



ISSN:1306-3111  
e-Journal of New World Sciences Academy  
2008, Volume: 3, Number: 1  
Article Number: A0055

**NATURAL AND APPLIED SCIENCES  
ELECTRONIC AND COMPUTER ENGINEERING**

Received: July 2007  
Accepted: December 2007  
© 2008 www.newwsa.com

**Necaattin Barışcı  
O.Ayhan Erdem**  
University of Kirikkale  
nbarisci@hotmail.com  
Kirikkale-Turkiye

**AORT YETMEZLİĞİ VE DARLIĞININ HIZLI FOURIER DÖNÜŞÜMÜ VE AR  
YÖNTEMLERİYLE BELİRLENMESİ**

**ÖZET**

Bu çalışmada 60 hastanın aort kapakçığından kaydedilen kardiyak Doppler işaretleri 16 bitlik bir ses kartı yardımıyla bir kişisel bilgisayara aktarılmıştır. Her bir hastadan kaydedilen kardiyak Doppler sinyaline, Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) ve Autoregressive (AR) spektral analiz yöntemleri uygulanmıştır. HFD metodunun yapısı gereği, türbülanslı kan akışlarında, Doppler verilerinin oluşturduğu spektral eğride iyi bir çözünürlük yakalanamadığından, yanlışlıklar olmaktadır. Sonogramların elde edilmesinde kullanılan AR metodunun HFD metoduna göre görüntü kalitesi bakımından üstünlük sağladığı gözlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Kardiyak Doppler, Hızlı Fourier Dönüşümü,  
AR, Aort Kapakçığı

**DETERMINATION OF AORTA FAILURE AND STENOSIS WITH THE APPLICATION OF  
FAST FOURIER TRANSFORM AND AR METHODS**

**ABSTRACT**

In this work, cardiac Doppler signals recorded from aorta valve of 60 patients were transferred to a personal computer by using a 16 bit sound card. The fast Fourier transform (FFT) and Autoregressive (AR) methods were applied to the recorded signal from each patient. Since FFT method inherently can not offer a good spectral resolution at jet blood flows such as cardiac Doppler signals, it sometimes causes wrong interpretation. It has been observed that using AR method to obtain sonograms is more efficient than FFT method for image quality.

**Keywords:** Cardiac Doppler, Fast Fourier Transform,  
AR, Aorta Valve



## 1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

20 KHz'den daha büyük olan frekanslara ultrasonik frekans denir ve insan kulağı bu frekansları duyamaz. Ultrasonik Doppler, hareketli yapıların ve özellikle vücuttaki kan akış hızının insan vücuduna zarar vermeden vücut dışından ölçümünde ve belirlenmesinde kullanılan önemli bir tekniktir. Bu amaçla ilk olarak yaklaşık 40 yıl önce kullanılmasına rağmen, taşınabilir Doppler kan akış ölçme cihazları ancak son 20 yıllık bir süre içinde geliştirilmiştir. Geliştirilen bu cihazlar sayesinde çok ince damarlarda bile kan akış hızı ve damar çapı ölçülebilmekte, damarda bir tıkanıklık veya genişleme varsa bu kolaylıkla tespit edilebilmektedir [1 ve 2].

İnsanların bazılarında kalp içi kapakçıklarda anatomik bozukluklar olabilmektedir. Örneğin aort yetmezliği olarak isimlendirilen, aort kapağındaki anatomik bozukluk (kapakçığın genişlemesi veya çökmesi) bu kapakçığın açma ve kapama fonksiyonlarını tam yerine getirememesine sebebiyet verir. Bundan dolayı kanın bir kısmı karıncık boşaldıktan sonra tekrar karıncığa döner ve buna bağlı olarak vücuda pompalanan kan hacmi azalarak çeşitli hastalıkların ortaya çıkmasına sebep olur.

Literatürde kardiyak Doppler işaretlerinin spektral analiz yöntemlerle incelenmesine ait çeşitli çalışmalar mevcuttur. Semmlow ve arkadaşları [3] koroner arter hastalığını, Guo ve arkadaşları [4] kardiyak Doppler işaretlerini, Güler ve arkadaşları [5 ve 6] mitral ve triküspit kapakçık ile aort kapakçığından kaydedilen Doppler işaretlerini çeşitli spektral analiz yöntemlere uygulayarak incelemişlerdir.

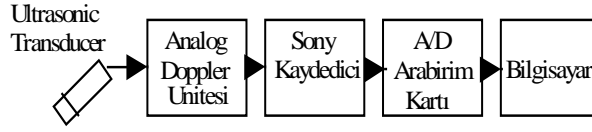
Bu çalışmada, Doppler cihazı ile hastaların kalp içi aort kapağındaki kan akışı, çeşitli spektral analiz yöntemlerinin görüntü kalitesinin karşılaştırılması amacıyla incelenmiştir. Kapakta daralma ve yetmezlik olup olmadığının tespiti için, cihazın ses çıkışından alınan Doppler sinyallerine, bir kişisel bilgisayar ve yazılım yardımıyla Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) ve Autoregressive (AR) spektral analiz metotları uygulanarak, hastalara ait sonogramlar çizdirilmiştir. Sonuç olarak görüntü kalitesi olarak hangi metodun daha iyi olduğuna karar verilmiş ve hekimlere daha net görüntü verilmesi sağlanmıştır.

## 2. ÇALIŞMANIN ÖNEMİ (RESEARCH SIGNIFICANCE)

Bu çalışmada temel amaç, aort yetmezliği ve darlığının hızlı fourier dönüşümü ve AR yöntemleriyle belirlenmesidir. Bu konuda hastaların aort kapakçığından kaydedilen kardiyak Doppler işaretleri bir kişisel bilgisayara aktarılmıştır. Hastalardan kaydedilen kardiyak Doppler sinyalleri, HFD ve AR spektral analiz yöntemleri uygulanmıştır. HFD metodunun yapısı gereği, türbülanslı kan akışlarında, Doppler verilerinin oluşturduğu spektral eğride iyi bir çözünürlük yakalanamadığından, bazı yanılgılar olabilmektedir. Sonogramların elde edilmesinde kullanılan AR metodunun HFD metoduna göre görüntü kalitesi bakımından üstünlük sağladığı hususu bu çalışmada ortaya çıkmıştır. Araştırma aort yetmezliği ve darlığı konusunda yapılacak yeni çalışmalara ışık tutması ve bu konuda daha farklı yaklaşımların uygulanabilmesi bakımından önemli görülebilir.

## 3. MATERYAL VE METOD (MATERIAL AND METHOD)

Şekil 1'de görüldüğü gibi; ölçme sistemi beş bloktan ibarettir. Bunlar 2 ve 7 MHz lik ultrasonik dönüştürücü, Analog Doppler ünitesi (Toshiba sonolayer 140 A-Echo Device), Kaydedici (Sony), Analog/Sayısal arabirim kartı (Sound Blaster Pro-16 bit) ve bir kişisel bilgisayardır [7 ve 8].



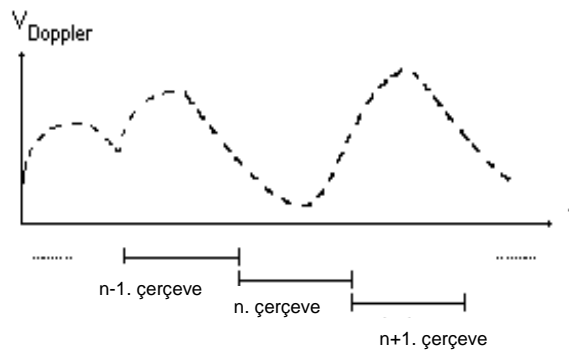
Şekil 1. Ölçüm sisteminin blok diyagramı  
(Figure 1. Block diagram of measurement system)

Bu çalışmada 60 hasta üzerinde çalışılmıştır. Cihazın örnek hacmi, aort kapakçığına 60 derecelik açıyla odaklanarak her bir hastadan 3'er saniyelik Doppler işaretleri kaydedilmiştir.

### 3.1. Hızlı Fourier Dönüşümü (Fast Fourier Transform)

Periyodik sayısal bir işaret, bir Fourier serisi ile temsil edilebilir ve bir dalga şekli kendisinin Fourier katsayılarından yeniden elde edilebilir. Fourier analizinin önemi şuradadır; tek frekans bileşenli bir işarete bir çok fiziksel sistemin cevabı, diğer frekans bileşenlerinin genliğinden ve görüntüsünden bağımsızdır. Böyle sistemler, giriş işaretinin büyüklüğündeki bir değişim çıkış işaretinde de aynı oranda değişim verdiği için, doğrusal sistemler olarak bilinir. Bundan dolayı örneğin, kan basıncı değişimi ile kan akışı arasındaki ilişki doğrusal ise (normal çevresel damarları göz önüne 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 değişiminden sinüzoidal (Fourier) katsayıları ayrılır, ikinci olarak her frekanstaki akış katsayıları (genlik ve faz) aynı frekanstaki basınç değişiminden hesaplanır, üçüncü olarak hesaplanan akış katsayıları tüm akış dalga şeklini vermesi için birbirleriyle toplanır [9].

Doppler sinyallerinin içerdiği spektral bilgiyi görsel olarak incelemek ve işaretin spektrumunun zamanla değişimini izlemek için kullanılan tekniklerin en yaygın olanı spektral analizdir. Bu teknikte zaman dömenindeki Doppler işareti uygun bir frekansta örneklenir. Elde edilen zaman örnekleri sabit sayıda örnek içeren çerçeveler halinde gruplanır (Şekil 2) [10].



Şekil 2. Örneklenmiş Doppler sinyalinin çerçeveler halinde gruplanması  
(Figure 2. Grouping with frames of sampling Doppler signals)

Sonlu uzunlukta olan bir Doppler sinyalinin HFD'sini almak için, mevcut sinyal 2'nin katları şeklinde 64, 128, 256 gibi çerçevelenir. Her bir çerçeveye karşılık düşen frekans spektrumu bulunurken pencereleme yapılır. Pencereleme sayesinde, gerçekte olmayan frekans bileşenlerinin spektrumda ortaya çıkması önlenir. Ayrıca pencereleme işleminden sonra aynı Doppler sinyaline, sıfır ekleme (Zero Padding)



yapılır. Bu işlem spektrumda okunabilirliği artırmasına karşın, işlem yükünü de arttırmaktadır.

Ayrık zamanlı periyodik bir işaretin ayrık Fourier dönüşümü Eşitlik 1'deki gibi tanımlanır,

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

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 karelerinin logaritmaları alınır.

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

Spektral analiz yapılabilmesi için, kardiyak Doppler işaretlerinin maksimum frekansının iki katı olan 10 KHz'de örneklenen sinyaller eşit zaman aralıklarında çerçevelere ayrılmıştır. Çerçeve uzunluğu 256 örnek/çerçeve olarak alınmıştır. Daha sonra her bir çerçeveye ait güç spektral yoğunluk fonksiyonu olan  $P(f)$  bulunur. Bu spektrum fonksiyonları zaman ekseninde yan yana dizildiği zaman Doppler işaretinin spektrumunun zamana göre değişimini gösteren üç boyutlu sonogram grafiği elde edilir. Burada yatay eksen zamanı ( $t$ ), dikey eksen frekansı ( $f$ ), grafiğin renginin gri seviyesi ise ilgili frekans bileşeninin gücünü ( $P(f)$ ) göstermektedir. Gri seviyesi siyaha doğru kaydıkça ilgili frekans bileşeninin gücünün arttığı, tersi durumda ise azaldığı anlaşılır [11 ve 12].

Sonogram yardımıyla Doppler işaretinin içerdiği frekans bileşenlerinin spektral güçlerinin zamana göre değişimi kolaylıkla izlenebilir. Sonogram eğrisinin zarfı ise değişik kalp içi kan akış hastalıklarının incelenmesinde kolaylıklar sağlayan maksimum frekans eğrisidir [13].

Her çerçevenin optimum uzunluğu, işaretin durağan (stationary) oluşuna bağlıdır. Genel manada Doppler işareti durağan değildir. Ancak, düzgün akış söz konusu ise ve akış hızı çok yüksek değilse 10 ms ve daha yüksek zaman dilimleri için Doppler işaretinin durağan olduğu varsayımı yapılabilir. Fakat akış hızının çok yüksek ve akışın çalkantılı olduğu durumlarda Doppler spektrumunun değişimi çok hızlı olduğundan, bu varsayım geçerliliğini kaybeder. Bu durumda işaretin durağan varsayılabilmesi için çerçeve süresinin düşmesi gerekir. Diğer yandan çok kısa çerçevelerin kullanılması, spektrum hesabında istatistiksel olarak yanlış sonuçlar verebilir. Bu yüzden Doppler spektrum analizinde bunlar göz önünde tutulmalıdır [14].

### 3.2. AR Model Parametrelerinin Hesaplanması (Calculation of AR Model Parameters)

Spektral analizin gerçekleşmesi için, modern spektral analiz modelleme tekniğinde model derecesine bağlı katsayıların doğru tahmin edilmesi gerekir. Hesap edilen bu katsayılar yardımıyla işaretin güç yoğunluk fonksiyonu oluşturulur [15].

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. Bu çalışmada hesaplama kolaylığı bakımından Burg metodu kullanılmıştır.

**Burg Metodu:** Bu metodun işlevi zaman dömenindeki sinyali kullanarak AR model parametrelerini hesaplamaktır. Burg metodunda AR parametrelerinin doğrudan bulunmayışı, yöntemi diğerlerinden ayıran özelliğidir. Bu algoritmada direk olarak bilgi alanı örnekleri kullanarak yansıma katsayıları hesaplanır ve bu katsayılardan da Levinson metodu yardımıyla AR parametreleri elde edilir [15].

$$k_k = \frac{-2 \sum_{n=k}^{N-1} e_{k-1}^f(n) e_{k-1}^b(n-1)^*}{\sum_{n=k}^{N-1} e_{k-1}^f(n)^2 + |e_{k-1}^b(n-1)|^2} \quad (3)$$

$$a_{k_i} \{ a_{k_i} = a_{k-1,i} + k_k a_{k-1,k-i}^* \} \quad i = 1, 2, \dots, k-1 \quad (4)$$

$$k_k \quad i = k$$

Parametre hesabı sırasında her aşamada ileri ve geri yöndeki hata alanları

$$e_k^f[n] = e_{k-1}^f[n] + k_k e_{k-1}^b[n-1] \quad n = k+1, k+2, \dots, N-1 \quad (5)$$

$$e_k^b[n] = e_{k-1}^b[n-1] + k_k^* e_{k-1}^f[n] \quad n = k, k+1, \dots, N-1 \quad (6)$$

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

Burada  $e_k^f[n]$  k. derecedeki modelin ileri yöndeki tahmin hatasını (forward prediction error),  $e_k^b[n]$ , geri yöndeki tahmin hatasını (backward prediction error) göstermektedir.

Model tabanlı metotları derecelerinin belirlenmesi kritik bir konudur ve model derecesi verinin karakteristiğine bağlıdır. Model derecesinin düşük olarak seçilmesi durumunda daha düz bir spektrum elde edilirken model derecesinin büyük olarak seçilmesi durumunda ise yanlıtıcı tepelerin bulunduğu spektrum elde edilir. Bu çalışmada, Akaike bilgi kriteri [16] kullanılarak AR metodundaki model derecesi 10 olarak belirlenmiştir.

#### 4. BULGULAR VE TARTIŞMA (FINDING AND DISCUSSION)

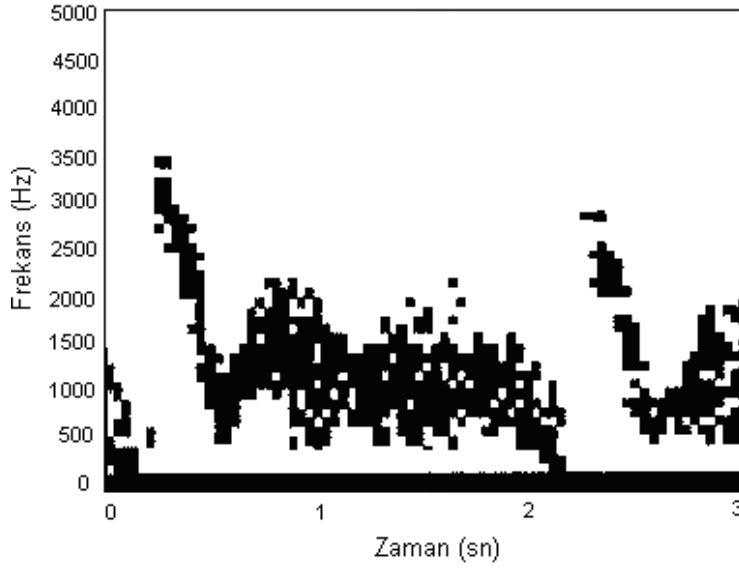
Bu çalışmada kardiyak Doppler cihazı, M-modda çalıştırılarak görüntüleme gerçekleştirilmiştir. Bu görüntülere bakıldığında, Şekil 3'de sağlıklı bir kişinin kalp içi aort kapakçığından kaydedilen Doppler sinyaline ait sonogramlar görülmektedir. Burada (a) sonogramı HFD metodu, (b) sonogramı ise AR metodu kullanılarak elde edilmiştir. Sonogramın zarfı incelendiğinde iki tepe noktası olduğu ve bunların arasında bir genlik düşmesi olduğu görülür. Bu durum AR sonogramında daha belirgindir. Burada birinci tepe mitral kapağın açılmasının hemen ardından sol kulakçıktaki basınç sebebiyle kanın sol ventriküle doğru hızla püskürmesi sonucu meydana gelir.

Kulakçıktaki kan karıncığa doğru geçtikçe kulakçık basıncı azalacağından ve kan akış hızı düşeceğinden sonogram genliğinde de bir düşme meydana gelir. Bu nokta iki tepe arasındaki çukur noktasıdır. Bu anda kulakçık kasılır ve halen kulakçık içerisinde bulunan bir miktar kan ikinci kez hızla karıncığa aktarılır. Bu durumda sonogram genliği ikinci kez yükselir ve kulakçıktaki kan azaldıkça genlikte azalır. Bütün bu olayların sonucunda Şekil 3'de görülen ve zarfı M harfine benzeyen sağlıklı kişilerde görülebilecek sonogram ortaya çıkar.

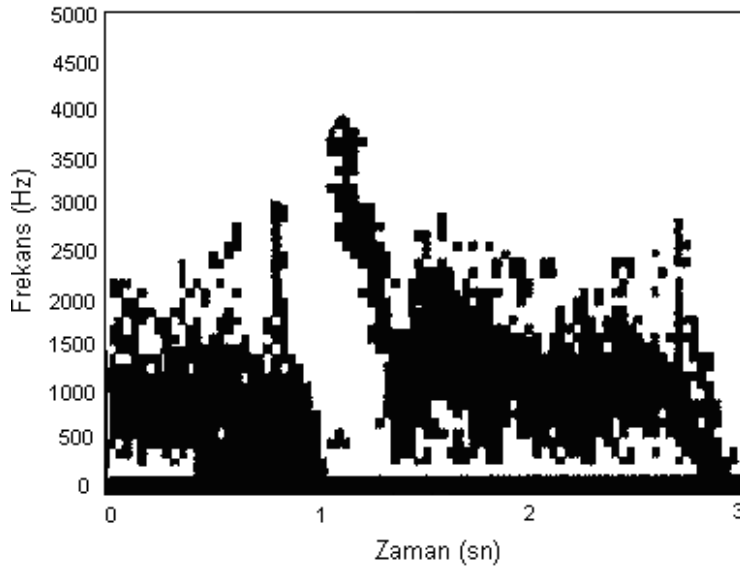
Şekil 4'de aort yetmezliği olan bir kişinin kalp içi aort kapakçığından kaydedilen Doppler sinyaline ait sonogramlar görülmektedir. Aort yetmezliği durumunda aort kapağı kapandıktan sonra, kanın bir kısmı geriye doğru kaçmaktadır. Bu geriye kaçan kan ultrasonik proba doğru yaklaştığından sonogramlarda sıfır seviyenin

üzerinde pozitif pikler halinde görülmektedir. Sistolik kan basıncı yüksek olduğundan tepe noktalar yükselmektedir. Diastolik kan basıncı ise az olduğundan dolayı çukur nokta azalmaktadır. Bu şekilde tepe ve çukur noktalar arasındaki eğim artmaktadır.

Şekil 5'te de, aort darlığı olan bir kişinin kalp içi aort kapakçığından kaydedilen Doppler sinyaline ait sonogramlar görülmektedir. Şekil 5'te aort kapakçığında daralma olduğu zaman, sol karıncığın kapakçıktan kanı pompalaması ve vücuttaki kan damarlarına gönderebilmesi için çok yüksek basınç oluşturması gerekir. Bu da sonogramdaki birinci tepenin yüksekliğinin sağlıklı kişininkine göre daha fazla olmasına sebep olur. Ancak aort kapakçığının darlığı sebebiyle, aort kapakçığından aktarılan kan miktarı normaldekine göre daha azdır. Aort darlığı olan kişilerin sonogramlarında tepe ve çukur noktalar arasındaki eğim daha azdır.



a)

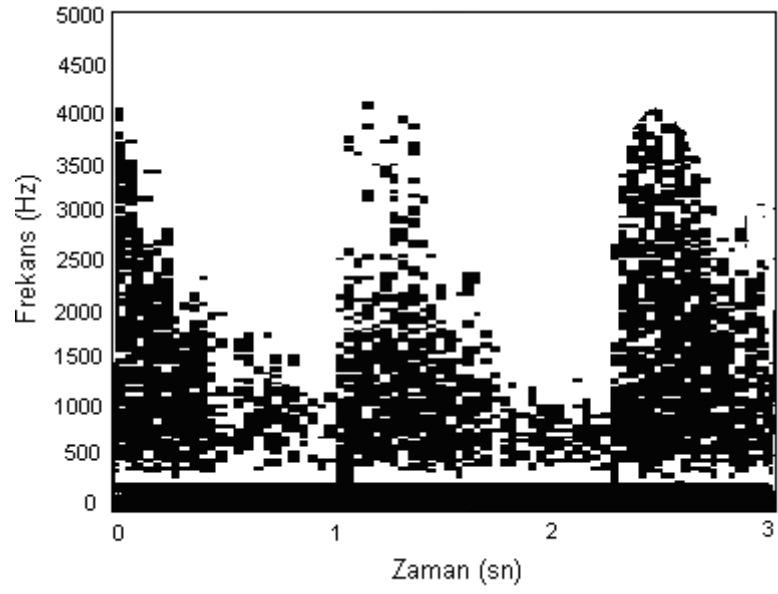


b)

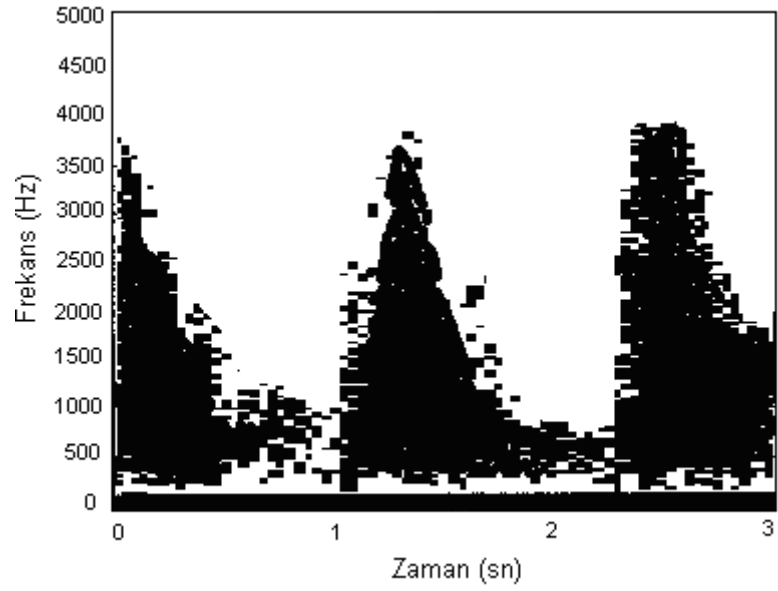
Şekil 3. Sağlıklı olan 40 yaşındaki bir hastaya ait sonogramlar

a)HFD b)AR

(Figure 3. Sonograms of 40-year-old healthy patient, a)FFT b)AR)

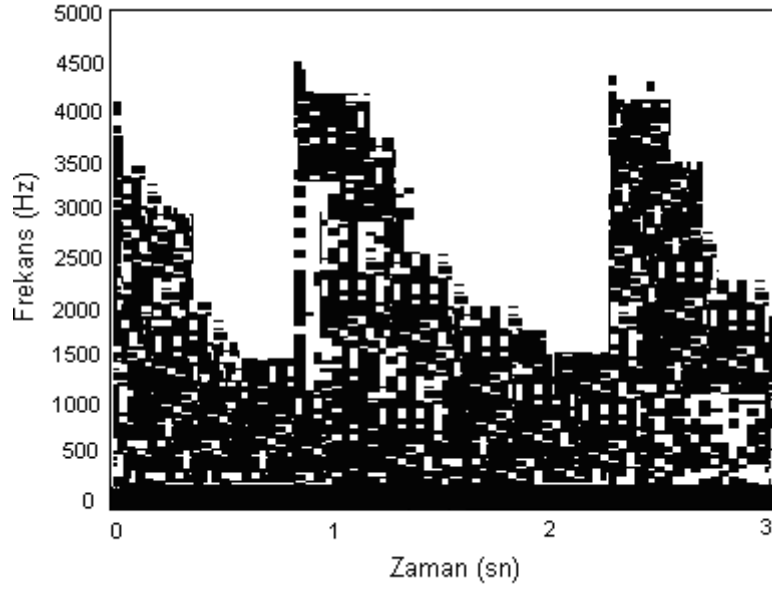


a)

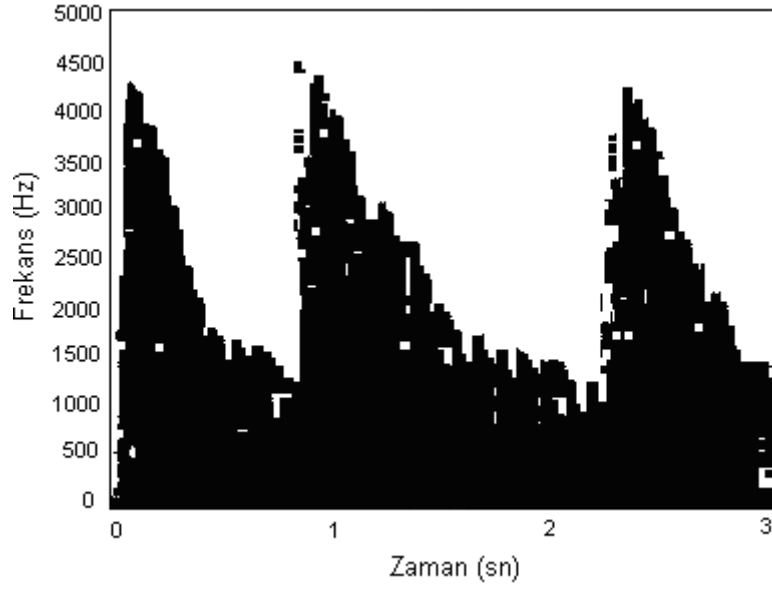


b)

Şekil 4. Aort yetmezliği olan 62 yaşındaki bir hastaya ait sonogramlar  
a)HFD b)AR  
(Figure 4. Sonograms of 62-year-old patient with aorta insufficiency,  
a)FFT b)AR)



a)



b)

Şekil 5. Aort darlığı olan 58 yaşındaki bir hastaya ait sonogramlar  
a)HFD b)AR  
(Figure 5. Sonograms of 58-year-old patient with aorta stenosis,  
a)FFT b)AR)

Yetmezlik sonrasında aortta çalkantılı akış meydana gelir. Darlıkta ise kan akışı yüksek hızlara sahiptir. Çalkantılı, yüksek hızlarda ve tıkanıklık sonrası bölgelerde kaydedilen akışlarda HFD metodu ile elde edilen sonogramların zarfının izlenmesi güçleşmektedir. Sonogramların zarflarının değişimi AR metodunda daha belirgindir.

HFD ve AR sonogramları arasındaki bir diğer farklılık ise, HFD sonogramlarında spektral genişlemenin gözlenmesidir. HFD sonogramlarında her bir çerçeveye ait spektrum yüksek frekanslara doğru genişlemiştir. Bundan dolayı, işaretin frekans spektrumunda gerçekte olmadığı halde, yüksek frekanslı bileşenler görülmektedir.



Bunun sonucu olarak da sağlıklı kişilerin hasta olarak değerlendirilmesi veya darlık ve yetmezlik yüzdelerinin yanlış olarak belirlenmesi riski ortaya çıkmaktadır. AR sonogramlarında ise spektral genişleme söz konusu değildir.

Sonuç olarak, aort kapakçığından elde edilen kan akışlarının analizinde AR metodunun HFD metoduna göre daha iyi sonuç verdiği gözlenmiştir.

#### **5. SONUÇ (RESULT)**

Çeşitli hastalar üzerinde yapılan bu çalışmada kalp aort kapakçığında meydana gelen daralmaların ve yetmezliğin kan akışını nasıl etkilediği incelenmiştir. Bu hastalardan elde edilen Doppler sinyalleri, HFD ve AR spektral analiz yöntemlerine uygulanarak sonogramlar elde edilmiş ve tıbbi açıdan sonogramlar karşılaştırılmıştır.

HFD ve benzeri klasik spektral analiz metodları çerçeve süresinin büyük olduğu durumlarda uzman hekim için teşhise yönelik yeterli sonuçlar vermektedir. Ancak yüksek hızlı, çalkantılı (türbülans) veya tıkanıklık sonrası bölgelerdeki akışlarda HFD metodunun performansı oldukça düşmekte, spektrumda genişleme ve frekans seçiciliğinde azalma gözlenmektedir. Bu nedenlerden dolayı, modern spektral analiz yöntemlerinden AR ile, HFD'nin üstesinden gelemediği sorunların çözümüne çalışılmıştır.

Aort kapakçığındaki kan akışının incelendiği bu çalışmada hesaplatılan sonogramlar tıbbi standartlara uygun seviyede elde edilmiştir. Sonogramların elde edilmesinde kullanılan AR metodunun HFD metoduna göre üstünlük sağladığı gözlenmiştir.

#### **NOT (NOTICE)**

Bu çalışma 07/2003-10 nolu Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi tarafından desteklenmiştir.

#### **KAYNAKLAR (REFERENCES)**

1. Satomura, S., (1959). Study of flow patterns in peripheral arteries by ultrasonics. J. Acoust. Soc. Jap. 15, pp:151-158.
2. Edler, I., (1991). Early Echocardiography. Ultrasound in Med. Biol. Volume: 17, Number:5, pp:425-431.
3. Semmlow, J.L., Akay, M., Welkowitz, W., (1990). Noninvasive detection of coronary artery disease using parametric spectral analysis methods. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 9:1, pp:33-36.
4. Guo, Z., Durand, L.G., Allard, L., Cloutier, G., Lee, H.C., Langlois, Y.E., (1993). Cardiac Doppler blood flow signal analysis. Medical & Biological Engineering and Computing. 31, pp:242-248.
5. Güler, İ., Kara, S., Güler, N.F., and Kıymık, M.K., (1996). Application of AR and FFT spectral analysis to Tricuspid and Mitral valve stenosis. Comput. Meth. & Progr. Biomed. 49, pp:29-36.
6. Güler, İ., Hardalaç, F., and Müldür, S., (2001). Determination of aorta failure with the application of FFT, AR and wavelet methods to Doppler technique. Comput. Biol. Med. 31, pp:229-238.
7. Güler, İ., Hardalaç, F., and Barışçı, N., (2002). Application of FFT Analyzed Cardiac Doppler Signals to Fuzzy Algorithm. Computers in Biology and Medicine. 32, pp:435-444.
8. Barışçı, N., Topal, E., Hardalaç, F., and Güler, İ., (2005). Classification of Aorta Insufficiency and Stenosis Using Neuro-Fuzzy System. Journal of Medical Systems, 29(2):155-164.

9. Kay, S.M., and Marple, S.L., (1981). Spectrum analysis- A modern perspective, Proc. IEEE, Volme:69, pp:1380-1419.
10. Franklin D.L., and Schlegel W.A., Watson N.W., (1963). Ultrasonic Doppler shift blood flowmeter: Circuitry and practical applications. Biomed. Sci. Instrum. Volume:1, pp:301-309.
11. Schlindwein F.S., Smith M.J., and Evans D.H., (1988). Spectral analysis of Doppler signals and computation of the normalised first moment in real time using a digital signal processor. Med. & Biol. Eng. Comput. Volume:26, pp:228-232.
12. Larry Y.L., and Richard S.C., (1989). A nonstationary signal simulation model for continuous wave and pulsed Doppler ultrasound. IEEE Trans. Ultrason. Volume:21, pp:522-530.
13. Kaluzynski K., (1987). Analysis of application possibilities of autoregressive modeling to Doppler blood flow signal spectral analysis. Med. Biol. Eng. Comput. 25, pp:373-376.
14. Vaitkus P.J., Cobbold R.S.C., and Johnston, K.W., (1988). A comparative study and assessment of Doppler ultrasound spectral estimation techniques Part 1: Estimation methods. Ultrasound Med. Biol. 14, pp:661-672.
15. Bellanger, M., (1989). Digital Processing of signals, 2<sup>nd</sup> edn., pp:181-197, Wiley.
16. Akaike, H., (1974). A new look at the statistical model identification. IEEE Transactions on Automatic Control, Volume:AC-19, pp:716-723.