

658P3

T.C.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TRANSCRANIAL DOPPLER SİNYALLERİ
İÇİN EN İYİ SPEKTRAL ANALİZ
METODUNUN BELİRLENMESİ**

Fırat HARDALAÇ

DOKTORA TEZİ
ELEKTRİK - ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

T.C. YÜKSEK ÖĞRETİM KURULU
DOKÜMAN İZASYON MERKEZİ

ELAZIĞ

1997

T.C.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

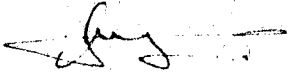
**TRANSCRANIAL DOPPLER SİNYALLERİ
İÇİN EN İYİ SPEKTRAL ANALİZ
METODUNUN BELİRLENMESİ**

Fırat HARDALAÇ

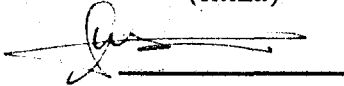
DOKTORA TEZİ
ELEKTRİK - ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

Bu Tez. 14/03/1997 Tarihinde. Aşağıda Belirtilen Jüri Tarafından
Oybirliği / Oyçokluğu ile Başarılı / Başarısız Olarak Değerlendirilmiştir.

#BAŞARILIDIR#



(İmza)



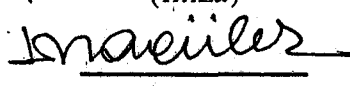
Danışman

Yrd. Doç. Dr. Sadık KARA

#BAŞARILIDIR#

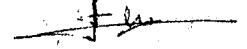


(İmza)

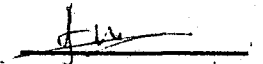


İmza

#BAŞARILIDIR#



(İmza)



Y. Doç. Dr. Ahmet Arslan

ÖZET**Doktora Tezi****TRANSCRANIAL DOPPLER SİNYALLERİ
İÇİN EN İYİ SPEKTRAL ANALİZ
METODUNUN BELİRLENMESİ****Fırat HARDALAÇ****Fırat Üniversitesi****Fen Bilimleri Enstitüsü****Elektrik-Elektronik Mühendisliği****Anabilim Dalı****1997, Sayfa: 70**

İnsan beyin sistemine ait çeşitli parametrelerin belirlenmesi uzun yıllardan beri araştırmacıları yakından ilgilendiren bir konu olmuştur. Beyin sistem parametreleri, kan akış hızı, hacimsel akış, damar çapı, damar kesiti, akış yönü ve akış profili olarak sıralanabilir. Bu parametrelerin en önemlisi kan akış hızı ve dolayısı ile hız profilidir. Kan akış hızının ölçülebilmesi karmaşık bir işlemdir. Bunun en önemli sebebi ise konunun temel mühendislik bilimlerinden teorik ve uygulamalı, tıp bilimine kadar bir sahaya yayılmasıdır.

Bu tez çerçevesinde yapılan çalışmalarda, Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroşirurji (Beyin Cerrahi Anabilim Dalı) Bölümü'nde mevcut olan Doppler cihazı kullanılarak Beyin travması geçirmiş hastaların beyin damarlarında anevrizma (balonlaşma)- tespit edilen hastaların cerrahi sonrası beyin içi damarlarında kan akışı incelenmiştir. Bu inceleme sonrası, beyin damarlarında daralma ve beyin içi kan basıncı artışı olup olmadığının tespiti için cihazın ses (audio) çıkışından alınan Doppler frekanslarına HFD, AR, ARMA, WAVELET ve WALSH spektral analiz metodları uygulanarak her hastaya ait ayrı ayrı sonogramlar çizdirilmiştir. Klinik teşhis açısından büyük önem taşıyan bu sonogramların kalitesi, tıbbi standartlar içinde hekimin doğru ve kolay teşhis koyabilmesi için değerlendirilmekte, ayrıca kullanılan metodların karşılaştırılması yapılarak en uygun metod tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Doppler US, Spektral Analiz Metodları, Doppler Ses Sinyal Analizi, Doppler Ses Frekansı, HFD, AR, ARMA, WAVELET ve WALSH Analiz Metodları, Beyin Travması, Beyin Damarlarında Balonlaşma.

SUMMARY

Ph. D. Thesis

**THE DETERMINE OF THE BEST
SPECTRAL ANALYSE METHOD FOR THE
"TRANSCRANIAL DOPPLER SIGNALS"**

Firat HARDALAÇ

Firat University

Graduate School of Naturel and Applied Sciences

Department of Electrical and Electronic Engineering

1997, Page: 70

The study of various parameters belonged to human brain system has become an important topic for the researchers for many years. We can explain the brain system parameters as: the flow of blood velocity and capacity, diameter of vein, cross section of vein, direction of flow and profil of flow. But most important of all is the flow of blood velocity and also depending on this profil of velocity.

The measurement in the flow of blood velocity is always a complex procedure. This study is largely located on the science of medicine and engineering.

In the study which is done around this view, the Doppler apparatus has been used at the university of Erciyes (Medicine Faculty - Norosinurji Department). By this apparatus the flow of blood velocity in the brain is examined on the patients who had anevrizma in the veins and had an operation.

After this analysis to determine wheather the constriction of veins and blood pressure occurs in the brain or not "FFT, AR, ARMA, WAVELET and WALSH spectral analysis methods have been applied to Doppler frekans which come from the paint of audio departure in the equipment and sonograms have been drown for each patient.

The quality of these sonograms which carries great importance for clinical diagnosis helps the doctor to diagnose easily and correctly. And also the most suitable method is determined by comparing all these methods which applied.

Key Words: Doppler US, Spectral Analysis Methods, Doppler Audio Signal Analysis, Doppler Audio Frequency, FFT, AR, ARMA, WAVELET and WALSH Analysis Methods, Brain Thravma, Anevrizma in the Brain Veins

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması sırasında her türlü yardımlarını benden esirgemeyen ve bulunduğumuz şehirler arasındaki uzak mesafeye rağmen yaptığı fedakarlıklarla çalışmamın aksamadan yürütülmesini sağlayan Tez Yöneticim Sayın *Yrd. Doç. Dr. Sadık KARA*'ya çok teşekkür eder, şükranlarımı sunarım.

Ayrıca çalışmalarım süresince gerek yardım eden, gerekse manevi yönden destek olan Erciyes Üniversitesi Gevher Nesibe Tıp Fakültesi Beyin Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki tüm arkadaşlarıma, Sayın Yrd. Doç.Dr. Kemal KOÇ'a, Sayın Dr. Hasan ÇETİN 'e ve bölümdeki arkadaşlarıma da teşekkür ederim.



ÖZGEÇMİŞ

29.10.1964'de Elazığ'da doğdum. İlk ve orta öğrenimimi Elazığ'da tamamladım. 1983'de Fırat Üniversitesi Müh. Fak. Elek-Elektronik Bölümünde başladığım öğrenimimi 1987 yılında bitirdim. 1991-93 yılları yine aynı üniversitenin yüksek lisans programını bitirdikten sonra, 1993 yılında aynı üniversitede doktora programına başladım. Halen bu üniversitede doktora programına devam etmekteyim ve aynı zamanda araştırma görevlisi olarak görev yapmaktayım.



İ Ç İ N D E K İ L E R

Sayfa No:

ÖZET	II
SUMMARY	IV
TEŞEKKÜR	V
ÖZGEÇMİŞ	VI
İÇİNDEKİLER	VII
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
TABLolar LİSTESİ	XII
SİMGELER	XIII

BÖLÜM - 1

1. GİRİŞ	1
1.1. Beyinin Kanlanması	2
1.1.1. Beyinin ön sistem damarları ve fonksiyonları [22, 15] ...	3
1.1.2. Beyinin arka sistem damarları [22, 15]	4
1.2. Tezin Amacı	6

BÖLÜM - 2

2. ULTRASONİK DOPPLER ETKİSİNİN TANIMI VE TRANSCRANIAL DOPPLERİN GÜNÜMÜZE KADAR GELİŞİMİ	8
2.1. Giriş	8
2.2. Tıpta Doppler Etkisi	9
2.3. Ultrasonik Doppler Yöntemleri	12
2.3.1. Sürekli Dalga Doppler	13
2.3.2. Darbeli Doppler	13
2.4. Şimdiye Kadar Yapılan Çalışmalar [9, 13, 25, 23]	14
2.5. Yapılan Çalışmanın Bilime Katkısı	15

BÖLÜM - 3

3. TRANSCRANIAL DOPPLER SİNYALLERİNİ İŞLEMEK İÇİN KULLANILAN SPEKTRAL ANALİZ METODLARI	16
3.1. Giriş	16

3.2. Klasik Spektral Analiz Metodları	17
3.2.1. Fourier analizi [1, 10, 11]	17
3.2.2. WALSH Modelleme [3, 4, 18]	18
3.3. Diğer Spektral Analiz Metodları [28, 32]	19
3.3.1. AR model parametrelerinin hesaplanması [16]	20
3.3.1.1. Levinson metodu [12]	20
3.3.1.2. Burg metodu [27]	22
3.4. ARMA Modelleme (Yula Walker Denklemleri) [12]	23
3.5. WAVELET (Dalgacık) Modelleme [26]	24
3.5.1 Sıklık aralığı	25
3.5.2 Kestirim Çözünürlüğü	25

BÖLÜM - 4

4. SİSTEMİN DONANIMI, TRANSCRANIAL DOPPLER

SİNYALLERİNİN İŞLENMESİ VE BİLGİSAYAR YAZILIMI	27
4.1. Sistemin Donanımı	27
4.2. Doppler Sinyallerinin Analizi	28
4.3. Doppler Sinyallerinin İşlenmesi İçin Hazırlanan Programlar	33

BÖLÜM - 5

5. SONUÇLAR, DEĞERLENDİRME VE İRDELEME	40
5.1. Beyin Travması	40
5.2. Beyin Damarlarında Balonlaşma	41
5.3. İrdeleme	43
KAYNAKLAR	64
EKLER	68
1. Analog / Sayısal Arabirim Kartının Teknik Özellikleri	68
2. Doppler Ünitesinin Teknik Özellikleri	68

Ş E K İ L L E R L İ S T E S İ

Sayfa No:

Şekil 1.1: Beyinin bölgeleri.	4
Şekil 1.2: Beyinin dolaşım sistemi	6
Şekil 2.1: Doppler Kayması	11
Şekil 4.1: Beyin damarlarından Doppler sinyallerinin kaydedilmesi ve işlenmesi amacıyla kullanılan sistemin blok şeması	28
Şekil 4.2 (a): Beyin Travması geçiren bir kişiden alınmış zaman domen Doppler ses sinyalleri. (b) Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınmış zaman domenleri ses sinyalleri	29
Şekil 4.3: Ömeklenmiş Doppler sinyallerinin çerçeveler halinde gruplandırılması ...	30
Şekil 5.1: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) HFD, b) WAVELET	43
Şekil 5.2: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) HFD, b) AR	44
Şekil 5.3: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) HFD, b) ARMA	45
Şekil 5.4: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) HFD, b) WALSH	46
Şekil 5.5: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) WAVELET, b) AR	47
Şekil 5.6: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) WAVELET, b) ARMA	48
Şekil 5.7: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) WAVELET, b) WALSH	49
Şekil 5.8: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) AR, b) ARMA	50

Şekil 5.9: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları.

a) AR, b) WALSH 51

Şekil 5.10: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları.

a) ARMA, b) WALSH 52

Şekil 5.11: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan

Doppler sonogramları. a) HFD, b) WAVELET..... 53

Şekil 5.12: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan

Doppler sonogramları. a) HFD, b) AR..... 54

Şekil 5.13: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan

Doppler sonogramları. a) HFD, b) ARMA..... 55

Şekil 5.14: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan

Doppler sonogramları. a) HFD, b) WALSH..... 56

Şekil 5.15: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan

Doppler sonogramları. a) WAVELET, b) AR..... 57

Şekil 5.16: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan

Doppler sonogramları. a) WAVELET, b) ARMA..... 58

Şekil 5.17: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan

Doppler sonogramları. a) WAVELET, b) WALSH..... 59

Şekil 5.18: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan

Doppler sonogramları. a) AR, b) ARMA..... 60

Şekil 5.19: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan

Doppler sonogramları. a) AR, b) WALSH..... 61

Şekil 5.20: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan

Doppler sonogramları. a) AR, b) WALSH..... 62

T A B L O L A R L İ S T E S İ

Sayfa No:

Tablo 1.1: Teşhis ultrasonunda öncü grup.....	15
Tablo 4.1: Çeşitli frekanslardaki çerçeve uzunlukları.....	31
Tablo 4.2: Doppler sinyallerine uygulanan HFD algoritması	34
Tablo 4.3Doppler sinyallerine uygulanan AR algoritması.....	35
Tablo 4.4: Doppler sinyallerine uygulanan ARMA algoritması.....	36
Tablo 4.5: Doppler sinyallerine uygulanan WALSH algoritması.....	37
Tablo 4.6: Doppler sinyallerine uygulanan WAVELET algoritması.....	38



SİMGELER

HFD	Hızlı Fourier dönüşümü
FFT	Fast Fourier transform
AR	Autoregressive
MA	Moving-average
ARMA	Autoregressive moving average
$x[n]$	Spektral analizi yapılacak bilgi alanı
X_k	Ayrık fourier katsayıları
a_k	k. spektral eleman
$P(k)$	Spektral yoğunluk fonksiyonu
q	Varyans
$e_k^f[n]$	İleri yöndeki tahmin hatası
$e_k^b[n]$	Geri yöndeki tahmin hatası
$r_{xx}(k)$	$X(n)$ dizisine ait özilişki fonksiyon değerleri
$b[k]$	MA katsayıları
$CAL(k, i)$	Cosinüs fonksiyonu
$SAL(k, i)$	Sinüs fonksiyonu
$WAL(2k, i)$	Walsh fonksiyonu
C	Cent cinsinden çözünürlük
F_s	Örnekleme sıklığı
$S(n)$	Girdi işareti
f_{min}	Ayrıştırılacak en düşük sıklık

BÖLÜM - 1

1. GİRİŞ

Merkezi sinir sistemi beyin ve medulla spinalis olarak iki kısımdan oluşmaktadır. Beyin onu çevreleyen zarlar ve kemik yapı ile örtülüdür. Kemik yapı ya da kafatası yassı kemiklerden oluşmaktadır ve üzeri scalp denilen doku ile örtülüdür. Kafa kemikleri: önde frontal, üst kısımda iki taraflı parietal kemikler, yanlarda temporal kemikler, arkada oksipital kemik ve iç kısımda tabanı oluşturan sfenoid kemik yapıları ile kafatası boşluğunu oluşturur. Kafatası boşluğu içinde beyin dokusu yer alır ve beyin dokusu kafa kemikleri haricinde içte beyin zarları tarafından örtülüdür. Bunlar içten dışa piamater, arachoid ve duramaterdir. Duramater, kafatası boşluğunu içte yaptığı oluşumla üst ve alt olmak üzere iki kısma ayırır. Üst kısımda beyin hemisferleri ve diencephalon vardır. Beyin hemisferleri sağ ve sol olmak üzere iki kısımdan oluşur ve genelde fonksiyonel olarak sol hemisfer hakimdir. Her iki hemisfer 4 loba ayrılır. Bu loblar kendilerini örtfen yassı kemiklerin adını alır (Şekil 1).

Frontal lob ön kısımda yerleşiktir; motor hareket, motor konuşma ve kişilik gibi bilgilerle saklıdır. Parietal lob duyuşsal bilgiler ile saklıdır. Temporal lob işitme ve anlama bilgileri ile saklıdır. Oksipital lob görme bilgileri ile saklıdır [22, 15]. Ayrıca bütün loblar birbirleri ile ilişki içindedir. Alt kısımdaki bölge, kafatası boşluğunun arka kısmıdır ve bu kısımda beyincik yer alır [15].

Medulla spinalis; oksipital kemikteki foramen magendi deliğinden geçerek aşağıda omuruliğı oluşturur.

Beyin dokusu içinde beyin omurilik sıvısı ile dolu ventrikül adı verilen boşluklar vardır ve bunlar toplam dört adettir. Her bir beyin hemisferinde iç kısımda önden arkaya uzanan yan ventriküller, ortada diencephalonda yer alan üç ventriküle, oradan beyin sapı ve beyincik arasında oluşturulan 4. ventriküle ve oradan da beyine ve omuriliğe arachnoid dediğimiz zar altına yayılmaktadır [22, 15]. Beyin omurilik sıvısı yaklaşık 21 ml/h hızla ventriküllerde üretilir ve yaklaşık olarak toplam 150 ml'dir. Günlük üretim 450-500 ml'dir [33]. Bu sıvı beyini travmalara karşı darbe emici olarak korur hem de kısmen besleyici rolü vardır.

1.1. Beyinin Kanlanması

Beyin vücut sisteminde kanlanması en fazla olan organdır. Yaklaşık olarak dolaşımdaki toplam kan miktarının % 18'ini beyin almaktadır. Ortalama 50 cl/100 gr/dk kanlanan beyin dokusu, akciğerlerden emilen oksijenin yaklaşık % 20'sini kullanır. Kanlanma durduğunda 1 dakika sonrasında bilinç kaybı ve 5dk. sonra da geriye dönüşsüz beyin hasarı ortaya çıkar [22, 33].

Beyinin kanlanması: ön ve arka sistem denilen ve birbiri ile beyinde ilişkili iki sistem tarafından sağlanır. Ön sistem aortadan çıkan sağ ve sol taraflı birleşik carotid arterinin iç karotid arter dalı boyunun sağ ve sol tarafından ilerleyip beyine yanlardan girer. Beyinin sağ ve sol hemisferlerine dallar verir. Ayrıca beyinin ön, üst, iç ve yan kısımlarını besler. Arka sistem her iki subklavian arterin vertebral dallarından beslenir. Bu damarlar boyunun arka kısmında omur kemiğinin her iki yan tarafından ilerleyip beyine foramen magnumdan girer. Daha sonra birleşerek tek bir damar olarak ilerler, beyinin arka kısmına, beyin sapına ve beyinciğe dallar verir. daha sonra da ön ve arka sistemi birbirine bağlayan yapıya katılır. Bu yapı, Willis poligonudur ve büyük damarlardan birinin tıkanması durumunda çok etkili kollateral (eklenen tali) dolaşım sağlar [22, 15] (Şekil 2).

1.1.1. Beyinin ön sistem damarları ve fonksiyonları [22, 15]

İç (Internal) karotid arterinin dallarıdır.

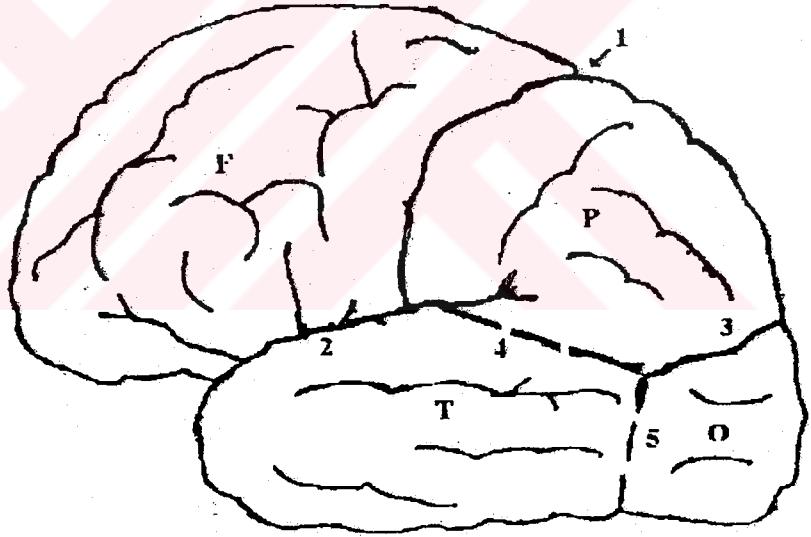
- Arteria Ophtalmika (Gözü besleyen damar)
- Arteria Choridal sup (Ventrikal içindeki koroid pleksus ve temporal lobun alt kısmı).
- Arteria cerebri arteriar (Ön beyin arteri) (Beyinin ön - frontal üst parietal kısımlarını besler)
- Arteria cerebri media (Orta beyin arteri) (Beyinin iç kısımlarını ve yan kısımlarını besler).

1.1.2. Beyinin arka sistem damarları [22, 15]

Her iki vertebra arter birleşerek arteria basilikayı (basilica) oluşturur.

Buradan çıkan damarlar

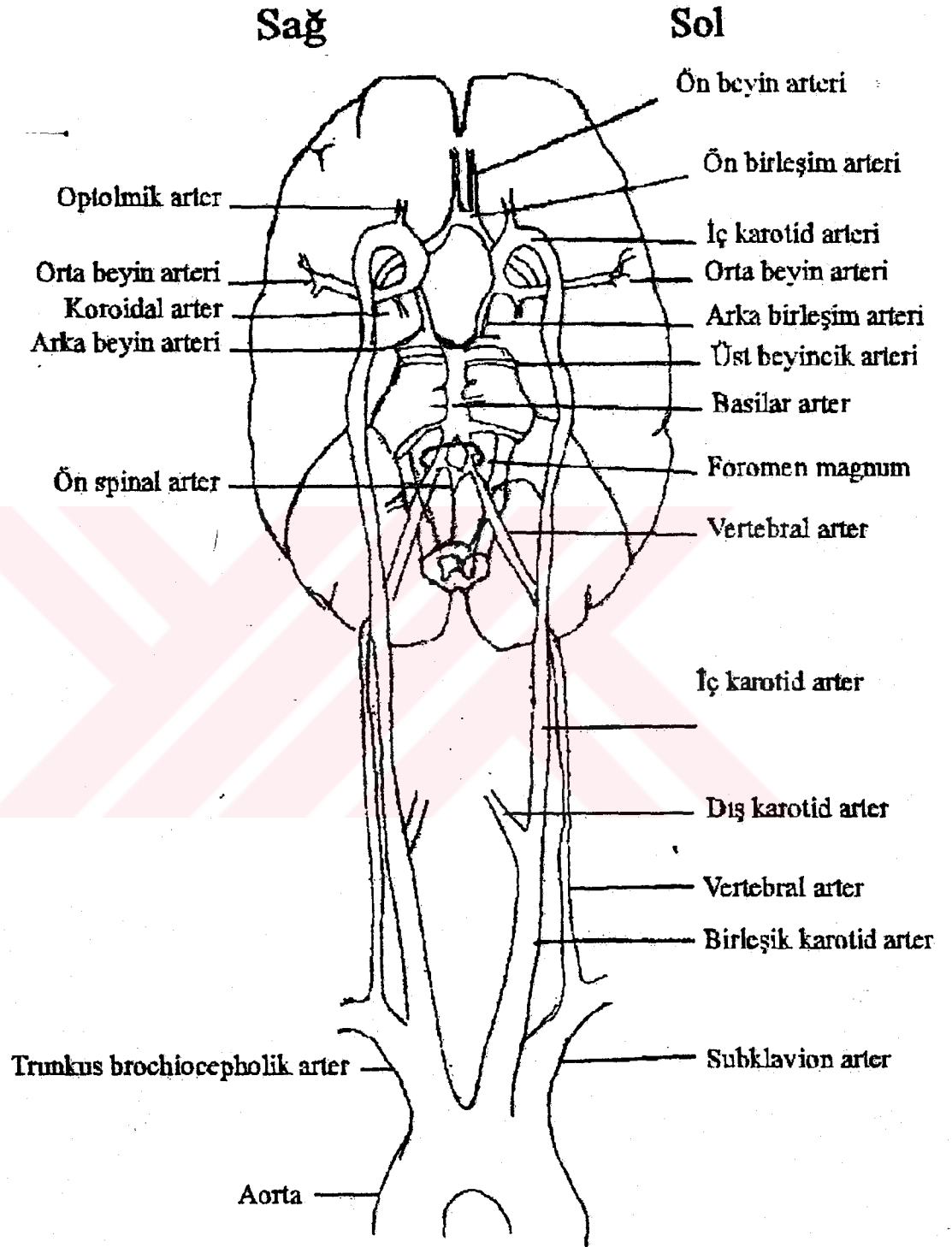
- Posterior cerebral arter (Arka beyin arteri): Oksipital lob'u besler
- Üst ve alt cerebeller arter (Beyincik arterleri): Beyinciği besler
- Beyin sapını besleyen damarlar çıkar.



F : Frontal lob (Ön)
P : Parietal lob (Üst yan)
T : Temporal lob (Yan)
O : Oksipital lob (Arka)

1. Central sulkus (Oluk)
2. Sylvian fissür (Yarık)
3. Parieto - oksipital sulkus
4. Parieto - temporal çizgi
5. Oksipito - temporal çizgi

Şekil 1.1: Beyinin bölgeleri.



Şekil 1.2: Beynin dolanım sistemi.

1.2. Tezin Amacı

Dokuz yılı aşkın bir süredir ultrasonik Dopplerin, nöroşirurjik (Beyin Cerrahi ABD) uygulamalarının sayısı belli ölçüde artmıştır. Transcranial Doppler, beyin içi damarlarındaki kan akışını incelemek ve beyin performansını görüntülemek amacıyla Nöroşirurjide kullanılmaktadır. Basit algılama cihazları kullanılarak büyük damarlarda faydalı ölçümler yapılabilir. Fakat beyin içi çalışmalar için genellikle teferruatlı görüntüleme metodları gerekir.

Bu tez çerçevesinde yapılan çalışmalarda, Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroşirurji Bölümü'nde mevcut olan Doppler cihazı kullanılarak, beyin travması geçirmiş hastaların ve beyin damarlarında anevrizma (balonlaşma) tespit edilen hastaların cerrahi sonrası beyin içi damarlarda kan akışı incelenmiştir. Bu inceleme sonrası, beyin damarlarında daralma ve beyin içi kan basıncı artışı olup olmadığının tespiti için cihazın ses (audio) çıkışından alınan Doppler frekanslarına modern ve klasik spektral analiz metodları uygulanarak her hastaya ait ayrı ayrı sonogramlar çizdirilmiştir. Klinik teşhis açısından büyük önem taşıyan bu sonogramların kalitesi, tıbbi standartlar içinde hekimin doğru ve kolay teşhis koyabilmesi için değerlendirilmekte ayrıca kullanılan metodların karşılaştırılması yapılarak en uygun metod tespit edilmektedir. Kullanılan metodların uygunluğu aşağıda belirtilen şartların oluşmasına bağlıdır.

1. Kafadan kaydedilmiş sonogramlarının uzman hekimce incelenirken kan akış hızı ve kafa basınç durumu hakkında net bilgiler sağlaması
2. Sonogram görüntülerine ait spektral çözünürlüğünün yüksek ve kaliteli olması
3. Spektral eğri zarfının net bir şekilde belirgin olması
4. Sonogramda yanıltıcı frekans bileşenlerinin olmaması.

Bu tezin birinci bölümünde konuya ait giriş yapılmıştır. Daha sonra beyin içi fonksiyonlarına ve bu tezin tıptaki bilimsel amacına yer verilmiştir.

İkinci bölümde Ultrasonik Dopplerin tanımı ve Beyindeki kan akışının etkisi anlatılarak, konuyla ilgili günümüze kadar yapılan çalışmalar özetlenmiştir. Yapılan bu çalışmanın bilime katkısının yeri belirtilmiştir.

Üçüncü bölümde Doppler sinyallerini işlemek için kullanılan spektral analiz metodlarına (Hızlı Fourier Dönüşüm (HFD), Autoregressive (AR); AR + Moving avarage (ARMA), Dalgacık Dönüşümü (WAVELET) ve WALSH ait matematiksel fonksiyonları ve program algoritmaları anlatılmıştır.

Dördüncü bölümde, sistemin donanımı, Doppler sinyallerinin işlenmesi ve yazılım hakkında bilgiler verilmiştir.

Beşinci bölümde de beyin travması, beyin damarlarında balonlaşma anlatılmış, bu hastalıklara ait görüntüler verilerek beyin travması görüntü sonogramlarının değerlendirme ve irdelenmesi yapılmaktadır. Ayrıca ek kısmında da donanımın teknik özellikleri verilmiştir.

BÖLÜM -2

2. ULTRASONİK DOPPLER ETKİSİNİN TANIMI VE TRANSCRANİAL DOPPLERİN GÜNÜMÜZE KADAR GELİŞİMİ

2.1. Giriş

Dopler kayması, Chiristian Doppler isimli Avusturya'lı bir fizikçi tarafından 1842 yılında tanımlanan bir gözlemdir. Sabit frekanslı bir ses kaynağından yayımlanan sesler, kaynağa yaklaştıkça daha tiz (artmış frekans), uzaklaştıkça daha pes (azalmış frekans) olarak işitilir. Aynı olay; kaynak sabit, dedektör hareketli olduğunda da gözlenir. Ses frekansındaki harekete bağlı bu değişime Doppler kayması adı verilir. Elektronik teknolojisindeki büyük ilerlemeler sayesinde bu fizik kuralı tıbbi sahada da uygulamaya geçirilerek, kan akışının

Nitel ve Nicel olarak ölçülmesi konusunda Ultrasonik Doppler yöntemi geliştirilmiştir [20].

2.2. Tıpta Doppler Etkisi

Ses dalgalarının boyuna (longitudunal) hareket eden sıkışma ve gevşeme periyotlarından oluştuğu, ardarda gelen sıkışma periyotlarının arasındaki mesafeye dalga boyu (λ), bu hareketin zaman içindeki tekrarlama hızına frekans (f), sesin biyolojik dokulardaki hızının ise ortalama 1540 m/sn, kabul edildiği bilinmektedir.

Doppler bilgisi hem sürekli salınan ses dâmeti ve hem de darbeler şeklinde üretilen ses ile elde edilebilir. Gürültü elde etmek için ise sesin darbeler şeklinde gönderilmesi zorunludur. Uyarılan algılayıcı elementlerinin ürettikleri ses maksimum ve minimum değerlere sahip bir dalga boyu spektrumu şeklindedir.

Bu spektrumun genişliği üretilen darbenin süresi ile ilişkilidir; darbe süresi kısaldıkça spektrum genişler. Darbenin kısılması görüntünün çözünürlüğünü artırır, uzaması ise sesin frekans bandını daraltır. Dar frekans bandı ile Doppler ölçümleri daha duyarlı yapılır. Doppler aygıtlarında istenen hem iyi bir eksenel çözünürlük hem de dar bir frekans bandı olduğu için bu iki parametre arasında bir denge gözetmek zorunludur [21].

Ultrasonik Doppler (Ultrasonografik) ile akış incelenirken eko kaynağı eritrositlerin (kırmızı kan hücresi) yüzeyidir. Gönderilen ultrasonik dalga boyu

eritrosit yüzeyinden çok büyük olduğu için temel olay saçılma değildir. Bu tip saçılma "Reyligh" saçılma olarak adlandırılır ve miktarı sesin frekansının 4. kuvveti ile doğru orantılıdır. Akan eritrositlerden saçılan ses üst üste binerek transdusere ulaşır. Bu nedenle Ultrasonik Doppler'de derine nüfus etme faktörü kullanarak olabildiğince yüksek frekans seçilmelidir.

Ultrasonik Doppler ile kan akımı değerlendirilirken temel prensip damara belirli bir açıyla gönderilen ultrasonik ses demetinin frekansının akımın yönüne ve hızına göre değişmesini saptamaktır.

Gönderilen ses demetinin frekansındaki değişim Doppler eşitliği ile gösterilir.

$$F_D = 2F_0 V \cos\theta / c \quad (2.1)$$

Burada;

F_D = Doppler kayma frekansı

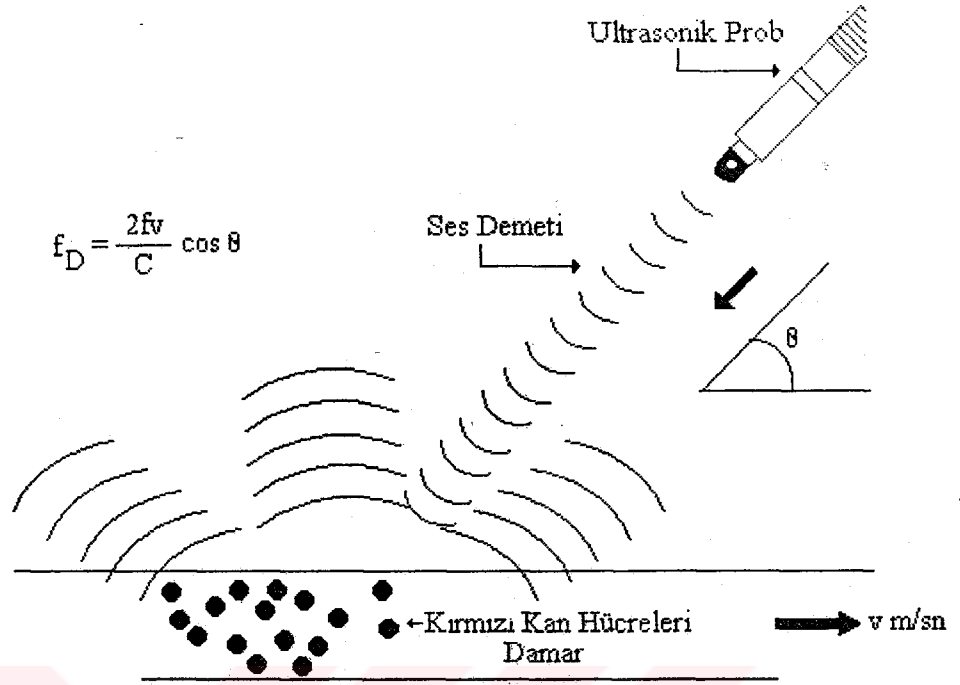
F_0 = Ultrasonik frekans (merkez frekansı)

V = Kan akışının hızı

θ = Ses demetinin akış yönü ile yaptığı açı

C = Sesin dokudaki yayılma hızı (1540 m/sn)

Doppler eşitliğine göre Doppler kayması, merkez frekansı, kan akışının hızı ve ses demetinin damar duvarı ile yaptığı açının kosinüsü ile (açı daraldıkça artar) doğru orantılıdır.



Şekil 2.1: Doppler kayması

Doppler eşitliğinde bilemediğimiz tek değişken kan akışının hızıdır (V). Diğer faktörler önceden belli olduğundan Doppler frekans kayması kan akış hızı ile doğru orantılıdır. Hızı belirlemede önemli bir etken kan damarı ile ses demeti arasındaki açıdır (θ). Açı ne kadar darsa Doppler kayması o kadar yüksektir. Bu nedenle ultrason demetinin akıma dik olduğu durumlarda Doppler kayması sıfırdır, yani akım saptanamaz. Açının 30° 'den dar olması sesin büyük bölümünün damar duvarından yansımaya 60° 'den geniş olması ise hız ölçümlerindeki hataların belirginleşmesine neden olur. Bu nedenle akım hızı ölçülürken Doppler açısı $30^\circ - 60^\circ$ arasında olmalıdır.

Doppler frekans kayması, eşitliğimizde görüldüğü gibi, merkez frekansı ile doğru orantılıdır. Bu iki değer arasında yaklaşık 1/1000 oranında kaba bir

ilişki vardır. Frekanstaki kayma pratikte genellikle 0.2-15 kHz arasındadır. Bu değer kulağın işitebileceği sınırlar içerisindedir. Gelen ekolardan demodülasyon yapılarak alınan bu frekans değişikliğinin zamana göre değişimleri ya ses olarak dinlenir, ya da bir grafik şeklinde yazdırılır. Renkli Doppler yönteminde ise akım bilgisi renklerle görüntülenir.

Akan kandaki kan hücrelerinin hızları farklı olduğu gibi akış yönleri de her zaman damar duvarına paralel değildir. Bunun nedenleri: a) sürtünme nedeniyle duvara yakın akımın daha yavaş olması, b) lümen düzensizliklerinin akım hızını bölgesel olarak değiştirmesi, c) çalkantılı akımın Doppler açılarını devamlı değiştirmesi d) akımın devamlı değil darbeli karakterde olmasıdır. Bu nedenle Ultrasonik Doppler ile vasküler (damar) hastalıkları incelenirken damarın değişik kesimlerindeki akımlar örneklenmelidir.

Ultrasonik Doppler'de kullandığımız parametreler de iki tanedir:

1. Kan akışının hızını belirleyen frekans kaymasının miktarı.
2. Algılayıcıya göre akımın yönünü belirleyen Doppler kaymasının faz değişikliği. Dönen sesin frekansı, gönderdiğimiz sesin frekansından yükselen Doppler kayma pozitif, tersi ise negatif olarak kabul edilir [24].

2.3. Ultrasonik Doppler Yöntemleri

Ultrasonik Doppler klinikte Sürekli dalga Doppler, Duppleks Doppler ve Renkli Doppler olmak üzere 3 şekilde uygulanır.

2.3.1. Sürekli Dalga Doppler

Doppler verilerini değerlendirmenin en basit yöntemidir. Aygıtın probunda biri devamlı ses dalgası üreten, diğeri dönen ekoları algılayan sırt sırta yerleştirilmiş ve ses dalgası kesintisiz iki algılayıcı vardır. Ses dalgası kesintisiz olduğundan yöntemin aksiyal çözünürlüğü yoktur, yani sesin nereden geldiği bilinemez.

Yöntemde saptanan frekans değişikliği ses şeklinde verilir. Dinleyerek akımın hızı pulsatilitesi ve türbülansı değerlendirilir. Kulak en duyarlı ses ayırıcısı olduğundan deneyimli bir hekim için yöntemin tanı değeri çok yüksektir. Örneğin karotid arter darlıkları bu yöntemle çok iyi incelenebilir. Bu nedenle en gelişmiş renkli Doppler aygıtlarında bile hoparlörler varlıklarını sürdürmektedir.

Ses spektrum analizinin kalitatif ve tümüyle subjektif olması yanında, değerlendirmenin ustalık istemesi yöntemin klinik kullanımı sınırlandıran faktörlerdir. Ancak, sadece akımın varlığını saptamak basit bir işlemdir ve ustalık gerektirmez [17].

2.3.2. Darbeli Doppler

Bu yöntemde Doppler bilgileri puls şeklinde gönderilen ses demeti ile elde edilir. Puls olduğu için eko süresi hesaplanarak lokalizasyon yapılabilir. Yöntem B-mode görüntüleme ile bütünleşiktir. Doppler ve B-mode yöntemlerinde optimal ses karakteristikleri birbirlerine karşıt olduğundan çoğu sistemde prob üzerinde Doppler darbeleri üreten ayrı bir algılayıcı vardır. Doppler analizi

yapılacak bölgenin lokalizasyonu, boyutu ("range-gate") ve gönderilen ses demetinin açısı B-mode görüntü üzerinde işaretlenir. Seçilen "range-gate"den dönen yansımalarından çıkarılan frekans farkı monitorda B-mode görüntünün yanında (kHz) / zaman (cm/sn) veya frekans (kHz) / zaman grafiği şeklinde "real-time" olarak izlenebilir. Frekansı hıza çevirmek için Doppler açısının bilinmesi gerekir. Pratikte hız/zaman grafiği tercih edilir. Dupleks-Doppler M-mode US'nin analogudur ve inceleme temelde bir geçici çözümleme yöntemidir [2].

2.4. Şimdiye Kadar Yapılan Çalışmalar [9, 13, 25, 23]

Şimdiye kadar yapılan çalışmalar Tablo 1'de gösterilmiştir. Konumuz beyin damarları kan akış hız durumuyla ilgili olduğu için, 1988 yılında Lang GD ve Levene MI beyin orta bölgesindeki damarların kan akış hızını ve Resistif index denilen beynin basınç oranları incelenmiştir. Bu çalışmalar genelde ameliyat sonrası hastanın durumu hakkında bize bilgi vermesi için yapılmıştır.

Tablo 1.1: Teşhis ultrasonunda öncü grup.

ÜLKE	ÇALIŞMA GRUBU	HEDEFLLENEN NOKTA	YIL
U.S.A.	Ludwing ve Struthers	Böbrek taşları	1949
U.S.A.	Wild ve Reid	Doku yapıları	1950
U.S.A.	Howry ve Bliss	Kesit alanları	1952
U.S.A.	Mundt ve Hughes	Göz hastalıkları	1956
Avrupa	Edler ve Hertz	Kalp yapıları	1954
Avrupa	Leksell	Orta çizgi eko	1955
Avrupa	Donald ve Brown	Doğum bilgisi	1958
Avrupa	Lang GD, Levene MI.	Beyin damarları	1988

2.5. Yapılan Çalışmanın Bilime Katkısı

Ameliyattan sonraki bir hastanın beynin ön, sol, sağ, arka ve orta bölgesinden alınan kan akış hızları ve sistolik (kasılma) ve diyastolik (gevşeme) basınç durumları göz önüne alınarak hastanın durumu hakkında bilgi edinilir.

Bu çalışmada Doppler sinyallerin spektrum analizleri yapılarak her hastaya ait sonogramlar elde edilmiştir. Sonogramların elde edilmesi sırasında spektrum analizi için Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD), Autoregresif (Auto Regressive - AR), ARMA, (AR + Moving Avarage), Dalgacık Dönüşümü (WAVELET) ve WALSH metodları kullanılmıştır. Bu metodlarının frekans seçicilikleri ve klinik teşhise etkileri açısından karşılaştırılarak en optimum metodun, durağan olmayan işaretlerde veya belirli bir zaman aralığındaki ani değişimin sıklık domenindeki etkisi gözlenmek istendiğinde bu yöntem iyi sonuç vermez. Çünkü Fourier Dönüşümü bu değişikliğin etkisini bütün sıklık eksenine yaymaktadır. Bu durum yüksek sıklıklarda dar, düşük sıklıklarda geniş pencereleme kullanmak gereklidir. Dalgacık dönüşüm (WAVELET), pencere boyunun istenilen şekilde genişleyip daralmasını sağlayarak, kısa zamanlı ani değişimlere karşılık gelen işaretlerin spektral çözünürlüğü Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD), Autoregressive Model (AR), AR + Moving avarage model (ARMA) ve WALHS modellerine göre daha üstün bir görüntü yakalamıştır.

BÖLÜM - 3

3. TRANSCRANIAL DOPPLER SİNYALLERİNİ İŞLEMEK İÇİN KULLANILAN SPEKTRAL ANALİZ METODLARI

3.1. Giriş

Hastaların, beyin damarlarından kaydedilen kan akış hızına ait Doppler sinyallerinin spektral analizini yapmak üzere kullanılan metodları klasik spektral analiz metodları ve modern spektral analiz metodları olmak üzere iki grupta incelenebilir. Klasik spektral analiz metodları (HFD ve WALSH), modern spektral analiz metodlarına (AR, ARMA, WAVELET) göre spektral çözünürlük açısından incelenecek olursa kaliteli bir spektral çözünürlükten bahsedilemez fakat işlem yükü açısından son derece avantajlıdır. Bu tezde parametrik olmayan metodlara örnek olarak literatürde Doppler işaretinin işlenmesinde yaygın olarak kullanılmış olan Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD), WALSH metodu kısaca tanıtılacaktır.

Parametrik metodlar ise klasik metodlara göre daha yenidir ve performans olarak klasik spektral analiz metodlarından daha üstündür. Ancak işlem yükü bakımından sakıncaları vardır. Bu tezde parametrik spektral analiz metodlarına örnek olarak Autoregressive (AR), AR + Moving average (ARMA) ve Dalgacık Dönüşümü (WAVELET) metodları tanıtılacaktır.

3.2. Klasik Spektral Analiz Metodları

3.2.1. Fourier analizi [1, 10, 11]

İşaret analizinde spektrum kavramı esastır. Periyodik analog işaretlerinin spektrumlarının incelenmesi Fourier serileri ile mümkün olmaktadır. Fourier serisi, periyodik işaretler için genel bir sınıf dik fonksiyon açılımı olarak tanımlanır. Bu çalışmada en iyi yöntem en küçük kareler yaklaşımıdır. Düzgün aralıklarla yapılan örnekleme ve periyodik matematik, formülasyonda daima kabul edilen varsayımlardır. Diğer taraftan Fourier integrali Fourier serisinin periyodunun sonsuza götürülmesi ile elde edilen limit durumudur. Burada, giriş işaretinin büyüklüğündeki bir değişim çıkış işaretinde de aynı oranda değişim verdiği için, doğrusal sistemler olarak bilinir. Bundan dolayı örneğin, kan basıncı değişimi ile kan akışı arasındaki ilişki doğrusal ise, (normal çevresel damarları gözönüne aldığımız için) ve verilen bir frekansta kan basıncı değişimi ile akış arasındaki ilişki biliniyorsa, üç basit adımda kompleks bir basınç değişiminden, akış hesaplanabilir. İlk olarak basınç değişiminin sinüzoidal (Fourier) katsayıları ayrılır; ikinci olarak her frekanstaki akış katsayıları (genlik ve faz), aynı frekanstaki basınç değişiminden hesaplanır; üçüncü olarak hesaplanan akış katsayıları tüm akış dalga şeklini vermesi için birbirleriyle toplanır.

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

Ayrık zamanlı periyodik bir işaretin ayrık Fourier dönüşümü formül (3.1)'deki gibi tanımlanır.

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \exp\left(-jkn \frac{2}{N}\right) \quad (3.1)$$

Buradaki X_k katsayıları ayrık Fourier katsayıları olarak adlandırılır. N çerçeve boyu, $x(n)$ zaman domeni giriş işaretidir. Bu işaretin frekans spektrumunu bulmak için ayrık Fourier dönüşüm katsayıları olan X_k sayılarının mutlak değerlerinin karalarının logaritmaları alınır.

$$P(k) = 10 \log |X_k|^2 \quad (3.2)$$

3.2.2. WALSH Modelleme [3, 4, 18]

Walsh fonksiyonları ± 1 sıralı diziden oluşan bir dik fonksiyondur. Walsh fonksiyonları da spektral analizi yapılacak bir işaretin Haar dönüşümü uygulamak giriş işareti ± 1 kare dalga'ya çevrilir. Walsh fonksiyonları:

$$\text{CAL fonksiyon } \text{CAL}(k, i) = \text{WAL}(2k, i) \quad (3.28)$$

$$\text{SAL fonksiyon } \text{SAL}(k, i) = \text{WAL}(2k-1, i) \quad (3.29)$$

$$\text{Walsh fonksiyon } WAL(n, i) = WAL(i, n) \quad (3.30)$$

$$\text{Zaman serileri } X_i = a_0 WAL(0, i) + a_1 WAL(1, i) + \dots + a_{N-1} WAL(N-1, i) \quad (3.31)$$

Dizi katsayıları $a_0, a_1, \dots, a_{N-1}$

$$\text{Walsh serileri } X_i = a_0 WAL(0, i)$$

$$+ \sum_{m=1}^{N-1} \sum_{p=1}^{2^{N-1}-1} a_m SAL(m, i) + b_p CAL(p, i) \quad (3.32)$$

$$\text{Walsh dönüşüm } X_n = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} X_i WAL(n, i) \quad (3.33)$$

3.3. Diğer Spektral Analiz Metodları [28, 32]

Spektral analizin gerçekleşmesi için, modern spektral analiz modelleme tekniği, model derecesine bağlı katsayıların doğru tahmini gerekir. Hesap edilen bu katsayılar yardımıyla işaretin güç yoğunluk fonksiyonu oluşturulur. Bu modeller AR, MA, (Moving Average) ve ARMA (Autoregressive-Moving Average), WAVELET gibi zaman serisine uygulanan modellerdir.

Bir zaman serisini uygun bir şekilde modellemek için gerekli olan en düşük sayıda parametre içeren modeli kullanmak uygundur. Özbağımlı model ("Autoregressive Model", AR Modeli, Tüm Kutup Modeli) ile yürüyen ortalamalı model (Moving Average Model, MA Modeli, Tüm Sıfır Modeli) ve bunların karışımı olan ARMA Modelidir (Sıfır Kutup Modeli). Durağan işaretlerin spektrumlarının hesaplanmasında keskin tepe vadiler şeklinde frekans cevabı veren işaretlerin frekans analizlerinde de bu parametrelerden yararlanmaktadır.

AR modeli ile modelleme, daha çok durağan (stasyonær) zaman serileri için kullanılmaktadır.

ARMA modeli ile durağan zaman serilerinin lineer bir modeli daha az sayıda parametrelerle elde edilebilir. ARMA parametrelerini elde etmek, AR modeline göre daha çok karmaşık ve zordur.

Modelleme yapılırken ikinci önemli husus uygun olan model derecesinin tesbitidir. Eğer model derecesi uygun olarak seçilmişse, hata (varyans) düşük çıkacaktır. Aksi takdirde elde edilen frekans spektrumu gerçek spektrumdan farklı olacaktır. Örneğin; frekans spektrumunda bazı piklerin kaybolması veya gerçekte olmayan piklerin ortaya çıkması görülebilir.

3.3.1. AR model parametrelerinin hesaplanması [16]

AR model parametrelerinin hesaplanması için ya doğrudan spektral analizi yapılacak olan bilgi alanı örnekleri kullanılır ya da bu bilgi alanına ait özilişki fonksiyonu örnekleri kullanılır. Literatürde her iki metoda da ait algoritmalar olmakla beraber, burada bunların en önemlileri olan Levinson ve Burg metodu incelenecektir.

3.3.1.1. Levinson metodu [12]

Levinson metodu önce bilgi alanına birinci dereceden bir AR model uydurur. Daha sonra bu modelden yararlanarak ikinci dereceden bir AR modelin parametrelerini hesaplar. Bu işlem bu şekilde devam eder ve n. dereceden AR

model parametreleri (n-1). dereceden AR model parametrelerinden yararlanılarak hesaplanır. İstenilen model derecesine ulaşıldığı anda işlem sona erer. Bu işlem aşağıdaki şekilde yapılır:

p. dereceden bir AR modelin parametrelerini hesaplamak için algoritmanın başlangıç değerleri

$$a[1] = -\frac{r_{xx}[1]}{r_{xx}[0]} \quad (3.3)$$

$$q_1^2 = (1 - |a_1[1]|^2) r_{xx}[0] \quad (3.4)$$

şeklinde seçilir. Daha sonra $k = 2, 3, 4, \dots, p$ için

$$a_k[k] = -\frac{r_{xx}(k) + \sum_{i=1}^{k-1} a_{k-1}[i] r_{xx}(k-i)}{q_{k-1}^2} \quad (3.5)$$

$$a_k[i] = a_{k-1}[i] + a_k[k] a_{k-1}[k-i] \quad i = 1, 2, \dots, k-1 \quad (3.6)$$

$$q_1^2 = [1 - |a_k[k]|^2] q_{k-1}^2 \quad (3.7)$$

işlemler sona erince

$$a_1 = a_p \quad i = 1, 2, \dots, p \quad (3.8)$$

$$q^2 = q_p^2 \quad (3.9)$$

ifadelerinden gerçek AR model parametreleri hesaplanır. Yukarıdaki ifadelerde geçen $r_{xx}(k)$ değerleri $x(n)$ dizisine ait özilişki fonksiyonu değerleridir. Bunlar aşağıdaki şekilde tanımlanır.

$$r_{xx}(m) = \frac{1}{N-m} \sum_{n=0}^{N-m-1} x_{n+m} x_n^* \quad (3.10)$$

3.3.1.2. Burg metodu [27]

Bu metodun işlevi zaman domenindeki sinyali kullanarak AR model parametrelerini hesaplamaktır. Burg metodunda AR parametrelerinin doğrudan bulunmayışı, yöntemi diğerlerinden ayıran özelliğidir. Bu algorithmada direk olarak bilgi alanı örnekleri kullanarak yansıma katsayıları hesaplanır ve bu katsayılardan da Levinson metodu yardımıyla AR parametreleri elde edilir.

$$r_{xx}(0) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |x[n]|^2 \quad (3.11)$$

$$q_0^2 = r_{xx}[n] \quad (3.12)$$

$$e_0^f[n] = x[n] \quad n = 1, 2, \dots, N-1 \quad (3.13)$$

$$e_0^b[n] = x[n] \quad n = 0, 2, \dots, N-2 \quad (3.14)$$

$$a_{1,1} = k_1 \quad (3.15)$$

$k = 2, \dots, p$ için

$$k_k = \frac{-2 \sum_{n=k}^{N-1} e_{k-1}^f(n) e_{k-1}^b(n-1)^*}{\sum_{n=k}^{N-1} |e_{k-1}^f(n)|^2 + |e_{k-1}^b(n-1)|^2} \quad (3.16)$$

$$q_k^2 = (1 - |k_k|^2) \cdot q_{k-1}^2 \quad (3.17)$$

$$a_{ki} \begin{cases} a_{ki} a_{k-1,i} + k_k a_{k-1,k-i}^* & i = 1, 2, \dots, k-1 \\ k_k & i = k \end{cases} \quad (3.18)$$

Parametre hesabı sırasında her aşamada ileri ve geri yöndeki hata alanları

$$e_k^f[n] = e_{k-1}^f[n] + k_k e_{k-1}^b[n-1] \quad n = k+1, k+2, \dots, N-1 \quad (3.19)$$

$$e_k^b[n] = e_{k-1}^b[n-1] + k_k^* e_{k-1}^f[n] \quad n = k, k+1, \dots, N-1 \quad (3.20)$$

şeklinde yeniden hesaplanır. Bu sayede hata giderek azalır ve parametreler hesabında yakınsaklık elde edilir.

Burada $e_k^b[n]$, k. derecedeki modelin ileri yöndeki tahmin hatasını (forward prediction error), $e_k^f[n]$, geri yöndeki tahmin hatasını (backward prediction error), $x[n]$, spektral analizi yapılacak olan işareti, q, varyansı ve N'de işaretin uzunluğunu göstermektedir.

3.4. ARMA Modelleme (Yula Walker Denklemleri) [12]

ARMA modeli ile durağan zaman serilerinin lineer bir modeli daha az sayıda parametrelerle elde edilebilir. ARMA parametrelerini elde etmek, AR modeline göre daha çok karmaşık ve zordur. ARMA modellemede AR katsayılarına MA katsayı parametrelerin eklenmesiyle ARMA parametreleri hesap edilir. ARMA parametrelerin hesabı daha önceden belirlenen Burg ve Levinson yöntemlerinden yararlanılır.

$$a_1[1] = \frac{r_{xx}[q+1]}{r_{xx}[q]} \quad (3.21)$$

$$b_1[1] = \frac{-r_{xx}[q-1]}{r_{xx}[q]} \quad (3.22)$$

$$q_1 = (1 - a_1[1]b_1[1]) r_{xx}[q] \quad (3.23)$$

$k = 2, 0, \dots, p$

$$a_1(k) = \frac{-r_{xx}[q+k] + \sum_{l=1}^{k-1} a_{k-l}[L] r_{xx}[q+k+L]}{q_{k-1}} \quad (3.24)$$

$$a_k[i] = a_{k-1}[i] + a_k[k] b_{k-1}[k-i] \quad i = 1, 2, \dots, k-1 \quad (3.25)$$

eğer $k = p$ değilse,

$$b_k[i] = b_{k-1}[i] + b_k[k] a_{k-1}[k-i] \quad i = 1, 2, \dots, k-1 \quad (3.26)$$

$$q_1 = (1 - a_k[k] b_k[k]) q_{k-1} \quad (3.27)$$

Burada $b_k[i] = a_k^*[i]$ kompleks eşleneği olduğu görülür ve $b(k)$ MA katsayıları hesap edilerek ARMA modelleme oluşturulur.

3.5. WAVELET (Dalgacık) Modelleme [26]

Fourier dönüşümü, günümüze kadar işaret analizinde çok sık kullanılmaktadır. Fakat, durağan olmayan işaretlerde veya bir zaman aralığındaki ani değişimin sıklık domenindeki etkisi gözlenmek istendiğinde bu yöntem iyi sonuç vermez. Çünkü Fourier dönüşümü bu değişikliğin etkisini sıklık eksenine yaymaktadır.

Giriş işaretinin enerjisinin çoğu belirli bir zaman aralığında yoğunlaşmışsa, yöntem bu sınırların dışında kalan bölgelerde sifıra yakın sayarak, işaretin istenilen aralıkta daha yüksek çözünürlük olarak elde edilmesi Kısa Zamanlı Fourier dönüşümün en önemli üstünlüğüdür. Dez avantajı ise, bütün sıklıklar için aynı pencereleme işlevi kullanılması sonucu, zaman-sıklık domenindeki bütün bölgelerde çözünürlüğün sabit olmasıdır. Daha açık bir anlatımla, belirsizlik

prensibine göre zaman eksenindeki yüksek çözünürlük sıklık ekseninde çözünürlüğün azalmasına veya sıklık eksenindeki çözünürlüğün artırılması. zaman eksenindeki azalmasına neden olur. Bu problemi çözmek için yüksek sıklıklarda dar, düşük sıklıklarda geniş pencereleme kullanmak gereklidir. Dalgacık dönüşümü, pencere boyunun istenilen şekilde genişleyip daralmasını sağlamaktadır.

Aynı zamanda bu modelde amaç zaman ve sıklıkta uygulamaya uygun olan bir spektral çözünürlük dengesi yakalanırken , seyreltme yapılarak işlenen örnek sayısını azaltmaktır. Sayısallaştırılmış Doppler sinyallerinin zaman ölçek düzleminde gösterimine eşit olan bu yaklaşım. bu işaretler için örneğin HFD'den elde edilen sıklık-zaman gösteriminden çok daha doğal ve insan algısına daha uygun olmaktadır.

3.5.1 Sıklık aralığı

Doppler sinyalleri genelde 10 kHz de örneklenir. Cihazın frekans cevabına uygun olarak pik ve çukurların hız değerlerine karşılık gelen 1000 Hz'lik frekans cevabı kullanılmıştır.

3.5.2 Kestirim Çözünürlüğü

Hızlı Fourier dönüşümü, sıklığı ve zamanı doğrusal olarak böldüğü için alçak sıklık bandında gereken spektral çözünürlüğü ancak çok sayıda pencerelerle yakalanabilir. Bu hem zaman bilgisinin karışmasına hem de yüksek sıklıkta gereksiz yüksek spektral çözünürlük bilgisinin hesaplanmasına neden olur.

Wavelet modelleme, benzetim çalışmaları için aşağıdaki tanımlar kullanılmıştır.

C : Cent cinsinden çözünürlük

Fs : Örnekleme sıklığı

S(n) : Girdi işareti

fmin : Ayrıştırılacak en düşük sıklık

$$k \leq \frac{\log(Fs/2) - \log(f)}{\log(r)} \quad (3.34)$$

olmak üzere;

$$r = e^{\ln(2) \cdot c \cdot 1200} \quad (3.35)$$

$$N_k = \frac{Fs(r-1)}{f_{\min} r^k} \quad (3.36)$$

$$W_{k,n} = \alpha + (1-\alpha)\cos(2\pi n / N_k) \quad \alpha = 25/46 \quad (3.37)$$

$$0 \leq n \leq N_{k-1}$$

r, iki ardışık frekans bölgesinin birbirlerine olan sıklık oranı, N_k taban yöneylelerinin örnek cinsinden uzunluğu ve W_k , n, N_k uzunluğunda bir hamming penceresidir. Dalgacık tabanı

$$\psi_{k,n} = \frac{1}{N_k} W_{k,n} \sum_{d=1}^{d_{\max}} A_d e^{-2d\pi j n \frac{f_{\min}}{Fs} r^k} \quad (3.38)$$

Dalgacık dönüşümüne, k ve n değerleri için bir yüzey iç çarpımı biçiminde yaklaşılabılır.

$$\psi_{s_{k,n}} = \sum_m \psi_{k,n}(m) S(m) \quad (3.39)$$

BÖLÜM - 4

4. SİSTEMİN DONANIMI, TRANSCRANIAL DOPPLER SİNYALLERİNİN İŞLENMESİ VE BİLGİSAYAR YAZILIMI

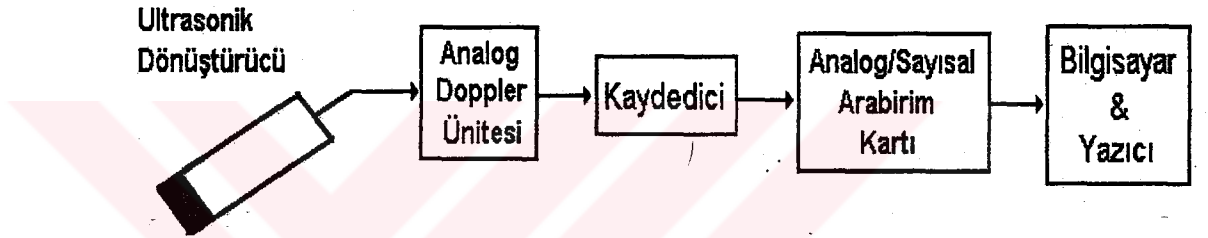
4.1. Sistemin Donanımı

Sistemin donanımı Şekil 4.1'de görüldüğü gibi beş bloktan ibarettir. Bunlar; 2MHz, 4MHz, 8MHz, ve 20MHz ultrasonik dönüştürücüler, analog Doppler ünitesi (Multi-Dop X, DWL Gmb, Uberlingen Germany), analog/sayısal arabirim kartı (Sound Blaster Pro), Sony kayıdedici, 80486 mikroişlemcili bir kişisel bilgisayar ve bir yazıcıdır.

Analog Doppler ünitesi hem sürekli hem de darbeli modda çalışabilmekte ve örnek hacminin beyin damarları üzerinde istenen bir yerine yerleştirilebilmesini mümkün kılan bir ultrasonik görüntüleme ünitesi de içermektedir. Bu çalışmada

analog Doppler ünitesi darbeli ve sürekli modda kullanılmış ve beyin içi kan akışı incelenmiştir.

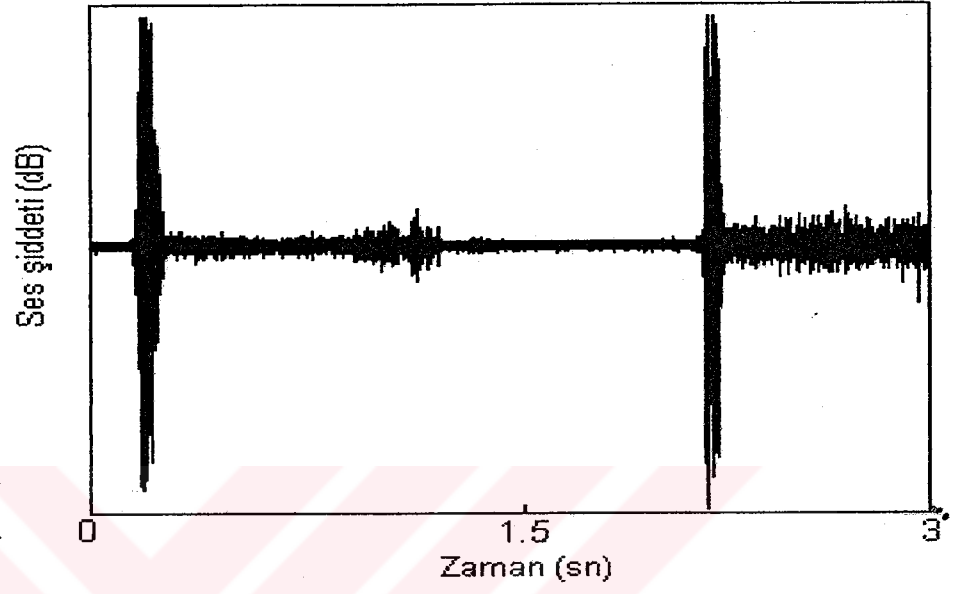
Analog Doppler cihazı çıkışındaki Doppler işareti dijital frekans bandına sahip bir teyde kaydedilip, bir ses kartı yardımıyla örneklenerek sayısal bilgiye dönüştürülmüş ve bir kişisel bilgisayara yazılan program algoritmaları koşturularak, Doppler spektrumuna ait görüntüler elde edilmiştir.



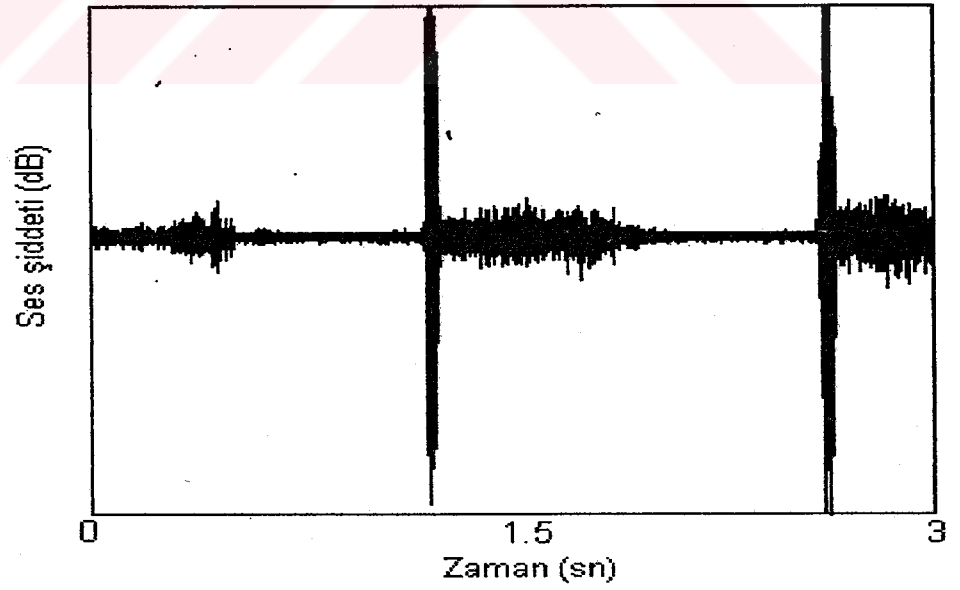
Şekil 4.1: Beyin damarlarından Doppler sinyallerinin kaydedilmesi ve işlenmesi amacıyla kullanılan sistemin blok şeması.

4.2. Doppler Sinyallerinin Analizi

Doppler sinyallerinin içerdiği spektral bilgiyi görsel olarak incelemek ve işaretin spektrumunun zamanla değişimini izlemek için kullanılan tekniklerin en yaygın olan spektral analizdir. Bu teknikte zaman domenindeki Doppler işareti (Şekil 4.2) uygun bir frekansta örneklenir. Elde edilen zaman örnekleri sabit sayıda örnek içeren çerçeveler halinde gruplanır [29] (Şekil 4.3).



(a)



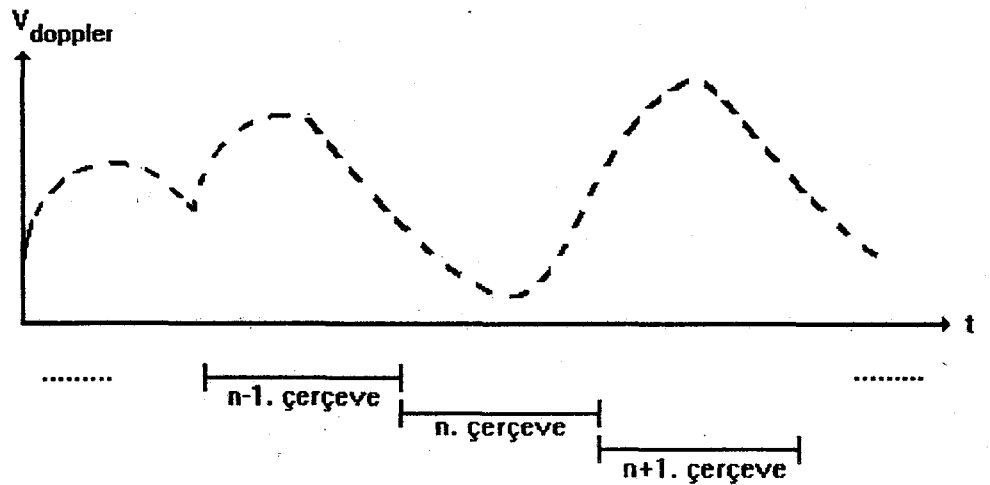
(b)

Şekil 4.2: (a) Beyin travması geçiren bir kişiden alınmış zaman domeni Doppler ses sinyalleri.
 (b) Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınmış zaman domeni Doppler ses sinyalleri

Kayıt süresi: 3 sn

Çerçevelerin oluşturulmasında yaygın olarak kullanılan çerçeve uzunlukları 64, 128 ve 256'dır. Bundan sonra ya HFD, WALSH gibi klasik spektral analiz tekniklerinden biri ya da AR, MA (Moving average) veya ARMA (Autoregressive-Moving average), WAVELET gibi modern spektral analiz tekniklerinden biri kullanılarak her bir çerçeveye ait güç spektral yoğunluk fonksiyonu, $P(f)$, bulunur. Bu spektrum fonksiyonları zaman ekseninde yanyana dizildiği zaman Doppler işaretinin spektrumunun zamana göre değişimini gösteren üç boyutlu sonogram grafiği elde edilir. Burada yatay eksen zamanı (t), dikey eksen frekansı (f), grafiğin renginin gri seviyesi ise ilgili frekans bileşeninin gücünü ($P(f)$) göstermektedir. Gri seviyesi siyaha doğru kaydıkça ilgili frekans bileşeninin gücünün arttığı, tersi durumda ise azaldığı anlaşılır [14, 19].

Sonogram yardımıyla Doppler işaretinin içerdiği frekans bileşenlerinin spektral güçlerinin zamana göre değişimi kolaylıkla izlenebilir. Sonogram eğrisinin zarfı ise değişik beyin içi kan akış hastalıklarının incelenmesinde kolaylıklar sağlayan maksimum frekans eğrisidir [5].



Şekil 4.3: Örneklenmiş Doppler sinyallerinin çerçeveler halinde gruplandırılması.

Her çerçevenin optimum uzunluğu, işaretin durağan (stationary) oluşuna bağlıdır. Genel manada Doppler işareti durağan değildir. Ancak; düzgün akış sözkonusu ise ve akış hızı çok yüksek değilse 10ms ve daha yüksek zaman dilimleri için Doppler işaretinin durağan olduğu varsayımı yapılabilir. Fakat akış hızının çok yüksek ve akışın çalkantılı olduğu durumlarda Doppler spektrumunun değişimi çok hızlı olduğundan bu varsayım geçerliliğini kaybeder [6]. Bu durumda işaretin durağan varsayılabilmesi için çerçeve süresinin düşmesi gerekir. Diğer yandan çok kısa çerçevelerin kullanılması spektrum hesabında istatistiksel olarak yanlış sonuçlar verebilir. Bu yüzden Doppler spektrum analizinde kullanılacak analiz metodunun seçiminde bunlar gözönünde tutulmalıdır. Bu çalışmada çerçeve uzunluğu 128 olarak seçilmiştir [7].

Tablo 4.1: Çeşitli frekanslardaki çerçeve uzunlukları.

Örnekleme Frekansı (kHz)	Frekans Sahası (kHz)	Çerçeve Uzunluğu (ms)
20	10	3
8	4	6
4	2	12
2	1	25

HFD ve benzeri klasik spektral analiz metodları çerçeve süresinin büyük olduğu durumlarda yeterli sonuçlar vermektedir. Ancak yüksek hızlı, çalkantılı veya tıkanıklık sonrası bölgelerde kaydedilen akışlarda HFD ve WALSH metodunun performansı oldukça düşmekte, spektrumda genişleme ve frekans seçiciliğinde azalma gözlenmektedir. AR, MA ve ARMA, WAVELET modelleme gibi modern spektral analiz metodlarının spektral analiz probleminin değişik uygulamalarında özellikle örnek sayısının az olduğu yerlerde HFD ve WALSH benzeri metodlara göre daha iyi sonuçlar verdiği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir. Bunların geniş bir özeti literatürde mevcuttur [30, 31].

Bu metodlar özellikle ölçüm süresinin veya başka bir deyişle çerçeve uzunluğunun küçük olduğu durumlarda frekans seçiciliği bakımından oldukça iyi sonuçlar vermektedirler.

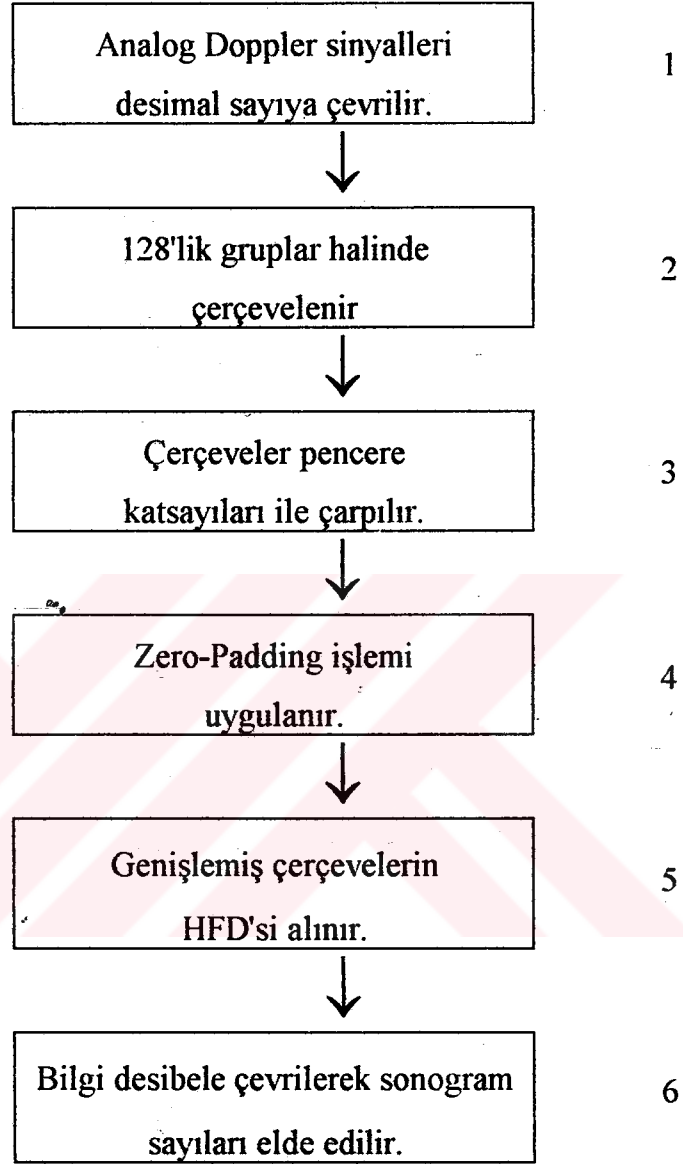
HFD, WALSH metodunda, metodun yapısı gereği spektrum ayrıktır. Ancak modern spektral analiz metodlarında spektrum fonksiyonu sürekli olduğundan bilgisayarla görüntülemeye kolaylık sağlanabilmesi için bu fonksiyonun frekans domeninde örnekleme yapmak suretiyle ayrık hale getirilmesi gerekir. Çerçeve uzunluğunun 128 olması durumunda HFD metodu 128 frekans örneği verdiği için uyum sağlanması bakımından AR, ARMA, WALSH, WAVELET spektrumlarında da 128 frekans bileşeni elde edilecek biçimde frekans örnekleme yapılmıştır.

4.3. Doppler Sinyallerinin İşlenmesi İçin Hazırlanan Programlar

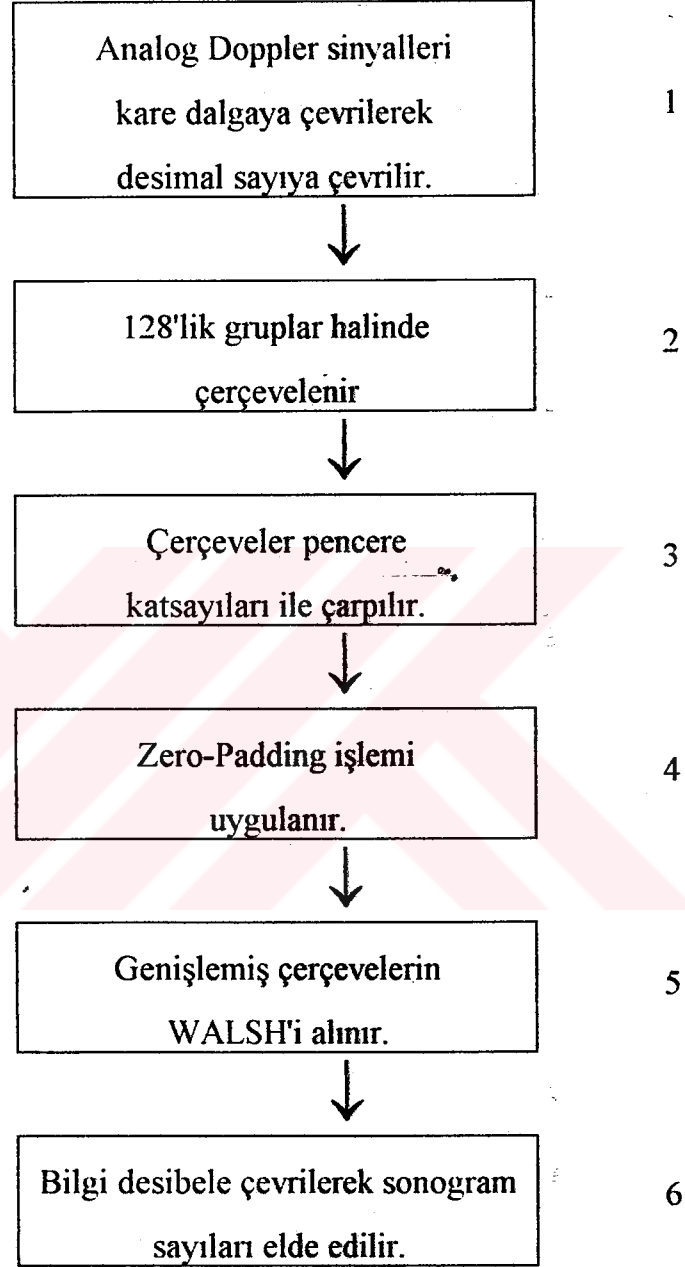
Bu çalışmada kullanılan bilgisayarın ana görevi, hastalardan kaydedilen Doppler sinyallerini diskinde toplayarak, her hastaya ait HFD, AR, ARMA, WALSH ve WAVELET güç spektrumlarını çevrim dışı (off-line) olarak ayrı ayrı hesaplamak ve bu spektrumlara karşılık gelen sonogramları çizdirmektir. HFD, AR, ARMA, WALSH ve WAVELET spektrumlarının hesaplanabilmesi için ayrı ayrı algoritmalar düzenlenmiştir.



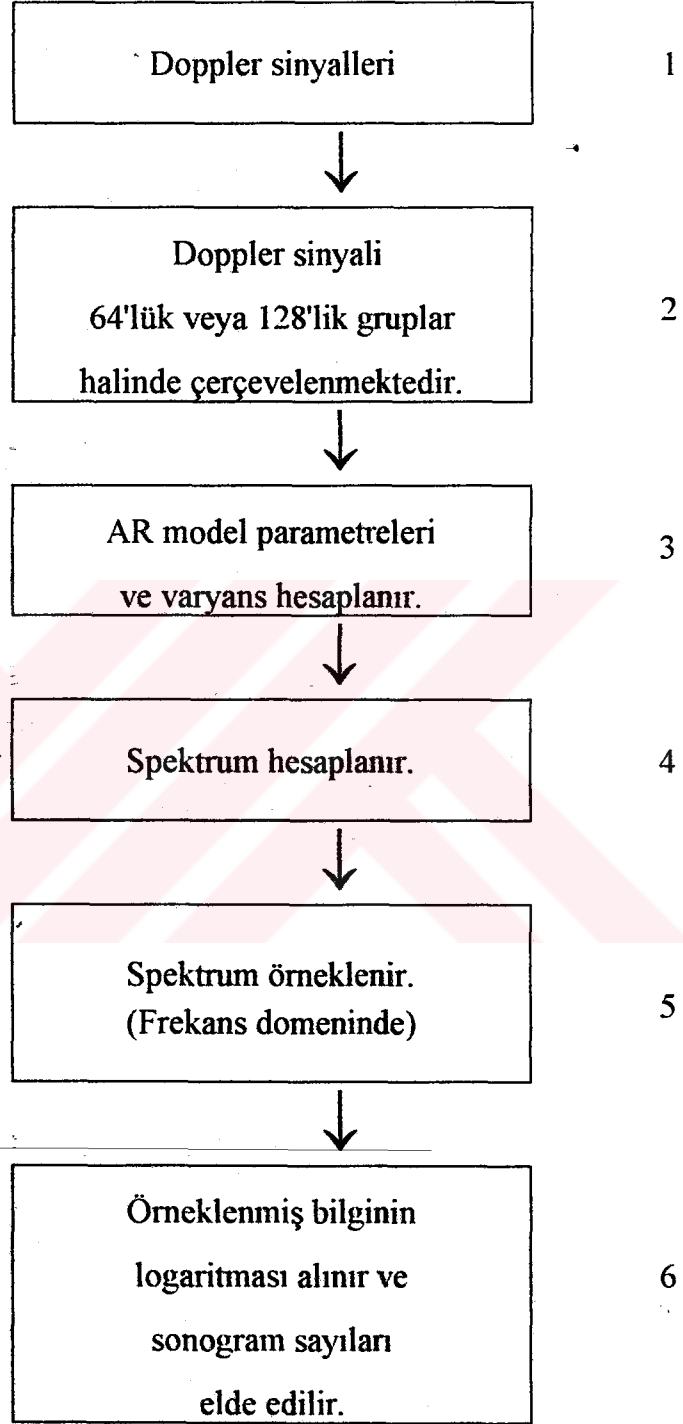
Tablo 4.2: Doppler Sinyallerine uygulanan HFD algoritması.



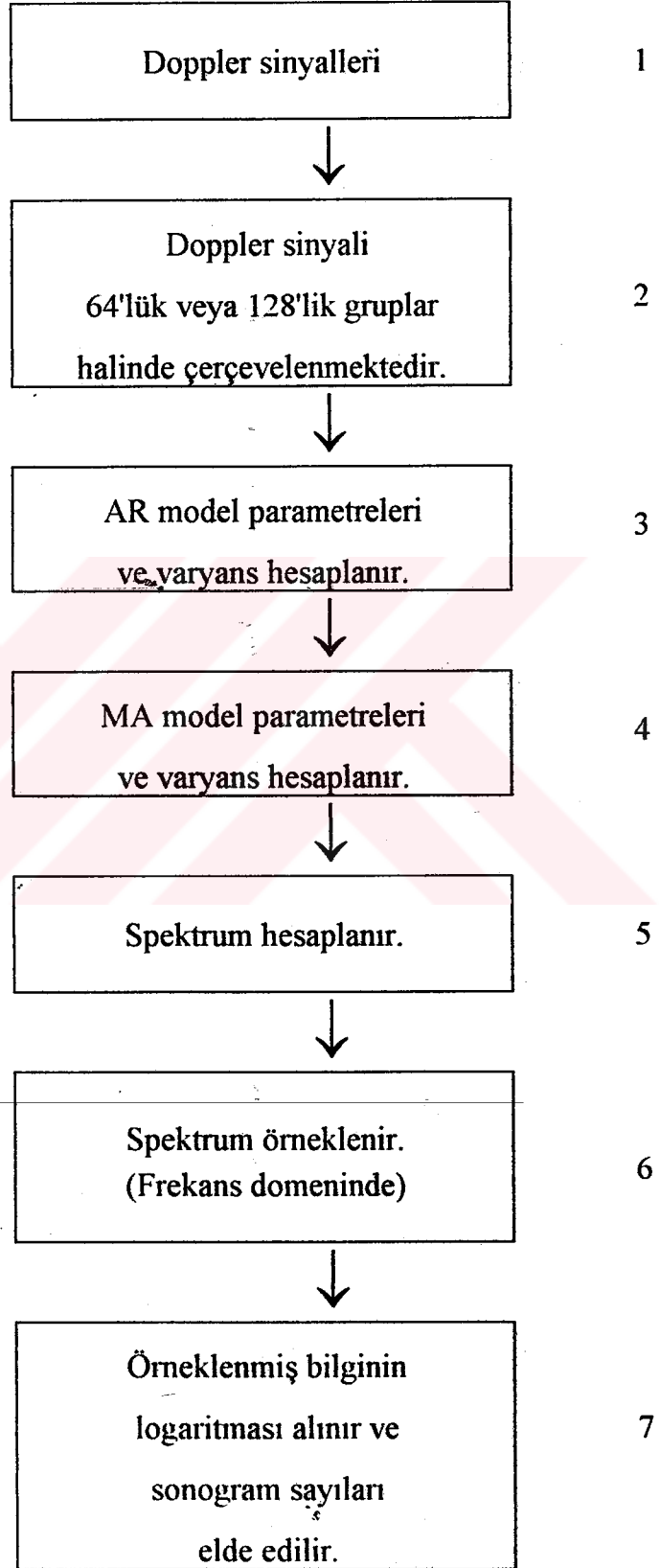
Tablo 4.3: Doppler Sinyallerine uygulanan WALSH algoritması.



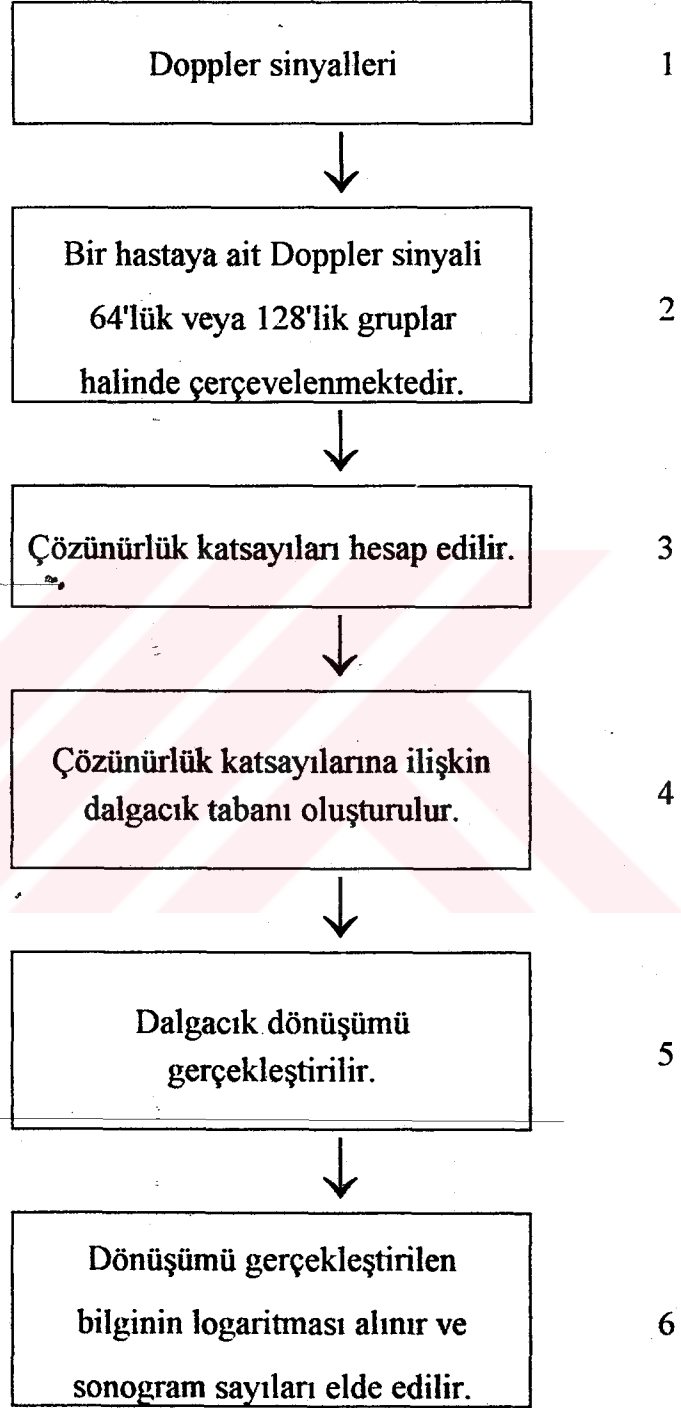
Tablo 4.4: Doppler Sinyallerine uygulanan AR algoritması.



Tablo 4.5: Doppler Sinyallerine uygulanan ARMA algoritması.



Tablo 4.6: Doppler Sinyallerine uygulanan WAVELET algoritması.



BÖLÜM-5.**5. SONUÇLAR, DEĞERLENDİRME VE İRDELEME****5.1. Beyin Travması**

Yaralanmaların çoğu künt travmalar şeklinde olup, ya hareket eden kafanın düz bir yere çarpması ya da hareket eden bir nesnenin kafaya çarpmasıyla olmaktadır. Çarpmadan doğan hasar, kafa yaralanması sonucunda, beyinin hasar görmesi ve kötü sonuçlanan beyin hasarının meydana gelmesine yol açmaktadır. Beyin kafatası içerisinde hareket edebilmektedir ve değişik yoğunluğa sahip yapılar arasındaki farklılık belirgin bir şekilde fark edilebilmektedir. Direkt hasarlar beyinin kemik bölgelerindeki kanadın serbest kenarına çarpması neticesinde oluşur. Yerel hasarlar, çökme kırıklarında ve kafatasının

altında oluşabilir. Bu yerlerdeki hasar; sinir yapılarını, kan damarlarını ya da her ikisini doğrudan etkileyebilir. Sonuçta beyinin yüzey yapısında hasarlanmaya beyin içi kanamasına sebep olabilmektedir [8].

Beyin cerrahisinde kullanılan Doppler cihazı, tanısı yapılan bir hastanın ameliyattan sonraki Temporal veya Karotid'deki damarların durumunu ve aynı zamanda kalbin kan pompalama (Sistol) durumuna bağlı damarda birinci tepe noktasını oluşturan kan akım hızı Sistolik basınç, kalbin gevşediği (kalbin içine kan doluş esnası) Diastolik basınç durumuna bağlı damarda ikinci tepe noktasını oluşturan kan akım hızlarına ilişkin Rezistif indeks denilen kafa basıncı tayin edilerek hastanın genel durumu hakkında bilgi edinilir.

Bu duruma ilişkin cihazın HFD yöntemine göre oluşturduğu görüntüyü netleştirmek ve damardaki kan akış hızını daha iyi tespit etmek amacıyla çeşitli analiz yöntemleri geliştirilmiştir. Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Beyin Cerrahisi Yoğun Bakım Ünitesi'nde yapılan çalışmalarda örnek olarak beyin travması ve beyin damarlarında balonlaşma bulunan hastaların görüntüleri ele alınmıştır.

5.2. Beyin Damarlarında Balonlaşma

Beyin damarlarında daha çok dallanma noktalarında damarsal yapı bozukluğu yada sebebi bilinmeyen nedenle, balonlaşma oluşur. Orta beyin damarında balonlaşma tesbit edilen hastaların, damarın balonlaşma yerine

uygulanan ameliyat sonrası, temporal kriklektomi yapılmış olan sahanın üzerinden orta beyin arterine ait Doppler sonogramları Şekil 5.11'den, 5.20'ye kadar görülmektedir.

Bu duruma ilişkin sonuç ve değerlendirmeler yapılırken, tanı yapıldığından dolayı Beyin travmasına ait sonogramların yorumları yeterli olacaktır.

Şekil 5.1'de görüldüğü gibi HFD ve WAVELET yöntemleriyle oluşan görüntülerde WAVELET yöntemi HFD yöntemine göre; çözünürlük katsayıları ve bu katsayılarla ilişkin dalgacık tabanı oluşturularak dönüşüm gerçekleştirilip sonogram sayıları elde edilir. HFD'de ise çerçevelenmiş sayıların sadece HFD'si hesap edilerek, bu katsayıların logaritması alınır ve Hızlı Fourier dönüşümü, sıklığı ve zamanı doğrusal olarak böldüğü için alçak sıklık bandında gereken spektral çözünürlüğü ancak çok sayıda pencerelerle yakalanabilir. Bu hem zaman bilgisinin karışmasına hem de yüksek sıklıkta gereksiz yüksek spektral çözünürlük bilgisinin hesaplanmasına neden olur. Bu durum yöntem gereği WAVELET metodunun HFD metoduna göre hem pik, hem düzlük bölgelerinde, hemde genel görünüme de bakılacak olunursa spektral çözünürlüğün daha üstün olduğu gözlenir.

Şekil 5.2 ve 5.3'de AR ve ARMA analiz metodlarına ait görüntülerde izlenildiği gibi çerçevelenmiş katsayılarla ilişkin AR ve ARMA katsayıları hesap edilerek elde edilen sonogramların oluşturduğu görüntü hem pik, hem de düzlük bölgelerde HFD'ye göre spektral çözünürlük bakımından daha başarılı olduğu görülmektedir.

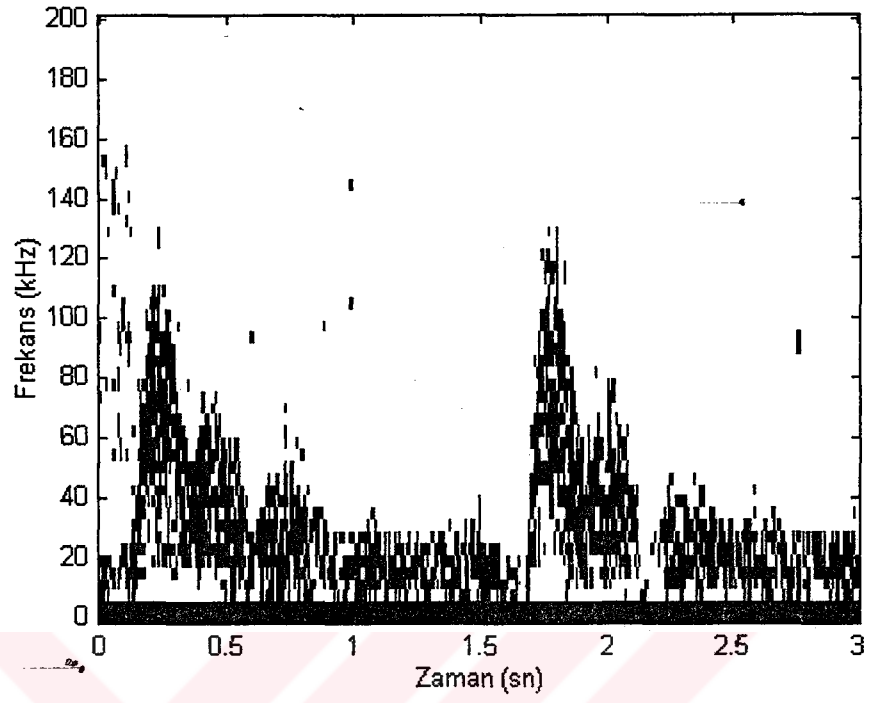
Şekil 5.5 ve 5.6'da görülen görüntülerden WAVELET yönteminin AR ve ARMA yöntemlerinin oluşturduğu görüntülerden hem pik, hem düzlük kısımlarında spektral çözünürlük üstünlükleri görülmektedir.

Şekil 5.8'de ARMA'nın oluşturduğu görüntünün, AR'a oluşturduğu görüntüden hem pik ve hem de düzlük bölgelerde spektral çözünürlük bakımından üstünlükleri görülmekte olmasına rağmen karakteristik olarak spektral çözünürlük bakımından birbirlerine yakındır.

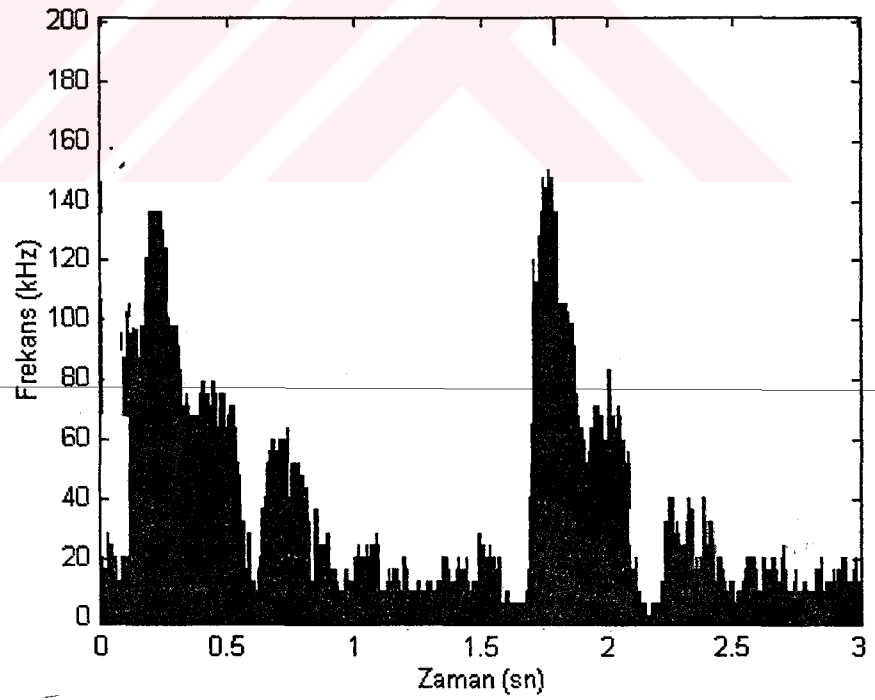
HFD, WAVELET, AR, ARMA yöntemleri ise her bakımdan WALSH'a göre başarılı olduğu tespit edilmiştir.

5.3. İrdeleme

Beyin damarlarındaki kan akışının incelendiği bu çalışmada hesaplatılan sonogramlar tıbbi standartlara uygun seviyede elde edilmiştir. Sonogramların elde edilmesinde kullanılan WAVELET, AR, ARMA metodunun HFD metoduna göre daha çok üstünlük sağladığı gözlenmiştir. Ancak kullanılan sistemin gerçek zaman olmayışı, sonogramların çizdirilmesi için harcanan zaman açısından bir kusur teşkil etmektedir ve pratik sahada kullanımı daraltmaktadır. WAVELET, AR, ARMA metodunun, HFD metoduna göre daha fazla işlem yükü olduğundan, sistemin gerçek zaman çalışabilmesi için donanımda çok hızlı sayısal işaret işlemcilerin kullanılması gerekecektir. Bu durum sisteme maliyet açısından fazladan bir yük getirecektir. Fakat HFD metodu yerine WAVELET, AR, ARMA metodunun gerçek zamanda kullanımına imkan vererek daha kaliteli sonogramların elde edilmelerini sağlayacaktır.



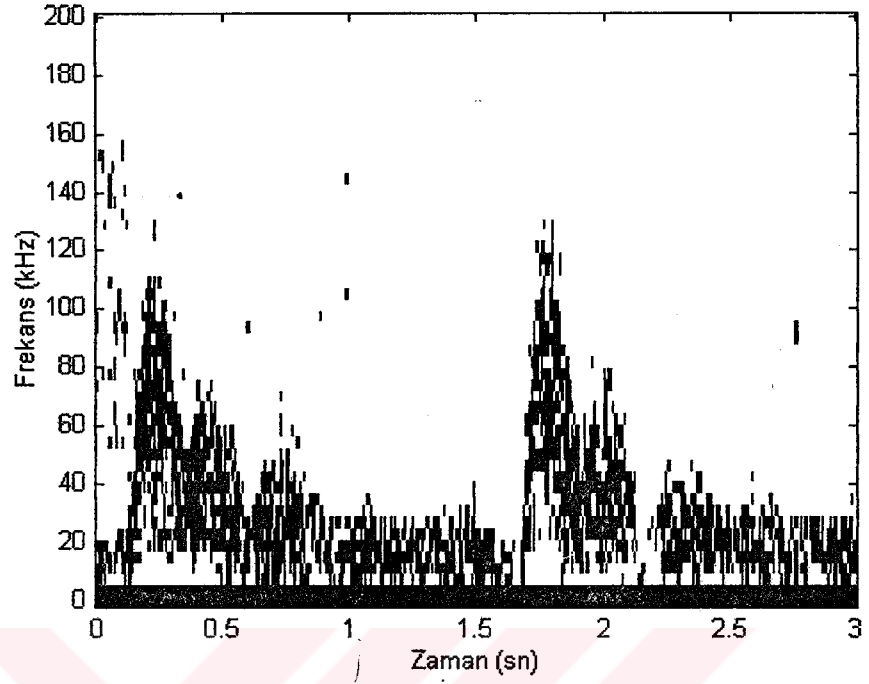
(a)



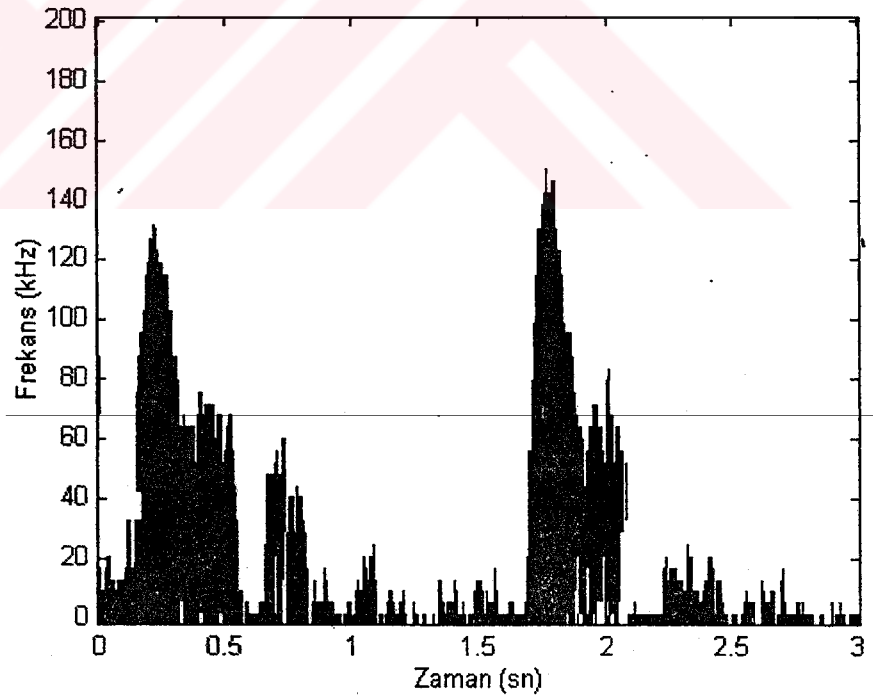
(b)

Şekil 5.1: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) HFD b) WAVELET.

Örnek Sayısı: 20.000

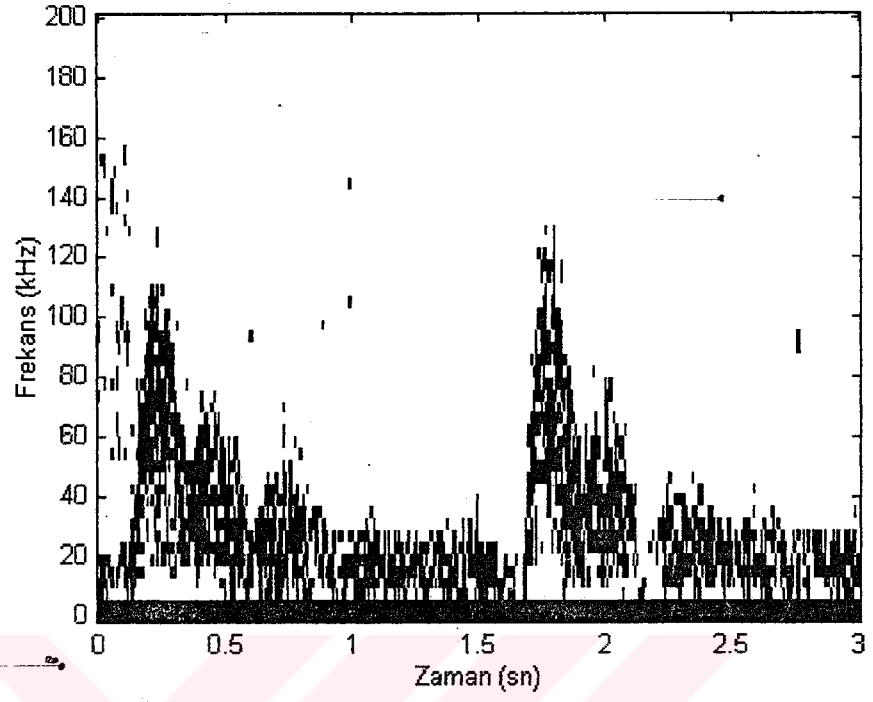


(a)

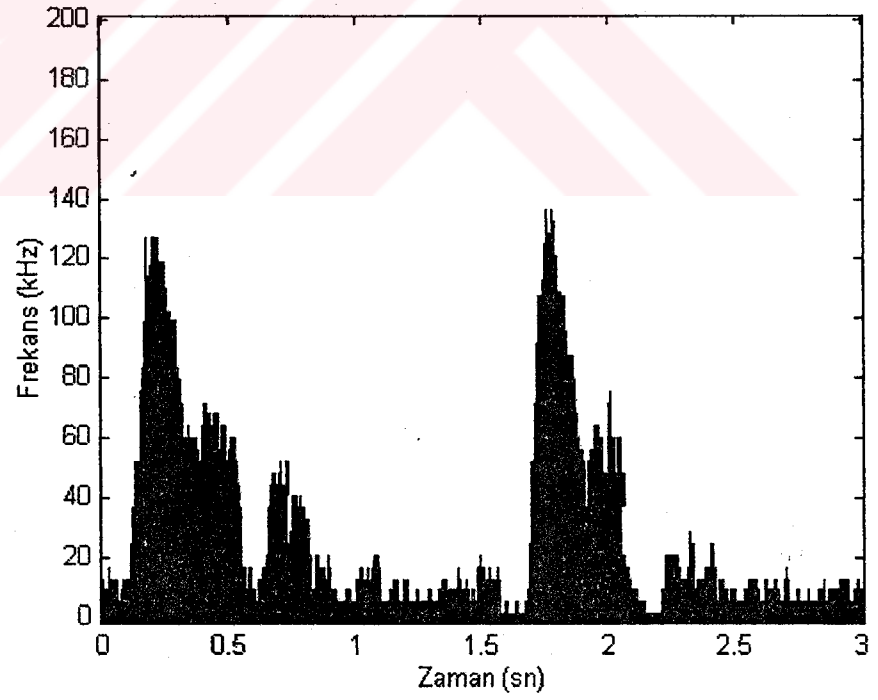


(b)

Şekil 5.2: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) HFD b) AR.
 Örnek Sayısı : 20.000
 Model Derecesi: 10

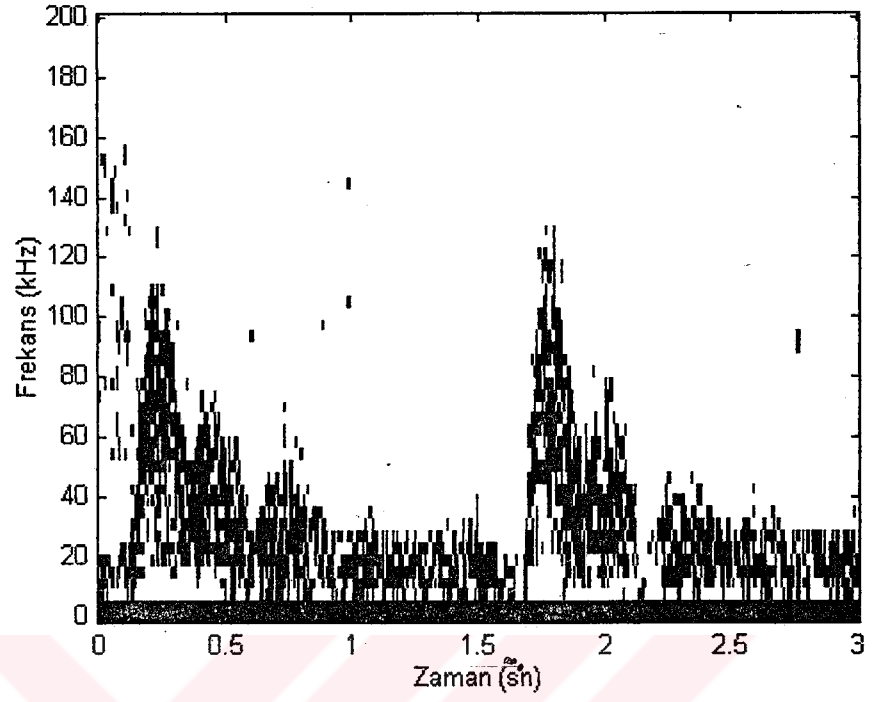


(a)

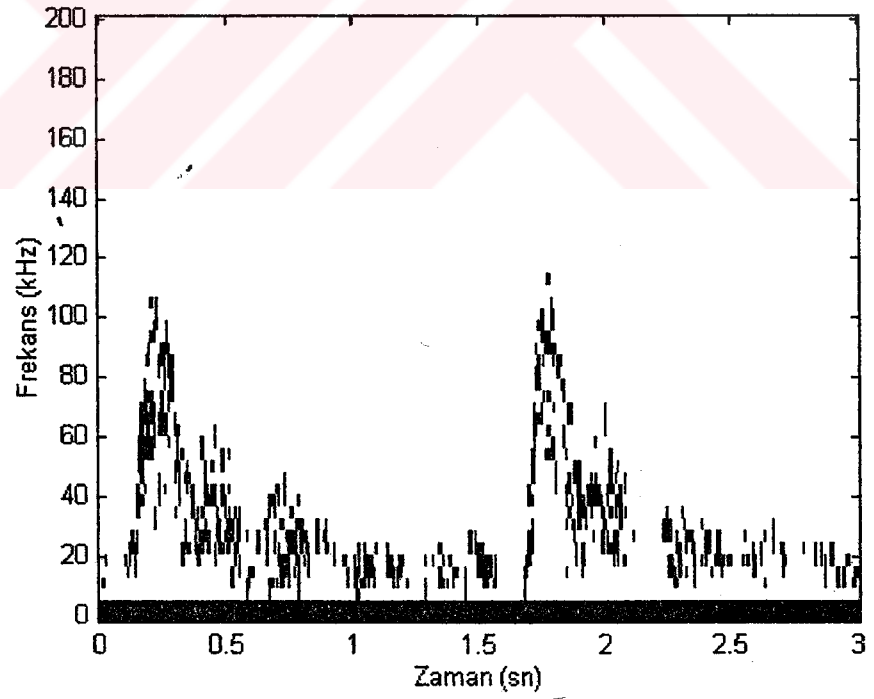


(b)

Şekil 5.3: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) HFD b) ARMA.
 Örnek Sayısı : 20.000
 Model Derecesi: 10

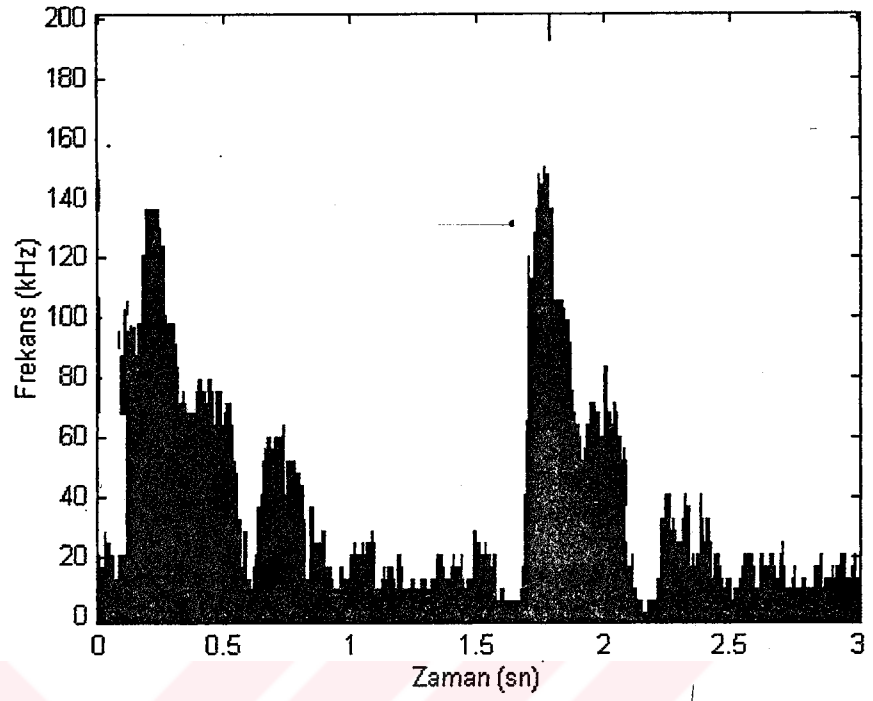


(a)

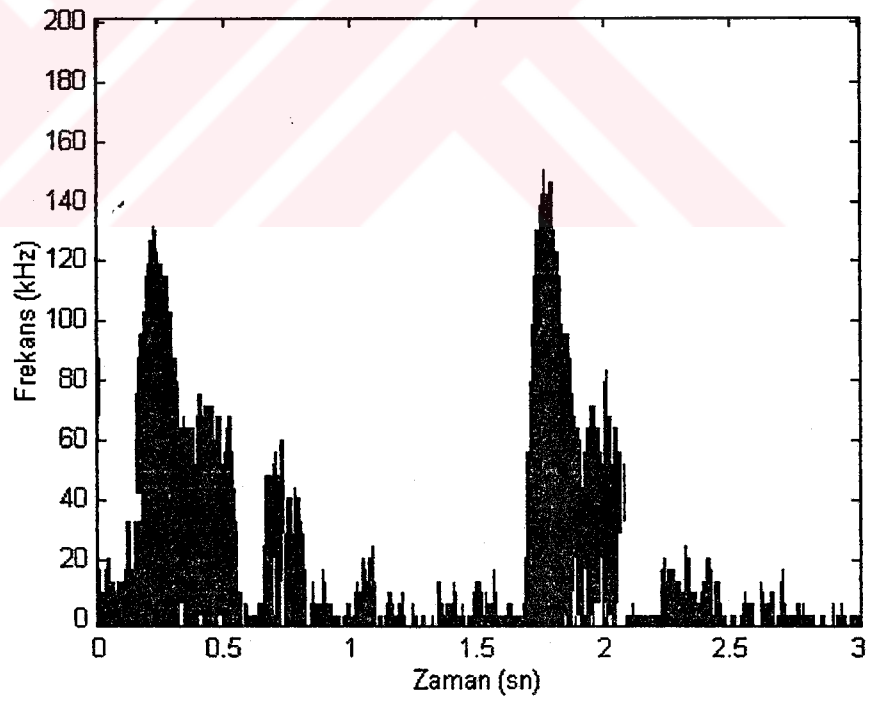


(b)

Şekil 5.4: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) HFD b) WALSH.
Örnek Sayısı : 20.000

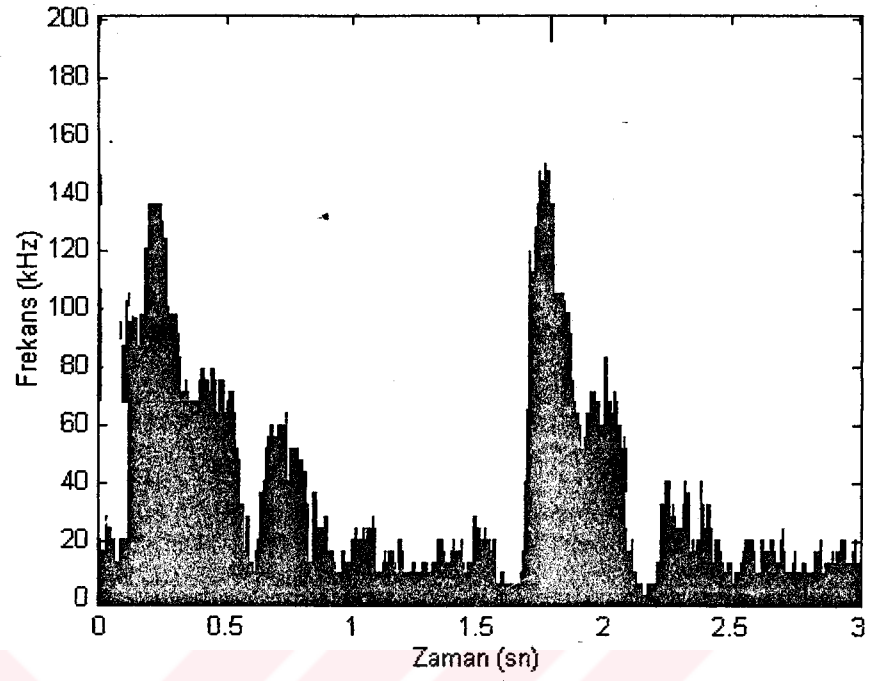


(a)

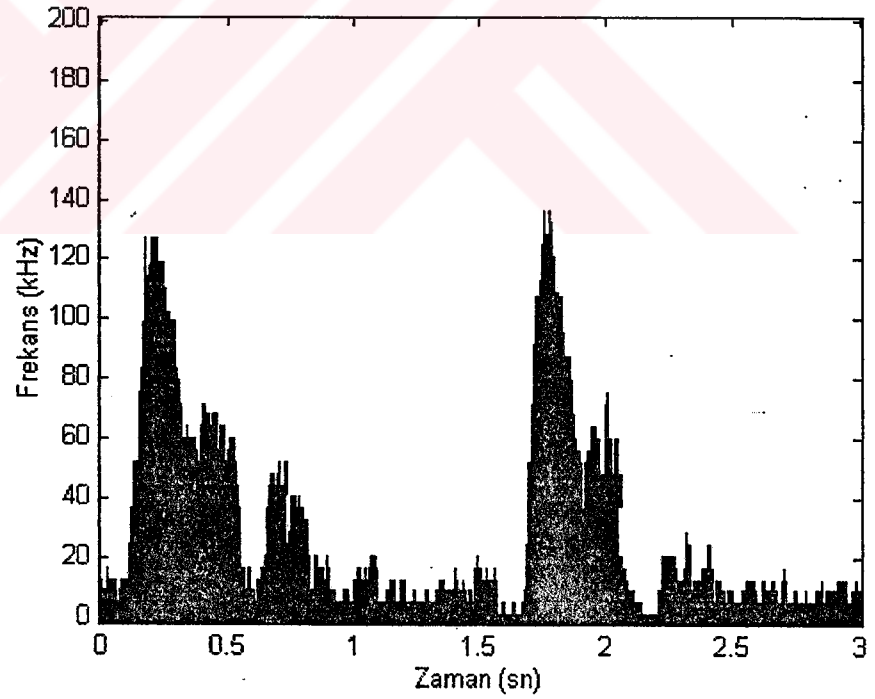


(b)

Şekil 5.5: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) WAVELET b) AR.
Örnek Sayısı : 20.000
Model Derecesi: 10



(a)

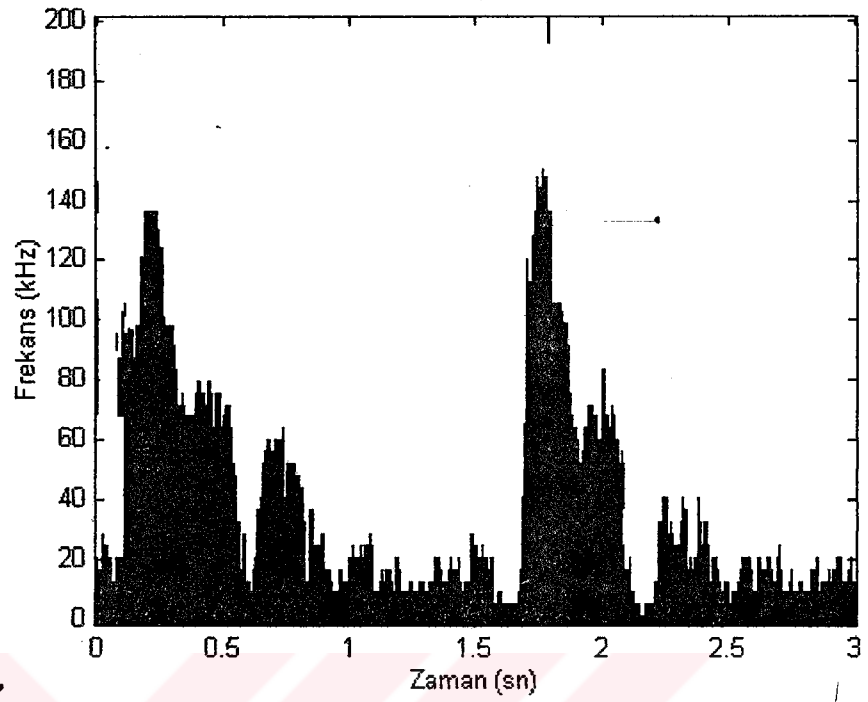


(b)

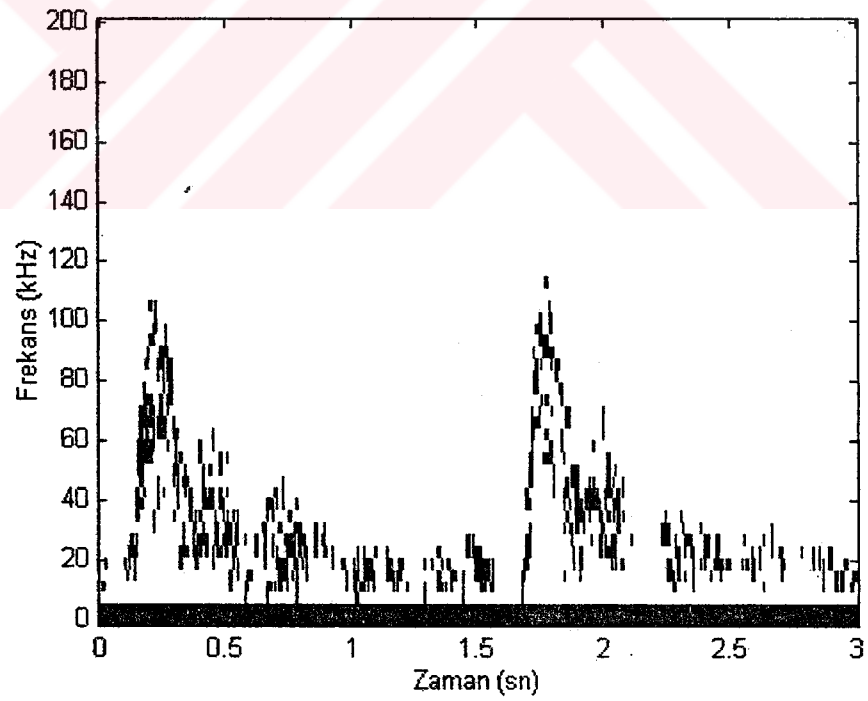
Şekil 5.6: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) WAVELET b) ARMA.

Örnek Sayısı : 20.000

Model Derecesi: 10



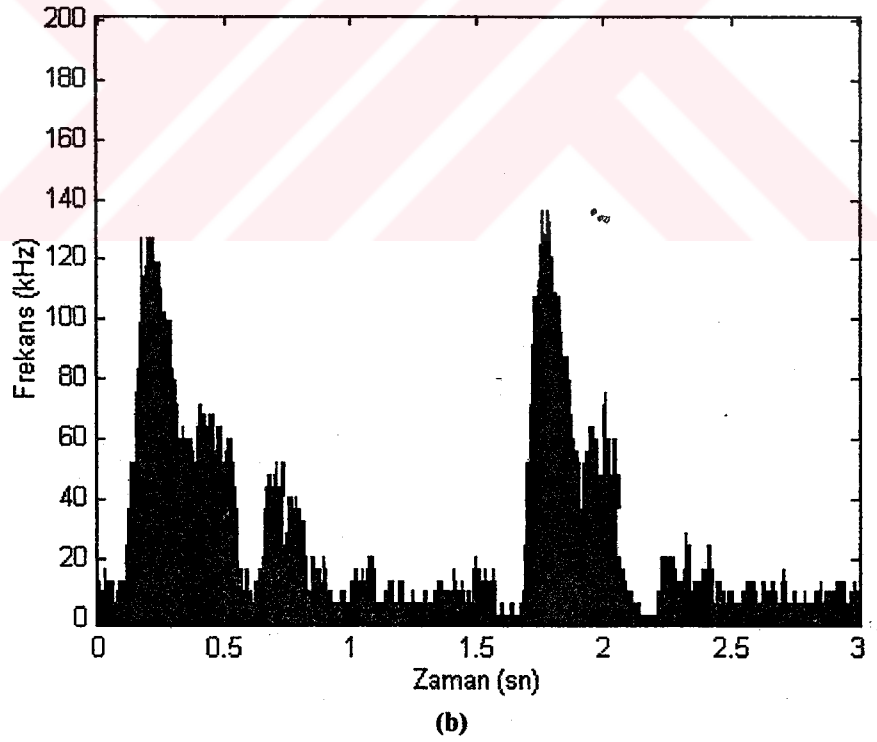
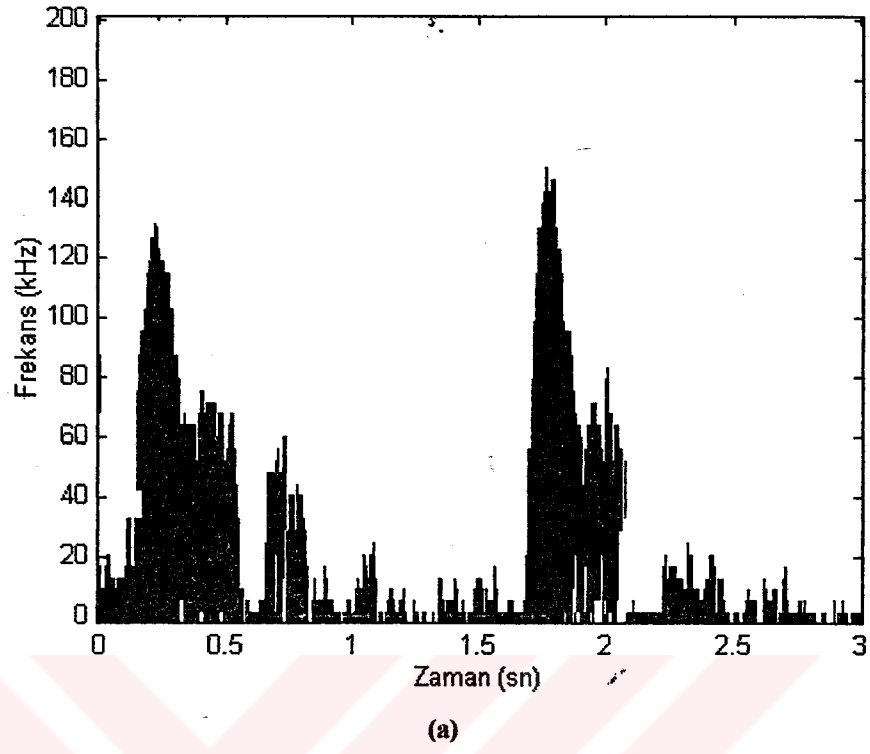
(a)



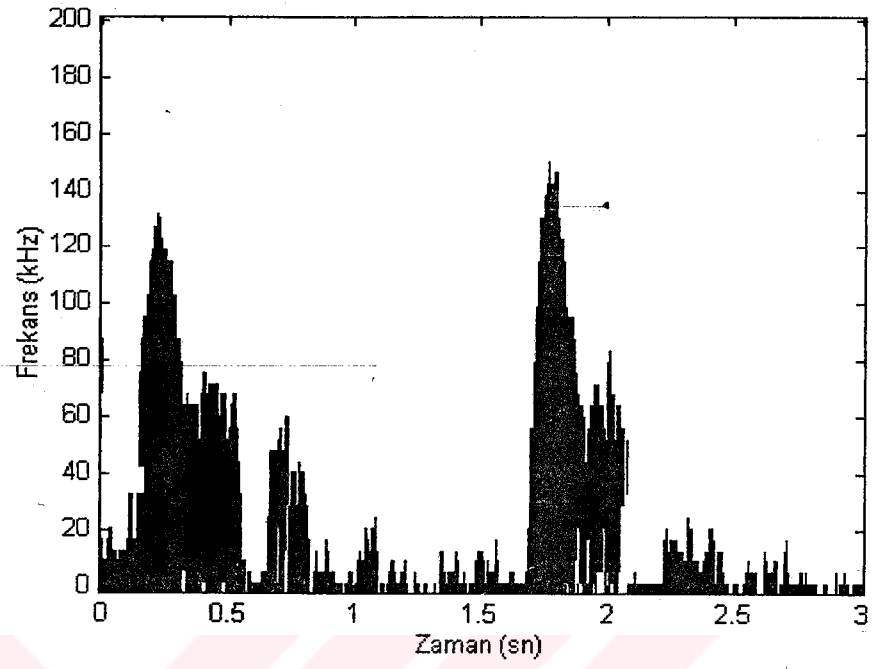
(b)

Şekil 5.7: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) WAVELET
b) WALSH

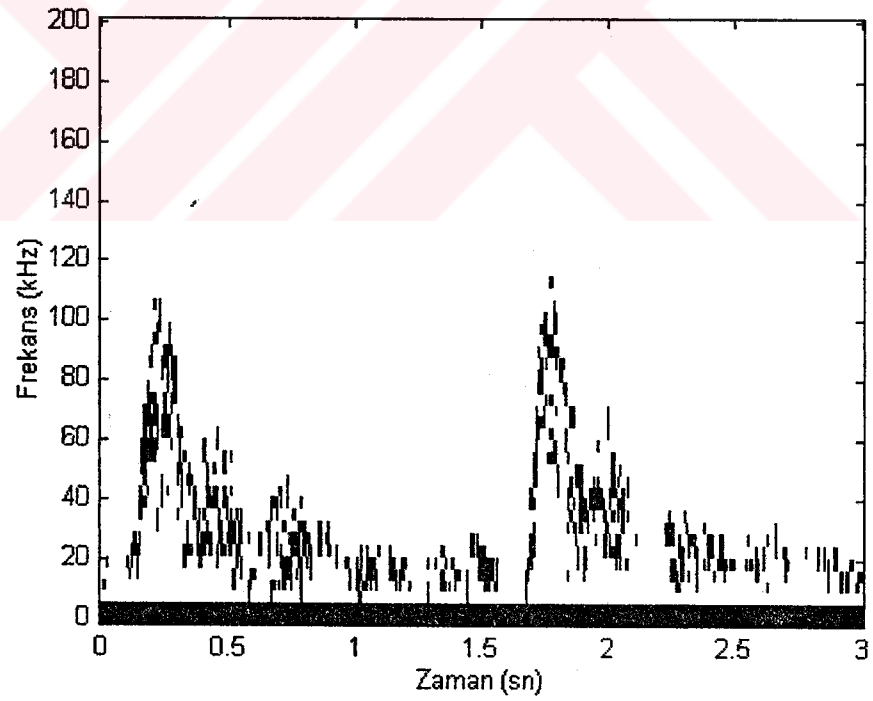
Örnek Sayısı : 20.000



Şekil 5.8: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) AR, b) ARMA.
Örnek Sayısı : 20.000
Model Derecesi: 10

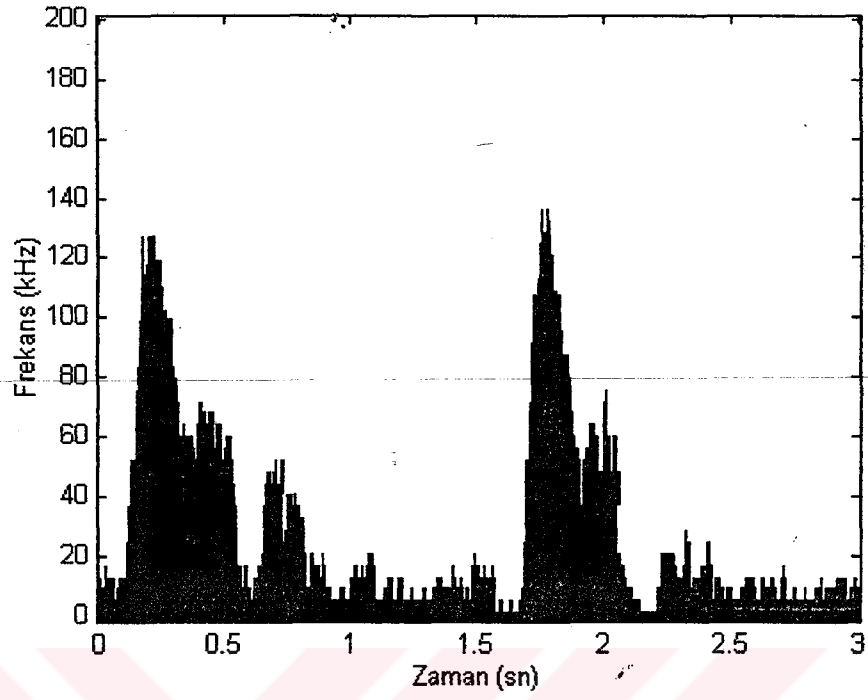


(a)

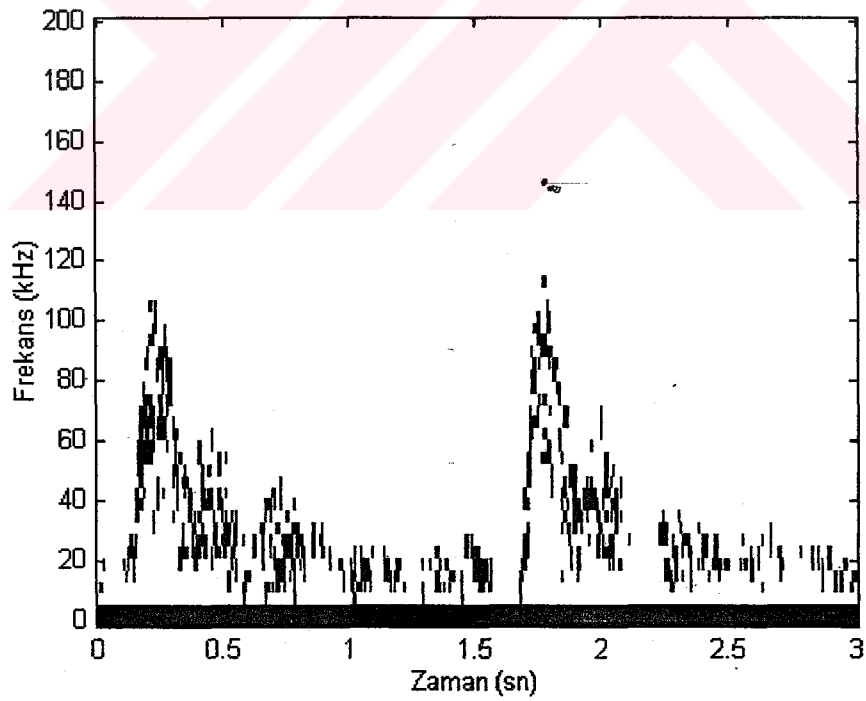


(b)

Şekil 5.9: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) AR, b) WALSH.
 Örnek Sayısı : 20.000
 Model Derecesi: 10



(a)

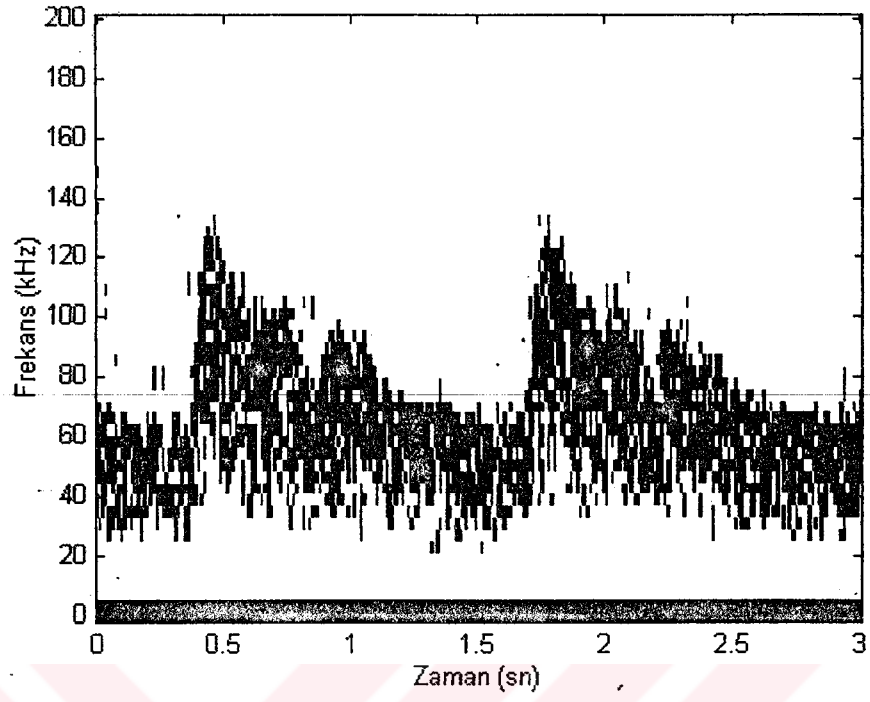


(b)

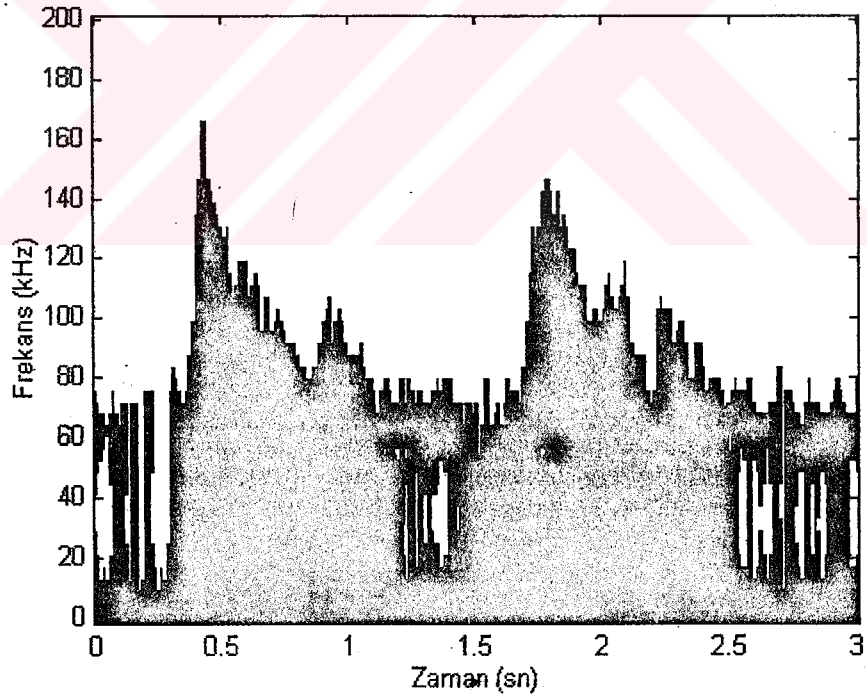
Şekil 5.10: Beyin Travması geçiren bir kişiden alınan Doppler sonogramları. a) ARMA, b) WALSH.

Örnek Sayısı : 20.000

Model Derecesi: 10



(a)

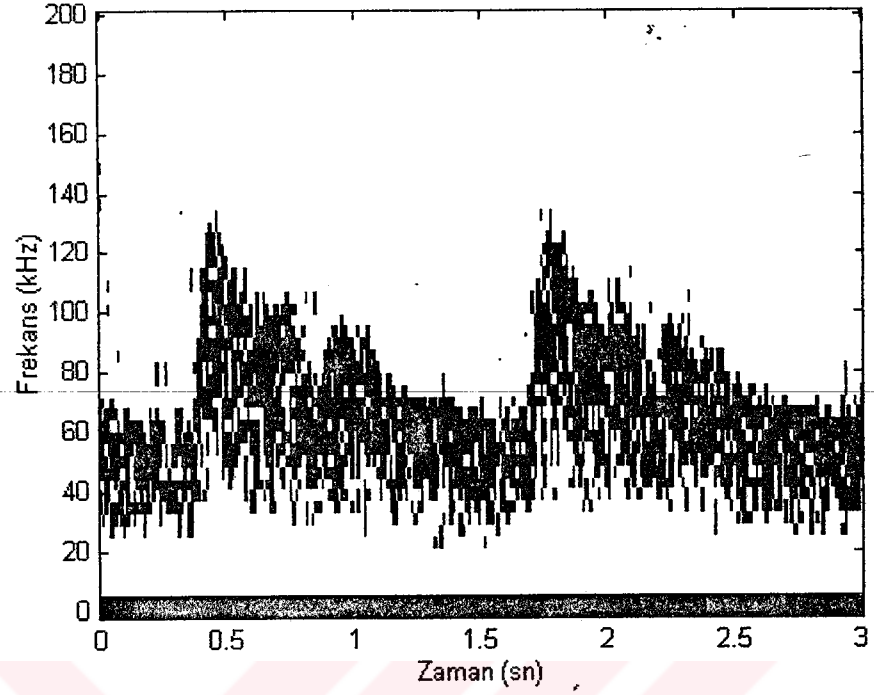


(b)

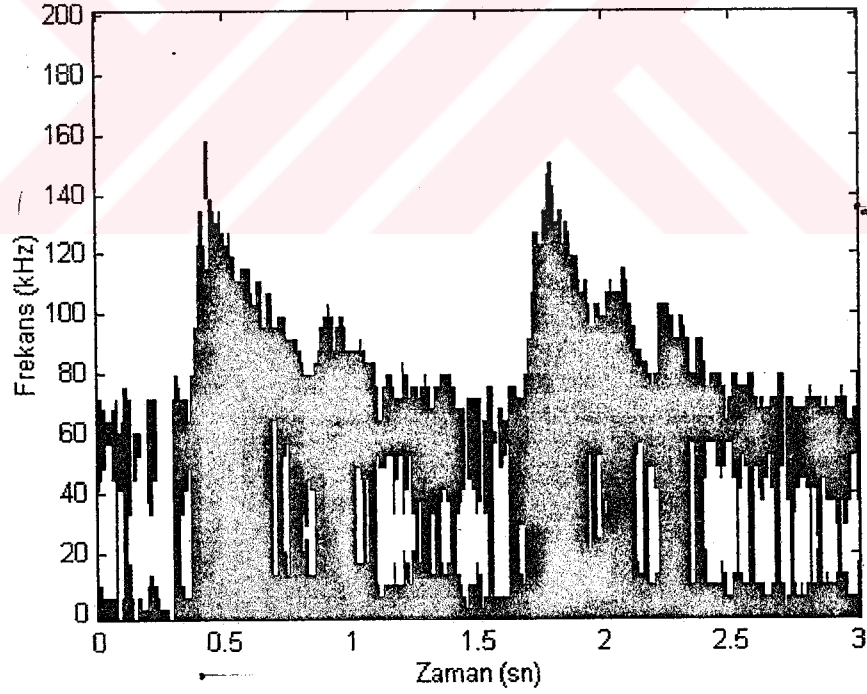
Şekil 5.11: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan Doppler sonogramları.

a) HFD, b) WAVELET

Örnek Sayısı : 20.000



(a)



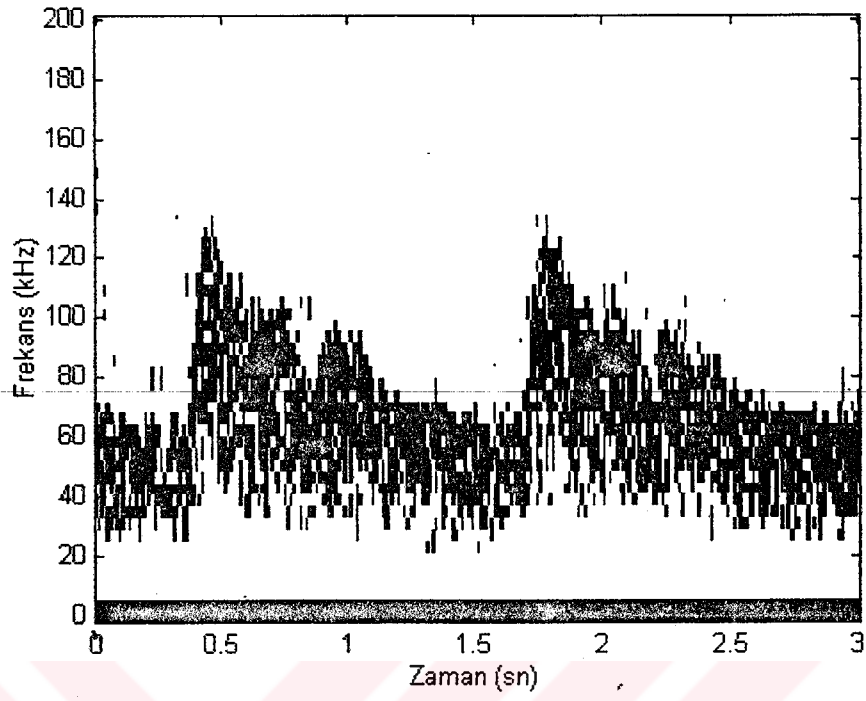
(b)

Şekil 5.12: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan Doppler sonogramları.

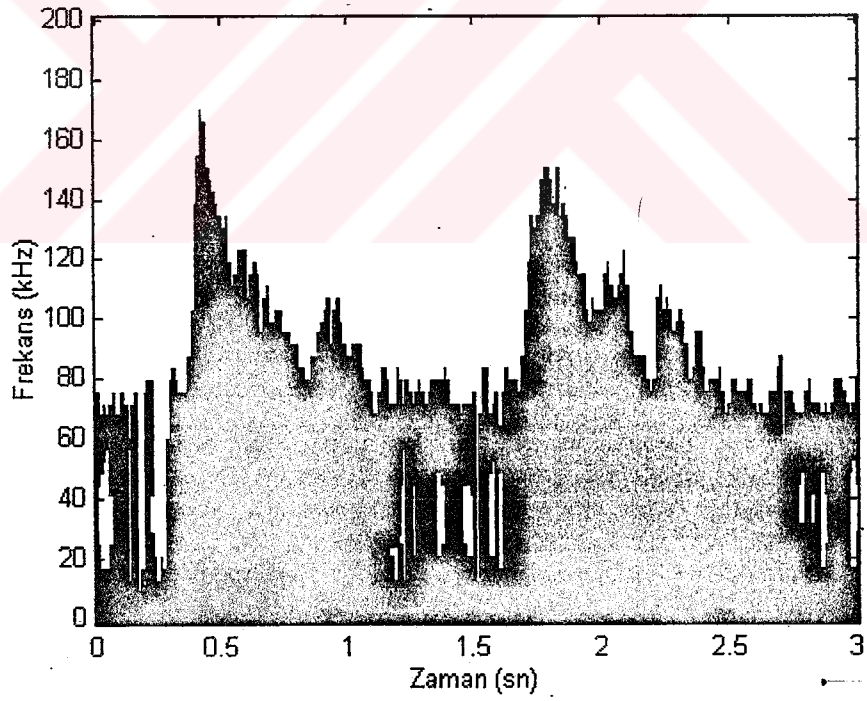
a) HFD, b) AR

Örnek Sayısı : 20.000

Model Derecesi: 10



(a)



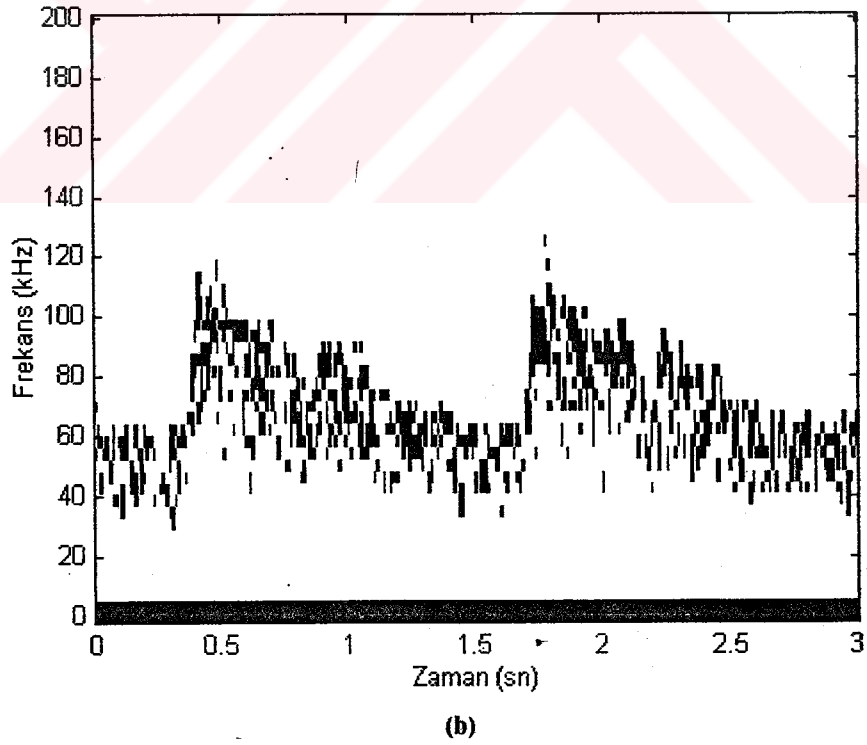
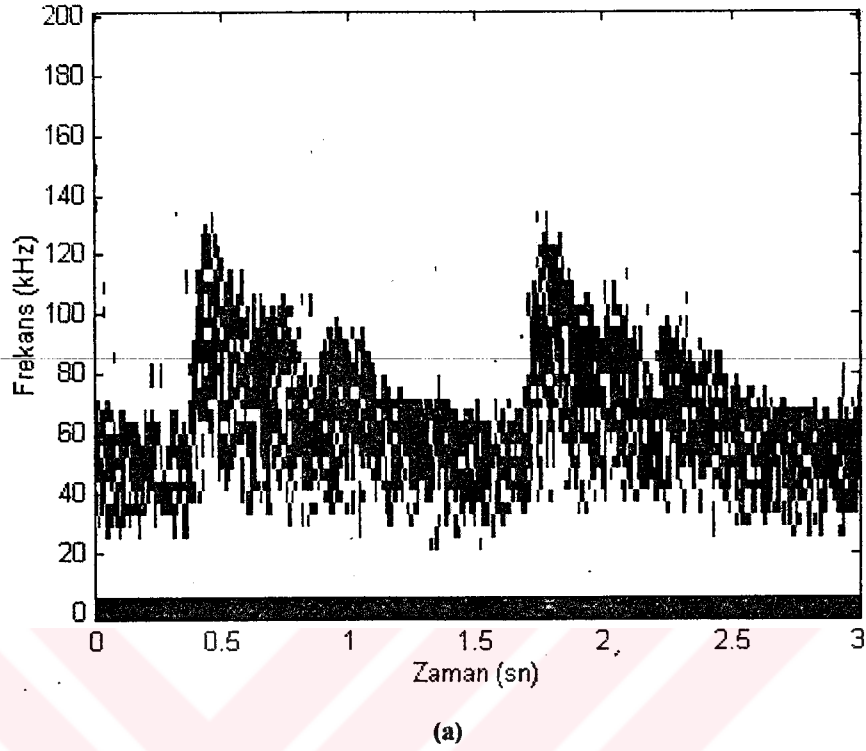
(b)

Şekil 5.13: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan Doppler sonogramları.

a) HFD, b) ARMA

Örnek Sayısı : 20.000

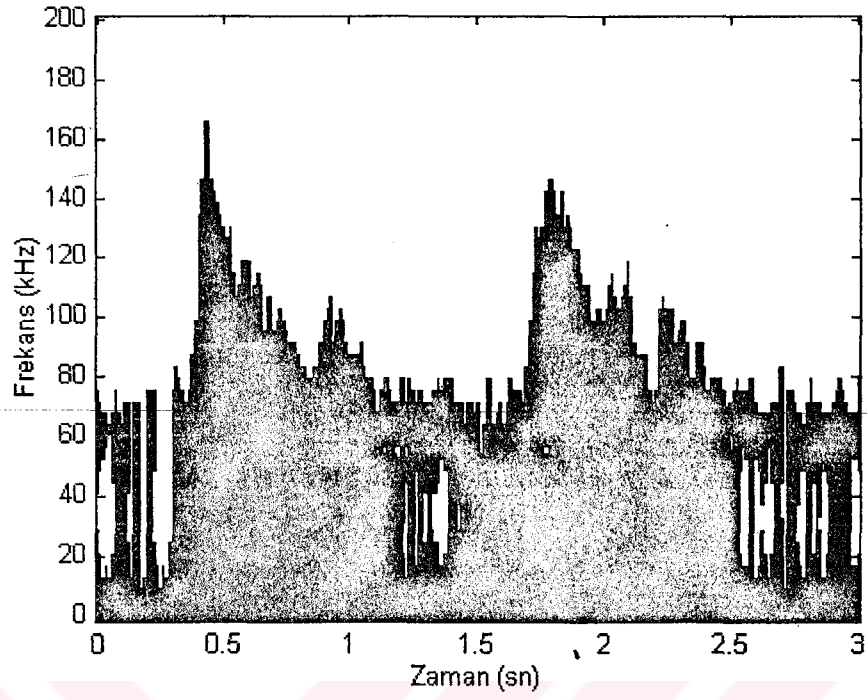
Model Derecesi: 10



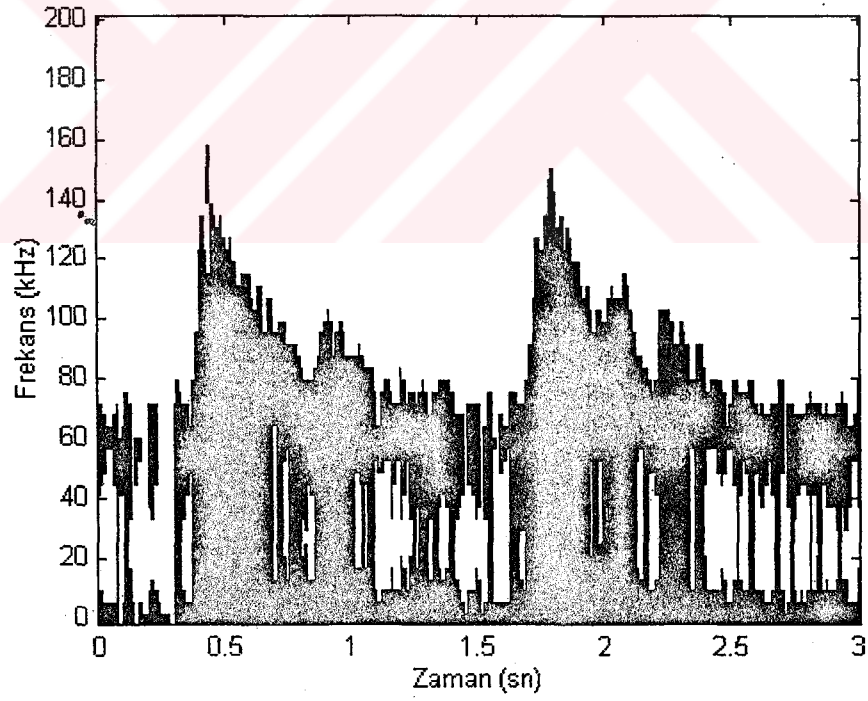
Şekil 5.14: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan Doppler sonogramları.

a) HFD, b) WALSH

Örnek Sayısı : 20.000



(a)



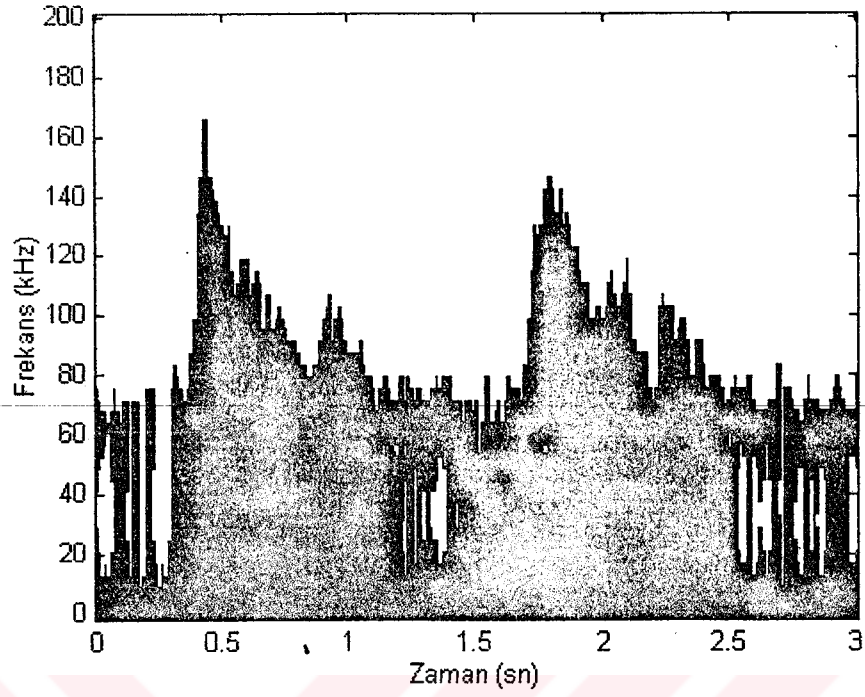
(b)

Şekil 5.15: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan Doppler sonogramları.

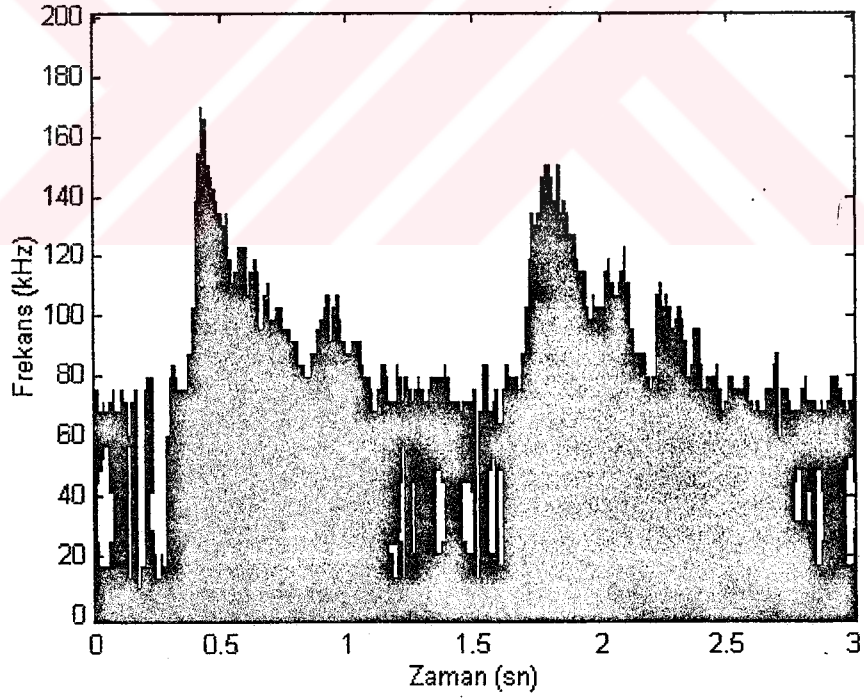
a) WAVELET, b) AR

Örnek Sayısı : 20.000

Model Derecesi: 10



(a)



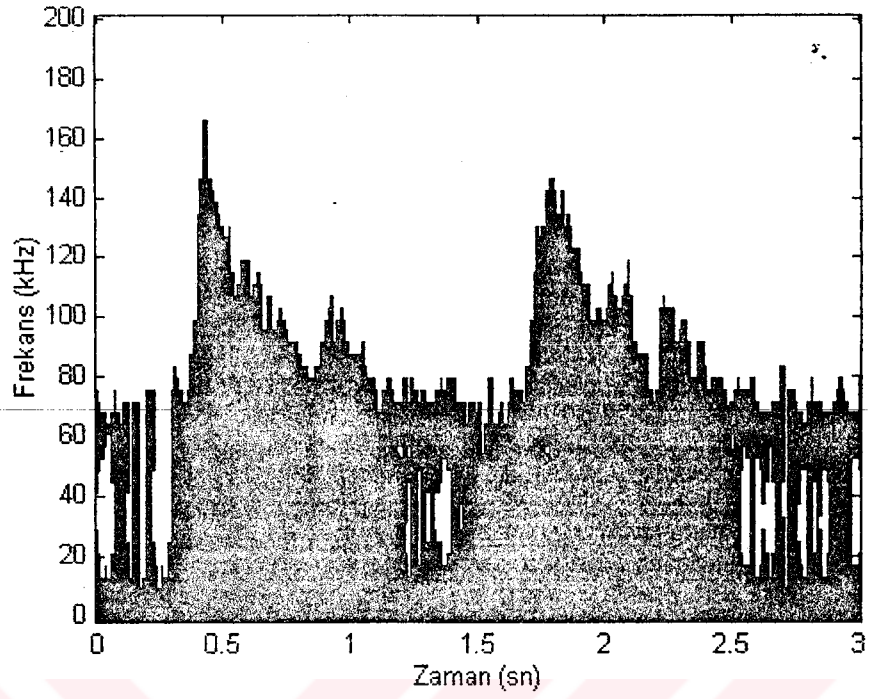
(b)

Şekil 5.16: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan Doppler sonogramları.

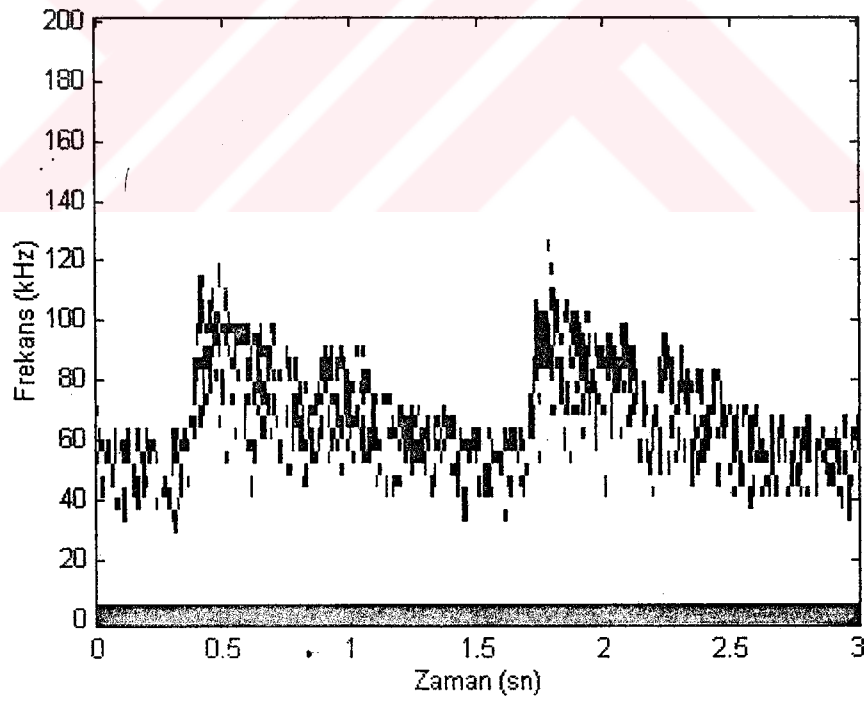
a) WAVELET, b) ARMA

Örnek Sayısı : 20.000

Model Derecesi: 10

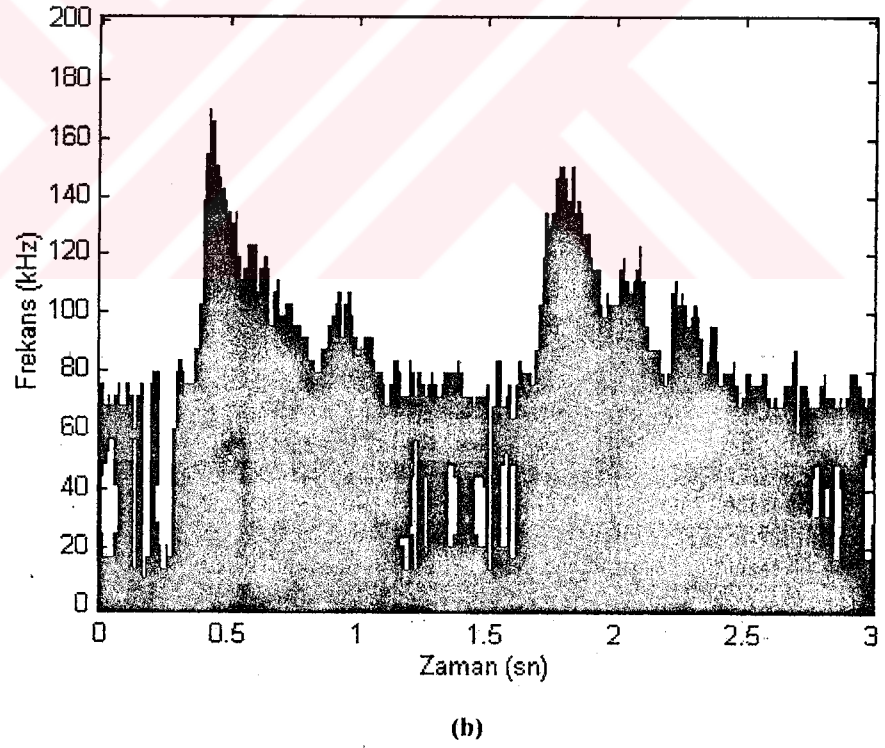
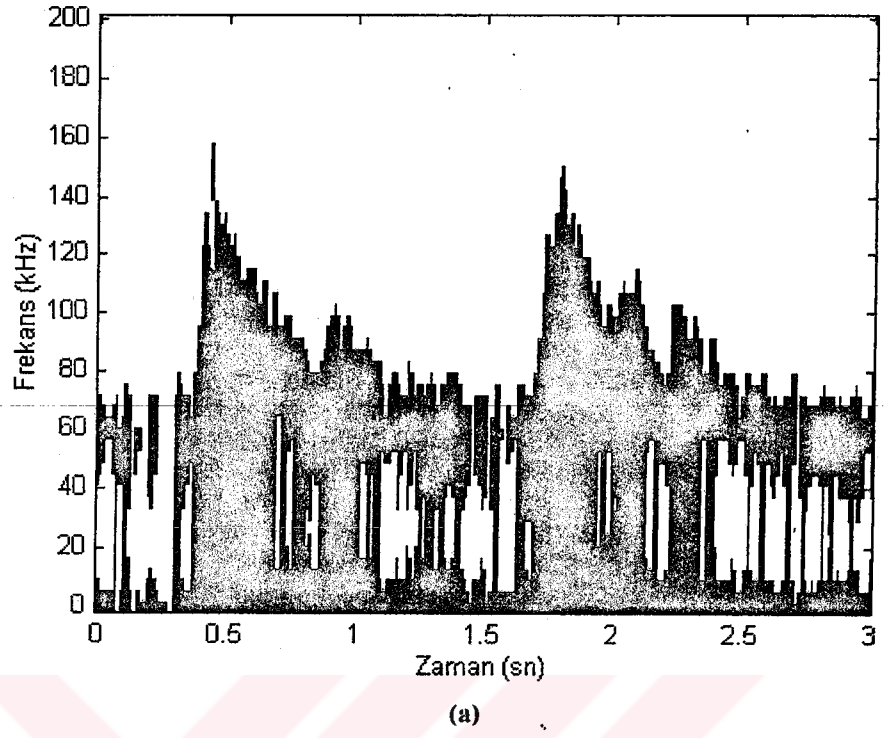


(a)

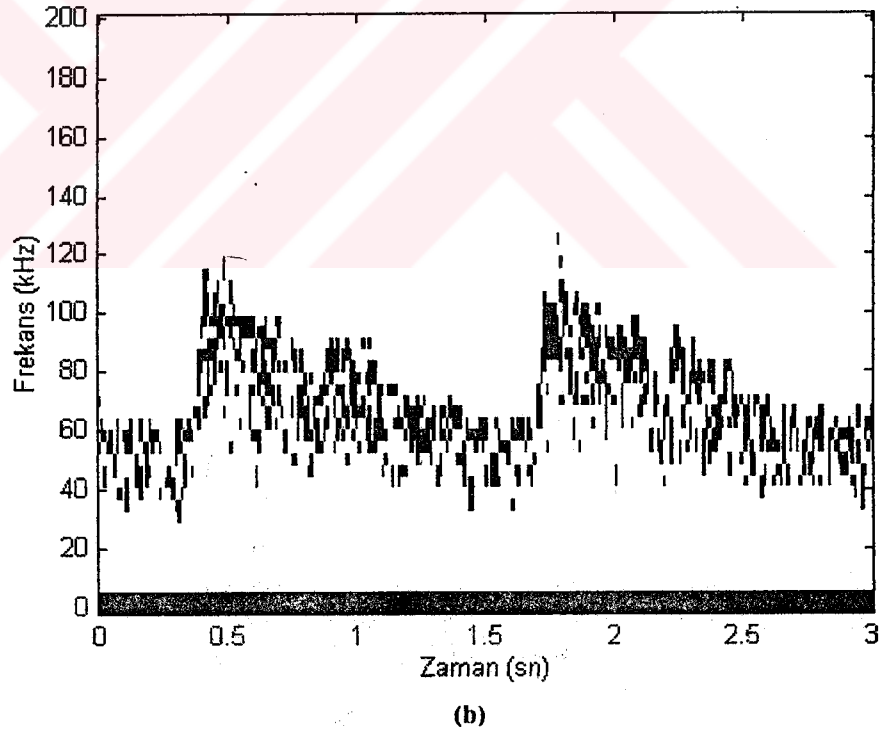
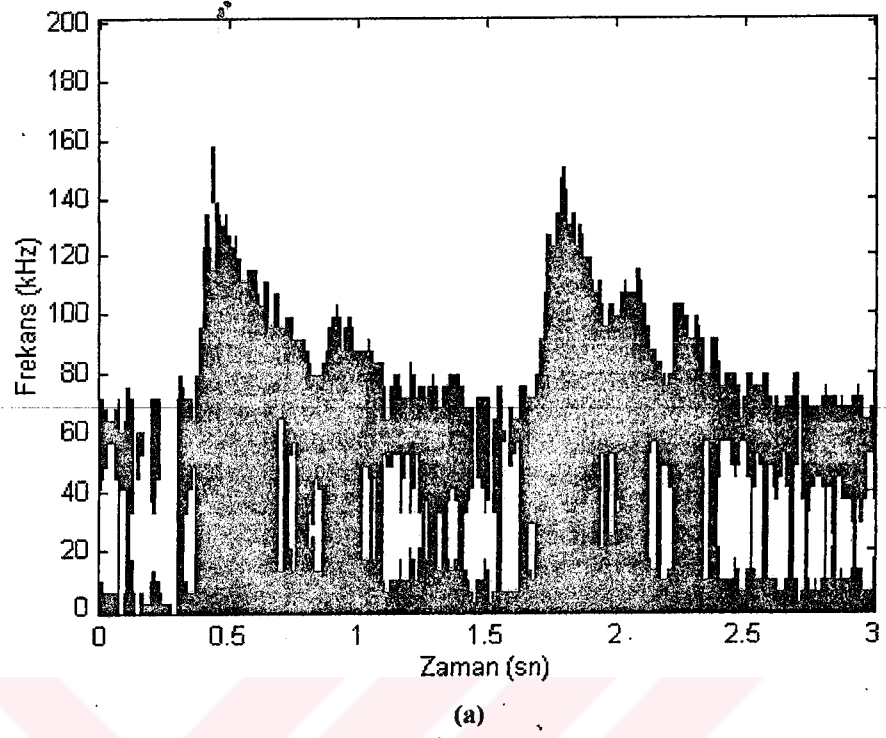


(b)

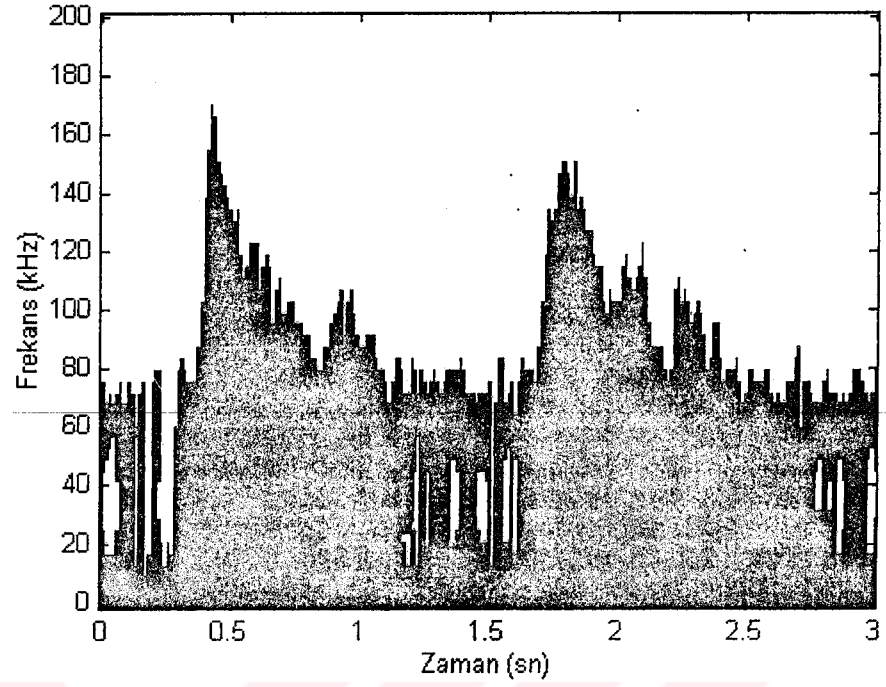
Şekil 5.17: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan Doppler sonogramları.
 a) WAVELET, b) WALSH
 Örnek Sayısı : 20.000



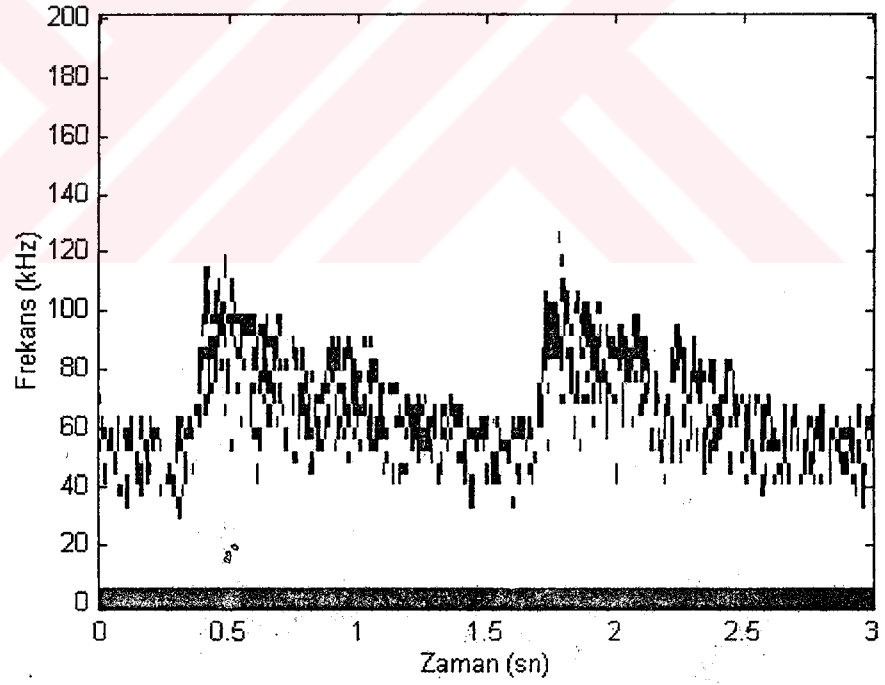
Şekil 5.18: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan Doppler sonogramları.
a) AR, b) ARMA
Örnek Sayısı : 20.000
Model Derecesi: 10



Şekil 5.19: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan Doppler sonogramları.
a) AR, b) WALSH
Örnek Sayısı : 20.000
Model Derecesi: 10



(a)



(b)

Şekil 5.20: Beyin damarlarında balonlaşma görülen bir kişiden alınan Doppler sonogramları.

a) ARMA, b) WALSH

Örnek Sayısı : 20.000

Model Derecesi: 10

KAYNAKLAR

1. AHMED, N. and RAO, K.R., "The generalised transform". 1971 Proceedings: Applications of Walsh Functions, Washington, D.C., AD 727000, 1971.
2. BELLANGER, M., "Digital Processing of signals", 2nd edn., 181-198, Wiley, 1989.
3. BRYAN, J., KENNETH, W.L., An Intraduction to nevrosorpery. Fifth ed. Redwood Books, 1994.
4. BURG, J.P., "Maximum entropy spectral analysis", Ph. D. Thesis, Stanford Univ., Stanford, CA, 1975.
5. CASPARI, K., "Generalised spectrum analysis". 1970 Proceedings: Applications of Walsh Functions, Washington D.C., AD 707431, 1970.
6. CEMGİL, A.T., ANARIM, E., ÇAĞLAR, H., "Tek Sesli Müzik İşaretlerinin Notalandırılmasında Dalgacık Süzgeçlerinin Karşılaştırılması". 26-28 Nisan, Kapadokya/Nevşehir, s. 142, 1991.
7. DAVID, J.Y., JONES, S.A., GIDDENS, D.P. "Modern spectral analysis techniques for blood flow velocity and spectral measur. with pulsed Doppler ultrasound", IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-38, 589-596, 1991.
8. DERE, F., Nöroanatomy. Okullar Pazarı Baskı, 1990.
9. DYM, H. and H.P. Mc Kean, Fourier Series and Integrals, Acedamic Press, New York, 1972.

10. EDLER, I., "Early Echocardiography", *Ultrasound in Med. & Biol.* Vol. 17, N. 5, 425-431, 1991.
11. FRANKLIN, D.L., SCHLEGEL, W.A., WATSON, N.W., "Ultrasonic Doppler shift blood flowmeter: Circuitry and practical applications", *Biomed. Sici. Instrum.*, Vol.1, 301-309, 1963.
12. GIBBS, J.E. and MILLARD, M.L., "Walsh functions as solutions of a logical differential equation". National Physical Laboratory, Report No. 1, 1969.
13. GROOT, J., *Coorrelative Neuroanatomy*. 22th. ed. Appleton and Lange, 1991.
14. HATLE, L., ANGELSEN, B., "Doppler ultrasound in cardiology. Physical and clinical applications", 2nd edn, Lea and Febiger, Philadelphia, 1982, 81-85.
15. HERTZ, C.H., "The interaction of physicians, physicists and industry in the development of echocard." *Ultrasound Med. Biol.*, 3-11, 1973.
16. KALUZYNSKI, K., "Analysis of application possibilities of autoregressive modeling to Doppler blood flow signal spectral analysis", *Med. Biol. Eng. Comput.*, 25, 373-376, 1987.
17. KALUZYNSKI, K., " Order selection in Doppler blood flow signal spectral analysisi using autoregressive modelling", *Med. Biol. Eng. COMP.*, 25, 373-376, 1988.
18. KAY, S.M., MARPLE, S.L., "Spectrum analysis-A modern prespective", *Proceedings of the IEEE*, Vol. 69. No. 11, 1380-1399, 1981.

19. LANG, G.D., LEVENE, M.I., DOUGALL, A., EVANS, D.H., Direct measurements of fetal cerebral blood flow velocity with duplex Doppler ultrasound. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 29, 15-19, 1988.
20. LARRY, Y.L., RICHARD, S.C., "A nonstationary signal simulation model for continuous wave and pulsed Doppler ultrasound", *IEEE Trans., Ultrason.*, Vol. 21, 522-530, 1989.
21. MAKHOUL, J., "Linear prediction: A tutorial review", *Proc. IEEE*, 63, 561-580, 1975.
22. MORGAN, G.E., MIKHAIL, M.S., *Neurophysiology and Anesthesia. In clinical Anesthesiology 2*. Ed. Appleton and Lange, 1996.
23. NELSON, TR., PRETORIUS DH., The Doppler signal: Where does it come from and what does it mean? *AJR* 1988; 151: 439-447.
24. SCHLINDWEIN, F.S., SMITH, M.J., EVANS, D.H., "Spectral analysis of Doppler signals and computation of the normalised first moment in real time using a digital signal processor", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, Vol. 26, 228-232, 1988.
25. SCHLINDWEIN, F.S., EVANS, D.H., "A real time autoregressive spectrum analyzer for Doppler ultrasound signals", *Ultrasound Med. Biol.*, 15, 263-272, 1989.
26. STEVEN, M.K., "Modern spectral estimation", *Prentice Hall Signal Processing Series*, pp. 153-189. 1988.

27. STREMLER, F.G., Introduction to Communication Systems, Addison Wesley, Reading, Mass., 1977.
28. TAYLOR, KJW., JACOBSON, P., TALMONT; CA.; WINTERS, R., Manual of ultrasonography. New York: Churchill Livingstone, 1980.
29. TAYLOR, KJW., BURNS, PN., WELLS, PNT., Clinical applications of Doppler ultrasound. New York: Raven Press, 1988.
30. TAYLOR, KJW., HOLLAND, S., Doppler US, Part I. Basic principles, instrumentation and pitfalls. Radiology 1990; 174: 297-307.
31. VAITKUS, P.J., COBBOLD, R.S.C. and JOHNSTON, K. W., "A comparative study and assessment of Doppler ultrasound spectral estimation techniques. Part I: Estimation Methods", Ultrasound Med. Biol., 14, 661-672, 1988.
32. VAITKUS, P.J., COBBOLD, R.S.C., JOHSTON, K.W., "A comparative study and assesment of Doppler ultrasound spectral estimation techniques Part II: Methods and results", Ultrasound Med. Biol., 14, 673-688, 1988.
33. ZWIEBEL, WJ., Color duplex imaging and Doppler spectrum analysis: Principle capabilities and limitations. Seminars in ultrasound, CT and MR 1990; 11: 84-97.

EKLER

1. Analog / Sayısal Arabirim Kartının Teknik Özellikleri

- * Otomatik kazanç kontrollu ses (mikrofon girişi)
- * Volüm kontrollu ses (hoperlör) çıkışı
- * Mikrofon girişindeki her çeşit ses sinyali sayısala dönüştürme ve kaydetme
- * Sayısala dönüştürülmüş bütün ses çeşitlerini yeniden üretme
- * CD-ROM sürücü girişi
- * Her tip hoparlörü doğrudan sürebilen 4 Watlık güç yükseltici
- * 8 bit Analog/sayısal çevirici
- * Örnekleme frekansı sahası : 4KHz-50KHz.
- * DMA veya I/O transfer mod
- * 8K * 8 bit buffer.

2. Doppler Ünitesinin Teknik Özellikleri

B/M tarama mod

- * Tarama metodları : Elektronik sektör
Elektronik lineer
- * B-Mod
Saha derinliği : 5-50cm.
Çerçeve oranı : 13-61 çerçeve / sn.
Tarama açısı : 180°/45°

- * M-Mod
- Kanal : Tek. çift
- * Kazanç : 62-100dB.

FFT Doppler

- * Mod : Darbeli, sürekli
- * Prob frekansları : 2MHz, 4MHz, 8MHz, 20MHz
- * Ölçülebilen maksimum hız sahası
 - PWD : 2.48m/sn (Prob frekansı: 2MHz.)
 - CWD : 10.3m/sn (Prob frekansı: 4MHz.)
- * Örnekleme frekansı
 - PWD : 2-8MHz
 - CWD : 4-20MHz
- * Örnekleme uzunl. : 1-20mm.
- * Wall filtresi kesim frekansları
 - PWD : 50-400Hz, 7 adım.
 - CWD : 140-1500Hz, 7 adım.
- * Kazanç : 0-50dB (2dB'lik adımda)

Renkli Doppler

- * Tarama açısı : 15°-90°
- * Darbe tekrar. fr. : 2-12kHz

- * Renkli Doppler filtreleme
 - Otomatik : Gelen sinyal ve PRF'ye bağımlı.
 - Elle : 50-2000Hz
- * Kazanç : Maksimum 50dB

Görüntü Belleği

- * Hafıza kapasitesi : 4MB
- * M/D Mod kaydetme
 - Kaydetme zamanı : 5 sn
- * Çoklu görüntü kaydetme
 - Çerçeve sayısı : 64,128,256

Ölçümler

- * B-Mod : Mesefa, açı, alan, kısa ve uzun eksen görüntü çapları
- * M-Mod : Mesefa, yükselme zamanı, kalp atım oranı
- * Doppler : Akış hızı, zaman, kalp atım hızı
- * Renkli Doppler : Ani akış hızı
- * Sonogram
 - B-Mod : Eko genlik sonogramı
 - Doppler : Hız profili

Uygulama

- * B-Mod : Kulakçık fonksiyonlarının hesapl. (Eksenel daralma)
- * M-Mod : Kulakçık fonksiyonlarının hesapl. (Beyin, ön, arka, orta, sağ, sol)
- * Doppler Ölçümleri : Maksimum basınç değişimi, basınç yarı yükselme zamanı, damar alanı, ortalama basınç gradyanı.
- Diğer ölçümler : Akış hacmi, vs.

Giriş/Çıkış

- * Giriş : VCR, Video
- * Çıkış : Renkli monitör, kamera, B/W yazıcı, LSR, RS232C, extra monitör.

Kayıt Özellikleri

- * Renkli fotoğraf : 6.5 inch
- * Video kaseti

Güç Harcaması

- * Ana ünite : 1500 (VA) maksimum.
- * Renkli fotoğraf ü. : 18 (VA)
- * B/W Video yazıcı : 85 (VA)
- * Tarama kaydedici : 400 (VA)

E.C. 110
DOKUM

RETİM ALIŞUL
ASYON MERE