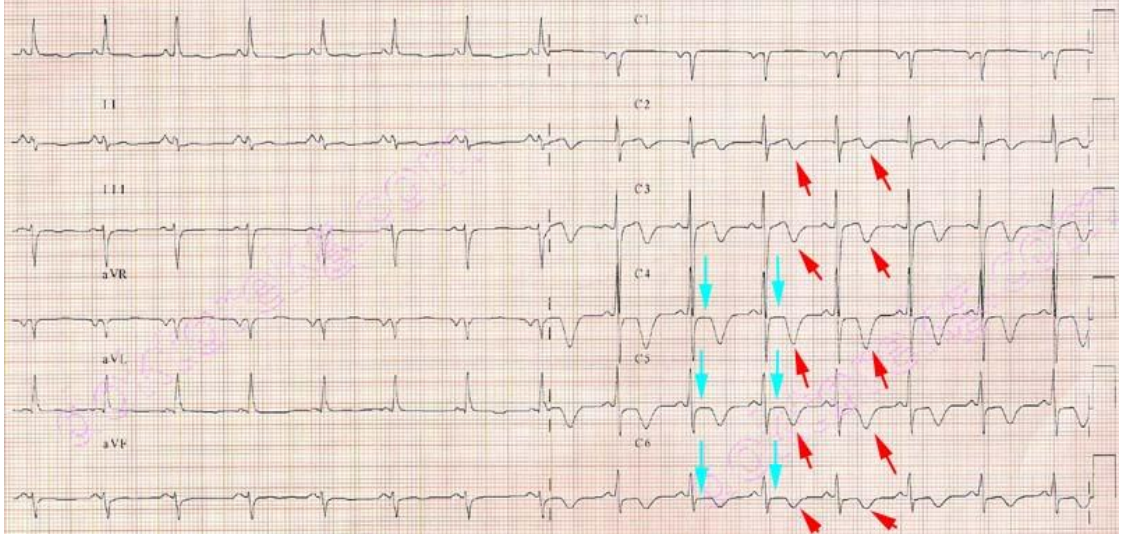
T dalgası, ventriküllerin repolarizasyonunu yansıtır. Erişkinlerde normal T dalgasının süresi 0.10-0.25 sn.' dir. Genliği ise göğüs derivasyonlarında 10 mm.' nin, ekstremite derivasyonlarında 6 mm.' nin altındadır. T dalgası sivri ya da yassı görünümde ve farklı derivasyonlarda pozitif, negatif ya da bifazik olabilir.

Normal olarak I, II, V3-V6' da pozitif (ventrikül repolarizasyonunun yönü bu derivasyonlara doğru olduğundan), aVR' de negatif (ventrikül repolarizasyonunun yönü bu derivasyondan uzaklaştığı için) T dalgaları görülür. Diğer derivasyonlarda ise T dalgasının görünümü değişkenlik gösterir. III, V1-V2' de pozitif ya da negatif, aVL ve aVF' de pozitif, negatif ya da bifazik olabilir.

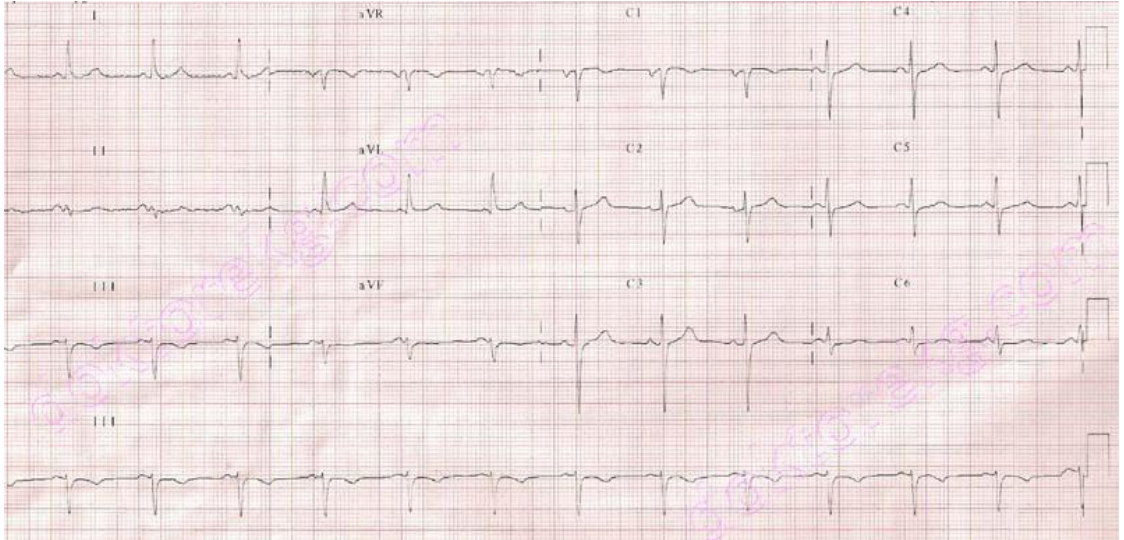
MI durumunda ST yükselmesi, T dalgası tersleşmesi ve bazen Q dalgasının oluşması saatlerden günlere kadar değişen bir süreci kapsar. Kronik iskemiye bağlı T dalgası negatiflikleri, aksiyon potansiyeli süresi uzaması ve Q-T uzaması ile ilişkilidir (Baykal ve Özkan 2010).

Miyokard iskemi tanısı konulan iki hasta için EKG örnekleri (Alpaslan 2010);

Hasta1

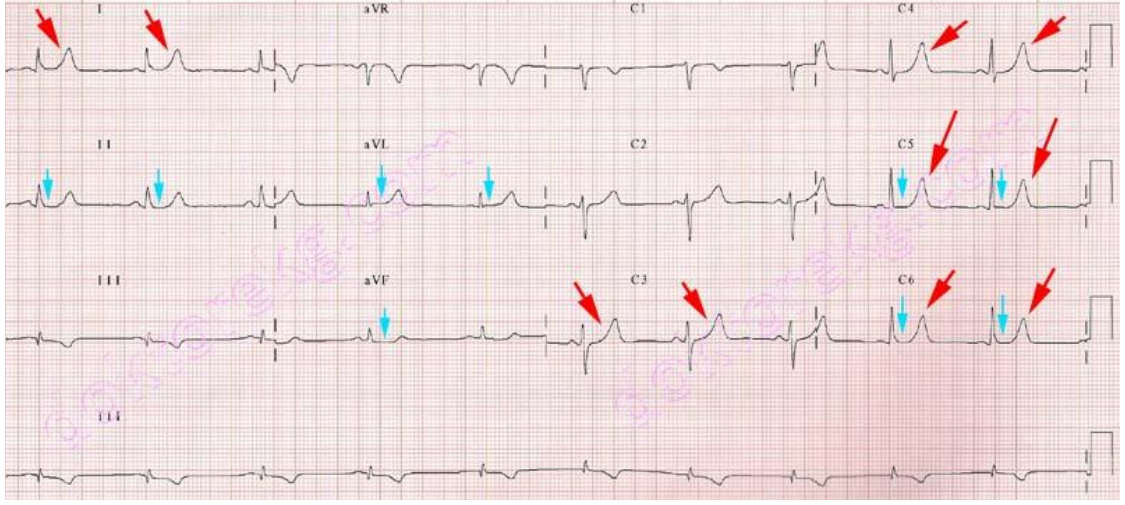


Şekil 2.5. Unstabil angina hastasında (göğüste sıkışma hissi), anteryorda (önde) yaygın ve simetrik T negatiflikleri ile beraber C4, C5 ve C6'da da ST segment depresyonu (Alpaslan 2010).



Şekil 2.6. Aynı hastanın koroner bypass ameliyatından sonraki EKG'sinde göğüs derivasyonlarındaki T negatiflikleri ve ST segment depresyonunun kaybolduğu EKG kaydı (Alpaslan 2010).

Hasta2



Şekil 2.7. Miyokard iskemisinin ilk bulgularından ST segment düzleşmesi ve T dalgası sivriliği (Alpaslan 2010).

2.1.6. Otonom sinir sistemi ve sempatovagal denge

Otonom sinir sistemi salgı bezlerini, kalp kasını ve iç organların düz kaslarını kontrol eder. Otonom sinir sistemi sempatik ve parasempatik sistemler olarak iki kola ayrılır ve bu iki sistemin etkisi zıttır. Sempatik sinir sistemi duygusal baskılarla mekanizmanın hızlanmasını sağlarken, parasempatik sinir sistemi rahatlama mekanizması olarak görev alır. Her ikisi de her organa ulaşır, bu mekanizmaya dual innervation (çift desteklenme) denir. Uyarıları ileten hücreler (nörotransmitterler) genellikle düğüm sonrasındaki liflerden (postganglionik fibers) salgılanır; bunlar sempatik sinir sisteminde norepinefrin (NE), parasempatik sinir sisteminde ise asetilkolin (Ach) dir (Tortora ve Grabowski 2000).

Sempatik sinir sistemi, sinir sisteminin duygularla hareket eden bölümüdür. Korku, sevinç, heyecan gibi durumlarda sempatik sinir sistemi aktive olur, kan basıncı artar, kalp hızlanır ve sindirim yavaşlar. Sempatik sistem doku ve organlara gönderdiği sinyallerle genel olarak vücudun aktivitesini, enerji tüketimini artırıcı yönde hareket eder (Gedik 2005).

Parasempatik sinir sistemi, genelde sempatik sinir sistemini dengeleme görevi vardır. Uyarıları duyu nöronları ile merkezi sinir sistemine getirir ve cevaplarını motor

nöronlarla ilgili organlara götürür. Parasempatik sistem kalbi yavaşlatır, tükürük ve bağırsak salgılarını artırır ve bağırsak hareketlerini artırır. Parasempatik sistem doku ve organlara gönderdiği sinyallerle genel olarak vücutta enerjinin korunmasını sağlayacak yönde etki eder.

Otonom sinir sisteminin sempatik ve parasempatik kolları arasındaki etkileşim ile bu etkileşimin kardiyovasküler sistem üzerindeki etkileri sempatovagal denge olarak adlandırılır (Bilgin 2008).

Uyaranları duyu nöronları ile merkezi sinir sistemine getiren parametrik aksonlar vagal sinire (Yemek Borusu, Gırtlak, Mide, Bağırsaklar, Akciğerler ve Kalbi Kontrol Eden Sinir) kadar uzanır. Akciğer üzerinde baskın bir uyarıcı olan vagal uyarıcı ile sempatik uyarıcıların sinoatriyal (SA) düğüm üzerine doğrudan etkisi olmasa da kalbin bir kısmını etkileyebilecek uyarı sağlayabilirler. Uyarıcı belli bir eşik değerinde SA düğümünü harekete geçirir. Kimyasal değişimler nedeniyle reseptörler, sırasıyla durdurucu ve uyarıcı proteinlerle etkileşir. Kalp hücresi membranındaki kalsiyumu (Ca^{++}) azaltır ya da artırır (Levy ve Martin 1979).

Parasempatik ve sempatik sistemin karmaşık etkileşimi lineer miktarlarla ifade edilemez. Bu iki sistem farklı zaman ölçeklerinde hareket ettikleri için, OSS' nin sempatik kolundan taşikardi etkisi (kalp hızında artış), parasempatik kolundan ise bradikardi etkisi (kalp hızında düşüş) oluşturmaktadırlar. Sempatik aktivite artışı, SA düğüm tarafından normal seviyenin üzerinde (110 - 200 atım/dakika) bir kalp hızına getiren vücudun temel bir tepkisidir.

Stres, egzersiz ve kalp hastalıkları gibi etkilerle oluşan sempatik uyarım, kalbin SA düğümündeki hızlandırıcı hücreleri harekete geçirerek kalp nabzının artışına neden olurken parasempatik aktivite ise dinlenme mekanizmasını aktifleştirir. Böylece sempatovagal denge sağlanır. Sempatik aktivite, alçak frekans bandı (0,04-0,15 Hz) ile parasempatik aktivite ise yüksek frekans bandı (0,15-0,4 Hz) ile ilişkilendirilir. Sempatovagal denge, AF/YF güç oranı olarak ifade edilir (Acharya vd 2006).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Spektrum Analiz Yöntemleri

Bir biyomedikal işarete herhangi bir analiz yöntemi uygulanacağı zaman, öncelikle işaret üzerindeki amaca uygun bölümler seçilmektedir. Bu seçim sırasında gürültü olan kısımlar ve herhangi bir sebeple işaretin bozulduğu kısımlar seçime dahil edilmemelidir. Hangi analiz yöntemi uygulanacaksa, buna uygun bölümler alınarak sınıflandırılır ve ilgili analizler performans açısından kıyaslanarak gerekli bilgiler elde edilir (Yazgan ve Korürek 1996).

Bu tezde www.physionet.org/cgi-bin/ATM veritabanındaki 'European ST-T data' ve 'Normal Sinus Rhythm RR interval database' kayıtları üzerinde çalışılmıştır. Normal sinüs ritimli veriler; 28,5-76 yaş aralığındaki 30 erkek, 58-73 yaş aralığındaki 24 kadına ait 54 uzun süreli KHD kaydını içerir. Bu kayıtlar Matlab programlama ile analiz edilmiştir.

ST ve T dalga değişimlerinin analizi için algoritma değişikliklerinin kullanılması üzerine tasarlanan veritabanı 79 kişiden alınan 90 KHD kaydından oluşmaktadır. Hastalar 30-84 yaş aralığında 70 erkek, 55-71 yaş aralığında 8 kadından oluşur. Bir denek için bilgi kaybı söz konusudur. Bir kişiye ait birden fazla kaydın olduğu durumlar vardır. Her denek için miyokardi iskemi tanısı ve şüphesi vardır. Hipertansiyon, ventrikular diskinezi ve medikal etkiler gibi durumlar sonrası temel ST yer değişimleri içeren veritabanındaki EKG anormalliklerini temsil edecek örneği sağlamak için seçim kriteri belirlenmiştir. Veritabanı 367 ST değişimi, 401 T dalga değişimi içermektedir (30 sn-1 dk. ve 100 microvolt- 1 mV aralığında). Her kayıt iki saatlik olup nominal 20 mV giriş değeri ve 12 bit çözünürlük ile 250 örnek/sn içerir. Bu çalışmada birer saatlik örnekler üzerinde çalışılmıştır. Literatürdeki çalışmalar örnekleme frekansının 2-4 Hz arasında seçilmesinin uygun olduğunu vurgulamaktadır. Bu çalışmanın dalgacık dönüşümü frekans hesaplamalarında 4 Hz kullanılmıştır. Spektrum analiz yöntemlerinde ektopikleri yok edilen ve interpolate edilen biri miyokard iskemi tanılı (e0202) diğeri normal sinüs ritimli (ns2) iki data karşılaştırılmıştır.

Spektrum kestirim yöntemleri parametrik ve parametrik olmayan spektrum kestirim yöntemleri olarak ikiye ayrılmaktadır (Proakis ve Manolakis 1996).

Parametrik olmayan yöntemler; Fourier Dönüşümü ve Periodogram yöntemi olarak ikiye ayrılır. Parametrik olmayan yöntemler, parametrik yöntemlere göre daha az işlem yükü gerektirir. Ancak parametrik yöntemlerle kıyaslandıklarında spektrumun bozulması sonucu zayıf işaretlerin maskelenmesi gibi bir dezavantajları vardır. Fourier dönüşümünde, gözlem süresi kısa olan işaretlerde iyi bir frekans çözünürlüğü elde edilememektedir. Parametrik metotlar da performans daha iyi olmasına karşın, işlem yükü daha fazla zaman gerektirmektedir. Biyomedikal işaretlerin spektrum kestiriminde parametrik metotlardan AR (AutoRegresive) modelleme, parametrik olmayan metotlardan ise Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) daha çok kullanılmaktadır (Mitra ve Kaiser 1993).

3.1.1. Parametrik olmayan kestirim yöntemleri

3.1.1.1. Periodogram yöntemi

Parametrik olmayan spektrum kestirim yöntemlerinden Periodogram yöntemi, bir işaretteki frekans bileşenlerinin güç yoğunluğunu belirlemek için kullanılır. İlk defa 1898 yılında Schuster tarafından ortaya konan bu yöntem temel olarak Hızlı Fourier Dönüşümüne dayanmaktadır. Bu yöntemin hesaplanması kolay olmakla birlikte, özellikle kısa data kayıtları için iyi sonuçlar vermektedir. Parametrik olmayan spektrum kestirim yöntemlerinin HFD ve periodogram haricinde, iyileştirilmiş periodogram yöntemi, Bartlett yöntemi, Welch yöntemi ve Blackman-Tukey yöntemi gibi alt kategorileri mevcuttur (Proakis ve Manolakis 1996, Hayes 1996).

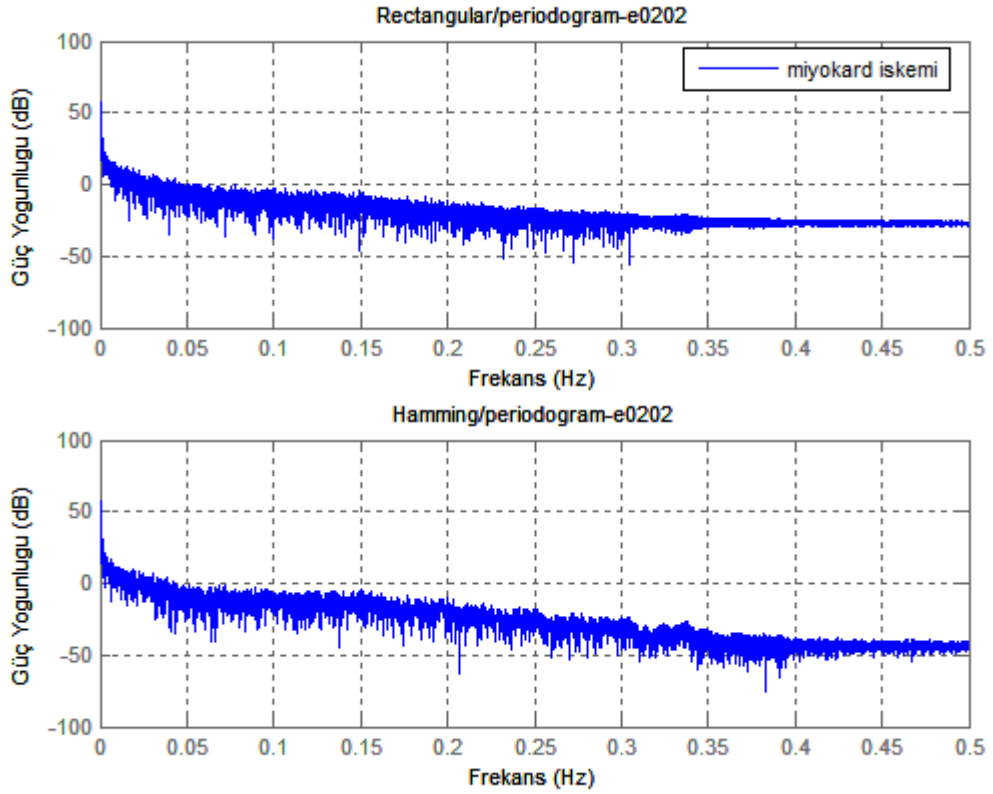
Periodogram yöntemi ile güç spektral yoğunluğunu (GSY) elde etmek için, EMG gibi rastgele değişen işaretler 64, 128, 256 gibi ikinin üstel katları olacak şekilde pencerelenir (Lynn ve Fuerst 2004). Biyoelektrik işaretlerin spektral analizi için en uygun pencereler dikdörtgensel pencereler ve hanning pencereleridir (Akın ve Kıymık 2000).

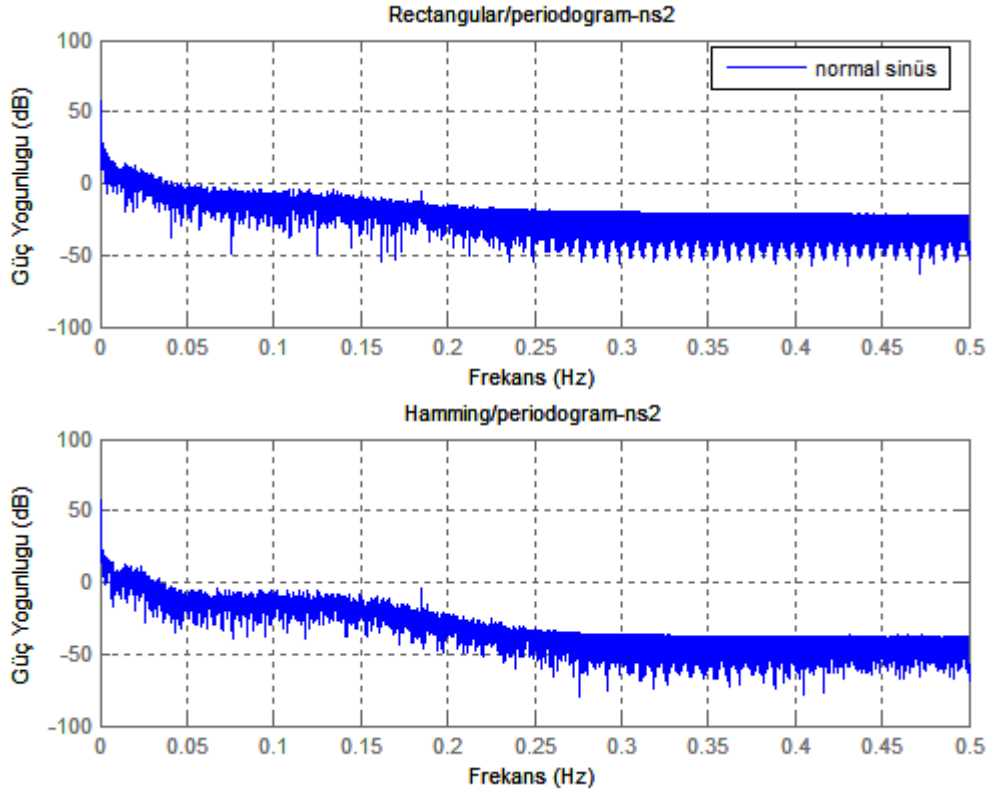
Fourier dönüşümüne konvolüsyon teoremini uyguladığımız zaman, periodogram denklem 3.1 haline gelmektedir (Bozkurt 2007).

$$\hat{P}_{per}(e^{j\omega}) = \frac{1}{N} X_N(e^{j\omega}) X_N^*(e^{j\omega}) = \frac{1}{N} |X_N(e^{j\omega})|^2 \quad (3.1)$$

Denklem 3.2' de $X_N(e^{j\omega})$, N noktalı data dizisi $X_N(n)$ için ayrık fourier dönüşümüdür. $X_N(e^{j\omega})$ ayrık fourier katsayısı, N mevcut veri uzunluğu ve $x(n)$ ise zaman uzayındaki giriş işaretidir.

$$X_N(e^{j\omega}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x_N(n) e^{-jn\omega} = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-jn\omega} \quad (3.2)$$





Şekil 3.1. Miyokard iskemisi tanılı (e0202) ve normal sinüs ritimli (ns2) 2 farklı verinin dikdörtgen ve hamming pencereleme kullanılarak periodogram yöntemiyle analizi

3.1.1.2. Welch yöntemi

Periodogramın iyileştirilmiş yapısı Welch tarafından önerilmiş olup, bu yöntemde zaman serisi işaretin üst üste çakışabileceği bölümlere ayrılır. Daha sonra da her bölümün iyileştirilmiş periodogramı hesaplanıp periodogramların ortalaması alınır. İyileştirilmiş periodogramların ortalaması tüm verinin tek bir periodogram kestirimine göre varyansını azaltır (Alkan 2006).

Welch yöntemi güç spektral yoğunluğunu iyileştirilmiş periodogramların ortalamasını olarak analiz etmektedir. i' inci iyileştirilmiş periodogram denklem 3.3 şeklinde ifade edilir. Burada $f = f_s$ normalize frekans değişkenidir. K normalize sabiti, $w(n)$ ise pencereleme fonksiyonudur. Ölçekleme faktörü T_s ayrık zaman işaret spektrumunun genliğinin analog işaret spektrumuna eşit olmasını sağlar. M zaman dizisi serisinin uzunluğunu ifade etmektedir. Varyans azalımı ile çözünürlük arasında ters bir orantı/ilişki vardır. İşaret gürültü oranı düşükse Welch yöntemi Periyodograma göre

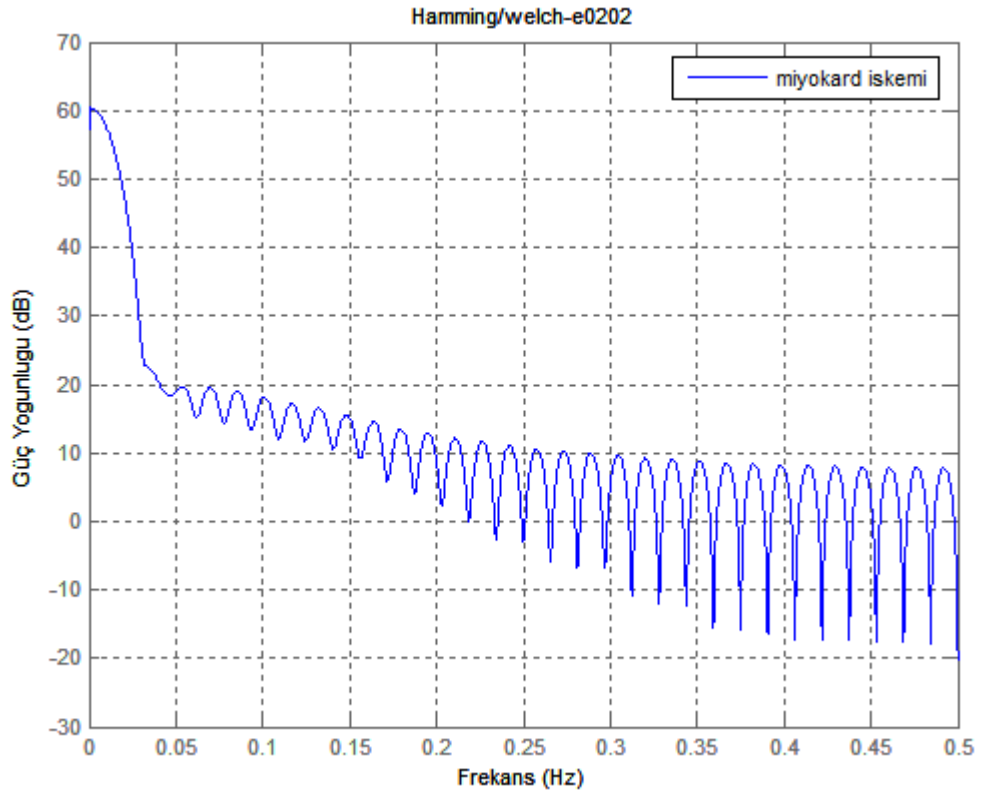
daha iyi bir çözünürlük elde etmeye yarar (Çolak 2009).

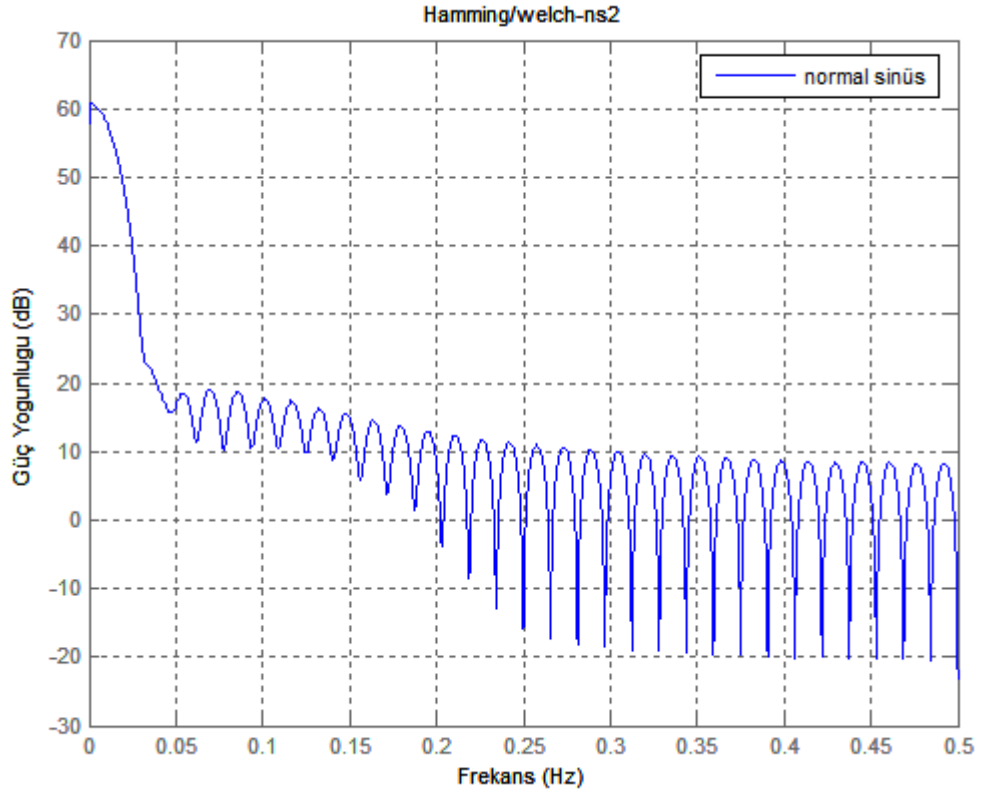
$$\hat{P}_{xx}^{(i)}(f) = \frac{T_s}{K \cdot M} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n)w(n) \cdot e^{-j2\pi fn} \right|^2 \quad (3.3)$$

$$K = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w^2(n) \quad (3.4)$$

Sonuç olarak güç spektral yoğunluğu kestirimi için denklem 3.5 elde edilir.

$$\hat{P}_{xx}^W = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} \hat{P}_{xx}^{(i)}(f) \quad (3.5)$$





Şekil 3.2. Miyokard iskemi tanılı (e0202) ve normal sinüs ritimli (ns2) 2 farklı verinin hamming pencereleme kullanılarak welch metodu ile analizi

3.1.1.3. Bartlett yöntemi

Bartlett yöntemi güç hesaplamada tutarlı sonuçlar vermektedir. Bu yöntemin incelenmesi veri uzunluğu N 'nin sonsuz olduğu durumda periodogramın beklenen değerinin $P_x(e^{j\omega})$ 'ye eşit olmasından kaynaklanır (Hayes 1996).

$$\lim_{N \rightarrow \infty} E \{ \hat{P}(e^{j\omega}) \} = P_x(e^{j\omega}) \quad (3.6)$$

Bu yöntem periodogramın ortalamasının alınmasını önerir. $x_i(n)$ değerleri, $i = 0, 1, \dots, K$ ve $0 \leq n \leq L$ aralığında tanımlı ise periodogram;

$$\hat{P}_{per}^{(i)}(e^{j\omega}) = \frac{1}{L} \left| \sum_{n=0}^{L-1} x_i(n) e^{-j\omega n} \right|^2 \quad (3.7)$$

Bu periodogramın ortalaması;

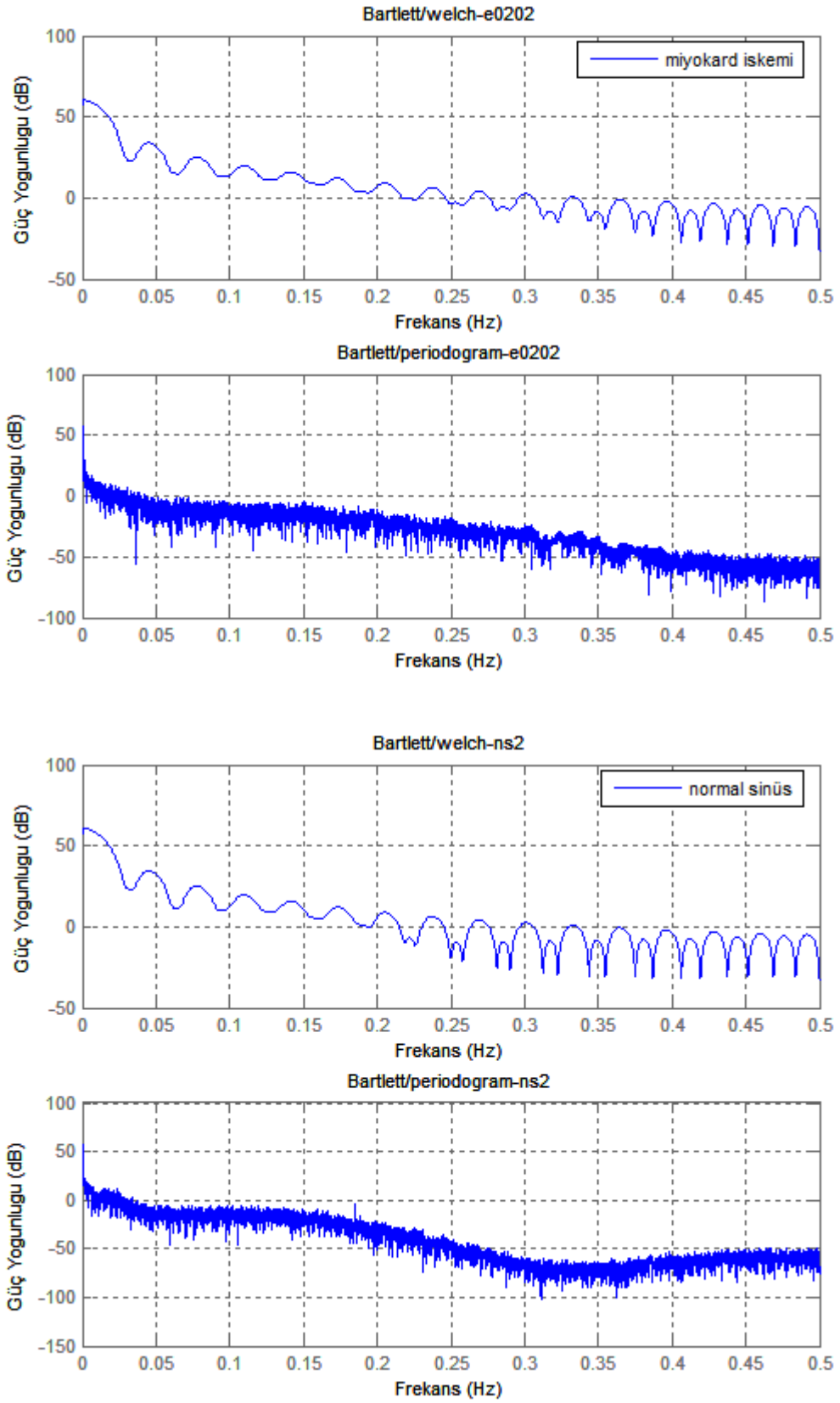
$$\hat{P}_x(e^{j\omega}) = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K \hat{P}_{\text{per}}^i(e^{j\omega}) \quad (3.8)$$

Bartlett yöntemi, $x(n)$ verisini L uzunluğunda K tane veriye böler yani $N = KL$ ' dir. Bu durumda $x_i(n) = x(n + iL)$ $i = 0,1 \dots K - 1$, $n = 0,1 \dots L - 1$

Olduğundan Bartlett güç ifadesi;

$$\hat{P}_B(e^{j\omega}) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{K-1} \left| \sum_{n=0}^{L-1} x(n + iL) e^{-jn\omega} \right|^2 \quad (3.9)$$

Kullanılan örnek sayısı $L = N/K$ olduğundan, çözünürlük periodogram yönteminde elde edilenden K kat daha kötüdür. Varyans değeri, K sonsuza giderken sifıra gider. Dolayısıyla K ve L değerlerinin sonsuza gitme koşulu sağlandığında $\hat{P}_x(e^{j\omega})$ bulunur. Bunun yanı sıra, Bartlett yönteminde K ve L değerlerinin değişimine bağlı olarak, varyans değerinin azalması için, çözünürlüğün kötüleşmesi gerekir (Taflan 2006).



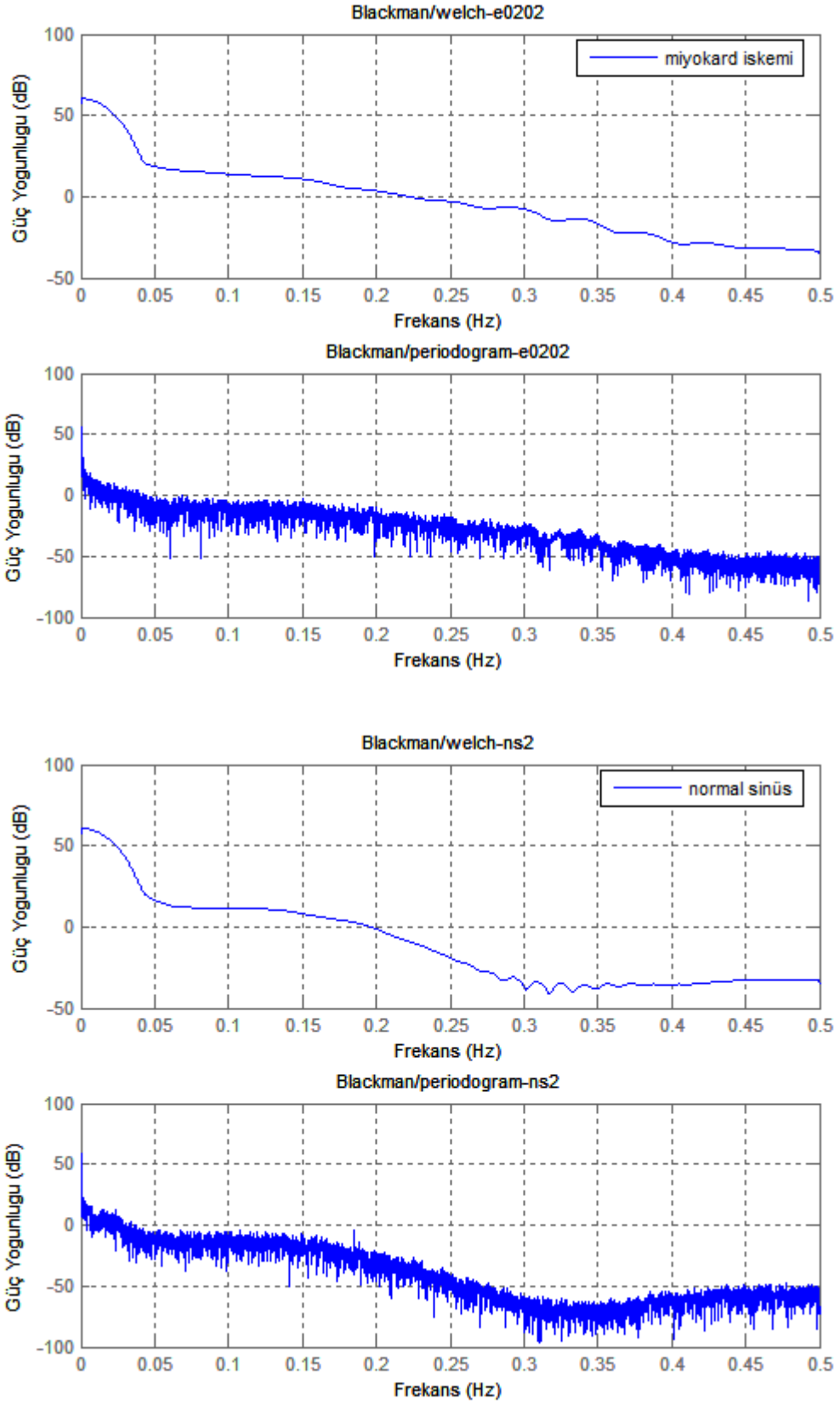
Şekil 3.3. Miyokard iskemi tanılı (e0202) ve normal sinüs ritmli (ns2) 2 farklı verinin Bartlett pencereleme kullanılarak Welch metodu ile analizi

3.1.1.4. Blackman-Tukey yöntemi

Bartlett ve Welch dışında varyans değerini azaltan diğer bir yöntemde Blackman-Tukey metodudur. Blackman-Tukey yönteminin periodogramın varyansını azalttığını görmek için, periodogramın öz ilişki dizisinin Fourier dönüşümü olduğu hatırlanmalıdır. N uzunluğundaki veri için, $\hat{r}_x k$ öz ilişki dizisinin varyansı, N değerine yakın k değerleri için büyüktür. Periodogramın varyansını azaltmak için tek yol, bu hesaplamaların varyansını azaltmaktır ya da periodogram üzerinde yaptığı dağılımı azaltmaktır. Bartlett ve Welch yönteminde, periodogramın varyansının azaltılması ortalama alınıp öz ilişkinin varyansı azaltılarak sağlanır. Blackman-Tukey yönteminde, güvenilir olmayan hesaplamaların periodograma olan katkısını azaltmak amacıyla $\hat{r}_x k$ öz ilişki dizisine pencere fonksiyonu uygulanarak periodogramın varyansı azaltılır. Öz ilişki hesabındaki küçük sayılar, güç tayfi hesabında da kullanıldığı için varyanstaki azalma çözünürlükteki azalmaya neden olur (Taflan 2006).

$w(k)$ uygulanan pencere olmak üzere Blackman-Tukey ifadesi;

$$\hat{P}_{BT}(e^{jw}) = \sum_{k=-M}^M \hat{r}_x k w(k) (e^{-jkw}) \quad (3.10)$$



Şekil 3.4. Miyokard iskemisi tanılı (e0202) ve normal sinüs ritimli (ns2) 2 farklı verinin Blackman pencereleme kullanılarak Welch yöntemiyle analizi

3.1.2. Parametrik spektrum kestirim yöntemleri

Parametrik olmayan güç spektrumu kestirim yöntemlerinin anlaşılması ve HFD ile hesaplanması parametrik yöntemlere göre daha kolaydır. Ancak uygun frekans çözünürlüğü için uzun veri kayıtlarına ihtiyaç göstermeleri ve dezavantajları sebebiyle parametrik yöntemler daha çok tercih edilirler (Mitra ve Kaiser 1993).

Parametrik yöntemler kullanılırken güç spektrumu; işaretin tepe frekansı, band genişliği veya güç içeriği gibi bir dizi parametre ile özetlenebilir. Parametrik güç spektrum kestiriminde, parametrik olmayan yöntemlerde var olan spektral kaçak problemi olmadığından, parametrik yöntemler ile daha iyi bir frekans çözünürlüğü elde edilir. Parametrik yöntemlerin diğer avantajları arasında orijinal spektruma daha yakın bir sonuç vermesi ve daha kısa örnekleme süresine ihtiyaç duyması gösterilebilir.

Parametrik yöntemler kullanılırken, hangi parametrik yöntemin kullanılacağını belirleme aşamasında, işaretin yapısı da göz önüne alınmalıdır. Örneğin frekans spektrumunda ani tepeler olan işaretler için özbağlanım (autoregressive, AR) modeli, keskin tepeleri bulunmayan işaretler için ise yürüyen ortalama (moving average) modeli uygundur. Özbağlanımlı yürüyen ortalama (autoregressive moving average) modeli ise her iki tip işaret için de kullanılabilir. AR yöntemi işlem yükü açısından, özbağlanımlı yürüyen ortalama yöntemine nazaran daha avantajlıdır (Semmlow 2004)

3.1.2.1. Özbağlanımlı (AR) spektrum kestirim yöntemleri

Özbağlanım modeli, veri dizisinin bir rasyonel sistem tarafından nitelendirilen doğrusal bir sistemin çıkışı olarak modellenmesi ile temsil edilebilir. Güç spektral yoğunluğunun (GSY) parametrik yöntemlerle kestiriminde, veri dizisi ve kestirimi yapılan yönteme ait parametreler kullanılır. Özbağlanım metodunda işarete ait belli bir andaki genliği elde etmek için, o ana kadar örneklenmiş bölümlerin genlikleri farklı oranlarda toplanır ve bu toplama bir tahmin hatası eklenir.

AR model parametrelerinin çözümünde doğrusal denklemler kullanılır. Bu yüzden AR yöntemi daha yaygın kullanılır. " p " inci dereceden AR yöntemine ait güç spektrumu denklem 3.11 ile ifade edilir.

$$P_x(e^{j\omega}) = \frac{|b(0)|^2}{|1 + \sum_{k=1}^p a_p(k)e^{-jk\omega}|^2} \quad (3.11)$$

Eğer $b(0)$ ve $a_p(k)$ verilerden tahmin edilebilirse güç spektrumunun kestirimi denklem 3.12 formunda yazılabilir. Burada $a(k)$ AR katsayılarını, p model derecesini ve $b(0)$ ise varyansı ifade etmektedir. Açıkça görülebilir ki, $P_{AR}(e^{j\omega})$ ω ifadesinin kesinliği, model parametrelerinin kestirimindeki kesinliğe ve daha önemlisi AR modelinin üretilen veri ile birbirini tutup tutmadığına bağlıdır.

$$\hat{P}_{AR}(e^{j\omega}) = \frac{|\hat{b}(0)|^2}{|1 + \sum_{k=1}^p \hat{a}_p(k)e^{-jk\omega}|} \quad (3.12)$$

AR spektrum kestirimi, işlem için tüm-kutuplu model kurulmasını gerektirdiğinden, tüm kutup parametrelerinin kestirimi için teknikler vardır. Genlik oranlarını belirleyen AR katsayılarını farklı yöntemlerle hesaplamak mümkündür. Bunlara örnek olarak Levinson - Durbin ve Burg algoritmaları verilebilir. Burg yönteminde AR katsayılarını bulmak için işarettten alınan örneklerin ileri - geri hataları kullanılır ve modelin derecesi AR katsayılarının sayısı ile belirlenir. Levinson - Durbin yönteminde AR katsayılarının bulunması için otokorelasyon denklemlerinin çözülmesi gerekmektedir. Bunun için özilişki fonksiyonlarından faydalanılır (Proakis ve Manolakis 1996, Semmlow 2004).

3.1.2.1.1. Burg yöntemi

Burg yöntemi 1975 yılında J. P. Burg tarafından geliştirilmiştir. Burg algoritması, AR model parametreleri kümesini, ileri-geri yöndeki kestirim hatalarının kareleri toplamının minimizasyonu ile bulmaktadır. Burg yöntemi diğer AR spektrum kestirim metotları gibi özilişki fonksiyonu hesaplamaz. Bunun yerine direkt yansıma katsayısı tahmini yapılmaktadır. Burg algoritmasında " p " inci dereceden model için ileri ve geri kestirim hataları denklem 3.13' de tanımlanmıştır (Hayes 1996).

$$\hat{e}_{f,p}(n) = x(n) + \sum_{i=1}^p \hat{a}_{p,i} x(n-i) \quad \dots n = p+1, \dots N \quad (3.13)$$

$$\hat{e}_{b,p}(n) = x(n-p) + \sum_{i=1}^p \hat{a}_{p,i}^* x(n-p+i) \dots n = p+1, \dots, N \quad (3.14)$$

Yansıma katsayısı (k_p) ile ilişkili AR katsayıları aşağıdaki 3.15 eşitliğinde görülmektedir.

$$\hat{a}_{p,i} = \begin{cases} \hat{a}_{p-1,i} + \hat{k}_p \hat{a}_{p-1,p-i}^*, & i = 1 \dots p-1 \\ \hat{k}_p, & i = p \end{cases} \quad (3.15)$$

Yansıma katsayısı kestirimi için ise denklem 3.16 eşitliği kullanılır.

$$\hat{k}_p = \frac{-2 \sum_{n=p+1}^N \hat{e}_{f,p-1}(n) \hat{e}_{b,p-1}^*(n-1)}{\sum_{n=p+1}^N \left[|\hat{e}_{f,p-1}(n)|^2 + |\hat{e}_{b,p-1}^*(n-1)|^2 \right]} \quad (3.16)$$

Daha önce belirtildiği gibi, Burg yönteminde AR katsayılarının bulunmasında kullanılan ileri-geri yöndeki kestirim hataları ise denklem 3.17 ve 3.18 ifadeleriyle bulunur.

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

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

AR parametrelerinin kestirimi yapıldıktan sonra güç spektral yoğunluğunun (GSY) hesaplanması için denklem 3.19 kullanılır. \hat{e}_p ifadesi $\hat{e}_{f,p} + \hat{e}_{b,p}$ toplamı olarak gösterilir ve toplam en küçük karesel hatadır. Parametre kestiriminde Burg yöntemi verimli ve kararlı bir AR yöntemidir (Çolak 2009).

$$\hat{P}_{BURG}(f) = \frac{\hat{e}_p}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p \hat{a}_p(k) e^{-j2\pi f k} \right|^2} \quad (3.19)$$

3.1.2.1.2. Yule Walker yöntemi

Otokorelasyon yöntemi bazı kaynaklarda Yule-Walker yöntemi olarak da geçmektedir. AR işlemleri için kullanılan Yule-Walker denklemlerinin, otokorelasyon denklemleri ile eşdeğer olması sebebiyle her iki ismin de kullanılması uygundur. Bu yöntemde AR katsayıları $a_p(k)$, normal otokorelasyon denklemleri çözülerek bulunur.

$$\begin{bmatrix} r_x(0) & r_x^*(1) & \dots & \dots & r_x^*(p) \\ r_x(1) & r_x^*(0) & \dots & \dots & r_x^*(p-1) \\ r_x(2) & r_x^*(1) & \dots & \dots & r_x^*(p-2) \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ r_x(p) & r_x^*(p-1) & \dots & \dots & r_x^*(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ a_p(1) \\ a_p(2) \\ \dots \\ a_p(p) \end{bmatrix} = \epsilon'_p \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ \dots \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

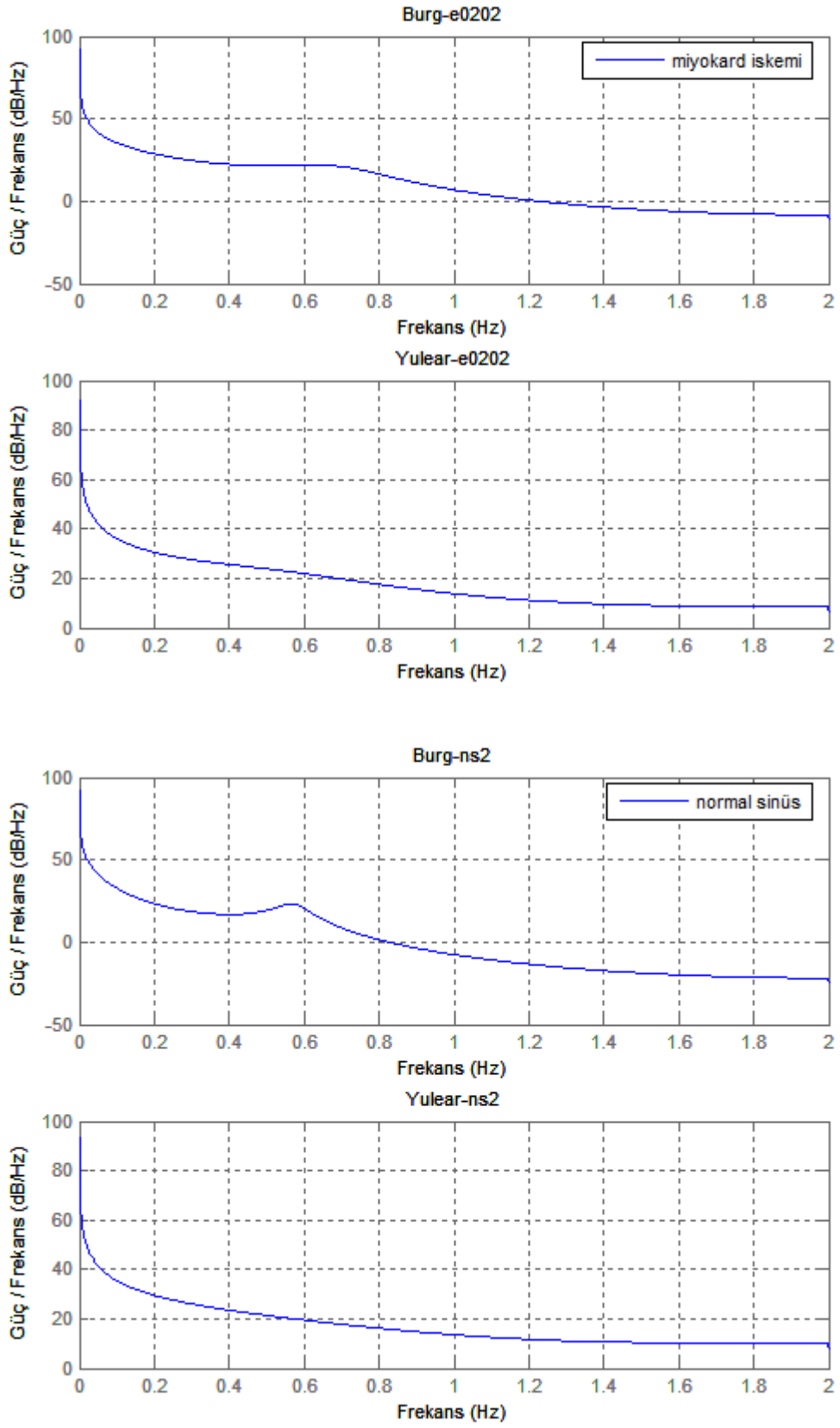
$$r_x(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1-k} x(n+k)x^*(n); \quad k = 0, 1, \dots, p \quad (3.21)$$

Denklem 3.21 otokorelasyon eşitliği $a_p(k)$ katsayıları için çözümlenince denklem 3.22 elde edilecektir.

$$|b(0)|^2 = \epsilon'_p = r_x(0) + \sum_{k=1}^p a_p(k)r_x^*(k) \quad (3.22)$$

Bu parametrelerin denklem 3.23 eşitliğine dahil edilmesiyle, güç spektrumu için tahmin üretilmiş olur.

$$\hat{P}_{AR}(e^{j\omega}) = \frac{|\hat{b}(0)|^2}{|1 + \sum_{k=1}^p \hat{a}_p(k)e^{-jk\omega}|^2} \quad (3.23)$$



Şekil 3.5. Miyokard iskemi tanılı (e0202) ve normal sinüs ritimli (ns2) 2 farklı verinin Yule-Walker metodu ve Burg metodu ile analizi

3.1.2.1.3. Kovaryans yöntemi

AR parametrelerinin kestirimi için bir başka yaklaşım ise Kovaryans yöntemidir. Kovaryans yöntemi AR spektrum kestiriminde ileri kestirim hatalarının kareleri toplamının minimize edilmesi temeli üzerine kuruludur. Bu yöntem, bir dizi doğrusal denklemin çözümünü gerektirir.

$$\begin{bmatrix} r_x(1,1) & r_x(2,1) & \dots & \dots & r_x(p,1) \\ r_x(1,2) & r_x(2,2) & \dots & \dots & r_x(p,2) \\ & & \dots & & \\ & & & \dots & \\ r_x(1,p) & r_x(2,p) & \dots & \dots & r_x(p,p) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_p(1) \\ a_p(2) \\ \dots \\ \dots \\ a_p(p) \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} r_x(0,1) \\ r_x(1,2) \\ \dots \\ \dots \\ r_x(1,p) \end{bmatrix} \quad (3.24)$$

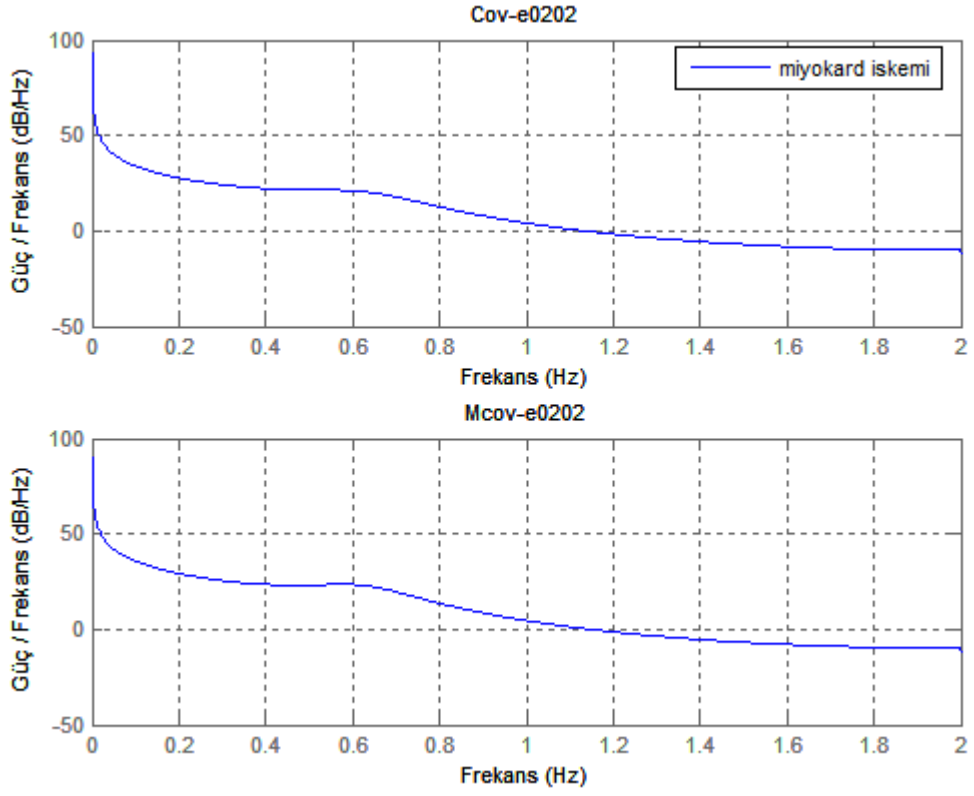
$$r_x(k,l) = \sum_{n=p}^{N-1} x(n-l)x^*(n-k) \quad (3.25)$$

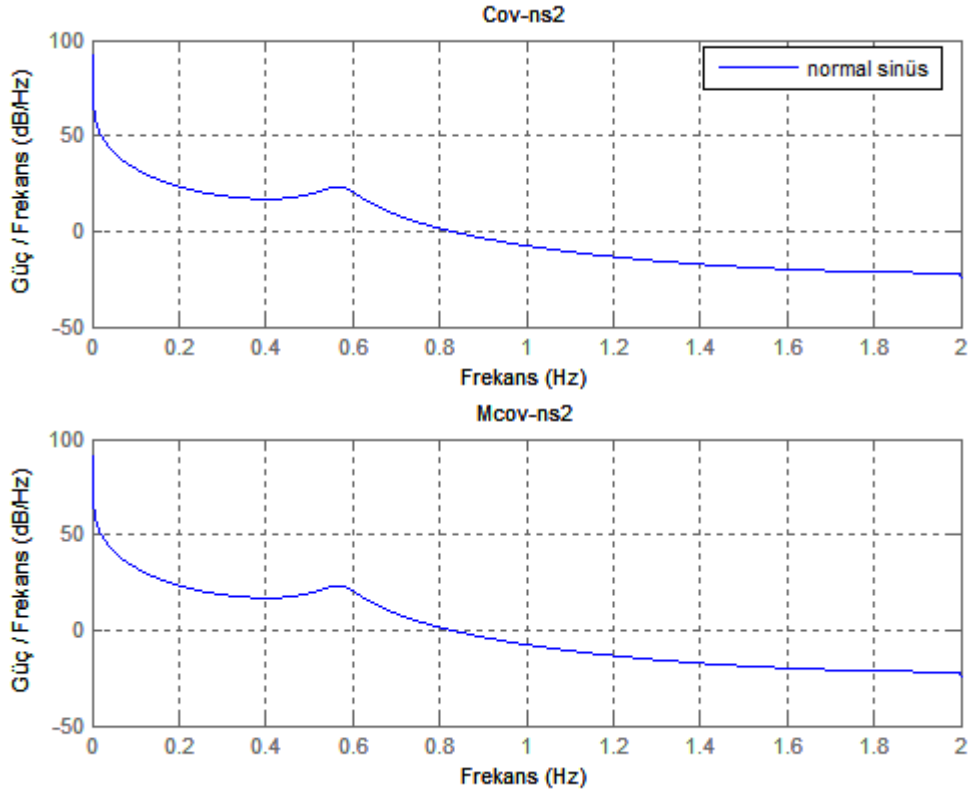
Otokorelasyon yöntemindeki doğrusal yöntemlerden farklı olarak, burada verilen matrisler Toeplitz matris değildir. Bununla beraber kovaryans yönteminin, otokorelasyon yöntemine göre avantajı, otokorelasyon kestiriminde gerekli olan verilerin pencerenmesi işlemini gerektirmemesidir. Bu yüzden, kısa veri kayıtlarında kovaryans yöntemi, otokorelasyon yöntemine göre daha yüksek çözünürlükte spektrum kestirimi üretir. Ancak veri kayıtları uzadıkça, iki yöntem arasındaki fark da ihmal edilebilir ölçülere gelmektedir (Hayes 1996, Proakis ve Manolakis 1996, Mitra ve Kaiser 1993).

3.1.2.1.4. İyileştirilmiş kovaryans yöntemi

Bu yöntem verilerin pencerenmesini gerektirmemesi açısından kovaryans yöntemine benzer. Kovaryans yönteminden farklı olarak, ileri kestirim hatalarının kareleri toplamının minimize edilmesi yerine, ileri ve geri kestirim hatalarının kareleri toplamını minimize eder. Bu sebeple bazı kaynaklarda bu yöntem "ileri-geri yöntemi" veya "en küçük kareler yöntemi" olarak da geçmektedir. Sonuç olarak kovaryans yönteminde kullanılan ifade burada da aynen geçerli olmakla birlikte, bu yöntemde denklem 3.26 eşitliği kullanılır.

$$r_x(k, l) = \sum_{n=p}^{N-1} [x(n-1)x^*(n-k) + x(n-p+1)x^*(n-p+k)] \quad (3.26)$$





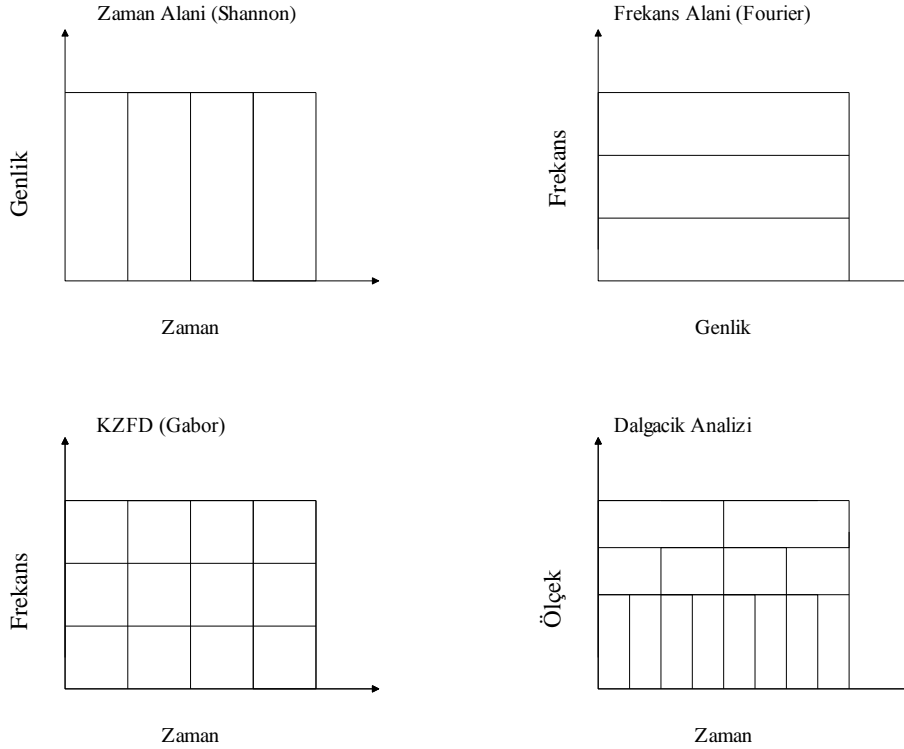
Şekil 3.6. Miyokard iskemisi tanılı (e0202) ve normal sinüs ritimli (ns2) 2 farklı verinin kovaryans ve iyileştirilmiş kovaryans metodu ile analizi

Yukarıda tanımlanan ve özel seçili birer örnekle açıklanan metotların performansları değerlendirildiğinde semptomavagal denge değişimini tanımlayan frekans bandının çok dar bir aralıkta olması ve R-R değişiminin dinamik karakteristiği miyokard iskemisi konulan hastalarda ve normal sinüs ritm kayıtlarında ayırt edici sonuçlar doğurmamıştır. Öz bağımlı metotların diğer metotlarla karşılaştırıldığında daha başarılı analizler sağladığı görülmektedir. Ancak bu iki grup için ayırt edici seviyede değildir. Bu sebeple daha etkin bir metot olan dalgacık dönüşümü ve dalgacık paket dönüşümü ile analizler gerçekleştirilmiştir. Bir sonraki bölümde bu metotlar detaylı olarak açıklanmıştır.

3.2. Dalgacık Dönüşümü

Fourier dönüşümü frekansı zamana göre değişmeyen işaretlerin analizinde iyi bir yaklaşım iken dalgacık dönüşümü Fourier dönüşümünün durağan olmayan sinyallerdeki eksiklerini gidermek için geliştirilmiş farklı bir dönüşüm yöntemidir. Bu analiz yöntemi gürültüye karşı daha az hassasiyet göstermekte ve durağan olmayan sinyallere rahatlıkla uygulanabilmektedir. Bundan dolayı sinyal işleme ile uğraşanların ilgisi frekans tabanlı Fourier Dönüşümünden ölçek tabanlı Dalgacık Dönüşümüne doğru kaymıştır (Yazgan ve Korürek 1996).

Başka bir deyişle dalgacık dönüşüm analizi düşük frekans bilgisinin önemli olduğu çalışmalarda büyük zaman aralıklarının, yüksek frekans bilgisinin önemli olduğu araştırmalarda ise küçük zaman aralıklarının kullanımını sağlayan bir pencereleme tekniğidir (Bilgin 2008).



Şekil 3.7.a. Zaman tanım alanındaki (domenindeki) işaret (Shannon)
b. İşaretin frekans tanım alanında (Fourier) incelenmesi
c. İşaretin zaman ve frekans tanım alanında incelenmesi (Gabor)
d. İşaretin zaman ve frekans (1/ölçek) tanım alanında dalgacık dönüşümü ile incelenmesi (Dalgacık analizi)

Dalgacık ifadesi ilk olarak 1909 yılında Alfred Haar tarafından ortaya atılmıştır. Zaman içerisinde Jean Marlet ile Y. Meyer ve arkadaşları metodu geliştirmişler ve 1988 yılında Stephane Mallat önemli katkılar sağlamıştır. Daha sonra Ingrid Daubechies, Ronald Coifman gibi uluslar arası araştırmacılar yöntemi geliştirerek bugünkü şekline getirmişlerdir (Gümüş 2003).

3.2.1. Sürekli dalgacık dönüşümü

SDD, KZFD ile oldukça benzerdir. Aralarındaki temel fark SDD' de zaman-frekans domeninin, yüksek veya alçak frekans bileşenlerini en iyi analiz edecek şekilde farklı büyüklükteki parçalara (pencerelere) ayrılmış olmasıdır. KZFD ise pencerelerin büyüklüğü sabittir, tüm frekans bileşenleri aynı zaman veya frekans çözünürlüğü ile analiz edilir.

SDD ile tek boyutlu sinyalin, iki boyutlu zaman-skala birleşik gösterimi elde edilir. Bu gerekenden fazla lüzumsuz gösterim şeklidir. Çoğu uygulama için bu fazlalığın giderilmesi gerekmektedir. Fazlalık giderilmesine rağmen, SDD' de sonsuz sayıda baz fonksiyonuna gereksinim devam etmektedir. Bu sayı kontrol edilebilir düzeye çekilmelidir. Çoğu sinyalin DD' sinin analitik çözümü mümkün değildir sadece nümerik olarak veya görsel analog bilgisayarlarla hesaplanabilir. Ayrıca SDD' nin zaman-band genişliği çarpımı, sinyalin zaman-band genişliği çarpımının karesine eşittir. Mümkün olduğu kadar az bileşenle bir sinyalin analizini yapmaya çalışan çoğu uygulama için bu dezavantajlar, SDD' nin kullanımını kullanışsız hale getirir. Bundan dolayı pratikte SDD' nin ayrık versiyonu kullanılır (Toprak 2007) .

3.2.2. Ayrık dalgacık dönüşümü

Ayrık dalgacık dönüşümü öteleme ve ölçeklerin ikili kuvvetleri alınarak analiz etme yöntemidir. Bu işleme ikili dalgacık dönüşümü denir. Mallat ikili dalgacık dönüşümü ile işaretlerin kademeli yüksek ve düşük frekanslara ayrılmasını önermiştir. Yüksek frekans kısmından ayrıntılar, düşük frekans kısmından ise temel işaret elde edilir. Alçak frekansları analiz eden geniş pencereler, büyük adımlarla ötelenirken, yüksek frekansları analiz eden dar pencereler işaretteki hızlı değişimleri yakalamak amacıyla küçük adımlarla ötelenmiş olur. Ayrık dalgacık fonksiyonları sürekli olarak

ölçeklendirilemez ve ötelenemezler, sadece ayrık adımlarla ölçeklendirilebilir ve ötelenebilirler. Ayrık dalgacık dönüşümü uygulamalarında filtreleme metodu kullanılmaktadır. Filtreleme işleminde uygulanacak işlemler bu bölümde açıklanacaktır (Bilgin 2008).

Daubechies dalgacık dönüşümü: Dalgacık dönüşümünde, iki ayrı şekilde sıralanan katsayılardan biri veriyi düzleştirici bir filtre gibi davranır diğeri ise her ölçekteki işaret detaylarını çekmektedir. Daubechies dalgacık katsayıları kullanılarak, yaklaşım ve detay katsayıları aşağıdaki gibi hesaplanır. ‘ m ’ ölçek parametresini, ‘ n ’ öteleme parametresini ifade eder. Yaklaşım ve detay katsayıları işaret üzerindeki AGF ve YGF katsayılarının adım adım kaydırılmasıyla elde edilir (Daubechies 1992).

Dalgacık yaklaşım katsayıları;

$$A_{m+1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_{k=0}^{N_k-1} c_k A_{m,2n+k} \quad (3.27)$$

Dalgacık detay katsayıları;

$$D_{m+1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_{k=0}^{N_k-1} b_k A_{m,2n+k} \quad (3.28)$$

Alçak geçiren filtre katsayıları ; $g(k) = (1/\sqrt{2})c_k$

Yüksek geçiren filtre katsayıları ; $h(k) = (1/\sqrt{2})b_k$

Filtreleme-Yeniden yapılandırma: Alçak frekans bileşeni işaretin en önemli parçası, yüksek frekans bileşenleri ise işaretin ayrıntısıdır. ADD ile analiz edilen işaret, Alçak Geçiren Filtre (AGF) ve Yüksek Geçiren Filtre (YGF) kullanılarak, alçak ve yüksek frekans katsayılarına ayrıştırılır. Bu katsayılar, yaklaşım ve detay katsayıları olarak adlandırılır. Yaklaşım katsayıları yüksek ölçekli olup A ile gösterilir ve işaretin alçak frekans katsayılarıdır. Detay katsayıları ise düşük ölçekli olup D ile gösterilir ve yüksek frekans katsayılarını ifade eder. Orjinal işaret, 2 ayrı filtreden geçerek A ve D katsayılarına ayrılmaktadır. Yaklaşım ve detay bileşenleri örnek yükseltme ile yeniden istenilen seviyede yapılandırılır (Misiti vd 2002)

Yüksek geçiren filtreler dalgacık fonksiyonunu ($\beta(t)$), alçak geçiren filtreler ise ölçekleme fonksiyonu ($\delta(t)$) ile bağlantılı olup aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$\delta(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^N g(k) \delta(2t - k) \quad (3.29)$$

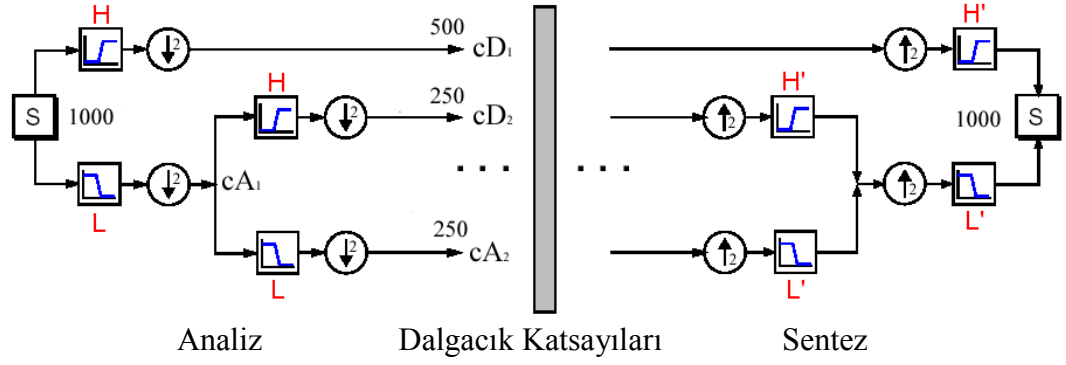
$$\beta(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^N h(k) \delta(2t - k) \quad (3.30)$$

Yaklaşım ve detay bileşenleri istenilen seviyede yeniden yapılandırılır. Orjinal $x(t)$ işaretini M . seviyedeki yaklaşım bileşeni ve $1-M$. seviye aralığındaki detay bileşenlerinin toplamıyla edilir. $A_M(t)$ yaklaşım bileşeni, $D_m(t)$ ise detay bileşenini ifade etmektedir.

$$A_M(t) = A_{M,n} \delta_{M,n}(t), \quad D_m(t) = \sum_{n=0}^{2^{M-m}-1} D_{m,n} \beta_{m,n}(t)$$

$$x(t) = A_M(t) + \sum_{m=0}^M D_m(t) \quad (3.31)$$

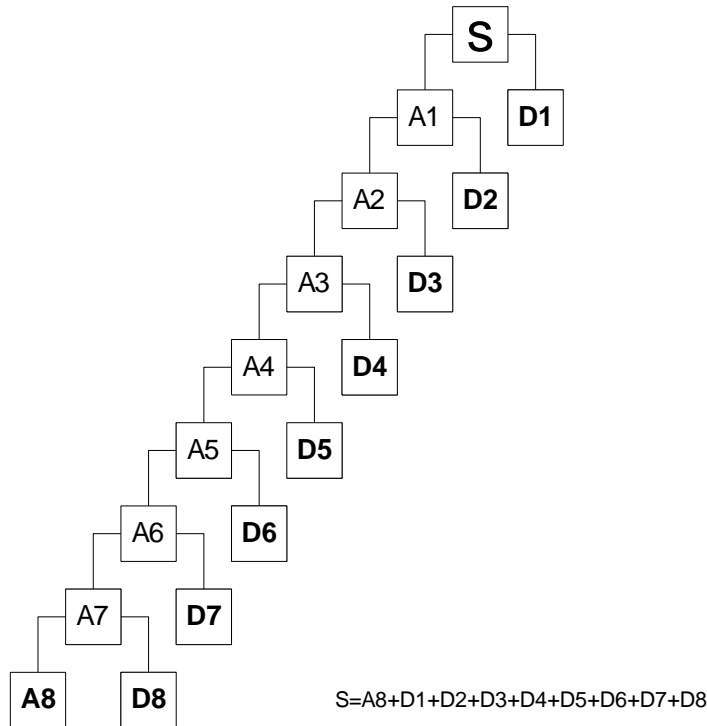
S sinyalinin alçak geçiren (AGF) ve yüksek geçiren (YGF) filtrelerle yapılan analiz ve sentezi aşağıdaki gibi ifade edilebilir (Şekil 3.8). $cA1$ yaklaşım katsayıları, sinyalin yüksek ölçekli alçak geçiren bileşenlerini göstermektedir. 1000 örnekli işaret katlama sonucunda 1000 yaklaşım ve 1000 detay bileşeni elde edilir. Böylece toplamda 2000 değer elde edilmiş olur. Bu durumu önlemek için iki ile aşağı örnekleme yapılarak 500 yaklaşım ve 500 detay bileşeni elde edilmiş olur (Toprak 2007).



Şekil 3.8. Ayrık dalgacık dönüşümde analiz ve sentez (Toprak 2007)

Dalgacık dönüşümde işaretin enerjisi, M . seviyedeki yaklaşım bileşeninin ve 1- M . seviye aralığındaki tüm detay bileşenlerinin enerjileri toplamıdır. N_A yaklaşım, N_D detay bileşen sayısıdır. İşaretin toplam enerjisi aşağıdaki denklemlerle ifade edilir (Bilgin vd 2008).

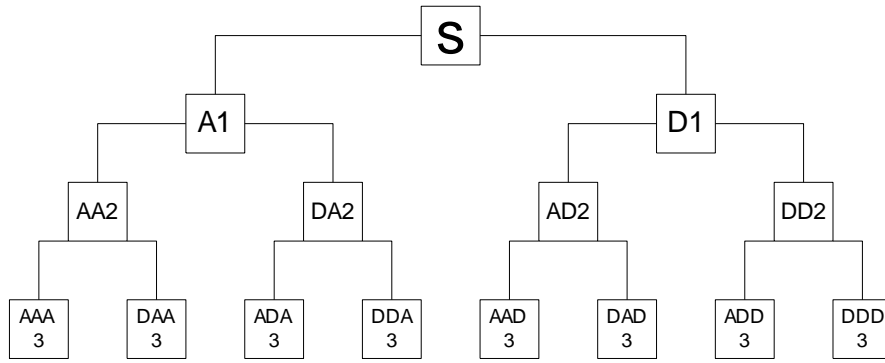
$$\sum_{n=1}^N |x(n)|^2 = \sum_{n=1}^{N_A} |A_m(n)|^2 + \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^{N_D} |D_m(n)|^2 \quad (3.32)$$



Şekil 3.9. Ayrık dalgacık dönüşümü ile 8 seviyeli ayrıştırma işlemi akış diyagramı

3.2.3. Dalgacık paket dönüşümü

Dalgacık paket dönüşümü (DPD), ADD' nün daha geniş bir işaret analizi sunduğu geliştirilmiş bir halidir. DPD analizinde, ADD' den farklı olarak yaklaşım bileşenlerinin her seviye için ayrışımı yapılırken, diğer koldaki detay bileşenlerinin de alt kollara ayrılması mümkün olmaktadır, böylece ayrıntılı frekans bileşenleri elde edilir. Şekil 3.10' de ifade edildiği gibi ayrıştırılan paketler yeniden birleştirilince toplam enerji korunarak işaret yeniden elde edilebilir (Gümüş 2003).



Şekil 3.10. Dalgacık paket dönüşümü ile çok seviyede ayrıştırma işlemi akış diyagramı

$2i$ uzunluğunda iki filtre ile DPD analizi gerçekleştirildiğinde alçak geçiren filtre $W_{2i+1}(t)$ ile tanımlanır ve ölçekleme fonksiyonunu ifade eder. Yüksek geçiren filtre $W_{2i}(t)$ ile tanımlanır ve dalgacık fonksiyonunu ifade eder.

$$W_{2i+1}(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2i-1} g(k) W_i(2t - k) \quad (3.33)$$

$$W_{2i}(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2i-1} h(k) W_i(2t - k) \quad (3.34)$$

DPD' de M . seviyede ayrıştırılmış işaretin enerjisi, son seviyedeki düğümlerin enerjileri toplamıdır. p , M . seviyedeki düğüm sayısını, E_M toplam enerjiyi, w ise M . seviyedeki düğüm değerlerini ifade eder.

$$E_M = \sqrt{2} \sum_{p=0}^{2^M-1} |w_{M,p}|^2 \quad (3.35)$$

4. BULGULAR

4.1. ST-T Dalga Değişimi ve Normal Sinüs Ritm Analizleri

ST ve T dalga değişimlerinin analizine dayalı miyokard iskemi tanılı veriler ile normal sinüs ritimli dataların ektopikleri yok edilerek, interpolate edilmiştir. Elde edilen işaretler ayrıncı dalgacık dönüşümü ve dalgacık paket dönüşümüyle analiz edilmiş ve karşılaştırılmıştır. Ayrıca belirli düğüm uzunluklarında pencereler oluşturularak dalgacık paket dönüşümü uygulanan işaretlerden daha detaylı bilgiler elde edilmiştir.

4.1.1. Ektopik yok etme

Kalpte oluşan ritm bozukluklarına aritmi adı verilir. Genellikle kardiyak iletim sistemindeki bir sorun veya beklenmeyen bir noktadan kalp atımı oluşumu aritmiye neden olmaktadır. Bu beklenmedik anlık değişimler ektopik olarak adlandırılır. Aritmiler başlıca iki kritere göre sınıflandırılır. Bunlardan birincisi ritm bozukluğunun oluştuğu yere göre; atriyum, atriyoventriküler düğüm (ventrikül üstü) veya ventrikül kaynaklı olarak adlandırılır. İkincisi ise kalp atım hızındaki etkisine bakılarak bradikardi veya taşikardi olarak adlandırılır. Sağlıklı sonuçlar elde etmek amacıyla incelenecek verilerin ektopikleri yok edilmelidir. Ektopik yok etmek için kullanılan farklı metodlar vardır. İşaretin büyük kısmı ektopikli ise bu kısmın tamamı yok edilebilir ancak bu yöntem kayıplara neden olacağından tercih edilmez. Bazı çalışmalarda ise ektopikli işaretler yok edilip yerine istenen bir vuruş eklenir.

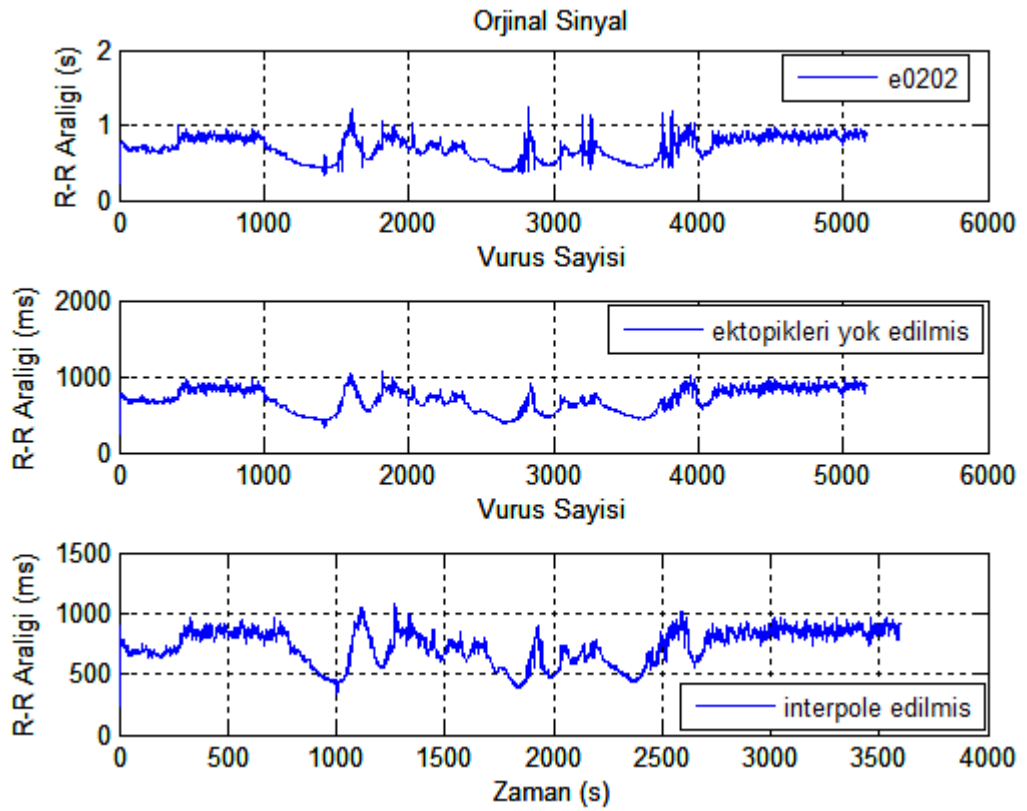
Bu tezde literatürde de sıkça tercih edilen darbe yok etme filtresi kullanılmıştır. Bu metodda her R-R aralığının farkını alarak ektopikli veri bulunur. R-R aralık mesafeleri negatif ve pozitif eşik değeri arasında değil ise ektopikli işarettten pencere genişliği kadar her iki yönde ortalama değer alınır. Bu iki ortalama değerinin ortalaması da ektopikli vuruşun yerine yazılır (Çolak 2008).

4.1.2. İnterpolasyon

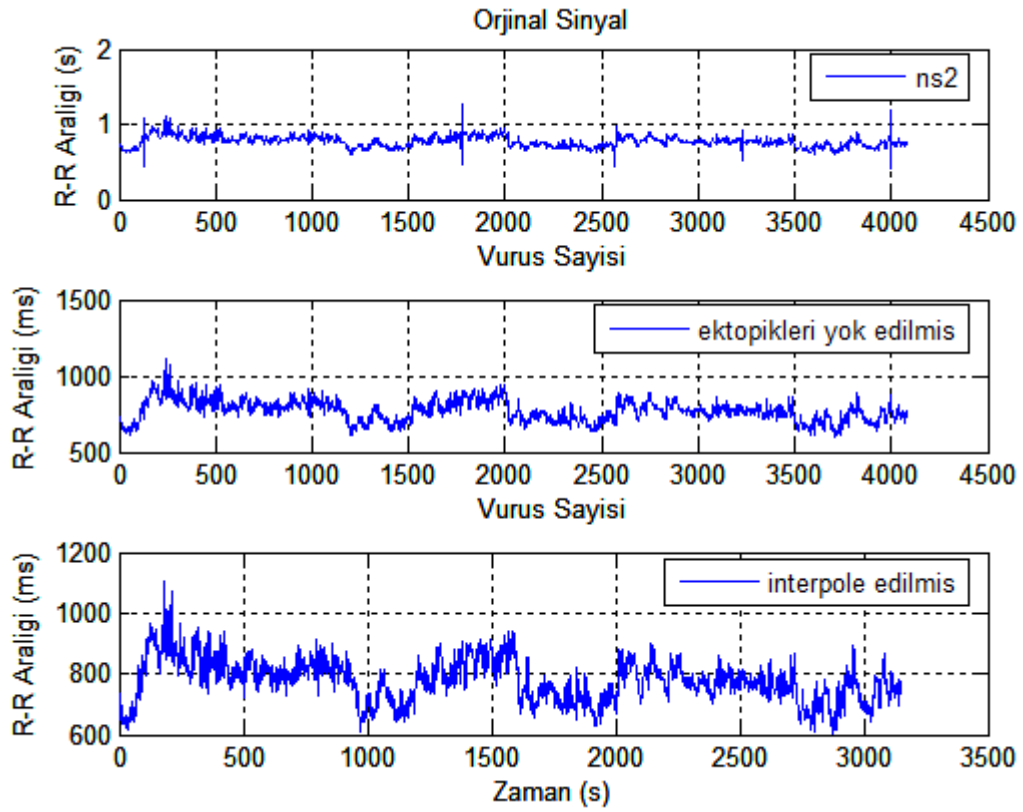
Kayıtlarda yatay eksen R-R kalp vuruş sayısını ifade etmektedir. Ancak zaman-frekans analizlerinin yapılması için işaretin zamana bağlı olarak değişmesi istenmektedir. Bu yüzden işaretin zaman domenine çevirip yeniden örnekleme yapılarak

interpolasyonu gerçekleştirmektedir. İnterpole edilen işaret 4 Hz örnekleme frekansı ile yeniden örneklenmiştir. Bu uygulamada lineer interpolasyona göre daha çok tercih edilen kübik eğri interpolasyonu tercih edilmiştir. Kübik eğri interpolasyonu, fazla hesaplama gerektirmesine rağmen diğer yöntemlerde görülen salınımları içermez.

www.physionet.org/cgi-bin/ATM sitesindeki “European ST-T data” ve “Normal Sinus Rhythm RR Interval Database” veritabanından biri miyokard iskemi tanılı (e0202) diğeri normal sinüs ritimli (ns2) iki datanın (Şekil 4.1, Şekil 4.2) ektopik yok etme ve interpolasyon sonuçları görülmektedir.



Şekil 4.1. Miyokard iskemi tanılı datanın ektopik yok etme ve interpolasyon işlemi



Şekil 4.2 Normal sinüs ritimli datanın ektopik yok etme ve interpolasyon işlemi

4.1.3. ADD analizleri

ADD analizinde 8 seviyeli db4 daubechies dalgacıkları kullanılmıştır. 8 seviyeye ayrıştırılan işarette D1-D8 olarak adlandırılan 8 adet detay bileşeni ve A8 olarak adlandırılan yaklaşım bileşeni elde edilir.

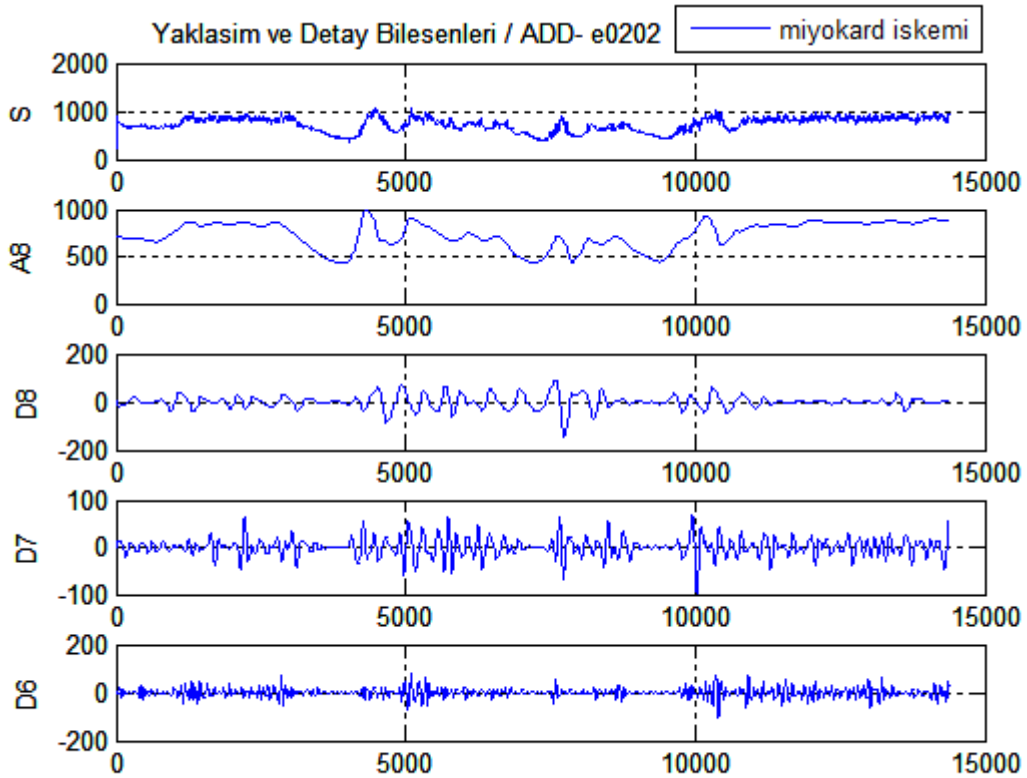
Çizelge 4.1. ADD, 4 Hz örnekleme frekansı için frekans değerleri

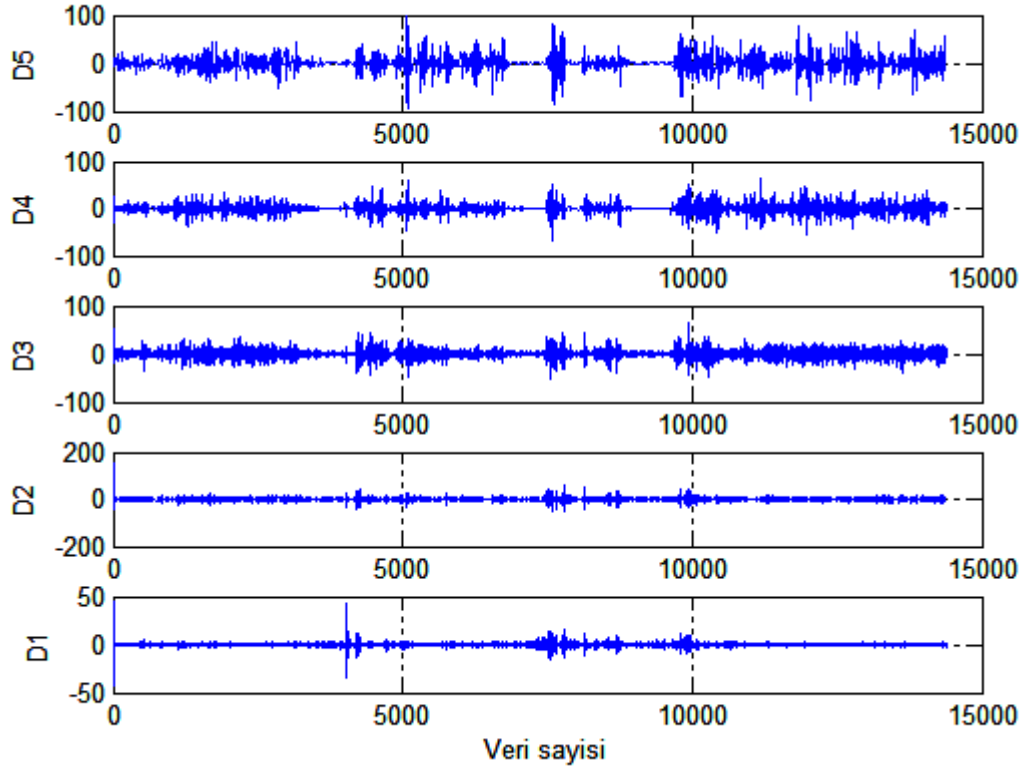
8 SEVİYEDE ADD METODU	DETAY VE YAKLAŞIM BİLEŞENLERİ	FREKANS (Hz)
YF	D3	0,25-0,5
	D4	0,125-0,25
AF	D5	0,0625-0,125
	D6	0,03125-0,0625

Miyokard iskemi tanısı ve şüphesi olan 90 hasta ve normal sinus ritimli 54 kişide alçak frekans ve yüksek frekans tanım alanı incelenerek, AF ve YF frekans bandındaki enerji oranlarına bağlı olarak sempatovagal denge değişimi yorumlanmış ve karşılaştırılmıştır. Ayrık dalgacık dönüşümünde AF/YF oranı sempatovagal dengenin belirlenmesinde önemli sonuçlar vermektedir ve 4.1 eşitliğindeki gibi ifade edilir (Bilgin 2008).

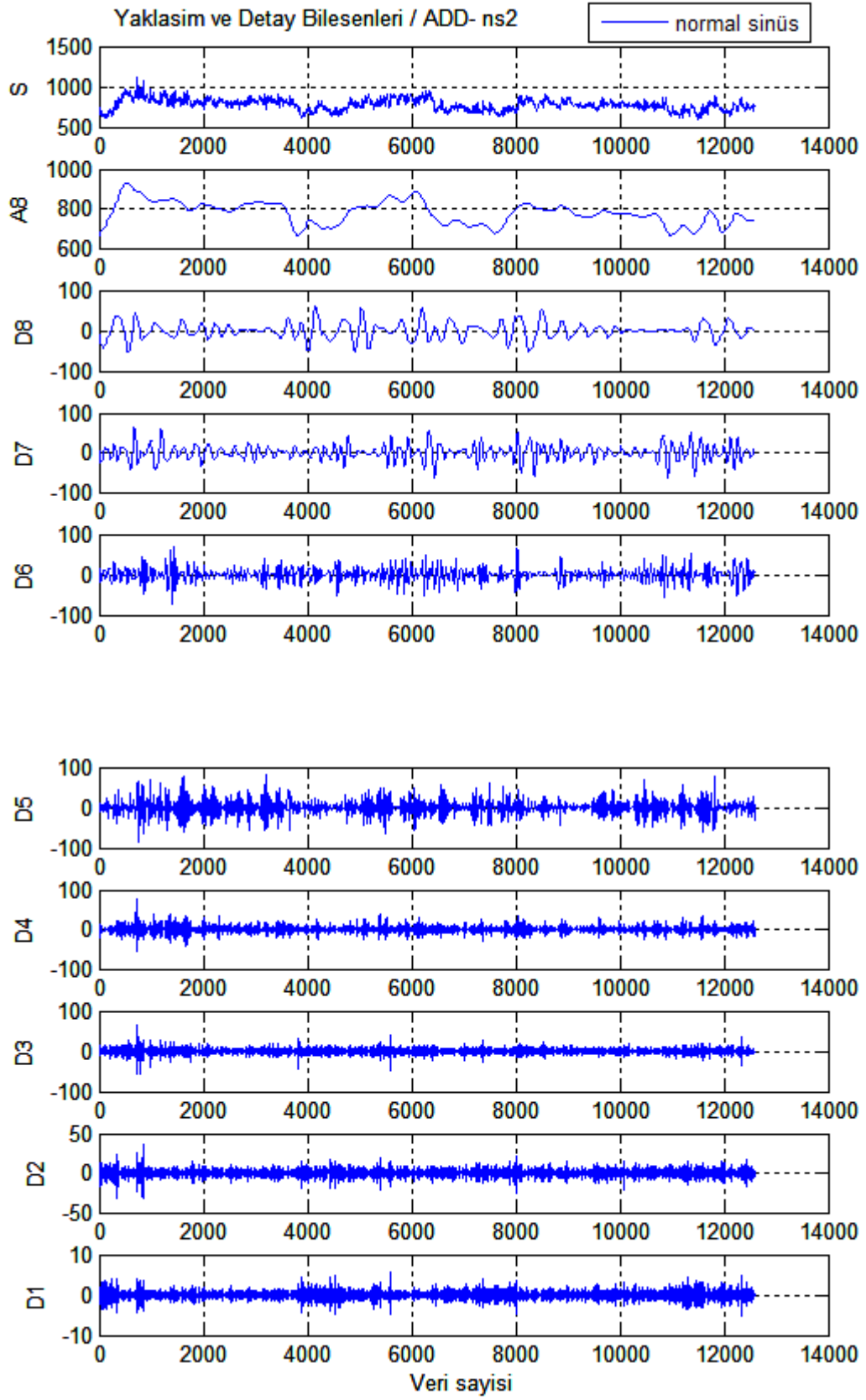
$$\frac{AF}{YF}(ADD) = \frac{E_{D5} + E_{D6}}{E_{D3} + E_{D4}} \quad (4.1)$$

ADD metodu ile detay ve yaklaşım bileşenleri birer örnek üzerinde gösterilmiştir (Şekil 4.3, Şekil 4.4). Bu analizde miyokard iskemi tanılı e0202 verisi ile normal sinus ritimli ns2 verisi kullanılmıştır. Ardından aynı veriler için detay ve yaklaşım bileşenlerinin enerji değerleri elde edilmiştir. Tüm kayıtlara aynı işlemler uygulanıp AF/YF oranıyla ilişkili sempatovagal denge belirlenmiştir (Şekil 4.5).

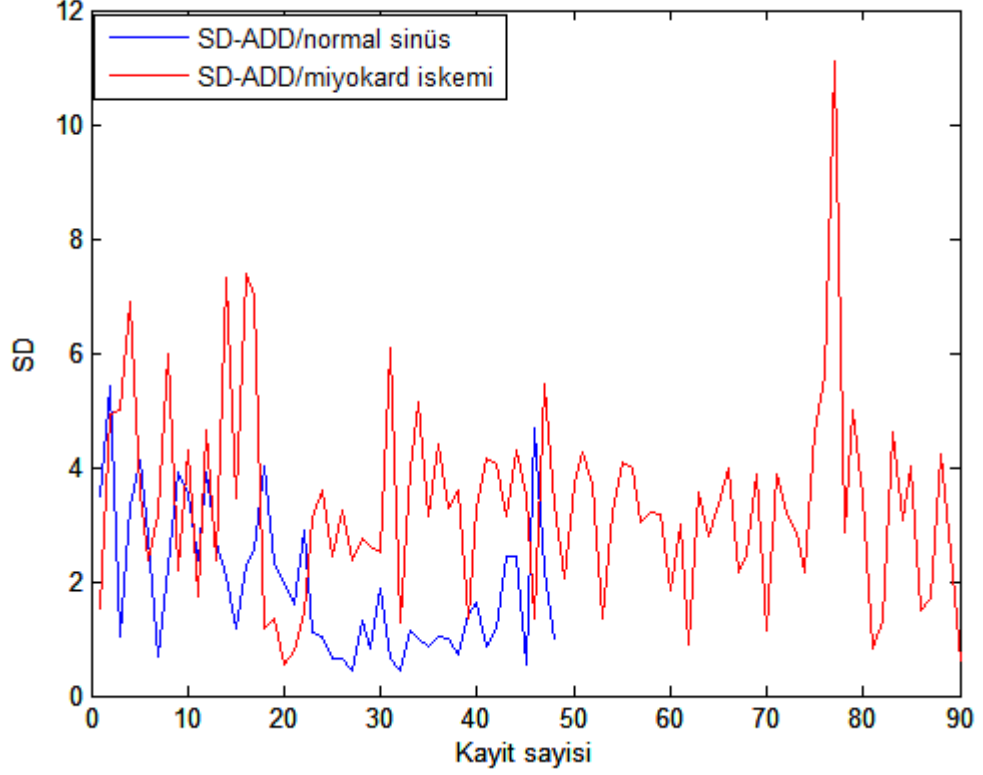




Şekil 4.3. Miyokard iskemi tanılı verinin ADD ile hesaplanan yaklaşım ve detay bileşenleri



Şekil 4.4. Normal sinüs ritimli verinin ADD ile hesaplanan yaklaşım ve detay bileşenleri



Şekil 4.5. Miyokard iskemi tanılı ve normal sinüs ritimli iki farklı datanın ADD ile hesaplanan sempatovagal denge karşılaştırılması (6 adet data hariç)

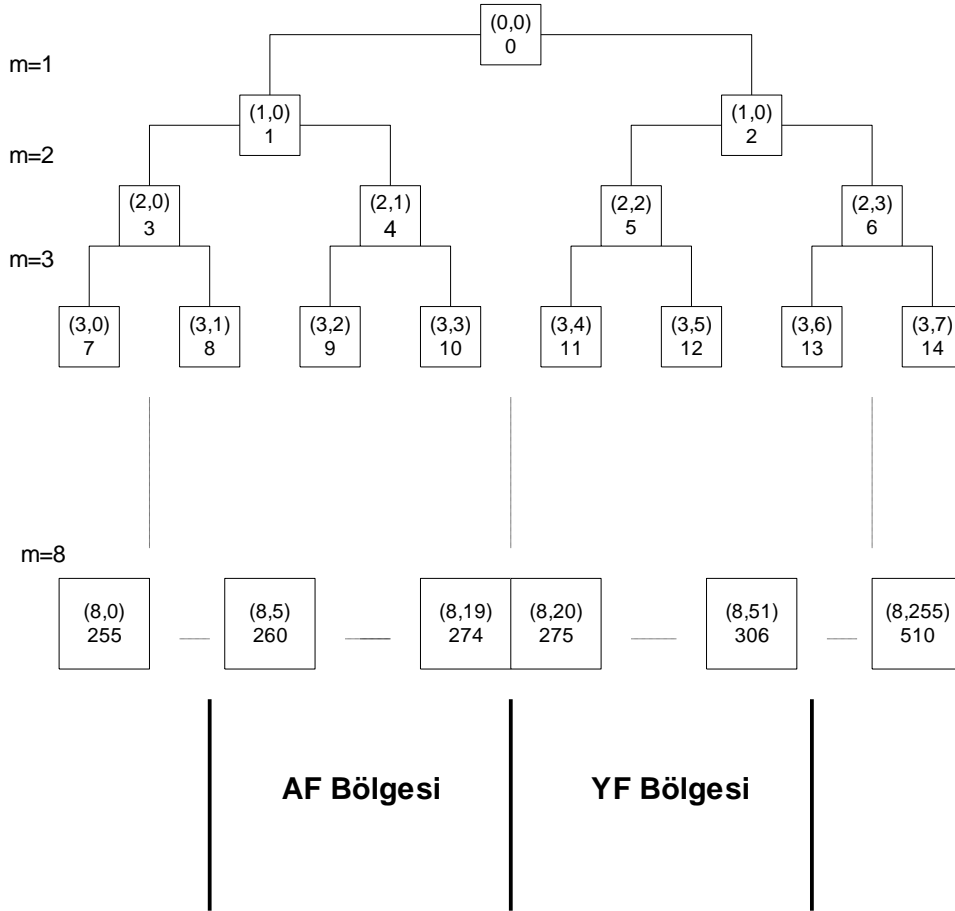
AF/YF oranı miyokard iskemi tanılı 90 kayıt için ortalama 3,34 (std:1,73) iken normal sinüs ritimli 54 kayıt için ortalama 1,95 (std:1,25) olarak hesaplanmıştır. Hasta kayıtlarının AF/YF oranının normal sinüs ritimli kayıtlardan yüksek olması sempatik etkinin artmasının sonucudur (EK-1, EK-2).

4.1.4. DPD analizleri

DPD analizinin ADD den farkı; detay bileşenlerinin de alt kollara ayrılmasıdır. Dolayısıyla DPD' de 8 seviyeli ayrışım, $w_{8,0}(255) - w_{8,255}(510)$ aralığında geniş bir analiz alanı oluşturur. DPD analizinde 8. seviye ayrışımında $w_{8,5} - w_{8,19}$ düğüm aralıkları alçak frekans bölgesini, $w_{8,20} - w_{8,51}$ düğüm aralıkları ise yüksek frekans bölgesini ifade etmektedir (Bilgin vd 2008).

Çizelge 4.2. DPD, 4Hz örnekleme frekansı için frekans değerleri

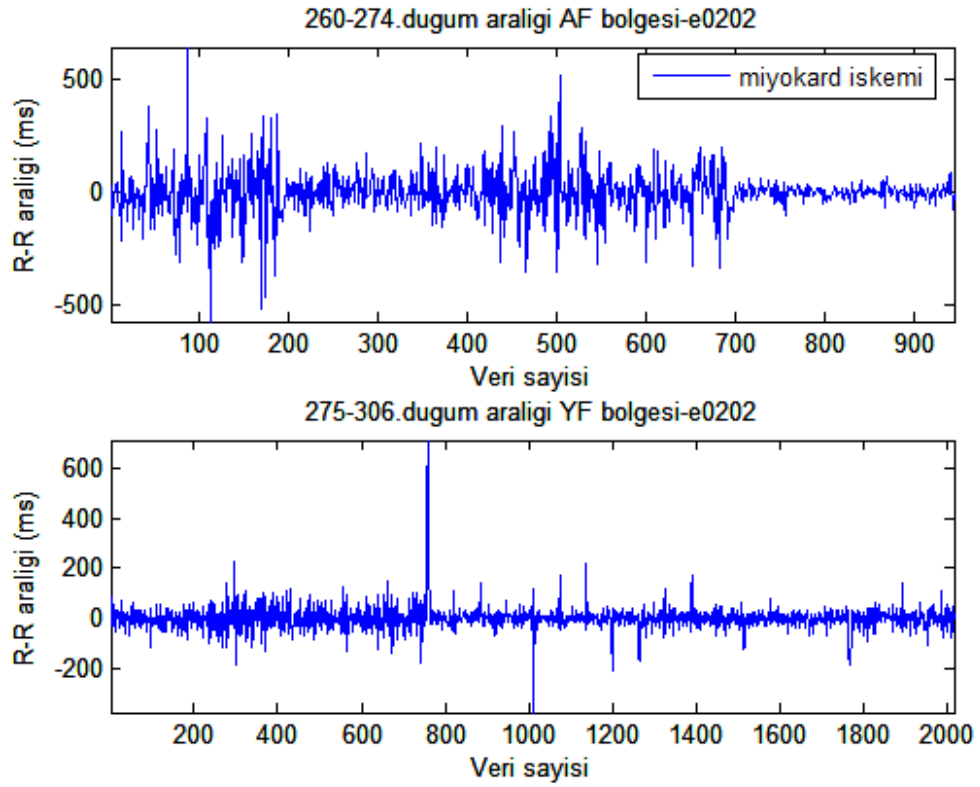
8 SEVİYEDE DPD METODU	DETAY VE YAKLAŞIM BİLEŞENLERİ	FREKANS (Hz)
AF	$W_{8,5} - W_{8,19}$	0,0390625-0,15625
YF	$W_{8,20} - W_{5,51}$	0,15625-0,40625



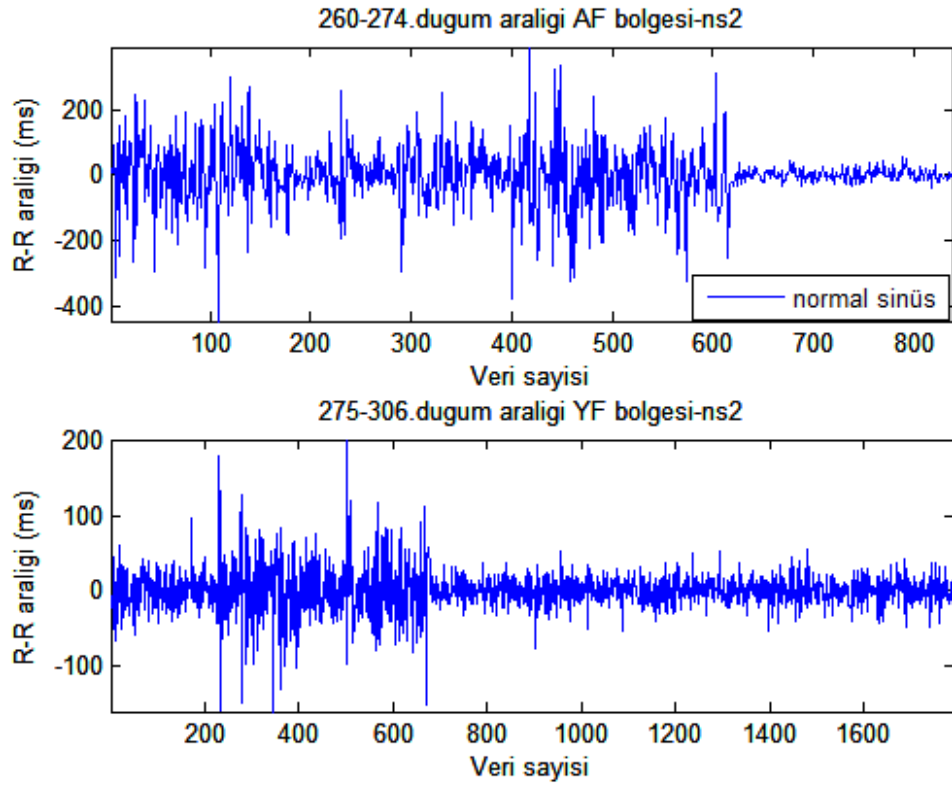
Şekil 4.6. 8 seviyede DPD ayrışımı ve frekans aralıkları

Dalgacık paket dönüşümünde AF/YF oranı (sempatovagal denge) 4.2 eşitliğinde ifade edilmiştir (Bilgin 2008).

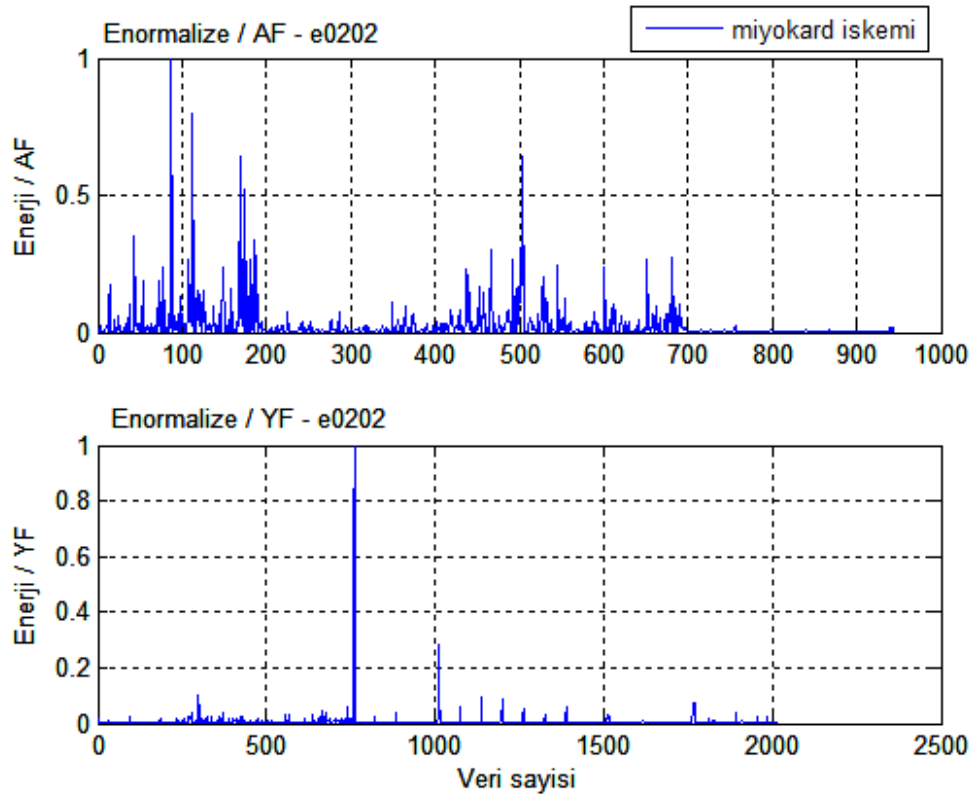
$$\frac{AF}{YF} (DPD) = \frac{\sum_{i=5}^{19} E_{w_{m,i}}}{\sum_{i=20}^{51} E_{w_{m,i}}} \quad (4.2)$$



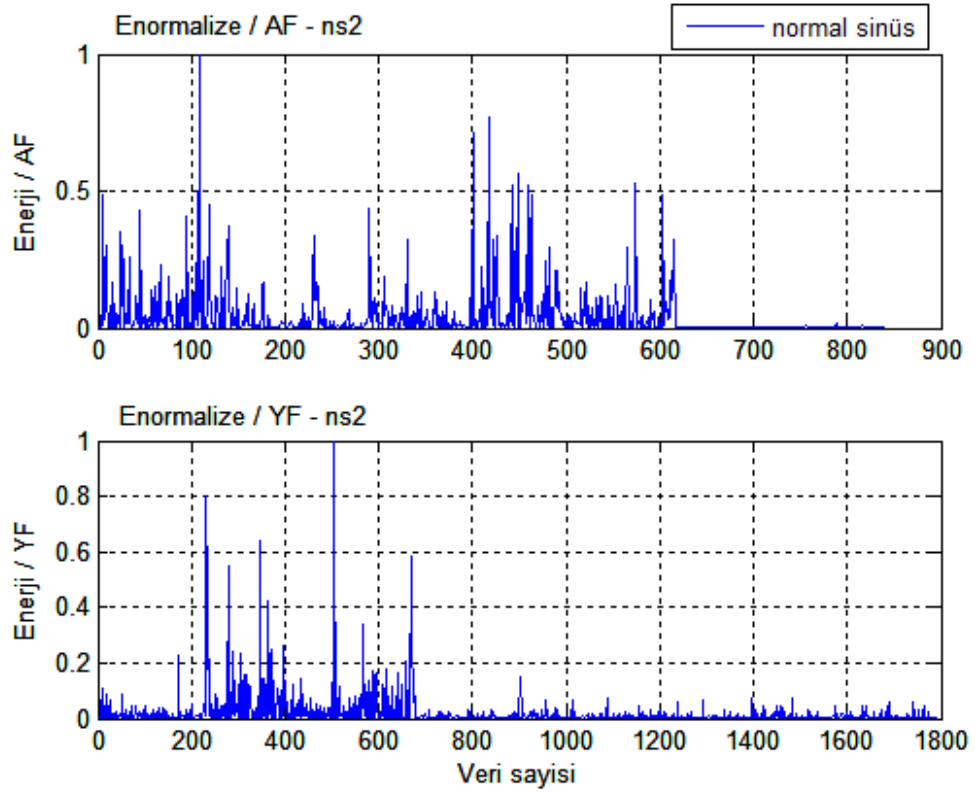
Şekil 4.7. Miyokard iskemi tanılı verinin DPD ile hesaplanan AF ve YF bölgesi R-R aralığı



Şekil 4.8. Normal sinüs ritimli verinin DPD ile hesaplanan AF ve YF bölgesi R-R aralığı

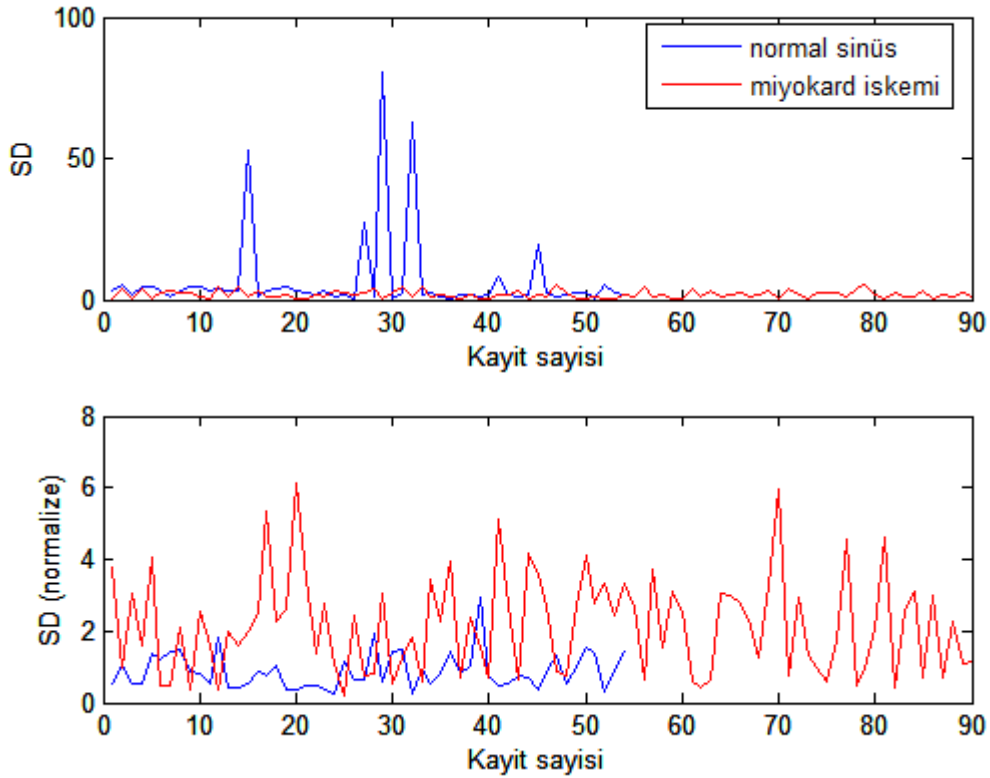


Şekil 4.9. Miyokard iskemi tanılı verinin DPD ile hesaplanan AF ve YF bölgesi normalize edilmiş enerji değerleri



Şekil 4.10. Normal sinüs ritimli verinin DPD ile hesaplanan AF ve YF bölgesi normalize edilmiş enerji değerleri

Şekil 4.9 ve Şekil 4.10' de sunulan analiz 90 farklı miyokard iske mi tanı lı veri ve 54 farklı normal sinüs ritmli veriye uygulanmıştır. Alçak frekans bölgesinde belirlenen ortalama enerji değeri hastalar için 24,85 iken normal sinüs ritmli kişilerde 18,29 olarak tespit edilmiştir. Yüksek frekans bölgesinde ise ortalama enerji değeri hastalar için 18,18 iken normal sinüs ritmli kişiler için 24,74 elde edilmiştir.



Şekil 4.11. Miyokard iske mi tanı lı ve normal sinüs ritmli iki farklı datanın DPD ile hesaplanan sempatovagal denge karşılaştırılması

AF/YF enerji oranı miyokard iske mi tanı lı 90 kayıt için ortalama 2,15 (std:1,39) iken normal sinüs ritmli 54 kayıt için ortalama 0,89 (std:0,52) olarak hesaplanmıştır (Şekil 4.11) (EK-3, EK-4). Sonuç olarak miyokard iske mi tanısı konulan kişilerde sempatik aktivitenin arttığı (AF ile ilişkili), parasempatik aktivitenin azaldığı (YF ile ilişkili) görülmüştür.

4.1.5. Pencereleme ile DPD analizleri

Alçak frekans bölgesini ifade eden 260. ve 274. düğüm aralığında; 5 düğüm uzunluğunda pencerelerin birer düğüm kaydırılmasıyla 11 farklı işaret elde edilmiştir.

Her pencere için enerji ve AF/YF oranları incelenmiştir. 11 farklı pencere için başlangıç ve bitiş düğüm noktaları Çizelge 4.3’ de belirtilmiştir.

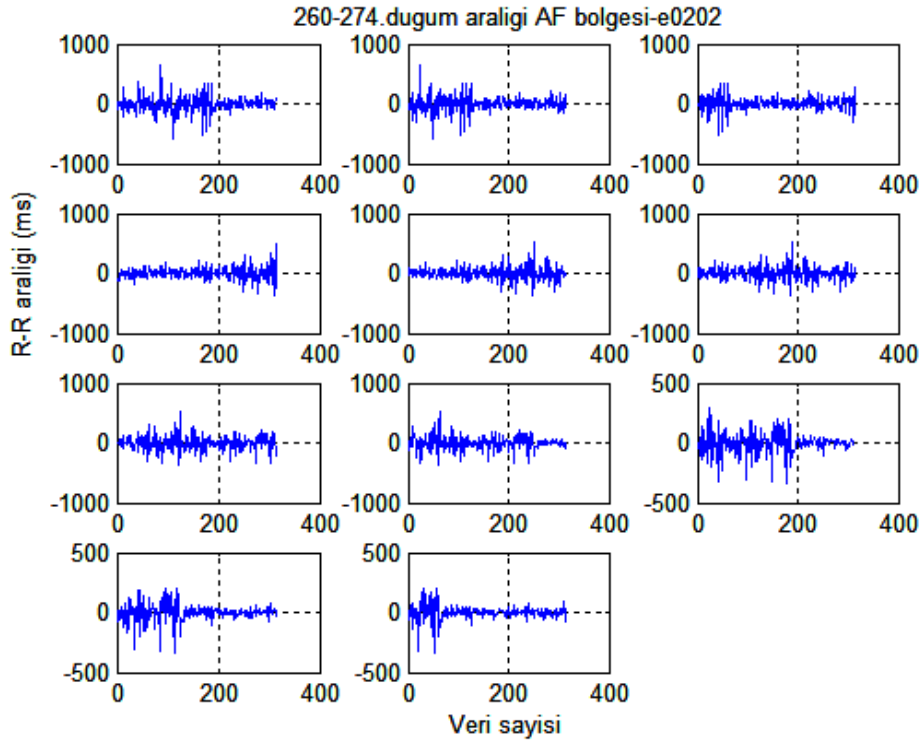
Çizelge 4.3. AF bölgesinde 5 düğüm uzunluğundaki pencerelerin ard arda birer düğüm kaydırılmasıyla oluşan 11 farklı bölgenin düğüm aralıkları

pencere no	pencere başlangıç düğüm no	pencere bitiş düğüm no	pencere no	pencere başlangıç düğüm no	pencere bitiş düğüm no
1	260	264	6	265	269
2	261	265	7	266	270
3	262	266	8	267	271
4	263	267	9	268	272
5	264	268	10	269	273
			11	270	274

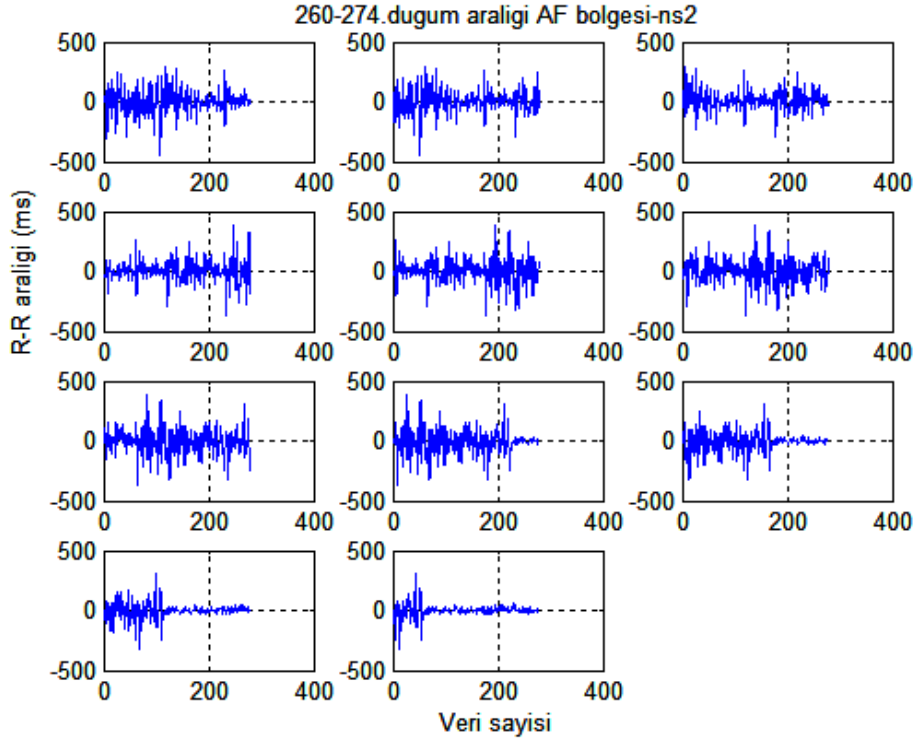
Yüksek frekans bölgesini ifade eden 275. ve 306. düğüm aralığında ise; 12 düğüm uzunluğunda pencerelerin birer düğüm kaydırılmasıyla 21 adet işaret elde edilmiştir. Bu 21 farklı işaret için ayrı ayrı enerji ve AF/YF oranları incelenmiştir. 21 farklı pencere için başlangıç ve bitiş düğüm noktaları Çizelge 4.4’ de belirtilmiştir.

Çizelge 4.4. YF bölgesinde 12 düğüm uzunluğundaki pencerelerin ard arda bir düğüm kaydırılmasıyla oluşan 21 farklı bölgenin düğüm aralıkları

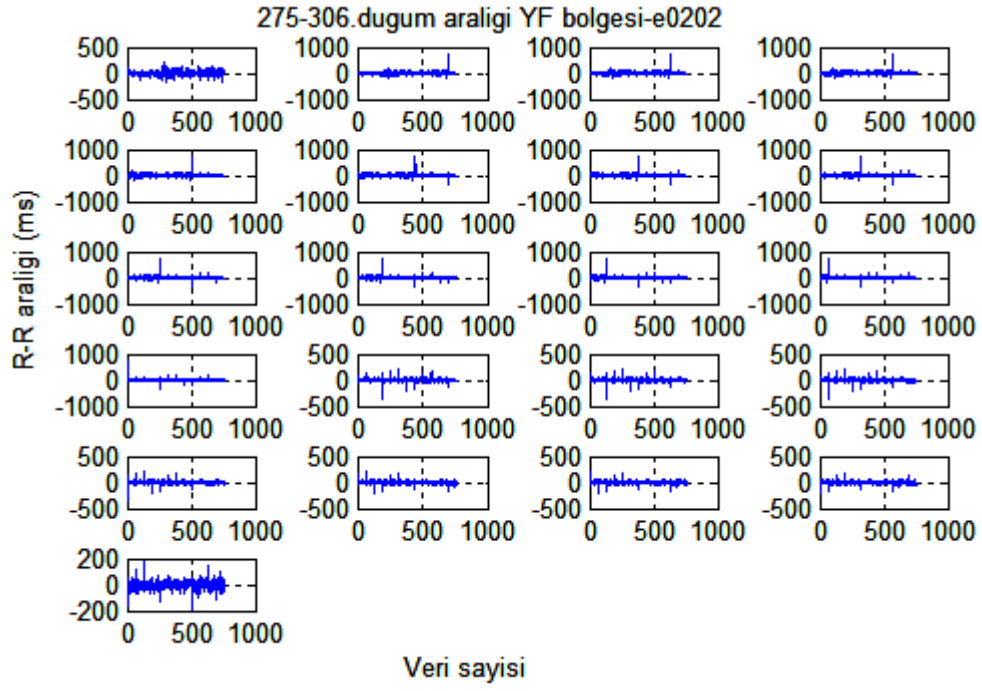
pencere no	pencere başlangıç düğüm no	pencere bitiş düğüm no	pencere no	pencere başlangıç düğüm no	pencere bitiş düğüm no
1	275	286	11	285	296
2	276	287	12	286	297
3	277	288	13	287	298
4	278	289	14	288	299
5	279	290	15	289	300
6	280	291	16	290	301
7	281	292	17	291	302
8	282	293	18	292	303
9	283	294	19	293	304
10	284	295	20	294	305
			21	295	306



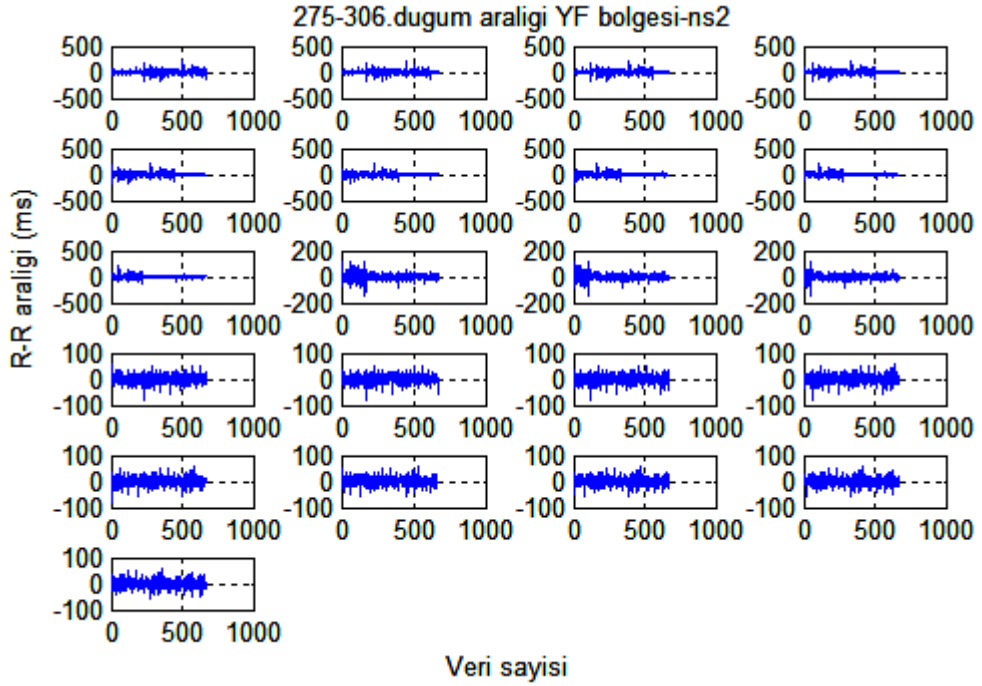
Şekil 4.12. Miyokard iskemi tanılı veri için DPD ile hesaplanan 5 düğüm uzunluğundaki pencerelerin ard arda birer düğüm kaydırılmasıyla oluşturulan 11 farklı AF bölgesinin R-R aralığı



Şekil 4.13. Normal sinüs ritimli veri için DPD ile hesaplanan 5 düğüm uzunluğundaki pencerelerin ard arda birer düğüm kaydırılmasıyla oluşturulan 11 farklı AF bölgesinin R-R aralığı



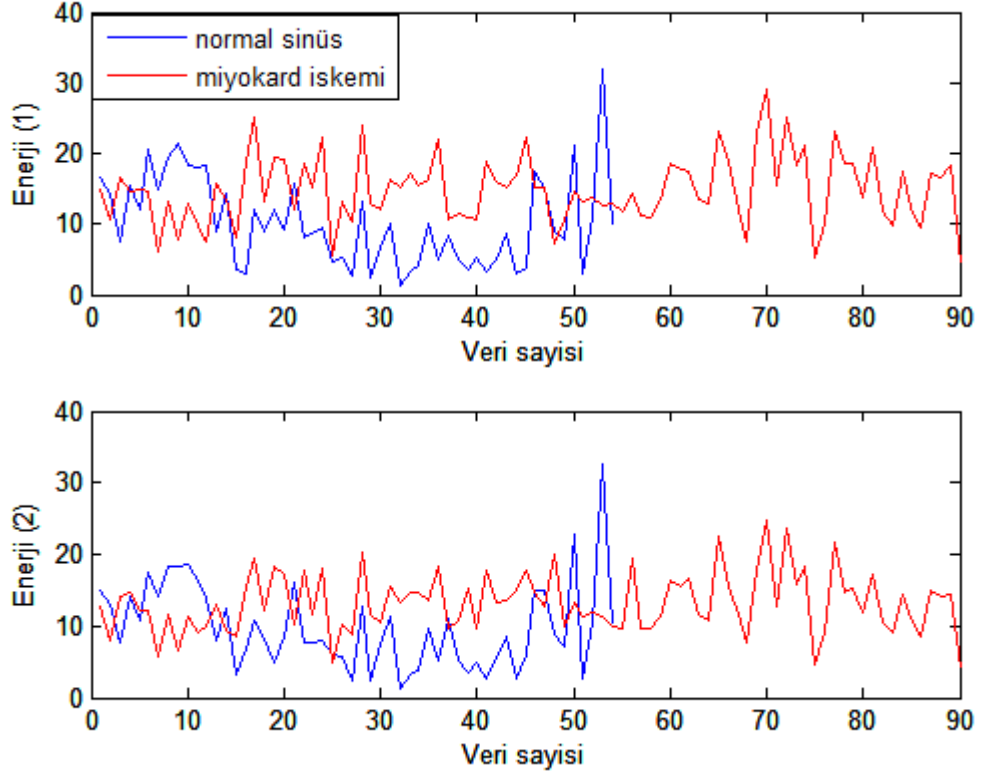
Şekil 4.14. Miyokard iske mi tanı lı veri için DPD ile hesaplanan 12 dü ğüm uzunlu ğundaki pencerelerin ard arda birer dü ğüm kaydırılmasıyla olu şturulan 21 farklı YF bölgesinin R-R aralı ğı

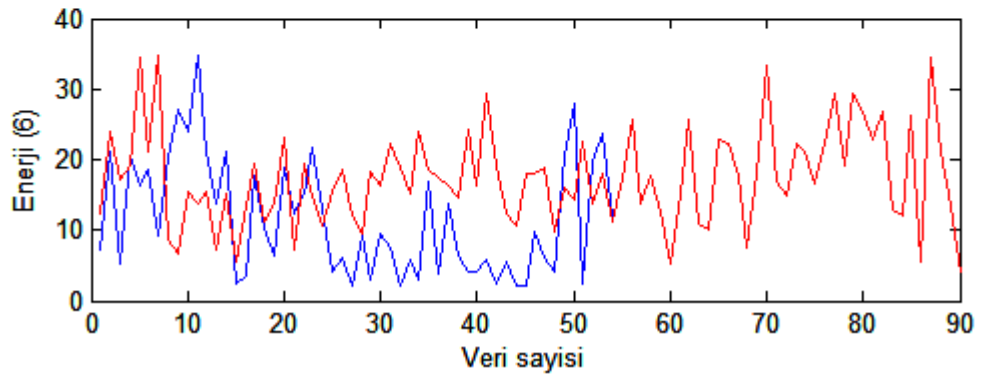
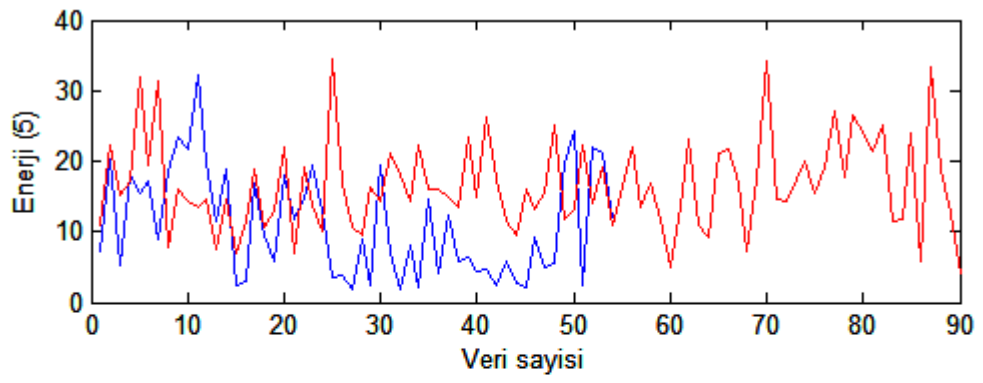
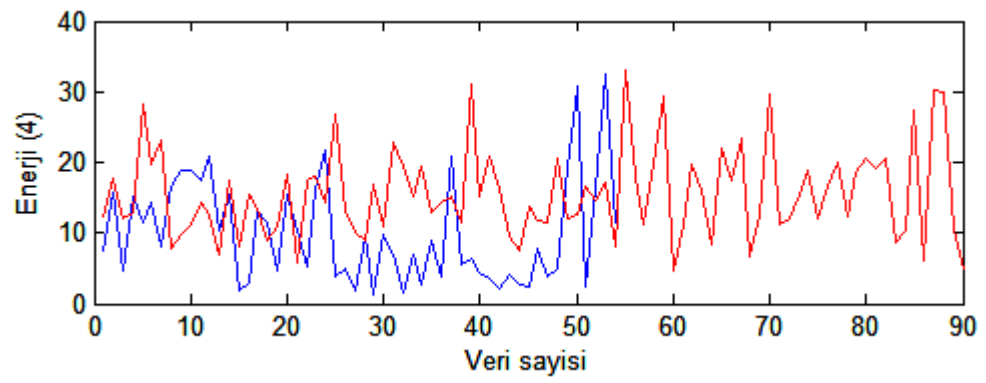
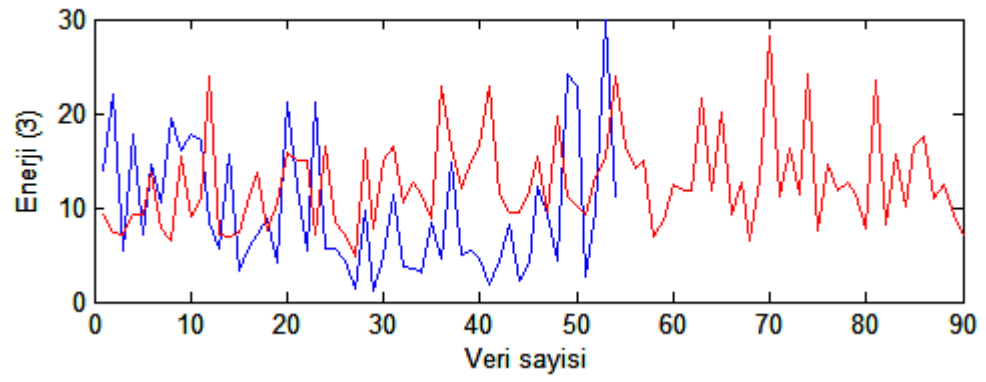


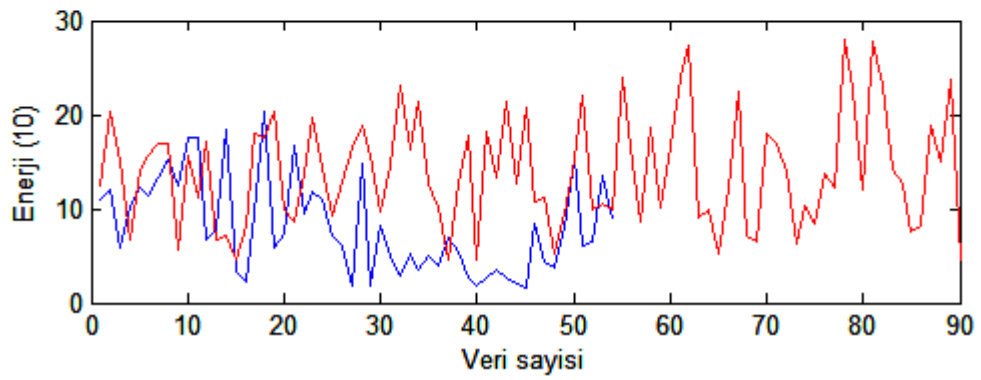
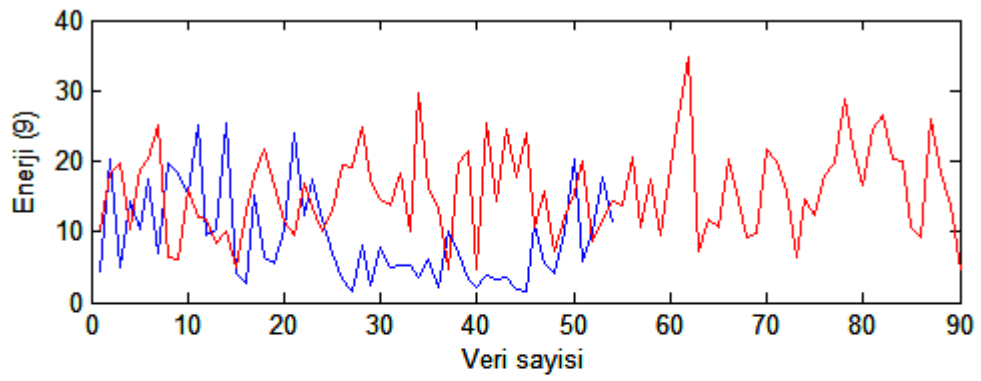
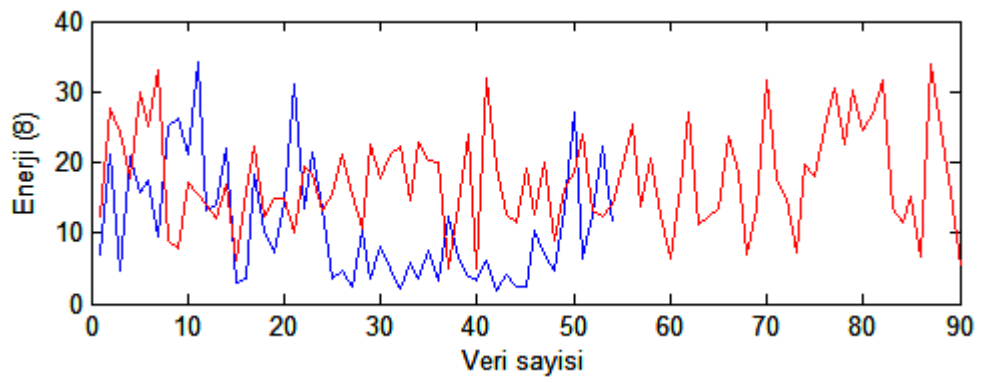
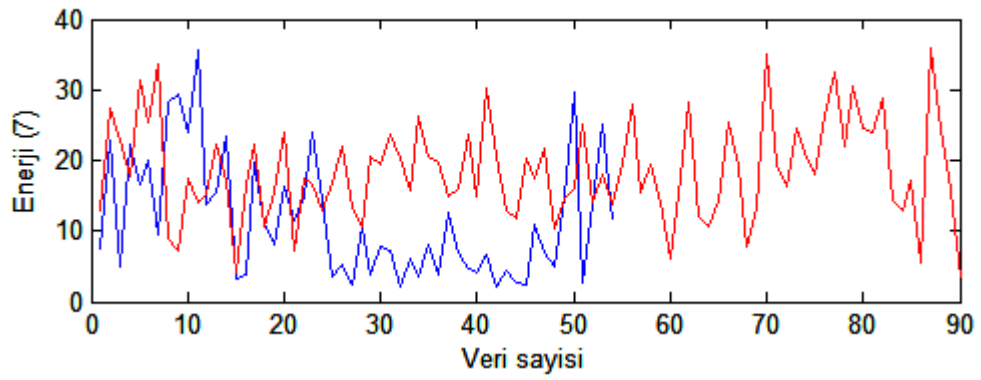
Şekil 4.15. Normal sinüs ritimli veri için DPD ile hesaplanan 12 dü ğüm uzunlu ğundaki pencerelerin ard arda birer dü ğüm kaydırılmasıyla olu şturulan 21 farklı YF bölgesinin R-R aralı ğı

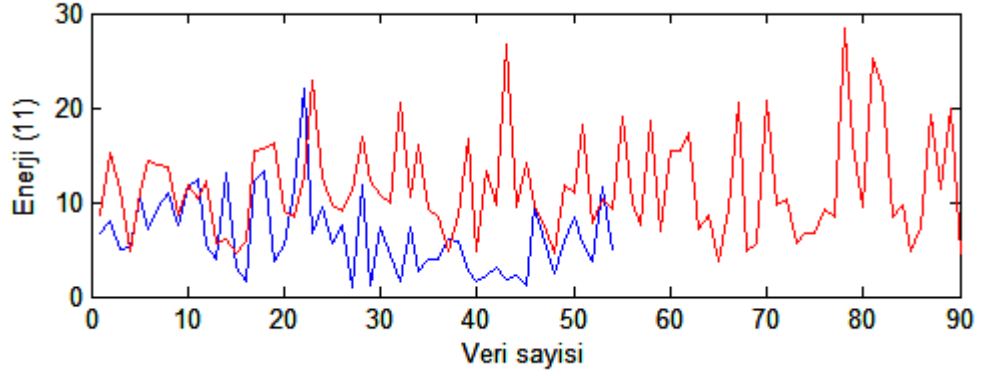
Miyokard iskemi tanımlı ve normal sinüs ritimli iki farklı verinin Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4’ de belirtilen düğüm aralıkları ile elde edilen AF ve YF bölgesi enerji grafikleri Şekil 4.16 ve Şekil 4.17’ de görülmektedir.

AF bölgesi enerji değeri grafikleri









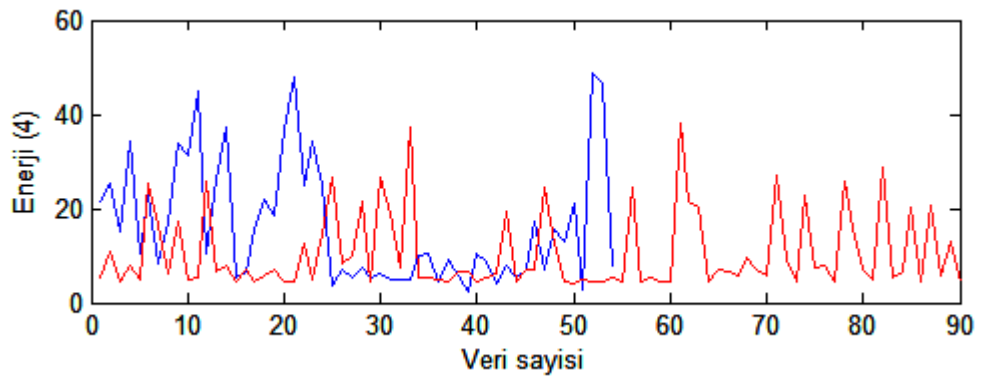
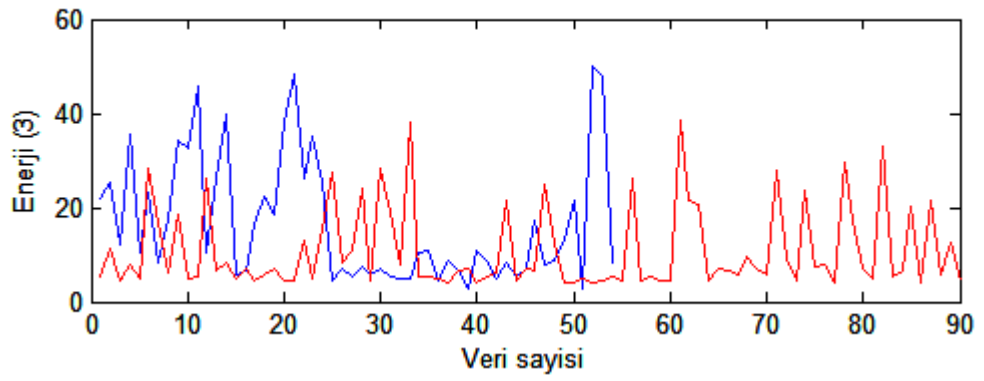
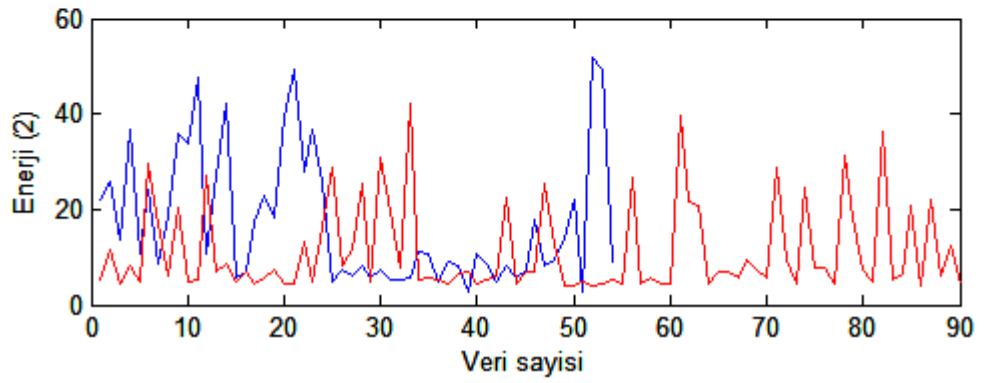
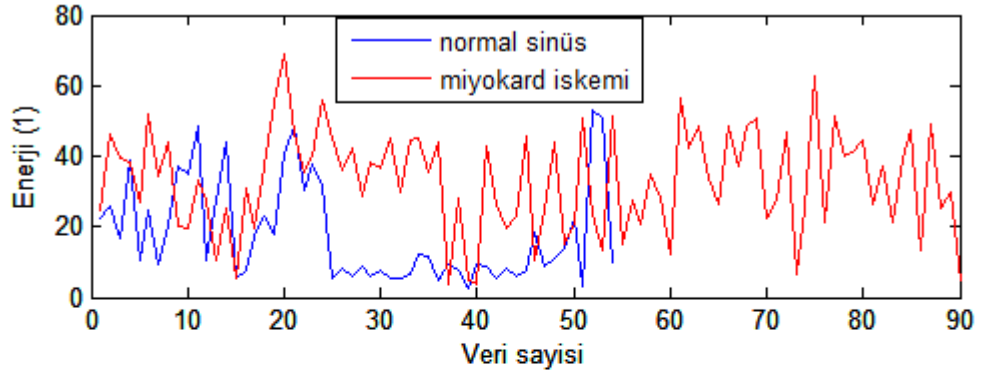
Şekil 4.16. Miyokard iskemi tanılı ve normal sinüs ritimli iki farklı veri için DPD ile hesaplanan 5 düğüm uzunluğundaki pencerelerin ard arda birer düğüm kaydırılmasıyla oluşturulan 11 farklı AF bölgesinin enerji karşılaştırılması

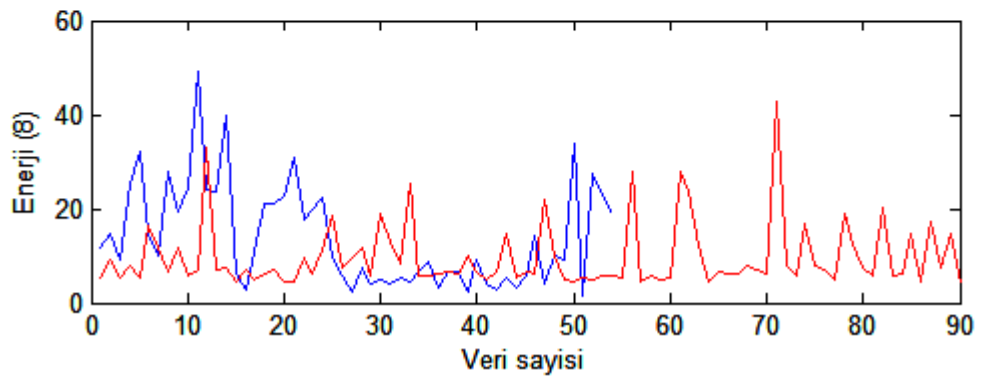
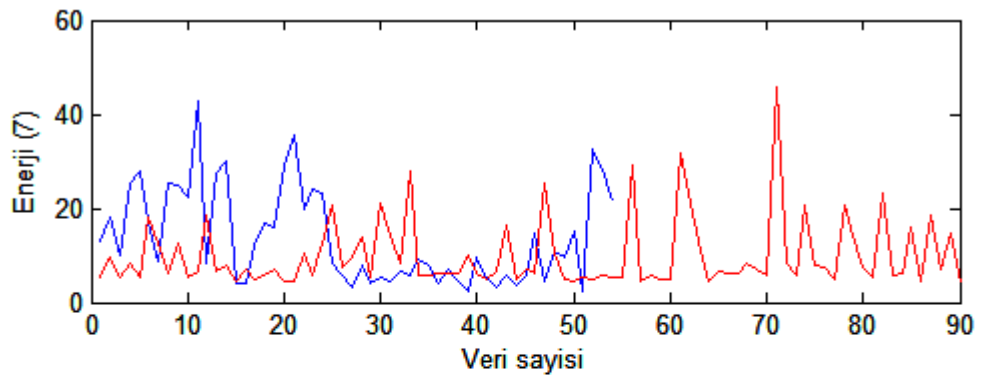
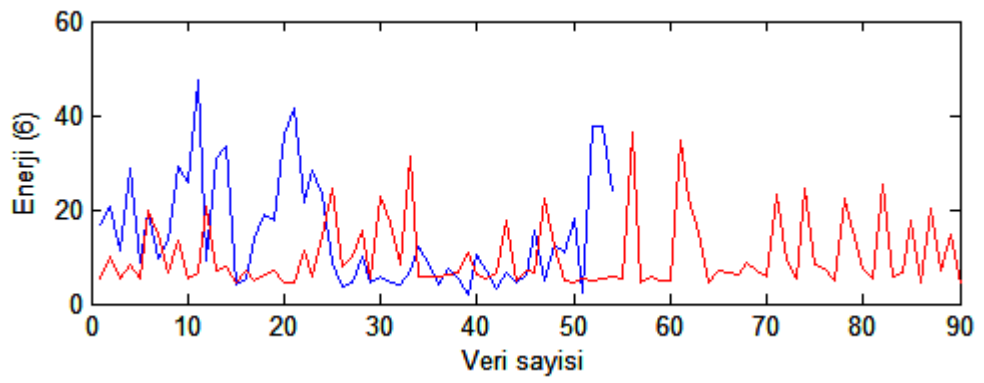
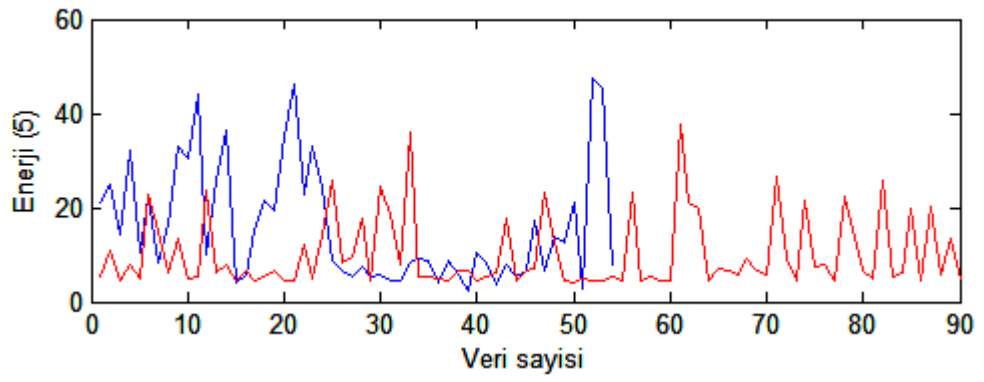
Alçak frekans bölgesinde elde edilen 11 farklı pencere için enerji değerleri her 2 kayıt grubu için aşağıda belirtilmiştir. Miyokard iskemi tanılı kayıtların ortalama enerjisi 15,27 iken normal sinüs ritimli kayıtların ortalama enerji değeri 9,93' tür (Çizelge 4.5, Şekil 4.16).

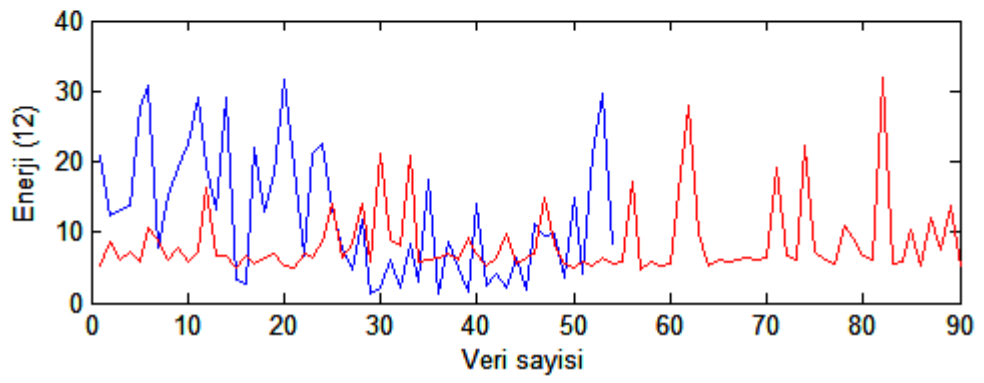
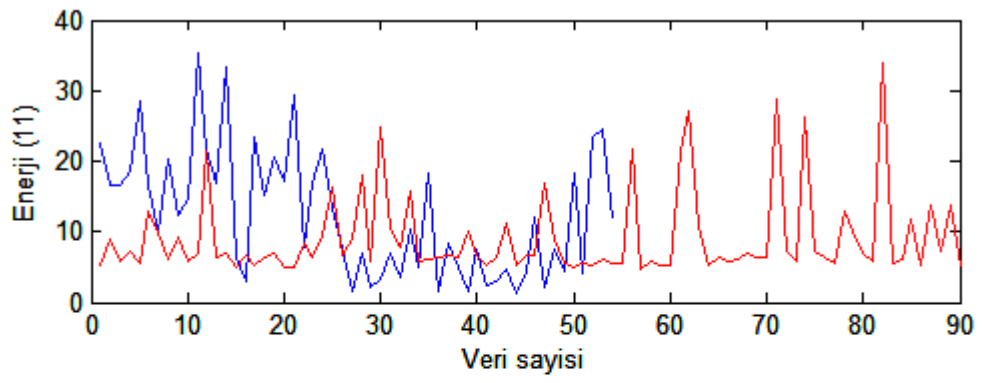
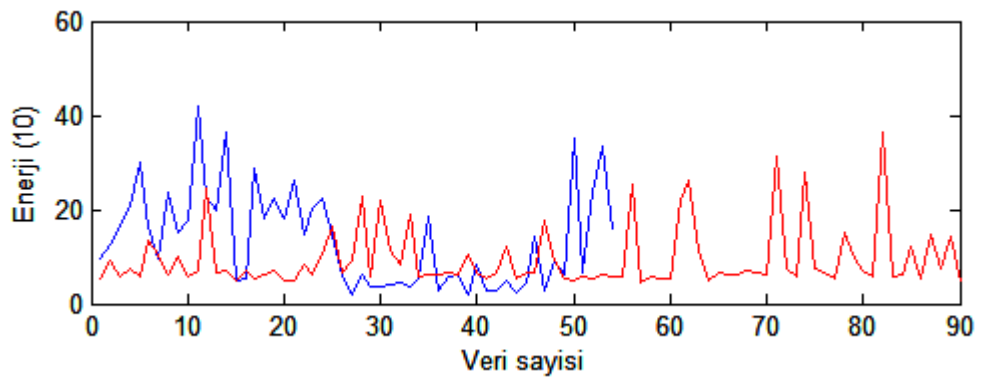
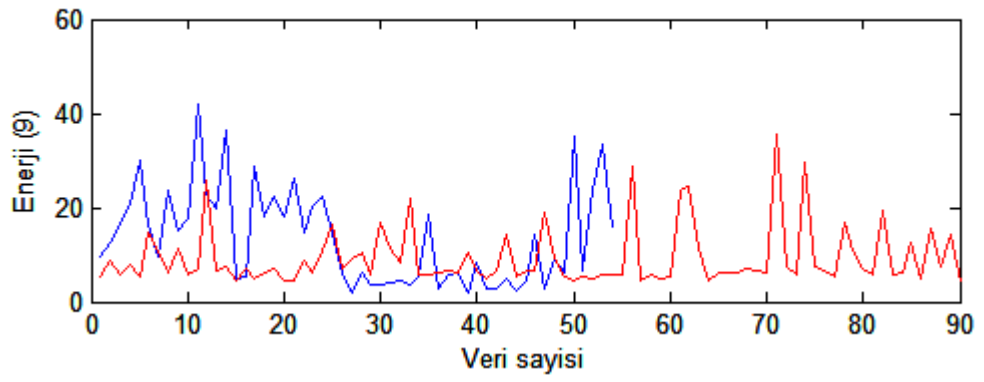
Çizelge 4.5. AF bölgesinde oluşturulan 11 pencerenin ortalama enerji değerleri

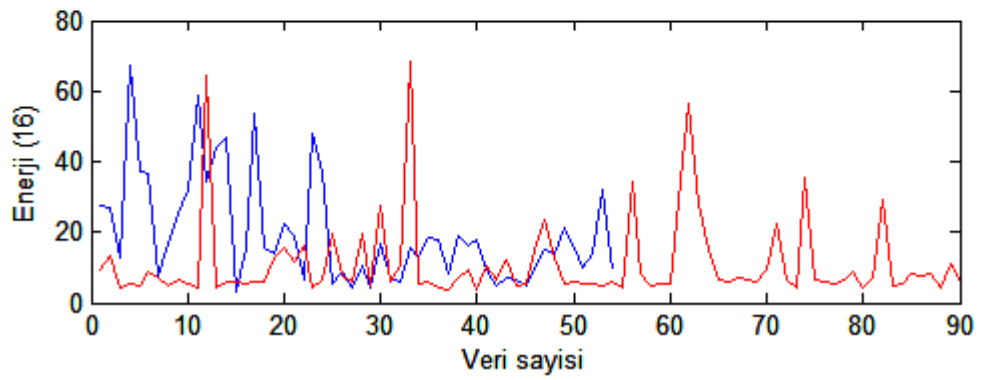
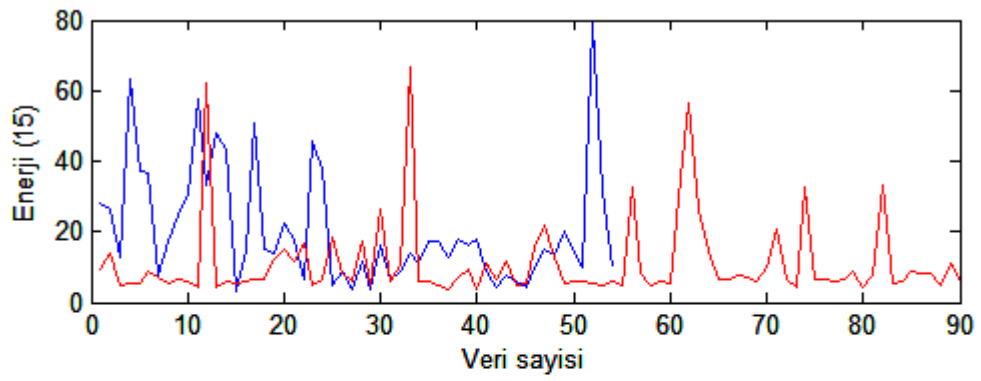
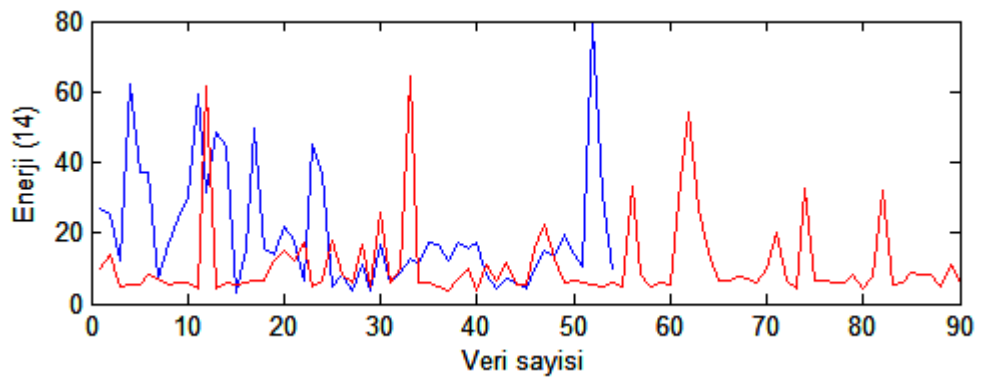
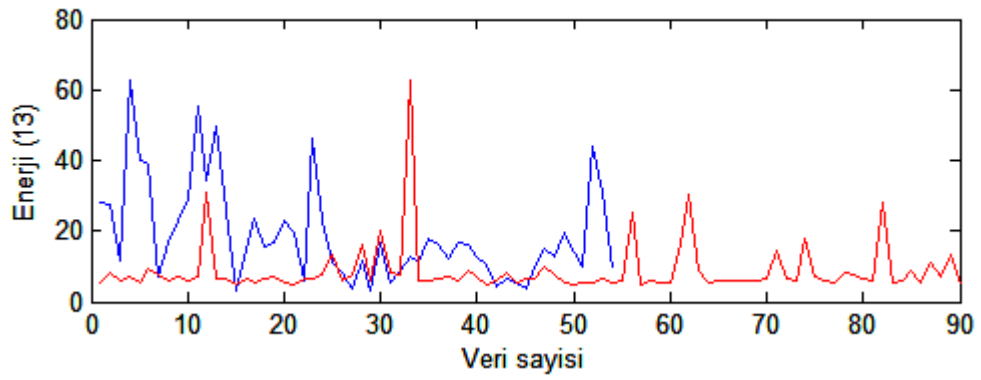
Alçak Frekans Bölgesi					
Pencere No	Miyokard İskemi Tanılı Verilerin Ortalama Enerji Değeri	Normal Sinüs Ritimli Verilerin Ortalama Enerji Değeri	Pencere No	Miyokard İskemi Tanılı Verilerin Ortalama Enerji Değeri	Normal Sinüs Ritimli Verilerin Ortalama Enerji Değeri
1	14,86	10,21	7	18,56	11,69
2	13,23	9,71	8	17,63	11,25
3	12,64	9,72	9	15,77	9,31
4	15,59	10,03	10	14,02	8,13
5	16,65	11,07	11	11,63	6,47
6	17,43	11,63	ortalama	15,27	9,93

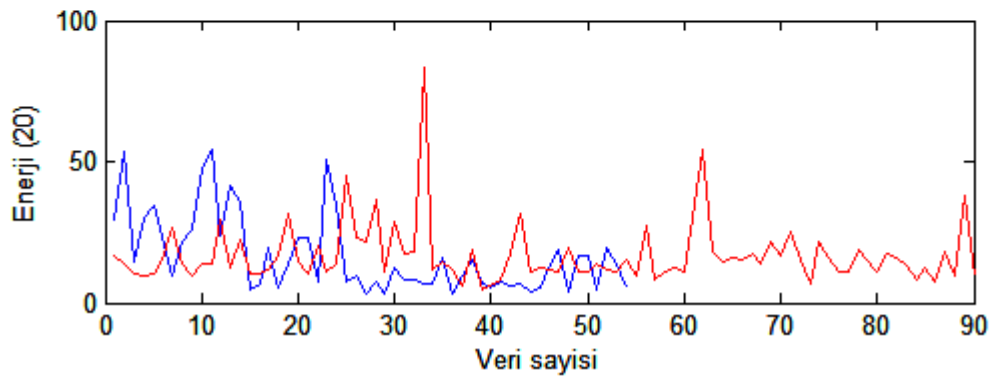
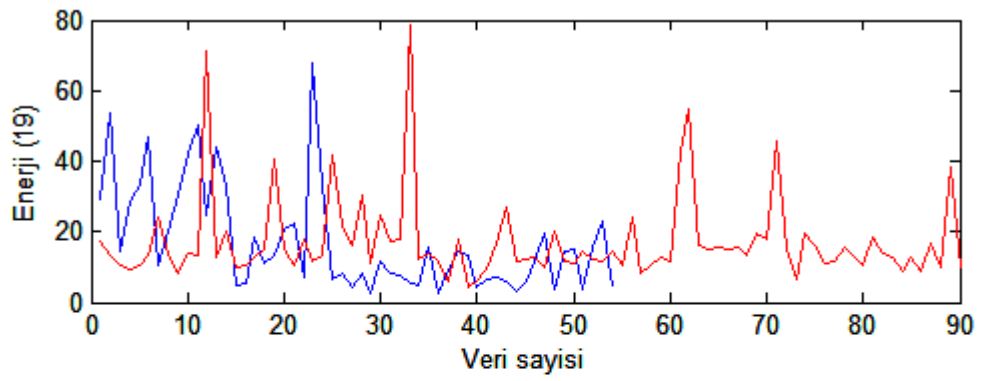
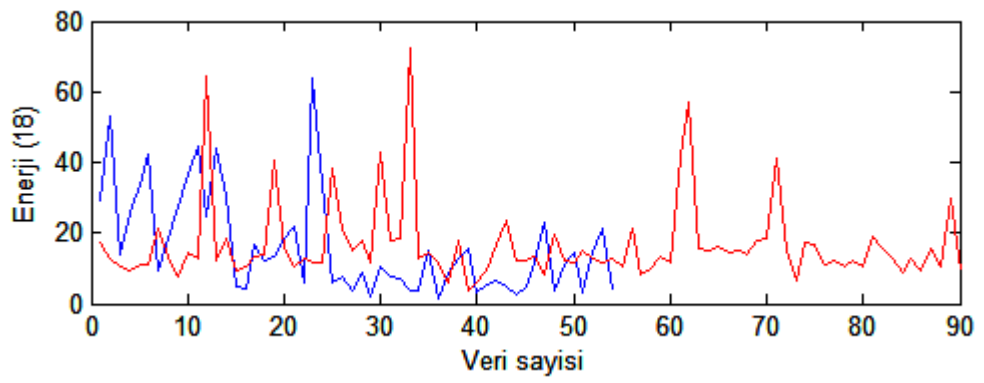
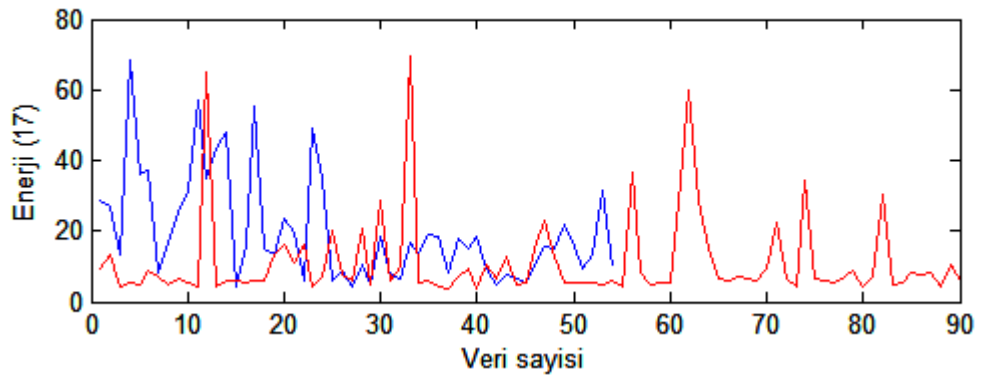
YF bölgesi enerji değeri grafikleri

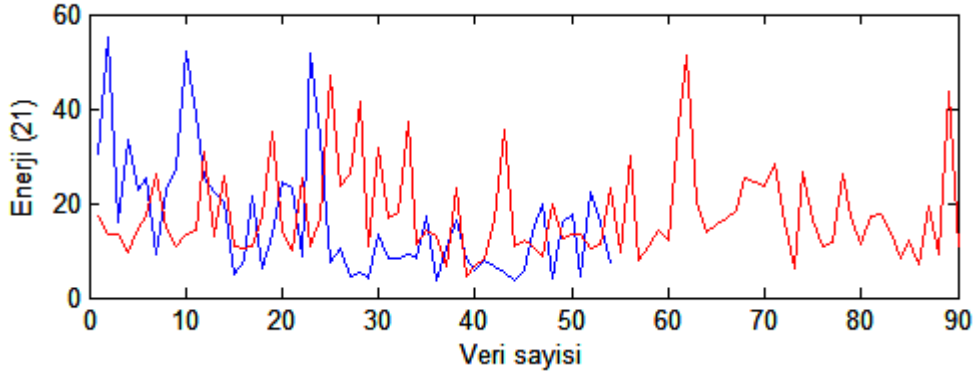












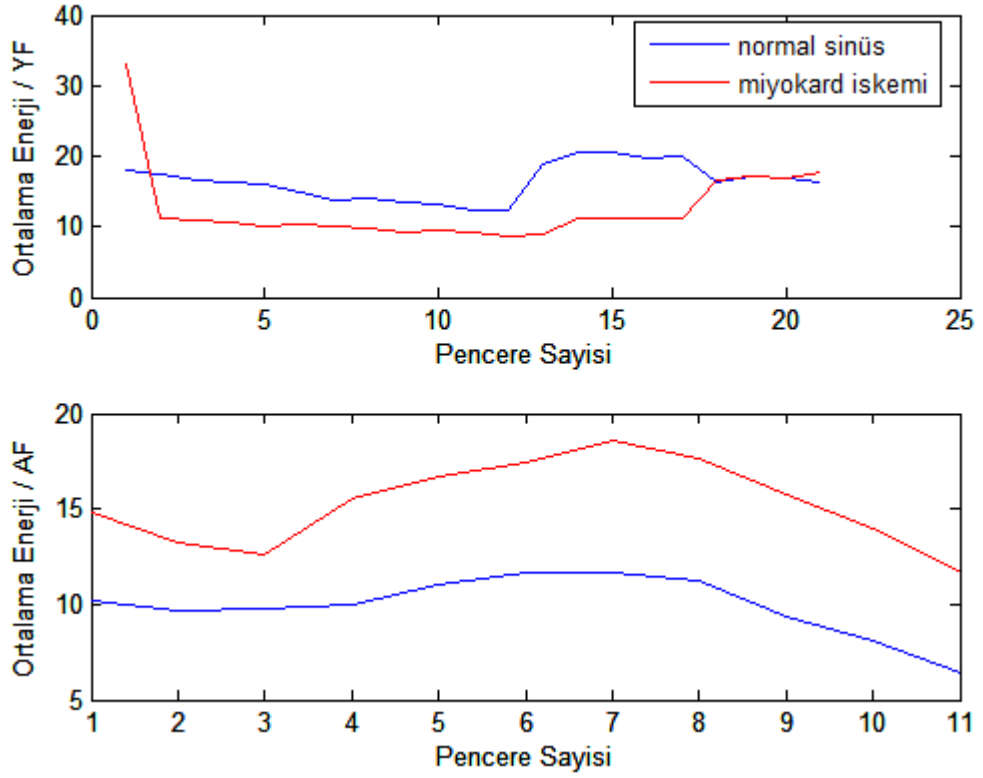
Şekil 4.17. Miyokard iskemi tanılı ve normal sinüs ritimli iki farklı veri için DPD ile hesaplanan 12 düğüm uzunluğundaki pencerelerin ard arda birer düğüm kaydırılmasıyla oluşturulan 21 farklı AF bölgesinin enerji karşılaştırılması

Yüksek frekans bölgesinde elde edilen 21 farklı pencere için enerji değerleri her 2 kayıt grubu için aşağıda belirtilmiştir. Miyokard iskemi tanılı kayıtların ortalama enerjisi 12,61 iken normal sinüs ritimli kayıtların ortalama enerji değeri 16,46' dır (Çizelge 4.6, Şekil 4.17).

Çizelge 4.6. YF bölgesinde oluşturulan 21 pencerenin ortalama enerji değerleri

Yüksek Frekans Bölgesi					
Pencere No	Miyokard İskemi Tanılı Verilerin Ortalama Enerji Değeri	Normal Sinüs Ritimli Verilerin Ortalama Enerji Değeri	Pencere No	Miyokard İskemi Tanılı Verilerin Ortalama Enerji Değeri	Normal Sinüs Ritimli Verilerin Ortalama Enerji Değeri
1	33,07	18,03	12	8,54	12,43
2	11,23	17,37	13	8,84	18,94
3	10,87	16,73	14	11,16	20,45
4	10,56	16,45	15	11,22	20,71
5	10,15	16,05	16	11,22	19,84
6	10,32	14,96	17	11,34	20,06
7	9,99	13,78	18	16,71	16,26
8	9,69	14,00	19	17,27	17,26
9	9,28	13,58	20	16,96	16,74
10	9,47	13,15	21	17,72	16,44
11	9,14	12,47	ortalama	12,61	16,46

AF ve YF bölgesi ortalama enerji değeri grafikleri



Şekil 4.18. Miyokard iskemi tanısı ve şüphesi olan 90 hasta ve normal sinus ritimli 54 kişinin AF ve YF bölgesi ortalama enerji değeri

AF bölgesinde 5 düğüm ve YF bölgesinde 12 düğüm uzunluğunda oluşturulan pencerelerin her kayıt için ortalama enerji değerleri Şekil 4.18 ile ifade edilmiştir. Miyokard iskemi tanılı kayıtlar ile normal sinus ritimli kayıtlar arasında belirleyici farklar görülmektedir (Çizelge 4.5, Çizelge 4.6).

Çizelge 4.5 ve Çizelge 4.6’ da her pencere için belirtilen enerji değerleri kullanılarak; AF bölgesindeki her pencerenin enerji değeri YF bölgesindeki 21 pencerenin enerji değeri ile orantılanarak her pencere için 11x21 farklı sempatovalgal denge değeri elde edilmiştir (Çizelge 4.7, Çizelge 4.8). AF bölgesindeki her pencere ile YF bölgesinin 1. penceresi oranıyla hesaplanan SD değeri hariç miyokard iskemi tanılı verilerin her pencere için AF/YF değeri, normal sinüs ritimli SD değerinden ayırt edici ölçüde fazladır.

Çizelge 4.7. Miyokard iskemi tanılı verilerden elde edilen farklı pencerelerin SD değerleri

Miyokard İskemi Tanılı Veriler İçin Sempatovalgal Denge											
AF/YF	AF1	AF2	AF3	AF4	AF5	AF6	AF7	AF8	AF9	AF10	AF11
YF1	0,45	0,40	0,38	0,47	0,50	0,53	0,56	0,53	0,48	0,42	0,35
YF2	1,32	1,18	1,13	1,39	1,48	1,55	1,65	1,57	1,40	1,25	1,04
YF3	1,37	1,22	1,16	1,43	1,53	1,60	1,71	1,62	1,45	1,29	1,07
YF4	1,41	1,25	1,20	1,48	1,58	1,65	1,76	1,67	1,49	1,33	1,10
YF5	1,46	1,30	1,25	1,54	1,64	1,72	1,83	1,74	1,55	1,38	1,15
YF6	1,44	1,28	1,22	1,51	1,61	1,69	1,80	1,71	1,53	1,36	1,13
YF7	1,49	1,32	1,27	1,56	1,67	1,75	1,86	1,76	1,58	1,40	1,16
YF8	1,53	1,36	1,30	1,61	1,72	1,80	1,91	1,82	1,63	1,45	1,20
YF9	1,60	1,43	1,36	1,68	1,79	1,88	2,00	1,90	1,70	1,51	1,25
YF10	1,57	1,40	1,33	1,65	1,76	1,84	1,96	1,86	1,66	1,48	1,23
YF11	1,63	1,45	1,38	1,71	1,82	1,91	2,03	1,93	1,72	1,53	1,27
YF12	1,74	1,55	1,48	1,83	1,95	2,04	2,17	2,06	1,85	1,64	1,36
YF13	1,68	1,50	1,43	1,76	1,88	1,97	2,10	1,99	1,78	1,59	1,32
YF14	1,33	1,19	1,13	1,40	1,49	1,56	1,66	1,58	1,41	1,26	1,04
YF15	1,32	1,18	1,13	1,39	1,48	1,55	1,65	1,57	1,41	1,25	1,04
YF16	1,32	1,18	1,13	1,39	1,48	1,55	1,65	1,57	1,41	1,25	1,04
YF17	1,31	1,17	1,11	1,38	1,47	1,54	1,64	1,55	1,39	1,24	1,03
YF18	0,89	0,79	0,76	0,93	1,00	1,04	1,11	1,05	0,94	0,84	0,70
YF19	0,86	0,77	0,73	0,90	0,96	1,01	1,07	1,02	0,91	0,81	0,67
YF20	0,88	0,78	0,74	0,92	0,98	1,03	1,09	1,04	0,93	0,83	0,69
YF21	0,84	0,75	0,71	0,88	0,94	0,98	1,05	0,99	0,89	0,79	0,66

Çizelge 4.8. Normal Sinüs Ritimli verilerden elde edilen farklı pencerelerin SD değerleri

Normal Sinüs Ritimli Veriler İçin Sempatovagal Denge											
AF/YF	AF1	AF2	AF3	AF4	AF5	AF6	AF7	AF8	AF9	AF10	AF11
YF1	0,57	0,54	0,54	0,56	0,61	0,65	0,65	0,62	0,52	0,45	0,36
YF2	0,59	0,56	0,56	0,58	0,64	0,67	0,67	0,65	0,54	0,47	0,37
YF3	0,61	0,58	0,58	0,60	0,66	0,70	0,70	0,67	0,56	0,49	0,39
YF4	0,62	0,59	0,59	0,61	0,67	0,71	0,71	0,68	0,57	0,49	0,39
YF5	0,64	0,60	0,61	0,62	0,69	0,72	0,73	0,70	0,58	0,51	0,40
YF6	0,68	0,65	0,65	0,67	0,74	0,78	0,78	0,75	0,62	0,54	0,43
YF7	0,74	0,70	0,71	0,73	0,80	0,84	0,85	0,82	0,68	0,59	0,47
YF8	0,73	0,69	0,69	0,72	0,79	0,83	0,84	0,80	0,67	0,58	0,46
YF9	0,75	0,71	0,72	0,74	0,82	0,86	0,86	0,83	0,69	0,60	0,48
YF10	0,78	0,74	0,74	0,76	0,84	0,88	0,89	0,86	0,71	0,62	0,49
YF11	0,82	0,78	0,78	0,80	0,89	0,93	0,94	0,90	0,75	0,65	0,52
YF12	0,82	0,78	0,78	0,81	0,89	0,94	0,94	0,90	0,75	0,65	0,52
YF13	0,54	0,51	0,51	0,53	0,58	0,61	0,62	0,59	0,49	0,43	0,34
YF14	0,50	0,47	0,48	0,49	0,54	0,57	0,57	0,55	0,46	0,40	0,32
YF15	0,49	0,47	0,47	0,48	0,53	0,56	0,56	0,54	0,45	0,39	0,31
YF16	0,51	0,49	0,49	0,51	0,56	0,59	0,59	0,57	0,47	0,41	0,33
YF17	0,51	0,48	0,48	0,50	0,55	0,58	0,58	0,56	0,46	0,41	0,32
YF18	0,63	0,60	0,60	0,62	0,68	0,72	0,72	0,69	0,57	0,50	0,40
YF19	0,59	0,56	0,56	0,58	0,64	0,67	0,68	0,65	0,54	0,47	0,37
YF20	0,61	0,58	0,58	0,60	0,66	0,69	0,70	0,67	0,56	0,49	0,39
YF21	0,62	0,59	0,59	0,61	0,67	0,71	0,71	0,68	0,57	0,49	0,39

5. TARTIŞMA

Bu tezde miyokard iskemi tanılı ve normal sinüs ritimli 2 farklı veri grubuna uygulanan ektojik yok etme ve interpolasyon işlemleri ardından enerji değerleri elde edilmiştir. AF ve YF bölgesindeki enerji değerleri kullanılarak sempatovagal denge değerlerine ulaşılmıştır. Bu işlemler temel işaret analiz unsurlarını kapsamaktadır ve elektro kardiyolojide farklı noktalara uygulanabilecek niteliktedir. Bu temel analiz yöntemi, dolaşım ve sinir sistemi arasındaki bağlantının çözülmesine katkıda bulunmaktadır.

Bu çalışmada miyokard iskemi tanısı ve şüphesi olan hasta dataları ile normal sinüs ritimli datalar kullanılarak sempatovagal denge analizleri karşılaştırılmıştır. Bu analizler için spektrum kestirim metotlarından parametrik ve parametrik olmayan metotlar mevcut datalara uygulanmış, sempatovagal dengeyi tanımlayan frekans bandında etkinleri test edilmiş ve ayırt edici özellikler tespit edilememiştir. 2 kayıt grubu için ADD, DPD ve pencereleme ile DPD analizleri yapılarak iki grubu ayırt etmemize yarayacak enerji ve SD değerleri elde edilmiştir. Bu değerler karşılaştırıldığında hasta grubun enerji değerlerinin normal sinüs ritimli gruptan oldukça fazla olduğu görülmüştür. Bu sonuç hasta grup için sempatik etkinin arttığını kanıtlamaktadır.

Bu tezde kullanılan DPD' de enerji analizine bağlı pencereleme ve ilgili pencerelerin SD değerlerinin ortalamasını alarak karşılaştırma işlemi farklı hasta grubuna ait KHD analizlerine uyarlanabilecek özelliktedir. Bu tez de sunulan metotla farklı hastalık grupları için de SD değerlerinin analiz edilmesi ve farklı daha küçük etkin frekans bantlarının araştırılması mümkün olacaktır.

6. SONUÇ

Spektrum kestirim analizlerinde; parametrik güç spektrum kestirimi, spektral kaçak problemi olan parametrik olmayan metotlardan daha iyi bir frekans çözünürlüğü elde etmemizi sağlamaktadır. Ancak miyokard iskemi tanılı hasta ve normal sinüs ritimli kişi üzerindeki karşılaştırmalarda sempatovagal denge değişimini ifade eden frekans bandının çok dar bir aralıkta olması nedeniyle 2 kayıt grubu için ayırt edici ve genel bir sonuç yakalamak mümkün olmamıştır. Bu nedenle tüm datalar dalgacık dönüşümü ve dalgacık paket dönüşümü ile yeniden analiz edilerek daha etkili ve kesin sonuçlara ulaşmak hedeflenmiştir.

90 adet miyokard iskemi tanılı data ve 48 adet normal sinüs ritimli dataların ektopikleri yok edilerek ADD ile analiz edilmiştir. 8 seviyeli db4 daubechies dalgacıkları kullanılan analizde elde edilen D1-D8 detay bileşenlerinden D5 ve D6 AF bandı için, D3 ve D4 bileşeni YF bandı için belirleyicidir. Yaklaşım ve detay bileşenleri elde edilen dataların enerji değerleri hesaplanmıştır ve maksimum enerji değerine göre normalize edilmiştir. AF ve YF bandı için belirleyici olan bileşenlerin enerji oranları yardımıyla sempatovagal denge değerine ulaşılmıştır (EK 1-2). Miyokard iskemi tanılı 90 adet veri için ortalama sempatovagal denge $3,34 \pm 1,73$ iken normal sinüs ritimli 48 adet kayıt için bu oran $1,95 \pm 1,25$ olarak tespit edilmiştir. Bu sonuçla birlikte miyokard iskemi tanılı hastalarda AF/YF enerji oranının yükseldiği gözlemlenmiştir. AF/YF enerji oranının artması hastalık durumunda sempatik etkinin arttığını, parametrik etkinin azaldığını göstermektedir.

Aynı kayıtlara uygulanan 8 seviyeli dalgacık paket dönüşümü ile $w_{8,0}(255) - w_{8,255}(510)$ olarak ifade edilen 256 düğümlü geniş bir analiz alanı üzerinde çalışılmıştır. DPD' de $w_{8,5} - w_{8,19}$ düğüm aralıkları AF bandını, $w_{8,20} - w_{8,51}$ düğüm aralıkları YF bandını ifade etmektedir. 260-274 aralığındaki düğümlerin enerji toplamı ile 275-306 aralığındaki düğümlerin enerji toplamı oranıyla DPD' de AF/YF enerji oranı elde edilmiştir (EK 3-4). Normalize edilen değerlerle elde edilen SD değeri, miyokard tanılı 90 adet kayıt için $2,15 \pm 1,39$ iken normal sinüs ritimli 54 kayıt için ise $0,89 \pm 0,52$ değerindedir. Elde edilen değerler ADD ile elde edilenlerden farklıdır. Bunun temel sebebi ADD' de yapılan ayrışım sonucunda 6. detay bileşeni frekans değerinin $0,03125$

Hz' den başlamasıdır. Bu değer literatürde tanımlı 0.04 Hz' lik değer oldukça aşağısındadır. DPD' deki 8 seviyeli ayrışım ile bu alt değer 0,0390625 Hz' e çekilerek literatürde tanımlı banda yaklaşılmıştır. Aynı şekilde ADD' de YF enerji değeri hesaplanırken kullanılan en yüksek frekans değeri de 0.5 Hz' de sonlanmıştır. Bu da literatüre göre 0.1 Hz' lik bir fark doğmasına neden olmaktadır. DPD' de bu değer 0,40625 Hz çekilerek 0.4 Hz' e yaklaştırılmıştır. Bunun nedeni DPD analizinde ADD' den farklı olarak detay bileşenlerinin de alt kollara ayrılmasıdır. ADD' de tüm frekans bantları analize dahil iken DPD' nin bu özelliği frekans bantlarının istenilen aralıkta seçilmesini sağlayıp alt bantlarda detaylı çalışma olanağı sağlamaktadır.

DPD' de SD değeri hesaplandıktan sonra daha küçük etkin bir frekans aralığının olup olmadığı pencereleme yöntemi ile test edilmiştir. DPD, AF bandı düğümleri (260-274) üzerinde 5 düğüm uzunluğunda, YF bandı düğümleri (275-306) üzerinde ise 12 düğüm uzunluğunda oluşturulan pencerelere uygulanmıştır (Çizelge 4.3, 4.4). Pencere AF ve YF' yi tanımlayan ilk düğümden başlamış ve bir düğüm kaydırılarak AF bölgesinde 11 adet, YF bölgesinde 21 adet pencere elde edilmiştir. Burada 11x21 pencere için sempatovagal denge değeri hesaplanmış ve DPD' de tüm frekans bandı kullanılarak elde edilen ortalama SD değerine en yakın frekans bölgeleri tespit edilmiştir. MI tanısı ve şüphesi olan hasta kayıtlarında da normal sinüs kayıtlarında da AF bölgesindeki etkin bölge 6. 7. ve 8. pencerelerde tespit edilmiştir. Bu da 0,078125-0,13281 Hz arasındaki bölgeyi kapsamaktadır. YF bölgesinde ise Mİ tanısı ve şüphesi olan hasta kayıtlarında 11. 12. ve 13. pencereler yani 285. ve 298. düğümler arasındaki 0,234375-0,34375 Hz frekans bandı ortalama yakın sonuçlar üretmiştir. Normal sinüs ritimli datalar için normale yakın SD değerleri 9., 10., 11., ve 12., pencerelerde, 283.-297. düğümler arasındaki 0,21875-0,3359 Hz' lik frekans bandında elde edilmiştir. 13. penceredeki 0,3359-0,34375 Hz arasındaki bandın SD hesaplanmasında kullanılmasıyla normal sinüs ritimli datalar için SD, ortalama değerden oldukça uzaklaşmaktadır. Halbuki bu frekans değeri Mİ hastalarında hala etkindir. 0,21875-0,234375 Hz frekans bandı ise NS datalarında etkinken Mİ hastalarında SD değerini ortalama değerden uzaklaştırmaktadır (EK-5).

AF bandında oluşturulan 11 adet pencerenin enerjisi hasta kayıtlarında 11,63-18,56 aralığında normal sinüs ritimli verilerinde ise 6,47-11,69 aralığındadır. Enerji

değerleri YF bandındaki 21 adet pencere için hasta kayıtlarında 8,54-33,07 aralığında iken normal sinüs ritmli verilerde 12,43-20,71 aralığındadır (Çizelge 4.5, Çizelge 4.6). 2 farklı kayıt grubu için elde edilen enerji farkı hastalık için belirleyici bir özellik teşkil etmektedir (Şekil 4.18). Aynı farklılık ortalama SD değeri için de geçerli olup, enerji değerleri ve SD değerleri kullanılarak Mİ hastalarını ve normal sinüs ritmli dataları birbirinden ayırmak ve hasta grubunu bu değerler üzerinden tespit etmenin mümkün olduğu kullanılan metot ile kanıtlanmıştır. Mİ hastalarına SD denge değerinin daha yüksek olduğu ve dolayısıyla bir sempatik baskınlık analizlerle tespit edilmiştir.

7. KAYNAKLAR

ACHARYA, U. R., JOSEPH, K. P., KANNATHAL, N., LIM, C. M., SURI, J. S. 2006. Heart Rate Variability: a review, Med. Bio. Eng. Comput. 44:1031-1051.

AKIN, M., KIYMIK, M.K. 2000. Application of Periodogram and AR Spectral Analysis to EEG Signals. Journal of Medical Systems. 24(4):247–256.

AKMAN, H. 2006. EKG ve Anestezi. Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ABD.

ALKAN, A. 2006. EEG İşaretlerinin ayrıştırılmasında Alt uzay Yöntemlerinin Kullanılması

ALPASLAN, M. 2010. İskemi ve İnfarktüs. www.doktorekg.com.

BAYKAL, Y., ÖZKAN, M. 2010. Miyokard İnfarktüsü ve Tedavisi. <http://www.belgeler.com/blg/1lps/myokard-infarktusu-ve-tedavisi>.

BAYSOY, E. 2009. Katetere Dayalı Kalp Haritalamasında Konumsal Aradeğerleme ve İstatistiksel Kestirim Yöntemlerinin Kullanılması. Başkent Üniversitesi. Yüksek Lisans Tezi.

BİLGİN, S. 2008. Kalp Hızı Değişkenliğinin Dalgacık Dönüşümü ve Yapay Sinir Ağları Kullanılarak Analizi. Doktora Tezi.

BİLGİN, S., ÇOLAK Ö.H., KÖKLÜKAYA, E., ARI, N. 2008. Efficient solution for frequency band decomposition problem using wavelet packet in HRV. Digital Signal Processing 18 (2008) 892-899.

BOZKURT, M.R. 2007. EMG İşaretlerinin Modern Yöntemlerle Önışlenmesi ve Sınıflandırılması. Doktora Tezi. Sakarya Üniversitesi.

CANAN, S. 2004. Elektrokardiyografi. Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi. Fiziyojji Anabilim Dalı.

ÇANKAYA, O. 2008. <http://www.baskent.edu.tr>. Elektrokardiyografi (EKG).

ÇOLAK Ö.H. 2008. An efficient method for correction of ectopic beats in R-R intervals. Fluctuation and Noise Letters Vol. 8, Nos. 3-4 (2008) L359-L368.

ÇOLAK Ö.H. 2009. Preprocessing effects in time-frequency distributions and spectral analysis of heart rate variability. Digital Signal Processing 19 (2009) 731-739.

DAUBECHIES, I. 1992. Ten Lectures on Wavelets, Society for Industrial and Applied Mathematics, Philadelphia, Pennsylvania.

EMRE, C. 2011. Elektrokardiyografi. <http://anesteziseminerleri.com/ecg.html>

- GEDİK, H.Ü., 2005. Otonom Sinir Sistemi. <http://www.acilveilkyardim.com>.
- GOSWAMI J, C., CHAN A. K. 1999. Fundamentals of Wavelets Theory, Algorithm and Applications, John Wiley & Sons, USA.
- GÜMÜŞ, İ. 2003. EKG Sinyallerinin Wavelet Analizi. Uludağ Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Elektronik Mühendisliği Bölümü, Lisans Tezi. Bursa.
- HAYES, M.H. 1996. Statistical Digital Signal Processing and Modelling. New York.
- LEVY, M.N., MARTIN, P.J. 1979. Neural control of the heart, In: Berne R.M. (ed.): Handbook of Physiology, Section 2, Vol. 1, Bethesda, Md: Am. Physiol. Soc., 581-620.
- LYNN, A.P., FUERST, W. 2004. Introductory Digital Signal Processing with Computer Applications, 2nd Ed. England, John Wiley and Sons.
- MISITI, M., MISITI, Y., OPPENHEIM, G., POGGI, J. M. 1997-2002. Wavelet Toolbox for use with MATLAB, User's Guide, The Mathworks Inc.
- MITRA, S.K., KAISER, J.F. 1993. Handbook for Digital Signal Processing. New York, John Wiley and Sons.
- PEHLİVAN, F. 2004. Biyofizik, Hacettepe-Tas, 3. Baskı, s.177-181.
- PROAKIS J.G., MANOLAKIS D.G. 1996. Digital Signal Processing Principles, Algorithms, And Applications, Prentice-Hall, Inc, 968 p.
- ROTHSCHILD, M., ROTHSCCHILD, A., PFEIFER, M. 1988. Temporary decrease in cardiac parasympathetic tone after acute myocardial infarction, Am. J. Cardiol. 18:637-639.
- SEMMLOW, J.L. 2004. Biosignal and Biomedical Image Processing, Matlab-Based Applications. New Jersey, CRC Pres.
- TAFLAN, G.Y. 2006. Yüksek Çözünürlük için Tayf Kestirim Yöntemleri. Yüksek Lisans Tezi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi. Samsun.
- TOPRAK, İ.B. 2007. EEG Sinyallerinin Dalgacık Dönüşümü ve Yapay Sinir Ağları ile Analizi. Yüksek Lisans Tezi. Isparta.
- TORTORA, G.J., GRABOWSKI, S.R. 2000. Principles of anatomy and physiology, New York: John Wiley & Sons, Inc. 9th ed.
- ULUTAŞ, İ. 1977. Dolaşım Sistemi ve İç Salgı Bezlerinin Anatomisi, 3. Baskı.

YAZGAN, E., KORÜREK, M. 1996. Tıp Elektronikü. İTÜ Rektörlüğü Yayınları. İstanbul.

YILDIRIM, E. 2011. Dolaşım Sistemi. www.canlıbilimi.com

8. EKLER

EK-1 Normal sinüs ritimli verilerin ADD ile elde edilen enerji ve SD değerleri

ADD/normal sinüs ritimli kayıtlar		Enerji / D5	Enerji / D6	Enerji / D3	Enerji / D4	SD
1	ns1	1211246,32	1231441,36	221457,57	478937,52	3,49
2	ns2	4015357,65	3043345,98	404335,03	899206,54	5,42
3	ns3	9430915,54	6190961,54	6507700,84	8391535,00	1,05
4	ns4	5494617,80	5818157,71	1440907,52	1986350,01	3,30
5	ns5	2317832,22	3146050,34	568456,70	762436,89	4,11
6	ns6	3442738,25	2886158,23	899037,36	1360983,15	2,80
7	ns7	2109694,47	1797400,43	2580596,76	2988913,86	0,70
8	ns8	3064707,55	2756659,91	822117,84	1747911,92	2,27
9	ns9	6796852,67	7799960,90	1147935,90	2596786,42	3,90
10	ns10	7088709,08	6493170,05	1240516,67	2621123,54	3,52
11	ns11	2940795,17	2795828,56	956361,31	1448293,85	2,39
12	ns12	727593,03	1099284,21	223132,31	243394,46	3,92
13	ns13	816153,52	774975,37	236261,58	354675,13	2,69
14	ns14	2388517,47	3038392,51	1532631,33	1066525,46	2,09
15	ns15	42176544127,29	5681735077,42	272158232,46	260872921,13	89,79
16	ns16	245815771,71	181953927,50	61701520,69	303691441,62	1,17
17	ns17	3799471,13	4953144,25	1884860,48	1914162,48	2,30
18	ns18	8657700,43	7123146,42	3060636,19	3107486,86	2,56
19	ns19	619105,75	307989,14	132610,13	99100,05	4,00
20	ns20	4664018,29	3956133,96	1074542,07	2599180,93	2,35
21	ns21	2238213,55	2497034,38	1307639,69	1082981,15	1,98
22	ns22	3328134,98	4314457,78	2021495,30	2724525,19	1,61
23	ns23	1176332,85	1209009,76	246574,83	581383,74	2,88
24	ns24	1560711,85	2897465,74	2589605,27	1459690,48	1,10
25	ns25	10439873,92	4215381,16	4634111,48	9672892,16	1,02
26	ns26	5643754,94	3961207,63	6734087,32	7826336,10	0,66
27	ns27	40004616846,96	89382505714,55	523154227,93	4278904230,51	26,94
28	ns28	6002077,77	4190832,19	9008364,82	6629774,10	0,65
29	ns29	32199924255,11	12918773880,54	397357975,26	374664689,37	58,44
30	ns30	3067423,73	4183546,87	6531468,74	10458309,89	0,43
31	ns31	19661248,04	13264060,73	10114833,75	15086287,83	1,31
32	ns32	140874850998,35	734769742035,69	1214975743,79	11870442781,10	66,92
33	ns33	53498175,24	39230849,93	33459691,05	77832028,91	0,83
34	ns34	100991579,41	104652120,41	23800352,53	85967334,69	1,87
35	ns35	2916763,69	1649730,85	3926180,14	2975799,70	0,66
36	ns36	72050230,32	51723822,83	121175389,24	164492591,52	0,43
37	ns37	943192,69	1484414,42	1190831,65	906381,85	1,16
38	ns38	42115266,25	24101561,27	22143789,20	44582660,91	0,99
39	ns39	619322159,51	312072853,03	98105701,52	1003721731,13	0,85
40	ns40	6158615,86	2936609,42	6365200,84	2363223,47	1,04
41	ns41	4843504142,53	17799917651,71	160628676,95	2249646202,61	9,39

ADD/normal sinüs ritimli kayıtlar		Enerji / D5	Enerji / D6	Enerji / D3	Enerji / D4	SD
42	ns42	22594112,82	8355842,03	13561327,52	17460445,63	1,00
43	ns43	404144733,00	127691275,31	114648402,04	625232443,37	0,72
44	ns44	119441302,31	104475664,37	39020970,37	120064198,97	1,41
45	ns45	19246581284,80	4820528308,18	226259689,78	1124420290,12	17,82
46	ns46	2870179,48	4233882,23	2602612,81	1771244,46	1,62
47	ns47	12590961,23	7975742,08	3773992,60	20179807,81	0,86
48	ns48	43963049,72	12634523,75	18490452,78	29781169,14	1,17
49	ns49	26798569,01	25879508,13	5884046,89	15860598,89	2,42
50	ns50	3392692,01	1909580,72	1014933,31	1172575,88	2,42
51	ns51	112085855,65	174547325,65	65141686,25	477193370,31	0,53
52	ns52	2921057,28	4190867,38	438498,51	1077889,59	4,69
53	ns53	10065395,37	5876890,31	2279605,36	4954113,27	2,20
54	ns54	13578562,52	8674320,00	13713505,57	9073137,64	0,98

EK-2 Miyokard iskemi tanılı verilerin ADD ile elde edilen enerji ve SD değerleri

ADD/miyokard iskemi tanılı kayıtlar		Enerji / D5	Enerji / D6	Enerji / D3	Enerji / D4	SD
1	e0103	3895919,86	4777690,85	2814231,75	2898509,69	1,52
2	e0104	7403040,52	11267766,71	1489609,67	2285009,10	4,95
3	e0105	2239777,20	7496336,50	594768,77	1347223,74	5,01
4	e0106	3118694,42	6478853,58	664598,06	730203,37	6,88
5	e0107	6708961,47	8407204,09	1422067,05	2828742,97	3,56
6	e0108	5396913,10	10343212,68	2276167,29	4378612,93	2,37
7	e0110	6682203,11	7058240,65	1633097,53	2690490,31	3,18
8	e0111	5441588,30	10038390,14	1053251,91	1537576,55	5,97
9	e0112	6589751,47	16416845,10	4256649,90	6194377,82	2,20
10	e0113	3809662,02	7517884,14	1303949,02	1336254,84	4,29
11	e0114	3152549,73	6088542,76	2199069,97	3086681,72	1,75
12	e0115	2514945,77	3358909,59	356959,23	909376,44	4,64
13	e0116	6821090,51	18599113,49	2570729,12	8204384,76	2,36
14	e0118	4158332,35	7342924,53	606804,90	964904,67	7,32
15	e0119	48019696,05	56203733,49	15717610,81	14399593,97	3,46
16	e0121	2656040,87	5036778,52	433255,66	609522,16	7,38
17	e0122	397777,92	1181742,37	130254,65	95639,78	6,99
18	e0123	832051,71	1305990,08	1208218,53	596172,70	1,18
19	e0124	1078824,72	1635777,32	1426720,95	608304,44	1,33
20	e0125	646712,35	1166360,95	2719004,11	597831,12	0,55
21	e0126	660099,54	1501201,76	2101724,43	656977,16	0,78
22	e0127	3674267,78	4598903,70	2857503,05	2893135,35	1,44
23	e0129	6785007,95	13820727,10	2522098,22	4146232,07	3,09
24	e0133	7179402,29	9438568,54	1939864,74	2673001,70	3,60
25	e0136	23721458,22	29030184,42	10076132,53	11408082,68	2,46
26	e0139	6536002,00	6449471,70	1553587,20	2442750,18	3,25
27	e0147	4087109,33	9075220,63	2641042,16	2946847,13	2,36
28	e0148	5106508,10	13274430,09	2730855,49	3916000,11	2,77
29	e0151	2947374,77	4223536,37	1431457,04	1323288,99	2,60
30	e0154	3750935,31	5490193,37	805967,79	2897440,28	2,50
31	e0155	11133574,42	10051784,98	708436,48	2766051,39	6,10
32	e0159	1451616,32	1955812,52	1517981,44	1128103,64	1,29
33	e0161	7595095,07	11422686,61	1474001,43	3325294,50	3,96
34	e0162	5132886,32	7371776,29	740236,32	1695819,38	5,13
35	e0163	1045444,13	3982161,47	1070012,09	536637,13	3,13
36	e0166	7373324,39	14256397,62	1660739,81	3268465,84	4,39
37	e0170	3997273,46	5419870,28	1378043,43	1500098,19	3,27
38	e0202	4118550,31	4495001,14	928663,12	1475478,70	3,58

ADD/miyokard iskemisi tanılı kayıtlar		Enerji / D5	Enerji / D6	Enerji / D3	Enerji / D4	SD
39	e0203	1524163,29	2051752,52	1376721,26	1264310,89	1,35
40	e0204	3997273,46	5419870,28	1378043,43	1500098,19	3,27
41	e0205	1897489,35	2592551,78	410299,61	669640,17	4,16
42	e0206	1414621,66	2124472,54	442930,28	433161,11	4,04
43	e0207	6336086,64	16526275,88	3298610,85	3950109,57	3,15
44	e0208	1100733,41	2044171,36	432994,42	296469,98	4,31
45	e0210	9622710,19	12949807,09	2517789,06	3944797,38	3,49
46	e0211	38100,82	66255,17	55376,83	22848,61	1,33
47	e0212	3545502,59	4094138,12	414683,89	984838,36	5,46
48	e0213	4426603,63	5078497,18	1281547,47	1554199,34	3,35
49	e0302	206295,83	432165,24	188832,66	121507,25	2,06
50	e0303	500535,60	993899,36	259828,30	144143,64	3,70
51	e0304	2730598,62	5610121,90	842648,25	1115548,13	4,26
52	e0305	862587,14	1685722,20	341582,69	347083,15	3,70
53	e0306	440630,75	1131817,05	690993,97	477216,20	1,35
54	e0403	4946265,43	5710666,01	1237569,62	2097958,48	3,19
55	e0404	2583213,63	4335911,12	1052566,81	642139,11	4,08
56	e0405	4621058,62	7786533,00	872486,16	2242550,35	3,98
57	e0406	2706761,89	4543048,77	1332110,08	1055169,23	3,04
58	e0408	2223628,17	5761836,72	957954,94	1533681,53	3,20
59	e0409	652474,30	1369839,32	270542,38	369158,08	3,16
60	e0410	1954024,81	3718669,57	1743367,41	1323996,33	1,85
61	e0411	11529003,88	11389657,59	3380825,44	4216176,81	3,02
62	e0413	903649,81	1915172,83	2294697,71	857417,73	0,89
63	e0415	1167991,02	1616361,90	341071,29	443541,67	3,55
64	e0417	922918,78	2528491,31	887471,38	346408,27	2,80
65	e0418	2812480,88	2340487,47	517533,47	1028136,37	3,33
66	e0501	4840515,94	9039353,15	1501767,37	1984184,48	3,98
67	e0509	5727569,36	8395293,82	3292653,73	3220979,09	2,17
68	e0515	3870235,61	3574353,80	1027946,79	1978348,76	2,48
69	e0601	8882690,93	14019263,18	2572669,58	3333475,88	3,88
70	e0602	656748,14	715840,14	734304,80	483791,19	1,13
71	e0603	8991255,91	10749397,02	1544255,21	3553259,86	3,87
72	e0604	3982283,69	4576725,65	958716,52	1707770,03	3,21
73	e0605	1422105,00	1543951,51	473910,17	568431,24	2,85
74	e0606	14906081,21	17625281,79	6198662,58	8990145,33	2,14
75	e0607	1004452,31	2525617,18	338599,39	427684,15	4,61
76	e0609	5867545,28	6598349,58	593822,94	1634463,04	5,59
77	e0610	4965075,37	21694563,17	970267,58	1428528,35	11,11
78	e0611	3424021,05	8624641,87	1559652,78	2669676,29	2,85

ADD/miyokard iskemi tanılı kayıtlar		Enerji / D5	Enerji / D6	Enerji / D3	Enerji / D4	SD
79	e0612	1575427,10	2865491,81	429641,96	458655,20	5,00
80	e0613	4839698,31	7654275,08	1081468,01	2511335,79	3,48
81	e0614	262050,76	379299,64	516346,90	268213,51	0,82
82	e0615	1441882,31	4020491,79	2498906,71	1659421,36	1,31
83	e0704	4823446,61	5089522,71	612304,16	1531991,46	4,62
84	e0801	8807940,20	10373900,53	2106843,00	4109369,79	3,09
85	e0808	662328,22	888523,61	118497,20	266121,68	4,03
86	e0817	3813343,00	5522905,48	3310083,30	2995422,64	1,48
87	e0818	3047328,36	4317725,59	1832264,54	2526453,87	1,69
88	e1301	9863190,27	20183549,15	2443127,35	4684735,33	4,22
89	e1302	1118811,07	2210876,53	728230,92	596331,91	2,51
90	e1304	1593439,56	3187844,00	6582415,09	1812064,45	0,57

EK-3 Normal sinüs ritimli verilerin DPD ile elde edilen enerji ve SD değerleri

DPD/Normal sinüs ritimli kayıtlar		Enerji / AF	Enerji / YF	Enerji / AF norm.	Enerji / YF norm.	SD	SD / norm.
1	ns1	2354268,02	684123,53	16,38	30,30	3,44	0,54
2	ns2	6883418,89	1336202,68	34,76	32,92	5,15	1,06
3	ns3	16775015,80	10101668,55	12,77	25,20	1,66	0,51
4	ns4	11253257,89	2488738,59	29,01	52,93	4,52	0,55
5	ns5	5154143,55	1077736,66	21,15	15,52	4,78	1,36
6	ns6	6179505,76	1878127,87	41,81	34,37	3,29	1,22
7	ns7	4189907,07	4891277,49	24,84	17,09	0,86	1,45
8	ns8	5987901,43	2028340,60	39,94	26,55	2,95	1,50
9	ns9	13831834,77	3190089,42	42,01	47,22	4,34	0,89
10	ns10	13307187,02	3123891,12	37,78	45,53	4,26	0,83
11	ns11	5840343,11	1908737,76	36,60	71,16	3,06	0,51
12	ns12	1615019,23	405923,85	32,61	18,03	3,98	1,81
13	ns13	1616911,53	493086,94	17,74	39,66	3,28	0,45
14	ns14	5406164,96	1669915,94	26,44	60,53	3,24	0,44
15	ns15	522436515632,06	9822892419,93	4,43	8,27	53,19	0,54
16	ns16	411528122,84	317308528,77	6,93	8,20	1,30	0,85
17	ns17	8659691,67	3004496,99	21,87	28,83	2,88	0,76
18	ns18	16262804,58	4568749,99	20,25	19,85	3,56	1,02
19	ns19	918527,36	189917,92	11,89	34,34	4,84	0,35
20	ns20	8870577,94	3123370,83	19,36	50,88	2,84	0,38
21	ns21	4677431,39	2113019,73	30,60	63,12	2,21	0,48
22	ns22	9887352,00	4690247,56	13,42	27,97	2,11	0,48
23	ns23	2274328,43	739132,27	16,26	47,57	3,08	0,34
24	ns24	4471698,00	3294147,94	15,34	58,62	1,36	0,26
25	ns25	25453130,25	13268887,56	8,29	7,25	1,92	1,14
26	ns26	25598842,82	38605809,21	9,39	14,00	0,66	0,67
27	ns27	122084197729,59	4479263303,46	4,18	6,58	27,26	0,63
28	ns28	10725260,29	12133226,22	24,70	12,76	0,88	1,94
29	ns29	44406560914,91	553991279,48	5,19	8,62	80,16	0,60
30	ns30	7830358,06	11913666,90	14,63	10,06	0,66	1,45
31	ns31	145703648,75	53202886,35	10,59	7,17	2,74	1,48
32	ns32	930249083354,83	14812250699,54	1,48	5,76	62,80	0,26
33	ns33	114054655,03	70279538,18	7,82	8,26	1,62	0,95
34	ns34	218708478,91	94940527,99	7,23	14,08	2,30	0,51
35	ns35	5016781,68	5064659,30	18,27	22,94	0,99	0,80
36	ns36	133370536,42	223925449,36	10,42	7,31	0,60	1,43
37	ns37	2496745,16	1513404,26	15,66	19,11	1,65	0,82
38	ns38	75059473,09	44870498,75	10,75	10,47	1,67	1,03
39	ns39	954672688,30	1006068098,05	8,31	2,80	0,95	2,96

DPD/Normal sinüs ritimli kayıtlar		Enerji / AF	Enerji / YF	Enerji / AF norm.	Enerji / YF norm.	SD	SD / norm.
40	ns40	9294512,04	5309199,40	9,28	12,41	1,75	0,75
41	ns41	19183468925,84	2321225210,69	4,41	9,42	8,26	0,47
42	ns42	33496011,10	23029118,16	4,31	8,37	1,45	0,51
43	ns43	526540698,09	634255060,82	6,96	8,95	0,83	0,78
44	ns44	241477040,15	115237923,89	4,77	6,74	2,10	0,71
45	ns45	23543476529,65	1223160303,14	3,11	8,44	19,25	0,37
46	ns46	7281729,79	2778265,19	28,92	33,90	2,62	0,85
47	ns47	24243790,54	23280489,40	13,64	10,46	1,04	1,30
48	ns48	62732308,97	32697551,19	8,63	15,65	1,92	0,55
49	ns49	52504276,83	19163348,32	16,14	16,75	2,74	0,96
50	ns50	5008488,81	1965891,72	55,17	35,94	2,55	1,53
51	ns51	303324186,86	478091708,84	4,31	3,13	0,63	1,38
52	ns52	7261077,09	1373749,68	18,22	64,03	5,29	0,28
53	ns53	15761172,75	6331403,26	55,27	64,36	2,49	0,86
54	ns54	25194908,81	13468976,69	23,53	15,75	1,87	1,49

EK-4 Miyokard iskemi tanılı verilerin DPD ile elde edilen enerji ve SD değerleri

DPD/Miyokard iskemi tanılı kayıtlar	Enerji / AF	Enerji / YF	Enerji / AF norm.	Enerji / YF norm.	SD	SD / norm.	
1	e0103	8887704,30	14019460,65	28,92	7,63	0,63	3,79
2	e0104	18574359,70	4892493,99	17,87	17,81	3,80	1,00
3	e0105	9295370,71	15265690,44	23,04	7,54	0,61	3,06
4	e0106	9020937,26	2211682,60	23,31	14,67	4,08	1,59
5	e0107	14930327,43	24095463,51	29,04	7,19	0,62	4,04
6	e0108	16721825,29	6233395,76	23,39	46,66	2,68	0,50
7	e0110	14870633,48	5139556,78	12,37	25,86	2,89	0,48
8	e0111	16174377,60	6293072,53	21,59	10,33	2,57	2,09
9	e0112	32909747,03	13555438,14	11,74	32,62	2,43	0,36
10	e0113	10541226,09	9440518,02	20,44	7,98	1,12	2,56
11	e0114	11082587,69	19650492,25	17,17	10,90	0,56	1,58
12	e0115	5558144,99	1218467,42	13,51	35,14	4,56	0,38
13	e0116	27083107,69	21398986,23	23,86	11,92	1,27	2,00
14	e0118	10638002,16	2350583,67	22,57	14,05	4,53	1,61
15	e0119	241322203,95	197265403,07	16,72	8,35	1,22	2,00
16	e0121	7549192,10	2277162,83	30,20	12,14	3,32	2,49
17	e0122	1853621,05	1815649,68	33,63	6,30	1,02	5,34
18	e0123	2338203,85	2819563,84	24,67	10,94	0,83	2,25
19	e0124	3294077,63	2022854,42	34,97	13,38	1,63	2,61
20	e0125	2214576,38	6324241,60	37,71	6,16	0,35	6,12
21	e0126	2947035,26	5861749,69	20,70	6,00	0,50	3,45
22	e0127	10521259,70	5230662,14	37,17	27,43	2,01	1,36
23	e0129	21607404,35	24778476,97	24,78	9,03	0,87	2,74
24	e0133	16333172,17	4624241,68	33,18	30,83	3,53	1,08
25	e0136	51869047,58	18640634,23	10,56	47,97	2,78	0,22
26	e0139	12341281,69	6347475,83	29,82	12,27	1,94	2,43
27	e0147	14868948,54	6619593,60	17,13	22,31	2,25	0,77
28	e0148	20028244,12	5560883,14	34,62	41,39	3,60	0,84
29	e0151	7345440,02	11460632,28	24,72	8,13	0,64	3,04
30	e0154	8581809,10	3450808,52	21,24	41,45	2,49	0,51
31	e0155	22224578,59	4649833,81	34,62	27,34	4,78	1,27
32	e0159	3846057,01	3028269,08	28,12	15,33	1,27	1,83
33	e0161	17489967,98	3848455,66	31,07	55,28	4,54	0,56
34	e0162	12899577,73	9814036,13	27,56	8,04	1,31	3,43
35	e0163	5182081,72	3317373,10	21,13	9,24	1,56	2,29
36	e0166	21802989,83	22211596,88	35,60	8,99	0,98	3,96
37	e0170	28941422,20	67657784,75	8,51	12,39	0,43	0,69
38	e0202	9529114,17	4994233,77	23,32	9,75	1,91	2,39
39	e0203	4440075,41	8665915,94	18,30	12,07	0,51	1,52
40	e0204	28941422,20	67657784,75	8,51	12,39	0,43	0,69
41	e0205	4423210,00	3042170,20	34,89	6,81	1,45	5,12
42	e0206	3440266,76	2105156,76	28,01	10,22	1,63	2,74

DPD/Miyokard iskemi tanılı kayıtlar		Enerji / AF	Enerji / YF	Enerji / AF norm.	Enerji / YF norm.	SD	SD / norm.
43	e0207	22448501,18	6984463,86	22,61	35,79	3,21	0,63
44	e0208	3216229,88	4909549,66	28,09	6,75	0,66	4,16
45	e0210	24513417,62	13107849,44	40,67	11,46	1,87	3,55
46	e0211	141211,27	187856,42	28,72	10,50	0,75	2,73
47	e0212	8567386,00	1665337,65	28,85	34,08	5,14	0,85
48	e0213	8816140,69	3345062,88	14,88	19,95	2,64	0,75
49	e0302	687615,60	3095404,11	17,46	6,48	0,22	2,70
50	e0303	1622395,72	9026489,22	22,16	5,40	0,18	4,10
51	e0304	8095269,88	8017105,46	21,01	7,54	1,01	2,79
52	e0305	2840215,10	8192238,80	20,63	6,22	0,35	3,32
53	e0306	2041050,66	5472270,90	21,13	8,74	0,37	2,42
54	e0403	11618501,97	7336813,37	26,46	7,94	1,58	3,33
55	e0404	7194725,95	8665903,19	20,36	7,62	0,83	2,67
56	e0405	11879634,47	2662698,92	23,49	35,18	4,46	0,67
57	e0406	8460032,33	10254455,30	20,69	5,60	0,83	3,69
58	e0408	10313459,92	6579926,01	15,44	9,86	1,57	1,57
59	e0409	2132064,97	5171153,33	19,85	6,40	0,41	3,10
60	e0410	7390714,72	13986907,16	18,46	7,23	0,53	2,55
61	e0411	23392423,10	6582088,34	38,00	64,03	3,55	0,59
62	e0413	3285662,85	2750949,77	28,05	62,97	1,19	0,45
63	e0415	2666335,70	781519,84	22,23	33,35	3,41	0,67
64	e0417	3676250,84	3292412,63	20,18	6,57	1,12	3,07
65	e0418	5218321,13	3436793,93	30,57	10,13	1,52	3,02
66	e0501	14503976,02	5909132,89	29,45	10,56	2,45	2,79
67	e0509	15705360,88	12446699,55	22,79	10,51	1,26	2,17
68	e0515	9193034,64	4790231,78	16,60	13,16	1,92	1,26
69	e0601	23908926,72	8348777,63	38,63	11,87	2,86	3,26
70	e0602	1530755,95	2492643,64	55,00	9,24	0,61	5,95
71	e0603	18160082,72	4703053,16	28,92	37,68	3,86	0,77
72	e0604	8937400,16	4202914,55	41,41	14,09	2,13	2,94
73	e0605	5445664,08	13096301,83	12,83	9,65	0,42	1,33
74	e0606	32338239,30	12590207,91	38,11	38,66	2,57	0,99
75	e0607	3447943,41	1320203,28	7,54	13,46	2,61	0,56
76	e0609	13598411,72	5059489,30	19,08	11,26	2,69	1,69
77	e0610	27819371,88	24332550,13	28,64	6,31	1,14	4,54
78	e0611	12666042,06	3117512,74	29,87	61,18	4,06	0,49
79	e0612	4382838,19	865282,47	31,02	32,96	5,07	0,94
80	e0613	12362898,16	7813858,77	24,51	11,87	1,58	2,06
81	e0614	833768,63	2088325,18	38,24	8,30	0,40	4,61
82	e0615	5974736,96	2671061,97	17,67	40,41	2,24	0,44
83	e0704	9804986,86	8015869,00	19,95	7,78	1,22	2,56
84	e0801	19824956,67	14293081,55	31,48	10,18	1,39	3,09
85	e0808	1499421,86	474901,72	21,56	30,27	3,16	0,71
86	e0817	19776774,73	69691064,41	17,47	5,87	0,28	2,98
87	e0818	8544784,66	4622456,53	27,39	39,18	1,85	0,70

DPD/Miyokard iskemi tanılı kayıtlar		Enerji / AF	Enerji / YF	Enerji / AF norm.	Enerji / YF norm.	SD	SD / norm.
88	e1301	28528256,67	25327312,28	26,57	11,75	1,13	2,26
89	e1302	3440058,15	1349795,52	32,40	30,46	2,55	1,06
90	e1304	69402017,65	91432738,66	9,02	7,71	0,76	1,17

EK-5 DPD, 8. seviye düğümleri için frekans aralıkları

DÜĞÜM NO	8. SEVİYEDE FREKANS AYRIŞIMI / DPD ANALİZİ / 0-4 HZ	
260	0,0390625	0,046875
261	0,046875	0,0546875
262	0,0546875	0,0625
263	0,0625	0,0703125
264	0,0703125	0,078125
265	0,078125	0,0859375
266	0,0859375	0,09375
267	0,09375	0,1015625
268	0,1015625	0,109375
269	0,109375	0,1171875
270	0,1171875	0,125
271	0,125	0,1328125
272	0,1328125	0,140625
273	0,140625	0,1484375
274	0,1484375	0,15625
275	0,15625	0,1640625
276	0,1640625	0,171875
277	0,171875	0,1796875
278	0,1796875	0,1875
279	0,1875	0,1953125
280	0,1953125	0,203125
281	0,203125	0,2109375
282	0,2109375	0,21875
283	0,21875	0,2265625
284	0,2265625	0,234375
285	0,234375	0,2421875
286	0,2421875	0,25
287	0,25	0,2578125
288	0,2578125	0,265625
289	0,265625	0,2734375
290	0,2734375	0,28125
291	0,28125	0,2890625
292	0,2890625	0,296875
293	0,296875	0,3046875
294	0,3046875	0,3125
295	0,3125	0,3203125
296	0,3203125	0,328125
297	0,328125	0,3359375
298	0,3359375	0,34375
299	0,34375	0,3515625
300	0,3515625	0,359375
301	0,359375	0,3671875
302	0,3671875	0,375
303	0,375	0,3828125
304	0,3828125	0,390625
305	0,390625	0,3984375
306	0,3984375	0,40625

AF

YF

ÖZGEÇMİŞ

Derya Bektaş 1983 yılında Isparta’ da doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Antalya’ da tamamladıktan sonra 2001 senesinde Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektronik&Haberleşme Mühendisliği bölümünde lisans eğitimine başladı. 2005 yılı Temmuz ayında mezun oldu. 2009 yılı Şubat ayında Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik – Elektronik Ana Bilim Dalında yüksek lisans öğrenimine başladı. Eylül 2005’ den beri Antalya’ da güvenlik sistemleri ve telekomünikasyon sektöründe çalışmaktadır.