

DARBELİ DOPPLER LAMİNAR KAN AKIŞ SİNYAL SİMÜLASYONU VE STFT VE AR SONOGRAMLARININ ELDE EDİLMESİ

Alper DİZİBÜYÜK M. Kemal KIYMIK Şaban ERGÜN

Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü,
46100 Kahramanmaraş

e-posta: mkemal@ksu.edu.tr
aalpera@hotmail.com

Anahtar sözcükler: Doppler, kan akış, AR, STFT

ÖZET

Ultrason Doppler tekniği spektral analiz yöntemleri kullanılarak damarlardaki kanın doppler akış hızını elde etme gibi tıbbi uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu çalışmada NI firmasının, programları blok diyagram formunda oluşturan ve grafiksel G programlama dilini kullanan LABVIEW program geliştirme uygulaması ile oluşturduğumuz darbeli doppler laminar kan akış sinyali simülasyonu kullanılarak FFT, STFT ve AR spektral analiz yöntemleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

1.GİRİŞ

Ultrasonik işaretler ve bu tür işaretlerin işlendiği sistemler pek çok alanda olduğu gibi özellikle de araştırmacılara canlı organizma ile direkt teması gerektirmeden inceleme yapma olanağını sağladığından tıbbi alanda da yaygın olarak kullanılmaktadır. Ultrason işaretlerinin, Doppler temel prensibine dayanarak kullanıldığı en yaygın alan ise kan akışı ile ilgili bilgilerin ölçülmesidir. Kan akış hızının ve kanla ilgili çeşitli bilgilerin ölçümünde kullanılan Doppler etkisine dayalı iki teknik vardır; Sürekli Dalga Doppler ve Darbeli Doppler [1]. Alınan bu sinyaller daha sonra FFT, PERİODOGRAM, SPEKTOGRAM, STFT, AR, MA, ARMA, WAVELET, ... gibi klasik ve modern parametrik yöntemlerle incelenip klinik değerlendirmelerde yardımcı olacak bulgular içeren sonuçlara dönüştürülmektedir. [2].

FFT' ye dayanan klasik spektrum analiz yöntemlerinde sinyalin kendisi doğrudan kullanılmaktadır. Fakat FFT' ye dayanan yöntemlerin istatistik karalılığının zayıf olması ve pencereleme işleminden kaynaklanan istenmeyen spektral kaçak olayı gibi birçok kötü yanları vardır. AR, MA, ARMA, Wavelet gibi modern

parametrik yöntemler , incelenen sinyal için uygun bir model seçimine ve model parametrelerinin kestirimine dayanır. Sinyali modelleyen bu parametreler güç spektrumunun elde edilmesinde kullanılır. Sinyalin doğrudan kullanılmaması özellikle pencereleme işleminde pencere dışında kalan verinin sıfır kabul edilmesinden kaynaklanan kötü sonuçları ortadan kaldırır.

2.MATERYAL VE METOT

Bu çalışmada klasik yöntemlerden STFT (Short Time Frequency Transform) ve modern parametrik yöntemlerden AR (AutoRegressive) spektrum analiz yöntemleri incelenmiştir. Her iki yöntemi karşılaştırabilmek amacıyla daha önce bilgisayar ortamında gerçekleştirilen darbeli doppler laminar kan akış sinyali simülasyonu kullanılmıştır.

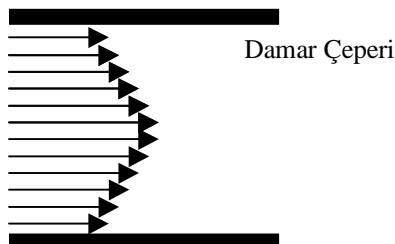
I. Laminar Akış:

Kanın normal damarlar içerisindeki akış bilgileri, kişinin aktivitesi, damarların anatomik yerleşimi ve kalp atım hızı ile değişen son derece karmaşıktır ve değişkenlik özelliği gösterir [1]

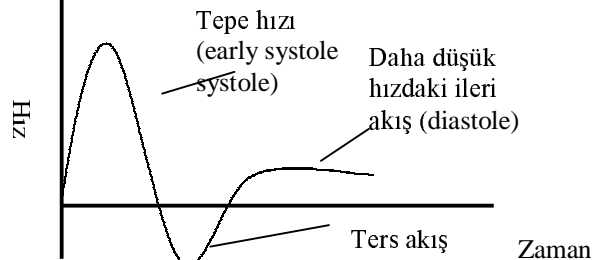
Laminar akış biçimi hemen hemen tüm sıvılar için düşük hızlarda iken gözlenen bir akış rejimidir. Akışın meydana geldiği sıvı için; Reynold sayısı (Re veya N_R) aşağıdaki denklem ile verilir:

$$Re = (VD\rho)/\eta \quad (1)$$

V (cm/s) kanın hızı, ρ g/cm³ kanın yoğunluğu, D (cm) damar çapı, η (poise 0,03-0,04) kanın viskozitesini gösterir. Viskozite sıvının şekil değişimine karşı gösterdiği direnme yeteneği ölçütü olarak fiziksel bir parametre şeklinde karşımıza çıkar[5]. Akışa olan direnç, kanın viskozitesi ve damar çapına bağlıdır. Kan hareket hızı damar sıvı akışı içinde her yerde aynı ve üniform değildir.Denklem (1) ile hesaplanacak olan Reynold sayısı $Re < 2000$ ise kan akışı, viskoz kuvvetler tarafından katmanlar arasında dağılacak şekilde zorlanır [3]



Şekil-1. Laminar akış hız profili.



Şekil-2. Bir kalp atım zamanına göre akış hızı.

Şekil-2' de ise simülasyona temel teşkil eden; kalbin bir atım zamanındaki evrelere göre (erken sistol (early systole) ve sistol (systole), son sistol (end systole) ve diastole) normal çevresel atardamarlardaki akış hızının zamanla değişimini temsil etmektedir.

Damarlar içerisindeki kan akışının zamana göre Şekil-2' deki gibi atımlı bir yapıya sahip olması da Doppler Ultrason sinyallerinin yüksek derecede durağan olmayan nitelikte olmalarına nedendir [8].

II Darbeli Doppler Laminer Kan Akış Simülasyonu

Simülasyon, durağan olmayan rasgele bir sinyalin, genlikleri ve fazları zamana bağımlı olan rasgele sonsuz sayıda sinüzoidin toplamı şeklinde ifade edilebildiği [7] düşüncesinden hareketle gerçekleştirilmiştir. Simülasyona Şekil-2' de verilen çevresel bir atardamarın sahip olabileceği akış profili temel teşkil etmektedir.

NI Labview grafik programlama ortamı ile yapılan simülasyon için; ultrasonik dalgayı geri saçan ortamın birbirine benzeyen farklı saçıcılarından oluştuğu, her bir saçıcı parçacığın bulunulan akış katmanına bağlı sınırlar içinde rasgele genlik ve faza sahip olduğu, her bir parçacığın konumu ve hızının bulunulan akış katmanına bağlı sınırlar içinde rasgele değişken olarak kabul edildiği, saçıcı parçacıkların sayısının yeteri kadar fazla kabul edildiği ve ortam yayılma hızının 1540 m/s, dönüştürücü frekansının 5 Mhz, temel çevresel bir atardamar için maksimum ters akış hızı 0.2-0.4 m/s ve maksimum akış hızı 0.5-1.4 m/s olabileceğinden damar çeperine en yakın bölgedeki akış hızının 0.284 m/s, damar merkezindeki akış hızının ise 1.017 m/s olduğu kabul edilmektedir [3].

Akışın gerçekleştiği damar N adet katmana bölünmüş ve her katmanda oluşan akış hızının şekil-2' de gösterilen akış profili ile değiştiği düşünülmüştür. n. katmana ait akış hızı v ve buna uygun olarak oluşacak doppler frekans kayması fd aşağıdaki denklemlerle ifade edilmektedir.

$$v = (10/4) * \cos(n * \pi / 180) * 10^{-(n-75) * (n-75) / 2500} \quad (2)$$

$$fd = (2 * v * fo / cc) \quad (3)$$

fo dönüştürücü frekansı (5 Mhz taşıyıcı frekans), cc akustik dalganın ortamdaki yayılma hızı (1540m/s) olmak üzere ileri akış yönündeki maksimum kayma frekansı 6604,78 Hz ve geri akış yönündeki maksimum kayma frekansı 1848,22 Hz olan işaretler elde edilmektedir. Her hacim ise M adet parçacıktan oluşmaktadır böylelikle m parçacık sayısını dolayısıyla n. katmanda sinyali oluşturan bileşen sayısını veren ifade:

$$m = m * (1 + 20 * \text{rnd}()) \quad (4)$$

fd kayma frekansına dolayısıyla v akış hızına sahip bir katmandaki denklem (4) ile verilen m adet bileşen için hızlarına bağlı olarak ürettikleri frekanslar da aşağıdaki (5) ve (6) ifadeleriyle verilmiştir. Böylelikle hem bileşen sayısı hem de bu bileşenlere ait frekanslara bir serbestlik derecesi verilmiş olmakta ve

elde edilen simülasyon işaretinin durağan olmama düzeyi belirlenebilmektedir.

$$fg = fd + (100 * \text{rnd}() - 100 * \text{rnd}()) \quad (5)$$

Her katman için elde edilecek bu m adet sinüzoid için 0-2π aralığında üniform dağılımlı beyaz gürültü faz olarak eklenerek parçacıkların rasgele uzaysal yerleşimi benzetilmiştir.

n. katmandaki m. sinüzoid için frekans ifadesi:

$$f_{nm} = fg * 0.05 + i * fg * 1.05 / m \quad (6)$$

Ayrıca 0.05 genlikli üniform beyaz gürültü eklenmiştir. simülasyonun genel formu aşağıda verilmiştir:

$$y_n(t) = \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^m A_{nm} \sin(2\pi f_{nm} t + \theta_{nm}) + e_{nm}(t) \quad (7)$$

Simülasyon programı denklem (7) ile ifade edilen işaretleri her biri L örnek sayısında olmak üzere sırasıyla n=0..N-1 için sırasal olarak (n=0 dönüştürücüye yakın olan damar çeperi civarındaki akış katmanını, n=N dönüştürücüye uzak olan damar çeperi civarındaki akış katmanını temsil eder) üretir.

III. Üretilen Simülasyon İşaretinin Sonogramının Elde Edilmesi

Sonograma temel teşkil eden esas; belirli bir inceleme alanına ait, bu alandan zamansal veya uzaysal (inceleme yapılan alanın yerleşimi) tarama yapılarak elde edilen akustik kökenli işaretler kullanılarak aynı zaman veya uzay parametrelerine bağlı olarak 2 boyutlu resmin ya da 3 boyutlu görüntünün oluşturulmasıdır [10] Durağan olmayan sinyallerde zamana göre değişen genlik, faz ve frekans bilgilerinin sağlıklı değerlendirilebilmesi için zaman-frekans analizi yapılmalıdır. Zaman-Frekans analizi için en basit yaklaşım, sinyalin fazının türevinden yola çıkarak anlık frekansının hesaplanmasıdır [8].

IV. STFT ve AR Analizi

STFT temel bir pencere fonksiyonundan, zaman alanında kaydırma ve frekans parametreleri olmak üzere iki ayrı şekilde türetilir. Pencere fonksiyonu w(t)' nin sonlu enerjiye sahip olması ve integralinin alınabilmesi gerekmektedir. STFT yönteminde, zaman ekseninde bir τ noktasına w(t) pencere fonksiyonunu yerleştirilerek, pencerelenmiş fonksiyonun Fourier Dönüşümü gerçekleştirilir. Daha sonra pencere kaydırılır ve tekrar Fourier dönüşümü alınarak işleme devam edilir. Bu yöntemin matematiksel ifadesi denklem (8)' de ifade edilmiştir.

$$STFT(w, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) w^*(t - \tau) e^{-j\omega t} dt = \langle g_{w, \tau}(t), f(t) \rangle \quad (8)$$

Durağan olmayan sinyallerin özellikle Doppler sinyallerinin spektral analizi çok iyi zaman ve frekans çözünürlüğü sunması gereken yetenekli işlevlere ihtiyaç duyar. Doppler ultrason sinyallerinin spektral analizi normalde STFT kullanılarak gerçekleştirilir [3,5].

AR modelleme yönteminde, işaretin belli bir anındaki genliği daha önceki örneklenmiş kısımların

örneklerinin genliklerinin farklı oranlarda toplanması ve bu toplama bir kestirim hatasının eklenmesi sonucu elde edilir. Başka bir deyişle AR metodu sinyalin, değişkenlik sabiti ρ^2 olan beyaz gürültü tarafında sürülen lineer bir filtrenin çıkışı olarak modellenmesini ihtiva eder [5]. Bu filtre AR filtresi adına alır.Genlik oranlarını belirleyen AR katsayıları çeşitli yöntemler kullanılarak hesaplanabilir. Levinson - Durbin ve Burg algoritmaları bu yöntemler arasındadır. Levinson - Durbin algoritmasında Yule - Walker denklemleri çözülerek AR katsayıları bulunur [4]. Derecesi p bir AR işlemi aşağıdaki denklem (9) ile tanımlanmıştır.

$$x(n) = -\sum_{m=1}^p a_m x(n-m) + e(n) \quad (9)$$

$x(n)$, a_m , ve $e(n)$ sırasıyla örneklenmiş ve modellenecek data dizisini, bu dizi için AR model katsayılarını ve beyaz gürültü hata terimini temsil ederler. Model ölçülen datadan elde edilecek p+2 adet parametre içerir. Parametrelerin tahmini kolay uygulanabilir lineer denklemlerin çözümü ile gerçekleştirilir ve denklemi (9) ile modellenen $x(n)$ data dizisinin p. dereceden AR güç spektrum yoğunluğunun yerel f frekansı için kestirimi aşağıdaki denklem (10) ile verilir.

$$P(f) = \frac{\sigma p^2 \Delta t}{\left| 1 + \sum_{m=1}^p a_{pm} e^{-j2\pi f m \Delta t} \right|^2} \quad (10)$$

$a_{p0}=1$ olmak üzere AR güç spektrum yoğunluğunun kestirimi için sadece p adet a_{pm} parametresi ve beyaz gürültü varyansı σ_p^2 parametresinin birkaç metot kullanarak hesaplanması gerekmektedir. Hesaplanan bu AR katsayıları genlik oranlarını belirlerler. Sonogramları oluşturan, STFT ve AR yöntemleri ile elde edilen güç spektrum yoğunluklarının varyans ve spektral kararlılık karşılaştırılmasının yapılabilmesi Centroid Frequency kestirimi kullanılmıştır [5].

3.BULGULAR VE TARTIŞMA:

Bu parametrelerle elde edilen simülasyon işaretlerinin farklı spektral analiz yöntemleri ile oluşturulan sonogram çıktıları karşılaştırmalı olarak aşağıdaki şekillerde verilmiştir (Şekil 3-6). Şekil-3 ve Şekil-4 frekans-zaman çözünürlüğü açısından özdeşler. AR (Şekil-4) ile elde edilen sonogramda ise spektrumun daha da yumuşadığı, spektral genişlemenin azaldığı, Şekil-3 deki bileşen bulunmayan frekanslarda görülen gürültünün zayıfladığı; CF kestiriminin ise en az varyasyona sahip ve daha kararlı olduğu görülmektedir.

Şekil-5' de zaman çözünürlüğünün artması ile frekans çözünürlüğünün bozulduğu ve pencereleme etkisinden dolayı oluşan spektral kaçaklar görülmektedir. Spektral kaçığın ölçüsü ve spektral kararlılığın bozulması ayrıca spektral varyasyonun çok artması, CF kestiriminden gözlenebilmektedir.

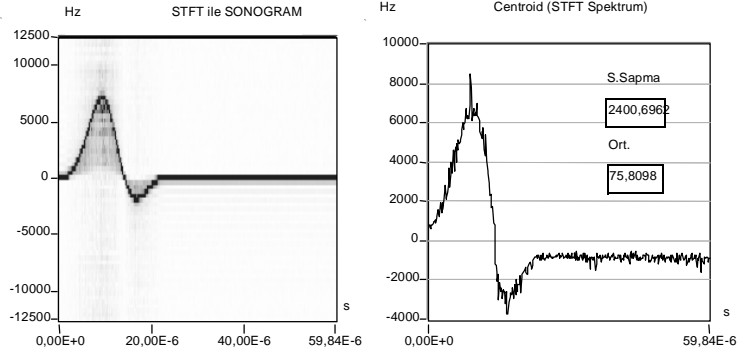
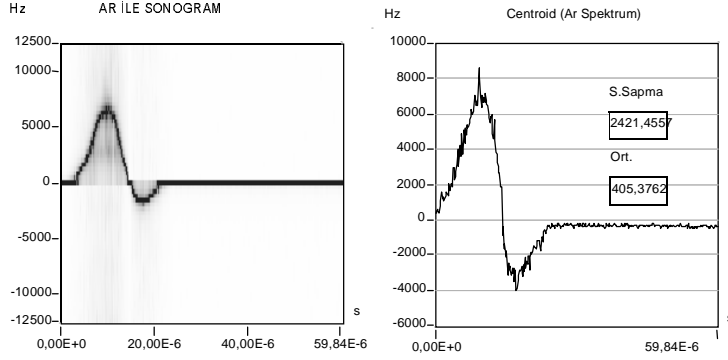
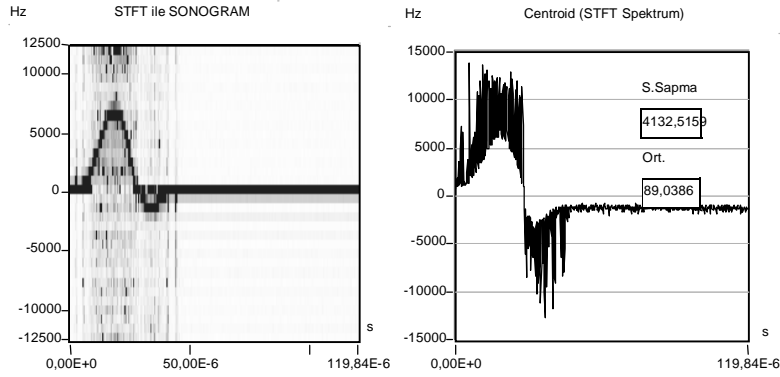
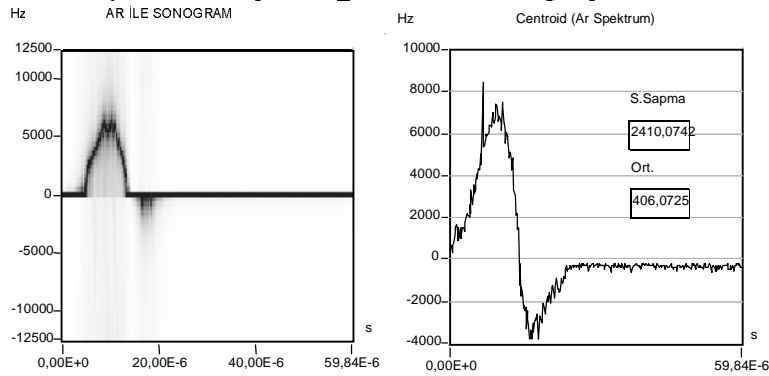
Şekil-6' de AR derecesinin düşmesiyle (p=5) alçak frekanslarda seçiciliğin azaldığı ve işaretin yeterince modellenemediği, genel olarak da işaretle olan tepcikler seçilemeyip frekans içeriği net belirlenememektedir ancak CF kestiriminden varyasyonun düşük ve daha kararlı olduğu görülmektedir.

4. SONUÇ

-STFT için pencere boyunun seçimi, işaretin zamanla değişen parametrelerinin gözlenebilmesinde ve frekans/zaman çözünürlüğü açısından önemlidir. Frekans veya zaman çözünürlüğü iyileştirmesi diğerini her zaman bozacak şekilde etkilemektedir. -AR için model derecesinin seçimi çok önemlidir. Model derecesinin düşük olması işaretin iyi modelleşmemesine ve alçak frekanslarda seçiciliğin bozulmasına, işaretle ait belirgin tepciklerin oluşmamasına, dolayısıyla frekans içeriğinin net belirlenmemesine sebep olmaktadır, derecenin yüksek olması işaretle istenmeyen ve hatalı piklerin oluşması sonucunu doğurmaktadır. Sonuç olarak AR metodu ile istatistiksel olarak daha kararlı spektrumlar elde edilmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] Keeton, P. I. J., F. S. Schindwein, Spectral Broadening of Clinical Doppler Signals Using FFT and Autoregressive Modelling. European Journal of Ultrasound, 7 : 209-218, 1998.
- [2] Roberts. R. A., ve C. T. Mullis,. Digital Signal Processing, Addison-Wesley Publishing Company, USA, pp. 85-86. 1987
- [3] Hedrick, W. R., D. L. Hykes, ve D. E. Starchman, Ultrasound Physics and Instrumentation, Mosby, USA, pp 126-133. 1995
- [4] Güler, I., F. Hardalaç, ve S. Muldur, Determination of Aorta Failure with The Application of FFT, AR, and Wavelet Methods to Doppler Technique. Computer in Biology and Medicine, 31 : 229-238,2001.
- [5] Girault, J. M., D. Kouame, A. Ouahabi, ve F. Patat, Estimation of The Blood Doppler Frequency Shift by a Time-Varying Parametric Approach. Ultrasonics, 38 : 682-687, 2000.
- [6] Suleesathira, R., L. F. Chaporra, ve A. Akan, Discrete Evolutionary Transform for Time-Frequency Signal Analysis. Journal of The Franklin Institute, 337 : 347-364. 2000.
- [7] Karabetsos, E., C. Papaodysseus, ve D. Koutsouris, Design and Development of a New Ultrasonic Doppler Technique for Estimation of the Aggregation of Red Blood Cells. Measurement, 24 : 207-215, 1998.
- [8] Keselbrener, L., ve S. Akselrod,. Selective Discrete Fourier Transform Algorithm for Time-Frequency Analysis: Method and Application on Simulated and Cardiovascular Signals. IEEE TBE, 43(8) : 789-801. 1996.

Şekil-3 $\tau=128$, pencere_adı=128, dikdörtgen pencereŞekil-4 AR derecesi $p=12$, fbins=64.Şekil-5 $\tau=64$, pencere_adı=64, dikdörtgen pencere.Şekil-6 AR derecesi $p=5$, fbins=64.

[9] Evans, D. H., W. N. McDicken, R. Skidmore, ve J. P. Woodcock, Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Clinical Application, John Wiley, Chichester. 1989

[10] Dizibüyük. A., M. K. KIYMIK, ve S. Özer, Darbeli Doppler Laminar Kan Akış Sinyal Simülasyonu ve Sonogramının Elde Edilmesi. Biomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, İstanbul, 2002.