

Darbeli Doppler Laminar Kan Akış Sinyal Simülasyonuna STFT ve AR Spektral Analizlerinin Uygulanması

M.Kemal KIYMIK Abdülhamit SUBAŞI Alper DİZİBÜYÜK M.Said ÖZER

KSÜ. Mühendislik Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Böl.Kahramanmaraş

Özet

Ultrason Doppler tekniği spektral analiz yöntemleri kullanılarak damarlardaki kanın doppler akış hızını elde etmede yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle doppler sinyalleri gibi nonstasyonier (Durağan Olmayan) olan sinyallerin spektral analizinin yapılması sırasında zaman ve frekans çözünürlüğünün her ikisinin yanında spektral kararlılık da önemli bir yer tutmaktadır. Kullanılacak analiz yönteminin yeterli iyilikte olması gerekmektedir.

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.

Anahtar Kelimeler: AR, STFT, LABVIEW, simülasyon

Application of the STFT and AR Spectral Analysis on the Pulsed Doppler Laminar Blood Flow Signal Simulation

Abstract

Doppler ultrasound techniques are widely used in medical applications to extract the Doppler blood flow velocity in the arteries via spectral analysis. Both of the time and frequency resolutions and also spectral stability are stay important roles during the spectral analysis of non-stationary signals like as Doppler signals. The used analysis methods requested to have enough acceptability

In this study FFT, STFT and AR spectral analysis/estimation methods are investigated by making some compressions by using the “pulsed Doppler laminar blood flow signal simulation” programmed via LABVIEW. LABVIEW is a program development application that uses a graphical programming language, G, to create programs in block diagram form.

Key Words: AR, STFT, LABVIEW, simulation

Giriş

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 (Evans ve ark., 1989).

Alınan bu sinyaller daha sonra FFT, PERIODOGRAM, SPEKTOGRAM, STFT, AR, MA, ARMA, WAVELET, ... gibi klasik ve modern parametrik yöntemlerle incelenip klinik değerlendirmelerde yardımcı olacak bulgular içeren sonuçlara dönüştürülmektedir.

En yaygın kullanılan inceleme metotları, spektrumun ölçülen veriden herhangi bir FFT tekniği kullanılarak direk hesaplanmasıdır.

FFT, PERIODOGRAM, SPEKTOGRAM, STFT gibi klasik yöntemler temelde ancak güç spektrumuna sahip olan periyodik işaretlerin, bunları meydana getiren ortogonal trigonometrik (Roberts ve Mullis, 1987) bileşenlerine ayrıştırılmasına dayanan fourier analiz yönteminden türetilmiştir. Periyodik olmayan, dolayısıyla sonlu enerjiye sahip sinyaller enerji spektrumuna sahiptirler (Roberts ve Mullis, 1987). Ancak doğal ortamlardan ölçülen işaretler çoğunlukla durağan ve periyodik değildir. Bu yüzden klasik yöntemlerle yapılan analizlerde işaret, stasyonier (Durağan) kabul edildiği zaman dilimleri için pencerelelenerek ve periyodikmiş gibi değerlendirilerek güç spektrumları elde edilir.

FFT, Doppler Ultrason sinyallerinin spektrum kestiriminde yaygın olarak kullanılan temel ayrık sinyal işleme tekniği olmakla birlikte Doppler kan akış sinyallerinin analizi için en iyi yöntem değildir (Keeton ve ark., 1997). FFT ile yapılan analizlerde pencereleme kullanılarak spektrumda olmayan bileşenlerin görülmesi engellenebilir (Güler ve ark., 2001). Fakat FFT'ye dayanan yöntemlerin istatistik karahlığının zayıf olması ve pencereleme işleminden kaynaklanan istenmeyen spektral kaçak olayı gibi birçok kötü yanları vardır (Güler ve Kıymık, 1992).

FFT'ye dayanan klasik spektrum analiz yöntemlerinde sinyalin kendisi doğrudan kullanılmaktadır.

AR, MA, ARMA, WAVELET gibi modern parametrik yöntemler ise incelenecek sinyal için uygun bir model seçimine ve model parametrelerinin kestirimine/tahminine 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.

Parametrik yöntemlerde sinyalin özelliklerine bağlı olarak; modellendiği yöntem, modelin derecesi ve modelin uygulanacağı ölçme aralıkları büyük önem kazanmaktadır.

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 karşılaştırmak amacıyla daha önce bilgisayar ortamında gerçekleştirilen darbeli doppler laminar kan akış sinyal simülasyonu kullanılmıştır.

Özellikle modern parametrik sinyal işleme tekniklerinin, uygulama safhasına geçmeden önce matematiksel olarak modellenip performanslarının uygun simülasyonlar üzerinde karşılaştırmalı olarak denemesi gerekmektedir.

Elde edilen bilgilerin değerlendirilmesi klasik ve parametrik yöntemlerle yapılmakla birlikte bunların performans düzeylerinin ölçülmesi ve karşılaştırılması

daha ayırt edici olabilmesi bakımından (Girault ve ark., 2000) simülasyon işaretler üzerinde de yapılmaktadır.

Simülasyon işaretlerinin doğasından dolayı uygulanacak yöntem uygun şekilde üzerinde çeşitli düzenlemelerin yapılabilmesi, dolayısıyla canlı ortamdan gelen işaretlerde bulunmayan veya tespit edilemeyen parametrelerin daha belirgin olarak çalışmalarda etkin hale getirilmesi mümkün olmaktadır.

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 (Hedrick ve ark., 1995).

Laminar akış biçimi hemen hemen tüm sıvılar için düşük hızlarda iken gözlenen bir akış rejimidir. Bu tip akış rejiminde akışın meydana geldiği sınırlar içindeki parçacıkların hızlarını teorik olarak belirlemek mümkündür.

Akışın meydana geldiği sıvı için; Reynold sayısı (Re veya N_R) aşağıdaki denklem ile verilir:

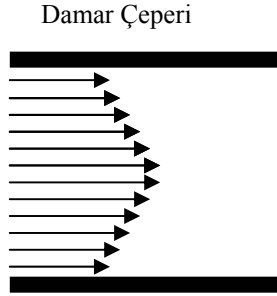
$$Re = (VD\rho)/\eta \quad (1)$$

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 (Hedrick ve ark., 1995) ölçütü olarak fiziksel bir parametre şeklinde karşımıza çıkar. Akışa olan direnç, kanın viskozitesi ve damar çapına bağlıdır. Kanın viskozitesinden kaynaklanan sürtünme kuvvetleri damar sıvı akışı içerisindeki hızlarda değişimler üretir. Bu yüzden kan hareket hızı damar sıvı akışı içinde her yerde aynı ve üniform değildir.

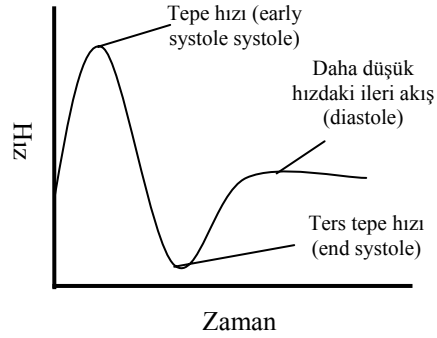
Denklem (1) ile hesaplanacak olan Reynolds sayısı $Re < 2000$ ise kan akışı, viskoz kuvvetler tarafından katmanlar arasında dağılacak şekilde zorlanır (Hedrick ve ark., 1995).

Görüldüğü gibi akış rejimi tipi (1) denklemi ile damar çapına ve sıvının viskozitesine daha çok bağlıdır. Bir sıvı, uzunca ve düz bir silindirik tüp boyunca sükunette hareketini sürdürüyorsa, bu tüp içinde eşmerkezli sıvı akış katmanları meydana gelir. Her katman, tüpün çeperinden sabit ve uygun uzaklıktadır. Ayrıca komşu katmanlarla karışmaz. Katmanlar arasındaki sürtünme de hızlarının farklı ölçülerde olmasına neden olur, dolayısıyla her katmanın hızı aynı değildir ve çepere olan uzaklık arttıkça artan bir eğilim gösterir. Katmanlar içerisindeki bu akış hızı dağılımına laminar (düzenli) akış adı verilir. Kan düz ve pürüzsüz damarlarda laminar akış özelliği gösterir (Hedrick ve ark., 1995).

Kan ile damar çeperi arasındaki viskoz sürtünme damar çeperi civarında akışın en düşük, damar merkezinde ise en yüksek hızlarda olmasına neden olur. Şekil 1' de laminar akışın damar çeperine olan uzaklıkla nasıl şekillendiği görülmektedir. Eğer çepere olan uzaklıkla hız dağılımı arasında karesel bağıntı mevcutsa hız profili parabolik olarak adlandırılır. Parabolik akış profili için damar sıvı akışındaki ortalama hız, maksimum hızın yarısıdır (Hedrick ve ark., 1995).



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 (Hedrick ve ark., 1995). Akış hızı erken sistol ve sistol evresinde hızla artarak tepe değerine ulaşır, takip eden son sistol evresinde kısa bir süre için ters yönde akış tepe değerine ulaşır ve diastol evresinde çok daha düşük değerdeki ileri akış değeriyle devam eder.

Kandaki çok sayıda kırmızı kan hücreleri rasgele zamanlarda hacme girip çıktıklarından elde edilen bileşke sinyal de tek bir sinüs dalgası biçiminde olmayacaktır (Karabetsos ve ark., 1998). İşte bu ve 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 (Keeton ve ark., 1997).

II. Darbeli Doppler Laminar Kan Akış Simülasyonu

Simülasyon, durağan olmayan rasgele bir sinyalin, genlikleri ve fazları zamana bağımlı olan rasgele sonsuz sayıda sinüzoidin toplamı şeklinde ifade edilebildiği (Suleesathira ve ark., 2000) 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 saçıcılardan 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 (Güler ve Kıymık, 1994) 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 (Hedrick ve ark., 1995) olabileceğinden damar çeperine en yakın bölgedeki akış hızının 0.284 m/s, damar merkezindeki akış hızının ise 1.017 m/s olduğu kabul edilmektedir.

Akışın gerçekleştiği damar N adet katmana bölünmüş ve her katmanda oluşan akış hızının Şekil 2’de gösterilen akış profili ile değiştiği düşünülmüştür. Dolayısıyla akış N adet temsili örnekleme hacmine bölünmüştür ve üretilen sinyaller

ilgilenilen n' inci. hacme bağlı olarak çerçevesi Şekil 2 ile gösterilen formda değişen frekansa sahiptir.

n . katmana ait akış hızı v ve buna uygun olarak oluşacak doppler frekans kayması f_d aşağıdaki denklemlerle ifade edilmektedir.

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

$$f_d = (2 * v * f_o / c) \quad (3)$$

f_o dönüştürücü frekansı (5 Mhz taşıyıcı frekans), c akustik dalga hızının 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 ancak örneklenen katmanlarda belirli düzeyde rasgeleliği sağlamak yani hacme giren ve hacimden çıkan rasgele sayıda parçacık sayısını benzetmek amacıyla m sayısına her iterasyon için bağımsız 0 ile 20 arasında üniform dağılımlı rasgele bir değer çarpanı eklenmiştir. Böylelikle m parçacık sayısını dolayısıyla n . katmanda sinyali oluşturan bileşen sayısını veren ifade:

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

f_d 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.

$$f_g = f_d + (100 * \text{rnd}() - 100 * \text{rnd}()) \quad (5)$$

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

n . katmandaki m . sinüzoid için frekans ifadesi:

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

Ayrıca her n . katman için elde edilen m adet bileşenden oluşan işarete 0.05 genlikli üniform beyaz gürültü eklenmiştir.

Sonuç olarak her n . katman için üretilen işaretin sabit örnekleme frekansında örneklendiği dolayısıyla L örneklik çerçevelerden oluştuğu kabulüyle; n . katmanda frekansları denklem (6) ile verilen f_{nm} değeri etrafında dağılan m adet bileşenden (sinüzoid) oluşan simülasyonun genel formu aşağıda verilmiştir:

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

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 (Dizibüyük ve ark., 2002). Elde edilen resim veya görüntü, her biri belirli zamana veya uzaysal konuma ait olan akustik işaretlerin direk veya dolaylı olarak (herhangi bir işlemten geçirilerek) değerlendirilmesi ile oluşturulmaktadır ki bu da bize inceleme yapılan alan hakkında değerlendirme maksatlı bilgi verebilmektedir.

Sonogramı oluşturacak olan bilgiler asıl işaretin ya kendisi veya daha iyi bir değerlendirme ortamı için bunun çeşitli yöntemlerle işlenmiş hali olacaktır. En yaygın kullanılan seçenek işaretin içerdiği bilgi niteliğine de bağlı olmakla birlikte frekans analizi yöntemleridir.

Çoğu sinyaller için en genel ifadeyle Fourier analizi sinyalin frekans bileşeni gerekli olduğunda iyi bir yöntem olmaktadır. Fakat dezavantajı frekans alanına geçildiğinde zaman alanı kaybolmaktadır. Durağan olmayan herhangi bir sinyalin Fourier dönüşümüne baktığımızda özel hallerin nerede olduğu gözlenemez. Şayet sinyal zamana göre değişmiyorsa bu dezavantajlık önemli değildir.

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 (Keselbrener ve Akselrod, 1996). Ancak bu yaklaşım belirli bir anda bir tek frekans bileşen değeri hesaplaması şeklinde sadece tek bileşenli sinyallere uygulanabilir, çok bileşenli Doppler Ultrason sinyallerinde sağlıklı sonuç alınamayacağı açıktır.

Pratikte ise gerçek ortamdan alınan bu sinyallerin çoğunun genlik, frekans veya fazları zamanla değişmektedir yani durağan olmayan sinyallerdir. (Miner, 1998). O halde zamanla değişen parametrelere sahip bu tip sinyallerin incelenebilmesi için zaman boyutunun da frekans boyutu yanında göz önüne alınması gerekmektedir. Bu durumda ya işaretin durağan kabul edildiği ölçme anlarında değerlendirme yapılmalı ya da ölçmeler tamamlandıktan sonra işaretler daha küçük örnek sayısına sahip segmentlere bölünerek bu segmentler üzerinde değerlendirme yapılmalıdır. Bu şekilde zamanla değişen işaret parametreleri hakkında bilgi sahibi olmak mümkündür.

IV.STFT (Short-Time Fourier Transform) Analizi

Denis Gabor, 1946 yılında pencereleme yöntemini kullanarak, işaretin küçük bir parçasını zaman tanım aralığında ele almış, işareti zaman ve frekansın fonksiyonu olarak iki boyutta ifade etmiştir. Bu dönüşüm yönteminde, işaretin belirli bir kesiminin durağan olduğu kabul edilebilerek, bir pencereden geçirilerek, yerel bir frekans parametresiyle Fourier analizi işlemi gerçekleştirilir. STFT ile Fourier analizi arasında çok az bir fark bulunur. STFT de sinyal küçük segmentlere bölünür ve bu segmentlerde sinyalin durağan olduğu kabul edilir. Durağanlığın geçerli olduğu bu segmentlere pencere denmektedir. Fourier analizinin' nin lokalize edilmesi fikrine dayanan bu teknik ilgilenilen yerde uygun bir pencere seçilerek transform işlemi gerçekleştirilir.

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.

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

STFT' de uygun bir pencere kullanılmalıdır. Sinyal spektrumundaki değişikliğinin düzeyi en uygun çerçeve boyunu belirlemede önemli bir faktördür (Güler ve ark., 2001). Bu nedenle seçilen pencere boyunun işaretin değişen parametrelerinin gözlenebilecek uygunlukta seçilmesi gerekmektedir. Dikdörtgensel bir pencere zayıf bir frekans çözünürlüğü doğurur. Örneğin üçgensel bir pencere $1/w^2$ 'ye göre azalan bir frekans spektrumu verir ve dikdörtgene göre daha iyi bir pencere sayılır. Fakat daha iyi pencereler sinyal analizcileri tarafından geliştirilmiştir. Ayrıca kullanılan pencerenin boyutu elde edilen frekans çözünürlüğünü de etkilemektedir. Pencere boyutunun büyük olması frekans çözünürlüğünü arttırmakla birlikte bu sefer zaman çözünürlüğünü azalmaktadır, tam tersine pencere boyutunun küçük olması ile zaman çözünürlüğü artarken frekans çözünürlüğü azalmaktadır.

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 (Keeton ve Schlindwein, 1998). Çok iyi bilinen ve yaygın olarak kullanılan STFT zaman-frekans sunuşu sağlamaktadır ancak bu yöntemde karşılıklı olarak zaman ve frekans çözünürlüğü arasında kötü etkileşim söz konusudur. Parametrik metotlar işte bu çözünürlük probleminde alternatif olarak geliştirilmiştir. Bununla birlikte bu metotların performansı da doppler sinyalindeki yüksek durağan olmama düzeyi oluştuğunda kötüleşir (Girault ve ark., 2000).

V. AR ile Sinyallerin Modellenmesi

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 (Girault ve ark., 2000). 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. Bu işlem yapılırken öz ilişki fonksiyonları kullanılır. Bu çalışmada katsayıların ve varyansın kestiriminde Levinson metodundan

faaydalanılmıştır. Levinson algoritması kullanılarak AR model parametrelerinin hesaplanmasına Autocorrelation metodu da denilmektedir (Güler ve ark., 1993).

İncelenen sinyal zamanda pencerelelenerek modellenecek olan data segment seçilmiş olur. Sonra seçilen bu data segmentinin AR model katsayıları hesaplanarak sonuca gidilir (Cloutier ve ark., 2001). Diğeri segmentler için aynı işlemin tamamlanmasıyla da sinyale ait zaman-frekans sunuşu veya burada sonogram elde edilmiş olur.

Kararlı ve performansı yüksek bir AR modeli elde etmek için bazı etkenlerin göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Bunlar:

- 1) Algoritma seçimi.
- 2) Model derecesi seçimi.
- 3) AR modelinin elde edileceğeri işaretin uzunluğeri.
- 4) Verinin durağanlık derecesidir.

AR yönteminde model derecesinin seçimi çok önemlidir. Seçilen derece düşük olduğunda, spektrumda belirgin tepelikler oluşmaz, yani işaretin frekans içeriğeri net olarak belirlenemez. Model derecesi çok yüksek olduğunda ise yanıltıcı, hatalı pikler oluşur ve spektrum bozulur.

AR metodu ile istatistiksel olarak daha kararlı (stabil) spektrumlar elde edilir (Güler ve Kıymık, 1992).

AR, WT gibi modern spektral analiz metotları FFT spektral analiz metodundan çok daha güçlüdür. AR modeli için modelleme derecesine bağılı olan katsayıların doğru tahmini gerekmektedir. Bu katsayılar kullanılarak sinyal güç yoğunluk fonksiyonu elde edilir (Güler ve ark., 2001).

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. Anlaşılacağı üzere AR için frekans çözünürlüğünün (fbins) istenilen düzeyde belirlenebilmesine mani olan bir durum yoktur. Oysa çoğeri diğeri klasik yöntemlerde spektrumun frekans çözünürlüğüne, sinyalin o an için işlenen segmentinin örnek sayısı belirler.

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

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.

Derecesi p olan bir AR prosesin başlangıç değerleri aşağıdaki denklem (11) ve (12) ile verilir:

$$a_{11} = -R_{xx}(1)/R_{xx}(0) \quad (11)$$

$$\sigma_1^2 = [1 - a_{11}^2]R_{xx}(0) \quad (12)$$

daha sonra k = 2,3,4,p için aşağıdaki Levinson algoritması uygulanır:

$$a_{kk} = - \frac{R_{xx}(k) + \sum_{m=1}^{k-1} a_{k-1,m} R_{xx}(k-m)}{\sigma_{k-1}^2} \quad (13)$$

$$a_{ki} = a_{k-1,i} + a_{kk} a_{k-1,k-i} \quad i = 1,2,3,..... k-1 \quad (14)$$

$$\sigma_k^2 = [1 - a_{kk}^2] \sigma_{k-1}^2 \quad (15)$$

Burada Rxx(k) prosesin öz ilişki (Autocorrelasyon) fonksiyonunun kestirimidir. Proses bitirildiğinde p+1 adet AR katsayıları aşağıdaki gibi alınır:

$$a_i = a_{pi} \quad i = 1,2,3,.....p \quad (16)$$

$$\sigma^2 = \sigma_p^2 \quad (17)$$

VI. Centroid Frekansı Kestirimi

Sonogramları oluşturan, STFT ve AR yöntemleri ile elde edilen güç spektrum yoğunluklarının varyans ve spektral kararlılık karşılaştırılmasının yapılabilmesi için kullanılan Centroid Frequency kestirimi ifadesi aşağıdaki gibidir:

$$f_c(n) = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} f S_{xx}(f, n) df}{\int_{-\infty}^{+\infty} S_{xx}(f, n) df} \quad (18)$$

Burada n işaretin o anda işlenen segmentini, Sxx(f,n) n. Segment için güç spektrum yoğunluğunu, f frekans değişkenini ifade eder.

Denklem (18)' den de görüleceği üzere herhangi bir andaki CF (centroid frekans) kestirimini hesaplamak için tüm spektrumun hesaba katılması gerekmektedir (Girault ve ark., 2000). Bu yüzden özellikle gerçek zaman uygulamalarında işlem yükü getireceği açıktır ancak burada STFT ve AR yöntemlerinin her ikisini karşılaştırma amacıyla kullanılacaktır.

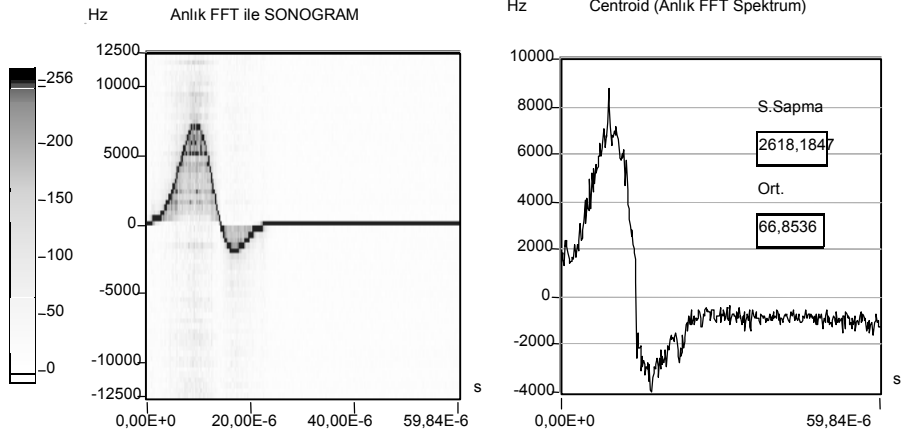
Bulgular ve Tartışma

Elde edilen Darbeli Doppler Laminer Kan Akış Sinyal Simülasyonunda kullanılan değişmeyen parametreler şunlardır:

N : 384 L : 128 Sıfır Ekleme : yok m : 64*(1+20rnd())

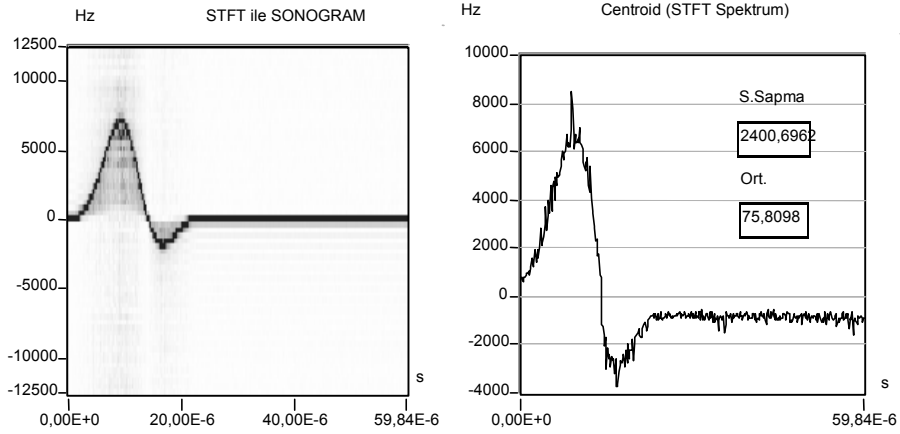
f₀ : 5MHZ cc : 1540m/s Örnekleme Frekansı : 50KHz

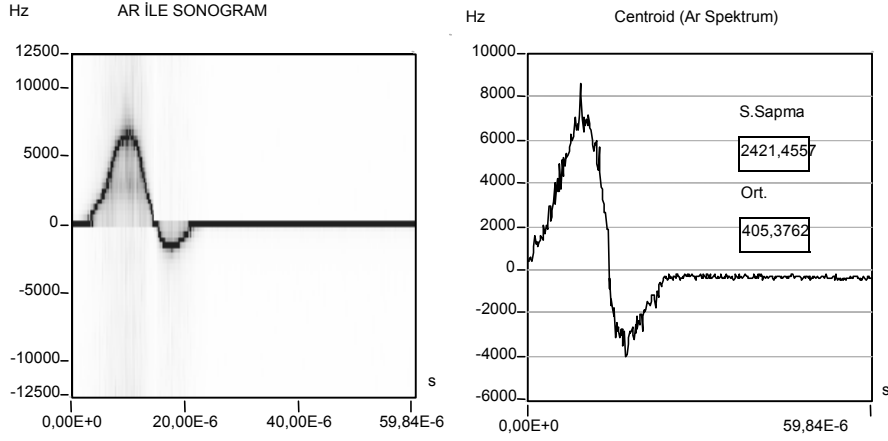
Bu parametrelerle elde edilen simülasyon işaretlerinin farklı spektral analiz yöntemleri ile oluşturulan sonogram çıktıları karşılaştırmalı olarak aşağıdaki şekillerde verilmiştir (Şekil 3-9).



Şekil 3. Ölçme anlarında FFT ile elde edilen sonogram.

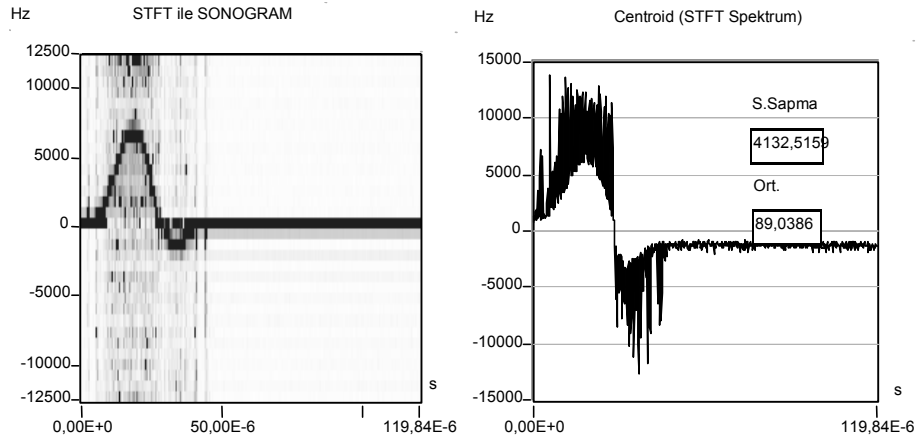
Şekil 3, Şekil 4 ve Şekil 5 frekans-zaman çözünürlüğü açısından özdeşirler. FFT (Şekil 3) ve STFT (Şekil 4) ile elde edilen Sonogramlar çok yakın olup CF kestirimlerinden STFT (Şekil 4) ile elde edilende varyasyonun daha az ve daha kararlı (akış profiline daha yakın) olduğu görülmektedir. AR (Şekil 5) ile elde edilen sonogramda ise spektrumun daha da yumuşadığı, spektral genişlemenin azaldığı, Şekil 3 ve Şekil 4'deki bileşen bulunmayan frekanslarda görülen gürültünün zayıfladığı; CF kestiriminin ise en az varyasyona sahip ve daha kararlı olduğu görülmektedir.

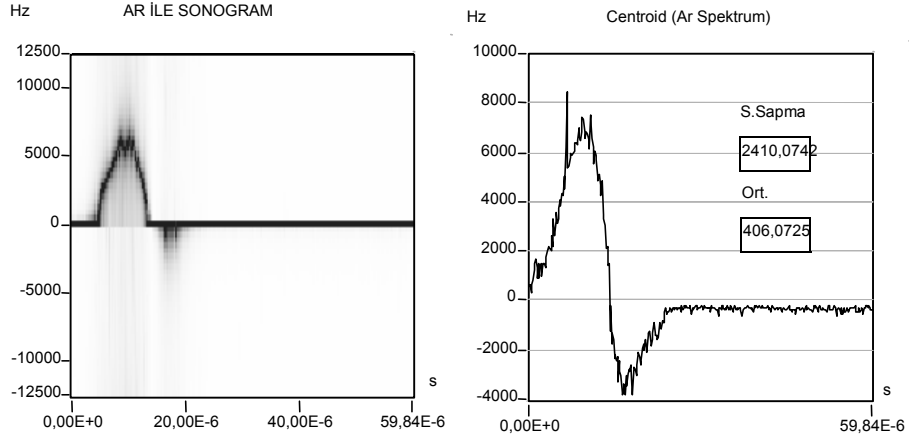
Şekil 4. $\tau=128$, pencere_adımı=128, dikdörtgen pencere.

Şekil 5. AR derecesi $p=12$, $f_{bins}=64$.

Şekil 6'da 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.

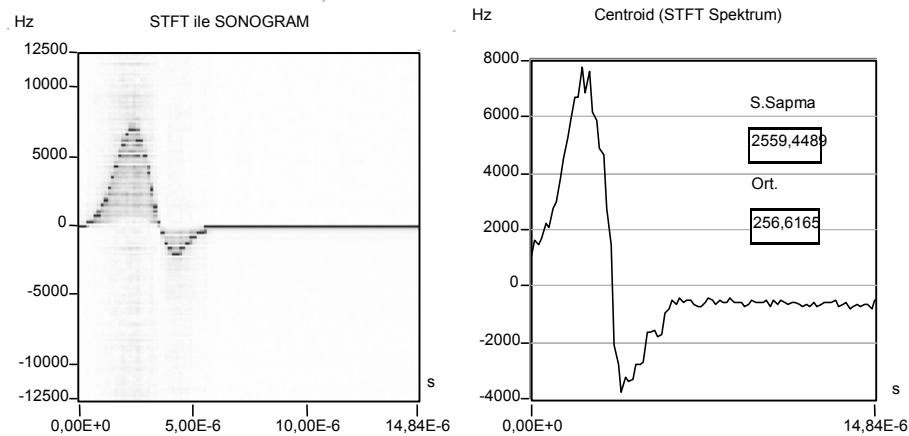
Şekil 7'de AR derecesinin düşmesiyle ($p=5$) alçak frekanslarda seçiciliğin azaldığı ve işaretin yeterince modellenemediği, genel olarak da işarete olan tepcikler seçilemeyip frekans içeriği net belirlenememektedir ancak CF kestiriminden varyasyonun düşük ve daha kararlı olduğu görülmektedir.

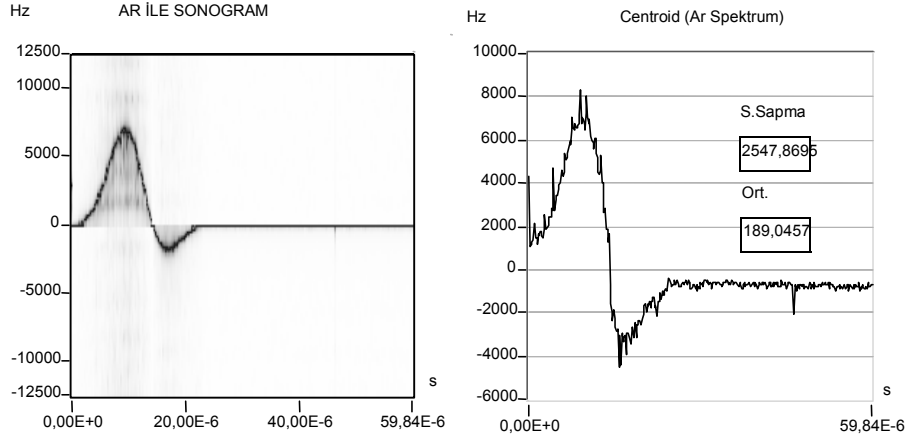
Şekil 6. $\tau=64$, pencere_adımı=64, dikdörtgen pencere.

Şekil 7. AR derecesi $p=5$, $fbins=64$.

Şekil 8'de frekans çözünürlüğünün artmasıyla zaman çözünürlüğünün bozulması, spektral genişlemenin artması ve CF kestiriminden varyasyonun azalması (esasinda bu zaman çözünürlüğünün azalmasının bir etkisidir) görülmektedir. Üretilen işaretin frekans, genlik ve faz bilgileri her 128 örneklilik zamanda değişmektedir. Ayrıca pencere boyunun artmasıyla (512) sinyaldeki frekans, faz ve genlik değişimi bilgisi ihtiva eden her ardışık 4 çerçeve durağan 1 çerçeve olarak incelenemediğinden; bazı anlarda işarettaki değişimin sağlıklı takip edilip gözlenemediği, akış profilinin sürekliliğinin bozulduğu açıkça görülmektedir.

Şekil 9 AR derecesinin artmasıyla ($p=24$) işaretin daha iyi modellenilebildiğini, spektrumun yumuşadığını ve spektral genişlemenin daha da azaldığını, frekans çözünürlüğünün artmasının ($fbins=256$) zaman çözünürlüğüne etkisinin olmadığını açıkça göstermektedir.

Şekil 8. $\tau=512$, pencere_adımı=512, dikdörtgen pencere.



Şekil 9. AR derecesi $p=24$, $f_{bins}=256$.

Sonuç

Simülasyon işaretine FFT, STFT ve AR spektral analiz metotları uygulanmıştır. -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 modellenememesine ve alçak frekanslarda seçiciliğin bozulmasına, işarete ait belirgin tepeliklerin oluşmamasına, dolayısıyla frekans içeriğinin net belirlenememesine sebep olmaktadır, derecenin yüksek olması işarete istenmeyen ve hatalı piklerin oluşması sonucunu doğurmaktadır. Spektrumunun istenilen düzeyde incelenebilmesi için frekans çözünürlüğünü serbestçe seçilebilmektedir, zaman çözünürlüğüne bozucu etkisi yoktur. AR metodu ile istatistiksel olarak daha kararlı spektrumlar elde edilir.

Kaynaklar

- Cloutier, G., D. Chen, ve L. G. Durand, 2001. Performance of Time-Frequency Representation Techniques to Measure Blood Flow Turbulence With Pulsed-Wave Doppler Ultrasound. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 27(4):535-550.
- Dizibüyük, A., M. K. KIYMIK, ve S. Özer, 2002. Darbeli Doppler Laminer Kan Akış Sinyal Simülasyonu ve Sonogramının Elde Edilmesi. *Biomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı*, İstanbul.
- Evans, D. H., W. N. McDicken, R. Skidmore, ve J. P. Woodcock, 1989. *Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Clinical Application*, John Wiley, Chichester.
- Girault, J. M., D. Kouame, A. Ouahabi, ve F. Patat, 2000. Estimation of The Blood Doppler Frequency Shift by a Time-Varying Parametric Approach. *Ultrasonics*, 38 : 682-687.

- Güler, I., F. Hardalaç, ve S. Muldur, 2001. Determination of Aorta Failure with The Application of FFT, AR, and Wavelet Methods to Doppler Technique. *Computer in Biology and Medicine*, 31 : 229-238.
- Güler, İ., M. K. Kıymık, N. F. Güler, S. Kara, M. E. Yüksel, 1993. 20 MHz Darbeli Doppler İşaretlerinin Algılanması ve İşlenmesi. Erciyes Üniversitesi Araştırma Projesi Raporu:93/01.
- Güler, İ., ve M. K. Kıymık., 1992. Application of Autoregressive Analysis to 20 MHz Pulsed Doppler Data In Real Time. *Int J. Biomed Comput*, 31: 247-256.
- Güler, N. F., ve M. K. Kıymık, 1994. Sürekli Akış Şartlarında Ultrasonik Doppler Spektrumunun İncelenmesi. Ç. Ü. Müh. Mim. Fak. 15.Yıl Sempozyumu (ay), Adana.
- Hedrick, W. R., D. L. Hykes, ve D. E. Starchman, 1995. *Ultrasound Physics and Instrumentation*, Mosby,USA, pp 126-133.
- Karabetsos, E., C. Papaodysseus, ve D. Koutsouris, 1998. Design and Development of a New Ultrasonic Doppler Technique for Estimation of the Aggregation of Red Blood Cells. *Measurement*, 24 : 207-215.
- Keeton, P. I. J., F. S. Schlindwein, 1998. Spectral Broadening of Clinical Doppler Signals Using FFT and Autoregressive Modelling. *European Journal of Ultrasound*, 7 : 209-218.
- Keeton, P. I. J., F. S. Schlindwein, ve D. H. Evans, 1997. A Study of The Spectral Broadening of Simulated Doppler Signals Using FFT and AR Modelling. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 23(7) : 1033-1045.
- Keselbrener, L., ve S. Akselrod, 1996. Selective Discrete Fourier Transform Algoritm for Time-Frequency Analysis: Method and Application on Simulated and Cardiovascular Signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(8) : 789-801.
- Miner, N. E., 1998. *An Introduction to Wavelet Theory and Analysis*, NM, pp 8.
- Roberts. R. A., ve C. T. Mullis, 1987. *Digital Signal Processing*, Addison-Wesley Publishing Company, USA, pp. 85-86.
- Suleesathira, R., L. F. Chaporra, ve A. Akan, 2000. Discrete Evolutionary Transform for Time-Frequency Signal Analysis. *Journal of The Franklin Institute*, 337 : 347-364.