DOPPLER İŞARETLERİNE SPEKTRAL ANALİZ TEKNİKLERİNİN UYGULANMASI VE YAPAY SİNİR AĞLARI İLE SINIFLANDIRILMASI

ELİF DERYA ÜBEYLİ

DOKTORA TEZİ

(ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ)

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Şubat 2004
ANKARA

Elif Derya ÜBEYLİ tarafından hazırlanan DOPPLER İŞARETLERİNE SPEKTRAL ANALİZ TEKNİKLERİNİN UYGULANMASI VE YAPAY SİNİR AĞLARI İLE SINIFLANDIRILMASI adlı bu tezin Doktora tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER
Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: : Prof. Dr. İnan GÜLER

Üye : Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER

Üye : Doç. Dr. Osman EROĞUL

Üye : Doç. Dr. Raşit AHISKA

Üye : Yrd. Doç. Dr. Hamit ERDEM

Bu tez, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET i

ABSTRACT iii

TEŞEKKÜR v

ÇİZELGELERİN LİSTESİ vi

ŞEKİLLERİN LİSTESİ ix

SİMGELER VE KISALTMALAR xvi

1. GİRİŞ 1

2. ULTRASONİK DOPPLER İŞARETLERİ, SPEKTRAL ANALİZ METODLARI VE GERİ YAYILIM YAPAY SİNİR AĞLARI 6

2.1. Ultrasonik Doppler 6

2.2. Doppler Güç Spektrumu 8

2.2.1. Doppler güç spektrumunun değerlendirilmesi 8

2.2.2. Dalga şeklinin analizi 9

2.3. Doppler İşaretlerine Uygulanan Spektral Analiz Metodları 11

2.3.1. Klasik spektral analiz metodları 12

2.3.2. Model tabanlı spektral analiz metodları 13

2.4. Doppler İşaretlerine Uygulanan Klasik ve Model Tabanlı Spektral Analiz Tekniklerinin Performans Analizi 23

2.4.1. Spektral kestirim metodlarının performanslarının ölçümü 23

2.4.2. Klasik spektral analiz metodlarının performans analizi 25

2.4.3. Model tabanlı spektral analiz metodlarının performans analizi 41

2.4.4. Klasik ve model tabanlı metodların karşılaştırılması 63

2.5. Geri Yayılım Yapay Sinir Ağları 64

2.5.1. Çok katmanlı perseptron sinir ağı 66

2.5.2. Geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı 67

3. SONUÇLAR VE İRDELEME 70

3.1. Behçet Hastası Olan Kişilerden Alınan Oftalmik Atardamar Doppler İşaretlerinin Spektral Analizi 71

3.2. Üveit Hastası Olan Kişilerden Alınan Oftalmik Atardamar Doppler İşaretlerinin Spektral Analizi 84

3.3. İç Karotid Atardamar Doppler İşaretlerinin Spektral Analizi 98

3.4. Geri Yayılım Yapay Sinir Ağı ile Oftalmik Atardamar Doppler İşaretlerinin Sınıflandırılması: Oftalmik Atardamar Daralmasının Tespiti 115

3.4.1. Ağ girişlerinin belirlenmesi 116

3.4.2. Geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağının performansı 118

3.5. Geri Yayılım Yapay Sinir Ağı ile İç Karotid Atardamar Doppler İşaretlerinin Sınıflandırılması: İç Karotid Atardamar Daralma ve Tıkanıklığının Tespiti 122

3.5.1. Ağ girişlerinin belirlenmesi 123

3.5.2. Geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağının performansı 125

4. SONUÇ 130

KAYNAKLAR 134
ÖZGEÇMİŞ 145

DOPPLER İŞARETLERİNE SPEKTRAL ANALİZ TEKNİKLERİNİN UYGULANMASI VE YAPAY SİNİR AĞLARI İLE SINIFLANDIRILMASI

(Doktora Tezi)

Elif Derya ÜBEYLİ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Şubat 2004

ÖZET

Ultrasonik Doppler, birçok atardamar hastalıklarında atardamarlardaki akış karakteristiğini ve atardamarların direncini belirleyen güvenilir bir teknik olarak bilinmektedir. Bu çalışmada, Behçet, üveit hastası olan kişilerden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin ve iç karotid atardamar daralması, tıkanıklığı olan kişilerden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi, klasik (hızlı Fourier dönüşüm tabanlı metodlar) ve model tabanlı (özbağlaşımlı metod, yürüyen ortalamalı metod ve özbağlaşımlı yürüyen ortalamalı metod) teknikler ile yapılmıştır. Bu spektral analiz tekniklerinin kullanılması ile oftalmik ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları ve sonogramları elde edilmiştir. Daha sonra bu güç yoğunluk spektrumları ve sonogramlar kullanılarak spektral analiz metodları frekans çözünürlükleri, oftalmik ve iç karotid atardamarlardaki akış karakteristiklerinin belirlenmesindeki etkileri bakımından karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada, özbağlaşımlı ve özbağlaşımlı yürüyen ortalamalı metodlar ile elde edilen güç yoğunluk spektrumlarının ve sonogramların oftalmik ve iç karotid atardamarlardaki hemodinamik değişimler hakkında güvenilir bilgi verdiği belirlenmiştir. Oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılması geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı ile yapılmıştır. Yapılan sınıflama ile oftalmik atardamar daralması, iç karotid atardamar daralması ve iç karotid atardamar tıkanıklığı

tespit edilmiştir. Sınıflama sonuçları ve istatistiksel parametrelerin değerleri, oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılmasının geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı ile mümkün olduğunu göstermiştir.

Bilim Kodu : **705**
Anahtar Kelimeler : **Doppler işareti, Spektral analiz, Güç yoğunluk spektrumu, Sonogram, Oftalmik atardamar, İç karotid atardamar, Behçet hastalığı, Üveit hastalığı, Daralma, Tıkanıklık, Geri yayılım yapay sinir ağı**
Sayfa Adedi : **145**
Tez Yöneticisi : **Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER**

APPLICATION OF SPECTRAL ANALYSIS TECHNIQUES TO DOPPLER SIGNALS AND CLASSIFICATION BY ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS

(Ph.D. Thesis)

Elif Derya ÜBEYLİ

GAZI UNIVERSITY
INSTUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY
February 2004

ABSTRACT

Doppler ultrasonography is known as a reliable technique, which demonstrates the flow characteristics and resistance of arteries in various arterial disease. In this study, spectral analysis of ophthalmic arterial Doppler signals obtained from subjects having Behcet, uveitis disease and internal carotid arterial Doppler signals obtained from subjects having internal carotid artery stenosis, occlusion were performed by classical (fast Fourier transform based methods) and model based (autoregressive, moving average and autoregressive moving average) techniques. By using these spectral analysis techniques, power spectral densities and sonograms of ophthalmic and internal carotid arterial Doppler signals were obtained. These power spectral densities and sonograms were then used to compare the applied methods in terms of their frequency resolution and the effects in determination of flow characteristics in ophthalmic and internal carotid arteries. In this study, it has been determined that power spectral densities and sonograms obtained by autoregressive and autoregressive moving average methods give reliable information on hemodynamic alterations in ophthalmic and internal carotid arteries. Classification of ophthalmic arterial and internal carotid arterial Doppler signals were done by multilayer perceptron neural network trained with backpropagation algorithm. Ophthalmic artery stenosis, internal carotid artery stenosis and internal carotid artery occlusion were detected by the performed classification. The

classification results and the values of statistical parameters indicated that the classifications of ophthalmic arterial and internal carotid arterial Doppler signals were feasible by multilayer perceptron neural network trained with backpropagation algorithm.

Science Code : 705
Key Words : Doppler signal, Spectral analysis, Power spectral density, Sonogram, Ophthalmic artery, Internal carotid artery, Behcet disease, Uveitis disease, Stenosis, Occlusion, Backpropagation artificial neural network
Page Number : 145
Adviser : Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER

TEŞEKKÜR

Doktora tez çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren Sayın Hocam Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER'e, yine yardım ve desteklerini esirgemeyen Sayın Hocam Prof. Dr. İnan GÜLER'e teşekkür ederim.

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 2.1. Dalga şekillerinden çıkarılabilen bazı indeksler; S, D, M, A, T, t_s değişkenleri Şekil 2.2'de tanımlıdır 11

Çizelge 2.2. Klasik spektral analiz metodları 13

Çizelge 2.3. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin Yule-Walker, kovaryans, değiştirilmiş kovaryans, Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodları ile kestirilen AR parametreleri 48

Çizelge 2.4. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin Yule-Walker, kovaryans, değiştirilmiş kovaryans, Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodları ile kestirilen AR parametrelerinin Cramer-Rao sınırları 48

Çizelge 2.5. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin Yule-Walker, kovaryans, değiştirilmiş kovaryans, Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodları ile kestirilen AR parametreleri 56

Çizelge 2.6. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin Yule-Walker, kovaryans, değiştirilmiş kovaryans, Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodları ile kestirilen AR parametrelerinin Cramer-Rao sınırları 56

Çizelge 3.1. 30 yaşındaki sağlıklı kişinin (kişi no: 7) oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz) 75

Çizelge 3.2. 36 yaşındaki Behçet hastası olan kişinin (kişi no: 10) Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz) 76

Çizelge 3.3. Sağlıklı ve Behçet hastası olan 10 farklı kişinin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz) 76

Çizelge 3.4. 30 yaşındaki sağlıklı kişinin (kişi no: 7) oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinden hesaplanan HFD, Burg AR, en küçük kareler AR metodları arasındaki korelasyon katsayıları 77

Çizelge 3.5. 36 yaşındaki Behçet hastası olan kişinin (kişi no: 10) Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinden hesaplanan HFD, Burg AR, en küçük kareler AR metodları arasındaki korelasyon katsayıları 77

Çizelge 3.6. Sağlıklı ve Behçet hastası olan 10 farklı kişinin oftalmik atardamar direnç ve darbe indeksleri 83

Çizelge 3.7. 30 yaşındaki sağlıklı kişinin (kişi no: 16) oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz) 88

Çizelge 3.8. 38 yaşındaki üveit hastası olan kişinin (kişi no: 25) Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz) 88

Çizelge 3.9. Sağlıklı ve üveit hastası olan 10 farklı kişinin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz) 89

Çizelge 3.10. 30 yaşındaki sağlıklı kişinin (kişi no: 16) oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinden hesaplanan HFD, AR, MA, ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayıları 90

Çizelge 3.11. 38 yaşındaki üveit hastası olan kişinin (kişi no: 25) Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinden hesaplanan HFD, AR, MA, ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayıları 90

Çizelge 3.12. Sağlıklı ve üveit hastası olan 10 farklı kişinin oftalmik atardamar direnç ve darbe indeksleri 97

Çizelge 3.13. 33 yaşındaki sağlıklı kişinin (kişi no: 6) iç karotid atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz) 104

Çizelge 3.14. 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişinin (kişi no: 9) Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2, P_3 sırası ile birinci, ikinci ve üçüncü tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2, f_3 sırası ile birinci, ikinci ve üçüncü tepenin frekansları (Hz) 104

Çizelge 3.15. 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişinin (kişi no: 14) Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz) 104

Çizelge 3.16. Sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan 12 farklı kişinin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2, P_3 sırası ile birinci, ikinci ve üçüncü tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2, f_3 sırası ile birinci, ikinci ve üçüncü tepenin frekansları (Hz) 105

Çizelge 3.17. 33 yaşındaki sağlıklı kişinin (kişi no: 6) iç karotid atardamar Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinden hesaplanan HFD, AR, MA, ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayıları 106

Çizelge 3.18. 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişinin (kişi no: 9) Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinden hesaplanan HFD, AR, MA, ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayıları 106

Çizelge 3.19. 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişinin (kişi no: 14) Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinden hesaplanan HFD, AR, MA, ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayıları 106

Çizelge 3.20. Sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan 12 farklı kişinin iç karotid atardamar direnç ve darbe indeksleri 114

Çizelge 3.21. Ağın eğitim ve geçerliliğinin ortalama karesel hataları 119

Çizelge 3.22. Sınıflama sonuçları 120

Çizelge 3.23. Test performans parametrelerinin değerleri 120

Çizelge 3.24. İstatistiksel sonuçlar 122

Çizelge 3.25. Ağın eğitim ve geçerliliğinin ortalama karesel hataları 126

Çizelge 3.26. Sınıflama sonuçları 127

Çizelge 3.27. Test performans parametrelerinin değerleri 127

Çizelge 3.28. İstatistiksel sonuçlar 129

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 2.1. f_i frekansı ile gönderilen ultrasonik dalganın kandaki hareketli parçacıklar tarafından alınması ve daha sonra alınan ultrasonik dalganın bu parçacıklar tarafından saçılması ile Doppler etkisinin oluşması 7

Şekil 2.2. Direnç indeksinin, darbe indeksinin, S/D oranının, sabit akış oranının ve yükseklik genişlik indeksinin ifadelerinde bulunan değişkenleri gösteren dalga şekli. S maksimum sistolik yükseklik, D son diyastolik yükseklik, M dalga şeklinin ortalama yüksekliği, T kardiyak devrinin uzunluğu, A eğrinin altında kalan alan, t_s sistolik tepenin süresi 10

Şekil 2.3. ARMA metodunda rasyonel $P(f)$ 'nun gösterimi 15

Şekil 2.4. AR metodunda rasyonel $P(f)$ 'nun gösterimi 15

Şekil 2.5. MA metodunda rasyonel $P(f)$ 'nun gösterimi 16

Şekil 2.6. ARMA metodu 18

Şekil 2.7. AR metodu 19

Şekil 2.8. MA metodu 20

Şekil 2.9. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(1)'in Cramer-Rao sınırları; Yule AR (Yule-Walker AR), Kov AR (Kovaryans AR), DKov AR (Değiştirilmiş Kovaryans AR), Burg AR (Burg AR), EKK (En küçük kareler AR), MOK AR (Maksimum olabilirlik kestirimi AR) 49

Şekil 2.10. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(2)'nin Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır) 49

Şekil 2.11. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(3)'ün Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır) 50

Şekil 2.12. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(4)'ün Cramer-Rao sınırları(semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır) 50

Şekil 2.13. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(5)'in Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır) 51

Şekil 2.14. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(6)'nın Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır) 51

Şekil 2.15. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(7)'nin Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır) 52

Şekil 2.16. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(8)'in Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır) 52

Şekil 2.17. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(9)'un Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır) 53

Şekil 2.18. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(10)'un Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır) 53

Şekil 2.19. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR modelinde beyaz gürültünün varyansının Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır) 54

Şekil 2.20. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(1)'in Cramer-Rao sınırları Yule AR (Yule-Walker AR), Kov AR (Kovaryans AR), DKov AR (Değiştirilmiş Kovaryans AR), Burg AR (Burg AR), EKK (En küçük kareler AR), MOK AR (Maksimum olabilirlik kestirimi AR) 57

Şekil 2.21. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(2)'nin Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır) 57

Şekil 2.22. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(3)'ün Cramer-Rao sınırları(semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır) 58

Şekil 2.23. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(4)'ün Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır) 58

Şekil 2.24. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(5)'in Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır) 59

Şekil 2.25. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(6)'nın Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır) 59

Şekil 2.26. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(7)'nin Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır) 60

Şekil 2.27. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(8)'in Cramer-Rao sınırları(semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır) 60

Şekil 2.28. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(9)'un Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır) 61

Şekil 2.29. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(10)'un Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır) 61

Şekil 2.30. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR modelinde beyaz gürültünün varyansının Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır) 62

Şekil 2.31. Çok katmanlı perseptron sinir ağı 66

Şekil 3.1. Ölçme sisteminin blok diyagramı 72

Şekil 3.2. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 7) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, Burg AR ve en küçük kareler AR metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları 73

Şekil 3.3. 36 yaşındaki Behçet hastası olan kişiden (kişi no: 10) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, Burg AR ve en küçük kareler AR metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları 74

Şekil 3.4. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 7) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD metodu ile elde edilen sonogramı 78

Şekil 3.5. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 7) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin Burg AR metodu ile elde edilen sonogramı 79

Şekil 3.6. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 7) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin en küçük kareler AR metodu ile elde edilen sonogramı 79

Şekil 3.7. 36 yaşındaki Behçet hastası olan kişiden (kişi no: 10) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD metodu ile elde edilen sonogramı 80

Şekil 3.8. 36 yaşındaki Behçet hastası olan kişiden (kişi no: 10) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin Burg AR metodu ile elde edilen sonogramı 81

Şekil 3.9. 36 yaşındaki Behçet hastası olan kişiden (kişi no: 10) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin en küçük kareler AR metodu ile elde edilen sonogramı 81

Şekil 3.10. Sağlıklı ve Behçet hastası kişilerin oftalmik atardamar direnç indeksleri 83

Şekil 3.11. Sağlıklı ve Behçet hastası kişilerin oftalmik atardamar darbe indeksleri 83

Şekil 3.12. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 16) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA, ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları 86

Şekil 3.13. 38 yaşındaki üveit hastası olan kişiden (kişi no: 25) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA, ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları 87

Şekil 3.14. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 16) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD metodu ile elde edilen sonogramı 91

Şekil 3.15. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 16) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR metodu ile elde edilen sonogramı 92

Şekil 3.16. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 16) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin MA metodu ile elde edilen sonogramı 92

Şekil 3.17. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 16) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin ARMA metodu ile elde edilen sonogramı 93

Şekil 3.18. 38 yaşındaki üveit hastası olan kişiden (kişi no: 25) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD metodu ile elde edilen sonogramı 94

Şekil 3.19. 38 yaşındaki üveit hastası olan kişiden (kişi no: 25) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR metodu ile elde edilen sonogramı 94

Şekil 3.20. 38 yaşındaki üveit hastası olan kişiden (kişi no: 25) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin MA metodu ile elde edilen sonogramı 95

Şekil 3.21. 38 yaşındaki üveit hastası olan kişiden (kişi no: 25) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin ARMA metodu ile elde edilen sonogramı 95

Şekil 3.22. Sağlıklı ve üveit hastası kişilerin oftalmik atardamar direnç indeksleri 97

Şekil 3.23. Sağlıklı ve üveit hastası kişilerin oftalmik atardamar darbe indeksleri 97

Şekil 3.24. 33 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 6) alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA, ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları 100

Şekil 3.25. 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 9) daralma sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA, ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları 101

Şekil 3.26. 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiden (kişi no: 14) tıkanıklık sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA, ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları 102

Şekil 3.27. 33 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 6) alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD metodu ile elde edilen sonogramı 107

Şekil 3.28. 33 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 6) alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR metodu ile elde edilen sonogramı 108

Şekil 3.29. 33 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 6) alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin MA metodu ile elde edilen sonogramı 108

Şekil 3.30. 33 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 6) alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin ARMA metodu ile elde edilen sonogramı 109

Şekil 3.31. 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 9) daralma sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD metodu ile elde edilen sonogramı 109

Şekil 3.32. 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 9) daralma sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR metodu ile elde edilen sonogramı 110

Şekil 3.33. 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 9) daralma sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin MA metodu ile elde edilen sonogramı 110

Şekil 3.34. 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 9) daralma sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin ARMA metodu ile elde edilen sonogramı 111

Şekil 3.35. 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiden (kişi no: 14) tıkanıklık sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD metodu ile elde edilen sonogramı 111

Şekil 3.36. 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiden (kişi no: 14) tıkanıklık sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR metodu ile elde edilen sonogramı 112

Şekil 3.37. 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiden (kişi no: 14) tıkanıklık sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin MA metodu ile elde edilen sonogramı 112

Şekil 3.38. 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiden (kişi no: 14) tıkanıklık sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin ARMA metodu ile elde edilen sonogramı 113

Şekil 3.39. Sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar direnç indeksleri 115

Şekil 3.40. Sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar darbe indeksleri 115

Şekil 3.41. Oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılmasında gerçekleştirilen işlemler 116

Şekil 3.42. Oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları: (—) 30 yaşındaki sağlıklı kişi (kişi no: 7), (---) 33 yaşındaki oftalmik atardamar daralması olan kişi (kişi no: 12) 117

Şekil 3.43. Ağın eğitim ve geçerliliğinin ortalama karesel hata eğrileri 119

Şekil 3.44. Regresyon: (a) İstenilen çıkış (sağlıklı) ve ağ çıkışı (sağlıklı), (b) İstenilen çıkış (daralma) ve ağ çıkışı (daralma) 121

Şekil 3.45. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılmasında gerçekleştirilen işlemler 123

Şekil 3.46. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları: (—) 33 yaşındaki sağlıklı kişi (kişi no: 6), (---) 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişi (kişi no: 9), (.....) 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişi (kişi no: 14) 124

Şekil 3.47. Ağın eğitim ve geçerliliğinin ortalama karesel hata eğrileri 126

Şekil 3.48. Regresyon: (a) İstenilen çıkış (sağlıklı) ve ağ çıkışı (sağlıklı), (b) İstenilen çıkış (daralma) ve ağ çıkışı (daralma), (c) İstenilen çıkış (tıkanıklık) ve ağ çıkışı (tıkanıklık) 128

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklama
a	AR parametre vektörü
$a(k)$	AR katsayıları
$\hat{a}$	AR parametre vektörünün kestirimi
$a^*(k)$	AR parametrelerinin karmaşık eşleniği
$b(k)$	MA katsayıları
c	Ultrasonik dalganın ortamdaki hızı
$C(\theta)$	θ'nın varyansı
E	Çıkış nöronunun istenilen değeri ve gerçek değeri arasındaki farkın toplamının karesi
$E\{\cdot\}$	Beklenen değer işlemi
f	Aktivasyon fonksiyonu
f_D	Doppler kayma frekansı
f_t	Ultrasonik dalganın gönderilen frekansı
$H(f)$	Transfer fonksiyonu
$I(\theta)$	Fisher bilgi matrisi
m	MA modelinin derecesi
p	AR modelinin derecesi
$p(x)$	Olasılık yoğunluk fonksiyonu
$p(x;\theta)$	Olabilirlik fonksiyonu
$P(f)$	Güç yoğunluk spektrumu
$\hat{P}(f)$	Güç yoğunluk spektrumunun kestirimi
$\hat{P}_B(f)$	Bartlett metodu ile kestirilen güç yoğunluk spektrumu

$\hat{P}_{BT}(f)$	Blackman-Tukey metodu ile kestirilen güç yoğunluk spektrumu
$\hat{P}_{K}(f)$	Korrelogram metodu ile kestirilen güç yoğunluk spektrumu
$\hat{\tilde{P}}_{l}(f)$	l 'inci aralığın değiştirilmiş periodogram kestirimi
$\hat{P}_{P}(f)$	Periodogram metodu ile kestirilen güç yoğunluk spektrumu
$\hat{P}_{W}(f)$	Welch metodu ile kestirilen güç yoğunluk spektrumu
Q_{B}	Bartlett kestirim metodunun kalite faktörü
Q_{BT}	Blackman-Tukey kestirim metodunun kalite faktörü
Q_{P}	Periodogram kestirim metodunun kalite faktörü
Q_{W}	Welch kestirim metodunun kalite faktörü
r	Korelasyon katsayısı
$r(k)$	Otokorelasyon fonksiyonu
v	Kandaki parçacıkların hızı
$w(n)$	Beyaz gürültü
w_{ji}	i ve j indisli nöronlar arasındaki bağlantının ağırlığı
Δw_{ji}	w_{ji} ağırlığının değişimi
$x(n)$	İşaret
$\overline{x}$	$x(n)$ işaretinin ortalaması
$\hat{x}(n)$	$x(n)$ işaretinin kestirimi
x_{i}	Geri yayılım yapay sinir ağının giriş işareti
y_{j}	j indisli çıkış nöronunun gerçek değeri
y_{dj}	j indisli çıkış nöronunun istenilen değeri
α	Geri yayılım algoritmasında öğrenme katsayısı
θ	Ultrasonik dalga ile parçacıkların hareket yönü arasındaki açı
μ	Geri yayılım algoritmasında momentum katsayısı
σ^{2}	Beyaz gürültünün varyansı

Kısaltmalar

ABK	Akaike bilgi kriteri
AFD	Ayrık Fourier dönüşümü
AR	Özbağlaşımlı metod
ARMA	Özbağlaşımlı yürüyen ortalamalı metod
Burg AR	Burg metodu (AR kestirim metodu)
CRS	Cramer-Rao sınırı
DKov AR	Değiştirilmiş kovaryans metodu (AR kestirim metodu)
EKK AR	En küçük kareler metodu (AR kestirim metodu)
HFD	Hızlı Fourier dönüşümü
Kov AR	Kovaryans metodu (AR kestirim metodu)
MA	Yürüyen ortalamalı metod
MOK AR	Maksimum olabilirlik kestirim metodu (AR kestirim metodu)
YSA	Yapay sinir ağı
Yule AR	Yule-Walker metodu (AR kestirim metodu)

1. GİRİŞ

Ultrasonik Doppler, damarlardaki kan akışını incelemek için klinik uygulamalarda kullanılan önemli bir tekniktir (1-4). İlk olarak Satomura (5) 1959 yılında, Doppler etkisinin kan akış hızını ölçmede kullanılabileceğini göstermiştir fakat ultrasonik Doppler'in klinik uygulamaları 1980'lerde başlamıştır. Ultrasonik Dopplerin tıptaki ilk kullanımı, doğumda fetalin kalp atışlarını görüntüleme ve karotid atardamarlarındaki kan akışını değerlendirmek olmuştur (1). Son yıllardaki gelişmelerinden sonra kardiyoloji, nöroloji, radyoloji, oftalmoloji, onkoloji, neonatoloji, doğum, pediyatri, cerrahlık alanlarında, beyne ait dolaşımda ve birçok damar hastalıklarında kullanılmaya başlanmıştır (6-18). Ultrasonik Doppler ile çok ince damarlarda bile kan akışı, akış yönü ve akış karakteristiği hakkında bilgiler elde edilebilmektedir (1-4).

Ultrasonik Doppler ile yapılabilen ölçümler, hız profili, hız değişimleri, akış oranı, damar görüntüleme, türbülans parametreleri, basınç düşmesi, damar hastalıkları ve damar direnci olarak sıralanabilir (1-4, 6, 7, 19-21). Bu ölçümlere ait belirsizlikler; Doppler sisteminin görüntüleme, örtüşme, aralık belirsizliği gibi sınırlamalarından kaynaklanmaktadır (1-4, 7, 21-24). Doppler sistemlerinin teşhis amaçlı kullanımlarının yaygınlaşması ile birlikte ölçmelerdeki sınırlamalarını ortadan kaldıracak farklı Doppler sistemleri geliştirilmiştir (4, 25-27). Hızla ilerleyen teknoloji ile birlikte geliştirilen Doppler sistemleri, sürekli dalga ve darbeli dalga hız ölçüm sistemleri ve renkli akış ölçüm sistemleri olarak sınıflandırılabilir (1-4).

Ultrasonik Doppler'in diğer kan akış ölçme tekniklerine göre en önemli avantajı, insan vücuduna zarar vermeden doğru ve güvenilir ölçme yapmasıdır. Ayrıca, ultrasonik Doppler atardamarlardaki hemodinamik değişimlerin görüntülenmesinde kullanılmaktadır (1-4, 6, 7, 13, 27).

İnsan kulağı tarafından duyulamayan 20 kHz'den daha yüksek frekanslı sesler ultrasonik frekans olarak tanımlanır (1-3). Doppler sistemlerinde, ultrasonik dönüştürücünün gönderdiği ultrasonik frekansın kandaki parçacıklardan saçılması ve

yansımasından dolayı alınan frekansta değişimler gözlenir. Doppler kayma frekansı, gönderilen frekans ile alınan frekans arasındaki farktır. Doppler frekansı olarak adlandırılan bu frekans; kandaki parçacıkların hızı, ultrasonik dalganın ortamdaki hızı, ultrasonik dalga ile parçacıkların hareket yönü arasındaki açıya bağlıdır (1-3, 6, 7, 23).

Akışı oluşturan parçacıklar farklı hızda olduklarından kandan saçılan Doppler frekansları spektrum şeklinde gözlenir (1, 28). Doppler güç spektrumunun şekli ile ölçüm yapılan bölgedeki kan hızının şekli benzerdir ve bu durumda Doppler işaretlerinin spektral analizi ile atardamarlardaki hız dağılımı hakkında bilgi elde edilebilir. Spektral analiz metodlarının kullanılması ile Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumlarının kestirimi yapılır ve tıbbi bilgi elde etmek için Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki değişimler zamanın fonksiyonu olarak sonogram şeklinde gösterilir. Sonogramlarda zaman yatay eksende, frekans düşey eksende ve herhangi bir frekans ve zamandaki güç ona karşılık gelen pikselin şiddeti olarak görülür (1, 28-30). Doppler işaretlerinin spektral içeriğinin atardamar daralması ve atardamar tıkanıklığı hastalıkları ile ilişkili olduğu belirtilmiştir (1, 4, 6, 7, 13, 14, 31-35).

Ultrasonik Doppler işaretlerinin spektral analizi için farklı spektral kestirim metodları geliştirilmiş ve kullanımı daha fazla olan klasik metodlar ile karşılaştırılmıştır. Kan akışındaki bozuklukları belirleyebilen spektral analiz metodları, atardamar hastalıklarının değerlendirilmesinde uygun görülmüştür (36-64). Spektral analiz konusunda iki farklı yaklaşım vardır: klasik metodlar ve model tabanlı metodlar (65-70). Periodogram, korrelogram, Blackman-Tukey, Bartlett ve Welch, klasik spektral kestirim metodlarıdır (71-74). Klasik metodlar ile güç yoğunluk spektrumlarının hesaplanmasında hızlı Fourier dönüşümü (HFD) kullanılır ve bundan dolayı klasik metodlar HFD tabanlı spektral kestirim metodları olarak da belirtilir (65-70, 75, 76). Özbağlaşımlı metod (autoregressive - AR), yürüyen ortalamalı metod (moving average - MA) ve bunların birleşimi olan özbağlaşımlı yürüyen ortalamalı metod (ARMA), model tabanlı spektral kestirim metodlarıdır (65-70, 77-79). Model tabanlı metodlarda, işaret fonksiyonel formu bilinen modele

uygulanır ve bu modele ait parametrelerin kestirimi yapılır. İşaretin spektral karakteristikleri kestirilen model parametreleri ile belirlenir (65-70, 77-79). Klasik kestirim metodlarında durağanlık hariç herhangi bir varsayım yapılmadığı için spektral karakteristiklerin belirlenmesinde uzun veri kayıtları gereklidir. Bununla birlikte, model tabanlı metodlarda model doğru seçilmiş ise kısa veri kayıtlarından doğru kestirimler yapılabilmektedir (65-70).

Yapay sinir ağları (YSA), paralel hesaplama tekniğini kullanabilen yapay nöronların birbirlerine bağlanması ile oluşan karmaşık sistemlerdir. YSA'lar, girişler (sistemin bağımsız değişkenleri) ile çıkışlar (bağımlı kestirimci değişkenler) arasında ilişki kuran karmaşık ve doğrusal olmayan modeller oluşturmaktadır. YSA'lar geçen 15 yıl boyunca şekil sınıflamada kullanılmaktadır (80-84). Bu konudaki çalışmaların artması ile farklı ağ yapıları ve eğitim algoritmaları üzerinde araştırmalar yapılmıştır (80, 81, 85). Çok katmanlı perseptronun, YSA uygulamalarında önemli bir yeri vardır (85). Çok katmanlı perseptron sinir ağlarının eğitiminde en çok kullanılan algoritma, geri yayılım algoritmasıdır (86, 87). Tıbbi alandaki YSA uygulamaları, YSA'ların hastalık teşhisini içeren şekil sınıflama için uygun olduklarını göstermektedir (88-96). Bununla birlikte, Doppler işaretlerinin sinir ağları ile analizi yeni çalışılmakta olan bir konudur (97-104).

Bu çalışmanın ikinci bölümünde, Doppler spektrumlarının doğru bir şekilde yorumlanabilmesi için ultrasonik Doppler ve Doppler güç spektrumunun değerlendirilmesi hakkında genel bilgi verilmiştir. Doppler işaretlerine uygulanan klasik ve model tabanlı spektral analiz teknikleri belirtilmiştir. Doppler işaretlerine uygulanan periodogram, korrelogram, Blackman-Tukey, Bartlett, Welch klasik spektral analiz metodları ve AR, MA, ARMA model tabanlı spektral analiz metodları açıklanmıştır. Model tabanlı spektral analiz metodlarının farklı kestirim metodları belirtilmiştir. AR, MA, ARMA metodlarının model derecelerinin belirlenmesi açıklanmıştır. Ayrıca, Doppler işaretlerine uygulanan klasik ve model tabanlı spektral analiz tekniklerinin performans analizi yapılmıştır. Klasik metodların performans analizlerinde, bu metodların varyans, kutup, çözünürlük, spektral sızıntı, bozulma gibi spektral kestirim özellikleri incelenmiştir. Model tabanlı metodların en

uygun kestirim metodlarının belirlenmesinde varyans ve Cramer-Rao sınır değerleri gibi istatistiksel özellikler kullanılmıştır. Klasik ve model tabanlı metodların performans analizlerinin sonuçlarına göre oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizlerinde kullanılacak olan uygun metodlar belirlenmiştir. Oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılmasında kullanılan geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı açıklanmıştır.

Teşhis amaçlı sonuçların çıkarılabilmesi için Doppler güç yoğunluk spektrumlarının ve sonogramların kestirimlerini doğru olarak veren spektral analiz metodlarının belirlenmesi gerekmektedir. Bu yüzden üçüncü bölümde, Behçet ve üveit hastası olan kişilerden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi, Bölüm 2'de belirlenen performans analizi sonuçlarına göre uygun görülen spektral kestirim metodlarının kullanılması ile yapılmıştır. Bu metodlar, frekans çözünürlükleri ve oftalmik atardamar hastalıklarından Behçet ve üveit hastalıklarının belirlenmesindeki etkileri açısından karşılaştırılmıştır. Yapılan karşılaştırma sonuçlarına göre Behçet ve üveit hastalıklarının belirlenmesinde kullanılabilecek en iyi spektral kestirim metodları tespit edilmiştir (59, 60). Ayrıca, iç karotid atardamar daralması ve iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişilerden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi, Bölüm 2'de belirlenen performans analizinin sonuçlarına göre uygun görülen spektral kestirim metodları ile yapılmıştır. Bu metodlar, frekans çözünürlükleri ve iç karotid atardamar hastalıklarından daralma ve tıkanıklığın belirlenmesindeki etkileri açısından karşılaştırılmıştır. Yapılan karşılaştırma sonuçlarına göre iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığının belirlenmesinde kullanılabilecek en iyi spektral kestirim metodları tespit edilmiştir (61). Oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılması geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı ile yapılmıştır. Yapılan sınıflama ile oftalmik atardamar daralması, iç karotid atardamar daralması ve iç karotid atardamar tıkanıklığı tespit edilmiştir (103, 104). Ağın performansı, sınıflama sonuçlarının ve istatistiksel parametrelerin değerlendirilmesi ile belirlenmiştir.

Dördüncü bölümde, çalışmanın sonuçları değerlendirilerek oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun bulunan metodlar açıklanmıştır. Ayrıca, geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağının oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılmasındaki başarısı belirtilmiştir.

2. ULTRASONİK DOPPLER İŞARETLERİ, SPEKTRAL ANALİZ METODLARI VE GERİ YAYILIM YAPAY SİNİR AĞLARI

Bu bölümde, Doppler spektrumlarının doğru bir şekilde yorumlanabilmesi, ultrasonik Doppler işaretlerinin spektral analizinin anlaşılması için ultrasonik Doppler, Doppler güç spektrumunun değerlendirilmesi, spektral analiz metodları hakkında genel bilgi verilmektedir. Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumlarının kestirimlerinde kullanılacak olan en uygun spektral analizi metodunun belirlenmesi için yapılan performans analizi açıklanmaktadır. Klasik metodların performans analizlerinde, bu metodların varyans, kutup, çözünürlük, spektral sızıntı, bozulma gibi spektral kestirim özellikleri incelenmektedir. Model tabanlı metodların performans analizleri, varyans ve Cramer-Rao sınır (CRS) değerleri gibi istatistiksel özellikler ile yapılmaktadır. Doppler işaretlerinin sınıflandırılmasında kullanılan geri yayılım yapay sinir ağları açıklanmaktdaır.

2.1. Ultrasonik Doppler

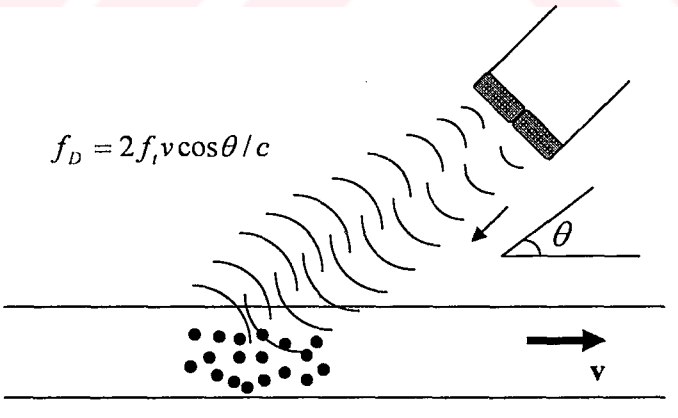
Doppler etkisi, hareketten dolayı bir dalganın frekansı veya dalgaboyunda meydana gelen değişimdir. Doppler etkisi, 1843 yılında Christian Doppler tarafından tanımlanmıştır (1-4, 6, 7, 23). İlk yıllarda yapılmış olan Doppler araştırmaları, Jonkman (105) ve White'ın (106) çalışmalarında açıklanmaktadır.

Klinik uygulamalarda kullanılan Doppler sistemlerinde, ultrasonik dönüştürücünün gönderdiği ultrasonik dalganın kandaki hareketli parçacıklardan saçılması ve yansımasından dolayı alınan dalganın frekansında değişimler gözlenir. Doppler kayma frekansı f_D (Eş. 2.1), gönderilen dalga frekansı (f_t) ile alınan dalga frekansı (f_r) arasındaki farktır:

$$f_D = \frac{2 f_t v \cos\theta}{c} \qquad [2.1]$$

burada, f_t gönderilen dalga frekansı, v kandaki parçacıkların hızı, c ultrasonik dalganın ortamdaki hızı, θ ultrasonik dalga ile parçacıkların hareket yönü (akış yönü) arasındaki açıdır (Doppler açısı). Ultrasonik dalganın kandan saçılması tek ve aynı hızda hareket eden parçacıklardan olmadığı için Eş. 2.1'deki gibi tek bir Doppler frekansı değil birden fazla Doppler frekansı spektrum şeklinde gözlenir (1-4, 6, 7, 23).

Ultrasonik dalganın kandaki hareketli parçacıklardan saçılması durumunda iki ardışık Doppler kayması oluşur (Şekil 2.1). İlk olarak, durağan dönüştürücüden gönderilen ultrasonik dalga kandaki hareketli parçacıklar tarafından alınır. İkinci olarak, kandaki hareketli parçacıklar aldıkları ultrasonik dalgayı dönüştürücüye doğru yayarlar ve bu durumda alıcı konumunda olan dönüştürücü durağandır. Yapılan yaklaşıma göre bu iki Doppler kayma frekansı eşittir ve birbiri ile toplanır. Bundan dolayı, Eş. 2.1'de 2 katsayısı bulunmaktadır. Ultrasonik dalganın yönü ile parçacıkların hareket yönü arasında belli bir açı olduğu için Eş. 2.1'de Doppler açısı (θ) yer almaktadır. Doppler kayma frekansının kullanımı ile kan akış hızının belirlenmesinde, açı ölçümündeki belirsizliğin oluşturacağı hata dikkate alınmalıdır. Bununla birlikte, 20°'den az olan açı değerlerinde bu hata ihmal edilebilecek kadar azalmaktadır (1-4, 23).



Şekil 2.1. f_t frekansı ile gönderilen ultrasonik dalganın kandaki hareketli parçacıklar tarafından alınması ve daha sonra alınan ultrasonik dalganın bu parçacıklar tarafından saçılması ile Doppler etkisinin oluşması

2.2. Doppler Güç Spektrumu

Doppler güç spektrumunun şekli ile ölçüm yapılan bölgedeki kan hızının şekli hemen hemen benzerdir. Bu durumda, Doppler işaretlerinin spektral analizi ile atardamarlardaki hız dağılımı hakkında yaklaşık bir bilgi elde edilebilir. Spektral analiz metodlarının kullanılması ile Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumlarının kestirimi yapılır ve tıbbi bilgi elde etmek için Doppler spektrumlarındaki değişimler zamanın fonksiyonu olarak sonogram şeklinde gösterilir. Sonogramlarda zaman yatay eksende, frekans düşey eksende ve herhangi bir frekans ve zamandaki güç ona karşılık gelen pikselin şiddeti olarak görülür. Doppler işaretlerinin spektral içeriğinden fizyolojik akış ile ilgili sonuçlar çıkarılabilir. Teşhis amaçlı sonuç çıkarılabilmesi için Doppler güç spektrumunun değerlendirilebilmesi ve spektrumun bozulmasına neden olan etkenlerin bilinmesi gereklidir (1-3, 7, 23, 28-35).

2.2.1. Doppler güç spektrumunun değerlendirilmesi

Doppler işaretlerinin değerlendirilmesinde işaretin spektral içeriğinin analizi yapılır. Spektral şeklin ve parametrelerin analizi ile teşhis yapılır ve hastalıklar izlenebilir. Örneğin, spektrumun ortalama frekansı ve band genişliği atardamarlardaki daralmaların teşhisi ile ilgili parametrelerdir. Spektrumun ortalama frekansı kan akış hızı ile doğru orantılıdır. Spektrumun band genişliği ise akış bozukluklarından kaynaklanan hız yönlerindeki değişimlere, hızın yükselmesine ve düşmesine bağlıdır. Doppler güç spektrumlarının değerlendirilebilmeleri için spektral şeklin özellikleri ve parametreleri bilinmelidir.

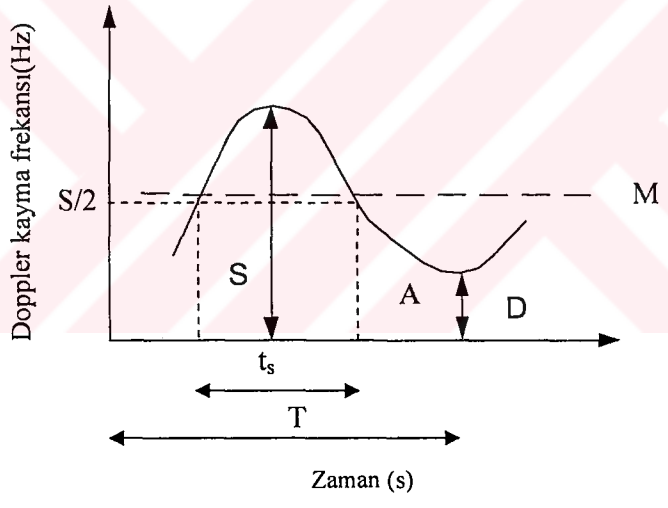
Kan akışının varlığının belirlenmesi, Doppler sistemlerinin en çok kullanılan uygulamalarından biridir. Kan akışının yokluğunun belirlenmesi daha zordur çünkü Doppler işaretinin olmayışının akış olmamasından daha ziyade sistemin akustik veya elektriksel parametrelerinden kaynaklanıp kaynaklanmadığı açıklığa kavuşturulmalıdır. Ultrasonik dalganın yönü ile parçacıkların hareket yönü arasındaki açı küçük ise Doppler sistemlerinin yön çözünürlüğü yüksek olmaktadır.

İşaretin ayna görüntüsü Doppler cihazının ekranında ters yönde görülüyor ise yön belirsizliğini ortadan kaldırmak için açı ve alıcının kazanç ayarına dikkat edilmelidir. Atardamarlardaki dolaşımın çeşitli kısımlarında akış karakteristiği farklılıklar gösterir. Dalga şekli ve spektral dağılımın karakteristiğinde her bir damarın hemodinamiğine göre değişiklik gözlenebilir. Bu durumda, spektral görüntünün kararsız olduğu kısımlar değerlendirilerek akış karakteristiği belirlenebilir. Türbülans akış gibi akış bozukluklarının olduğu kısımlardan alınan Doppler işaretleri, laminar akışın olduğu kısımdan alınan Doppler işaretlerinden farklıdır. Akış bozuklukları, hız vektörlerinin yönünün değişmesine neden olur. Bu durumda, ultrasonik dalga demetinin yönü boyunca hız bileşenleri zamanla değişir. Bu tür bileşenlerin birleşimi Doppler kayma frekans aralığının genişlemesine neden olur ve spektral görüntüde genişleme gözlenir. Akış bozukluklarının olduğu kısımlarda hız artar ve dolayısıyla Doppler kayma frekansları artar. Ayrıca, hızın artması ile oluşan girdaplar hız aralığı içinde ileri ve geri akışları içermektedir. Hız artışı, spektral genişleme, ileri ve geri akışların aynı anda oluşması, zamanla değişen akış hızlarındaki salınımlar, akış bozukluğunun olduğu kısımlarda gözlenen durumlardır (1-3, 7, 23, 28, 107).

2.2.2. Dalga şeklinin analizi

Doppler güç yoğunluk spektrumu veya sonogram elde etmek için Doppler işaretinin spektral analizi yapılır. Bu tür dalga şekillerinden klinik uygulamalarda kullanılabilen bilgiler elde edilir. Fizyolojik ve patolojik değişiklikler, dalga şeklinde değişimler oluştursa bile dalga şeklinin analizi ile anormal Doppler dalga şekilleri belirlenebilmektedir. Doppler işareti, ölçüm yapılan örnek hacim içerisindeki kan akışı ile ilgili birçok bilgiyi içermektedir. Genellikle, bu bilgiyi görüntülemek için Doppler işaretinin spektral analizi yapılır ve sonogramlar elde edilir (1, 4, 10, 20, 23, 25, 27, 28, 47). Klinik uygulamalarda kullanılan kan akışı ile ilgili birçok parametre sonogramlardan çıkarılabilir. Bu tür görüntülerin işaret hakkında genel bilgi vermesi ve hastalık durumunun belirlenmesi açısından kullanımı uygundur fakat çok fazla bilgi içerdiği için nicel kararlar verilmeden önce özellik çıkarma işlemi gerçekleştirilmelidir. Özellik çıkarma, şekil tanımlama ve şeklin önemli özelliklerinin çıkarılıp özellik vektörünün (direnç indeksi, darbe indeksi vb.) elde

edilmesi işlemidir. Özellik vektörü değerlendirilerek normal veya anormal atardamara ait olduğu belirlenir (1, 25, 108, 109). Direnç indeksi ve darbe indeksi, dalga şekillerinden çıkarılan indekslerdendir ve bu indeksler hastalığın varlığı ile ilgili bilgi vermektedir. Şekil 2.2'de belirtilen maksimum sistolik yükseklik, son diyastolik yükseklik, dalga şeklinin ortalama yüksekliği, Çizelge 2.1'de verilen bazı indekslerin hesaplanmasında kullanılmaktadır. Direnç indeksi ve darbe indeksi akışa karşı direncin yansımasıdır ve çevresel direnç, daralma gibi durumlardan etkilendikleri için değerlendirilmelerinde dikkat edilmelidir. Bu indekslerin hesaplanmasında Doppler açısı gerekli olmadığından dolayı böbrek damarları gibi çok küçük ve bükümlü damarlarda da direnç ve darbe indeksleri değerlendirilebilmektedir (23, 108, 109).



Şekil 2.2. Direnç indeksinin, darbe indeksinin, S/D oranının, sabit akış oranının ve yükseklik genişlik indeksinin ifadelerinde bulunan değişkenleri gösteren dalga şekli. S maksimum sistolik yükseklik, D son diyastolik yükseklik, M dalga şeklinin ortalama yüksekliği, T kardiyak devrinin uzunluğu, A eğrinin altında kalan alan, t_s sistolik tepenin süresi

Çizelge 2.1. Dalga şekillerinden çıkarılabilen bazı indeksler; S, D, M, A, T, t_s değişkenleri Şekil 2.2'de tanımlıdır

Direnç indeksi	Direnç indeksi $= (S - D)/S$
Darbe indeksi	Darbe indeksi $= (S - D)/M$
S/D oranı	$S/D = 1/(1$ - Direnç indeksi)
Sabit akış oranı	Sabit akış oranı $= DT/A$
Yükseklik genişlik indeksi	Yükseklik genişlik indeksi = Darbe indeksi (T/t_s)

2.3. Doppler İşaretlerine Uygulanan Spektral Analiz Metodları

Klasik veya model tabanlı metodların 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 iki farklı yaklaşım vardır: Klasik metodlar ve model tabanlı metodlar (65-70). İncelenen işaret hakkında çok az bilginin bulunduğu uygulamalarda, spektral karakteristiklerin kestiriminde klasik metodların kullanımı uygundur (71-74). İncelenen işaret üzerinde durağanlık hariç herhangi bir varsayımın yapılmadığı spektral kestirim metodları klasik metodlar olarak adlandırılır. Klasik metodların hesaplanmasında hızlı Fourier dönüşümü (HFD) kullanılır ve bundan dolayı klasik metodlar HFD tabanlı spektral kestirim metodları olarak da bilinir. Periodogram, korrelogram, Blackman-Tukey, Bartlett ve Welch, HFD tabanlı spektral kestirim metodlarıdır (71-76).

Özbağlaşımlı metod (AR), yürüyen ortalamalı metod (MA) ve bunların birleşimi olan özbağlaşımlı yürüyen ortalamalı metod (ARMA) model tabanlı spektral kestirim metodlarıdır (65-70, 77-79). Model tabanlı metodlarda, işaret fonksiyonel formu bilinen modele uygulanır ve bu modelin parametrelerinin kestirimi yapılır. Kullanılan modelin parametreleri işaretten kestirilir ve model doğru seçilmiş ise doğru kestirimler birkaç işaretten elde edilebilir. Otokorelasyon ve güç yoğunluk spektrum fonksiyonlarının kestirimi, kestirilen model parametreleri ile belirlenir (65-70, 77-79).

Klasik kestirim metodlarında geniş anlamlı 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 metodlarda model doğru seçilmiş ise kısa işaret kayıtlarından doğru kestirimler yapılabilmektedir. Model tabanlı metodlarda, bir rastgele işaretin bilinmeyen parametrelerinin (örneğin, ortalama, otokorelasyon ve güç yoğunluk spektrum fonksiyonları) kestiriminde rastgele 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 (65-70, 110-112).

Ultrasonik Doppler işaretlerinin spektral analizi için farklı spektral kestirim metodları geliştirilmiştir (36-64). Bu bölümde, Doppler işaretlerine uygulanan klasik ve model tabanlı spektral analiz metodları verilmektedir.

2.3.1. Klasik spektral analiz metodları

Doppler işaretlerinin spektral analizinde kullanılan klasik metodlar, güç yoğunluk spektrumunun tanımına bağlıdır. Güç yoğunluk spektrum kestirimleri ayrık Fourier dönüşümü (AFD) metoduna dayanmaktadır ve AFD değerleri HFD algoritması ile hesaplanır. Çizelge 2.2'de verilen klasik spektral analiz metodları ile güç yoğunluk spektrumlarının kestiriminde HFD algoritması kullanıldığı için klasik spektral analiz metodları HFD tabanlı metodlar olarak adlandırılır (65-76).

Çizelge 2.2. Klasik spektral analiz metodları

Metod	Güç yoğunluk spektrumunun kestirimi	Açıklama
Periodogram	$\hat{P}_P(f) = \frac{1}{N}\left\|\sum_{n=1}^{N} x(n)e^{-j2\pi fn}\right\|^2$	N işaretin uzunluğudur.
Korrelogram	$\hat{P}_K(f) = \sum_{k=-(N-1)}^{(N-1)} \hat{r}(k)e^{-j2\pi fk}$	N işaretin uzunluğu, $\hat{r}(k)$ $r(k)$'nın kestirilen değerleridir.
Blackman-Tukey	$\hat{P}_{BT}(f) = \sum_{k=-(M-1)}^{(M-1)} w(k)\hat{r}(k)e^{-j2\pi fk}$	$w(k)$ gecikme penceresi, $\hat{r}(k)$ $r(k)$'nın kestirilen değerleri, M işaretin uzunluğu ve $M < N$'dir.
Bartlett	$\hat{P}_B(f) = \frac{1}{L}\sum_{l=1}^{L} \hat{P}_l(f)$, burada $\hat{P}_l(f) = \frac{1}{M}\left\|\sum_{n=1}^{M} x_l(n)e^{-j2\pi fn}\right\|^2$	$\hat{P}_l(f)$ her bir aralığın güç yoğunluk spektrumunun periodogram kestirimi, M örtüşmeyen aralıkların uzunluğu, L örtüşmeyen aralıkların sayısıdır.
Welch	$\hat{P}_W(f) = \frac{1}{S}\sum_{l=1}^{S} \hat{\tilde{P}}_l(f)$, burada $\hat{\tilde{P}}_l(f) = \frac{1}{M}\frac{1}{P}\left\|\sum_{n=1}^{M} w(n)x_l(n)e^{-j2\pi fn}\right\|^2$	$\hat{\tilde{P}}_l(f)$ her bir aralığın güç yoğunluk spektrumunun değiştirilmiş periodogram kestirimi, $w(n)$ data penceresi, P $w(n)$'in ortalaması ve $P = \frac{1}{M}\sum_{n=1}^{M}\|w(n)\|^2$ olarak tanımlanır, M örtüşen aralıkların uzunluğu, S örtüşen aralık sayısıdır.

2.3.2. Model tabanlı spektral analiz metodları

Model tabanlı metodlar ile sürekli güç yoğunluk spektrumları rasyonel güç yoğunluk spektrumları şeklinde incelenebilir. Model tabanlı metodlarda, işaret fonksiyonel formu bilinen modele uygulanır ve bu modelin parametrelerinin kestirimi yapılır. İşaretin spektral karakteristikleri kestirilen model parametreleri ile belirlenir. Model parametrelerinin kestiriminde farklı kestirim metodları kullanılmaktadır (65-70, 77-79).

2.3.2.1. AR, MA, ARMA metodları

Model tabanlı metodlarda, data girişi beyaz Gauss gürültüsü ($w(n)$ ortalaması sıfır, varyansı σ^2) olan nedensel, kutup-sıfır, ayrık filtrenin çıkışı olarak modellenir. Beyaz gürültünün otokorelasyon fonksiyonu impuls fonksiyonudur ve güç yoğunluk spektrumunun özelliği büyük frekans aralığında düz ve sabit olmasıdır. Bu modellerde filtrenin transfer fonksiyonu rasyoneldir ve sürekli güç yoğunluk spektrumları rasyonel olarak yazılabilir:

$$P(f) = \frac{\sum_{k=-m}^{m} \gamma_k e^{-j2\pi fk}}{\sum_{k=-p}^{p} \rho_k e^{-j2\pi fk}} \qquad [2.2]$$

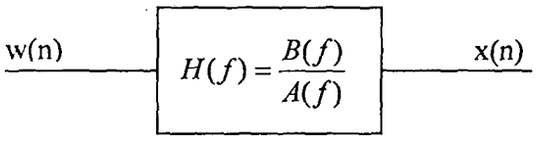
burada, $P(f)$ güç yoğunluk spektrumu, $\gamma_{-k} = \gamma_k^*$ (γ_k'nın karmaşık eşleniği) ve $\rho_{-k} = \rho_k^*$ (ρ_k'nın karmaşık eşleniği). Weierstrass teoremine göre Eş. 2.2'deki m ve p dereceleri yeterli büyüklükte seçilir ise sürekli güç yoğunluk spektrumu rasyonel olarak yazılabilmektedir. Bundan dolayı, spektral kestirim konusunda Eş. 2.2'deki model üzerinde çalışmalar yapılmıştır. Spektral faktörlerine ayırma teoremine göre Eş. 2.2'deki rasyonel güç yoğunluk spektrumu şu şekilde yazılabilir:

$$P(f) = \left|\frac{B(f)}{A(f)}\right|^2 \sigma^2 \qquad [2.3]$$

burada, σ^2 beyaz Gauss gürültüsünün varyansı (pozitif bir değer) ve $A(f), B(f)$ aşağıda verilen polinomlardır,

$$A(f) = 1 + a_1 e^{-j2\pi f} + \ldots + a_p e^{-j2\pi fp} \quad \text{ve} \quad B(f) = 1 + b_1 e^{-j2\pi f} + \ldots + b_m e^{-j2\pi fm}.$$

Eş. 2.3'teki rasyonel $P(f)$, varyansı σ^2 olan beyaz Gauss gürültüsünün transfer fonksiyonu $H(f) = B(f)/A(f)$ olan rasyonel filtreden geçirilmesi ile elde edilen işaretin güç yoğunluk spektrumudur (Şekil 2.3).

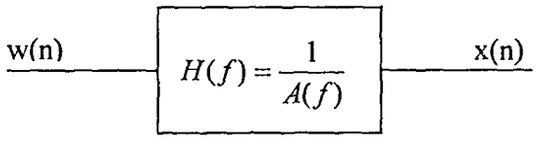


Şekil 2.3. ARMA metodunda rasyonel $P(f)$ 'nun gösterimi

AR metodunda (Şekil 2.4) güç yoğunluk spektrumu şu şekilde ifade edilir:

$$P(f) = \left| \frac{1}{A(f)} \right|^2 \sigma^2 \qquad [2.4]$$

burada, σ^2 beyaz Gauss gürültüsünün varyansı (pozitif bir değer) ve $A(f)$ şu şekilde tanımlanan bir polinomdur, $A(f) = 1 + a_1 e^{-j2\pi f} + \ldots + a_p e^{-j2\pi fp}$.

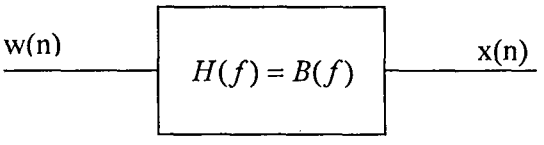


Şekil 2.4. AR metodunda rasyonel $P(f)$ 'nun gösterimi

MA metodunda (Şekil 2.5) güç yoğunluk spektrumu şu şekilde ifade edilir:

$$P(f) = |B(f)|^2 \sigma^2 \qquad [2.5]$$

burada, σ^2 beyaz Gauss gürültüsünün varyansı (pozitif bir değer) ve $B(f)$ şu şekilde tanımlanan bir polinomdur, $B(f) = 1 + b_1 e^{-j2\pi f} + \ldots + b_m e^{-j2\pi fm}$.



Şekil 2.5. MA metodunda rasyonel $P(f)$'nun gösterimi

Şekil 2.3'teki filtreleme zaman domeninde şu şekilde yazılır:

$$x(n) = \frac{B(q)}{A(q)} w(n) \quad \text{veya} \quad A(q)x(n) = B(q)w(n) \qquad [2.6]$$

burada, $x(n)$ filtrenin çıkışı, q^{-1} birim gecikme işlemi $\left(q^{-k}x(n) = x(n-k)\right)$, $w(n)$ ortalaması sıfır ve varyansı σ^2 olan beyaz Gauss gürültüsüdür (65-70, 77-79).

Spektral faktörlerine ayırma teoremi ile spektral kestirim problemi işaret modelleme problemine dönüşür. Rasyonel güç yoğunluk spektrumunun spektral faktörlerine ayrılmış şeklinin çözümlerinden biri ARMA metodudur. Eş. 2.6'yı sağlayan $x(n)$ işareti ARMA(p,m) olarak adlandırılır. $m = 0$ olması durumunda $x(n)$ AR(p) işareti olur ve $p = 0$ olması durumunda $x(n)$ MA(m) işareti olarak belirtilir. Burada, p ve m sırası ile AR ve MA modellerinin derecesini gösterir. Bu durumda, AR, MA, ARMA metodları şu şekilde belirtilir:

AR: $A(q)x(n) = w(n)$

MA: $x(n) = B(q)w(n)$

ARMA: $A(q)x(n) = B(q)w(n)$

ARMA metodunda, işaret girişi beyaz Gauss gürültüsü olan nedensel, kutup-sıfır, ayrık filtrenin çıkışı olarak modellenir (Şekil 2.3). ARMA modelinin fark denklemi şu şekilde ifade edilir:

$$x(n) = -\sum_{k=1}^{p} a(k)x(n-k) + \sum_{k=0}^{m} b(k)w(n-k) \qquad [2.7]$$

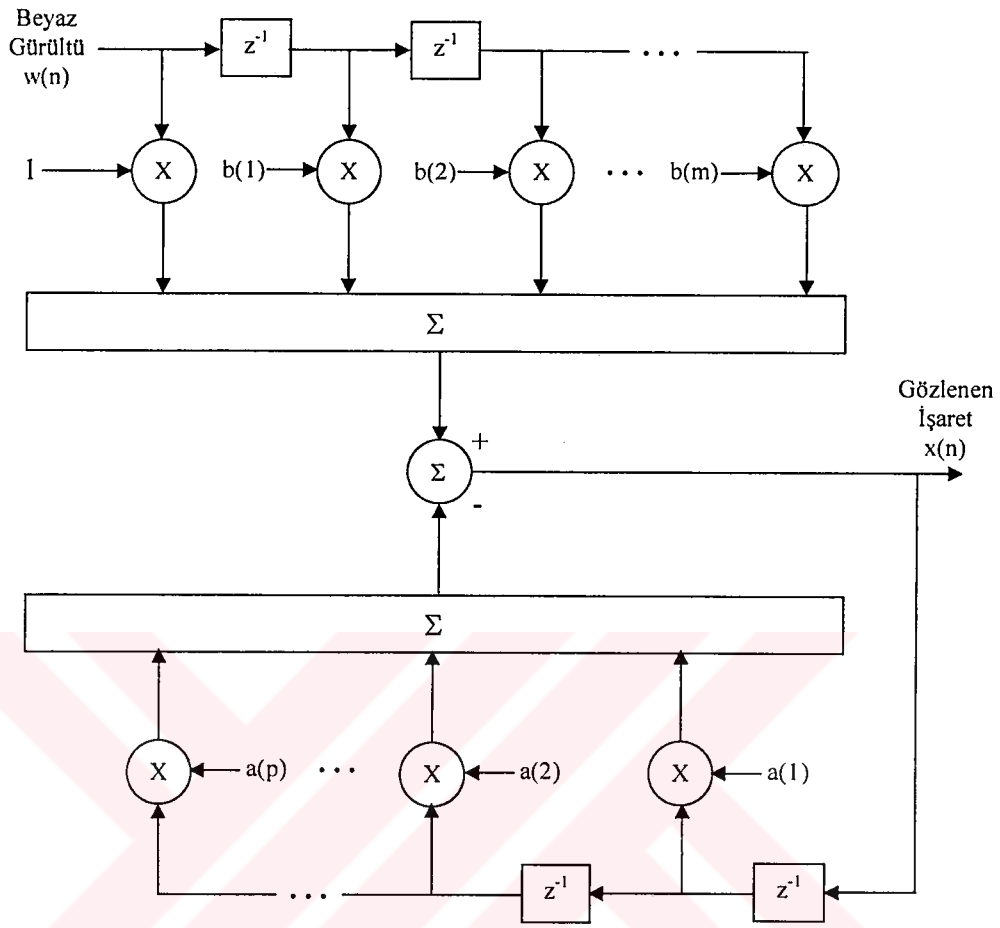
burada, $x(n)$ filtrenin çıkışındaki gözlenen işaret, $w(n)$ varyansı σ^2 olan beyaz Gauss gürültüsü, $a(k)$ AR katsayıları, $b(k)$ MA katsayıları, $a(0)=1$ ve $b(0)=1$'dir.

ARMA(p,m) metodu ((p,m)'inci dereceden ARMA metodu) ARMA parametreleri $\{a(1),a(2),\ldots,a(p),b(1),b(2),\ldots,b(m),\sigma^2\}$ ile karakterize edilebilir. ARMA metodunda, verilen işaret dizisi $x(n)$, $0 \le n \le N-1$, kullanılarak $\{a_k\}_{k=1}^{p}$, $\{b_k\}_{k=1}^{m}$, σ^2 parametrelerinin kestirimi yapılır. Bu kestirilen parametreler güç yoğunluk spektrumu ifadesinde yerine konur (Eş. 2.3) ve güç yoğunluk spektrum kestirimi bulunur. ARMA metodu, kutup-sıfır modeli olarak da adlandırılır (Şekil 2.6) (65-70, 77-79).

AR metodunda, işaret girişi beyaz Gauss gürültüsü olan nedensel, tüm-kutup, ayrık filtrenin çıkışı olarak modellenir (Şekil 2.4). AR modelinin fark denklemi şu şekilde ifade edilir:

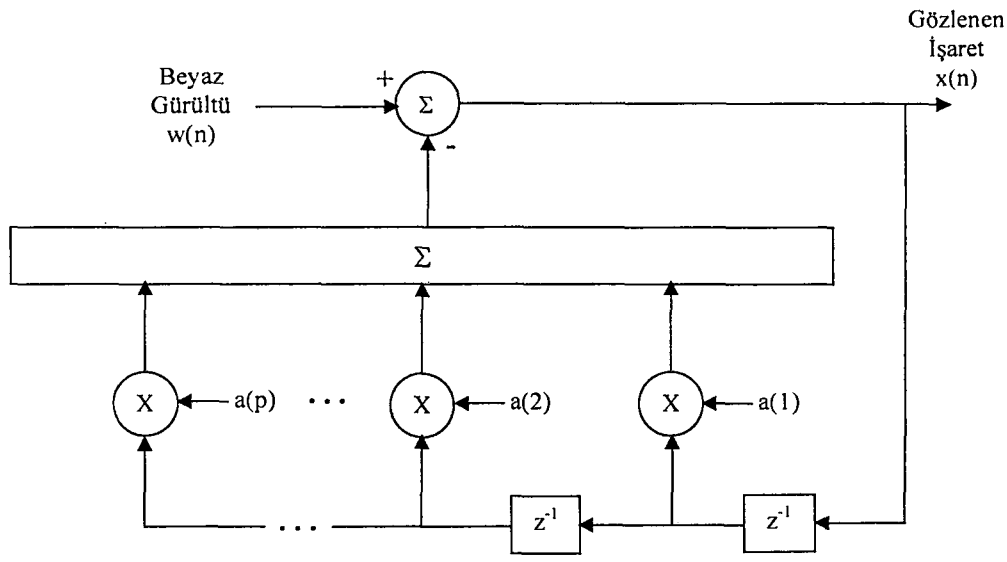
$$x(n) = -\sum_{k=1}^{p} a(k)x(n-k) + w(n) \qquad [2.8]$$

burada, $x(n)$ filtrenin çıkışındaki gözlenen işaret, $w(n)$ varyansı σ^2 olan beyaz Gauss gürültüsü, $a(k)$ AR katsayıları, $a(0)=1$'dir.



Şekil 2.6. ARMA metodu

AR(p) metodu (p'inci dereceden AR metodu) AR parametreleri $\{a(1), a(2), \ldots, a(p), \sigma^2\}$ ile karakterize edilebilir. AR metodunda, verilen işaret dizisi $x(n)$, $0 \le n \le N-1$, kullanılarak $\{a_k\}_{k=1}^{p}$, σ^2 parametrelerinin kestirimi yapılır. Bu kestirilen parametreler güç yoğunluk spektrumu ifadesinde yerine konur (Eş. 2.4) ve güç yoğunluk spektrum kestirimi bulunur. AR metodu, tüm-kutup modeli olarak da adlandırılır (Şekil 2.7) (65-70, 77-79).



Şekil 2.7. AR metodu

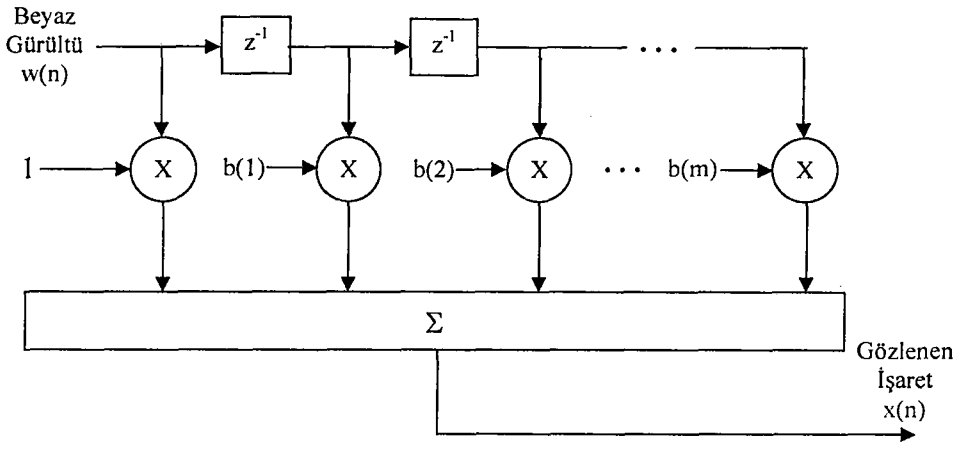
MA metodunda, işaret girişi beyaz Gauss gürültüsü olan nedensel, tüm-sıfır, ayrık filtrenin çıkışı olarak modellenir (Şekil 2.5). MA metodunun fark denklemi şu şekilde ifade edilir:

$$x(n) = \sum_{k=0}^{m} b(k)w(n-k) \qquad [2.9]$$

burada, $x(n)$ filtrenin çıkışındaki gözlenen işaret, $w(n)$ varyansı σ^2 olan beyaz Gauss gürültüsü, $b(k)$ MA katsayıları, $b(0)=1$'dir.

$\mathrm{MA}(m)$ metodu (m'inci dereceden MA metodu) MA parametreleri $\{b(1),b(2),\ldots,b(m),\sigma^2\}$ ile karakterize edilebilir. MA metodunda verilen data dizisi, $x(n)$, $0 \le n \le N-1$, kullanılarak $\{b_k\}_{k=1}^{m}$, σ^2 parametrelerinin kestirimi yapılır. Bu kestirilen parametreler güç yoğunluk spektrumu ifadesinde yerine konur (Eş. 2.5) ve

güç yoğunluk spektrum kestirimi bulunur. MA metodu, tüm-sıfır modeli olarak da adlandırılır (Şekil 2.8) (65-70, 77-79).



Şekil 2.8. MA metodu

2.3.2.2. AR kestirim metodları

AR metodunda doğrusal denklemlerin çözülmesi ile AR parametrelerinin kestirimleri kolaylıkla yapılabilmektedir. AR denklemi, Eş. 2.4'deki A polinomunun sıfırlarını birim çembere yakın yerleştirerek dar tepeleri bulunan spektrumların modellemesini yapabilmektedir. Bu önemli bir özelliktir çünkü uygulamalarda dar bandlı spektrumlar ile daha fazla karşılaşılmaktadır. Bundan dolayı, AR metodu zaman serilerinin modellemesinde en çok kullanılan spektral kestirim modelidir (65-70, 77-79).

AR parametrelerinin kestirimlerinin hesaplama kolaylığından dolayı AR metodu diğer model tabanlı metodlara göre daha fazla kullanılmaktadır ve AR parametrelerinin kestirimi için Yule-Walker, kovaryans, değiştirilmiş kovaryans, Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodları tanımlanmıştır. AR kestirim metodları ile AR parametrelerinin veya yansıma katsayılarının

kestirimleri bulunabilir. Maksimum olabilirlik kestirimi hariç diğer kestirim metodları öngörme hatasının kestirimini minimum yaparak parametre kestirimlerini bulmaktadır. Maksimum olabilirlik kestirimi, olabilirlik fonksiyonunu maksimum yapan metoddur. AR metodu ile kararlı ve yüksek performanslı kestirim sonuçları elde edebilmek için uygun olan kestirim metodunun seçimi, model derecesinin seçimi gibi bazı faktörler dikkate alınmalıdır (65-70, 77-79).

2.3.2.3. MA kestirim metodu

MA metodunda, data tüm-sıfır filtrenin çıkışı olarak modellenmektedir. Bundan dolayı, keskin tepeleri olan güç yoğunluk spektrumlarının kestirimlerinde kullanılmamaktadır. Güç yoğunluk spektrumunun geniş tepeler ve/veya keskin çukurlar ile karakterize edildiği durumlarda MA metodu kullanılır. MA metodu, dar bandlı spektrumların kestiriminde yüksek çözünürlük sağlamamaktadır. Uygulamalarda geniş tepeler ve/veya keskin çukurlar ile karakterize edilen güç yoğunluk spektrumlarından daha çok dar bandlı spektrumlarla karşılaşıldığı için MA metodu ile ilgili çalışmalar oldukça sınırlı kalmıştır. MA metodu ile ilgili çalışmaların sınırlı kalmasının diğer bir nedeni ise MA parametrelerinin kestirimlerindeki denklemlerin doğrusal olmaması ve AR parametrelerinin kestirimlerine göre daha zor olmasıdır (65-70, 77-79). MA(m) metodunun güç yoğunluk spektrumu Eş. 2.5'de verilmiştir ve güç yoğunluk spektrumu otokorelasyon fonksiyonunun kestirimlerine bağlı olarak yazılabilir.

2.3.2.4. ARMA kestirim metodları

Keskin tepeleri ve derin çukurları olan spektrumlar AR veya MA metodları ile modellenemez. ARMA metodunda, data kutup-sıfır filtrenin çıkışı olarak modellendiği için keskin tepeleri ve derin çukurları olan spektrumların kestirimlerinde ARMA metodu kullanılır. Data genellikle gözlem gürültüsü ile bozulmaktadır ve bu durumlarda ARMA metodu en uygun metod olarak tespit

edilmiştir. Bununla birlikte, AR parametrelerinin kestirimi doğrusal denklemlerin çözülmesi ile kolaylıkla yapılmaktadır fakat ARMA parametrelerinin kestirim metodları maksimum olabilirliğe bağlıdır ve doğrusal olmayan denklemlerin çözümü gerekmektedir. Bu yüzden, ARMA parametrelerinin kestirimi için alt optimal olan metodlar üzerinde durulmuştur. Değiştirilmiş Yule-Walker metodu ve en küçük kareler değiştirilmiş Yule-Walker metodu alt optimal olan metodlardır. Alt optimal olan bu metodlarda, ARMA parametreleri ile otokorelasyon fonksiyonları arasındaki ilişki kullanılmıştır. Bu tür kestirim metodlarında, otokorelasyon fonksiyonlarının kestirimlerinin yerine konması ile ARMA parametrelerinin kestirimleri hesaplanmaktadır (65-70, 77-79).

2.3.2.5. AR, MA ve ARMA model derecelerinin belirlenmesi

Model tabanlı metodlardaki önemli konulardan biri model derecesinin belirlenmesidir. Birçok araştırmacı bu konu üzerinde çalışmalar yapmıştır ve literatürde bu konu ile ilgili birçok deneysel sonuç bulunmaktadır (65-70, 78, 79, 113). Model derecesinin seçiminde en çok kullanılan kriter Akaike tarafından 1974'te sunulmuştur (114). Akaike bilgi kriteri (ABK) olarak adlandırılan model derecesinin seçimi, AR metodu için Eş. 2.10'u, MA metodu için Eş. 2.11'i ve ARMA metodu için Eş. 2.12'yi minimum yapacak derecenin seçilmesi şeklindedir:

$$\mathrm{ABK}(p) = \ln \hat{\sigma}^2 + 2p/N \qquad [2.10]$$

$$\mathrm{ABK}(m) = \ln \hat{\sigma}^2 + 2m/N \qquad [2.11]$$

$$\mathrm{ABK}(p,m) = \ln \hat{\sigma}^2 + 2(p+m)/N \qquad [2.12]$$

burada, $\hat{\sigma}^2$ doğrusal öngörme hatasının varyansının kestirimidir, p AR modelinin derecesi, m MA modelinin derecesi, p,m ARMA modelinin dereceleridir, N datanın uzunluğudur. AR, MA, ARMA model derecelerinin artması ile $\hat{\sigma}^2$ azalır ve bundan dolayı $\ln \hat{\sigma}^2$'de azalır. Bununla birlikte, Eş. 2.10'da p'nin artması ile

$2p/N$ artar, Eş. 2.11'de m'in artması ile $2m/N$ artar ve Eş. 2.12'de p ve m'in artması ile $2(p+m)/N$ artar. Bu durumda, Eş. 2.10'daki p için, Eş. 2.11'deki m için ve Eş. 2.12'deki p ve m için minimum değerler belirlenir (114).

2.4. Doppler İşaretlerine Uygulanan Klasik ve Model Tabanlı Spektral Analiz Tekniklerinin Performans Analizi

Bu kısımda, Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumlarının kestirimlerinde kullanılacak olan en uygun klasik metodun belirlenmesi için performans analizi yapılmaktadır. Klasik metodların performans analizlerinde, bu metodların varyans, kutup, çözünürlük, spektral sızıntı, bozulma gibi spektral kestirim özellikleri incelenmektedir (65-70, 75, 76, 115, 116). Model tabanlı metodların performans analizleri, varyans ve Cramer-Rao sınır (CRS) değerleri gibi istatistiksel özellikler ile yapılmaktadır. Böylece, Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumlarının kestirimlerinde kullanılacak olan uygun model tabanlı metodlar belirlenmektedir (65-70, 77-79, 115, 117, 118).

2.4.1. Spektral kestirim metodlarının performanslarının ölçümü

Kutup, varyans ve ortalama karesel hata gibi istatistiksel ölçümlerin değerlendirilmesi ile spektral kestirim metodlarının performansları belirlenebilir. Merkezi limit teoremine göre rastgele değişkenlerin istatistiksel analizlerinde, genellikle olasılık yoğunluk fonksiyonu olarak Gauss dağılımı kullanılır ve bu dağılımın olasılık yoğunluk fonksiyonu çan eğrisi şeklindedir. Olasılık yoğunluk fonksiyonu $(p(x))$ Eş. 2.13'te belirtilen şekilde ise rastgele değişken x, ortalaması μ_x ve varyansı σ_x^2 olan Gauss dağılımı (veya normal dağılım) özelliği gösterir:

$$p(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_x} e^{-(x-\mu_x)^2/2\sigma_x^2} \qquad -\infty < x < \infty \qquad [2.13]$$

Genel olarak, iyi bir kestirim için olasılık yoğunluk fonksiyonu dar olmalı ve gerçek değere yakın kısımlarda yoğunlaşmış olmalıdır. $P(f)$ gerçek güç yoğunluk spektrumu olarak belirtilirken $\hat{P}(f)$ kestirilen güç yoğunluk spektrumu olarak belirtilir. Kestirimin "iyi" olarak değerlendirilmesi, $\hat{P}(f)$'nun $P(f)$'na olan yakınlığına bağlıdır. Kestirim hatası şu şekilde bulunur:

$$\text{Kestirim hatası} = P(f) - \hat{P}(f) \qquad [2.14]$$

Kestirimin varyansı şu şekilde ifade edilir:

$$\text{var}\left(\hat{P}(f)\right) = E\left[\left(\hat{P}(f) - E\left[\hat{P}(f)\right]\right)^2\right] \qquad [2.15]$$

Varyansın düşük olması olasılık yoğunluğunun ortalama değere yakınlaştığını gösterir. Varyansın sıfıra yaklaşması durumunda kestirim tutarlı olmaktadır. Data sayısının (N) sonsuza yaklaşması durumunda, asimptotik istatistiksel ölçümler, spektral kestirimin karakteristiklerini tanımlamada kullanılabilmektedir. Data sayısının sonsuza yaklaşması durumunda kestirimin varyansının limiti sıfıra yaklaşıyor ise kestirim asimptotik olarak tutarlı olmaktadır:

$$\lim_{N\to\infty} \text{var}\left(\hat{P}(f)\right) = 0 \qquad [2.16]$$

Kutup, kestirimin gerçek değerden ortalama sapmasını ölçer. Kestirimin kutbu, gerçek değerden kestirimin beklenen değerinin çıkarılması ile bulunur:

$$\text{kutup}\left(\hat{P}(f)\right) = P(f) - E\left(\hat{P}(f)\right) \qquad [2.17]$$

Kutbun sıfıra eşit olması durumunda kestirim kutupsuz olarak belirtilir ve $P(f) = E\left(\hat{P}(f)\right)$ olur. Data sayısının sonsuza yaklaşması durumunda, kestirimin

beklenen değerinin limiti kestirimin gerçek değerine eşit oluyor ise asimptotik olarak kutupsuz bir kestirim elde edilmektedir:

$$\lim_{N\to\infty} E\left(\hat{P}(f)\right) = P(f) \qquad [2.18]$$

Kestirimlerin performanslarının karşılaştırılmasında varyans ve kutuplarına bakılır. Kestirimlerde amaç varyansın düşürülmesidir fakat, bu durumda kutup artar. Varyans ve kutup aynı anda düşürülemez. Bundan dolayı, kestirimlerin incelenmesinde ortalama karesel hata dikkate alınır ve ortalama karesel hatanın varyans ve kutba bağlı olan ifadesi şu şekildedir:

$$\begin{aligned} \text{ortalama karesel hata} &= \text{var}\left(P(f) - \hat{P}(f)\right) + E^2\left(P(f) - \hat{P}(f)\right) \\ &= \text{var}\left(\hat{P}(f)\right) + \left[P(f) - E\left(\hat{P}(f)\right)\right]^2 \\ &= \text{var}\left(\hat{P}(f)\right) + \text{kutup}^2\left(\hat{P}(f)\right) \end{aligned} \qquad [2.19]$$

Spektral kestirimlerin performanslarının karşılaştırılmasında çözünürlük de önemlidir. Çözünürlük, spektral kestirimin spektral ayrıntıları gösterebilme özelliğidir. Varyansın yüksek olması durumunda çözünürlük de yüksek olur (65-70, 115).

2.4.2. Klasik spektral analiz metodlarının performans analizi

Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumlarının kestiriminde kullanılan klasik metodların performans analizlerinde, bu metodların varyans, kutup, çözünürlük, spektral sızıntı, bozulma gibi spektral kestirim özellikleri incelenir (65-70, 75, 76 115, 116).

2.4.2.1. Periodogram ve korrelogram metodları

Otokorelasyon fonksiyonlarının kutuplu kestirimlerinin kullanılması ile hesaplanan periodogram ve korrelogram kestirimleri aynı olduğu için periodogram ve korrelogram metodlarının kestirim özellikleri birlikte incelenebilmektedir. Bu iki metodun beklenen değerleri şu şekilde bulunur:

$$E\{\hat{P}_P(f)\} = E\{\hat{P}_K(f)\} = \sum_{k=-(N-1)}^{(N-1)} E\{\hat{r}(k)\} e^{-j2\pi fk} \qquad [2.20]$$

burada, $\hat{P}_P(f)$ periodogram metodu ile kestirilen güç yoğunluk spektrumu ve $\hat{P}_K(f)$ korrelogram metodu ile kestirilen güç yoğunluk spektrumudur. Otokorelasyon fonksiyonunun kutuplu kestirimi $\hat{r}(k)$ değerleri için $\hat{r}(k)$'nın beklenen değerleri şu şekilde belirtilir:

$$E\{\hat{r}(k)\} = \left(1 - \frac{k}{N}\right) r(k) \quad , \qquad k \geq 0 \qquad [2.21]$$

ve

$$E\{\hat{r}(-k)\} = E\{\hat{r}^*(k)\} = \left(1 - \frac{k}{N}\right) r(-k) \quad , \qquad -k \leq 0 \qquad [2.22]$$

Bu durumda, $\hat{P}_P(f)$'nun beklenen değeri şu şekilde ifade edilir:

$$E\{\hat{P}_P(f)\} = \sum_{k=-(N-1)}^{(N-1)} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) r(k) e^{-j2\pi fk} \quad , \qquad [2.23]$$

burada,

$$w_B(k) = \begin{cases} 1 - \dfrac{|k|}{N}, & |k| \leq N-1 \\ 0, & \text{diğer} \end{cases}$$

ve bu dizi Bartlett (veya üçgen) penceredir.

$w_B(k)$ kullanılarak Eş. 2.23 şu şekilde yazılabilir:

$$E\left\{\hat{P}_P(f)\right\}=\sum_{k=-(N-1)}^{(N-1)} w_B(k)r(k)e^{-j2\pi fk} \qquad [2.24]$$

İki dizinin çarpımının AFD bu dizilerin AFD'lerinin konvolüsyonuna eşittir:

$$E\left\{\hat{P}_P(f)\right\}=\int_{-1/2}^{1/2} P(\psi)W_B(f-\psi)d\psi \qquad [2.25]$$

burada, $W_B(f)$ Bartlett pencerenin AFD'üdür (frekans karakteristiğidir) ve $W_B(f)=\frac{1}{N}\left(\frac{\sin \pi fN}{\sin \pi f}\right)^2$ olarak tanımlanır. Bu eşitlik, periodogram metodunun beklenen değerini vermektedir.

$\lim_{N\to\infty} E\left\{\hat{P}_P(f)\right\}=P(f)$ olduğundan dolayı, kutup$\left(\hat{P}_P(f)\right)=0$ olur ve bundan dolayı periodogram metodu asimptotik olarak kutupsuz spektral kestirim metodudur.

$E\left\{\hat{P}_P(f)\right\}$'nin mümkün olduğu kadar $P(f)$'na yakın olması istendiği için Eş. 2.25'deki $W_B(f)$, impuls fonksiyonuna yakın olmalıdır. $W_B(f)$'nin ana öbeğinin genişliği yaklaşık olarak şu şekilde belirtilir:

ana öbeğin genişliği $\cong 1/N$ [2.26]

$W_B(f)$'nin ana öbeğinin, kestirilen spektrumu bozma etkisi vardır. Ana öbekten kaynaklanan bozulma etkisi, $P(f)$'nun lokal tepe değerinden yan frekans bandlarına doğru oluşan sızıntı olarak belirtilebilir. Bozulmadan dolayı periodogram tabanlı metodlarda, $1/N$'den daha az frekansla ayrılan tepeler spektrumda görülmeyebilir. Bu nedenle $1/N$ periodogram metodunun spektral çözünürlük sınırı olarak belirtilir (65-70, 75, 76, 116).

Periodogram metodunun varyans analizinin yapılması için periodogramın ikinci momenti şu şekilde tanımlanır:

$$E\left\{\hat{P}_P(f_1)\hat{P}_P(f_2)\right\}=\left(\frac{1}{N}\right)^2\sum_{k=1}^{N}\sum_{l=1}^{N}\sum_{m=1}^{N}\sum_{n=1}^{N}E\{x(k)x(l)x(m)x(n)\}$$
$$\exp\left[j2\pi(f_1(k-l)+f_2(m-n))\right] \qquad [2.27]$$

Bu ifade, genel durumda hesaplanması zor olan dördüncü dereceden momentleri içermektedir. Bununla birlikte, $x(n)$'in beyaz Gauss gürültüsü olması durumunda dördüncü dereceden istatistiksel moment ikinci dereceden momentlerin toplamına dönüşür:

$$E\{x(k)x(l)x(m)x(n)\}=\sigma^4\left[\delta(k-l)\delta(m-n)\right.$$
$$\left.+\delta(k-m)\delta(l-n)+\delta(k-n)\delta(l-m)\right] \qquad [2.28]$$

burada, δ impuls fonksiyonudur.

$k=l$, $m=n$, veya $k=m$, $l=n$, veya $k=n$, $l=m$ olması durumunda Eş. 2.28 σ^4'e eşittir ve diğer durumlarda 0'dır. Bu durumda periodogramın ikinci momenti şu şekilde ifade edilir:

$$E\left\{\hat{P}_P(f_1)\hat{P}_P(f_2)\right\}=\sigma^4\left[1+\left(\frac{\sin\pi(f_1+f_2)N}{N\sin\pi(f_1+f_2)}\right)^2+\left(\frac{\sin\pi(f_1-f_2)N}{N\sin\pi(f_1-f_2)}\right)^2\right] \qquad [2.29]$$

Kovaryans şu şekilde bulunur:

$$\operatorname{cov}\left\{\hat{P}_P(f_1),\hat{P}_P(f_2)\right\}=E\left\{\hat{P}_P(f_1)\hat{P}_P(f_2)\right\}-E\left\{\hat{P}_P(f_1)\right\}E\left\{\hat{P}_P(f_2)\right\} \qquad [2.30]$$

Beyaz Gauss işlemlerinde $E\left\{\hat{P}_P(f)\right\}=\sigma^2=P(f)$ olduğu için Eş. 2.30 şu şekilde yazılabilir:

$$\operatorname{cov}\left\{\hat{P}_P(f_1),\hat{P}_P(f_2)\right\}=P(f_1)P(f_2)\left[\left(\frac{\sin\pi(f_1+f_2)N}{N\sin\pi(f_1+f_2)}\right)^2+\left(\frac{\sin\pi(f_1-f_2)N}{N\sin\pi(f_1-f_2)}\right)^2\right] \quad [2.31]$$

Herhangi bir frekanstaki varyans şu şekilde tanımlanır:

$$\operatorname{var}\left(\hat{P}_P(f)\right)=\operatorname{cov}\left\{\hat{P}_P(f),\hat{P}_P(f)\right\}=P^2(f)\left[1+\left(\frac{\sin 2\pi fN}{N\sin 2\pi f}\right)^2\right]$$

ve

$$\lim_{N\to\infty}\operatorname{var}\left(\hat{P}_P(f)\right)=P^2(f) \quad [2.32]$$

Uzun data kayıtlarında Eş. 2.31 ve Eş. 2.32 beyaz olmayan işlemler için de geçerlidir.

Eş. 2.32'den görüldüğü gibi, data sayısının sonsuza yaklaşması durumunda, kestirimin varyansının limiti sıfır olmadığı için periodogram metodu tutarlı bir kestirim metodu değildir. Periodogram ve korrelogram metodlarının kutup ve varyans analizlerinin sonucunda varyansın yüksek, kutbun düşük olduğu görülür. Bu metodların varyansları yüksek olduğundan dolayı çözünürlükleri de yüksektir. Periodogram ve korrelogram metodlarının varyans ve kutup analizinin sonuçları, bu metodların performanslarının düşük olduğunu göstermektedir. Bu yüzden, periodogram metodu üzerinde değişiklikler yapılarak performansları daha yüksek olan Blackman-Tukey, Bartlett ve Welch metodları geliştirilmiştir. Periodogram ve korrelogram metodlarının kutup ve varyans analizi, performansları daha iyi olan spektral kestirim metodlarının geliştirilmesinde yapılabilecek değişiklikleri belirlemektedir. Geliştirilen metodlarda varyansın düşürülmesi amaçlanmıştır fakat bu durumda, çözünürlük azalmakta, kutup artmakta ve Doppler spektrumları da dahil olmak üzere güç yoğunluk spektrumlarındaki bazı ayrıntılar gözlenememektedir (65-70, 75, 76, 116).

2.4.2.2. Blackman-Tukey metodu

Blackman-Tukey metodu, periodogram metodunun ağırlıklı ortalamasıdır ve bundan dolayı varyansı periodogramın varyansından daha düşüktür. Blackman-Tukey metodunun performansının artırılması için periodogramdaki toplam kesilmiştir ve M, N'den daha küçük bir değer olduğu için varyansta, çözünürlükte azalma olmuştur. Blackman-Tukey metodunun çözünürlük sınırı $1/M$'dir ve bu metod ile daha düz spektrumlar elde edilmektedir. Ayrıca, Çizelge 2.2'de verilen $\hat{P}_{BT}(f)$ ifadesindeki gecikme penceresi $w(k)$'nın seçilebilir olması Blackman-Tukey spektral kestirim metodunun performansını artırmaktadır. Bununla birlikte, pencereden kaynaklanan sızıntının azaltılması için pencerenin tasarımında pencerenin frekans karakteristiği $W(f)$'nin yan öbeklerindeki enerjinin minimuma indirilmesi veya ana öbeğindeki enerjinin maksimuma çıkarılması gereklidir.

Çizelge 2.2'de verilen $\hat{P}_{BT}(f)$ ifadesindeki çarpım şeklinde olan dizilerin AFD'ü aşağıdaki gibi ifade edilir:

$$\hat{P}_{BT}(f) = \{\mathrm{AFD}(\hat{r}(k))\} * \{\mathrm{AFD}(w(k))\}$$

burada, $\mathrm{AFD}(\hat{r}(k)) = \hat{P}_P(f)$'dır ve $\mathrm{AFD}(w(k)) = W(f)$'dir. Bu durumda aşağıdaki ifade elde edilir:

$$\hat{P}_{BT}(f) = \hat{P}_P(f) * W(f) = \int_{-1/2}^{1/2} \hat{P}_P(\psi) W(f-\psi) d\psi \qquad [2.33]$$

burada, * konvolüsyon işlemini göstermektedir. Periodogram-tabanlı spektral kestirimler Eş. 2.33'te verilen ifadeye benzer şekilde ele alınmaktadır (65-70, 75, 76).

Eş. 2.33'te verilen ifadeye göre $\hat{P}_{BT}(f)$'nun beklenen değeri $\hat{P}_P(f)$'dan elde edilebilmektedir. Blackman-Tukey metodunun beklenen değeri şu şekilde tanımlanır:

$$E\left\{\hat{P}_{BT}(f)\right\} = \int_{-1/2}^{1/2} E\left\{\hat{P}_P(\psi)\right\} W(f-\psi)d\psi \qquad [2.34]$$

Periodogram asimptotik olarak kutupsuz olduğundan dolayı uzun data kayıtlarında Eş. 2.34 şu şekilde yazılabilir:

$$E\left\{\hat{P}_{BT}(f)\right\} \cong \int_{-1/2}^{1/2} P(\psi)W(f-\psi)d\psi \qquad [2.35]$$

Eş. 2.35'ten görüldüğü gibi Blackman-Tukey metodu asimptotik olarak kutupsuz kestirim metodudur.

Eş. 2.33'te verilen ifadeye göre $\hat{P}_{BT}(f)$'nun varyansı $\hat{P}_P(f)$'dan elde edilebilmektedir:

$$\begin{aligned}\mathrm{var}\left(\hat{P}_{BT}(f)\right) &= E\left[\left\{\int_{-1/2}^{1/2}\left(\hat{P}_P(\psi) - E\left\{\hat{P}_P(\psi)\right\}\right)W(f-\psi)d\psi\right\}^2\right] \\ &= \int_{-1/2}^{1/2}\int_{-1/2}^{1/2}\mathrm{cov}\left\{\hat{P}_P(\psi),\hat{P}_P(v)\right\}W(f-\psi)W(f-v)d\psi dv \qquad [2.36]\end{aligned}$$

Doppler işaretleri gibi uzun data kayıtları için Eş. 2.31 şu şekilde yazılabilir:

$$\mathrm{cov}\left\{\hat{P}_P(f_1),\hat{P}_P(f_2)\right\} \cong \frac{P(f_1)P(f_2)}{N}\left[\delta(f_1+f_2)+\delta(f_1-f_2)\right]$$

burada, δ impuls fonksiyonudur ve $\frac{1}{N}\left(\frac{\sin N\pi f}{\sin \pi f}\right)^2$ Bartlett pencerenin AFD'üdür (frekans karakteristiğidir). Data sayısı N'in sonsuza yaklaşması durumunda, Bartlett

pencere dizisi $w(k)$ bütün k değerlerinde 1'e eşit olur ve Fourier dönüşümü $\delta(f)$'dir. Bu yaklaşımın kullanılması ile varyans şu şekilde bulunur:

$$\mathrm{var}\left(\hat{P}_{BT}(f)\right) \cong \frac{1}{N}\left[\int_{-1/2}^{1/2} P^2(\psi)W^2(f-\psi)d\psi + \int_{-1/2}^{1/2} P^2(\psi)W(f-\psi)W(f+\psi)d\psi\right] \qquad [2.37]$$

Eş. 2.37'de f 0, ±1/2'ye yakın değil ise $W(f-\psi)$, $W(f+\psi)$ spektral pencerelerinin ötelenen ana öbekleri örtüşmeyeceği için çarpımları küçük olur ve bu durumda köşeli parantez içerisindeki ikinci terim ihmal edilir. Spektral pencerenin ana öbeğinin band genişliği boyunca güç yoğunluk spektrumunun düz olacağı varsayımı ile integral ifadesindeki $P^2(\psi)$ yerine $P^2(f)$ konur. Yapılan bu varsayımlardan sonra Blackman-Tukey metodunun varyansı şu şekilde tanımlanır (65-70, 75, 76, 116):

$$\mathrm{var}\left(\hat{P}_{BT}(f)\right) \cong \frac{P^2(f)}{N}\int_{-1/2}^{1/2} W^2(\psi)d\psi \cong P^2(f)\left[\frac{1}{N}\sum_{k=-(M-1)}^{(M-1)} w^2(k)\right] \qquad [2.38]$$

burada, $\frac{1}{N}\sum_{k=-(M-1)}^{(M-1)} w^2(k) = \begin{cases} 2M/N, & \text{dikdörtgen pencere} \\ 2M/3N, & \text{Bartlett pencere} \end{cases}$ olarak tanımlanır.

2.4.2.3. Bartlett metodu

Bartlett metodu, periodogram metodunun yüksek varyansının düşürülmesi için geliştirilmiş olan metodlardan biridir. Bartlett metodunda, Doppler işaretleri de dahil olmak üzere incelenen N uzunluğundaki işaret L tane M uzunluğunda örtüşmeyen aralığa ayrılır. Bartlett metodunun beklenen değeri şu şekilde bulunur:

$$E\left\{\hat{P}_B(f)\right\}=\frac{1}{L}\sum_{l=1}^{L}E\left\{\hat{P}_l(f)\right\}=E\left\{\hat{P}_l(f)\right\} \qquad [2.39]$$

Eş. 2.23-2.25'te tek bir periodogramın beklenen değeri verilmiştir. L tane ($l=1\ldots L$) periodogramın beklenen değeri şu şekilde ifade edilir:

$$E\left\{\hat{P}_l(f)\right\}=\sum_{k=-(M-1)}^{M-1}\left(1-\frac{|k|}{M}\right)r(k)e^{-j2\pi fk}$$

$$=\frac{1}{M}\int_{-1/2}^{1/2}P(\psi)W_B(f-\psi)d\psi \qquad [2.40]$$

burada, $W_B(f)=\frac{1}{M}\left(\frac{\sin\pi fM}{\sin\pi f}\right)^2$ olarak tanımlanır. $W_B(f)$ aşağıda verilen Bartlett pencerenin frekans karakteristiğidir:

$$w_B(k)=\begin{cases}1-\frac{|k|}{M}, & |k|\le M-1\\ 0, & \text{diğer}\end{cases} \qquad [2.41]$$

N ve M'in sonsuza yaklaşması durumunda Eş. 2.40'tan Bartlett kestirim metodunun asimptotik olarak kutupsuz olduğu görülür. Eş. 2.40'ta gerçek güç yoğunluk spektrumu ile Bartlett pencerenin frekans karakteristiği $W_B(f)$'nin konvolüsyonu görülmektedir. Data uzunluğunun N'den $M=N/L$'ye azaltılması ile pencerenin spektral genişliği L kadar artmaktadır. Bu durumda, frekans çözünürlüğü L kadar azalmaktadır. Bartlett metodu, M uzunluğundaki data üzerinden hesaplandığı için çözününürlük sınırı $1/M$'dir. Çözünürlükteki bu azalma ile birlikte varyans da azalmaktadır. Bartlett metodunun varyansı şu şekilde ifade edilir:

$$\text{var}\left(\hat{P}_B(f)\right)=\frac{1}{L^2}\sum_{l=1}^{L}\text{var}\left(\hat{P}_l(f)\right)$$

$$\cong\frac{1}{L}\text{var}\left(\hat{P}_l(f)\right) \qquad [2.42]$$

Eş. 2.32'nin Eş. 2.42'de kullanılması ile aşağıdaki ifade elde edilir:

$$\text{var}\left(\hat{P}_B(f)\right)=\frac{1}{L}P^2(f)\left[1+\left(\frac{\sin 2\pi fM}{M\sin 2\pi f}\right)^2\right]$$

$$\cong\frac{1}{L}P^2(f) \qquad [2.43]$$

Eş. 2.43'ten görüldüğü gibi Bartlett metodunun varyansı periodogram metodunun varyansı ile karşılaştırıldığında L kadar azalmış olduğu görülür.

$\lim_{L\to\infty}\text{var}\left(\hat{P}_B(f)\right)=0$, olduğu için Bartlett metodu asimptotik olarak tutarlı bir kestirim metodudur (65-70, 75, 76, 116).

2.4.2.4. Welch metodu

Welch metodunda, Doppler işaretleri de dahil olmak üzere incelenen N uzunluğundaki işaret S tane M uzunluğunda örtüşen aralıklara ayrılır ve örtüşme oranı genellikle %50 olarak alınır. Welch kestiriminin beklenen değeri şu şekilde bulunur:

$$E\left\{\hat{P}_W(f)\right\}=\frac{1}{S}\sum_{l=1}^{S}E\left\{\hat{\tilde{P}}_l(f)\right\}=E\left\{\hat{\tilde{P}}_l(f)\right\} \qquad [2.44]$$

burada, $\hat{\tilde{P}}_l(f)$ her bir aralığın değiştirilmiş periodogram kestirimidir. Değiştirilmiş periodogram kestiriminin beklenen değeri şu şekilde elde edilir:

$$E\left\{\hat{\tilde{P}}_l(f)\right\} = \frac{1}{MP}\sum_{n=1}^{M}\sum_{m=1}^{M} w(n)w(m)E\left\{x_l(n)x_l^*(m)\right\}e^{-j2\pi f(n-m)}$$

$$= \frac{1}{MP}\sum_{n=1}^{M}\sum_{m=1}^{M} w(n)w(m)r(n-m)e^{-j2\pi f(n-m)} \qquad [2.45]$$

Otokorelasyon fonksiyonu şu şekilde yazılabilir:

$$r(n) = \int_{-1/2}^{1/2} P(\psi)e^{j2\pi\psi n}d\psi \qquad [2.46]$$

Eş. 2.46, Eş. 2.45'te yerine konur ve değiştirilmiş periodogramın beklenen değeri bulunur:

$$E\left\{\hat{\tilde{P}}_l(f)\right\} = \frac{1}{MP}\int_{-1/2}^{1/2} P(\psi)\left[\sum_{n=1}^{M}\sum_{m=1}^{M} w(n)w(m)e^{-j2\pi(n-m)(f-\psi)}\right]d\psi$$

$$= \int_{-1/2}^{1/2} P(\psi)W(f-\psi)d\psi \qquad [2.47]$$

burada, pencerenin frekans karakteristiği $W(f) = \frac{1}{MP}\left|\sum_{n=1}^{M} w(n)e^{-j2\pi fn}\right|^2$ olarak tanımlanır.

$w(n)$'in ortalaması P şu şekilde belirtilir:

$$\int_{-1/2}^{1/2} W(f)df = 1 \qquad [2.48]$$

N ve M'in sonsuza yaklaşması durumunda Eş. 2.47'den Welch kestirim metodunun asimptotik olarak kutupsuz olduğu görülür.

Welch kestiriminin varyansı şu şekilde ifade edilir:

$$\mathrm{var}\left(\hat{P}_W(f)\right)=\frac{1}{S^2}\sum_{l=1}^{S}\sum_{k=1}^{S}E\left\{\hat{\tilde{P}}_l(f)\hat{\tilde{P}}_k(f)\right\}-\left[E\left\{\hat{P}_W(f)\right\}\right]^2 \qquad [2.49]$$

Data aralıkları arasında örtüşme olmadığı durumda Welch kestiriminin varyansı şu şekilde elde edilir:

$$\mathrm{var}\left(\hat{P}_W(f)\right)=\frac{1}{S}\mathrm{var}\left(\hat{\tilde{P}}_l(f)\right)$$

$$\cong\frac{1}{S}P^2(f) \qquad [2.50]$$

Bartlett (üçgen) pencere kullanılması ve %50 örtüşme olması durumunda Welch kestiriminin varyansı şu şekilde ifade edilir:

$$\mathrm{var}\left(\hat{P}_W(f)\right)=\frac{9}{8S}\mathrm{var}\left(\hat{\tilde{P}}_l(f)\right)$$

$$\cong\frac{9}{8S}P^2(f) \qquad [2.51]$$

Farklı pencerelerin kullanılması ile kestirimi yapılan güç yoğunluk spektrumlarının kutup/varyans özellikleri daha iyi kontrol edilebilir. Örtüşme oranlarının artırılması ile ortalamaya giren güç yoğunluk spektrum kestirimlerinin sayısı artırılır ve böylece varyans azaltılır.

$\lim_{S\to\infty}\mathrm{var}\left(\hat{P}_W(f)\right)=0$, olduğu için Welch metodu asimptotik olarak tutarlı bir kestirim metodudur (65-70, 74-76, 116).

2.4.2.5. Klasik spektral analiz metodlarının performanslarının karşılaştırılması

Klasik metodların performanslarının karşılaştırılmasında, güç yoğunluk spektrum kestirimlerinin beklenen değerlerinin karelerinin varyanslarına oranı hesaplanmaktadır:

$$Q_A = \frac{\left[E\left\{\hat{P}_A(f)\right\}\right]^2}{\mathrm{var}\left(\hat{P}_A(f)\right)} \qquad [2.52]$$

burada, Q_A kestirim metodunun kalite faktörüdür, periodogram kestirim metodu için $A = P$, Blackman-Tukey kestirim metodu için $A = BT$, Bartlett kestirim metodu için $A = B$ ve Welch kestirim metodu için $A = W$ 'dır.

Eş. 2.25'te periodogram kestirim metodunun beklenen değeri Eş. 2.32'de ise periodogram kestirim metodunun varyansı verilmiştir. Data sayısı N 'in sonsuza yaklaşması durumunda $E\left\{\hat{P}_P(f)\right\} = P(f)$, $\mathrm{var}\left(\hat{P}_P(f)\right) = P^2(f)$ olur. Daha önce belirtildiği gibi periodogram kestirimi asimptotik olarak kutupsuz kestirim metodudur fakat data sayısı N 'in sonsuza yaklaşması durumunda varyansı sıfır olmadığı için tutarlı bir kestirim metodu değildir. Periodogram kestirim metodunun kalite faktörü asimptotik olarak şu şekilde bulunur:

$$Q_P = \frac{P^2(f)}{P^2(f)} = 1 \qquad [2.53]$$

Eş. 2.53'ten görüldüğü gibi Q_P sabittir ve data uzunluğu N 'den bağımsızdır. Bu durum, periodogram metodunun iyi bir kestirim metodu olmadığını göstermektedir.

Eş. 2.35'te Blackman-Tukey kestirim metodunun beklenen değeri Eş. 2.38'de ise Blackman-Tukey kestirim metodunun varyansı verilmiştir. Eş. 2.35'ten görüldüğü gibi Blackman-Tukey metodu asimptotik olarak kutupsuz kestirim metodudur.

Bartlett pencere için Blackman-Tukey kestirim metodunun kalite faktörü şu şekilde hesaplanır:

$$Q_{BT} = \frac{P^2(f)}{P^2(f)\frac{2M}{3N}} = 1{,}5\frac{N}{M} \qquad [2.54]$$

Pencere uzunluğu $2M-1$ olduğu durumda 3-dB noktasında ölçülen frekans çözünürlüğü şu şekildedir:

$$\Delta f = \frac{1{,}28}{2M} = \frac{0{,}64}{M} \qquad [2.55]$$

Eş. 2.55'in Eş. 2.54'te kullanılması ile Blackman-Tukey kestirim metodunun kalite faktörü şu şekilde yazılabilir:

$$Q_{BT} = 1{,}5\frac{N}{0{,}64/\Delta f} = 2{,}34N\Delta f \qquad [2.56]$$

Eş. 2.40'ta Bartlett kestirim metodunun beklenen değeri Eş. 2.43'te ise Bartlett kestirim metodunun varyansı verilmiştir. N ve M'in sonsuza yaklaşması durumunda Eş. 2.40'tan Bartlett kestirim metodunun asimptotik olarak kutupsuz olduğu görülür ve beklenen değeri $P(f)$'na eşittir. L'nin sonsuza yaklaşması durumunda Eş. 2.43'ten Bartlett kestirim metodunun asimptotik olarak tutarlı kestirim metodu olduğu görülür. Bartlett kestirim metodunun kalite faktörü asimptotik olarak şu şekilde bulunur:

$$Q_B = \frac{P^2(f)}{\frac{1}{L}P^2(f)} = L = \frac{N}{M} \qquad [2.57]$$

Bartlett kestirim metodunun frekans çözünürlüğü, dikdörtgen pencerenin ana öbek genişliği 3-dB alınarak ölçülür:

$$\Delta f = \frac{0,9}{M} \qquad [2.58]$$

Eş. 2.58'in Eş. 2.57'de kullanılması ile Bartlett kestirim metodunun kalite faktörü şu şekilde yazılabilir:

$$Q_B = \frac{N}{0,9/\Delta f} = 1,1N\Delta f \qquad [2.59]$$

Eş. 2.47'de Welch kestirim metodunun beklenen değeri, Eş. 2.50'de örtüşme olmadığı durumda ve Eş. 2.51'de %50 örtüşme olduğu ve Bartlett pencerenin kullanıldığı durumda Welch kestirim metodunun varyansı verilmiştir. N ve M 'in sonsuza yaklaşması durumunda Eş. 2.47'den Welch kestirim metodunun asimptotik olarak kutupsuz olduğu görülür ve beklenen değeri $P(f)$ 'na eşittir. S 'nin sonsuza yaklaşması durumunda Eş. 2.50 ve Eş. 2.51'den Welch kestirim metodunun asimptotik olarak tutarlı kestirim metodu olduğu görülür. Welch kestirim metodunun kalite faktörü asimptotik olarak örtüşme olmaması durumunda şu şekilde bulunur:

$$Q_W = \frac{P^2(f)}{\frac{1}{S}P^2(f)} = S = \frac{N}{M} \qquad [2.60a]$$

ve %50 örtüşme olduğu ve Bartlett pencerenin kullanıldığı durumda:

$$Q_W = \frac{P^2(f)}{\frac{9}{8S}P^2(f)} = \frac{8S}{9} = \frac{16N}{9M} \qquad [2.60b]$$

3-dB noktasındaki Bartlett pencerenin spektral genişliği şu şekildedir:

$$\Delta f = \frac{1,28}{M} \qquad [2.61]$$

Eş. 2.61'in Eş. 2.60a'da kullanılması ile Welch kestirim metodunun kalite faktörü Δf ve N'e bağlı olarak şu şekilde yazılabilir:

$$Q_W = \frac{N}{1,28/\Delta f} = 0,78N\Delta f \qquad [2.62a]$$

Eş. 2.61'in Eş. 2.60b'de kullanılması ile Welch kestirim metodunun kalite faktörü Δf ve N'e bağlı olarak şu şekilde yazılabilir:

$$Q_W = \frac{16N}{9(1.28/\Delta f)} = 1,39N\Delta f \qquad [2.62b]$$

Kalite faktörü data uzunluğu N ve frekans çözünürlüğü Δf'in çarpımına eşittir. İstenilen seviyedeki kalitenin elde edilebilmesi için data uzunluğu N artırılarak Δf düşürülebilir (frekans çözünürlüğü artırılır) veya tam tersi işlem gerçekleştirilir. Periodogram kestirim metodunun kalite faktörü N ve Δf'den bağımsız olduğu için performansı düşüktür. Blackman-Tukey, Bartlett ve Welch kestirim metodlarının kalite faktörleri arasındaki fark azdır (65-70). Yapılan performans analizi sonuçlarından periodogram ve korrelegram metodları hariç diğer klasik metodlarda data sayısı arttıkça performanslarının arttığı görülmüştür. Blackman-Tukey, Bartlett ve Welch metodlarında, varyans düşürülerek performans yükseltilmeye çalışılmıştır. Farklı pencerelerin ve örtüşme oranlarının kullanılması ile Welch metodunun varyansı düşürülerek performansı artırılabilmektedir. Bu çalışmada, oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizinde, kutup/varyans özellikleri diğer klasik metodlara göre daha iyi kontrol edilebildiği için performansı yüksek olarak tespit edilen Welch metodu kullanılmıştır (65-70, 74-76, 116).

2.4.3. Model tabanlı spektral analiz metodlarının performans analizi

Model tabanlı metodlara ait parametrelerin kestirimleri için farklı kestirim metodları geliştirilmiştir. Bu kısımda, oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizinde kullanılan model tabanlı metodlara ait parametrelerin kestirimi için uygun olan kestirim metodlarının seçimi açıklanmıştır. Model tabanlı metodlara ait parametrelerin kestirimlerinde uygun kestirim metodlarının belirlenmesi için varyans ve Cramer-Rao sınır değerleri gibi istatistiksel özelliklerin kullanılması ile performans analizi yapılmıştır (65-70, 77-79, 115, 117, 118).

2.4.3.1. AR kestirim metodlarının performans analizi

AR parametrelerinin kestirimi için Yule-Walker, kovaryans, değiştirilmiş kovaryans, Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodları gibi farklı kestirim metodlarının tanımlanmasının nedenleri 2.3.2.2 kısmında açıklanmıştır (65-70, 77-79, 119-122). Bu kısımda, oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizinde AR metodu ile kararlı ve yüksek performanslı kestirim sonuçları elde edebilmek için uygun kestirim metodları belirlenmiştir. AR parametrelerinin kestirimi için uygun kestirim metodlarının belirlenmesinde Cramer-Rao sınır değerleri kullanılmıştır (115, 117, 118).

2.4.3.2. Cramer-Rao sınırı

Parametre kestiriminde kestirim metodlarından varyansı en düşük olan metod seçilmelidir çünkü varyansı düşük olan metodlar ile kestirilen parametreler gerçek değerlerine yakındır. Cramer-Rao sınır değerleri, varyansı en düşük olan kestirim metodunu seçmek için kullanılmaktadır. İşaret hakkındaki bütün bilgi, gözlenen datadan ve datanın olasılık yoğunluk fonksiyonundan elde edilmektedir. Bundan dolayı, kestirimin doğruluğu data için varsayılan olasılık yoğunluk fonksiyonuna bağlıdır. Cramer-Rao sınırının belirlenmesinde gözlenen datanın olasılık yoğunluk fonksiyonu kestirimi yapılacak parametrenin fonksiyonu olarak ifade edilir ve bu

fonksiyon olabilirlik fonksiyonu olarak adlandırılır: $p(x;\theta)$, burada θ kestirimi yapılacak olan parametre vektörüdür $\left(\theta = \left[\theta_1 \quad \theta_2 \quad \cdots \quad \theta_p\right]^T\right)$. Önce $p(x;\theta)$'nın doğal logaritması alınır ve parametre kestirimlerinin varyansları için Cramer-Rao sınırının bulunmasında Fisher bilgi matrisinin elemanları kullanılır:

$$\left[I(\theta)\right]_{ij} = -E\left[\frac{\partial^2 \ln p(x;\theta)}{\partial\theta_i \partial\theta_j}\right] \qquad i = 1,2,\ldots,p \quad , \quad j = 1,2,\ldots,p \qquad [2.63]$$

burada, $I(\theta)$ $p \times p$ boyutlu Fisher bilgi matrisidir, $p(x;\theta)$ olabilirlik fonksiyonudur ve θ kestirimi yapılacak olan parametre vektörüdür.

Cramer-Rao sınırı Fisher bilgi matrisinin tersidir:

$$\mathrm{var}(\hat{\theta}_i) \geq \left[I^{-1}(\theta)\right]_{ii} \qquad [2.64]$$

Fisher bilgi matrisini belirlemek için logaritması alınmış olan olabilirlik fonksiyonlarının, kestirimi yapılan parametrelere göre türevleri alınır ve beklenen değerleri hesaplanır (65, 66, 69, 115, 117, 118).

2.4.3.3. AR kestirim metodları için Cramer-Rao sınırının belirlenmesi

Cramer-Rao sınırı olasılık yoğunluk fonksiyonuna bağlı olduğu için yaklaşık olarak bulunabilir. Eş. 2.8'de verilen $\mathrm{AR}(p)$ metodunun fark denklemi kullanılarak beyaz Gauss gürültüsü şu şekilde yazılır:

$$w(n) = x(n) + \sum_{k=1}^{p} a(k)x(n-k) \qquad [2.65]$$

burada, $w(n)$ beyaz Gauss gürültüsüdür. $w(n)$'in olasılık yoğunluk fonksiyonu şu şekilde ifade edilir:

$$p(w)=\prod_{n=p}^{N-1}\frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}}\exp\left(-\frac{w^2(n)}{2\sigma^2}\right)=\frac{1}{\left(2\pi\sigma^2\right)^{(N-p)/2}}\exp\left(-\frac{1}{2\sigma^2}\sum_{n=p}^{N-1}w^2(n)\right) \qquad [2.66]$$

burada, $p(w)$ $w(n)$'in olasılık yoğunluk fonksiyonudur.

Eş. 2.66'da $w(n)$ yerine Eş. 2.65'teki ifade konur ve eldeki data $\{x(n)\}_{n=1}^{N}$'in olabilirlik fonksiyonu şu şekilde belirtilir:

$$p\left(x;a,\sigma^2\right)=\frac{1}{\left(2\pi\sigma^2\right)^{(N-p)/2}}\exp\left[-\frac{1}{2\sigma^2}\sum_{n=p}^{N-1}\left(x(n)+\sum_{j=1}^{p}a(j)x(n-j)\right)^2\right] \qquad [2.67]$$

burada, $p\left(x;a,\sigma^2\right)$ olabilirlik fonksiyonudur ve a (AR katsayıları), σ^2 (beyaz gürültünün varyansı) kestirimi yapılacak olan AR parametreleridir.

Fisher bilgi matrisi şu şekilde tanımlanır:

$$\left[I_\theta\right]_{ij}=-E\left[\frac{\partial^2 \ln p(x;\theta)}{\partial\theta_i\partial\theta_j}\right], \qquad i,j=1,2,\ldots,p+1 \qquad [2.68]$$

burada, kestirimi yapılacak olan AR parametrelerinin vektörü $\theta=\left[a^T \quad \sigma^2\right]^T$ olarak tanımlanır. $p(x;a,\sigma^2)$ Fisher bilgi matrisini belirlemek için kullanılır. $p(x;a,\sigma^2)$'nın logaritması şu şekilde verilir:

$$\ln p\left(x;a,\sigma^2\right)=-\ln\left(2\pi\sigma^2\right)^{(N-p)/2}-\frac{1}{2\sigma^2}\sum_{n=p}^{N-1}\left(x(n)+\sum_{j=1}^{p}a[j]x(n-j)\right)^2 \qquad [2.69]$$

$\ln p(x;a,\sigma^2)$ 'nın birinci dereceden kısmi türevleri şu şekildedir:

$$\frac{\partial \ln p\left(x;a,\sigma^2\right)}{\partial a[k]}=-\frac{1}{\sigma^2}\sum_{n=p}^{N-1}\left(x(n)+\sum_{j=1}^{p}a[j]x(n-j)\right)x(n-k)$$

$$\frac{\partial \ln p\left(x;a,\sigma^2\right)}{\partial \sigma^2}=-\frac{N-p}{2\sigma^2}+\frac{1}{2\sigma^4}\sum_{n=p}^{N-1}\left(x(n)+\sum_{j=1}^{p}a[j]x(n-j)\right)^2 \qquad [2.70]$$

$\ln p(x;a,\sigma^2)$ 'nın ikinci dereceden kısmi türevleri şu şekildedir:

$$\frac{\partial^2 \ln p\left(x;a,\sigma^2\right)}{\partial a[k]\partial a[l]}=-\frac{1}{\sigma^2}\sum_{n=p}^{N-1}x(n-l)x(n-k)$$

$$\frac{\partial^2 \ln p\left(x;a,\sigma^2\right)}{\partial \sigma^2\partial \sigma^2}=\frac{N-p}{2\sigma^4}-\frac{1}{\sigma^6}\sum_{n=p}^{N-1}\left(x(n)+\sum_{j=1}^{p}a[j]x(n-j)\right)^2=\frac{N-p}{2\sigma^4}-\frac{1}{\sigma^6}\sum_{n=p}^{N-1}w^2(n)$$

$$\frac{\partial^2 \ln p\left(x;a,\sigma^2\right)}{\partial a[k]\partial \sigma^2}=\frac{1}{\sigma^4}\sum_{n=p}^{N-1}\left(x(n)+\sum_{j=1}^{p}a[j]x(n-j)\right)x(n-k) \qquad [2.71]$$

Beklenen değerleri alınır:

$$E\left[\frac{\partial^2 \ln p\left(x;a,\sigma^2\right)}{\partial a[k]\partial a[l]}\right]=-\frac{N-p}{\sigma^2}r(k-l)$$

$$E\left[\frac{\partial^2 \ln p\left(x;a,\sigma^2\right)}{\partial a[k]\partial \sigma^2}\right]=\frac{N-p}{\sigma^4}\left[r(k)+\sum_{j=1}^{p}a[j]r(k-j)\right]=0$$

burada, parantez içindeki $r(k)+\sum_{j=1}^{p} a[j]r(k-j)$ ifadesi Yule-Walker denklemidir ve 0'a eşit olduğundan dolayı bu beklenen değer sıfıra eşittir.

$$E\left[\frac{\partial^2 \ln p(x;a,\sigma^2)}{\partial\sigma^2\partial\sigma^2}\right]=\frac{N-p}{2\sigma^4}-\frac{1}{\sigma^6}E\left[\sum_{n=p}^{N-1}w^2(n)\right]$$

Bu beklenen değerde AR metodunun tanımı kullanılır $w^2(n)$'in beklenen değeri yerine σ^2 konur ve aşağıdaki ifade elde edilir:

$$E\left[\frac{\partial^2 \ln p(x;a,\sigma^2)}{\partial\sigma^2\partial\sigma^2}\right]=\frac{N-p}{2\sigma^4}-\frac{N-p}{\sigma^6}\sigma^2=-\frac{N-p}{2\sigma^4} \qquad [2.72]$$

Böylece, Fisher bilgi matrisi şu şekilde yazılabilir:

$$I_{a,\sigma^2}=\begin{bmatrix}\frac{N-p}{\sigma^2}R & 0\\ 0^T & \frac{N-p}{2\sigma^4}\end{bmatrix} \qquad [2.73]$$

burada, $[R]_{ij}=r[i-j]$ $p\times p$ boyutlu Toeplitz otokorelasyon matrisidir ve 0 $p\times 1$ boyutlu sıfır vektörüdür.

Fisher bilgi matrisinin tersi alınır:

$$I_{a,\sigma^2}^{-1}=\begin{bmatrix}\frac{\sigma^2}{N-p}R^{-1} & 0\\ 0^T & \frac{2\sigma^4}{N-p}\end{bmatrix} \qquad [2.74]$$

Datanın uzun olması durumunda $N >> p$ olur ve Fisher bilgi matrisinin tersi şu şekilde yazılabilir:

$$I_{a,\sigma^2}^{-1} = \begin{bmatrix} \frac{\sigma^2}{N} R^{-1} & 0 \\ 0^T & \frac{2\sigma^4}{N} \end{bmatrix} \qquad [2.75]$$

Eş. 2.64'te verildiği gibi parametre kestirimlerinin varyansları için hesaplanan Cramer-Rao sınırı Fisher bilgi matrisinin tersine eşittir. Bu durumda kestirimi yapılan AR parametrelerinin Cramer-Rao sınırları şu şekilde belirtilir:

$$\text{var}(\hat{a}[k]) \geq \frac{\sigma^2}{N}\left[R^{-1}\right]_{kk} \quad , \quad k = 1,2,\ldots,p$$

$$\text{var}(\hat{\sigma}^2) \geq \frac{2\sigma^4}{N} \qquad [2.76]$$

burada, otokorelasyon matrisinin tersi

$$\left[R^{-1}\right]_{ij} = \frac{1}{\sigma^2}\sum_{k=1}^{N}\left[a(i-k)a^*(j-k) - a^*(N-i+k)a(N-j+k)\right] \quad i,j = 1,2,\ldots,N$$

olarak tanımlanır (65, 66, 69, 117,118).

2.4.3.4. Oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun olan AR kestirim metodlarının Cramer-Rao sınırı ile belirlenmesi

Kestirilen parametrelerin varyanslarını belirleyen Cramer-Rao sınır değerleri ile kestirim metodlarının doğruluğu ölçülür. Bu çalışmada, Cramer-Rao sınırlarının hesaplanması ile oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun olan AR kestirim metodları belirlenmiştir. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin Yule-Walker, kovaryans, değiştirilmiş kovaryans, Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodları ile kestirilen AR parametreleri Çizelge 2.3'te verilmektedir. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin uzunluğu 55000'dir. AR metodunun model derecesi 10 olarak alınmıştır ve farklı kestirim metodları ile AR parametrelerinin kestirimi için MATLAB program paketi kullanılmıştır. Çizelge 2.3'te verilen AR parametre kestirimlerinin varyansları Eş. 2.76'da verilen Cramer-Rao sınır denklemleri kullanılarak hesaplanmıştır. Çizelge 2.4'te sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin farklı AR kestirim metodları ile kestirilen AR parametrelerinin Cramer-Rao sınırları verilmektedir.

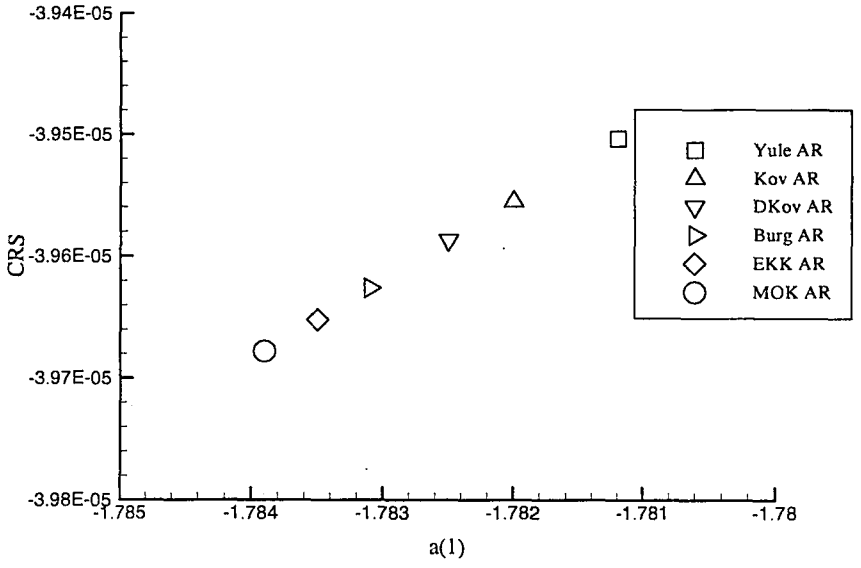
Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin farklı AR kestirim metodları ile kestirilen AR parametrelerinin Cramer-Rao sınırları Şekil 2.9-2.19'da görülmektedir. Çizelge 2.4 ve Şekil 2.9-2.19'dan Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodlarının Cramer-Rao sınır değerlerinin diğer kestirim metodlarına göre daha düşük olduğu görülmektedir. Böylece, Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodları oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun olan kestirim metodları olarak belirlenmiştir. Bu çalışmada, oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin AR metodu ile spektral analizinde Burg ve en küçük kareler kestirim metodları kullanılmıştır çünkü bu iki metodun doğrusal denklemleri ile AR parametrelerinin kestirimleri maksimum olabilirlik kestirim metoduna göre daha kolay yapılabilmektedir.

Çizelge 2.3. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin Yule-Walker, kovaryans, değiştirilmiş kovaryans, Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodları ile kestirilen AR parametreleri

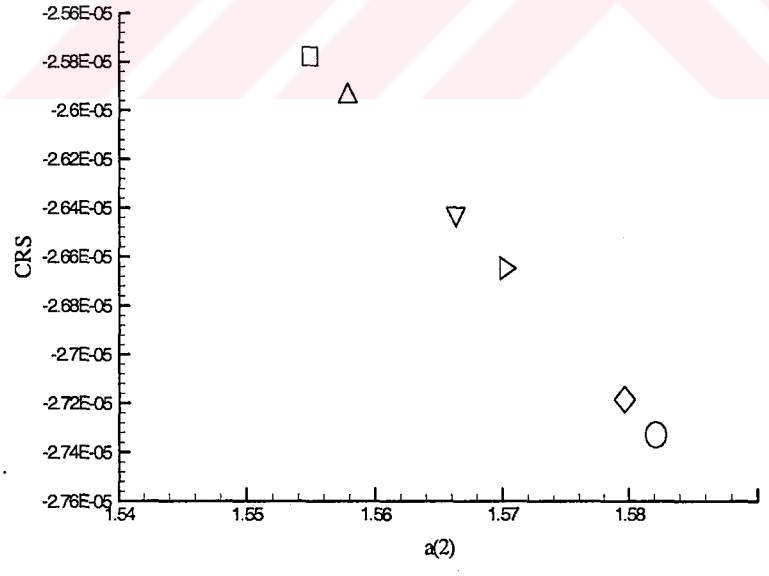
Parametreler	Kestirilen Değerler					
	Yule-Walker AR	Kovaryans AR	Değiştirilmiş kovaryans AR	Burg AR	En küçük kareler AR	Maksimum olabilirlik kestirimi AR
a(1)	-1,7812	-1,7820	-1,7825	-1,7831	-1,7835	-1,7839
a(2)	1,5549	1,5578	1,5663	1,5702	1,5796	1,5821
a(3)	1,6120	1,6132	1,6157	1,6201	1,6247	1,6268
a(4)	1,1141	1,1163	1,1181	1,1205	1,1221	1,1283
a(5)	0,9561	0,9602	0,9626	0,9684	0,9702	0,9724
a(6)	0,6544	0,6559	0,6566	0,6583	0,6621	0,6635
a(7)	-0,3575	-0,3587	-0,3591	-0,3605	-0,3627	-0,3641
a(8)	0,1124	0,1150	0,1173	0,1195	0,1208	0,1234
a(9)	0,0075	0,0087	0,0115	0,0140	0,0161	0,0198
a(10)	-0,1070	-0,1093	-0,1099	-0,1108	-0,1125	-0,1142
σ^2	318,8121	317,6175	317,0125	316,1473	315,2462	314,2011

Çizelge 2.4. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin Yule-Walker, kovaryans, değiştirilmiş kovaryans, Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodları ile kestirilen AR parametrelerinin Cramer-Rao sınırları

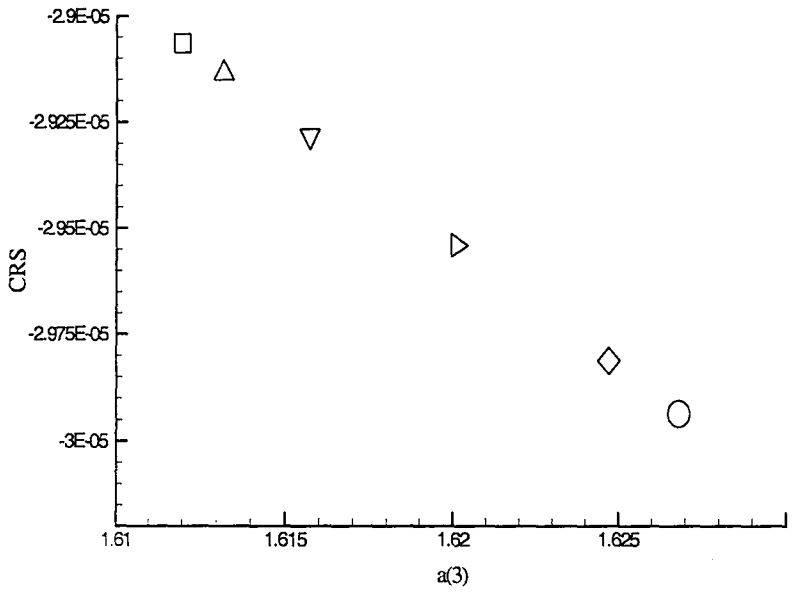
Parametreler	Cramer-Rao Sınırları					
	Yule-Walker AR	Kovaryans AR	Değiştirilmiş kovaryans AR	Burg AR	En küçük kareler AR	Maksimum olabilirlik kestirimi AR
a(1)	$-3,9503\times10^{-5}$	$-3,9555\times10^{-5}$	$-3,9587\times10^{-5}$	$-3,9626\times10^{-5}$	$-3,9652\times10^{-5}$	$-3,9678\times10^{-5}$
a(2)	$-2,5777\times10^{-5}$	$-2,5941\times10^{-5}$	$-2,6424\times10^{-5}$	$-2,6646\times10^{-5}$	$-2,7184\times10^{-5}$	$-2,7328\times10^{-5}$
a(3)	$-2,9064\times10^{-5}$	$-2,9135\times10^{-5}$	$-2,9282\times10^{-5}$	$-2,9540\times10^{-5}$	$-2,9812\times10^{-5}$	$-2,9936\times10^{-5}$
a(4)	$-4,3858\times10^{-6}$	$-4,4750\times10^{-6}$	$-4,5481\times10^{-6}$	$-4,6458\times10^{-6}$	$-4,7111\times10^{-6}$	$-4,9647\times10^{-6}$
a(5)	$1,5613\times10^{-6}$	$1,4185\times10^{-6}$	$1,3346\times10^{-6}$	$1,1309\times10^{-6}$	$1,0675\times10^{-6}$	$9,8979\times10^{-7}$
a(6)	$1,0396\times10^{-5}$	$1,0360\times10^{-5}$	$1,0343\times10^{-5}$	$1,0303\times10^{-5}$	$1,0211\times10^{-5}$	$1,0178\times10^{-5}$
a(7)	$1,5858\times10^{-5}$	$1,5842\times10^{-5}$	$1,5837\times10^{-5}$	$1,5819\times10^{-5}$	$1,5790\times10^{-5}$	$1,5771\times10^{-5}$
a(8)	$1,7952\times10^{-5}$	$1,7941\times10^{-5}$	$1,7932\times10^{-5}$	$1,7922\times10^{-5}$	$1,7916\times10^{-5}$	$1,7905\times10^{-5}$
a(9)	$1,8181\times10^{-5}$	$1,8180\times10^{-5}$	$1,8179\times10^{-5}$	$1,8178\times10^{-5}$	$1,8177\times10^{-5}$	$1,8175\times10^{-5}$
a(10)	$1,7974\times10^{-5}$	$1,7965\times10^{-5}$	$1,7962\times10^{-5}$	$1,7959\times10^{-5}$	$1,7952\times10^{-5}$	$1,7945\times10^{-5}$
σ^2	3,6960	3,6684	3,6544	3,6345	3,6138	3,5899



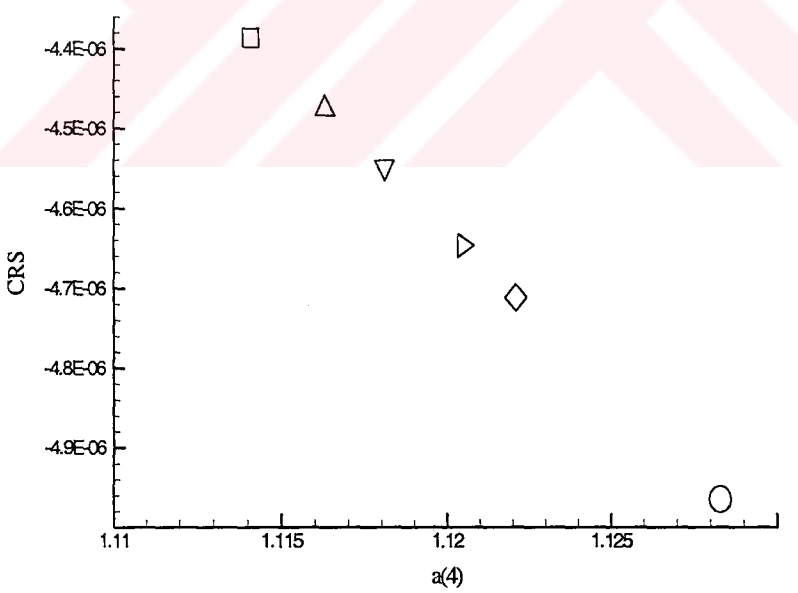
Şekil 2.9. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(1)'in Cramer-Rao sınırları; Yule AR (Yule-Walker AR), Kov AR (Kovaryans AR), DKov AR (Değiştirilmiş kovaryans AR), Burg AR (Burg AR), EKK AR (En küçük kareler AR), MOK AR (Maksimum olabilirlik kestirimi AR)



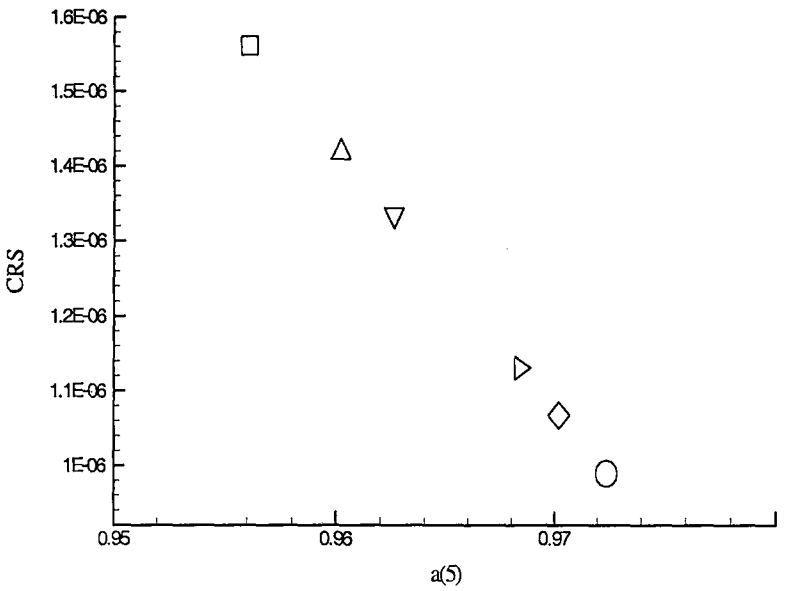
Şekil 2.10. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(2)'nin Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır)



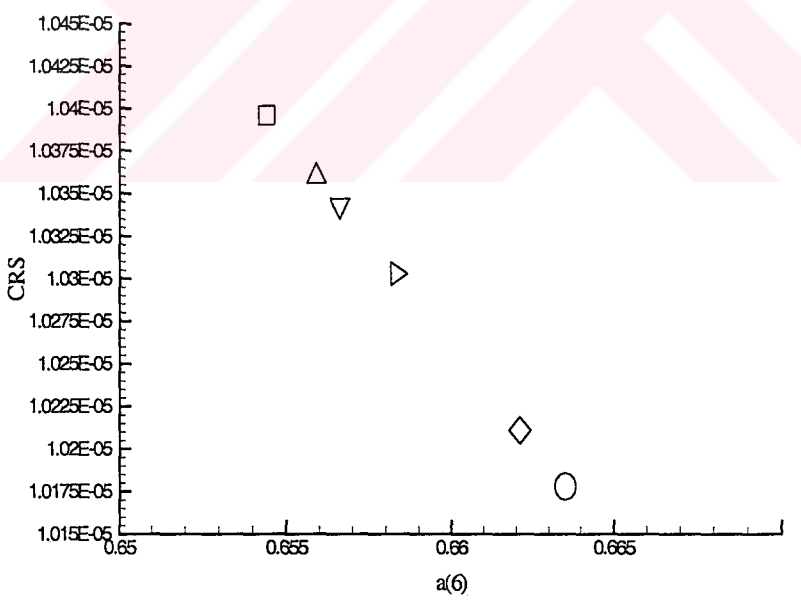
Şekil 2.11. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(3)'ün Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır)



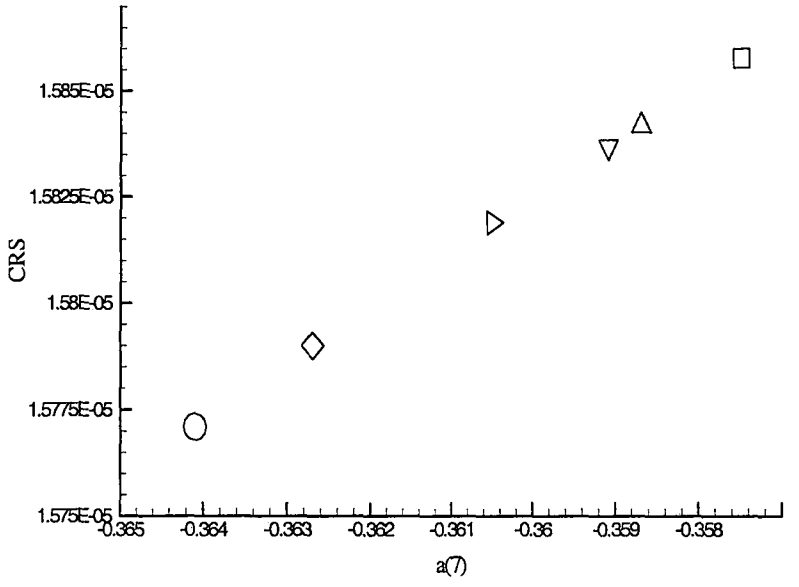
Şekil 2.12. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(4)'ün Cramer-Rao sınırları(semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır)



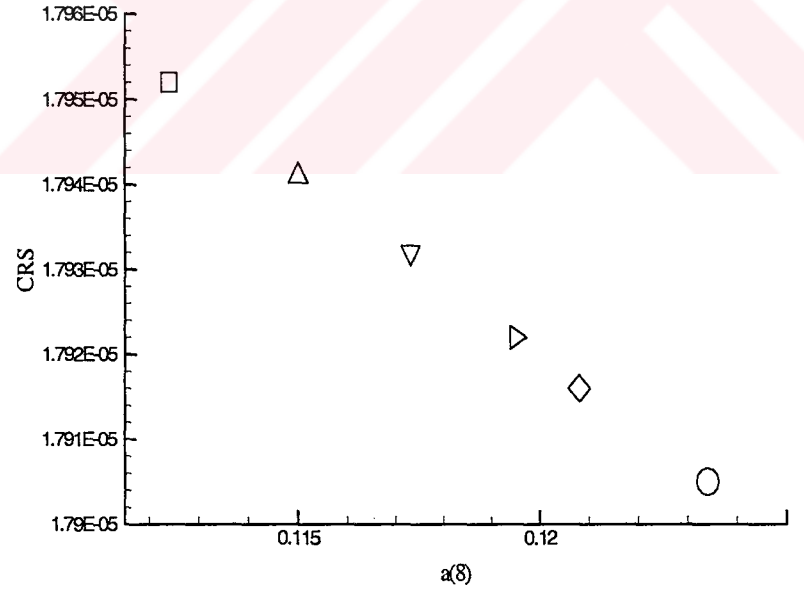
Şekil 2.13. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(5)'in Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır)



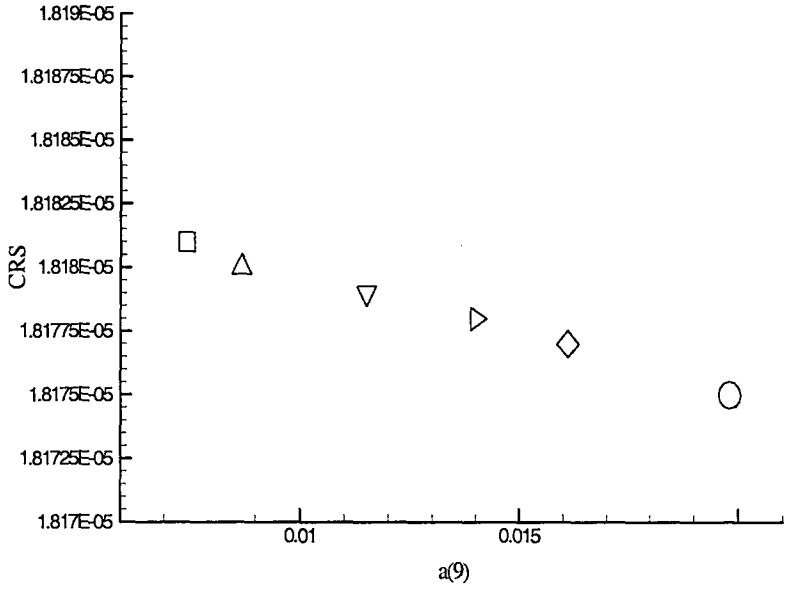
Şekil 2.14. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(6)'nın Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır)



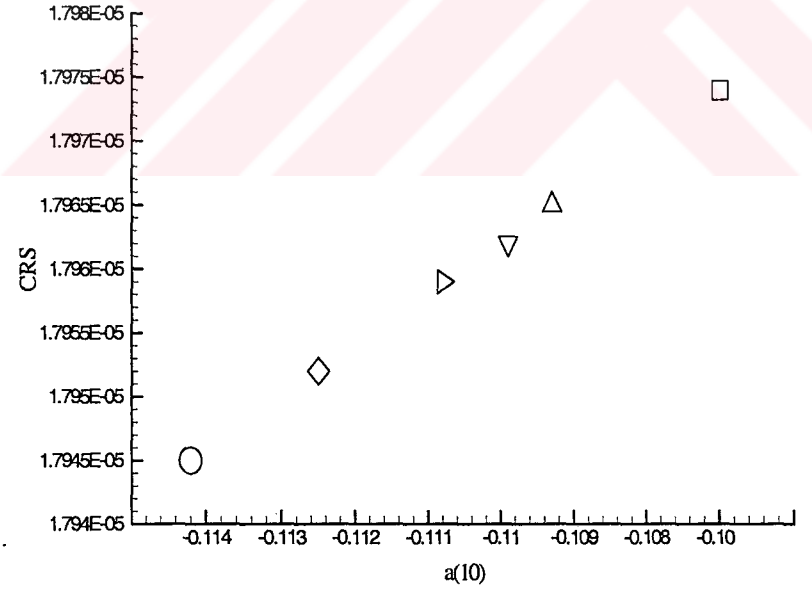
Şekil 2.15. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(7)'nin Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır)



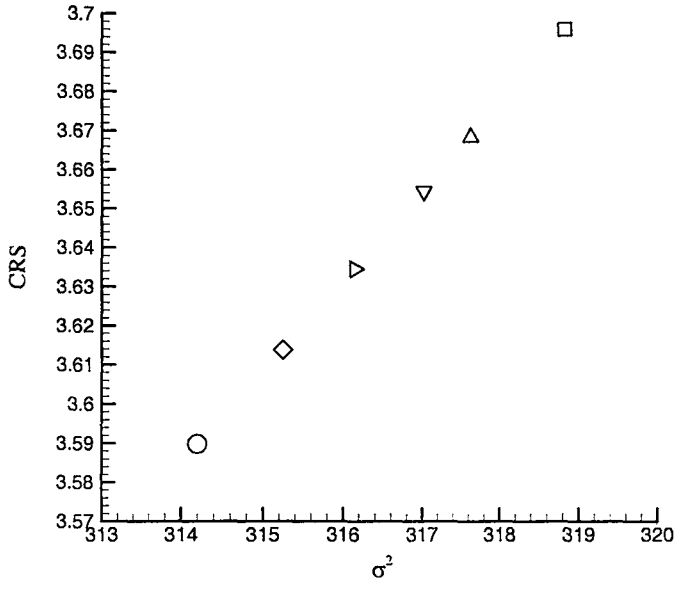
Şekil 2.16. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(8)'in Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır)



Şekil 2.17. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(9)'un Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır)



Şekil 2.18. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(10)'un Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır)



Şekil 2.19. Sağlıklı kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR modelinde beyaz gürültünün varyansının Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.9'daki ile aynıdır)

2.4.3.5. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun olan AR kestirim metodlarının Cramer-Rao sınırı ile belirlenmesi

Kestirim metodlarının doğruluğunu belirlemek için kestirilen parametrelerin varyanslarını gösteren Cramer-Rao sınır değerleri hesaplanır. Bu çalışmada, Cramer-Rao sınırlarının hesaplanması ile iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun olan AR kestirim metodları belirlenmiştir. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin Yule-Walker, kovaryans, değiştirilmiş kovaryans, Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodları ile kestirilen AR parametreleri Çizelge 2.5'te verilmektedir. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin uzunluğu 60000'dir. AR metodunun model derecesi 10 olarak alınmıştır ve farklı kestirim metodları ile AR parametrelerinin kestirimi için MATLAB program paketi kullanılmıştır. Çizelge 2.5'te verilen AR parametre kestirimlerinin varyansları Eş. 2.76'da verilen Cramer-Rao sınır denklemleri kullanılarak hesaplanmıştır. Çizelge 2.6'da sağlıklı kişiden alınan iç

karotid atardamar Doppler işaretinin farklı AR kestirim metodları ile kestirilen AR parametrelerinin Cramer-Rao sınırları verilmektedir.

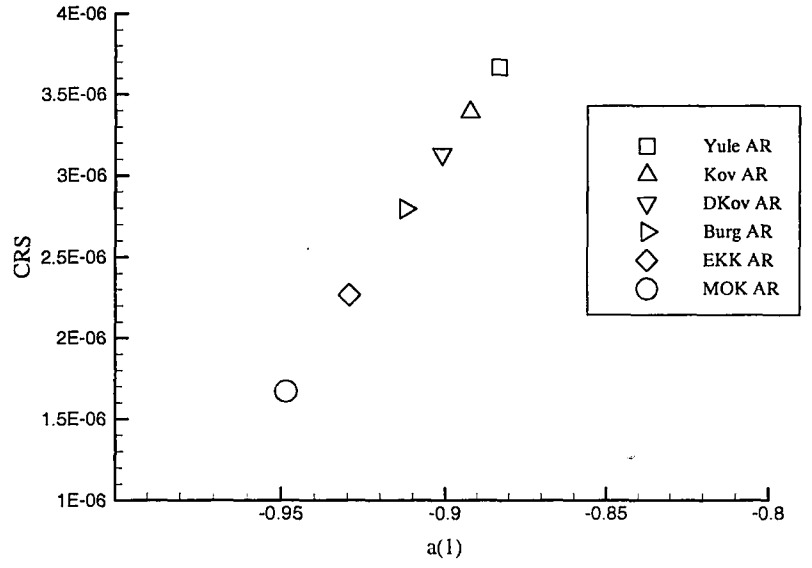
Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin farklı AR kestirim metodları ile kestirilen AR parametrelerinin Cramer-Rao sınırları Şekil 2.20-2.30'da görülmektedir. Çizelge 2.6 ve Şekil 2.20-2.30'dan Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodlarının Cramer-Rao sınır değerlerinin diğer kestirim metodlarına göre daha düşük olduğu görülmektedir. Böylece, Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodları iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun olan kestirim metodları olarak belirlenmiştir. Burg ve en küçük kareler kestirim metodlarının doğrusal denklemleri ile AR parametrelerinin kestirimleri maksimum olabilirlik kestirim metoduna göre daha kolay yapılabilmektedir. Bu çalışmada, iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizinde Burg ve en küçük kareler kestirim metodları ile birbirine çok yakın sonuçlar elde edildiği için iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin AR metodu ile spektral analizinde en küçük kareler kestirim metodunun kullanımı yeterli bulunmuştur.

Çizelge 2.5. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin Yule-Walker, kovaryans, değiştirilmiş kovaryans, Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodları ile kestirilen AR parametreleri

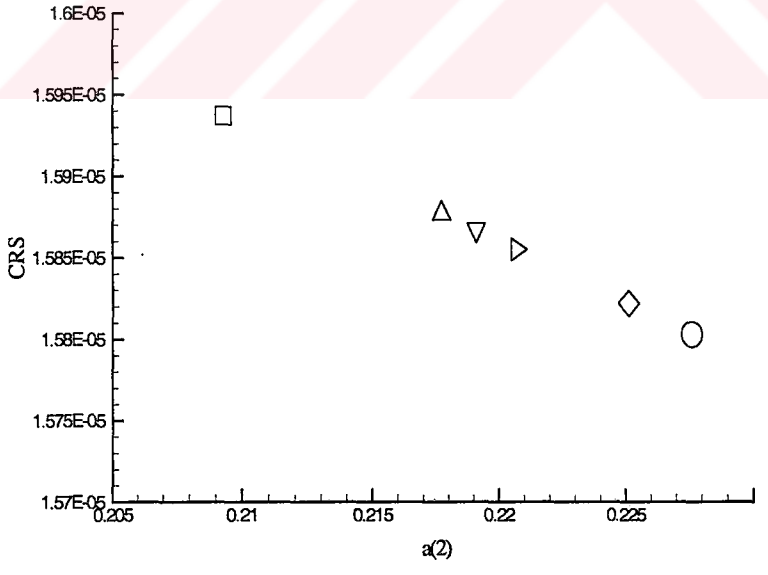
Parametreler	Kestirilen Değerler					
	Yule-Walker AR	Kovaryans AR	Değiştirilmiş kovaryans AR	Burg AR	En küçük kareler AR	Maksimum olabilirlik kestirimi AR
a(1)	-0,8831	-0,8924	-0,9011	-0,9123	-0,9295	-0,9485
a(2)	0,2093	0,2177	0,2191	0,2207	0,2251	0,2276
a(3)	-0,1182	-0,1231	-0,1268	-0,1303	-0,1305	-0,1417
a(4)	0,0742	0,0831	0,0891	0,0915	0,0950	0,0964
a(5)	-0,0573	-0,0652	-0,0692	-0,0699	-0,0774	-0,0878
a(6)	-0,0115	-0,0274	-0,0303	-0,0363	-0,0390	-0,0507
a(7)	-0,0189	-0,0261	-0,0279	-0,0384	-0,0495	-0,0539
a(8)	-0,0452	-0,0645	-0,0667	-0,0798	-0,0897	-0,1004
a(9)	-0,0012	-0,0081	-0,0108	-0,0195	-0,0202	-0,0384
a(10)	-0,0561	-0,0973	-0,1135	-0,1242	-0,1297	-0,1365
σ^2	476,6710	476,0115	475,2561	474,0379	473,6573	473,0562

Çizelge 2.6. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin Yule-Walker, kovaryans, değiştirilmiş kovaryans, Burg, en küçük kareler ve maksimum olabilirlik kestirim metodları ile kestirilen AR parametrelerinin Cramer-Rao sınırları

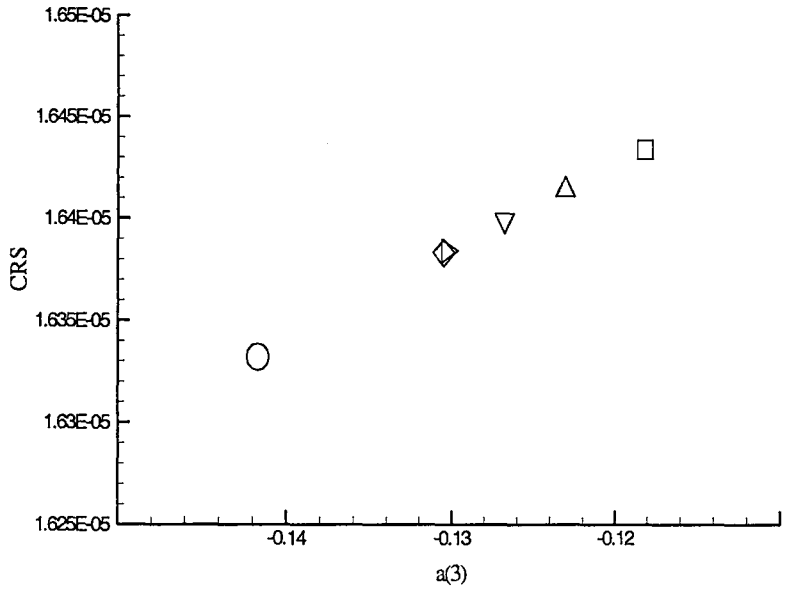
Parametreler	Cramer-Rao Sınırları					
	Yule-Walker AR	Kovaryans AR	Değiştirilmiş kovaryans AR	Burg AR	En küçük kareler AR	Maksimum olabilirlik kestirimi AR
a(1)	$3,6689\times10^{-6}$	$3,3937\times10^{-6}$	$3,1336\times10^{-6}$	$2,7951\times10^{-6}$	$2,2672\times10^{-6}$	$1,6725\times10^{-6}$
a(2)	$1,5937\times10^{-5}$	$1,5877\times10^{-5}$	$1,5867\times10^{-5}$	$1,5855\times10^{-5}$	$1,5822\times10^{-5}$	$1,5803\times10^{-5}$
a(3)	$1,6434\times10^{-5}$	$1,6414\times10^{-5}$	$1,6399\times10^{-5}$	$1,6384\times10^{-5}$	$1,6383\times10^{-5}$	$1,6332\times10^{-5}$
a(4)	$1,6575\times10^{-5}$	$1,6552\times10^{-5}$	$1,6534\times10^{-5}$	$1,6527\times10^{-5}$	$1,6516\times10^{-5}$	$1,6512\times10^{-5}$
a(5)	$1,6612\times10^{-5}$	$1,6596\times10^{-5}$	$1,6587\times10^{-5}$	$1,6585\times10^{-5}$	$1,6567\times10^{-5}$	$1,6538\times10^{-5}$
a(6)	$1,6664\times10^{-5}$	$1,6654\times10^{-5}$	$1,6651\times10^{-5}$	$1,6645\times10^{-5}$	$1,6641\times10^{-5}$	$1,6624\times10^{-5}$
a(7)	$1,6661\times10^{-5}$	$1,6655\times10^{-5}$	$1,6654\times10^{-5}$	$1,6642\times10^{-5}$	$1,6626\times10^{-5}$	$1,6618\times10^{-5}$
a(8)	$1,6633\times10^{-5}$	$1,6597\times10^{-5}$	$1,6593\times10^{-5}$	$1,6561\times10^{-5}$	$1,6533\times10^{-5}$	$1,6499\times10^{-5}$
a(9)	$1,6667\times10^{-5}$	$1,6666\times10^{-5}$	$1,6665\times10^{-5}$	$1,6660\times10^{-5}$	$1,6660\times10^{-5}$	$1,6642\times10^{-5}$
a(10)	$1,6614\times10^{-5}$	$1,6509\times10^{-5}$	$1,6452\times10^{-5}$	$1,6410\times10^{-5}$	$1,6386\times10^{-5}$	$1,6356\times10^{-5}$
σ^2	7,5738	7,5529	7,5289	7,4904	7,4784	7,4594



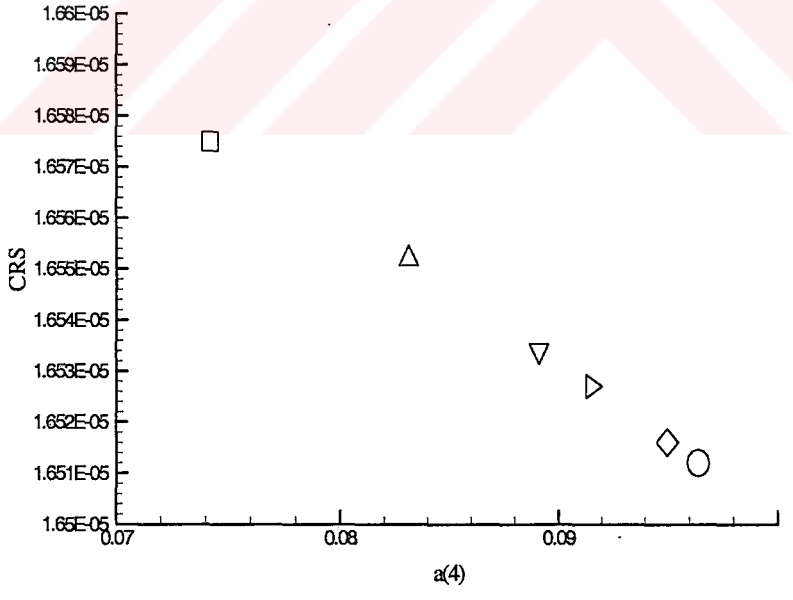
Şekil 2.20. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(1)'in Cramer-Rao sınırları; Yule AR (Yule-Walker AR), Kov AR (Kovaryans AR), DKov AR (Değiştirilmiş kovaryans AR), Burg AR (Burg AR), EKK AR (En küçük kareler AR), MOK AR (Maksimum olabilirlik kestirimi AR)



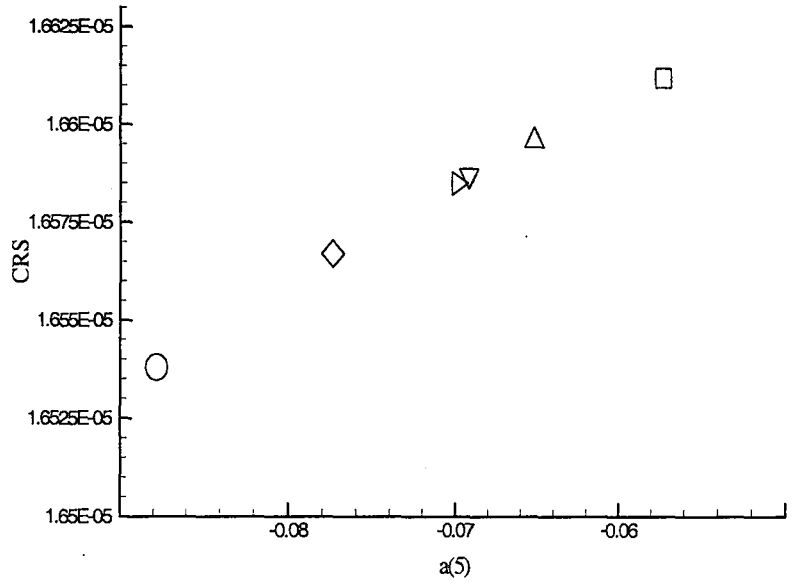
Şekil 2.21. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(2)'nin Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır)



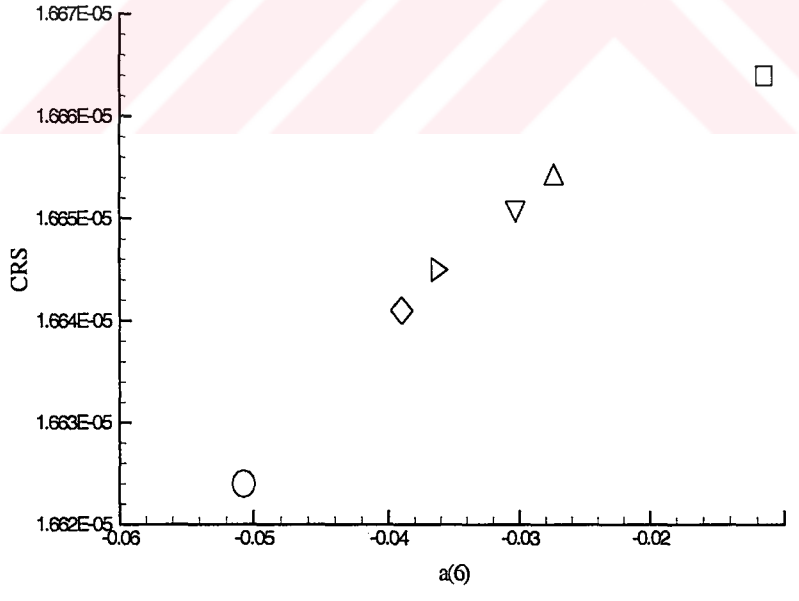
Şekil 2.22. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(3)'ün Cramer-Rao sınırları(semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır)



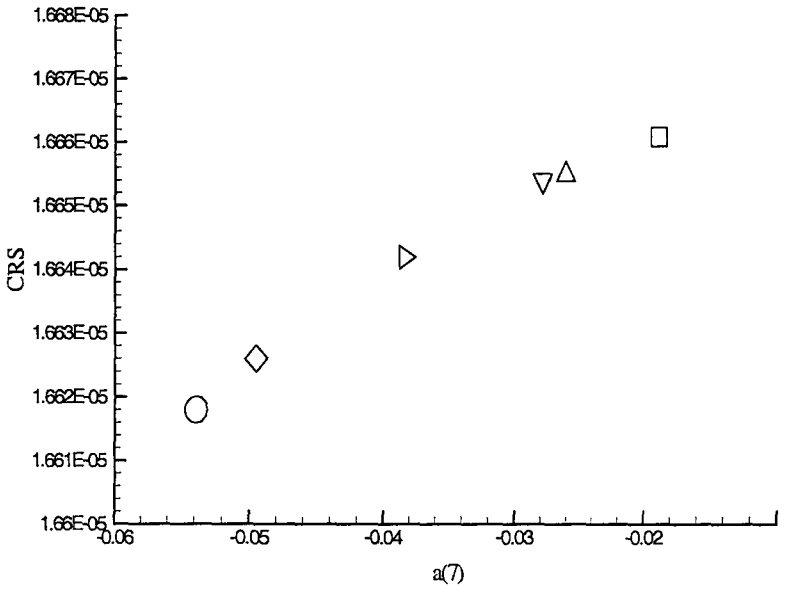
Şekil 2.23. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(4)'ün Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır)



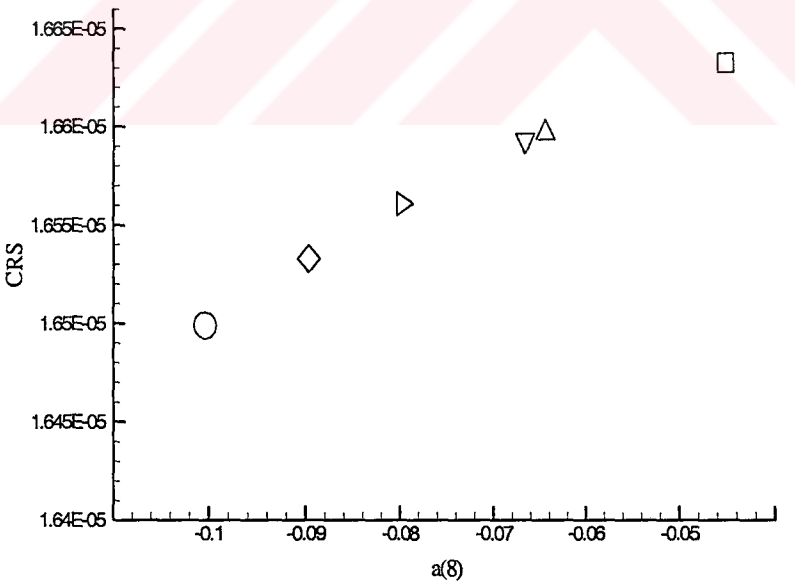
Şekil 2.24. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(5)'in Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır)



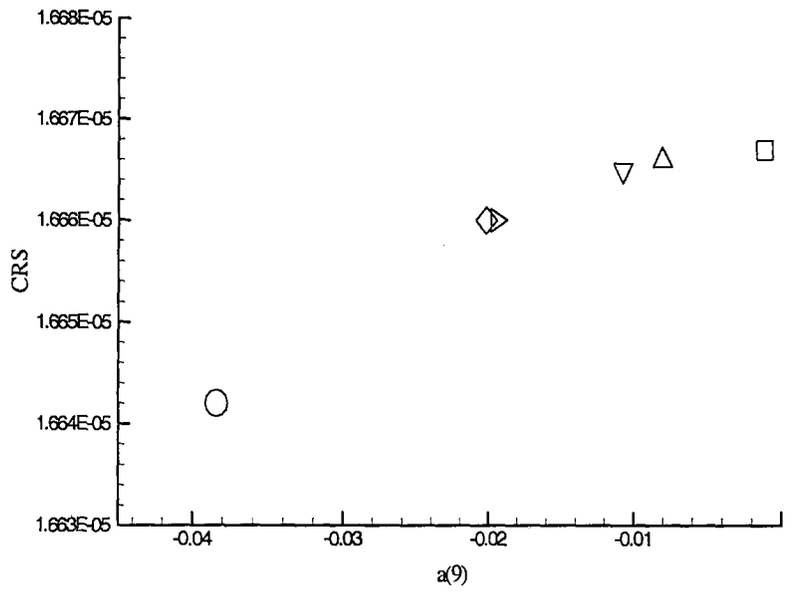
Şekil 2.25. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(6)'nın Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır)



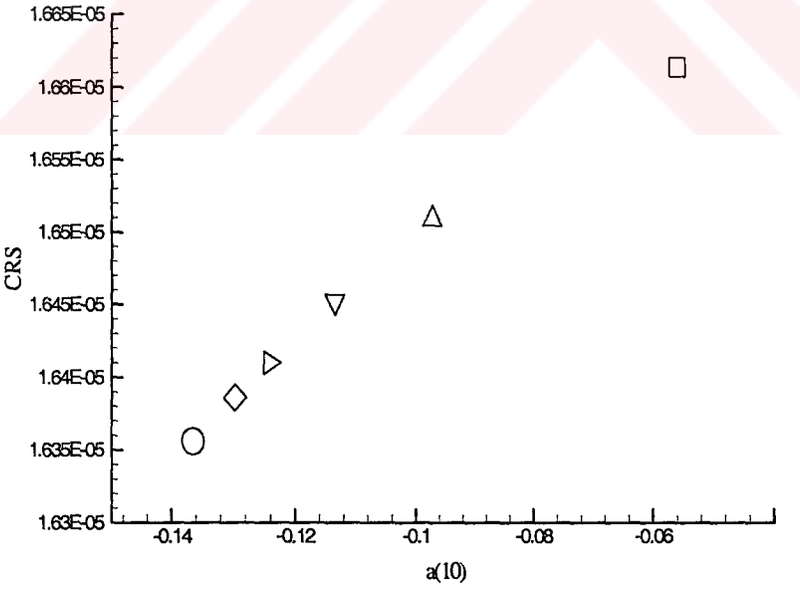
Şekil 2.26. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(7)'nin Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır)



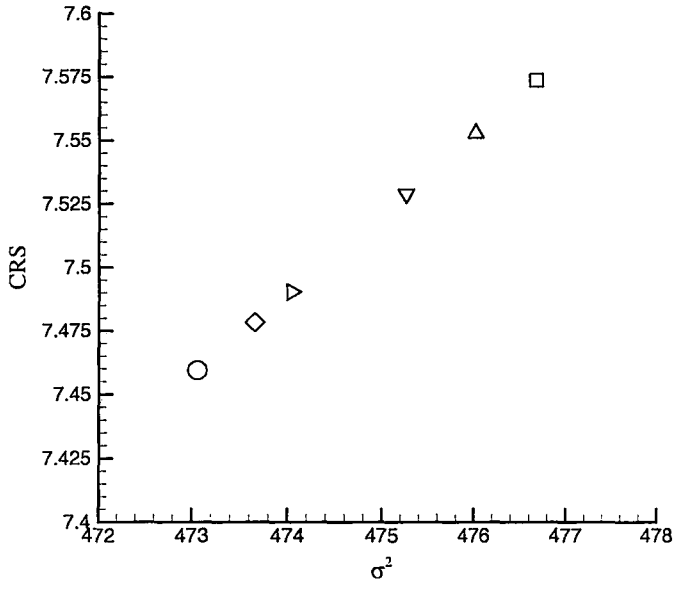
Şekil 2.27. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(8)'in Cramer-Rao sınırları(semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır)



Şekil 2.28. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(9)'un Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır)



Şekil 2.29. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR parametresi a(10)'un Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır)



Şekil 2.30. Sağlıklı kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR modelinde beyaz gürültünün varyansının Cramer-Rao sınırları (semboller Şekil 2.20'deki ile aynıdır)

2.4.3.6. MA kestirim metodunun performans analizi

2.3.2.3 kısmında, MA metodu ile ilgili çalışmaların sınırlı kalmış olmasının nedenleri açıklanmıştır. Açıklanan bu nedenlerden dolayı, otokorelasyon fonksiyonlarının kestirimlerinin kullanılması ile güç yoğunluk spektrumunun kestiriminin yapıldığı tek bir MA kestirim metodu tanımlanmıştır (65-70, 77-79). Bu çalışmada, oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin MA metodu ile spektral analizinde otokorelasyon fonksiyonlarının kestirimleri kullanılmıştır.

2.4.3.7. ARMA kestirim metodlarının performans analizi

ARMA parametrelerinin kestirimi için alt optimal olan metodlar üzerinde durulmuştur. Değiştirilmiş Yule-Walker ve en küçük kareler değiştirilmiş Yule-Walker alt optimal metodları 2.3.2.4 kısmında belirtilmiştir. Değiştirilmiş Yule-Walker denklemlerinin varyansını azaltmak için yüksek dereceden örneklerin

otokorelasyon fonksiyonlarının kestirimi yapılmaya çalışılmış ve en küçük kareler değiştirilmiş Yule-Walker metodu geliştirilmiştir. En küçük kareler değiştirilmiş Yule-Walker metodunda, AR parametrelerinin kestirimleri en küçük kareler metodu ile otokorelasyon fonksiyonlarının kestirimlerinden hesaplanır (65-70, 77-79, 123, 124). Bu çalışmada, oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin ARMA metodu ile spektral analizinde en küçük kareler değiştirilmiş Yule-Walker metodu kullanılmıştır.

2.4.4. Klasik ve model tabanlı metodların karşılaştırılması

Klasik metodların hesaplanmasında HFD kullanıldığı için hesaplamalar hızlı ve kolay yapılabilmektedir. Bununla birlikte, klasik metodların frekans çözünürlüğü datanın karakteristiğinden bağımsız olarak datanın uzunluğu ile sınırlıdır ve yeterli frekans çözünürlüğünün sağlanabilmesi için uzun data kayıtları gerekmektedir. Klasik metodlarda, data pencerelenir ve pencere dışında kalan datalar sıfır olarak alınır. Pencerelemeden kaynaklanan bazı spektral kayıplar oluşur ve pencerenin yan öbek sızıntılarından dolayı klasik metodlar ile elde edilen spektrumlarda bozulmalar meydana gelir. Spektral sızıntı genellikle datada bulunan zayıf işaretleri bastırır. Bozulma ve spektral sızıntı, tepeleri fazla olan ve genlik aralıkları fazla olan spektrumlarda daha önemli olmaktadır. Klasik metodların en önemli sınırlamalarından biri, pencere dışında kalan otokorelasyon kestirimlerinin sıfır olarak varsayılmasıdır. Bu varsayım güç yoğunluk spektrum kestiriminin kalitesini ve frekans çözünürlüğünü sınırlamaktadır. Ayrıca, klasik metodlarda data periyodik olarak kabul edilmektedir. Bu varsayımların hiç biri gerçeğe uygun değildir. Bu nedenlerden dolayı özellikle kısa data kayıtlarında klasik metodların performansları düşüktür (65-70, 75, 76).

Model tabanlı metodlarda, klasik metodlarda yapılan varsayımlar yapılmamaktadır. Model tabanlı metodlarda, pencere fonksiyonu ve pencere dışındaki otokorelasyon fonksiyonunun sıfır olarak kabul edilmesi gerekli değildir. Bu yüzden, model tabanlı metodlar ile elde edilen güç yoğunluk spektrumlarında spektral sızıntı

oluşmamaktadır ve model tabanlı metodlar klasik metodlara göre daha yüksek frekans çözünürlüğü sağlamaktadır. Model tabanlı metodlar ile elde edilen güç yoğunluk spektrumlarının istatistiksel kararlılığı kısa data kayıtlarında daha iyidir. Spektral çözünürlükleri yüksektir ve datanın uzunluğuna daha az bağlıdır. Model tabanlı metodlar sürekli spektrum oluştururlar. Bununla birlikte, model tabanlı metodların klasik metodlara göre bazı dezavantajları vardır. Model tabanlı metodlar ile güç yoğunluk spektrumlarının hesaplanması klasik metodlara göre daha yavaştır ve model tabanlı metodların tersi alınamamaktadır. Ayrıca, model tabanlı metodların derecelerinin belirlenmesi kritik bir konudur ve model derecesi datanın karakteristiğine bağlıdır. Model derecesinin düşük olarak seçilmesi durumunda daha düz bir spektrum elde edilirken model derecesinin büyük olarak seçilmesi durumunda ise yanıltıcı tepelerin bulunduğu spektrum elde edilir. Model tabanlı metodlarda, seçilen metod veya otokorelasyon matrisinin boyutu ve seçilen model derecesi uygun değil ise elde edilen güç yoğunluk spektrum kestirimlerinde yüksek varyanslar gözlenmektedir (65-70, 77-79). Model derecesinin belirlenmesi konusunda birçok çalışma yapılmıştır fakat literatürde sunulan metodların model derecesi seçimi için yeterli olmadığı tespit edilmiştir (39, 57, 65-70, 78, 79, 113, 114, 125, 126). Bu yüzden, bu çalışmada model derecesinin seçiminde Akaike bilgi kriterinin kullanılmasının yanı sıra kestirilen parametrelerin varyanslarının sıfıra düştüğü model dereceleri de dikkate alınmıştır. Oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi farklı model tabanlı metodlar ile yapılmıştır ve elde edilen güç yoğunluk spektrumlarının, sonogramların frekans çözünürlüklerinin karşılaştırılması ile bu işaretlerin spektral analizi için uygun olan metodlar tespit edilmiştir.

2.5. Geri Yayılım Yapay Sinir Ağları

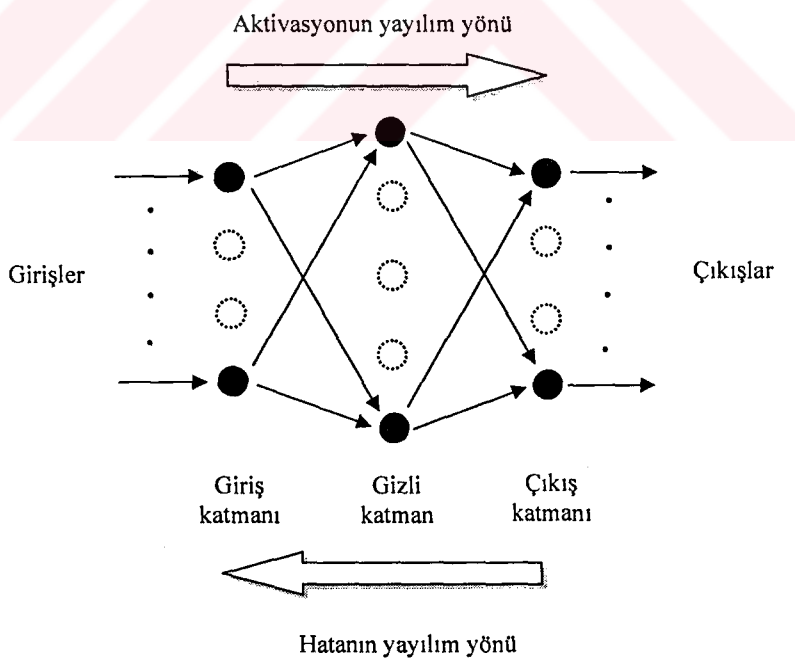
Yapay sinir ağları (YSA), paralel hesaplama tekniğini kullanabilen yapay nöronların birbirlerine bağlanması ile oluşan karmaşık sistemlerdir. YSA'lar, girişler (sistemin bağımsız değişkenleri) ile çıkışlar (bağımlı kestirimci değişkenler) arasında ilişki kuran karmaşık ve doğrusal olmayan modeller oluşturmaktadır. YSA'lar geçen 15 yıl boyunca şekil sınıflamada kullanılmaktadır (80-84). Bu konudaki çalışmaların

artması ile farklı ağ yapıları ve eğitim algoritmaları üzerinde araştırmalar yapılmıştır (80, 81, 85). Öğrenme için daha az dataya ihtiyaç duymalarından, hızlı işlem yapabilmelerinden ve gerçekleştirilmelerinin kolay olmasından dolayı çok katmanlı perseptron sinir ağlarının, YSA uygulamalarında önemli bir yeri vardır (85). Çok katmanlı perseptron sinir ağlarının eğitiminde en çok kullanılan algoritma, geri yayılım algoritmasıdır (86, 87). Tıbbi alandaki YSA uygulamaları, YSA'ların hastalık teşhisini içeren şekil sınıflama için uygun olduklarını göstermektedir (88-96). Bununla birlikte, Doppler işaretlerinin sinir ağları ile analizi yeni çalışılmakta olan bir konudur (97-104). Bu çalışmada, oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılması geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı ile yapılmıştır (103, 104).

Herhangi bir alandaki karar verme işleminde, bir cisim için uygun olan grubun belirlenmesi ile sınıflama yapılır. Tıbbi karar verme çok yönlü bir işlemdir ve amaç doğru teşhis yapılmasıdır. Bu amaca ulaşmak için uygun datanın bulunması, datanın özelliklerinin çıkarılması ve yeni datanın analizinin yapılması gerekmektedir (82-84). Özellik çıkarma, şekil tanımlama ve şeklin önemli özelliklerinin çıkarılıp özellik vektörünün (direnç indeksi, darbe indeksi vb.) elde edilmesi işlemidir. Özellik vektörü değerlendirilerek normal, hasta ve hastalığın şiddetini belirleyecek şekilde sınıflama işlemleri gerçekleştirilir (1). Hekimler, karar verme işleminde çeşitli istatistiksel teknikler ile datayı işlemektedirler. Datanın karmaşıklığı ve boyutunun artması durumunda data analizi için bilgisayarların kullanımı gerekli olmaktadır. İstatistiksel analizlerin bilgisayar ile yapılmasının yanı sıra bilgisayar destekli data sınıflama YSA uygulamaları arasında yer almaktadır (82-84). Son zamanlardaki gelişmeler incelendiğinde, tıpta bilgisayar destekli karar verme uygulamalarına yönelik çalışmalarda artış olduğu görülmektedir. Hastalık teşhisleri, şekil sınıflama işlemi olarak incelenebilmektedir. Girişlerin belirsiz olması ve değişkenlik göstermesi durumunda geleneksel şekil sınıflama sistemleri sınıflamada başarılı olamayabilir. YSA'lar ise girişlerin değişken ve belirsiz olmaları durumunda şekil sınıflamada başarılı olmaktadırlar (83).

2.5.1. Çok katmanlı perseptron sinir ağı

YSA'lar, birbirlerine ağırlık olarak belirtilen büyüklüklerle bağlı olan nöronlardan oluşmaktadır. Çok katmanlı perseptron sinir ağı, giriş nöronlarından oluşan giriş katmanı, çıkış nöronlarından oluşan çıkış katmanı ve bir veya daha fazla sayıda olabilen gizli katmanlardan oluşmaktadır. Giriş ve çıkış katmanları arasındaki katmanlar, dış çevre ile etkileşimde olmadıkları için gizli katman olarak belirtilmektedirler. Doğrusal olmayan sınıflama problemlerinin çözümü açısından giriş katmanı ve çıkış katmanı arasına gizli katman veya katmanların yerleştirilmesi uygundur. YSA'ların mimarisi deneme yanılma yöntemi ile belirlenebilir ve sinir ağının karmaşıklığı gizli katmanların sayısına bağlıdır. Gizli katman sayısı az olan bir ağ karmaşık şekilleri ayırt etmede yetersiz kaldığı gibi gizli katman sayısı fazla olan ağ ise yeni uygulanan data için genelleştirme yapamamaktadır. Ayrıca, gizli katman sayısının artırılması ile eğitim zaman alıcı olmaktadır. Bu yüzden, YSA'ların doğru sonuç vermesi açısından uygun olan gizli katman sayısının belirlenmesi önemlidir (80, 81, 85). Bu çalışmada, gizli katman sayısı deneme yanılma yöntemi ile bir olarak belirlenmiştir (Şekil 2.31).



Şekil 2.31. Çok katmanlı perseptron sinir ağı

YSA'larda bilgi, nöronlar arasındaki bağlantıların ağırlıklarında yer almaktadır. Ağırlıkların değerlerinin ayarlanması ile sinir ağının eğitimi yapılmaktadır. Bu nedenle, YSA'ların doğru sonuç vermesi açısından eğitim algoritması önemlidir (85). Bu çalışmada, hızlı ve şekil sınıflama problemlerinde başarılı olmalarından dolayı geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı kullanılmıştır.

2.5.2. Geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı

Başlangıç ağırlıklarının rastgele belirlenmesinden dolayı ağın çıkış değerleri istenilen değerlerden oldukça farklı olmaktadır. Ağ eğitildikçe ağın ağırlıkları, ağın çıkış değerleri ile istenilen değerler arasındaki hatayı azaltacak şekilde ayarlanmaktadır. Geri yayılım algoritmasında, çıkışta hesaplanan hata, çıkış katmanından gizli katmana ve giriş katmanına doğru geri yayıldığı için bu algoritma geri yayılım algoritması olarak adlandırılmıştır. Geri yayılım algoritması, minimum hatası olan noktalar için azalan gradyanı kullanarak YSA ağırlıklarının fonksiyonu olan hatanın bulunmasına bağlıdır. Geri yayılım algoritmasındaki her iterasyon iki işlemden oluşmaktadır: çözüme ulaşmak için ileri aktivasyon ve ağırlıkları yeniden düzenlemek için hesaplanan hatanın geriye doğru yayılımı. İleriye ve geriye doğru olan işlemler, YSA sonucu belirli toleranslar içerisinde istenilen sonuca ulaşıncaya kadar tekrar edilir. Geriye doğru olan yayılımda ağırlıklar ayarlanır. Her nöronda doğrusal olmayan başlangıç elemanı bulunmasından ve karmaşık olan katmanlı yapısından dolayı geri yayılım algoritması doğrusal olmayan bir işlemdir. Bununla birlikte, bu doğrusal olmayan işlem perseptronun oldukça karmaşık karar verme bölgesi oluşturmasını sağlar ve bu durum sınıflamada istenilen bir özelliktir (80, 81, 85-87).

Çok katmanlı perseptronda gizli katmandaki j indisli her bir nöron, x_i giriş işaretini bağlantının ağırlığı w_{ji} ile çarptıktan sonra toplar ve y_j çıkışını toplamın fonksiyonu olarak şu şekilde hesaplar:

$$y_j = f\left(\sum w_{ji} x_i\right) \qquad [2.77]$$

burada, f aktivasyon fonksiyonudur ve nöronlardaki işaretlerin ağırlıklı toplamlarını dönüştürmek için gerekmektedir. Bu çalışmada, aktivasyon fonksiyonu olarak sıfır ile bir aralığında değişen ve iki önemli özelliği olan sigmoid fonksiyonu kullanılmıştır. Sigmoid fonksiyonu doğrusal değildir ve ağ girişlerinin çıkış vektör uzaylarına karmaşık dönüşümünü yapabilmektedir. Ayrıca, sürekli bir fonksiyondur ve türevi alınabilmektedir. Böylece, ağırlıkların ayarlanmasında kullanılan hatanın gradyanı elde edilebilmektedir. Çıkış nöronunun istenilen değeri ve gerçek değeri arasındaki farkın toplamının karesi E şu şekilde ifade edilir:

$$E = \frac{1}{2}\sum_{j}(y_{dj} - y_j)^2 \qquad [2.78]$$

burada, y_{dj} j indisli çıkış nöronunun istenilen değeri ve y_j bu çıkış nöronunun gerçek değeridir.

Çok katmanlı perseptron sinir ağı, ağın çıkışındaki hatayı hesaplar ve hatayı azaltmak için nöronların ağırlıklarını yeniden düzenler. Her bir w_{ji} ağırlığının yeniden düzenlenmesinde ağırlıklara Δw_{ji} eklenir. Δw_{ji}'nin hesaplanması eğitim algoritmasına bağlıdır (85-87).

Bu çalışmada kullanılan Rumelhart ve arkadaşları (86) tarafından sunulan geri yayılım algoritmasına göre k'ıncı iterasyondaki i ve j indisli nöronlar arasında mevcut olan bağlantıdaki değişim $(\Delta w_{ji}(k))$ şu şekilde ifade edilir:

$$\Delta w_{ji}(k) = -\alpha \frac{\partial E}{\partial w_{ji}(k)} + \mu \Delta w_{ji}(k-1) \qquad [2.79]$$

burada, α öğrenme katsayısı, μ momentum katsayısı ve $\Delta w_{ji}(k-1)$ bir önceki iterasyondaki ağırlık değişimidir. Öğrenme katsayısı, eğitim sırasında her bir ağırlığa yapılan ayarlama ile orantılıdır ve ağırlıkların çözüme yaklaşma hızını etkiler.

Momentum katsayısı, her iterasyonda hesaplanan ağırlık hatasının türevi ile orantılıdır ve uygun değerleri geri yayılım algoritmasının doğru olan minimuma yaklaşmasını sağlar. Öğrenme ve momentum katsayılarının uygun değerleri ile çözüm için hızlı ve kararlı yaklaşımların elde edilmesi mümkün olmaktadır (85-87).

3. SONUÇLAR VE İRDELEME

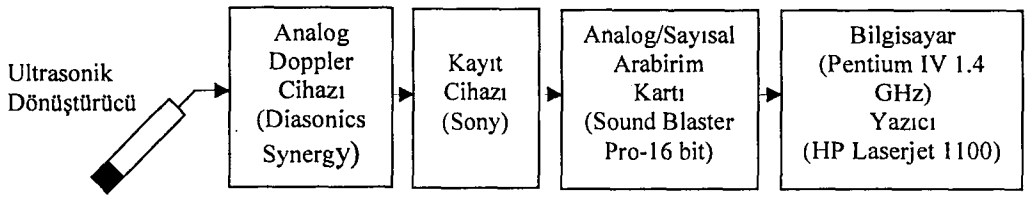
Teşhis amaçlı sonuçların çıkarılabilmesi için Doppler güç yoğunluk spektrumlarının ve sonogramlarının kestirimlerini doğru olarak veren spektral analiz metodlarının belirlenmesi gerekmektedir. Bu çalışmada kullanılan oftalmik ve iç karotid atardamar Doppler işaretleri Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesinden alınmıştır. Hastalıklı ve sağlıklı olma durumları magnetik rezonans görüntüleme ile doğrulanmıştır. Behçet ve üveit hastası olan kişilerden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi, Bölüm 2'de açıklanan performans analizi sonuçlarına göre uygun görülen spektral kestirim metodlarının kullanılması ile yapılmıştır. Bu metodlar, frekans çözünürlükleri ve oftalmik atardamar hastalıklarından Behçet ve üveit hastalıklarının belirlenmesindeki etkileri açısından karşılaştırılmıştır. Yapılan karşılaştırma sonuçlarına göre Behçet ve üveit hastalıklarının belirlenmesinde kullanılabilecek en iyi spektral kestirim metodları tespit edilmiştir (59, 60). Ayrıca, iç karotid atardamar daralması ve iç karotid atardamar tıkanıklığından rahatsız olan kişilerden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi, Bölüm 2'de açıklanan performans analizinin sonuçlarına göre uygun görülen spektral kestirim metodları ile yapılmıştır. Bu metodlar, frekans çözünürlükleri ve iç karotid atardamar hastalıklarından daralma ve tıkanıklığın belirlenmesindeki etkileri açısından karşılaştırılmıştır. Yapılan karşılaştırma sonuçlarına göre iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığının belirlenmesinde kullanılabilecek en iyi spektral kestirim metodları tespit edilmiştir (61). Oftalmik ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılması geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı ile yapılmıştır. Yapılan sınıflama ile oftalmik atardamar daralması, iç karotid atardamar daralması ve iç karotid atardamar tıkanıklığı tespit edilmiştir (103, 104). Ağın performansı, sınıflama sonuçlarının ve istatistiksel parametrelerin değerlendirilmesi ile belirlenmiştir. Spektral analizde ve geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağının uygulanmasında MATLAB program paketi kullanılmıştır.

3.1. Behçet Hastası Olan Kişilerden Alınan Oftalmik Atardamar Doppler İşaretlerinin Spektral Analizi

Ultrasonik Doppler, Behçet hastalığı gibi oftalmik atardamar hastalıklarında oftalmik atardamarın akış karakteristiğini ve direncini belirten güvenilir bir tekniktir. Literatürdeki çalışmaların sonuçları, ultrasonik Dopplerin oftalmik atardamarlardaki sistolik ve diyastolik kan akış hızları ile ilgili bilgi verdiğini ve oftalmik atardamarlardaki hemodinamik değişimlerin görüntülenmesinde kullanılabildiğini göstermektedir (8, 9, 127). Oftalmik atardamar, iç karotid atardamarın dallarından biridir. Oftalmik atardamar, optik kanalın alt kısmından, optik sinirin yan kısmından geçer ve göz çukuruna girdikten sonra dallara ayrılır. Oftalmik atardamar göze ve göz küresinin bulunduğu göz çukuruna kan sağlar. Oftalmik atardamarın boyutlarındaki ve kan akış hızındaki değişiklikler ve oftalmik atardamarın geçirgenliğindeki, oftalmik atardamarda bulunan sıvıların sızıntısındaki, oftalmik atardamarın direncindeki artışlar Behçet hastalığının belirtilerindendir. Bu belirtiler, görme kaybına ve 4 yıl içerisinde körlüğe neden olduğu için Behçet hastalığının erken teşhisi önemlidir.

Göz muayeneleri 10 MHz'lik ultrasonik dönüştürücünün kullanıldığı analog Doppler cihazı (Diasonics Synergy marka renkli Doppler ultrasonografi) ile gerçekleştirilmiştir. Ölçme sisteminin blok diyagramı Şekil 3.1'de görülmektedir. Bu ölçme sistemi beş bloktan oluşmaktadır: (i) ultrasonik dönüştürücü, (ii) analog Doppler cihazı, (iii) kayıt cihazı (Sony), (iv) analog/sayısal ara birim kartı (Sound Blaster Pro-16 bit), (v) yazıcı ile bilgisayar. Ultrasonik dönüştürücü göz kapağına yerleştirilmeden önce göz kapağına metil selüloz sürülmüştür. Bu şekilde hava tabakası oluşması engellenmiş ve ultrasonun dokuya geçmesi sağlanmıştır. Oluşabilecek bozucu etkenlerden kaçınmak için göz kapağına basınç uygulanmamasına dikkat edilmiştir. Ultrasonik dönüştürücü, göz kapağına doğru 60°'lik açı ile tutularak ölçüm yapılmıştır. Bu çalışmada, 34'ü Behçet hastası olan 86 kişiden oftalmik atardamar Doppler işaretleri alınmıştır. Klasik metodlardan Welch metodu, model tabanlı metodlardan Burg AR metodu ve en küçük kareler AR

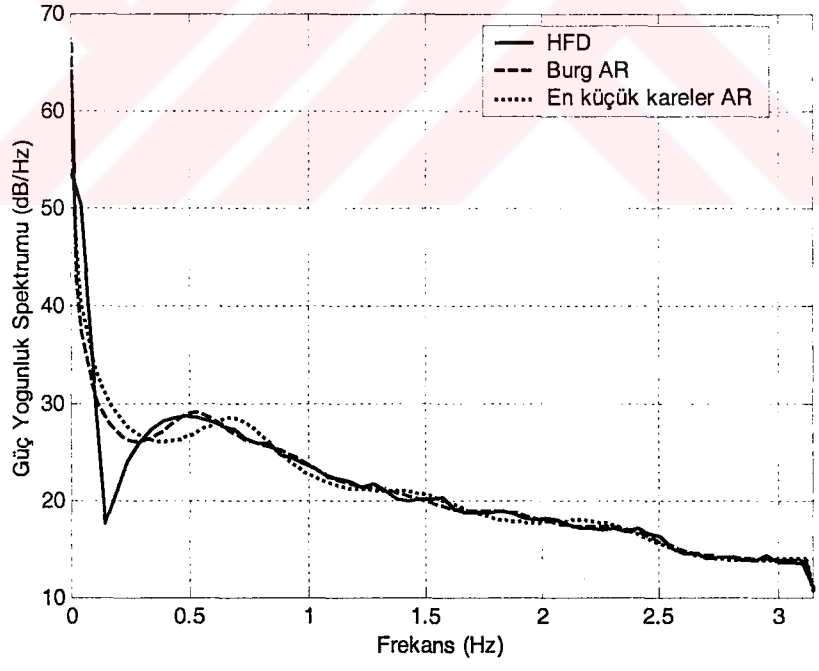
metodu kullanılarak Behçet hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları ve sonogramları elde edilmiştir (59).



Şekil 3.1. Ölçme sisteminin blok diyagramı

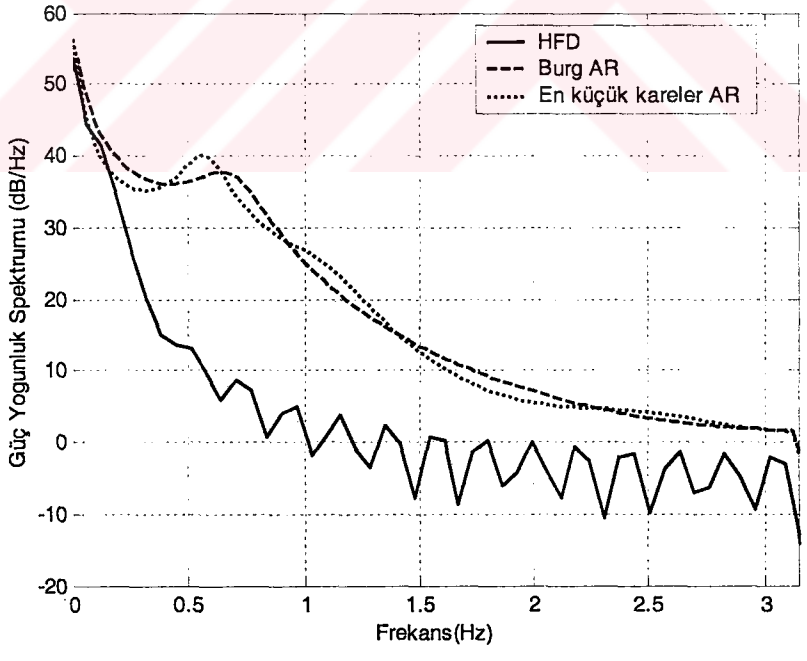
Sağlıklı ve Behçet hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumlarının kestirimlerinde Çizelge 2.2'de verilen Welch metodu kullanılmıştır. HFD algoritması ile hesaplandığı için HFD metodu olarak belirtilen Welch metodunun yanı sıra Burg AR metodu ve en küçük kareler AR metodu kullanılarak oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumlarının kestirimleri yapılmıştır. AR spektral kestirimlerinde model derecelerinin belirlenmesinin önemli olduğu Bölüm 2'de açıklanmıştır. Burg AR ve en küçük kareler AR metodlarının model dereceleri Eş. 2.10'da verilen Akaike bilgi kriterine göre hesaplanmıştır. Bununla birlikte, model derecelerinin belirlenmesi için bulunan kriterlerin yeterli sonuç vermemesi ve model derecelerinin datanın karakteristiğine bağlı olmasından dolayı Burg AR ve en küçük kareler AR metodları ile kestirilen parametrelerin varyanslarının sıfıra düştüğü model dereceleri de dikkate alınmıştır. Eş. 2.10'un kullanılması ile sağlıklı kişilerde model derecesi 15 olarak seçilmiştir. Sağlıklı kişilerde model derecesinin 15 olması uygun görülmüştür çünkü Burg AR metodu ve en küçük kareler AR metodu ile kestirilen parametrelerin varyansları model derecesi 15 iken sıfıra düşmektedir. Eş. 2.10'un kullanılması ile Behçet hastası olan kişilerde model derecesi 10 olarak seçilmiştir. Burg AR metodu ve en küçük kareler AR metodu ile kestirilen parametrelerin varyansları model derecesi 10 iken sıfıra düştüğü için Behçet hastası olan kişilerde model derecesinin 10 olması uygun görülmüştür.

Hız bileşenleri Doppler frekans kayması ile orantılı olduğu için Doppler güç yoğunluk spektrumları atardamardaki hız dağılımının şeklini verir. Sağlıklı kişinin (kişi no: 7) oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, Burg AR ve en küçük kareler AR metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları Şekil 3.2'de verilmiştir. Behçet hastası olan kişinin (kişi no: 10) oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, Burg AR ve en küçük kareler AR metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları Şekil 3.3'te verilmiştir. Şekil 3.2 ve 3.3'ten görüldüğü gibi, HFD metodu yüksek varyansından dolayı iyi bir spektral kestirim metodu değildir. Otokorelasyon fonksiyon kestirimlerinin pencere dışında kalan kısımlarının sıfır olarak kabul edilmesi HFD metodunun frekans çözünürlüğünü ve güç yoğunluk spektrum kestirimlerinin kalitesini oldukça düşürmektedir. Bölüm 2'de belirtilen HFD metodunun frekans çözünürlüğünün düşük olması gibi sınırlamalarından dolayı sağlıklı ve Behçet hastası olan kişilerden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizinde HFD metodunun kullanımı uygun bulunmamıştır.



Şekil 3.2. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 7) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, Burg AR ve en küçük kareler AR metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları

Model tabanlı metodlarda, pencere fonksiyonu ve pencere dışındaki otokorelasyon fonksiyonunun sıfır olarak kabul edilmesi gerekli değildir. Bundan dolayı, model tabanlı güç yoğunluk spektrum kestirim metodlarında spektral sızıntı oluşmamakta ve HFD metoduna göre daha yüksek frekans çözünürlüğü elde edilmektedir. Bölüm 2'de belirtilen özelliklerinden dolayı AR metodu, en çok kullanılan model tabanlı metoddur. AR metodu ile güç yoğunluk spektrumlarının hesaplanmasında AR parametrelerinin kestirimi için Burg metodu (Şekil 3.2 ve 3.3) ve en küçük kareler metodu (Şekil 3.2 ve 3.3) kullanılmıştır. Burg metodu ile elde edilen spektrumlarda, keskin bir tepe birbirine yakın iki veya daha fazla tepeler şeklinde gözlenebilir. En küçük kareler metodu ile elde edilen spektrumlarda, keskin tepeler daha belirgin olarak gözlenebilmektedir. Bununla birlikte, en küçük kareler metodu ile kestirilen AR parametrelerinin kararlı AR modeli oluşturması garanti değildir. Şekil 3.2 ve 3.3'ten görüldüğü gibi en küçük kareler metodu ile elde edilen güç yoğunluk spektrumlarının frekans çözünürlüğü Burg metodu ile elde edilen güç yoğunluk spektrumlarının frekans çözünürlüğünden daha yüksektir.



Şekil 3.3. 36 yaşındaki Behçet hastası olan kişiden (kişi no: 10) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, Burg AR ve en küçük kareler AR metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları

Doppler güç yoğunluk spektrumları, gücün frekansa göre dağılımını gösterir. Sağlıklı kişinin (kişi no: 7) ve Behçet hastası olan kişinin (kişi no: 10) güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri Çizelge 3.1 ve 3.2'de verilmiştir. Bu çizelgelerdeki değerlerden görüldüğü gibi, sağlıklı ve Behçet hastası olan kişilerin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri birbirinden farklıdır. Çizelge 3.1'deki değerlere göre HFD metodu ile elde edilen güç yoğunluk spektrumundaki tepelerin frekans ve güç seviyeleri Burg AR ve en küçük kareler AR metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekans ve güç seviyelerinden farklıdır. Çizelge 3.2'deki değerlerden görüldüğü gibi, HFD metodu ile elde edilen güç yoğunluk spektrumunda yanıltıcı tepeler görülmektedir ve doğru spektral kestirimler elde edilememektedir. Çizelge 3.1 ve 3.2'deki değerlere göre Burg AR ve en küçük kareler AR metodları ile elde edilen sağlıklı ve Behçet hastası olan kişilerin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri arasındaki fark fazla değildir. Bununla birlikte, Şekil 3.3'ten görüldüğü gibi en küçük kareler AR metodu ile elde edilen Doppler güç yoğunluk spektrumundaki ikinci tepe Burg AR metodu ile elde edilen Doppler güç yoğunluk spektrumundaki ikinci tepeye göre daha belirgindir. Çizelge 3.3'te, 10 farklı kişinin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri verilmiştir. Sağlıklı kişilerin oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri benzerdir ve bu benzerlik Behçet hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumları için de geçerlidir.

Çizelge 3.1. 30 yaşındaki sağlıklı kişinin (kişi no: 7) oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz)

Metod	P_1 / f_1	P_2 / f_2
HFD	53,8700 / 0	28,6277 / 0,4922
Burg AR	66,9015 / 0	29,0744 / 0,5400
En küçük kareler AR	63,8360 / 0	28,4588 / 0,6872

Çizelge 3.2. 36 yaşındaki Behçet hastası olan kişinin (kişi no: 10) Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz)

Metod	P_1 / f_1	P_2 / f_2
HFD	53,8138 / 0	Yanıltıcı tepeler
Burg AR	53,6749 / 0,0245	37,7686 / 0,6381
En küçük kareler AR	56,4601 / 0	40,0475 / 0,5645

Çizelge 3.3. Sağlıklı ve Behçet hastası olan 10 farklı kişinin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz)

Kişi No (Durumu)	Metod	P_1 / f_1	P_2 / f_2
14 (sağlıklı)	HFD	53,8745 / 0	28,6297 / 0,4955
	Burg AR	66,9038 / 0	29,0778 / 0,5418
	En küçük kareler AR	63,8384 / 0	28,4561 / 0,6881
19 (Behçet)	HFD	53,8142 / 0	Yanıltıcı tepeler
	Burg AR	53,6765 / 0,0274	37,7702 / 0,6398
	En küçük kareler AR	56,4642 / 0	40,0498 / 0,5666
25 (sağlıklı)	HFD	53,8729 / 0	28,6284 / 0,4942
	Burg AR	66,9025 / 0	29,0771 / 0,5427
	En küçük kareler AR	63,8377 / 0	28,4594 / 0,6884
34 (Behçet)	HFD	53,8121 / 0	Yanıltıcı tepeler
	Burg AR	53,6733 / 0,0231	37,7662 / 0,6364
	En küçük kareler AR	56,4591 / 0	40,0461 / 0,5632
41 (sağlıklı)	HFD	53,8732 / 0	28,6298 / 0,4944
	Burg AR	66,9032 / 0	29,0763 / 0,5419
	En küçük kareler AR	63,8375 / 0	28,4599/ 0,6875
52 (Behçet)	HFD	53,8114 / 0	Yanıltıcı tepeler
	Burg AR	53,6758 / 0,0265	37,7695 / 0,6382
	En küçük kareler AR	56,4614 / 0	40,0487 / 0,5659
65 (sağlıklı)	HFD	53,8682 / 0	28,6251 / 0,4905
	Burg AR	66,9003 / 0	29,0732 / 0,5379
	En küçük kareler AR	63,8342 / 0	28,4565 / 0,6870
72 (Behçet)	HFD	53,8163 / 0	Yanıltıcı tepeler
	Burg AR	53,6762 / 0,0281	37,7691 / 0,6389
	En küçük kareler AR	56,4617 / 0	40,0489 / 0,5657
77 (sağlıklı)	HFD	53,8708 / 0	28,6268 / 0,4910
	Burg AR	66,9026 / 0	29,0761 / 0,5412
	En küçük kareler AR	63,8365 / 0	28,4577 / 0,6891
82 (Behçet)	HFD	53,8151 / 0	Yanıltıcı tepeler
	Burg AR	53,6745 / 0,0252	37,7697 / 0,6388
	En küçük kareler AR	56,4612 / 0	40,0482 / 0,5649

HFD, Burg AR ve en küçük kareler AR metodları arasındaki korelasyon katsayıları (r) ile bu metodların karşılaştırılması yapılmıştır. Korelasyon katsayılarının hesaplanmasında oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrum değerleri kullanılmıştır. Korelasyon katsayısı [-1,1] aralığında değişir. $r = 1$ ise iki metodun güç yoğunluk spektrum değerleri arasında pozitif doğrusal korelasyon olduğu anlaşılır. $r = -1$ ise iki metodun güç yoğunluk spektrum değerleri arasında negatif doğrusal korelasyon olduğu anlaşılır. $r = 0$ olduğu durumda iki metodun güç yoğunluk spektrum değerleri arasında korelasyon olmadığı anlaşılır. Ara değerler de kısmi korelasyon olduğunu gösterir. Sağlıklı kişinin (kişi no: 7) ve Behçet hastası olan kişinin (kişi no: 10) Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinin kullanımı ile hesaplanan HFD, Burg AR, ve en küçük kareler AR metodları arasındaki korelasyon katsayıları Çizelge 3.4 ve 3.5'te verilmiştir. Bu çizelgelerdeki değerlerden metodların güç yoğunluk spektrum değerleri arasında pozitif doğrusal korelasyon olduğu görülmektedir. Bununla birlikte, Burg AR ve en küçük kareler AR metodları arasındaki korelasyon katsayısı 1'e daha yakındır ve bu durum iki metodun güç yoğunluk spektrum değerlerinin birbirine daha benzer olduğunu göstermektedir.

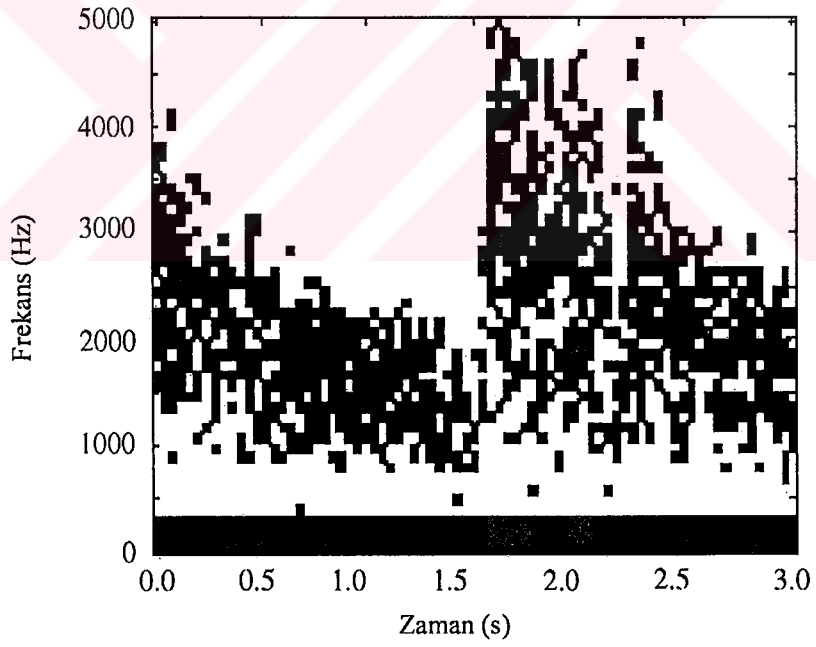
Çizelge 3.4. 30 yaşındaki sağlıklı kişinin (kişi no: 7) oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinden hesaplanan HFD, Burg AR, en küçük kareler AR metodları arasındaki korelasyon katsayıları

Metod	HFD	Burg AR	En küçük kareler AR
HFD	1,000	0,774	0,763
Burg AR	0,774	1,000	0,989
En küçük kareler AR	0,763	0,989	1,000

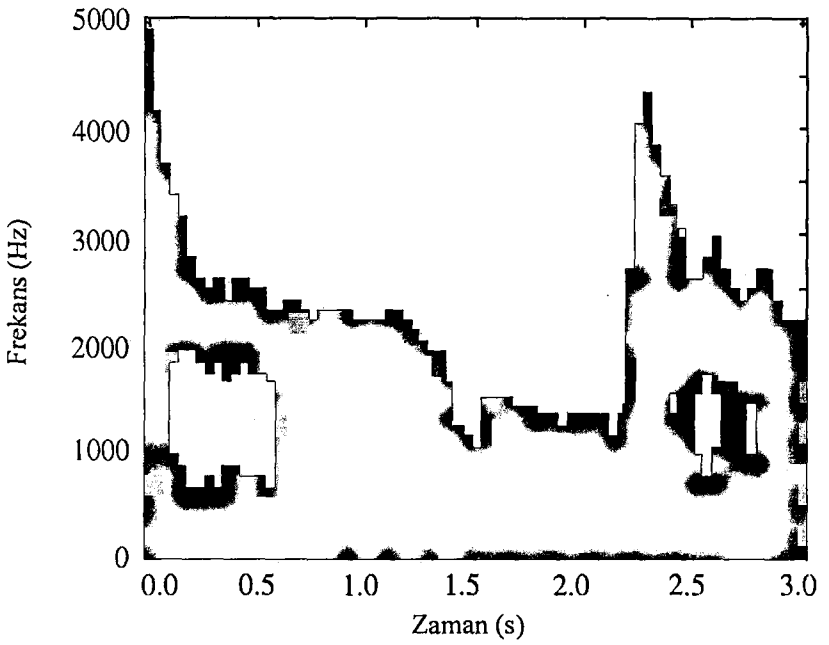
Çizelge 3.5. 36 yaşındaki Behçet hastası olan kişinin (kişi no: 10) Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinden hesaplanan HFD, Burg AR, en küçük kareler AR metodları arasındaki korelasyon katsayıları

Metod	HFD	Burg AR	En küçük kareler AR
HFD	1,000	0,765	0,762
Burg AR	0,765	1,000	0,994
En küçük kareler AR	0,762	0,994	1,000

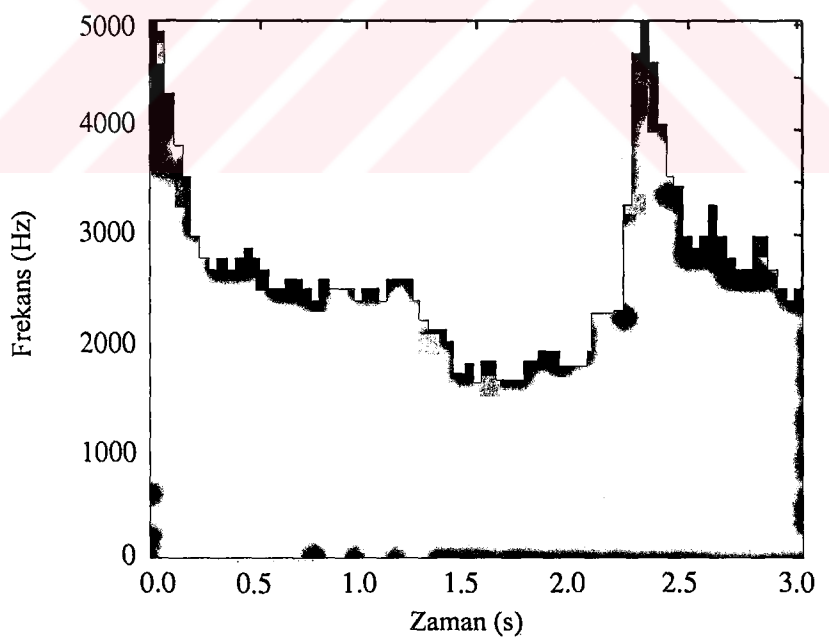
Doppler işareti, ölçüm yapılan örnek hacim içerisindeki kan akışı ile ilgili birçok bilgi içermektedir. Bu bilgiyi ortaya çıkarmak için Doppler işaretinin spektral analizi yapılır ve sonuçlar sonogram şeklinde gösterilir. Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki değişimler zamanın fonksiyonu olarak sonogram şeklinde gösterilir. Sağlıklı kişinin (kişi no: 7) oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, Burg AR ve en küçük kareler AR metodları ile elde edilen sonogramları sırası ile Şekil 3.4-3.6'da verilmiştir. Bu sonogramlar incelendiğinde bazı farklılıklar olduğu görülür. Şekil 3.4'teki HFD sonogramında yanıltıcı frekanslar bulunmaktadır ve HFD metodu doğru spektral kestirimler oluşturamamaktadır. HFD sonogramlarının frekans çözünürlüğü, Şekil 3.5'teki Burg AR ve Şekil 3.6'daki en küçük kareler AR sonogramlarının frekans çözünürlüğüne göre oldukça düşüktür. En küçük kareler AR metodu ile elde edilen sonogramların frekans çözünürlüğü Burg AR metodu ile elde edilen sonogramların frekans çözünürlüğünden daha yüksektir.



Şekil 3.4. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 7) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD metodu ile elde edilen sonogramı

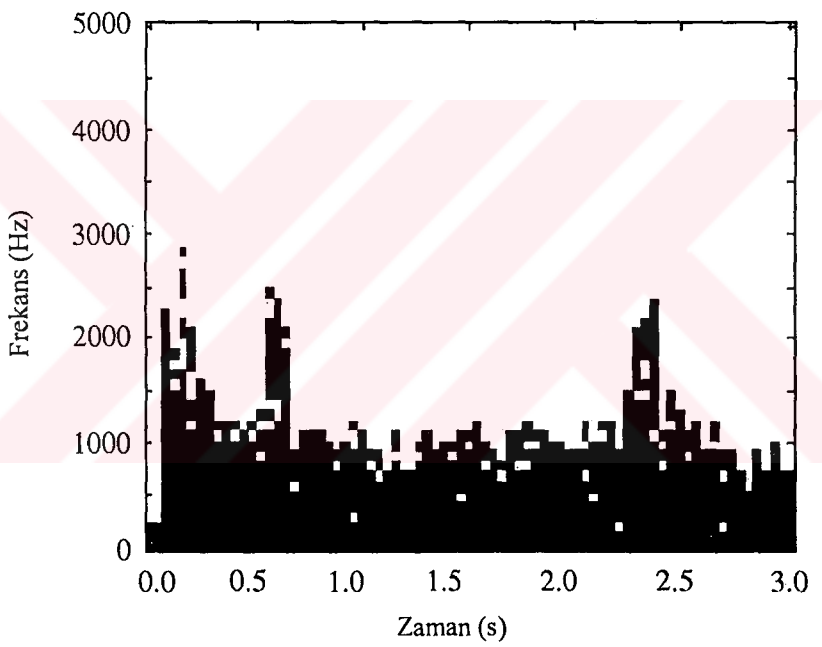


Şekil 3.5. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 7) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin Burg AR metodu ile elde edilen sonogramı

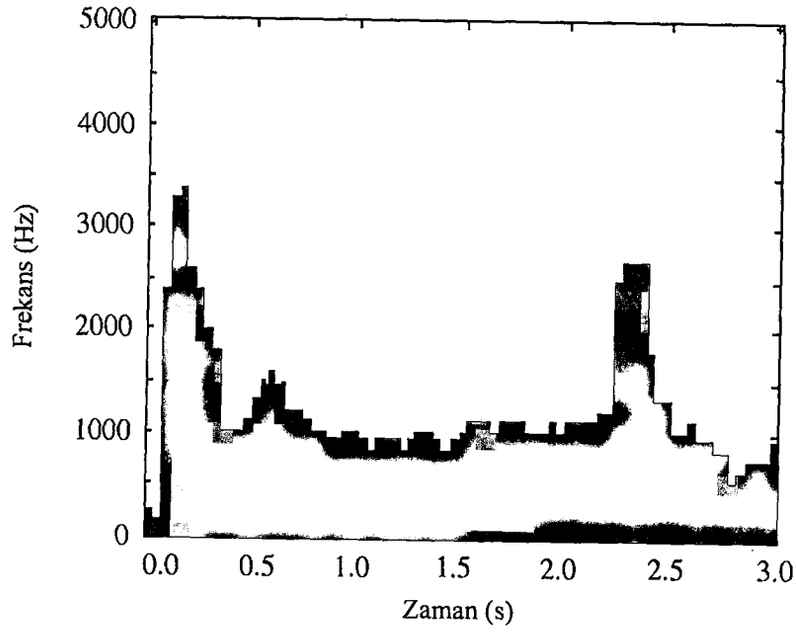


Şekil 3.6. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 7) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin en küçük kareler AR metodu ile elde edilen sonogramı

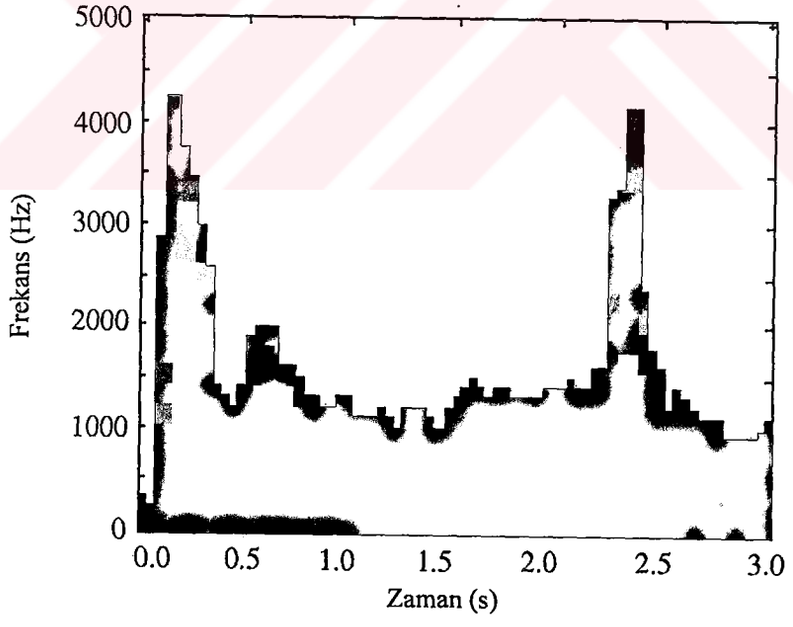
Behçet hastası olan kişinin (kişi no: 10) oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, Burg AR ve en küçük kareler AR metodları ile elde edilen sonogramları sırası ile Şekil 3.7-3.9'da verilmiştir. Şekil 3.7'den görüldüğü gibi HFD sonogramında sistol ve diyastol belirgin değildir ve sonogramın frekans çözünürlüğü, Şekil 3.8'deki Burg AR ve Şekil 3.9'daki en küçük kareler AR metodları ile elde edilen sonogramların frekans çözünürlüğünden daha düşüktür. Kan akış hızının yüksek, salınımlı veya yetersiz olduğu kısımlarda, en küçük kareler AR metodu ile elde edilen Doppler sonogramlarında sistol ve diyastol daha belirgindir ve frekans çözünürlüğü HFD metodu ve Burg AR metoduna göre daha yüksektir.



Şekil 3.7. 36 yaşındaki Behçet hastası olan kişiden (kişi no: 10) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD metodu ile elde edilen sonogramı



Şekil 3.8. 36 yaşındaki Behçet hastası olan kişiden (kişi no: 10) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin Burg AR metodu ile elde edilen sonogramı



Şekil 3.9. 36 yaşındaki Behçet hastası olan kişiden (kişi no: 10) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin en küçük kareler AR metodu ile elde edilen sonogramı

Klinik uygulamalarda kullanılan kan akışı ile ilgili birçok parametre sonogramlardan çıkarılabilir. 2.2.2 kısmında açıklandığı gibi sonogramların maksimum sistolik yüksekliği, son diyastolik yüksekliği, ortalama yüksekliği, Çizelge 2.1'de verilen bazı indekslerin hesaplanmasında kullanılmaktadır. Direnç indeksi ve darbe indeksi, sonogramlardan çıkarılan indekslerdir ve bu indeksler hastalığın varlığı ile ilgili bilgi vermektedir. Direnç indeksi ve darbe indeksi şu şekilde tanımlanmaktadır:

$$\text{Direnç indeksi} = (S - D)/S \qquad [3.1]$$

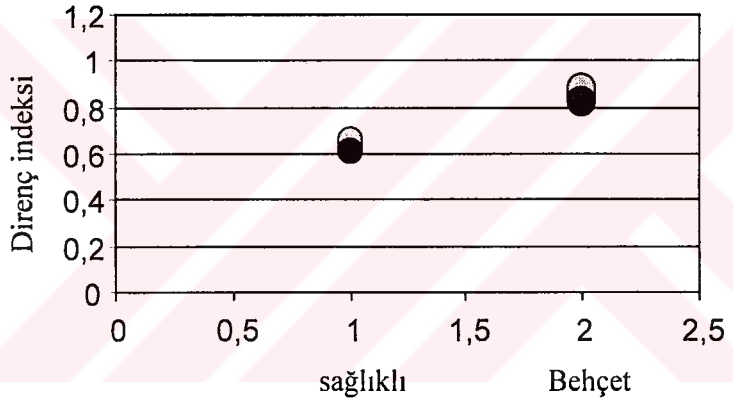
$$\text{Darbe indeksi} = (S - D)/M \qquad [3.2]$$

burada, S maksimum sistolik yükseklik, D son diyastolik yükseklik, M sonogramın ortalama yüksekliğidir (Şekil 2.2). Sağlıklı ve Behçet hastası olan kişilerin oftalmik atardamar direnç ve darbe indekslerinin karşılaştırılmasında bağımsız-örnekler t-testi kullanılmıştır. Bu çalışmada, t-testleri istatistiksel program paketi SPSS ile gerçekleştirilmiştir. İstatistiksel anlamlılık seviyesi $p = 0.05$ olarak alınmıştır. Bağımsız-örnekler t-testlerinin sonuçları, sağlıklı ve Behçet hastası olan kişilerin oftalmik atardamar direnç ve darbe indeksleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu göstermiştir. Sağlıklı ve Behçet hastası olan 10 farklı kişinin oftalmik atardamar direnç ve darbe indeksleri Çizelge 3.6'da verilmektedir. Çizelge 3.6, Şekil 3.10 ve Şekil 3.11'den sağlıklı ve Behçet hastası olan kişilerin oftalmik atardamar direnç ve darbe indekslerinde örtüşme olmadığı görülmektedir.

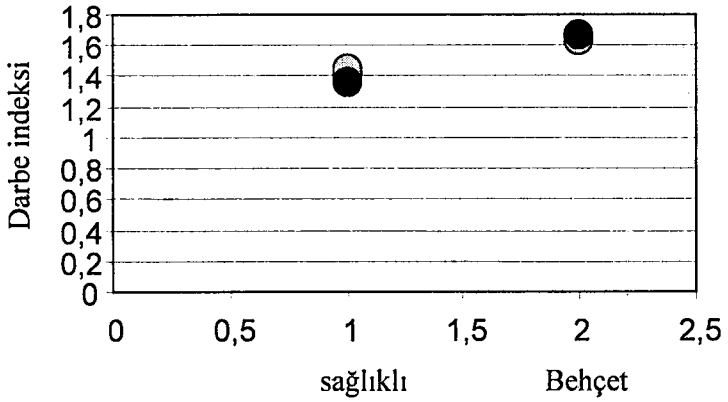
HFD metodu ile elde edilen oftalmik atardamar Doppler sonogramlarında (Şekil 3.4 ve Şekil 3.7) sistol ve diyastol belirgin olmadığından dolayı direnç indeksini ve darbe indeksini hesaplamak zor olmaktadır. Diğer taraftan, en küçük kareler AR metodu ile elde edilen oftalmik atardamar Doppler sonogramları (Şekil 3.6 ve Şekil 3.9) Burg AR metodu ile elde edilen oftalmik atardamar Doppler sonogramlarından (Şekil 3.5 ve Şekil 3.8) daha belirgindir ve bundan dolayı en küçük kareler AR metodu sonogramlarından direnç indeksini ve darbe indeksini hesaplamak daha kolay olmaktadır. Açık ve belirgin spektrumların ve sonogramların elde edilebildiği en küçük kareler AR metodu Behçet hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun ve yeterli bulunmuştur (59).

Çizelge 3.6. Sağlıklı ve Behçet hastası olan 10 farklı kişinin oftalmik atardamar direnç ve darbe indeksleri

Kişi No	Durumu	Direnç indeksi	Darbe indeksi
14	sağlıklı	0,61	1,40
19	Behçet	0,84	1,65
25	sağlıklı	0,58	1,39
34	Behçet	0,85	1,66
41	sağlıklı	0,59	1,42
52	Behçet	0,86	1,67
65	sağlıklı	0,62	1,41
72	Behçet	0,83	1,66
77	sağlıklı	0,63	1,42
82	Behçet	0,87	1,68



Şekil 3.10. Sağlıklı ve Behçet hastası kişilerin oftalmik atardamar direnç indeksleri



Şekil 3.11. Sağlıklı ve Behçet hastası kişilerin oftalmik atardamar darbe indeksleri

3.2. Üveit Hastası Olan Kişilerden Alınan Oftalmik Atardamar Doppler İşaretlerinin Spektral Analizi

Ultrasonik Doppler, üveit hastalığı gibi çeşitli göz rahatsızlıklarında oftalmik atardamarın akış karakteristiğini ve direncini belirten güvenilir bir tekniktir (8, 128, 129). Üveit, gözün orta tabakasının veya üveanın iltihaplanmasıdır. Üvea, iris, göz kapağı kasları ve gözün damar tabakasının arka kısmı olmak üzere üç yapıdan oluşmaktadır. İris, gözbebeğinin renkli olan ve gözün ön tarafında görülen kısmıdır. Göz kapağı kasları, irisin arka tarafında bulunmaktadır ve göz merceğini odaklar. Gözün damar tabakası, gözün arka tarafında bulunan kan damarlarından oluşur ve retina ile gözün dış yüzeyindeki beyaz kısım arasında yer alır. Üveayı oluşturan bu üç yapının herhangi birinde oluşan iltihap üveit olarak adlandırılır. Göz bebeğinin daralması, retinanın damar tabakasından ayrılması, optik sinir ödemi ve iltihap sonucu korneanın arka yüzeyinde görülen büyük hücreler, üveit hastalığının belirtilerindendir. Gözde karasu hastalığı, katarakt, retinanın zarar görmesi gibi göz hastalıkları üveit sonucu görülen hastalıklardır. Bu hastalıklar ve üveit ciddi ve sürekli görme kaybına neden olabilir. Sürekli görme kaybı riskini azaltmak için erken teşhis ve tedavi gereklidir.

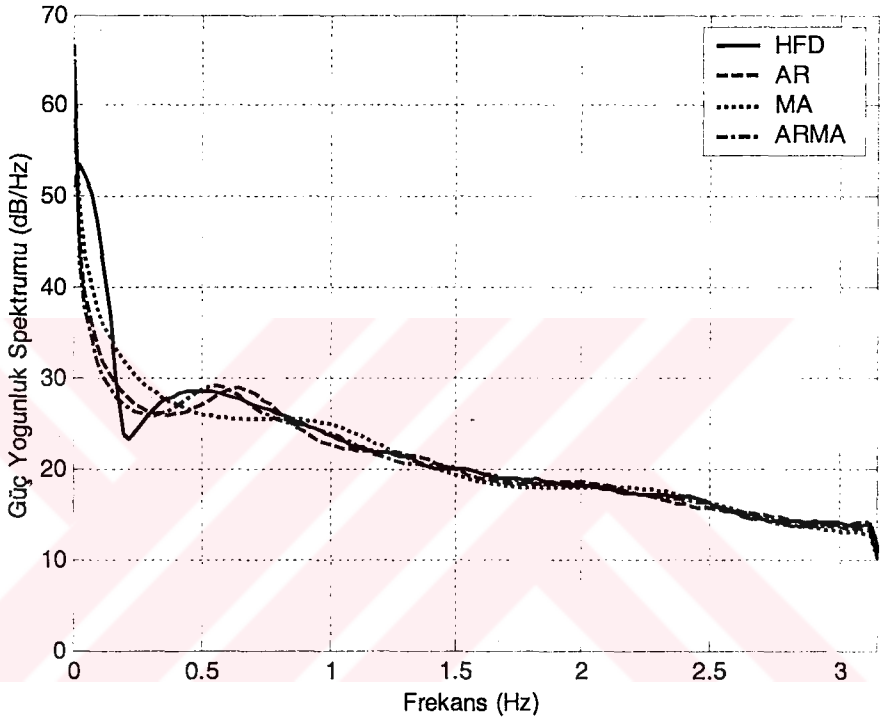
Göz muayeneleri 10 MHz'lik ultrasonik dönüştürücünün kullanıldığı analog Doppler cihazı (Diasonics Synergy marka renkli Doppler ultrasonografi) ile gerçekleştirilmiştir. Üveit hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin ölçümü, Behçet hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin ölçümü ile aynı şekilde yapılmıştır (Şekil 3.1). Bu çalışmada, 28'i üveit hastası olan 75 kişiden oftalmik atardamar Doppler işaretleri alınmıştır. Klasik metodlardan Welch metodu, model tabanlı metodlardan AR, MA, ARMA metodları kullanılarak üveit hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları ve sonogramları elde edilmiştir (60).

Sağlıklı ve üveit hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumlarının kestirimlerinde Çizelge 2.2'de verilen Welch metodu kullanılmıştır. HFD algoritması ile hesaplandığı için Welch metodu HFD metodu

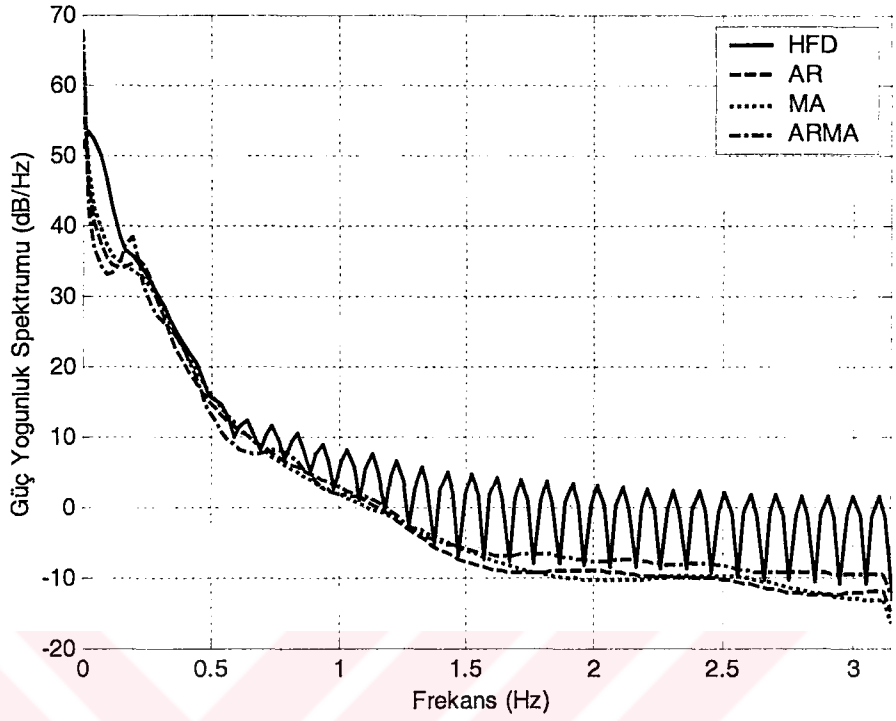
olarak belirtilmiştir. En küçük kareler AR metodu, MA metodu ve en küçük kareler değiştirilmiş Yule-Walker ARMA metodu kullanılarak oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumlarının kestirimleri yapılmıştır. Bölüm 2'de yapılan performans analizlerinin sonuçlarına göre AR parametrelerinin kestirimleri için en küçük kareler metodu, ARMA parametrelerinin kestirimleri için en küçük kareler değiştirilmiş Yule-Walker metodu seçilmiştir. AR, MA, ARMA metodlarının model dereceleri Eş. 2.10-2.12'de verilen Akaike bilgi kriterine göre hesaplanmıştır. Eş. 2.10-2.12'nin kullanılması ile sağlıklı ve üveit hastası olan kişilerde model derecesi 10 olarak seçilmiştir. Sağlıklı ve üveit hastası olan kişilerde model derecesinin 10 olması uygun görülmüştür çünkü AR, MA ve ARMA metodları ile kestirilen parametrelerin varyansları model derecesi 10 iken sıfıra düşmektedir.

Sağlıklı kişinin (kişi no: 16) oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA ve ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları Şekil 3.12'de verilmiştir. Üveit hastası olan kişinin (kişi no: 25) oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA ve ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları Şekil 3.13'te verilmiştir. Şekil 3.12 ve 3.13'ten görüldüğü gibi, HFD metodu yüksek varyansından dolayı iyi bir spektral kestirim metodu değildir. Otokorelasyon fonksiyon kestirimlerinin pencere dışında kalan kısımlarının sıfır olarak kabul edilmesi HFD metodunun frekans çözünürlüğünü ve güç yoğunluk spektrum kestirimlerinin kalitesini oldukça düşürmektedir. HFD metodunun bu sınırlamalarından dolayı Doppler işaretlerinin spektral analizinde model tabanlı spektral kestirim metodlarının kullanımı uygun bulunmuştur. Şekil 3.12 ve 3.13'ten görüldüğü gibi, AR metodunda spektral sızıntılar görülmemektedir ve HFD metoduna göre daha yüksek frekans çözünürlüğü sağlamaktadır. AR metodu, dar tepeleri bulunan spektrumların modellenmesinde kullanılmaktadır ve pratikte dar bandlı spektrumlar ile daha fazla karşılaşıldığı için bu önemli bir özelliktir. Güç yoğunluk spektrumları geniş tepeler ve/veya keskin çukurlar ile karakterize ediliyor ise MA metodu uygun olmaktadır. Şekil 3.12 ve 3.13'ten görüldüğü gibi, MA metodu ile düz Doppler güç yoğunluk spektrumları elde edilmektedir ve MA metodunun düşük çözünürlüklü spektral kestirim sağlamasından dolayı oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumlarının elde edilmesinde MA metodu

uygun görülmemiştir. Keskin tepeleri ve derin çukurları bulunan spektrumlar ARMA metodu ile modellenebilmektedir. Şekil 3.12 ve 3.13'ten görüldüğü gibi, ARMA metodu ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları AR metodu ile elde edilen güç yoğunluk spektrumlarına benzerdir. AR ve ARMA metodlarının performanslarının, HFD ve MA metodlarının performanslarına göre daha yüksek olduğu görülmektedir.



Şekil 3.12. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 16) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA, ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları



Şekil 3.13. 38 yaşındaki üveit hastası olan kişiden (kişi no: 25) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA, ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları

Sağlıklı kişinin (kişi no: 16) ve üveit hastası olan kişinin (kişi no: 25) güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri Çizelge 3.7 ve 3.8'de verilmiştir. Bu çizelgelerdeki değerlerden görüldüğü gibi, sağlıklı ve üveit hastası olan kişilerin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri birbirinden farklıdır. Çizelge 3.7'deki değerlere göre HFD metodu ile elde edilen güç yoğunluk spektrumundaki tepelerin frekans ve güç seviyeleri AR ve ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekans ve güç seviyelerinden farklıdır. MA metodu ile düz güç yoğunluk spektrumu elde edildiğinden dolayı MA metodu sağlıklı kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun görülmemektedir. AR ve ARMA metodları ile elde edilen sağlıklı kişilerin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri benzerdir. Çizelge 3.8'deki değerlerden görüldüğü gibi, HFD metodu ile elde edilen güç yoğunluk spektrumunda yanıltıcı tepeler

görülmektedir ve doğru spektral kestirimler elde edilememektedir. MA metodu ile düz güç yoğunluk spektrumu elde edildiğinden dolayı MA metodu üveit hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun görülmemektedir. AR ve ARMA metodları ile elde edilen üveit hastası olan kişilerin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri benzerdir. Çizelge 3.9'da, 10 farklı kişinin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri verilmiştir. Sağlıklı kişilerin oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri benzerdir ve bu benzerlik üveit hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumları için de geçerlidir.

Çizelge 3.7. 30 yaşındaki sağlıklı kişinin (kişi no: 16) oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz)

Metod	P_1 / f_1	P_2 / f_2
HFD	53,5962 / 0,0246	28,5536 / 0,5168
AR	64,6461 / 0	28,8652 / 0,6381
MA	60,4317 / 0	Düz spektrum
ARMA	66,5938 / 0	29,2046 / 0,5400

Çizelge 3.8. 38 yaşındaki üveit hastası olan kişinin (kişi no: 25) Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz)

Metod	P_1 / f_1	P_2 / f_2
HFD	53,3974 / 0,0246	Yanıltıcı tepeler
AR	63,7239 / 0	35,0387 / 0,2209
MA	61,4442 / 0	Düz spektrum
ARMA	67,7222 / 0	38,3270 / 0,1963

Çizelge 3.9. Sağlıklı ve üveit hastası olan 10 farklı kişinin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz)

Kişi No (Durumu)	Metod	P_1 / f_1	P_2 / f_2
12 (sağlıklı)	HFD	53,5941 / 0,0235	28,5510 / 0,5142
	AR	64,6441 / 0	28,8639 / 0,6362
	MA	60,4303 / 0	Düz spektrum
	ARMA	66,5912 / 0	29,2014 / 0,5386
21 (üveit)	HFD	53,3955 / 0,0244	Yanıltıcı tepeler
	AR	63,7218 / 0	35,0376 / 0,2202
	MA	61,4435 / 0	Düz spektrum
	ARMA	67,7211 / 0	38,3254 / 0,1958
24 (sağlıklı)	HFD	53,5935 / 0,0237	28,5514 / 0,5137
	AR	64,6452 / 0	28,8641 / 0,6368
	MA	60,4309 / 0	Düz spektrum
	ARMA	66,5916 / 0	29,2021 / 0,5395
30 (üveit)	HFD	53,3981 / 0,0250	Yanıltıcı tepeler
	AR	63,7245 / 0	35,0394 / 0,2216
	MA	61,4453 / 0	Düz spektrum
	ARMA	67,7236 / 0	38,3277 / 0,1969
35 (sağlıklı)	HFD	53,5975 / 0,0252	28,5540 / 0,5176
	AR	64,6473 / 0	28,8669 / 0,6392
	MA	60,4325 / 0	Düz spektrum
	ARMA	66,5946 / 0	29,2054 / 0,5407
42 (üveit)	HFD	53,3962 / 0,0245	Yanıltıcı tepeler
	AR	63,7243 / 0	35,0390 / 0,2214
	MA	61,4440 / 0	Düz spektrum
	ARMA	67,7225 / 0	38,3265 / 0,1961
55 (sağlıklı)	HFD	53,5954 / 0,0244	28,5531 / 0,5165
	AR	64,6465 / 0	28,8657 / 0,6386
	MA	60,4321 / 0	Düz spektrum
	ARMA	66,5943 / 0	29,2052 / 0,5403
61 (üveit)	HFD	53,3970 / 0,0253	Yanıltıcı tepeler
	AR	63,7248 / 0	35,0399 / 0,2220
	MA	61,4437 / 0	Düz spektrum
	ARMA	67,7234 / 0	38,3261 / 0,1955
67 (sağlıklı)	HFD	53,5978 / 0,0254	28,5538 / 0,5171
	AR	64,6469 / 0	28,8663 / 0,6389
	MA	60,4319 / 0	Düz spektrum
	ARMA	66,5941 / 0	29,2049 / 0,5412
71 (üveit)	HFD	53,3958 / 0,0237	Yanıltıcı tepeler
	AR	63,7225 / 0	35,0372 / 0,2200
	MA	61,4431 / 0	Düz spektrum
	ARMA	67,7229 / 0	38,3273 / 0,1963

HFD, AR, MA, ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayıları (r) ile bu metodların karşılaştırılması yapılmıştır. Korelasyon katsayılarının hesaplanmasında oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrum değerleri kullanılmıştır. Sağlıklı kişinin (kişi no: 16) ve üveit hastası olan kişinin (kişi no: 25) Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinin kullanımı ile hesaplanan HFD, AR, MA, ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayıları Çizelge 3.10 ve 3.11'de verilmiştir. Bu çizelgelerdeki değerlerden metodların güç yoğunluk spektrum değerleri arasında pozitif doğrusal korelasyon olduğu görülmektedir. Bununla birlikte, AR ve ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayısı 1'e çok yakındır ve bu durum iki metodun güç yoğunluk spektrum değerlerinin birbirine çok benzer olduğunu göstermektedir.

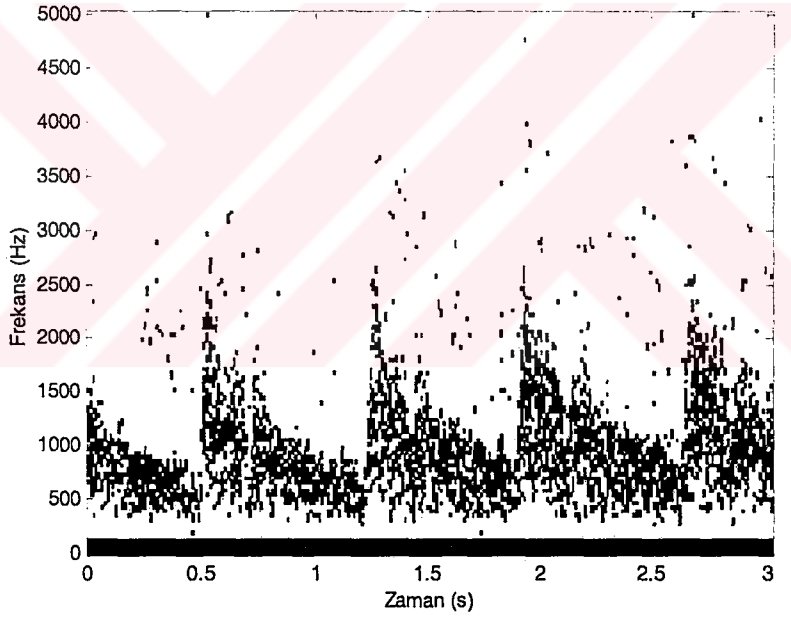
Çizelge 3.10. 30 yaşındaki sağlıklı kişinin (kişi no: 16) oftalmik atardamar Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinden hesaplanan HFD, AR, MA, ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayıları

Metod	HFD	AR	MA	ARMA
HFD	1,000	0,795	0,751	0,792
AR	0,795	1,000	0,802	0,991
MA	0,751	0,802	1,000	0,798
ARMA	0,792	0,991	0,798	1,000

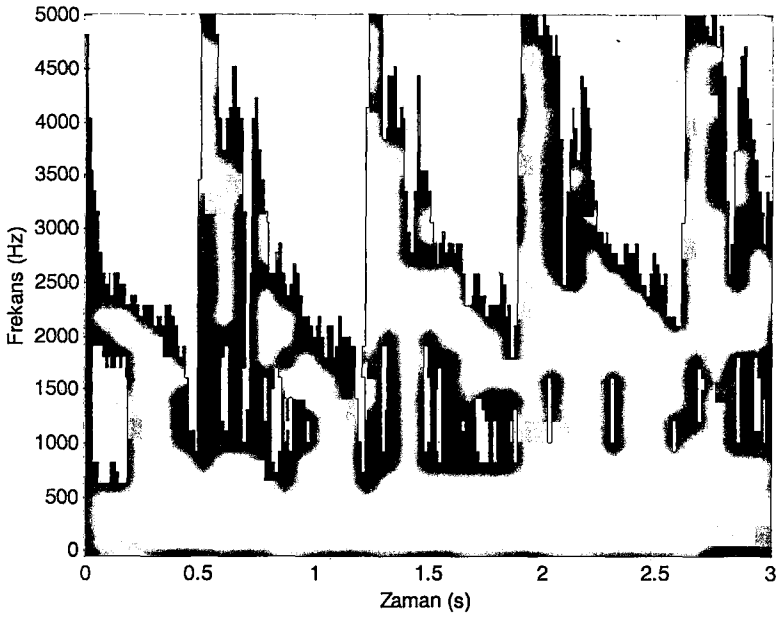
Çizelge 3.11. 38 yaşındaki üveit hastası olan kişinin (kişi no: 25) Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinden hesaplanan HFD, AR, MA, ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayıları

Metod	HFD	AR	MA	ARMA
HFD	1,000	0,774	0,762	0,772
AR	0,774	1,000	0,814	0,993
MA	0,762	0,814	1,000	0,811
ARMA	0,772	0,993	0,811	1,000

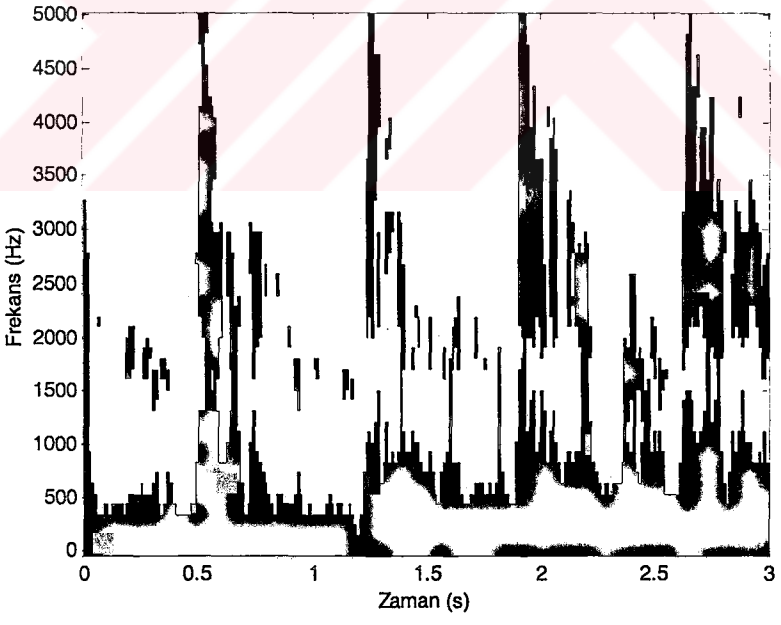
Ölçüm yapılan örnek hacim içerisindeki kan akışı ile ilgili bilgiyi ortaya çıkarmak için Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki değişimler zamanın fonksiyonu olarak sonogram şeklinde gösterilir. Sağlıklı kişinin (kişi no: 16) oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA ve ARMA metodları ile elde edilen sonogramları sırası ile Şekil 3.14-3.17'de verilmiştir. Bu sonogramlar incelendiğinde bazı farklılıklar olduğu görülür. Şekil 3.14'teki HFD sonogramında yanıltıcı frekanslar bulunmaktadır ve HFD metodu doğru spektral kestirimler oluşturamamaktadır. Şekil 3.14 ve 3.16'da verilen HFD ve MA sonogramlarının frekans çözünürlüğü, Şekil 3.15 ve 3.17'de verilen AR ve ARMA sonogramlarının frekans çözünürlüğüne göre oldukça düşüktür. AR ve ARMA metodları ile frekans çözünürlüğü yüksek olan kaliteli sonogramlar elde edilebilmektedir.



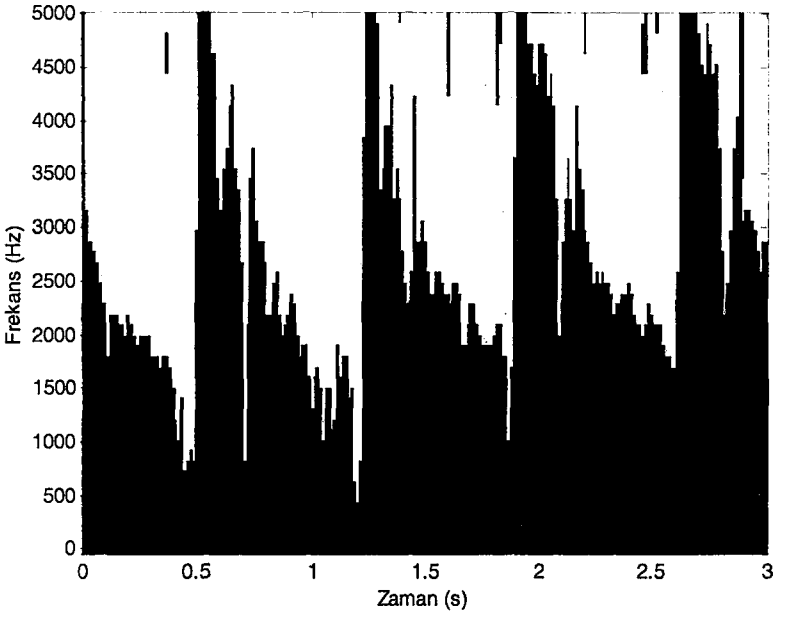
Şekil 3.14. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 16) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD metodu ile elde edilen sonogramı



Şekil 3.15. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 16) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR metodu ile elde edilen sonogramı

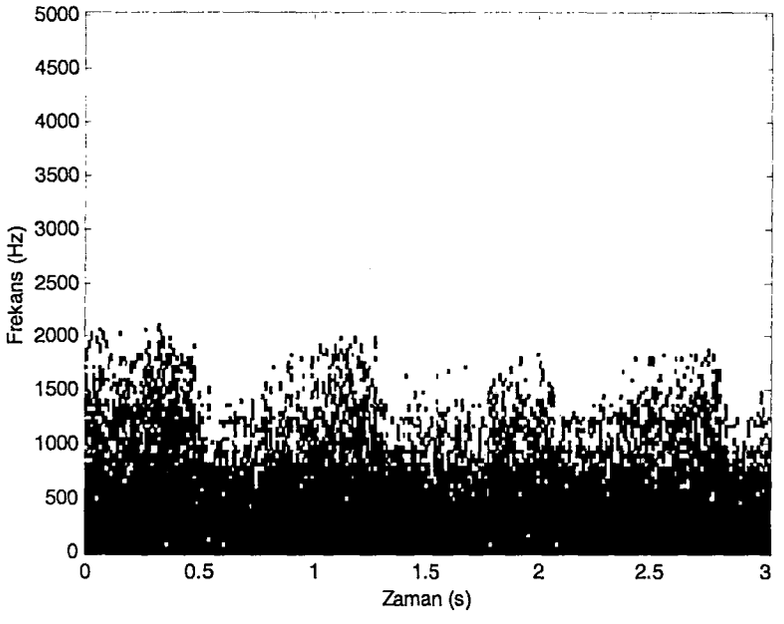


Şekil 3.16. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 16) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin MA metodu ile elde edilen sonogramı

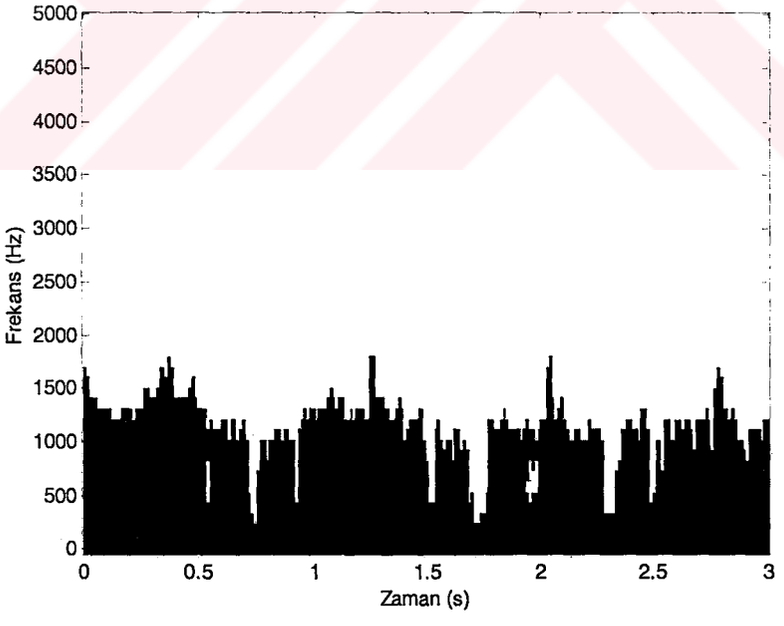


Şekil 3.17. 30 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 16) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin ARMA metodu ile elde edilen sonogramı

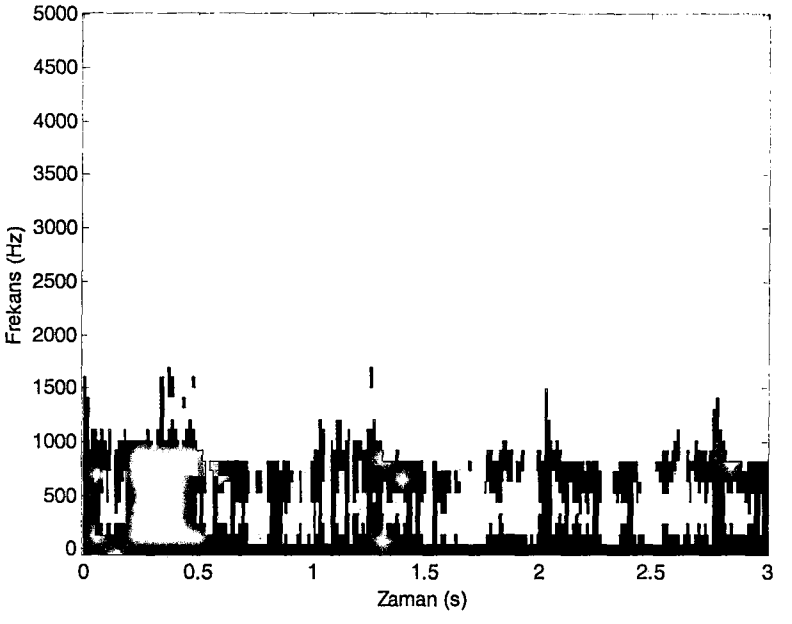
Üveit hastası olan kişinin (kişi no: 25) oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA ve ARMA metodları ile elde edilen sonogramları sırası ile Şekil 3.18-3.21'de verilmiştir. Şekil 3.18'den görüldüğü gibi HFD sonogramının frekans çözünürlüğü düşüktür ve sonogramda sistol ve diyastol belirgin değildir. Şekil 3.20'deki MA metodu ile elde edilen sonogramın da frekans çözünürlüğü oldukça düşüktür. Şekil 3.19 ve 3.21'deki AR ve ARMA metodlarının sonogramları, HFD ve MA metodlarının sonogramlarına göre daha belirgindir ve frekans çözünürlükleri oldukça yüksektir.



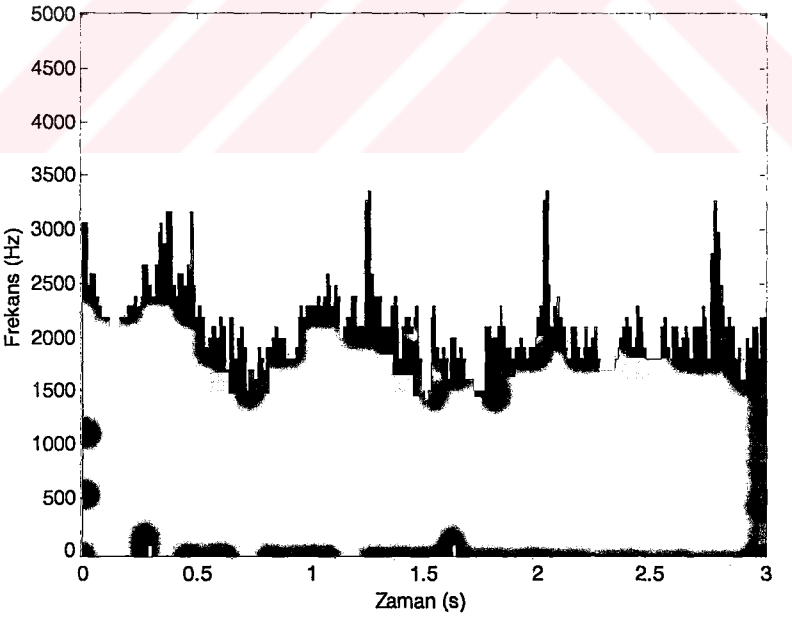
Şekil 3.18. 38 yaşındaki üveit hastası olan kişiden (kişi no: 25) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin HFD metodu ile elde edilen sonogramı



Şekil 3.19. 38 yaşındaki üveit hastası olan kişiden (kişi no: 25) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin AR metodu ile elde edilen sonogramı



Şekil 3.20. 38 yaşındaki üveit hastası olan kişiden (kişi no: 25) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin MA metodu ile elde edilen sonogramı



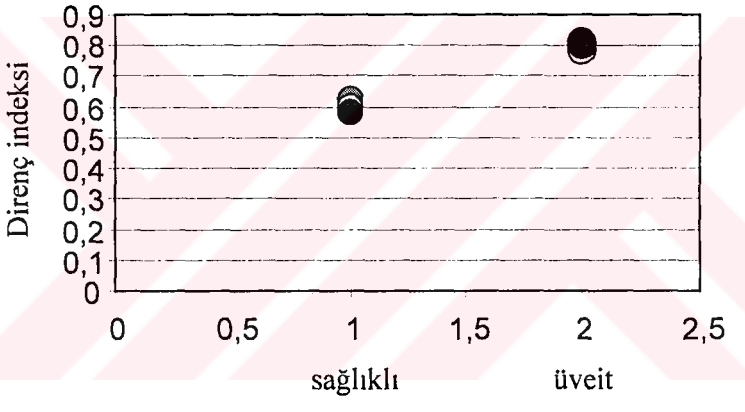
Şekil 3.21. 38 yaşındaki üveit hastası olan kişiden (kişi no: 25) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretinin ARMA metodu ile elde edilen sonogramı

Eş. 3.1 ve 3.2'de verilen direnç indeksi ve darbe indeksi, sonogramlardan çıkarılan, hastalığın varlığı ile ilgili bilgi veren indekslerdendir. Sağlıklı ve üveit hastası olan kişilerin oftalmik atardamar direnç ve darbe indekslerinin karşılaştırılmasında bağımsız-örnekler t-testi kullanılmıştır. Bu çalışmada, t-testleri istatistiksel program paketi SPSS ile gerçekleştirilmiştir. İstatistiksel anlamlılık seviyesi $p = 0.05$ olarak alınmıştır. Bağımsız-örnekler t-testlerinin sonuçları, sağlıklı ve üveit hastası olan kişilerin oftalmik atardamar direnç ve darbe indeksleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu göstermiştir. Sağlıklı ve üveit hastası olan 10 farklı kişinin oftalmik atardamar direnç ve darbe indeksleri Çizelge 3.12'de verilmektedir. Çizelge 3.12, Şekil 3.22 ve Şekil 3.23'ten sağlıklı ve üveit hastası olan kişilerin oftalmik atardamar direnç ve darbe indekslerinde örtüşme olmadığı görülmektedir.

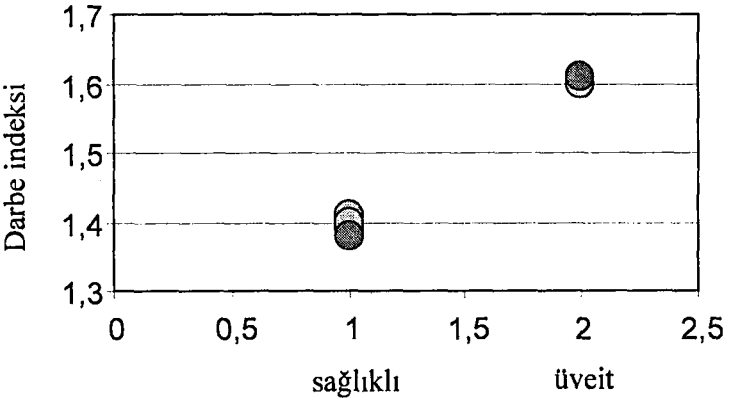
Şekil 3.14 ve 3.18'deki HFD metodu ve Şekil 3.16 ve 3.20'deki MA metodu ile elde edilen oftalmik atardamar Doppler sonogramlarında sistol ve diyastol belirgin olmadığından dolayı direnç indeksini ve darbe indeksini hesaplamak zor olmaktadır. Diğer taraftan, Ş ekil 3.15 ve 3.19'daki AR metodu ve Şekil 3.17 ve 3.21'deki ARMA metodu ile elde edilen oftalmik atardamar Doppler sonogramları HFD ve MA sonogramlarından daha belirgindir ve bundan dolayı AR ve ARMA metodlarının sonogramlarından direnç indeksini ve darbe indeksini hesaplamak daha kolay olmaktadır. Açık ve belirgin spektrumların ve sonogramların elde edilebildiği AR ve ARMA metodları üveit hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun bulunmuştur (60).

Çizelge 3.12. Sağlıklı ve üveit hastası olan 10 farklı kişinin oftalmik atardamar direnç ve darbe indeksleri

Kişi No	Durumu	Direnç indeksi	Darbe indeksi
12	sağlıklı	0,63	1,40
21	üveit	0,80	1,59
24	sağlıklı	0,62	1,41
30	üveit	0,79	1,60
35	sağlıklı	0,60	1,40
42	üveit	0,81	1,61
55	sağlıklı	0,61	1,41
61	üveit	0,78	1,58
67	sağlıklı	0,60	1,39
71	üveit	0,80	1,60



Şekil 3.22. Sağlıklı ve üveit hastası kişilerin oftalmik atardamar direnç indeksleri



Şekil 3.23. Sağlıklı ve üveit hastası kişilerin oftalmik atardamar darbe indeksleri

3.3. İç Karotid Atardamar Doppler İşaretlerinin Spektral Analizi

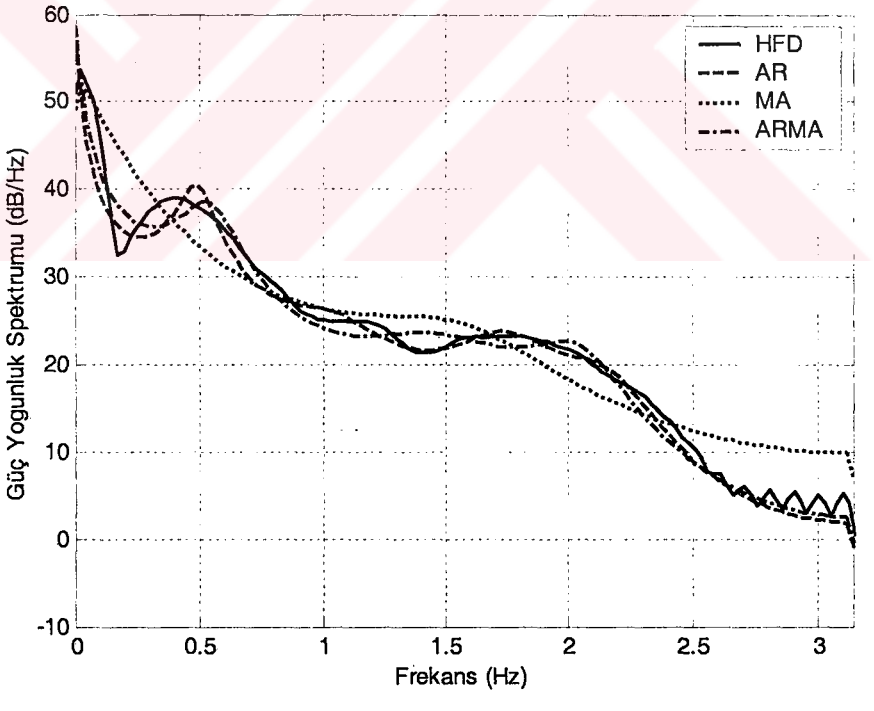
İç karotid atardamar, ana karotid atardamarın dallarındandır. İç karotid atardamar, kafa ve beyine kan sağlar ve iç karotid atardamar hastalıkları kafa ve beyine giden damarları etkiler. Beynin bol oksijenli kana ihtiyacı vardır. İç karotid atardamarın daralması ve tıkanması durumunda beyine yeterli oksijen gitmez ve felç oluşabilir. İç karotid atardamar hastalıkları genellikle yağlı maddeler ve lipid birikimlerinden kaynaklanır. Hücrelerin çoğalması, kireçlenme, kanama ve kanın pıhtılaşması, iç karotid atardamarlarda görülen lipid birikimleridir. İç karotid atardamarlardaki lipid birikimlerinden dolayı meydana gelen daralma ve tıkanma iç karotid atardamar hastalıklarının belirtilerindendir (130, 131).

İç karotid atardamar muayeneleri 5 MHz'lik ultrasonik dönüştürücünün kullanıldığı analog Doppler cihazı (Toshiba 140A marka renkli Doppler ultrasonografi) ile gerçekleştirilmiştir. Ölçme sisteminin blok diyagramı Şekil 3.1'de görülmektedir. Ultrasonik dönüştürücü boyun kısmına yerleştirilmeden önce ölçüm yapılan kısma metil selüloz sürülmüştür. Bu şekilde hava tabakası oluşması engellenmiş ve ultrasonun dokuya geçmesi sağlanmıştır. Oluşabilecek bozucu etkenlerden kaçınmak için ölçüm yapılan kısma basınç uygulanmamasına dikkat edilmiştir. Ultrasonik dönüştürücü, ölçüm yapılan kısma doğru 60°'lik açı ile tutularak ölçme yapılmıştır. Bu çalışmada, 32'si iç karotid atardamar daralmasından, 25'i iç karotid atardamar tıkanıklığından rahatsız olan 97 kişiden iç karotid atardamar Doppler işaretleri alınmıştır. Atardamar daralma ve tıkanıklıklarında türbülans akış, ileri ve geri akışların aynı anda oluşması gibi akış bozuklukları gözlenir ve bu durumlardan dolayı spektral analiz için uygun yerin seçilmesi gereklidir. Bu yüzden, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerde, iç karotid atardamar Doppler işaretleri daralma ve tıkanıklık sonrasındaki 2 cm uzaklıktan ölçülmüştür. Klasik metodlardan Welch metodu, model tabanlı metodlardan AR, MA, ARMA metodları kullanılarak iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları ve sonogramları elde edilmiştir (61).

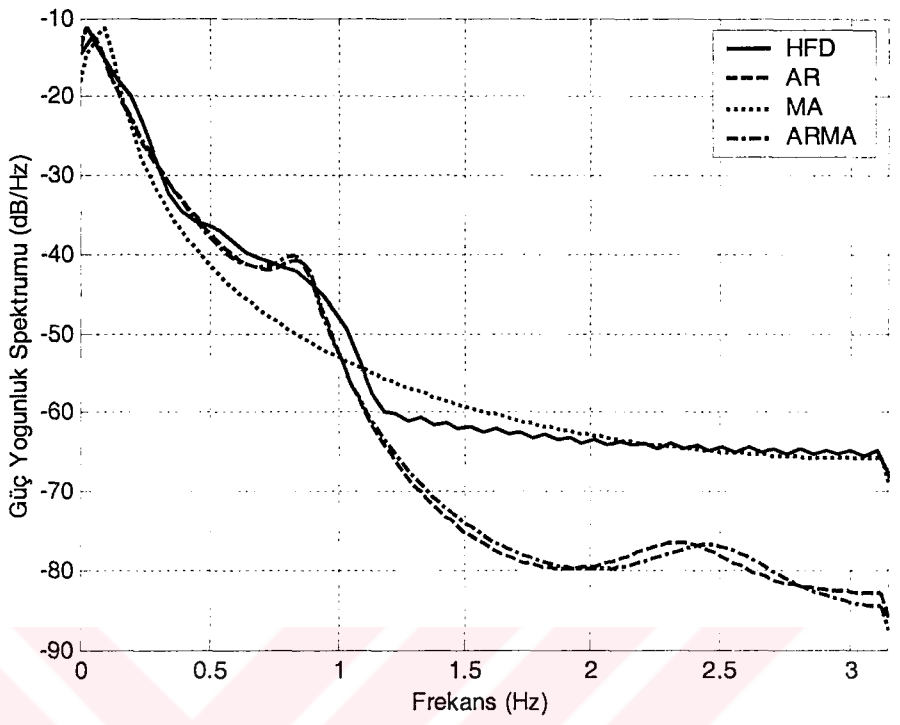
Sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumlarının kestirimlerinde Çizelge 2.2'de verilen Welch metodu kullanılmıştır. HFD algoritması ile hesaplandığı için Welch metodu HFD metodu olarak belirtilmiştir. En küçük kareler AR metodu, MA metodu ve en küçük kareler değiştirilmiş Yule-Walker ARMA metodu kullanılarak iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumlarının kestirimleri yapılmıştır. Bölüm 2'de yapılan performans analizlerinin sonuçlarına göre AR parametrelerinin kestirimleri için en küçük kareler metodu, ARMA parametrelerinin kestirimleri için en küçük kareler değiştirilmiş Yule-Walker metodu seçilmiştir. AR, MA, ARMA metodlarının model dereceleri Eş. 2.10-2.12'de verilen Akaike bilgi kriterine göre hesaplanmıştır. Eş. 2.10-2.12'nin kullanılması ile sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerde model derecesi 10 olarak seçilmiştir. Sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerde model derecesinin 10 olması uygun görülmüştür çünkü AR, MA ve ARMA metodları ile kestirilen parametrelerin varyansları model derecesi 10 iken sıfıra düşmektedir.

Sağlıklı kişinin (kişi no: 6) iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA ve ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları Şekil 3.24'te verilmiştir. İç karotid atardamar daralması olan kişinin (kişi no: 9) daralma sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA ve ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları Şekil 3.25'te verilmiştir. İç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişinin (kişi no: 14) tıkanıklık sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA ve ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları Şekil 3.26'da verilmiştir. Şekil 3.24, 3.25 ve 3.26'dan görüldüğü gibi, HFD metodu yüksek varyansından dolayı iyi bir spektral kestirim metodu değildir. Otokorelasyon fonksiyon kestirimlerinin pencere dışında kalan kısımlarının sıfır olarak kabul edilmesi HFD metodunun frekans çözünürlüğünü ve güç yoğunluk spektrum kestirimlerinin kalitesini oldukça düşürmektedir. HFD metodunun bu sınırlamalarından dolayı Doppler işaretlerinin spektral analizinde model tabanlı spektral kestirim metodlarının kullanımı uygun bulunmuştur. Şekil 3.24, 3.25 ve 3.26'dan görüldüğü gibi, AR metodunda spektral

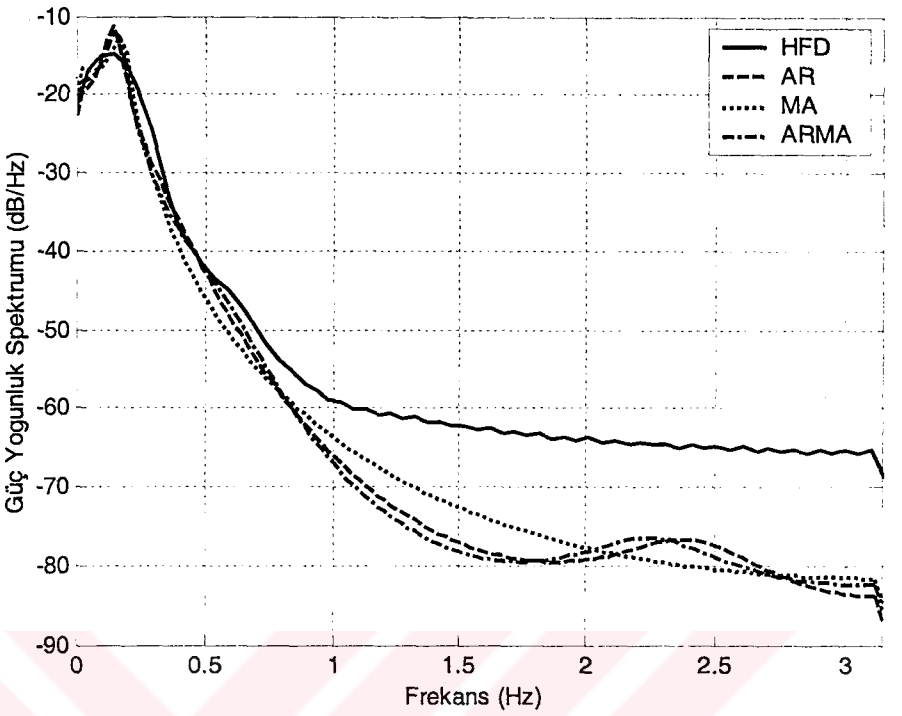
sızıntılar görülmemektedir ve HFD metoduna göre daha yüksek frekans çözünürlüğü sağlamaktadır. AR metodu, dar tepeleri bulunan spektrumların modellenmesinde kullanılmaktadır ve pratikte dar bandlı spektrumlar ile daha fazla karşılaşıldığı için bu önemli bir özelliktir. Güç yoğunluk spektrumları geniş tepeler ve/veya keskin çukurlar ile karakterize ediliyor ise MA metodu uygun olmaktadır. Şekil 3.24, 3.25 ve 3.26'dan görüldüğü gibi, MA metodu ile düz Doppler güç yoğunluk spektrumları elde edilmektedir. MA metodu düşük çözünürlüklü spektral kestirim sağladığı için iç karotid atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumlarının elde edilmesinde MA metodu uygun görülmemiştir. Keskin tepeleri ve derin çukurları bulunan spektrumlar ARMA metodu ile modellenebilmektedir. Şekil 3.24, 3.25 ve 3.26'dan görüldüğü gibi, ARMA metodu ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları AR metodu ile elde edilen güç yoğunluk spektrumlarına benzerdir. AR ve ARMA metodlarının performanslarının, HFD ve MA metodlarının performanslarına göre daha yüksek olduğu görülmektedir.



Şekil 3.24. 33 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 6) alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA, ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları



Şekil 3.25. 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 9) daralma sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA, ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları



Şekil 3.26. 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiden (kişi no: 14) tıkanıklık sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA, ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumları

Sağlıklı kişinin (kişi no: 6), iç karotid atardamar daralması olan kişinin (kişi no: 9) ve iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişinin (kişi no: 14) güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri sırası ile Çizelge 3.13, 3.14 ve 3.15'te verilmiştir. Bu çizelgelerdeki değerlerden görüldüğü gibi, sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri birbirinden farklıdır. Çizelge 3.13'teki değerlere göre HFD metodu ile elde edilen güç yoğunluk spektrumundaki tepelerin frekans ve güç seviyeleri AR ve ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekans ve güç seviyelerinden farklıdır. MA metodu ile düz güç yoğunluk spektrumu elde edildiğinden dolayı MA metodu sağlıklı kişilerin iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun görülmemiştir. AR ve ARMA metodları ile elde edilen sağlıklı kişilerin

Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri benzerdir. Çizelge 3.14 ve 3.15'teki değerlerden görüldüğü gibi, HFD metodu ile elde edilen güç yoğunluk spektrumlarında yanıltıcı tepeler görülmektedir ve doğru spektral kestirimler elde edilememektedir. MA metodu ile düz güç yoğunluk spektrumları elde edildiğinden dolayı MA metodu iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun görülmemiştir. AR ve ARMA metodları ile elde edilen iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri benzerdir. Çizelge 3.16'da, 12 farklı kişinin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri verilmiştir. Sağlıklı kişilerin iç karotid atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri benzerdir ve bu benzerlik iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumları için de geçerlidir.

HFD, AR, MA, ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayıları (r) ile bu metodların karşılaştırılması yapılmıştır. Korelasyon katsayılarının hesaplanmasında iç karotid atardamar Doppler güç yoğunluk spektrum değerleri kullanılmıştır. Sağlıklı kişinin (kişi no: 6), iç karotid atardamar daralması olan kişinin (kişi no: 9) ve iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişinin (kişi no: 14) Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinin kullanımı ile hesaplanan HFD, AR, MA, ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayıları sırası ile Çizelge 3.17, 3.18 ve 3.19'da verilmiştir. Bu çizelgelerdeki değerlerden metodların güç yoğunluk spektrum değerleri arasında pozitif doğrusal korelasyon olduğu görülmektedir. Bununla birlikte, AR ve ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayısı 1'e çok yakındır ve bu durum iki metodun güç yoğunluk spektrum değerlerinin birbirine çok benzer olduğunu göstermektedir.

Çizelge 3.13. 33 yaşındaki sağlıklı kişinin (kişi no: 6) iç karotid atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz)

Metod	P_1 / f_1	P_2 / f_2
HFD	53,4875 / 0,0246	38,9836 / 0,3937
AR	58,7488 / 0	40,5130 / 0,4909
MA	49,0435 / 0	Düz spektrum
ARMA	56,1891 / 0	38,5804 / 0,5154

Çizelge 3.14. 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişinin (kişi no: 9) Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2, P_3 sırası ile birinci, ikinci ve üçüncü tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2, f_3 sırası ile birinci, ikinci ve üçüncü tepenin frekansları (Hz)

Metod	P_1 / f_1	P_2 / f_2	P_3 / f_3
HFD	-12,5449 / 0,0492	Yanıltıcı tepeler	
AR	-11,1971 / 0,0245	-40,6573 / 0,8345	-76,5078 / 2,3317
MA	-11,3051 / 0,0982	Düz spektrum	
ARMA	-11,0056 / 0,0245	-40,2525 / 0,8099	-76,7840 / 2,4544

Çizelge 3.15. 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişinin (kişi no: 14) Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, P_1, P_2 birinci ve ikinci tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2 birinci ve ikinci tepenin frekansları (Hz)

Metod	P_1 / f_1	P_2 / f_2
HFD	-14,7028 / 0,1477	Yanıltıcı tepeler
AR	-11,2696 / 0,1473	-76,6842 / 2,3807
MA	-12,7309 / 0,1718	Düz spektrum
ARMA	-12,0981 / 0,1473	-76,4592 / 2,2335

Çizelge 3.16. Sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan 12 farklı kişinin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1, P_2, P_3 sırası ile birinci, ikinci ve üçüncü tepenin güç seviyeleri (dB/Hz) ve f_1, f_2, f_3 sırası ile birinci, ikinci ve üçüncü tepenin frekansları (Hz)

Kişi No (Durumu)	Metod	P_1 / f_1	P_2 / f_2	P_3 / f_3
10 (sağlıklı)	HFD	53,4851 / 0,0240	38,9822 / 0,3922	—
	AR	58,7472 / 0	40,5120 / 0,4901	—
	MA	49,0428 / 0	Düz spektrum	—
	ARMA	56,1875 / 0	38,5801 / 0,5150	—
16 (daralma)	HFD	-12,5442 / 0,0483	Yanıltıcı tepeler	
	AR	-11,1962 / 0,0240	-40,6568 / 0,8341	-76,5071 / 2,3312
	MA	-11,3043 / 0,0975	Düz spektrum	
	ARMA	-11,0051 / 0,0241	-40,2519 / 0,8092	-76,7835 / 2,4539
23 (tıkanıklık)	HFD	-14,7025 / 0,1477	Yanıltıcı tepeler	—
	AR	-11,2694 / 0,1470	-76,6839 / 2,3803	—
	MA	-12,7305 / 0,1714	Düz spektrum	—
	ARMA	-12,0977 / 0,1469	-76,4588 / 2,2331	—
32 (sağlıklı)	HFD	53,4880 / 0,0251	38,9841 / 0,3941	—
	AR	58,7492 / 0	40,5133 / 0,4912	—
	MA	49,0439 / 0	Düz spektrum	—
	ARMA	56,1895 / 0	38,5807 / 0,5159	—
37 (daralma)	HFD	-12,5455 / 0,0497	Yanıltıcı tepeler	
	AR	-11,1976 / 0,0252	-40,6579 / 0,8352	-76,5084 / 2,3324
	MA	-11,3057 / 0,0989	Düz spektrum	
	ARMA	-11,0063 / 0,0253	-40,2532 / 0,8105	-76,7845 / 2,4549
45 (tıkanıklık)	HFD	-14,7021 / 0,1470	Yanıltıcı tepeler	—
	AR	-11,2689 / 0,1465	-76,6833 / 2,3801	—
	MA	-12,7300 / 0,1711	Düz spektrum	—
	ARMA	-12,0971 / 0,1466	-76,4580 / 2,2322	—
53 (sağlıklı)	HFD	53,4883 / 0,0255	38,9844 / 0,3943	—
	AR	58,7495 / 0	40,5136 / 0,4920	—
	MA	49,0443 / 0	Düz spektrum	—
	ARMA	56,1899 / 0	38,5810 / 0,5161	—
61 (daralma)	HFD	-12,5435 / 0,0480	Yanıltıcı tepeler	
	AR	-11,1958 / 0,0237	-40,6561 / 0,8337	-76,5067 / 2,3309
	MA	-11,3044 / 0,0971	Düz spektrum	
	ARMA	-11,0045 / 0,0237	-40,2517 / 0,8086	-76,7831 / 2,4536
68 (tıkanıklık)	HFD	-14,7035 / 0,1482	Yanıltıcı tepeler	—
	AR	-11,2699 / 0,1479	-76,6849 / 2,3814	—
	MA	-12,7315 / 0,1726	Düz spektrum	—
	ARMA	-12,0988 / 0,1478	-76,4597 / 2,2341	—
76 (sağlıklı)	HFD	53,4865 / 0,0241	38,9825 / 0,3930	—
	AR	58,7483 / 0	40,5122 / 0,4904	—
	MA	49,0430 / 0	Düz spektrum	—
	ARMA	56,1884 / 0	38,5800 / 0,5152	—
85 (daralma)	HFD	-12,5461 / 0,0499	Yanıltıcı tepeler	
	AR	-11,1982 / 0,0256	-40,6583 / 0,8367	-70,5088 / 2,3329
	MA	-11,3063 / 0,0994	Düz spektrum	
	ARMA	-11,0068 / 0,0257	-40,2534 / 0,8109	-76,7851 / 2,4553
92 (tıkanıklık)	HFD	-14,7041 / 0,1483	Yanıltıcı tepeler	—
	AR	-11,2705 / 0,1490	-76,6855 / 2,3819	—
	MA	-12,7320 / 0,1727	Düz spektrum	—
	ARMA	-12,0994 / 0,1485	-76,4599 / 2,2346	—

Çizelge 3.17. 33 yaşındaki sağlıklı kişinin (kişi no: 6) iç karotid atardamar Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinden hesaplanan HFD, AR, MA, ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayıları

Metod	HFD	AR	MA	ARMA
HFD	1,000	0,728	0,701	0,724
AR	0,728	1,000	0,765	0,992
MA	0,701	0,765	1,000	0,769
ARMA	0,724	0,992	0,769	1,000

Çizelge 3.18. 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişinin (kişi no: 9) Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinden hesaplanan HFD, AR, MA, ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayıları

Metod	HFD	AR	MA	ARMA
HFD	1,000	0,735	0,719	0,734
AR	0,735	1,000	0,757	0,994
MA	0,719	0,757	1,000	0,760
ARMA	0,734	0,994	0,760	1,000

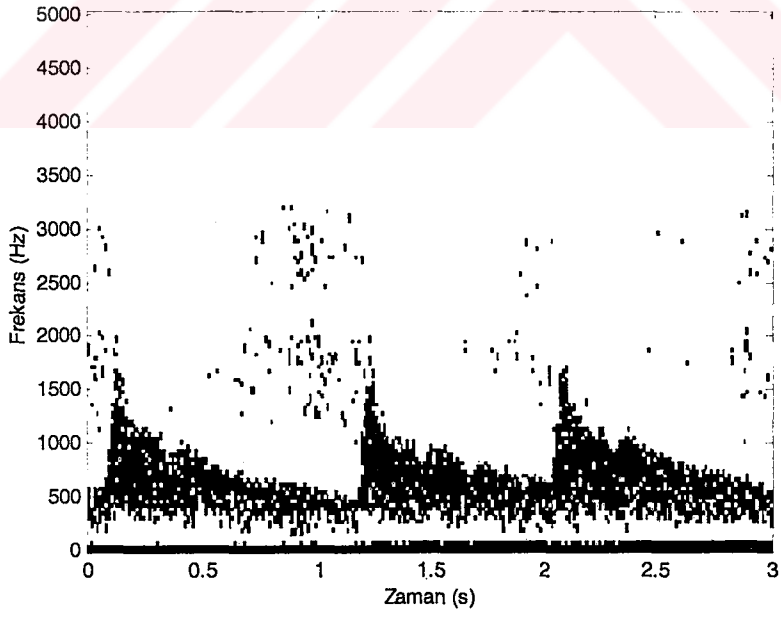
Çizelge 3.19. 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişinin (kişi no: 14) Doppler güç yoğunluk spektrum değerlerinden hesaplanan HFD, AR, MA, ARMA metodları arasındaki korelasyon katsayıları

Metod	HFD	AR	MA	ARMA
HFD	1,000	0,742	0,710	0,745
AR	0,742	1,000	0,771	0,992
MA	0,710	0,771	1,000	0,775
ARMA	0,745	0,992	0,775	1,000

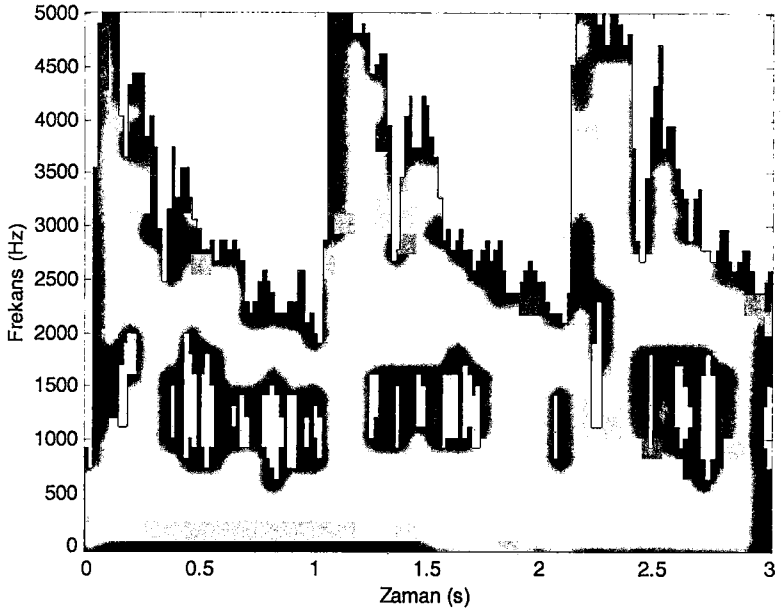
Ölçüm yapılan örnek hacim içerisindeki kan akışı ile ilgili bilgiyi ortaya çıkarmak için Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki değişimler zamanın fonksiyonu olarak sonogram şeklinde gösterilir. Sağlıklı kişinin (kişi no: 6) iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA ve ARMA metodları ile elde edilen sonogramları sırası ile Şekil 3.27-3.30'da verilmiştir. Bu sonogramlar incelendiğinde bazı farklılıklar olduğu görülür. Şekil 3.27'deki HFD sonogramında yanıltıcı frekanslar bulunmaktadır ve HFD metodu doğru spektral kestirimler oluşturamamaktadır. Şekil 3.27 ve 3.29'da verilen HFD ve MA sonogramlarının frekans çözünürlüğü, Şekil

3.28 ve 3.30'da verilen AR ve ARMA sonogramlarının frekans çözünürlüğüne göre oldukça düşüktür. AR ve ARMA metodları ile frekans çözünürlüğü yüksek olan kaliteli sonogramlar elde edilebilmektedir.

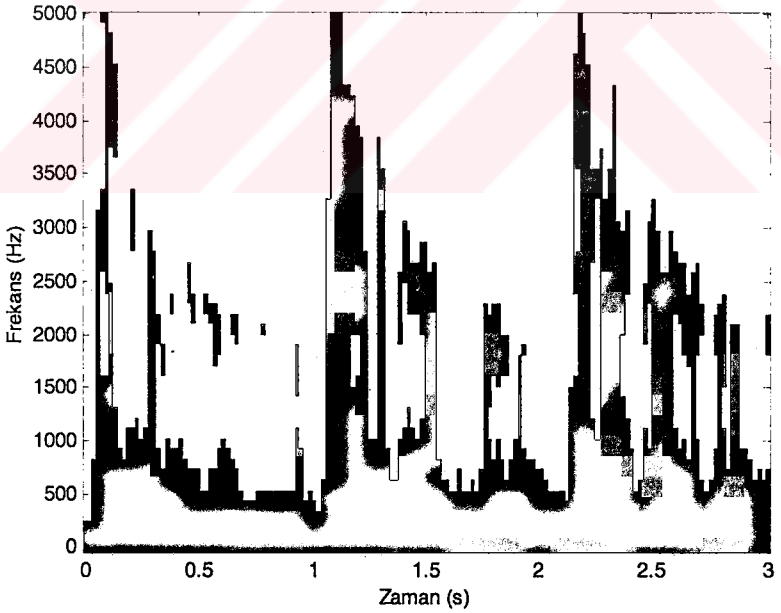
İç karotid atardamar daralması olan kişinin (kişi no: 9) daralma sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA ve ARMA metodları ile elde edilen sonogramları sırası ile Şekil 3.31-3.34'te verilmiştir. İç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişinin (kişi no: 14) tıkanıklık sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD, AR, MA ve ARMA metodları ile elde edilen sonogramları sırası ile Şekil 3.35-3.38'de verilmiştir. Şekil 3.31 ve 3.35'ten görüldüğü gibi HFD sonogramının frekans çözünürlüğü düşüktür ve sonogramda sistol ve diyastol belirgin değildir. Şekil 3.33 ve 3.37'deki MA metodu ile elde edilen sonogramın da frekans çözünürlüğü oldukça düşüktür. Şekil 3.32 ve 3.36'daki AR metodunun sonogramları ve Şekil 3.34 ve 3.38'deki ARMA metodunun sonogramları, HFD ve MA metodlarının sonogramlarına göre daha belirgindir ve frekans çözünürlükleri oldukça yüksektir.



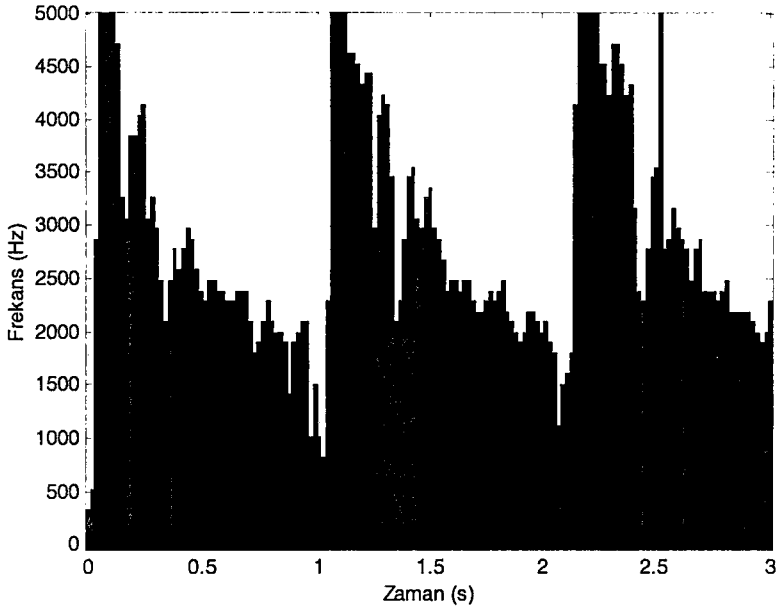
Şekil 3.27. 33 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 6) alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD metodu ile elde edilen sonogramı



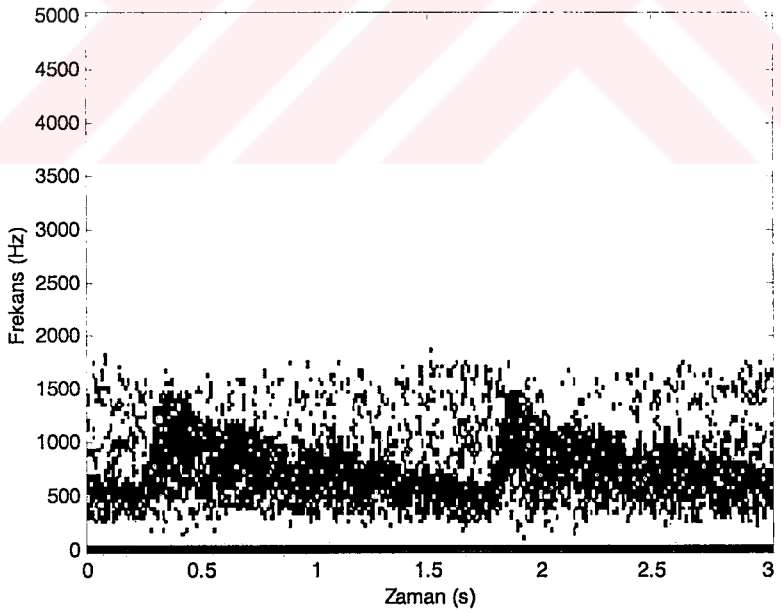
Şekil 3.28. 33 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 6) alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR metodu ile elde edilen sonogramı



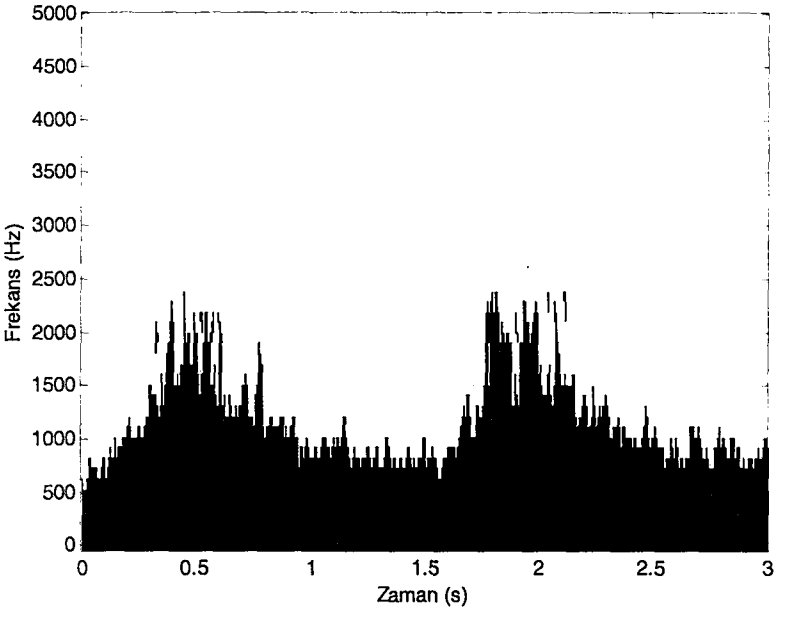
Şekil 3.29. 33 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 6) alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin MA metodu ile elde edilen sonogramı



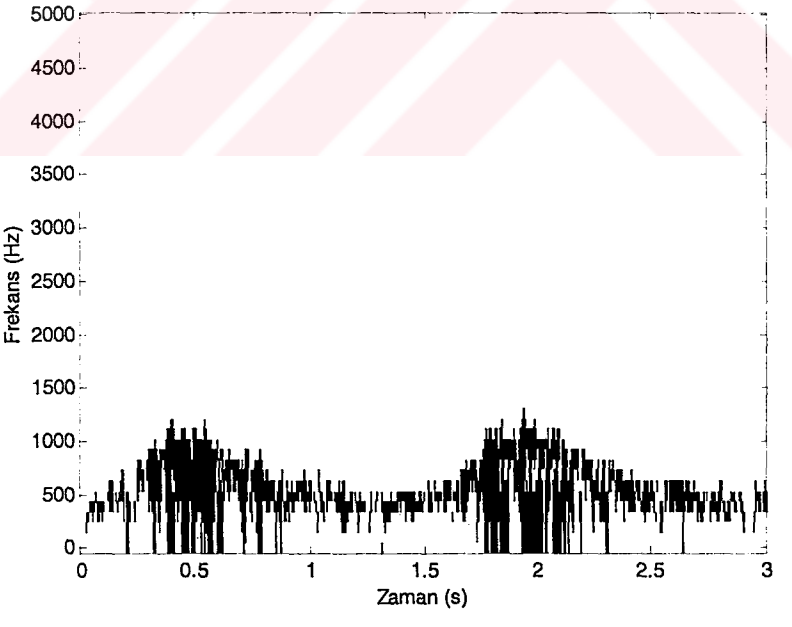
Şekil 3.30. 33 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 6) alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin ARMA metodu ile elde edilen sonogramı



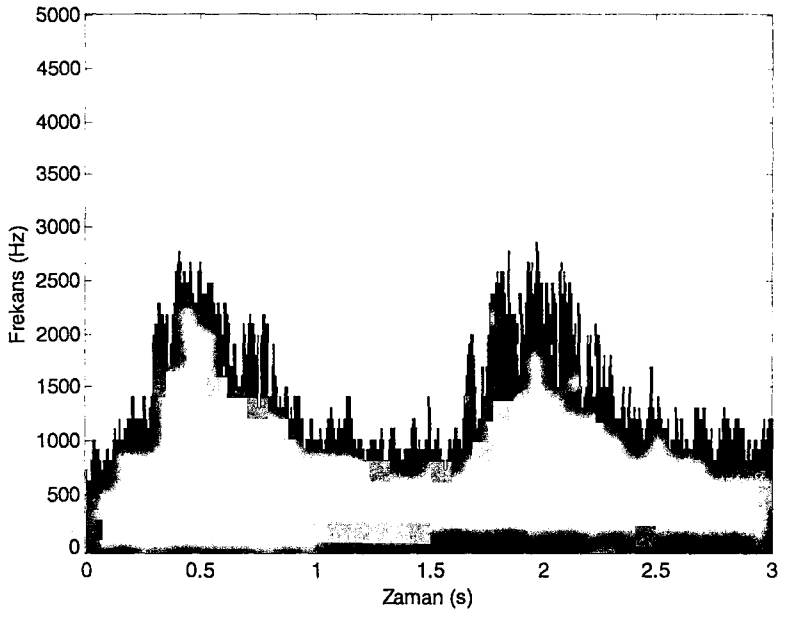
Şekil 3.31. 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 9) daralma sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD metodu ile elde edilen sonogramı



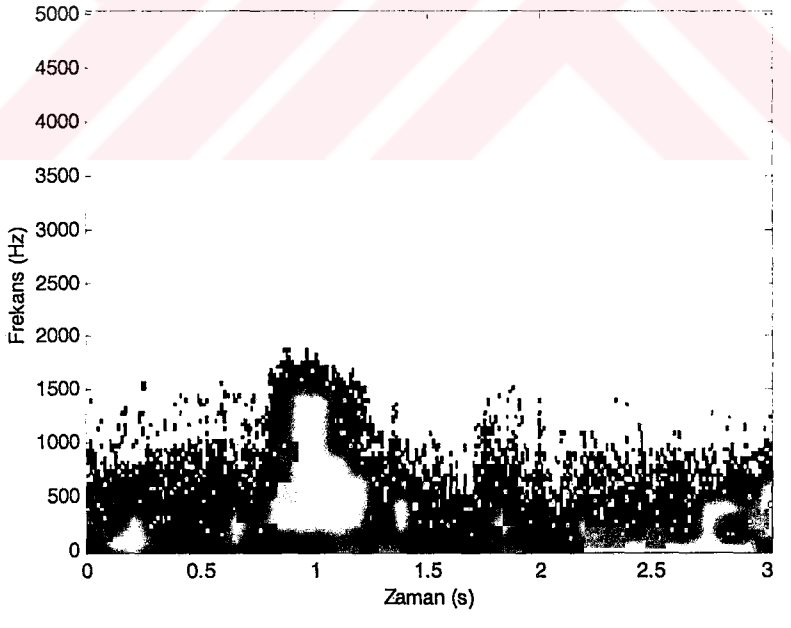
Şekil 3.32. 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 9) daralma sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR metodu ile elde edilen sonogramı



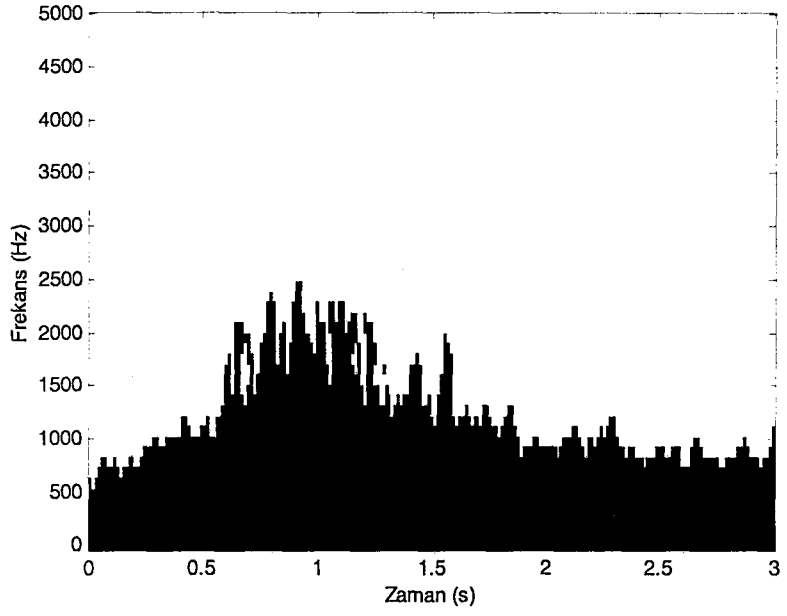
Şekil 3.33. 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 9) daralma sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin MA metodu ile elde edilen sonogramı



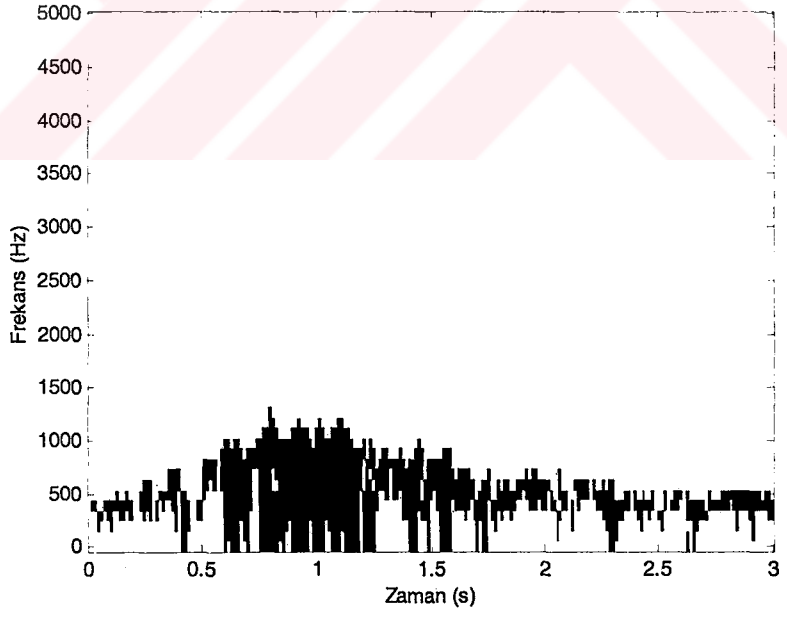
Şekil 3.34. 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 9) daralma sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin ARMA metodu ile elde edilen sonogramı



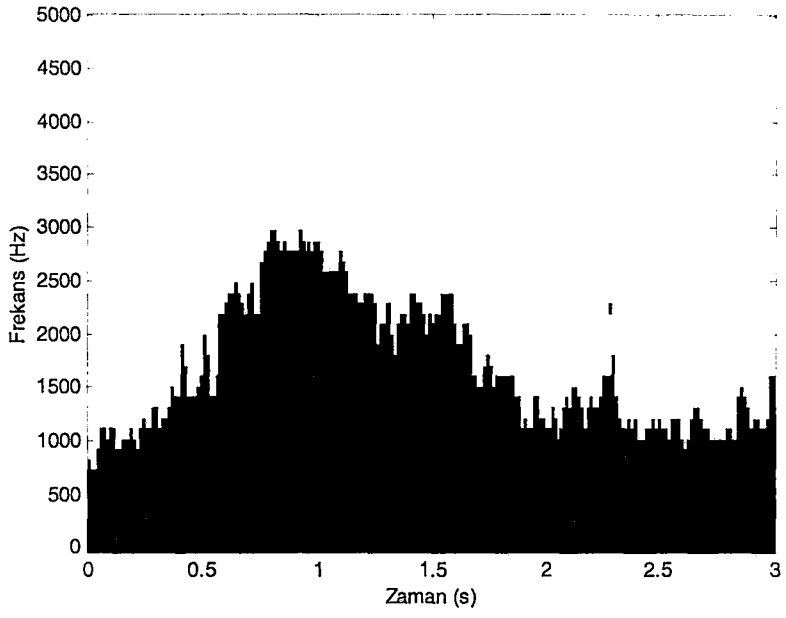
Şekil 3.35. 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiden (kişi no: 14) tıkanıklık sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin HFD metodu ile elde edilen sonogramı



Şekil 3.36. 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiden (kişi no: 14) tıkanıklık sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin AR metodu ile elde edilen sonogramı



Şekil 3.37. 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiden (kişi no: 14) tıkanıklık sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin MA metodu ile elde edilen sonogramı



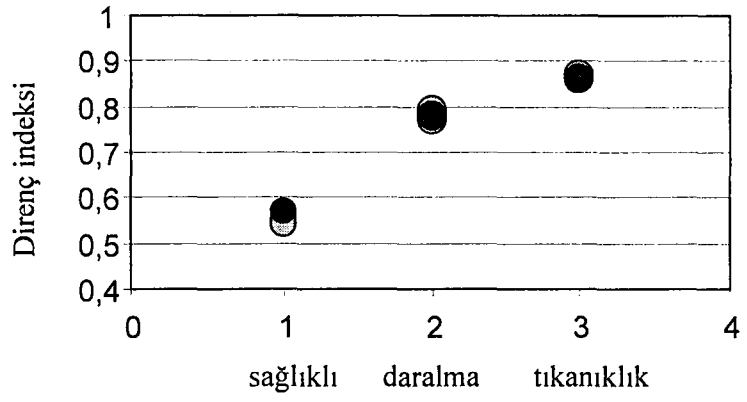
Şekil 3.38. 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiden (kişi no: 14) tıkanıklık sonrasındaki 2 cm uzaklıktan alınan iç karotid atardamar Doppler işaretinin ARMA metodu ile elde edilen sonogramı

Eş. 3.1 ve 3.2'de verilen direnç indeksi ve darbe indeksi, sonogramlardan çıkarılan, hastalığın varlığı ile ilgili bilgi veren indekslerdendir. Sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar direnç ve darbe indekslerinin karşılaştırılmasında bağımsız-örnekler t-testi kullanılmıştır. Bu çalışmada, t-testleri istatistiksel program paketi SPSS ile gerçekleştirilmiştir. İstatistiksel anlamlılık seviyesi $p = 0.05$ olarak alınmıştır. Bağımsız-örnekler t-testlerinin sonuçları, sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar direnç ve darbe indeksleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu göstermiştir. Sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan 12 farklı kişinin iç karotid atardamar direnç ve darbe indeksleri Çizelge 3.20'de verilmektedir. Çizelge 3.20, Şekil 3.39 ve Şekil 3.40'tan sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar direnç ve darbe indekslerinde örtüşme olmadığı görülmektedir.

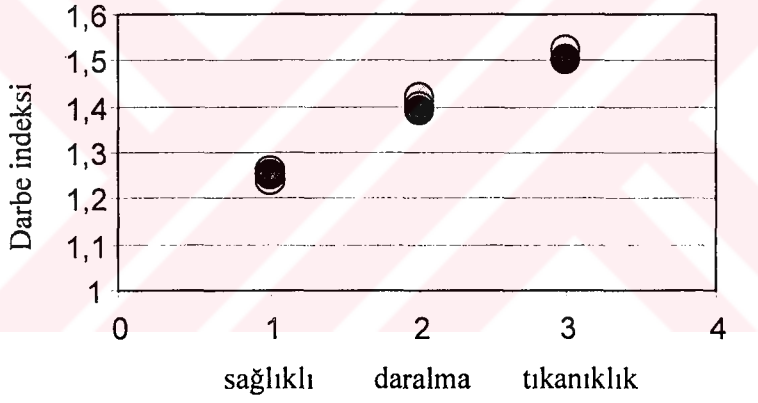
Şekil 3.27, 3.31 ve 3.35'teki HFD metodu ve Şekil 3.29, 3.33 ve 3.37'deki MA metodu ile elde edilen iç karotid atardamar Doppler sonogramlarında sistol ve diyastol belirgin olmadığından dolayı direnç indeksini ve darbe indeksini hesaplamak zor olmaktadır. Diğer taraftan, Şekil 3.28, 3.32 ve 3.36'daki AR metodu ve Şekil 3.30, 3.34 ve 3.38'deki ARMA metodu ile elde edilen iç karotid atardamar Doppler sonogramları HFD ve MA sonogramlarından daha belirgindir ve bundan dolayı AR ve ARMA metodlarının sonogramlarından direnç indeksini ve darbe indeksini hesaplamak daha kolay olmaktadır. Açık ve belirgin spektrumların ve sonogramların elde edilebildiği AR ve ARMA metodları iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun bulunmuştur (61).

Çizelge 3.20. Sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan 12 farklı kişinin iç karotid atardamar direnç ve darbe indeksleri

Kişi No	Durumu	Direnç indeksi	Darbe indeksi
10	sağlıklı	0,55	1,25
16	daralma	0,80	1,40
23	tıkanıklık	0,85	1,51
32	sağlıklı	0,56	1,27
37	daralma	0,79	1,39
45	tıkanıklık	0,86	1,52
53	sağlıklı	0,57	1,26
61	daralma	0,78	1,38
68	tıkanıklık	0,87	1,52
76	sağlıklı	0.55	1.24
85	daralma	0,77	1,38
92	tıkanıklık	0,86	1,51



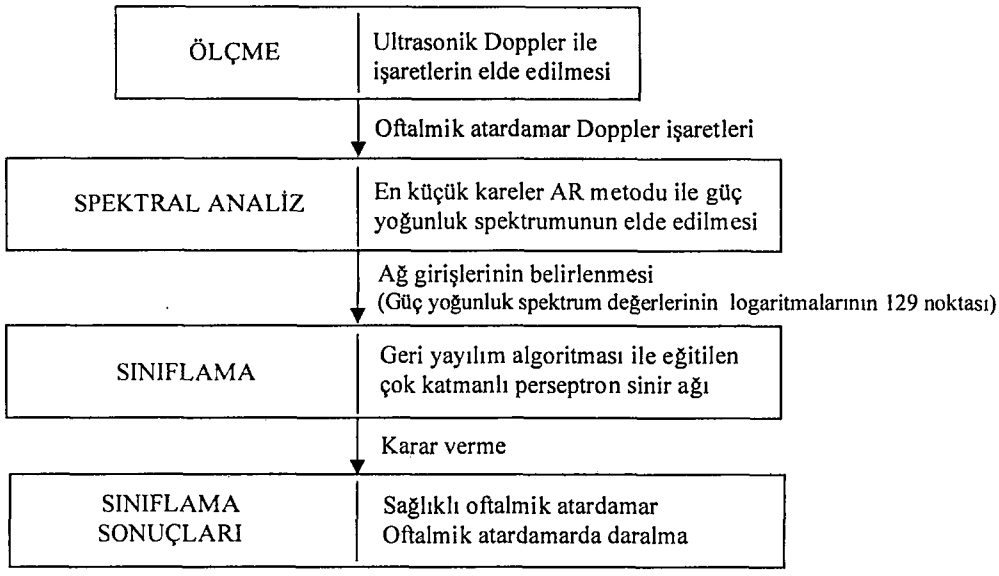
Şekil 3.39. Sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar direnç indeksleri



Şekil 3.40. Sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar darbe indeksleri

3.4. Geri Yayılım Yapay Sinir Ağı ile Oftalmik Atardamar Doppler İşaretlerinin Sınıflandırılması: Oftalmik Atardamar Daralmasının Tespiti

Bu çalışmada gerçekleştirilen sınıflama dört işlemden oluşmaktadır: (i) oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin elde edilmesi, (ii) spektral analiz (ağ girişlerinin belirlenmesi), (iii) geri yayılım eğitim algoritmasının kullanıldığı çok katmanlı perseptron sinir ağı ile sınıflama, (iv) sınıflama sonuçları (Şekil 3.41).



Şekil 3.41. Oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılmasında gerçekleştirilen işlemler

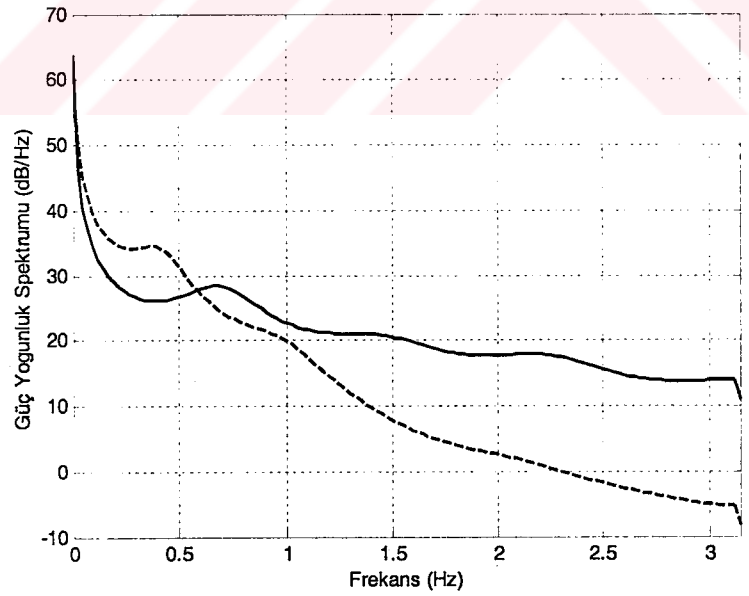
Bu işlemlerden ultrasonik Doppler ile oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin elde edilmesi 3.1 kısmında anlatıldığı şekilde yapılmıştır (Şekil 3.1). Bu çalışmada, 57'si sağlıklı, 48'i oftalmik atardamar daralmasından rahatsız olan toplam 105 kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılması geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı ile yapılmıştır (103).

3.4.1. Ağ girişlerinin belirlenmesi

Şekil sınıflama problemlerinde, şekli temsil eden ve en iyi şekilde tanımlayan özelliklerin çıkarılması gerekmektedir. Ayrıca, çıkarılan özelliklerin şeklin önemli bilgilerini içeriyor olmasına dikkat edilmelidir. Ağ girişlerinin belirlenmesinde özellik çıkarma önemlidir çünkü şekli tam olarak tanımlamayan özelliklerin ağ girişi olarak kullanılması durumunda sınıflama başarılı olamamaktadır.

Bu çalışmada, oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrum değerleri ağ girişi olarak kullanılmıştır. Yapılan çalışmaların sonuçları, en küçük kareler AR metodunun oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun olduğunu göstermektedir (59, 60). Bundan dolayı, oftalmik atardamar Doppler

işaretlerinin güç yoğunluk spektrum kestirimleri en küçük kareler AR metodu ile elde edilmiştir. 30 yaşındaki sağlıklı olan kişiden (kişi no: 7) ve 33 yaşındaki oftalmik atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 12) alınan oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları Şekil 3.42'de görülmektedir. Sağlıklı kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrum değerleri arasındaki korelasyon katsayısı SPSS program paketi ile hesaplanmıştır. Aynı şekilde, oftalmik atardamar daralması olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrum değerleri arasındaki korelasyon katsayısı hesaplanmıştır. Sağlıklı kişiler için hesaplanan korelasyon katsayıları [0,915 - 0,997] aralığında değişmekte ve sağlıklı kişilerin Doppler güç yoğunluk spektrum değerleri arasında pozitif doğrusal korelasyon olduğunu göstermektedir. Oftalmik atardamar daralması olan kişiler için hesaplanan korelasyon katsayıları [0,921 - 0,995] aralığında değişmekte ve oftalmik atardamar daralması olan kişilerin Doppler güç yoğunluk spektrum değerleri arasında pozitif doğrusal korelasyon olduğunu göstermektedir. Bundan dolayı, her kişiye ait oftalmik atardamar Doppler işaretinin güç yoğunluk spektrum değerlerinin logaritmalarının 129 noktası ağ girişi olarak kullanılmıştır.



Şekil 3.42. Oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları: (—) 30 yaşındaki sağlıklı kişi (kişi no: 7), (---) 33 yaşındaki oftalmik atardamar daralması olan kişi (kişi no: 12)

Ağın çıkış vektörleri şu şekilde tanımlanmıştır:

[0 1] = sağlıklı oftalmik atardamar

[1 0] = oftalmik atardamarda daralma

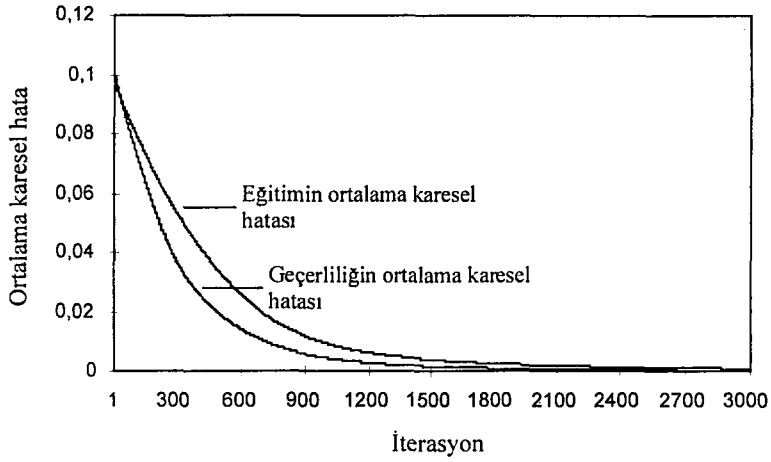
3.4.2. Geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağının performansı

Geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı 2.5 kısmında açıklanmıştır. Geri yayılım eğitim algoritmasındaki öğrenme ve momentum katsayılarının değerleri deneysel olarak belirlenmiştir. Öğrenme katsayısı (α) 0,1 ve momentum katsayısı (μ) 0,2 olarak alınmıştır. Ağın başarısı, ağın eğitimi ve testi için kullanılan veri sayısına bağlı olarak değişir. Bu çalışmada, 57'si sağlıklı, 48'i oftalmik atardamar daralmasından rahatsız olan toplam 105 kişiden oluşan veri tabanından 55'i ağın eğitimi için geriye kalanı ise ağın testi için kullanılmıştır. Ağın daha iyi genelleme yapmasını sağlamak için eğitimde kullanılan 55 kişiden 10 kişi geçerlilik verisi olarak kullanılmıştır. Ağın başarısını belirlemek için eğitim performansı ve test performansı yapılmıştır.

3.4.2.1. Geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağının eğitim performansı

Ağın eğitilmesi sırasında çıkış ile istenilen sonuç arasındaki farkın azaltılması için ağırlıklar sürekli olarak değişir. Ortalama karesel hata eğrisi, eğitim iterasyonları boyunca ağın çıkışı ile istenilen sonuç arasındaki farkın karesini gösterir (Şekil 3.43). Ağın fazla eğitilmesi durumunda ağın genelleştirme yapması zorlaşır. Ağın eğitimini durdurmak için geçerlilik kriteri kullanılır. Şekil 3.43'te eğitim ve geçerlilikteki hata aynı grafik üzerinde görülmektedir. Geçerlilikteki hatanın artması durumunda iyi bir genelleştirme elde edilebilmesi için ağın eğitimi durdurulmalıdır. Çizelge 3.21'den görüldüğü gibi, bu çalışmada eğitim 3000 iterasyonda yapılmıştır ve iterasyon sayısı geçerliliğe göre belirlenmiştir. Şekil 3.43 incelendiğinde ortalama karesel hata

eğrilerinin 3000 iterasyonda sıfıra yaklaştığı görülür ve bundan dolayı ağın eğitimi 3000 iterasyonda başarılı bulunmuştur.



Şekil 3.43. Ağın eğitim ve geçerliliğinin ortalama karesel hata eğrileri

Çizelge 3.21. Ağın eğitim ve geçerliliğinin ortalama karesel hataları

	Eğitim	Geçerlilik
İterasyon	3000	3000
Minimum ortalama karesel hata	0,00086	0,00023
Son ortalama karesel hata	0,00086	0,00023

3.4.2.2. Geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağının test performansı

Ağın eğitiminden sonra test verileri kullanılarak ağın testi yapılmıştır. Başarılı eğitim ve doğru ağ topolojisinden (Şekil 2.31) dolayı ağın test performansı yüksek bulunmuştur. Ağın test performansı, sınıflama sonuçları, test performans parametrelerinin değerleri ve regresyon analizi ile belirlenmiştir. Çizelge 3.22'de sınıflama sonuçları ve Çizelge 3.23'te test performans parametrelerinin değerleri verilmiştir. Çizelge 3.22'deki sonuçlara göre sağlıklı kişilerden 3 tanesi oftalmik atardamar daralması olan kişi olarak sınıflandırılırken; oftalmik atardamar daralması olan kişilerden 2 tanesi sağlıklı olarak sınıflandırılmıştır. Çizelge 3.23'teki test

performans parametrelerinin değerlerine göre ortalama karesel hatanın ve ortalama mutlak hatanın düşük olmasından ve korelasyon katsayısının 1'e yakın olmasından dolayı test performansının yüksek olduğu belirtilebilir. Korelasyon katsayısının 1'e yakın olması durumunda, ağ çıkışı ile istenilen çıkış arasında pozitif doğrusal korelasyon vardır ve değişimleri aynı miktarda olmaktadır.

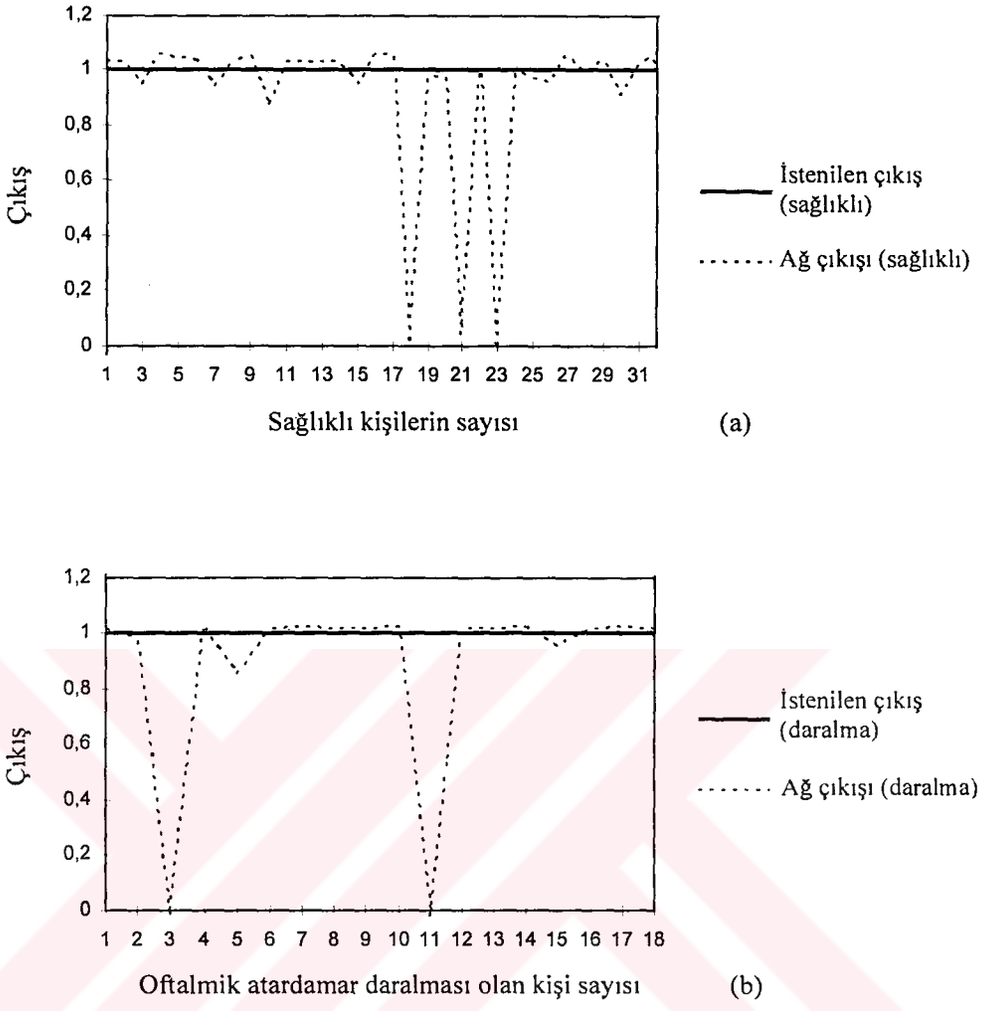
Çizelge 3.22. Sınıflama sonuçları

Çıkış/İstenen	Sağlıklı	Daralma
Sağlıklı	29	2
Daralma	3	16

Çizelge 3.23. Test performans parametrelerinin değerleri

Performans	Sağlıklı	Daralma
Ortalama karesel hata	0,17497	0,17773
Ortalama mutlak hata	0,21153	0,21601
Korelasyon katsayısı	0,91	0,87

Ağın test performansının belirlenmesinde ağ çıkışı ile istenilen çıkışın aynı grafik üzerinde gösterilmesi regresyon analizi olarak adlandırılır. Sağlıklı ve oftalmik atardamar daralması olan kişiler için elde edilen ağ çıkışları ve istenilen çıkışlar Şekil 3.44a ve 3.44b'de görülmektedir. İstenilen çıkışlar ve ağ çıkışları 0 ile 1 arasında değişmektedir. Şekil 3.44a incelendiğinde 32 sağlıklı kişiye ait istenilen çıkışın 1 olduğu görülmektedir. Sağlıklı kişilerden 3 kişi hariç diğerlerinin ağ çıkışları 1 etrafında değişmektedir. Bu 3 sağlıklı kişiye ait ağ çıkışları ise 0'dır ve bu durum ağın 32 sağlıklı kişiden 3 kişiyi yanlış sınıflandırdığını göstermektedir. Aynı şekilde Şekil 3.44b incelendiğinde 18 oftalmik atardamar daralması olan kişiye ait istenilen çıkışın 1 olduğu görülmektedir. Oftalmik atardamar daralması olan kişilerden 2 kişi hariç diğerlerinin ağ çıkışları 1 etrafında değişmektedir. Bu 2 oftalmik atardamar daralması olan kişiye ait ağ çıkışları ise 0'dır ve bu durum ağın 18 oftalmik atardamar daralması olan kişiden 2 kişiyi yanlış sınıflandırdığını göstermektedir.



Şekil 3.44. Regresyon: (a) İstenilen çıkış (sağlıklı) ve ağ çıkışı (sağlıklı), (b) İstenilen çıkış (daralma) ve ağ çıkışı (daralma)

Sınıflamanın performansı aşağıda verilen istatistiksel parametreler kullanılarak hesaplanmıştır:

Duyarlılık: doğru sınıflandırılmış daralma olan kişi sayısı / toplam daralma olan kişi sayısı

Belirlilik: doğru sınıflandırılmış sağlıklı kişi sayısı / toplam sağlıklı kişi sayısı

Doğruluk: doğru sınıflandırılmış kişi sayısı / toplam kişi sayısı

Bu istatistiksel parametreler ile elde edilen sonuçlar Çizelge 3.24'te verilmiştir.

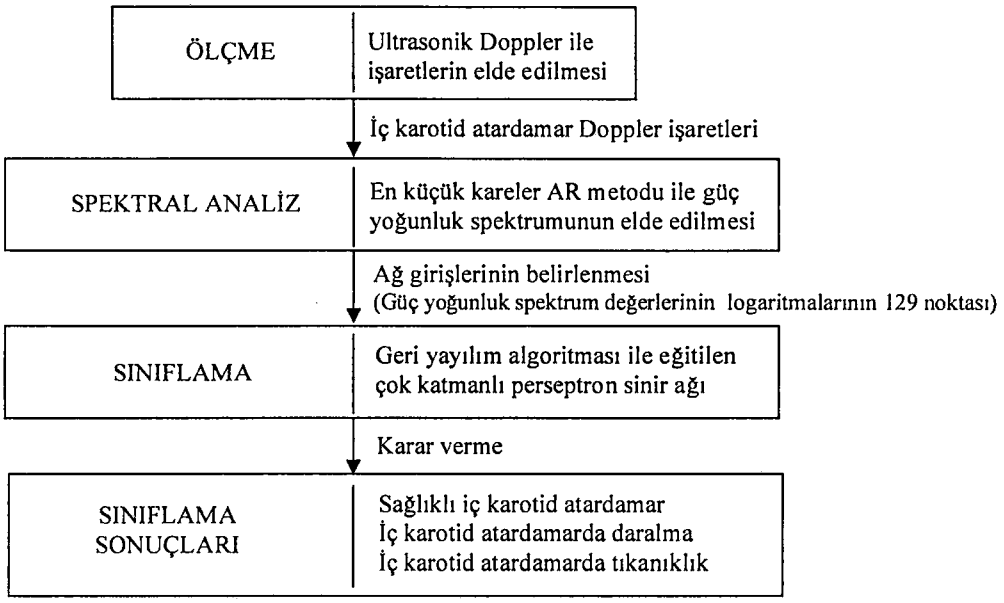
Çizelge 3.24. İstatistiksel sonuçlar

İstatistiksel parametre	Değeri
Duyarlılık	%88,89
Belirlilik	%90,63
Doğruluk	%90,00

Çizelge 3.24'teki sonuçlar, sağlıklı kişilerin %90,63 doğrulukla, oftalmik atardamar daralması olan kişilerin ise %88,89 doğrulukla sınıflandırıldığını göstermektedir. Sağlıklı ve oftalmik atardamar daralması olan kişilerin %90,00 doğrulukla sınıflandırıldığı görülmektedir. Sonuç olarak, geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağının oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılmasında başarılı olduğu görülmüştür (103).

3.5. Geri Yayılım Yapay Sinir Ağı ile İç Karotid Atardamar Doppler İşaretlerinin Sınıflandırılması: İç Karotid Atardamar Daralma ve Tıkanıklığının Tespiti

Bu çalışmada gerçekleştirilen sınıflama dört işlemden oluşmaktadır: (i) iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin elde edilmesi, (ii) spektral analiz (ağ girişlerinin belirlenmesi), (iii) geri yayılım eğitim algoritmasının kullanıldığı çok katmanlı perseptron sinir ağı ile sınıflama, (iv) sınıflama sonuçları (Şekil 3.45). Bu işlemlerden ultrasonik Doppler ile iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin elde edilmesi 3.3 kısmında anlatıldığı şekilde yapılmıştır (Şekil 3.1). Bu çalışmada, 41'i sağlıklı, 45'i iç karotid atardamar daralmasından ve 44'ü iç karotid atardamar tıkanıklığından rahatsız olan toplam 130 kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılması geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı ile yapılmıştır (104).

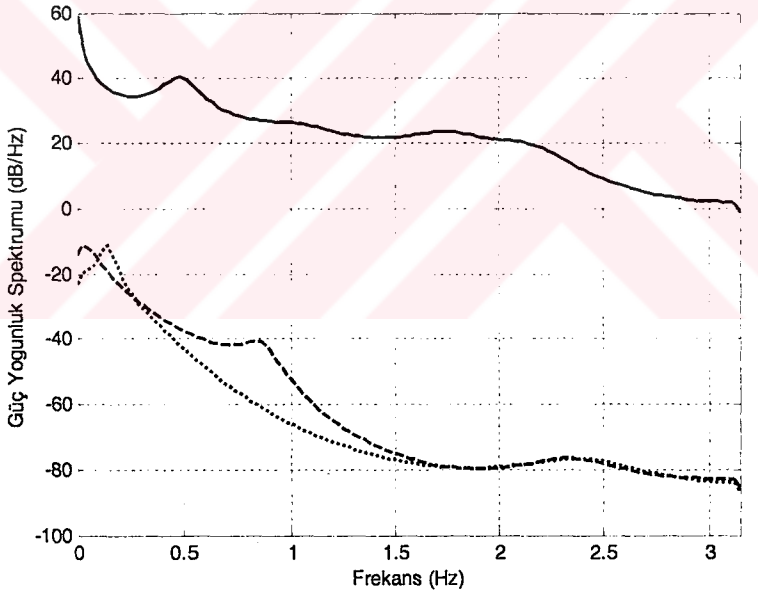


Şekil 3.45. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılmasında gerçekleştirilen işlemler

3.5.1. Ağ girişlerinin belirlenmesi

3.4.1 kısmında açıklanan nedenlerden dolayı ağ girişlerinin belirlenmesinde özellik çıkarma önemlidir. Bu çalışmada, iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrum değerleri ağ girişi olarak kullanılmıştır. Yapılan çalışmaların sonuçları, en küçük kareler AR metodunun iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun olduğunu göstermektedir (61). Bundan dolayı, iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrum kestirimleri en küçük kareler AR metodu ile elde edilmiştir. 33 yaşındaki sağlıklı olan kişiden (kişi no: 6), 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 9) ve 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiden (kişi no: 14) alınan iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları Şekil 3.46'da görülmektedir. Sağlıklı kişilerin iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrum değerleri arasındaki korelasyon katsayısı SPSS program paketi ile hesaplanmıştır. Aynı şekilde, iç karotid atardamar daralması ve iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrum değerleri

arasındaki korelasyon katsayısı hesaplanmıştır. Sağlıklı kişiler için hesaplanan korelasyon katsayıları [0,905 - 0,997] aralığında değişmekte ve sağlıklı kişilerin Doppler güç yoğunluk spektrum değerleri arasında pozitif doğrusal korelasyon olduğunu göstermektedir. İç karotid atardamar daralması olan kişiler için hesaplanan korelasyon katsayıları [0,924 - 0,995] aralığında değişmekte ve iç karotid atardamar daralması olan kişilerin Doppler güç yoğunluk spektrum değerleri arasında pozitif doğrusal korelasyon olduğunu göstermektedir. İç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiler için hesaplanan korelasyon katsayıları [0,911 - 0,992] aralığında değişmekte ve iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişilerin Doppler güç yoğunluk spektrum değerleri arasında pozitif doğrusal korelasyon olduğunu göstermektedir. Bundan dolayı, her kişiye ait iç karotid atardamar Doppler işaretinin güç yoğunluk spektrum değerlerinin logaritmalarının 129 noktası ağ girişi olarak kullanılmıştır.



Şekil 3.46. İç karotid atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları: (—) 33 yaşındaki sağlıklı kişi (kişi no: 6), (---) 35 yaşındaki iç karotid atardamar daralması olan kişi (kişi no: 9), (.....) 37 yaşındaki iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişi (kişi no: 14)

Ağın çıkış vektörleri şu şekilde tanımlanmıştır:
[0 0 1] = sağlıklı iç karotid atardamar
[0 1 0] = iç karotid atardamarda daralma
[1 0 0] = iç karotid atardamarda tıkanıklık

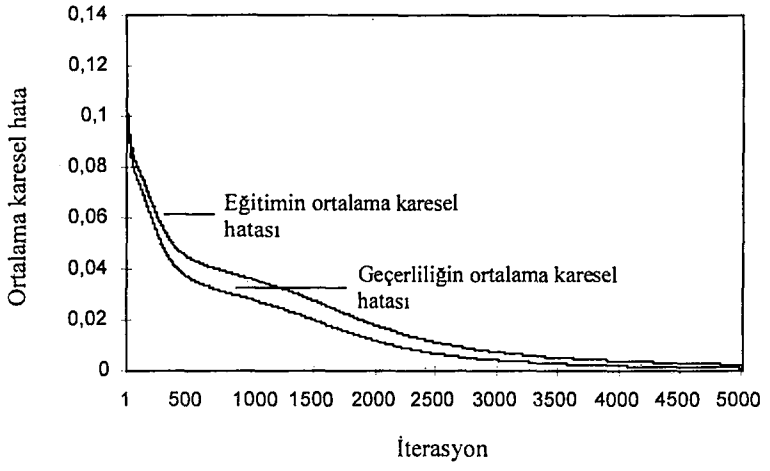
3.5.2. Geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağının performansı

Geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı 2.5 kısmında açıklanmıştır. Geri yayılım eğitim algoritmasındaki öğrenme ve momentum katsayılarının değerleri deneysel olarak belirlenmiştir. Öğrenme katsayısı (α) 0,1 ve momentum katsayısı (μ) 0,2 olarak alınmıştır. Ağın başarısı, ağın eğitimi ve testi için kullanılan veri sayısına bağlı olarak değişir. Bu çalışmada, 41'i sağlıklı, 45'i iç karotid atardamar daralmasından ve 44'ü iç karotid atardamar tıkanıklığından rahatsız olan toplam 130 kişiden oluşan veri tabanından 62'si ağın eğitimi için geriye kalanı ise ağın testi için kullanılmıştır. Ağın daha iyi genelleme yapmasını sağlamak için eğitimde kullanılan 62 kişiden 15 kişi geçerlilik verisi olarak kullanılmıştır. Ağın başarısını belirlemek için eğitim performansı ve test performansı yapılmıştır.

3.5.2.1. Geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağının eğitim performansı

Ağın eğitilmesi sırasında çıkış ile istenilen sonuç arasındaki farkın azaltılması için ağırlıklar sürekli olarak değişir. Ortalama karesel hata eğrisi, eğitim iterasyonları boyunca ağın çıkışı ile istenilen sonuç arasındaki farkın karesini gösterir (Şekil 3.47). Ağın fazla eğitilmesi durumunda ağın genelleştirme yapması zorlaşır. Ağın eğitimini durdurmak için geçerlilik kriteri kullanılır. Şekil 3.47'de eğitim ve geçerlilikteki hata aynı grafik üzerinde görülmektedir. Geçerlilikteki hatanın artması durumunda iyi bir genelleştirme elde edilebilmesi için ağın eğitimi durdurulmalıdır. Çizelge 3.25'ten görüldüğü gibi, bu çalışmada eğitim 5000 iterasyonda yapılmıştır ve iterasyon sayısı geçerliliğe göre belirlenmiştir. Şekil 3.47 incelendiğinde ortalama karesel hata

eğrilerinin 5000 iterasyonda sıfıra yaklaştığı görülür ve bundan dolayı ağın eğitimi 5000 iterasyonda başarılı bulunmuştur.



Şekil 3.47. Ağın eğitim ve geçerliliğinin ortalama karesel hata eğrileri

Çizelge 3.25. Ağın eğitim ve geçerliliğinin ortalama karesel hataları

	Eğitim	Geçerlilik
İterasyon	5000	5000
Minimum ortalama karesel hata	0,00241	0,00109
Son ortalama karesel hata	0,00241	0,00109

3.5.2.2. Geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağının test performansı

Ağın eğitiminden sonra test verileri kullanılarak ağın testi yapılmıştır. Başarılı eğitim ve doğru ağ topolojisinden (Şekil 2.31) dolayı ağın test performansı yüksek bulunmuştur. Ağın test performansı, sınıflama sonuçları, test performans parametrelerinin değerleri ve regresyon analizi ile belirlenmiştir. Çizelge 3.26'da sınıflama sonuçları ve Çizelge 3.27'de test performans parametrelerinin değerleri verilmiştir. Çizelge 3.26'daki sonuçlara göre sağlıklı kişilerden 1 tanesi iç karotid atardamar daralması olan kişi olarak sınıflandırılırken; iç karotid atardamar daralması olan kişilerden 2 tanesi iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişi olarak ve iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişilerden 2 tanesi iç karotid atardamar daralması olan kişi olarak sınıflandırılmıştır. Çizelge 3.27'deki test performans parametrelerinin

değerlerine göre ortalama karesel hatanın ve ortalama mutlak hatanın düşük olmasından ve korelasyon katsayısının 1'e yakın olmasından dolayı test performansının yüksek olduğu belirtilebilir.

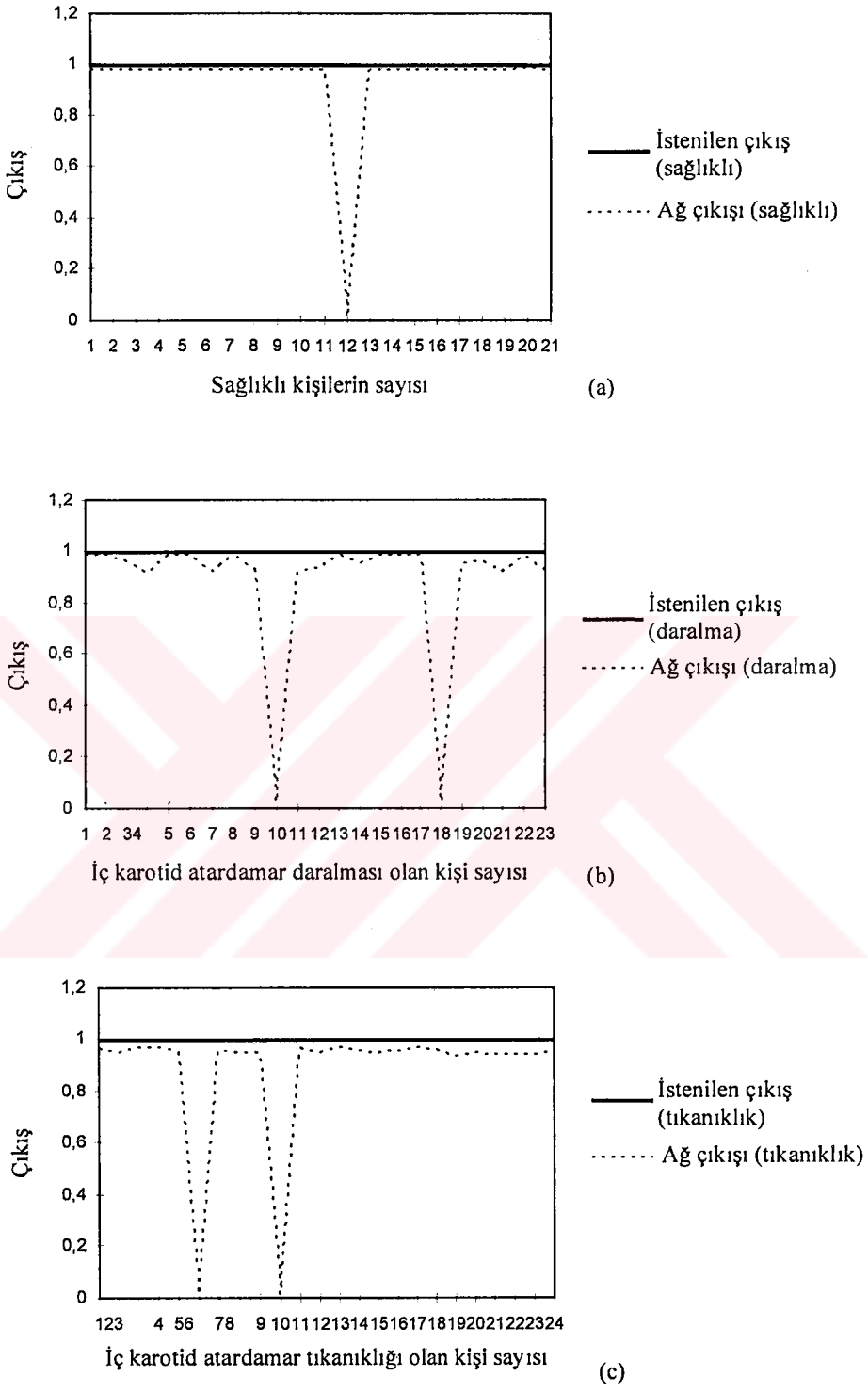
Çizelge 3.26. Sınıflama sonuçları

Çıkış/İstenen	Sağlıklı	Daralma	Tıkanıklık
Sağlıklı	20	0	0
Daralma	1	21	2
Tıkanıklık	0	2	22

Çizelge 3.27. Test performans parametrelerinin değerleri

Performans	Sağlıklı	Daralma	Tıkanıklık
Ortalama karesel hata	0,00505	0,11383	0,10627
Ortalama mutlak hata	0,20171	0,20873	0,20839
Korelasyon katsayısı	0,95	0,91	0,91

Regresyon analizinde, sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiler için elde edilen ağ çıkışları ve istenilen çıkışlar aynı grafik üzerinde sırası ile Şekil 3.48a, 3.48b ve 3.48c'de verilmektedir. İstenilen çıkışlar ve ağ çıkışları 0 ile 1 arasında değişmektedir. Şekil 3.48a incelendiğinde 21 sağlıklı kişiye ait istenilen çıkışın 1 olduğu görülmektedir. Sağlıklı kişilerden 1 kişi hariç diğerlerinin ağ çıkışları 1 etrafında değişmektedir. Bu 1 sağlıklı kişiye ait ağ çıkışı ise 0'dır ve bu durum ağın 21 sağlıklı kişiden 1 kişiyi yanlış sınıflandırdığını göstermektedir. Aynı şekilde Şekil 3.48b incelendiğinde 23 iç karotid atardamar daralması olan kişiye ait istenilen çıkışın 1 olduğu görülmektedir. İç karotid atardamar daralması olan kişilerden 2 kişi hariç diğerlerinin ağ çıkışları 1 etrafında değişmektedir. Bu 2 iç karotid atardamar daralması olan kişiye ait ağ çıkışları ise 0'dır ve bu durum ağın 23 iç karotid atardamar daralması olan kişiden 2 kişiyi yanlış sınıflandırdığını göstermektedir. Şekil 3.48c incelendiğinde 24 iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiye ait istenilen çıkışın 1 olduğu görülmektedir. İç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişilerden 2 kişi hariç diğerlerinin ağ çıkışları 1 etrafında değişmektedir. Bu 2 iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiye ait ağ çıkışları ise 0'dır ve bu durum ağın 24 iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişiden 2 kişiyi yanlış sınıflandırdığını göstermektedir.



Şekil 3.48. Regresyon: (a) İstenilen çıkış (sağlıklı) ve ağ çıkışı (sağlıklı),
(b) İstenilen çıkış (daralma) ve ağ çıkışı (daralma),
(c) İstenilen çıkış (tıkanıklık) ve ağ çıkışı (tıkanıklık)

Sınıflamanın performansı aşağıda verilen istatistiksel parametreler kullanılarak hesaplanmıştır:

Duyarlılık (daralma): doğru sınıflandırılmış daralma olan kişi sayısı / toplam daralma olan kişi sayısı

Duyarlılık (tıkanıklık): doğru sınıflandırılmış tıkanıklık olan kişi sayısı / toplam tıkanıklık olan kişi sayısı

Belirlilik: doğru sınıflandırılmış sağlıklı kişi sayısı / toplam sağlıklı kişi sayısı

Doğruluk: doğru sınıflandırılmış kişi sayısı / toplam kişi sayısı

Bu istatistiksel parametreler ile elde edilen sonuçlar Çizelge 3.28'de verilmiştir.

Çizelge 3.28. İstatistiksel sonuçlar

İstatistiksel parametre	Değeri
Duyarlılık (daralma)	%91,30
Duyarlılık (tıkanıklık)	%91,67
Belirlilik	%95,24
Doğruluk	%92,65

Çizelge 3.28'deki sonuçlar, sağlıklı kişilerin %95,24 doğrulukla, iç karotid atardamar daralması olan kişilerin ise %91,30 doğrulukla ve iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişilerin %91,67 doğrulukla sınıflandırıldığını göstermektedir. Sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişilerin %92,65 doğrulukla sınıflandırıldığı görülmektedir. Sonuç olarak, geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağının iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılmasında başarılı olduğu görülmüştür (104).

4. SONUÇ

Bu çalışmada, Behçet, üveit hastası olan kişilerden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin ve iç karotid atardamar daralmasından, tıkanıklığından rahatsız olan kişilerden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları ve sonogramları klasik ve model tabanlı spektral kestirim metodları ile elde edilmiştir. Bu metodlar, frekans çözünürlükleri ve hastalıkların belirlenmesindeki etkileri açısından karşılaştırılarak oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun olan spektral kestirim metodları tespit edilmiştir. Bu tür bir çalışma, literatürdeki ultrasonik Doppler işaretlerinin spektral analizi konusunda daha önce yapılmış olan çalışmalar arasında yer almamaktadır. Ayrıca, oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılması geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı ile yapılmıştır. Yapılan sınıflama ile oftalmik atardamar daralması, iç karotid atardamar daralması ve iç karotid atardamar tıkanıklığı tespit edilmiştir. Bu tür bir çalışma, literatürdeki ultrasonik Doppler işaretlerinin sinir ağları ile analizi konusunda daha önce yapılmış olan çalışmalar arasında yer almamaktadır.

Bu çalışmada, 34'ü Behçet hastası olan 86 kişiden oftalmik atardamar Doppler işaretleri alınmıştır. Klasik metodlardan Welch metodu, model tabanlı metodlardan Burg AR metodu ve en küçük kareler AR metodu kullanılarak Behçet hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları ve sonogramları elde edilmiştir. Burada, Welch metodu HFD algoritması ile hesaplandığı için HFD metodu olarak belirtilmiştir. Bu metodlar, frekans çözünürlükleri ve oftalmik atardamar hastalıklarından Behçet hastalığının belirlenmesindeki etkileri açısından karşılaştırılmıştır. Açık ve belirgin spektrumların ve sonogramların elde edilebildiği en küçük kareler AR metodu Behçet hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun ve yeterli bulunmuştur. Bu yüzden, Behçet hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için ARMA metodunun kullanılması gerekli görülmemiştir.

Bu çalışmada, 28'i üveit hastası olan 75 kişiden oftalmik atardamar Doppler işaretleri alınmıştır. Klasik metodlardan Welch metodu, model tabanlı metodlardan AR, MA, ARMA metodları kullanılarak üveit hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları ve sonogramları elde edilmiştir. Burada, Welch metodu HFD algoritması ile hesaplandığı için HFD metodu olarak belirtilmiştir. AR parametrelerinin kestirimleri için en küçük kareler metodu, ARMA parametrelerinin kestirimleri için en küçük kareler değiştirilmiş Yule-Walker metodu seçilmiştir. Bu metodlar, frekans çözünürlükleri ve oftalmik atardamar hastalıklarından üveit hastalığının belirlenmesindeki etkileri açısından karşılaştırılmıştır. Açık ve belirgin spektrumların ve sonogramların elde edilebildiği AR ve ARMA metodları üveit hastası olan kişilerin oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun bulunmuştur.

Bu çalışmada, 32'si iç karotid atardamar daralmasından, 25'i iç karotid atardamar tıkanıklığından rahatsız olan 97 kişiden iç karotid atardamar Doppler işaretleri alınmıştır. Atardamar daralma ve tıkanıklıklarında türbülans akış, ileri ve geri akışların aynı anda oluşması gibi akış bozuklukları gözlenir ve bu durumlardan dolayı spektral analiz için uygun yerin seçilmesi gereklidir. Bu yüzden, iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerde, iç karotid atardamar Doppler işaretleri daralma ve tıkanıklık sonrasındaki 2 cm uzaklıktan ölçülmüştür. Klasik metodlardan Welch metodu, model tabanlı metodlardan AR, MA, ARMA metodları kullanılarak iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları ve sonogramları elde edilmiştir. Burada, Welch metodu HFD algoritması ile hesaplandığı için HFD metodu olarak belirtilmiştir. AR parametrelerinin kestirimleri için en küçük kareler metodu, ARMA parametrelerinin kestirimleri için en küçük kareler değiştirilmiş Yule-Walker metodu seçilmiştir. Bu metodlar, frekans çözünürlükleri ve iç karotid atardamar hastalıklarından daralma ve tıkanıklığın belirlenmesindeki etkileri açısından karşılaştırılmıştır. Açık ve belirgin spektrumların ve sonogramların elde edilebildiği AR ve ARMA metodları iç karotid atardamar daralması ve tıkanıklığı olan kişilerin iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun bulunmuştur.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için frekans çözünürlükleri klasik metodların frekans çözünürlüklerinden daha yüksek olan model tabanlı metodlardan AR ve ARMA metodları uygun bulunmuştur. AR metodunda data tüm kutup filtrenin çıkışı olarak modellendiği için dar tepeleri bulunan spektrumların modellemesi AR metodu ile yapılmaktadır. Uygulamalarda dar bandlı spektrumlar ile daha fazla karşılaşıldığı için AR metodu zaman serilerinin modellemesinde en çok kullanılan spektral kestirim modelidir. Ayrıca, AR metodunda doğrusal denklemlerin çözülmesi ile AR parametrelerinin kestirimleri kolaylıkla yapılabilmektedir. AR parametrelerinin kestirimlerinin hesaplama kolaylığından dolayı AR parametrelerinin kestirimi için farklı kestirim metodları tanımlanmıştır. ARMA metodunda, data kutup-sıfır filtrenin çıkışı olarak modellendiği için keskin tepeleri ve derin çukurları olan spektrumların kestirimlerinde ARMA metodu kullanılmaktadır. Datanın gözlem gürültüsü ile bozulduğu durumlarda ARMA metodu en uygun metod olarak tespit edilmiştir. Bununla birlikte, ARMA metodunda AR ve MA parametrelerinin kestirimleri yapıldığı için hesaplama hızı AR metodunun hesaplama hızından düşüktür. Ayrıca, AR parametrelerinin kestirimi doğrusal denklemlerin çözülmesi ile kolaylıkla yapılmaktadır fakat ARMA parametrelerinin kestirim metodları maksimum olabilirliğe bağlıdır ve doğrusal olmayan denklemlerin çözümü gerekmektedir. Bu yüzden, ARMA parametrelerinin kestirimi için alt optimal olan metodlar üzerinde durulmuştur. Bu çalışmada, oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin AR ve ARMA metodları ile elde edilen güç yoğunluk spektrumlarının ve sonogramlarının birbirine benzer olduğu sonucuna varılmıştır. Bu durumda, hesaplama kolaylığı ve hesaplama hızının ARMA metodunun hesaplama hızından daha yüksek olması bakımından AR metodu oftalmik atardamar ve iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun ve yeterli bulunmuştur.

Bu çalışmada, 57'si sağlıklı, 48'i oftalmik atardamar daralmasından rahatsız olan toplam 105 kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılması geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı ile yapılmıştır. Yapılan çalışmaların sonuçları, en küçük kareler AR metodunun oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun olduğunu göstermektedir. Bundan

dolayı, her kişiye ait oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin en küçük kareler AR metodu ile elde edilen güç yoğunluk spektrum değerleri ağ girişi olarak kullanılmıştır. Sınıflama sonuçları ve istatistiksel parametrelerin değerleri, sağlıklı kişilerin %90,63 doğrulukla, oftalmik atardamar daralması olan kişilerin ise %88,89 doğrulukla sınıflandırıldığını göstermektedir. Ayrıca, sağlıklı ve oftalmik atardamar daralması olan kişilerin %90,00 doğrulukla sınıflandırıldığı belirlenmiştir. Sonuç olarak, geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağının oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılmasında başarılı olduğu tespit edilmiştir.

Bu çalışmada, 41'i sağlıklı, 45'i iç karotid atardamar daralmasından ve 44'ü iç karotid atardamar tıkanıklığından rahatsız olan toplam 130 kişiden alınan iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılması geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağı ile yapılmıştır. Yapılan çalışmaların sonuçları, en küçük kareler AR metodunun iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi için uygun olduğunu göstermektedir. Bundan dolayı, her kişiye ait iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin en küçük kareler AR metodu ile elde edilen güç yoğunluk spektrum değerleri ağ girişi olarak kullanılmıştır. Sınıflama sonuçları ve istatistiksel parametrelerin değerleri, sağlıklı kişilerin %95,24 doğrulukla, iç karotid atardamar daralması olan kişilerin ise %91,30 doğrulukla ve iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişilerin %91,67 doğrulukla sınıflandırıldığını göstermektedir. Ayrıca, sağlıklı, iç karotid atardamar daralması ve iç karotid atardamar tıkanıklığı olan kişilerin %92,65 doğrulukla sınıflandırıldığı belirlenmiştir. Sonuç olarak, geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı perseptron sinir ağının iç karotid atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılmasında başarılı olduğu tespit edilmiştir.

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. Kremkau, F.W., "Doppler Ultrasound Principles and Instruments", ***W.B. Saunders Company***, Philadelphia, 1-139 (1990).

3. Powis, R.L., Schwartz, R.A., "Practical Doppler Ultrasound for the Clinician", ***Williams & Wilkins***, Baltimore, 35-155 (1991).

4. Sigel, B., "A brief history of Doppler ultrasound in the diagnosis of peripheral vascular disease", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 24 (2): 169-176 (1998).

5. Satomura, S., "Study of flow patterns in peripheral arteries by ultrasonics", ***Journal of Acoustical Society of Japanese***, 15: 151-158 (1959).

6. Routh, H.F., "Doppler ultrasound", ***IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine***, 15 (6): 31-40 (1996).

7. Jones, S.A., "Fundamental sources of error and spectral broadening in Doppler ultrasound signals", ***Critical Reviews in Biomedical Engineering***, 21 (5): 399-483 (1993).

8. Fledelius, H.C., "Ultrasound in ophthalmology", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 23 (3): 365-375 (1997).

9. Oruc, S., Sener, E.C., "A comparative study on the effects of apraclonidine and timolol on the ophthalmic blood flow velocity waveforms", ***International Ophthalmology***, 23: 69-73 (1999).

10. Evans, D.H., Archer, L.N.J., Levene, M.I., "The detection of abnormal neonatal cerebral haemodynamics using principal component analysis of the Doppler ultrasound waveform", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 11 (3): 441-449 (1985).

11. Panerai, R.B., Kelsall, A.W.R., Rennie, J.M, Evans, D.H., "Analysis of cerebral blood flow autoregulation in neonates", ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 43 (8): 779-788 (1996).

12. Abramowicz, J.S., "Ultrasound contrast media and their use in obstetrics and gynecology", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 23 (9): 1287-1298 (1997).

13. Hoskins, P.R., "Peak velocity estimation in arterial stenosis models using colour vector Doppler", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 23 (6): 889-897 (1997).

14. Langlois, Y., Roederer, G.O., Chan, A., Phillips, D.J., Beach, K.W., Martin, D., Chikos, P.M., Strandness, D.E., "Evaluating carotid artery disease – The concordance between pulsed Doppler/spectrum analysis and angiography", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 9 (1): 51-63 (1983).

15. Müller, M., Ciccotti, P., Reiche, W., Hagen, T., "Comparison of color-flow Doppler scanning, power Doppler scanning, and frequency shift for assessment of carotid artery stenosis", ***Journal of Vascular Surgery***, 34 (6): 1090-1095 (2001).

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. Baxter, G.M., Aitchison, F., Sheppard, D., Moss, J.G., McLeod, M.J., Harden, P.N., Love, J.G., Robertson, M., Taylor, G., "Colour Doppler ultrasound in renal artery stenosis: intrarenal waveform analysis", ***The British Journal of Radiology***, 69: 810-815 (1996).

18. Allard, L., Cloutier, G., Guo, Z., Durand, L., "Review of the assessment of single level and multilevel arterial occlusive disease in lower limbs by duplex ultrasound", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 25 (4): 495-502 (1999).

19. 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).

20. Tortoli, P., Guidi, F., Guidi, G., Atzeni, C., "Spectral velocity profiles for detailed ultrasound flow analysis", ***IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control***, 43 (4): 654-659 (1996).

21. Markou, C.P., Ku, D.N., "Accuracy of velocity and shear rate measurements using pulsed Doppler ultrasound: A comparison of signal analysis techniques", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 17 (8): 803-814 (1991).

22. Lunt, M.J., "Accuracy and limitations of the ultrasonic Doppler blood velocimeters and zero crossing detector", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 2: 1-10 (1975).

23. Burns, P.N., "The Physical principles of Doppler and spectral analysis", ***Journal of Clinical Ultrasound***, 15 (9): 567-590 (1987).

24. Jensen, J.A., "Artifacts in blood velocity estimation using ultrasound and cross-correlation", ***Medical & Biological Engineering & Computing***, 32: 165-170 (1994).

25. Wells, P.N.T., Skidmore, R., "Doppler developments in the last quinquennium", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 11 (4): 613-623 (1985).

26. Kaneko, Z., "First steps in the development of the Doppler flowmeter", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 12 (3): 187-195 (1986).

27. Arbeille, Ph., Berson, M., Achaibou, F., Bodard, S., Locatelli, A., "Vascular resistance quantification in high flow resistance areas using the Doppler method", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 21 (3): 321-328 (1995).

28. Bascom, P.A.J., Cobbold, R.S.C., "Origin of the Doppler ultrasound spectrum from blood", ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 43 (6): 562-571 (1996).

29. Hoeks, A.P.G., Hennerici, M., Reneman, R.S., "Spectral composition of Doppler signals", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 17 (8): 751-760 (1991).

30. Aldis, G.K., Thompson, R.S., "Calculation of Doppler spectral power density functions", ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 39 (10): 1022-1031 (1992).

31. Hall, L.W., Clarke, K.W., "Spectral analysis as a method of quantitative interpretation of Doppler-shift signals", ***Cardiovascular Research***, 8: 796-800 (1974).

32. Blackshear, W.M., Phillips, D.J., Thiele, B.L., Hirsch, J.H., Chikos, P.M., Marinelli, M.R., Ward, K.J., Strandness, D.E., "Detection of carotid occlusive disease by ultrasonic imaging and pulsed Doppler spectrum analysis", ***Surgery***, 86 (5): 698-706 (1979).

33. Aukland, A., Hurlow, R.A., "Spectral analysis of Doppler ultrasound: its clinical application in lower limb ischaemia", ***British Journal of Surgery***, 69: 539-542 (1982).

34. 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).

35. Kimura, Y., Okamura, K., Yajima, A., "Spectral analysis of beat-to-beat intervals of the fetal heart obtained by Doppler ultrasound", ***Gynecologic and Obstetric Investigation***, 41: 5-9 (1996).

36. Kaluzynski, K., "Analysis of application possibilities of autoregressive modelling to Doppler blood flow signal spectral analysis", ***Medical & Biological Engineering & Computing***, 25: 373-376 (1987).

37. 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).

38. 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).

39. 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).

40. 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).

41. Piechocki, M., Herment, A., Delouche, A., Dumee, Ph., Peronneau, P., "Smoothed power spectrum estimate applied for analysis of the Doppler signal from blood flow", ***Medical & Biological Engineering & Computing***, 29: 167-174 (1991).

42. 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).

43. 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).

44. Güler, İ., Kara, S., Yüksel, M.E., "Measurement of carotid Doppler spectra using autoregressive spectrum analyzer", ***Proceedings of the International Biomedical Engineering Days***, İstanbul, 93-95 (1992).

45. 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).

46. 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).

47. Kaluzynski, K., Palko, T., "Effect of method and parameters of spectral analysis on selected indices of simulated Doppler spectra", ***Medical & Biological Engineering & Computing***, 31: 249-256 (1993).

48. 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***, 145-148 (1994).

49. Wear, K.A., Wagner, R.F., Garra, B.S., "High resolution ultrasonic backscatter coefficient estimation based on autoregressive spectral estimation using Burg's algorithm", ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 13 (3): 500-507 (1994).

50. Marasek, K., Nowicki, A., "Comparison of the performance of three maximum Doppler frequency estimators coupled with different spectral estimation methods", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 20 (7): 629-638 (1994).

51. Fort, A., Masotti, L., Rocchi, S., Vignoli, V., Tommaso, M.D., Consoli, C., Branconi, F., "Parametric spectral analysis of umbilical artery Doppler signals for fetal heart rate variability evaluation", ***European Journal of Ultrasound***, 2: 321-328 (1995).

52. 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).

53. 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).

54. 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).

55. 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).

56. Keeton, P.I.J., Schlindwein, F.S., Evans, D.H., "A study of the spectral broadening of simulated Doppler signals using FFT and AR modelling", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 23 (7): 1033-1045 (1997).

57. Keeton, P.I.J., Schlindwein, F.S., "Spectral broadening of clinical Doppler signals using FFT and autoregressive modelling", ***European Journal of Ultrasound***, 7: 209-218 (1998).

58. Ruano, M.G., "Numerical techniques for modeling Doppler ultrasound spectra systems", ***Journal of Computational Acoustics***, 9 (3): 805-814 (2001).

59. 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).

60. 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).

61. 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***, (2003, baskıda).

62. 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).

63. 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).

64. Übeyli, E.D., Güler, İ., "Atardamarlardaki daralma ve tıkanıklığın maksimum olabilirlik kestiriminin kullanıldığı AR metodu ile incelenmesi", ***Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi***, 16 (2): 375-385 (2003).

65. Kay, S.M., "Modern Spectral Estimation: Theory and Application", ***Prentice Hall***, Englewood Cliffs, New Jersey, 1-403 (1988).

66. Kay, S.M., "Fundamentals of Statistical Signal Processing Estimation Theory", ***Prentice Hall***, Englewood Cliffs, New Jersey, 1-286 (1993).

67. Helstrom, C.W., "Elements of Signal Detection and Estimation", ***Prentice Hall***, Englewood Cliffs, New Jersey, 1-332 (1995).

68. Proakis, J.G., Manolakis, D.G., "Digital Signal Processing Principles, Algorithms, and Applications", ***Prentice Hall***, Upper Saddle River, New Jersey, 852-960 (1996).

69. Stoica, P., Moses, R., "Introduction to Spectral Analysis", ***Prentice Hall***, Upper Saddle River, New Jersey, 1-126 (1997).

70. Kay, S.M., Marple, S.L., "Spectrum analysis – A modern perspective", ***Proceedings of the IEEE***, 69 (11): 1380-1419 (1981).

71. Schuster, A., "On the investigation of hidden periodicities with application to a supposed 26 day period of meteorological phenomena", ***Terrestrial Magnetism***, 3: 13-41 (1898).

72. Bartlett, M.S., "Smoothing periodograms from time-series with continuous spectra", ***Nature***, 161: 686-687 (1948).

73. 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).

74. 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 Transactions on Audio and Electroacoustics***, AU-15 (2): 70-73 (1967).

75. Yin, Y.Q., Krishnalah, P.R., "On some nonparametric methods for detection of the number of signals", ***IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing***, ASSP-35 (11): 1533-1538 (1987).

76. Zivanovic, M., Carlosena, A., "Nonparametric spectrum interpolation methods: A comparative study", ***IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement***, 50 (5): 1127-1132 (2001).

77. Parzen, E., "Some recent advances in time series modeling", ***IEEE Transactions on Automatic Control***, AC-19 (6): 723-730 (1974).

78. Cadzow, J.A., "Spectral estimation: An overdetermined rational model equation approach", ***Proceedings of the IEEE***, 70 (9): 907-939 (1982).

79. Marple, S.L., "A tutorial overview of modern spectral estimation", ***IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing***, 4: 2152-2157 (1989).

80. Haykin, S., "Neural Networks: A Comprehensive Foundation", ***Macmillan College Publishing Company***, New York, 1-60 (1994).

81. Basheer, I.A., Hajmeer, M., "Artificial neural networks: fundamentals, computing, design, and application", ***Journal of Microbiological Methods***, 43: 3-31 (2000).

82. Tafeit, E., Reibnegger, G., "Artificial neural networks in laboratory medicine and medical outcome prediction", ***Clinical Chemistry and Laboratory Medicine***, 37 (9): 845-853 (1999).

83. Lim, C.P., Harrison, R.F., Kennedy, R.L., "Application of autonomous neural network systems to medical pattern classification tasks", ***Artificial Intelligence in Medicine***, 11: 215-239 (1997).

84. Baxt, W.G., "Application of artificial neural networks to clinical medicine", ***Lancet***, 346: 1135-1138 (1995).

85. Chaudhuri, B.B., Bhattacharya, U., "Efficient training and improved performance of multilayer perceptron in pattern classification", ***Neurocomputing***, 34: 11-27 (2000).

86. Rumelhart, D.E., Hinton, G.E., Williams, R.J., "Learning representations by back-propagating errors", ***Nature***, 323: 533-536 (1986).

87. Yu, X., Efe, M.O., Kaynak, O., "A general backpropagation algorithm for feedforward neural networks learning", ***IEEE Transactions on Neural Networks***, 13 (1): 251-254 (2002).

88. Baxt, W.G., "Use of an artificial neural network for data analysis in clinical decision making: the diagnosis of acute coronary occlusion", ***Neural Computation***, 2: 480-489 (1990).

89. Allen, J., Murray, A., "Development of a neural network screening aid for diagnosing lower limb peripheral vascular disease from photoelectric plethysmography pulse waveforms", ***Physiological Measurement***, 14: 13-22 (1993).

90. Allen, J., Murray, A., "Prospective assessment of an artificial neural network for the detection of peripheral vascular disease from lower limb pulse waveforms", ***Physiological Measurement***, 16: 39-42 (1995).

91. Edenbrant, L., Heden, B., Pahlm, O., "Neural networks for analysis of ECG complexes", ***Journal of Electrocardiology***, 26: 66-73 (1993).

92. Hilera, J.R., Martinez, V.J., Mazo, M., "ECG signal processing with neural networks", ***International Journal of Uncertainty Fuzziness and Knowledge-Based Systems***, 3 (4): 419-430 (1995).

93. Prahadan, N., Sadasivan, P.K., Arunodaya, G.R., "Detection of seizure activity in EEG by an artificial neural network: a preliminary study", ***Computers and Biomedical Research***, 29 (4): 303-313 (1996).

94. Akay, M., "Non-invasive diagnosis of coronary artery disease using a neural network algorithm", ***Biological Cybernetics***, 67: 361-367 (1992).

95. Mobley, B.A., Schechter, E., Moore, W.E., McKee, P.A., Eichner, J.E., "Predictions of coronary artery stenosis by artificial neural network", ***Artificial Intelligence in Medicine***, 18: 187-203 (2000).

96. Abel, E.W., Zacharia, P.C., Forster, A., Farrow, T.L., "Neural network analysis of the EMG interference pattern", ***Medical Engineering & Physics***, 18 (1): 12-17 (1996).

97. Siebler, M., Rose, G., Sitzer, M., Bender, A., Steinmetz, R., "Real-time identification of cerebral microemboli with ultrasound feature detection by a neural network", ***Radiology***, 192: 739-742 (1994).

98. Baykal, N., Reggia, J.A., Yalabık, N., Erkmen, A., Beksaç, M.S., "Feature discovery and classification of Doppler umbilical artery blood flow velocity waveforms", ***Computers in Biology and Medicine***, 26 (6): 451-462 (1996).

99. Beksaç, M.S., Başaran, F., Eskiizmirliler, S., Erkmen, A.M., Yörükan, S., "A computerized diagnostic system for the interpretation of umbilical artery blood flow velocity waveforms", ***European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology***, 64: 37-42 (1996).

100. 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", ***International Journal of Clinical Monitoring and Computing***, 13: 85-91 (1996).

101. Wright, I.A., Gough, N.A.J., Rakebrandt, F., Wahab, M., Woodcock, J.P., "Neural network analysis of Doppler ultrasound blood flow signals: A pilot study", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 23 (5): 683-690 (1997).

102. Wright, I.A., Gough, N.A.J., "Artificial neural network analysis of common femoral artery Doppler shift signals: Classification of proximal disease", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 24 (5): 735-743 (1999).

103. Güler, İ, Übeyli, E.D., "Detection of ophthalmic artery stenosis by least-mean squares backpropagation neural network", ***Computers in Biology and Medicine***, 33 (4): 333-343 (2003).

104. Übeyli, E.D., Güler, İ., "Neural network analysis of internal carotid arterial Doppler signals: predictions of stenosis and occlusion", ***Expert Systems with Applications***, 25 (1): 1-13 (2003).

105. Jonkman, E.J., "Doppler research in the nineteenth century", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 6: 1-5 (1980).

106. White, D.N., "Johann Christian Doppler and his effect – a brief history", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 8: 583-591 (1982).

107. Shung, K.K., Cloutier, G., Lim, C.C., "The effects of hematocrit, shear rate, and turbulence on ultrasonic Doppler spectrum from blood", ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 39 (5): 462-469 (1992).

108. Johnston, K.W., Kassam, M., Cobbold, R.S.C., "Relationship between Doppler pulsatility index and direct femoral pressure measurements in the diagnosis of

aortoiliac occlusive disease", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 9 (3): 271-281 (1983).

109. Saini, V.D., Maulik, D., Nanda, N.C., Rosenzweig, M.S., "Computerized evaluation of blood flow measurement indices using Doppler ultrasound", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 9 (6): 657-660 (1983).

110. Shanmugan, S.K., Breipohl, A.M., "Random Signals", ***John Wiley & Sons Inc.***, New York, 475-615 (1988).

111. Papoulis, A., "Probability, Random Variables and Stochastic Processes", ***McGraw-Hill Inc.***, New York, 285-600 (1991).

112. Peebles, P.Z., "Probability, Random Variables and Random Signal Principles", ***McGraw-Hill Inc.***, New York, 163-232 (1993).

113. Schlindwein, F.S., Evans, D.H., "Selection of the order of autoregressive models for spectral analysis of Doppler ultrasound signals", ***Ultrasound in Medicine & Biology***, 16 (1): 81-91 (1990).

114. Akaike, H., "A new look at the statistical model identification", ***IEEE Transactions on Automatic Control***, AC-19: 716-723 (1974).

115. Armitage, P., Berry, G., "Statistical Methods in Medical Research", ***Blackwell Science Ltd.***, London, 1-172 (1994).

116. Übeyli, E.D., Güler, N.F., "Parametrik olmayan metodların performans analizi", ***Politeknik Dergisi***, 5 (1): 35-49 (2002).

117. Übeyli, E.D., Güler, İ., "Cramer-Rao alt sınırı ile AR metodunda parametre kestirim performansının analizi", ***Politeknik Dergisi***, 5 (1): 1-11 (2002).

118. Sando, S., Mitra, A., "On the Cramer-Rao bound for model-based spectral analysis", ***IEEE Signal Processing Letters***, 9 (2): 68-71 (2002).

119. Makhoul, J., "Linear prediction: A tutorial review", ***Proceedings of the IEEE***, 63: 561-580 (1975).

120. Burg, J.P., "Maximum entropy spectral analysis", ***Ph.D. thesis***, Stanford University, 1-45 (1975).

121. Kay, S.M., Makhoul, J., "On the statistics of the estimated reflection coefficients of an autoregressive process", ***IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing***, ASSP31: 1447-1455 (1983).

122. Kay, S.M., "Recursive maximum likelihood estimation of autoregressive processes", ***IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing***, ASSP31: 56-65 (1983).

123. Beex, A.A., Scharf, L.L., "Covariance sequence approximation for parametric spectrum modeling", ***IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing***, ASSP29: 1042-1052 (1981).

124. Cadzow, J.A., "High performance spectral estimation – A new ARMA method", ***IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing***, ASSP28: 524-529 (1980).

125. Güler, İ., Kıymık, M.K., Güler, N.F., "Order determination in autoregressive modeling of diastolic heart sounds", ***Journal of Medical Systems***, 20 (1): 11-17 (1996).

126. Kaluzynski, K., "Order selection in Doppler blood flow signal spectral analysis using autoregressive modelling", ***Medical & Biological Engineering & Computing***, 27: 89-92 (1989).

127. Aikimbaev, K., Guvenc, B., Canataroglu, A., Canataroglu, H., Baslamisli, F., Oguz, M., "Value of duplex and color Doppler ultrasonography in the evaluation of orbital vascular flow and resistance in sickle cell disease", ***American Journal of Hematology***, 67: 163-167 (2001).

128. Smith, R.E., Nozik, R.A., "Uveitis A Clinical Approach to Diagnosis and Management", ***Waverly Press, Inc.***, Baltimore, 1-52 (1983).

129. Dernouchamps, J.P., Verougstraete, C., Caspers-Velu, L., Tassignon, M.J., "Recent Advances in Uveitis", ***Kugler Publications***, Amsterdam, 15-53 (1993).

130. Baker, W.H., "Diagnosis and Treatment of Carotid Artery Disease", ***Futura Publishing Company, Inc.***, New York, 34-70 (1985).

131. Adams, H.P., "Handbook of Cerebrovascular Diseases", ***Marcel Dekker, Inc.***, New York, 59-180 (1993).

ÖZGEÇMİŞ

Elif Derya Übeyli, 06.03.1975 tarihinde Adana'da doğdu. 1996 yılında Çukurova Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliğinde Lisans, 1998 yılında Niğde Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim dalında Yüksek Lisans çalışmasını tamamladı. 1999 yılında Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim dalında Doktora çalışmasına başladı. Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümünde Haziran 2000 tarihinden itibaren Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktadır.