

AORT YETMEZLİĞİNDE HFD VE BULANIK KONTROL ALGORİTMALARININ DOPPLER TEKNİĞİNE UYGULANMASI

Fırat HARDALAÇ^a

İnan GÜLER^b

^a Fırat Üniversitesi. Tıp Fakültesi. Biyofizik ABD

^b Gazi Üniversitesi. Teknik Eğitim Fakültesi. Elektronik-Bilgisayar Bölümü

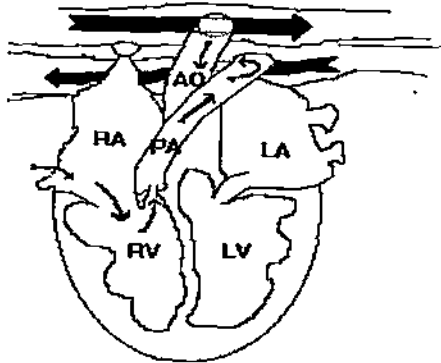
Anahtar Kelimeler: Doppler sinyali. Doppler spectrumu. Aort Kapağı. HFD, Bulanık Mantık.

ABSTRACT

In this study, Doppler signals recorded from the output of aortic valve of ten patients were transferred to a Personal Computer (PC) by using a 16-bit sound card. Doppler difference frequencies recorded from each of the patients, were analyzed using Fast Fourier Transform (FFT) analyzer. Result FFT parameters were applied to Fuzzy Logic to be able to diagnose of disease. Disease was found to be or not to be with aortic stenosis, aortic regurgitation in Fuzzy Logic program.

1. GİRİŞ

Son 30 yılda, Doppler tekniğinin tıpta kullanımı oldukça artmıştır. Bunun sonucu olarak hem sürekli dalga hemde darbeli Doppler cihazları yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır. Her iki teknikte de kana bir ultrasonik işaret gönderilir ve bu işaretin kandaki kırmızı kan hücreleri tarafından yansıtılan kısmı algılanır. Gönderilen işaret ile yansıyan işaretin demodüle edilmesi sonucu elde edilen Doppler işaretinin frekansı kanın akış hızıyla doğrudan orantılıdır. Kan akışı ile Doppler işareti arasındaki ilişkiden yararlanarak çeşitli tıbbi bilgiler elde edebilmek için Doppler işaretine HFD (Hızlı Fourier Dönüştürme) gibi bir takım spektrum analiz metodları uygulanır. [1,2].



RA : Sağ kulakçık, RV : Sağ karıncık.
PA : Pul.damar, AO : Aort,
LA : Sol kulakçık, LV : Sol karıncık.

Şekil 1. Kalp kapakçıkları.

Şekil 1 de görüldüğü gibi kalp iki kulakçık ve iki karıncık olmak üzere dört odacıktan oluşur. Bu çalışmaya odak noktası olan aort kapağı ise sol karıncıktan çıkan aort damarının başlangıcındadır. Aort kapağı gevşeme (diyastol) esnasında kanın geriye (karıncığa kaçmasını önleyen ve pasif olarak açılıp kapanan kapaktır.

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 [3].

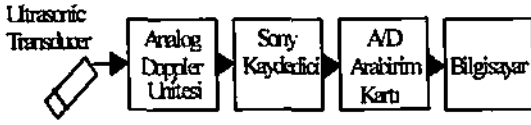
Aort yetmezliği çeşitli metodlarla tespit edilebilmektedir. Ancak Doppler tekniği vücuda zarar vermemesi (non - invasive) ve uygulama pratikliği açısından sıklıkla kullanılmaktadır.

Bu çalışmada kalp rahatsızlığı olan 13 hastadan kaydedilen Doppler işaretlerinin spektrum analizleri yapılarak her hastaya ait HFD katsayıları elde edilmiştir. Katsayıların daha iyi sonuç vermesi için Hanning pencereleme kullanılmıştır. Fakat yapısı gereği yüksek hızlı, çalkantılı veya tıkanıklık sonrası bölgelerde kaydedilen akıslarda HFD metodunun performansı oldukça düşmekte, spektrumda genişleme ve frekans seçiciliğinde azalma gözlenmektedir. Bu durumda kan akış hızını ve bu akış hızına bağlı eğimi net görebilmek için çok fazla giriş sinyaline ihtiyaç duyulmaktadır. Bu da teşhiste gecikme ve yanıtıyı beraberinde getirmektedir. Teşhisi bilgisayar ortamında hızlandırmak ve doğrulamak amacıyla ikinci bir kontrol algoritmasına gereksinim duyulmuştur. HFD katsayıları tekrardan tanıtılıp, karar verme metodu olan bir kontrol sistemine yani bulanık kontrole uygulanmıştır.

2. MATERYAL VE METOD

Şekil 2' de görüldüğü gibi; sistem beş bloktan ibarettir. Bunlar 2 ve 7 MHz lik ultrasonik dönüştürücüler. Analog Doppler ünitesi (Toshiba Sonolayer 140A- Eko Cihazı), Kaydedici (Sony).

Analog/ Sayısal arabirim kartı (Sound Blaster Pro-16 bit) ve bir kişisel bilgisayardır.



Şekil 2. Ölçüm sisteminin blok diyagramı.

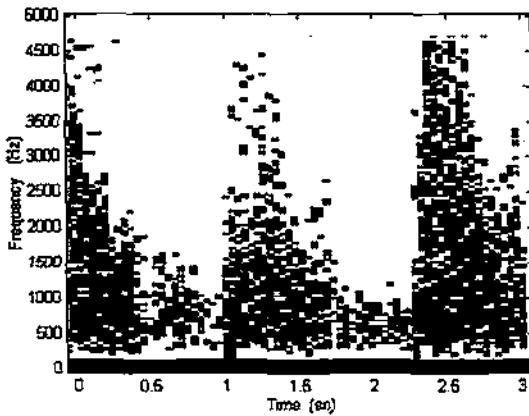
Bu makalede 90 hasta üzerinde çalışılmıştır. Cihaz HFD 'ye göre görüntüleme yaptığından 13 hastada teşhiste problem doğmuştur. Bu problemi gidermek için cihaz M-modda çalışırken cihazın kan akış hız sesi bir kaydediciye kaydedilmiştir. Bu kayıtlar bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Daha sonra HFD katsayıları hesaplanmıştır. HFD katsayıları bulanık kontrol yöntemine uygulanarak, aort yetmezliği teşhisi gerçekleştirilmiştir.

Cihazın örnek hacmi, kapakçıkların hemen üzerine (ventrikül içine) odaklanarak her bir hastadan 3'şer saniyelik Doppler işaretleri kaydedilmiştir.

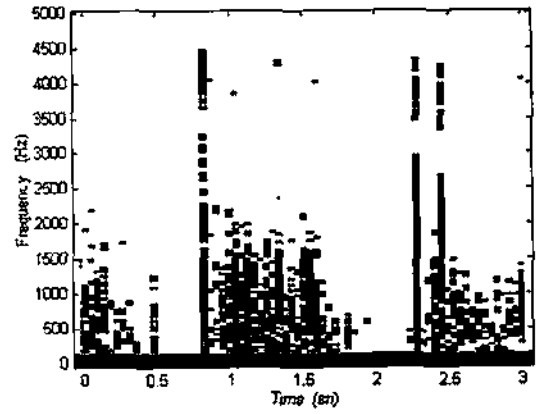
Spektral analiz yapılabilmesi için 5 KHz' de örneklenen sinyaller eşit zaman aralıklarında (uzunlukta) çerçevelere ayrılmıştır. Çerçeve uzunluğu 128 örnek/çerçeve olarak alınmıştır [4].

Kardiyak Doppler cihazı, M-modda çalıştırılarak (darbeli mod) HFD ile görüntüleme gerçekleştirilmiştir. Bu görüntülere bakıldığında, Şekil 3 de aort yetmezliği durumunda aort kapağı kapandıktan sonra, kanın bir kısmı geriye doğru kaçmaktadır. Bu geriye kaçan kan ultrasonik proba doğru yaklaştığından sonogramlar da sıfır seviyenin üzerinde pozitif pikler halinde görülmektedir.

Şekil 4 de aort kapakçığında daralma olduğu zaman, sol karıncığın kapakçıktan kanı pompalaması ve vücuttaki kan damarlarına gönderebilmesi için çok yüksek basınç oluşturması gerekir ve vücudun gereksinimi olan kanı pompalayamaz.



Şekil 3. Aort yetmezliği olan hastaya ait HFD sonogramı.



Şekil 4. Aort darlığı olan hastaya ait HFD sonogramı.

Sayısal işaret işleme tabanında yazılan matematiksel programın daha hızlı çalışması için az sayıda fonksiyon ile yazılım gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Bundan dolayı; bilgisayara kaydedilen Doppler işaret örneklerine ait HFD katsayılarının bulunması ve bulanık kontrol programı için Borland C++ yazılımı kullanılmıştır.

2.1. Sinyal Analizi

İşaret analizinde spektrum kavramı esastır. Periyodik analog işaretlerin spektrumlarının incelenmesi Fourier serileri ile mümkün olmaktadır. Fourier serisi, periyodik işaretler için genel bir sınıf dik fonksiyon açılımı olarak tanımlanır. Diğer taraftan Fourier integrali Fourier serisinin periyodunun sonsuza götürülmesi ile elde edilen limit durumudur.

Sonlu uzunlukta olan bir Doppler sinyalinin HFD'sini almak için, mevcut sinyal iki'nin katları şeklinde 64, 128, 256 gibi çerçevelenir. Her bir çerçeveye karşılık düşen frekans spektrumu bulunurken pencereleme yapılır. Pencereleme sayesinde, gerçekte olmayan frekans bileşenlerinin spektrumunda ortaya çıkması önlenir [4].

Ayrık zamanlı periyodik bir işaretin ayrık Fourier dönüşümü;

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

şeklinde tanımlanır.

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.

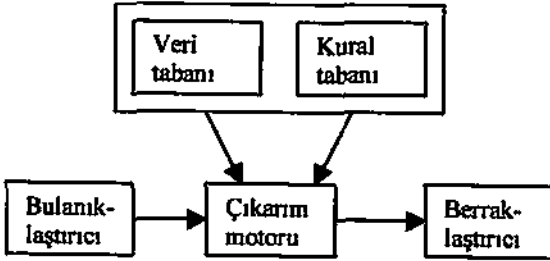
$$P(k) = 10 \log |X_k|^2 \quad (2)$$

2.2. Bulanık Mantık

Bulanık mantık, insanların esnek ve değişken yapısını dikkate alan bir kontrol algoritmasıdır. Bilgiler arasında sebep - sonuç ilişkisi kurarak doğru ve mantıksal bir sonuç üretir. Bu işlemin yapılabilmesi için ilk olarak sisteme ait verilerin belirlenmesi gerekmektedir. Bu veriler belirli sınırlar içerisinde gruplandırılarak bulanık kümeler haline getirilir. Bulanık mantıkta bu gruplama işlemi üyelik fonksiyonları vasıtası ile gerçekleştirilir. Üyelik fonksiyonları verilerin ne oranda hangi kümeye ait olduğunu tespit eden bir niteleyicidir. Daha sonra tüm olası durumlar dikkate alınarak kural tabanı oluşturulur. Bu kurallar bir kontrol algoritması ile değerlendirilerek çıkış bilgisi tespit edilir [5].

Bulanık mantık denetleyicisinde Şekil 5 de de görüldüğü gibi; kural tabanı, veri tabanı, bulanıklaştırıcı, çıkarım motoru ve berraklaştırıcı olarak 5 kısım mevcuttur.

Bulanık mantık denetleyiciler; uzman bir sistem operatörünün bilgi deneyim sezgi ve kontrol stratejisini, denetleyici tasarımında bilgi tabanı olarak oluşturmaktadır.



Şekil 5. Bulanık mantık denetleyicisinin blok diyagramı.

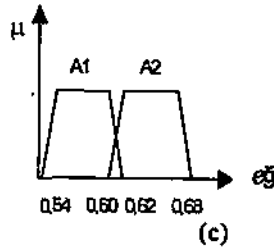
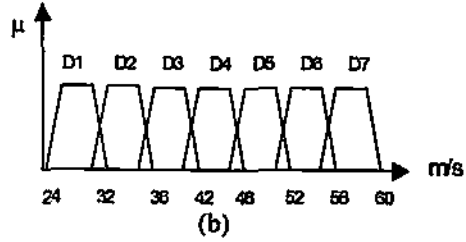
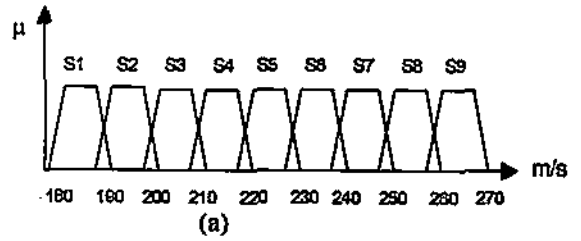
2.2.1. Bulanıklaştırma Ünitesi

Bu ünite alınan sayısal bilgileri bulanık formatta temsil etmektedir. Bilgilerin bulanık forma dönüştürülmesi, o büyüklüğün sıfır ile bir arasındaki değerlerle ifade edilmesi demektir. Bu şekilde bir sayısal büyüklük sözel olarak ifade edilmiş olur. Sayısal büyüklükleri bulanık forma dönüştürebilmek için ilk olarak sabit mantık kümelerinin tanımlanması gerekir. Daha sonra sabit mantık kümeleri içerisindeki her bir değer için üyelik fonksiyonları ile tanımlanması gerekir. Üyelik fonksiyonları genellikle "sıfır(SF)", "küçük pozitif(KP)", "küçük negatif(KN)" gibi gruplarla temsil edilirler [6].

2.2.1.1. Üyelik Fonksiyonlarının Oluşturulması

Bulanık mantıkta, verilen bir sayısal ifadenin üyelik ağırlığı üyelik fonksiyonları vasıtası ile gerçekleştirilir. Üyelik fonksiyonunun tespiti oldukça önemli bir vasıta olup, sistemin hassasiyetini belirtir. Üyelik fonksiyonları tespit edilirken özel bir yöntem kullanılmaz. İlk önce ifade edilecek bölgenin sınırlarının tespit edilmesi gerekir. Bu sistemin en kaba hassasiyetini belirtir. Daha sonraki hassasiyet ise, üyelik fonksiyonlarının şekilleriyle ayarlanır [7].

Şekil 6a da 1.giriş bilgisi olan sistole ait, 6b de 2.giriş olan diyastole ait, 6c de eğimi gösteren çıkışa ait; kan akış hızı (m/s) - üyelik ağırlığı (μ) grafikleri şeklinde gösterilmiştir.



Şekil 6. Üyelik fonksiyonları a) Sistole b) Diastole c) Eğim (Çıkış)

2.2.2. Kural Tabanı ve Veri Tabanı

Kural tabanı, karar verme işleminde kullanılan birçok paralel kuraldan ve kontrol sistemi değişkenlerinden oluşmuştur. Bulanık mantık denetleyicisinin çıkışı, bu kuralların değerlendirilmesi sonucunda elde edilmektedir. Kurallar sistem değişkenlerinin tanımladığı "Eğer" ve kontrol değişkenlerinin tanımladığı "ise" komutlarıyla oluşturulmaktadır [8].

Tablo 1 de çalışmamıza ait kural tabanı verilmiştir.

Tablo 1. Kural Tabanı.

D\Ş	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9
D1	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1
D2	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1
D3	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1
D4	A2	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1
D5	A2	A2	A1	A1	A1	A1	A1	A1	A1
D6	A2	A2	A2	A2	A2	A2	A1	A1	A1
D7	A2	A2	A2	A2	A2	A2	A2	A2	A1

2.2.3. Çıkarım Ünitesi

Bu ünite, bulanıklaştırma biriminden gelen bulanık değerleri, kural tabanındaki kurallar üzerinde uygulayarak bulanık sonuçlar üretmektedir. İlk olarak, her bir giriş değerinin ne oranda hangi üyelik kümesine ait olduğu saptanmaktadır. Bu değerler kural tablosuna yerleştirilerek uygun çıkışlar elde edilmektedir [9].

Minimum ilişki yöntemi kullanılarak elde edilen çıkarım sonuçları, "veya" bağlacı kullanılarak yorumlanmaktadır. Bulanık mantıkta "veya" bağlacı max işlemine karşılık gelmektedir. İlk olarak girişler arasında minimum işlemi uygulanarak, her bir kuralın çıkışı üzerinde ne kadar etkili olacağı bulunur. Sonra çıkışlar üzerinde max işlemi uygulanarak bulanık sonuç elde edilmektedir.

2.2.4. Berraklaştırma Ünitesi

Bu ünite, çıkarım ünitesinden gönderilen bilginin sayısal bir değer haline getirilmesini sağlamaktadır. Ağırlıkların ortalaması yöntemi gerçek çıkış değerini (U) bulmak için kullanılmıştır [10].

$$U = \frac{\sum_{i=1}^n w_i \cdot \mu(w_i)}{\sum_{i=1}^n \mu(w_i)} \quad (3)$$

Burada, $\mu(w_i)$ üyelik fonksiyonu, (w_i) bulanık kontrol çıkışı ve n kural sayısıdır.

3. TARTIŞMA VE SONUÇ

Eko kardiyografi monitöründe inceleme sırasında aort yetmezliğinden emin olmak için sol ventrikülde genişleme, aort çıkışında türbülans ve mitral kapakta titrete görülür. Şekil 3 aort yetmezliği, Şekil 4 ise aort darlığı olan kişilerden alınmış HFD ile hesaplatılmış sonogramlardır.

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.

Yetmezlik sonrasında aortta çalkantılı akış meydana gelir. Darlıkta ise kan akışı yüksek hızlara sahiptir. Çalkantılı, yüksek hızlarda ve tıkanıklık sonrası bölgelerde kaydedilen akışlarda yapısı gereği, HFD metodunun performansı oldukça düşmekte, spektrumda genişleme ve frekans seçiciliğinde azalma gözlenmektedir. Bu duruma ilişkin kan akış hız değerleri Tablo 2 de görülmektedir. Bu hız değerleri hastalıklara ait gerçek hız değerleri, olmadıklarından teşhiste gecikme ve yanılmayı beraberinde getirmektedir. Gerçekte olmayan bu hız değerlerini bulanık kontrol sistemi kendi içerisinde hesaba katmayarak, hesaplanan sayı dizisini ve kural tabanını büyük ölçüde azaltarak daha doğru ve daha hızlı teşhis olanağı sağlamıştır.

Tablo 2. Hastalıklara ait yanıtıcı kan akış hız değerlerinden bazı örnekler.

Hastalık	Sistol (m/s)	Diastol (m/s)
AortYet.	125347	7
AortYet.	2456	12
AortYet.	2406	14
AortYet.	2303	17
Aort Darlığı	125500	2
Aort Darlığı	505	3
Aort Darlığı	435	4
Aort Darlığı	423	5

Teşhisi netleştirmek ve hızlandırmak amacıyla Tablo 3 te gösterilen, HFD metodu ile hesaplanan gerçek hız değerleri bulanık kontrol denetleyicisi girişine uygulanmıştır. Uygulanan bu değerler bulanıklaştırma ünitesinde bulanık değerler haline getirilerek, veri tabanı ve kural tabanındaki kurallar ile çıkarım motoru vasıtasıyla bir sonuç bulunmuştur. Bu sonuç hastalıklara ait gerçek eğim değerlerine uygun olduğundan, berraklaştırma ünitesinde hastalık teşhisi daha netleşmiş ve hızlanmış; sadece HFD ye göre, bulanık mantık denetleyicisi ile çok büyük bir avantaj sağlanmıştır.

Tablo 3. Çalışmada kullanılan hastalıklar ve bunlara ait sistol, diastol ve eğim değerleri.

Hastalık	Sistol (m/s)	Diastol (m/s)	Eğim
Aort Yet.	200 - 240	60 - 70	0.54 - 0.60
Aort Darlığı	190 - 230	25 - 40	0.62 - 0.68

4. KAYNAKLAR

- [1] Güler, I., Kara, S., Güler, N.F., Kıymık, M.K., "Application of AR and FFT spectral analysis to Tricuspid and Mitral valve stenosis", *Computer Methods & Programs in Biomedicine*, 49, 29-36, 1996.
- [2] Evans, D.H., McDicken, W.N., Skidmore, R. and Woodcock, J.P., "Doppler Ultrasound: physics, instrumentation and clinical application". John Wiley, Chicester, 1989.
- [3] Guyton, A.C., "Textbook of medical physiology", Copyright C.W.B. Saunders Company, 251-333, 1986.
- [4] Kay, S.M., Marple, S.L., "Spectrum analysis- A modern perspective", *Proc. IEEE*, vol. 69, 1380-1419, 1981.
- [5] Zadeh, L.A., "Fuzzy Set and Applications". Wiley, Interscience Pub., Newyork, 1987.
- [6] Zadeh, L.A., "Fuzzy Logic = Computing with Words", *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, Vol. 4, No. 2, May 1996.
- [7] Ros, J.T., "Fuzzy Logic With Engineering Applications", McGraw-Hill, 369-374, 1995.
- [8] Lee, C. C., "Fuzzy Logic in Control Systems: Fuzzy Logic Controller-Part I", *IEEE Transactions on Systems Man and Sybernetics*, Vol. 20, No. 2, March/April 1990.
- [9] Hao, Y., Sheppard, L.C., "Regulating mean arterial pressure in postsurgical cardiac patients. A fuzzy logic system to control administration of sodium nitroprusside", *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 671-677, May 1994.
- [10] Welstead, S.T., "Neural Network and Fuzzy Logic Applications in C / C++", John Wiley & Sons Inc., Newyork, 1994.