

ULTRASONİK DARBELİ DOPPLER SİSTEMLERİNİN TEMEL PRENSİPLERİ VE FREKANS OPTİMİZASYONU

İnan GÜLER

Erciyes Üniver. Mühendislik Fakültesi Elektronik Bölümü 38090 Kayseri-TÜRKİYE

ÖZET

Bu çalışmada darbeli ultrasonik Doppler sisteminin temel prensipleri ele alınmıştır. Temel prensipler anlatıldıktan sonra, seçilmesi ya da tasarlanması gereken bir darbeli Doppler kan akış ölçeri için işaret-gürültü optimizasyonu yapılmıştır.

BASIC PRINCIPLES AND FREQUENCY OPTIMISATION OF PULSED ULTRASONIC DOPPLER SYSTEM

SUMMARY

In this work , the basic principles of pulsed ultrasonic Doppler systems have been investigated. After given the basic principles, the signal-to-noise optimisation of pulsed ultrasonic Doppler blood flowmeter, which is designed or chosen for specific application, has been investigated.

1.GİRİŞ

Doppler kan akış ölçeri, hareketli kan ile ultrasonik dalga arasındaki etkileşimi algılayan sistemdir. Ultrasonik saçınımın temel kaynağı, kanın % 45 ini teşkil eden eritrositlerdir. Kanı oluşturan diğer elemanların saçınıma olan etkisi, eritrositlerin yanında ihmal edilecek düzeydedir. Eritrositler, esnek iki tarafı iç bükey disk şeklindedir ve çapları 7,2 µm, kalınlıkları ise 2,2 µm kadardır [1,2]. Eritrositlerin yoğunluğu, normal kan hacminin % 36 sı ile % 54 ü arasında değişir. Bunun ifadesi ise "hematokrit %36 ile %54 arasında" şeklindedir. Kan içerisinde eritrosit yoğunluğunun %10 gibi düşük olduğu oranlarda saçınım hematokritin lineer bir fonksiyonudur [1]. Hematokritin %8 lerden daha düşük olduğu durumlarda eritrositler, düzensiz rastgele dağılmış birer saçınım noktası gibi davranır. Toplam geri saçılan güç ise, her bir saçıcının ayrı ayrı yaptığı etkilerin toplanması ile belirlenir. Buna göre hareket halinde saçınım yapan kandan alınan işaretin toplam gücü [3],

$$P = pL p r r_s^2 \quad (1)$$

ifadesi ile belirlenir. Burada p, her bir eritrositten saçılan ses dalgasına ait güç, L, damarı etkileyen ultrasonik ses demetinin uzun-

luğu ρ , birim hacimdeki eritrosit sayısı (parçacık yoğunluğu) n_s ses demetinin yarıçapıdır. Bu ifade, senkron olarak algılanan işaretin toplam gücünün sadece, ölçülen hacmin büyüklüğüne, parçacık yoğunluğuna ve herbir eritrositten saçılan güce bağlı olduğunu göstermektedir. Shung'ın [1] çalışmasından anlaşıldığına göre bu kavram sadece %8-10 gibi düşük hematokrit oranlarında kullanışlıdır.

Farklı ultrasonik frekanslarda yapılan ölçmeler sonucunda, frekans yükseldikçe saçınım, Şekil-1'de görüldüğü gibi daha fazla olmaktadır [1]. Saçınım yapan eritrosit boyutu ($7,2 \mu\text{m} \times 2,2 \mu\text{m}$) ultrasonik dalganın dalga boyuna ($\lambda = c/f_0$, c : ortamdaki ses hızı, f_0 ultrasonik dalga frekansı) göre küçüktür ve Şekil-1'den görüldüğü gibi, cm de geri saçılan dalgayı belirten saçınım katsayısı, frekansın dördüncü kuvvetine bağlı değişim gösterir. Kanda %30 ya da daha az oranda eritrosit içerilmesi halinde yapılan testler, geri saçılan dalganın yoğunluk şiddetinin saçınım açısına bağımlı olduğunu göstermiştir [4]. Saçınım açısı ultrasonik dalga ile geri saçılan dalga arasındaki açıya denmektedir.

Şekil-2'den görüldüğü gibi Shung ve arkadaşları [4] ultrasonik yöntemle saçılmanın açıya bağımlılığını elde etmişlerdir. Buna göre gönderilen ve alınan ses demetleri arasında 50° den 170° ye kadar değişen açı değerleri için saçılan dalga yoğunluk şiddetinin ± 2 dB ile 3 dB arasında değiştiği gözlenmektedir. Bütün bu etkiler dikkate alındığında, %10 dan daha az oranda içerilen hematokrit yoğunluğu için dalga boyu ile saçıcı boyutları arasındaki etkileşim Rayleigh saçınım teorisine göre tanımlanır. Bu teoriye göre saçılan dalganın yoğunluk şiddeti dalga boyunun dördüncü kuvvetiyle ters orantılıdır. Buna göre herbir hücre izotropik bir saçıcı gibi davranmakta, yani gelen ultrasonik enerji her yöne saçınım yapmaktadır [5].

2.TEMEL PRENSİPLER

Kısaca açıklamak istenirse Doppler olayı, hareketten dolayı bir dalganın gözlenen frekansındaki değişimidir. Bu hareket Şekil-3 te görüldüğü gibi kaynağın ya da gözlemcinin hareketi olabilir. Gözlemci kaynağa doğru hareket ettiği zaman herbir saniyede geçen titreşim sayısı daha fazla olacağından frekans artar. Artan bu frekans,

$$f_r = f_0 \frac{c + v}{c} \quad (2)$$

ifadesiyle belirlenir. Burada, f_0 ' , gönderilen işaretin frekansı, v gözlemcinin hızıdır.

Eğer gözlemcinin hızı dalga yayılım yönü ile θ açısı yapıyorsa, v hızı dalga yönündeki hız bileşenine dönüşür. Buna göre,

$$f_r = f_0 \frac{c + v \cos \theta}{c} \quad (3)$$

Eğer gözlemci sabit, buna karşılık kaynak dalga yönünde v hızıyla hareket ediyorsa, dalga boyu sıkıştırılır. Neticede elde edilen frekans,

$$f_r = f_0 \frac{c}{c - v} \quad (4)$$

ifadesiyle belirlenir. Eğer açı dikkate alınırsa,

$$f_r = f_0 \frac{c}{c - v \cos \theta} \quad (5)$$

Gözlenen frekansta değişime sebep olan her iki hareket, gerçekte az da olsa birbirinden farklılık gösterir. Bunun nedeni ise ilk harekette, dalgada herhangi bir değişim olmazken ikinci harekette, dalganın sıkıştırılmasıdır [2].

Tıpta ultrasonik Doppler uygulamalarında, ultrasonik ses demeti, hareketli eritrositlerden saçınım yapar. Yukardaki etkilerin her ikisinde neticede elde edilecek Doppler frekans kaymasını belirlemek üzere birleştirilir. Buna göre gözlenen frekans,

$$f_r = f_0 \frac{c + v \cos \theta}{c} \frac{c}{c - v \cos \theta} \quad (6)$$

$$f_r = f_0 \frac{c + v \cos \theta}{c - v \cos \theta} \quad (7)$$

olarak ifade edilir. Doppler frekans kayması,

$$f_d = f_r - f_0 \quad (8)$$

olarak ifade edildiğinden, Doppler frekansı

$$f_d = f_0 \frac{c + v \cos \theta}{c - v \cos \theta} - f_0 \quad (9)$$

şeklinde ifade edilir. Ortamdaki ses hızı c , v den çok büyük olduğundan,

$$f_d = \frac{2 f_0 v \cos \theta}{c} \quad (10)$$

olarak düzenlenir. Sadece bir saçıcı için elde edilen basit ifade yalnızca temel kavramı anlatabilmek için geçerlidir. Gerçek akış ölçme işleminde damar çapı boyunca birçok hız bileşeni vardır. Öte yandan, gerçek ultrasonik dönüştürücü damarı değişik açılarla etkileyen sonlu bir ses demet yapısına sahiptir [6]. Şekil- 4b deki örnekte, dönüştürücünün damara belirli bir açı ile yönlendirilmesi halinde, sonlu ses alanından dolayı gerçek açı, akış vektörü ile her zaman aynı olmamaktadır. Şekil-4c'de, Doppler spektrumuna ait frekansların dağılımındaki geometrik yapı görülmektedir. Doppler açısının etkin değişimi ve hız gradyanlarından dolayı spektrumda bir genişleme olur. Buna ilaveten, neticede elde edilen spektrum, açının saçınım yapan hücrelerin ses demeti içerisinden geçme süreleri ile etkilenir. Buna "geçiş zamanından kaynaklanan spektrum genişlemesi" denir. Frekans spektrumu altında kalan alan, alınan Doppler işaretinin gücü ile orantılıdır.

Doppler İşaretinin Fazör Tanımlanması

Doppler işaretini karakterize etmenin en kolay yolu, bu işareti fazör notasyonu ile tanımlamaktır. Ultrasonik dönüştürücü alıcı olarak çalıştırıldığında, geri saçılan işaret iki farklı bileşen içermektedir. Bunlar akış bölgesinden gelen Doppler faz kayma bileşeni (δd) ve akış olmayan bölgeden fakat ultrasonik alan içinde kalan bölgeden gelen sızıntı fazı bileşeni (δs) dir. Bu iki faz bilgisi dönüştürücünün alma periyodunda birbirleriyle toplanarak genlik ve faz modülasyonu oluşturur. Geri saçılan işaretin fazının ($\delta s + \delta d$), gönderilen işaretin fazına (δr) göre değişim oranı Doppler

kayma fazındaki değişim miktarını belirler. Doppler kayma bileşeninin sızıntı bileşenine oranı (σ_d / σ_s), Doppler cihazının toplam duyarlılığını belirler [7].

Darbeli Doppler sisteminde geciktirme ve örnekleme zaman süreleri ile belirlenen akış duyarlık bölgesi vardır. Bu bölge, gönderilen işaretin belirli bir uzaklıktaki hedefe ulaştırıldığı ve o hedefin de ultrasonik ses demeti boyunca, dönüştürücüden itibaren belirli mesafelerdeki akış bilgisinin algılanmasına imkan sağladığı için mesafe kapılaması olarak isimlendirilir. Kapılanan bölgeye örnek hacim denir. Darbeli Doppler sadece örnek hacimde meydana gelen hareketlere duyarlıdır. Şekil-5a daki örnekte, işaret iki bileşenden meydana gelir. İlk bileşen Doppler bileşeni σ_d , damar içerisinde örnek hacimin akışı kestiği bölgeden döner, ikinci bileşen σ_s , örnek hacim içerisinde fakat damar dışında kalan bölgeden döner. Bu durumda σ_d/σ_s oranı küçük olur. Şekil-5b de örnek hacmin damar boşluğuna göre küçük olduğu böylece σ_d/σ_s oranının büyük olduğu daha geniş bir damar incelenmektedir. Şekil-5a ve 5b deki durumlar Şekil-5c de özetlenmiştir. Şekil-5b de küçük örnek hacimli geniş damarda örnek hacim, damarın bir miktar dışarısında olduğu zaman oran düşer. Eğer örnek hacim tamamen damarın içerisine kaydırılırsa oran büyür ve sabit bir değere ulaşır. Şekil-5a da ise örnek hacim damar çapından daha büyük olduğu için σ_d/σ_s oranı daima küçüktür. Örnek hacim damarın tam ortasından alınsa bile damar dışına taşan kısımların fazla olması nedeniyle σ_d/σ_s oranı yine de büyümaz. Sonuç olarak denilebilirki, toplam geri saçılan güç, ölçülen örnek hacmin büyüklüğüne bağlıdır. Eğer sadece bir saçınım noktası olduğu kabul edilirse, bu noktadaki parçacıkların yoğunluğu ve herbir parçacık tarafından saçılan güç toplam geri saçılan güce etki eden faktörlerdir.

3.DOPPLER SİSTEMLERİNDE İŞARET-GÜRÜLTÜ OPTİMİZASYONU

Haraketli hedeften geri saçılan işaretin güç yoğunluğunda çeşitli değişimler meydana gelir. Bunun sebebi, ses dalgasının frekansla orantılı olarak dönüştürücü ile damar arasında kalan yumuşak dokular tarafından absorbe edilmesi ve dolayısıyla zayıflamasıdır. Buna bağlı olarak akış hızının ölçüleceği derinlik ile sistem frekansı arasında optimal bir işaret-gürültü (S) ilişkisi sağlamak gerekir. Böyle bir optimizasyon ise sistemde, ölçme sonucuna etki eden tüm parametrelerin dikkate alınmasıyla elde edilebilir. Buna göre,

saçınım kesit alanı, damarın bulunduğu derinlik, absorpsiyon katsayısı, gönderilen güç, ses demet büyüklüğü ve sistem band genişliği arasında bir ilişkinin kurularak bunun sistem gürültü karakteristikleriyle mukayese edilmesi gerekir. Bu parametreler uygun bir şekilde ifade edilerek, (S) oranı,

$$S \propto \frac{V_V A e^{-2\alpha_0 R} f_0}{V_B R^2 n B} P_0 \quad (11)$$

olarak bulunur. Burada, A, saçınım yapan kesit alan, R, damarın bulunduğu derinlik, α_0 , dokunun ultrasonik dalgayı absorbe etme (zayıflatma) katsayısı (dB/MHz/cm), p_0 , gönderilen ortalama güç, n, elektronik gürültü bileşeni, V_V , ses demeti içerisine düşen damar hacmi, V_B , ses demet hacmi, B, sistemin bandgenişliğidir.

Bu denklem bütün Doppler sistemlerinde geçerlidir. Bunun sebebi, denklemin, gönderme süresi, darbe tekrarlaması süresi ve alıcı örnekleme süresinden bağımsız olmasıdır. Bu denkleme göre, gönderilen herhangi bir ortalama güç ile aynı derinlikte bulunan hareketli hedefi, bütün Doppler sistemlerinde, aynı etkinlikte incelemek mümkündür. Yine bu denkleme göre saçıcı kesit alanının büyütülmesi, zayıflama kayıplarının azaltılması ve sistem bandgenişliğinin ayarlanması ile S oranında iyileşme sağlanır.

Biyolojik yumuşak dokularda zayıflatma katsayısı frekansla lineer olarak değişir. Zayıflatma katsayısı doku karakteristiğine bağlı olarak 0,2 dB/MHz/cm den 2 dB/MHz/cm ye kadar değişebilir [8] Diğer yandan frekansa bağımlı terimler dikkate alınarak ,S oranı,

$$S \propto \frac{f_0^4}{f_0 R^2} e^{-2\alpha_0 f_0 R} \quad (12)$$

olarak ifade edilmektedir. Burada f_0 ortama gönderilen ultra sonik dalganın frekansıdır. (12) denkleminde görüldüğü gibi, ultrasonik dalga frekansının arttırılması ile S oranında iyileşme sağlanmaktadır. (12) denkleminin frekansa göre türevi alınıp sifıra eşitlenirse ve frekansa göre düzenlenirse, optimum frekans,

$$f_{opt} = \frac{3}{2 \alpha_0 R} \quad (13)$$

olarak bulunur. Zayıflama MHz başına 1 cm de meydana gelen akustik güç kaybı olarak tarif edilir. Eğer zayıflama A_0 , dB/MHz/cm olarak kabul edilirse, optimum frekans,

$$f_{opt} = \frac{15 \log_e}{A_0 R} \text{ MHz} \quad (14)$$

ifadesiyle hesaplanır. Burada $A_0 = 10 \alpha_0 \log_e$ dir. Şekil -6' da mesafeyi dikkate almak suretiyle seçilmesi gereken optimum frekans grafiği görülmektedir. Bu grafik şimdiye kadar gerçekleştirilen ultrasonik Doppler sistemlerinde kullanılan frekans değerlerinden elde edilmiştir. Ultrasonik dalga frekansının optimal seçimine ait herhangi bir çalışma şimdiye kadar yapılmamıştır. Bunun temel sebebi fizyolojik parametrelerde belirli sınırlar içinde bir standardizasyonun yapılmamasıdır.

Sonuç olarak, optimum ultrasonik frekansın seçilmesine incelenecek derinlik ve zayıflama terimi etki etmektedir. Frekansın optimum seçilmesi ile S oranı iyileştirilir.

Gönderilen Güç Seviyesi

Doppler sistemlerinin etkinliği, incelenen damara gönderilen ortalama güç ile orantılıdır. Şimdiye kadar geliştirilen darbeli Doppler sistemlerinin ortalama gücü 20–300 mW/cm² arasında değişmektedir. Darbeli Doppler sistemleri mesafe hız belirsizliğinden kurtulmak için değiştirilebilen darbe tekrarlama frekansına ihtiyaç gösterir. Bu nedenle ortalama güç, darbe tekrarlama oranı ile değişir.

Darbeli Doppler sisteminde ortalama güç,

$$P_0 = P_t \frac{\tau_g}{\tau_p} \quad (15)$$

ifadesiyle belirlenir. Ultrasonik dalganın 1 cm uzaklıktaki hedefe

gidiş-dönüş zamanı için geçen süre $13 \mu s$ olduğundan [7], $t_p \geq 13R$ olarak (15) de yerine konulursa ,

$$P_o \leq P_t \frac{\tau_g}{13 R} \quad (16)$$

bağıntısı elde edilir.(15) ve (16) da p_t tepe gücü τ_g , darbe genişliği, τ_p , gönderilen darbeler arası zaman, R , derinlik ve 13 ise $13 \mu s/cm$ den gelen bir sabittir. (11) de tanımlanan S oranı gönderilen ortalama güç ile orantılıdır. Darbeli Doppler sistemine ait güç ifadesi (11) de yerine konulursa,

$$S = \frac{V_v A e^{-2\alpha R} f_o}{V_B R^3 n B} P_t \tau_g \quad (17)$$

ifadesi elde edilir. Bu ifadede ise S oranı tepe gücü ile orantılıdır, fakat paydada ilave R terimi içerdiğinden derinlik parametresine daha da bağımlı hale gelir.

SONUÇLAR

Tıpta ultrasonik Doppler uygulamalarında, ultrasonik ses demeti, hareketli eritrositlerden saçınım yapmaktadır. Literatürde karşılaşılan temel Doppler ifadesi, sadece bir saçıcı eritrosit için elde edilmiştir. Gerçek kan akışının ölçülmesinde damar çapı boyunca birçok hız bileşeni mevcuttur. Ayrıca ultrasonik dönüştürücü de damarı değişik açılarla etkileyen sonlu bir ses demet yapısına sahiptir.

Doppler işareti en pratik olarak fazör notasyonu ile tanımlanır. Doppler akış ölçerinin duyarlılığını artırmak için Doppler işaretine ait faz bileşeninin, büyük olması gerekmektedir. Bu nedenle de Doppler işaretinin tamamen akış bölgesinden alınmasına çalışılır.

Doppler akış ölçerinde iyi bir S oranı sağlamak için sisteme ait merkez frekansının seçimi önemli bir parametre olarak gözükmektedir. Optimum ultrasonik frekansın seçilmesine incele-

necek derinlik ve dokunun ultrasonik dalgayı zayıflatma faktörü etki etmektedir. Ayrıca tepe gücü ile darbe paketi genişliğinin artırılması ile de S oranında iyileşme sağlanır.

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil-1. Çeşitli yoğunluktaki hematokritlerle yapılan deneylerde, geri saçılan işaretin yoğunluk şiddeti, frekansın dördüncü şiddetiyle orantılıdır.

Şekil-2. Açıya bağlı bağlı saçınım yoğunluk şiddetinin deneysel grafiği

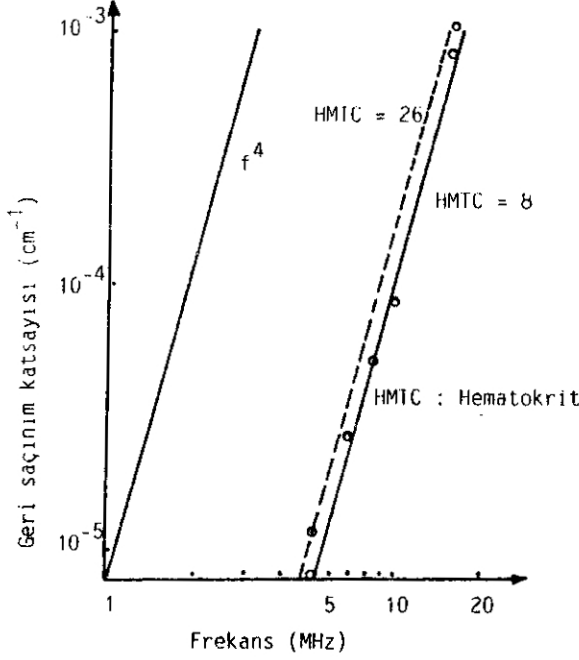
Şekil-3. Doppler Olayı

Şekil-4. Açıya bağlı Doppler etkisinin incelenmesi

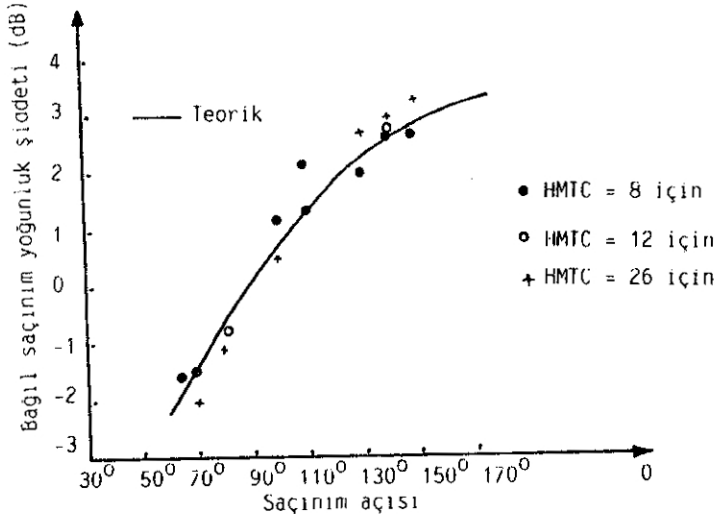
Şekil-5. Darbeli Doppler sisteminde fazör tanımlama

Şekil-6. Maksimum S oranının sağlanabilmesi için seçilmesi gereken optimum frekans-derinlik grafiği

I.GÜLER/ULTRASONİK DARBELİ DOPPLER SİSTEMLERİ. TEMEL PRENSİP. VE FREKANS.

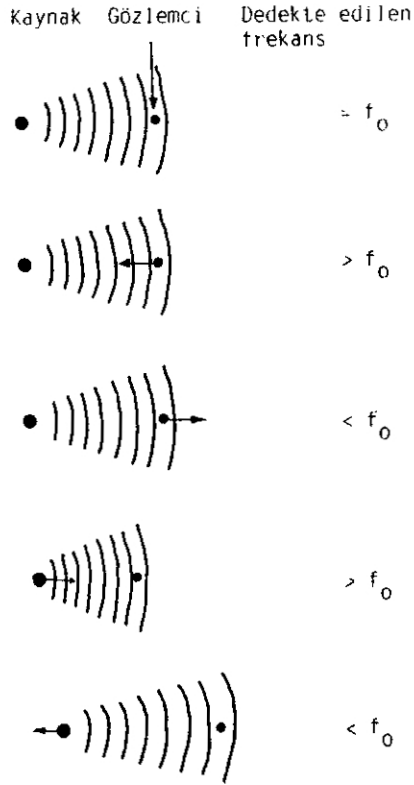


Şekil-1 : Çeşitli yoğunluktaki hematokritlerle yapılan deneylerde, geri saçılan işaretin yoğunluk şiddeti, frekansın dördüncü kuvvetiyle orantılıdır.



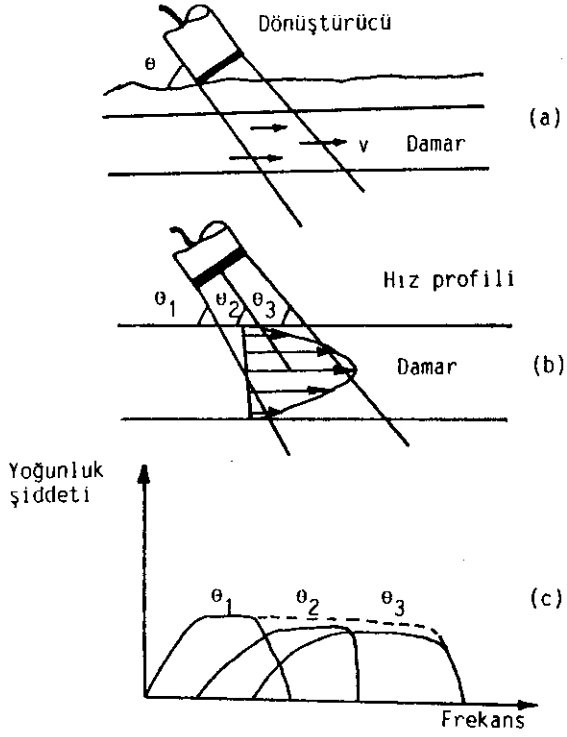
Şekil-2 : Açıya bağlı bağlı saçınım yoğunluk şiddetinin deneysel grafiği.

I.GÜLERULTRASONİK DARBELİ DOPPLER SİSTEMLERİ. TEMEL PRENSİP. VE FREKANS.



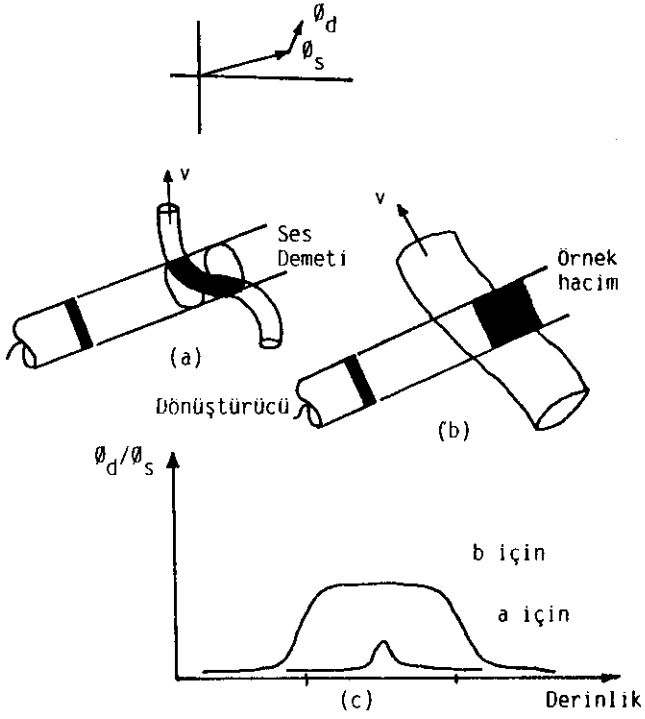
Şekil-3 : Doppler olayı

I.GÜLER/ULTRASONİK DARBELİ DOPPLER SİSTEMLERİ. TEMEL PRENSİP. VE FREKANS.



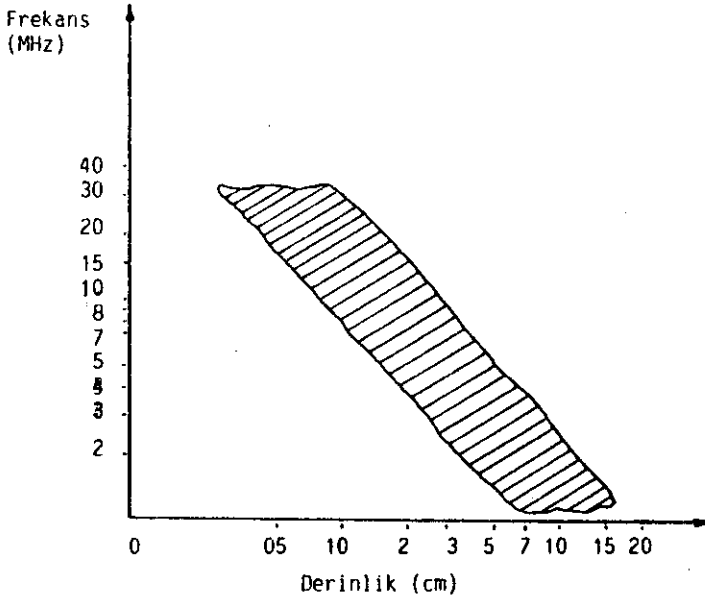
Şekil-4 : Açığa bağlı olarak Doppler etkisinin incelenmesi

I.GÜLER/ULTRASONİK DARBELİ DOPPLER SİSTEMLERİ. TEMEL PRENSİP. VE FREKANS.



Şekil-5 : Darbeli Doppler sisteminde fazör tanımlama

I.GÜLER,ULTRASONİK DARBELİ DOPPLER SİSTEMLERİ, TEMEL PRENSİP. VE FREKANS.



Şekil-6 : Maksimum S oranının sağlanabilmesi için seçilmesi gereken optimum frekans-derinlik grafiği (Sistem frekansı iki eğri arasından seçilmektedir).

KAYNAKLAR

- [1] SHUNG, K. K. Scattering of ultrasound by blood. IEEE BME-23, 460-467, 1976.
- [2] EVANS, D. H., Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Clinical Application.
- [3] GÜLER, İ, GÜLER N. F., The Electronic detail of Pulsed Doppler blood flowmeter, Mea. Sci. Tech., 1008-1092, 1990
- [4] SHUNG, K. K. Angular dependence of scattering of ultrasound from blood. IEEE BME-24, 325-331, 1977.
- [5] WELLS, P. N. T., Biomedical Ultrasonics, Academic Press, London, 1977.
- [6] NEWHOUSE, V. L., The dependence of ultrasound Doppler bandwidth on beam geometry, IEEE SU-27, 50-59, 1980.
- [7] GÜLER, İ., Geliştirilmiş bir ultrasonik darbeli Doppler kan akış ölçme düzeninde hata kaynaklarının analizi, Doktora tezi, İTÜ Elektrik-Elektronik Fak., Ocak 1990.
- [8] BAKER, D. W., Pulsed ultrasonic Doppler blood flow sensing, IEEE SU-17, 170-185, 1970.