

ATARDAMARLARDAKİ DARALMA VE TIKANIKLIĞIN MAKSİMUM OLABİLİRLİK KESTİRİMİNİN KULLANILDIĞI AR METODU İLE İNCELENMESİ

Elif Derya ÜBEYLİ, İnan GÜLER*

Gazi Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi, Elektronik-Bilgisayar Bölümü,
06500, Teknikokullar, Ankara, TÜRKİYE, iguler@tef.gazi.edu.tr,

ÖZET

Ultrasonik Doppler, kan akış hızını, yönünü ve hacmini incelemeye kullanılmaktadır. Bundan dolayı, ultrasonik Doppler birçok damar hastalıklarında atardamarlardaki akış karakteristiğini ve atardamarların direncini belirleyen güvenilir bir teknik olarak bilinmektedir. Bu çalışmada, 105 kişiden alınan atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi, hızlı Fourier dönüşüm (HFD) ve maksimum olabilirlik kestiriminin kullanıldığı özbağlı (AR) metodlar ile yapılmıştır. Bu spektrum analiz metodlarının kullanılması ile atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları elde edilmiştir. Tıbbi bilgi elde etmek için Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki değişimler zamanın fonksiyonu olarak sonogram şeklinde gösterilmiştir. Daha sonra bu sonogramlar kullanılarak spektral analiz metodlarının frekans çözünürlükleri ve atardamarlardaki daralma ve tıkanıklığın belirlenmesindeki etkileri karşılaştırılmıştır. Bu sonogramların değerlendirilmesi ile atardamarlardaki hemodinamik değişimler hakkında güvenilir bilgiler elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Doppler işareti, spektral analiz, güç yoğunluk spektrumu, sonogram, daralma, tıkanıklık

INSPECTION OF STENOSIS AND OCCLUSION IN ARTERIES WITH AR METHOD USING MAXIMUM LIKELIHOOD ESTIMATION

ABSTRACT

Doppler ultrasound is used in the inspection of the velocity, direction, and volume of blood flow. Therefore, Doppler ultrasonography is known as a reliable technique, which demonstrates the flow characteristics and resistance of arteries in various vascular diseases. In this study, spectral analysis of arterial Doppler signals obtained from 105 subjects were performed by using fast Fourier transform (FFT) and autoregressive (AR) methods using maximum likelihood estimation. By using these spectrum analysis methods power spectrum densities of arterial Doppler signals were obtained. In order to obtain medical information, the variations in the shape of the Doppler power spectrum densities as a function of time were presented in the form of sonograms. These sonograms were then used to compare the spectral analysis methods in terms of their frequency resolution and the effects in determination of stenosis and occlusion in arteries. Reliable information on hemodynamic alterations in arteries were obtained by the evaluation of these sonograms.

Key words: Doppler signal, spectral analysis, power spectrum density, sonogram, stenosis, occlusion

1. GİRİŞ

Ultrasonik Doppler, 1980'lerden beri klinik uygulamalarda kullanılan önemli bir tekniktir. Doppler sistemlerinde, ultrasonik dönüştürücüden gönderilen ses dalgalarının kandaki kırmızı kan hücrelerinden saçılması ve yansımından dolayı frekansta değişimler gözlenir. Doppler kayma frekansı, gönderilen ses dalgalarının frekansı ve alınan frekansı arasındaki farktır ve gönderilen frekans, kırmızı kan hücrelerinin hızı, ses dalgalarının ortamdaki hızı, ultrasonik dalga ile kırmızı kan hücrelerinin hareket yönü arasındaki açıya bağlıdır. Saçılma tek ve aynı hızda hareket eden parçacıklardan olmadığı için Doppler frekansları spektrum şeklinde gözlenir. Spektrum analiz metodlarının kullanılması ile Doppler spektrumlarındaki değişimler, tıbbi bilgi elde etmek için zamanın fonksiyonu olarak sonogram şeklinde gösterilmektedir. Ultrasonik Doppler'in damar hastalıklarının araştırılmasında kullanılabilecek önemli bir teknik olduğu anlaşılmıştır. Ultrasonik Doppler, birçok damar hastalıklarında atardamarlardaki akış karakteristiğini ve atardamarların direncini belirlemede kullanılan güvenilir bir tekniktir. Literatürdeki çalışmaların sonuçları, ultrasonik Doppler ile atardamarlardaki sistol ve diyastol kan hızları hakkında güvenilir bilginin elde edilebildiğini göstermektedir. Ayrıca, ultrasonik Doppler'in atardamarlardaki hemodinamik değişimlerin görüntülenmesinde kullanıldığı da desteklenmektedir (1-7).

Ultrasonik Doppler işaretlerinin spektral analizi için farklı spektral kestirim metodları geliştirilmiş ve kullanımı daha fazla olan HFD tabanlı metodlardan Welch metodu ile karşılaştırılmıştır (2-7). HFD tabanlı klasik (parametrik olmayan) güç yoğunluk spektrum kestirim metodları Schuster tarafından 1898'de geliştirilmiştir. Yule 1927'de model-tabanlı (parametrik) metodları sunmuştur. Bu metodlar Walker (1931), Bartlett (1948), Parzen (1957), Blackman ve Tukey (1958) ve diğer araştırmacılar tarafından geliştirilmiştir (8). AR metodu, en çok kullanılan parametrik metodlardan biridir (2-11).

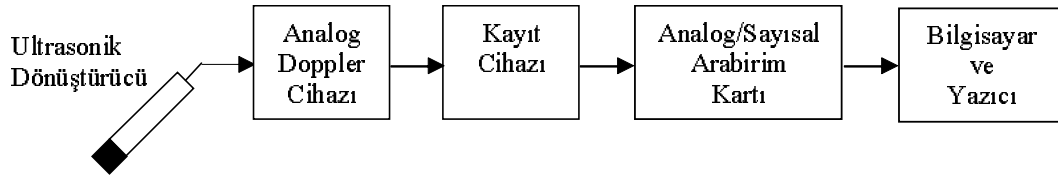
Bu çalışmada, 38'i atardamar daralmasından ve 25'i atardamar tıkanıklığından rahatsız olan 105 kişiden alınan Doppler işaretlerinin incelenmesinde güç yoğunluk spektrumları ve sonogramlar dikkate alınmıştır. HFD ve maksimum olabilirlik kestiriminin kullanıldığı AR metodları ile atardamar Doppler işaretlerinin spektrum analizi yapılmıştır. Bu spektrum analiz metodları kullanılarak Doppler işaretleri ve zamana bağlı spektral dağılımlar incelenmiştir. Bu metodlar, frekans çözünürlükleri ve atardamarlardaki daralma ve tıkanıklığın belirlenmesindeki etkileri açısından karşılaştırılmıştır.

2. MATERYAL ve METOD

2.1. Atardamar Doppler İşaretlerinin Ölçümü

Ultrasonik Doppler sistemi, atardamarların hemodinamiğini incelemekte kullanılan bir metoddur. Atardamar Doppler işaretlerinin ölçümü, 7,5 MHz'lik ultrasonik dönüştürücünün kullanıldığı Doppler cihazı ile yapılmıştır. Ölçme sisteminin blok diyagramı Şekil 1'de görülmektedir. Ölçme sistemi, 7,5 MHz'lik ultrasonik dönüştürücü, analog Doppler cihazı (Toshiba 140A Renkli Doppler Ultrasonografi), kayıt cihazı (Sony), analog/sayısal arabirim kartı, yazıcı ile bilgisayardan oluşmaktadır (2-5).

Ultrasonik dönüştürücünün vücut yüzeyine uygulanmasından önce uygulanacak kısma sterilize edilmiş metilselülöz sürülmüştür. Oluşabilecek artefaktlardan kaçınmak için ölçüm yapılan vücut yüzeyine basınç uygulanmamasına dikkat edilmiştir. Ultrasonik dönüştürücünün probu, ölçüm yapılan vücut yüzeyine doğru 60°'lik açı ile yerleştirilmiştir. Doppler cihazının ekranında işaret, sonogram olarak alınır. Sonogramlarda zaman yatay ekseninde, frekans dikey ekseninde ve herhangi bir frekans ve zamandaki güç ona karşılık gelen pikselin şiddeti olarak görülür (1-5). Bu çalışmadaki atardamar Doppler işaretleri, sağlıklı ve sağlıklı olmayan (atardamar daralması ve atardamar tıkanıklığı olan) kişilere aittir. Doppler işaretlerinin sonogramlarını oluşturmada MATLAB program paketi kullanılmıştır. Doppler frekansının zamana göre değişimini gösteren sonogramlar, HFD ve maksimum olabilirlik kestiriminin kullanıldığı AR metodları ile elde edilmiştir.



Şekil 1. Ölçme sisteminin blok diyagramı

2.2. Spektral Analiz İçin HFD Metodu

HFD tabanlı spektral analiz metodları parametrik olmayan metodlar olarak adlandırılır. HFD tabanlı metodlardan biri olan Welch spektral kestirimi, periodogram metodunun tanımına bağlıdır ve periodogram spektral kestirimi şu şekilde ifade edilir,

$$\hat{P}_{PER}(f) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=1}^N x(n) \exp(-j2\pi fn) \right|^2. \quad [1]$$

Welch metodunda, işaret örtüşen aralıklara bölünür. Her bir işaret aralığı pencereleir, periodogramları hesaplanır ve daha sonra periodogramların ortalaması bulunur.

$\{x_l(n)\}$, $l=1, \dots, S$ işaret aralıklarıdır ve her aralığın uzunluğu M 'dir. Bu methodda, genellikle örtüşme oranı %50 ($K \cong M/2$) olarak alınır. Welch spektral kestirimi aşağıdaki gibi tanımlanır,

$$\hat{P}_l(f) = \frac{1}{M} \left| \sum_{n=1}^M v(n)x_l(n) \exp(-j2\pi fn) \right|^2 \quad \text{ve} \quad \hat{P}_W(f) = \frac{1}{S} \sum_{l=1}^S \hat{P}_l(f) \quad [2]$$

burada $v(n)$ işaret penceresidir, P $v(n)$ 'in gücünü verir ve $P = \frac{1}{M} \sum_{n=1}^M |v(n)|^2$ olarak belirtilir.

$\hat{P}_W(f)$ 'in frekans örneklerindeki değerleri aşağıda verilen ayrık Fourier dönüşümün (AFD) hesaplanması ile bulunur,

$$X(k) = \sum_{n=1}^N x(n) \exp\left(-j \frac{2\pi}{N} nk\right), \quad k = 0, \dots, N-1 \quad [3]$$

burada $x(k)$ ayrık Fourier katsayısı, N elde edilen işaretin uzunluğu ve $x(n)$ zaman bölgesindeki giriş işaretidir. Denklem [3]'ün hesaplanma işlemi, HFD algoritması olarak adlandırılır. Kestirilen Welch güç yoğunluk spektrumunun bulunmasında, HFD algoritmasıyla hızlı olarak hesaplanabilen AFD kullanılır. Varyans, kestirim metodunun performansını belirleyen ölçümlerden biridir. Üçgen pencere kullanılması ve %50 örtüşme olması durumunda Welch metodunun varyansı şu şekilde ifade edilir,

$$\text{var}(\hat{P}_W(f)) = \frac{9}{8S} \text{var}(\hat{P}_l(f)) \quad [4]$$

$\lim_{S \rightarrow \infty} \text{var}(\hat{P}_W(f)) = 0$ olmasından dolayı, Welch metodu asimptotik olarak tutarlı bir kestirimdir.

HFD metodu iyi bir spektral kestirim metodu değildir çünkü varyansı yüksektir ve HFD metodunun frekans çözünürlüğü işaretin karakteristiğinden bağımsız olarak elde edilen işaretin uzunluğu ile sınırlıdır. Bununla birlikte, pencerelemeden kaynaklanan bozulmuş spektral kestirim elde edilir. HFD metodunun bu sınırlamalarından dolayı AR metodu gibi parametrik spektral kestirim metodları işaret analizinde oldukça önemli olmaktadır (2-11).

2.3. Spektral Analiz İçin AR Metodu

Parametrik (model-tabanlı) metodlarda $x(n)$ işareti, rasyonel sistem ile karakterize edilen doğrusal sistemin çıkışı olarak modellenir ve spektrum kestirim işlemi iki adımdan oluşur. Eldeki $x(n)$, $0 \leq n \leq N-1$, işaretinin model parametreleri kestirilir ve daha sonra bu kestirim değerlerinden güç yoğunluk spektrumunun kestirimi hesaplanır. Doğrusal denklemlerin çözümü ile AR parametrelerinin kestirimi kolaylıkla yapılabildiği için AR metodu en çok kullanılan parametrik metodlardandır. AR metodunda işaret, nedensel, tüm-kutup, girişi beyaz gürültü olan ayrık filtrenin çıkışı olarak modellenir. P'inci dereceden AR metodu şu şekilde ifade edilir,

$$x(n) = - \sum_{k=1}^p a(k)x(n-k) + w(n) \quad [5]$$

burada $a(k)$ AR katsayıları ve $w(n)$ varyansı σ^2 olan beyaz gürültüdür. AR(p) modeli, AR parametreleri $\{a[1], a[2], \dots, a[p], \sigma^2\}$ ile tanımlanabilir. Güç yoğunluk spektrumu (2-11),

$$P_{AR}(f) = \frac{\sigma^2}{|A(f)|^2} \quad [6]$$

burada $A(f) = 1 + a_1 e^{-j2\pi f} + \dots + a_p e^{-j2\pi p}$ 'dir.

2.3.1. AR parametre kestiriminde maksimum olabilirlik kestirimi

AR parametrelerinin kestirimi için Yule-Walker denklemlerinin çözümünde maksimum olabilirlik kestirimi kullanılmıştır. Parametrelerin maksimum olabilirlik kestirimi elde edilebiliyor ise kestirim metodunun tutarlı ve asimptotik olarak kutupsuz olduğu belirlenir. Sıfır ortalamalı Gauss dağılımlı işaretin $\{x \sim N(0, C(\theta))\}$ olabilirlik fonksiyonu şu şekilde ifade edilir,

$$p(x; \theta) = \frac{1}{(2\pi)^{N/2} \det^{1/2}(C(\theta))} \exp \left[-\frac{1}{2} x^T C^{-1}(\theta) x \right] \quad [7]$$

burada θ AR parametreleri ve $C(\theta)$ θ 'nın varyansdır.

Denklem [7]'nin logaritması alınarak log-olabilirlik fonksiyonu elde edilir,

$$\ln p(x; \theta) = -\frac{N}{2} \ln 2\pi - \frac{N}{2} \int_{-1/2}^{1/2} \left[\ln P(f) + \frac{I(f)}{P(f)} \right] df \quad [8]$$

burada $I(f)$ datanın periodogramıdır,

$$I(f) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \exp(-j2\pi fn) \right|^2$$

Denklem (8)'in maksimumu hesaplanarak θ 'nın maksimum olabilirlik kestirimi elde edilir. Gerekli hesaplamalar ve türevlerden sonra otokorelasyon fonksiyonunun kestirimi şu şekilde bulunur,

$$\hat{r}(k) = \begin{cases} \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1-|k|} x(n)x(n+|k|), & |k| \leq N-1 \\ 0, & |k| \geq N \end{cases} \quad [9]$$

AR parametrelerinin maksimum olabilirlik kestiriminde çözülen denklemler,

$$\sum_{l=1}^p \hat{a}(l)\hat{r}(k-l) = -\hat{r}(k), \quad k = 1, 2, \dots, p$$

veya matris formunda

$$\begin{bmatrix} \hat{r}(0) & \hat{r}(1) & \cdots & \hat{r}(p-1) \\ \hat{r}(1) & \hat{r}(0) & \cdots & \hat{r}(p-2) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{r}(p-1) & \hat{r}(p-2) & \cdots & \hat{r}(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \hat{a}(1) \\ \hat{a}(2) \\ \vdots \\ \hat{a}(p) \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} \hat{r}(1) \\ \hat{r}(2) \\ \vdots \\ \hat{r}(p) \end{bmatrix} \quad [10]$$

Denklem [10], Yule-Walker denklemlerinin kestirimidir ve AR katsayılarının maksimum olabilirlik kestirimi bu denklemlerden hesaplanır. Daha sonra σ^2 'nin maksimum olabilirlik kestirimi bulunur.

$$\hat{\sigma}^2 = \hat{r}(0) + \sum_{k=1}^p \hat{a}(k)\hat{r}(k) \quad [11]$$

Kestirimi yapılan bu parametreler kullanılarak güç yoğunluk spektrumunun kestirimi hesaplanır. (8-11),

$$\hat{P}_{AR}(f) = \frac{\hat{\sigma}^2}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p \hat{a}(k)e^{-j2\pi f k} \right|^2} \quad [12]$$

2.3.2. AR model derecesinin seçimi

AR metodunun kullanılmasında önemli olan konulardan biri P model derecesinin seçimidir. Bu problem üzerinde birçok araştırmacı çalışmıştır ve literatürde Akaike (1969, 1974), Gersch ve Sharpe (1973), Parzen (1974), Ulrych ve Bishop (1975), Tong (1975, 1977), Jones (1976), Nuttall (1976), Berryman (1978), Kaveh ve Bruzzone (1979), Kashyap (1980) ve Rissanen (1983) tarafından sunulan deneysel sonuçlar bulunmaktadır (8,9). Model derecesinin seçiminde en çok kullanılan kriter Akaike (1974) tarafından sunulmuştur. Akaike bilgi kriteri (ABK) olarak adlandırılan model derecesinin seçimi aşağıdaki ifadeyi minimum yapma şeklindedir,

$$ABK(p) = \ln \hat{\sigma}_{wp}^2 + 2p/N \quad [13]$$

burada $\hat{\sigma}_{wp}^2$ doğrusal öngörme hatasının kestirilen varyansı ve $\hat{\sigma}_{wp}^2 = 21904$ 'tür, N datanın uzunluğu ve $N = 30000$ 'dir. AR model derecesinin artması ile $\hat{\sigma}_{wp}^2$ azalır ve bundan dolayı $\ln \hat{\sigma}_{wp}^2$ 'de azalır. Bununla birlikte, p 'nin artması ile $2p/N$ artar. Bu durumda, p için minimum bir değer belirlenmelidir (12). Bu çalışmada, denklem (13)'ün kullanılması ile model derecesi 10 olarak alınmıştır.

3. SONUÇLAR ve İRDELEME

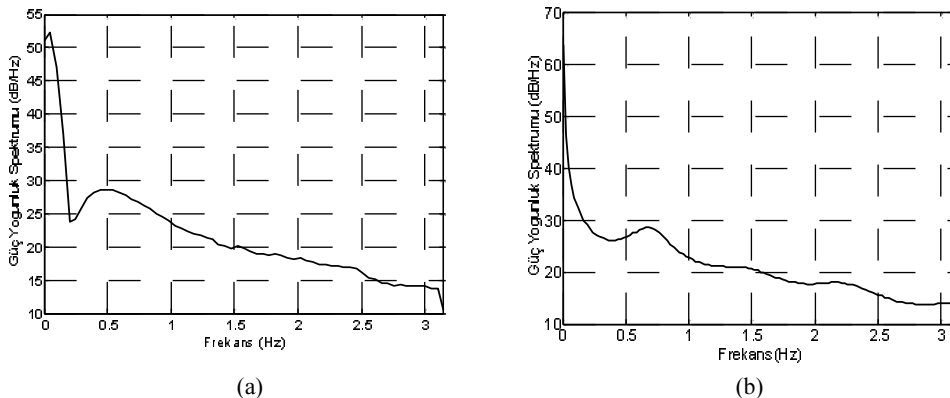
Doppler kayma işaretinin spektral analizi ile akış hızının dalga şekli veya Doppler güç yoğunluk spektrumu elde edilebilir. Bu tip dalga şekillerinden klinik uygulamalarda kullanılacak olan bilgiler çıkarılabilir. Fizyolojik veya patolojik durumların dalga şekillerinde oluşturduğu bazı değişimler tam olarak anlaşılmasa bile anormal Doppler dalga şekilleri bu dalga şekillerinin analizi ile tanımlanabilmektedir. Bu çalışmada, atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları ve

sonogramları HFD ve maksimum olabilirlik kestiriminin kullanıldığı AR metodları ile elde edilmiştir. Sağlıklı kişinin (kişi no: 8), atardamar daralması olan kişinin (kişi no: 14) ve atardamar tıkanıklığı olan kişinin (kişi no: 17) atardamar Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları sırası ile Şekil 2, 3 ve 4'te görülmektedir.

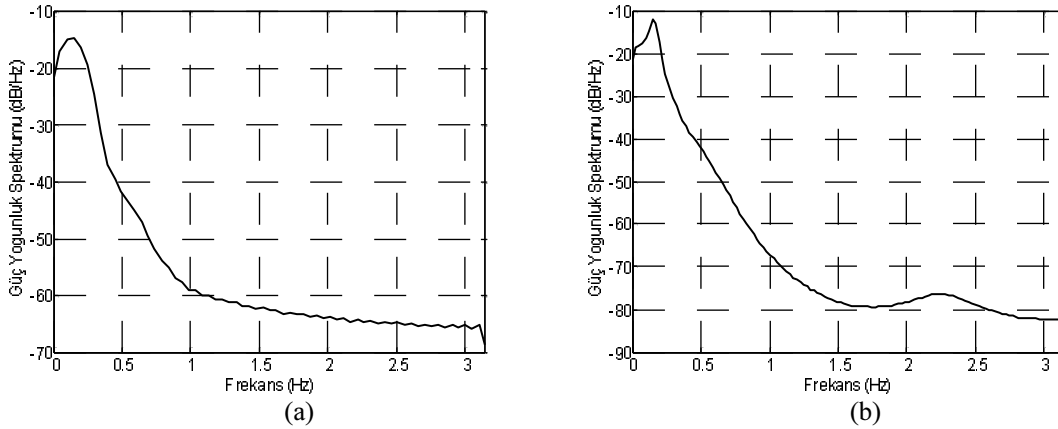
Doppler güç yoğunluk spektrumları incelendiğinde HFD metodunun varyansının yüksek olduğu görülür (Şekil 2(a), 3(a) ve 4(a)). HFD metodunun spektral çözünürlüğü, uzunluğu N olan pencerenin spektral genişliğine eşittir ve $1/N$ olarak ifade edilir. Ayrıca, pencerelemeden dolayı spektrum kestirimi bozulur ve spektral sızıntı oluşur. Genellikle, spektral sızıntı datadaki zayıf işaretleri bastırır. Bozulma ve spektral sızıntı fazla sayıda tepesi bulunan spektrumları daha çok etkiler. Otokorelasyon kestiriminin pencere dışında sıfır olarak varsayılması, HFD metodunun önemli sınırlamalarındandır. Bu varsayımdan dolayı, kestirilen güç yoğunluk spektrumunun kalitesi ve frekans çözünürlüğü azalır. HFD metodunda yapılan diğer bir varsayım ise datanın periyodik olarak düşünülmesidir. Bu varsayımlar, gerçek duruma uygun değildir.

Parametrik (model-tabanlı) metodlarda bu tür varsayımların yapılması gerekmemektedir. Eldeki işaretten kestirilen parametreler ile bir model oluşturulabilir. Model ve kestirilen parametrelerden güç yoğunluk spektrumu hesaplanır. HFD metodunun spektrumunda oluşan bozulma ve spektral sızıntı parametrik metodların spektrumunda oluşmamaktadır. Şekil 2(b), 3(b) ve 4(b)'deki güç yoğunluk spektrum kestirimlerinden, AR metodunun frekans çözünürlüğünün HFD metodunun frekans çözünürlüğünden daha yüksek olduğu görülmektedir. AR metodu en çok kullanılan parametrik metodlardan biridir. AR denklemi, denklem (6)'daki A polinomunun sıfırlarını birim çembere yakın yerleştirerek dar tepeleri bulunan spektrumların modellenmesini yapabilmektedir. Bu önemli bir özelliktir çünkü uygulamalarda dar bantlı spektrumlar ile daha fazla karşılaşmaktadır. Doppler güç yoğunluk spektrumları incelendiğinde AR metodunun performansının HFD metodunun performansından daha yüksek olduğu görülmektedir.

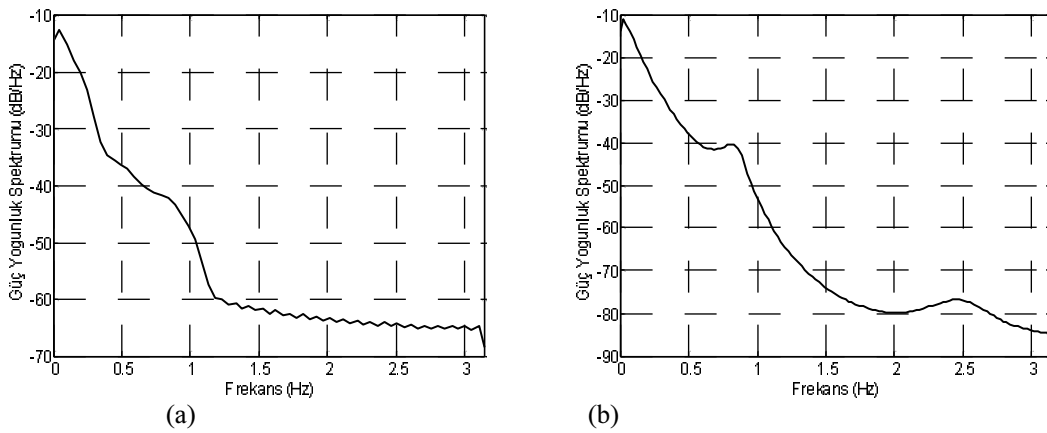
Doppler güç yoğunluk spektrumları, gücün frekansa göre dağılımını vermektedir. Sağlıklı kişinin (kişi no: 8), atardamar daralması olan kişinin (kişi no: 14) ve atardamar tıkanıklığı olan kişinin (kişi no: 17) HFD ve AR metodları ile elde edilen Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri sırası ile Çizelge 1, 2, ve 3'te verilmiştir. Bu Çizelgelerdeki değerlerden görüldüğü gibi, sağlıklı, atardamar daralması ve atardamar tıkanıklığı olan kişilerin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri birbirinden farklıdır. Çizelge 1'deki değerlere göre HFD metodu ile elde edilen Doppler güç yoğunluk spektrumundaki tepelerin frekans ve güç seviyeleri, AR metodu ile elde edilen Doppler güç yoğunluk spektrumundaki tepelerin frekans ve güç seviyelerinden farklıdır. Çizelge 2 ve 3'teki değerlerden görüldüğü gibi, HFD metodu ile elde edilen Doppler güç yoğunluk spektrumlarında yanıtıcı tepeler bulunmaktadır ve AR metodu ile daha doğru spektral kestirimler elde edilmektedir. Çizelge 4'te, 105 kişi arasından seçilen 15 farklı kişinin HFD ve AR metodları ile elde edilen Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekans ve güç seviyeleri verilmiştir. Sağlıklı kişilerin atardamar Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekans ve güç seviyeleri benzerdir ve bu benzerlik atardamar daralması ve atardamar tıkanıklığı olan kişilerin Doppler güç yoğunluk spektrumlarında da görülmektedir.



Şekil 2. 33 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 8) alınan Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları: (a) HFD metodu, (b) AR metodu.



Şekil 3. 35 yaşındaki atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 14) alınan Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları: (a) HFD metodu, (b) AR metodu.



Şekil 4. 36 yaşındaki atardamar tıkanıklığı olan kişiden (kişi no: 17) alınan Doppler işaretlerinin güç yoğunluk spektrumları: (a) HFD metodu, (b) AR metodu.

AR spektral kestiriminde model derecesinin seçimi oldukça önemlidir. Model derecesinin düşük olarak seçilmesi durumunda daha düz bir spektrum elde edilirken model derecesinin büyük olarak seçilmesi durumunda ise yanıtıcı tepelerin bulunduğu spektrum elde edilir. Ayrıca, otokorelasyon matrisinin boyutunun uygun olarak seçilmemesi durumunda AR metodunun spektrumlarında yüksek kutup ve/veya varyans gözlenir. Bu çalışmada, model derecesinin seçiminde Akaike bilgi kriteri kullanılmış ve denklem (13)'e göre model derecesi p , 10 olarak alınmıştır.

Çizelge 1. 33 yaşındaki sağlıklı kişinin (kişi no: 8) Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1 birinci tepenin güç seviyesi, P_2 ikinci tepenin güç seviyesi (dB/Hz) ve f_1 birinci tepenin frekansı, f_2 ikinci tepenin frekansı (Hz)

Metod	P_1 / f_1	P_2 / f_2
HFD	52,3485 / 0,0492	28,5453 / 0,4922
AR	63,9524 / 0	28,4629 / 0,6872

Çizelge 2. 35 yaşındaki atardamar daralması olan kişinin (kişi no: 14) Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1 birinci tepenin güç seviyesi, P_2 ikinci tepenin güç seviyesi (dB/Hz) ve f_1 birinci tepenin frekansı, f_2 ikinci tepenin frekansı (Hz)

Metod	P_1 / f_1	P_2 / f_2
HFD	-14,7028 / 0,1477	Yanıtıcı tepeler
AR	-12,5780 / 0,1718	-76,4594 / 2,2335

Çizelge 3. 36 yaşındaki atardamar tıkanıklığı olan kişinin (kişi no: 17) Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1 birinci tepenin güç seviyesi, P_2 ikinci tepenin güç seviyesi, P_3 üçüncü tepenin güç seviyesi (dB/Hz) ve f_1 birinci tepenin frekansı, f_2 ikinci tepenin frekansı, f_3 üçüncü tepenin frekansı (Hz)

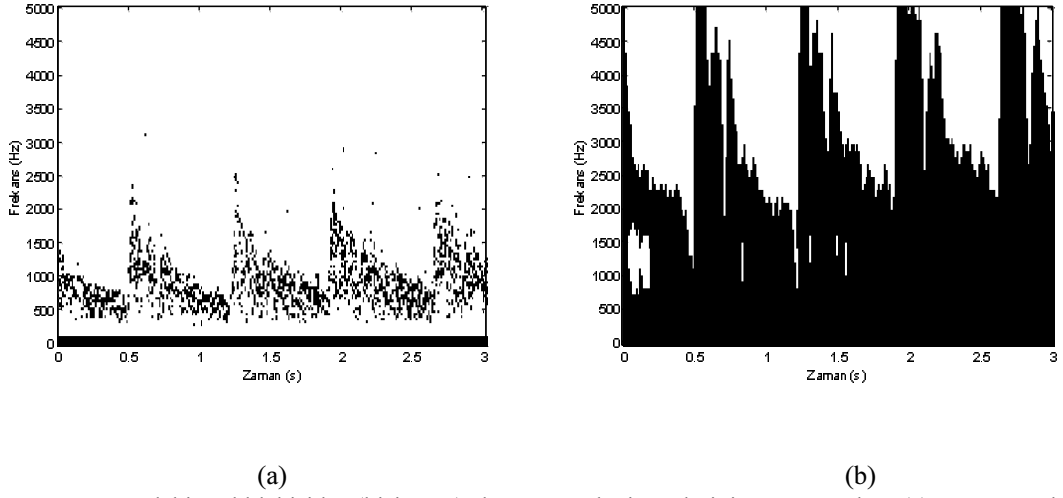
Metod	P_1 / f_1	P_2 / f_2	P_3 / f_3
HFD	-12,5449 / 0,0492	Yanıltıcı tepeler	
AR	-11,0071 / 0,0245	-40,2519 / 0,8099	-76,7840 / 2,4544

Tıbbi bilgi elde etmek için Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki değişimler zamanın fonksiyonu olarak sonogram şeklinde gösterilmiştir. İyi bir teşhis yapılabilmesi için sonogramların kalitesi ve spektral çözünürlükleri yüksek olmalıdır. Şekil 5'te 33 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 8) alınan atardamar akış sonogramları görülmektedir. Şekil 5(a)'daki atardamar akış sonogramı HFD metodu ile 5(b)'deki ise AR metodu ile elde edilmiştir. Bu sonogramlar incelendiğinde akış spektrumlarında farklılıklar olduğu anlaşılır. HFD metodunun sonogramı AR metodunun sonogramı ile karşılaştırıldığında HFD metodunun sonogramında bazı yanıltıcı frekanslar görülür. AR metodu, frekans çözünürlüğü açısından kaliteli sonogram çıkışı vermektedir.

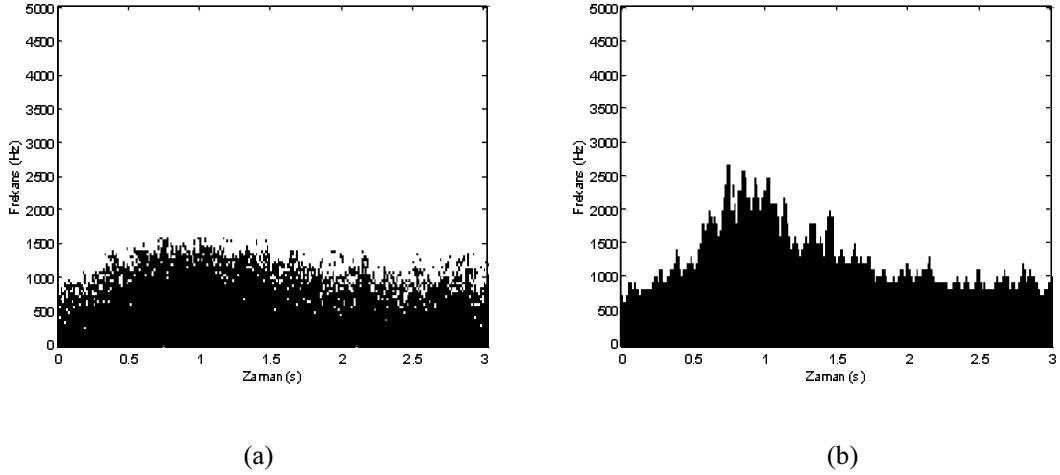
Şekil 6'da 35 yaşındaki atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 14) alınan atardamar akış sonogramları, Şekil 7'de ise 36 yaşındaki atardamar tıkanıklığı olan kişiden (kişi no: 17) alınan atardamar akış sonogramları görülmektedir. Şekil 6(a) ve 7(a)'daki atardamar akış sonogramları HFD metodu ile 6(b) ve 7(b)'deki atardamar akış sonogramları ise AR metodu ile elde edilmiştir. Atardamar hastalığının belirtileri olan atardamarlardaki daralma ve tıkanıklıktan dolayı atardamarlarda türbülanslı akış gözlenir. Şekil 6 ve 7'den görüldüğü gibi, türbülanslı akış durumunda sistol ve diyastol belirgin olarak görülmemektedir. HFD metodu sonogramlarında yanıltıcı frekanslar oluşmaktadır. Bu durumdan dolayı, HFD metodu ile elde edilen sonogramların frekans çözünürlükleri düşük olmaktadır. Kan akışının yüksek, türbülanslı veya yetersiz olduğu kısımlarda, AR metodu sonogramlarının HFD metodu sonogramlarına göre daha belirgin ve spektral çözünürlüklerinin daha yüksek olduğu anlaşılmıştır.

Çizelge 4. Sağlıklı, atardamar daralması ve atardamar tıkanıklığı olan 15 farklı kişinin Doppler güç yoğunluk spektrumlarındaki tepelerin frekansları ve güç seviyeleri, burada P_1 birinci tepenin güç seviyesi, P_2 ikinci tepenin güç seviyesi, P_3 üçüncü tepenin güç seviyesi (dB/Hz) ve f_1 birinci tepenin frekansı, f_2 ikinci tepenin frekansı, f_3 üçüncü tepenin frekansı (Hz)

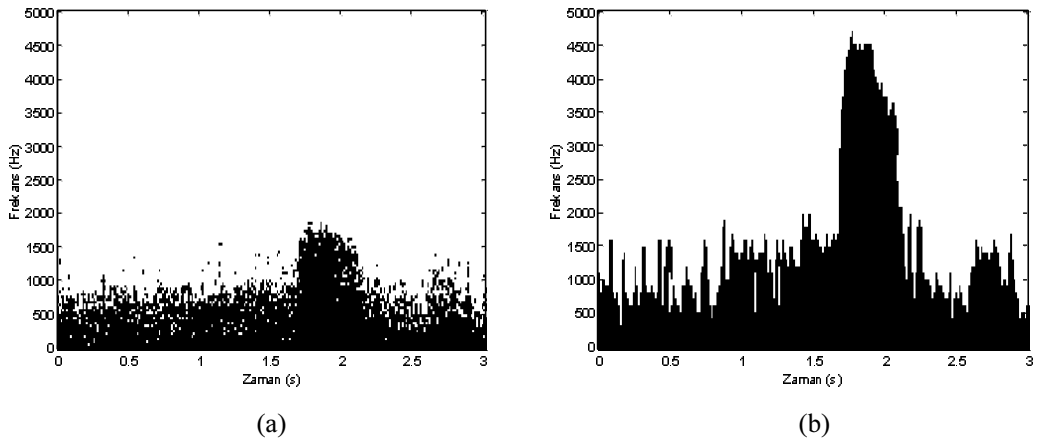
Kişi No (Durumu)	Metod	P_1 / f_1	P_2 / f_2	P_3 / f_3
15 (sağlıklı)	HFD	52,3480 / 0,0490	28,5441 / 0,4915	—
	AR	63,9519 / 0	28,4633 / 0,6878	—
19 (daralma)	HFD	-14,7035 / 0,1491	Yanıltıcı tepeler	
	AR	-12,5791 / 0,1735	-76,4599 / 2,2327	—
26 (tıkanıklık)	HFD	-12,5447 / 0,0495	Yanıltıcı tepeler	
	AR	-11,0075 / 0,0246	-40,2520 / 0,8095	-76,7851 / 2,4543
33 (sağlıklı)	HFD	52,3481 / 0,0491	28,5451 / 0,4920	—
	AR	63,9530 / 0	28,4631 / 0,6870	—
39 (daralma)	HFD	-14,7030 / 0,1480	Yanıltıcı tepeler	
	AR	-12,5785 / 0,1720	-76,4593 / 2,2336	—
45 (tıkanıklık)	HFD	-12,5445 / 0,0492	Yanıltıcı tepeler	
	AR	-11,0070 / 0,0246	-40,2518 / 0,8097	-76,7845 / 2,4550
51 (sağlıklı)	HFD	52,3484 / 0,0492	28,5450 / 0,4921	—
	AR	63,9525 / 0	28,4630 / 0,6870	—
57 (daralma)	HFD	-14,7031 / 0,1479	Yanıltıcı tepeler	
	AR	-12,5784 / 0,1725	-76,4591 / 2,2331	—
64 (tıkanıklık)	HFD	-12,5451 / 0,0490	Yanıltıcı tepeler	
	AR	-11,0071 / 0,0248	-40,2515 / 0,8096	-76,7843 / 2,4548
69 (sağlıklı)	HFD	52,3478 / 0,0495	28,5448 / 0,4926	—
	AR	63,9527 / 0	28,4626 / 0,6868	—
74 (daralma)	HFD	-14,7025 / 0,1475	Yanıltıcı tepeler	
	AR	-12,5779 / 0,1718	-76,4590 / 2,2330	—
79 (tıkanıklık)	HFD	-12,5446 / 0,0488	Yanıltıcı tepeler	
	AR	-11,0068 / 0,0240	-40,2526 / 0,8084	-76,7844 / 2,4547
85 (sağlıklı)	HFD	52,3482 / 0,0495	28,5445 / 0,4924	—
	AR	63,9523 / 0	28,4625 / 0,6875	—
91 (daralma)	HFD	-14,7029 / 0,1484	Yanıltıcı tepeler	
	AR	-12,5786 / 0,1724	-76,4595 / 2,2338	—
98 (tıkanıklık)	HFD	-12,5442 / 0,0487	Yanıltıcı tepeler	
	AR	-11,0069 / 0,0241	-40,2524 / 0,8099	-76,7835 / 2,4541



Şekil 5. 33 yaşındaki sağlıklı kişiden (kişi no: 8) alınan Doppler işaretlerinin sonogramları: (a) HFD metodu, (b) AR metodu.



Şekil 6. 35 yaşındaki atardamar daralması olan kişiden (kişi no: 14) alınan Doppler işaretlerinin sonogramları: (a) HFD metodu, (b) AR metodu.



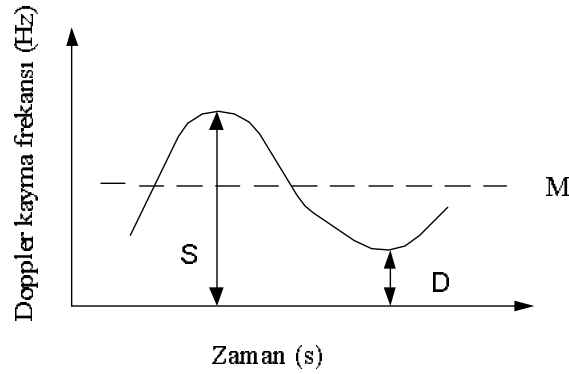
Şekil 7. 36 yaşındaki atardamar tıkanıklığı olan kişiden (kişi no: 17) alınan Doppler işaretlerinin sonogramları: (a) HFD metodu, (b) AR metodu.

Sağlıklı, atardamar daralması ve atardamar tıkanıklığı olan kişilerin atardamarlarındaki kan akışını incelemek için atardamar Doppler işaretlerinin AR parametrelerinin kestirimi maksimum olabilirlik kestirimi ile yapılmıştır. İşaret uzunluğunun yeterli olduğu durumlarda, maksimum olabilirlik kestiriminin performansı oldukça iyidir. Klinik uygulamalarda kullanılan, kan akışı ile ilgili birçok parametre sonogramlardan çıkarılabilir. Direnç indeksi ve darbe indeksi sonogramlardan çıkarılan parametrelerdendir ve şu şekilde tanımlanır:

$$\text{Direnç indeksi} = (S - D) / S,$$

$$\text{Darbe indeksi} = (S - D) / M \quad [14]$$

burada S maksimum sistolik yükseklik, D son diyastolik yükseklik, M sonogramın ortalama yüksekliğidir (Şekil 8). Şekil 5(a), 6(a) ve 7(a)'da görülen HFD metodu ile elde edilen Doppler sonogramlarında sistol ve diyastol belirgin olmadığından dolayı direnç indeksini ve darbe indeksini hesaplamak zordur. Diğer taraftan Şekil 5(b), 6(b) ve 7(b)'deki AR metodu ile elde edilen Doppler sonogramları daha belirgindir ve bundan dolayı bu metodun sonogramlarından direnç indeksini ve darbe indeksini hesaplamak daha kolay olmaktadır. Bu durumda, teşhis amaçlı kullanımlarda AR metodu sonogramları HFD metodu sonogramlarına göre daha iyi sonuç vermektedir.



Şekil 8. Direnç indeksi ve darbe indeksinin tanımlarında yer alan değişkenleri gösteren şekil. S maksimum sistolik yükseklik, D son diyastolik yükseklik, M sonogramın ortalama yüksekliğidir.

4. SONUÇ

Atardamarlardan alınan Doppler işaretlerinin spektral analizi, HFD ve maksimum olabilirlik kestiriminin kullanıldığı AR metodları ile yapılmıştır. Bu metodların performansları, frekans çözünürlükleri ve klinik uygulamalardaki etkileri bakımından karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak klinik ve araştırma alanlarındaki uygulamalarda, spektrum ve sonogramlarının belirgin olmasından dolayı AR metodunun performansının oldukça yüksek olduğu görülmüştür.

KAYNAKLAR

1. Evans, D.H., McDicken, W.N., Skidmore, R., Woodcock, J.P., "Doppler Ultrasound: Physics", *Instrumentation and Clinical Applications*, Wiley, Chichester 115-184 (1989).
2. 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: 383-391 (1995).
3. 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).
4. Güler, İ., Hardalaç, F., Müldür, S., "Determination of aorta failure with the application of FFT, AR and wavelet methods to Doppler technique", *Computers in Biology and Medicine*, 31: 229-238 (2001).
5. 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).
6. 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).
 7. 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).
 8. Proakis, J.G., Manolakis, D.G., “Digital Signal Processing Principles, Algorithms, and Applications”, *Prentice Hall*, New Jersey, 896-956 (1996).
 9. Kay, S.M., Marple, S.L., Spectrum analysis - “A modern perspective”, *Proceedings of the IEEE*, 69: 1380-1419(1981).
 10. Güler, İ., Kıymık, M.K., Akin, M., Alkan, A., “AR spectral analysis of EEG signals by using maximum likelihood estimation”, *Computers in Biology and Medicine*, 31: 441-450 (2001).
 11. Kay, S.M., “Fundamentals of statistical signal processing: estimation theory”, *Prentice Hall*, New Jersey 157-214(1993).
 12. Akaike, H., “A new look at the statistical model identification”, *IEEE Transactions on Automatic Control*, AC-19: 716-723 (1974).

Geliş Tarihi:14.05.2002

Kabul Tarihi:26.02.2003

