

**KARDİYAK DOPPLER İŞARETLERİ ANALİZ VE SINIFLANDIRMA
SİSTEMİ: KARDİAS**

Taner TOPAL

**DOKTORA TEZİ
ELEKTRONİK BİLGİSAYAR EĞİTİMİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

**OCAK 2010
ANKARA**

Taner TOPAL tarafından hazırlanan KARDİYAK DOPPLER İŞARETLERİ ANALİZ VE SINIFLANDIRMA SİSTEMİ: KARDİAS adlı bu tezin Doktora tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.


Prof. Dr. İnan GÜLER

Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Elektronik-Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: : Prof. Dr. Rasit AHİSKA

Üye : Prof. Dr. İnan GÜLER

Üye : Yrd. Doç. Dr. İ. Cengiz KOÇUM

Üye : Yrd. Doç. Dr. Metin YILDIZ

Üye : Yrd. Doç. Dr. H. Sakir BİLGE

Tarih : 28/12/2009

Bu tez, Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.



Taner TOPAL

**KARDİYAK DOPPLER İŞARETLERİ ANALİZ VE SINIFLANDIRMA
SİSTEMİ: KARDİAS
(Doktora Tezi)**

Taner TOPAL

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ
Ocak 2010**

ÖZET

Doppler ekokardiyografi, klinik uygulamalarda daralma ve yetmezlik gibi kalp kapakçık sorunlarını ve diğer kalp kan akışıyla ilintili rahatsızlıkları belirlemek için sıklıkla kullanılan, güvenilir ve noninvazif bir yöntemdir.

Varolan ultrasonik Doppler cihazlarının hiçbirisi hastalık teşhis öngürüsü için zeki uzman sistem kullanmaz. Bu amaçla, zeki bir uzman teşhis sistemi tasarlanmış ve ek bir donanımla Doppler ekokardiyografi cihazlarına eklenmiştir. Ayrıca yapılan bu çalışmayla kullanımdaki ultrasonik Doppler cihazlarının ürün yaşam çevrimleri de uzatılabilecektir. Bu çalışmada tasarlanan akıllı teşhis öngörü sistemi, Doppler ekokardiyografi cihazının ses çıkışından yararlanarak kardiyak Doppler (KD) işaretlerinin spektral analizini ve sınıflandırmasını yapmaktadır. Tüm yazılım modül ve alt modülleri grafik programlama dili LabVIEW’da geliştirilmiş ve LabVIEW eklentileri kullanılmamıştır.

Donanım ve yazılım olarak tasarlanan KD işaretleri analiz ve sınıflandırıcı (KARDİAS) sistemi, gerçek zamanlı çalışma ve çevrimdışı çalışma yazılım modüllerinden oluşmaktadır. Bu modüllerde, örneklenen KD işaretleri görüntülenmekte ve kaydedilmekte ve çeşitli spektral analiz teknikleri

kullanılarak zaman-frekans gösterimleri elde edilmektedir. Ayrıca, ÇDÇ modülünde yapay sinir ağıları (YSA) kullanılarak KD işaretlerinin sınıflandırılması yapılmaktadır.

Sınıflandırmada önce çerçevelenmiş KD işaretlerinin ayrık dalgacık dönüşümü alınmaktadır. Daha sonra, ön işlemlerden geçirilen KD işaretleri kullanılarak YSA giriş özellik vektörleri elde edilmektedir. Etkin özellik çıkarımı ve sınıflandırma başarısı teşhise yönelik zeki örüntü tanıma çalışmalarında önemli iki temel öge olmuşlardır. Bu çalışmanın sınıflandırıcı uzman sistem bölümünde, özellik çıkarımı için 4 YSA yöntemi kullanılmış ve bu yöntemlerin başarısı gösterilmiştir. Özellik çıkarım yöntemi olarak üç yeni yöntem geliştirilmiş ve özellik çıkarımı alanına bilimsel katkı yapılmıştır. Ayrıca bu yöntemler ile birleşik YSA yapısı oluşturularak tanı öngörüsü başarısı arttırılmıştır.

Bilim Kodu	: 702.1.021
Anahtar Kelime	: Kardiyak Doppler, spektral analiz, kısa zaman Fourier dönüşümü, Wigner-Ville dağılımı, dalgacık dönüşümü, uzman sistem, YSA
Sayfa Adedi	: 182
Tez Yöneticisi	:Prof. Dr. İnan GÜLER

CARDIAC DOPPLER SIGNAL ANALYZER AND CLASSIFIER**SYSTEM: KARDÍAS****(Ph.D. Thesis)****Taner TOPAL****GAZI UNIVERSITY****INSTITUTE OF INFORMATICS****January 2010****ABSTRACT**

Doppler echocardiography is a reliable and noninvasive method that frequently used in clinical applications in order to determine cardiac valve disorders such as stenosis and insufficiency, and other diseases associated with the cardiac blood flow problems.

None of the available Doppler ultrasonic devices uses intelligent expert system for diagnosis prediction. For this purpose, an intelligent expert diagnosis system has been designed and added to Doppler echocardiography devices with additional hardware. With this work, also the product life cycle of the ultrasonic Doppler devices in use can be extended. In this study, the designed intelligent expert diagnosis system performs the spectral analysis and classification of the cardiac Doppler (CD) signals by means of the audio output of the Doppler echocardiography device. All the software modules and sub-modules have been developed in LabVIEW graphical programming language and no LabVIEW addons are used.

CD signal analyzer and classifier system (KARDÍAS) designed as hardware and software consists of real-time (online) and offline working modules. In these modules, sampled CD signals are shown and recorded and their time-frequency

representations are obtained using various spectral analysis techniques. Furthermore, CD signals are classified by using artificial neural networks in the offline module.

In the process of classification, at first, the discrete wavelet transform of the framed CD signals are performed. Then, by using CD signals that were pre-processed, the ANN input feature vectors are obtained. Effective feature extraction and classification success have become two important key elements in diagnosis-oriented intelligent pattern recognition studies. In the classifier expert system part of this study, four ANN methods have been used for feature extraction and the success of these methods has been shown. Three new methods have been developed as feature extraction method and the scientific contributions have been made in feature extraction area. Additionally, creating a unified ANN structure with these methods, prediction success of the diagnosis has been increased.

Science Code : 702.1.021

Key Words : Cardiac Doppler, spectral analysis, STFT,
Wigner-Ville distribution, wavelet transform,
expert system, ANN

Page Number : 182

Adviser : Prof. Dr. İnan GÜLER

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren çok değerli Hocam Prof. Dr. İnan GÜLER'e, tez izleme komitesinde önerileriyle bana katkıda bulunan değerli hocalarım Prof. Dr. Raşit AHISKA ve Yrd. Doç. Dr. İ. Cengiz KOÇUM'a, çalışmalarımda kullandığım verilerin elde edilmesinde bana yardımcı olan Prof. Dr. Beyhan ERYONUCU ve uzman Dr. Makbule KANKILIÇ'a, destekleriyle bana yardımcı olan arkadaşım Hüseyin POLAT'a, tüm çalışma arkadaşlarıma ve hocalarıma, manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan aileme, çok değerli eşim Nuran TOPAL'a ve çocuklarım Rana, Ali ve Hesna'ya teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xiv
RESİMLERİN LİSTESİ	xxii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xxiii
1. GİRİŞ	1
2. MALZEME ve YÖNTEM	14
2.1 Kalbin Yapısı ve Çalışması	14
2.1.1. Kalp kapakları	14
2.1.2. Kalp kapak hastalıkları	16
2.1.3. Kalbin çalışması, sistol ve diyastol	16
2.2. Doppler Etkisi ve Kardiyak Doppler İşaretleri	17
2.2.1. Ekokardiyografi	19
2.2.2. Doppler ekokardiyografi	19
2.2.3 Kardiyak akışın yapısı	20
2.2.4. Doppler görüntüsü	23
2.3. Kardiyak Doppler İşaret İşleme Yöntemleri.....	25
2.3.1. Fourier dönüşümü ve klasik spektral analiz	26

2.3.1.1. Ayırık Fourier dönüşümü	27
2.3.1.2. Pencereleme (Windowing)	28
2.3.1.3. Hızlı Fourier dönüşümü (HFD-FFT)	31
2.3.2. İşaretin frekans spektrumu	32
2.3.3. Kısa-zaman Fourier dönüşümü (KZFD - STFT)	34
2.3.4. Wigner-Ville dağılımı (WVD)	37
2.3.5. Sürekli dalgacık dönüşümü (SDD)	42
2.3.6. Dalgacık zaman-frekans karakteristiği	45
2.3.7. Ayırık dalgacık dönüşümü (ADD)	48
2.3.8. Süzgeç bankaları	49
2.4. Yapay Sinir Ağları (YSA)	57
2.4.1. Yapay sinir ağı hücresi	58
2.4.2. Aktivasyon fonksiyonları	59
2.4.3. Yapay sinir ağlarının eğitilmesi	60
2.4.4. YSA’larda öğrenme algoritmaları	61
2.4.4.1. Geri yayılım öğrenme (Backpropagation) algoritması	61
2.4.4.2. Eşlenik gradyent (Conjugate Gradient) algoritmaları	66
3. KARDİYAK DOPPLER İŞARETLERİ ANALİZ ve SINIFLANDIRMA	
(KARDİAS) SİSTEMİ	69
3.1. Verilerin Elde Edilmesi	70
3.2. Donanım	71
3.3. Yazılım	75
3.3.1. GZ analiz modülü	76
3.3.2. ÇD analiz modülü	83

3.3.2.1. GSY, genlik ve faz spektrum alt modülü	86
3.3.2.2. KZFD (STFT) spektrogram alt modülü	88
3.3.2.3. WVD spektrogram alt modülü	89
3.3.2.4. SDD (CWT) skalogram alt modülü	90
3.3.2.5. Yapay sinir ağları (YSA) alt modülü	92
3.3.2.6. KD işaretleri kayıt alt modülü	93
3.4. KD İşaretlerinin Analizi	95
3.4.1. Mitral kapak KD işaretleri	95
3.4.2. Aort kapak KD işaretleri	104
3.4.3. Triküspit kapak KD işaretleri	110
3.4.4. Pulmoner kapak KD işaretleri	116
3.5. Sonuç ve Değerlendirme	123
4. KARDİYAK DOPPLER İŞARETLERİNİN SINIFLANDIRILMASI	126
4.1. KD İşaretlerinin Ön İşlenmesi	127
4.1.1. Veri çerçeveleme ve çerçeve kaydırma	127
4.1.2. ADD katsayılarının elde edilmesi	128
4.2. YSA Girişi İçin Özellik Vektörü Oluşturma	129
4.2.1. Özellik çıkarımında kullanılan I. yöntem	130
4.2.2. Özellik çıkarımında kullanılan II. yöntem	131
4.2.3. Özellik çıkarımında kullanılan III. yöntem	132
4.2.4. Özellik çıkarımında kullanılan IV. yöntem	133
4.3. Sınıflandırmada Kullanılan YSA'ların Eğitimi	134
4.4. YSA Yöntemlerinin Test Performanslarının Değerlendirilmesi	141
4.5. Birleşik YSA Yapısı	147

4.5.1. Birleşik ağların yapısı.....	148
4.5.2. Ortak karar verme modülü	149
4.6. Sonuçların YSA Modülde Gösterilmesi	151
4.7. İrdeleme	159
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	161
KAYNAKLAR	166
EKLER.....	179
EK-1. İstatistik Değerler	180
ÖZGEÇMİŞ	182

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. KD işaretlerinin alındığı gönüllü hastaların dağılımı	95
Çizelge 4.1. Mitral kapak KD işareti sınıflandırmasında kullanılan kişi sayısı.....	134
Çizelge 4.2. Yöntemlerde kullanılan ÇKA yapıları ve iterasyon sayıları.....	136
Çizelge 4.3. YSA yöntemleri için sonuç eğitim performans değerleri	140
Çizelge 4.4. Sınıflandırmada kullanılan tahmini çıkış \ istenen değer matrisi	142
Çizelge 4.5. Yöntem-I için test performans değerleri	144
Çizelge 4.6. Yöntem-II için test performans değerleri.....	144
Çizelge 4.7. Yöntem-III için test performans değerleri	144
Çizelge 4.8. Yöntem-IV için test performans değerleri	144
Çizelge 4.9. YSA yöntemlerinin çerçeve bazlı test (Çıkış / İstenen) sonuçları	145
Çizelge 4.10. YSA yöntemlerinin kişi bazlı test (Çıkış / İstenen) sonuçları	145
Çizelge 4.11. YSA yöntemlerinin çerçeve bazlı belirlilik-duyarlılık analizi.....	146
Çizelge 4.12. YSA yöntemlerinin kişi bazlı belirlilik-duyarlılık analizi	147
Çizelge 4.13. Ortak karar verme algoritması	150
Çizelge 4.14. Birleşik YSA için kişi bazlı test performansı	150
Çizelge 4.15. Birleşik YSA için belirlilik-duyarlılık analizi	151
Çizelge 4.16. Kişi bazlı tüm sınıflandırma sonuçları.....	159
Çizelge 4.17. Yapılan çalışmanın literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırılması	164

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Kalbin kapakçık yapıları	15
Şekil 2.2. Normal laminar akış ile çalkantılı akışın karşılaştırılması.....	20
Şekil 2.3. Dönüştürücüden gönderilen ultrason dalga demetinin hareketli kırmızı kan hücrelerine çarpıp geri yansıması.....	22
Şekil 2.4. a) Doppler sisteminde gönderilen ve yansıyan dalga arasındaki faz kayması, b) akış hızı hesaplanması için Doppler denkleminin yeniden düzenlenmesi.....	22
Şekil 2.5. HFD ile akış verilerinden elde edilen hız spektrumları gösterimleri.....	24
Şekil 2.6. a) Veri kutularının spektral analizi b) aynı hızlara sahip hücreler spektral gösterimde aynı koyulukta gösterilmektedir	24
Şekil 2.7. a) Periyodunu tamamlamamış bir sinüs, b) işaretin AFD değerleri, c) sinüsün periyodik olarak tekrar etmesiyle oluşan işaret	29
Şekil 2.8. Bir işaretin AFD öncesi Hanning penceresi ile pencerelenmesi a) Periyodunu tamamlamamış bir sinüs işareti, b) Hanning penceresi, c) Pencerelenmiş işaret, d) Pencerelenmiş işaretin AFD değerleri	30
Şekil 2.9. Örneklenmiş Doppler işaretinin çerçeveler halinde gruplanması.....	32
Şekil 2.10. Kısa Zaman Fourier Dönüşümü.....	35
Şekil 2.11. Ayırık kısa zaman Fourier dönüşümü	37
Şekil 2.12. İki genişleme ($a=2$, $a=4$) ile bir ana dalgacık ($a=1$) ve bir daralma ($a=0,5$)	43

Şekil	Sayfa
Şekil 2.13. Farklı a değerleriyle Meksika şapkası dalgacığının zaman-frekans sınırları	47
Şekil 2.14. Aynı dalga şekline uygulanan ve bir alçak geçiren ve bir yüksek geçiren alt banttan oluşan basit süzgeç bankası	50
Şekil 2. 15. Sadece iki süzgeç içeren süzgeç bankası kullanılarak yapılan tipik bir dalgacık uygulaması.....	51
Şekil 2.16. Örnek azaltma ($\downarrow 2$) ve örnek çoğaltma ($\uparrow 2$) işlemleriyle, üç süzgeç kullanan tipik bir dalgacık uygulaması	52
Şekil 2.17. Temel yapay sinir ağı hücresi	58
Şekil 2.18. a) Sigmoid fonksiyon, b) Tanjant hiperbolik fonksiyon.....	60
Şekil 2.19. İleri beslemeli çok katmanlı YSA.....	62
Şekil 2.20. Çok katmanlı ileri beslemeli ağ bağlantı yapısı.....	63
Şekil 3.1. İşaret koşullandırma ve PC tabanlı bir DAQ sisteminin donanım yapısı. .	71
Şekil 3.2. SCXI-1125 ile PCI-MIO-16XE-10 DAQ kartının birbirine bağlanması...	72
Şekil 3.3. KD işaretlerinin spektral analizi ve sınıflandırılmasında kullanılan KARDİAS sisteminin blok diyagram yapısı.....	74
Şekil 3.4. LabVIEW programlama dilinin çalışma ortamı.	75
Şekil 3.5. GZ analiz modülünün program akış diyagramı.	77
Şekil 3.6. GZ analiz modülü ön panel görüntüsü. KD İşareti ve HFD'sinin görüntülenmesi.....	78
Şekil 3.7. Normal Mitral kapakçık KD işareti ve güç spektrum yoğunluğu.....	79
Şekil 3.8. Normal Mitral kapak KD işaretinin KZFD spektrogramı.	80
Şekil 3.9. Mitral kapak KD işaretinin WVD spektrogramı.....	81

Şekil	Sayfa
Şekil 3.10. Mitral kapak KD işaretinin pseudo-WVD (PWVD) spektrogramı.	81
Şekil 3.11. Mitral kapak KD işaretinin SDD skalogramı.	82
Şekil 3.12. KD işaretlerinin kaydedildiği kayıt alt modülü.	83
Şekil 3.13. ÇDA modülünün akış diyagramı.	84
Şekil 3.14. ÇDA modülünün ana modül ön panel görüntüsü.	85
Şekil 3.15. Dosyadan veri okuma (sound read) alt modülü.	85
Şekil 3.16. GSY, genlik ve faz spektrum alt modülü, 44100 Hz’de örneklenmiş sağlıklı mitral kapak KD işaretinin GSY ve faz spektrum gösterimleri. .	86
Şekil 3.17. 44100 Hz’de örneklenmiş mitral kapak KD işaretleri ve GSY grafikleri. a) Normal b) Mitral yetersizlik c) Mitral darlık (stenoz).	87
Şekil 3.18. Sağlıklı Mitral kapak KD işaretinin KZFD spektrogramı.	88
Şekil 3.19. Farklı frekans eksenini boyutlandırması, ışık şiddeti ve renk tablosu seçimleriyle normal mitral kapak KD işaretinin KZFD spektrogram gösterimi.....	89
Şekil 3.20. Normal Mitral kapak KD işaretinin WVD spektrogram alt modülü ile gösterimi, a) WVD b) PWVD c) SPWVD yöntemleri.	90
Şekil 3.21. Normal mitral kapak KD işaretinin SDD (CWT) skalogram alt modülü ile gösterimi.....	91
Şekil 3.22. SDD’de kullanılan farklı ölçeklerdeki ana dalgacık fonksiyonları, a) Morlet fonksiyonu, b) Meksika şapkası fonksiyonu.	91
Şekil 3.23. Normal mitral kapak KD işaretinin Meksika şapkası ana dalgacık fonksiyonu kullanılarak oluşturulan SDD (CWT) skalogramı.	92
Şekil 3.24. KD işaretlerinin sınıflandırılmasının yapıldığı YSA alt modülü.	93

Şekil	Sayfa
Şekil 3.25. ÇDA modülünde yer alan KD işaretleri kayıt modülünün kayıt anı ön panel görüntüsü.	94
Şekil 3.26. KD işaretleri kayıt modülünün kayıt sonrası ön panel görüntüsü.	94
Şekil 3.27. 45 yaşındaki bayan hastaya ait a) normal mitral kapak KD işareti, b) işaretin güç spektral yoğunluğu.	96
Şekil 3.28. Şekil 3.27'deki hastaya ait işaretin KZFD spektrogramı.	97
Şekil 3.29. Şekil 3.27'deki hastaya ait işaretin WVD spektrogramı.	97
Şekil 3.30. Şekil 3.27'deki hastaya ait işaretin SDD skalogramı.	98
Şekil 3.31. 78 yaşındaki kadın hastaya ait a) ileri yetmezliğe sahip mitral kapak KD işareti, b) işaretin güç spektral yoğunluğu.	99
Şekil 3.32. Şekil 3.31'deki hastaya ait işaretin KZFD spektrogramı.	100
Şekil 3.33. Şekil 3.31'deki hastaya ait işaretin WVD spektrogramı.	100
Şekil 3.34. Şekil 3.31'deki hastaya ait işaretin SDD skalogramı.	101
Şekil 3.35. 60 yaşındaki erkek hastaya ait a) ileri darlığa sahip mitral kapak KD işareti, b) işaretin güç spektral yoğunluğu.	102
Şekil 3.36. Şekil 3.35'deki hastaya ait işaretin KZFD spektrogramı.	103
Şekil 3.37. Şekil 3.35'deki hastaya ait işaretin WVD spektrogramı.	103
Şekil 3.38. Şekil 3.35'deki hastaya ait işaretin SDD skalogramı.	104
Şekil 3.39. 19 yaşındaki erkek hastaya ait a) Normal aort kapak KD işareti, b) işaretin güç spektral yoğunluğu.	105
Şekil 3.40. Şekil 3.39'daki hastaya ait işaretin KZFD spektrogramı.	106
Şekil 3.41. Şekil 3.39'daki hastaya ait işaretin WVD spektrogramı.	106
Şekil 3.42. Şekil 3.39'daki hastaya ait işaretin SDD skalogramı.	107

Şekil	Sayfa
Şekil 3.43. 74 yaşındaki erkek hastaya ait a) hafif yetmezliğe sahip aort kapak KD işareti, b) işaretin güç spektral yoğunluğu.	108
Şekil 3.44. Şekil 3.43'deki hastaya ait işaretin KZFD spektrogramı.	109
Şekil 3.45. Şekil 3.43'deki hastaya ait işaretin WVD spektrogramı.	109
Şekil 3.46. Şekil 3.43'deki hastaya ait işaretin SDD skalogramı.	110
Şekil 3.47. 79 yaşındaki bayan hastaya ait a) normal triküspit kapak KD işareti, b) işaretin güç spektral yoğunluğu.	111
Şekil 3.48. Şekil 3.47'deki hastaya ait işaretin KZFD spektrogramı.	112
Şekil 3.49. Şekil 3.47'deki hastaya ait işaretin WVD spektrogramı.	112
Şekil 3.50. Şekil 3.47'deki hastaya ait işaretin SDD skalogramı.	113
Şekil 3.51. 78 yaşındaki kadın hastaya ait a) ileri yetmezliğe sahip triküspit kapak KD işareti, b) işaretin güç spektral yoğunluğu.	114
Şekil 3.52. Şekil 3.51'deki hastaya ait işaretin KZFD spektrogramı.	115
Şekil 3.53. Şekil 3.51'deki hastaya ait işaretin WVD spektrogramı.	115
Şekil 3. 54. Şekil 3.51'deki hastaya ait işaretin SDD skalogramı.	116
Şekil 3.55. İki kalp çevrimi için 40 yaşında erkek hastaya ait a) sağlıklı pulmoner kapak KD işareti, b) işaretin GSY'si.	117
Şekil 3.56. Şekil 3.55'deki işaretin Hanning penceresine göre KZFD spektrogramı.	118
Şekil 3.57. Şekil 3.55'deki KD işaretinin WVD spektrogramı.	119
Şekil 3.58. Şekil 3.55'deki KD işaretinin SDD skalogramı.	119
Şekil 3.59. İki kalp çevrimi için 70 yaşında erkek hastaya ait a) çok hafif yetmezliği olan pulmoner kapak KD işareti, b) işaretin GSY'si.	120

Şekil	Sayfa
Şekil 3.60. Şekil 3.59'daki hastanın KD işaretinin KZFD spektrogramı.	121
Şekil 3.61. Şekil 3.59'daki hastaya ait KD işaretinin WVD spektrogramı.....	122
Şekil 3.62. Şekil 3.59'daki hastaya ait KD işaretinin SDD skalogramı.....	122
Şekil 4.1. a) Normal, b) MY, c) MD mitral kapak KD işaretleri.	126
Şekil 4.2. KD işaretlerinin sınıflandırılmasının işlem basamakları.	127
Şekil 4.3. Mitral kapak KD işareti üzerinde veri çerçeveleme ve çerçeve kaydırma işlemi.	128
Şekil 4.4. 8192 noktalık KD verisine ait ADD katsayılarının elde edilmesi.	129
Şekil 4.5. Daubechies dalgacık fonksiyonu ile(db4) ADD katsayıları hesaplaması.	129
Şekil 4.6. I. yöntemde gerçekleştirilen özellik vektörü oluşturma aşamalarının blok diyagram gösterimi.	130
Şekil 4.7. YSA giriş özellik vektörünün, veri çerçevesi ADD katsayıları öz ilinti değerlerinden elde edilmesi.	131
Şekil 4.8. II. yöntemde gerçekleştirilen özellik vektörü oluşturma aşamalarının blok diyagram gösterimi.	132
Şekil 4.9. III. yöntemde gerçekleştirilen özellik vektörü oluşturma aşamalarının blok diyagram gösterimi.	133
Şekil 4.10. VI. yöntemde gerçekleştirilen özellik vektörü oluşturma aşamalarının blok diyagram gösterimi.	133
Şekil 4.11. Yöntem-I için veri eğitim seti dosyası oluşturan LabVIEW program modülü ön panel görüntü penceresi.	135
Şekil 4.12. Yöntem-I için veri eğitim seti dosyası oluşturan LabVIEW program modülü blok diyagram penceresi.	135

Şekil	Sayfa
Şekil 4.13. Yöntem I, II ve IV’de kullanılan ÇKA YSA yapısı.	136
Şekil 4.14. YSA’nın öğrenmesini gerçekleştiren program modülü	137
Şekil 4.15. YSA’nın öğrenmesini gerçekleştiren program modülü (ön panel).	138
Şekil 4.16. Yöntemlerin YSA eğitim KOH – Epok grafikleri.	140
Şekil 4.17. Birleşik YSA sisteminin blok diyagram gösterimi.	148
Şekil 4.18. Seçilen normal mitral kapak KD işaretinin yöntem-I’e göre YSA modülde değerlendirilmesi.	152
Şekil 4.19. Seçilen normal mitral kapak KD işaretinin yöntem-II’ye göre YSA modülde değerlendirilmesi.	152
Şekil 4.20. Seçilen normal mitral kapak KD işaretinin yöntem-III’e göre YSA modülde değerlendirilmesi.	153
Şekil 4.21. Seçilen normal mitral kapak KD işaretinin yöntem-VI’e göre YSA modülde değerlendirilmesi.	153
Şekil 4.22. Seçilen MY mitral kapak KD işaretinin yöntem-I’e göre YSA modülde değerlendirilmesi.	154
Şekil 4.23. Seçilen MY mitral kapak KD işaretinin yöntem-II’ye göre YSA modülde değerlendirilmesi.	155
Şekil 4.24. Seçilen MY mitral kapak KD işaretinin yöntem-III’e göre YSA modülde değerlendirilmesi.	155
Şekil 4.25. Seçilen MY mitral kapak KD işaretinin yöntem-IV’e göre YSA modülde değerlendirilmesi.	156
Şekil 4.26. Seçilen MD mitral kapak KD işaretinin yöntem-I’e göre YSA modülde değerlendirilmesi.	157

Şekil	Sayfa
Şekil 4.27. Seçilen MD mitral kapak KD işaretinin yöntem-II'ye göre YSA modülde değerlendirilmesi.....	157
Şekil 4.28. Seçilen MD mitral kapak KD işaretinin yöntem-III'e göre YSA modülde değerlendirilmesi.....	158
Şekil 4.29. Seçilen MD mitral kapak KD işaretinin yöntem-IV'e göre YSA modülde değerlendirilmesi.....	158

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. KD işaretleri analiz ve sınıflandırma sistemi (KARDİAS)	69
Resim 3.2. Verilerin kaydedildiği Philips iE33 ekokardiyografi sistemi	70

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
f_d	Doppler fark frekansı
f_t	Gönderilen dalga frekansı
v	Kandaki parçacıkların hızı
c	Ultrasonik dalganın ortamdaki hızı
θ	Ultrasonik dalga ile hedefin akış yönü arasındaki açı
X_k	Ayrık Fourier dönüşümü katsayıları
N	Örnek sayısı
$x(t)$	Zaman alanı giriş işareti
$P(f)$	Spektral güç yoğunluğu
$STFT(t, \omega)$	KZFD katsayıları
$WVD(t, \omega)$	WVD katsayıları
$w[n]$	Ayrık pencere fonksiyonu
Δ_t	zaman aralığı
Δ_ω	frekans bant genişliği
$R(\tau)$	öz ilinti fonksiyonu
$\psi(t)$	Ana dalgacık fonksiyonu
$W(a, b)$	Dalgacık katsayıları
$H_0(\omega)$	Alçak geçiren analiz süzgeç fonksiyonu
$H_1(\omega)$	Yüksek geçiren analiz süzgeç fonksiyonu
$G_0(\omega)$	Alçak geçiren sentez süzgeç fonksiyonu
$G_1(\omega)$	Yüksek geçiren sentez süzgeç fonksiyonu
$\downarrow 2$	Örnek azatma işlemi
$\uparrow 2$	Örnek çoğaltma işlemi
$f(\cdot)$	Aktivasyon fonksiyonu

u_i	Giriş değişkeni
w_{ji}^h, w_{kj}^o	Bağlantı ağırlıkları
$e(k)$	Hata fonksiyonu
$y(k)$	Arzu edilen (Gerçek) çıkış
$o(k)$	YSA çıkışı
f_s	Örnekleme frekansı
r	Korelasyon katsayısı

Kısaltmalar

Açıklamalar

ADD	Ayrık Dalgacık Dönüşümü
AFD	Ayrık Fourier Dönüşümü
AZFD	Ayrık-Zamanlı Fourier Dönüşümü
CW	Sürekli dalga
ÇD	Çevrim Dışı
ÇDA	Çevrimdışı Analiz
ÇDÇ	Çevrim Dışı Çalışma
ÇKA	Çok katmanlı Algılayıcı
DAQ	Veri Edinme
DN	Doğru Negatif
DP	Doğru Pozitif
GSY	Güç Spektral Yoğunluğu
GZ	Gerçek Zaman
GZA	Gerçek Zamanlı Analiz
GZÇ	Gerçek Zaman Çalışma
HFD	Hızlı Fourier Dönüşümü
İE	İşlemci Eleman
KD	Kardiyak Doppler
KHz	Kilo Hertz
KOH	Karesel Ortalama Hata

KTH	Karesel Toplam Hata
KZFD	Kısa Zaman Fourier Dönüşümü
MD	Mitral darlık
MY	Mitral yetmezlik
NKOH	normalize edilmiş KOH
OMH	ortalama mutlak hata
PW	Darbeli dalga
PWVD	Sözde Wigner-Ville Dağılımı
RMS	Etkin değer - Karelerin Ortalamasının Karekökü
SDD	Sürekli Dalgacık Dönüşümü
SPWVD	Düzlenmiş Sözde Wigner-Ville Dağılımı
TBA	Temel Bileşen Analizi
WVD	Wigner-Ville Dağılımı
YN	Yanlış Negatif
YP	Yanlış Pozitif
YSA	Yapay Sinir Ağı
ZFG	Zaman-Frekans Gösterimleri

1. GİRİŞ

Ultrasonik Doppler, klinik uygulamalarda damarlardaki kan akışını ölçmek ve değerlendirmek için sıklıkla kullanılan çok önemli bir tekniktir [1-3]. Birçok damar hastalıklarında, damarlardaki akış karakteristiğini ve damar direncini belirlemede güvenilir bir yöntem olarak kullanılmaktadır. Ultrasonik Doppler tekniği ile elde edilen kan akış işaretlerinin spektral analizi ile güç spektrum yoğunlukları ve sonogramları elde edilerek hemodinamik değişimler, damardaki daralmalar, damar tıkanıklıkları ve diğer kan akışıyla ilintili rahatsızlıklar hakkında güvenilir bilgi elde etmeye çalışılır.

Ultrasonik Doppler, hareketli yapıların ve özellikle vücuttaki kan akış hızının insan vücuduna zarar vermeden vücut dışından (noninvazif) ölçümünde ve belirlenmesinde kullanılan önemli bir tekniktir. Bu amaçla ilk olarak yaklaşık 50 yıl önce kullanılmasına rağmen, taşınabilir Doppler kan akış ölçme cihazları ancak son 25 yıllık bir süre içinde geliştirilmiştir. Geliştirilen bu cihazlar sayesinde çok ince damarlarda bile kan akış hızı ve damar çapı ölçülebilmekte, damarda bir tıkanıklık veya genişleme varsa bu kolaylıkla tespit edilebilmektedir [4, 5].

1959 yılında, ilk olarak, ultrasonik dopplerin kan akış hızını ölçmede kullanılabileceği Satomura tarafından gösterilmiştir. Doppler ultrason kan akış işaretlerinin endüstriyel uygulamaları Satomura'nın araştırmalarıyla başlar [4, 6]. Doppler akış ölçer (Doppler flowmeter) cihazını bulan kişi de Satomuro olmuştur. 1960'da Satomura'nın çalışmalarını devam ettiren Kaneko ve arkadaşları ise, ultrasonik sinyalleri kırmızı kan hücrelerine göndererek frekansın hız ile ilgili olduğu ve çıkış geriliminin kırmızı kan hücrelerinin sayısı hakkında bilgi verdiği konusunda çalışmışlar ve Doppler işaretlerinin analizinde en iyi yöntemin spektral analiz olduğunu ortaya koymuşlardır [6, 7]. Doppler kan akış işaretleri konusunda yapılan ilk çalışma olan damar sertliği hastalarının karotid arterlerinden alınan işaretler ile sağlıklı kişilere ait aynı işaretlerin farklılıklarının ortaya konulması, yine Kaneko ve arkadaşları tarafından yapılmıştır [7]. Takip eden çalışmalarda Japon araştırmacılar, Doppler ilkelerini, kalp ve damar sistemini incelemede, kan akış mekanizmasını

açıklamada, noninvazif görüntüleme ve Doppler spektral analiz konularında kullanmışlardır [8, 9]. Kaneko, spektral kan akış analizinin ilk çalışmalarından sayılan ultrasonik kan riografını (Ultrasonic Blood Rheograph) tanıtmıştır. Bu çalışmanın ürünü olarak, NEC şirketi ultrasonik riograf adı verilen ilk ticari cihazı üreterek satışa sunmuştur [6, 7]. Eş zamanlı olarak, Dean Franklin ve arkadaşları, “darbeli doppler akış ölçme” yöntemini tanımlamışlar ve noninvazif olarak deri yoluyla doppler kan akışı algılamayı (transcutaneous Doppler flow detection) göstermişlerdir [10]. 1962 yılında K. Kato, kan akışından elde edilen işaretlerin hareketli kırmızı kan hücrelerinden yansıyan dalgalar tarafından üretildiğini, bu işaretlerin frekansının akış hızıyla ve çıkış geriliminin de parçacık sayısı ile ilişkili olduğunu göstermiştir. Spektral akış analizi teknikleri, Kato ve arkadaşları tarafından geliştirilerek, ilk defa yönlü akış ölçer cihazı gerçekleştirilmiştir [8, 9]. Aynı dönem içinde, birbirinden bağımsız olarak, F. McLeod da farklı bir yöntemle (faz kaydırma yöntemi) yönlü akışı bulmuştur [11]. Ultrasonik Doppler’in klinikte kullanımı 1980’lerde görülmeye başlanmıştır. Kadın doğumda fetus’un kalp atışlarının gözlenmesi ve karotid atardamarlarındaki kan akışının incelenmesi, ultrasonik Doppler’in tıptaki ilk uygulamaları olarak sayılabilir [1]. Ultrasonik Doppler teknolojisindeki son gelişmelerden sonra cerrahi, pediatri, kadın hastalıkları ve doğum, radyoloji, nöroloji, oftalmoji, onkoloji, neonatoloji, nefroloji, kardiyoloji alanlarında, beyne ait kan dolaşım sisteminde ve birçok damar hastalıklarında ultrasonik Doppler kullanılmaya başlanmıştır [12-16].

Avrupalı araştırmacılar klinik sorunlara doğru yönelmişler ve yapmış oldukları çalışmalar Amerikalı araştırmacılar kadar teorik olmamıştır. Bundan dolayı teşhise dayalı ultrasonik uygulamalarda Avrupa, Amerika’dan daha önde olmuştur. Kalp kapakçık hastalıkları özellikle de mitral kapakçık bozuklukları, 1954’den itibaren teşhis edilmeye başlanmıştır.

Hertz araştırmalarında ilk önce, kalp duvarı - kan ara yüzeyinin ultrasonik dalgayı, kaydedilen ve belirlenebilen bir mesafe gibi yansıttığını göstermiştir [17]. Bu bulguya, kan ve kas arasındaki akustik empedans küçük olduğundan kuşkuyla yaklaşmıştır. Ultrasonik dalgaının frekansının seçimi, nüfuz etme ve seçicilik

özellikleri arasında bir uyuşma sağlanması için birincil derecede önem taşımaktadır. Bunu dikkate alan Hertz, kardiyoloji için optimum frekans olan 2.5 MHz'lik ultrasonik dalga merkez frekansını seçmiştir [17].

1957'de Hertz, Almanya'da, Doppler cihazının ilk uygulamasını tıbbi bölümlerde gerçekleştirmiştir. Daha sonra sürekli dalga çalışma yapısında (continuous wave mode), elektrokardiyogram ve kalp sesleri gibi diğer parametrelerle birlikte ilk ekokardiyogram (Doppler sonogramı) kaydedilmiştir. Takip eden çalışmalarda ultrasonik dönüştürücü (prob) teknolojisinde büyük ilerlemeler sağlanarak yüksek çözünürlüklü tarayıcılar üretilmiş ve gerçek zamanlı görüntülemeye kullanılmaya başlanmıştır.

Ultrasonik frekans, 20 kHz'den büyük ve insan kulağının algılayamayacağı ses bölgesi olarak tanımlanır [1-3]. Doppler sistemlerinde, ultrasonik sensörün gönderdiği işaretin kandaki parçacıklardan saçılarak yansması nedeniyle geri alınan işaretin frekansında değişimler gözlenir. Gönderilen frekans ile alınan frekans arasındaki bu farka Doppler kayma frekansı (Doppler shift frequency) adı verilir. Doppler kayma frekansı, ultrasonik dalganın ortamdaki hızına, kandaki parçacıkların hızına, ultrasonik dalganın yönü ile kandaki parçacıkların hareket yönü arasındaki açıya bağlıdır [1-3, 12, 13, 18-22].

Kandaki parçacıkların farklı hızda olmalarından dolayı saçılarak yansıyan ultrasonik dalganın Doppler frekansları spektrum şeklinde gözlenebilir [1, 23, 24]. Ölçüm yapılan bölgedeki kan akış hızı karakteristiği ile elde edilen Doppler işaretinin güç spektrum karakteristiği benzer özellikler göstermektedir. Bu nedenle, Doppler işaretlerinin spektral analiziyle damarlardaki kan akış hızı dağılımı hakkında güvenilir bilgi elde edilebilmektedir. Çeşitli spektral analiz yöntemleri kullanılarak doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları oluşturulur; tıbbi ve teşhise yönelik bilgi elde etmek amacıyla Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki değişimler sonogram olarak gösterilir. Sonogramlarda yatay eksen zamanı, düşey eksen frekansı ve herhangi bir andaki ve frekanstaki güç yoğunluğu renkli veya gri tonlamalı olarak piksel şeklinde gösterilir [1, 23-26]. Doppler kan akış işaretlerinin spektral

analizinden elde edilen sonuçların damar daralması ve damar tıkanıklığı gibi damar hastalıklarıyla ilişkili olduğu yapılan çalışmalarda ortaya koyulmuştur [1, 3, 12-16, 27].

Doppler kan akış işaretlerini göstermek için spektral analizin kullanımı, kan akış hızının en iyi şekilde ölçülmesini sağlar ve dağınık (disturbed) akışın varlığı hakkında da bilgi verir. Damar içerisinde kan akışı laminar ve çalkantılı olmak üzere iki türdür. Laminar akışta damar çeperine temas eden kanın akışı sıfıra yakındır, damarın ortasında ise en yüksek hızına ulaşır. Bu nedenle laminar akış profili paraboliktir. Çalkantılı akışta kan hemen hemen her yöne hareket etmektedir. Laminar akış sessizdir, çalkantılı akış titreşim yapar [28, 29]. Sigel ve arkadaşları ile Felix ve arkadaşları karotid arter darlığı olan hastalarda çalkantılı akışı, laminar akıştan ayırma yönünde çalışmalar yapmışlardır [30].

Ultrasonik Doppler yöntemi ile yapılan kan akış ölçümlerinden, hız değişimleri, hız profili, basınç düşmesi, türbülans parametreleri, damar direnci gibi özellikler ve damar hastalıklarıyla ilgili güvenilir bilgiler elde edilebilmekte, damar görüntüleme yapılabilmektedir. Çok ince kılcal damarlarda bile kan akışı, akış yönü ve akış karakteristiği hakkında bilgiler elde edilebilmektedir [1-3]. Doppler sistemine ait görüntüleme, aralık belirsizliği, örtüşme gibi sınırlamalarından dolayı bu ölçümlere ait belirsizliklerle de karşılaşılabilir [1-3, 12, 13, 20-23]. Bununla birlikte, bu ölçüm sınırlamalarını ortadan kaldıracak farklı Doppler sistemleri geliştirilerek, bu sistemlerin teşhis amaçlı kullanımı yaygınlaşmıştır [3, 15, 20, 27]. Hızlı gelişen teknolojiyle birlikte geliştirilen Doppler sistemleri, sürekli dalga, darbeli dalga Doppler ölçüm sistemleri ve renkli Doppler akış ölçüm sistemleri olarak sayılabilir [1-3]. Doppler sistemlerinin diğer kan akış ölçme sistemlerine olan en önemli üstünlüğü, insan vücuduna herhangi bir zarar vermeden güvenilir ve doğru ölçümlerin elde edilebilmesidir. Bunun yanı sıra kalp ve damarlardaki hemodinamik değişimlerin görüntülenmesini de sağlamaktadır [1-3, 12-14, 18].

Klasik veya model tabanlı metotların kullanılması ile zaman serilerinin sonlu sayıdaki ölçümlerinden spektral içeriğin belirlenmesi işlemine spektral analiz denir.

Sonlu uzunluktaki durağan işaretin toplam gücünün frekans üzerindeki dağılımının analizi, spektral analizin esas konusudur. Spektral analiz konusunda çeşitli yaklaşımlar vardır: Klasik yöntemler, model tabanlı yöntemler ve modern yöntemler [31-53]. İncelenen işaret hakkında çok az bilginin bulunduğu uygulamalarda, spektral karakteristiklerin kestiriminde klasik metotların kullanımı uygundur. İncelenen işaret üzerinde durağanlık hariç herhangi bir varsayımın yapılmadığı spektral kestirim metotları klasik metotlar olarak adlandırılır. Klasik metotların hesaplanmasında hızlı Fourier dönüşümü (HFD) kullanılır ve bundan dolayı klasik metotlar HFD tabanlı spektral kestirim metotları olarak da bilinir. Periodogram, korelogram, Blackman-Tukey, Bartlett ve Welch, HFD tabanlı spektral kestirim metotlarıdır [51-53].

Günümüzde ultrasonik Doppler kan akış işaretlerinin spektral analizi, klinikte kalp ve damar sistemindeki akış profilinin incelenmesinde noninvazif bir teknik olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Kan akış işaretlerinin karakteristik farklılıklarını ve kan akış direncini en iyi şekilde belirleyebilmek için pek çok spektral analiz yöntemi geliştirilmiştir. Doppler işaretlerinin spektral analizinde, güç spektral yoğunluklar, sonogramlar, zaman-frekans gösterimleri ve çeşitli istatistiksel metotlar gibi birçok matematiksel yöntemler kullanılmıştır. Bu alanda Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) tabanlı yöntemler geleneksel hale gelmişlerdir.

Klasik kestirim metotlarında geniş anlamalı durağanlık hariç herhangi bir varsayım yapılmadığı için spektral karakteristiklerin belirlenmesinde uzun işaret kayıtları gereklidir. Bununla birlikte, işaret durağan kabul edildiği için pencereleme işlemi yapılarak sonlu uzunluktaki işaretin spektral analizi yapılmaktadır. Model tabanlı metotlarda model doğru seçilmiş ise kısa işaret kayıtlarından doğru kestirimler yapılabilmektedir. Model tabanlı metotlarda, bir rasgele işaretin bilinmeyen parametrelerinin (örneğin, ortalama, otokorelasyon ve güç yoğunluk spektrum fonksiyonları) kestiriminde rasgele işaretin bir örnek işaret aralığından yapılan kestirimler kullanılabilir. Bu durumda, ergodiklik varsayımı yapılmaktadır. Ergodiklik için durağanlık da gereklidir ve böylece, durağan olma varsayımı da yapılmış olmaktadır. Ultrasonik Doppler işaretlerinin spektral analizi için farklı

spektral kestirim metotları da geliştirilmiştir [24-47]. Doppler kan akış işaretlerinin analizinde son yıllarda modern parametrik yöntemler olan AR (Autoregressive), MA (Moving average) ve ARMA (Autoregressive moving average) yöntemleri klasik HFD tekniğine alternatif olarak kullanılmıştır [31-39, 41-58].

Doppler kan akış işareti gibi durağan olmayan işaretlerin zaman frekans gösterimlerinin elde edilmesinde kısa zamanlı Fourier dönüşümü (KZFD-STFT), HFD'den üstün bir yöntem olarak oldukça sık kullanılmaktadır. Arter darlığına sahip Doppler işaretlerinin spektral analizinde KZFD ve dalgacık dönüşümü ile elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır [59]. X. Long ve arkadaşları yine arterdeki küçük bir daralmayı sezmek için KZFD metodunun sonuçlarını diğer kan akış işaret işleme yöntemlerinden Wigner-Ville dağılımı ve Choi-Williams dağılımı ile karşılaştırmışlardır [60]. Z. Guo ve arkadaşları da farklı kan akış hızlarını ve yapılarını belirlemede, KZFD ve AR metotlarına alternatif olarak, Choi-Williams dağılımı ve Bessel dağılımını birbiri ile karşılaştırarak Bessel dağılımının Choi-Williams dağılımına göre daha iyi zaman frekans gösterimi olduğunu ifade etmişlerdir [61].

Kalp-damar ve beyin-damar sistemlerindeki kan akışına engel olan küçük pıhtıyı (emboli) sezmede veya bu sistemlerdeki bozuklukları teşhis etmede ultrasonik Doppler kan akış işaretlerine çeşitli spektral analiz yöntemleri uygulanmıştır. B. S. Krongold ve arkadaşları serebral arterdeki pıhtıyı sezmek için KZFD ve dalgacık dönüşümü yöntemlerini kullanarak spektral kestirimlerde bulunmuşlardır [62]. Böbrekleri besleyen renal arterdeki kan akış değişikliklerini ve akış profilini belirlemek gibi vücudun çeşitli damarlarına ait Doppler kan akış işaretlerine de KZFD yöntemi uygulanmıştır [63].

P. I. J. Keeton ve F. S. Schlindwein çalışmalarında karotid ve femoral arterlerden elde edilen kan akış işaretlerine dalgacık dönüşümü uygulamışlardır [64]. N. Aydın ve arkadaşları semptomatik karotid darlığına sahip kişilerinin serebral arterlerinde pıhtı tespiti için embolik işaretlerin analizinde dalgacık dönüşümü kullanmışlardır [65]. İ. Güler ve arkadaşları oftalmik ve iç karotid arterlerin spektral analizini

dalgacık dönüşümü ile gerçekleştirdikten sonra sınıflandırmak için yapay sinir ağlarını (YSA) kullanmışlardır [66].

YSA'nın biyomedikalde, başta biyomedikal işaretleri veya klinik parametreleri sınıflandırarak hastalık tespiti olmak üzere, elektrokardiyografi (EKG), elektroensefalografi (EEG) işaretlerinin analizi, kanserli hücrelerin analizi, protez tasarımı, transplantasyon zamanlarının optimizasyonu ve hastane giderlerinin optimizasyonu gibi birçok alanda uygulaması bulunmaktadır [67]. I. A. Wright ve arkadaşları KZFD yöntemi ile elde edilen maksimum frekans zarflarını YSA'ya giriş vektörleri olarak kullanarak, orta-iliak arter hastalığının teşhisinde ortak femoral arterdeki daralmayı ve miktarını YSA ile tespit etmişlerdir [68]. J. H. Smith ve arkadaşları, arter hastalığındaki hız zaman dalga yapılarını kullanarak elde ettiği YSA sonuçlarını, Temel bileşen analizi (TBA) kullanarak oluşturduğu Bayezyan sınıflandırıcı sonuçlarıyla karşılaştırmalı olarak sunmuşlardır [69]. E.D. Übeyli ve arkadaşları iç karotid arterdeki daralmayı AR metoduyla elde ettikleri güç spektral yoğunlukları ve sonogramları YSA ile sınıflandırarak belirlemişlerdir [70].

YSA'lar, birbirleri ile bağlantılı işlem elemanlarından (nöron) oluştukları için her bir nöron arasındaki bağlantı yapısı ağı topolojik yapısını belirler. Seçilen uygulamaya göre uygun olan öğrenme algoritmalarının sonuçlarını birbiri ile karşılaştıran birçok çalışma da literatürde yerini almıştır [71]. Bu uygulamaların hepsi, YSA'nın desen tanıma ve sınıflandırma konusundaki başarısının biyomedikal alanda da uygulanabilirliği konusunda kesin ve önemli sonuçlar ortaya koymuşlardır.

Kalp kapakçık Doppler işaretleriyle yapılan çalışmalarda, C. Veyrat ve arkadaşları eko-Doppler tarama tekniğini kullanarak mitral darlık tesbiti üzerinde çalışmışlardır. Yaptıkları uygulamalarını 2D eko tekniğiyle karşılaştırarak performans analizlerinde daha iyi duyarlılık ve belirlilik elde etmişlerdir (duyarlılık: %93, belirlilik: %92) [72]. R. Gramiak ve arkadaşları, gerçek zamanlı olarak çalışan bir sistemle CW ve PW Doppler modlarında normal ve hasta kişilere ait kalp-damar sistemi üzerinde inceleme yapmışlardır. CW Doppler'in kapakçık hareketlerindeki tepe frekans kaymalarının belirlenmesinde, PW Doppler'in de spektral genişlemenin

görüntülenmesinde ve anormal akıştaki kısa süreli hızlı akışın belirlenmesinde daha etkili olduğunu bulmuşlardır [73]. G. Cloutier ve arkadaşları maksimal ve minimal frekans bölgelerinin belirlenmesinde yeni bir yöntem önermişlerdir. Aort kapak doppler işaretleri üzerinde spektral zarf alanının belirlenmesi üzerinde çalışarak aort darlığının teşhisinde kullanmışlardır. Hastalıklı ve sağlıklı kişilerin aort kapak Doppler işaretlerinin spektrogramlarını elde ederek karşılaştırmışlardır.[74, 75]. İ. Güler ve arkadaşları, hasta ve sağlıklı kişilerden alınan aort kapak Doppler işaretlerine HFD, AR ve dalgacık dönüşümü yöntemlerinin kullanarak spektral analiz uygulamışlar ve bu işaretlere ait sonogramları çizdirmişlerdir. Elde edilen verilerin incelenmesiyle bu yöntemler frekans çözünürlükleri ve klinik tanıya etkileri açısından karşılaştırılmıştır. Dalgacık dönüşümü yönteminin, diğer iki yöntem üzerinde önemli bir üstünlüğü olduğu vurgulanmıştır [76]. İ. Türkoğlu ve arkadaşları, kalp kapakçık işaretlerini kaydederek, bu işaretlere KZFD ve dalgacık dönüşümü yöntemlerini uygulamışlar ve çeşitli ön işlemlerle elde edilen özellik vektörünü geri yayılım algoritması kullanan bir YSA ile sınıflandırmada kullanmışlardır. Tasarlanan bu teşhis uzman sistemi ile hasta kişilerde %95,9 sağlıklı kişilerde %94 doğrulukta sınıflama başarılmıştır [77]. İ. Güler ve arkadaşları yaptıkları bir diğer çalışmada, 60 hastadan alınan triküspit, mitral ve aort kapak Doppler işaretlerine HFD analiziyle ön işleme uygulayarak, bu işaretlerden hipertansiyon, mitral darlığı, mitral bozulma, triküspit darlığı, aort darlığı ve aort yetersizliği hastalıklarını bulanık mantık yöntemiyle sınıflandırmışlardır [78].

İ. Türkoğlu ve arkadaşları diğer bir çalışmalarında, Doppler işaretleri kullanılarak kalp kapakçık hastalıklarının tanısına yardımcı olacak örüntü tanıma tabanlı akıllı bir sistem tasarlamışlardır. Kalp kapakçık Doppler işaretlerinden özellik çıkarma ve işaretlerin sınıflandırılması işlemleri gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen dalgacık paket sinir ağları yöntemiyle 215 örnek üzerinde çalışılmış ve %94 doğruluk oranıyla hastalıklı ve sağlıklı şeklinde sınıflama başarılmıştır [79]. İ. Güler ve arkadaşları aort kapak Doppler işaretlerini kullanarak genetik-bulanık mantık yöntemiyle, sağlıklı kapak yapısı, aort darlığı ve aort yetersizliği hastalıklarının sınıflandırılmasını başarmışlardır [80].

S. Kara ve arkadaşları, mitral kapak kalp Doppler işaretlerine AR yöntemini uygulayarak, işaretlerin güç spektral yoğunluklarını elde etmişlerdir. Bu verileri Levenberg-Marquardt algoritması ile eğitilen YSA da sınıflandırmışlardır. Mitral kapak darlığı tanısında sınıflamada %94 doğruluk oranı elde edilmiştir. Ayrıca sınıflamada %97,3 duyarlılık ve %90,3 belirlilik oranlarına ulaşılmıştır [81]. Bununla birlikte S. Kara, mitral kapak Doppler işaretlerine KZFD uygulayarak elde ettiği sonogram zarf eğrilerini, Levenberg-Marquardt yöntemiyle eğitilmiş YSA'ya giriş verileri olarak kullanmıştır. Mitral darlık hastalığının teşhisine yönelik yapılan sınıflamada %97,8 doğruluk oranı elde edilmiştir [82]. Ayrıca literatürde, kalp kapakçık Doppler işaretlerini kullanarak hastalık teşhisinde, farklı ön işaret işleme yöntemleriyle yapay zeka tekniklerini kullanan bir çok uzman tanı sistemi görmek de mümkündür [83-90].

Doktora düzeyinde yapılan çalışmalarda da, S. Kara, mitral ve triküspit kalp kapaklarından elde edilen Doppler işaretlerini kaydederek, bu işaretlere klasik HFD ve özbağlaşımlı (AR) metodları kullanarak spektral analiz uygulamıştır. Elde edilen Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumlarını ve sonogramlarını elde etmiştir. Klasik HFD yöntemiyle yapılan spektral analiz ile özbağlaşımlı (AR) metodla yapılan spektral analizi karşılaştırmıştır. Mitral ve triküspit kapaklardaki bozulmaların teşhisi sonogramlarla ortaya koyulmaya çalışılmıştır [91].

F. Hardalaç, beyin travması geçirmiş beyin damarlarında anevrizma (balonlaşma) tesbit edilen hastaların cerrahi sonrası beyin içi damarlarındaki transcranial Doppler ile kan akışını incelemiştir. Beyin damarlarında daralma ve beyin içi kan basıncı artışı olup olmadığı bulgusu elde etmeye çalışmıştır. Bu çalışmada beyin damarlarından elde edilen doppler işaretlerine HFD, AR, ARMA, WALSH metotları ve dalgacık dönüşümü kullanılarak spektral analiz uygulanmış ve ayrı ayrı sonogramlar oluşturulmuştur [92].

İ. Türkoğlu, durağan olmayan işaret örüntüleri için güçlü bir özellik çıkarımı amaçlamış ve durağan olmayan işaretler için dalgacık dönüşümü, entropi, parametrik ve parametrik olmayan zaman-frekans spektral analiz yöntemlerine dayalı, tümleşik

özellik çıkarım metodolojileri sunmuştur. Yapılan tez çalışmasında üç farklı yeni tümleşik özellik çıkarma algoritması önerilmiş ve geliştirilen özellik çıkarım yöntemleri yapay sinir ağı örüntü sınırlandırıcısının içerisine gömülerek, yeni dalgacık sinir ağı modelleri ile adaptif örüntü tanıma yaklaşımı ortaya konmuştur. Bu yöntemlerin etkinliği Doppler kalp işaretleri üzerinde denenmiştir. Sistemin başarımı, doktor etkenli tanı kararları ile karşılaştırılmış ve yaklaşık olarak %96 doğru tanımlama yüzdesi elde edilmiştir [93].

E. D. Übeyli, Behçet ve üveit hastası olan kişilerden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretlerine ve iç karotid atardamar daralması, tıkanıklığı olan kişilerden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretlerine klasik (hızlı Fourier dönüşüm tabanlı metodlar) ve model tabanlı (özbağlaşımlı metod, yürüyen ortalamalı metod ve özbağlaşımlı yürüyen ortalamalı metod) yöntemlerle spektral analiz uygulayarak, oftalmik ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumlarını ve sonogramlarını elde etmiştir. Daha sonra bu güç yoğunluk spektrumları ve sonogramlarla, spektral analiz metodları, frekans çözünürlükleri, oftalmik ve iç karotid atardamarlardaki akış karakteristiklerinin belirlenmesindeki etkileri bakımından karşılaştırmıştır. Özbağlaşımlı (AR) ve özbağlaşımlı yürüyen ortalamalı (ARMA) metodlar ile elde edilen güç yoğunluk spektrumlarının ve sonogramların oftalmik ve iç karotid atardamarlardaki hemodinamik değişimler hakkında güvenilir bilgi verdiğini ortaya koymuştur. Ayrıca YSA ile Oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerini sınıflandırmıştır. Yapılan sınıflama ile oftalmik atardamar daralması, iç karotid atardamar daralması ve iç karotid atardamar tıkanıklığı tespit edilmiştir [94].

U. Ergün yaptığı doktora çalışmasında, beyin arterlerindeki kan akışını inceleyerek beyin arterlerinden (orta ve ön) alınan transkranial Doppler işaretlerini kaydetmiştir. Bu işaretleri sayısal ortamda HFD yöntemiyle işleyerek spektral analizini yapmıştır. Elde ettiği Doppler hız parametrelerini lojistik regresyon ve sinir ağı modellerine uygulayıp işaretleri, normal, darlık ve tıkanıklık açısından sınıflandırmaya çalışmıştır. Ayrıca bu çalışmada, Doppler işaretlerinin daha başarılı bir şekilde sınıflandırılabilmesi için genetik algoritma kullanılarak optimizasyon amacıyla

“Genetik Algoritma ve Sinir Ağı” yöntemi geliştirilmiştir. Hem sinir ağı girişlerinin seçilmesi hem de ağ parametrelerinin optimize edilmesi genetik algoritma yöntemiyle gerçekleştirilerek geleneksel sinir ağlarına oranla daha yüksek bir sınıflandırma performansı elde edilmiştir [95].

N. Barışçı, kalp kapakçık Doppler işaretlerinin (kardiyak Doppler) sınıflandırılması konusunda çalışmıştır. Yapılan çalışmada, 60 hastadan kaydedilen kapakçık Doppler işaretlerine HFD yöntemiyle spektral analiz uygulanarak, her bir hastaya ait kardiyak Doppler işaretlerinin, Sistol, Diyastol, direnç indeksi, darbe indeksi ve sistol/diyastol oranı değerleri elde edilmiştir. Daha sonra bu değerler çok katmanlı algılayıcı sinir ağı ve NEFCLASS sinirsel bulanık sınıflayıcı ile sınıflandırılmıştır [96].

S. İçer tez çalışmasında, vücudun farklı bölgelerinde yer alan toplardamara ve atardamarlara ait kan akış işaretlerini kaydederek, bu işaretlere çeşitli işaret analiz yöntemlerini uygulamıştır. Femoral, popliteal, jugular, portal ven, ve karotid, femoral arter damarlardan kaydedilen Doppler işaretlerine, HFD, KZFD, AR, dalgacık dönüşümü, Eigen metodu ve TBA yöntemleriyle spektral analiz ve ön işleme gerçekleştirerek bu sonuçları YSA ile sınıflandırmaya çalışmıştır [97].

Literatürde, ultrasonik Doppler cihazlarının hastalık tanısında öngöründe bulunacak uzman sistem özellikleri yoktur. Bu çalışmada Doppler ekokardiyografi cihazlarına ek bir donanım ve yazılımla bu özelliğin de katılması amaçlanmıştır. Ayrıca yapılan çalışmayla teknolojik olarak eskiyen Ultrasonik Doppler cihazlarının kullanım sürelerinin uzatılması da hedeflenmektedir. Tasarlanan tanıya yönelik akıllı öngörü sistemi, Doppler ekokardiyografi cihazının ses çıkışından yararlanarak KD işaretlerinin spektral analizini ve sınıflandırmasını yapmaktadır. Yazılım olarak tüm modül ve alt modüller LabVIEW grafik programlama dili kullanılarak yazılmıştır. Hazır LabVIEW eklentileri (add-on software) kullanılmamıştır. Literatürdeki biyomedikal işaret işleme alanında LabVIEW ile yapılan az sayıdaki uygulama ve çalışmalar incelenmiş, bazılarında da yararlanılmıştır [98-100]. Biyomedikal işaret

işlemede, KD işaretlerinin analizi ve sınıflandırmasında LabVIEW ile yapılan çalışmaya da rastlanmamıştır.

Bu çalışmanın ikinci bölümünde, kısaca kalp, kapakçık yapıları tanıtılarak, kapakçık hastalıklarına değinilmektedir. Doppler ilkesinin tanımı yapılarak, Doppler ekokardiyografi anlatılmış ve kardiyak Doppler işaretlerinin elde edilmesi anlatılmıştır. Ayrıca kullanılan zaman-frekans gösterimi yöntemlerinden kısa zaman Fourier dönüşümü, Wigner-Ville dağılımı, sürekli ve ayrık zaman dalgacık dönüşümleri açıklanmaktadır. Sınıflandırmada kullanılan ÇKA YSA yapısı ve çalışmasına değinilerek kullanılan eğitim algoritmaları verilmektedir.

Üçüncü bölümde anlatılan, donanım ve yazılım olarak tasarlanan kardiyak Doppler işaretleri analiz ve sınıflandırıcı (KARDİAS) sistemi, gerçek zamanlı (online) çalışma ve çevrim dışı (off-line) çalışma yazılım modüllerinden oluşmaktadır. Gerçek zamanlı çalışma (GZÇ) modülünde KD işaretleri örneklenerek görüntülenmekte, kaydedilmekte ve çeşitli spektral analiz teknikleri kullanılarak zaman-frekans gösterimleri elde edilmektedir. Çevrim dışı çalışma (ÇDÇ) modülünde KD işaretleri örneklenerek kaydedilmekte, kaydedilmiş KD işareti verileri dosyadan çalışma ortamına alınarak KD verileri üzerinde çeşitli spektral analiz teknikleri kullanılarak zaman-frekans gösterimleri elde edilmektedir. Ayrıca ÇDÇ modülünde yapay sinir ağları (YSA) kullanılarak KD işaretlerinin sınıflandırılması yapılmaktadır.

Dördüncü bölümde sınıflandırıcı uzman sistem tanıtılmaktadır. Sınıflandırma işlemi öncesinde, durağan olmayan KD işaretlerinin çerçevelenerek ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) alınmıştır. Durağan hale getirilen KD işaretlerine YSA girişi öncesi ön işlemler uygulanarak YSA giriş özellik vektörleri elde edilmiştir. Sınıflandırıcı uzman sistem tasarımında 4 YSA yöntemi önerilmiş ve bu yöntemlerin başarısı gösterilmiştir. Ayrıca bu yöntemler içinden seçilen 3 yöntem ile birleşik YSA yapısı oluşturularak tanı öngörüsü başarısı arttırılmıştır.

Beşinci ve son bölümde, çalışmanın sonuçları değerlendirilerek, zaman-frekans gösterimleri incelenmiş ve gerçek zamanlı ve çevrimdışı çalışmalar için uygun yöntemler tartışılmıştır. Ayrıca kardiyak Doppler işaretlerinin sınıflandırılmasında kullanılan dört YSA yöntemine göre sınıflandırma sonuçları verilerek literatürdeki çalışmalarla karşılaştırılarak uygulanan yöntemlerin başarıları vurgulanmıştır.

2. MALZEME ve YÖNTEM

2.1 Kalbin Yapısı ve Çalışması

Kalp, göğüs ön duvarı arkasında, orta kısımda iki akciğer arasında yer alır. Kas dokusundan oluşmuştur. Temel işi kanı pompalamak olan hayati bir organdır. Sağda ve solda birer kulakçık (atrium) ve karıncık (ventrikül) olmak üzere dört boşluktan oluşur. Sağdaki kulakçık ve karıncığı triküspit kapak; soldaki kulakçık ve karıncığı ise mitral kapak ayırır. Kalbin sol karıncığının bitimi ile kalpten çıkan ve insanın en büyük atardamarı olan aort damarının başlangıcı arasında aort kapağı vardır. Benzer olarak pulmoner kapak sağ karıncık ile pulmoner damar arasındadır. Kalbin sağ sistemine tüm vücuttan gelen kanı toplayan damarlar (vena cava inferior ve vena cava superior) açılır. Bu kan, akciğer atardamarı (Pulmoner arter) ile sağ sistemden ayrılır. Akciğerlerden akciğer toplardamarları (pulmoner venler) ile dönen kan, sol kulakçık ve sol karıncığı dolaşarak aort damarları ile tüm vücuda pompalanır.

Bir kalp atımı, kalbin sağ kulakçığının üst taraflarında bulunan ve sinoatrial (veya sinüs) düğüm adı verilen özelleşmiş bir hücre demetinden oluşan bölgenin elektriksel bir uyarı çıkarması ile başlar. Sinüs düğümünden çıkan bu uyarı kalbin her iki kulakçığı boyunca ve aşağıya doğru yayılır ve kulakçıklar kasılarak içlerindeki kanı karıncıklara gönderirler. Daha sonra uyarı kulakçıklar ile karıncıklar arasında bulunan başka bir özel bölgeye; atrioventriküler (AV) düğümüne gelir. Elektrik iletisi karıncıklara ulaştırılmadan önce atrioventriküler düğümde kısa bir süre bekletilir. Böylelikle kulakçıklarla karıncıklar aynı anda kasılmaz. Kulakçıkların kasılması bittikten sonra elektriksel ağ ile uyarı tüm karıncıklara yayılır ve karıncıklar kasılarak içlerindeki kanı akciğerlere ve aort yoluyla vücuda pompalarlar. Sinüs düğümünden dakikada 60-100 civarında uyarı çıkar. Bu da kalp hızını oluşturur [28, 29].

2.1.1. Kalp kapakları

Kalp dört odacıktan oluşur: üst kısımda iki kulakçık (sağ ve sol atrium) ve kulakçıkların altında iki karıncık (sol ve sağ ventrikül). Kulakçıklar ile karıncıklar

arasında ve karıncıklarla buradan çıkan damarlar arasında kapaklar bulunur. Kapaklar, kanın tek yönlü akmasını, dolayısıyla kanın geri kaçışını engellemeye yarar. Kapaklar, kanın karıncıklara tek yönlü girişini sağlarken tek yönlü de çıkışını sağlarlar. Her kapak (iki yaprakçıktan oluşan mitral kapak hariç) 3 yaprakçıktan oluşur. Şekil 2.1’de kalbin kapakçık yapısı görülmektedir. Bu dört kalp kapak şunlardır:

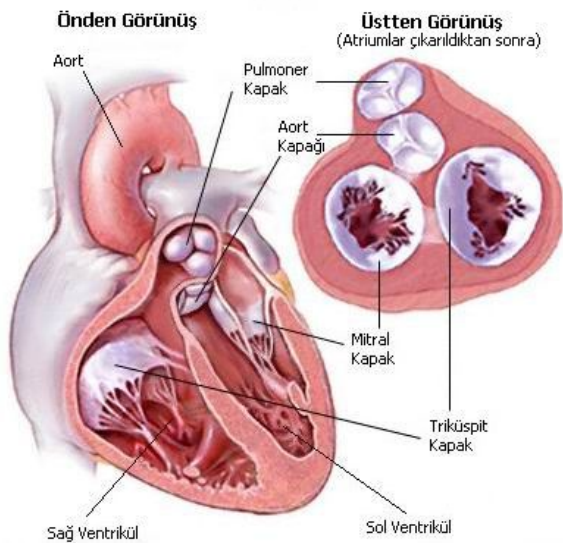
Triküspit kapak: sağ kulakçık ve sağ karıncık arasında bulunur.

Pulmoner kapak: sağ karıncık ile pulmoner arter (akciğer arteri) arasında bulunur.

Mitral kapak: sol karıncık ve sol kulakçık arasında bulunur.

Aort kapağı: sol karıncık ile aort arasında bulunur.

Kalp kası kasılıp gevşedikçe kapaklar açılır ve kapanır. Bu şekilde kan karıncıklara ve kulakçıklara dönüşümlü olarak dolar. Aşağıda kalbin sol tarafındaki kapakların nasıl çalıştığı anlatılmıştır.



Şekil 2.1. Kalbin kapakçık yapıları

Sol karıncık gevşedikten sonra aort kapağı kapanır ve sol kulakçıktan sol karıncığa kan akışını sağlamak için mitral kapak açılır. Sol kulakçık kasılır ve sol karıncığa daha fazla kan akışı olur. Daha sonra sol karıncık kasılır, mitral kapak kapanır ve

böylece kanın tekrar sol kulakçığa kaçması önlenir. Aynı zamanda aort kapağı açılır, böylece kan aorta'ya atılır. Daha sonra sol karıncık gevşer aort kapağı kanın sol karıncığa geri kaçmasını engellemek için kapanır ve böylece döngü devam eder. Benzer olaylar sağ tarafta, triküspit kapak ile pulmoner kapak arasında olur.

2.1.2. Kalp kapak hastalıkları

Kalp kapaklarındaki hastalıklar büyük oranda romatizmal kalp hastalığı sonucu oluşur. Bunun dışında, kapakların yapısal bozuklukları, kalp boşluklarının genişlemeleri, kalp damar hastalıkları, iltihabi hastalıklar da kapak hastalığına neden olabilir. Kalp kapaklarında iki türlü bozukluk olabilir:

Kapak Yetmezliği: Kapakçıklar tam olarak kapanmaz; böylece yalnızca ileriye doğru akması gereken kanın bir kısmı da geriye doğru kaçır. Dolayısıyla kalbin yaptığı işin bir kısmı boşa gitmiş olur. Böylece kalbin yükü artar. Kapak yetmezliği fazla miktarda olursa kalp yetmezliğine neden olabilir.

Kapak Darlığı: Kapaklar arasındaki açıklık daralır, böylece kalbin diğer boşluklara veya damarlara kan göndermesi zorlaşır. Kalp bunu başarmak için daha fazla güç harcar. Darlık oranı fazla olursa kalpten atılan kanın azlığına bağlı şikayetler ortaya çıkar ve yine kalp yetmezliği oluşabilir. Bazı durumlarda aynı kapakta hem darlık hem de yetmezlik olabilir.

2.1.3. Kalbin çalışması, sistol ve diyastol

Kalp, atriumlar (kulakçıklar) yoluyla kendisine gelen kanı, kasılarak büyük damarlara atar. Bu damarlar sol ventrikül (karıncık) için aort, sağ ventrikül için de akciğer atardamarıdır (pulmoner arter). Bu kasılma dönemine sistol adı verilir. Yukarıda anlatıldığı gibi kalbin kasılması sağ atriumun üst taraflarında bulunan sinoatrial (sinüs) düğümün belirli aralıklarla düzenli olarak çıkardığı elektrik uyarıları ile olur. Bu uyarılar kalbin her tarafına iletim sistemi ile ulaşır.

Sistol: Atriumlardan ventriküllere gelen kan geçişi tamamlanınca, ventrikül kasılmaya başlar. Kasılmanın ilk safhasında önce ventriküllerin hacmi değişmeksizin içindeki basınç artar. Bu basınç, kulakçıkların içindeki basıncı geçtiği an, atriumlarla ventriküller arasındaki kapaklar (kalbin sol tarafı için mitral, sağ tarafı için triküspit kapak) kapanır ve 1. kalp sesi (S1) oluşur. Sonra basınç artmaya devam eder ve aort ve pulmoner kapaklar açılır ve kan aort ve pulmoner artere atılır.

Normalde sistol sırasında ventriküllerin içindeki kanın %55-70'i atılır yani tamamı atılmaz. Bu atılma oranına, ventriküllerin ejeksiyon fraksiyonu (EF) denir. EF, kalp uzmanları için oldukça önemlidir. Bu oran değişik laboratuvar yöntemleri ile hesaplanarak (eko, talyum, ventrikülografi vb) kalbin performansı hakkında bilgi elde edilir.

Diyastol: Sistol ile kanın atımı sona erdikten sonra ventriküllerde gevşeme başlar: Bu döneme ise diyastol adı verilir. Diyastolün en başında ventriküllerin hacmi henüz değişmeksizin içindeki basınç, gevşeme başladığından dolayı düşmeye başlar. Ventriküllerin içindeki basınç aort ve pulmoner arterin basıncının altına indiği an, aort ve pulmoner kapaklar kapanır ve böylece 2. kalp sesi (S2) oluşur. Daha sonra basınç düşmeye devam eder, mitral ve triküspit kapaklar açılarak içlerindeki kan ventriküllere boşalır ve döngü bu şekilde devam eder gider [28, 29, 96, 101-103].

2.2. Doppler Etkisi ve Kardiyak Doppler İşaretleri

Doppler ekokardiyografi, kalp içerisindeki hareket eden kanın yönü ve hızının belirlenmesinde kullanılan bir yöntemdir. Bu teknik, diğer birçok anormal akışta olduğu gibi kalp kapakçık yetersizliği ve darlığının (stenoz) algılanmasında kullanılabilir. Doppler metotları, normal ve anormal akış durumlarının değerlendirilmesinde kardiyak ultrasonun kullanımını genişletir ve kalp hastalığı olan hastalarla ilgili klinik karar verme işleminde gerekli olan sayısal veriler sağlar.

Doppler ekokardiyografide kullanılan fiziksel ilkelerin ilk tanımlamaları, 19. yüzyılın ilk yarısında yaşamış Avusturyalı bir matematikçi ve bilim adamı olan

Johann Christian Doppler'e atfedilir ve 1842 yılında Doppler tarafından matematiksel bir hipotez olarak ortaya atılmıştır. Doppler'in ilk açıklamaları, astronomik olaylarda kullanıldığı gibi, ışığın dalga boyundaki değişiklikler ile ilgilidir. 1845 yılında Hollanda'lı fizikçi Christophorus Ballot tarafından ses dalgaları kullanılarak test edilmiş ve "ses kaynağı kendisine yaklaşırken duyduğu frekansın yükseldiğini, uzaklaşırken ise azaldığını" söylemesi ile resmen onaylanmıştır. Aynı etki Ballot veya Doppler'den bağımsız olarak 1848 yılında Fransız fizikçi Hippolyte Fizeau tarafından elektromanyetik dalgalar üzerinde de keşfedilmiştir. Bu yüzden nadiren de olsa bazı bilim çevrelerince Doppler-Fizeau etkisi olarak da bilinir [104-106].

Doppler etkisi'nde etkilenen asıl fiziksel değişken dalga boyu'dur. Elbette dalga boyu ile frekans ters orantılı olduğundan gözlemciye göre dalga kaynağının frekansı da değişiyor gibi görünür. Ultrasonik Doppler klinik uygulamalarında ultrasonik dalga hareketli kan hücrelerinden saçılmaktadır. Vücuda bir işaret gönderilir ve ulaştığı hedeflerden saçılması veya yansması durumunda frekanstaki değişimler gözlenir. Bu şartlar altında ultrasonik frekansta bir kayma belirlenir ve Doppler kayma frekansı Eş. 2.1'deki gibi ifade edilir.

$$f_d = f_t - f_r = \frac{2f_t v \cos \theta}{c} \quad (2.1)$$

Burada, f_t ve f_r sırası ile gönderilen ve alınan ultrasonik frekanslardır, v hedefin hızı, c ultrasonun ortamdaki hızı, θ ultrasonik dalga ile hedefin hareket yönü arasındaki açıdır. Pratik uygulamalarda, Doppler kaymasını, tek bir hedef değil aynı hızda hareket eden hedefler oluştururlar. Bundan dolayı, Doppler kayma işareti tek bir frekans değil frekans spektrumlarından oluşur. Doppler kayma işareti kullanılacak ise spektrum tam olarak yorumlanmalıdır. Doppler prensibi artık birçok karmaşık teknolojilerde kullanılmaktadır. Yaklaşan fırtınaların şiddetini tespit eden ve hızlarını izleyen karmaşık hava radar sistemlerinin temelini oluşturur. Ayrıca polis

tarafından, hızlı seyreden araçların hızlarının belirlenmesi için kullanılır [96, 104-106].

2.2.1. Ekokardiyografi

Günümüzde kardiyoloji alanında kullanılan en değerli noninvazif (vücut dışından) teknik ekokardiyografidir. Yüksek frekanslı ses dalgaları, tüp şeklinde elle tutulan ve hastanın göğsünde gezdirilen ultrason ses dalgalarını oluşturan duyarlı bir alet (prob) yardımıyla kalbe gönderilir. Ses dalgaları kalp duvarlarından, kaslarından, kapakçıklardan alete geri döner. Eko, kalp hakkında önemli bilgiler veren, hızlı ve zararı olmayan bir testtir. Bir ekokardiyografi testi yaklaşık 20-30 dakika sürmektedir. Eko ile; kalp romatizması, kapak hastalıkları, kalp yetersizliği, kalp krizi, doğumsal kalp hastalıkları gibi birçok konuda değerli bilgiler alınır. Ekonun avantajları: özellikle kalbin kapak ve duvar hareketleri hakkında önemli bilgiler verir, boya, radyoaktif madde, iğne kullanılmaz, ağrısızdır ve hasta için zararlı değildir. Eko'nun dezavantajları ise; testi yapan kişinin yeteneği, test sonuçlarının doğruluk derecesini etkiler.

Elde edilen eko dalgaları ekranda ya çizgiler halinde (Amplitude-A mode), ya da ışıklı noktalar halinde (Brightness-B mode) gösterilir. Eğer noktalar halinde elde edilen eko hareketli bir şekilde verilebilirse bu da M-mod (Motion-M-mode) olarak adlandırılır.

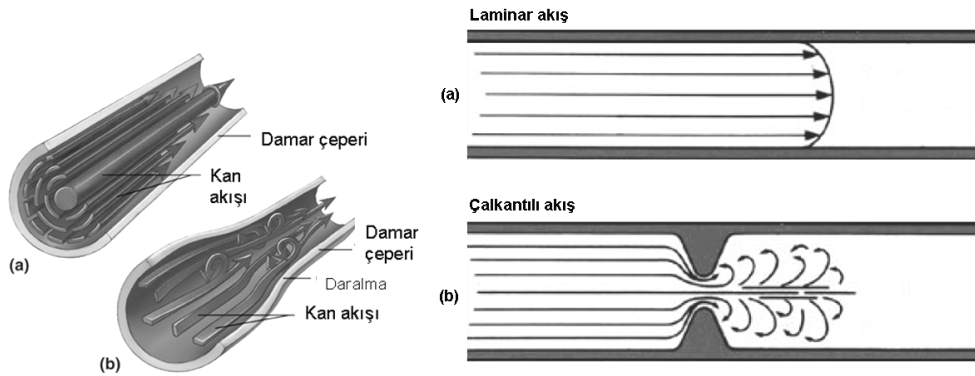
2.2.2. Doppler ekokardiyografi

Doppler görüntüleme, ekokardiyografik incelemenin ayrılmaz bir parçasıdır. Doppler görüntüleme ile M-mod ve 2-boyutlu ekokardiyografinin (2-D eko) dayandığı temel prensipler farklıdır. Doppler eko, Doppler etkisi kuramına dayanır. Doppler eko, kalp ve büyük damarlardan geçen kan akışının yönü, hızı ve örüntüsü hakkında bilgi verir. Doppler ekoda hedef eritrositlerdir (alyuvarlar). Doppler eko, fizyoloji ve hemodinamiye odaklanmıştır. Bu yöntem ile kalbin fonksiyonu incelenebilmektedir.

M-mod ve 2-boyutlu ekonun hedefi ise kalbin yapısı olan miyokard, kalp kapakları ve perikard'dır. Yapıya odaklanmıştır, kalbin anatomik yapısı hakkında bilgi verirler. Bu nedenle farklı temellere dayanan bu ekokardiyografik görüntüleme yöntemleri birbirlerini tamamlamaktadırlar [96, 104-106].

2.2.3 Kardiyak akışın yapısı

Kalp ve büyük damarlardaki kan akışı, tıbbi kullanım için tasarlanan Doppler cihazları kullanılarak ölçülebilen belirli karakteristiklere sahiptir. Kalpteki akış örüntüsünü anlamak için düzgün akış (laminar) ile çalkantılı akış (türbülanslı) arasındaki farkı ayırt etmek önemlidir. Düzgün akış, damar içerisinde düzgün paralel hatlar boyunca oluşan bir akıştır, bu nedenle belirli bir bölgedeki tüm kırmızı hücreler yaklaşık olarak aynı hızda ve aynı yönde hareket ederler (şekil 2.2). Sürtünme nedeniyle akış, her zaman damar kenarlarında bir parça daha yavaştır. Kalbin atımıyla, kırmızı kan hücreleri genellikle yaklaşık olarak aynı hızda hızlanır ve yavaşlarlar. kardiyovasküler sistemin büyük bir kısmında akış, genellikle düzgün akıştır ve nadiren maksimum hız 1,5 m/s'yi aşar.



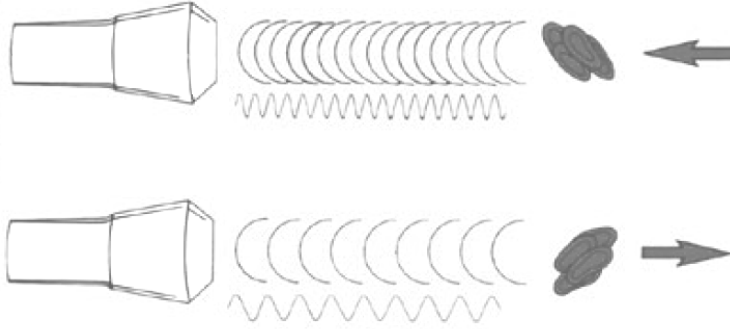
Şekil 2.2. Normal laminar akış ile çalkantılı akışın karşılaştırılması

Buna karşılık, çalkantılı veya karışık akış, normal laminar örüntünün bozulmasıyla sonuçlanan bazı tıkanıklıkların (obstrüksiyon) varlığında görülür. Bu, düzenli hareket eden kırmızı kan hücrelerinin düzensiz hale gelmesine neden olur ve farklı hızlarda ve yönlerde çeşitli dönmeler ve girdaplar üretir. Akışı engelleme, genellikle de hızda

bazı artışlarla sonuçlanır. Böylece, çalkantılı akış, düzensiz yönlerde ve farklı kırmızı kan hücresi hızlarına sahip bir akış ile karakterize edilebilir. Eğer engelleme önemli seviyedeysen, bazı kırmızı kan hücreleri normalden daha yüksek hızlarda hareket edebilirler. Çalkantılı akış, genellikle anormal bir bulgudur ve bir çeşit öncelikli kardiyovasküler patoloji göstergesi olarak düşünülür. Bu nedenle, anormal akışlar genellikle çalkantı ve hızdaki herhangi bir artışla karakterize edilir. Örnek olarak, sistol boyunca yükselen aorttaki kan akışı düşünülebilir. Eğer aort ve aort kapakçığı normal ise bu akış laminar akıştır. Ancak, bir kapakçık daralmasının (stenoz) varlığı bir çalkantılı akış örüntüsüne neden olacaktır.

Standart elektrokardiyografik görüntülemeye, bir ultrason dalga darbesi vücudun içine gönderilir ve bu dalga çeşitli dokulardan geriye yansıtılır. Dokudaki sesin hızı bilindiğinden (yaklaşık 1540 m/s), standart bir ultrason görüntülümüne sistemi, gönderilen bir ultrason vurusunun hedefe varışı (X zamanı) ve geri dönüşü (2X zamanı) kadar bir sürede ve kaydedilecek bir hedef belirlenmesi sürecinde beklemede kalır. Karmaşık iki boyutlu görüntüleme sistemlerinde bu dönüşümlü işlem saniyede binlerce defa çeşitli doğrultularda tekrarlanmaktadır. En iyi ultrason görüntüleme hedefin ses dalgalarına dik olduğu durumda yapılmaktadır.

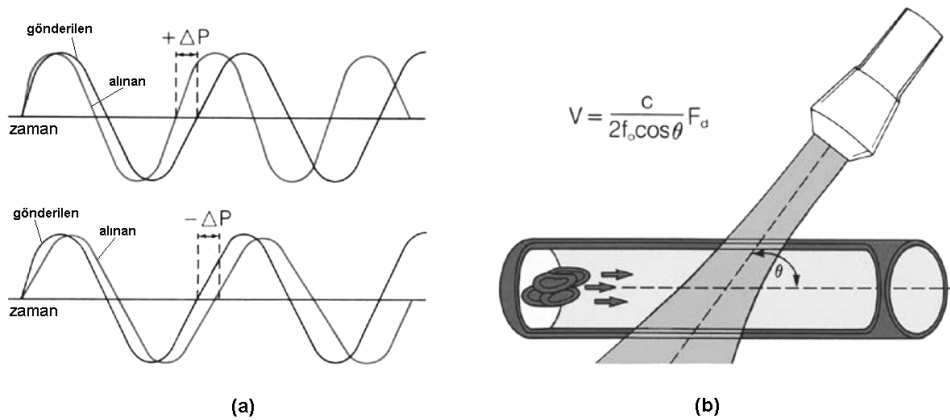
Ultrason, belirli bir frekansta dalga yapısıyla yayılır. Diğer taraftan, Doppler ekokardiyografi tamamen gönderilen frekansın dönen frekans ile karşılaştırılmasındaki bağıl değişiminin ölçülmesine bağlıdır. Dönen frekansın bağıl değişimine bağlı olarak, Doppler elektrokardiyografik sistemler, anormal akışın yön, hız ve türbülans karakteristiklerini ölçerler. Bu ölçümler, muayene eden uzmanlara, normal ve normal olmayan akış örüntüsü arasındaki farkı çıkarmasına, bazı durumlarda, normal olmayan akış durumu şiddetinin belirlenmesine yardımcı olur. Doppler sistemleri tamamen gönderilen ve hareketli kırmızı kan hücrelerine çarparak yansıyan ses dalgalarının frekansındaki değişimlere bağlıdır. Şekil 2.3’de sol tarafta bulunan dönüştürücü sağ taraftaki dokuya doğru ses dalgaları göndermektedir.



Şekil 2.3. Dönüştürücüden gönderilen ultrason dalga demetinin hareketli kırmızı kan hücrelerine çarpıp geri yansımaları

Bu gönderilen ses dalgaları dönüştürücüye doğru hareket eden bir grup kırmızı hücre ile çarpışır ve pozitif Doppler etkisi oluşturacak şekilde daha yüksek frekansla geri yansır. Kırmızı kan hücreleri gönderilen bir frekansın tersi yönünde hareket ediyorsa ters etki meydana gelir. Sonuç gönderilen frekanstan daha düşük frekanstır ve Doppler değişimi negatiftir. Doppler etkisi frekansını önemli yapan, hareketli kırmızı kan hücrelerinin yönü ve hızını ölçmemizi sağlamasıdır. Doppler etkisi frekansının hastalık durumuyla değişmesi bu ölçümü klinik açıdan önemli hale getirmiştir.

Bir Doppler sistemi, şekil 2.4a’da gösterildiği gibi, frekanstaki değişimi elde etmek için gönderilen dalga formuyla yansıyan dönen dalga formunu alarak karşılaştırır. Bu faz kayması olarak adlandırılır ve Doppler cihazları ile otomatik ölçülür.



Şekil 2.4. a) Doppler sisteminde gönderilen ve yansıyan dalga arasındaki faz kayması, b) akış hızı hesaplanması için Doppler denkleminin yeniden düzenlenmesi

Eğer daha yüksek bir dönüş frekansı varsa ($+\Delta P$), akış pozitif Doppler kayması olarak adlandırılır ve dönüştürücüye doğru hareket ile ifade edilir. Eğer daha düşük bir dönüş frekansı varsa ($-\Delta P$), akış negatif Doppler kayması olarak adlandırılır ve dönüştürücüden uzaklaşan hareket ile ifade edilir. Hız dışındaki Doppler denkleminin tüm bileşenleri Doppler cihazı ile kolayca ölçülür. Doppler denklemi, şekil 2.4b’de gösterildiği gibi, kan hareketinin hızını elde etmek için yeniden düzenlenebilir. θ açısı ölçülebilir veya sistem operatörü tarafından ışının hareketine bağlı olarak paralel kabul edilebilir. Doppler cihazı karmaşık hızölçer olarak düşünülebilir ve bu cihaza, kırmızı hücre hareketini algılamak ve hızını ölçmek için tasarlanmış bir cihaz olarak bakılabilir [96, 104-106].

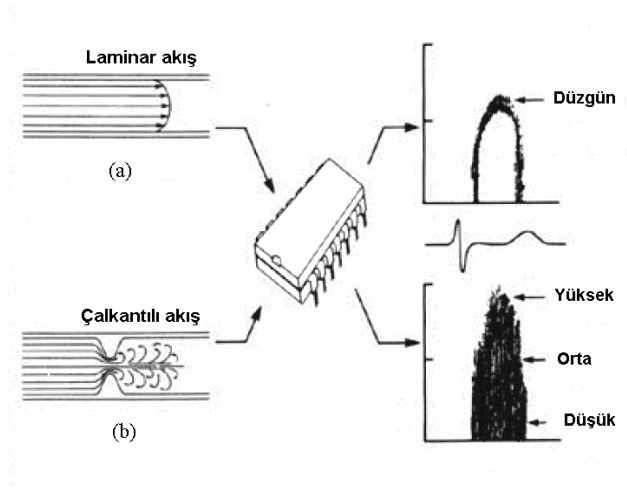
2.2.4. Doppler görüntüsü

Bütün Doppler sistemlerinin ses çıkışları vardır ve bir Doppler muayene sürecinde bunu dinlemek çok yararlıdır. Değişen hızlar duyulabilen seslere dönüştürülür ve bazı işlemlerden sonra cihazın içindeki hoparlörlerden dışarı yayınlanır. Ses çıkışı aynı zamanda operatörün laminar (düzgün) akışın çalkantılı (türbülanslı) akıştan kolaylıkla ayırt etmesine imkan verir. Laminar akış değişmeyen hızları nedeniyle yumuşak ve hoş ses tonu üretir. Çalkantılı akış, farklı hızların varlığından dolayı, genellikle tiz, ısıklı, uğultulu ve şiddetli sesler üretir. Ses çıkışı, Doppler ekokardiyografi ultrason görüntüleme tekniği ile kullanılıyor olsa da ultrason demetinin doğru yönlendirilmesinde cihazı kullanan operatör için vazgeçilmez bir kılavuz olmaya devam etmektedir. Eğitilmiş kulak, spektral kompozisyondaki küçük değişimleri, grafiksel olarak verilen aynı bilgiyi alan göze göre daha kolay ayırt eder.

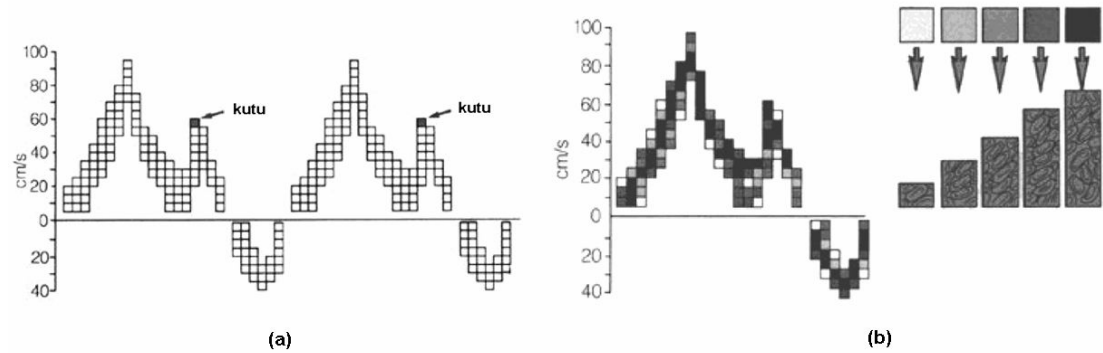
Stetoskop ile tespit edilen sesler, kalp veya büyük damarlardaki kanın ani hızlanması veya yavaşlaması sonucu oluşan basınç dalgaları veya titreşimlerdir. Tam tersine, Doppler ses çıkışları ultrason demeti yolundaki kırmızı kan hücrelerinin hareketiyle meydana gelen duyulabilen Doppler frekans kayması spektrumudur. Bu, doğal olarak bulunmayan, Doppler cihazı tarafından oluşturulan bir sestir, kalp ve dolaşım sistemine ait bir ses değildir. Yeni nesil Doppler ekokardiyografi cihazları kağıt, CD-

ROM ve DVD-ROM üzerine alınabilen kayıtlar için gelişmiş ses frekans donanımları ve hız spektrum analizörleri içermektedir.

Akış laminar (düzgün) olduğunda bütün kırmızı kan hücreleri yaklaşık olarak aynı hızda hızlanır ya da yavaşlar, zaman ekseninde bu yaklaşık hızların düzgün bir zarfı kaydedilir (Şekil 2.5a). Akış türbülanslı olduğunda herhangi bir zamanda birçok farklı hızlar ortaya çıkar. Akışın engellenmesiyle oluşan türbülans, spektral genişleme (düşük, orta ve yüksek hız görüntüleri) ve hastalık durumunda görülen en üst (tepe) hızda artış ile sonuçlanır (Şekil 2.5b).



Şekil 2.5. HFD ile akış verilerinden elde edilen hız spektrumları gösterimleri



Şekil 2.6. a) Veri kutularının spektral analizi b) aynı hızlara sahip hücreler spektral gösterimde aynı koyulukta gösterilmektedir

Doppler demetlerinin karşılaştığı çeşitli hızların spektrum görüntüleri, dönen karmaşık Doppler işaretlerini çözen ve bunlardan çeşitli hız bileşenleri elde eden gelişmiş mikroişlemciler tarafından oluşturulmaktadır. Bunu başarmak için kullanılan yöntemlerden en popülerleri HFD ve Chirp-Z dönüşümüdür. Bunlar, büyük miktardaki dönen verilerin çözülmesi, analiz edilmesi ve gösterimi için en basit yollardır. Bir spektral hız kaydının karmaşık yapısının daha iyi anlaşılması Doppler muayenesinin yorumlanmasında ve anlaşılmasında uzmana yardımcı olur. Şekil 2.6a'da görüldüğü gibi spektral kayıt aslında belli bir anda kaydedilen (yatay eksen) veri kutuları dizilerinden oluşmaktadır. Zamanın herhangi bir noktasında, kırmızı kan hücrelerinin hareketinin farksal (diferansiyel) bir hızı vardır. Şekil 2.6b'de görüldüğü gibi, benzer hızla hareket eden kırmızı kan hücre yoğunluğuna göre, hücrelerin yoğunluğu fazlaysa yüksek koyulukta veri kutusuyla, yoğunluk az ise düşük koyulukta kutuyla gösterilmektedir. Herhangi kutunun (bin) yoğunluğu genliği veya parlaklığını ifade etmektedir. Bu nedenle, hız spektral analizi aslında zaman ekseninde çeşitli hızların karmaşık bir çizimidir [96, 104-106].

2.3. Kardiyak Doppler İşaret İşleme Yöntemleri

Biyolojik ve fiziksel sistemlerden elde edilen işaretlerin çeşitli özellik ve karakteristikleri vardır. İşarete, uygun işaret işleme metotlarının uygulanabilmesi için işaretin genel karakteristiğinin bilinmesi de önem kazanır. İşaretler deterministik ve rasgele olarak iki ana grup altında toplanır:

- *Deterministik işaretler*, açık ve belirgin matematiksel bağıntılarla ifade edilen işaretlerdir. Bu eşitlikler, zaman ya da frekansın birer fonksiyonu şeklindedir ve sonlu sayıda terim bulundurur. Bir sinüs dalgası örnek olarak verilebilir.
- *Rasgele (random) işaretler* ise, tam olarak matematiksel bağıntılarla ifade edilemezler, ancak olasılıkları ve istatistiksel ortalamaları ile belirlenebilirler. Mesela sıfır ortalamalı ve normal dağılımlı bir gürültü işareti rasgele bir işarettir. Gerçekte ise, tam olarak matematiksel bağıntılarla ifade edilen bir işaret bulmak zordur; öte yandan rasgele işaret de bulmak mümkün değildir.

Gene de, işaretleri bu iki gruptan uygun olanına sokmak mümkündür. Rasgele işaretler, bir de *durağan* (stasyonier) ve *durağan olmayan* (non-stasyonier) işaretler olmak üzere iki alt gruba ayrılır. Durağan süreçte, istatistiksel özellikler zamanla değişmez. Bu gruba giren önemli bir rasgele işaret, *ergodik* işaret adını alır ve bu işaret için, herhangi bir t anında topluluk elemanları üzerinde alınan topluluk ortalaması, elemanlardan birinin (örnek fonksiyonlardan birinin) zaman üzerindeki zaman ortalamasına eşittir. Durağan olmayan süreç en zor işlenen süreçtir ve bu yüzden hatalı olduğunu bile bile süreci, ergodik süreç varsayma yoluna gidilir.

Kan akış işaretleri, durağan olmayan ve hemen hemen periyodik olarak karakterize edilebilir. İşaret için belirli bir periyod vardır fakat bu kesinkes aynı bir periyod tekrarı değildir. Bu yüzden matematiksel olarak bir eşitlik kurulamaz. Aynı zamanda gürültülü olsa da kan akış işaretleri durağan işaret değildir. Bununla beraber bilinen klasik spektral analiz yöntemleri kan akış işaretlerine uygulanabilir. İşaretlerin durağan olmaması ve örnekleme aralığından dolayı standart periodogram yaklaşımından bazı sapmalar yapmak ve bir miktar hatayı kabullenmek gerekir.

Özellikle, işaretin zamanlamasıyla ilgilenilmiyorsa, şimdiye kadar geliştirilen spektral analiz teknikleri, güçlü işaret işleme araçları olmuşlardır. Klasik ya da modern spektral yöntemler, durağan dalga şekilleri için tam ve uygun bir çözüm sağlarlar. Yani, dalga şeklinin temel özelliklerinde olan istatistiksel özelliklerinde analiz süresince değişim olmamalıdır. Birçok dalga şekli ki, bunların birçoğu biyolojik orijinlidir, durağan değildir ve zaman üzerinde büyük ölçüde özelliklerinde değişme olur [107-113].

2.3.1. Fourier dönüşümü ve klasik spektral analiz

Periyodik sayısal bir işaret, bir Fourier serisi ile temsil edilebilir ve bir dalga şekli kendisinin Fourier katsayılarından yeniden elde edilebilir. Fourier analizinin önemi şuradadır; tek frekans bileşenli bir işarete birçok fiziksel sistemin cevabı, diğer frekans bileşenlerinin genliğinden ve görüntüsünden bağımsızdır. Böyle sistemler, giriş işaretinin büyüklüğündeki bir değişim çıkış işaretinde de aynı oranda değişim

verdiği için, doğrusal sistemler olarak bilinir. Bundan dolayı örneğin, kan basıncı değişimi ile kan akışı arasındaki ilişki doğrusal ise (normal çevresel damarlar göz önüne alındığında) ve verilen bir frekansta kan basıncı değişimi ile akış arasındaki ilişki biliniyorsa üç basit adımda karmaşık bir basınç değişiminden akış hesaplanabilir. İlk olarak basınç değişiminden sinüzoidal (Fourier) katsayıları ayrılır, ikinci olarak her frekanstaki akış katsayıları (genlik ve faz) aynı frekanstaki basınç değişiminden hesaplanır, üçüncü olarak hesaplanan akış katsayıları tüm akış dalga şeklini vermesi için birbirleriyle toplanır [91, 92].

2.3.1.1. Ayırık Fourier dönüşümü

Ayrık-zamanlı Fourier dönüşümü (AZFD) bir işaretin frekans spektrumunun sembolik olarak bulunmasında kullanılmaktadır. Pratikte kullanılan tüm işaretler sınırlı sayıda örnek değerine sahip olduğundan, tüm hesaplamalar işaretin tanımlı olduğu aralık ile sınırlandırılmaktadır. Bu nedenle Fourier dönüşümü sonlu bir toplama dönüşmektedir.

$$X(e^{j\Omega}) = \sum_{n=n_1}^{n_2} x[n]e^{-j\Omega n} \quad (2.2)$$

Bir işaretin frekans spektrumunun hesapsal yöntemler ile bulunabilmesi için 2π ile periyodik olan ayırık-zamanlı frekansın bir periyodunun dikkate alınması yeterlidir. N adet eşit aralıklı frekans değeri,

$$\Omega = \frac{2\pi}{N}k, \quad k = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (2.3)$$

Olarak bulunur. Burada k tamsayısı 2π 'lik temel frekans bandındaki ayırık frekans değerlerini göstermektedir ve frekans endeksi olarak bilinir. Bir işaretin ayırık Fourier dönüşümü (AFD- Discrete Fourier Transform, DFT)

$$X[k] = X(e^{j\Omega}) \Big|_{\Omega=\frac{2\pi}{N}k} = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j\frac{2\pi}{N}kn}, \quad k = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (2.4)$$

Olarak tanımlanmaktadır (AFD analiz denklemi). Ters AFD (Inverse Discrete Fourier Transform, IDFT)

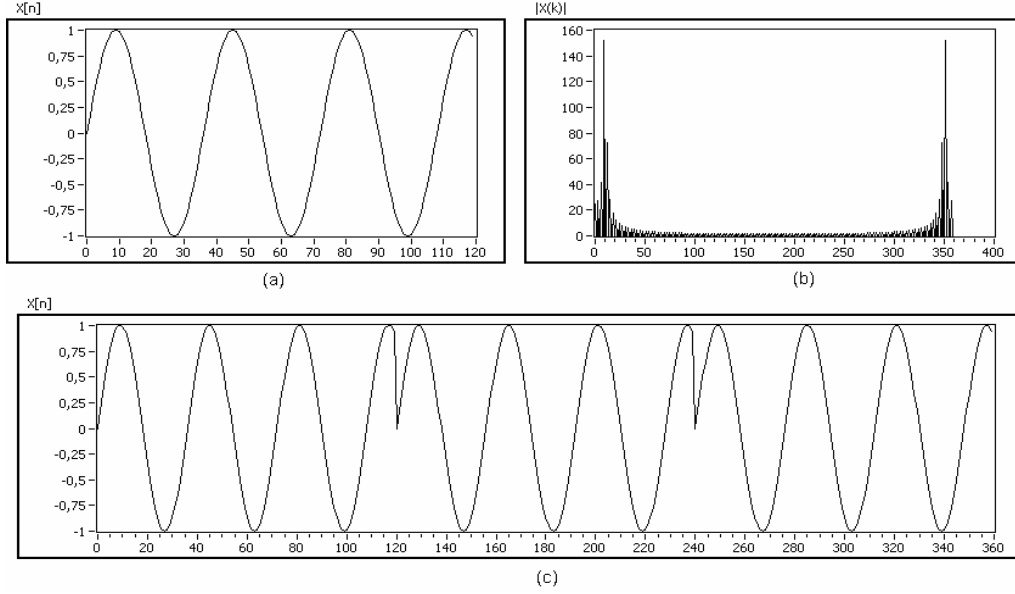
$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X[k] e^{j\frac{2\pi}{N}kn}, \quad n = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (2.5)$$

Olarak tanımlanmaktadır (AFD sentez denklemi). AFD, AZFD'nin N adet frekans değerinde hesaplanması şeklinde tanımlandığından AZFD'nin frekans uzayında örneklenmesine karşılık gelmektedir. AFD hesabı için kullanılan örnek sayısı arttıkça (N sayısı) elde edilen ayrık frekans spektrumu, işaretin sürekli spektrumuna gittikçe daha fazla yaklaşır.

AFD, işaretin örnek sayısından daha az sayıda frekans değerinde hesaplandığında, işaretin frekans spektrumunun seyrek örneklenmesi nedeniyle zamanda örtüşme (aliasing) meydana gelmektedir. Bu durumda ters AFD ile işaret tekrar geri oluşturulamamaktadır. Bu nedenle AFD hesabı, en az işaretin örnek sayısı kadar ayrık frekans değerinde gerçekleştirilmelidir. AFD hesabındaki N değeri işaretin örnek sayısından fazla olabilir, bu durumda işaretin sonuna sıfır değerlerinin eklenmesiyle işaretin uzunluğu N 'ye çıkarılabilmektedir. Bu işlemin adına “sıfır dolgulama” (zero padding) adı verilmektedir [107-110].

2.3.1.2. Pencereleme (Windowing)

Şekil 2.7’de periyodunu tamamlamamış bir sinüs işareti ve onun AFD’si gösterilmektedir.



Şekil 2.7. a) Periyodunu tamamlamamış bir sinüs, b) işaretin AFD değerleri, c) sinüsün periyodik olarak tekrar etmesiyle oluşan işaret

İşaretin periyodik olduğu kabul edildiğinde, işaretle bir süreksizlik oluşmaktadır. Bu nedenle işaretin AFD'sinde işaretin yapısında olmayan frekans bileşenleri ortaya çıkmaktadır.

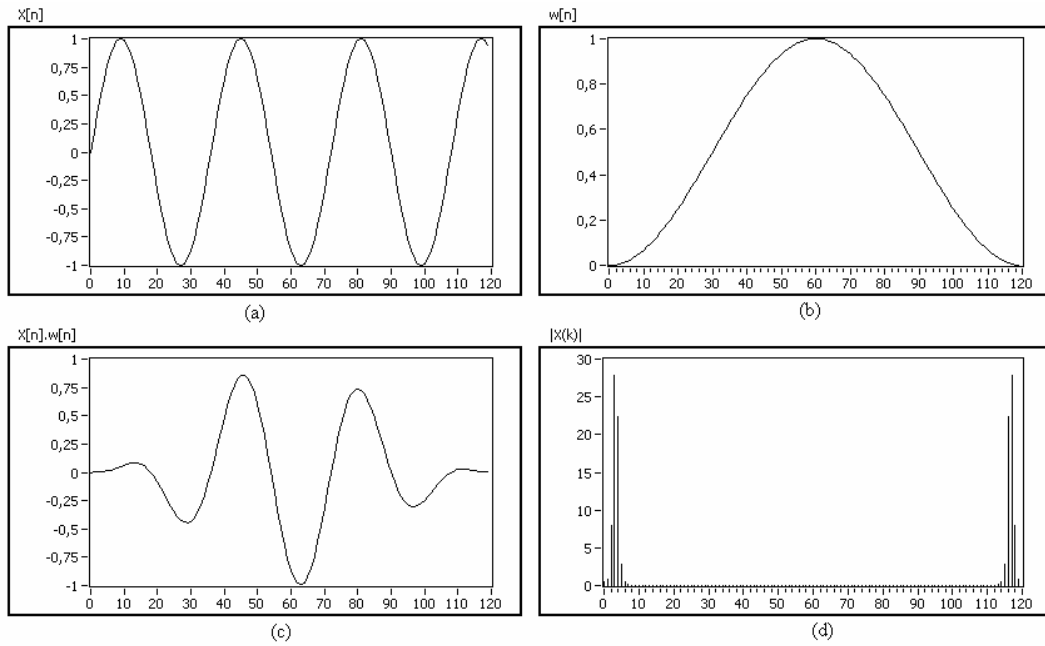
AFD hesaplamasında işaretin son ve ilk değerleri arasında oluşan ve AFD'nin yapısından kaynaklanan bu suni devamsızlık, işaretin enerjisinin diğer frekanslara sızması şeklinde değerlendirilebileceğinden spektral sızma (spectral leakage) olarak adlandırılır. Spektral sızıntıyı azaltmanın bir yolu, işaretin son değerleri ile ilk değerleri arasındaki devamsızlığın giderilmesidir. Bu amaçla işaretle, AFD öncesi pencereleme (windowing) kullanılır. Pencereleme yöntemi işaretin AFD hesabı öncesinde, genliği kenarlara doğru yavaşça sıfıra yaklaşan bir pencere fonksiyonu ile çarpılmasını öngörmektedir. Bu sayede işaretin son değerleri ile ilk değerleri arasındaki devamsızlık giderilmektedir. Değişik pencere fonksiyonlarının kullanımı mümkündür. Bir işaretin pencere fonksiyonu ile çarpılması için uzunluğu işaretin uzunluğuna eşit bir pencere işareti oluşturulmaktadır. Örneğin, uzunluğu N -örnek olan bir üçgen pencere

$$w[n] = 1 - \left| \frac{2n - N}{N} \right| \quad (2.6)$$

bağıntısı ile, Blackman penceresi,

$$w[n] = 0.42 + 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) + 0.08 \sin\left(\frac{4\pi n}{N}\right) \quad (2.7)$$

bağıntısı ile oluşturulmaktadır.



Şekil 2.8. Bir işaretin AFD öncesi Hanning penceresi ile pencerelenmesi a) Periyodunu tamamlamamış bir sinüs işareti, b) Hanning penceresi, c) Pencerelenmiş işaret, d) Pencerelenmiş işaretin AFD değerleri

Uzunluğu N -örnek olan Hamming penceresi

$$w[n] = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) \quad (2.8)$$

bağıntısı ile, Hanning penceresi de

$$w[n] = 0.5 - 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) \quad (2.9)$$

bağıntısı ile oluşturulmaktadır.

Şekil 2.8’de periyodunu tamamlamamış sinüs işaretinin Hanning penceresi ile çarpılması sonucu elde edilen işaret gösterilmektedir. Pencereleme sonucu işaretin son ve ilk değerleri sıfıra doğru çekildiğinden devamsızlık ortadan kalkmaktadır. Pencerelemiş işaretin ayrık Fourier dönüşümünde spektral sızma etkisi azalmıştır. Pencereleme spektral sızmayı azaltmaktadır. Bu nedenle, çoğunlukla bir işaretin ayrık Fourier dönüşümü hesaplanmadan önce işaret pencerelemektedir [107-110].

2.3.1.3. Hızlı Fourier dönüşümü (HFD-FFT)

Ayrık Fourier dönüşümünün hızlı bir biçimde hesaplanmasını sağlayan yöntemler hızlı Fourier dönüşümü (Fast Fourier transform, FFT) olarak adlandırılmaktadır. HFD, AFD’nin işaret işleme uygulamalarında yaygın olarak kullanılabilmesini sağlamaktadır. Bir işaretin AFD’si doğrudan

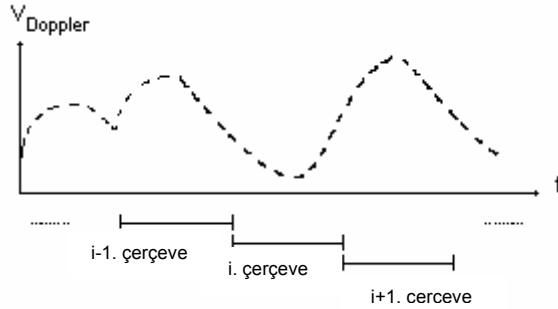
$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j(2\pi / N)kn} \quad , \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (2.10)$$

tanımından hesaplanabilmektedir. Bu durumda, dönüşümün her k değeri için N adet karmaşık çarpma ve $N-1$ adet karmaşık toplama işlemi yapılması gerekmektedir. N -noktalı bir AFD için bu işlem miktarı N^2 ile orantılı bir hesap yükü anlamına gelmektedir. AFD, doğrudan AFD tanımından hesaplandığında faz faktörünün simetri ve periyodiklik özellikleri dikkate alınmamaktadır. HFD, AFD hesabı için faz faktörünün simetri ve periyodiklik özelliğinden faydalanarak hızlı bir hesaplama sağlamaktadır. HFD yöntemleri, zamanda örnek seyreltme ve frekansta örnek seyreltme yöntemleri olmak üzere iki ana grupta sınıflandırılmaktadır. HFD, zamanda ve frekansta örnek seyreltme yöntemleri ile AFD’nin hızlı bir şekilde

hesaplanmasına olanak tanımaktadır. HFD ile hesap yükü N^2 mertebesinde $N \log N$ mertebesine düşürülmektedir. Bu nedenle hesaplama için pratikte her zaman HFD kullanılmaktadır [107-110].

2.3.2. İşaretin frekans spektrumu

Sonlu uzunlukta olan bir Doppler sinyalinin HFD'sini almak için, mevcut işaret 2'nin katları şeklinde 64, 128, 256, 512 gibi çerçevelenir. Her bir çerçeveye karşılık gelen frekans spektrumu bulunurken pencereleme işlemi yapılır. Pencereleme sayesinde, gerçekte olmayan frekans bileşenlerinin spektrumda ortaya çıkması önlenir. Ayrıca pencereleme işleminden sonra aynı Doppler işaretine, sıfır ekleme (Zero Padding) yapılır. Bu işlem spektrumda okunabilirliği artırmasına karşın, işlem yükünü de arttırmaktadır.



Şekil 2.9. Örneklenmiş Doppler işaretinin çerçeveler halinde gruplanması

Doppler işaretlerinin içerdiği spektral bilgiyi görsel olarak incelemek ve işaretin spektrumunun zamanla değişimini izlemek için kullanılan tekniklerin en yaygın olanı spektral analizdir. Bu teknikte zaman alanındaki Doppler işareti uygun bir frekansta örneklenir. Elde edilen zaman örnekleri sabit sayıda örnek içeren çerçeveler halinde gruplanır (Şekil 2.9).

Bir işaretin frekans spektrumunu bulmak için AFD katsayıları olan X_k sayılarının mutlak değerlerinin karelerinin logaritmaları alınır.

$$P(k) = 10 \log X_k^2 \quad (2.11)$$

Çerçevelerin oluşturulmasında yaygın olarak kullanılan çerçeve uzunlukları 2'nin üstel katları şeklindedir (64, 128, 256, 512 gibi). Bundan sonra da HFD, kısa zaman Fourier dönüşümü (KZFD) gibi spektral analiz tekniklerinden biri kullanılarak, her bir çerçeveye ait güç spektral yoğunluk fonksiyonu olan $P(f)$ bulunur. Bu spektrum fonksiyonları zaman ekseninde yan yana dizildiği zaman Doppler işaretinin spektrumunun zamana göre değişimini gösteren üç boyutlu sonogram grafiği elde edilir. Burada yatay eksen zamanı (t), dikey eksen frekansı (f), grafiğin renginin gri seviyesi ise ilgili frekans bileşeninin gücünü ($P(f)$) göstermektedir. Gri seviyesi siyaha doğru kaydıkça ilgili frekans bileşeninin gücünün arttığı, tersi durumda ise azaldığı anlaşılır.

Sonogram yardımıyla Doppler işaretinin içerdiği frekans bileşenlerinin spektral güçlerinin zamana göre değişimi kolaylıkla izlenebilir. Sonogram eğrisinin zarfı ise değişik kan akış hastalıklarının incelenmesinde kolaylıklar sağlayan maksimum frekans eğrisidir.

Doppler işaretinin sonogram analizi yapılmadan önce, işaretin frekans aralığı ve spektrumun hesaplanmasında belirlenecek çerçeve uzunluğunun ne olacağı gibi bir takım sorular göz önüne alınmalıdır.

Örnekleme frekansı, Doppler işaretinin içerdiği maksimum frekansın ($f_{\max}$) iki katından küçük olamayacağından, işaretin frekans içeriği, kullanılması gereken örnekleme frekansını belirleyecektir. Genellikle $f_{\max}$ bir ön bilgi olarak bilinmediğinden ve ölçüm yapılan yerdeki akış hızına göre değiştiğinden, sistemi birkaç değişik örnekleme frekansında çalışabilecek şekilde tasarlamak daha iyidir. Her çerçevenin optimum uzunluğu, işaretin durağan (stationary) oluşuna bağlıdır. Genel manada Doppler işareti durağan değildir. Ancak, düzgün akış söz konusu ise ve akış hızı çok yüksek değilse 10 ms ve daha yüksek zaman dilimleri için Doppler işaretinin durağan olduğu varsayımı yapılabilir. Fakat akış hızının çok yüksek ve akışın çalkantılı olduğu durumlarda Doppler spektrumunun değişimi çok hızlı olduğundan, bu varsayım geçerliliğini kaybeder. Bu durumda işaretin durağan varsayılabilmesi için çerçeve süresinin düşmesi gerekir. Diğer yandan çok kısa

çerçevelerin kullanılması, spektrum hesabında istatistiksel olarak yanlış sonuçlar verebilir. Bu yüzden Doppler spektrum analizinde bunlar göz önünde tutulmalıdır. HFD ve benzeri klasik spektral analiz metotları çerçeve süresinin büyük olduğu durumlarda yeterli sonuçlar vermektedir. Ancak yüksek hızlı, çalkantılı veya tıkanıklık sonrası bölgelerde kaydedilen akışlarda HFD metodunun performansı oldukça düşmekte, spektrumda genişleme ve frekans seçiciliğinde azalma gözlenmektedir [91, 92, 94, 96].

2.3.3. Kısa-zaman Fourier dönüşümü (KZFD - STFT)

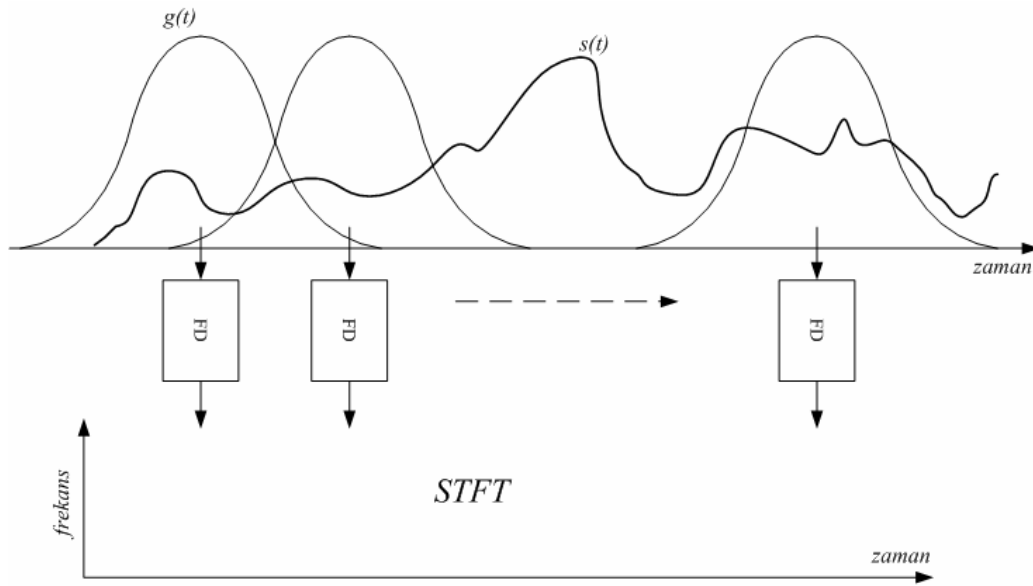
Biyomedikal işaretler, konuşma işaretleri, stok endeksleri ve titreşimler gibi günlük hayatımızda karşılaşılan işaretlerin büyük çoğunluğunun frekans içerikleri zamanla değişir. Çünkü, klasik Fourier analizinde kullanılan baz fonksiyonlar anlık herhangi bir özel zamanla ilişkilendirilemezler, sonuç ölçümler, Fourier dönüşümlerinde, bir işaretin zamanla değişme doğası tam anlamıyla yansıtılamaz. Bir $s(t)$ işareti için, $S(\omega)$ 'nin faz karakteristiği zaman bilgisi içerdiği halde, klasik Fourier dönüşümüne dayalı $s(t)$ ile $S(\omega)$ arasında birebir noktasal ilişki kurma oldukça güçtür. Bilinen Fourier dönüşümünde kaynaklanan eksikliğin üstesinden gelmenin basit bir yolu, eşzamanlı olarak zaman ve frekans alanlarında sınırlandırılan temel fonksiyonlarla işaretin karşılaştırılmasıdır, yani,

$$STFT(t, \omega) = \int s(\tau) g_{t, \omega}^*(\tau) d\tau = \int s(\tau) g^*(\tau - t) e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (2.12)$$

Normal bir iç çarpımı ve $s(t)$ işareti ve $g(\tau-t)\exp\{j\omega\tau\}$ temel fonksiyonu arasındaki benzeşimi yansıtan Eş. 2.12 ile ifade edilir. $g(t)$ fonksiyonu genellikle kısa zamanlı bir süreye sahiptir ve o nedenle ve pencere fonksiyonu (window function) olarak adlandırılır. Eş. 2.12, Kısa Zaman Fourier Dönüşümü (KZFD-STFT) ya da Pencerelemiş Fourier Dönüşümü (windowed Fourier transform) olarak isimlendirilir.

Eş. 2.12 denklemi birkaç şekilde anlaşılabilir. Şekil 2.10, KZFD hesaplamasının işlem basamaklarını resmetmektedir; ilk olarak $g(t)$ fonksiyonu $s(t)$ işareti ile çarpılır

ve $s(\tau)g^*(\tau-t)$ çarpımının Fourier dönüşümü hesaplanır. pencere fonksiyonu $g(t)$ 'nin kısa zamanlı bir süreye sahip olması nedeniyle, $s(\tau)g^*(\tau-t)$ ifadesinin Fourier dönüşümü işaretin yerel frekans özelliklerini yansıtır. $g(t)$ 'nin hareket ettirilmesi ve aynı işlemin tekrarlanması ile işaretin frekans bileşenlerinin zaman içinde nasıl değiştiğinin kabaca bir fikri elde edilebilir.



Şekil 2.10. Kısa Zaman Fourier Dönüşümü

KZFD'de, $s(t)$ işareti ile zaman ve frekans alanlarının her ikisinde birden dikkate alınan bir $g(\tau-t)\exp\{j\omega\tau\}$ temel fonksiyonlar kümesini karşılaştıralım. $g(t)$ fonksiyonunun $t = 0$ ve Fourier dönüşümünün de $\omega = 0$ da merkezlenmiş olduğunu kabul edelim. Eğer $g(t)$ 'nin zaman aralığı ve frekans bant genişliği Δ_t ve Δ_ω olarak alınırsa, Eş. 2.12'deki $STFT(t, \omega)$, bir işaretin $[t - \Delta_t, t + \Delta_t] \times [\omega - \Delta_\omega, \omega + \Delta_\omega]$ etrafındaki davranışını gösterir.

Özel bir (t, ω) zamanında ve frekansında bir işaretin daha iyi ölçümü için, doğal olarak Δ_t ve Δ_ω 'nin mümkün olduğunca dar olması arzu edilir. Ne yazık ki, Δ_t ve Δ_ω 'nin seçimi bağımsız değildir. Δ_t ve Δ_ω , işaretin standart sapmaları olarak alınırsa, $\Delta_t \times \Delta_\omega$ çarpımı aşağıdaki eşitsizliği sağlama zorundadır:

$$\Delta_t \Delta_\omega \geq \frac{1}{2} \quad (2.13)$$

Burada, zaman ve frekans çözünürlüğü seçiminde birinden ödün verme vardır. Eğer $g(t)$ iyi zaman çözünürlüğü için seçilirse (daha küçük Δ_t), frekans çözünürlüğü bozulmuş olacaktır (daha büyük Δ_ω). Anlatımın tersi de geçerlidir. Eşitlik halinde $g(t)$ bir Gaussian fonksiyondur.

KZFD'nin karesi KZFD spektrogram olarak adlandırılır. KZFD spektrogram, bir işaretin ortak zaman frekans alanındaki (joint time-frequency domain) enerji dağılımını kabaca betimleyen, en basit ve çok kullanılan zaman bağımsız spektrumdur. KZFD genel olarak karmaşık değerli iken, KZFD spektrogram her zaman gerçek değerlidir.

Sayısal işaret işleme uygulamaları için, KZFD iskeletini kesikli zaman işaretine genişletmek gereklidir. Pratik gerçeklemlerde, KZFD içindeki her bir Fourier dönüşümü AFD ile yer değiştirmelidir. Sonuç olarak:

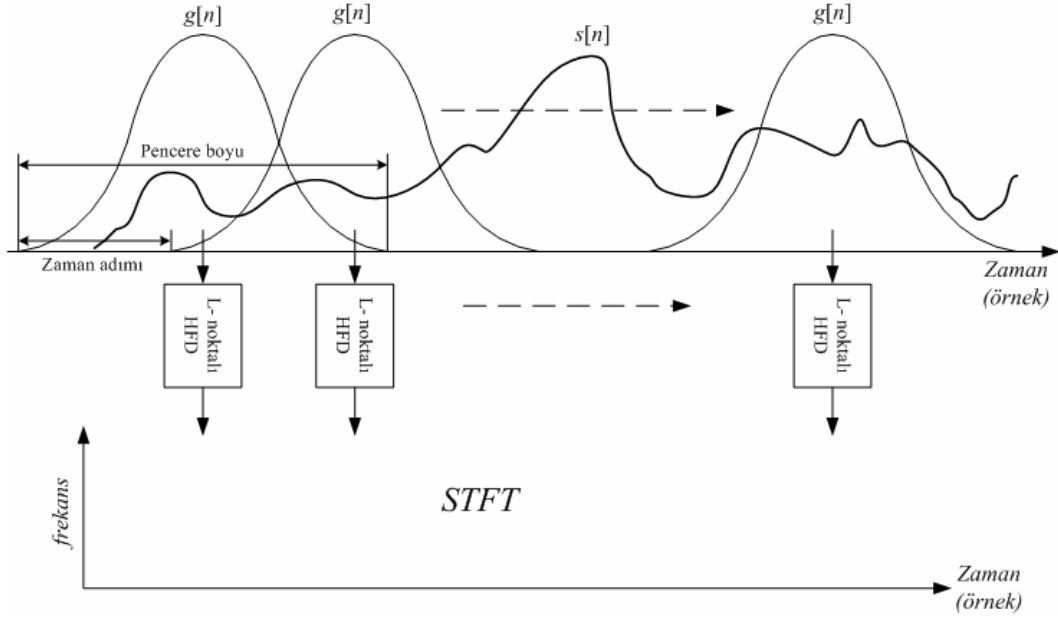
$$STFT[k, n] = \sum_{i=0}^{L-1} s[i]g[i-k]W_L^{-ni} \quad (2.14)$$

Elde edilir. Burada

$$STFT[k, n] = STFT(t, \omega)|_{t=k\Delta_t, \omega = 2\pi n/(L\Delta_t)}$$

Δ_t , örnekleme zaman aralığını, $g[k] = g(k\Delta_t)$ L -noktalı pencere fonksiyonunu göstermektedir. Ayrık KZFD de periyodiktir:

$$STFT[k, n] = STFT[k, n + lL], \quad l = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots$$



Şekil 2.11. Ayırık kısa zaman Fourier dönüşümü

Sürekli zaman KZFD'nin özellikleri, ayırık KZFD için de geçerlidir (şekil 2.11) [109, 110].

2.3.4. Wigner-Ville dağılımı (WVD)

Wigner-Ville dağılımı (WVD), 1932 yılında Wigner tarafından istatistiksel kuantum mekaniği alanında kullanılmak üzere ve 1948 yılında da Ville tarafından ortak zaman-frekans dağılımı olarak kullanılmak üzere ortaya konmuş bir zaman-frekans gösterim yöntemidir. Bu yöntemde işaretin frekans bileşenlerinin genlikleri zaman-frekans düzleminde yerleştirilmektedir. İşaretin güç spektrumundan türetilen zaman-frekans dağılımları karesel ya da çift doğrusal (bilinear) dağılım olarak anılırlar. Bu dağılımlarda işaretin kendisiyle ya da kendisi ile ilintili bir versiyonuyla çarpımına ilişkin bir terim bulunur.

Fourier dönüşümünün karesi güç spektrumu olarak adlandırılır. Wiener-Khinchin teorimi, özilinti (otokorelasyon) fonksiyonunun Fourier dönüşümünün de güç spektrumunu verdiğini belirtir.

$$P(\omega) = |S(\omega)|^2 = \int R(\tau) \cdot e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (2.15)$$

Burada $R(\tau)$ öz ilinti fonksiyonudur ve şöyle tanımlanır,

$$R(\tau) = \int s(t) s^*(t - \tau) d\tau \quad (2.16)$$

$$R_x(t, \tau) = x(t + \frac{\tau}{2}) x^*(t - \frac{\tau}{2}) \quad (2.17)$$

$$P(t, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} R_x(t, \tau) e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (2.18)$$

Bu gösterim işaretin frekans bileşenlerinin nasıl yayıldığını göstermez. Bir $x(t)$ işaretinin ortak zaman-frekans düzlemindeki güç dağılımı, zamana bağlı güç spektrumu $P(t, \omega)$ ile verilirse (Eş. 2.18), zamana bağlı güç spektrumu ise, Eş. 2.18'de gösterildiği gibi zamana bağlı $R_x(t, \tau)$ özilinti (Eş. 2.17) fonksiyonunun Fourier dönüşümüdür ve yukarıdaki denklemler aşağıdaki hale gelirler [114-116].

Bir $x(t)$ işareti için Çift doğrusal bir ortak zaman-frekans dağılımı olan WVD aşağıdaki biçimlerde yazılabilir,

$$WVD(t, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t + \frac{\tau}{2}) x^*(t - \frac{\tau}{2}) e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (2.19)$$

veya $x(t)$ işaretinin $X(\omega)$ spektrumuna bağlı olarak aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$WVD(t, \omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega + \frac{1}{2}\theta) X^*(\omega - \frac{1}{2}\theta) e^{j\theta t} d\theta \quad (2.20)$$

WVD’de KZFD’nin aksine frekans ve zaman çözünürlükleri birbirinden bağımsızdır. Zaman çözünürlüğü sonsuz küçüktür ve frekans çözünürlüğü işaret uzunluğu ile ilişkilidir. Çünkü WVD hesaplamasında yürütülen Fourier dönüşümünün çözünürlüğü Eş. 2.19’den da anlaşılacağı gibi işaret uzunluğuna bağlıdır.

Eş. 2.19’da işaretin belli bir ‘ t ’ anında ‘ $\tau/2$ ’ kadar geri ötelenmiş (lag) ve ‘ $\tau/2$ ’ kadar ileri ötelenmiş (lead) değerlerinin çarpımı görülmektedir. İşaretinin içeriğinde periyodik öğeler varsa (taşıyıcı frekans, modülasyon fonksiyonu gibi), ötelenme miktarı bu periyotlardan birine eşit olduğu anda, göreceli olarak yüksek genlikli bir sinusoid elde edilecektir. Bu çarpımın Fourier dönüşümünde periyot değerlerini frekans eksenine dizer. Tüm ‘ t ’ değerleri için bu işlem yapıldığında işaretin yüksek çözünürlüklü bir zaman-frekans dağılımı ortaya çıkar. Birden fazla frekans bileşeni içeren işaretlere WVD yöntemi uygulandığında, frekans bileşenleri arasında girişim meydana gelir ve zaman-frekans dağılımında zaman boyutunda salınım yapan istenmeyen çapraz terimler ortaya çıkar. Bu terimler negatif değerler alabilir ancak negatif enerji değerleri fiziksel olarak anlamsızdır. Salınımlı ve yüksek genlikli çapraz terimler çok bileşenli işaretlerin WVD’nin okunmasını ve yorumlanmasını güçleştirir, çünkü işaretin frekans bileşenleri kendi aralarında ikişerli çapraz terimler oluşturur.

WVD’nin sağladığı marjinal zaman ve marjinal frekans özellikleri ile işaretin anlık enerjisi ve güç spektrumu elde edilebilir. WVD’nin frekans boyutu üzerinden entegrali işaretin anlık enerjisini (marjinal zaman özelliği) verir.

$$\frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} WVD_x(t, \omega) d\omega = |x(t)|^2 \quad (2.21)$$

WVD’nin zaman boyutu üzerinden entegrali ise o işaretin güç spektrumunu verir.

$$\int_{-\infty}^{\infty} WVD_x(t, \omega) dt = |X(\omega)|^2 \quad (2.22)$$

Bu özellikler işaretin enerjisinin zamanda ve frekansta ayrı ayrı nasıl dağıldığını göstermesi açısından kullanışlıdır.

WVD yönteminin sunduğu zaman ve frekans çözünürlüklerinin KZFD yöntemiyle elde edilenden daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bununla birlikte WVD gösterimlerinin hepsinde zamanda salınan çapraz terimler görülmektedir. Ayrıca uygun frekansta örneklenmiş tüm işaretler WVD yöntemi kullanılarak aynı başarımla incelenebilir çünkü KZFD yöntemindeki pencere genişliği gibi bir kriter WVD yönteminde bulunmaz. WVD düzgün bir dağılım olmamasına rağmen (pozitif değildir) spektrogramı her yerde pozitifdir. WVD karesel bir zaman-frekans analizi yöntemidir ve bütün karesel yöntemler gibi çapraz terimler içerir [114-116].

Kardiyak Doppler işaretlerinin WVD yöntemi ile analizlerinde KZFD ile elde edilen zaman-frekans dağılımlarına benzer sonuçlar elde edilmiştir. Doğrusal frekans yapıları ve harmonikler KZFD yöntemine göre daha dar çizgiler şeklinde görülmektedir. Bu durum işaret enerjisinin zaman-frekans düzleminde daha yüksek doğrulukla yerleştirildiğini gösterir. Zaman salınımlı çapraz terimler, fiziksel olarak anlam taşımasa bile aslında faz bilgisini içerirler. Anlık frekans ve anlık faz hesaplamalarında doğru sonuç elde etmek açısından bilgi taşıyan çapraz terimler gereklidir. Çok bileşenli işaret nedeniyle WVD'deki yanılgıyı (artifakt) daha da azalmak için, bir düzleme (smoothing function) fonksiyonu kullanılır. Bununla birlikte, eğer işaret ve çapraz terimler birbirine çok yakın yerleşmişse düzleme fonksiyonu çapraz terim girişiminin zayıflatılmasında başarılı olmayabilir. Bu nedenle, girişim zayıflatmaya karşılık zaman-frekans çözünürlüğü arasında uygun bir ödün verme gereklidir. Zaman ve frekans alanlarında ayrı ayrı yapılan düzleme işlemiyle, Düzlenmiş Sözde Wigner-Ville dağılımı (SPWVD) adı verilen yapı elde edilir.

Sözde Wigner-Ville Dağılımı (PWVD) frekans düzleme penceresi olarak bilinen kayan bir $h(t)$ penceresiyle, Wigner-Ville Dağılımı'nın (WVD) bir kısa zaman sürümüdür ve aşağıdaki gibi verilir,

$$PWVD_s(t, \omega) = \int s\left(t + \frac{\tau}{2}\right) s^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) \left|h\left(\frac{\tau}{2}\right)\right|^2 e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (2.23)$$

Doğru toplam enerji özelliğini sağlamak için, $h(t)$ 'nin gerçek değerli, normalleştirilmiş ($h(0) = 1$) ve sonlu uzunluğa sahip, yani $h(t) = 0$, $|t| > T_h/2$ olması istenir. Burada T_h pencere uzunluğudur.

Düzleme işleminin tamamlanması için, bir zaman-düzleme pencere fonksiyonu $g(t)$ kullanılır ve elde edilen sonuç fonksiyon Düzlenmiş Sözde Wigner-Ville Dağılımı (SPWVD) olarak adlandırılır.

Fonksiyon şu şekilde tanımlanır,

$$SPWVD(t, \omega) = \int_{t'} g(t - t') PWVD(t', \omega) dt' \quad (2.24)$$

Burada $g(t)$, alçak geçiren bir fonksiyon olarak çalışır. Bu düzleme işlemiyle, işaret bileşenlerinin zaman konsantrasyonu korunabilirken aynı anda frekans alanındaki çapraz terim girişimi de etkin biçimde zayıflatılabilir. Genellikle pencere fonksiyonu olarak Gaussian pencere fonksiyonu kullanılır.

Uygulamada işaret ayrık olarak örneklendiğinden işlemlerin de ayrık yapıları kullanılır. Verilen bir $s(n)$ ayrık fonksiyonun ayrık Wigner-Ville dağılımı (AWVD-DWVD) şöyle verilir,

$$DWVD(n, \omega) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} z(n+m) z^*(n-m) e^{-j2\omega m} \quad (2.25)$$

Burada $z(n)$, $s(n)$ fonksiyonu için analitik işaretler ve n zaman indeksidir. Bununla birlikte bu DWVD tanımı, tüm anlarda işaret bilgisi gerektiren nedensel olmayan bir çalışmayı ima eder. Bunun üstesinden Sözde Wigner-Ville dağılımında yapıldığı gibi kayan bir pencere fonksiyonuyla gelinir ve Sözde Wigner-Ville dağılımının (PWVD) ayrık yapısı şu şekilde verilir,

$$DPWVD(n, m) = \frac{1}{2} N \sum_{k=-N+1}^{N-1} |h(k)|^2 z(n+k) z^*(n-k) e^{-j2\pi \frac{km}{N}} \quad (2.26)$$

Burada $h(k)$, $2N-1$ uzunluğunda frekans düzleme fonksiyonu, m frekans indeksi, n zaman indeksi ve $z(n)$ analitik işareti göstermektedir.

Zaman düzleme fonksiyonunun da işleme alınmasıyla Düzlenmiş Sözde Wigner-Ville Dağılımı (SPWVD) ayrık olarak şöyle yazılabilir,

$$DSPWVD(n, m) = \frac{1}{2} N \sum_{k=-N+1}^{N-1} |h(k)|^2 \left[\sum_{p=-M+1}^{M-1} g(p) z(n+p+k) z^*(n+p-k) \right] e^{-j2\pi \frac{km}{N}} \quad (2.27)$$

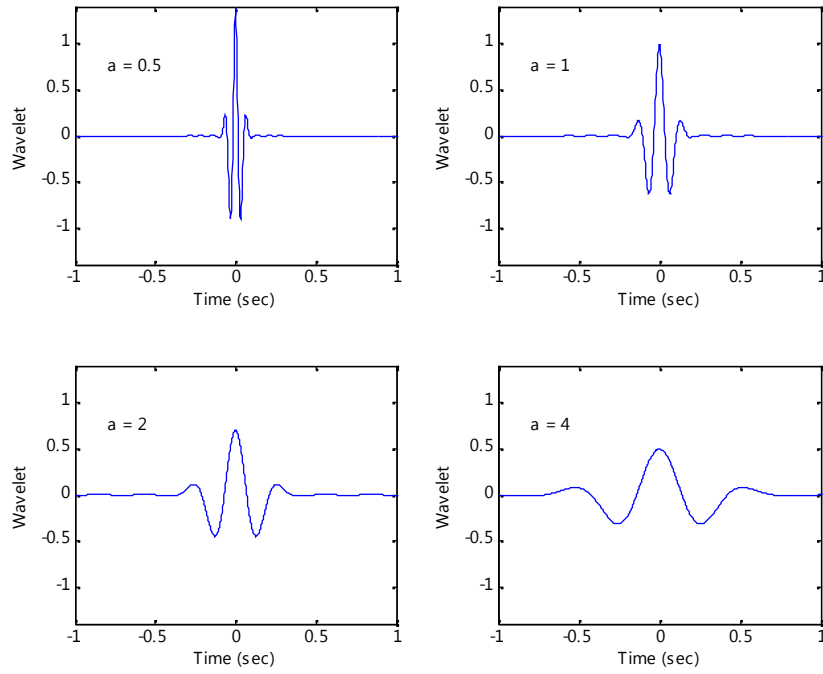
Burada $g(p)$ $2M-1$ uzunluğunda zaman düzleme fonksiyonudur [114-116].

2.3.5. Sürekli dalgacık dönüşümü (SDD)

Dalgacık analizinde, farklı irdeleme fonksiyon aileleri kullanılabilir, fakat fonksiyon ailesi ötelemede olduğu gibi, her zaman baz fonksiyonunun genişletilmiş ya da daraltılmış (ölçeklenmiş) şeklinden oluşur. Bu kavram, sürekli dalgacık dönüşümü (SDD-CWT) için denklem tanımlamayı sağlar:

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2.28)$$

Burada b , $x(t)$ boyunca fonksiyonun ötelenmesinde ve a değişkeni de ψ irdeleme fonksiyonunun zaman ölçeğinin değişmesinde rol oynar. Eğer a , 1'den büyük bir sayı ise dalgacık fonksiyonu ψ , zaman eksenini boyunca yayılır. Eğer pozitif kalmak şartıyla a , 1'den küçük ise fonksiyonu büzecektir. a 'nın negatif değerleri basitçe zaman ekseninde irdeleme fonksiyonunu çevirecektir.



Şekil 2.12. İki genişleme ($a=2$, $a=4$) ile bir ana dalgacık ($a=1$) ve bir daralma ($a=0,5$)

İrdeleme fonksiyonu ψ (probing function), birçok farklı fonksiyondan herhangi birisi olabilir ve her zaman salınımlı bir şekli benimser; bu yüzden fonksiyon için “dalgacık” (wavelet) terimi kullanılmıştır. ψ^* , karmaşık eşlenik işlemini göstermektedir. $1/\sqrt{a}$ normalizasyon çarpanı, a 'nın bütün değerleri için enerjinin kalmasını sağlar (öteleme dalgacık enerjisini değiştirmedikinden dolayı b 'nin tüm değerlerinde olduğu gibi). Eğer $b=1$ ve $a=0$ ise, dalgacık, ana dalgacık (mother wavelet) olarak adlandırılan kendisinin doğal şeklindedir. Yani, $\psi_{1,0}(t) \equiv \psi(t)$. Büzme ve yayma yoluyla üretilmiş aile üyelerinin bazılarıyla birlikte bir ana dalgacık

yapısı şekil 2.12’de görülmektedir. Gösterilen dalgacık, dalgacık analizinin öncülerinden, popüler Morlet dalgacıdır ve aşağıdaki eşitlik ile tanımlanır:

$$\psi(t) = e^{-t^2} \cos\left(\pi \sqrt{\frac{2}{\ln 2}} t\right) \quad (2.29)$$

Dalgacık katsayıları $W(a,b)$, çeşitli öteleme ve ölçeklerde dalgacık ile dalga şekli arasında korelasyon tanımlar: verilen bir ölçek ve a, b pozisyonu kombinasyonunda dalgacık ile dalga şekli arasındaki benzerlik. Başka bir ifade ile Katsayılar, bir ölçekler ve ötelemeler aralığı üzerinde, orijinal işaretin yeniden oluşturulmasında birlikte toplanmalarına gereksinim duyulacak dalgacıklar serisinin genliklerinin elde edilmesini sağlar. Bu bakış açısıyla, dalgacık analizi, en açık şekilde bir dalgacık şekline yaklaşma etkisinin dalga şekli üzerindeki bir araştırması olarak düşünülebilir. Bu araştırma, bir dalgacık boyutu aralığında gerçekleştirilir ve şekli aynı kalmasına rağmen, dalgacığın zaman yayılma aralığı değişir. Dizaynından dolayı, bir dalgacığın toplam alanının her zaman sıfır olması nedeniyle, dalgacık uzunluğu boyunca sabit olan bir dalga şekli, katsayıların sıfır olmasına yol açacaktır. Dalgacık katsayıları, dalgacık ile aynı ölçek üzerindeki değişimlerde daha fazla, dalgacıya benzeyen değişimlerde en fazla olmak üzere dalga şekli üzerindeki değişikliklere tepki gösterir. Fazlalık bir dönüşüme sahip olmasına rağmen, SDD kullanarak örüntülerin analizi veya tanınması çoğu kez kolaylıkla yapılabilir.

Eğer dalgacık fonksiyonu $\psi(t)$, uygun bir şekilde seçilirse, daha sonra dalgacık katsayılarından Fourier dönüşümünde olduğu gibi, dalga şeklinin yeniden oluşturulması mümkündür. SDD, dalga şeklini a ve b iki değişkenli katsayılarla ayrıştırdığından, katsayılardan orijinal işaretin yeniden oluşturulmasında iki katlı toplam (veya entegral) gereklidir.

$$x(t) = \frac{1}{C} \int_{a=-\infty}^{\infty} \int_{b=-\infty}^{\infty} w(a,b) \psi_{a,b}(t) da db \quad (2.30)$$

Burada:

$$C = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\Psi(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega \quad \text{ve} \quad 0 < C < \infty \quad (\text{kabul edilebilirlik şartları}) \quad \text{geri elde etme}$$

koşullarıdır. Gerçekte, dönüşümdeki fazlalık nedeniyle SDD katsayıları kullanarak orijinal işaretin yeniden oluşturulması nadiren gerçekleştirilir. Bir dalga şeklinin geri dönüşümü istendiğinde daha verimli olan ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) kullanılır [117-119].

2.3.6. Dalgacık zaman-frekans karakteristiği

Dalgacıklar şekil 2.12’de görüldüğü gibi, belirli bir zaman ya da belirli bir frekansta bulunmazlar. Aslında dalgacıklar, zaman ve frekansın her ikisinde ayrı ayrı oldukça iyi lokalize olurlar; fakat, kesinlikle her ikisinde aynı anda iyi lokalize olamazlar. Belirli bir dalgacığın zaman aralığı ölçüsü, Δt_{ψ} , onun zaman merkezi (yani ilk momenti) civarında verilen bir dalgacığın ikinci momentinin karekökü yoluyla tanımlanabilir [118, 119]:

$$\Delta t_{\psi} = \sqrt{\frac{\int_{-\infty}^{\infty} (t - t_0)^2 |\psi(t/a)|^2 dt}{\int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t/a)|^2 dt}} \quad (2.31)$$

Burada t_0 dalgacığın zaman merkezi ya da birinci momentidir ve şöyle verilir:

$$t_0 = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} t |\psi(t/a)|^2 dt}{\int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t/a)|^2 dt} \quad (2.32)$$

Benzer şekilde frekans aralığı, $\Delta \omega_{\psi}$, şu şekilde ifade edilir:

$$\Delta t_{\psi} = \sqrt{\frac{\int_{-\infty}^{\infty} (\omega - \omega_0)^2 |\Psi(\omega)|^2 d\omega}{\int_{-\infty}^{\infty} |\Psi(\omega)|^2 d\omega}} \quad (2.33)$$

Burada $\Psi(\omega)$, $\psi(t/a)$ 'nın frekans alanı gösterimidir (yani Fourier dönüşümü) ve ω_0 değeri, $\Psi(\omega)$ 'nın merkez frekansıdır. Merkez frekansı Eş. 2.32'ye benzer bir eşitlikle verilir:

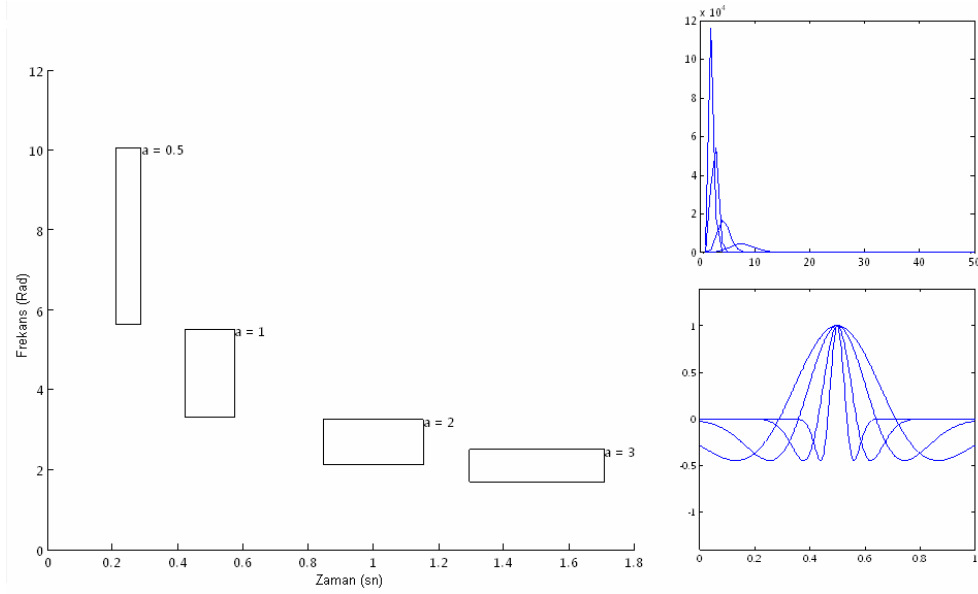
$$\omega_0 = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \omega |\Psi(\omega)|^2 d\omega}{\int_{-\infty}^{\infty} |\Psi(\omega)|^2 d\omega} \quad (2.34)$$

Verilen bir ailenin zaman ve frekans aralıkları Eş. 2.31 ve Eş. 2.33 kullanılarak ana dalgacıktan elde edilebilir. a değişkeni ile genişleme (dilation), sadece a ile Δt_{ψ} 'nin çarpımıyla zaman aralığını değiştirir. Bundan dolayı, $\psi_{a,0}(t)$ 'nin zaman aralığı, $\Delta t_{\psi}(a) = |a| \Delta t_{\psi}$ olarak tanımlanır. Meksikalı şapkası dalgacığına Eş. 2.31 - Eş. 2.33 eşitliklerinin uygulanmasıyla elde edilen, zaman ve frekans arasındaki ters ilişki şekil 2.13'da görülmektedir. Meksikalı şapkası dalgacık aşağıdaki denklemle verilir:

$$\psi(t) = (1 - 2t^2) e^{-t^2} \quad (2.35)$$

Frekans aralığı ya da bant genişliği, $\Delta \omega_{\psi}(a) = \Delta \omega_{\psi} / |a|$ şeklinde a 'ya bölünen ana dalgacığın aralığı olabilecektir. Eğer frekans aralığı ile zaman aralığı çarpılırsa, Eş. 2.31 ve Eş. 2.33 eşitliklerinden çarpımın sabit bir değer olduğu görülür:

$$\Delta \omega_{\psi}(a) \Delta t_{\psi}(a) = \Delta \omega_{\psi} \Delta t_{\psi} = \text{Sabit}_{\psi} \quad (2.36)$$



Şekil 2.13. Farklı a değerleriyle Meksika şapkası dalgacığının zaman-frekans sınırları

Eş. 2.36 gösterir ki; aralıkların çarpımı genişlemeyele değişmezdir (öteleme (b değişkenindeki değişimler) hem zaman hem de frekans çözünürlüklerinde değişiklik yapar; buradan, çarpımlarında olduğu gibi zaman ve frekans çözünürlüklerinin her ikisi de b değerinden bağımsızdır) ve aralıklar ters olarak bağıntılıdır; yani frekans aralığı $\Delta\omega_\psi(a)$ artarken, zaman aralığı $\Delta t_\psi(a)$ azalır. Bu aralıklar, SDD'nin zaman ve frekans çözünürlükleri aralarında ilişki kurar. KZFD de olduğu gibi, zaman-frekans çözünürlükleri arasında ters olarak bağıntı vardır: dalgacık zaman aralığının azalması (a 'nın azalmasıyla) kullanılan frekans çözünürlüğündeki zaman karakteristiklerinin daha hassas değerlendirmesini (yani zamandaki yakın olayların süzülmesi yeteneği) sağlar ve tersi de geçerlidir.

Zaman ve frekans çözünürlükleri ters olarak bağıntılı olduğundan, a büyük ve dalgacık boyu (ve onun etkin zaman penceresi) uzun olduğunda, SDD daha iyi frekans çözünürlüğü sağlar. Tersine, a küçük, dalgacık boyu kısa ve zaman çözünürlüğü maksimum olduğunda, dalgacık sadece yüksek frekans bileşenlerine cevap verecektir [119].

2.3.7. Ayrık dalgacık dönüşümü (ADD)

SDD hesabındaki fazlalık onun ciddi bir problemidir. SDD, dalga şeklinin fazlalıklı örneklenmesini sağlar; yani işaretin eşsiz olarak belirtilmesi için gerçekten ihtiyaç duyulandan daha fazla sayıda katsayı üretilir. Bu fazlalık analiz uygulamalarında genellikle bir problem oluşturmaz, Fakat eğer uygulama orijinal işareti geri oluşturmayı kullanıyorsa çok lüks olabilir. Geri oluşturma için, katsayıların tamamı gerekli olacaktır ve hesaba dayalı (sayısal) çaba çok fazlaca olabilir. İki yönlü dönüşümleri gerektiren uygulamalarda, orijinal işareti tam olarak geri elde etmeyi gerektiren minimum katsayı miktarını üreten bir dönüşüm tercih edilir. Ayrık dalgacık dönüşümü (ADD-DWT) bunu genellikle 2'nin kuvvetleriyle öteleme ve ölçekteki varyasyonun sınırlanmasıyla başarır. Ölçek 2'nin kuvvetlerinde değiştiğinde, ADD bazen aynı kısaltmayı taşıyan ikici dalgacık dönüşümü (dyadic wavelet transform DWT) olarak da ifade edilir. Dalgacık, ortogonal bir aile (ortogonal bir baz) olarak dikkatlice seçilmezse, ADD iki yönlü bir dönüşüm üretmede hala fazlalık gerektirebilir. Ortogonal bir aile seçildiğinde fazlalık olmayan iki yönlü bir dönüşümü üretebilecektir.

ADD için temel analitik eşitlikler burada gösterilecektir; bununla birlikte, dönüşümü, süzgeç bankaları (filter banks) kullanarak anlamak ve oluşturmak daha kolaydır. ADD genellikle geri elde etme dönüşümü açısından aşağıdaki gibi ifade edilir:

$$x(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \sum_{l=-\infty}^{\infty} d(k,l) 2^{-k/l} \psi(2^{-k}t - l) \quad (2.37)$$

Burada k , $a = 2^k$ olarak a ile ilişkilidir; $b = 2^k l$ olarak l ile ilişkilidir ve $d(k,l)$, k ve l ayrık noktalarında $W(a,b)$ 'nin bir örneklemevidir.

ADD'de, ADD'nin hesaplanmasında kolaylık sağlayan ve ölçekleme fonksiyonu olarak adlandırılan yeni bir kavramla karşılaşılır. Verimli bir şekilde ADD'yi gerçekleştirmek için ilk önce en iyi çözünürlük hesaplanır. Hesaplama daha sonra daha kaba çözünürlüklere doğru devam eder, her seferinde orijinal işaret üzerinden

tekrar başlamaktan çok, hesaplama en iyi çözünürlüklü dalga şeklinin düzgünleştirilmiş bir biçimini kullanır. Bu düzgünleştirilmiş versiyon ölçekleme fonksiyonunun yardımıyla elde edilir. Gerçekte ölçekleme fonksiyonu bazen düzgünleştirme fonksiyonu olarak da anılır. Ölçekleme fonksiyonunun tanımında bir genişleme ya da iki ölçek fark denklemi kullanır:

$$\phi(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sqrt{2}c(n)\phi(2t - n) \quad (2.38)$$

Burada $c(n)$, özel ölçekleme fonksiyonunu tanımlayan bir skalar dizisidir. Bu denklem iki zaman (t ve $2t$) ölçeğini içerir ve çözümü oldukça zor olabilir.

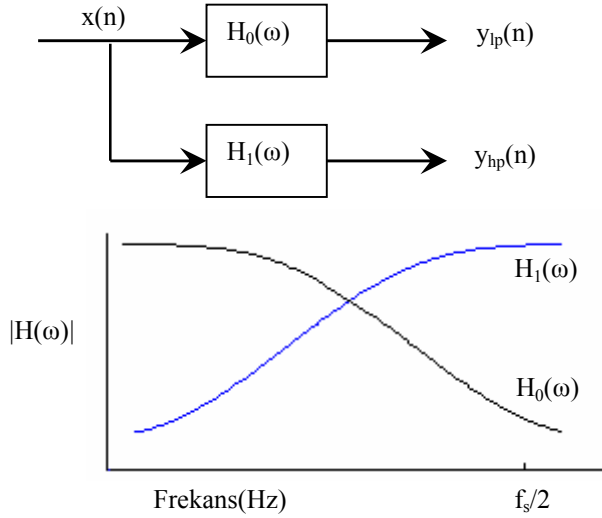
ADD’de, dalgacığın kendisi ölçekleme fonksiyonundan tanımlanabilir:

$$\psi(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sqrt{2}d(n)\phi(2t - n) \quad (2.39)$$

Burada $d(n)$, $x(t)$ dalga şekli ile ilişkili olan skalarlar serisidir ve ölçekleme fonksiyonu açısından ayrık dalgacığı tanımlarlar. ADD yukarıda verilen denklemler kullanılarak gerçekleştirilebildiği gibi süzgeç bankası teknikleri kullanılarak da gerçekleştirilebilir [117-119].

2.3.8. Süzgeç bankaları

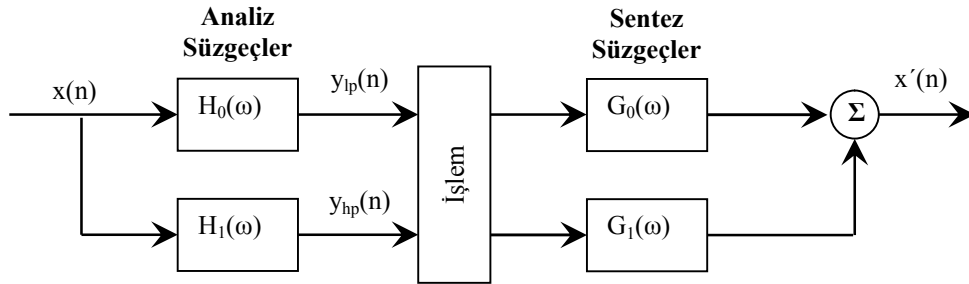
İşaret ve görüntü işleme uygulamaları pek çoğunda, ADD bazlı analiz en iyi şekilde süzgeç bankaları yapısına göre tanımlanır. Bir işaretin çeşitli spektral bileşenlerine ayrıştırılmasında bir süzgeçler grubu kullanılır. Bu işleme alt bant kodlaması (subband coding) adı verilir. Pek çok temel ADD uygulaması şekil 2.14’de gösterilen süzgeç bankalarındaki gibi sadece iki süzgeç kullanır.



Şekil 2.14. Aynı dalga şekline uygulanan ve bir alçak geçiren ve bir yüksek geçiren alt banttan oluşan basit süzgeç bankası

Analiz edilen dalga şekli, $H_0(\omega)$ ve $H_1(\omega)$ sayısal süzgeçleri tarafından $y_{lp}(n)$ ve $y_{hp}(n)$ olmak üzere iki bileşenine ayrılır. Bu iki süzgecin spektral karakteristikleri, $H_0(\omega)$ alçak geçiren bir spektral karakteristiğe ve $H_1(\omega)$ yüksek geçiren bir spektral karakteristiğe sahip olacak şekilde dikkatlice seçilmelidir. Alçak geçiren filtre ölçekleme ya da düzgünleştirme fonksiyonunun uygulamasına benzeşirken, yüksek geçiren süzgeç orijinal işaret için dalgacık uygulamasına benzeşir. Eğer süzgeçler ters çevrilebilir süzgeçler ise $y_{lp}(n)$ veya $y_{hp}(n)$ alt bant işaretlerinin her ikisinden orijinal dalga şeklini geri elde edecek tamamlayıcı süzgeçleri oluşturmak ($H_0(\omega)$ ya da $H_1(\omega)$ in tersi bir spektruma sahip süzgeçler) o zaman mümkün olur (en azından teoride). Süzgeçler tersine çevrilebilir olmasalar bile orijinal işaret çoğu kez geri elde edilebilir, fakat her iki alt bant işaretinin kullanılmaları gerekmektedir. İşaretin geri elde edilmesi şekil 2.15’de gösterilmektedir. Burada $G_0(\omega)$ ve $G_1(\omega)$ süzgeç çiftleri yüksek ve alçak geçiren alt bant işaretler üzerinde işlem yaparlar ve orijinal işaretin yakın bir yaklaşığı $x'(t)$ ’yi yeniden oluşturmada toplamaları kullanılır. Süzgeç bankaları orijinal işareti ayrıştırıyorlarsa genellikle analiz süzgeçleri olarak, işareti geri oluşturuyorlarsa sentez süzgeçleri olarak adlandırılırlar. Süzgeç bankalarının gerçekleştirilmesinde, esasen oluşturulması daha kolay ve kararlı olduklarından dolayı genellikle FIR süzgeçler kullanılır.

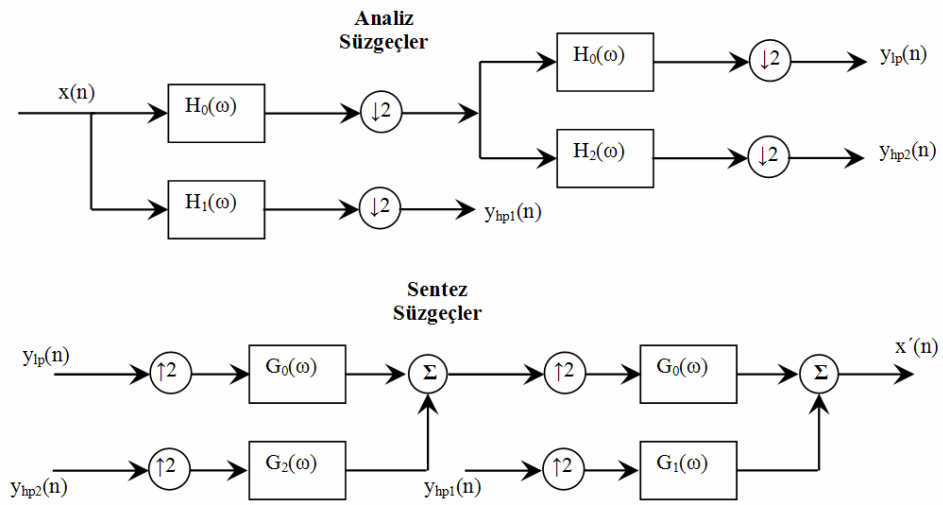
Bu işlemin bazı öğretici değerlere sahip olabilmesine rağmen, $x(n)$ orijinal işareti süzme sadece onu ters süzgeçlerle geri elde etmede yararsız bir işlem olabilir. Bazı analiz uygulamalarında sadece alt bant işaretleriyle ilgilenilir ve geri oluşturmaya ihtiyaç duyulmaz; Fakat birçok dalgacık uygulamalarında, çıkış işaretinin yeniden elde edilmesinden önce, $y_{lp}(n)$ ve $y_{hp}(n)$ alt bant işaretleri üzerinde bazı işlemler uygulanır (şekil 2.15) Bu gibi durumlarda, çıkış işareti, girişteki işaretle tamam anlamıyla aynı olmayabilecektir. Eğer çıkış işareti, bazı veri sıkıştırma uygulamalarında olduğu gibi gerçekte girişle aynı olursa, işlem kayıpsız (lossless) olarak adlandırılır, diğer durumda işleme kayıplı (lossy) işlem denir.



Şekil 2. 15. Sadece iki süzgeç içeren süzgeç bankası kullanılarak yapılan tipik bir dalgacık uygulaması

Şekil 2.15’de şemayla gösterilen genel yaklaşımla ilgili en önemli şey şudur: dalgacık yaklaşımının oluşturulmasında ve üzerinde işlem yapılmasında $x(n)$ orijinal dalga şeklindeki çok sayıdaki noktanın iki katı noktayı gerektirmesidir. Bu problem, ancak süzgeç bankasına daha fazla süzgeç eklenirse, kötüleşecektir. İki kat nokta sayısı getirmesi haricinde, $x(n)$ işaretini temsil edebilmek için her ikisine birden ihtiyaç duyulmasından dolayı, açıktır ki $y_{lp}(n)$ ve $y_{hp}(n)$ işaretlerinin içeriğinde fazlalık bilgi olmalıdır. Eğer analiz süzgeçleri doğru bir şekilde seçilirlerse, $y_{lp}(n)$ ve $y_{hp}(n)$ işaretlerinin boyutunu yarı yarıya azaltmak mümkündür ve hala daha orijinal dalga şekli geri oluşturulabilir. İşaretin örnek sayısını yarı yarıya azaltmak ve tüm aynı zaman periyodunu hala temsil etmesi için her bir tek indisli noktayı yok etmeye ihtiyaç duyarız. Bu işlem, örnek azaltma (downsampling) olarak bilinir ve şematik olarak $\downarrow 2$ sembolüyle gösterilir. $y(n)$ ’nin örnek azaltılmış versiyonu süzölmüş işaretin sadece çift indisli örneklerini $[y(2), y(4), y(6), \dots]$ içerecektir. Eğer örnek

azaltma kullanılırsa, orijinal işareti yeniden oluşturmak için kaybolan veri örneklerini (hepsi tek indisli) geri kurtarmada bazı metotlar olmalıdır. Örnek çoğaltma (upsampling- $\uparrow 2$ sembolüyle gösterilir) olarak adlandırılan bir yöntem bu işlemi kaybolan noktaların yerine sıfırlar yerleştirerek başarır. Geri elde edilen işaret (şekil 2.15'deki $x'(n)$) bu veri örnekleri için sıfırlar içermeyecektir, $G_0(\omega)$ veya $G_1(\omega)$ sentezleme süzgeçleri olarak boşlukları doldururlar.



Şekil 2.16. Örnek azaltma ($\downarrow 2$) ve örnek çoğaltma ($\uparrow 2$) işlemleriyle, üç süzgeç kullanan tipik bir dalgacık uygulaması

Şekil 2.16, üç süzgeç bankası kullanan ve örnek azaltma ile örnek çoğaltma işlemlerini içeren bir dalgacık uygulamasını gösterir. Matris metotları kullanıldığında, örnek azaltılmış genlikler bazen, süzgeç hesaplamalarını kolaylaştıran bir normalizasyon olan $\sqrt{2}$ ile ölçeklenir.

Bir dalgacık süzgeç bankasındaki süzgeçlerin tasarımı oldukça zor olabilir; çünkü süzgeçler birçok kriteri karşılamalıdır. Birinci derecede önemli olan analiz ve sentez süzgeçlerinden geçtikten sonra orijinal işareti geri elde etme yeteneğidir. Hassas geri elde etme örnek azaltma işlemi tarafından karmaşılaştırılır. Örnek azaltma, örnekleme frekansının yarısında orijinal işareti örnekleme eşittir. İşaretteki en yüksek frekans bileşeni şu andaki azaltılmış örnekleme frekansının iki katından daha fazla olamayacağından, bazı işaretler için bu örtüşmeye yol açacaktır. Uygun bir

şekilde seçilen süzgeç bankaları esaslı olarak potansiyel örtüşmeyi iptal edebilir. Eğer süzgeç bankası, şekil 2.15'deki gibi, sadece iki süzgeç tipi (yüksek geçiren ve alçak geçiren filtreler içerirse örtüşme iptali için kriter aşağıdaki gibidir [119]:

$$G_0(z)H_0(-z) + G_1(z)H_1(-z) = 0 \quad (2.40)$$

Burada $H_0(z)$, analiz alçak geçiren süzgecin transfer fonksiyonu, $H_1(z)$, analiz yüksek geçiren süzgecin transfer fonksiyonu, $G_0(z)$, sentez alçak geçiren süzgecin transfer fonksiyonu, $G_1(z)$, sentez yüksek geçiren süzgecin transfer fonksiyonudur.

Alt bant dalga şeklinden orijinal dalga şeklinin geri oluşturulabilmesinin şartı aşağıdaki eşitlikle karşılanan süzgeçler üzerinde önemli bir diğer şartı yerleştirir:

$$G_0(z)H_0(-z) + G_1(z)H_1(-z) = 2z^{-N} \quad (2.41)$$

Burada transfer fonksiyonları Eş. 2.40'dakilerle aynıdır. N , süzgeç katsayılarının sayısıdır (yani süzgeç derecesidir); dolayısıyla z^{-N} sadece süzgecin gecikmesidir.

Birçok analizde, süzgeçler üzerinde ilave kısıtlamalar yerleştirilerek ortogonal olan alt bant işaretlere sahip olmak istenir. İyi ki istenilen özelliklerin çoğuna sahip çok sayıda süzgeç geliştirilmiştir (buna rağmen istenilen özelliklerin hepsine sahip süzgeç henüz mevcut değildir). Uygulamada, Labview ile oluşturulan örneklerde Daubechies tarafından geliştirilen ve aynı adla anılan süzgeçler kullanılmıştır. Bu süzgeçler, 4 ya da daha fazla katsayıya sahip popüler bir dalgacık süzgeçler ailesidir. 4-katsayılı Daubechies süzgecinin $h_0(n)$, alçak geçiren süzgeç katsayıları şu şekilde verilir:

$$h(n) = \frac{[(1 + \sqrt{3}), (3 + \sqrt{3}), (3 - \sqrt{3}), (1 - \sqrt{3})]}{8} \quad (2.42)$$

Gösterilebilir ki, ikiden fazla katsayıya sahip ortogonal süzgeçler asimetrik katsayılarla sahip olmalıdırlar. Ne yazık ki, bu, böyle süzgeçlerin lineer faz

karakteristiklerine sahip olmalarını imkansız kılar; bununla birlikte, bu, genellikle kabul edilebilir bir ödün vermedir. Ortogonalite ve minimum faz elde etmek için daha karmaşık biortogonal süzgeçler gereklidir [117, 119]. Yüksek geçiren süzgeç çıkışı, alçak geçiren süzgeç çıkışına ortogonal olabilmesi için, yüksek geçiren süzgeç frekans karakteristikleri, alçak geçiren süzgeçinkiler ile özel bir ilişkiye sahip olmalıdır:

$$H_1(z) = -z^{-N} H_0(-z^{-1}) \quad (2.43)$$

Eş. 2.43 ile gösterilen bu kriter $h_0(n)$ katsayılarına değişen ters çevirme algoritması uygulayarak gerçekleştirilebilir:

$$h_1(n) = [h_0(N), -h_0(N-1), h_0(N-2), -h_0(N-3), \dots] \quad (2.44)$$

Burada N , $h_0(n)$ 'deki katsayıların sayısıdır.

Bir kez analiz süzgeçler seçildi mi, geri oluşturmada kullanılan sentez süzgeçleri Eş. 2.38 ve Eş. 2.39 tarafından oldukça kısıtlanırlar. Eş. 2.41 şartlarıyla $G_0(z) = H_1(-z)$ ve $G_1(z) = -H_0(-z)$ yapılarak karşılaşılabılır. Bu yüzden, sentez süzgeç transfer fonksiyonları, Eş. 2.45 ve Eş. 2.46 yoluyla analiz transfer fonksiyonlarıyla ilişkilidir:

$$G_0(z) = H_1(z) = z^{-N} H_0(z^{-1}) \quad (2.45)$$

$$G_1(z) = -H_0(-z) = z^{-N} H_1(z^{-1}) \quad (2.46)$$

Burada ikinci eşitlik Eş. 2.43'de gösterilen ilişkiden gelir. Eş. 2.45 ve Eş. 2.46'daki işlemler birkaç farklı yöntem ile gerçekleştirilebilir, bunlardan en kolay olanı aşağıda verilmiştir:

$$g_0(n) = [h_0(N), h_0(N-1), h_0(N-2), \dots] \quad (2.47)$$

$$g_1(n)=[h_1(N), h_1(N-1), h_1(N-2), \dots] \quad (2.48)$$

Burada N süzgeç katsayılarının sayısıdır. Bütün süzgeçlerin aynı dereceye sahip olduğu kabul edilir; yani, hepsi aynı sayıda katsayıya sahiptir. Eğer süzgeçler şekil 2.16'daki gibi nedensel ise, her biri süzgeç katsayılarının sayısına bağlı olarak bir gecikme üretir. Böyle gecikmeler beklenir ve doğaldır. Bu gecikmeler, geri oluşturma işleminde hesaba katılabilmelidir. Bununla birlikte, veriler bir bilgisayarda saklanıyorsa, gecikmesiz FIR süzgeçlerinin gerçekleştirilmesi mümkündür. Gecikmeyi bertaraf etmek için işlemlerde dairesel konvolüsyon (evrişim) uygulanır [117-119].

Süzgeç bankası yaklaşımı ve Eş. 2.38 ve Eş. 2.39'da gösterilen ayrık dalgacık dönüşümü aslında birbirinden bağımsız olarak geliştirildiler; fakat ikisi de teorik ve pratik olarak birbirine bağlı hale geldiler. Süzgeç katsayılarından dalgacık ve ölçekleme fonksiyonunu geliştirmede her iki yaklaşım arasında, en azından teoride, bir bağlantı kurmak mümkündür. Bu işlemin terside geçerlidir. Gerçekte, Eş. 2.38 ve Eş. 2.39'daki $c(n)$ ve $d(n)$ katsayıları, süzgeç katsayılarının ölçeklenmiş versiyonlarıdır:

$$c(n) = \sqrt{2}h_0(n); \quad d(n) = \sqrt{2}h_1(n) \quad (2.49)$$

Eş. 2.38'deki $c(n)$ 'nin yerine konmasıyla, ölçekleme fonksiyonunun denklemi (genişleme denklemi) şu hale gelir:

$$\phi(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} 2h_0(n)\phi(2t-n) \quad (2.50)$$

Bu denklemin iki zaman ölçekli (t ve $2t$) bir denklem olmasından dolayı, çözmek kolay değildir; fakat çok sayıda yaklaşık yaklaşımlar geliştirilmiştir [119]. Verilen $h_1(n)$ süzgeç katsayılarından Eş. 2.50'deki $\phi(t)$ 'nin çözümü için çok sayıda teknik vardır. Belki de Eş. 2.50'deki $\phi(t)$ 'nin çözümü için en doğru metot frekans alanı

gösterimini kullanmaktır. Eş. 2.50'nin her iki tarafının Fourier dönüşümünün alınması aşağıdaki ifadeyi verir:

$$\Phi(\omega) = H_0\left(\frac{\omega}{2}\right)\Phi\left(\frac{\omega}{2}\right) \quad (2.51)$$

Burada $2t$ değeri frekans alanında $\frac{\omega}{2}$ 'ye karşılık gelir. Eş. 2.51'deki ikinci terim

$H_0\left(\frac{\omega}{4}\right)\Phi\left(\frac{\omega}{4}\right)$ şeklinde parçalanabilir, böylece, denklemi aşağıdaki gibi tekrar yazmak mümkündür:

$$\Phi(\omega) = H_0\left(\frac{\omega}{2}\right)\left[H_0\left(\frac{\omega}{4}\right)\Phi\left(\frac{\omega}{4}\right)\right] \quad (2.52)$$

$$\Phi(\omega) = H_0\left(\frac{\omega}{2}\right)H_0\left(\frac{\omega}{4}\right)H_0\left(\frac{\omega}{8}\right)\cdots H_0\left(\frac{\omega}{2^N}\right)\Phi\left(\frac{\omega}{2^N}\right) \quad (2.53)$$

$N \rightarrow \infty$ limit şartlarında, Eş. 2.53 şu hale gelir:

$$\Phi(\omega) = \prod_{j=1}^{\infty} H_0\left(\frac{\omega}{2^j}\right) \quad (2.54)$$

$\phi(t)$ ile alçak geçiren süzgeç katsayıları arasındaki ilişki şimdi, Eş. 2.54'ün ters Fourier dönüşümünün alınmasıyla elde edilebilir. Bir kez ölçekleme fonksiyonu belirlendi mi, $d(n)$ 'nin yerine konmasıyla Eş. 2.40'dan dalgacık fonksiyonu direkt olarak elde edilebilir:

$$\psi(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} 2h_1(n)\phi(2t-n) \quad (2.55)$$

Eş. 2.54, yukarıda bahsedilmeyen $h_0(n)$ alçak geçiren süzgeç katsayıları üzerindeki diğer bir sınırlamayı gösterir. Sonsuz çarpımın yakınsaması için, $j \rightarrow \infty$ iken $H_0\left(\frac{\omega}{2^j}\right)$ 1'e yaklaşmalıdır. Bu, $H_0(n)=1$ olmasını gerektirir ve alçak geçiren süzgeçlerle karşılaşması kolay olan bir kriterdir. Eş. 2.55, süzgeç katsayılarından ölçekleme fonksiyonunun belirlenmesinde kesin bir formül sağlarken, analitik bir çözüm, iki katsayılı Haar süzgeçleri gibi çok basit süzgeçler hariç uğraştırıcıdır. Nümerik olarak bu denklemin çözümü de kısa veri uzunluğu nedeniyle sorunlara sahiptir ($H_0(\omega)$, 4 elemanlı bir süzgeç için sadece 4 nokta olabilecektir). Her şeye rağmen denklem, süzgeç bankası ve ADD metodolojileri arasında teorik bir bağlantı sağlar [117-119].

2.4. Yapay Sinir Ağları (YSA)

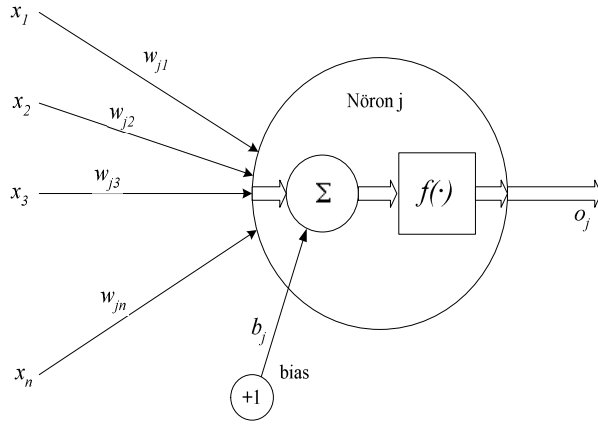
YSA alanındaki ilk çalışmalar 1940'lı yıllarda başta Walter Pitts, Donald Hebb, F. Rosenblatt olmak üzere bazı bilim adamları tarafından yapılmıştır. İlk hücresel ağ modeli, 1943 yılında McCulloch ve Pitts tarafından geliştirilmiştir. 1949 yılında D. Hebb öğrenme ile ilgili temel teoriyi geliştirmiştir. 1950'li yıllardan sonra birçok araştırmacı Hebb kuralından esinlenerek yapay sinir ağlarını geliştirici yönde çalışmalarını sürdürmüşlerdir. 1957 yılında F. Rosenblatt ve arkadaşları perseptron adı verilen tek katmanlı eğitilebilen tek çıkışa sahip bir YSA algoritmasını gerçekleştirmişlerdir. 1960 yılında T. Hoff ve B. Widrow tarafından bu günümüzde çok sık kullanılan Delta Öğrenme Kuralını geliştirmişlerdir. Daha sonra D.E. Rumelhart, G.E. Hinton ve R.J. Williams geri yayılım algoritmasını kullanan Genelleşmiş Delta Kuralı öğrenme yöntemini geliştirmişlerdir.

Günümüzde, hızla gelişen bilgisayar teknolojisi ile, YSA'lar genel olarak, örüntü tanıma, tahminde bulunma, karakter tanıma, ses ve işaret-görüntü işleme gibi alanlarda kullanılmaktadır. İşaret işlemede, alınan bilginin kirliliğinin, parazitinin ve bozukluğunun en aza indirilmesi veya tamamen düzeltilmesi işlemleri de başarı ile yapılabilmektedir. Ayrıca YSA, Kontrol problemlerinin çözümünde de çok önemli

bir yere sahiptir [120, 121].

2.4.1. Yapay sinir ağı hücresi

Temel bir yapay sinir ağı hücresi biyolojik sinir hücresine göre çok daha basit bir yapıya sahiptir. Şekil 2.17’de en temel nöron modeli görülmektedir. Yapay sinir ağı hücresinde temel olarak dış ortamdan ya da diğer nöronlardan alınan veriler yani girişler, ağırlıklar, toplama fonksiyonu, aktivasyon fonksiyonu ve çıkışlar bulunmaktadır.



Şekil 2.17. Temel yapay sinir ağı hücresi

Genelde aktivasyon fonksiyonu doğrusal olmayan bir fonksiyondur. Şekil 2.17’de görülen b bir sabittir, bias veya aktivasyon fonksiyonunun eşik değeri olarak adlandırılır. Nöronun matematiksel modeli aşağıdaki gibidir. Nöron çıkışı,

$$o = f(WX + b) \quad (2.56)$$

eşitliği ile elde edilir. Buradaki W ağırlıklar matrisi, X ise girişler matrisidir. n giriş sayısı olmak üzere;

$$W = w_1, w_2, w_3, \dots, w_n, \quad X = x_1, x_2, x_3, \dots, x_n \quad (2.57)$$

Şeklinde yazılabilir. İfadeler eşitlik olarak yazılırsa;

$$net_j = \sum_{i=1}^n w_i x_i + b_j \text{ ve } o_j = f(net_j) \quad (2.58)$$

$$o_j = f\left(\sum_{i=1}^n w_i x_i + b_j\right) \quad (2.59)$$

şeklinde de yazılabilir. Burada $f(\cdot)$ aktivasyon fonksiyonudur. Basit bir sinir modeli, n adet girişi, belirli ağırlıklarla çarparak toplamakta, bir eşik değeri de işleme katılıp sonucu aktivasyon fonksiyonundan geçirmektedir. Sinir modeli, sinirin eşik değerine ve kullanılan aktivasyon fonksiyona bağlı olmaktadır.

2.4.2. Aktivasyon fonksiyonları

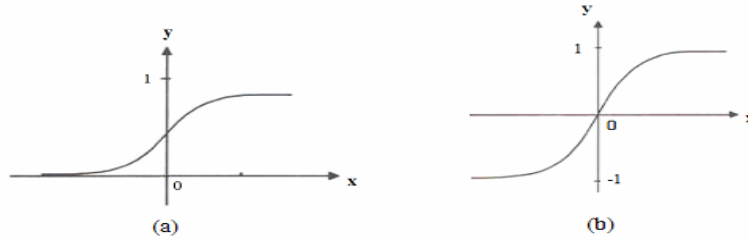
Transfer veya aktivasyon fonksiyonları öğrenme eğrisi olarak da adlandırılmaktadır. Aktivasyon fonksiyonları bir YSA'da nöronun çıkış genliğini, istenilen değerler arasında sınırlar. Bu değerler çoğunlukla $[0,1]$ veya $[-1,1]$ arasındadır. Ayrıca, yapay sinir ağına bir kutupluma (bias) değeri uygulanarak aktivasyon fonksiyonu artırılabilir. YSA'larda kullanılacak olan fonksiyonların türevi alınabilir ve sürekli olması gerekmektedir. YSA'nın kullanım amacına uygun olarak tek veya çift yönlü aktivasyon fonksiyonları da kullanılabilir.

Transfer fonksiyonları olarak, *tek veya çift kutuplu basamak* fonksiyonu, *doğrusal* fonksiyon, *parçalı doğrusal* fonksiyon, *tanjant hiperbolik* fonksiyonu ve *sigmoid* fonksiyonu kullanılabilir. Uygulamalarda, en çok *tanjant hiperbolik* ve *sigmoid* fonksiyonu kullanılmaktadır. Lineer veya doğrusal olmayan transfer fonksiyonlarının YSA'larda kullanılması karmaşık ve çok farklı problemlere uygulanmasını sağlamıştır. En çok kullanılan aktivasyon fonksiyonları aşağıda açıklanmıştır [120-122].

Sigmoid fonksiyonu: YSA uygulamalarında en çok kullanılan aktivasyon fonksiyonudur. Fonksiyonun davranışı Şekil 2.18a'da verilmiştir. Bu fonksiyonun en

aktif bölgesinin 0,2 ile 0,8 arasında olduğu bilinmektedir. Literatürde tek kutuplu aktivasyon fonksiyonu olarak da bilinir. eşitliği,

$$y = f(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}} = \frac{1}{2} \left(\tanh\left(\frac{x}{2}\right) + 1 \right) \quad (2.60)$$



Şekil 2.18. a) Sigmoid fonksiyon, b) Tanjant hiperbolik fonksiyon

Tanjant Hiperbolik fonksiyonu: YSA uygulamalarında en çok kullanılan aktivasyon fonksiyonlarından bir diğeri ise bu fonksiyondur. Literatürde çift kutuplu (bipolar) fonksiyon olarak da bilinir. Şekil 2.18b’de bu fonksiyonun grafiği verilmiştir. Giriş uzayının genişletilmesinde etkili bir aktivasyon fonksiyondur. Eşitliği Eş. 2.61’de verilmiştir [120-122].

$$y = f(x) = \frac{e^x - e^{-x}}{e^x + e^{-x}} = \tanh(x) \quad (2.61)$$

2.4.3. Yapay sinir ağlarının eğitilmesi

YSA’nın öğrenme sürecinde dış ortamdan girişler alınır, girişler aktivasyon fonksiyonundan geçirilerek bir tepki çıkışı üretilir. Bu çıkış verilen gerçek çıkışla karşılaştırılarak hata bulunur. Çeşitli öğrenme algoritmalarıyla hata azaltılıp gerçek çıkışa yaklaşılmaya çalışılır. Bu çalışma süresince yenilenen YSA ağırlıklarıdır. Ağırlıklar her bir iterasyonda yenilenerek amaca ulaşılmaya çalışılır. Amaca ulaşmanın veya yaklaşmanın ölçüsü de yine dışarıdan verilen bir değerdir. Eğer YSA verilen giriş-çıkış çiftleriyle amaca ulaşmış ise ağırlık değerleri saklanır. Ağırlıkların sürekli yenilenip istenilen sonuca ulaşılan kadar geçen zamana öğrenme adı verilir. YSA öğrendikten sonra daha önce verilmeyen girişler verilir, YSA çıkışıyla gerçek

çıkış yaklaşımı incelenir. Eğer yeni verilen örneklerle de doğru yaklaşıyorsa YSA öğrenmiş demektir. Genelde eldeki örneklerin bir kısmı verilip ağ eğitilir, daha sonra geri kalan kısım verilip ağın davranışı incelenir diğer bir deyişle ağ böylece test edilir [120, 121].

2.4.4. YSA'larda öğrenme algoritmaları

Öğrenme algoritmaları temelde üç grupta toplanmaktadır. Eğitici öğrenme, eğitici öğrenme ve takviyeli öğrenme algoritmaları. KD işaretlerinin sınıflandırılmasında eğitici öğrenme yapısı kullanılmıştır.

Eğitici (Supervised) öğrenmede, her bir örnekleme zamanında giriş uygulandığında sistemin arzu edilen cevabı eğitici tarafından sağlanır. Arzu edilen çıkış y ile sinir ağı çıkışı o arasındaki fark hata ölçüsüdür ve ağ parametrelerini güncellemekte kullanılır. Ağırlıkların güncellenmesi süresince eğitici ödüllendirme-cezalendirme şemasını ağa uygulayarak hatayı azaltır. Bu öğrenme modelinde giriş ve çıkış örnekleri kümesi *eğitim kümesi* olarak adlandırılır.

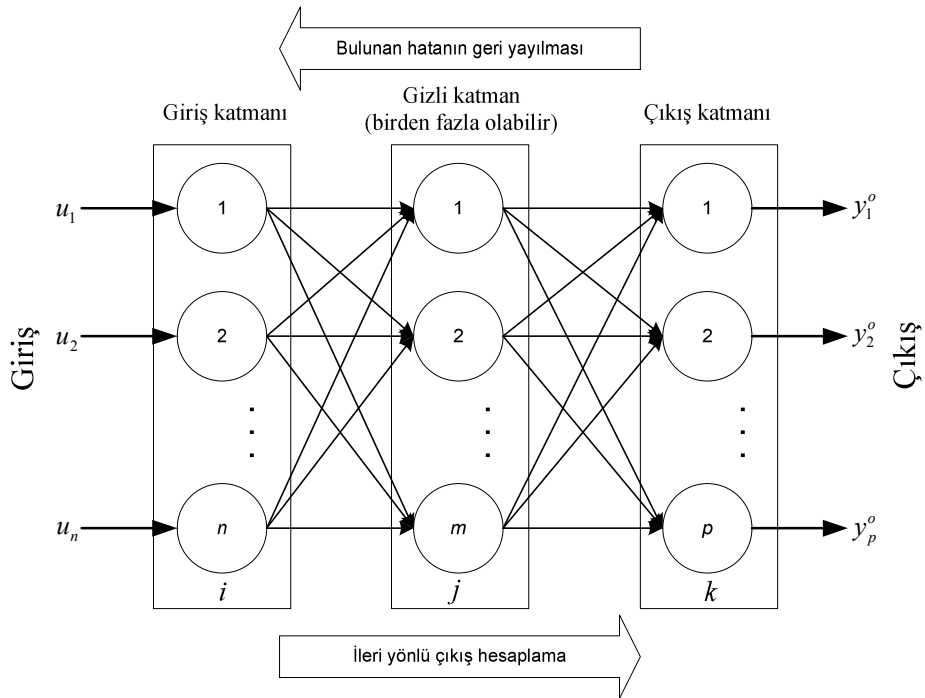
Geri yayılım algoritması eğitici öğrenmede kullanılan en genel algoritmadır. Basit olması ve iyi bir öğrenme yeteneğine sahip olması birçok alana uygulanmasını sağlamıştır. Diğer algoritmaların anlaşılması için de öğrenilmesi yararlıdır [120, 121].

2.4.4.1. Geri yayılım öğrenme (Backpropagation) algoritması

Geri yayılım algoritması, sinir ağının eğitici sınıfına giren genel bir algoritmadır. Daha öncede belirtildiği gibi girişlerle çıkışlar arasındaki hata bulunarak, ağırlıklar bu hataya göre güncellenmektedir. Hata yani $e(k)$, arzu edilen çıkış (gerçek çıkış - $y(k)$) ile sinir ağının çıkışı ($o(k)$) arasındaki farktır.

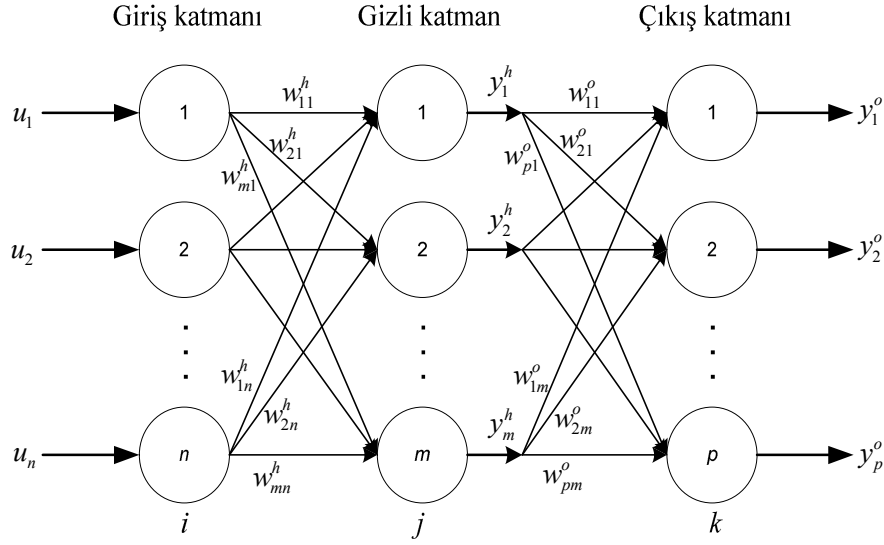
$$e(k) = y(k) - o(k) \quad (2.62)$$

Şekilde 2.19’da birçok sinir hücresinin bir birine bağlandığı ileri yönlü ÇKA YSA görülmektedir. Giriş katmanı ile çıkış katmanı arasındaki katman veya katmanlar gizli katman olarak adlandırılır. Sinir ağlarında kaç tane gizli katman kullanılacağı ve her bir gizli katmanda kaç nöron olacağı bugüne kadar belirlenememiştir, probleme göre değişen bu nitelikler deneme-yanılma yoluyla bulunur [120, 121].



Şekil 2.19. İleri beslemeli çok katmanlı YSA

Çok katmanlı bir ileri besleme ağı (ÇKA-MLP) diyagramı ile geri yayılım algoritmasının yapısı aşağıda anlatılmaktadır.



Şekil 2.20. Çok katmanlı ileri beslemeli ağ bağlantı yapısı

Şekil 2.20'deki çıkıştan başlayıp gizli katmana doğru giden bir gösterim kullanılmıştır. Bir basit nöronun tanımından yararlanarak her bir katman sonundaki çıkışlar şöyle yazılabilir.

Gizli katman:

$$net_j^h = \sum_{i=1}^n w_{ji}^h u_i \quad (2.63)$$

$$y_j^h = f_j(net_j^h), \quad j = 1, 2, \dots, m \quad (2.64)$$

Çıkış katmanı:

$$net_k^o = \sum_{j=1}^m w_{kj}^o y_j^h \quad (2.65)$$

$$y_k^o = f_k(net_k^o), \quad k = 1, 2, \dots, p \quad (2.66)$$

Burada $f(x)$ aktivasyon fonksiyonudur ve

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-\alpha x}} \quad (2.67)$$

eşitliği ile ifade edilir (sigmoid fonksiyonu). Burada α , aktivasyon fonksiyonunun keskinlik sabitidir ve hesaplamalarda 1 olarak alınmıştır [120-122].

Çıkış katmanı geriyayılımı hesabı: ağırlıkların diferansiyel artış değerleri özel bir ağırlığa göre, karşı gelen hatanın gradyanı bulunur.

$$\Delta w_{kj}^o = -\eta \frac{\partial e}{\partial w_{kj}^o} \quad (2.68)$$

Diferansiyeldeki zincir kuralı Eş. 2.68'e uygulanırsa;

$$\Delta w_{kj}^o = -\eta \frac{\partial e}{\partial net_k^o} \frac{\partial net_k^o}{\partial w_{kj}^o} \quad (2.69)$$

$$\delta_k^o = -\frac{\partial e}{\partial y_k^o} \frac{\partial y_k^o}{\partial net_k^o} \quad (2.70)$$

δ_k^o , Eş. 2.70'deki gibi tanımlanmış olsun. Buradan ağırlıklardaki değişim Eş. 2.71'deki gibi elde edilir.

$$\Delta w_{kj}^o = -\eta \delta_k^o \frac{\partial net_k^o}{\partial w_{kj}^o} \quad (2.71)$$

Yukarıdaki eşitlik üç kısmi türev hesaplaması içermektedir. Bu kısmi türevler, Eş. 2.72'de verilen ve hatayı y_k^o değerine bağlayan bir hata fonksiyonu kullanılarak hesaplanabilir. Hata fonksiyonu,

$$e = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^p (d_k - y_k^o)^2 \quad (2.72)$$

Denklemiyle hesaplanabilir. Bundan başka Δw_{kj}^o ifadesinin türevsel terim içermeyecek şekilde açılması gerekir. Böylece algoritmanın uygulanabilirliği daha kolay olacaktır. Yukarıdaki kısmi türevler hesaplanıp uygun şekilde yerine yazıldığında ağırlık değişimi ile ilgili aşağıdaki basit terimli ifade elde edilir.

$$\Delta w_{kj}^o = \eta (d_k - y_k^o) (1 - y_k^o) y_k^o y_j^h \quad (2.73)$$

Çıkış katmanındaki geri yayılım tamamlandığında yani çıkış katmanı ağırlıkları için Δw hesaplandığında bir sonraki aşama olan gizli katman nöronları için geri yayılım hesaplamasına geçilir [120-122].

Gizli Katman geriyayılım hesabı: öncelikle çıkış katmanındaki ağırlık değiştirilerek güncellemesi yapıldıktan sonra, gizli katmandaki ağırlık ayarlamasına geçilir. Gizli katmandaki ağırlık değişiminin hesaplaması çıkış katmanındakine benzer şekilde yapılır. Buradan ağırlık değişimi;

$$\Delta w_{ji}^h = \eta \left(\sum_{k=1}^p \delta_k^o w_{kj}^o \right) (1 - y_j^h) y_j^h u_i \quad (2.74)$$

olarak elde edilir. Aşağıdaki akış yapısı geri yayılım algoritmasıyla öğrenmeye dayalı olan YSA'nın temelini oluşturur.

Standart geri yayılım algoritması:

1. y_j^h ve y_k^o hesaplanır.
2. Δw_{kj}^o ve Δw_{ji}^h hesaplanır.
3. Bir önceki aşamada hesaplanan ağırlık değişimleriyle YSA'nın yeni ağırlıkları değerleri hesaplanır:

$$w_{kj}^o(t+1) = w_{kj}^o(t) + \Delta w_{kj}^o \quad (2.75)$$

$$w_{ji}^h(t+1) = w_{ji}^h(t) + \Delta w_{ji}^h \quad (2.76)$$

Yukarıdaki işlem basamakları hata belirlenen bir seviyeye düşünceye kadar tekrarlanır [122].

Öğrenme hızı, ağ transfer fonksiyonunun yüksek derecede hassasiyet gerektirdiği ÇKA uygulamalarında sınırlandırıcı bir parametre olarak görülmektedir. Rumelhart tarafından önerilen öğrenme algoritması sadece $\partial e / \partial w$ ile orantılı olarak bir ağırlık değişimi öngörmektedir. Doğru bir diferansiyel işlemi, ağırlıklar için diferansiyel seviyede değişimlerin olmasını gerektirmektedir. Bu algorithmada oran sabiti, öğrenme katsayısı (learning rate) olmaktadır. Bu katsayı ne kadar büyük olursa ağırlıklardaki değişimler de o oranda büyük olmaktadır. Pratikteki uygulamalarda salınım neden olmayacak en büyük öğrenme katsayısı seçilmesi, öğrenmenin daha hızlı olmasını sağlayacaktır. Salınım neden olmadan öğrenme hızını artırmanın yolu, genelleştirilmiş delta kuralına bir momentum terimi eklemekle sağlanır:

$$\Delta w_{ji}(t) = \eta (\delta_j y_i) + \alpha \Delta w_{ji}(t-1) \quad (2.77)$$

Burada t iterasyon sayısını, η öğrenme katsayısını ve α 'da önceki ağırlık değişimlerinin o anda ağırlık uzayındaki hareket yönüne etkisini belirleyen faktörü gösterir [120-122].

2.4.4.2. Eşlenik gradyent (Conjugate Gradient) algoritmaları

Geri yayılım algoritması ağırlık değerlerini eğimin negatifi yönünde dengeler. Bu doğrultu, eğimin hızla düştüğü doğrultu olarak bilinir. Bu doğrultuda performans fonksiyonu da hızla düşer. Performans fonksiyonundaki hızlı düşüş ağırlık hızla yakınsamasını sağlamayabilir. Eşlenik gradyent algoritmalarında, eğim azaltım yöntemindeki doğrultulardan genellikle daha hızlı yakınsayan Eşlenik gradyent

doğrultularında bir arama işlemi yapılır. Eğim azaltımlı öğrenme algoritmalarında global minimuma doğru olan ağırlık güncellemesindeki adım oranını (adım büyüklüğü) belirleyen bir öğrenme oranı parametresi kullanılmaktadır. Eşlenik gradyent algoritmasında adım boyutu, her bir iterasyonda yeniden güncellenir. Performans fonksiyonunun o doğrultu boyunca minimize edileceği adım boyutunu belirlemek için, Eşlenik gradyent doğrultusu boyunca bir arama gerçekleştirilir [120].

Fletcher-Reeves: Eşlenik gradyent algoritmalarında ilk iterasyon, negatif eğim değeriyle belirlenen doğrultuda arama işlemiyle başlar.

$$p_0 = -g_0 \quad (2.78)$$

Mevcut arama doğrultusu boyunca gidilecek optimum mesafenin belirlenmesi için bir doğrultu araması gerçekleştirilir.

$$X_{k+1} = X_k + \alpha_k p_k \quad (2.79)$$

Daha sonra bir önceki arama doğrultusuyla eşleştirilmek üzere yeni arama doğrultusu belirlenir. Yeni arama doğrultusunun belirlenmesinde uygulanan genel yöntem bir önceki arama doğrultusu ile yeni eğim arama doğrultusunu (eğimin eksi işareti) doğrusal olarak birleştirmektir.

$$p_k = g_k + \beta_k p_{k-1} \quad (2.80)$$

Burada β_k skaler değeri, p_k ve p_{k-1} doğrultularının Hessian matrisine (performans indeksinin ikinci mertebeden türevleri) göre birbirine eşlenik olacak şekilde seçilmesiyle elde edilir. Yani

$$\beta_k A p_{k-1}^T = 0 \quad (2.81)$$

olmalıdır. Uygulamada Hessian matrisi hesaplanmaz ve Eşlenik gradyent yöntemleri, β_k 'nın hesaplanmasındaki değişik yöntemlere göre çeşitlenir. Fletcher-Reeves'in β_k için önerdiği güncelleme yaklaşımı aşağıdaki eşitlikle verilmiştir:

$$\beta_k = \frac{\mathbf{g}_k^T \mathbf{g}_k}{\mathbf{g}_{k-1}^T \mathbf{g}_{k-1}} \quad (2.82)$$

Bu ise mevcut eğimin norm karesinin bir önceki eğimin norm karesine oranıdır. Eşlenik gradyent algoritmaları genel olarak değişken değerli öğrenme oranına sahip geri-yayılma algoritmalarından daha hızlıdır. Genellikle sonucun problemde farklı olabilmesine karşın esnek öğrenmeden de hızlı oldukları söylenebilir. Eşlenik gradyent öğrenme algoritmaları basit algoritmalara nazaran çok daha az hafızaya ihtiyaç duyarlar. Çok sayıda ağırlığın söz konusu olduğu YSA yapılarında kullanımları son derece uygundur [120].

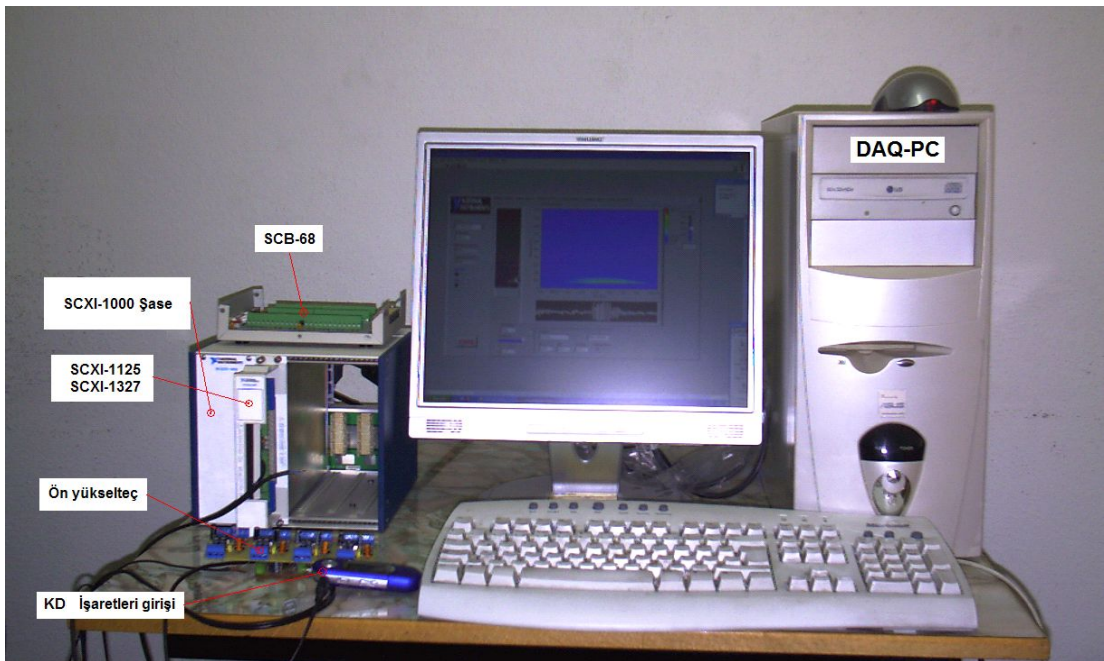
Polak-Ribiere: her bir iterasyondaki arama doğrultusu Fletcher-Reeves yöntemindeki Eş. 2.80 ile aynıdır. Bu denklemdeki β_k ifadesi;

$$\beta_k = \frac{\Delta \mathbf{g}_{k-1}^T \mathbf{g}_k}{\mathbf{g}_{k-1}^T \mathbf{g}_{k-1}} \quad (2.83)$$

olarak değiştirilerek, bir önceki iterasyondaki eğim değişiminin mevcut iterasyondaki yeni eğim değeriyle olan iç çarpımının önceki eğimin norm karesiyle bölümü ile elde edilir. Önceki yöntemden daha fazla hesaplamaya ihtiyaç olmasına rağmen performans olarak hangisinin daha iyi olduğunu söylemek zordur. Bu yöntemin hafıza ihtiyacı Fletcher-Reeves yönteminden oldukça fazladır [120].

3. KARDİYAK DOPPLER İŞARETLERİ ANALİZ ve SINIFLANDIRMA (KARDİAS) SİSTEMİ

Bu bölümde, tez çalışmasında tasarlanan Kardiyak Doppler İşaretleri Analiz ve Sınıflandırma (KARDİAS) sistemi anlatılacaktır. Tasarlanan sistem, donanım ve yazılım olmak üzere iki bölümden oluşmaktadır. Yapılan çalışmalarda kalpteki pulmoner, mitral, aort ve triküspit kapaklarından elde edilen kardiyak Doppler (Doppler ekokardiyografi) işaretleri (KD) kullanılmaktadır. Özellikle mitral kapaktan elde edilen işaretler üzerinde çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Çeşitli yaş aralığında (18–85) ve farklı cinsiyete sahip (erkek-bayan) hastalardan alınan verilere spektral analiz (HFD, GSY, KZFD, WVD ve Dalgacık dönüşümü) ve yapay zeka teknikleri (YSA) uygulanarak, kardiyologlara teşhiste yardımcı olacak bir sonuç elde edilmeye çalışılmıştır. KARDİAS sisteminin yapısı aşağıdaki başlıklarda anlatılmış ve bu bölümde KD işaretlerinin spektral analizleri sunulmuştur. Resim 3.1’de KARDİAS sistemi görülmektedir.



Resim 3.1. KD işaretleri analiz ve sınıflandırma sistemi (KARDİAS)

3.1. Verilerin Elde Edilmesi

Çalışmada kullanılan veriler, Fatih Üniversitesi hastanesi kardiyoloji bölümünden sağlanmıştır. Kayıtlar, bölümdeki ekokardiyografi biriminde, gerekli izinler alınmış olarak, gönüllü hastaların muayenesi esnasında etik kurallara uyularak uzman hekim kontrolünde yapılmıştır. Veri alma işlemi aralıklı olarak yaklaşık 6 ay devam etmiştir.



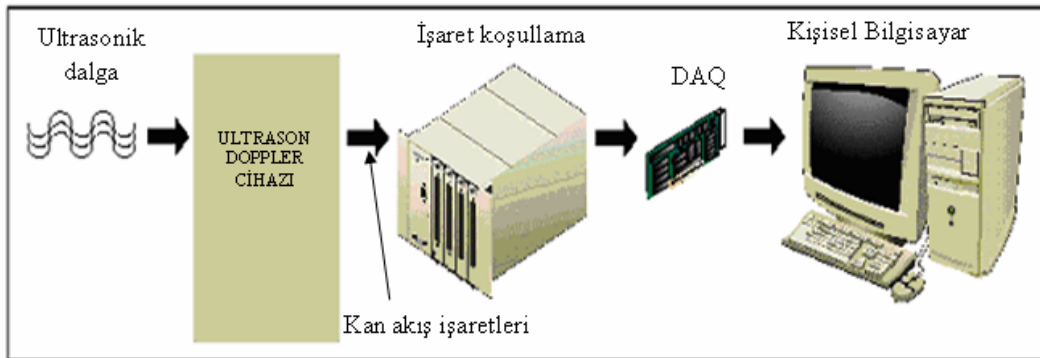
Resim 3.2. Verilerin kaydedildiği Philips iE33 ekokardiyografi sistemi

Philips iE33 ekokardiyografi cihazı kullanılarak, hastaların, pulmoner, aort, mitral ve triküspit kalp kapaklarından elde edilen kardiyak Doppler (KD) işaretleri ekokardiyografi cihazının ses çıkışlarından dijital ses kayıt cihazı (Iriver H320) ile kaset kayıt cihazı (Sony microcassette recorder) kullanılarak kaydedilmiş ve 44100 Hz örnekleme frekansında sayısallaştırılmıştır. Kayıt sırasında kapakçıkların sağlıklı ve hastalıklı olma durumları, hastalıklı ise hastalık dereceleri M-mod ve renkli Doppler görüntüleme modu destekleriyle uzman hekim kontrolünde belirlenmiştir. Resim 3.2’de verilerin kaydedildiği ekokardiyografi cihazı görülmektedir. Elde edilen kayıtlarda veri çokluğu ve çeşitliliği açısından mitral kapak KD işaretleri diğerlerine göre baskın olduğundan çoğunlukla uygulama ve sınıflandırmada mitral kapak verileri kullanılmıştır.

3.2. Donanım

Bilgisayarla bir analog işaretin işlenmesi analog-sayısal dönüştürmeyi gerektirir. Analog işaretlerin ortamdaki doğru olarak, güvenilir ve emin bir şekilde alınabilmesi için işaret koşullandırmaya (signal conditioning) gereksinim duyulur. DAQ cihazlarıyla, sistemin sayısal çözünürlüğü ve örnekleme hızı belirlenerek analog-sayısal dönüşüm sağlanır. DAQ cihazları, girişlerindeki belirgin analog işareti, tam ve belirli bir biçimde ölçerek sayısal olarak ifade ederler. İşaret koşullandırma, ölçümlerin izolasyonu yükseltme ve süzme için analog-sayısal dönüştürme işleminden önce, analog domende işlem yapar. Bu teknolojilerin kullanılmasında amaç, riskli gerilim seviyeleri etrafında ve gürültülü ortamlarda işaretlerin güvenilir bir şekilde sayısallaştırılmasıdır.

Bu çalışmada, National Instruments firmasının SCXI işaret koşullandırıcı sistemi ve PCI-MIO-16XE-10 DAQ kartı kullanılmıştır. SCXI işaret koşullandırıcı, takılabilir veri elde etme cihazlarını da içeren, bir ön girişli işaret koşullandırıcıdır ve çeşitli ölçme cihazları için bir anahtarlama sistemidir. SCXI sistemi, yükseltme, süzme, izolasyon ve dönüştürücülerden gelen analog işaretleri çoğullama gibi korumalı işaret koşullandırıcı modülleri üzerinde toplayabilen, dayanıklı bir şasesden oluşmaktadır. SCXI, büyük ölçüm sistemleri ya da yüksek veri toplama hızları gerektiren sistemler için tasarlanmıştır. Endüstriyel uygulamalarda sıkça kullanılmaktadır. Kullanılan sistemin benzer bir donanım yapısı şekil 3.1’de görülmektedir.



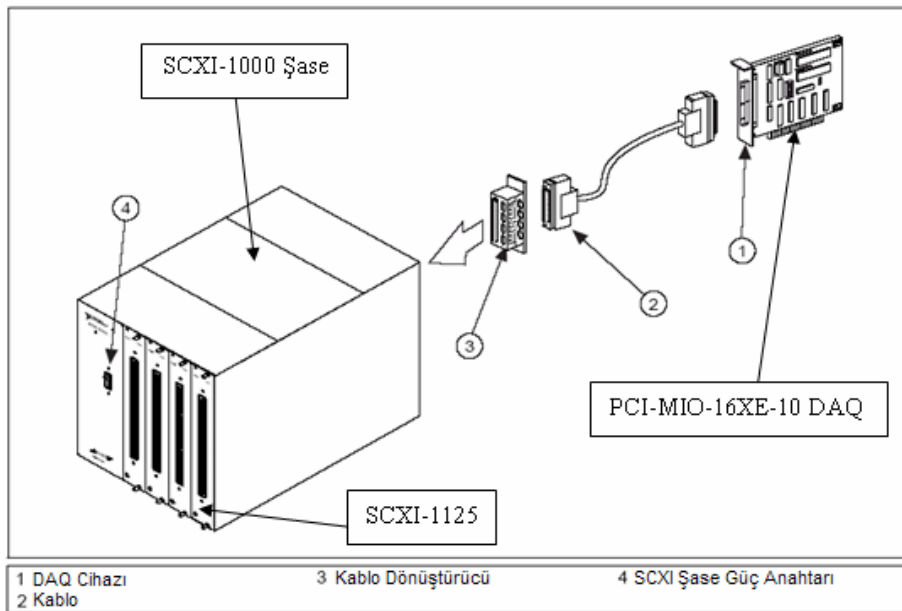
Şekil 3.1. İşaret koşullandırma ve PC tabanlı bir DAQ sisteminin donanım yapısı

SCXI sistemin özellikleri,

- Modüler yapı – kullanılan teknolojiye göre modül seçilebilir.
- Genişletilebilirlik – sistem 3072 kanala kadar genişletilebilir.
- Entegrasyon – analog giriş, analog çıkış, sayısal I/O özelliklerini bir platformda toplama
- Yüksek bant genişliği – 333 kHz’e varan hızlarda işaret elde etme

olarak sayılabilir.

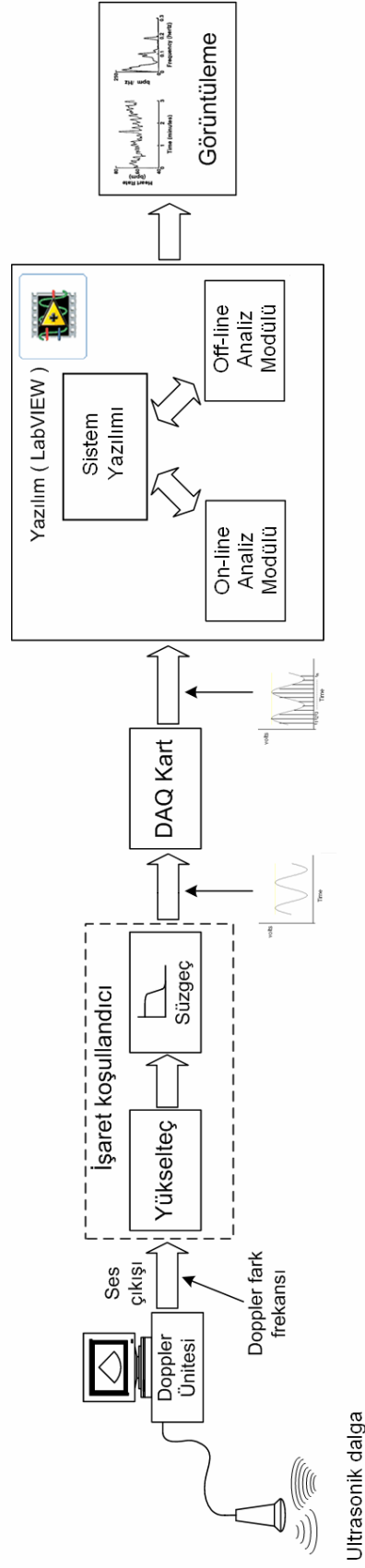
Sistemde, SCXI-1000 şase temel ünitesi, SCXI-1125, 8-kanallı izoleli analog giriş modülü, PCI-MIO-16XE-10 DAQ kartı kullanılmaktadır.



Şekil 3.2. SCXI-1125 ile PCI-MIO-16XE-10 DAQ kartının birbirine bağlanması

PCI-MIO-16XE-10 DAQ (NI PCI-6030E) kartı, National Instruments firmasının E serisi çok fonksiyonlu DAQ olarak adlandırdığı PCI yapıda bir bilgisayar donanım kartıdır. 70’den fazla işaret koşullandırma ve otokalibrasyon özelliğine sahiptir. 100 kS/s örnekleme hızı, 16 tek sonlandırımlı analog girişiyle 16-bit çözünürlük, +/-10 V, 0-10 V gerilim aralığı gibi özellikler sunmaktadır. Şekil 3.2’de SCXI platformu ile DAQ kartının birbirine bağlanması görülmektedir.

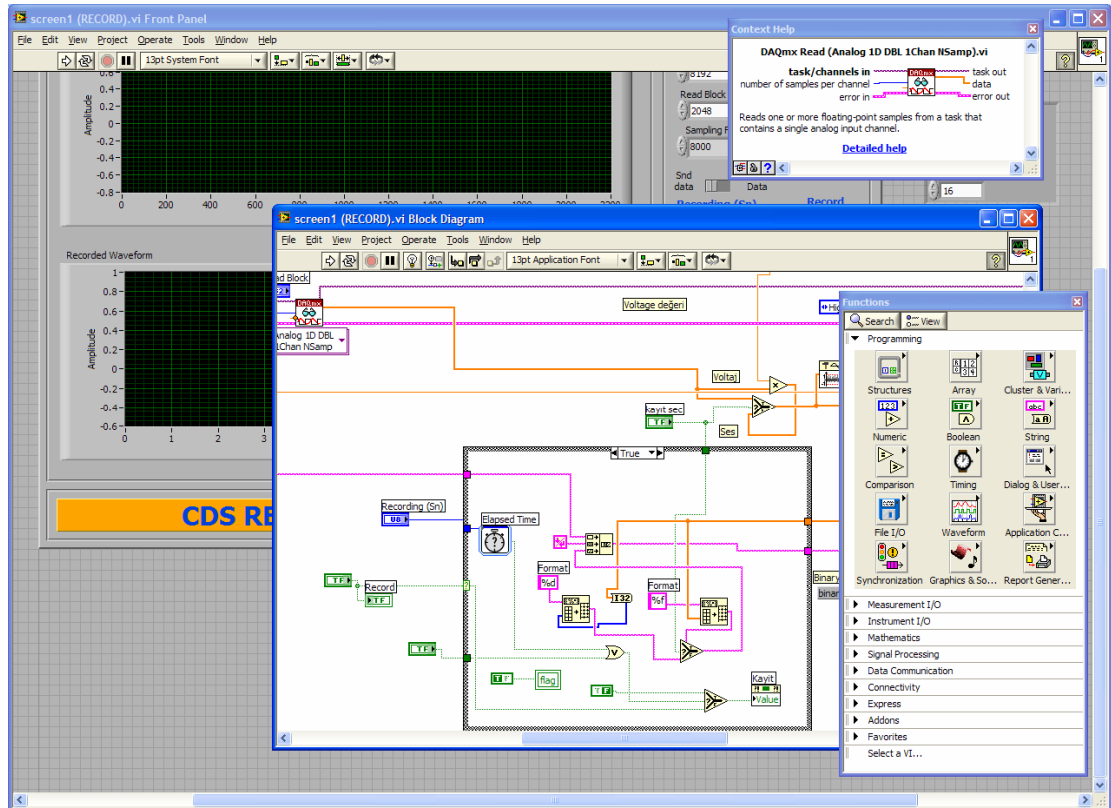
Yapılan çalışmada, hastalara ait kalp kan akış işaretleri (kardiyak Doppler işaretleri), şekil 3.3’de gösterilen uygun donanım ve yazılım düzeneği kurularak, gerekli program modülleri yazılarak, gerçek zamanlı (online) ve çevrimdışı (offline) olarak işlenmiştir. İşlenen veriler monitörde görüntülenerek uzman doktorların teşhisinde yardımcı olunmaya çalışılmaktadır. Ayrıca KD işaretleri metin dosyası (TXT) ve windows ses dosyası (WAV) formatında saklanabilmektedir. Ultrason Doppler cihazının ses çıkışından alınan hastaya ait KD işaretleri ön yükselteç ile kuvvetlendirilip işaret koşullandırıcının girişine gönderilmektedir. İşaret koşullandırıcının çıkışında yükseltilmiş ve süzgeçlenmiş KD işaretleri buradan alınarak DAQ kartı tarafından örneklenir. Elde edilen sayısal işaretler, uygun spektral analiz yöntemleri kullanılarak LabVIEW programlama diliyle yazılmış modüllerde işlenmektedir.



Şekil 3.3. KD işaretlerinin spektral analizi ve sınıflandırılmasında kullanılan KARDIAS sisteminin blok diyagram yapısı

3.3. Yazılım

Yukarıda anlatılan donanımı kullanan yazılım olarak yine aynı firmaya ait LabVIEW görsel programlama paketi kullanılmaktadır. Grafikselleştirilmiş programlama dili olarak da adlandırılan LabVIEW simge tabanlı program oluşturma yapısına sahiptir. Çalışma alanına göre özel modül ekleri de mevcuttur. Donanım ve yazılım aynı firmaya ait olduğundan aralarında uyumsuzluk yoktur. Şekil 3.4’de G programlama dili olarak da adlandırılan LabVIEW’ın çalışma ortamı görülmektedir. LabVIEW çalışma alanında iki temel pencere bulunmaktadır. Çalışma anında giriş ve çıkışların görüntülediği ön panel penceresi ve program kodlarının oluşturulduğu blok diyagram penceresi. Bu iki pencere birbirine bağlı olarak çalışmaktadır. Ön panele eklenen bir nesnenin simgesi blok diyagram penceresine de eklenmektedir, bu işlemin tersi de geçerlidir, yani blok diyagram penceresine eklenen bir simge giriş/çıkış özelliği içeriyorsa ön panel penceresine de nesne olarak eklenir.



Şekil 3.4. LabVIEW programlama dilinin çalışma ortamı

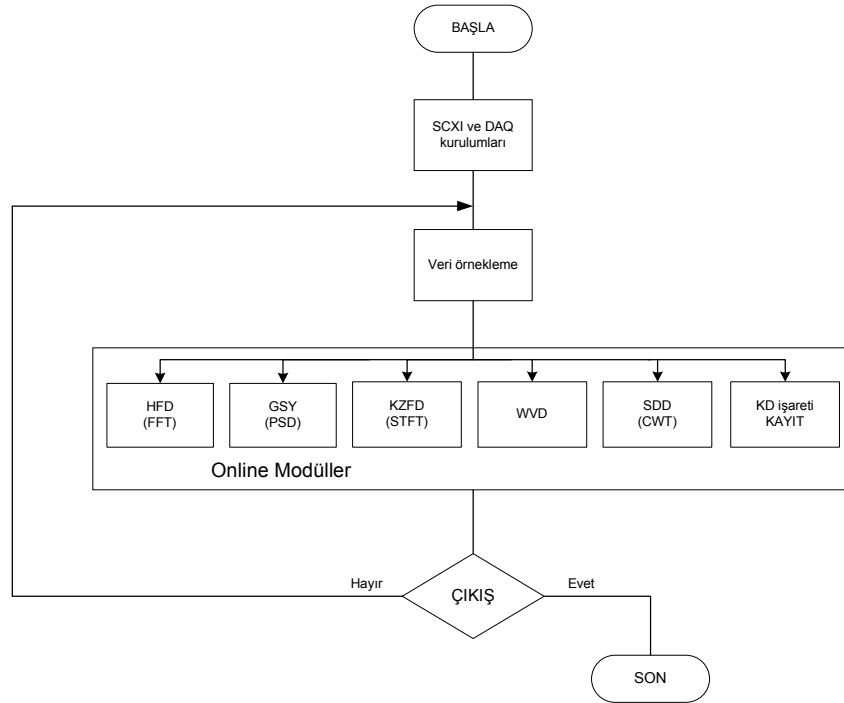
Önceki bölümde anlatılan donanımı kullanan paket programlar LabVIEW programlama diliyle oluşturulmuştur. Tüm program modülleri LabVIEW’da geliştirilmiş, LabVIEW’a ait eklenti modül kullanılmamıştır. Yazılım iki temel parçadan oluşmaktadır: gerçek zamanlı analiz modülü (online çalışma) ve çevrimdışı (offline çalışma) analiz modülü. Her bir modül de kendi içerisinde alt modüllere ayrılmıştır. Gerçek zamanlı analiz modülü, DAQ kartı tarafından örneklenen KD işaretlerini gerçek zamanlı olarak görüntülemekte, hızlı Fourier dönüşümü (HFD-FFT), genlik ve faz spektrumları (GSY-PSD vb.), kısa zaman Fourier dönüşümü (KZFD-STFT), Wigner-Ville dağılımı (WVD) ve sürekli dalgacık dönüşümü (SDD-CWT) gibi spektral analiz yöntemlerini kullanarak işlemektedir. Çevrimdışı (ÇD) analiz modülü, önceden kaydedilmiş, dosya şeklindeki KD verilerini belleğe alarak analiz modüllerinde kullanmaktadır. Ayrıca, ÇD analizde, bu modüllere ek olarak sınıflandırma işleminin gerçekleştirildiği Yapay sinir ağları (YSA) modülü de yer almaktadır. ÇD çalışmada, gerçek zamanlı (GZ) analizdeki gibi donanımsal bir sınırlama olmadığı için, daha yüksek örnekleme frekanslarında ve çözünürlüklerde çalışılabilmektedir.

3.3.1. GZ analiz modülü

Bu modül, DAQ kartı kontrol ve veri örnekleme, HFD, GSY, KZFD, WVD, SDD ve KD işaretlerinin kaydedildiği alt modülleri içermektedir. SCXI yapıdan alınan KD işaretleri DAQ kartı tarafından 8000 Hz örnekleme frekansı ile örneklenmektedir. Örnekleme frekansı kullanılan kişisel bilgisayarın (PC) donanımına bağlı olarak artırılıp azaltılabilmektedir. Veriler daha sonra seçilen alt modülde işlenerek sonuçlar ekranda görüntülenmektedir.

Çalışmada gönüllü hastalardan elde edilen kardiyak Doppler (KD) işaretleri, KARDİAS sisteminin donanımsal ve yazılımsal test ve deneysel çalışmalarında kullanılmıştır. GZ çalışmada mitral kapak KD işaretleriyle çalışılmıştır. Sağlıklı (normal) ve hastalıklı (mitral yetmezlik ve mitral darlık- mitral stenoz) mitral kapaklardan alınan KD işaretleri yazılım modüllerinde işlenerek işaretler arasındaki

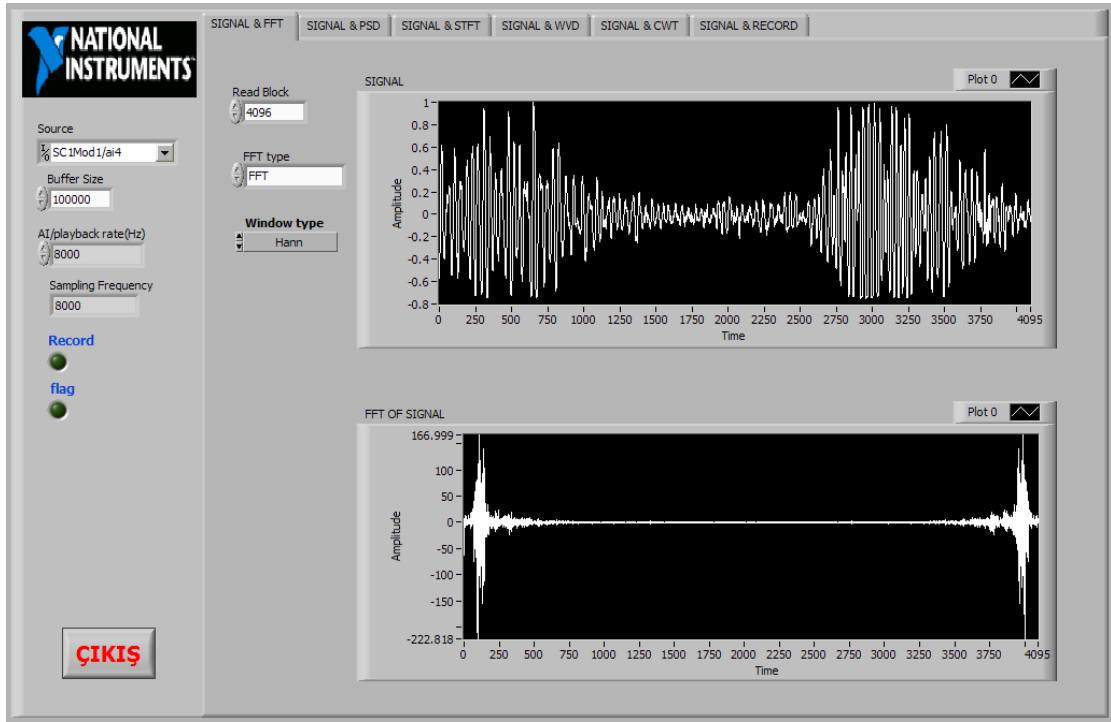
farklılıklar ve teşhise yönelik çıkarımlar elde etmeye çalışılmıştır. Şekil 3.5'te GZ analiz modülünün program akış diyagramı verilmiştir.



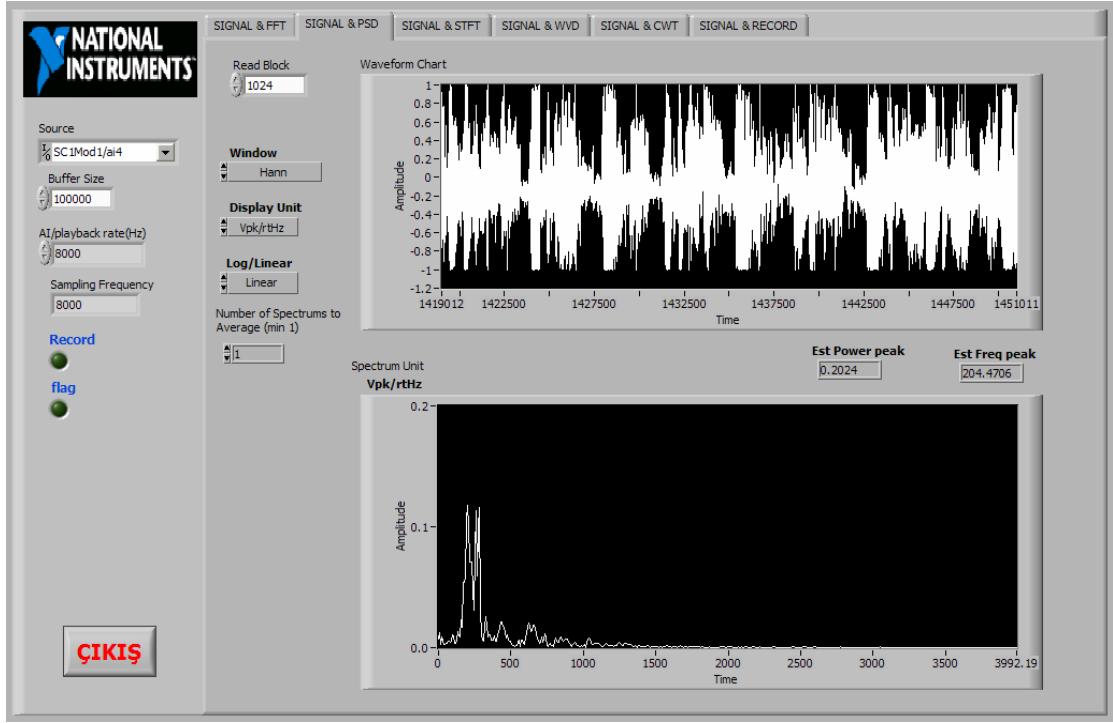
Şekil 3.5. GZ analiz modülünün program akış diyagramı

Şekil 3.6'da GZ analiz modülünün ön panel görüntüsünde normal hastaya ait mitral kapak KD işaretinin gerçek zamanlı gösterimi ve bu işaretin HFD'si görülmektedir. GZ çalışmada önce, SCXI yapı ve DAQ kartının çalışma öncesi kurulum işlemleri gerçekleştirilir. Örnekleme frekansı (f_s), örnekleme modu ve örnekleme kanallarının seçimi gibi bazı parametreler ayarlanır. Örneklenen KD işareti veri içindeki en yüksek değere bölünerek $[-1,1]$ aralığına ölçeklenir. Ölçeklenmiş işaret 5. mertebeden 49Hz -51Hz bant aralığında bant durduran bir sayısal Butterworth süzgeçten geçirilerek şebeke gürültülerinden arındırılmaktadır. Daha sonra Şekil 3.6'da da görülen ön panelde çalışma anında aktif olan alt modül, üst bölümdeki sekmelerden seçilir. Çalışma, seçilen sekmeye ait bölümden devam eder. Her bölümde örnekleme kanalından blok olarak alınacak veri miktarı (read block) belirlenebilmektedir. DAQ kartı tarafından örneklenen veriler, örnekleme kanalının belirlenen tampon bellek alanına atılır. Daha sonra buradan program tarafından

alınarak kullanılır. Sistem yavaş çalıştığında bu tampon bellek dolar ve DAQ kartının sürücülerinden algılanılan bu durumda hata mesajı verilir.

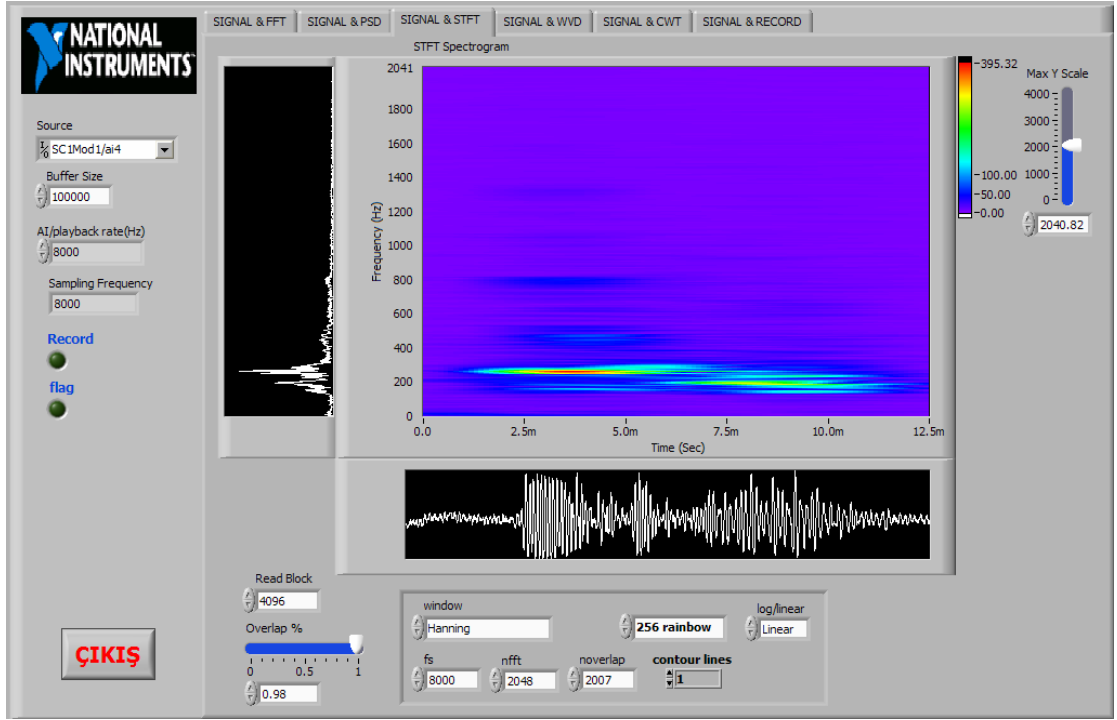


Şekil 3.6. GZ analiz modülü ön panel görüntüsü. KD İşareti ve HFD'sinin görüntülenmesi



Şekil 3.7. Normal Mitral kapakçık KD işareti ve güç spektrum yoğunluğu

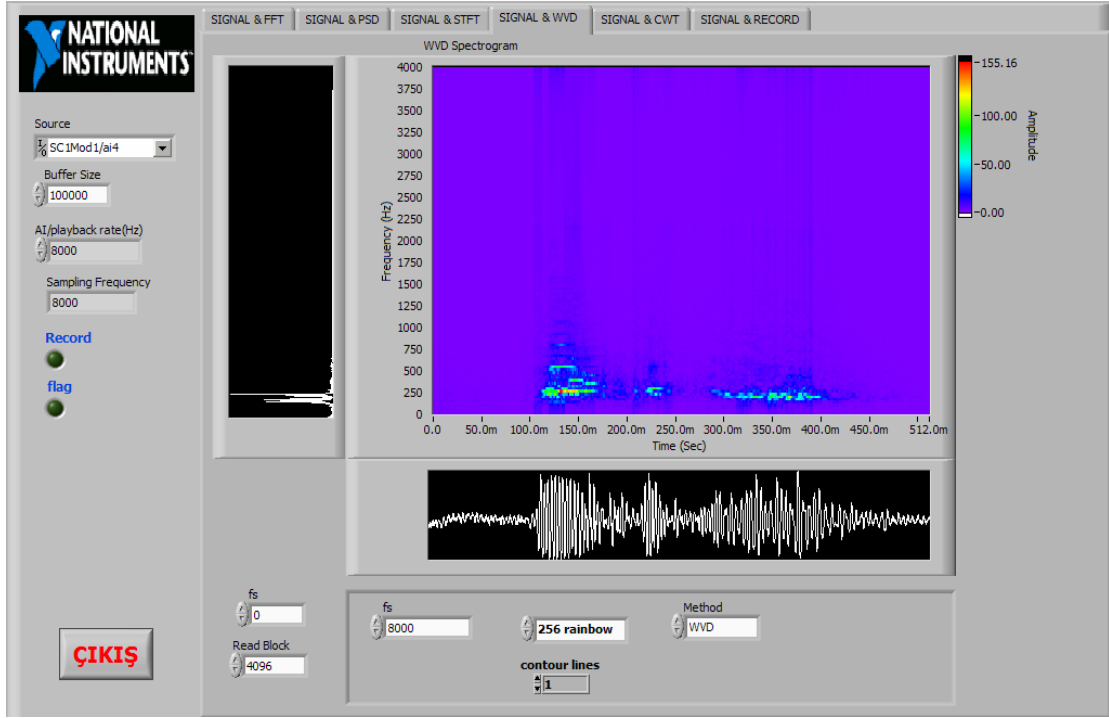
Şekil 3.7’de sağlıklı bir kişiye ait mitral kapak KD işareti ve bu işaretin güç spektral yoğunluğu (GSY) görülmektedir. GSY elde edilirken çeşitli pencere filtreleri kullanılabilmektedir. Lineer ya da desibel (dB) olarak GSY hesaplanabilmektedir.



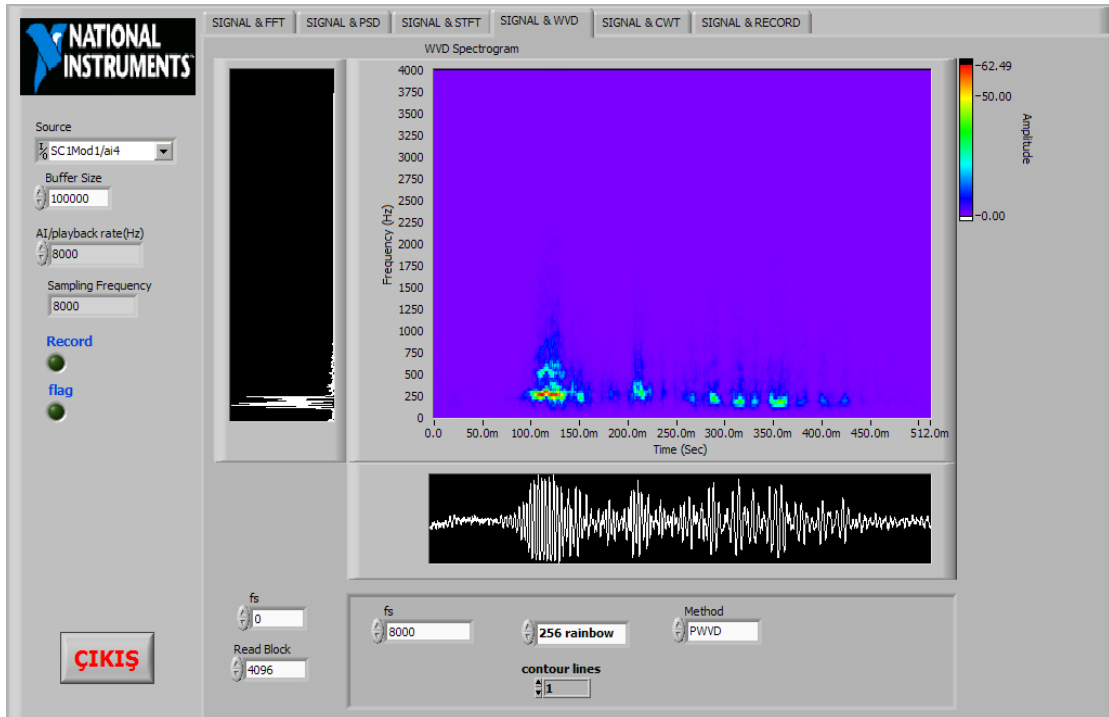
Şekil 3.8. Normal Mitral kapak KD işaretinin KZFD spektrogramı

Şekil 3.8’de KD işaretinin KZFD spektrogramı görülmektedir. KZFD alınırken pencere fonksiyonu, çerçevelerin örtüşme yüzdesi, çerçevenin içerdiği veri sayısı, grafik renk tablosu ve lineer veya dB cinsinden spektrogramın çizdirilmesi ön panel bölümünden çalışma anında seçilebilmektedir. Yandaki kaydırıcıdan (Max Y scale) istenirse frekans (y-ekseni) eksenini maksimum değeri kaydırılarak daha iyi okuma yapılabilir.

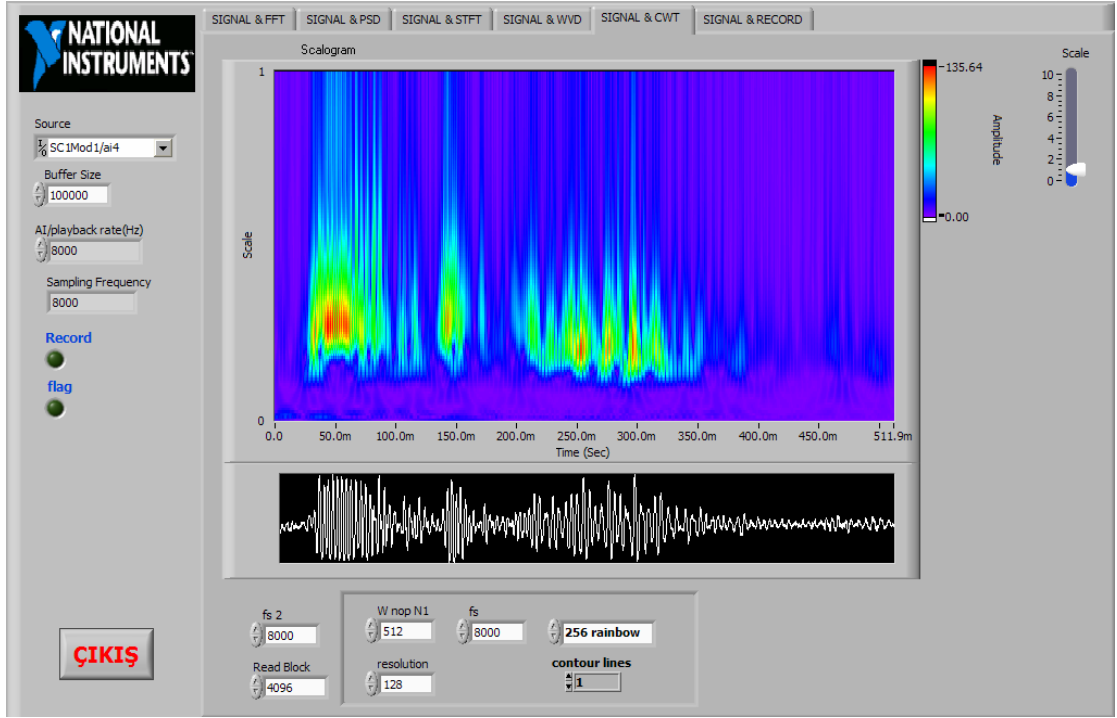
Şekil 3.9 ve 3.10’da WVD alt modülüne ait gerçek zamanlı çalışma ön panel görüntüsü yer almaktadır. Şekil 3.9’de WVD spektrogramı çizdirilmektedir. WVD’nin karakteristik özelliği olan çapraz terimler, pseudo-WVD yöntemiyle düzeltilmektedir. Yine bu modülde, blok veri alma sayısı, renk tablosu ve WVD metodu (WVD, PWVD, SPWVD) seçilebilmektedir.



Şekil 3.9. Mitral kapak KD işaretinin WVD spektrogramı

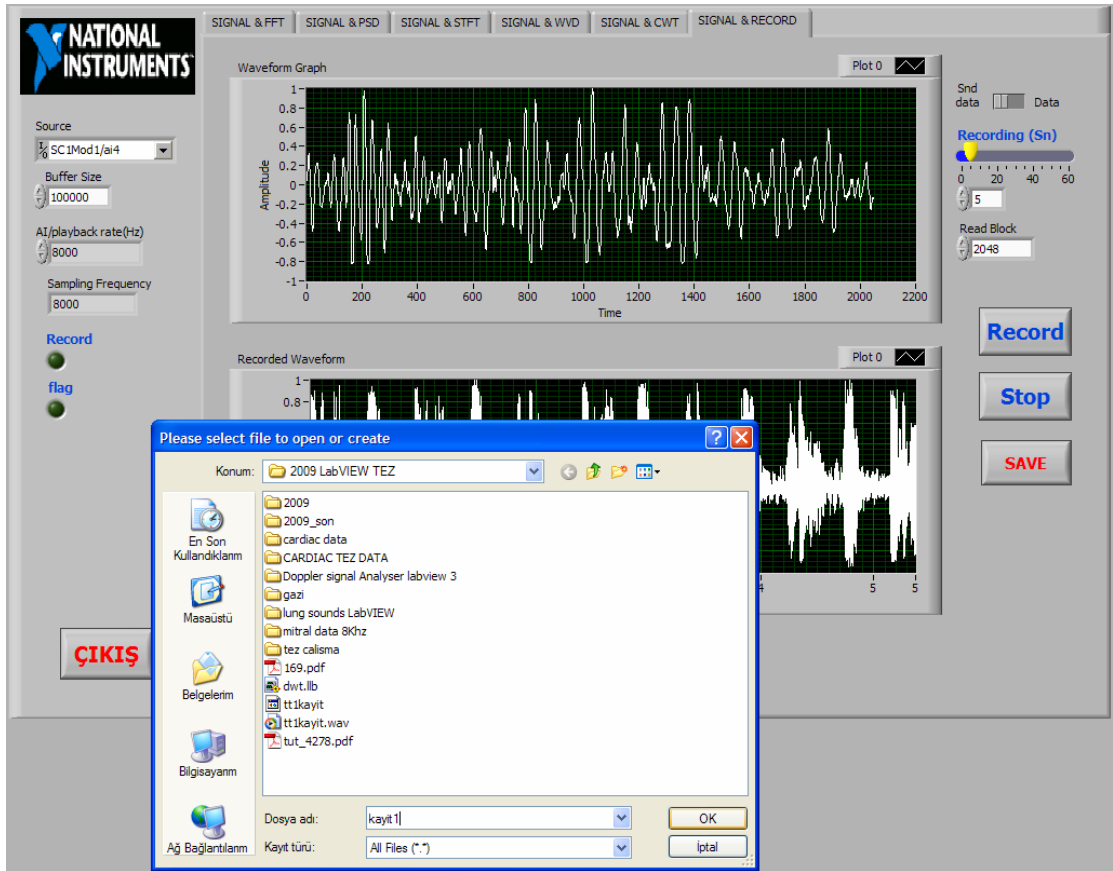


Şekil 3.10. Mitral kapak KD işaretinin pseudo-WVD (PWVD) spektrogramı



Şekil 3.11. Mitral kapak KD işaretinin SDD skalogramı

Şekil 3.11’de KD işaretinin SDD skalogramı görülmektedir. Ana dalgacık fonksiyonu olarak Morlet dalgacığı kullanılmaktadır. 128 noktalık çözünürlükle 512 noktalık veri çerçevesi üzerinde işlem yapılmaktadır.



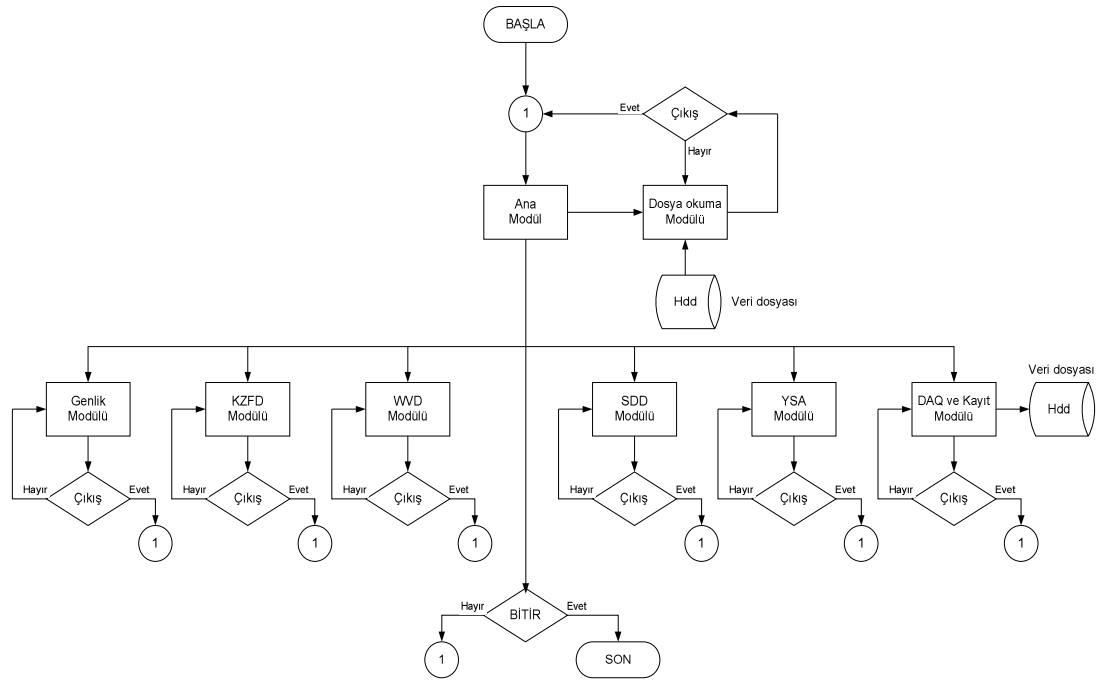
Şekil 3.12. KD işaretlerinin kaydedildiği kayıt alt modülü

GZ analiz modülünde istenirse işaret belirlenen bir süre için kaydedilebilmektedir. Şekil 3.12’de KD işaretlerinin kaydedildiği kayıt alt modülü görülmektedir. Kayıt uzunluğu, blok veri okuma sayısı, ön panelden ayarlanabilmektedir. Alınan veriler metin dosyası (TXT) ve windows ses dosyası (WAV) formatında kaydedilebilmektedirler.

3.3.2. ÇD analiz modülü

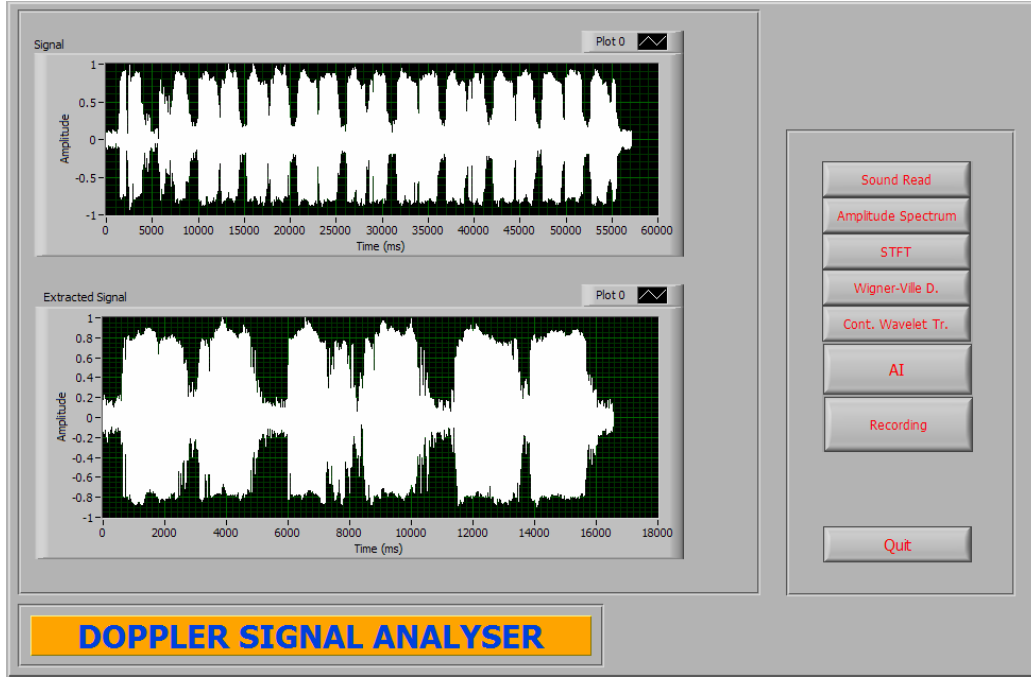
KARDİAS sistem yazılımının çevrimdışı (ÇD-offline) analiz (ÇDA) modülü, işaret görüntüleme, Genlik ve faz, KZFD, WVD, SDD ve YSA gibi KD işaretlerinin spektral analizlerinin ve sınıflandırılmasının yapıldığı alt modülleriyle, örnekleme ve dosyaya kaydetme ile kaydedilmiş dosyalardan veri okuma alt modüllerinden oluşmaktadır. Bu modüller de program yazılarak oluşturulmuş, LabVIEW eklenti

(add-on) yazılımları kullanılmamıştır. Şekil 3.13’de ÇDA modülünün akış diyagramı görülmektedir.

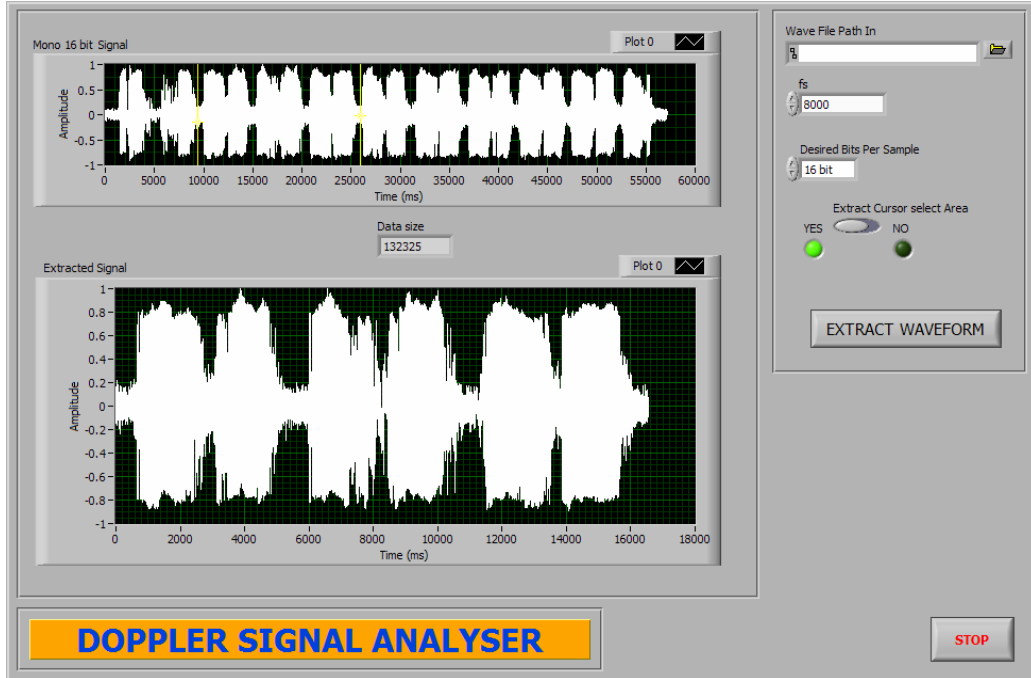


Şekil 3.13. ÇDA modülünün akış diyagramı

ÇDA modülünde istenirse KD işaretleri örneklenerek metin dosyası (TXT) ve Windows ses dosyası (WAV) şeklinde kaydedilebilir. Şekil 3.14’de ÇDA modülünün ön panel görüntüsü görülmektedir. Alt modüllere sağdaki butonlardan erişilmektedir. Her alt modül ikinci bir pencere olarak açılmaktadır. Modülün çalışması bitirildiğinde, pencere kapatılarak ana modül penceresine dönülmektedir. Öncelikle veri alma işlemi için veri okuma (sound read) modülü çalıştırılmalıdır.



Şekil 3.14. ÇDA modülünün ana modül ön panel görüntüsü



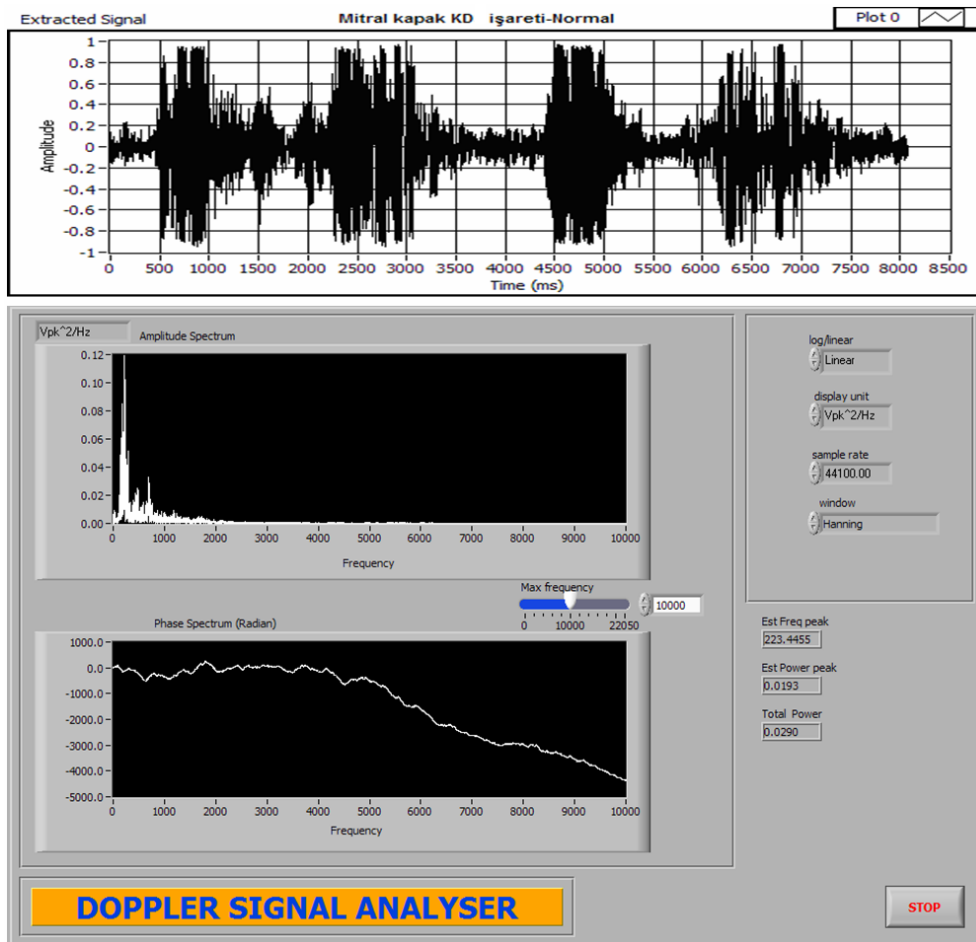
Şekil 3.15. Dosyadan veri okuma (sound read) alt modülü

Şekil 3.15’de dosyadan veri alma modülü görülmektedir. Modül çağırıldığında dosyanın yerini belirlemek ve dosyayı belleğe yüklemek için dosya aç penceresi

ekrana gelmektedir. Veri dosyası belleğe yüklendikten sonra grafik üzerinde görüntülenen KD verisinin istenilen bir parçası sarı renkli işaretçi çizgiler arasına alınarak ayrılabilir. Şekil 3.15’de görüldüğü gibi, ayrılan veri parçası daha sonra diğer modüllerde kullanılmak üzere buradan ana modüle taşınır.

3.3.2.1. GSY, genlik ve faz spektrum alt modülü

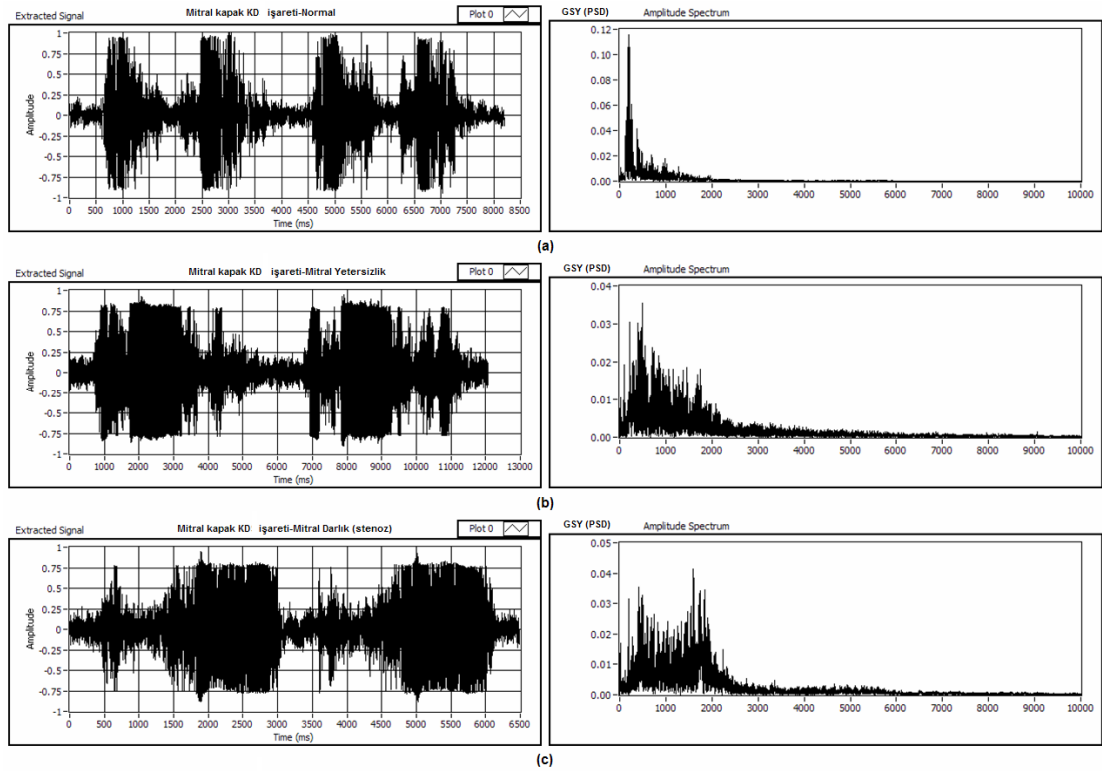
GSY, genlik ve faz spektrum alt modülü şekil 3.16’da görülmektedir. Log/linear girişi logaritmik (desibel) veya lineer bir çıkışı belirler. Ön panelde yer alan birim seçme bölümünden genlik spektral yoğunluğu veya güç spektral yoğunluğu (display unit) seçilebilir.



Şekil 3.16. GSY, genlik ve faz spektrum alt modülü, 44100 Hz’de örneklenmiş sağlıklı mitral kapak KD işaretinin GSY ve faz spektrum gösterimleri

Pencere fonksiyonu seçeneğinde, oldukça iyi bilinen pencere fonksiyonları (Hanning, Hamming, Blackman, Blackman-Harris, Gaussian gibi) listelenmektedir ve buradan seçilerek GSY hesaplanmasında KD işaretine uygulanır.

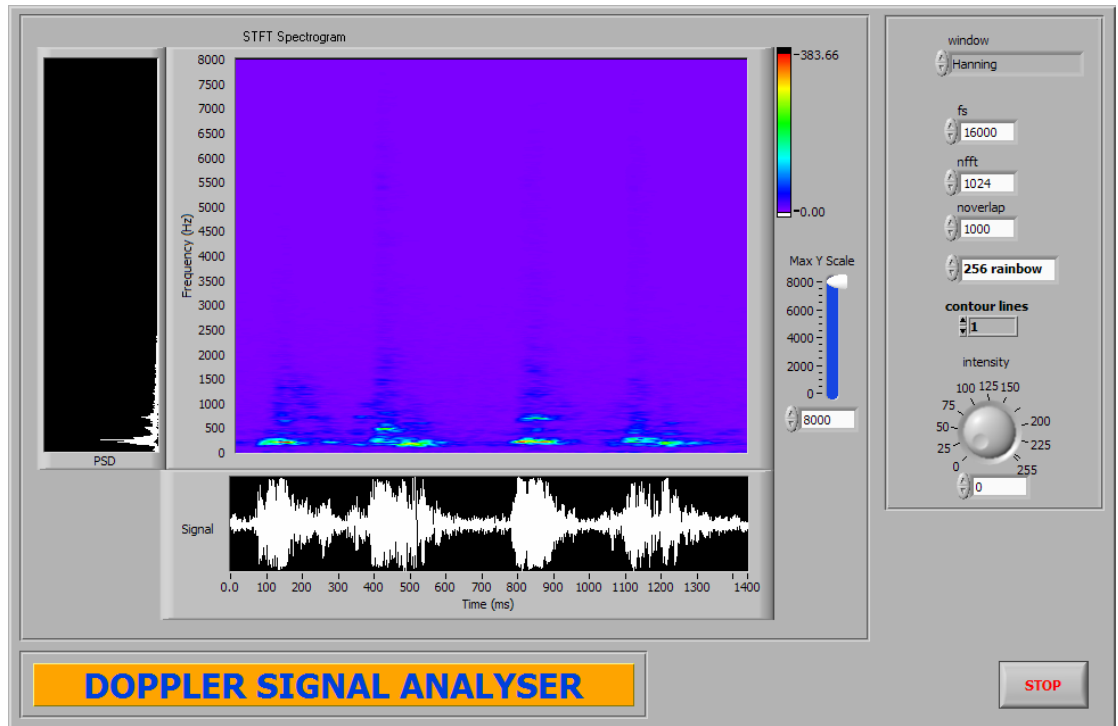
“Est Freq peak” çıkışı spektrumdaki maksimum noktanın frekans değerini, “Est Power peak” çıkışı da spektrumdaki maksimum noktanın gücünü ve “Total power” çıkışı da toplam gücü vermektedir. Mitral kapak KD işaretleri üzerinde yapılan GSY hesaplamalarında, şekil 3.16 ve şekil 3.17’de gösterildiği gibi işaretlerin gücünün çok büyük bir çoğunluğunun 1-4.000 Hz aralığında dağıldığı gözlenmiştir. Literatürde benzer frekans aralıklarını işaret eden çalışmalar da bulunmaktadır [95, 98].



Şekil 3.17. 44100 Hz’de örneklenmiş mitral kapak KD işaretleri ve GSY grafikleri.
a) Normal b) Mitral yetersizlik c) Mitral darlık (stenoz)

3.3.2.2. KZFD (STFT) spektrogram alt modülü

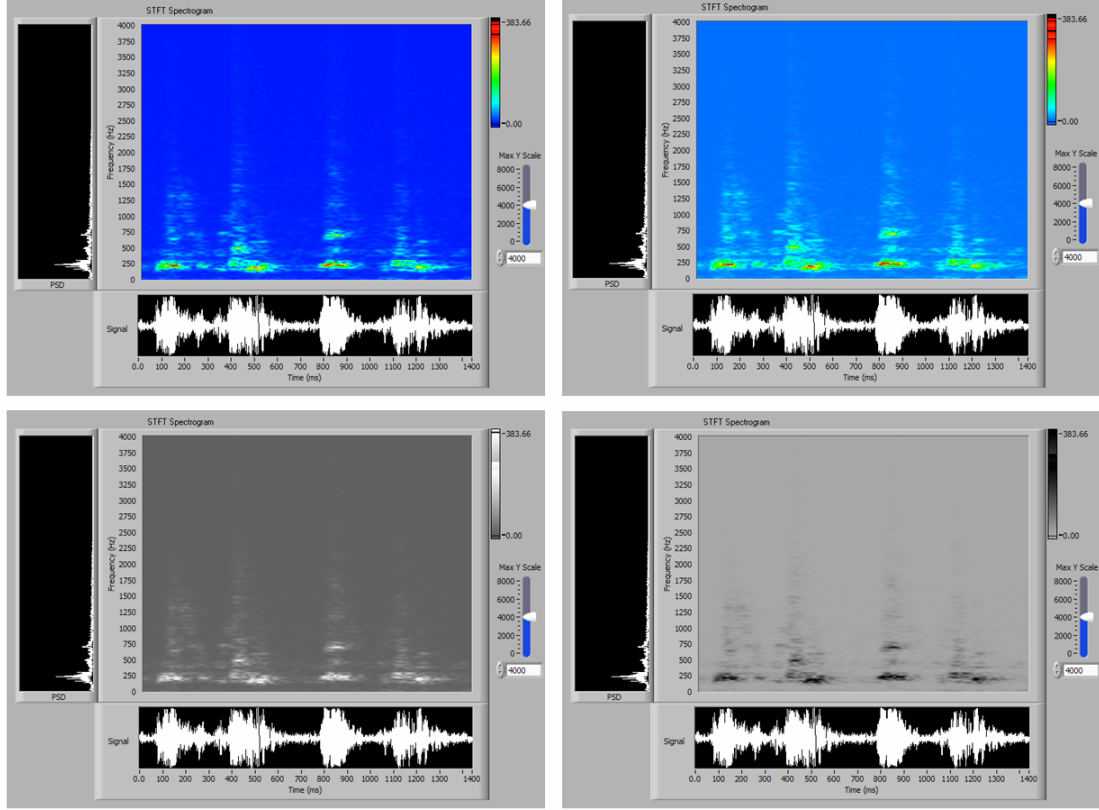
Şekil 3.18’de KZFD spektrogram alt modülü gösterilmektedir. Uygun pencere fonksiyonu seçilerek, her bir çerçeve için 1024 nokta HFD uygulanmaktadır. Uygulamada 1000 noktalık örtüşme (%97) kullanılmıştır. Örtüşme oranı, pencere fonksiyonu ayarlanabilmektedir. Dikey eksenin ölçeği (Max Y Scale) kaydırıcı ile ayarlanabilmektedir. Yine şekilde görüldüğü gibi renk tablosu ve ışık şiddeti de istenirse değiştirilebilmektedir.



Şekil 3.18. Sağlıklı Mitral kapak KD işaretinin KZFD spektrogramı

16 KHz’de örneklenmiş normal mitral kapak KD işaretinin farklı frekans eksenini boyutlandırması, farklı renk tablosu ve ışık şiddeti değerleriyle gösterimi şekil 3.19’da verilmektedir. KD işaretlerinin gücünün önemli bölümünün 1-4000 Hz aralığında dağıldığına daha önce değinilmişti. İşaretin 16000 Hz’lik bir örnekleme frekansı ile sayısallaştırılması, KD işaretinin özelliklerinin korunması yüksek çözünürlük için yeterlidir. Spektral analiz yöntemlerinin uygulanmasında KD işaretleri için 16 KHz’de örneklenmiş veriler kullanılacaktır. Yüksek örnekleme

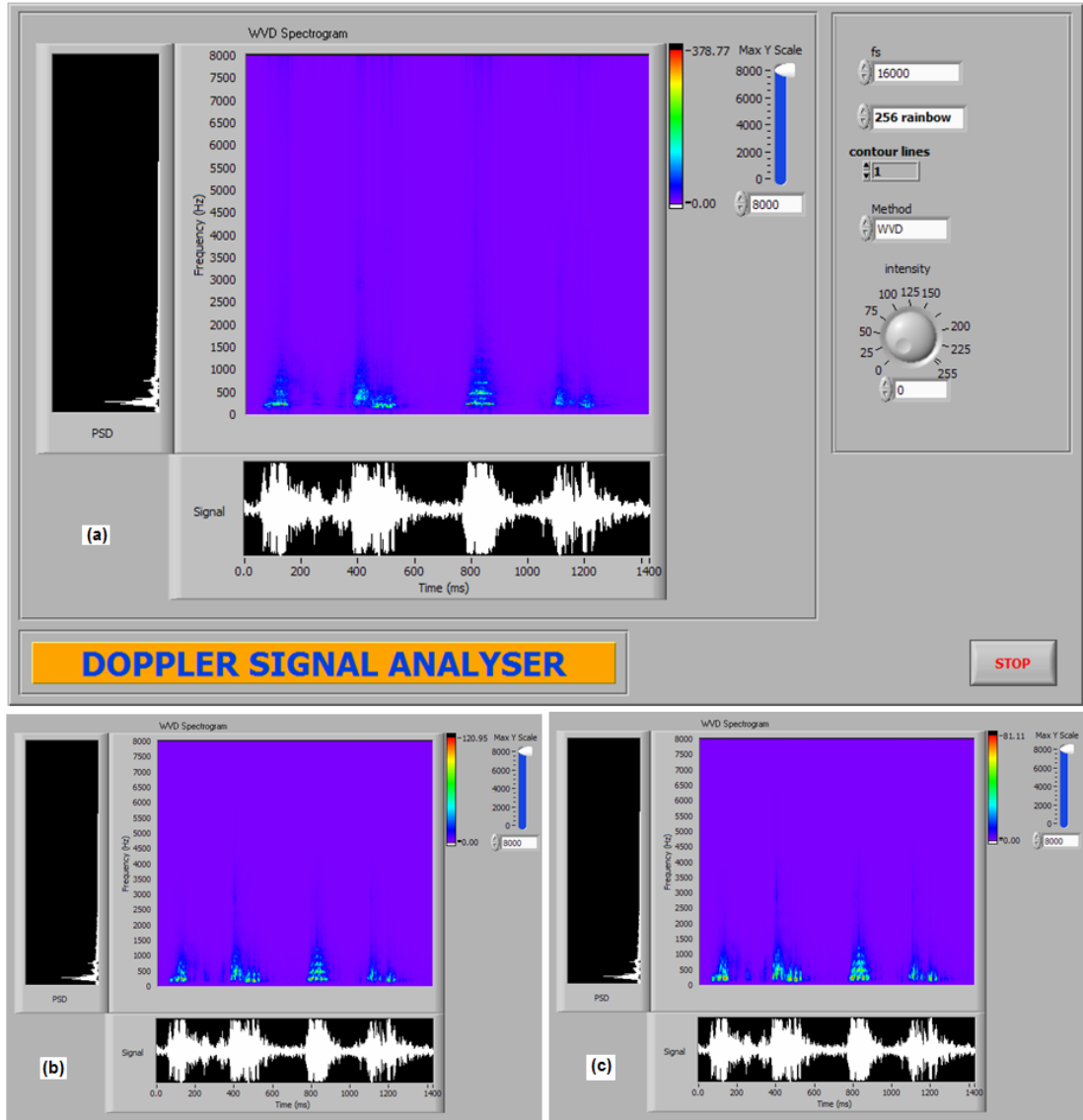
frekansı daha fazla veri sayısı getirdiğinden hesaplama yükünü arttırmaktadır. Bu nedenle zaman-frekans gösterimleri için uygun olan optimum örnekleme frekansı 16 KHz olarak seçilmiştir.



Şekil 3.19. Farklı frekans eksenini boyutlandırması, ışık şiddeti ve renk tablosu seçimleriyle normal mitral kapak KD işaretinin KZFD spektrogram gösterimi

3.3.2.3. WVD spektrogram alt modülü

WVD (Wigner-Ville dağılımı), PWVD (Sözde-Wigner-Ville dağılımı) ve SPWVD (düzlenmiş sözde Wigner-Ville dağılımı) analizinde, veri 512 noktalık çerçeveler halinde işlenmektedir. Bu çerçeveler %50 örtüşmeyle veri sonuna kadar kaydırılmakta ve 512 noktanın altındaki çerçevelere sıfır dolgulama tekniği (zero padding) uygulanmaktadır. Yüksek bir işlem gücü gerektiren bu analiz oldukça yüksek çözünürlük vermektedir. Şekil 3.20’de WVD spektrogram alt modülü gösterilmiştir.

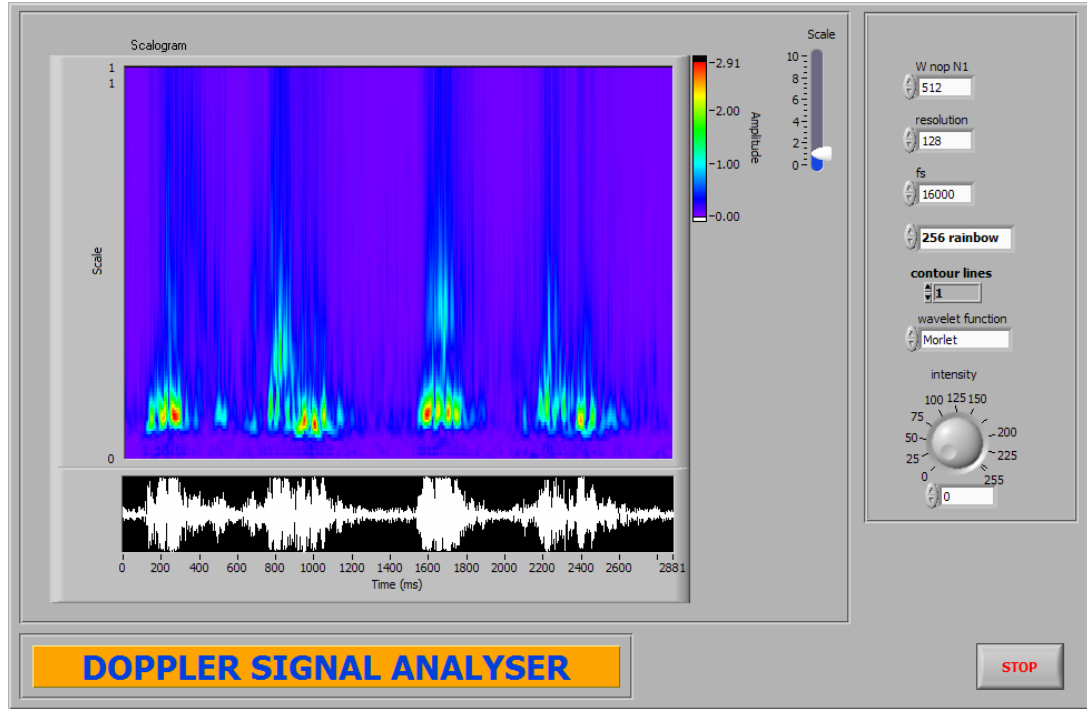


Şekil 3.20. Normal Mitral kapak KD işaretinin WVD spektrogram alt modülü ile gösterimi, a) WVD b) PWVD c) SPWVD yöntemleri

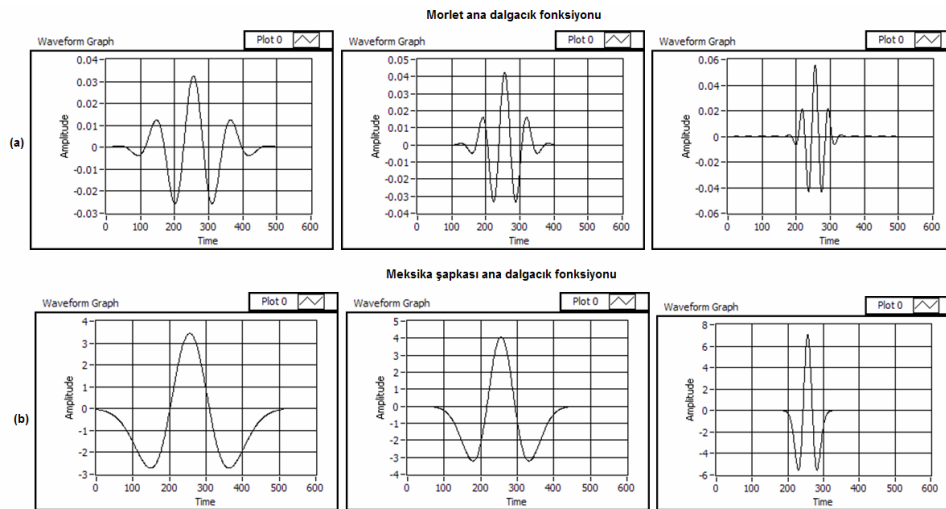
3.3.2.4. SDD (CWT) skalogram alt modülü

Şekil 3.21’de SDD (CWT) alt modülü ön panel görüntüsü yer almaktadır. Ana Dalgacık fonksiyonu olarak düzgün ve simetri özellikleri olan Morlet ve Meksika şapkası fonksiyonları kullanılmaktadır. Şekil 3.22’de farklı ölçeklerde bu fonksiyonların grafikleri görülmektedir. SDD hesaplamalarında 512 noktalık çerçeve ve 128 noktalık ölçek çözünürlüğü kullanılmıştır. Şekil 3.23’de de görüldüğü gibi,

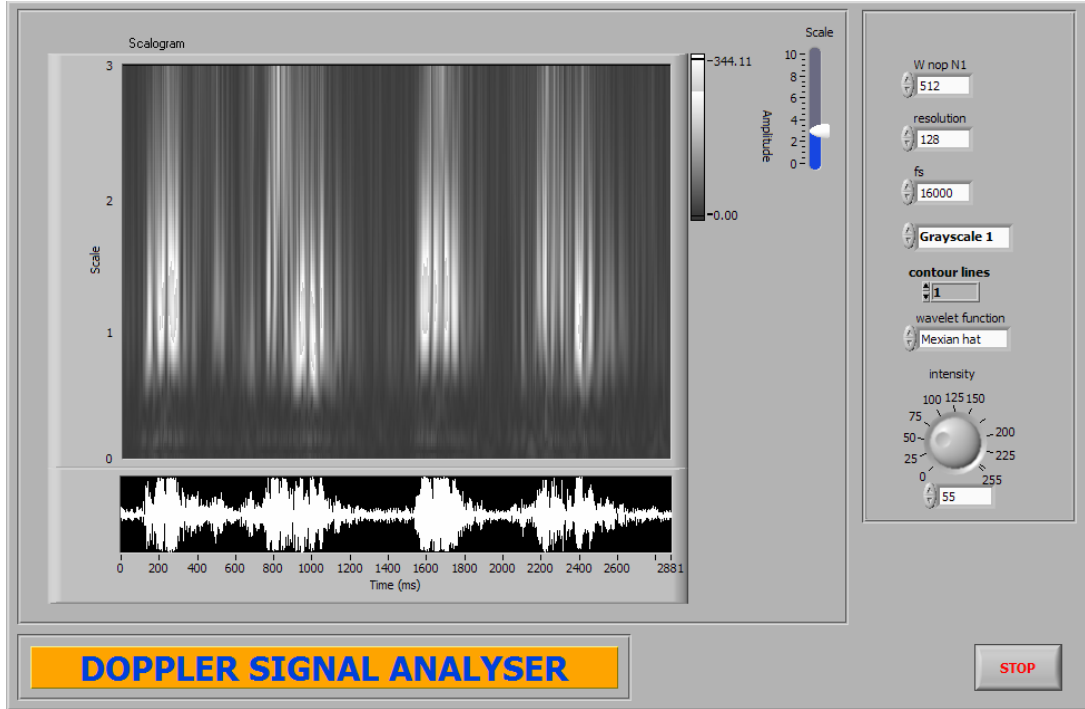
grafiklerin renk tablosu ve ölçek ekseninin maksimum değeri ayarlanabilmektedir. Şekilde, normal mitral kapak KD işaretinin Meksika şapkası ana dalgacık fonksiyonu kullanılarak gri tonlamalı SDD skalogramı gösterilmektedir.



Şekil 3.21. Normal mitral kapak KD işaretinin SDD (CWT) skalogram alt modülü ile gösterimi



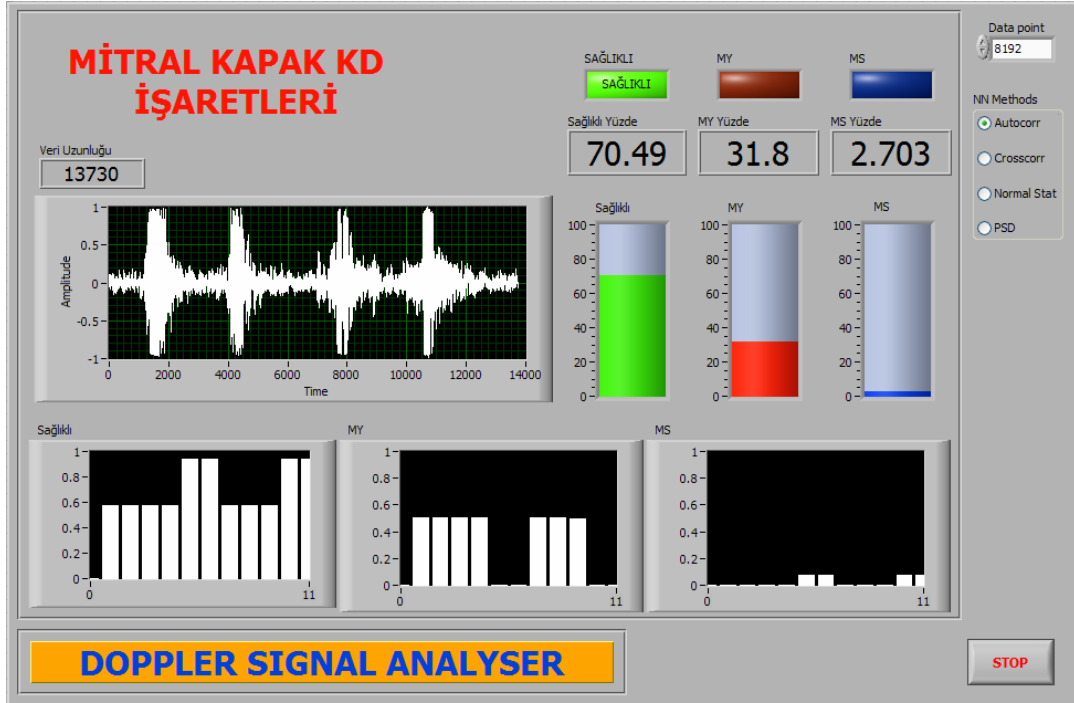
Şekil 3.22. SDD’de kullanılan farklı ölçeklerdeki ana dalgacık fonksiyonları, a) Morlet fonksiyonu, b) Meksika şapkası fonksiyonu



Şekil 3.23. Normal mitral kapak KD işaretinin Meksika şapkası ana dalgacık fonksiyonu kullanılarak oluşturulan SDD (CWT) skalogramı

3.3.2.5. Yapay sinir ağları (YSA) alt modülü

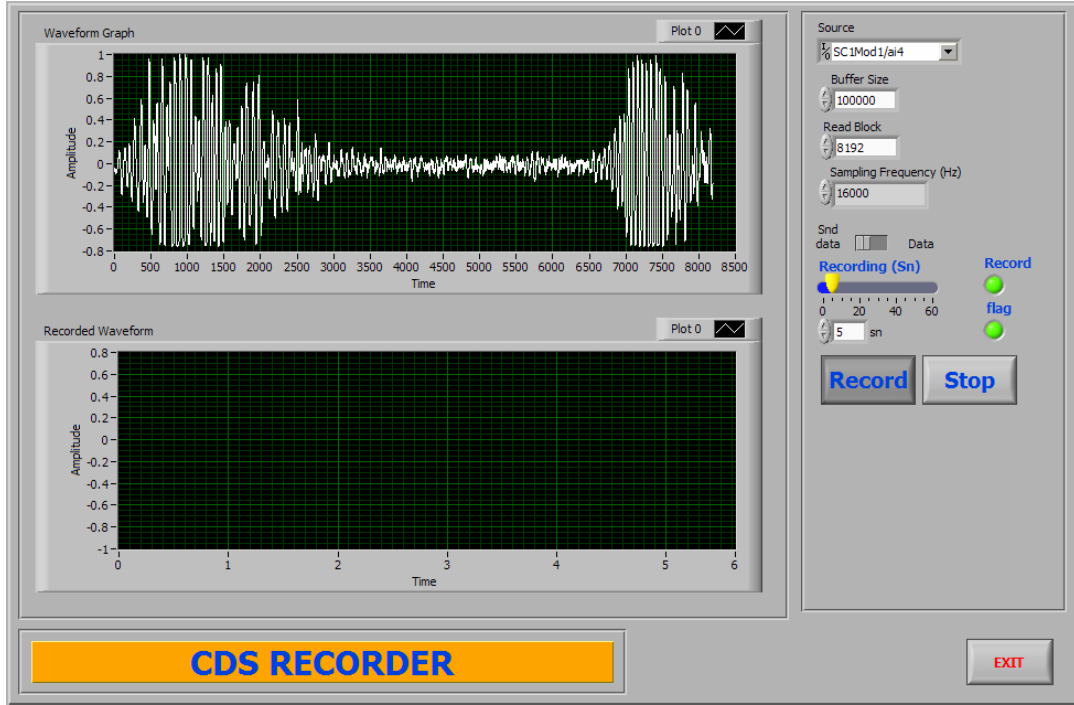
Şekil 3.24’de ÇDA modülünde sınıflandırma işleminin yapıldığı YSA alt modülü görülmektedir. Dosyadan alınan KD işareti verileri ana modülden bu alt modüle taşınarak yapay zeka tekniklerinden yapay sinir ağları (YSA) metoduyla sınıflandırılırlar. Sınıflandırma işleminde mitral kapak KD işaretleri kullanılmış ve YSA bu işaretlerle eğitilerek test edilmiştir. Daha önceki doktora çalışmalarında KD işaretleri sınıflandırmaları hastalıklı ve sağlıklı olmak iki sınıfı kapsarken [95, 98], bu çalışmada, sınıflandırma sağlıklı, yetersizlik ve darlık olmak üzere üç sınıf olarak başarılmıştır. Bu alt modül bir sonraki bölümde ayrıntılı olarak anlatılacaktır.



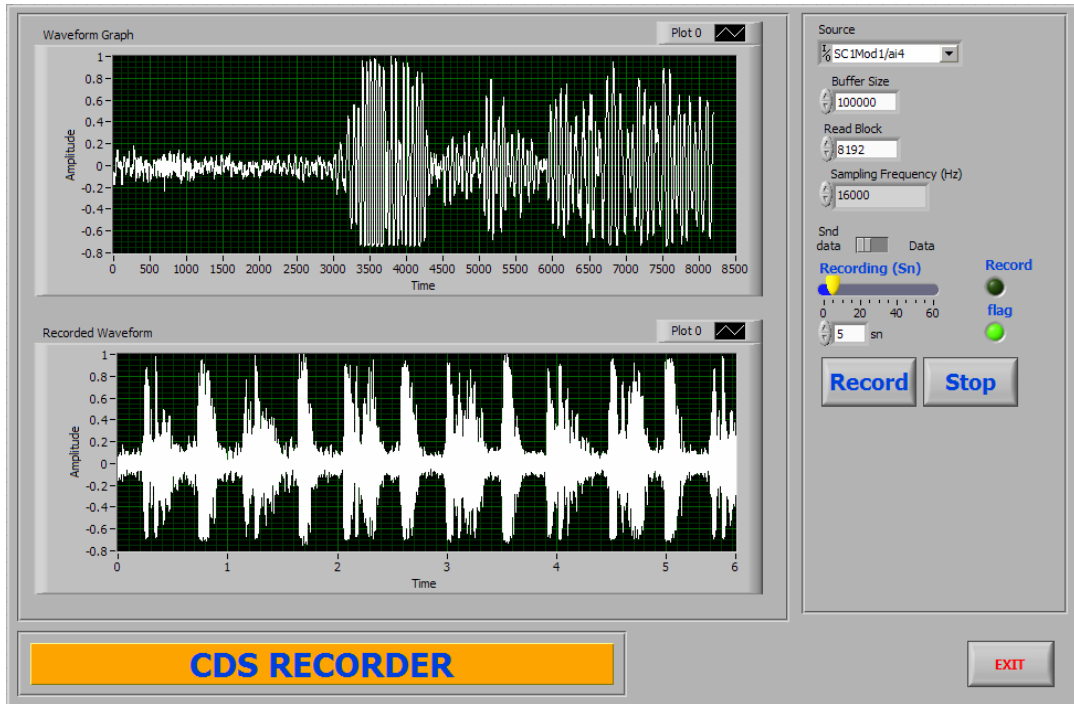
Şekil 3.24. KD işaretlerinin sınıflandırılmasının yapıldığı YSA alt modülü

3.3.2.6. KD işaretleri kayıt alt modülü

GZA modülünde de yer alan KD işaretleri kayıt modülü, önceki modülle aynı özelliklere sahiptirler. Şekil 3.25’de ÇDA modülünde yer alan KD işaretleri kayıt modülü gösterilmektedir. Kayıt modülünde donanımsal kayıt kanalları, kayıt okuma büyüklüğü, tampon bellek büyüklüğü, örnekleme frekansı ve kayıt uzunluğu ön panel penceresinden ayarlanabilmektedir. Alt modül çağrıldığında kayıt dosyası adı girilmekte ve örneklenen işaret gerçek zamanlı olarak görüntülenmektedir. Kayıt butonuna (Record) basıldığı andan itibaren belirtilen süre uzunluğunda veri alınıp adı verilen dosyaya metin dosyası (TXT) ve windows ses dosyası (WAV) formatlarında kaydedilmektedir. Kaydedilen KD işareti verisi ve kayıt sonrası görünüm şekil 3.26’da görülmektedir.



Şekil 3.25. ÇDA modülünde yer alan KD işaretleri kayıt modülünün kayıt anı ön panel görüntüsü



Şekil 3.26. KD işaretleri kayıt modülünün kayıt sonrası ön panel görüntüsü

3.4. KD İşaretlerinin Analizi

Kalpdeki dört kapakçık olan mitral, aort, triküspit ve pulmoner kapaklardan alınan KD işaretleri 16 KHz’de örneklenerek KARDİAS sisteminde analiz ve sınıflandırma çalışmalarında kullanılmıştır. Veri alınması süresince en çok ve çeşitlilik açısından kapsamlı veri mitral kapaktan elde edilmiş, en az kapsamlı veri de pulmoner kapaktan alınmıştır. Muayene edilen gönüllü hastalardan sınıf olarak sağlıklı ve yetersizlik çeken kişilere daha çok rastlanmış, darlığa ait veri ise azınlıkta kalmıştır. Darlığa ait verilerin çoğunluğu da mitral kapaktan alınmıştır. Alınan KD verilerinin çoğunluğu darbeli dalga Doppler (PW Doppler) yöntemiyle kaydedilmiş verilerdir. Çizelge 3.1’de muayene sırasında KD verisi kaydedilen gönüllü hastaların yaş, cinsiyet ve sınıflara göre dağılımı verilmiştir.

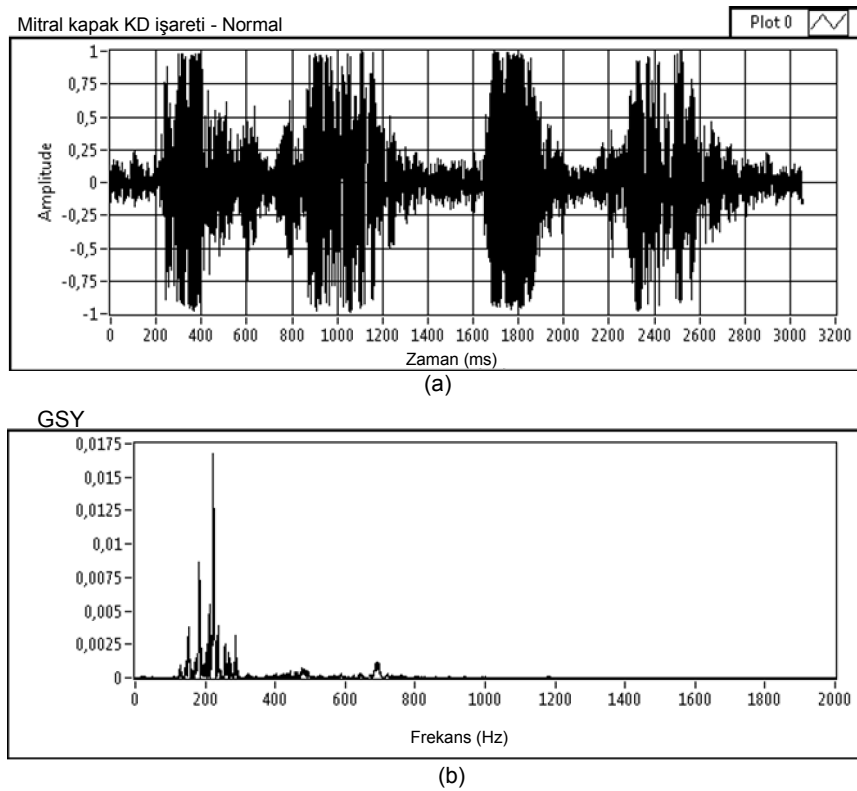
Çizelge 3.1. KD işaretlerinin alındığı gönüllü hastaların dağılımı

KD işaretleri	Yaş grubu	Cinsiyet		Sağlıklı	Hastalıklı		Toplam kişi
		K	E		Yetersizlik	Darlık	
Pulmoner kapak Mitral kapak Aort kapak Triküspit kapak	18-85	112	127	106	83	50	239

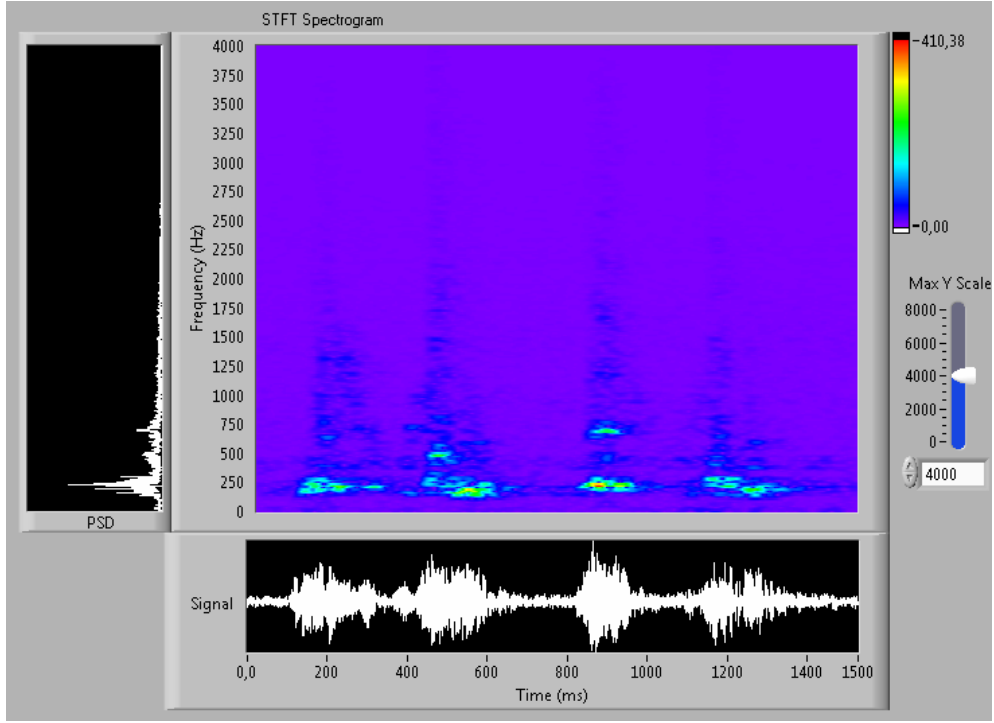
3.4.1. Mitral kapak KD işaretleri

İki yaprakçıktan oluşan mitral kapak, sol karıncık (ventrikül) ve sol kulakçık (atrium) arasında bulunur. Kanın sol kulakçıktan sol karıncığa aktığı karıncık diyastolü boyunca açıktır. Karıncık sistolü sırasında kan aort kapağına doğru pompalandığında mitral kapak kapalıdır [106]. Veri kaydetme zaman aralığında en sık karşılaşılan kapakçık hastalıkları mitral kapağa ait olan hastalılar olmuştur. Normal mitral kapak KD işaretlerinin frekans bileşenlerinin 100–1000 Hz aralığında bulunduğu ve güç spektral yoğunluğunun önemli bölümünün 100–400 Hz aralığında dağıldığı gözlemlenmiştir. Şekil 3.27’de 45 yaşındaki bayan hastaya ait normal bir mitral kapak KD işareti ve onun güç spektral yoğunluğu görülmektedir.

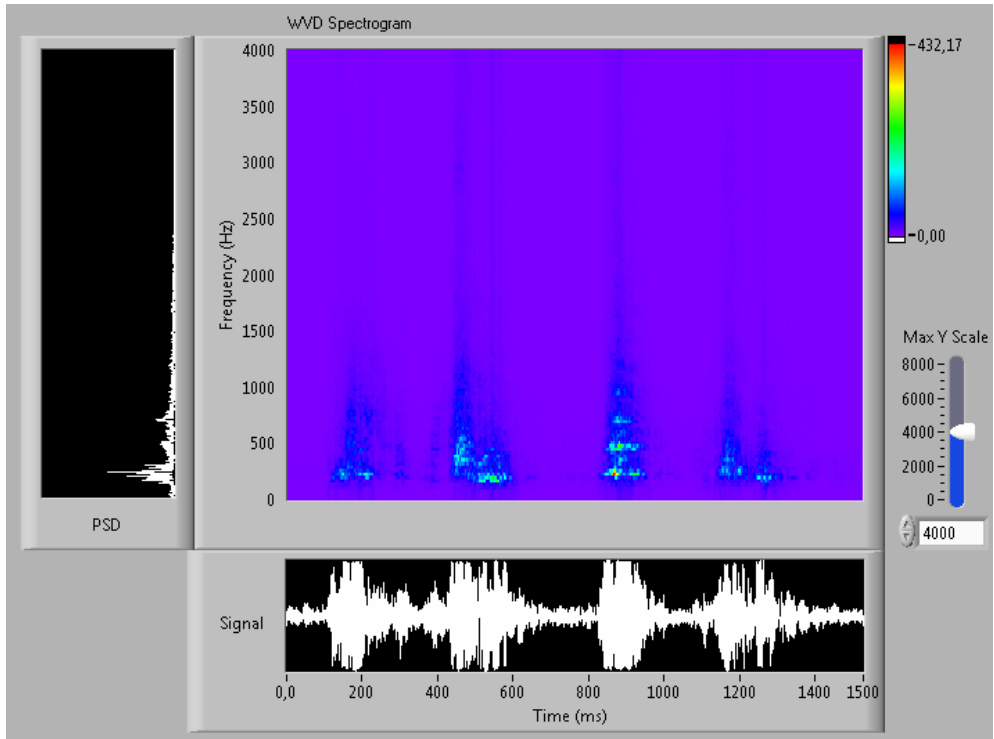
Spektrogramda mitral kapak hareketinin ilk tepesi (Erken, E-dalgası) Sol karıncık gevşedikten sonra, basınç farkından dolayı sol kulakçıktan sol karıncığa kan akışı (pasif akış) sırasında oluşur. İkinci tepe (Atriyal, A-dalgası) kulakçık kasılması ve kanın sol karıncığa aktif akışıyla meydana gelir. Mitral akışın spektrogram örüntüsü “M” şeklinde bir görünüm oluşturur. Şekil 3.28’de şekil 3.27’deki hastaya ait normal mitral kapak KD işaretine ait Hanning pencere fonksiyonuyla KZFD spektrogramı verilmiştir. Şekilde M-örüntüsü görülmektedir. Şekil 3.29’da aynı hastaya ait KD işaretinin WVD spektrogramı Şekil 3.30’da SDD skalogramı gösterilmektedir. WVD ve SDD zaman-frekans gösterimleri (ZFG) KZFD ile karşılaştırıldığında daha yüksek çözünürlük sunmaktadırlar.



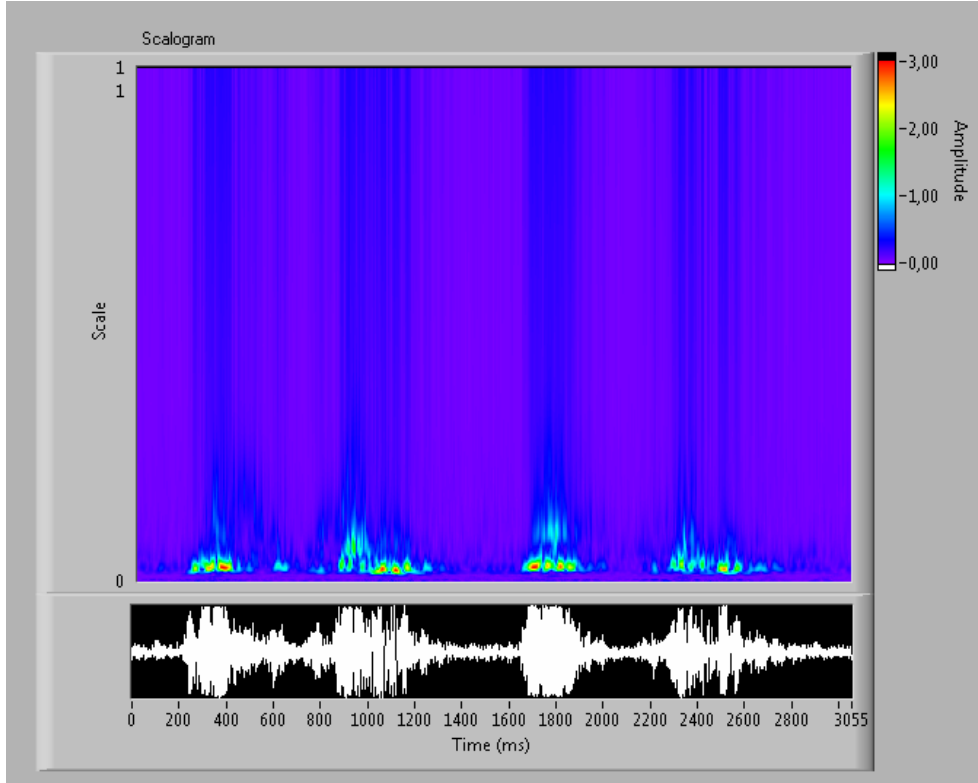
Şekil 3.27. 45 yaşındaki bayan hastaya ait a) normal mitral kapak KD işareti, b) işaretin güç spektral yoğunluğu



Şekil 3.28. Şekil 3.27'deki hastaya ait işaretin KZFD spektrogramı



Şekil 3.29. Şekil 3.27'deki hastaya ait işaretin WVD spektrogramı



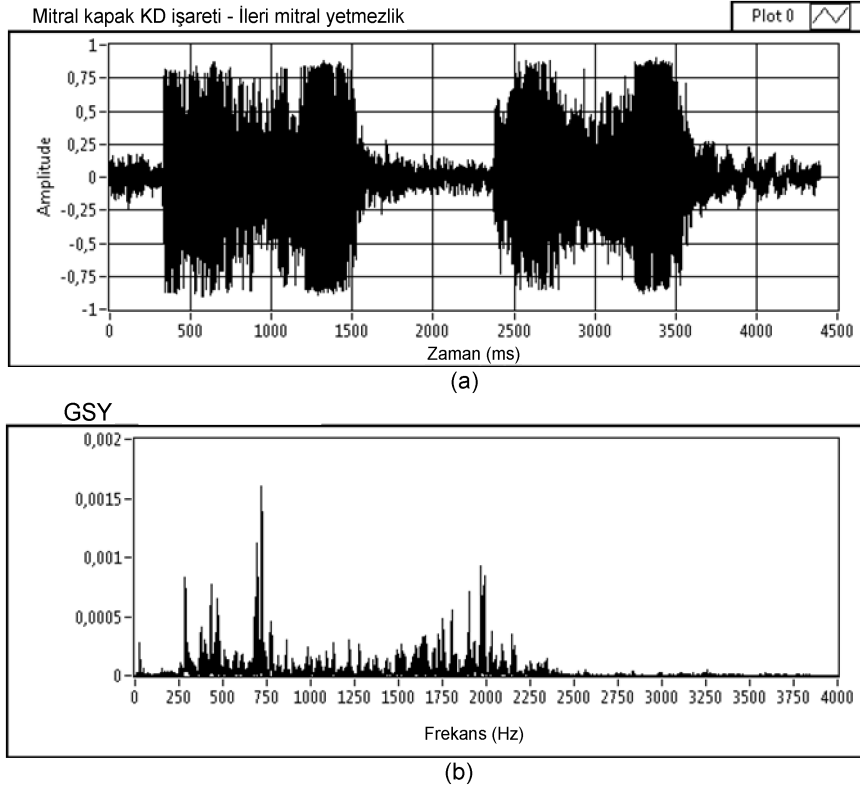
Şekil 3.30. Şekil 3.27'deki hastaya ait işaretin SDD skalogramı

Mitral yetersizlikte (MY) karıncık sistolü esnasında sol karıncıktan sol kulakcığa doğru mitral kapak içinden akış kaçağı olmaktadır. Kaçağın derecesi çok hafiften çok ağıra kadar değişebilir. Her kardiyak çevriminde yetmezlik derecesine göre sol karıncık hacminin büyük bir kısmı aorttan çok sol kulakcığa boşalmaktadır.

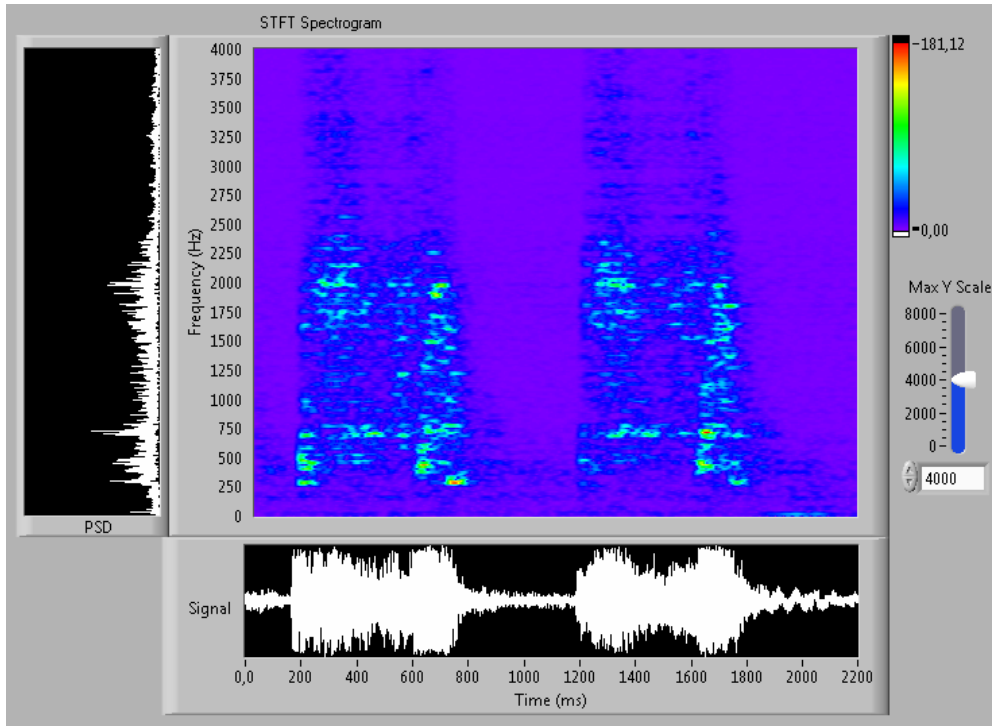
Şekil 3.31'de 78 yaşındaki kadın hastaya ait ileri yetmezliğe sahip mitral kapak KD işareti ve bu işaretin güç spektral yoğunluğu görülmektedir. Daha yüksek jet akışı dolayısıyla spektrogramda daha yüksek frekans bileşenleri görülecektir. Mitral yetmezlik (MY) bulunan kapakcığa ait KD işaretinin GSY'sinde 1500 – 2500 Hz aralığında yüksek frekanslı bileşenler mevcuttur. En yüksek güce sahip frekans bileşenin normal duruma göre üst frekanslara doğru kaydığı (750 Hz civarı) gözlenmektedir.

Şekil 3.32'de KD işaretinin KZFD spektrogramı görülmektedir. Burada Sistol-diyastol evreleri arasında kan akışının olmadığı anlarda (E-dalgası ile A-dalgası

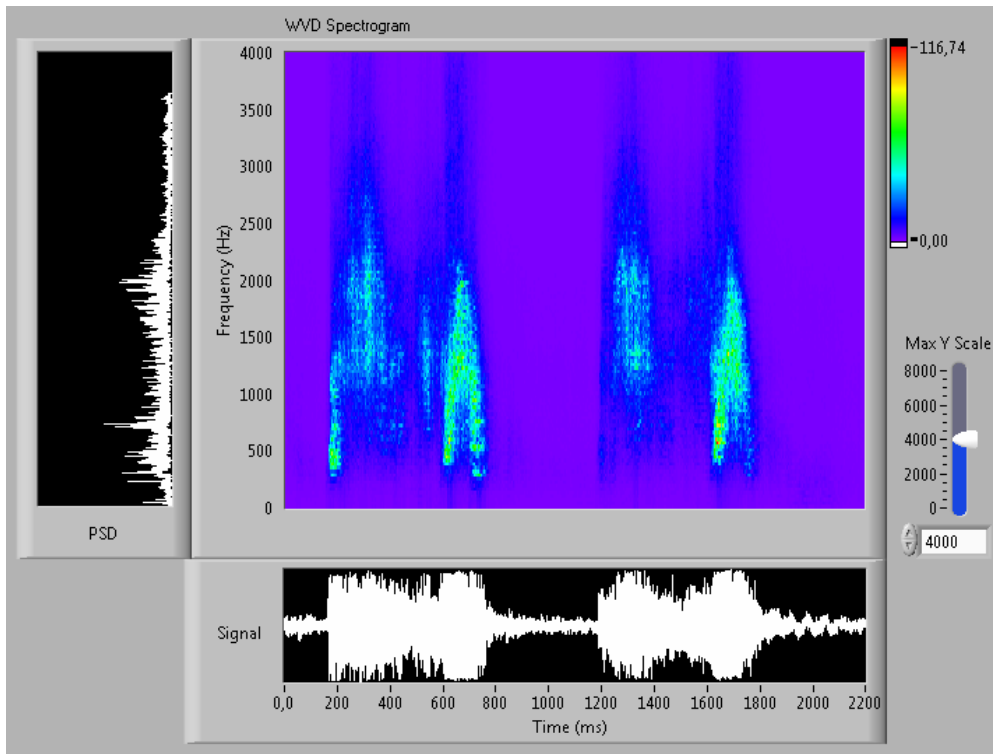
arası) akışın devam ettiği yüksek frekans bileşene sahip bölümlerde yüksek hızlı bir akışın olduğu gözlenmektedir. Şekil 3.33’de hastaya ait işaretin WVD spektrogramı, şekil 3.34’de de Morlet ana dalgacık fonksiyonuyla elde edilen SDD skalogramı görülmektedir.



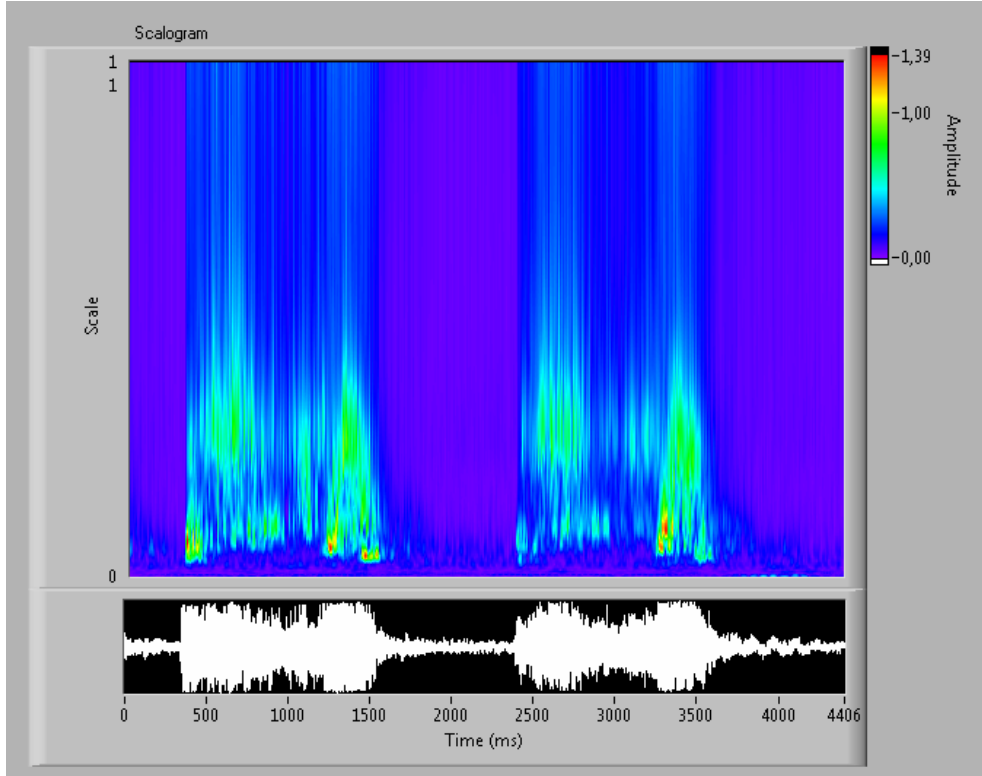
Şekil 3.31. 78 yaşındaki kadın hastaya ait a) ileri yetmezliğe sahip mitral kapak KD işareti, b) işaretin güç spektral yoğunluğu



Şekil 3.32. Şekil 3.31'deki hastaya ait işaretin KZFD spektrogramı

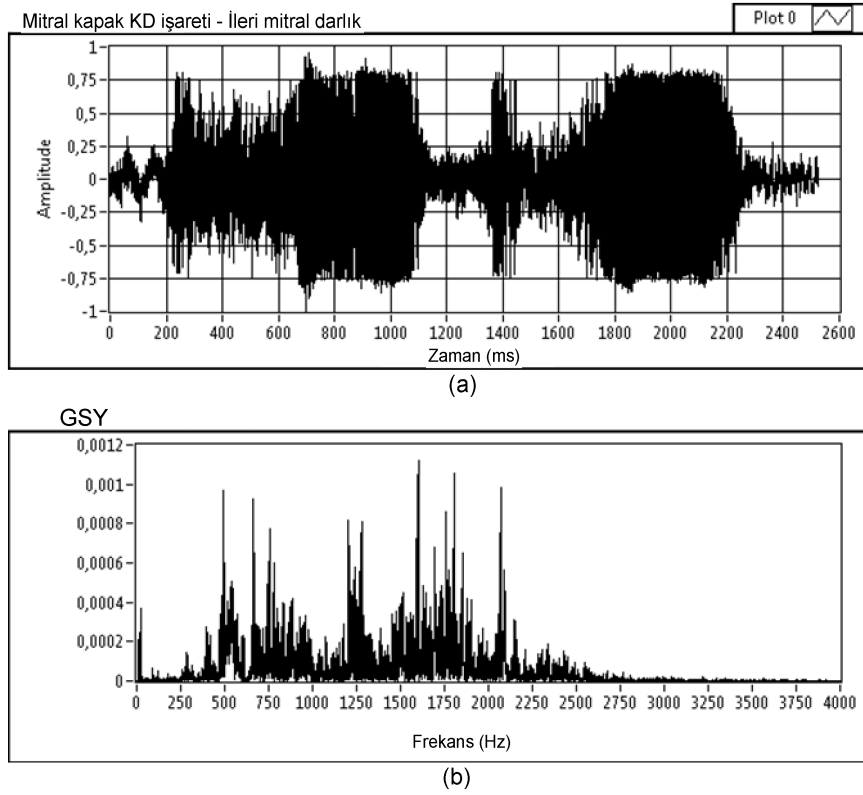


Şekil 3.33. Şekil 3.31'deki hastaya ait işaretin WVD spektrogramı



Şekil 3.34. Şekil 3.31’deki hastaya ait işaretin SDD skalogramı

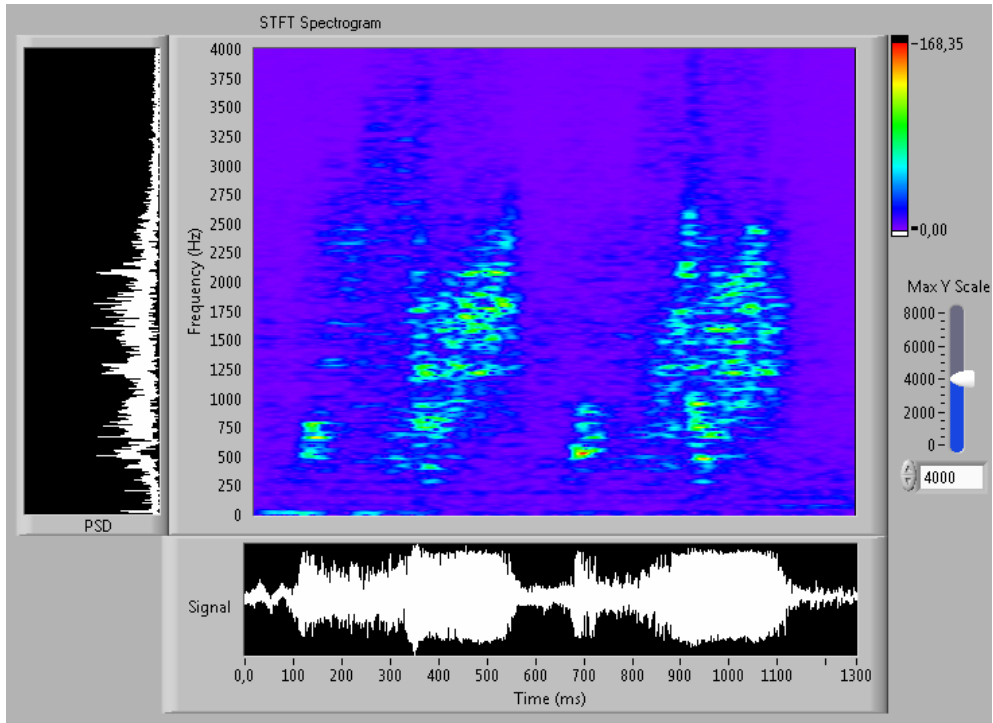
Mitral kapak yaprakçıkları, başta romatizmal kalp hastalığı olmak üzere çeşitli nedenlerle daralır ve sıkılaşır. Mitral kapak ağzının ölçüsü azalır ve mitral darlığa yol açarak sol kulakçıktan sol karıncığa kan akışını kısıtlar. Bazı durumlarda darlık ve yetersizlik birlikte de görülebilir. İleri darlığa sahip mitral kapakçık KD işareti spektrogram yapısında hatları belirsiz bir örüntü ortaya çıkar ikinci tepe hareketi bozulur (A-dalgası).



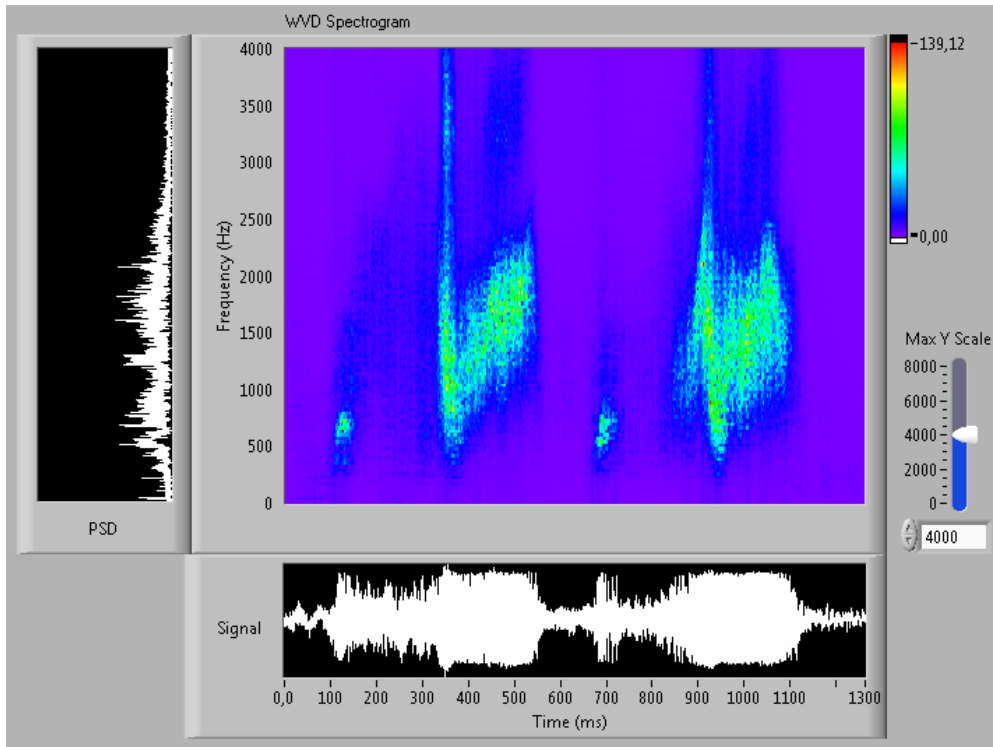
Şekil 3.35. 60 yaşındaki erkek hastaya ait a) ileri darlığa sahip mitral kapak KD işareti, b) işaretin güç spektral yoğunluğu

Şekil 3.35’de 60 yaşındaki erkek hastaya ait ileri darlığa sahip mitral kapak KD işareti ve bu işaretin güç spektral yoğunluğu görülmektedir. Mitral darlık bulunan kapakçığa ait KD işaretinin GSY’sinde 1250 – 2500 Hz aralığında yüksek frekanslı bileşenler bulunmaktadır. En yüksek güce sahip frekans bileşenin normal duruma göre üst frekanslarda olduğu (1500 - 1750 Hz) gözlenmektedir.

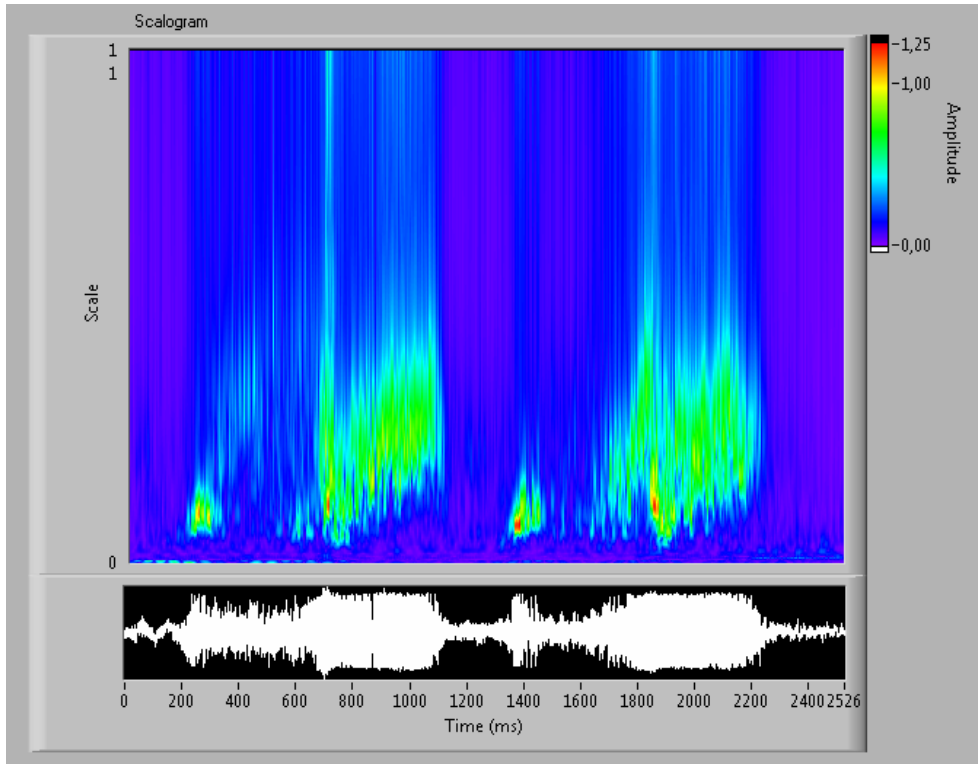
Şekil 3.36’da KD işaretinin KZFD spektrogramı görülmektedir. Burada sistol evresindeki akış hızının diyastol evresindekinden daha az olduğu görülmektedir. Normal mitral kapağa göre diyastol evresindeki akış örüntüsünün bozulduğu, yüksek frekans bileşenlerinin bulunduğu, dolayısıyla yüksek hızlı ve çalkantılı kan akışının olduğu gözlenmektedir. Şekil 3.37’de hastaya ait işaretin WVD spektrogramı, şekil 3.38’de de SDD skalogramı görülmektedir.



Şekil 3.36. Şekil 3.35'deki hastaya ait işaretin KZFD spektrogramı



Şekil 3.37. Şekil 3.35'deki hastaya ait işaretin WVD spektrogramı



Şekil 3.38. Şekil 3.35’deki hastaya ait işaretin SDD skalogramı

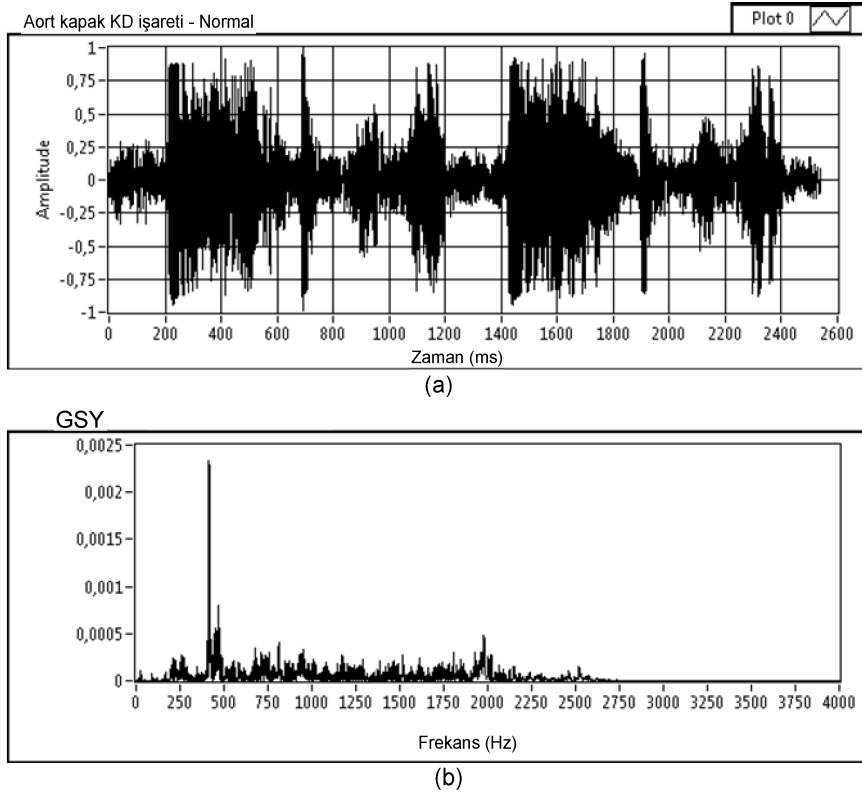
3.4.2. Aort kapak KD işaretleri

Üç yaprakçıktan oluşan aort kapak sol karıncık ile aort arasında bulunur. Sol karıncık gevşedikten sonra (diyastol) aort kapağı kapanır ve sol kulakçıktan sol karıncığa kan akışını sağlamak için mitral kapak açılır. Sol kulakçık kasılır ve sol karıncığa daha fazla kan akışı olur. Daha sonra sol karıncık kasılır (sistol), mitral kapak kapanır ve böylece kanın tekrar sol kulakçığa kaçması önlenir. Aynı zamanda aort kapağı açılır, böylece kan aortaya atılır. Daha sonra sol karıncık gevşer aort kapağı kanın sol karıncığa geri kaçmasını engellemek için kapanır ve böylece döngü devam eder.

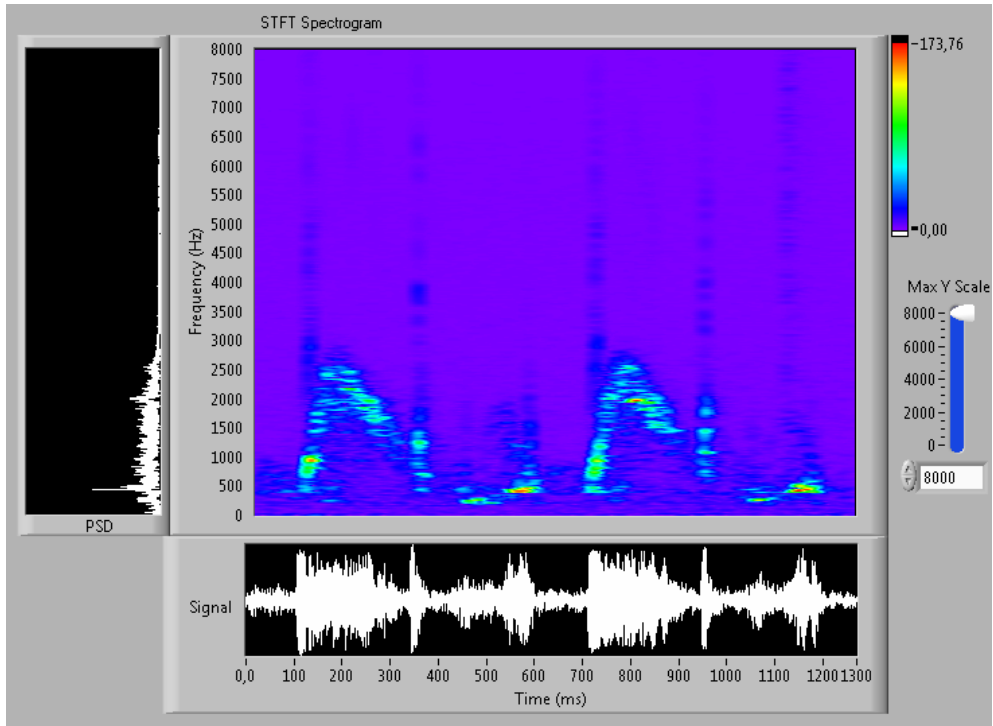
Normal aort kapak KD işaretleriyle yapılan çalışmalarda frekans bileşenlerinin 100–3000 Hz aralığında dağıldığı ve işaretlerin güç yoğunluğunun 200–600 Hz aralığında en yüksek değerlere ulaştığı gözlemlenmiştir. Şekil 3.39’da 19 yaşındaki erkek hastaya ait normal bir aort kapak KD işareti ve onun güç spektral yoğunluğu görülmektedir.

Normal aort kapak kan akışı düzgün (laminar) olduğunda kan hücrelerinin çoğu aynı hızda, az veya çok, artarak veya azalarak hareket ederler. Şekil 3.40'da da görüldüğü gibi spektrogram örüntüsü birbirine yakın hızlarda hareket eden kan hücrelerinden dolayı önce artarak bir tepe noktasına ulaşan ve sonra azalan parabolik kalın bir çizgi şeklindedir.

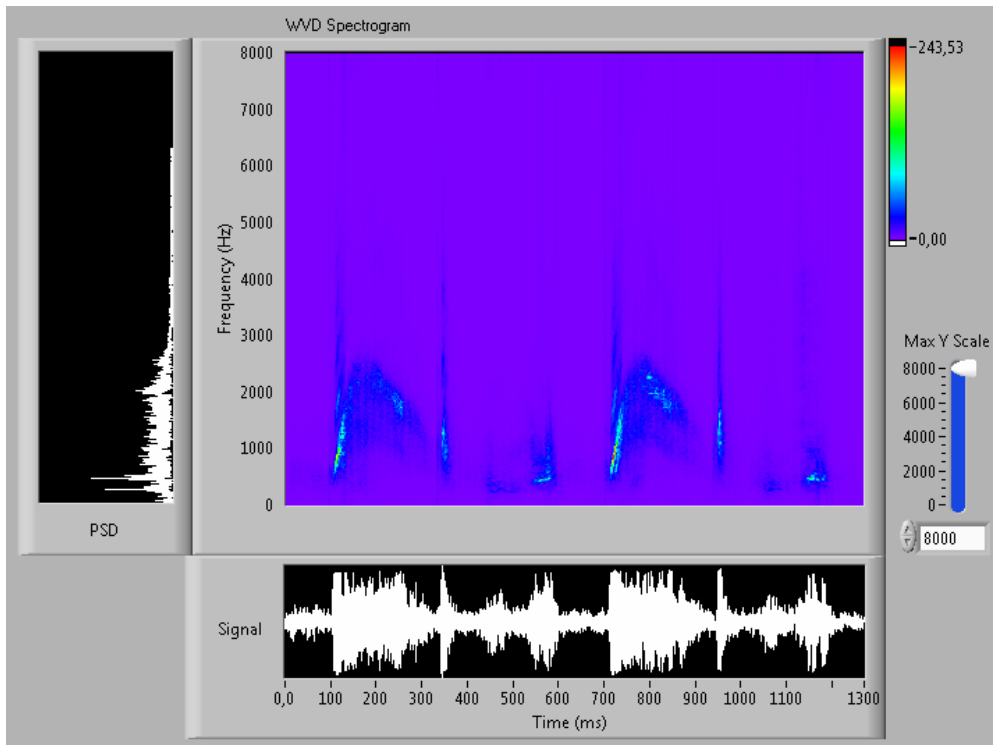
Şekil 3.41'de, şekil 3.39'daki hastaya ait aort kapak KD işaretinin WVD spektrogramı ve şekil 6.42'de de aynı işaretin SDD skalogramı ZFG olarak sunulmaktadır.



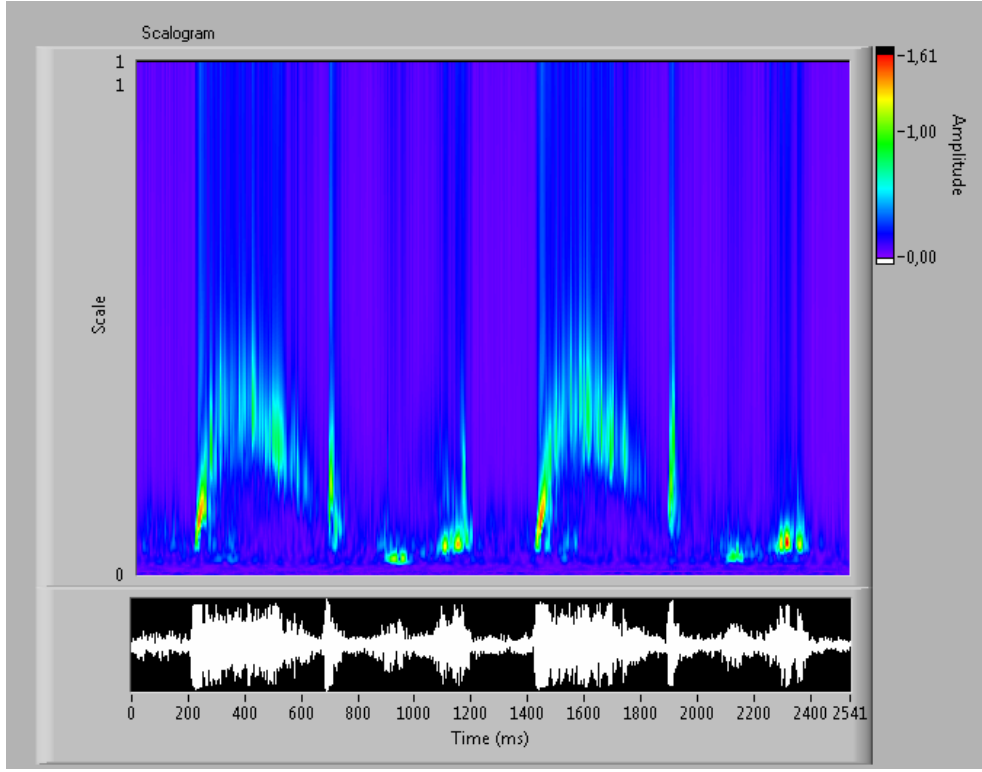
Şekil 3.39. 19 yaşındaki erkek hastaya ait a) Normal aort kapak KD işareti, b) işaretin güç spektral yoğunluğu



Şekil 3.40. Şekil 3.39'daki hastaya ait işaretin KZFD spektrogramı

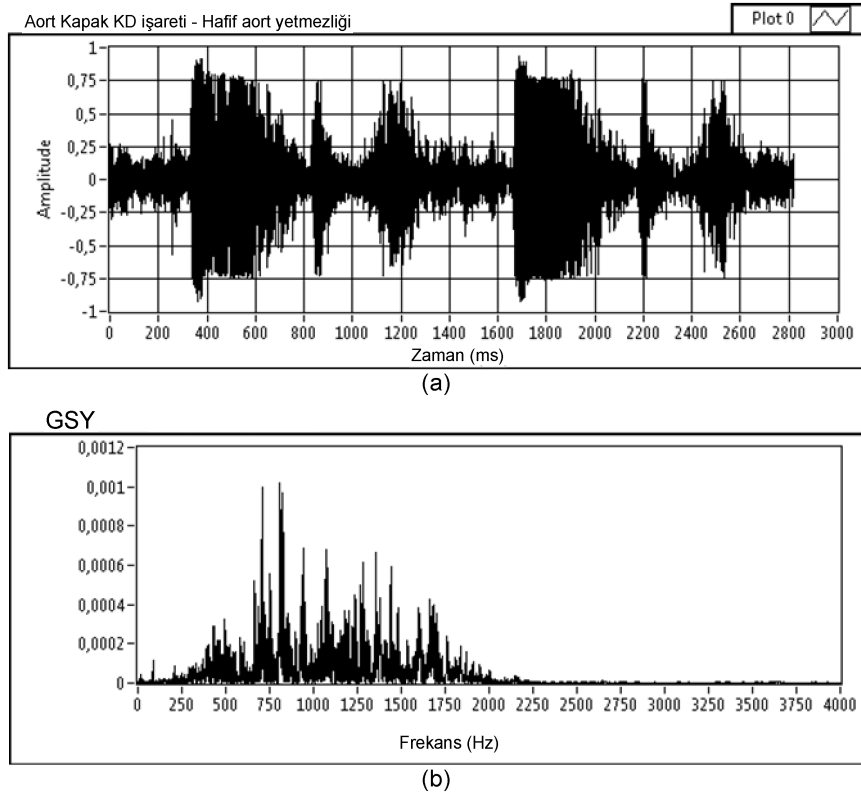


Şekil 3.41. Şekil 3.39'daki hastaya ait işaretin WVD spektrogramı



Şekil 3.42. Şekil 3.39'daki hastaya ait işaretin SDD skalogramı

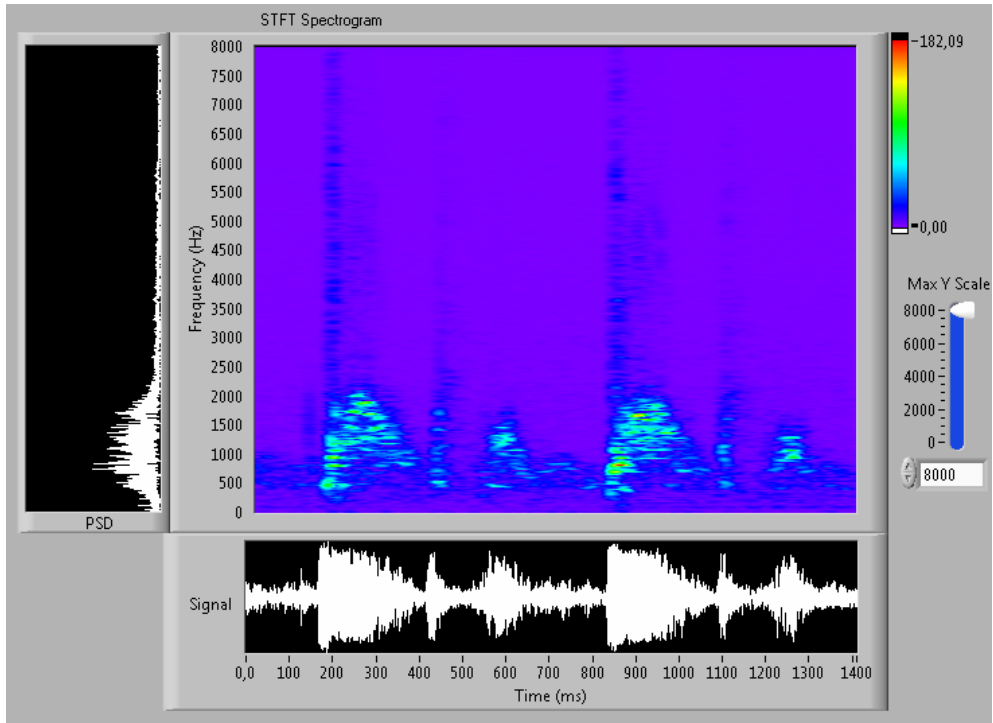
Şekil 3.43'de 74 yaşındaki erkek hastaya ait hafif yetmezliğe sahip aort kapak KD işareti ve işaretin güç spektral yoğunluğu görülmektedir. Burada hafif yetmezliğe sahip aort kapak KD işaretinin frekans bileşenlerinin 100–3000 Hz aralığında dağıldığı ve işaretlerin güç yoğunluğunun 600–1750 Hz aralığında en yüksek değerlere ulaştığı görülmektedir.



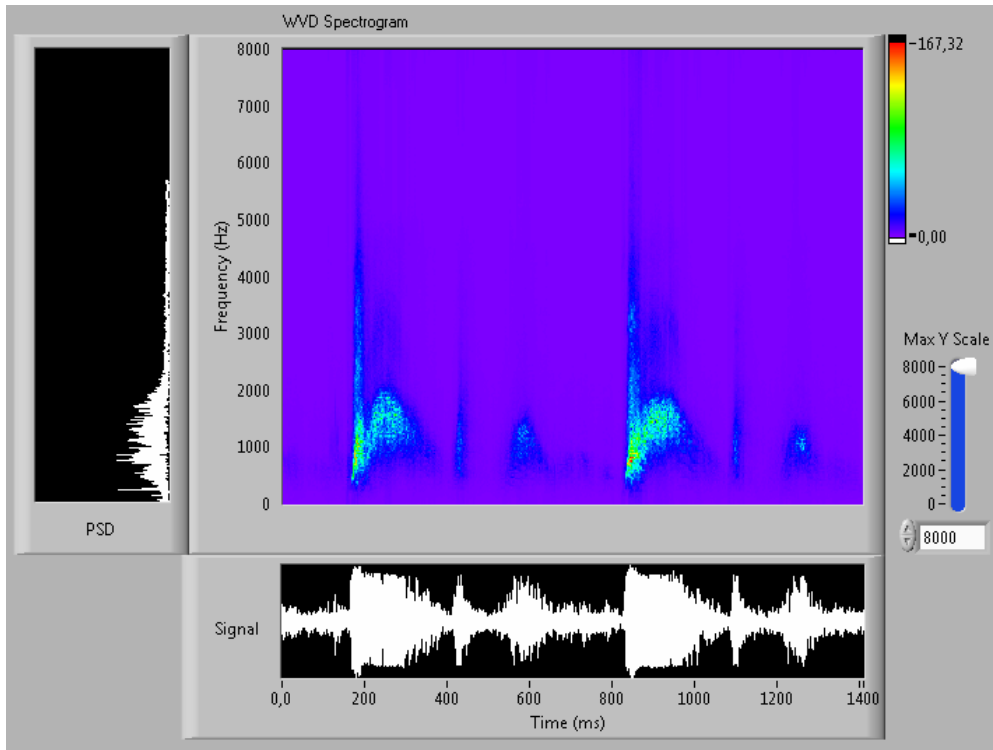
Şekil 3.43. 74 yaşındaki erkek hastaya ait a) hafif yetmezliğe sahip aort kapak KD işareti, b) işaretin güç spektral yoğunluğu

Şekil 3.44’de Şekil 3.43’deki hastaya ait aort kapak KD işaretinin KZFD spektrogramı gösterilmektedir. sol karıncık kasıldığında (sistol), aort kapağı açılır, ve kan aortaya atılır. Daha sonra sol karıncık gevşer (diyastol) aort kapağı kanın sol karıncığa geri kaçmasını engellemek için kapanır. Aort kapak yetersizliğinde diyastol evresinde kapak tam olarak kapanamaz ve oluşan aort –sol karıncık basınç farkından dolayı kapak geriye fışkırma şeklinde kan kaçıır. Spektrogramda, hafif aort yetmezliğinden dolayı oluşan kaçak akış örüntüsü iki parabolik tepe arasındaki küçük tepecik olarak görülmektedir.

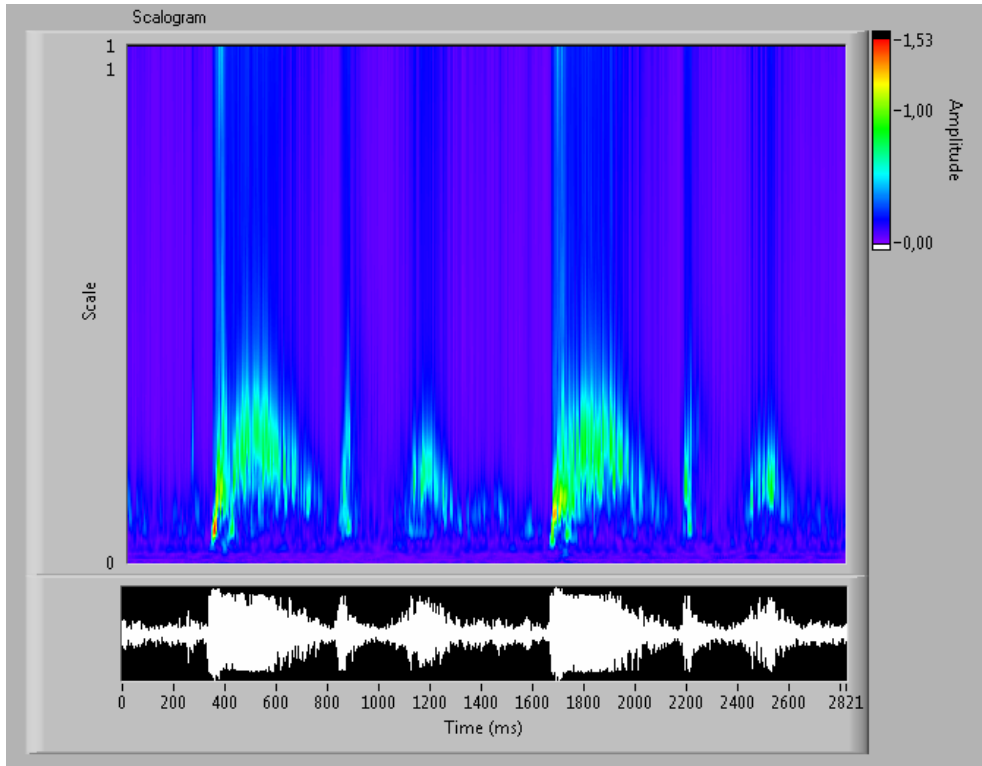
Şekil 3.45’de Şekil 3.43’deki hastaya ait aort kapak KD işaretinin WVD spektrogramı gösterilmektedir. Şekil 3.46’da da aort kapak yetersizliğine sahip aynı KD işaretinin SDD skalogramı yer almaktadır.



Şekil 3.44. Şekil 3.43'deki hastaya ait işaretin KZFD spektrogramı



Şekil 3.45. Şekil 3.43'deki hastaya ait işaretin WVD spektrogramı



Şekil 3.46. Şekil 3.43’deki hastaya ait işaretin SDD skalogramı

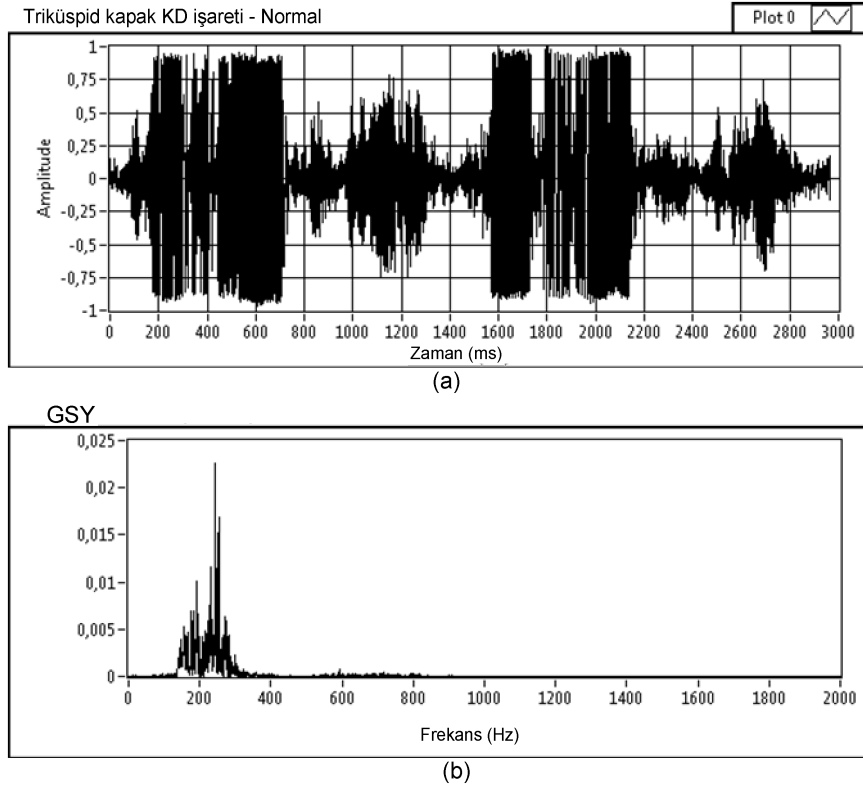
3.4.3. Triküspit kapak KD işaretleri

Sağ kulakçık ve sağ karıncık arasında bulunan triküspit kapak 3 yaprakçıktan oluşur. Sağ karıncığın gevşemesinden sonra (diyastol) pulmoner kapak kapanır ve oluşan diyastolik basınç farkından dolayı triküspit kapak açılarak sağ kulakçıktan sağ karıncığa kan akışı meydana gelir (pasif akış). Sağ kulakçık kasılır ve sağ karıncığa daha fazla kan akışı olur (aktif akış). Daha sonra sağ karıncık kasılır (sistol), triküspit kapak kapanır ve böylece kanın tekrar sağ kulakçığa kaçması önlenir. Aynı zamanda pulmoner kapağı açılır, böylece kan pulmoner artere pompalanır. Daha sonra sağ karıncık gevşer pulmoner kapağı kanın sağ karıncığa geri kaçmasını engellemek için kapanır ve böylece kardiyak çevrimi sağ ve sol bölüm için benzer şekilde devam eder gider.

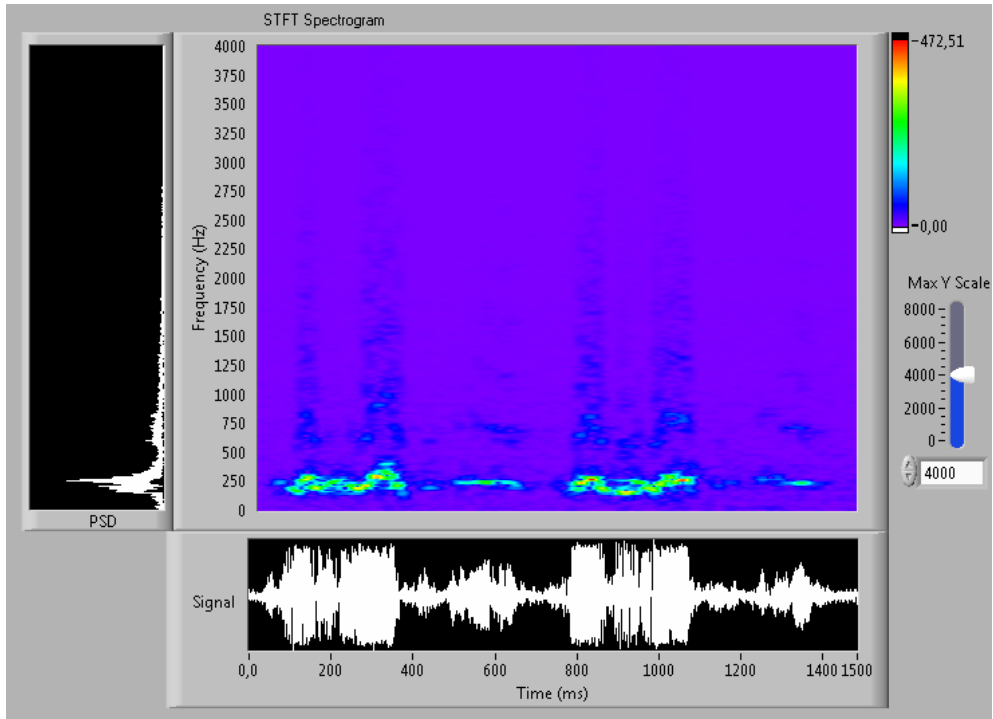
Normal triküspit kapak KD işaretlerinin frekans bileşenlerinin 100–1000 Hz aralığında olduğu ve güç spektral yoğunluğunun önemli bölümünün 100–400 Hz

aralığında dağıldığı gözlemlenmiştir. Triküspit kapak ile mitral kapak yapı ve çalışma açısından benzerlik gösterdiklerinden kapakların ZFG'leri de benzeşmektedir.

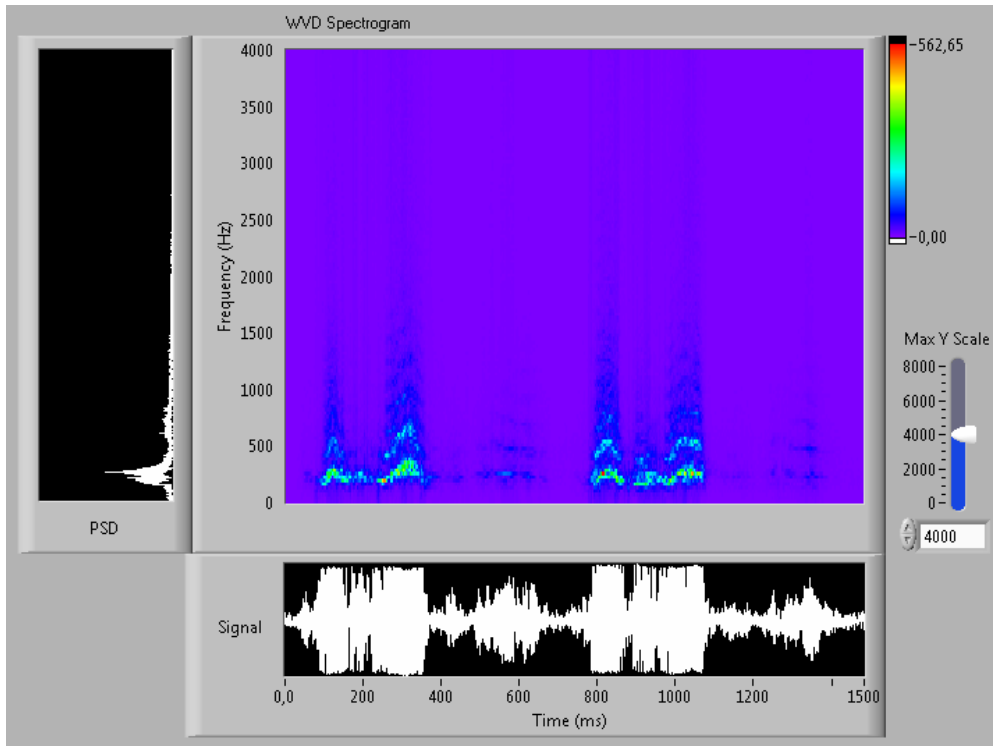
Şekil 3.47'de 79 yaşındaki bayan hastaya ait iki kardiyak çevrimi için normal triküspit kapak KD işareti ve işaretin güç spektral yoğunluğu görülmektedir. Şekil 3.48'de hastaya ait triküspit kapak KD işaretinin KZFD spektrogramı yer almaktadır. Mitral kapakta görülen "M" şekli örüntüsü triküspit kapak KD işareti KZFD spektrogramında da görülmektedir. Şekil 3.49'da aynı KD işaretinin WVD spektrogramı ve şekil 3.50'de Morlet ana dalgacık fonksiyonu kullanılarak hesaplanmış SDD skalogramı görülmektedir.



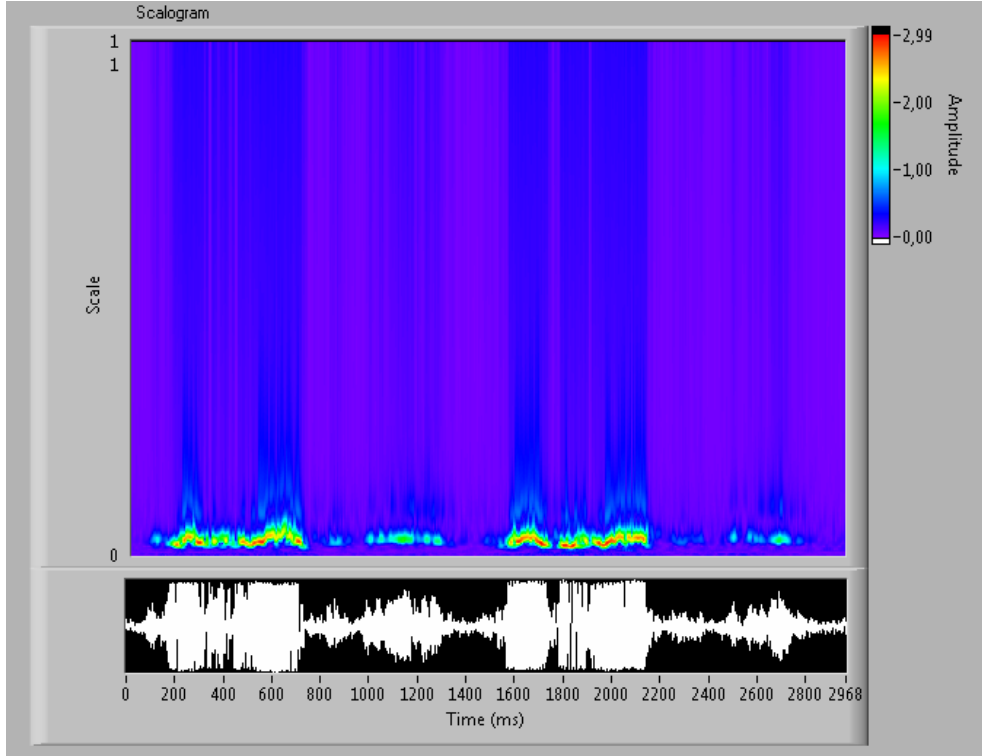
Şekil 3.47. 79 yaşındaki bayan hastaya ait a) normal triküspit kapak KD işareti, b) işaretin güç spektral yoğunluğu



Şekil 3.48. Şekil 3.47’deki hastaya ait işaretin KZFD spektrogramı

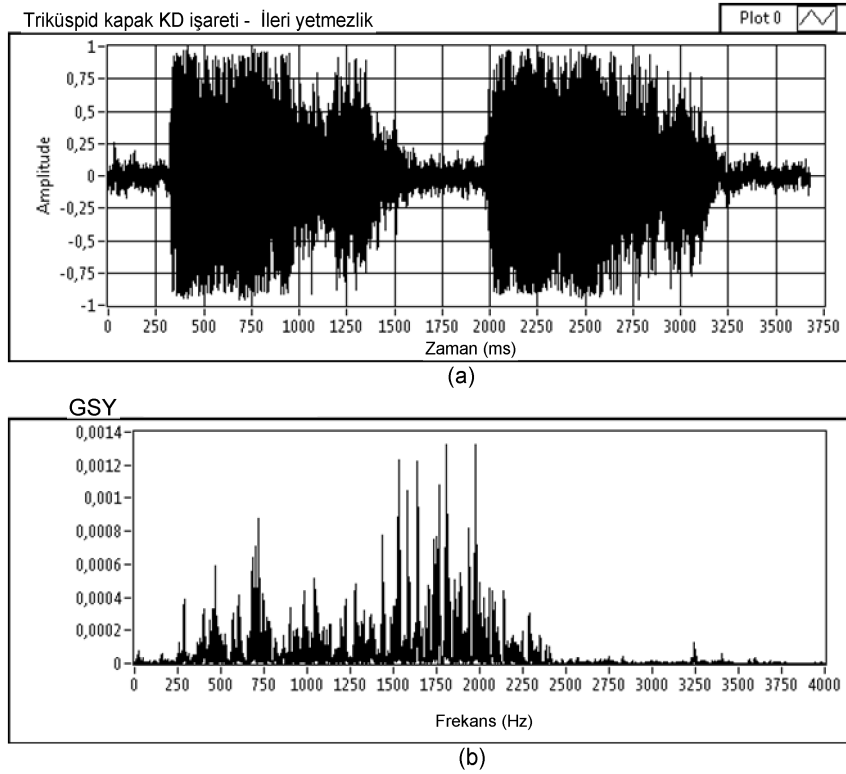


Şekil 3.49. Şekil 3.47’deki hastaya ait işaretin WVD spektrogramı



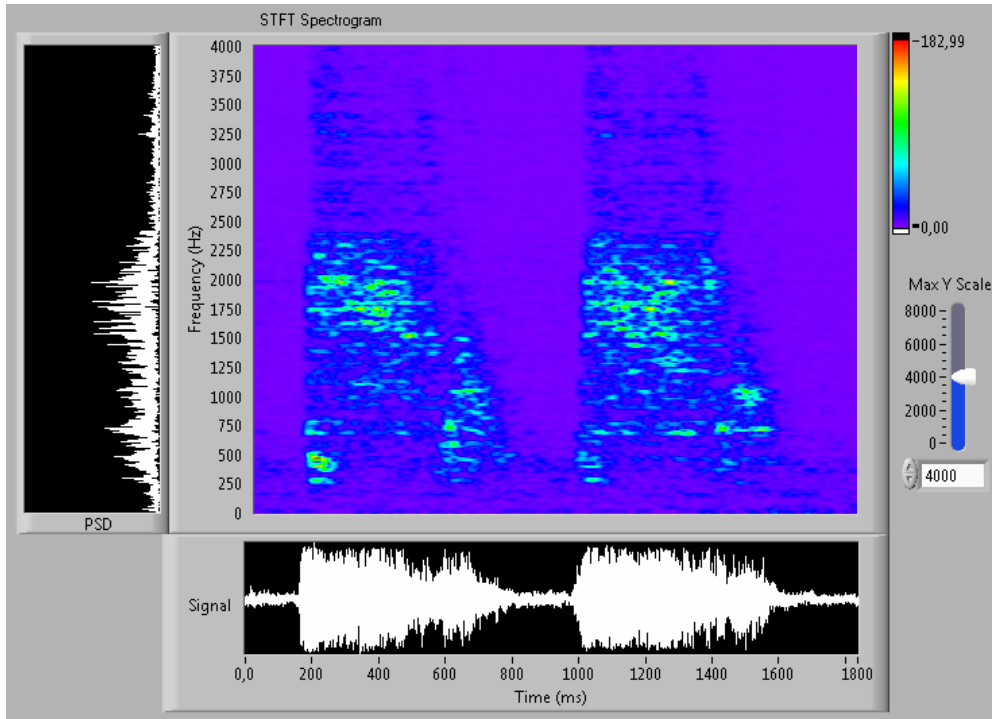
Şekil 3.50. Şekil 3.47'deki hastaya ait işaretin SDD skalogramı

Şekil 3.51'de 78 yaşındaki bayan hastaya ait ileri yetmezliğe sahip triküspit kapak KD işareti ve işaretin güç spektral yoğunluğu görülmektedir. Daha yüksek jet akışı dolayısıyla spektrogramda daha yüksek frekans bileşenleri görülecektir. Triküspit yetmezliği (TY) bulunan kapakçığa ait KD işaretinin GSY'nda 1000 – 2250 Hz aralığında yüksek frekanslı ve yüksek GSY'ye sahip bileşenler mevcuttur. En yüksek güce sahip frekans bileşenin normal duruma göre üst frekanslara doğru kaydığı (1500 - 2000 Hz aralığı) gözlenmektedir.

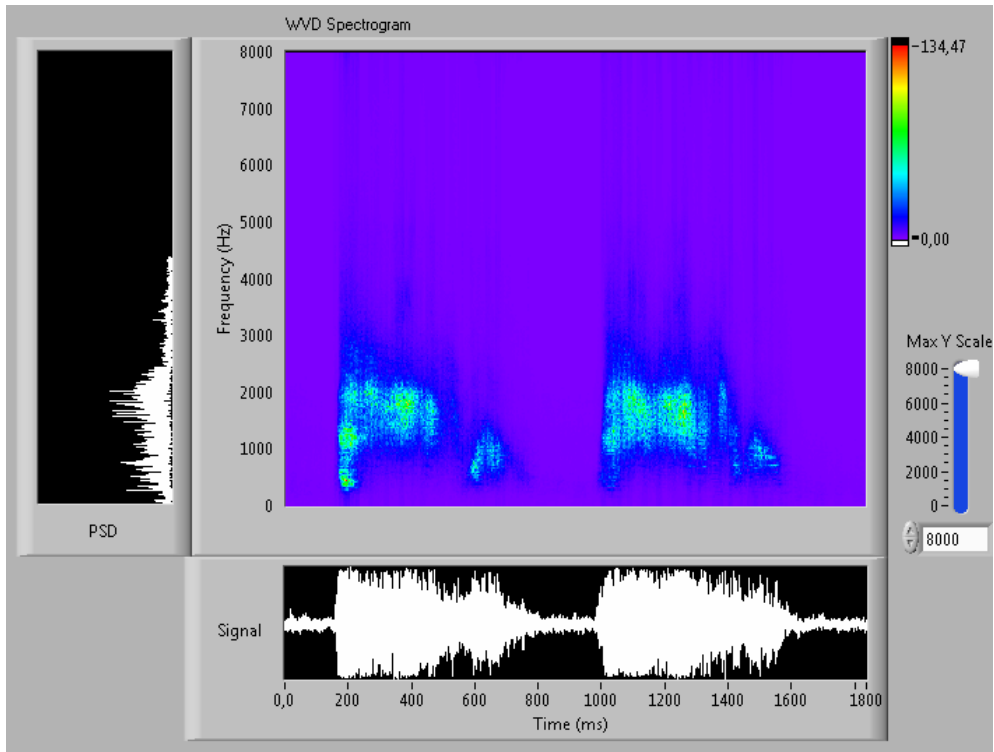


Şekil 3.51. 78 yaşındaki kadın hastaya ait a) ileri yetmezliğe sahip triküspit kapak KD işareti, b) işaretin güç spektral yoğunluğu

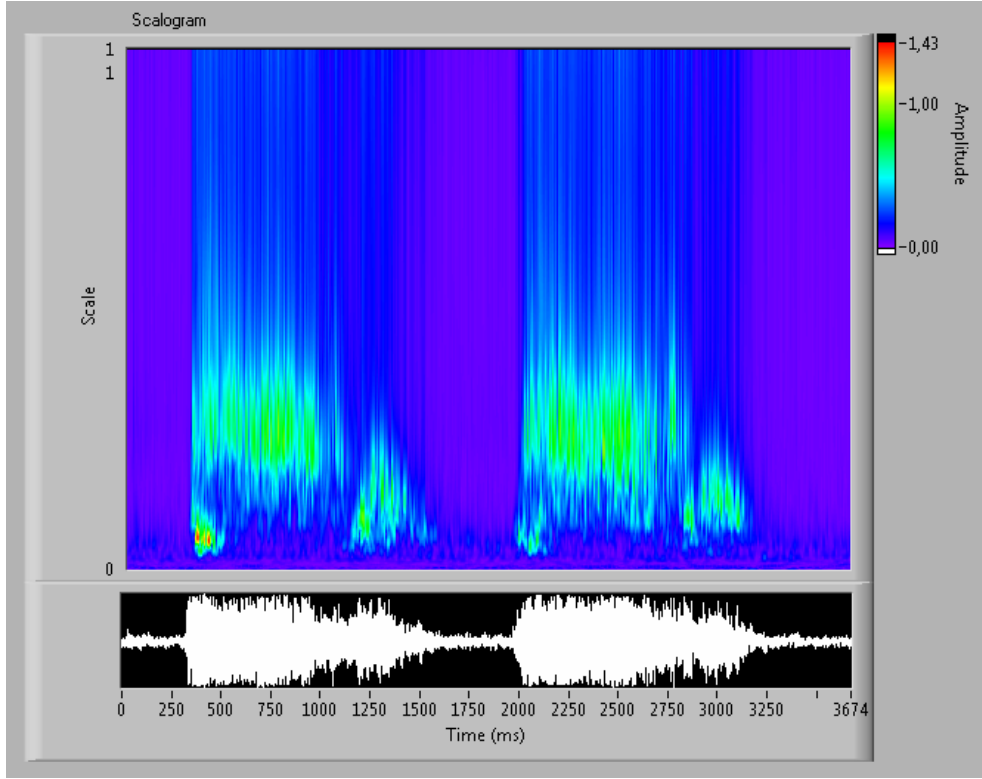
Şekil 3.52’de KD işaretinin KZFD spektrogramı görülmektedir. Sağ kulakçığın kasılarak sağ karıncığa daha fazla kan taşıyan aktif akıştan sonra, sağ karıncık kasılır (sistol) ve triküspit kapak kapanır. TY olan triküspit kapakta kapak tam olarak kapanamaz ve böylece TY’nin derecesine göre kanın bir bölümü tekrar sağ kulakçığa geri kaçır. Burada sistol evresinde “M” şekli örüntüsünün bozulduğu, kan akışının olmadığı anlarda fışkırma şeklinde (jet akışı) geri kaçak bir akışın meydana geldiği spektrogramın yüksek frekans bileşenlere sahip bölümlerde gözlenmektedir. Yüksek frekanslı yoğun renkli bölgeler aynı zamanda çalkantılı bir akışın varlığını da göstermektedir. Şekil 3.53’de hastaya ait işaretin WVD spektrogramı, şekil 3.54’de de Morlet ana dalgacık fonksiyonuyla elde edilen SDD skalogramı görülmektedir.



Şekil 3.52. Şekil 3.51'deki hastaya ait işaretin KZFD spektrogramı



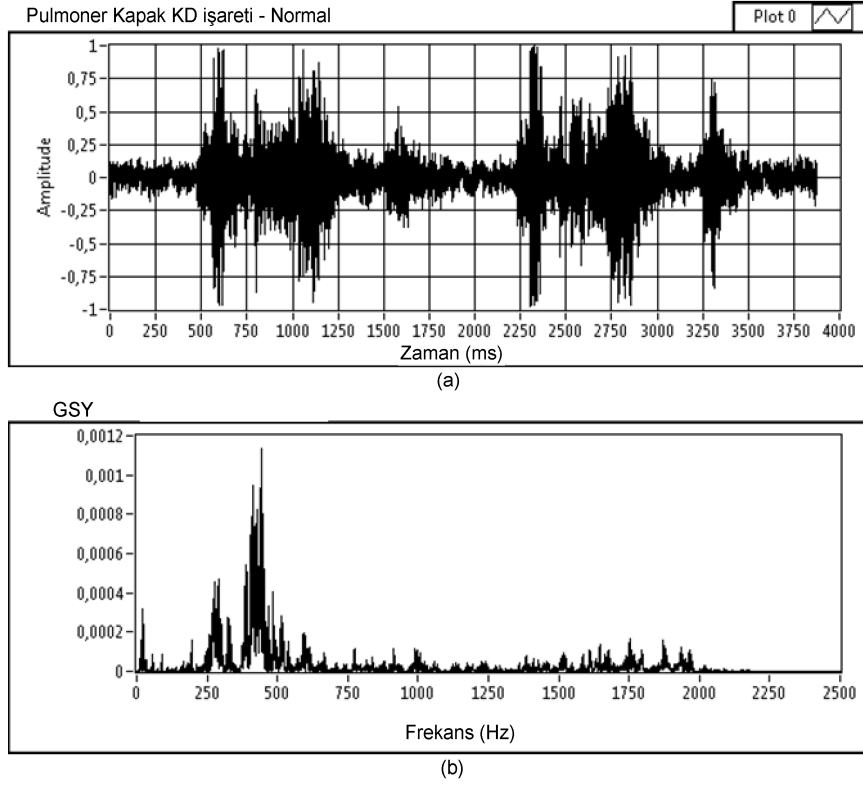
Şekil 3.53. Şekil 3.51'deki hastaya ait işaretin WVD spektrogramı



Şekil 3. 54. Şekil 3.51'deki hastaya ait işaretin SDD skalogramı

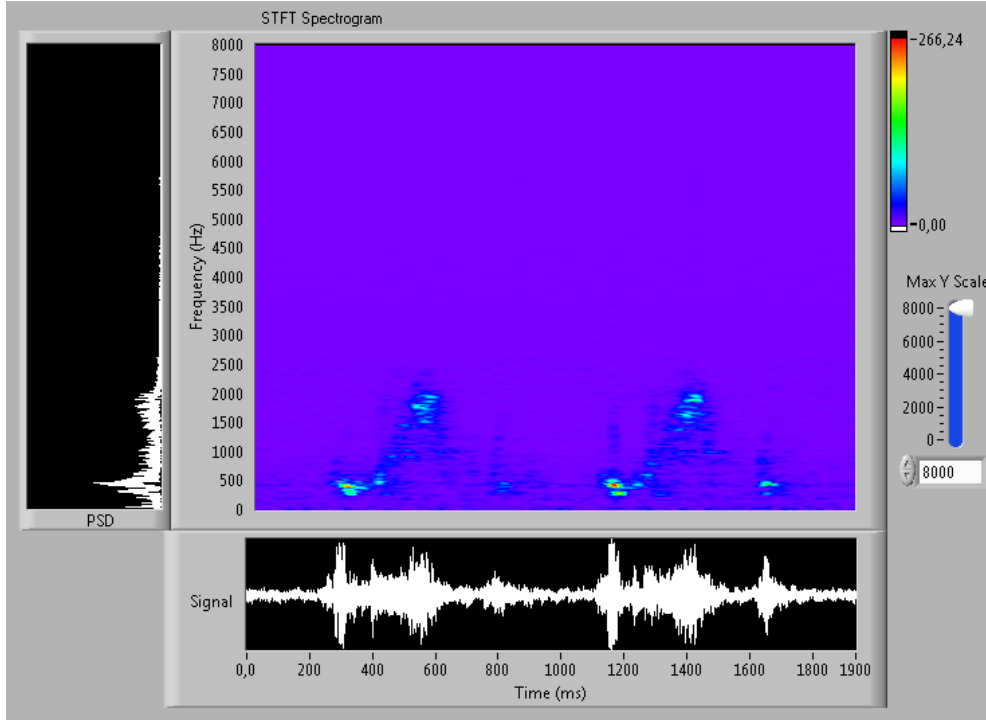
3.4.4. Pulmoner kapak KD işaretleri

Sağ karıncık ile pulmoner arter (akciğer arteri) arasında bulunur ve üç yapraklı bir kapaktır. Sağ karıncık kasılır (sistol), triküspit kapak kapanır ve böylece kanın tekrar sağ kulakçığa kaçması önlenir. Aynı zamanda pulmoner kapak açılır, böylece kan pulmoner artere atılır. Daha sonra sağ karıncık gevşer (diyastol) pulmoner kapak kanın sağ karıncığa geri kaçmasını engellemek için kapanır ve böylece döngü devam eder.



Şekil 3.55. İki kalp çevrimi için 40 yaşında erkek hastaya ait a) sağlıklı pulmoner kapak KD işareti, b) işaretin GSY'si

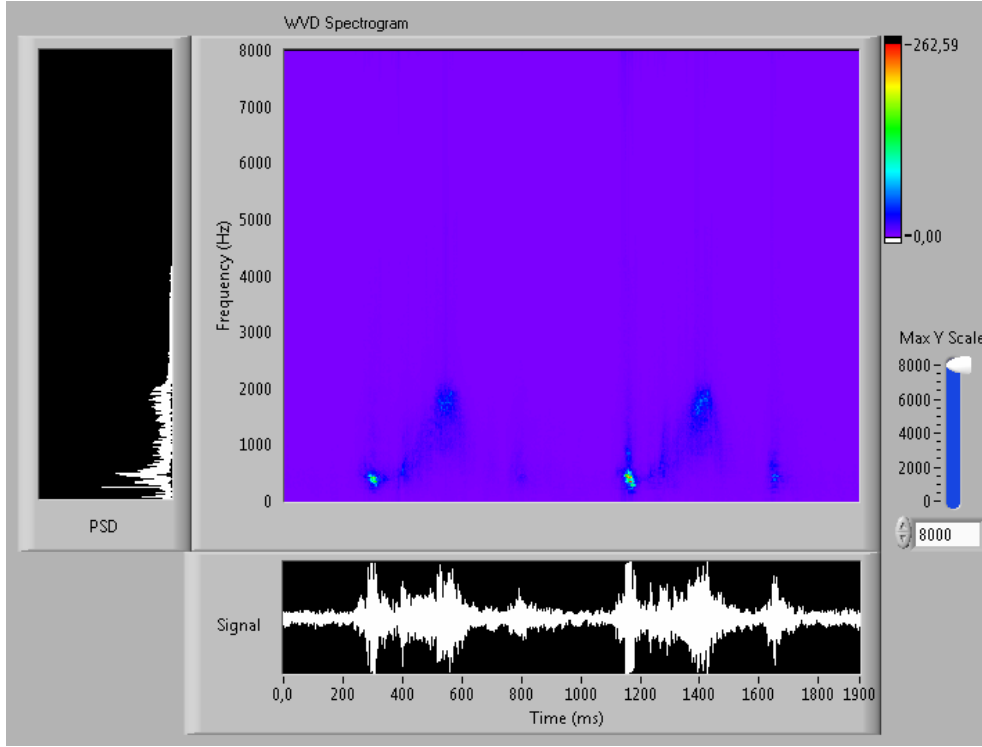
Normal pulmoner kapak KD işaretleriyle yapılan çalışmalarda frekans bileşenlerinin 1–2500 Hz aralığında dağıldığı ve işaretlerin güç yoğunluğunun 200–600 Hz aralığında en yüksek değerlere ulaştığı gözlemlenmiştir. Şekil 3.55’de 40 yaşında erkek hastaya ait sağlıklı pulmoner kapak KD işareti ve onun güç spektral yoğunluğu görülmektedir.



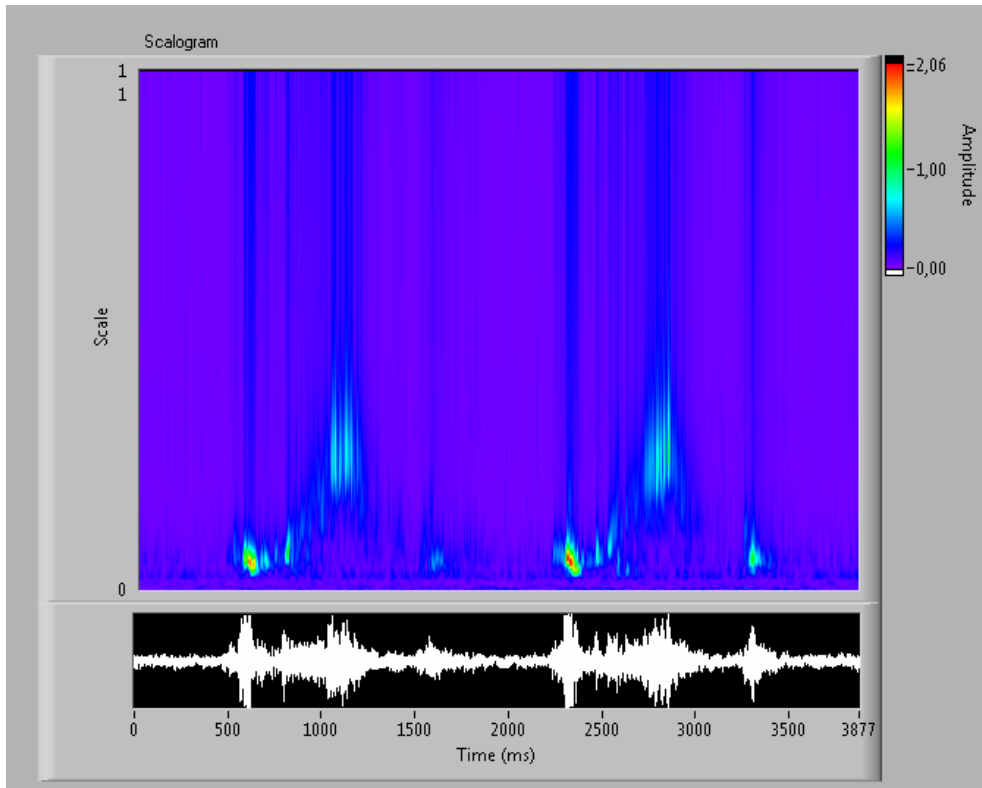
Şekil 3.56. Şekil 3.55’deki işaretin Hanning penceresine göre KZFD spektrogramı

Pulmoner kapak ile aort kapak yapısı ve çalışma şekli itibarıyla benzerlik göstermektedir. Dolayısıyla ZFG’leri de benzerlik gösterecektir. Normal pulmoner kapak kan akışı düzgün (laminar) olduğunda kan hücrelerinin çoğu aynı hızda, artarak veya azalarak hareket ederler. Şekil 3.56’da da görüldüğü gibi KZFD spektrogram örüntüsü birbirine yakın hızlarda hareket eden kan hücrelerinden dolayı önce artarak bir tepe noktasına ulaşır sonra azalan parabolik bir çizgi şeklindedir.

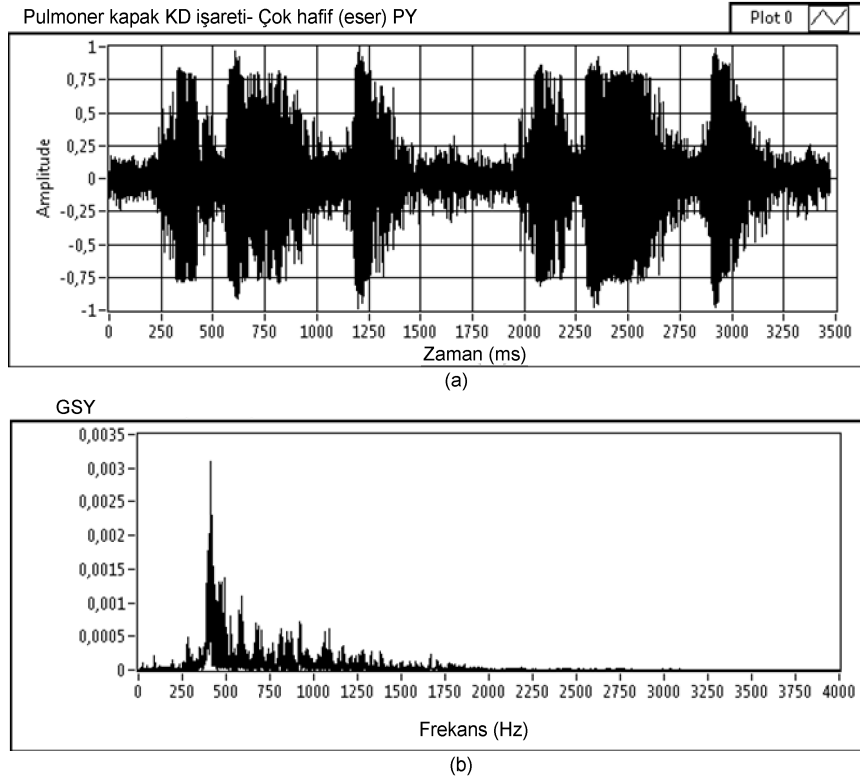
Şekil 3.57’de şekil 3.55’deki hastaya ait normal pulmoner kapak KD işaretinin WVD spektrogramı ve şekil 3.58’de de aynı işaretin Morlet ana dalgacık fonksiyonuyla hesaplanmış SDD skalogramı ZFG olarak sunulmaktadır.



Şekil 3.57. Şekil 3.55'deki KD işaretinin WVD spektrogramı



Şekil 3.58. Şekil 3.55'deki KD işaretinin SDD skalogramı



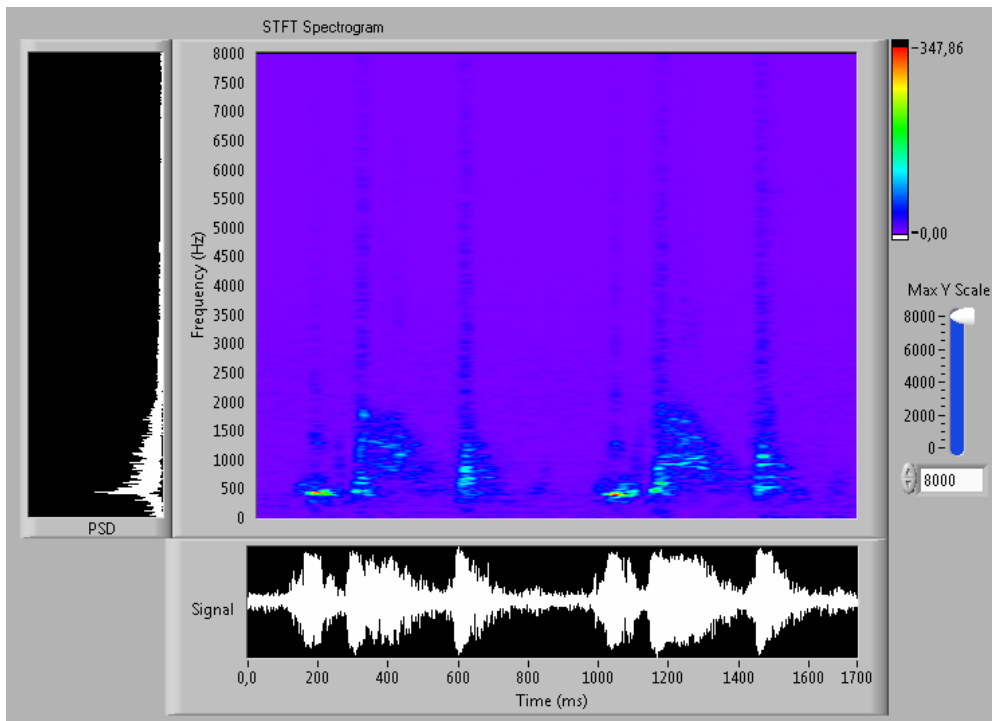
Şekil 3.59. İki kalp çevrimi için 70 yaşında erkek hastaya ait a) çok hafif yetmezliği olan pulmoner kapak KD işareti, b) işaretin GSY'si

Şekil 3.59'da iki kalp çevrimi için 70 yaşındaki erkek hastaya ait çok hafif yetmezliği olan pulmoner kapak KD işareti ve işaretin güç spektral yoğunluğu görülmektedir. Burada çok hafif yetmezliğe sahip pulmoner kapak KD işaretinin frekans bileşenlerinin 100–2250 Hz aralığında dağıldığı ve işaretlerin güç yoğunluğunun 250–600 Hz aralığında en yüksek değerlere ulaştığı görülmektedir.

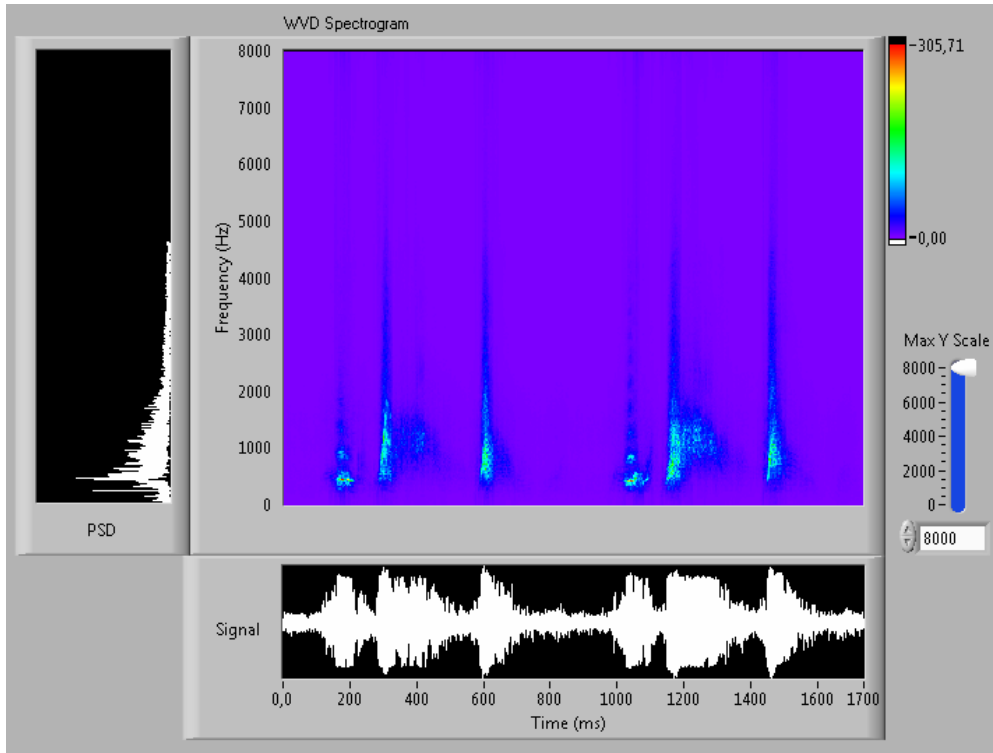
Şekil 3.60'da Şekil 3.59'daki hastaya ait pulmoner kapak KD işaretinin KZFD spektrogramı gösterilmektedir. sağ karıncık kasıldığında (sistol), pulmoner kapak açılır, ve kan pulmoner artere pompalanır. Daha sonra sağ karıncık gevşer (diastol) pulmoner kapağı kanın sağ karıncığa geri kaçmasını engellemek için kapanır. Pulmoner kapak yetersizliğinde diastol evresinde kapak tam olarak kapanamaz ve oluşan pulmoner arter–sağ karıncık basınç farkından dolayı kapak geriye fışkırma

şeklinde kan kaçıırır. Şekil 3.60'daki spektrogramda, çok hafif pulmoner yetmezliğinden dolayı oluşan kaçak akış görülmektedir.

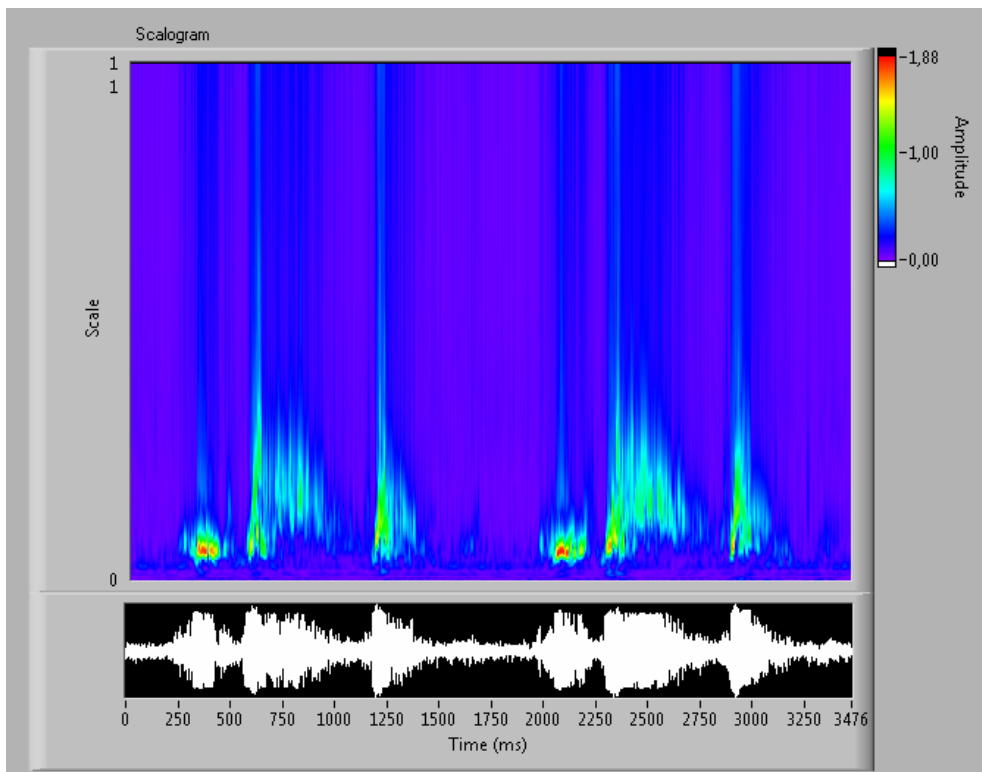
Şekil 3.61'de Şekil 3.59'daki hastaya ait pulmoner kapak KD işaretinin WVD spektrogramı gösterilmektedir. Şekil 3.62'de de pulmoner kapak yetersizliğine sahip aynı KD işaretinin SDD skalogramı yer almaktadır.



Şekil 3.60. Şekil 3.59'daki hastanın KD işaretinin KZFD spektrogramı



Şekil 3.61. Şekil 3.59'daki hastaya ait KD işaretinin WVD spektrogramı



Şekil 3.62. Şekil 3.59'daki hastaya ait KD işaretinin SDD skalogramı

3.5. Sonuç ve Değerlendirme

Çalışmada 239 gönüllü hastanın, mitral, aort, triküspit ve pulmoner kalp kapaklarından alınan kardiyak Doppler (KD) işaretleri, KARDİAS sisteminin donanımsal ve yazılımsal test ve deneysel çalışmalarında kullanılmıştır. Veri alınması süresince en çok ve çeşitlilik açısından kapsamlı veri mitral kapaktan elde edilmiş, en az kapsamlı veri de pulmoner kapaktan alınmıştır. Muayene edilen gönüllü hastalardan sınıf olarak sağlıklı ve yetersizlik çeken kişilere daha çok rastlanmış, darlığa ait veri ise azınlıkta kalmıştır. Darlığa ait verilerin çoğunluğu da mitral kapaktan alınmıştır. GZ çalışmada mitral kapak KD işaretleriyle çalışılmıştır. Sağlıklı (normal) ve hastalıklı (mitral yetmezlik ve mitral darlık- mitral stenoz) mitral kapaklardan alınan KD işaretleri yazılım modüllerinde işlenerek işaretler arasındaki farklılıklar ve teşhise yönelik çıkarımlar elde etmeye çalışılmıştır.

KD işaretleri üzerinde yapılan incelemelerde, işaretlerin gücünün çok büyük bir çoğunluğunun 1-4.000 Hz arasında dağıldığı görülmüştür. Bu nedenle GZÇ'de ve sınıflandırmada 8000 Hz'lik, ÇDÇ'de da 16000 Hz'lik örnekleme frekansı kullanılmıştır.

KZFD spektrogram yönteminde, uygun pencere fonksiyonu seçilerek, her bir çerçeve için GZÇ'de 2048 nokta, ÇDÇ 1024 nokta HFD uygulanmıştır. Bununla birlikte, nokta sayısı ayarlanabilmektedir. Uygulamada örtüşme oranı, pencere fonksiyonu değiştirilebilmektedir. Dikey eksenin ölçeği kaydırıcı ile ayarlanabilmektedir. Ayrıca renk tablosu ve ışık şiddeti de istenirse değiştirilebilmektedir. KZFD yöntemi diğer iki yöntemle göre çözünürlük açısından düşük kalsa da GZÇ çalışma için kısa işlem zamanı ve daha çok bilinen bir yöntem olması nedeniyle vazgeçilmez bir ZFG yöntemi olmuştur.

WVD (Wigner-Ville dağılımı), PWVD (Sözde-Wigner-Ville dağılımı) ve SPWVD (düzlenmiş sözde Wigner-Ville dağılımı) analizinde, veri 512 noktalık çerçeveler halinde işlenmektedir. Bu çerçeveler %50 örtüşmeyle veri sonuna kadar kaydırılmakta ve 512 noktanın altındaki çerçevelere sıfır ekleme tekniği (zero

padding) uygulanmaktadır. Örtüşme yöntemiyle ve diğer düzleme yapılmış (PWVD, SPWVD) yöntemlerle, oluşan çapraz terimler en aza indirilmektedir. Yüksek bir işlem gücü gerektiren bu analiz oldukça yüksek çözünürlük vermektedir. Dolayısıyla ÇDÇ için oldukça iyi bir tercih olmaktadır.

SDD analizinde, ana dalgacık fonksiyonu olarak düzgün ve simetri özellikleri olan Morlet ve Meksika şapkası fonksiyonları kullanılmaktadır. SDD hesaplamalarında 512 ve 1024 noktalık çerçeve ve 128-256 noktalık ölçek çözünürlüğü kullanılmıştır. SDD skolagramda grafiğin renk tablosu ve ölçek ekseninin maksimum değeri ayarlanabilmektedir. SDD analizi, WVD analizi kadar hesaplama süresine sahip olmasada KZFD'ye göre daha uzun hesaplama zamanına gereksinim duyar. KZFD'ye göre daha yüksek çözünürlük sunmuştur. KD işaretlerinin ZFG örüntüsünün incelenmesinde oldukça kullanışlı bir yöntem olmaktadır.

Yapılan incelemelerde, normal mitral kapak KD işaretlerinin frekans bileşenlerinin 100–1000 Hz aralığında bulunduğu ve güç spektral yoğunluğunun önemli bölümünün 100–400 Hz aralığında dağıldığı gözlemlenmiştir. Normal aort kapak KD işaretleriyle yapılan çalışmalarda frekans bileşenlerinin 100–3000 Hz aralığında dağıldığı ve işaretlerin güç yoğunluğunun 200–600 Hz aralığında en yüksek değerlere ulaştığı gözlemlenmiştir. Normal triküspit kapak KD işaretlerinin frekans bileşenlerinin 100–1000 Hz aralığında olduğu ve güç spektral yoğunluğunun önemli bölümünün 100–400 Hz aralığında dağıldığı gözlemlenmiştir. Triküspit kapak ile mitral kapak yapı ve çalışma açısından benzerlik gösterdiklerinden kapakların ZFG'leri de benzeşmektedir. Normal pulmoner kapak KD işaretleriyle yapılan çalışmalarda frekans bileşenlerinin 1–2500 Hz aralığında dağıldığı ve işaretlerin güç yoğunluğunun 200–600 Hz aralığında en yüksek değerlere ulaştığı gözlemlenmiştir. Pulmoner kapak ile aort kapak, yapısı ve çalışma şekli yönünden benzerlik gösterdiğinden ZFG'leri de benzerlik göstermektedirler.

Darlık ve yetmezliğe sahip kapaklara ait KD işaretlerinin GSY değerlerinde ve ZFG'lerinde normal kapaklara ait KD işaretlerinin GSY değerleri ve ZFG'lerinden sapmalar gözlenmektedir. GSY'lerinde daha yüksek frekanslı bileşenlere sahip

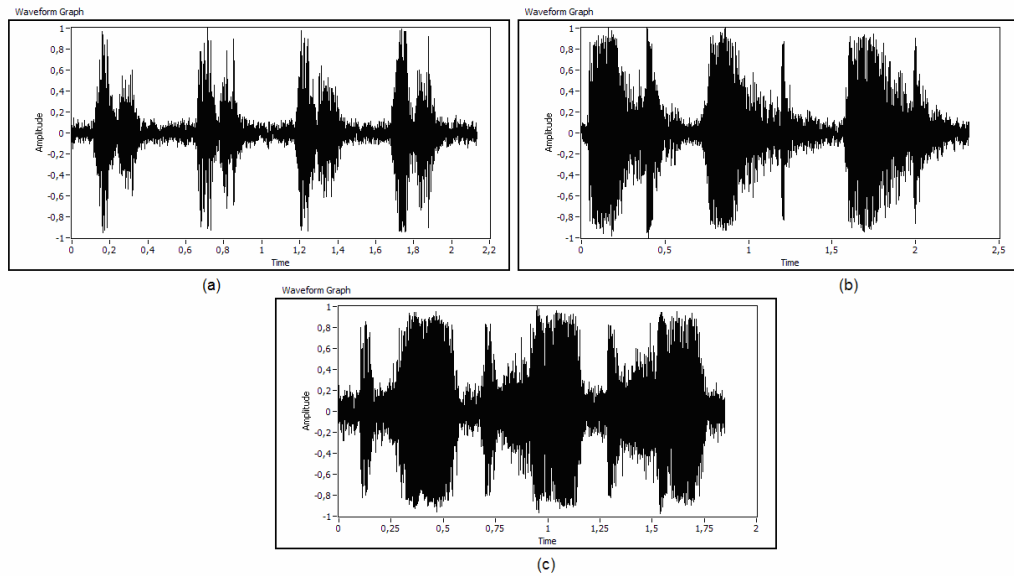
oldukları gözlenmiştir. Yüksek frekanslı bileşenlerin bulunduğu bölümlerde yüksek hızlı kan akışının olduğu anlaşılmaktadır. Yetmezlik olan KD işaretlerinde ZFG’lerde kan akışının olmaması gereken yerlerde akışın yani yüksek frekanslı bileşenlerin varlığı gözlemlenmektedir.

Tüm sonuçlar karşılaştırıldığında KZFD yöntemi, kullanılan donanım şartlarına göre gerçek zaman işleme için, kısa işlem zamanı nedeniyle en iyi yöntem olarak öne çıkmaktadır. WVD yöntemi, uzun hesaplama zamanı gerektirdiğinden gerçek zamanlı uygulamalar için uygun bir yöntem değildir. Bununla birlikte WVD ve SDD yöntemleri, klinik ve araştırma ortamlarında ÇD kullanım için, oldukça iyi çözünürlük ve performans ortaya koymaktadırlar.

4. KARDİYAK DOPPLER İŞARETLERİNİN SINIFLANDIRILMASI

KD işaretlerinin sınıflandırılması KARDİAS sisteminin YSA modülünde gerçekleştirilmektedir. Veri elde etme sürecinde, en çok ve içerik açısından en zengin toplanan veriler mitral kapağa ait olan veriler olmuştur. Bu nedenle sınıflandırma uygulamasında mitral kapak KD işaretleri seçilmiştir.

Mitral darlık (MD) ve mitral yetmezliğe (MY) sahip olan mitral kapak KD işaretleri ile sağlıklı mitral kapak KD işaretleri (Normal) verileri kullanılmıştır. Şekil 4.1’de mitral kapağa ait bu üç sınıf KD işaretinden birer örnek görülmektedir. KD işaretlerinin tamamı, bir uzman doktor gözetiminde 44100 Hz örnekleme frekansında kaydedilmiştir. Daha sonra bu kayıtlar bilgisayar ortamına aktararak kullanıma uygun hale getirilmiştir.

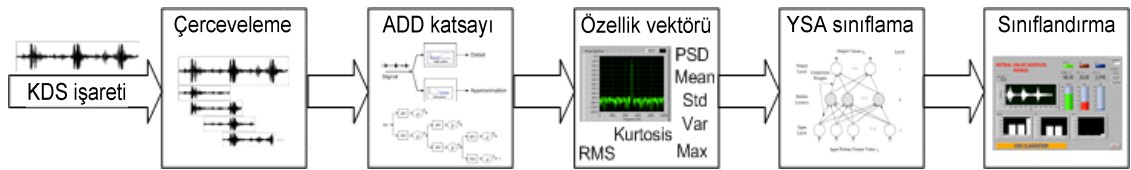


Şekil 4.1. a) Normal, b) MY, c) MD mitral kapak KD işaretleri

Önceki bölümde söz edildiği gibi normal KD işaretlerinin frekans bileşenlerinin çok büyük bir bölümü 1-4000 Hz aralığında dağılmaktadır. Bu nedenle çalışmada kullanılan KD işaretleri için veri örnek sayısını azaltmak, hesaplamada kolaylık ve hız kazanmak amacıyla örnekleme frekansı 8000 Hz olarak belirlenmiştir. Mitral

kapakçığa ait KD verileri 8000 Hz frekansında yeniden örneklenerek 8192 noktalık kısımlara (segment) bölümlenerek öğrenme ve test veri setleri elde edilmiştir. Dört farklı yöntemle, çok katmanlı perseptron yapısına sahip yapay sinir ağları (YSA) oluşturulmuştur. 8192 noktalık veriden oluşan kısımların dosyadan okunması, YSA için eğitim setinin dosya olarak hazırlanması, YSA'nın eğitimi, YSA'nın yapısının oluşturulması ve denenmesi, LabVIEW programlama dili kullanarak gerçekleştirilmiştir.

Sınıflandırma işleminde 4 ayrı yöntem kullanılmış her yöntem için ayrı bir YSA oluşturularak bir uzman sistem tasarlanmıştır. Şekil 4.2'de sınıflandırma işleminin gerçekleştirildiği adımlar gösterilmektedir. KD işaretlerinin ön işlenmesi, sınıflama işleminin yapıldığı YSA'nın eğitimi ve kullanıma hazır hale getirilmesi, sonuçların değerlendirilmesi ve gösteriminden oluşan bu işlem basamakları takip eden alt başlıklarda anlatılacaktır.



Şekil 4.2. KD işaretlerinin sınıflandırılmasının işlem basamakları

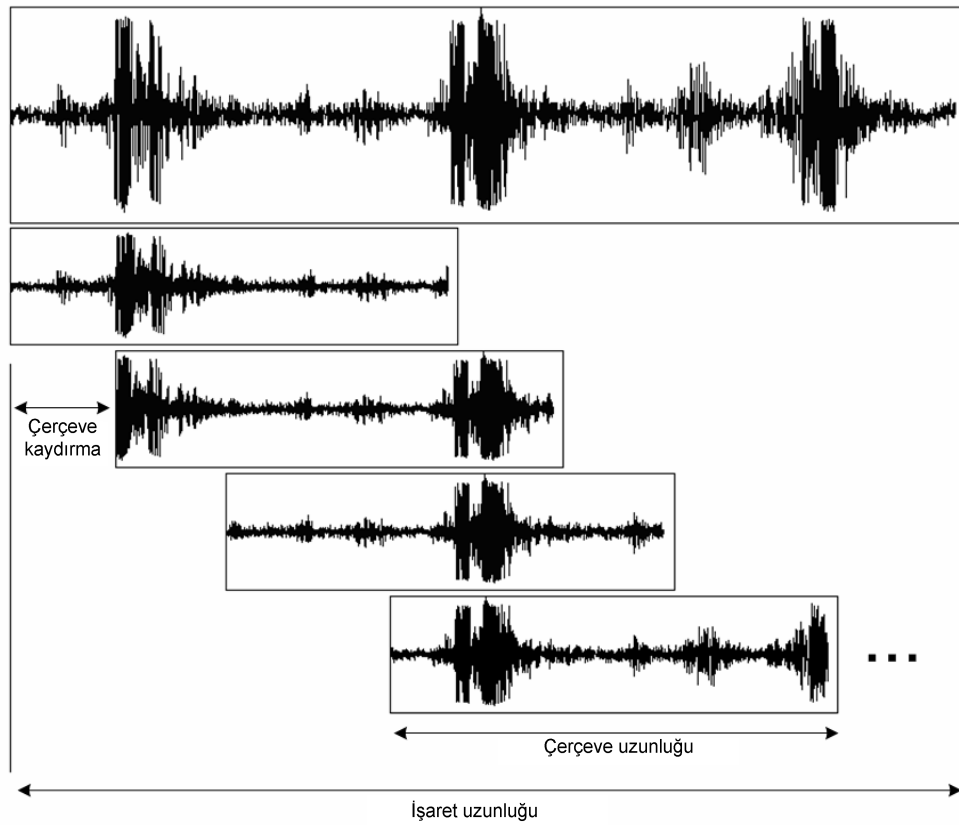
4.1. KD İşaretlerinin Ön İşlenmesi

Tasarlanan uzman sistemde özellik vektörü oluşturulmasına kadarki adımlar 4 yöntem için de aynıdır. Bu adımlar veri çerçeveleme ve ayırık dalgacık dönüşümü katsayılarının (ADD) elde edilmesidir.

4.1.1. Veri çerçeveleme ve çerçeve kaydırma

Mitral kapak KD işareti verisi 8192 noktadan fazla olmalıdır. Çünkü YSA 8192 noktalık veriyle eğitilecektir. Öncelikle işaretin uzunluğu belirlenir. Çerçeve uzunluğu 8192 noktadır. Bir çerçeveden bir özellik vektörü oluşturulmaktadır. KD

işaretinin uzunluğundan, belirlenen çerçeve kaydırma uzunluğuyla kaç çerçeve elde edileceği hesaplanarak bulunur. Şekil 4.3’de görüldüğü gibi bu şekilde KD işareti üzerinde çerçeve kaydırılarak özellik vektörü oluşturma amacıyla 8192 noktalık veri çerçeveleri elde edilir. 8192 noktalık veri, sistol ve diyastol safhalarından oluşan bir kalp çevrimi (cardiac cycle) kadar işaret uzunluğunu, en azından büyük bir kısmını kapsamak amacıyla seçilmiştir.

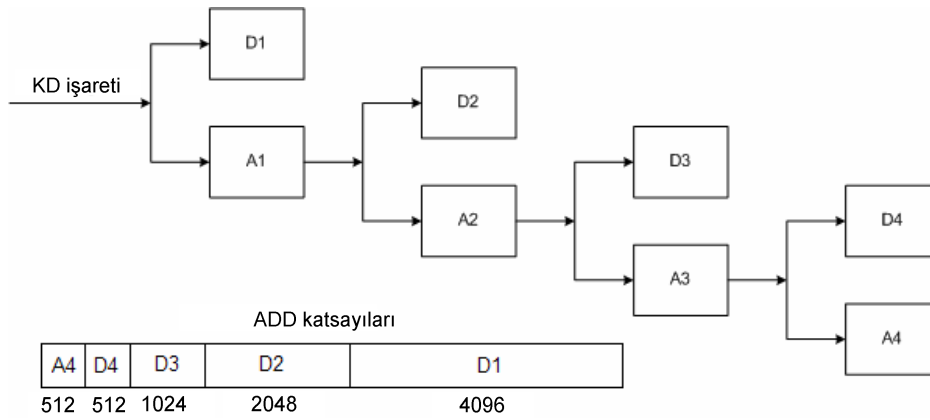


Şekil 4.3. Mitral kapak KD işareti üzerinde veri çerçeveleme ve çerçeve kaydırma işlemi

4.1.2. ADD katsayılarının elde edilmesi

Veri çerçeveleme ve kaydırma işlemiyle elde edilen 8192 noktalık KD veri çerçevesi alt program olarak yazılan ADD katsayılarını elde etme aşamasına taşınır. Şekil 4.4’de görüldüğü gibi 4 seviyeli ağaç yapısıyla KD veri çerçevesinin ADD

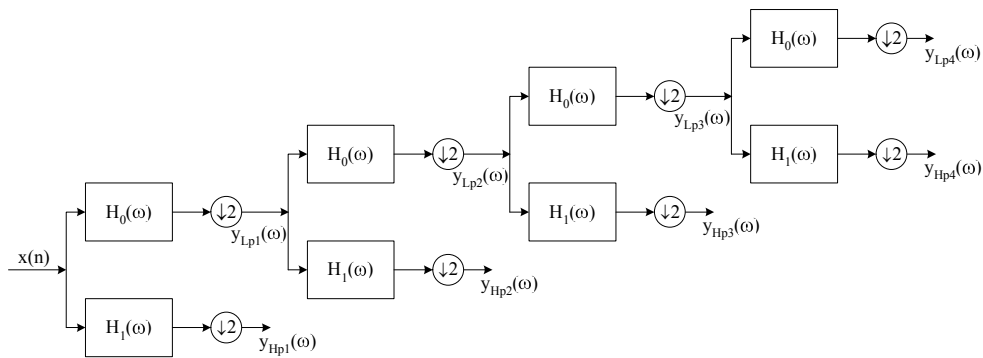
katsayıları elde edilir. ADD katsayılarının hesaplanmasında 4. dereceden Daubechies dalgacık fonksiyonunu (db4) kullanan süzgeç bankaları kullanılmıştır. 8192 noktalı ADD hesaplaması sonucunda 4 detay katsayıları (yüksek geçiren süzgeç çıkışları-D4D3D2D1), 4 yaklaşım katsayıları (alçak geçiren süzgeç çıkışları-A4A3A2A1) ve ADD katsayıları çıkışı (A4D4D3D2D1) elde edilir. Bu çıkışlar özellik vektörü çıkarma aşamasında 4 yöntemde de kullanılacaktır.



Şekil 4.4. 8192 noktalık KD verisine ait ADD katsayılarının elde edilmesi

4.2. YSA Girişi İçin Özellik Vektörü Oluşturma

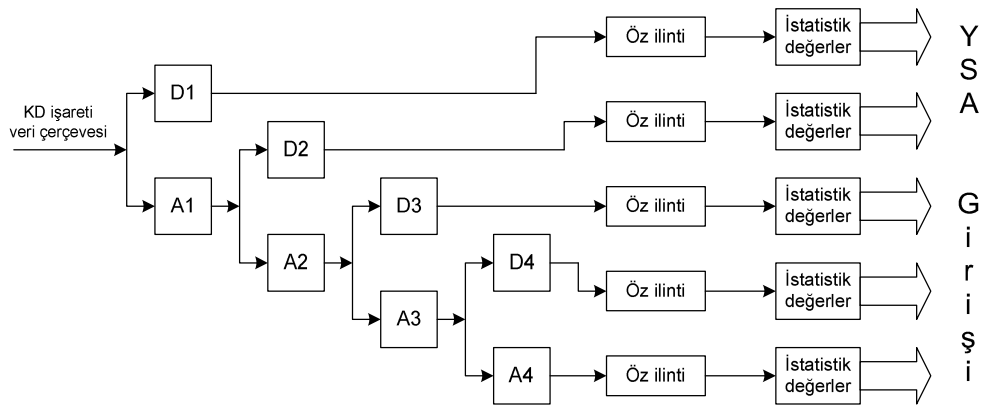
Her bir YSA'da giriş özellik vektörü oluşturulurken ADD katsayıları farklı şekilde kullanılmaktadır. Oluşturulan özellik vektörleri 4 yöntem için ayrı ayrı anlatılacaktır.



Şekil 4.5. Daubechies dalgacık fonksiyonu ile(db4) ADD katsayıları hesaplaması

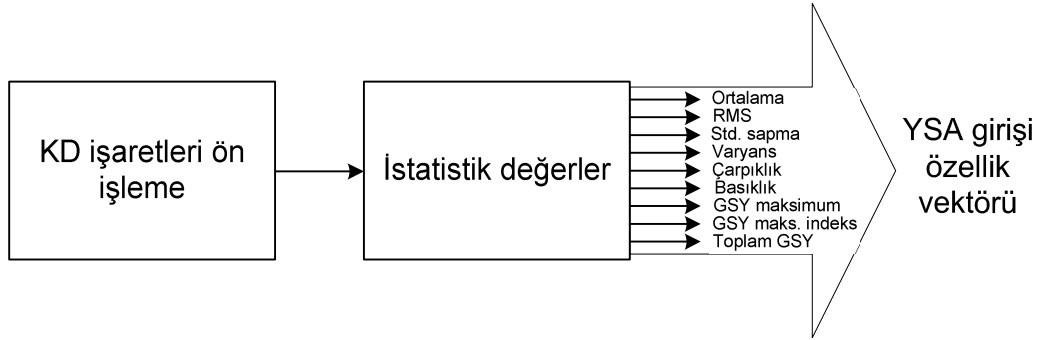
4.2.1. Özellik çıkarımında kullanılan I. yöntem

Şekil 4.5’de daha önce de anlatıldığı gibi Daubechies dalgacık fonksiyonunu (db4) kullanan 4 seviyeli Mallat ağaç yapısıyla ADD katsayıları hesaplaması görülmektedir. Şekil 4.6’da I. yöntemde gerçekleştirilen özellik vektörü oluşturma adımları, blok diyagram olarak gösterilmektedir.



Şekil 4.6. I. yöntemde gerçekleştirilen özellik vektörü oluşturma aşamalarının blok diyagram gösterimi

Her yöntemde ortak olan veri çerçevesinin KD işaretinden alınıp ADD katsayılarının hesaplanmasından sonra, I. yöntemde ADD katsayılarının (A4, D4, D3, D2, D1) öz ilinti (otokorelasyon) katsayıları bulunur. Daha sonra bu katsayıların şekil 4.7’de görüldüğü gibi 9 adet istatistik değeri (ortalama, RMS değeri, standart sapma, varyans, çarpıklık, basıklık, maksimum GSY değeri, maksimum GSY indeksi, toplam GSY değeri) elde edilir (EK-1). Beş ADD katsayısından elde edilen her bir özellik vektörü 45 tane elemandan oluşan YSA giriş özellik vektörünü oluşturmaktadır. Bu özellik çıkarım yöntemine literatürde rastlanmamıştır.

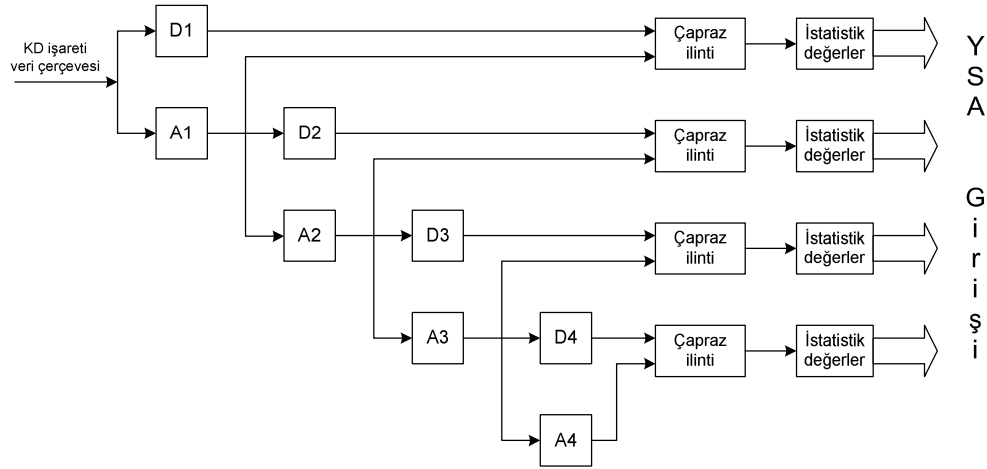


Şekil 4.7. YSA giriş özellik vektörünün, veri çerçevesi ADD katsayıları öz ilinti değerlerinden elde edilmesi

Diğer YSA yöntemlerinde de istatistik değerler aynı şekilde kullanılmaktadır. Bu şekilde özellik vektörü boyutu veri çerçevesine göre oldukça düşürülmekte ve YSA hesaplamasındaki hesaplama yükü azaltılmaktadır.

4.2.2. Özellik çıkarımında kullanılan II. yöntem

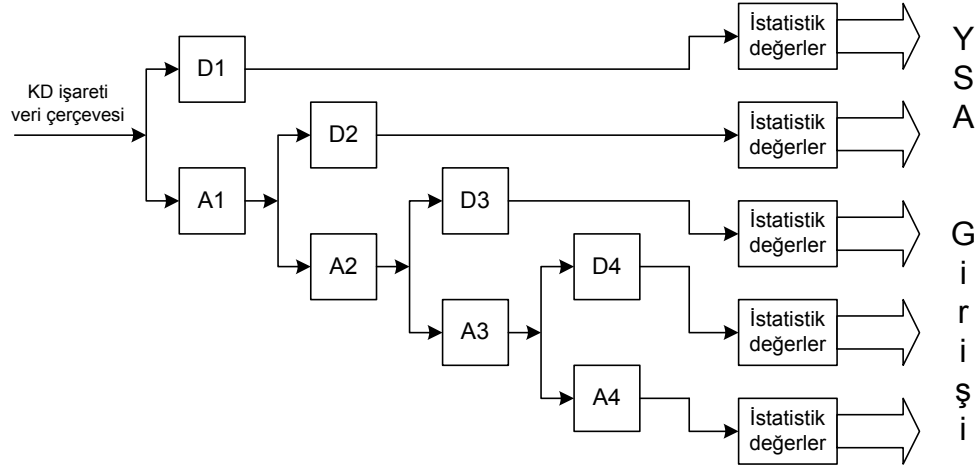
Veri çerçevesinin KD işaretinden alınıp ADD katsayılarının hesaplanmasından sonra, 2. yöntemde ADD katsayılarının hesaplanmasındaki her seviyedeki süzgeç çıkış değerlerinin (A4-D4, A3-D3, A2-D2, A1-D1) çapraz ilinti (çapraz korelasyon) katsayıları bulunur. Şekil 4.8’de de görüldüğü gibi bu katsayıların diğer yöntemlerde de olduğu gibi 9 adet istatistik değeri (ortalama, RMS değeri, standart sapma, varyans, çarpıklık, basıklık, maksimum GSY değeri, maksimum GSY değerin elde edildiği indeks, toplam GSY değeri) elde edilir. ADD katsayıları hesaplamasında her bir seviye için elde edilen çapraz ilinti vektörleri 4 seviye için 36 tane elemandan oluşan YSA giriş özellik vektörünü oluşturmaktadır. Bu özellik çıkarım yöntemine literatürde rastlanmamıştır.



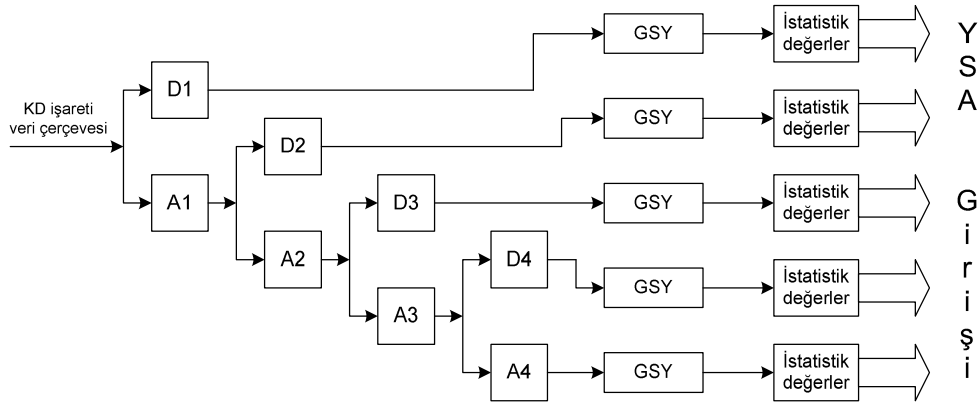
Şekil 4.8. II. yöntemde gerçekleştirilen özellik vektörü oluşturma aşamalarının blok diyagram gösterimi

4.2.3. Özellik çıkarımında kullanılan III. yöntem

Diğer yöntemlerle ortak olan veri çerçevesinin KD işaretinden alınıp ADD katsayılarının hesaplanmasından sonra, bu yöntemde ADD katsayılarından (A4, D4, D3, D2, D1) doğrudan şekil 4.7’de görüldüğü gibi 9 adet istatistik değer (ortalama, RMS değer, standart sapma, varyans, çarpıklık, basıklık, maksimum GSY değeri, maksimum GSY değerinde elde edildiği indeks, toplam GSY değeri) elde edilir. Beş ADD katsayısından elde edilen her bir özellik vektörü 45 tane elemandan oluşan YSA giriş özellik vektörünü oluşturmaktadır. Şekil 4.9’da 3. yöntemde özellik vektörü oluşturma aşamalarının blok diyagram yapısı görülmektedir.



Şekil 4.9. III. yöntemde gerçekleştirilen özellik vektörü oluşturma aşamalarının blok diyagram gösterimi



Şekil 4.10. VI. yöntemde gerçekleştirilen özellik vektörü oluşturma aşamalarının blok diyagram gösterimi

4.2.4. Özellik çıkarımında kullanılan IV. yöntem

Şekil 4.10'da 4. yöntemdeki özellik vektörü oluşturma basamakları blok diyagram yapısı verilmektedir. 8192 noktalık veri çerçevesinin KD işaretinden alınıp ADD katsayılarının hesaplanmasından sonra, bu yöntemde ADD katsayılarının (A4, D4, D3, D2, D1) güç spektral yoğunluk (GSY) değerleri bulunur. Bu GSY değerlerinden diğer yöntemlerde de yapıldığı gibi 9 adet istatistik değer (ortalama, RMS değer,

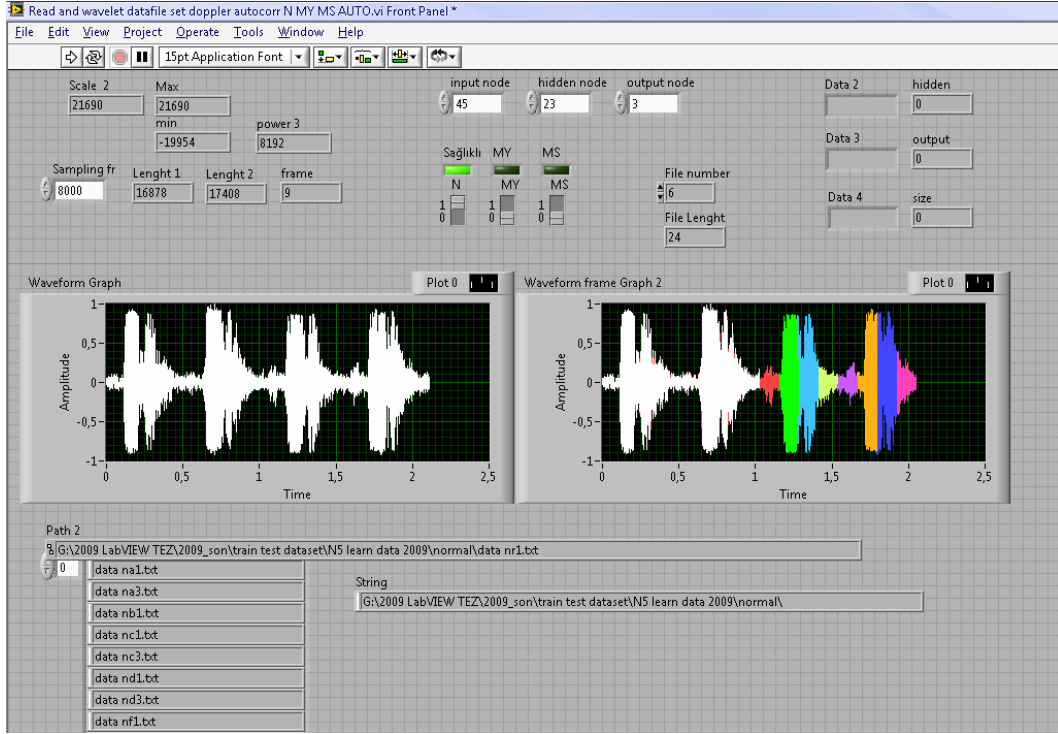
standart sapma, varyans, çarpıklık, basıklık, maksimum GSY değeri, maksimum GSY değerin elde edildiği indeks, toplam GSY değeri) elde edilir. Beş ADD katsayısının GSY değerlerinden elde edilen her bir özellik vektörü 45 tane elemandan oluşan YSA giriş özellik vektörünü oluşturmaktadır. Bu özellik çıkarım yöntemine de literatürde rastlanmamıştır.

4.3. Sınıflandırmada Kullanılan YSA'ların Eğitimi

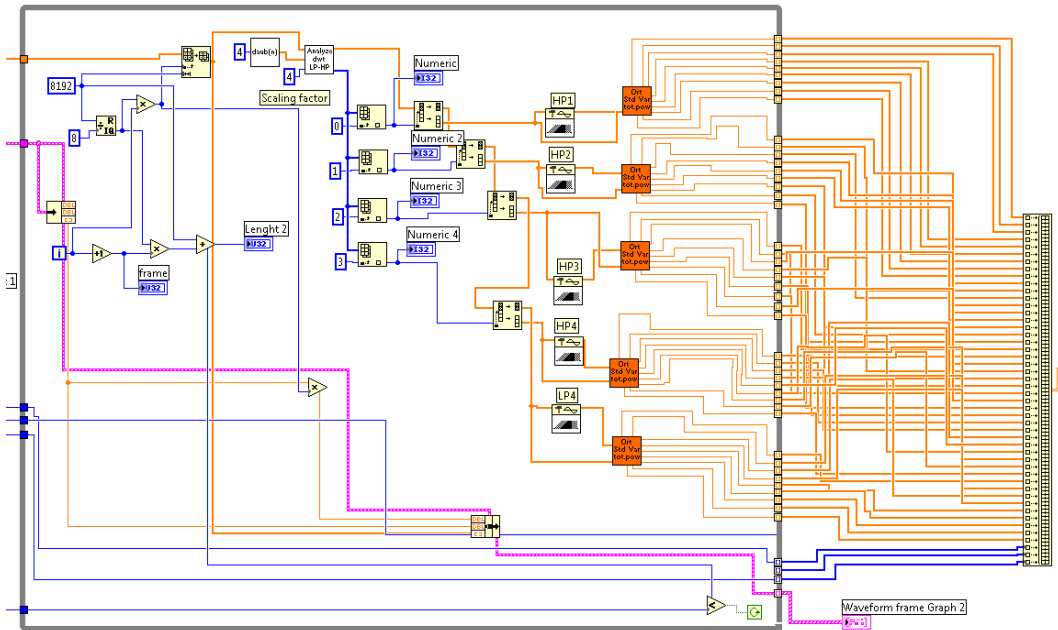
Sınıflandırma işlemi mitral kapak KD işaretleri üzerinde uygulanmıştır. Çizelge 4.1'de KD işaretleri sınıflandırmasında kullanılan kişi sayısı görülmektedir. Mitral kapak KD işareti alınan 145 kişiden, 24'ü sağlıklı (Normal), 31'i mitral yetmezlik (MY) ve 25'i mitral darlık (MD) olmak üzere 80 kişiye ait veri eğitim seti olarak eğitim aşamasında kullanılmıştır. Geriye kalan 20'si sağlıklı (Normal), 21'i mitral yetmezlik (MY) ve 24'ü mitral darlık (MD) olmak üzere 65 kişiye ait veri de test seti olarak YSA'nın testinde kullanılmıştır. Yukarıda anlatılan her bir yöntem için ayrı veri eğitim seti dosyası oluşturacak LabVIEW program modülü yazılmıştır. Bu program, bir dizin içindeki belirli dosya adı sıralaması ile var olan KD işareti veri dosyalarını alarak bu dosyalardan YSA veri eğitim seti dosyasını oluşturmaktadır. Şekil 4.11'de bu program modülünün ön panel görüntüsü penceresi görülmektedir. Şekil 4.12'de de aynı program modülünün program akışının yer aldığı blok diyagram penceresi görülmektedir.

Çizelge 4.1. Mitral kapak KD işareti sınıflandırmasında kullanılan kişi sayısı

Sınıf \ Kişi	<i>Eğitim</i>	<i>Test</i>	<i>Toplam</i>
<i>N</i>	24	20	44
<i>MY</i>	31	21	52
<i>MD</i>	25	24	49



Şekil 4.11. Yöntem-I için veri eğitim seti dosyası oluşturan LabVIEW program modülü ön panel görüntü penceresi

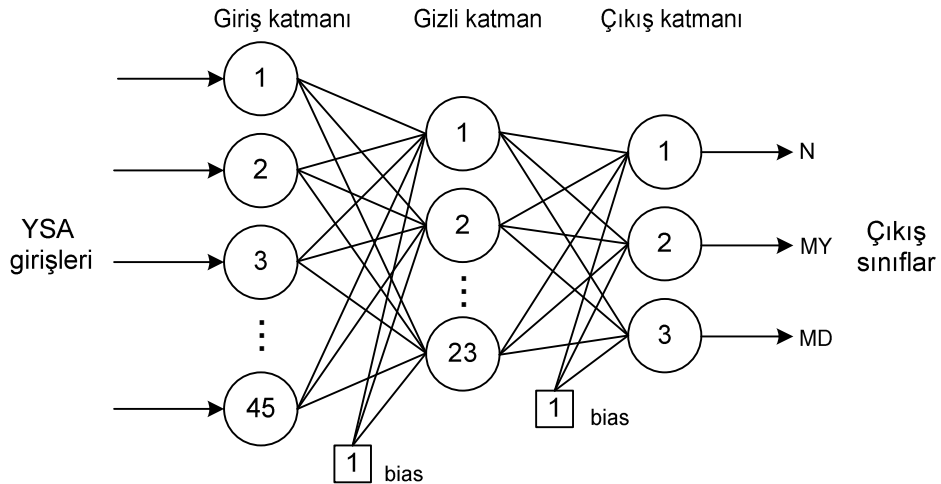


Şekil 4.12. Yöntem-I için veri eğitim seti dosyası oluşturan LabVIEW program modülü blok diyagram penceresi

Çizelge 4.2. Yöntemlerde kullanılan ÇKA yapıları ve iterasyon sayıları

Yöntem\ÇKA	Giriş katmanı	Gizli katman	Çıkış katmanı	İterasyon sayısı
Yöntem-I	45	23	3	2500
Yöntem-II	36	18	3	5000
Yöntem-III	45	23	3	3000
Yöntem-IV	45	23	3	8000

YSA'da çok katmanlı algılayıcı (perseptron) ağ yapısı (ÇKA-MLP) kullanılmaktadır. Çizelge 4.2'de 4 yöntem için ÇKA YSA yapısı ve eğitimde kullanılan iterasyon sayıları görülmektedir. ÇKA YSA yapılarında en iyi sonucu veren gizli katman sayısı ve gizli katmanda kullanılan işlem elemanı (İE –nöron) sayısı deneme yanılma yoluyla bulunmuştur. En iyi sonucu veren gizli katman sayısı 1 ve gizli katmanda bulunan İE sayısı da giriş İE sayısının yarısı olarak belirlenmiştir. Öğrenme algoritması olarak ikinci dereceden bir yöntem olan eşlenik gradyent (conjugate gradient) yöntemi kullanılmıştır. Gizli katman ve çıkış katmanı hesaplamalarında aktivasyon fonksiyonu olarak sigmoid fonksiyonu kullanılmıştır.



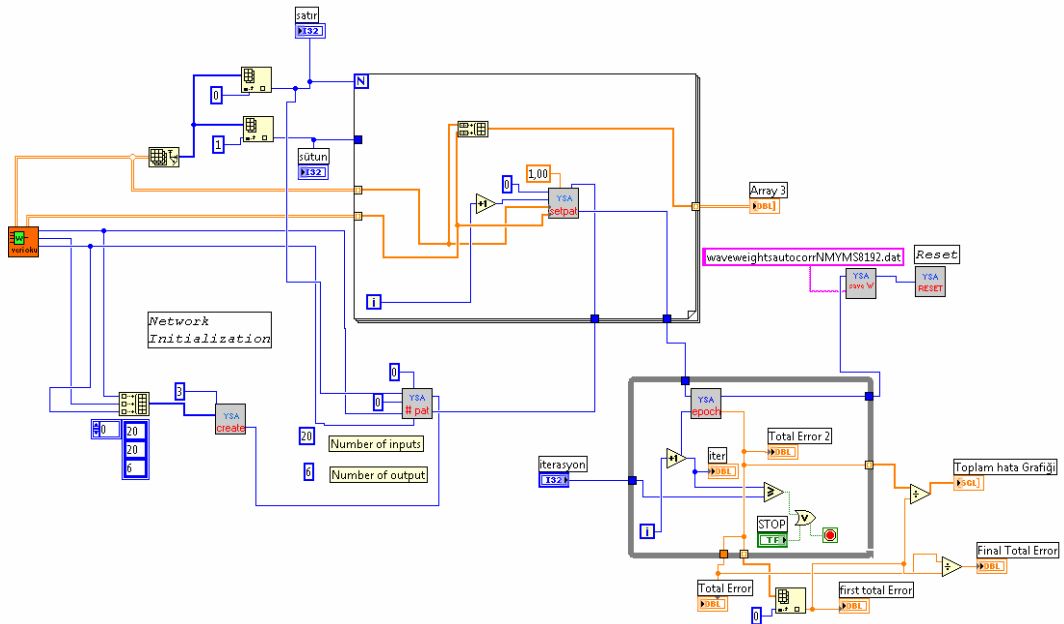
Şekil 4.13. Yöntem I, II ve IV'de kullanılan ÇKA YSA yapısı

Şekil 4.13'te Yöntem I, II ve IV'de kullanılan 45 giriş vektörü olan giriş katmanı, 23 İE olan gizli katman ve sınıflandırmayı gösteren 3 İE'li çıkış katmanından oluşan ÇKA YSA yapısı görülmektedir. Yöntem II ise yapısal olarak diğerleriyle aynı olup

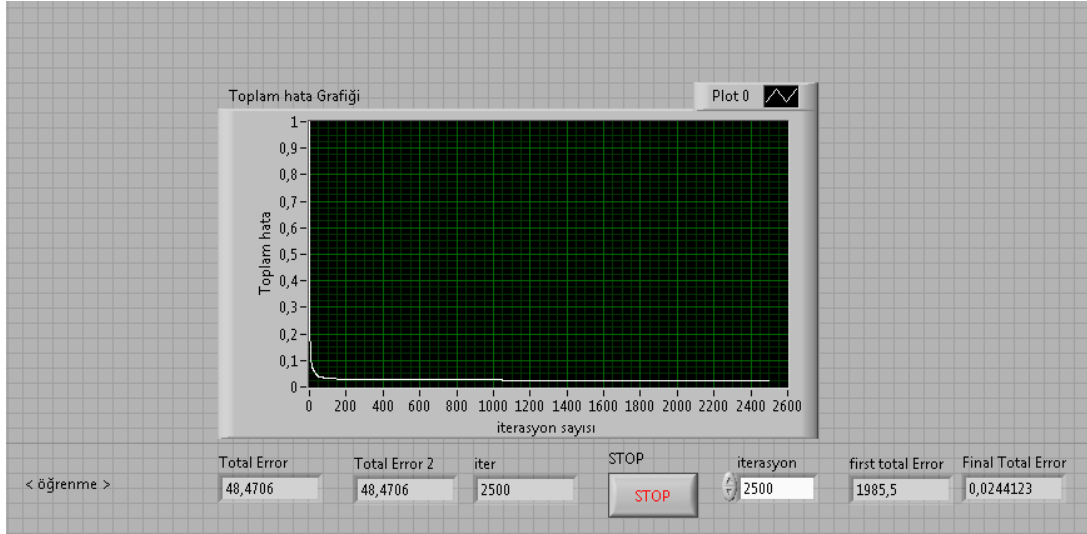
giriş ve gizli katman İE sayıları farklıdır. Çizelge 4.2’de dört yöntem için de giriş, gizli ve çıkış katman yapıları ve eğitim iterasyon sayıları verilmiştir.

Eğitim için kullanılacak KD işaretleri verileri önce metin dosyası (txt) formatına dönüştürülmüştür. Daha sonra dosyadan alınan KD işareti verileri 8192 noktalık çerçevelere bölünmekte, daha önce anlatıldığı gibi her bir yöntemde ayrı işlemler uygulanarak YSA giriş özellik vektörleri elde edilerek bu vektörler dosyaya kaydedilmektedir. Dört yöntem için farklı isimde dört eğitim dosyası oluşturulmaktadır (örneğin yöntem-I için “waveletFileautocorrNMYMS8192.txt”).

YSA’nın oluşturulmasında C dili ile yazılan bir DLL dosyası kullanılmış ve LabVIEW içerisinden çağrılacak şekilde bir vi (virtual instruments) dosyaya gömülmüştür. YSA’nın eğitimi ve çalıştırılmasında kullanılmıştır. Şekil 4.14 ve 4.15’de YSA’nın öğrenmesini gerçekleştiren program modülü görülmektedir. Her bir yöntem için oluşturulan eğitim seti dosyası LabVIEW YSA eğitim modülünde eğitilmektedir. Ayrıca YSA’nın eğitim ve test aşamaları “Matlab” ve “NeuroSolutions” paket programlarıyla da sınanmıştır.



Şekil 4.14. YSA’nın öğrenmesini gerçekleştiren program modülü



Şekil 4.15. YSA'nın öğrenmesini gerçekleştiren program modülü (ön panel)

LabVIEW YSA eğitim modülü çalıştırıldığında başlangıç ağırlık değerleri $[-0,5, 0,5]$ aralığında rasgele olarak atanmaktadır. Eğitim veri seti dosyasından giriş özellik vektörleri ve istenen ağ çıkışları alınarak uygulanan eğitim algoritmasıyla ağıın öğrenmesi sağlanmaktadır. Program her bir epok için öğrenme işlemini gerçekleştirerek ağırlıkları günceller. Ağıın öğrenmesi her yöntem için belirlenen bir iterasyonla sona erdirilir (çizelge 4.2). Elde edilen son ağırlık değerleri yani sınıflamayı öğrenmiş YSA ağırlık değerleri, her yöntem için farklı isimle bir dosyaya kaydedilir (örneğin 1. yöntem için “waveweightsautocorrNMYMS8192.dat”). Daha sonra bu ağırlıklar ileri yönlü ağ yapısında sınıflandırma işleminde kullanılmaktadırlar.

Yapılan çalışmada, YSA yapısı ve öğeleri literatürdeki benzer çalışmalar göz önüne alınarak, deneme yanılma yöntemiyle oluşturulmuştur [93-96]. YSA yapısının seçimi, öğrenme algoritmasının belirlenmesi, aktivasyon fonksiyonu seçimi ve YSA öncesi ve sonrası verilerin ölçeklenmesiyle birlikte performans fonksiyonu seçimi öğrenme performansını etkileyen önemli öğelerdendir. ÇKA YSA'larda kullanılan performans fonksiyonlarından biri Karesel ortalama hata (KOH–MSE)'dir. Aşağıdaki gibi ifade edilir:

$$KOH = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (t_i - td_i)^2 \quad (4.1)$$

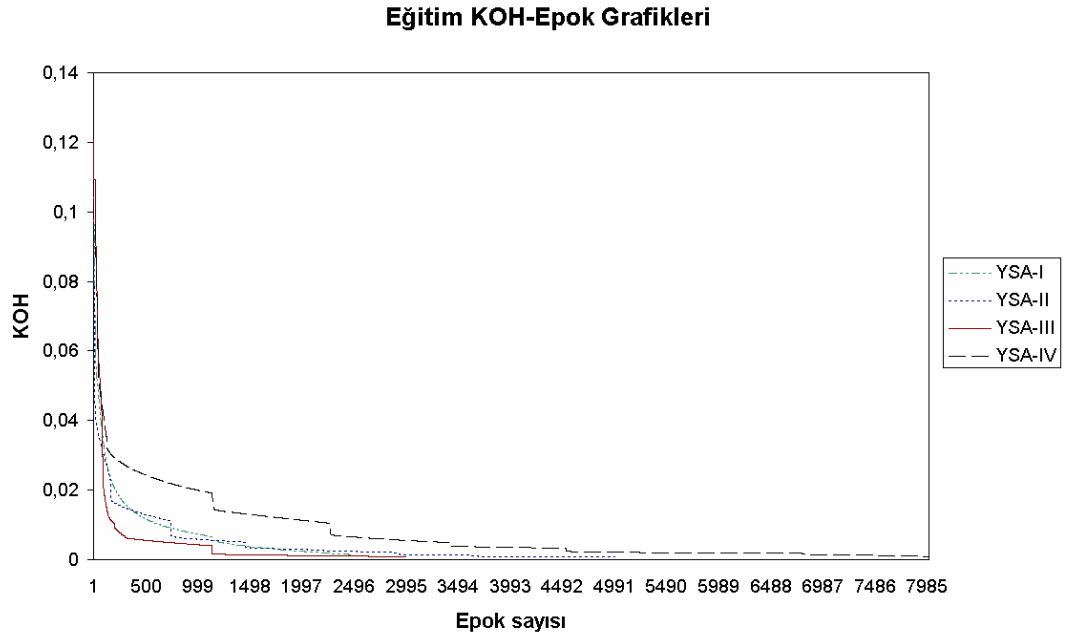
Bir diğeri de karesel toplam hata (KTH – SSE)’dir ve şu eşitlikle verilir:

$$KTH = \sum_{i=1}^N (t_i - td_i)^2 \quad (4.2)$$

Ağın öğrenmedeki başarısını değerlendirmek için istenen ve tahmin edilen değerler arasındaki farklara bakılır. Bu çalışmada YSA’nın çıkışındaki değerler yani tanı tahmini (hesaplanan teşhis) ile uzman hekimler tarafından daha önceden ekokardiyografi ve diğer yöntemlerle elde edilen bulgulardan belirlenen gerçek teşhis bilgisi karşılaştırılarak aradaki fark hata değeri (performans fonksiyonu -KOH) olarak hesaplanmaktadır. Performans fonksiyonu belli bir değere ulaştığında ya da belirli bir iterasyon sonucunda eğitim sona erdirilir [120].

Karesel ortalama hata (KOH) değeri, istenen ile hesaplanan ağ çıkışının birbirine ne kadar uyup uymadığını belirlemede kullanılır. Performans fonksiyonu dikkate alınarak çıkış katmanından giriş katmanına doğru bağlantıların ağırlıkları yeniden düzenlenir. Öğrenmede iterasyon sayısı arttıkça KOH değeri azalacak ve sabitleşecektir. KOH değeri kabul edilebilir değerin altına düşünceye kadar iterasyona devam edilir.

Şekil 4.16’da 4 yöntem için YSA’ların eğitiminde kullanılan performans fonksiyonu karesel ortalama hata’nın (KOH) iterasyonla değişim grafiği görülmektedir. Eğitim veri seti öğrenmesi %100’e ulaştığında öğrenme bitirilmiştir. Eğitim için ortalama iterasyon sayısı bu şekilde çoklu denemelerle belirlenmiştir. Her iterasyonda bir eğitim vektörü (giriş özellik vektörü ve istenen sınıf çıkışları - epok) ağı girilmektedir.



Şekil 4.16. Yöntemlerin YSA eğitim KOH – Epok grafikleri

Çizelge 4.3'te yöntem-I, II, III ve IV için eğitim performans değerleri ve eğitimin kaç iterasyonda sonlandırıldığı görülmektedir. Şekil 4.16'da kesikli noktalı çizgiyle gösterilen grafikte yöntem-I için YSA'nın eğitiminde kullanılan performans fonksiyonu KOH'un iterasyonla değişimi görülmektedir. Yöntem-I'de YSA'nın eğitimi 2500 epokta bitirilmiştir. En son KOH değeri ve eğitimdeki en küçük KOH değeri birbirine eşittir. Eğitim aşamasında bir bozulma olmadığını göstermektedir. Aksi durumda gerçeğe en yakın çıkış durumunun kaçırıldığı yani aşırı öğrenme meydana geldiği anlaşılır.

Çizelge 4.3. YSA yöntemleri için sonuç eğitim performans değerleri

<i>Sonuç</i>	<i>Eğitim</i>			
	<i>Yöntem-I</i>	<i>Yöntem-II</i>	<i>Yöntem-III</i>	<i>Yöntem-IV</i>
<i>Epok sayısı</i>	2500	5000	3000	8000
<i>Minimum KOH</i>	0,001453182	0,000784625	0,00090597	0,000830332
<i>Son KOH</i>	0,001453182	0,000784625	0,00090597	0,000830332

Şekil 4.16'da noktalı çizgiyle gösterilen grafikte yöntem-II için YSA'nın eğitim performans fonksiyonu KOH'un iterasyonla değişimi görülmektedir. Çizelge 4.3'te görüldüğü gibi YSA'nın eğitimi 5000 iterasyon sonunda tamamlanmış ve performans fonksiyon değerleri elde edilmiştir. KOH değeri sıfıra ne kadar yakınsa istenen değerlere o kadar çok yaklaşıldığı anlaşılr.

Şekil 4.16'da düz çizgiyle gösterilen grafikte yöntem-III için YSA'nın eğitiminde kullanılan performans fonksiyonu KOH'un iterasyonla değişimi görülmektedir. YSA'nın eğitimi 3000 epok sonunda tamamlanmış ve çizelge 4.3'te görülen eğitim performans fonksiyonu KOH değerleri elde edilmiştir.

Şekil 4.16'da kesikli çizgiyle gösterilen grafikte yöntem-IV için YSA'nın eğitiminde kullanılan performans fonksiyonu KOH'un iterasyonla değişimi görülmektedir. YSA'nın eğitimi 8000 epok sonunda tamamlanmış ve çizelge 4.3'te görülen eğitim KOH değerleri elde edilmiştir.

4.4. YSA Yöntemlerinin Test Performanslarının Değerlendirilmesi

Performans fonksiyonu KOH, daha önce de değinildiği gibi ağın istenen çıkış değerlerine ne kadar yaklaştığını belirlemek için kullanılır. KOH bir eşik değerinin altına düştüğünde veya eşik değerinin altına düştüğü kabul edilen bir iterasyon sayısına ulaşıldığında, YSA'nın girişine uygulanan verilerin yapısını başarıyla öğrendiği kabul edilir ve öğrenme durdurulur.

Korelasyon katsayısı r , $[-1, 1]$ aralığında değer alan ve ağın eğitimi hakkında bilgi veren bir katsayıdır. Korelasyon katsayısının 1'e yaklaşması eğitimin ne kadar başarılı olduğunu göstermektedir. Sıfıra yaklaşması öğrenmenin başarısızlığını, -1'e yaklaşması ise ters yönde bir öğrenme olduğunu göstermektedir.

Test aşaması, eğitilen yani mitral kapak KD işaretlerini sınıflandırmayı öğrenen YSA'nın sınandığı bölümdür. Eğitim anında ağın karşılaşmadığı verilere vereceği

sonuçlarla YSA test edilmektedir. Mitral kapak KD işaretleri için YSA sınıflandırma çıkışları

[1 0 0] Normal
 [0 1 0] Yetmezlik
 [0 0 1] Darlık

vektörleriyle gösterilmiştir.

YSA'nın sınıflama performansını belirleyebilmek için oldukça yaygın olarak kullanılan duyarlılık (sensitivity) ve belirlilik (specificity) analizi yapılır. Hastalık çıkış değerleri pozitif, sağlıklı çıkış değerleri negatif olarak alınırlar. Buna göre:

Çizelge 4.4. Sınıflandırmada kullanılan tahmini çıkış \ istenen değer matrisi

		Gerçek sonuç	
		Pozitif	Negatif
Tahmini teşhis	Pozitif	DP	YP
	Negatif	YN	DN

Çizelge 4.4'de görüldüğü gibi,

DP (*Doğru pozitif*) = Hasta olarak doğru teşhis edilen kişiler.

YP (*Yanlış pozitif*) = Hasta olarak yanlış teşhis edilen kişiler.

DN (*Doğru negatif*) = Sağlıklı olarak doğru teşhis edilen kişiler.

YN (*Yanlış negatif*) = Sağlıklı olarak yanlış teşhis edilen kişiler.

Olarak tanımlanır. Doğru Pozitif (DP) hastalıklı verilerin doğru sınıflandırılma sayısını, Yanlış Pozitif (YP) ise hastalıklı verilerin yanlış sınıflandırılma sayısını belirtmektedir. Doğru Negatif (DN) sağlıklı verilerin doğru sınıflandırılma sayısını,

Yanlış Negatif (YN) ise sağlıklı verilerin yanlış sınıflandırılma sayısını ifade etmektedir. Duyarlılık;

$$Duyarlilik = \frac{DP}{DP + YN} \quad (4.3)$$

eşitliğiyle hesaplanır. Böylece hastalıklı verilerin ne oranda başarı ile tahmin edilebildiği görülür. Diğer taraftan belirlilik,

$$Belirlilik = \frac{DN}{DN + YP} \quad (4.4)$$

Eşitliği ile elde edilir. Belirlilik değeriyle de sağlıklı verilerin hastalıklılardan ne oranda ayrılabilirdiği görülür. Sınıflama doğruluğu da Eş. 4.5 ile hesaplanır:

$$SD = \frac{DP + DN}{P + N} \quad (4.5)$$

Burada P ve N değerleri hastalıklı ve sağlıklı toplam kişi sayısını göstermektedir.

Aşağıda verilen KD işaretleri YSA test sonuçlarında hem kişilerden elde edilen KD işaretlerinin çerçeve bazlı sonuçları hem de kişi bazlı sonuçları sunulmuştur. Her bir işaretin çerçeve olarak uzunluğu aynı değildir. Kişi sayısı birbirine yakın olan sınıfların çerçeve sayıları farklı olmaktadır. Bununla birlikte kişi bazlı ve çerçeve bazlı YSA test sonuçlarının benzer oldukları gözlenmiştir. Çizelge 4.5, çizelge 4.6, çizelge 4.7 ve çizelge 4.8’de sırasıyla yöntem-I, yöntem-II, yöntem-III ve yöntem-IV’ün test performans değerleri görülmektedir. Test performans ölçümünde yaygın olarak kullanılan değerler olan, her sınıf için sırasıyla karesel ortalama hata (KOH), normalize edilmiş KOH (NKOH), ortalama mutlak hata (OMH) ve korelasyon katsayısı (r) değerleri hesaplatılmıştır.

Çizelge 4.5. Yöntem-I için test performans değerleri

<i>Performans</i>	<i>N</i>	<i>MY</i>	<i>MD</i>
KOH	0,010708361	0,023056134	0,016262937
NKOH	0,044019147	0,172954708	0,066604204
OMH	0,050578188	0,073729988	0,064541341
r	0,978133859	0,911990558	0,96857049

Çizelge 4.6. Yöntem-II için test performans değerleri

<i>Performans</i>	<i>N</i>	<i>MY</i>	<i>MD</i>
KOH	0,012408601	0,037042129	0,025024764
NKOH	0,051008367	0,277870111	0,102487912
OMH	0,051222586	0,090633832	0,076299358
r	0,976118759	0,872299604	0,952742327

Çizelge 4.7. Yöntem-III için test performans değerleri

<i>Performans</i>	<i>N</i>	<i>MY</i>	<i>MD</i>
KOH	0,013246911	0,019756292	0,015594172
NKOH	0,054454433	0,148201069	0,063865303
OMH	0,04690925	0,07196394	0,068223054
r	0,973757489	0,930516978	0,971313023

Çizelge 4.8. Yöntem-IV için test performans değerleri

<i>Performans</i>	<i>N</i>	<i>MY</i>	<i>MD</i>
KOH	0,028722803	0,046136143	0,012276848
NKOH	0,118071598	0,346088505	0,050279336
OMH	0,079314634	0,102343993	0,051288364
r	0,944067596	0,83685739	0,97571381

Çizelge 4.9’da test aşamasında kullanılan 65 kişiye ait mitral kapak KD işaretlerinin çerçeve bazlı 4 yönteme ait YSA sonuçları görülmektedir. Yöntem-I için. 219 çerçeveden oluşan 20 kişiye ait normal mitral kapak KD işaretinin 218 çerçevesi doğru sınıflandırılmış, 1 çerçevesi de mitral yetmezlik olarak yanlış teşhis edilmiştir.

166 çerçeveden oluşan 21 kişiye ait mitral yetmezliği olan mitral kapak KD işaretinin 150 çerçevesi doğru belirlenmiş, 4 tane çerçeve normal, 12 tane mitral darlık olmak üzere 16 tane çerçevesi de yanlış teşhis edilmiştir. 222 çerçeveden oluşan 24 kişiye ait mitral darlığı olan mitral kapak KD işaretinin 219 çerçevesi doğru sınıflandırılmış, 3 çerçevesi de mitral yetmezlik olarak yanlış teşhis edilmiştir.

Çizelge 4.9. YSA yöntemlerinin çerçeve bazlı test (Çıkış / İstenen) sonuçları

Ç / İ	Yöntem-I			Yöntem-II			Yöntem-III			Yöntem-IV		
	<i>N</i>	<i>MY</i>	<i>MD</i>	<i>N</i>	<i>MY</i>	<i>MD</i>	<i>N</i>	<i>MY</i>	<i>MD</i>	<i>N</i>	<i>MY</i>	<i>MD</i>
<i>N</i>	218	4	0	216	8	0	217	12	0	210	14	0
<i>MY</i>	1	150	3	3	154	10	2	154	2	9	150	9
<i>MD</i>	0	12	219	0	4	212	0	0	220	0	2	213

Çizelge 4.10'da yine testte kullanılan bu 65 kişiye ait mitral kapak KD işaretlerinin kişi bazlı 4 yönetime ait YSA sonuçları görülmektedir. Yöntem-I için için sınıflandırma test sonuçları incelendiğinde, sağlıklı 20 kişinin tamamının doğru sınıflandırıldığı görülmektedir. 21 MY sorunu olan hastanın 18'i doğru teşhis edilmiş, 3'ü de 2'si normal kişi ve 1'i MD sorunu olan hasta olarak yanlış sınıflandırılmıştır. MD sorunu olan 24 hastanın, 23 tanesi doğru teşhis edilmiş, 1 tanesi MY hastası olarak yanlış sınıflandırılmıştır.

Çizelge 4.10. YSA yöntemlerinin kişi bazlı test (Çıkış / İstenen) sonuçları

Ç / İ	Yöntem-I			Yöntem-II			Yöntem-III			Yöntem-IV		
	<i>N</i>	<i>MY</i>	<i>MD</i>	<i>N</i>	<i>MY</i>	<i>MD</i>	<i>N</i>	<i>MY</i>	<i>MD</i>	<i>N</i>	<i>MY</i>	<i>MD</i>
<i>N</i>	20	2	0	20	2	0	20	2	0	20	1	0
<i>MY</i>	0	18	1	0	19	0	0	19	1	0	20	1
<i>MD</i>	0	1	23	0	0	24	0	0	23	0	0	23

Yöntem-II için için sınıflandırma test sonuçları incelendiğinde, sağlıklı 20 kişinin tamamının doğru sınıflandırıldığı görülmektedir. 21 MY sorunu olan hastanın 19'u doğru teşhis edilmiş, 2'si normal kişi olarak yanlış sınıflandırılmıştır. MD sorunu olan 24 hastanın, 24'ünün tamamı da doğru teşhis edilmiştir.

Yöntem-III için için sınıflandırma test sonuçları incelendiğinde, sağlıklı 20 kişinin tamamının doğru sınıflandırıldığı görülmektedir. 21 MY sorunu olan hastanın 19'u doğru teşhis edilmiş, 2'si normal kişi olarak yanlış sınıflandırılmıştır. MD sorunu olan 24 hastanın, 23 tanesi doğru sınıflandırılmış, 1 tanesi MY hastası olarak yanlış sınıflandırılmıştır.

Yöntem-IV için için YSA test sonuçları incelendiğinde, sağlıklı 20 kişinin tamamının doğru sınıflandırıldığı görülmektedir. 21 MY sorunu olan hastanın 20'si doğru teşhis edilmiş, 1'i normal kişi olarak yanlış sınıflandırılmıştır. MD sorunu olan 24 hastanın, 23 tanesi doğru sınıflandırılmış, 1 tanesi MY hastası olarak yanlış sınıflandırılmıştır.

Çizelge 4.11'de YSA yöntemlerinin tamamının çerçeve bazlı belirlilik-duyarlılık analizi sunulmaktadır. Burada Yöntem-I için, MD %98,65, MY ise %90,36 duyarlılıkla teşhis edilmektedir. Sağlıklı (normal) kişilerin hastalıklı olanlardan ayrılma oranı %99,54'dür. Tüm sınıfların doğrulukla sınıflanma oranı da %96,71 olarak hesaplanmıştır. Çizelge 4.11'den yararlanarak her bir yöntem için benzer analizler yapılabilir.

Çizelge 4.11. YSA yöntemlerinin çerçeve bazlı belirlilik-duyarlılık analizi

İstatistiksel Parametre	YSA Yöntem-I (%)	YSA Yöntem-II (%)	YSA Yöntem-III (%)	YSA Yöntem-IV (%)
Duyarlılık (MD)	98,65	95,50	99,10	95,95
Duyarlılık (MY)	90,36	92,77	92,77	90,36
Belirlilik	99,54	98,63	99,09	95,89
Doğru sınıflama	96,71	95,88	97,36	94,40

Çizelge 4.12. YSA yöntemlerinin kişi bazlı belirlilik-duyarlılık analizi

İstatistiksel Parametre	YSA Yöntem-I (%)	YSA Yöntem-II (%)	YSA Yöntem-III (%)	YSA Yöntem-IV (%)
Duyarlılık (MD)	95,83	100,00	95,83	95,83
Duyarlılık (MY)	85,71	90,48	90,48	95,24
Belirlilik	100,00	100,00	100,00	100,00
Doğru sınıflama	93,85	96,92	95,38	96,92

Çizelge 4.12’de YSA yöntemlerinin tamamının kişi bazlı belirlilik-duyarlılık analizi verilmiştir. Yöntem-I için, MD %95,83, MY %85,71 duyarlılıkla teşhis edilmektedir. Sağlıklı (normal) kişilerin hastalıklı olanlardan ayrılma oranı %100,00’dür. Tüm sınıfların doğrulukla sınıflanma oranı da %93,85 olarak hesaplanmıştır. Yöntem-II için, MD %100,00, MY %90,48 duyarlılıkla teşhis edilmektedir. Sağlıklı (normal) kişilerin hastalıklı olanlardan ayrılma oranı %100,00’dür. Tüm sınıfların doğrulukla sınıflanma oranı da %96,92 olarak hesaplanmıştır. Yöntem-III için, MD %95,83, MY de %90,48 duyarlılıkla teşhis edilmektedir. Sağlıklı (normal) kişilerin hastalıklı olanlardan ayrılma oranı %100,00’dür. Tüm sınıfların doğrulukla sınıflanma oranı da %95,38 olarak hesaplanmıştır. Yöntem-IV için, MD %95,83, MY ise %95,24 duyarlılıkla teşhis edilmektedir. Sağlıklı (normal) kişilerin hastalıklı olanlardan ayrılma oranı %100,00’dür. Tüm sınıfların doğrulukla sınıflanma oranı da %96,92 olarak hesaplanmıştır.

4.5. Birleşik YSA Yapısı

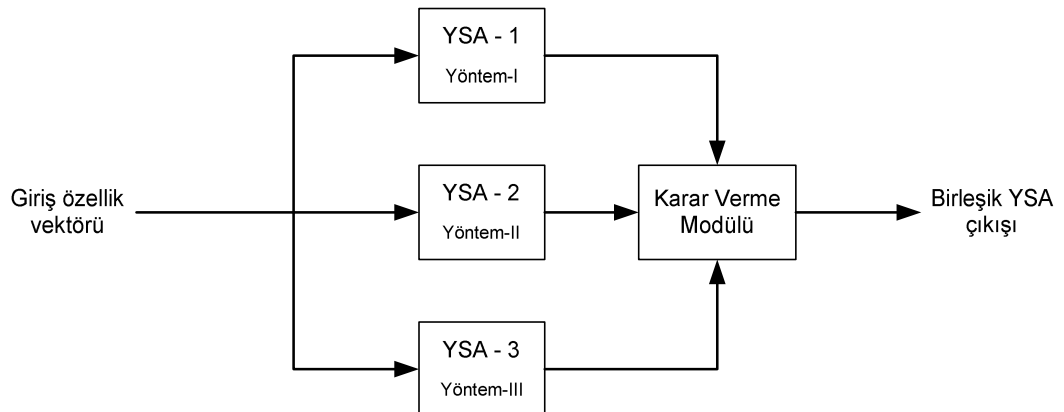
Yapay sinir ağlarının bağlantı ağırlıklarının başlangıç değerleri, eğitimde kullanılan örneklerin ağa sunuluş şekli, kullanılan öğrenme parametrelerinin belirlenen değerleri, öğrenmenin gerçekleştirildiği iterasyon sayısı vb. gibi bazı faktörler elde edilen sonuçların performansını yakından ilgilendirmektedir. Aynı ağ bu faktörlerin farklı değerlerine göre farklı sonuçlar üretebilmektedir. Örneğin sadece farklı başlangıç değerlerinden başlaması durumunda iki ağ eğitilse bir ağın tanıdığı bir örüntüyü diğer ağ tanıyamamaktadır. Ağların performansları eşit olsa bile birinin doğru sonuç ürettiği bir örnek için diğerinin farklı bir sonuç ürettiği

görülebilmektedir. Bir problem için üretilen sonuçların deneme yanılma sonucu elde edilmesi en iyi topolojinin bulunmasını da zorlaştırmaktadır. Her türlü topolojiyi denemek mümkün değildir. Bu nedenlerden dolayı problemlere daha iyi sonuçlar üretebilmek için birden fazla ağı eğitilerek birlikte kullanılması ve bunların bir sinerjisini oluşturarak problemlere çözüm üretmek için birden fazla ağı birlikte kullanıldığı sistemler geliştirilmektedir.

Birleşik ağlar birden fazla uzmanın bir probleme çözüm üretmesine benzetilebilir. Bu uzmanların her birisi ilgili probleme farklı bir açıdan bakmakta ve hepsinin görüşleri bir araya getirildiğinde onların sinerjisi ile daha iyi ve doğru sonuç ortaya konulmaktadır. Birleşik ağlarda da birden fazla ağı her birisi olayın farklı bir yönünü öğrenebilmekte ve hepsinin kararları bir araya getirilerek ortak bir karar oluşturulmaktadır. Oluşturulan birleşik ağı performansı sistemi oluşturan ağların her birisinden tek tek daha yüksektir [121].

4.5.1. Birleşik ağların yapısı

Birleşik ağların en temel özelliği birden fazla ağı birlikte aynı problemi çözmek üzere eğitilmesi ve ortak bir kararın oluşturulmasıdır. Şekil 4.17’de YSA modülünde kullanılan birleşik ağ sistemi görülmektedir.



Şekil 4.17. Birleşik YSA sisteminin blok diyagram gösterimi

Şekilden görüldüğü gibi 3 adet yapay sinir ağı (YSA) bir araya gelerek aynı problemi (girdileri) çözmekte ve sonuçlarını karar verme modülüne göndermektedir. Burada, gelen bütün kararlar incelenerek birleşik ağın kararı oluşturulmakta ve YSA sisteminin çıkışı olarak verilmektedir. Birleşik YSA yapısında, çerçeve bazında en başarılı yöntemler olan yöntem-I, yöntem-II ve yöntem-III YSA yapıları bileşen olarak kullanılmıştır.

Birleşik ağların bir özelliği de hepsinin aynı örnek üzerinde karar vermeleridir. Bu ağların birleştirilmesinin amacı zaten aynı probleme farklı açıdan bakılmasıdır. Diğer bir önemli noktada ağların birbirleri ile direkt ilişkisinin olmamasıdır. Her ağ girdileri bağımsız olarak işlemekte diğer ağların kararlarını etkileyecek bir girişimde bulunmamaktadır. Kararların ortak olarak değerlendirilmesinde ağların etkisi görülmektedir [121].

4.5.2. Ortak karar verme modülü

Ortak karar verme modülü belirlenen bir algoritmayla problemin nihai çözümünü hesaplamaktadır. Problemin girdileri birleşik sistemin elemanı olan her ağa bağımsız olarak sunulmakta ve ağların çıktıları belirlenmektedir. Bu çıktılar bir araya getirilerek birleşik sistemin kararı yani ağların ortak kararı belirlenmektedir.

Burada karar verme modülünde basit ve bilinen bir algoritma kullanılmıştır. Birleşik YSA sistemini oluşturan 3 YSA'dan çoğunluğu sağlayan çıkış ortak çıkış olarak kabul edilmektedir. 3 YSA'da da 3 sınıfın farklı olması durumunda en başarılı yöntem olan yöntem-II'ye bakılarak karar verilmektedir. Karar verme algoritması çizelge 4.13'de görülmektedir. Birleşik YSA yapısı ayrı bir seçenek olarak taşarlanmamış, var olan seçenekler algoritma tabanlı değerlendirilerek kullanılmıştır.

Çizelge 4.13. Ortak karar verme algoritması

Eğer	(YSA-I = YSA-II = YSA-III = N) veya (YSA-I = YSA-II = N) veya (YSA-I = YSA-III = N) veya (YSA-II = YSA-III = N)	Çıkış = N
Eğer	(YSA-I = YSA-II = YSA-III = MY) veya (YSA-I = YSA-II = MY) veya (YSA-I = YSA-III = MY) veya (YSA-II = YSA-III = MY)	Çıkış = MY
Eğer	(YSA-I = YSA-II = YSA-III = MD) veya (YSA-I = YSA-II = MD) veya (YSA-I = YSA-III = MD) veya (YSA-II = YSA-III = MD)	Çıkış = MD
Eğer	(YSA-I $\neq$ YSA-II $\neq$ YSA-III)	Çıkış = YSA-II çıkışı

Çizelge 4.14’de Birleşik YSA sistemi için kişi bazlı test performans sonuçları verilmiştir. Çizelge 4.15’de sistemin kişi bazlı belirlilik-duyarlılık analizi sonuçları sergilenmektedir. Çizelge 4.10 ve 4.12 ile karşılaştırıldığında, birleşik sistem, tek başlarına ağların verdiği performans değerlerinden daha iyi bir performans sergilemektedir. Ağların yalnız başlarına sınıflama doğruluk performansları sırasıyla yöntem-I için %93,85, yöntem-II için %96,92, yöntem-III için %95,38 ve yöntem-IV için %96,92 oranlarında iken birleşik YSA sisteminin sınıflama doğruluk performansı %98,46 olmuştur.

Çizelge 4.14. Birleşik YSA için kişi bazlı test performansı

Çıkış / İstenen	<i>N</i>	<i>MY</i>	<i>MD</i>
<i>N</i>	20	1	0
<i>MY</i>	0	20	0
<i>MD</i>	0	0	24

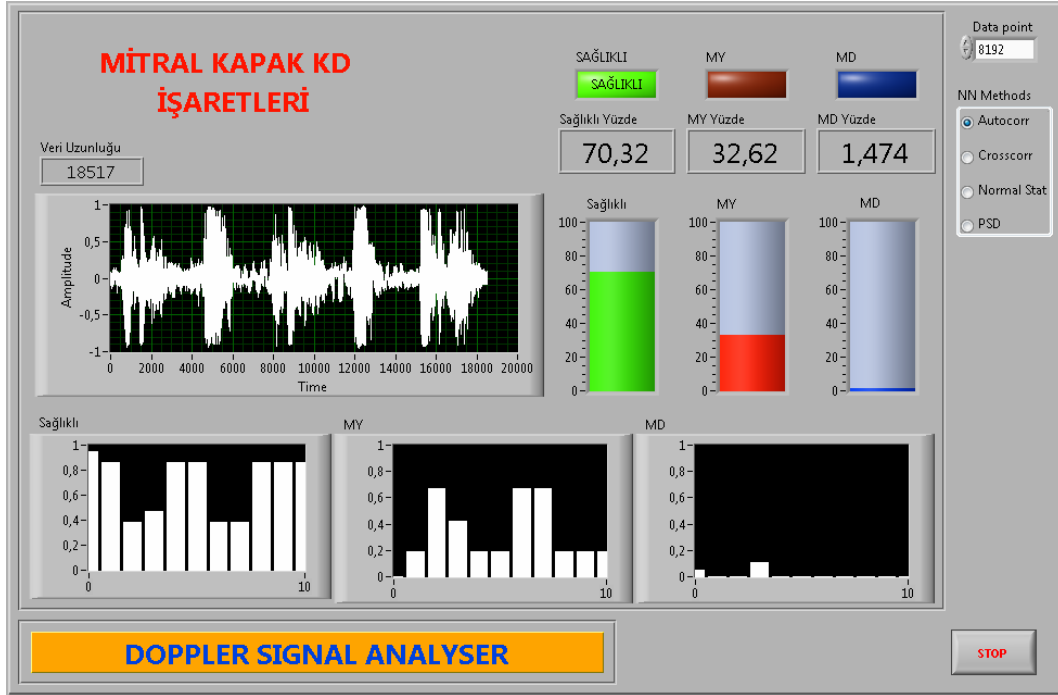
Çizelge 4.15. Birleşik YSA için belirlilik-duyarlılık analizi

İstatistiksel Parametre	Birleşik YSA (%)
Duyarlılık (Mitral Darlık)	100,00
Duyarlılık (Mitral Yetmezlik)	95,24
Belirlilik	100,00
Sınıflama doğruluğu	98,46

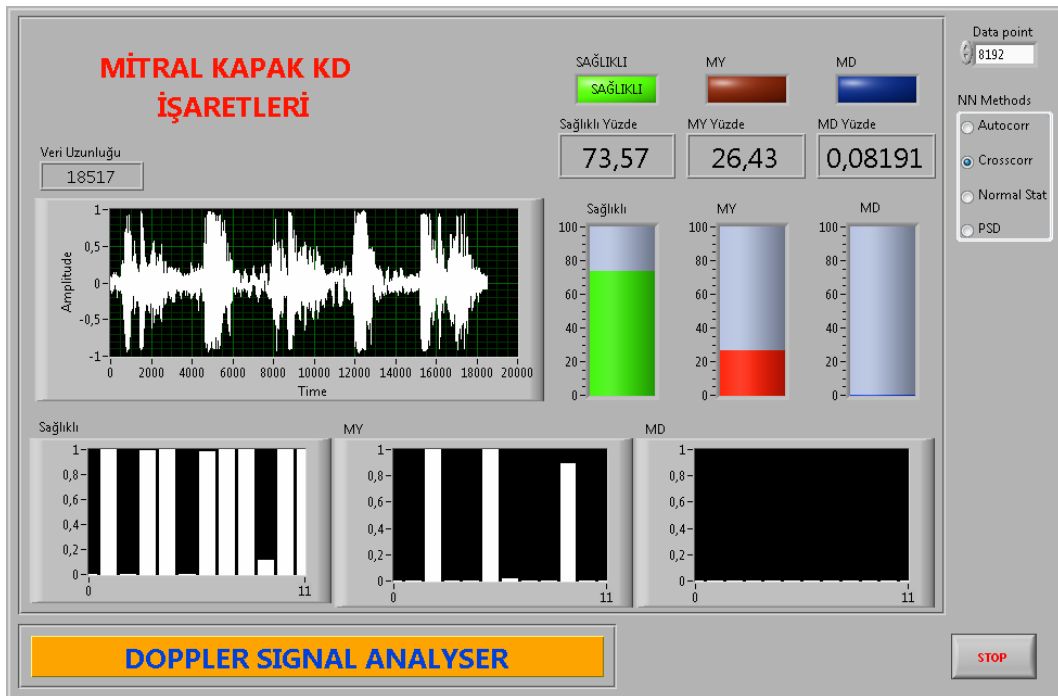
4.6. Sonuçların YSA Modülde Gösterilmesi

Eğitilen YSA yapıları çevrimdışı çalışma modülünde YSA modülü içine gömülmüştür. Dosyadan alınan bir mitral kapak KD işareti belleğe yüklenerek istenilen parçası seçilebilir. Seçim esnasında YSA'ların eğitim parametrelerine dikkat edilerek seçilen parçanın uzunluğu 8192 noktalık veriden fazla olmalıdır. Ayrıca mitral kapak KD işaretinin YSA ile değerlendirilebilmesi için 8000 Hz'de örneklenmiş olması gerekmektedir. Daha sonra bu parça YSA modüle taşınarak YSA'lar için giriş olarak kullanılır. Seçilen yönteme göre sonuçlar ön panelde görüntülenir.

Şekil 4.18'de Seçilen normal mitral kapak KD işaretinin yöntem-I'e göre değerlendirilerek sonuçları ön panel penceresinde grafik olarak gösterilmektedir. Altta bulunan sağlıklı, MY, MD çubuk grafiklerinde çerçeve çıkışları görülmektedir. YSA sınıflandırma çıkışları [0, 1] aralığında bir değer üretmektedir. Üç çıkıştan en yüksek değeri alan çıkış kazanan sınıf olarak değerlendirilmektedir. Şekilde 11 çerçeve üzerinde işlem yapıldığı görülmektedir. Sonuç değerlendirme çerçevelerdeki çıkışların ortalaması alınarak yapılmaktadır. Ayrıca elde edilen son durum sağlıklı mitral kapak KD işareti için yeşil renkte, MY mitral kapak KD işareti için kırmızı renkte, MD mitral kapak KD işareti için mavi renkte geniş tek çizgi grafikte yüzde miktarıyla gösterilmektedir. Şekil 4.19, şekil 4.20 ve şekil 4.21'de, sırasıyla yöntem-II, yöntem-III ve yöntem-IV'e göre aynı mitral kapak KD işaretinin YSA modül ile değerlendirilerek sonuçları benzer şekilde gösterilmektedir.



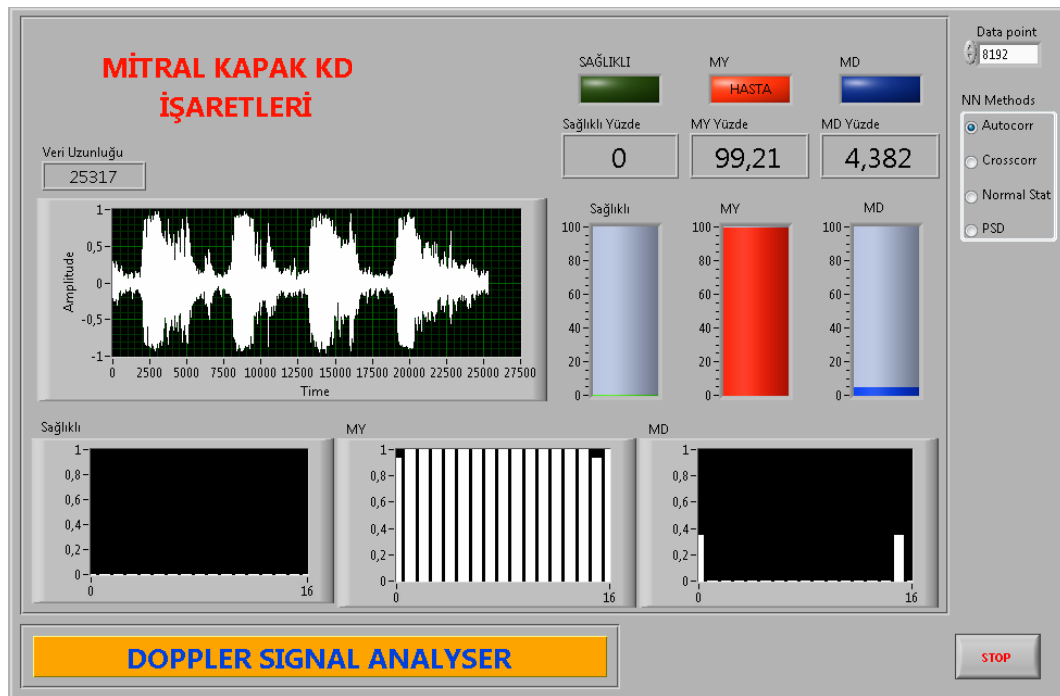
Şekil 4.18. Seçilen normal mitral kapak KD işaretinin yöntem-I'e göre YSA modüle değeriendirilmesi



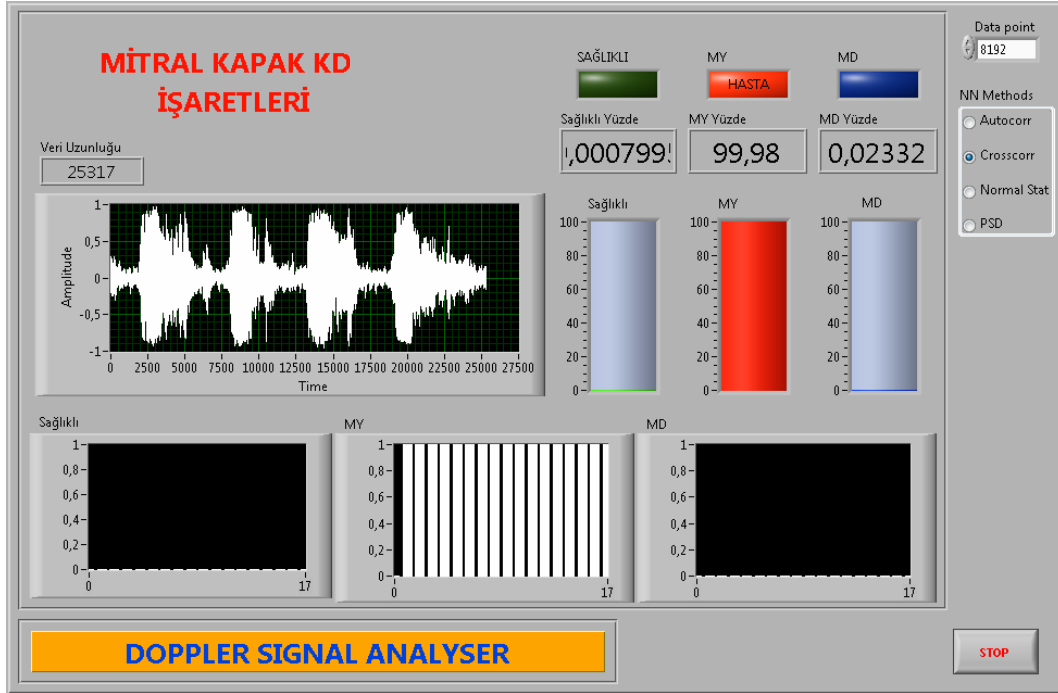
Şekil 4.19. Seçilen normal mitral kapak KD işaretinin yöntem-II'ye göre YSA modüle değeriendirilmesi

Şekil 4.22’de seçilen mitral yetmezliğe sahip mitral kapak KD işaretinin yöntem-I’e göre değerlendirilerek sonuçları ön panel penceresinde grafik olarak gösterilmektedir. Altta bulunan sağlıklı, MY, MD çubuk grafiklerinde çerçeve çıkışları görülmektedir. Şekilde 17 çerçeve üzerinde işlem yapıldığı görülmektedir. Sonuç değerlendirme çerçevelerdeki çıkışların ortalaması alınarak yapılmaktadır.

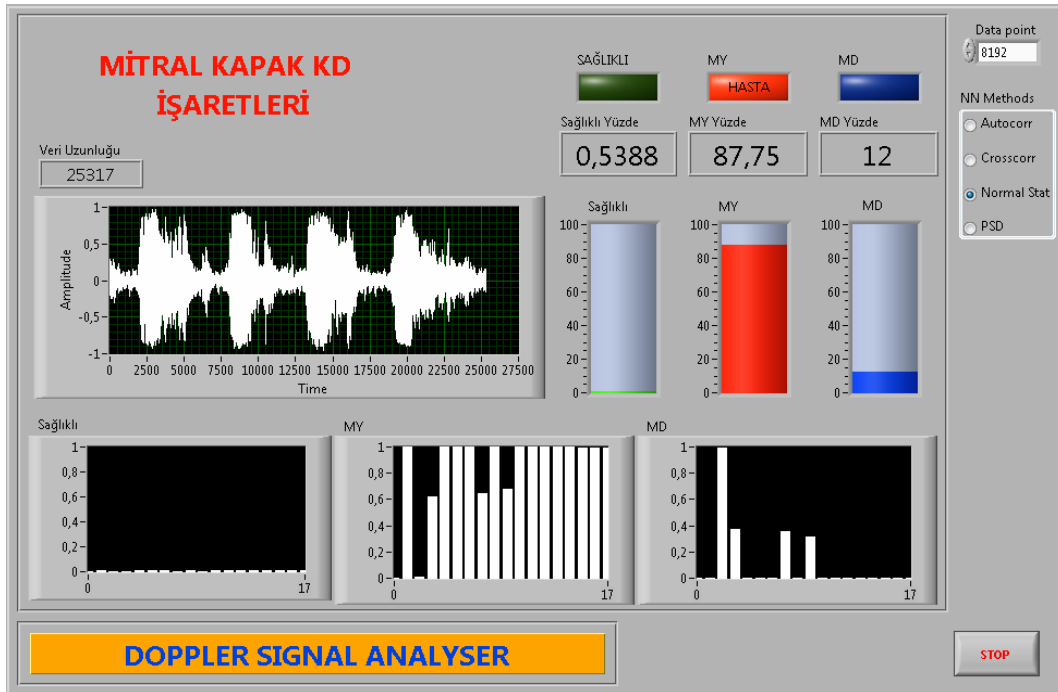
Şekil 4.23, şekil 4.24 ve şekil 4.25’de, sırasıyla yöntem-II, yöntem-III ve yöntem-IV’e göre aynı mitral kapak KD işaretinin YSA modül ile değerlendirilerek sonuçları gösterilmektedir.



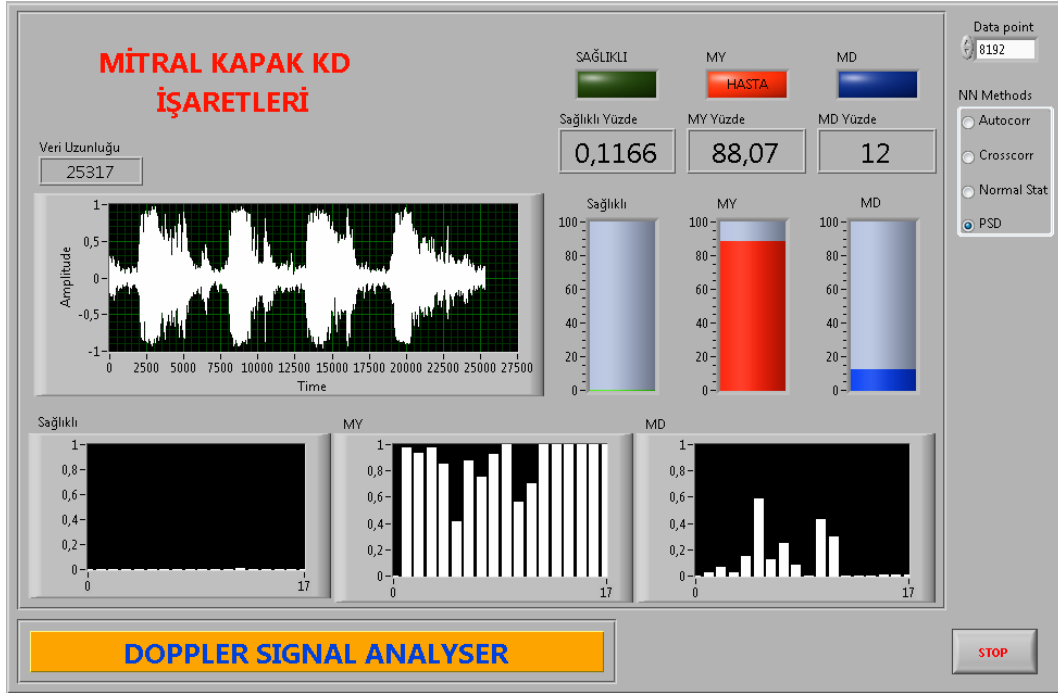
Şekil 4.22. Seçilen MY mitral kapak KD işaretinin yöntem-I’e göre YSA modülde değerlendirilmesi



Şekil 4.23. Seçilen MY mitral kapak KD işaretinin yöntem-II'ye göre YSA modülde değerlendirilmesi



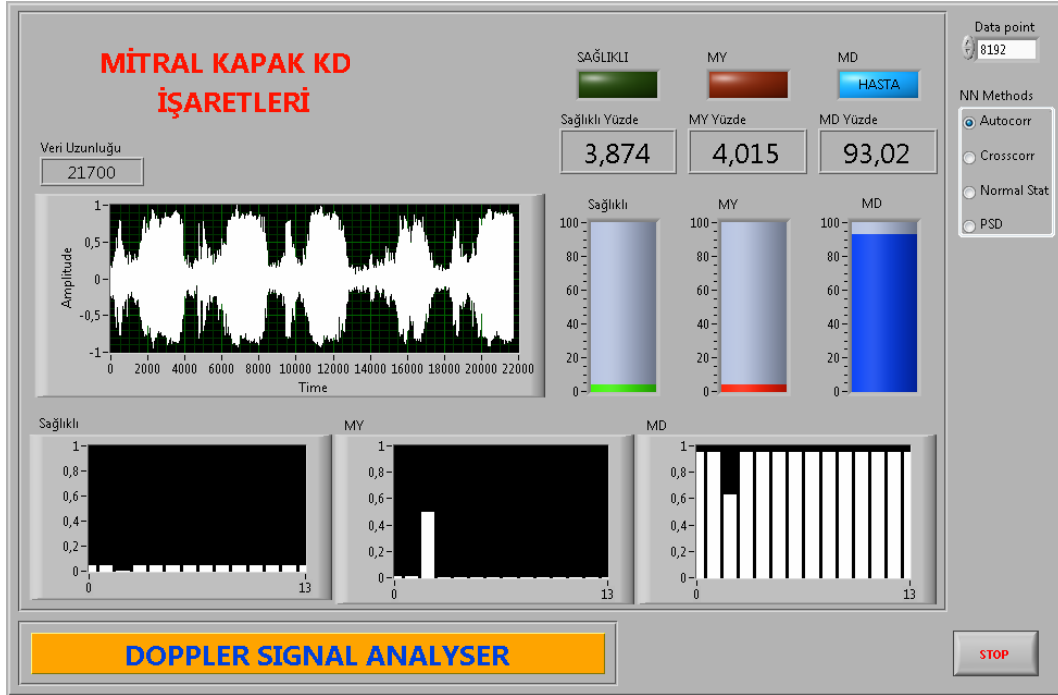
Şekil 4.24. Seçilen MY mitral kapak KD işaretinin yöntem-III'e göre YSA modülde değerlendirilmesi



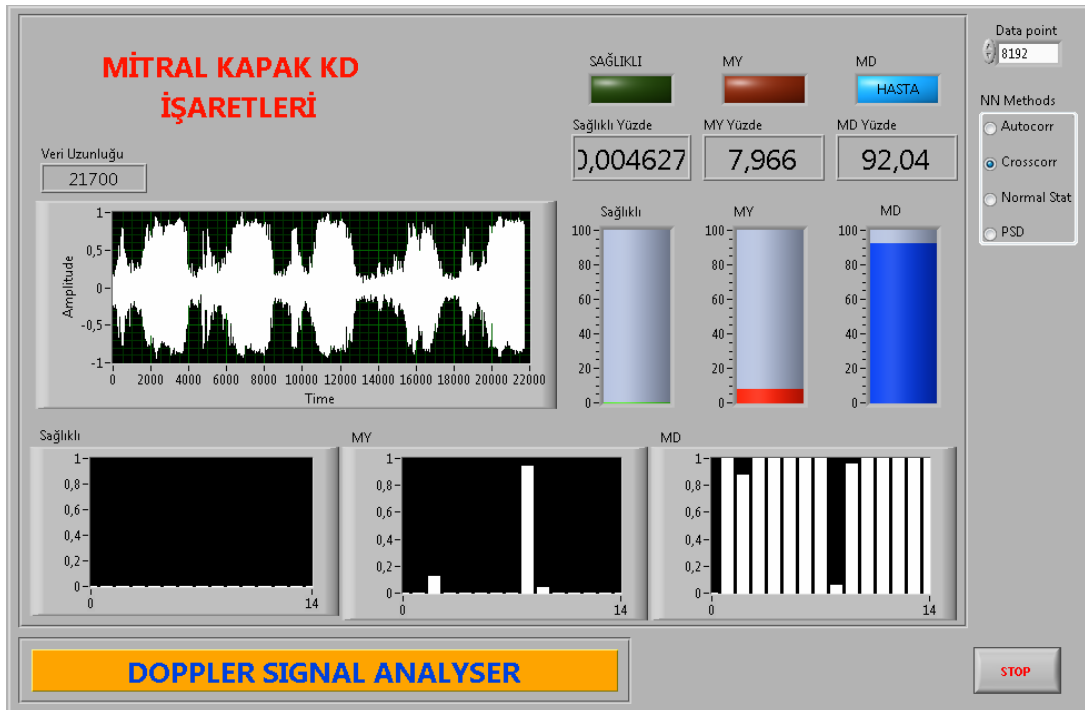
Şekil 4.25. Seçilen MY mitral kapak KD işaretinin yöntem-IV'e göre YSA modülde değerlendirilmesi

Şekil 4.26'da Seçilen mitral darlığı sahip mitral kapak KD işaretinin yöntem-I'e göre değerlendirilerek sonuçları ön panel penceresinde grafik olarak gösterilmektedir. Altta bulunan sağlıklı, MY, MD çubuk grafiklerinde çerçeve çıkışları görülmektedir. Şekilde 14 çerçeve üzerinde işlem yapıldığı görülmektedir. Sonuç değerlendirme çerçevelerdeki çıkışların ortalaması alınarak yapılmaktadır.

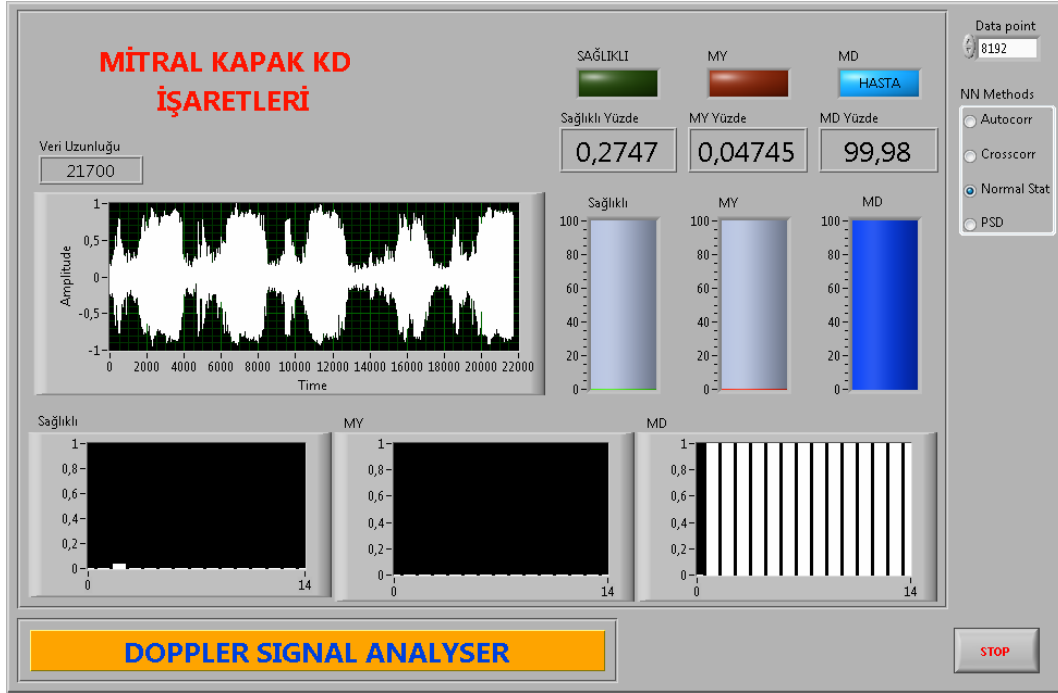
Şekil 4.27, şekil 4.28 ve şekil 4.29'da, sırasıyla yöntem-II, yöntem-III ve yöntem-IV'e göre aynı mitral kapak KD işaretinin YSA modül ile değerlendirilerek değerlendirme sonuçları gösterilmektedir.



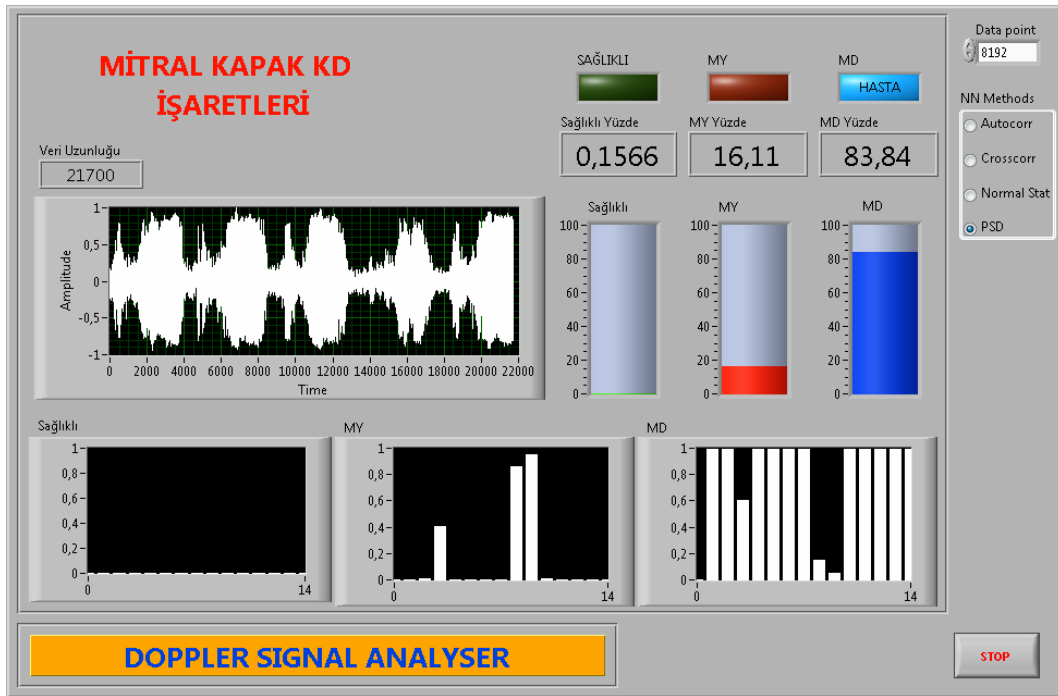
Şekil 4.26. Seçilen MD mitral kapak KD işaretinin yöntem-I'e göre YSA modülde değerlendirilmesi



Şekil 4.27. Seçilen MD mitral kapak KD işaretinin yöntem-II'ye göre YSA modülde değerlendirilmesi



Şekil 4.28. Seçilen MD mitral kapak KD işaretinin yöntem-III'e göre YSA modülde değerlendirilmesi



Şekil 4.29. Seçilen MD mitral kapak KD işaretinin yöntem-IV'e göre YSA modülde değerlendirilmesi

4.7. İrdeleme

YSA'nın başarısı KD işaretini oluşturturan çerçeve örüntülerinin iyi tanınmasına bağlıdır. Çerçevelerin sınıflandırma başarısı kişilere ait KD işareti örüntüsünün sınıflandırma başarımını oluşturmaktadır. Ağ yapısı oluşturulurken, katman sayılarının ve gizli katman İE sayısının belirlenmesinde kesin bir kriter yoktur. Yapılan çalışmada deneme yanılma yoluyla en iyi sonuç tek gizli katman ve gizli katmandaki İE sayısı, giriş İE sayısının yaklaşık yarısı kadar İE değeri olarak belirlenmiştir. YSA'larda eğitim veri seti öğrenmesi %100'e ulaştığında öğrenme bitirilmiştir. Eğitim için ortalama iterasyon sayısı bu şekilde çoklu denemelerle belirlenmiştir. Buna göre her yöntem için çizelge 4.3'te yer alan YSA'ların eğitim performans fonksiyonu KOH değerleri elde edilmiştir. Yöntem-I, 2500 epok sayısı ile en az iterasyonla öğrenmeye sahipken, yöntem-IV, 8000 epok sayısı ile en uzun iterasyonla öğrenmiştir. Yöntem-II, 0,000784625 değeriyle 4 yöntem içinde en küçük KOH değerine sahiptir. Yöntem-I, 0,001453182 değeriyle KOH sıralamasında son sırada yer almıştır.

Çizelge 4.16. Kişi bazlı tüm sınıflandırma sonuçları

İstatistiksel Parametre	YSA Yöntem-I (%)	YSA Yöntem-II (%)	YSA Yöntem-III (%)	YSA Yöntem-IV (%)	Birleşik YSA (%)
Duyarlılık (MD)	95,83	100,00	95,83	95,83	100,00
Duyarlılık (MY)	85,71	90,48	90,48	95,24	95,24
Belirlilik	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
Doğru sınıflama	93,85	96,92	95,38	96,92	98,46

Çizelge 4.16'da tüm kişi bazlı sınıflandırma sonuçları görülmektedir. YSA yöntemlerinin performanslarının değerlendirmesinde tek başına çerçeve bazlı sonuçlara göre değerlendirme yapmak tam doğru sonucu vermeyebilir. Değerlendirmelerin, kişi bazlı sonuçlar ve analizler temel alınarak, çerçeve bazlı

sonuçlarla beraber yapılması daha güvenilir performans değerleri elde edilmesini sağlar. Kişi bazlı belirlilik-duyarlılık analizinde yöntem-II, %100,00 (MD), %90,48 (MY) duyarlılık ve %100,00 (N) belirlilik değerleriyle en göze çarpan yöntem olmaktadır.

Çizelge 4.16’da görüldüğü gibi, sonuçlar değerlendirildiğinde, ağların yalnız başlarına sınıflama doğruluk performansları sırasıyla yöntem-I için %93,85, yöntem-II için %96,92, yöntem-III için %95,38 ve yöntem-IV için %96,92 oranlarında olmuştur. KD işaretlerinin YSA ile sınıflandırılmasında en başarılı sınıflandırma normal mitral kapak KD işaretlerine ait sınıflandırma olmuştur. İkinci sırayı MD sınıfı almaktadır. MY sınıfı da başarılı bir şekilde sınıflandırılmakla beraber başarısız olduğu durumlarda çoğunlukla normal sınıfı ile karıştırılmıştır. Bu durumun üstesinden, YSA’nın daha çok veri ile eğitilmesiyle gelinebilir. Ayrıca birleşik YSA yapısı da bu konuda önemli bir çözüm sunmaktadır. Birleşik YSA sisteminin sınıflama doğruluk performansı %98,46’dır. Görüldüğü gibi bileşik YSA sistemi tek tek ağların sunduğu performanstan daha iyi bir sonuç sergilemektedir.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Günümüzde, dolaşım sisteminde çeşitli bozukluklara, değişik etkenlere bağlı olarak kalp kapakçık fonksiyon sorunlarına sıkça rastlanmaktadır. Bu bozukluklar damarlarda tıkanıklık, daralma ve genişleme, kapakçıklarda darlık, yetmezlik veya ikisinin birlikte görüldüğü hem darlık hem yetmezlik şeklinde ortaya çıkmaktadır. Oldukça sık görülen bu rahatsızlıklara bağlı olarak ağır hastalıklar ortaya çıkmakta ve başlı başına kan akış problemleri ölüm sebebi olabilmektedir. Yaygın olarak kullanılan bir yöntem olan ultrasonik Doppler tekniği ile rahatsızlığından kuşku duyulan bölgelerde kan akışı incelenerek, akış düzensizliğine neden olan etmenler hastaya herhangi bir cerrahi müdahale yapılmaksızın (noninvazif) teşhis edilmeye çalışılmaktadır. Doppler ekokardiyografi, kalp içerisindeki hareket eden kanın yönü ve hızının belirlenmesi için kullanılan bir yöntemdir. Bu teknik, diğer birçok anormal akışta olduğu gibi kalp kapakçık yetersizliği ve darlığının (stenoz) algılanmasında kullanılmaktadır.

Ultrasonik Doppler cihazlarının hastalık tanısında öngöründe bulunacak uzman sistem özellikleri yoktur. Bu çalışmada Doppler ekokardiyografi cihazlarına ek bir donanımla bu özelliğin de katılması amaçlanmıştır. Ayrıca yapılan çalışmayla teknolojik olarak eskiyen Ultrasonik Doppler cihazlarının kullanım sürelerinin uzatılması da hedeflenmektedir. Tasarlanan tanıya yönelik akıllı öngörü sistemi, Doppler ekokardiyografi cihazının ses çıkışından yararlanarak kalp (kardiyak) Doppler (KD) işaretlerinin spektral analizini ve sınıflandırmasını yapmaktadır. Yazılım olarak LabVIEW grafik programlama dili kullanılmış ve tüm modül ve alt modüller LabVIEW’da yazılmıştır. Hazır LabVIEW eklentileri (add-on software) kullanılmamıştır. Biyomedikal işaret işlemede literatürde LabVIEW ile KD işaretleriyle yapılan çalışmaya rastlanmamıştır.

Donanım ve yazılım olarak tasarlanan kardiyak Doppler işaretleri analiz ve sınıflandırıcı (KARDİAS) sistemi, gerçek zamanlı (online) çalışma (GZÇ) ve çevrimdışı (off-line) çalışma (ÇDÇ) yazılım modüllerinden oluşmaktadır. GZÇ

modülünde KD işaretleri örneklenerek görüntülenmekte, kaydedilmekte ve çeşitli spektral analiz teknikleri kullanılarak zaman-frekans gösterimleri elde edilmektedir. ÇDÇ modülünde KD işaretleri örneklenerek kaydedilmekte, kaydedilmiş KD işareti verileri dosyadan çalışma ortamına alınarak KD verileri üzerinde çeşitli spektral analiz teknikleri kullanılarak zaman-frekans gösterimleri elde edilmektedir. Ayrıca ÇDÇ modülünde yapay sinir ağları (YSA) kullanılarak KD işaretlerinin sınıflandırılması yapılmaktadır.

239 gönüllü hastadan alınan, kalpteki dört kapakçık olan mitral, aort, triküspit ve pulmoner kapaklardan alınan KD işaretleri 16 KHz'de örneklenerek KARDİAS sisteminde uygulamalarda kullanılmıştır. Alınan KD verilerinin çoğunluğu darbeli dalga Doppler (PW Doppler) yöntemiyle kaydedilmiş verilerdir. Muayene edilen gönüllü hastalardan sınıf olarak sağlıklı ve yetersizlik çeken kişilere daha çok rastlanmış, darlığa ait veri ise azınlıkta kalmıştır. Darlığa ait verilerin çoğunluğu da mitral kapaktan alınmıştır.

GZÇ'larda, kullanılan donanım çalışma yapısını sınırlamaktadır. Tüm sonuçlar karşılaştırıldığında, çalışılan donanım ile 16000 Hz'i aşmayan örnekleme frekanslarında, KZFD yöntemi, kullanılan donanım şartlarına göre GZÇ için, kısa işlem zamanı nedeniyle en iyi spektral analiz tekniği olarak öne çıkmaktadır. SDD yöntemi de KZFD'den sonra uygun bir zaman-frekans gösterimi yöntemi olmuştur. WVD yöntemi, uzun hesaplama zamanı gerektirdiğinden GZ uygulamalar için uygun bir yöntem olmamıştır.

ÇDÇ'larda, özellikle WVD ve SDD yöntemleri, klinik ve araştırma ortamlarında kullanım için, oldukça iyi çözünürlük ve performans ortaya koymaktadırlar. Aslında uzman hekimin değerlendirme yapabilmesi için çalışmayı durdurup zaman-frekans gösterimi üzerinde çalışıp yorum yapması gerekmektedir. Bu işlem en iyi şekilde GZÇ'yı izleyen ardışık ÇDÇ ile yapılabilir. Tasarlanan sistemle bu başarılmaktadır. ÇDÇ'da KD işaretleri, KZFD, WVD ve SSD zaman-frekans gösterimleriyle incelenebilmektedir. Bölüm 3'de "KD işaretlerinin analizi" alt başlığında mitral, aort, triküspit ve pulmoner kapak zaman-frekans gösterimleri incelenmiş ve örnek

hasta spektrogramları ve skalogramları karşılaştırılmalı olarak sunulmuştur. Her dört kapakçığa ait sağlıklı ve hastalıklı KD işaretlerinin GSY frekans dağılımları incelenmiş ve sunulmuştur. Yapı yönüyle benzeşen mitral-triküspit kapaklar ile aort-pulmoner kapak çiftlerinin zaman-frekans gösterimlerinin de benzeştiği görülmektedir. Darlık ve yetmezliklerde oluşan yüksek hızlı kan akışları, anormal akış profilleri KZFD ve WVD spektrogramlarında ve SDD skalogramlarında gözlenmiştir.

Etkin özellik çıkarımı ve bunun sonucu olarak elde edilen sınıflandırma başarısı teşhise yönelik zeki örüntü tanıma çalışmalarında önemli iki temel öge olmuşlardır. Bu çalışmanın sınıflandırma bölümünde bu iki öge üzerinde durularak, özellik çıkarımı için yeni yöntemler önerilmiş ve var olanlar geliştirilmeye çalışılmıştır. Ayrıca sınıflandırıcı olarak yaygın şekilde kullanılan ve başarılı bir yöntem olan ÇKA YSA yapısı seçilmiştir.

Sınıflandırma işlemi öncesinde, durağan olmayan KD işaretlerinin çerçevelenerek ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) alınmıştır. Durağan hale getirilen KD işaretlerine YSA girişi öncesi ön işlemler uygulanarak YSA giriş özellik vektörleri elde edilmiştir. Sınıflandırıcı uzman sistem tasarımında 4 YSA yöntemi önerilmiş ve bu yöntemlerin başarısı gösterilmiştir. Ayrıca bu yöntemler içinden seçilen 3 yöntem ile birleşik YSA yapısı oluşturularak tanı öngörüsü başarısı arttırılmıştır. Bileşik YSA sistemi tek tek ağlardan daha iyi bir performans sergilemektedir. Ağların yalnız başlarına doğru sınıflama performansları sırasıyla yöntem-I için %93,85, yöntem-II için %96,92, yöntem-III için %95,38 ve yöntem-IV için %96,92 oranlarında iken bileşik YSA sisteminin doğru sınıflama performansı %98,46 olmuştur.

Çizelge 4.17’de yapılan çalışmayla literatürdeki benzer çalışmalar karşılaştırılmıştır. Yapılan sınıflandırmada, sınıf sayısı, kullanılan eğitim ve test veri setlerindeki örnek sayıları, yöntemler ve duyarlılık-belirlilik analizi değerleri dikkate alındığında yapılan bu çalışma diğerlerine göre daha başarılı sonuçlar sunmaktadır.

Çizelge 4. 17. Yapılan çalışmanın literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırılması

Çalışma	İçerik	Yöntem	Veri Sayısı	Sınıf sayısı	Sınıflama Doğruluğu
C. Veyrat ve ark.	Mitral darlık	eko-Doppler tarama tekniğini	-	2	Duyarlılık: %93 Belirlilik: %92
İ. Türkoğlu ve ark	Mitral – Aort KD	dalgacık dönüşümü-YSA	215	2	Mitral doğru sınıflama (%83,9 N, %100 H) Aort doğru sınıflama (%84,2 N, %90,9 H)
İ. Türkoğlu ve ark	Mitral – Aort KD	dalgacık dönüşümü-YSA	Test aort 71 Test mitral 52	2	YSA-Mitral Duyarlılık: %100 Belirlilik : %95 YSA-Aort Duyarlılık: %92,68 Belirlilik : %93,33
N. Barışçı	Mitral-Aort KD	NEFCLASS-YSA	Eğitim (30-30) Test (30-30)	3	YSA-Mitral Duyarlılık: %93,33 Belirlilik : %95 YSA-Aort Duyarlılık: %95 Belirlilik : %100 NEFCLASS-Mitral Sınıflama Doğ. : %90 NECLASS-Aort Sınıflama Doğ. : %96,7
S. Kara	Mitral KD	KZFD-YSA	Test :92	2 (3 çıkış derecelendirme)	YSA-Mitral Duyarlılık: %93,33 Belirlilik : %100
Yapılan Çalışma	Mitral KD	ADD-YSA	Eğitim: 80 Test: 65	3	YSA-Mitral Duyarlılık (MD): %100 Duyarlılık (MY): %95,24 Belirlilik : %100

Öneriler:

Tasarlanan tanıya yönelik akıllı öngörü sistemi KARDİAS’da sadece KD işareti örüntüleri üzerinde çalışılmıştır. Bununla birlikte sistem akciğer sesleri, kalp sesleri, EEG ve EMG gibi benzer durağan olmayan biyolojik işaretler üzerinde de çalışmaya uygundur.

Grup çalışması yapılarak ve daha çok örnek veriyle çalışılarak sistem başarımı arttırılabilir. Patent alma çalışması yapılabilir. Ayrıca sınıflandırıcı uzman sistem ile uzman hekime yardımcı olacak yetmezlik ve darlık derecelendirmesi yapılabilir. USB-DAQ veya PCMCIA DAQ yapılarıyla dizüstü bilgisayar kullanılarak sistem taşınabilir hale getirilebilir. Bu konuda yazılım uyumludur.

FPGA-DAQ tümleşik donanım yapısı kullanılarak, oluşturulan yazılım LabVIEW veya benzer bir programlama diliyle tümleşik donanım yapısının içine gömülerek PC donanımından bağımsız ve daha hızlı bir gerçek zamanlı çalışma elde edilebilir.

KAYNAKLAR

1. Evans, D. H., McDicken, W. N., Skidmore, R., Woodcock, J. P., "Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Clinical Applications", **Wiley**, Chichester, 1-203 (1989).
2. Powis, R. L., Schwartz, R. A., "Practical Doppler Ultrasound for the Clinician", **Williams & Wilkins**, Baltimore, 35-155 (1991).
3. Sigel, B., "A brief history of Doppler ultrasound in the diagnosis of peripheral vascular disease", **Ultrasound in Medicine & Biology**, 24 (2): 169-176, (1998).
4. Satomura, S., "Study of flow patterns in peripheral arteries by ultrasonics", **J. Acoust. Soc. Jap.**, 15, 151-158, (1959).
5. Edler, I., "Early Echocardiography", **Ultrasound in Med. Biol.**, 17 (5):, 425-431, (1991).
6. Satomura S., Kaneko Z., "Ultrasonic Blood Rheograph", **Proceeding of the 3rd International Conference on Medical Electronics**, London, 254-258 (1960).
7. Kaneko, Z., Komuta K., Kotani H. and Satomura S., "Studies on ultrasonic blood-rheograph", **Brain and Nerve**, 12., 921-935 (1960).
8. Kato, K., Izumi, T., "A New Method that can Detect Flow Direction of Ultrasonic Doppler Flowmeter", **Proc. 10th Meet Jpn Soc Ultrasonic Med.**, Japan, 78-79 (1966).
9. Kato, K., Izumi, T., "A new ultrasonic flowmeter that can detect flow direction", **Jap. Med. Ultrasonics**, 5, 28-30 (1966).
10. Franklin, D., Watson, N., Van Citters, R., "Blood velocity telemetered from unanaesthetised animals", **Nature** **203**, 528-530 (1964).

11. McLeod, F. D., "A directional doppler flowmeter", *Digest of the 7th International Conference on Medical Electronics and Biological Engineering*, Stockholm, 213-214 (1967).
12. Routh, H. F., "Doppler ultrasound", *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 15 (6): 31-40 (1996).
13. Jones, S. A., "Fundamental sources of error and spectral broadening in Doppler ultrasound signals", *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 21 (5): 399-483 (1993).
14. Evans, D. H., Archer, L. N. J., Levene, M. I., "The detection of abnormal neonatal cerebral hemodynamics using principal component analysis of the Doppler ultrasound waveform", *Ultrasound in Medicine & Biology*, 11 (3): 441-449 (1985).
15. Hoskins, P. R., "Peak velocity estimation in arterial stenosis models using colour vector Doppler", *Ultrasound in Medicine & Biology*, 23 (6): 889-897 (1997).
16. Oliveira, I. R. S., Widman, A., Molnar, L. J., Fukushima, J. T., Praxedes, J. N., Cerri, G. G., "Colour Doppler ultrasound: A new index improves the diagnosis of renal artery stenosis", *Ultrasound in Medicine & Biology*, 26 (1): 41-47 (2000).
17. Hertz, C. H., "The interaction of physicians, physicists and industry in the development of echocard.", *Ultrasound in Medicine and Biology*, 1 (1), 3-11 (1973).
18. Hatle, L., Angelsen, B., "Doppler ultrasound in cardiology, Physical and clinical applications", 2nd edn, *Lea and Febiger*, Philadelphia, 81-85 (1982).
19. Kaneko, Z., "First steps in the development of the Doppler flowmeter", *Ultrasound in Medicine & Biology*, 12(3): 187-195 (1986).
20. Tortoli, P., Manes, G., Atzeni, C., "Velocity profile reconstruction using ultrafast spectral analysis of Doppler ultrasound", *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, SU-32 (4); 555-561 (1985).

21. Lunt, M. J., "Accuracy and limitations of the ultrasonic Doppler blood velocimeters and zero crossing detector", *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2: 1-10 (1975).
22. Jensen, J. A., "Artifacts in blood velocity estimation using ultrasound and cross-correlation", *Medical & Biological Engineering & Computing*, 32: 165-170 (1994).
23. Bascom, P. A. J., Cobbold, R. S. C., "Origin of the Doppler ultrasound spectrum from blood", *IEEE Transactions on Bio medical Engineering*, 43 (6): 562-571 (1996).
24. Hoeks, A. P. G., Hennerici, M., Reneman, R. S., "Spectral composition of Doppler signals", *Ultrasound in Medicine & Biology*, 17(8): 751-760 (1991).
25. Aldis, G. K., Thompson, R. S., "Calculation of Doppler spectral power density functions", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 39 (10): 1022-1031 1992.
26. Hail, L. W., Clarke, K. W., "Spectral analysis as a method of quantitative interpretation of Doppler-shift signals", *Cardiovascular Research*, 8: 796-800 (1974).
27. Richards, K. L., Cannon, S. R., Crawford, M. H., Sorensen, S. G., "Noninvasive diagnosis of aortic and mitral valve disease with pulsed-Doppler spectral analysis", *The American Journal of Cardiology*, 51:1122-1127 (1983).
28. Noyan, A., "Fizyoloji Ders Kitabı", *Anadolu Üniversitesi Yayınları*, Ankara, 508-525 (1984).
29. Yazgan, E., Korürek, M., "Tıp Elektroniği", *İTÜ Yayınları*, İstanbul, 5.1-5.42 (1996).
30. Sigel, B., Gibson, R. J., Amatneek, K. V., Felix, W. R. J., Edelstein, A. L., "A Doppler Ultrasound Method for Distinguishing Laminar from Turbulent Flow", *A preliminary report, J. Surg Res.* 10, 221-224 (1970).

31. Kaluzynski, K., "Analysis of application possibilities of autoregressive modelling to Doppler blood flow signal spectral analysis", ***Medical & Biological Engineering & Computing***, 25: 373-376 (1987).
32. Schlindwein, F. S., Evans, D. H., "A real-time autoregressive spectrum analyzer for Doppler ultrasound signals", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 15 (3): 263-272 (1989).
33. Vaitkus, P. J., Cobbold, R. S. C., "A comparative study and assessment of Doppler ultrasound spectral estimation techniques Part I: Estimation methods", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 14 (8): 661-672 (1988).
34. Vaitkus, P. J., Cobbold, R. S. C., Johnston, K. W., "A comparative study and assessment of Doppler ultrasound spectral estimation techniques Part II: Methods and results", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 14 (8): 673-688 (1988).
35. Semmlow, J. L., Akay, M., Welkowitz, W., "Noninvasive detection of coronary artery disease using parametric spectral analysis methods", ***IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine***, 9(1): 33-36 (1990).
36. David, J. Y., Jones, S. A., Giddens, D. P., "Modern spectral analysis techniques for blood flow velocity and spectral measurements with pulsed Doppler ultrasound", ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 38 (6): 589-596 (1991).
37. Ahn, Y. B., Park, S. B., "Estimation of mean frequency and variance of ultrasonic Doppler signal by using second-order autoregressive model", ***IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control***, 38 (3): 172-182 (1991).
38. Güler, İ., Kara, S., Yüksel, M. E., "Measurement of carotid Doppler spectra using autoregressive spectrum analyzer", ***Proceedings of the International Biomedical Engineering Days***, Istanbul, 93-95 (1992).
39. Güler, İ., Kıymık, M.K., Kara, S., Yüksel, M.E., "Application of autoregressive analysis to 20 MHz pulsed Doppler data in real time", ***International Journal of Biomedical Computing***, 31: 247-256 (1992).

40. Guo, Z., Durand, L. G., Allard, L., Cloutier, G., Lee, H. C., Langlois, Y. E., "Cardiac Doppler blood-flow signal analysis", *Medical & Biological Engineering & Computing*, 31: 242-248 (1993).
41. Kadado, T., Maulik, D., Chakrabarti, S., "Comparison of parametric and nonparametric spectral estimation of continuous Doppler ultrasound shift waveforms", *Sixth IEEE Digital Signal Processing Workshop*, CA (USA) 145-148 (1994).
42. Güler, İ., Kara, S., "Detection of mitral stenosis by a pulsed Doppler flowmeter and autoregressive spectral analysis method", *First Regional Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society and 14th Conference of the Biomedical Engineering Society of India*, India, 2.91-2.92 (1995).
43. Güler, N. F., Kıymık, M. K., Güler, İ., "Comparison of FFT and AR-based sonogram outputs of 20 MHz pulsed Doppler data in real time", *Computers in Biology and Medicine*, 25 (4), 383-391 (1995).
44. Güler, N. F., Kıymık, M. K., Güler, İ., "Autoregressive-based sonogram output of 20 MHz pulsed Doppler data", *Medical Progress through Technology*, 21, 105-110 (1995).
45. Güler, İ., Kara, S., Güler, N. F., Kıymık, M. K., "Application of autoregressive and fast Fourier transform spectral analysis to tricuspid and mitral valve stenosis", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 49: 29-36 (1996).
46. Keeton, P. I. J., Schlindwein, F. S., Evans, D. H., "A study of the spectral broadening of simulated Doppler signals using FFT and AR modeling", *Ultrasound in Medicine & Biology*, 23 (7): 1033-1045 (1997).
47. Keeton, P. I. J., Schlindwein, F. S., "Spectral broadening of clinical Doppler signals using FFT and autoregressive modeling", *European Journal of Ultrasound*, 7: 209-218 (1998).
48. Güler, İ., Hardalaç, F., Übeyli, E. D., "Determination of Behcet disease with the application of FFT and AR methods", *Computers in Biology and Medicine*, 32 (6): 419-434 (2002).

49. Güler, İ., Übeyli, E. D., "Application of classical and model-based spectral methods to ophthalmic arterial Doppler signals with uveitis disease", *Computers in Biology and Medicine*, 33 (6): 455-471 (2003).
50. Übeyli, E. D., Güler, İ., "Spectral analysis of internal carotid arterial Doppler signals using FFT, AR, MA, and ARMA methods", *Computers in Biology and Medicine*, 34(4): 293-306 (2003).
51. Übeyli, E. D., Güler, İ., "Determination of stenosis and occlusion in arteries with the application of FFT, AR and ARMA methods", *Journal of Medical Systems*, 27(2): 105-120 (2003).
52. Übeyli, E. D., Işık, H., Güler, İ., "Application of FFT and ARMA spectral analysis to arterial Doppler signals", *Mathematical & Computational Applications*, 8 (3): 311-318 (2003).
53. Übeyli, E. D., Güler, İ., "Atardamarlardaki daralma ve tıkanıklığın maksimum olasılırlık kestiriminin kullanıldığı AR metodu ile incelenmesi", *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 16 (2): 375-385 (2003).
54. Gough, P. T., "A Fast Spectral Estimation Algorithm Based on the FFT", *IEEE Transactions on Signal Processing*, 42 (6), 1317-1322 (1994).
55. Welch, P. D., "The Use of Fast Fourier Transform for the Estimation of Power Spectra: A Method Based on Time Averaging Over Short, Modified Periodograms", *IEEE Trans. Audio Electroacoust.*, AU-15, 70-73 (1967).
56. Hammond, J. K., White, P. R., "The Analysis of Non-stationary Signals Using Time-Frequency Methods", *J. Sound Vibr.* 190 (3), 419-447 (1996).
57. Fan, L., Evans, D. H., "Differences in the Power Structures of Fourier Transform and Autoregressive Spectral Estimates of Narrow Band Doppler signals", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 41 (4), 387-390 (1994).
58. Evans, D. H., "Doppler Signal Analysis", *Ultrasound in Med. & Biol.*, 26 (1), 13-15 (2000).

59. Zhang, Y., Guo, Z., Wang, W., He, S., Lee, T., Loew, M., "A Comparison of the Wavelet and Short Time Fourier Transform for Doppler Spectral Analysis, *Medical Engineering and Physics*, 25, 547-557 (2003).
60. Long, X. Lee, J. W., Roberts, V. C., "Dynamic Spectral Analysis of Arterial Doppler Blood Flow Signals Using Time-Frequency Representations", *Engineering in Medicine and Biology Society, Bridging Disciplines for Biomedicine, Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE*, Amsterdam, 2, 873 – 874 (1996).
61. Guo, Z., Durand, L. G., Lee, H. C., "Comparison of Time Frequency Distribution Techniques For Analysis of Simulated Doppler Ultrasound Signals of Femoral Artery", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 41 (4), 332-342 (1994).
62. Krongold, B. S., Sayeed, A. M., Moehring, M. A., Ritcey, J. A., Spencer, M. P., Jones, D. L., "Time-scale Detection of Microemboli in Flowing Blood With Doppler Ultrasound", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46 (9), 1081-1089 (1999).
63. Wang, H., Siu, K., Ju, K., Moore, L. C., Chon, K. H., "Identification of Transient Renal Autoregulatory Mechanisms Using Time-Frequency Spectral Techniques", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52 (6), 1033-1039 (2005).
64. Keeton, P.I.J., Schlindwein, F.S., "Application of Wavelets in Doppler Ultrasound", *Sensor Review*, 17 (1), 38–45 (1997).
65. Aydin, N., Marvasti, F., and Markus, H. S., "Embollic Doppler Ultrasound Signal Detection Using Discrete Wavelet Transform", *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 8 (2), 182-90 (2004).
66. Güler, İ., Übeyli, E. D., "A Mixture of Experts Network Structure for Modelling Doppler Ultrasound Blood Flow Signals", *Computers in Biology and Medicine*, 35, 565–582 (2005).
67. Baykal, N., Reggia, J. A., Yalabık, N., Erkmen, A., Beksaç, M. S., "Feature Discovery and Classification of Doppler Umbilical Artery Blood Flow

- Velocity Waveforms”, *Computing in Medicine & Biology*, 26 (6), 451-462 (1996).
68. Wright, I. A., Gough, N. A. J., “Artificial Neural Network Analysis of Common Femoral Artery Doppler Shift Signals, Classification of Proximal Disease”, *Ultrasound in Med. & Biol.*, 24 (5), 735–743 (1999).
 69. Smith, J. H., Graham, J., Taylor, R. J., “The Application of An Artificial Neural Network To Doppler Ultrasound Waveforms for the Classification of Arterial Disease”, *Int.J. Clin. Monitor. Comput.*, 13, 85–91 (1996).
 70. Übeyli, E. D., Güler, İ., “Neural Network Analysis of Internal Carotid Arterial Doppler Signals: Predictions of Stenosis and Occlusion”, *Expert Syst. Appl.*, 25 (1), 1–13 (2003).
 71. Übeyli, E. D., Güler, İ., “Improving Medical Diagnostic Accuracy of Ultrasound Doppler Signals by Combining Neural Network Models”, *Computers in Biology and Medicine*, 35 (6), 533-554 (2005).
 72. Veyrat, C., Villemot, J. P., Manin, J. P., Cabrol, C., Kalmanson, D., “Anatomic and functional evaluation of pure and associated mitral stenoses using the echo-Doppler scanner technique”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, 9 (1), , 1-17 (1983).
 73. Gramiak, R., Holen, J., “CW and pulsed Doppler echocardiography utilizing a stand-alone system”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, 10 (2), 215-224 (1984).
 74. Cloutier, G., Lemire, F., Durand, L. G., Latour, Y., Langlois, Y. E., “Computer evaluation of Doppler spectral envelope area in patients having a valvular aortic stenosis”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, 16 (3), 247-260 (1990).
 75. Cloutier, G., Lemire, F., Durand, L. G., Latour, Y., Jarry, M., Solignac, A., Langlois, Y. E., “Change in amplitude distributions of Doppler spectrograms recorded below the aortic valve in patients with a valvular aortic stenosis”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, 17 (7), 667-678 (1991).

76. Güler, İ., Hardalaç, F., Müldür, S., “Determination of aorta failure with the application of FFT, AR and wavelet methods to Doppler technique”, *Computers in Biology and Medicine*, 31 (4), 229-238 (2001).
77. Türkoğlu, İ., Arslan, A., İlkay, E., “An expert system for diagnosis of the heart valve diseases”, *Expert Systems with Applications*, 23 (3), 229-236 (2002).
78. Güler, İ., Hardalaç, F., Barışçı, N., “Application of FFT analyzed cardiac Doppler signals to fuzzy algorithm”, *Computers in Biology and Medicine*, 32 (6), 435-444 (2002).
79. Türkoğlu, İ., Arslan, A., İlkay, E., “An intelligent system for diagnosis of the heart valve diseases with wavelet packet neural Networks”, *Computers in Biology and Medicine*, 33 (4), 319-331 (2003).
80. Güler, İ., Hardalaç, F., Ergün, U., Barışçı, N., “Classification of aorta doppler signals using variable coded-hierarchical genetic fuzzy system”, *Expert Systems with Applications*, 26 (3), 321-333 (2004).
81. Kara, S., Güven, A., Okandan, M., Dirgenali, F., “Utilization of artificial neural networks and autoregressive modeling in diagnosing mitral valve stenosis”, *Computers in Biology and Medicine*, 36 (5), 473-483 (2006).
82. Kara, S., “Classification of mitral stenosis from Doppler signals using short time Fourier transform and artificial neural Networks”, *Expert Systems with Applications*, 33 (2), 468-475 (2007).
83. Çomak, E., Arslan, A., Türkoğlu, İ., “A decision support system based on support vector machines for diagnosis of the heart valve diseases”, *Computers in Biology and Medicine*, 37 (1), 21-27 (2007).
84. Şengür, A., “An expert system based on principal component analysis, artificial immune system and fuzzy k -NN for diagnosis of valvular heart diseases”, *Computers in Biology and Medicine*, 38 (3), 329-338 (2008).
85. Uğuz, H., Arslan, A., R. Saraçoğlu, Türkoğlu, İ., “Detection of heart valve diseases by using fuzzy discrete hidden Markov model”, *Expert Systems with Applications*, 34 (4), 2799-2811 (2008).

86. Şengür, A., “An expert system based on linear discriminant analysis and adaptive neuro-fuzzy inference system to diagnosis heart valve diseases”, *Expert Systems with Applications*, 35 (1-2), 214-222 (2008).
87. Şengür, A., Türkoğlu, İ., “A hybrid method based on artificial immune system and fuzzy k-NN algorithm for diagnosis of heart valve diseases”, *Expert Systems with Applications*, 35 (3), 1011-1020 (2008).
88. Avcı, E., Türkoğlu, İ., “An intelligent diagnosis system based on principle component analysis and ANFIS for the heart valve diseases”, *Expert Systems with Applications*, 36 (2), 2873-2878 (2009).
89. Hanbay, D., “An expert system based on least square support vector machines for diagnosis of the valvular heart disease”, *Expert Systems with Applications*, 36 (3), 4232-4238 (2009).
90. Avcı, E., “A new intelligent diagnosis system for the heart valve diseases by using genetic-SVM classifier”, *Expert Systems with Applications*, 36 (7), 10618-10626 (2009).
91. Kara, S., “Doppler cihazı ve Autoregresif Spektral Analiz metoduyla mitral ve triküspit kapaklardaki kan akışının incelenmesi”, Doktora tezi, *Erciyes Üniversitesi Fen Bil. Enst.*, 1-50 (1995).
92. Hardalaç, F., “Trancranial Doppler sinyalleri için en iyi spektral analiz metodunun belirlenmesi”, Doktora tezi, *Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 18-32 (1997).
93. Türkoğlu, İ., “Durağan olmayan işaretler için zaman - frekans entropilerine dayalı akıllı örüntü tanıma”, Doktora tezi, *Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 24-88 (2002).
94. Übeyli, E. D., “Doppler işaretlerine spektral analiz tekniklerinin uygulanması ve yapay sinir ağları ile sınıflandırılması”, Doktora tezi, *Gazi Üniv. Fen Bilimleri Enst.*, 8-64 (2004).

95. Ergün, U., “Transcranial Doppler işaretlerinin yapay zeka ortamında sınıflandırılması”, Doktora tezi, **Gazi Üniv. Fen Bilimleri Enst.**, 60-100 (2005).
96. Barışçı, N., “Kardiyak Doppler işaretlerinin yapay sinir ağı ve NEFCLASS ile sınıflandırılması”, Doktora tezi, **Gazi Üniv. Fen Bilimleri Enst.**, 5-58 (2005).
97. İçer, S., “Doppler işaretlerinden faydalanarak damar hastalıklarının teşhisi için çeşitli işaret analiz tekniklerinin uygulanması”, Doktora tezi, **Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**, 7-54 (2005).
98. Verlinde, D., Beckers, F., Ramaekers, D., Aubert, A. E., “Wavelet decomposition analysis of heart rate variability in aerobic athletes”, **Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical**, 90:, 138–141 (2001).
99. Kıymık, M. K., Güler, İ., Dizibüyük, A., Akıncı, M., “Comparison of STFT and Wavelet transform methods in determining epileptic seizure activity in EEG signals for real-time application”, **Computers in Biology and Medicine**, 35:, 603–616 (2005).
100. Topal, T., Polat, H., Güler, İ., “Software Development for the Analysis of Heartbeat Sounds with LabVIEW in Diagnosis of Cardiovascular Disease”, **J. Med. Syst.**, 32:409–421 (2008).
101. Cameron, J. R., Skofronick, J. G., Grant, R. M., “Physics of the Body”, **Medical Physics Publishing, Madison**, Wisconsin, 1-75 (1999).
102. Ghista, D. N.(Ed.), “Advances in Cardiovascular Physics”, Vol. 6: Non-invasive cardiac assessment technology, **Karger**, New York, 15-65 (1989).
103. Glass, L., Hunter, P., McCulloch, A. (Eds.), “Theory of heart: Biomechanics, Biophysics and nonlinear dynamics of cardiac function”, **Springer-Verlag**, New York, 1-120. (1991).
104. Erol, Ç., Özkan, M., “Klinik ekokardiyografi ve Diğer Görüntüleme Yöntemleri”, **MN Medikal & Nobel**, Ankara, 1-220 (2007).

105. Feigenbaum, H, Armstrong, W. F., Ryan, T., "Feigenbaum's Echocardiography", *Lippincott Williams & Wilkins*, Philadelphia, 22-84 (2005).
106. Kaddoura, S., "Pratik Eko", çeviren Keleş İ., *İstanbul medikal yayıncılık*, İstanbul, 1-57 (2005).
107. Ertürk, S., "Sayısal işaret işleme", *Birsan yayınevi*, İstanbul, 109-143, (2002).
108. Kay, S. M., "Modem Spectral Estimation: Theory and Application", *Prentice Hall*, Englewood Cliffs, New Jersey, 1-403 (1988).
109. Proakis, J. G., Manolakis, D. G., "Digital Signal Processing Principles, Algorithms, and Applications", *Prentice Hall*, New Jersey, 852-960 (1996).
110. Stoica, P., Moses, R., "Introduction to Spectral Analysis", *Prentice Hall*, New Jersey, 1-126 (1997).
111. Kay, S. M., Marple, S. L., "Spectrum analysis - A modern perspective", *Proceedings of the IEEE*, 69 (11): 1380-1419 (1981).
112. Bartlett, M. S., "Smoothing periodograms from time-series with continuous spectra", *Nature*, **161**: 686-687 (1948).
113. Blackman, R. B., Tukey, J. W., "The measurement of power spectra from the point of view of communications engineering", *Dover*, New York, 1-20 (1958).
114. Jeon, J. J., Shin, Y. S., "Pseudo Wigner-Ville Distribution, Computer Program and Its Applications to Time-Frequency Domain Problems", *Report Naval Postgraduate School Monterey*, California, 4-14 (1993).
115. Gau, J. Y., "Analysis of Low Probability of Intercept (LPI) Radar Signals Using The Wigner Distribution", MSc.Thesis, *Naval Postgraduate School Monterey, CA*, 7-25, September (2002).

116. Tezel, C., “LPI Radar Sinyallerinin Analizi”, Yüksek Lisans Tezi, **Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**, 49-62, (2005).
117. Semmlow, J. L., “Biosignal and Biomedical Image Processing: MATLAB-Based Applications”, **Marcel Dekker, Inc.**, New York, 1-210 (2004).
118. Akansu, A. N., Haddad, R. A., “Multiresolution Signal Decomposition: Transforms, subbands, wavelets.”, **Academic Press**, San Diego CA, 20-100 (1992).
119. Strang, G., Nguyen, T., “Wavelets and Filter Banks”, **Wellesley-Cambridge Press**, Wellesley, 15-87 (1997).
120. Sağiroğlu, Ş., Beşdok, E., Erler, M., “Mühendislikte Yapay Zeka Uygulamaları-I: Yapay Sinir Ağları”, **Ufuk kitap kütüphanesi yayıncılık**, Kayseri, 1-117 (2003).
121. Öztemel, E., “Yapay Sinir Ağları”, **Papatya yayıncılık**, İstanbul, 1-113, 187-196 (2003).
122. Temurtaş, F., “Kimyasal sensör dizilerinde yapay sinir ağları ve bulanık mantık uygulamaları: gazların sınıflandırılması ve gaz konsantrasyonlarının belirlenmesi”, Doktora tezi, **Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**, Adapazarı, 10-40 (2000).

EKLER

EK-1. İstatistik Değerler

YSA girişi için elde edilen özellik vektöründe kullanılan istatistik değerler aşağıda verilen eşitliklerle elde edilmektedir.

n elemanlı bir x dizisi için,

Ortalama:

$$\mu = \sum_{i=0}^{n-1} \frac{x_i}{n} \quad (1.1)$$

Standart Sapma :

$$\sigma = \sqrt{\sum_{i=0}^{n-1} \frac{(x_i - \mu)^2}{n}} \quad (1.2)$$

Varyans :

$$\sigma^2 = \sum_{i=0}^{n-1} \frac{(x_i - \mu)^2}{n} \quad (1.3)$$

RMS değer :

$$rms = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} x_i^2} \quad (1.4)$$

Çarpıklık (skewness) :

Çarpıklık, üçüncü standardize edilmiş moment olup şu şekilde tanımlanmaktadır,

EK-1.(Devam) İstatistik Değerler

$$\text{Çarpıklık} = \frac{m^3}{\sigma^3} = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} (x_i - \mu)^3}{\sigma^3} \quad (1.5)$$

Burada m^3 ortalama etrafındaki 3. dereceden momenti, σ^3 standart sapmanın 3. kuvvetini göstermektedir.

Basıklık (kurtosis) :

Basıklık, dördüncü standardize edilmiş moment olup aşağıdaki şekilde tanımlanmaktadır

$$\text{Basıklık} = \frac{m^4}{\sigma^4} = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} (x_i - \mu)^4}{\sigma^4} \quad (1.6)$$

Burada m^4 ortalama etrafındaki 4. dereceden momenti, σ^4 standart sapmanın 4. kuvvetini göstermektedir.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : TOPAL, Taner
 Uyruğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 21.10.1969, Ortaklar/AYDIN
 Medeni hali : Evli
 Telefon / Faks : 0 (312) 202 85 88 / 212 00 59
 e-mail : ttopal@gazi.edu.tr

Eğitim

<u>Derece</u>	<u>Eğitim Birimi</u>	<u>Mezuniyet tarihi</u>
Yüksek lisans	Sakarya Üniv. /Elt.-Elektronik. Müh.	2003
Lisans	Anadolu Üniv./ Elt.-Elektronik. Müh.	1992
Lise	Ortaklar Lisesi	1986

İş Deneyimi

<u>Yıl</u>	<u>Yer</u>	<u>Görev</u>
1994-2002	Dumlupınar Üniv. STEF	Araştırma Görevlisi
2002-2003	Sakarya Üniv. TEF	Araştırma Görevlisi
2003-	Gazi Üniversitesi TEF	Araştırma Görevlisi

Yabancı Dil : İngilizce

Yayınlar

1. Ferikoğlu A., Topal T., “İşlemsel Devre Elemanları İle Endüktans Simülasyonu”, G.Ü. Fen Bilimleri Dergisi, Ankara, 18(1):143-151, (2005).
2. Topal T., Polat H., Güler İ., “Software Development for the Analysis of Heartbeat Sounds with LabVIEW in Diagnosis of Cardiovascular Disease”, *J. Med. Syst.*, 32:409–421, (2008).

Hobiler: Satranç, yüzme, doğa gezileri.