

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ultrasonik Akış Ölçüleri

Yüksek Lisans Tezi

Hikmet Güler

1992

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
KÜTÜPHANE DOKÜMANTASYON
DAİRE BAŞKANLIĞI

Kot : R 152
: 229

Alındığı Yer : Fen Bil. Ens.

Tarih : 17.4.95

Fatura :

Fiyatı : 30.000,-

Ayniyat No : 1-5

Kayıt No : 51085

UDC :

Ek :



**T.C.
YILDIZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ÖNSÖZ

Ultrasonik Akış Ölçerler Konulu Yüksek Lisans Tezinde Doç. Dr. Halit PASTACI tarafından yapılan çalışmada, elektrik Analizleri dalı personeline ve teknik yardımcılarına teşekkür ederim.

ULTRASONİK AKIŞ ÖLÇERLER

YÜKSEK LİSANS TEZİ

HİKMET GÜLER

Elektrik Mühendisi

Danışman

Doç. Dr. Halit PASTACI



İSTANBUL - 1992

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ	
BÖLÜM 1. GİRİŞ	1
BÖLÜM 2. DOPPLER OLAYI VE DAYANINDA FİZİKSEL TEMELLER	3
BÖLÜM 3. ULTRASONİK TEKNİKTEKİ PARAMETRELER	7
<p>Ultrasonik Akış ölçerler konulu Yüksek Lisan Tezimde değerli önerileri ve yapıcı eleştirileri ile çalışmalarına katkıda bulunan Sn. Doç. Dr. Halit PASTACI'ya tüm Elektrik Anabilim dalı personeline ve tezin yazılmasında yardımlarını esirgemeyen Reyhan GÖCECI'ye içtenlikle teşekkür ederim.</p>	
1.1. Akış Hızı ve Hacimsel Akışkanlığı Bulunması	12
1.2. Akışkanlık Hızı ve Hacimsel Akışkanlığı Bulunması	13
1.3. Akışkanlık Hızının Yalıtılmış Olarak Bulunması	14
Hikmet GÜLER	
BÖLÜM 4. YERLİ VE YERİNDEN UYDULANALAR İÇİN SÜRSÜZLÜK DÜZELTİMLERİ ULTRASONİK AKIŞ ÖLÇERİNİN DİZAYNI	24
4.1. Yalıtım Ölçümü	24
4.2. Sürüş Ölçümü	25
BÖLÜM 5. DARBE DOPPLER TEKNİKİNİN (DNT) BELİRLEYİCİ PARAMETRELER	26
5.1. Darbe Tekrarlama Frekansı (TR)	26
5.2. Darbe Frekansı (f _b)	27
5.3. Darbe Uzunluğu (T ₀) ve Seçim Sırası	28
5.4. Gönderilen Darbe Gücü	29
5.5. Dönüştürücüler	30

BÖLÜM 7. ULTRASONİK DARBE DOPPLER SPECTRUM ANALİZİ. 66

İÇİNDEKİLER

BÖLÜM 8. YÖNLÜ DOPPLER TEKNİKLERİ 73

ÖZET 73 i

ABSTRACT 75 ii

BÖLÜM 1. GİRİŞ 1 1

BÖLÜM 2. DOPPLER OLAYI VE DAYANDIĞI FİZİKSEL TEMELLER 3 3

BÖLÜM 3. ULTRASONİK TEKNİKTEKİ PARAMETRELER 7 7

BÖLÜM 4. ULTRASONİK DOPPLER HİZMETLERİNİN SÜREKLİ
DALGADAKİ TEORİK ANALİZİ 11 11SONUÇLAR VE ÖNERİLER
4.1. Genel Modelin Formülasyonu 12 12KAYNAKLAR
4.2. Güç Yoğunluk Spektrumunun Bulunması 18 18ÖZETLEME
4.3. Ortalama Hız ve Hacimsel Akışkanlığı Bulunması 19 19

4.4. Akışkanlık Hızının Yaklaşık Olarak Bulunması 21 21

BÖLÜM 5. DAMARI ÇEVRELEYEN UYGULAMALAR İÇİN SÜREKLİ
DALGA DOPPLER ULTRASONİK AKIŞ ÖLÇERİNİN DİZAYNI 24 24

5.1. Prob Dizaynı 24 24

5.2. Sinyal İşleme Sistemi 36 36

BÖLÜM 6. DARBE DOPPLER TEKNİĞİNDEKİ BELİRLEYİCİ
PARAMETRELER 55 556.1. Darbe Tekrarlama Frekansı (f_r) 56 566.2. Verici Frekansı (f_0) 59 596.3. Darbe Uzunluğu (T_p) ve Gecikme Süresi 61 61

6.4. Gönderilen Darbe Gücü 63 63

6.5. Dönüştürücüler 64 64

BÖLÜM 7. ULTRASONİK DARBE DOPPLER SPEKTRUM ANALİZİ.	66
BÖLÜM 8. YÖNLÜ DOPPLER TEKNİKLERİ	73
8.1. Yanband Algılaması.....	73
8.2. Heterodyne Algılaması.....	75
8.3. Quadrature Faz Algılaması	76
8.3.1. Zaman Domenindeki İşlem.....	77
8.3.2. Faz Domenindeki İşlem	78
8.3.3. Frekans Domenindeki İşlem	79
SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	81
KAYNAKLAR	83
ÖZGEÇMİŞ	85

ULTRASONIC DOPPLER FLOWMETER

ABSTRACT

Ultrasonik düzenler, doku ve organ hareketleri ölçümlerinde aynı zamanda Doppler analizine dayanan kan akışkanlık ölçümlerinde kullanılmaktadır. Bu cihazlar sürekli Dalga veya Darbeli Doppler prensiplere göre çalışmaktadır.

Bu çalışmada, Sürekli Dalga ve Darbeli Doppler spektrumlarının teorik analizi yapılmış olup, bunların bağlı olduğu parametreler belirlenmiştir.

Bölüm 2 ve 3'de genel olarak Doppler olayının ne olduğu ve bağıntılarının nasıl elde edildiği ve ultrasonik teknikte kullanılan parametrelerin neler olduğu kısaca anlatılmıştır.

Bölüm 4'de Ultrasonik Doppler hızmetrelerinin Sürekli Dalgadaki teorik analizleri yapılmıştır. Burada güç, yoğunluğu, spektrumu bulunmuş olup, akışkanlık hızı, Doppler güç spektrumunun ortalama frekansı ile karşılaştırılmıştır.

Bölüm 5'de Damarı çevreleyen uygulamalarda Sürekli Dalga Doppler Akış ölçer dizaynı örnek alınıp incelenmiştir.

Bölüm 6'da ise Darbe Doppler tekniği anlatılmış olup, bunun tasarımında hangi parametrelerin neler olduğu ve bunların birbirleri ile olan bağımlılıkları incelenmiştir.

Bölüm 7'de Darbe Doppler sisteminin spektrum analizi yapılmıştır. Buradaki analizlerde, Doppler bilgisinin zaman domeninde $c/2v$ faktörü kadar genişleyeceğini ve aynı şekilde bu faktörün Doppler spektrumunu da etkileyeceği teorik olarak bulunmuştur.

Bölüm 8'de ise yönlü Doppler teknikleri ele alınmış olup, üzerinde çalışılan bu tekniklerin yön ayırma yöntemleri incelenmiştir.

real - time B - mode technique, thus permitting measurement of blood flow velocity while monitoring the Doppler sampling position on real time B - mode images.

ULTRASONIC DOPPLER FLOWMETER

In some applications of ultrasonic technique for diagnostic purposes, spectral analysis of Doppler velocity is more important role. A general

model for the Doppler flowmeter based on stochastic considerations of the scattering of ultrasound by blood is introduced in this thesis. The model characterizes

the Doppler flowmeter. Diagnostic ultrasound has found wide acceptance within the medical community for routine examination of patients. It has become the method of choice in many situations.

It is interesting to note that ultrasound was discovered by Strutt (1877) 12 years before X - rays, which found comparatively immediate medical use. However, the radiological application of ultrasound began in the 1920's. The main reason for this delay was the availability of appropriate technology that would generate the desired ultrasonic field detect the resultant attenuated signal and process the information to display meaningful results.

The technique uses ultrasound, or high - frequency sound waves that the human ear can not hear. These sound waves in the megahertz range can image body organs and thus provide information concerning the structure and function of body tissues. The information derived from this approach is directly related to the acoustic or ultrasonic properties of the tissues under study and distinct from the other diagnostic techniques in use today, such as X - ray, isotope imaging and nuclear magnetic resonance imaging. The clinical application of ultrasound has the additional advantage that the technique is completely non-invasive. The non - invasive measurement of blood flow velocity by the ultrasound Doppler method, utilizing the Doppler effect, a phenomenon by which ultrasonic waves reflected from the moving objects or substances in the human body, undergo a frequency shift directly proportional to their velocity. This technique was first applied to blood flow measurement in 1956 by Satomura in Osak University, Japan. Continuous wave Doppler was mainly used in the early stages, but, with the recent advancement of electronic technology, the pulsed Doppler technique featuring high - range resolution has been developed, making possible the measurement of blood flow velocity at specified positions. Frequency analyzers to obtain patterns of blood flow velocity have also advanced, allowing highly accurate real - time analysis. In addition, this pulsed Doppler technique has been combined with the

real - time B - mode technique, thus permitting measurement of blood flow velocity while monitoring the Doppler sampling position on real time B - mode images.

In some applications of ultrasonic technique for diagnostic purposes, spectral analysis of Doppler velocity signals plays more important role. A general model for the Doppler flowmeter based on stochastic considerations of the scattering of ultrasound by blood is introduced in this thesis. The model characterizes the backscattered ultrasound as a Gaussian random process and the expression for the auto - covariance function is derived. For the Continuous Wave Doppler flowmeter, the power spectral density function is computed and its significance is emphasized. The measurement of blood flow velocity corresponds to estimation of the average frequency of the Doppler power spectrum. At the same time the Pulsed Doppler spectrum analysis is investigated, and their significance is emphasized. At the end of this work an experiment is realized, but not completely successful to see the differences between two spectral approaches.

seçiciliği ile gönderilen işaretin band genişliği birbiri ile ters orantılı olduğundan mesafe seçiciliğinin bu duruma göre ayarlanabilmesi sağlandı.

BÖLÜM 1

Elde edilen Doppler kaymasının sayısal olarak gerçek zamanda kan akış hızını karakterize edecek şekilde işlenmesi ve buna bağlı olarak damarların iki boyutta görüntülenmesi Brandestani tarafından gerçekleştirildi [3].

Ultrasonik teknik günümüzde tıpta gittikçe genişleyen bir uygulama alanı bulmaktadır. Tanı ve tedavi gayelerine dönük olan bu uygulamaların hemen hepsinde esas, dışarıdan vücudun ilgi bölgesine gönderilen ultrasonik dalgaların vücut dokuları içinde yayılımlarından sonra algılanarak, gönderilen ultrasonik işaretlerine göre gösterdikleri farklılıklardan, içinde yayıldıkları dokuların karakteristikleri hakkında bilgi edinilmesidir.

Çeşitli uyarı ve algılama mekanizmalarıyla ultrasonik dalgaların vücut içinde yayılımları sırasında maruz kaldıkları zayıflama, frekans ve hız değişiklikleri tespit edilmekte, bu bulgular yardımı ile yayılma ortamının yoğunluk katmanları ve dinamiği hakkında bilgi edebilmek hatta kontrolü alanlara belli bir düzen içinde gönderilen ultrasonik dalgaların algılanmasından elde edilen bilgilerin işlenip aynı düzen içinde bir ekrana nakledilmesiyle incelenen bölgelerin bir çeşit "resmi"nin elde edilmesi mümkün olmaktadır. Objelerin ve gözün optik karakteristiklerinin sonucu olan görüntülerden farklı olarak, ultrasonik olarak incelenen bölgelerin elastik özelliklerinin ve yoğunluk dağılımının "resmi"ni vermekte, ayın dağılım içinde hareket gösteren noktaları da belirginleştirebilmektedir.

Yine teşhis amacı ile kullanılan X - ışını teçizatından daha fazla bilgi sağlanmasına karşın X - ışınlarının zararlı etkilerini taşımayan ultrasonik teşhis cihazlarının yakın bir sürede X - ışını cihazlarını arka plana iteceği kabul edilmektedir.

İnsan vücuduna zarar vermeden ve herhangi bir cerrahi müdahale yapmadan Darbeli Ultrasonik Doppler tekniği ile kan akış hızı ölçüm çalışmaları ilk önce Baker tarafından 1970 yılında yapılmıştır [1]. Fakat, Baker tarafından gerçekleştirilen sistemde yapı itibarı ile mesafe ve hız seçiciliklerinin birlikte gerçekleştirilmesi mümkün olmamıştır. Bu sınırlamanın üstesinden gelebilmek için rasgele darbeli işaretle çalışan Doppler sistemi gerçekleştirildi [2]. Bu sistemde Geniş Bandlı Gauss gürültüsü ile Ultrasonik Dönüştürücüsü sürüldü. Mesafe

seçiciliği ile gönderilen işaretin band genişliği birbiri ile ters orantılı olduğundan mesafe seçiciliğinin bu duruma göre ayarlanabilmesi sağlandı.

BÖLÜM 2

Elde edilen Doppler kaymasının sayısal olarak gerçek zamanda kan akış hızını karakterize edecek şekilde işlenmesi ve buna bağlı olarak damarların iki boyutta görüntülenmesi Brandestani tarafından gerçekleştirildi [3].

Brandestani yaptığı çalışmada damar çapını eşit aralıklarla bölmek suretiyle her aralığa ait hız bilgisini elde ederek bütün damar çapı boyunca kan akış profilini çıkardı. Bu çalışma daha sonra geliştirilmek suretiyle seri veri işleyen çok kapılı Darbeli Doppler sistemine dönüştürüldü [4].

Gerçek zamanda kan akış görüntüleme çalışmalarına Kasari ve arkadaşları tarafından otokorelasyon tekniği kullanılarak devam edildi [5]. Kasari yaptığı çalışmada, bir Darbeli Doppler cihazı ile kendilerinin geliştirdikleri özel bir otokorelatör cihazını birleştirmek sureti ile yeni bir kan akış görüntüleme sistemi tasarladı. Halen üzerinde çalışılmakta olan bu sistemle kan akışı ve akış yönünü değişikliği, renk ve renk tonları ile belirlenmektedir. Bu çalışmada insan vücudunda yapılan ölçümlerden elde edilen sonuçlarla gerçek akış arasında oldukça uyumlu sonuçlar elde edilmiştir.

Burada yapılan çalışmalarda amaç Sürekli Dalga ve Darbeli Doppler sistemlerinin spektrumlarını teorik olarak incelemek, bunları etkileyen faktörleri bulmaktır.



Şekil - 2.1
Gözetimci ve Kaynak Hareketleri

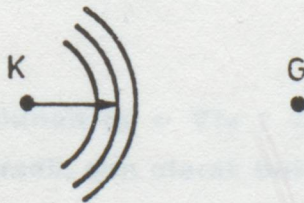
BÖLÜM 2

DOPPLER OLAYI VE DAYANDIĞI FİZİKSEL TEMELLER

Bazı ultrasonik düzenler, doku ve organ hareketleri ölçülerinde aynı zamanda Doppler analizine dayanan kan akışkanlık ölçülerinde kullanılmaktadır.

Doppler etkisi güncel hayatımızda görülmektedir. Örneğin, caddede yürüyen bir yaya doğru hareket eden bir arabanın sesi, yayaya göre ilk anda yüksek olup, daha sonra arabanın uzaklaşması ile azalacaktır. Doppler analizi aynı zamanda da yıldız hareketlerinin dünyaya doğru hareket edip etmediklerinin anlaşılmasında kullanılmaktadır. Galaksi hareketleri de ölçülebilmektedir. Bu ölçümlerin konusu bir takım maddelerin yüksek sıcaklıkta belli dalga boylarında yayılmalarına dayanmaktadır. Bu çalışmaların birçok uygulamalarında kalsiyum elementi (çizgisel spektrumun ayırt edilmesi ile diğer maddelerden kolay izole edilmesinden dolayı) kullanılmaktadır. Yıldız ve Dünya arasındaki hareketlerden dolayı spektrumda ötelenme olmaktadır. Örneğin, dünyaya doğru bir hareket yüksek frekanslarda uzaklaşan bir hareket ise spektrumda alçak frekanslarda bir ötelenmeyi göstermektedir.

Doppler etkileri gözlemci veya kaynak hareketlerinden dolayı gözlenen frekanstaki değişim şeklinde tanımlanır. Önce aşağıda G ve K ile tanımlanan gözlemci ve kaynağın hareketlerini ele alalım. K'nın hareket halinde olup f_k frekansında G noktasına doğru dalgalar gönderdiğini varsayarsak, kaynak tarafından gönderilen herhangi bir t anındaki toplam dalga sayısı $f_k t$ olacaktır. O zaman, $f_k t$ miktarındaki dalga sayısı $(V - V_k) t$ mesafelerinde olacağına göre, gözlemciye göre



Şekil - 2.1
Gözlemci ve Kaynak Hareketleri

olan dalga boyları,

$$\lambda_G = \frac{\text{Uzaklık}}{\text{Dalga Sayısı}} = \frac{(V - V_K)t}{f_K t} \quad (2.5)$$

$$\lambda_G = \frac{V - V_K}{f_K} \quad (2.1)$$

V: Madde ortamındaki ses hızı,

V_K: Kaynak hızı.

Bunlara uygun frekans ise f_G ile gösterilirse,

$$f_G = \frac{V}{\lambda_G} = \frac{V f_K}{V - V_K} \quad (2.2)$$

kaynak gözlemciden uzaklaşarak hareket ederse, gözlemci frekansı

$$f_G = \frac{V f_K}{V + V_K} \quad (2.3)$$

olacaktır. Şimdi kaynağın sabit olduğunu ve gözlemcinin kaynağa doğru V_G hızı ile hareket ettiğini düşünersek, gözlemciye göre olan bağıl hız V+V_G olacaktır ve t anındaki toplam dalga sayısı (V+V_G)/λ_K olacaktır. λ_K kaynak dalga boyunu göstermektedir. Gözlemciye göre olan frekans f_G ise,

$$f_G = \frac{\text{Dalga Sayısı}}{\text{Zaman}} = \frac{(V + V_G)t / \lambda_K}{t} = \frac{V + V_G}{\lambda_K}$$

λ_K = V / f_K olduğundan

$$f_G = \left(\frac{V + V_G}{V} \right) f_K \quad (2.4)$$

olacaktır. Daha önce bulunan f_G = V f_K / V - V_K gözlemci frekansını f_K kaynak frekansı olarak kabul edersek, son olarak bulduğunuz gözlemci frekansı f_G,

$$f_G = \left(\frac{V + V_G}{V} \right) \left(\frac{V f_K}{V - V_K} \right)$$

$$f_G = \left(\frac{V + V_G}{V - V_K} \right) f_K \quad (2.5)$$

olacaktır.

Şimdi kaynak ve gözlemci hareketlerindeki Doppler analizlerini doku ve organ hareketlerine uygulayalım. f_0 frekansında sürekli bir dalganın V hızında olup, vücudun içerisinde v_s hızı ile ilerleyen bir organa doğru yönlendirildiğini düşünelim. f_0 frekansındaki referans işareti olan sürekli dalga organ hareketlerinden dolayı modüle olmuştur. Vericimiz sabit bir kaynak olarak ve organlar ise hareketli gözlemci olarak düşünülürse, bu modülasyon hesaplanabilir.

Önce vericinin bir kaynak durumunda olduğunu ve organın ise bir alıcı olduğunu varsayarsak, organ tarafından algılanan frekans f_{os} ,

$$f_{os} = \left(\frac{V + V_s}{V} \right) f_0 \quad (2.6)$$

dir. Şimdi organ verici durumuna geçip f_R frekansından algılandığı frekansları kaynak durumuna geçip yayacaktır.

$$f_R = \left(\frac{V}{V - v_s} \right) f_{os} \quad (2.7)$$

Bu formül şuna dayanmaktadır, hareket halindeki organ f_{os} frekansında hareketli bir kaynak olarak davranmaktadır. Aynı şekilde bir önceki denklem, son olarak bulunan denklemde yerine konursa

$$f_R = \frac{V}{V - v_s} \frac{V + v_s}{V} f_0$$

$$f_R = \left(\frac{V + v_s}{V - v_s} \right) f_s \quad (2.8)$$

olacaktır. Doppler frekansındaki ötelenme Δf ile gösterilirse

$$\Delta f = f_R - f_0 = \left(\frac{v + v_s}{v - v_s} - 1 \right) f_0$$

$$\Delta f = 2 \frac{v_s}{v - v_s} f_0$$

pay ve payda v ile bölünürse,

$$\Delta f = \frac{2 v_s / v}{1 - v_s / v} f_0 \quad (2.10)$$

olur. Tıbbi ultrasonik teşhis metodlarında v_s/v oranı 0.1'den küçük olacağından, bu terim ihmal edilebilir. O zaman

$$\Delta f = 2 \frac{v_s}{v} f_0 \quad (2.11)$$

olacaktır. Doppler frekansındaki ötelenmeyi iki farklı durumda inceleyebiliriz.

(i) Organın dönüştürücüye doğru hareket etmesi halinde,

$$\Delta f = f_R - f_0 = 2 \frac{v_s}{v} f_0 \quad (2.12)$$

(ii) Organın dönüştürücüden uzaklara doğru hareket etmesi halinde,

$$\Delta f = f_R - f_0 = -2 \frac{v_s}{v} f_0 \quad (2.13)$$

olacaktır. Ultrasonik verici dönüştürücüsü ve doku arasında θ kadar bir açı varsa, Doppler öteleme frekansı

$$\Delta f = f_R - f_0 = 2 \frac{v_s}{v} f_0 \cos \theta \quad (2.14)$$

olacaktır.

BÖLÜM 3

ULTRASONİK TEKNİKDEKİ PARAMETRELER

Ultrasonik terimi insanın işitebilme frekanslarının ötesindeki mekaniksel titreşimleri göstermektedir. Zararsız olan birçok ultrasonik sistemler 1-20 MHz arasında çalışmakta ve 5 W/cm^2 den az olmak üzere enerji yoğunluğu üretmektedir. Tıbbi teşhiste kullanılan ultrasonik dalgalar boyuna dalga (longitudinal wave) karakterindedir. Enine dalgalar (transverse waves) biyolojik ortamlarda çok yüksek zayıflama gösterdiklerinden tıbbi teşhislerde kullanılmaz [6].

Ultrasonik dalgalar, piezoelektrik kristal veya dönüştürücünün yüzeyine uygulanan elektriksel enerjiden sonra rezonans frekanslarında titreşerek üretilirler. Dönüştürücüler deri ile temas ettiği zaman doku içerisinde hareket eden akustik enerjide iki önemli değişiklik meydana gelmektedir.

Bu önemli değişikliklerin birinde, ultrasonik ışın demeti boyunca her noktada enerji absorbe olup enerji yoğunluğunun azalmasına neden olmakta, ikinci değişiklik ise ultrasonik ışın demeti akustik empedans değişimlerinden dolayı her noktada yansıtılacaktır.

Ultrasonik düzlem dalgalar ortam içerisinde yayılırken zayıflamaları da basit olarak

$$I = I_0 \exp(-\alpha z) \quad (3.1)$$

şeklinde ifade edilir. Burada I_0 ultrasonik kaynak (veya bir referans noktasındaki) şiddeti, α genlik zayıflama katsayısı, I ise kaynağa (veya referans noktasına) z uzaklıktaki herhangi bir noktadaki şiddettir. Genlik zayıflama katsayısı α frekansla lineer olarak artar.

Ultrasonik frekansı f ve ortam içerisindeki yayılma hızı v_s dalga boyu λ 'yı belirler.

$$\lambda = v_s / f$$

Dalga boyu doku inceleme veya görüntülemeye yönelik ultrasonik cihazlarında çözümüleme sınırını tayin eden önemli bir parametredir. Frekans büyüdükçe dalga boyu küçülür böylece sistemin çözücülüğü artar. Buna karşılık ultrasonik dalganın ortam içindeki zayıflaması fazlalaşır. Bu zayıflamanın verici gücünü artırarak telafi edilmesi sakıncalı bir uygulamadır. Dolayısıyla cihaz tasarımlarında bu iki nokta gözönünde tutularak çalışma frekansının eldeki uygulamaya göre çözümüleme gücü ve etki alanını en iyileyecek bir değerde seçilmesi gerekir. Genellikle teşhis cihazlarında kullanım amacına göre 1-10 MHz arasındaki frekanslar tercih edilmektedir.

Ultrasonik dalgaların farklı özellik gösteren ortamlara geçişte kırılmaya ve ara yüzeylerde de yansımaya uğrayacağı ultrasonik dalgaların önemli değişikliklerinin ikincisinde anlatılmaktadır. Kırılma ve yansıma miktarları karakteristik empedans parametresi yardımıyla basit olarak ifade edilebilir. Bu ifade

$$z = \rho v_s \quad (3.2)$$

olarak tanımlanır. Burada; ρ ortam yoğunluğu, v_s ortam içerisindeki hızdır. Ultrasonik dalga karakteristiği z_1 olan bir ortamdan z_2 olan bir ortama geçtiğinde güç yansıma katsayısı

$$R = \left(\frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} \right)^2 \quad (3.3)$$

şeklinde ifade edilir. Görüldüğü gibi güç yansıması empedans farkı küçük olan ortamlar arasında az, empedans farkı büyük olan ortamlar arasında ise büyük olmaktadır.

Canlı organizmalar gibi çeşitli ve farklı yapısal katmanlar içeren ortamlarda kullanılan ultrasonik teşhis cihazlarının tasarımında, ultrasonik ışınım bölgelerindeki yayılma hızı, seçilen frekanstaki zayıflaması ve çözücülüğü ile doku ara yüzeylerinden yansıma katsayısı büyük önem taşır. Bazı tipik biyolojik ortamlar içinde ultrasonik dalga hızı, 1 MHz de zayıflama katsayısı ve karakteristik empedans değeri Tablo - 3.1'de verilmiştir.

için gönderilen darbelerin darbe genişliği azalmaktadır. Fakat bu teknik iki güçlkle karşılaşmaktadır.

(i) Gönderilen ve alınan işaretlerin generasyon ve prosesleri ve gönderilen işaretlerdeki ortalama gücün korunması,

(ii) Ortalama gücü korumak için, tepe gücü dokuların şiddete dayanabilme seviyelerini aşabilmesi.

Bundan dolayı, tepe gücündeki sınırlama alınan Doppler işaretindeki hassasiyeti ve işaret gürültü seviyesini artıramamaktadır.

Sürekli Dalga ve Darbeli Doppler ünitelerindeki önemli tasarım parametreleri, alınan ultrasonik işaretlerin Doppler audio spektrumunu etkileyecek olan işlemsel kontroller ve ölçüm karakterleri aşağıda verilmektedir.

Tablo - 3.2. Ultrasonik teknikteki parametreler

<u>Tasarım Parametreleri</u>	<u>İlişki</u>	<u>Ölçüm Karakterleri</u>
1. Verici frekansı	Doğru Ters	Rezolüsyon, Güçteki Zayıflama Ultrasonik Demet Boyutu
2. Dönüştürücü Çapı	Doğru Ters	Geri dönen güç Rezolüsyon, İşaret / Gürültü Oranı
3. Dönüştürücü Q Değeri	Doğru Ters	Geri dönen güç Band genişliği
4. Darbe genişliği	Doğru Ters	Geri dönen güç Rezolüsyon
5. Darbe Tekrarlama frekansı	Doğru Ters	Ölçülebilir Maksimum Frekans (Nyquist) Mesafe

Özet olarak, Doppler ultrasonik tekniğinin kan akışkanlığı hız ölçümlerindeki avantajları

- (i) zararsız olmaları,
- (ii) herhangi bir şok etkisinde bulunmamları,
- (iii) ekonomik olmaları,
- (iv) anatomik ve fizyolojik veri sağlamaları,
- (v) dinamik ölçüm olanaklarıdır.

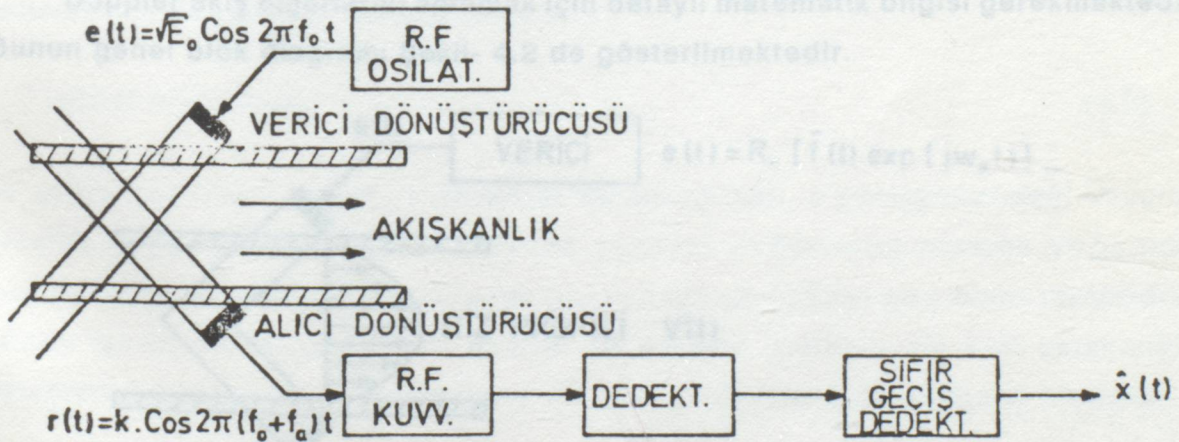
BÖLÜM 4

ULTRASONİK DOPPLER HİZMETLERİNİN SÜREKLİ DALGADAKİ TEORİK ANALİZİ

Kan akışkanlığı ölçümlerindeki ultrasonik tekniklerin, Doppler akış ölçerlerindeki teorik uygulamaları önemli bulunmaktadır. Doppler akış ölçerlerinin genel modeli, kan tarafından yayılan ultrasonik dalgaların stokastik olarak incelenmelerine bağlıdır. Bu modelde yansıyan ultrasonik dalgalar bir Gauss dağılımı oluşturmaktadır. Bunun otokovarians fonksiyonu ile karakterize edilmektedir. Sürekli dalga akış ölçerleri için güç yoğunluğu spektrumunun fonksiyonu bulunmalı ve akışkanlık hız ölçümü, Doppler güç spektrumunun ortalama frekansı ile karşılaştırılmalıdır. Sürekli dalga akışkanlık metrelerinin sağlıklı şekilde çalışabilmeleri için ihtiyaç duyulan gereksinimler,

(i) ilgili olan damarın dönüştürücüler tarafından üniform olarak aydınlanması,

(ii) Doppler güç spekturumunun, ortalama Doppler frekansına iyi bir şekilde yaklaşılmasıdır.



Şekil - 4.1. Sürekli Dalga Doppler Hız metresi

Şekil - 4.1'de gösterilen blok diagram sürekli dalga ile çalışan Doppler akış ölçerlerinin çalışma prensibini göstermektedir. Görüldüğü gibi sinüsoidal bir ultrasonik demet, piezoelektrik dönüştürücüler tarafından kan damarına uygulanmaktadır. Kanda bulunan alyuvarlar ultrasonik demeti yansıtmaktadır. Yansıyan ultrasonik enerji demeti alıcı durumunda olan piezoelektrik dönüştürücüler tarafından elektriksel enerjiye dönüştürülmektedir. Alyuvarlar tarafından yansıtılan ultrasonik enerjili dalgaların frekansı, verici frekansından Δf kadar ötelenmiş olacaktır. Δf veya f_d kadar ötelenmiş olan frekansın miktarı Doppler formülü ile verilmektedir.

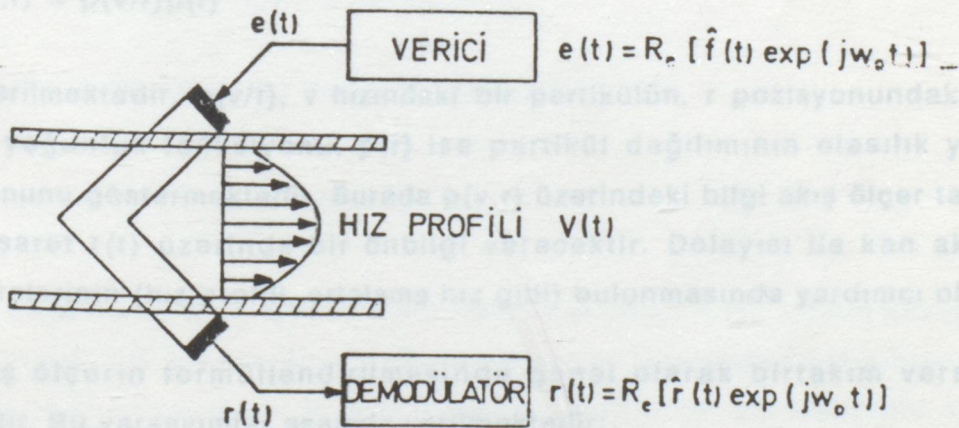
$$\Delta f = f_d = 2 \frac{v_s}{v} f_0 \cos \theta \quad (4.1)$$

Elektriksel enerjiye dönüştürülen işaretlerin taşıyıcı frekansı dedektörde bastırılır ve geriye Doppler frekansları kalır. Bunlar daha sonra frekans - gerilim dönüştürücüsü olan sıfır geçiş dedektörleri ile akışkanlık hızında yaklaşım yapılır [7]

Pratik uygulamalarında görüldüğü gibi, kan içerisinde hareket halinde olan alyuvarlar hiçbir zaman üniform hızlara sahip değildir. Dolayısı ile üniform olmayan bir hız dağılımı veya hız profiline sahip olmamalarından dolayı, Doppler işaretleri tek bir frekansta olmayıp, değişik frekanslarda olacaktır.

4.1. Genel Modelin Formülasyonu

Doppler akış ölçerlerini anlamak için detaylı matematik bilgisi gerekmektedir. Bunun genel blok diagramı Şekil- 4.2 de gösterilmektedir.



Şekil - 4.2. Doppler Hizmetresinin Blok Diagramı

Burada yapılan analizlerin amacı verici, dönüştürücüler (alıcı - verici), demodülatör ve akışkanlık metresi performansları arasındaki ilişkiyi bulmaktır. Gönderilen işaret $e(t)$ kompleks notasyonlarla gösterilecektir; $e(t) = \text{Re} [(E_0)^{1/2} \exp(j\omega_0 t)]$, $1/2E_0$ gönderilen işaretin gücünü göstermektedir, $f(t)$ ise kompleks zarf fonksiyonunu gösterip, basitçe $(E_0)^{1/2}$ ile sabit kalmaktadır.

Ultrasonik dalgaların kan tarafından yansımaları bir raslantı olgusu olmakta ve yansıma işlemi istatistiksel bir tabanda izah edilmelidir. Bunların izahı ise stokastik bir model olarak ve model üzerinde çeşitli istatistiksel büyüklüklerin (ortalama değer, kovaryans gibi) hesaplanması gerekmektedir. Yansıma olayının bir raslantı olduğunu varsaydığımıza göre herhangi bir zamanda ultrasonik dalgaları yansıtan partiküllerin sayısı belli bir olasılık dağılım fonksiyonu ile gösterilmelidir.

Partiküllerin, bağımsız ve gelişmiş hareket ettiklerini varsayarak, yansıma işlemi Poisson olasılık dağılımı ile gösterilecektir. Bir Poisson prosesi "oran parametresi" ϕ ile kontrol edilmektedir. Burada ϕ , partiküllerin popülasyon yoğunluğunu göstermektedir (ortalama partikül sayısı / mm^3). v hacminde bulunma olasılığı,

$$\text{Pr}(v \text{ içerisinde } N \text{ tane yansıtıcı}) = \frac{(\phi v)^N \exp(-\phi v)}{N!} \quad (4.2)$$

ile gösterilmektedir. v hacmi içerisinde beklenen yansıtıcı partikül sayısı ϕv 'dir. Yansıma fonksiyonu $p(v, r)$ yansıtıcı partiküllerin v hızı ve r pozisyonundaki olasılık yoğunluğunu göstermektedir. Olasılık ölçülerinin temel ilişkilerinin kullanılması ile yansıma fonksiyonu $p(v, r)$

$$p(v, r) = p(v/r)p(r) \quad (4.3)$$

ile gösterilmektedir. $p(v/r)$, v hızındaki bir partikülün, r pozisyonundaki koşullu olasılık yoğunluk fonksiyonu, $p(r)$ ise partikül dağılımının olasılık yoğunluk fonksiyonunu göstermektedir. Burada $p(v, r)$ üzerindeki bilgi akış ölçer tarafından alınan işaret $r(t)$ üzerinde bir ön bilgi verecektir. Dolayısı ile kan akışkanlık parametrelerinin (hız profili, ortalama hız gibi) bulunmasında yardımcı olacaktır.

Akış ölçerinin formüllendirilmesinde genel olarak birtakım varsayımlar yapılmıştır. Bu varsayımlar aşağıda verilmektedir:

(i) Yansıma ortamı (kan) birbirleri ile aynı ve bağımsız yansıtıcı partikülleri içermektedir. Yansıtıcı partiküllerin herhangi bir zamandaki sayıları, Poisson dağılım fonksiyonu ile bulunur.

(ii) Her partikül ultrasonik dalgaları gelişigüzel bir genlik ve fazda yaymaktadır. Faz ve genlik için olasılık yoğunluk fonksiyonu $P_A(\hat{A})$ 'dır. \hat{A} , kompleks yansıma katsayısı olmakta ve $E(\hat{A}) = 0$ dir.

(iii) Her partikülün pozisyon ve hızı raslantı değişkeni olmakta ve $p(v,r)$ v ve r 'nin ortak yoğunluk fonksiyonu olan yansıma fonksiyonu bulunur.

(iv) Her yansıtıcı partikül için \hat{A} raslantı değişkeni olmakta v ve r 'den bağımsızdır.

(V) Yansıtıcı partiküllerin sayılarının büyük olmalarından dolayı, yansıtılan ultrasonik işaret Gauss dağılımının bir örnek fonksiyonudur.

Tam olarak bir Gauss prosesini karakterize edebilmek için, prosesin ortalama ve kovarians fonksiyonlarının bulunması gerekir. Yapılan varsayımlardan $E(\hat{A}) = 0$ olduğu hız ve pozisyondan bağımsız kabul edildiğinden, yansıyan ultrasonik işaretlerin ortalama değeri

$$E[r(t)] = 0$$

dir. $r(t)$ 'nin otokovarians fonksiyonu $R(t_1, t_2)$ ile gösterilirse

$$R(t_1, t_2) = E [r(t_1) r(t_2)]$$

olacaktır. Otokovarians fonksiyonu $R(t_1, t_2)$;

$$R(t_1, t_2) = \text{Re} [\hat{R}(t_1, t_2) \exp j\omega(t_2 - t_1)] \quad (4.4)$$

$$\hat{R}(t_1, t_2) = \frac{1}{2} E [r(t_1) r^*(t_2)]$$

şeklinde ifade edilir. $R(t_1, t_2)$ 'nin bulunmasından önce, $\hat{R}(t_1, t_2)$ 'nin hesaplanması gerekmektedir. İlk olarak $\hat{u}_i(t)$, tek bir yansıtıcı tarafından yansıtılan işaretin kompleks zarfı hesaplanır. N tane yansıtıcı partikülün var olduğunu sayarak t anında alınan işaret,

$$\hat{r}(t/N) = \sum_{i=1}^N \hat{u}_i(t) \quad (4.5)$$

olacaktır. $\hat{r}(t/N)$, N tane partikül tarafından alınan işaretin kompleks zarfıdır. $R(t_1, t_2/N)$, N tane yansıtıcı partikülün var olduğunu kabul ederek alınan işaretin koşullu otokovarians fonksiyonudur, ve

$$\hat{R}(t_1, t_2/N) = \frac{1}{2} E[\hat{r}(t_1/N) \hat{r}^*(t_2/N)] \quad (4.6)$$

dir. E [.] operatörünün lineer olmasından dolayı ve denklem (4.5) de yerine konursa

$$\hat{R}(t_1, t_2/N) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N E[\hat{u}_i(t_1) \hat{u}_j^*(t_2)] \quad (4.7)$$

olacaktır. $\hat{u}_i(t)$, i'ninci partikül tarafından yansıtılan işaret zarfını göstermektedir. (i)'nci varsayımdan her partikülün bağımsız olmasından dolayı

$$E[\hat{u}_i(t_1) \hat{u}_j^*(t_2)] = E[\hat{u}_i(t_1)] E[\hat{u}_j^*(t_2)]$$

dir. Fakat $E[\hat{u}_i(t)] = 0$ olmaktadır (\hat{A} sıfır ortalamalı bir raslantı değişkenidir). $i = j$ olduğu zaman toplama terimi

$$\hat{R}(t_1, t_2/N) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N E[\hat{u}_i(t_1) \hat{u}_i^*(t_2)] \quad (4.8)$$

$$E[\hat{u}_i(t_1) \hat{u}_i^*(t_2)] = E[\hat{u}(t_1) \hat{u}^*(t_2)]$$

olacağından dolayı

$$\hat{R}(t_1, t_2/N) = \frac{N}{2} E[\hat{u}(t_1) \hat{u}^*(t_2)] \quad (4.9)$$

dir. $\hat{R}(t_1, t_2)$ 'yi bulmak için yine olasılık kurallarından yararlanır [8]. Burada $\hat{R}(t_1, t_2)$,

$$\hat{R}(t_1, t_2) = \sum_{N=1}^{\infty} \hat{R}(t_1, t_2/N) \text{ pr. (yansıtıcı sayısı = N)} \quad (4.10)$$

şekliyle ifade edilebilir. Yansıtıcı partiküllerin sayısı raslantı değişkeni olup, Poisson dağılım fonksiyonu ile gösterildiklerine göre N tane yansıtıcının v hacmi içerisinde bulunma olasılığı yukarıdaki denklemde yerine konursa.

$$\hat{R}(t_1, t_2) = \sum_{N=1}^{\infty} \hat{R}(t_1, t_2/N) \frac{(\phi v)^N \exp(-\phi v)}{N!}$$

$$\hat{R}(t_1, t_2) = \frac{1}{2} E [\hat{u}(t_1) \hat{u}^*(t_2)] \exp(-\phi v) \sum_{N=1}^{\infty} \frac{(\phi v)^N}{(N-1)!}$$

toplama terimi daha da açılırsa,

$$\hat{R}(t_1, t_2) = \frac{1}{2} (\phi v) E [\hat{u}(t_1) \hat{u}^*(t_2)] \quad (4.11)$$

olacaktır. Şimdi bir yansıtıcı partikülden dönen işaretin kompleks zarf fonksiyonu,

$$\hat{u}(t) = \hat{A} (E_0)^{1/2} G(r) \exp(jkr) \quad (4.12)$$

olsun. Burada \hat{A} kompleks yansıma katsayısı, $(E_0)^{1/2}$ vericideki taşıyıcı genliği, $G(r)$ verici, alıcı dönüştürücülerinin etkilerini birleştirmek için, demet - pattern çarpma fonksiyonu, k gelen ve yansıyan demetlerden doğan net dalga vektörü, $\exp(jkr)$ partikül pozisyonları tarafından yaratılan faz vektörüdür. (Eğer $r = vt$ ise $k \cdot r = 2(v_s/v) \cdot \omega_0 t \cos \theta$ dir.)

$$E[\hat{u}(t)] = E [\hat{A}(E_0)^{1/2} G(r) \exp(jkr)] \quad (4.13)$$

\hat{A} , r 'den bağımsız olmasından dolayı

$$E[\hat{u}(t)] = (E_0)^{1/2} E[\hat{A}] [G(r) \exp(jkr)] \quad (4.13)$$

olacaktır. (ii)'nci varsayımdan $E[\hat{A}] = 0$ olmasından dolayı, $E[\hat{u}(t)] = 0$ dir. Alınan işaret $r(t)$ 'nin, $u_i(t)$ 'nin lineer kombinasyonları olmasından dolayı, $r(t)$ de sıfır ortalama değerinde olacaktır. Bir partikülün v hızı ile ilerlediğini ve t_1 anında r

pozisyonunda olduğunu kabul edersek, $t_2 = t_1 + \tau$ anında $r + v\tau$ pozisyonunda olacaktır.

$$\hat{u}(t_1)\hat{u}^*(t_2) = \hat{u}(t_1)\hat{u}^*(t_1 + \tau)$$

$$\hat{u}(t_1)\hat{u}^*(t_2) = |\hat{A}|^2 E_0 G(r) G(r+v\tau) \exp(-jkv\tau) \quad (4.14)$$

olur.

$$\hat{R}(t_1, t_2) = \frac{1}{2}(\phi v) E[\hat{u}(t_1)\hat{u}^*(t_2)]$$

olduğundan

$$\hat{R}(t_1, t_1 + \tau) = \frac{1}{2}(\phi v) E[|\hat{A}|^2 E_0 G(r) G(r+v\tau) \exp(-jkv\tau)]$$

olacaktır.

\hat{A} 'nın r ve v 'den bağımsız olması $\sigma_{\hat{A}}^2 = E[|\hat{A}|^2]$ dan dolayı

$$\hat{R}(t_1, t_1 + \tau) = \frac{1}{2}(\phi v) \sigma_{\hat{A}}^2 E_0 E[G(r) G(r+v\tau) \exp(-jkv\tau)] \quad (4.15)$$

olur. Şimdi, $p(v, r) = p(v/r)p(r)$ olmasından dolayı ve $p(r) = a(r)/v$ olduğunu kabul edersek yukarıdaki denklem

$$\hat{R}(\tau) = \hat{R}(t, t + \tau) = \frac{1}{2}(\phi v) \sigma_{\hat{A}}^2 E_0 \int \int G(r) G(r+v\tau) a(r) p(v/r) \exp(-jkv\tau) dv dr$$

(4.16)

olur. Yukarıdaki denklem, Doppler işaretlerinin otokovarians fonksiyonu ile yansıyan ultrasonik dalgaları etkileyen çeşitli faktörler arasındaki ilişkiyi göstermektedir. Otokovarians, partikül popülasyon yoğunluğu ϕ , yansıma katsayısı $\sigma_{\hat{A}}^2$, gönderilen ultrasonik taşıyıcı dalganın enerji E_0 ile doğru orantılı olmaktadır. Otokovarians fonksiyonunu gerçek şekli, dönüştürücü demet-patten fonksiyonu $G(r)$, partikül dağılım ilişkisi $a(r)$ ve dönüştürücünün partikül hızlarına göre olan yönlendirilmesi ile elde edilmektedir.

4.2. Güç Yoğunluk Spektrumunun Bulunması

(4.20)

Wiener - Kinchin teoremini kulanırsak, $\{r(t)\}$ fonksiyonunun güç yoğunluğu spektrumu,

$$S(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} R(\tau) \exp(-j\omega \tau) d\tau$$

ile verilmektedir. Dar - bantlı işaretlerin özelliklerinden hareket edersek $S(\omega)$, ω_0 taşıyıcı frekansı etrafında dar- bantlı bir spektrum olacaktır. Taşıyıcı frekansı ω_0 olan spektrumunu şekli, yansıyan ultrasonik dalgalardan elde edilen Dopler işaretlerinin spektrumunu temsil edecektir ve bunlara Dopler Güç Spektrumu $S_d(\omega)$ denir. Darband özelliğinden

$$S(\omega) = \frac{1}{2} [S_d(\omega - \omega_0) + S_d(-\omega - \omega_0)]$$

ve

$$S_d(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} \hat{R}(\tau) \exp(-j\omega \tau) d\tau \quad (4.17)$$

ile gösterilir ve Dopler güç spektrumu otokovarians fonksiyonu ile elde edilmektedir. Bulunan otokovarians fonksiyonu, Dopler güç spektrumu denklemindeki yerine konursa

$$S_d(\omega) = \frac{1}{2} \phi \sigma_A^2 E_0 \int \int \int G(r) G(r + v\tau) a(r) p(v/r) \exp[-j(kv + \omega)\tau] d\tau dv dr$$

(4.18)

olmaktadır. $S_d(\omega)$ 'nin bulunması için $G(r)$ ve $p(v/r)$ 'nin belirtilmesi gerekmektedir. Hız profilini tamamen deterministik olarak kabul edersek

$$p(v/r) = \delta[v - v(r)] \quad (4.19)$$

kabulü ile yansıtıcı partiküllerin gelişigüzel hareketleri ihmal edilecektir. Aynı zamanda

$$G(r) = G(r + v\tau) \quad (4.20)$$

olduğunu kabul edersek, partiküllerin dönüştürücü demetlerindeki geçiş zamanlarını ihmal etmiş oluyoruz. Yapılan bu varsayımlar, Doppler güç yoğunluğu spektrumundaki denklemde yerine konursa

$$S_d(\omega) = \frac{1}{2} \phi \sigma_A^2 E_0 \iint G^2(r) a(r) \exp[-j[kv(r) + \omega]\tau] dr d\tau \quad (4.21)$$

olacaktır. $v(r)$ hız profilini sabit olarak kabul edersek $v(r) = v_0$

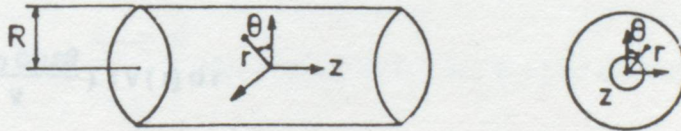
$$S_d(\omega) = \frac{1}{2} \phi \sigma_A^2 E_0 \left[\int G^2(r) a(r) dr \right] \delta(\omega + kv_0)$$

$$\omega = -kv_0 = 2\omega_0 \frac{v_s}{v} \cos\theta \quad (4.22)$$

frekansında impuls olacaktır.

4.3. Ortalama Hız ve Hacimsel Akışkanlığın Bulunması

Burada sürekli dalga Doppler akış ölçerlerinin ortalama hız ve hacimsel akışkanlık hesaplamalarındaki uygulamaları incelenecektir.



Şekil - 4.3. Silindiriksel Koordinat Sistemi

Şekil - 4.3'de gösterilen silindiriksel koordinat sistemi gözönüne alınırsa ve çeşitli varsayımlardan yola çıkarsak; $v(r) = v(r, \theta, z)$ dönüştürücü demet - pattern $G(r, \theta, z) = 1$ partikül dağılımını $a(r) = a(r, \theta, z) = r$ olduğunu kabul edersek, Doppler güç yoğunluğu spektrumu $S_d(\omega)$,

$$S_d(\omega) = \frac{1}{2} \phi \sigma_A^2 E_0 \int_0^R \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} G^2(r, \theta, z) r \delta[\omega + kv(r)] dr d\theta dz$$

$$S_d(\omega) = \frac{1}{2} \phi \sigma_A^2 E_0 2\pi z_0 \int_0^R r \delta[\omega + kv(r)] dr \quad (4.23)$$

olacaktır. Ortalama Doppler frekans ötelemesi, $\bar{\omega}$

$$\bar{\omega} = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} \omega S_d(\omega) d\omega}{\int_{-\infty}^{+\infty} S_d(\omega) d\omega} \quad (4.24)$$

şeklinde ifade edilir.

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \omega S_d(\omega) d\omega = sbt \int_{-\infty}^{+\infty} \int_0^R r \omega \delta[\omega + kv(r)] d\omega dr \quad (4.25)$$

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \omega S_d(\omega) d\omega = sbt \int_0^R r \cdot -k \cdot v(r) dr \quad (4.26)$$

$$kv(r) = -2\omega_0 \left(\frac{v(r)}{v} \right) \cos\theta$$

olduğundan

$$\bar{\omega} = \int_0^R \left(\frac{2\omega_0 \cos\theta}{v} \right) rv(r) dr \quad (4.27)$$

$$\bar{\omega} = \frac{1}{\pi R^2} \left(\frac{2\omega_0 \cos\theta}{v} \right) \int_0^R 2\pi rv(r) dr \quad (4.28)$$

Hacimsel akışkanlık $\dot{Q} = \int_0^R v(r) \pi r dr$ olduğundan dolayı

$$\bar{\omega} = \left(\frac{2\omega_0 \cos\theta}{v} \right) \frac{\dot{Q}}{\pi R^2} \quad (4.29)$$

olur. Fakat $\frac{\dot{Q}}{\pi R^2} = \bar{v}$ olarak tanımlanırsa

(4.34)

$$\bar{\omega} = \int_{-\infty}^{\infty} \omega \tilde{S}(\omega) d\omega / \int_{-\infty}^{\infty} \tilde{S}(\omega) d\omega = \left(\frac{2\omega_0 \cos\theta}{v} \right) \bar{v} \quad (4.30)$$

dir. Sonuç olarak yukarıdaki denklemden, ilgilenilen damarın verici ve alıcı dönüştürücüler tarafından üniform olarak aydınlanması ve homojen partikül dağılım varsayımlarından, ortalama akışkanlık hızı hesaplanabilmektedir. Ayrıca, damar kesit alanı bilinirse hız profilinden bağımsız olarak hacimsel akışkanlık bulunabilmektedir.

4.4 Akışkanlık Hızının Yaklaşık Olarak Bulunması

Bir önceki analizlerde hız ve hacimsel akışkanlığın, Sürekli Dalga hız metreleri ile damar kesitinin tamamının üniform olarak aydınlanması ve alınan spektrumun ortalama Doppler frekansının bulunması ile bir önce açıklanan parametrelerin belirlenebileceği açıklanmıştır. Şimdi ise Sürekli Dalga hız metrelerinin damar kesitinin küçük bir kısmını aydınlatması ile nasıl çalıştığını incelemeye çalışalım.

Partiküllerin homojen olarak dağıldığını varsayarak aynı zamanda geçiş zamanı ihmal edilirse r_0 sabit noktasına $v(r_0)$ 'ın ölçülebileceğini kabul edelim. Şekil - 4.4.'de gösterildiği gibi, $G(r) = G(r, \theta, z)$ olduğunu kabul edersek,

$$S_d(\omega) = \frac{1}{2} \Phi \sigma_A^2 E_0 \int_{-\infty}^{\infty} \int_0^{2\pi} \int_0^R r G(r, \theta, z) \delta[\omega + kv(r)] dr d\theta dz \quad (4.31)$$

$$= \left(\frac{1}{2} \Phi \sigma_A^2 E_0 \right) (2\pi z_0) \int_{r_0 - \Delta r/2}^{r_0 + \Delta r/2} r \delta[\omega + kv(r)] dr \quad (4.32)$$

eğer $\bar{\omega} = \int \omega S(\omega) d\omega / \int S(\omega) d\omega$ gibi tanımlanırsa yukarıdaki denklemden

$$\bar{\omega} = \left(\frac{2\omega_0 \cos\theta}{v} \right) v \quad (4.33)$$

dir. Burada.

$$\bar{v} = \int_{r_0 - \Delta r/2}^{r_0 + \Delta r/2} 2\pi r v(r) dr \quad (4.34)$$

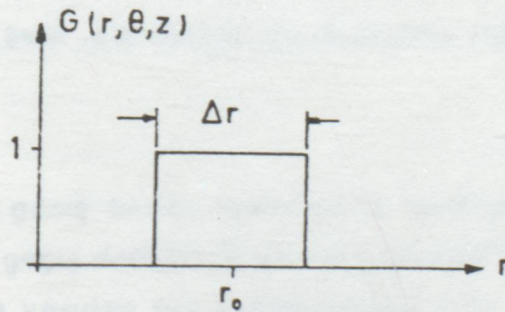
$$\bar{v} = r_0 \pm \Delta r/R$$

bölgesindeki ortalama hız olarak tanımlanmıştır.

(4.33) denklem, kesit üzerindeki tek bir noktanın hız yaklaşımındaki temel sonuç olmaktadır. $G(r)$ için gösterilen şekilde alıcı spektrumundaki ortalama frekans, dönüştürücülerin demet kesim alanlarındaki ortalama hız ile doğru orantılı olmaktadır. Spektrumun tepe frekansı, ortalama hız ile her zaman aynı olmamaktadır.

Δr azaldıkça ω tepe, $\bar{\omega}$ ve $kv(r_0)$ arasındaki fark minimum olacaktır. Eğer spektrum genişletilirse bu üç büyüklük arasındaki fark artacaktır. Bunu düzeltmek için de Doppler spektrumundaki ortalama frekans yaklaşımı kullanılmalıdır. Çünkü bu yaklaşım dönüştürücü demeti arasında bulunan alyuvarların ortalama hızları ile doğru orantılı olmaktadır.

Sürekli Dalga Doppler hız metreleri akışkanlıklar üzerinde yaklaşım yapmaktadır. Bu yaklaşımlarını Doppler audio işaretlerini sıfır geçiş dedektörlerinden geçirerek yapmaktadır. Sıfır geçiş dedektörleri tarafından yapılan yaklaşımda Doppler frekansları efektif (rms) değerlerinde okunmaktadır. Başka bir deyişle, akışkanlıktaki yaklaşım $\bar{\omega}$ dan da öte $(\omega^{-2})^{1/2}$ ile orantılı olmaktadır. O zaman bu hatanın büyüklüğü hesaplanmalıdır. Hata büyüklüğünü hesaplamak için Doppler güç yoğunluğu spektrumun Şekil - 4.5 'deki gibi olduğunu varsayarak



Şekil - 4.4. Hız Yaklaşımı İçin İdeal Dönüştürücü Demet - Patterni

ortalama Doppler frekansı, $\omega_1 + \omega_2/2$ olacaktır. Etkin Doppler frekansı ise,

$$\omega_{rms} = \left(\frac{\omega_2^3 - \omega_1^3}{3(\omega_2 - \omega_1)} \right)^{1/2} \quad (4.35)$$

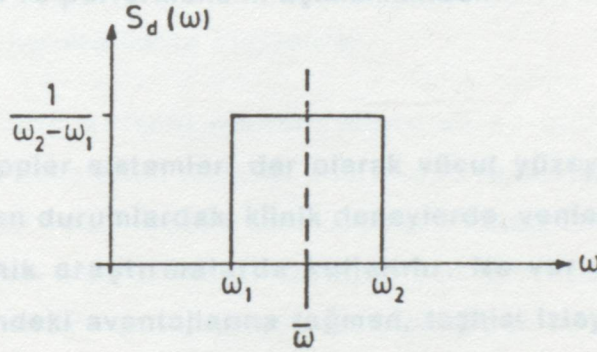
etkin frekansın, ortalama frekansa oranı,

$$\frac{\omega_{rms}}{\bar{\omega}} = \left(\frac{4}{3} \frac{\omega_2^3 - \omega_1^3}{(\omega_2 - \omega_1)(\omega_2 + \omega_1)^2} \right)^{1/2}$$

olacaktır. Geniş bir spektrum için $\omega_1 = 0$ olduğunu kabul edersek,

$$\frac{\omega_{rms}}{\bar{\omega}} = \left(\frac{4}{3} \right)^{1/2} = 1.18 \quad (4.36)$$

olur. Dar bir spektrum için $\omega_1 = 0.9 \omega_2$ olduğunu kabul edersek



Şekil - 4-5. Doppler Güç Spektrumu Yoğunluğu

$$\frac{\omega_{rms}}{\bar{\omega}} = 1.06 \quad (4.37)$$

dır. Görüldüğü gibi geniş bantlı spektrumda hata oranı %18 olmakta, dar bir spektrumda ise sıfır geçiş dedektörü %6 hata yapmaktadır. Bundan dolayı kesitin küçük bir kısmında yapılan hız yaklaşımında sıfır geçiş dedektörü dar bir spektrumdaki ölçmelerde faydalı olabilmektedir [9]

BÖLÜM 5

Damarı Çevreleyen Uygulamalar İçin Sürekli Dalga Doppler Ultrasonik Kanakışı Ölçerinin Dizaynı

5.1. Prob Dizaynı

Bu bölüm bir ultrasonik Doppler kanakışı ölçerinin damarı çevreleyen durumlardaki özelliklerini ve ultrasonik kan akışı dönüştürücüsünün dizaynındaki elemanların özelliklerini açıklar. 5 - 12 mm. menzildeki damarlarda kullanılacak probun optimum dizaynı gösterilmiştir. Dizayn sürekli dalgalı Doppler tekniklerinin kullanılması temeli üzerine kuruludur. Probon vitro içindeki performansını test etmek için zorla fıskırtma tekniği kullanılmıştır ve sonuçlar kullanımdaki hız profil etkinliklerinin duyarlılık değişmelerinin sadece %3'ünü ölçebildiğini göstermiştir. Bu bölüm kusursuz bir kanakışı ölçerinin gerektirdiği elektronik sistemlerinin dizaynını ve performansını açıklamaktadır.

5.1.1. Başlangıç

Ultrasonik Doppler sistemleri dar olarak vücut yüzeyi ile ilgili arterlerdeki yayılma göstermeyen durumlardaki klinik deneylerde, venlerle ilgili hemodinamiklerde ve rutin klinik araştırmalarda kullanılır. Ne var ki; atardamarla ilgili hastalıkların tayinindeki avantajlarına rağmen, teşhisi izleyen yapıcı cerrahideki başarıları zayıftır.

Atardamarlar ile ilgili yeniden oluşturmanın kısa dönemdeki başarısı operasyon sırasında yeniden oluşturulan arterlerdeki kan akışının ölçümüyle anlaşılabilir. Böyle ölçümlerin yeni bir operasyonunu gerekip gerekmediğini doğrulukla gösterdiği ve yeni operasyon ihtimalini düşürdüğü gibi ölüm oranlarını da azalttığı bulunmuştur. Teknik hatalar kontrol edilerek başarılı bir sonuç tahmin edilebilir.

Ameliyatlar sırasındaki devamlı izlemeler için birçok metod kullanılabilir, fakat en önemlisi elektromanyetik kanakışı ölçeridir. Bu alet damarlardaki

kanakışını ölçmede çok iyi bir standart haline gelmiştir, fakat pahalıdır ve tahditsiz olmamaktadır. Devamlı izlemede diğer aletler nabız yansımalarını ve sürekli dalgaların yansımalarını takip ederler.

Ameliyatlarda kullanılacak CW Doppler sisteminin dizaynı BEARD tarafından açıklanmıştır. Sistemleri 10 MHz'de çalışan ve hepsi değişik boyutlardaki damarlardaki tatbikatlar için değişik boşluklara sahip olan bir seri taşıyıcı içindeki tek bir kalem prob temeli üzerine kuruludur.

MORITAKE, beyindeki damarlarda kanakışı hakkında bilgi elde etmek ve kan akışı yönünü belirlemek için spektrografik ses analiziyle birlikte CW Doppler kan akışı ölçerini kullanmıştır.

Boyun arterlerinin yeniden oluşturulmasındaki tahminlerin CW Doppler sisteminin temelinde yer aldığı Bernes ve Garrett tarafından 1978'de açıklanmıştır. Daha yakınlarda: 1984'te Zierler teknik kusurlarda sabit bozuklukları kontrol etmek için 20 MHz'lik nabız yansımaları sistemini kullanmıştır.

Daha yakınlarda birkaç grup dubleks Doppler sistemleriyle kanakışını ölçmeye kalkışmışlardır. Bu sistemler ideal değildir, çünkü maliyetleri yüksektir ve sağlık için gerekli bilgilere sahip değildirler.

Atardamarla ilgili cerrahi müdahalelerdeki sürekli izlemelere ultrason teknolojisini sokma çabalarına rağmen, literatürde açıklanan sonuçlar genellikle şüphelidir. Ne var ki, bu raporlar cerrahideki tekniklerin kontrolünde yapılan ölçümlerin tahdidini sağlamak (ki bunlar %12 civarına yükselmiştir) için sağlanırken ultrasonik olmayan metodların kullanımında da benzer şekiller ortaya çıkmıştır.

Yapılan deneyler, uygun sinyal prosesinde ve kompüter modelinin kullanımında uzun dönemli bilgilerin daha uygun olacağını ortaya çıkarmıştır. Bunun için lâzım olan şey doğruluğu ve performansı bilinen bir kanakışı ölçeridir. Ölçümler sırasındaki hatalar ve doğruluklara şahitler gösterilebilir ve cerrahi sırasında özel bir kanakışı ölçeri kullanılmamıştır. Bu büyük hatalara yol açabilir ve açıklanan sonuçlar üzerinde birtakım şüpheler uyandırabilir. Şimdiki bölüm potansiyel hataların üstesinden gelmek için bir teşebbüstür. Bu bölüm, yeni oluşturulacak atardamar cerrahisinde kullanılacak sürekli dalgalı Doppler kanakışı ölçerinin dizaynını açıklamaktadır.

5.1.2. Kanakışı Ölçerinin Özellikleri

İdeal olarak, cerrahide kullanılacak bir kanakışı ölçeri aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdır. Bunlardan bazıları biraz keyfi iken, diğerleri elektromanyetik kanakışı ölçeri standartları temeline uygundur. Kanakışı ölçeri ve prob kombinasyonunun performansına ait özellikler:

- 5 mm - 12 mm menzildeki damarlardaki akışı ölçebilmelidir.
- Akışın lineer karşılığına sahip olmalı ve her yöndeki akışa eşit duyarlılık göstermektedir. Doğrusallık 1 cm s^{-1} ile 100 cm s^{-1} menzildeki hızda $\pm \%1$ içinde olmalıdır.
- Akış profiline nisbi olarak hassas olmayan bir çıktıya sahip olmalıdır. ($\%5$ 'den küçük duyarlılık değişimleri profili düzden parabolige çevirir)
- Sabit bir taban çizgisi göstermelidir.
- Sabit bir akış duyarlılığı göstermelidir, bütün değişimler ± 95 'den küçük olmalıdır.
- Uygun akış kararını göstermelidir, tipik olarak 8 mm. prob için 5 m/dak^{-1} - 500 m/dak^{-1} menzilde $\pm 5 \text{ m/dak}^{-1}$

Bu performans kriterlerine uymakla, damara zarar vermeden akışı ölçmek mümkün olduğu gibi sistem kolay kullanılabilir ve kullanımı için az bir eğitim yeterlidir. Malzemenin temini kolay olacaktır ve milimetrik ölçülerde uygun olarak hazırdır.

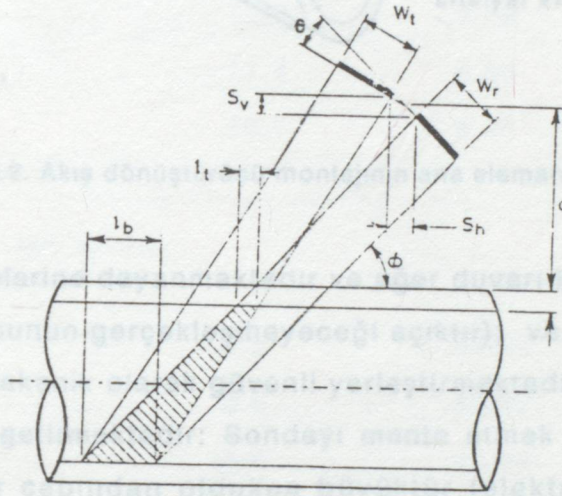
5.1.3. Prob Dizaynı

5.1.3.1. Prob

Kanakışı ölçeri sisteminin ilk parçası probtur. Bu kısım prob sisteminin dizaynını ve testini açıklamaktadır. Bu optimizasyonun gerçekleşmesi için gerekli parametreler:

- a) Kristal alıcı ve verici (akış yönünde)
- b) Akış yönüne nisbi olarak kristallerin ana açıları
- c) Sonda çapı

Analiz kristaller arasındaki ve akıntının merkezindeki en elverişli uzaklığı söylemiştir ve alıcı ve verici kristalleri arasındaki en iyi açığı verirken atardamar içindeki akustik güçteki kuramsal değişimleri göstermiştir.



Şekil 5.1. Asıl boyutları gösterilen dönüştürücünün geometrik şekli.

W_t : Verici kristalinin genişliği

W_r : Alıcı kristalinin genişliği

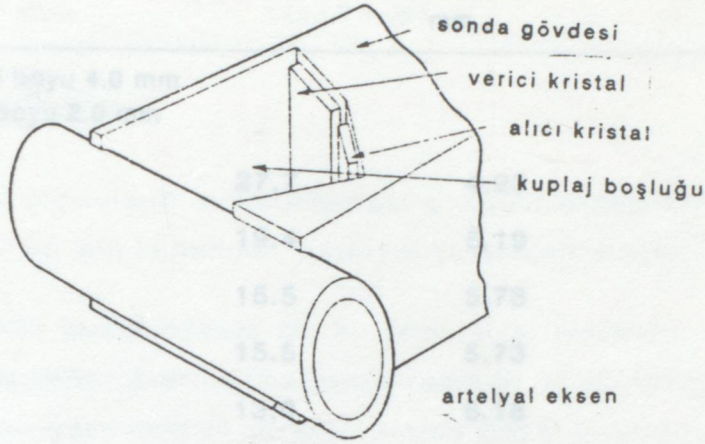
T : Kan damar duvarının kalınlığı

S_v ve S_h : Kristallerin yatay ve dikey ayrımları

Son olarak dizayn verici ışınının tamamen dar bir projektör ışığına düşüren ve küçük bir alıcı kristaliyle beraber büyük bir verici kristali kullanmış ve bununla ultrasonik bir projektör elde etmiştir. Şekil 5.1. seçilen optimum geometrik şekli ve Şekil 5.2 temel elemanların pozisyonunu göstermektedir. Bu kan damarını çevreleyen sondayı göstermektedir. Bu iki ana nedenden dolayı dikkate alınmıştır. Birincisi ölçümleri saptıran duvar hareketleri etkisini önlemek (kristallerin açısal yönelimdeki hesaplar, alıcı ve verici ultrasonik ışınlarının damar duvarı üzerindeki

Tablo 5.1. Alıcı kristal / damar arasındaki 45°lik açıların pozisyonları

Pozisyon	Dahili Aç	Zahiri Damar Mesafesi	Taban Mesafesi
1	15.5	2.75	1.25
2	15.5	2.75	1.25
3	15.5	2.75	1.25
4	15.5	2.75	1.25
5	15.5	2.75	1.25
6	15.5	2.75	1.25
7	15.5	2.75	1.25
8	15.5	2.75	1.25
9	15.5	2.75	1.25
10	15.5	2.75	1.25
11	11.4	4.33	1.50
12	10.7	6.48	1.50



Şekil 5.2. Akış dönüştürücü montajının ana elemanlarının pozisyonları

noktada kesişmelerine dayanmaktadır ve eğer duvarı kendi alışlagelmiş ritminde hareket ederse bunun gerçekleşmeyeceği açıktır); ve ikincisi sondayı gösterilen damar üzerine mekanik olarak güvenli yerleştirmektedir. Bu husus şu dezavantajı da beraberinde getirmektedir: Sondayı monte etmek için gereken damarın tüm uzunluğu damar çapından oldukça büyüktür (elektromanyetik sondalar tipik olarak damarlardan 1,5 çap geniştir).

Sondaların yapımı ve çalışmalarıyla ilgili bütün açıklamalar bölümün devamında yapılacaktır, fakat işin esası kristaller bir polimer taşıyıcı üzerinde hassasiyetle kontrol edilen açılarla monte edilmişler ve birbirlerinden ayrılmışlardır. Damar boşluğunu hasil etmek için kristal takımın son dökümü çok düşük viskoziteli reçine ($0,1 \text{ N sm}^{-2}$) kullanılarak yapılır. Bu döküm ayrıca kristaller üzerinde mekanik koruyuculuğu ve akustik benzetmeyi sağlayan çok ince bir tabaka meydana getirir.

Tablo 5.1, değişik kristal uzunlukları ve 3 - 12 mm çap menzilli sondalar için optimum nisbi kristal açıları, kristal - damar ayrımları ve ulaşan güçteki değişimler hakkındaki kuramsal çeşitlemeleri açıklamaktadır. Bütün durumlarda dizayn, genişliği damar çapıyla aynı olan kristaller üzerine kurulmuştur.

Tablo 5.1. alıcı kristal / damar arasındaki 45°'lik açı için veriler.

Prob çapı mm.	Dahili Açı	Zahiri Damar Mesafesi mm.	Güç Oranı
Verici boyu 4.0 mm. Alıcı boyu 2.0 mm			
3	27.7	4.23	1.11
5	19.4	5.19	1.20
7	15.5	5.73	1.30
9	15.5	5.73	1.30
9	13.0	6.18	1.41
11	11.4	6.33	1.53
12	10.7	6.48	1.59
Verici boyu 2.0 mm. Alıcı boyu 2.0 mm.			
3	2.6	36.75	1.13
5	2.9	30.69	1.23
7	3.0	27.64	1.33
9	3.0	25.84	1.44
11	3.0	24.04	1.56
12	3.0	23.14	1.63

Güç oranı, arterin en üstündeki akış çizgisinden oluşan güçle arterin en altındaki akış çizgisinden ulaşan gücün karşılaştırılmasından oluşan nisbi bir orandır.

Güç kaybı oranı, ışınların katlanmasına bağlıdır ve bu yüzden kanın inceliğiyle oluşan kayıp yüzünden lb/lt oranı temeli üzerine kuruludur. Bu inceleme 0.08 dB mm^{-1} olarak oluşur.

Ib/It eşitliği Şekil 5.1'den elde edilebilir.

$$Ib/It = \frac{Wr/\sin\theta}{\frac{d+T-Sv/2}{\tan\theta} - Sh - \frac{t+T+Sw/2}{\tan(\theta+\phi)}} \quad (5.1)$$

5.1.3.2. Akustik Bağlayıcı

Ultrasonik sondaların kullanımındaki problemlerden biri de ultrasonla kan damarını bağlamak için kullanılan materyal yüzünden oluşur.

Deri içindeki kullanımlarda bir su temelli jel kullanılır. Ne var ki, cerrahi sırasında böyle jeller steril olmalarına rağmen çözünürlüğü, damarla kristal arasındaki havayı geçirmesi ve ultrason alanla sinyal azalmasının bozulmasına yol açması yüzünden uygun değildir.

İdeal olarak bağlayıcı aşağıdaki özellikleri taşımalıdır

- Toksik olmamalıdır,
- Ultrasona minimum incelmeyi sağlamalıdır (su idealdir),
- Olabilirdiğince uygun ultrason dalga hızına sahip olmalıdır. Bu sinyalin materyal bölümlerdeki aşırı sürtünmesini önler, fakat parametre sürtünme etkilerinin düzeltilebilmesinden dolayı incelmeden daha az öneme sahiptir.
- Nemli alanda kristalle sonda arasındaki kontaklı muhafaza edebilmelidir,
- Sterilize edilebilmelidir,
- İstenen formda üretilebilmelidir.

Bu özellikleri taşıyan bir grup materyali önermiştir. Bunların hepsinin uygun olmasına rağmen su en iyisidir ve su dolu bir sonda ilk anda ciddi olarak düşünülebilir. Suyun bağlayıcı olarak kullanılması, suyla damar arasında ince bir filmi gerektirir. Ne var ki, cerrahideki deneyler, optimum akustik özelliklerin gerçek durumlarla uyuşmasının çok zor olacağını göstermiştir ve en sonunda suyun kullanılmasından vazgeçilmiştir.

Diğer, daha çok katı bağlayıcılar önerilmiştir ve bunların bazıları Tablo 5.2'de gösterilmiştir. Verilen akustik özellikler, Ulusak Fizik laboratuvarı'nda 5.3 MHz'lik frekansta ölçülmüşlerdir.

Tablo 5.2. 5.3 MHz'de ölçülen değişken bağlayıcı malzemelerin akustik özellikleri

Malzeme	Azalma DB mm ⁻¹	Akustik Hız ms ⁻¹
Su	0.02	1560
Hidroflük poliüreten FS6-6 (Smith & Nephew Ltd.)	0.12	1610
Hidroflük polimer 407 (Smith & Nephew Ltd.)	0.10	1650
Silkoset 105 (ICI Ltd.)	0.49	1011
Polikarbonat (ICI Ltd.)	1.10	2237

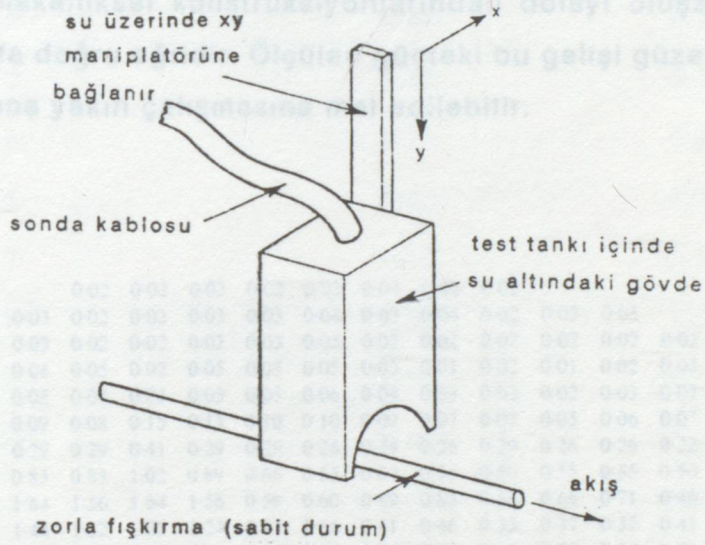
Karşılaştırmalı özelliklerimizin sonuçları olarak Smith & Nephew Ltd. tarafından geliştirilen hidroflük polimerin kullanılmasını tavsiye ederiz. Bu materyal incelemeyi önler ve kullanımından 48 saat önce steril suya batırılarak şişirilir. Materyalin doğrusal şişme faktörü 1.8'dir ve suya eşitliği %85'tir ve bu elverişli katı formda yüksek su miktarı kullanılmasını sağlar.

Materyalin ne kadar zehirli olduğu, 2 genç maymunun deri altına 0.5 cm x 1 cm x 1 cm boyutlarında materyal örneğinin dikilmesiyle anlaşılır. Örnekler 6 ay sonra geri alınır ve toksik bir olay olup olmadığını incelenir.

5.1.3.3. Akustik Alan Grafiği

Kanakışı ölçerin yaklaşık performansını takdir etmenin ilk aşaması sondaların akışa duyarlılığını ölçmekten geçer. Bu duyarlı ağırlık faktörünün şeklini çizmek için zorla fışkırtma tekniğinin kullanılmasıyla sağlanır. Bu test için kullanılan bütün sondalar 12 mm. çapındadır. Daha sonra deneydeki bilgiler kuramsal sonuçlarla karşılaştırılır ve sonda takımının dizaynında temel teşkil eder.

Zorla fışkırtma tekniğinin kullanılışı Şekil 5.3'te gösterilmiştir. Akış sondasının üstüne yerleştirilen tüpten fışkırtılan kan örneğini elde etmek için su dolu test tankına batırılmış sonda kullanılır, daha sonra bu örnek sondanın ilgili bölgesinden geçerek diğer tarafta ve ilgili bölgenin dışındaki şekilde gösterilmeyen süpürücü bir tüpte toplanır. (Bu testte, sonda boşluğu içinde gerçek veya benzeri hiçbir damar kullanılmamıştır). Kan örneği damıtılmış suda %16 Silcolapse 5000 içermektedir ve yukarıdaki bir tanktan küçük bir filtre ile beslenmektedir. Fışkırtma kanakışı ölçer eksenine dizilmiş naylon tüplerle gerçekleştirir. Fışkırtmadaki akış 10 cms^{-1} 'lik bir fışkırtma hızı verilerek kontrol altına alınır.



Şekil 5.3. Zorla fışkırtma testinin deneysel şekli

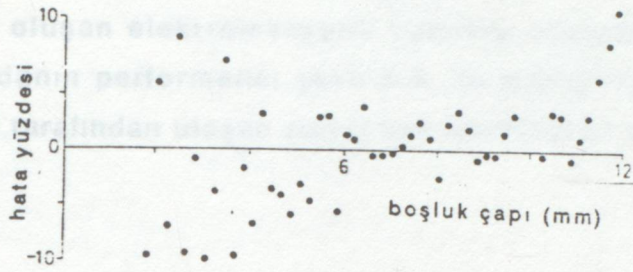
Ultrasonik sonda bir mikromanipulatür içine monte edilmiştir ve fışkırtmanın x ve y eksenlerdeki durumunu incelemek için kullanılır ve ulaşan Doppler sinyal seviyesi ölçülür. Bu yolla 0.5'lik bir ultrasonik alan incelenmiş ve 12 mm. sonda için 392 bilgi noktası elde edilmiştir.

Duyarlılık grafiklerinden elde edilen bilgiler akış tabakalarının (akış eksenine boyunca ve akış eksenine paralel olan akış çizgilerinin toplanması) duyarlılıklarını tahmin etmede kullanılır. Bu olayın sonuçları tahmin edilen ile fiili duyarlılıklar arasındaki uyumayı gösteren Tablo 5.3'te verilmiştir. Bu sonuçlar içinde esaslı farklar bulunmamaktadır.

Tablo 5.3. 12 mm. dönüştürücü için değişken akış düzleminde ölçülen ve önceden bilinen güç

Prob kenarından akış düzleminin mesafesi (kristal tarafı) mm.	Teorik Normalleştirilmiş Güç	Ölçülen Normalleştirilmiş Güç \pm ISD
1	0.38	0.52 \pm 0.06
2	0.50	0.57 \pm 0.07
3	0.63	0.66 \pm 0.09
4	0.75	0.71 \pm 0.16
6	1.00	1.14 \pm 0.30
7	1.13	0.99 \pm 0.31
8	1.25	1.21 \pm 0.43
9	1.38	1.29 \pm 0.44
10	1.50	1.38 \pm 0.42
11	1.63	1.66 \pm 0.59

Deneysel bilgiler akış profilindeki değişimler için kanakışı ölçerdeki hataları tahmin etmede kullanılır. Bu tahmin akış simetrisindeki sanmalarla, güç yoğunluğu spektrumun ilk andaki mutlak hesabına dayanır. Bu hesaplar damar duvarı kalınlığını dikkate alan fazla boşluk menziliyle yapılır. Şekil 5.5 hız profilinin düzden tam parabolige doğru değişmesinden oluşan hataların büyüklüğünü göstermektedir. Grafik benzer boşluk boyutlarında hatanın en fazla %3 olacağını göstermektedir. Sonuçlardaki değişimler ölçülen Doppler gücündeki değişimleri yansıtır.



Şekil 5.5. Boşluk yarıçapının bir fonksiyonu gibi doğrudan eğriye ağırlaşan tahmini ortalama hızdaki hatalar

5.1.4. Tartışma ve Sonuç

Bu bölüm damarı çevreleyen uygulamalar için ultrasonik dönüştürücü dizaynını anlatmaktadır. Dizayn CW ultrasonunun kullanılmasına dayanır ve 5 - 12 mm boşluk çaplı sondaların kullanılmasıyla optimum olur. Damarı çevreleyen uygulamalar için CW Doppler sistemi dizaynının tek diğer işi BEARD tarafından açıklanmıştır. Bu çalışmalar açıkça düzgün olmayan bölgelerden oluşan potansiyel hatalardan haberdardır ve düşük hızlı çözünürlükle belli olmayan duyarlılığın bir kombinasyonu olan darbeli akışa, sürekli akışkan bir değişim olduğu zaman -%8'lik bir duyarlılık değişimini verir.

Sondanın duyarlılığı, sondanın yapacağı potansiyel hataların bir tahmini olan zorla fıskırtma alanı grafiği tekniğiyle gösterilmiştir. Bu da; sonda ailesinin dizayn edildiği menzildeki hataların, sıfır geçişli frekansın parabolikten düz profile doğru geçtiği zaman oluşan kuramsal hata olan %3'ten az akış profili değişimlerine mal edilebilen daha büyük hatalara yol açtığını göstermiştir. Alan grafiği ayrıca damar geçişlerinden oluşan duyarlılıktaki geniş değişimlerde, geçen rapordaki elektromanyetik kanakışı ölçerindeki bir faktörün düşünülmesini sağlamıştır.

Böyle duyarlılık değişimleri simetrik olmayan veya fışkıрма akışındaki duyarlılıkta hatalar olmasına yol açar. Fakat bu hatalar ancak nokta elektrot sisteminin ortak kullanımında bulunan ağırlık faktörlerinin 0'dan sonsuza kadar uzanmasıyla oluşan elektromanyetik kanakışı ölçerdeki hatalar kadar büyük olabilir. Sondanın performansı şekil 5.5.'de gösterilenden daha iyidir, çünkü damarın uzak tarafından ulaşan sinyal kan tarafından inceltiştir. [10]

5.2. Sinyal İşleme Sistemi

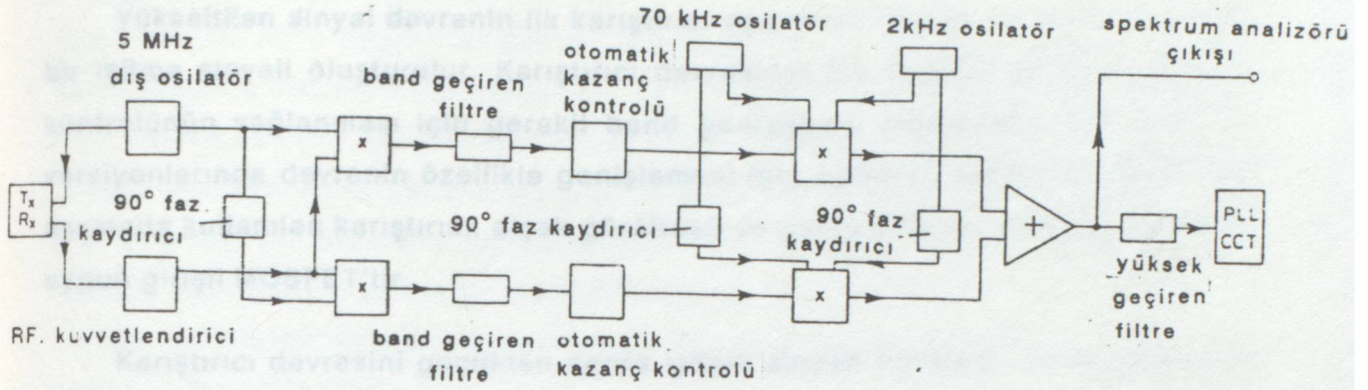
5.2.1. Başlangıç

Eğer cerrahi için sonuç büyük öneme sahipse, ultrasonik kanakışı ölçeri için çözünürlük kriteri deri altı Doppler sisteminden daha serttir. Böyle bir sistemin özellikleri daha önce verilmişti ve 5 MHz dönüştürücü kullanılırken 8 mm sonda için gereken çözünürlük 10 Hz, 20 Hz ve 2kHz civarındadır. Bu ani frekans eşitliği olduğu gibi, deri altı yansımali Doppler sisteminden daha geniş bir band genişliğine ihtiyacı varmış gibi görülür. Bu çözünürlük 5 - 500 m / dak⁻¹ menzildeki akış ölçümleri için gerekliken aynı zamanda 8 mm çaplı sondalar için 5 m / dak⁻¹lik çözünürlük için gereklidir.

5.2.2. Sinyal Metodu Sistemi

Gelen Doppler sinyalini direk olarak alıkoymak için çok sayıda uygun metod vardır. Şekil 5.6 bu kanakışı ölçerde kullanılan metodun şematik diyagramıdır. Bu dizayn direk ani hız çıktısı elde etmek için kullanılan PLL teknolojisinin kullanılmasına dayanır. Sistemin ilk kısmı Doppler değişimli ultrasonun esaslı parçalarının ileri ve geri akışlarının dörtlü kontrolünü kullanır.

Band geçişi filtresinden sonra kontrol çıktıları 2kHz ve 70 kHz'lik taşıyıcıların karıştırıldığı bir karıştırıcıya bağlanır. 70 kHz'lik sinyalin girişi, PLL ani hız kontrol devreleriyle yapılan yüksek hızlı filtrelemeden sonra, Doppler sinyalinin ele alınması için gereklidir. 2kHz sinyal ise yansıtmalı Doppler sisteminin etkisini sıfıra düşürmek için kullanılır. Bu son sinyalin spektral analizin bazı formlarında kullanılabilmesine imkan vermek için yapılmıştır. Frekans analizinin diğer formları da eşit olarak uygundur.



Şekil 5.6. Akış ölçer devresinin blok diyagramı

5.2.2.1. İleri - Son Dizaynı

Ultrasonik Doppler sisteminin deri altı kullanımında, ulaşan sinyal ilgili alanın içindeki bütün sabit ve yavaş hareketli parçacıklardan oluşan şiddetli yansımalarla, hareketli alyuvarlarda oluşan ufak yansımalara sahiptir. Bu geniş yansımalar, sonda tarafından büyük miktarı temizlense de yine oluşur. Sonda ve damar etkin olarak uygun pozisyonda tutulursa, normal olarak damar duvarı hareketiyle bağlanan yüksek şiddetli alçak frekanslı Doppler değişimleri temizlenir.

Statik yansıma sinyaliyle hareketli kandan oluşan sinyal arasındaki genişlik farkı en çok 60 dB olabilir, böylece kan akışı ölçerinin sonundaki RF yükselticisi sinyal genişliklerini çok daha yükseltmek için yeterli duyarlılığa sahip olacaktır. Şimdiki dizaynda yükseltici kullanımı, yüksel voltaj kaybını ($\sim 20\text{dB}$) azaltmak için kullanılmıştır. Ayrıca düşük giriş empedansını kristallerin empedansı ile rezonansı uyuşturmak için de kullanılır. (yaklaşık 50Ω)

5.2.2.2. Karıştırıcı ve Filtre Aşamaları

Yükseltelen sinyal devrenin ilk karıştırıcı aşamasına bağlanır ve bu aşamada bir işitme sinyali oluşturulur. Karıştırıcı devresinin tek önemli tarafı; düşük hız kontrolünün sağlanması için gerekli band genişliğine yükseltmek için deri altı versiyonlarında devrenin özellikle genişlemesi için zamanın sabit kalmasıdır. Bu aşamada kullanılan karıştırıcı, alçak gürültüsü ve geniş dinamik menzili yüzünden uygun girişli MOSFET'tir.

Karıştırıcı devresini geçtikten sonra işitme sinyali filtrelenir ve bu aşamada kanakışı ölçerin çözünürlüğü belirlenir. Deri altı kullanımlarda bu band geçiren filtrenin limitleri 150 Hz ve 20 kHz'dir. Bu geçişte genişleme olmadan kanakışı ölçerin doğruluğu kat'i olarak ölçülmelidir ve bu genellikle alçak akış durumlarında olur. Damar duvarına çok yakın olmasından dolayı oluşan alçak hızlı akışlardan kaynaklanan kontrol hataları, gerçek akış hacminde tahmin hatalarına yol açar. Parabolik akış profillerini gösteren aşağıdaki eşitlik, 150 Hz'deki filtrenin alçak frekans limitinin damar yarıçapını nasıl etkilediğini gösterir.

$$r^* = [R^2(1-v/2V)]^{1/2} \text{ burada;} \quad (5.2)$$

r^* = 150 Hz'lik filtrede etkin yarıçapı

R = fiili yarıçapı

v = 150 Hz Doppler değişim (Δf) hızını,

V = Verilen hacimdeki akış oranı ve damar boşluk alanı için ani hızı gösterir.

Örneğin, eğer $R = 7 \text{ mm}$, akış oranı $Q = 100 \text{ m}^3/\text{dak}^{-1}$, frekans (F) = 5 MHz, ışın / damar açıları (α ve β) = 45 ve 59° ve C sesinin hızı = 1500 ms^{-1} ise

$$V = Q / A = 4.33 \text{ cms}^{-1}$$

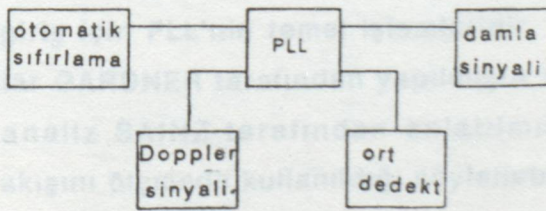
$$V = \Delta f C / F (\cos \alpha + \cos \beta) = 3.69 \text{ cms}^{-1}$$

Öyleyse $r^* = 0.27$ cm'dir ve bu gerçek değerinden 0.35 cm düşüktür. Bu filtreye beraber, parabolik akış koşullarındaki akışın tahminindeki potansiyel hata %45,7'dir. 20 Hz'e düşürülen yüksek hızlı filtrede, r^* 0.34 cm'e yükselir. Bu hala parabolik akış koşullarında gerçek akışın tahmininde maximum %5,6'lık bir potansiyel hataya sahiptir, fakat bu yüksek hızı kesmekle giderilebilir. Ne var ki, 20 Hz'in altında oskilatörün doğal düzensizliği önemli hale gelmeye başlar ve görüleceği gibi azalma, bir otomatik sıfırlayan devre ister. Filtre setinin itibarsızlığında hatanın diğer ölçümlerden az olacağı beklenir. Bunun nedeni düz bir profilin $V > v$ olduğu müddetçe sıfır hata vermesidir. Pratikte düz akış profilleri bu iki olay arasında bir yerlerde dir.

Filtrelenen işleme sinyali, sinyalin genişliğini düzenlemek için otomatik kayıp kontrol devresine (AGC) bağlanır. Devrenin kaybı giriş sinyalinin ortalama genişliğine bağlıdır ve 5s.'lik sabit bir değere sahiptir. AGC devresini 20 Hz'lik yüksek hızlı filtre izler.

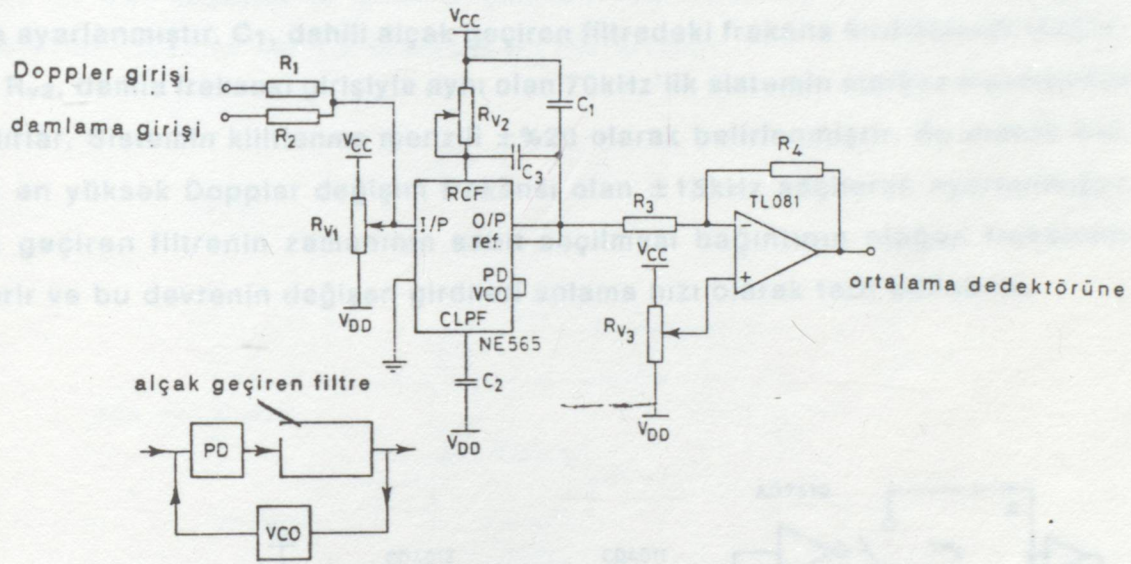
5.2.2.3. PLL metodu

AGC devrelerini takiben Doppler sinyalleri ani hız kontrolleri için uygun karıştırıcılara girerler. Bu, sinyalleri 70 kHz (ani hız kontrolü için) ve 2kHz (spektrum analizi için) civarında merkezler. Sonra sinyaller alçak frekans etkisini gidermek için toplanarak yüksek hızda filtrelenirler ve PLL içine bağlanırlar. Bağlantı ve buna bağlanan devre Şekil 5.7'de gösterilmiştir.



Şekil 5.7. Faz kilitlemeli çevrim ile birleştirilen devrelerin blok diyagramı

PLL, Şekil 5.8'de gösterildiği gibi kapalı bir devrede birbirine bağlanan üç temel elemandan meydana gelir. Faz dedektörü giriş sinyalindeki VCO fazını karşılaştırır. Bunun çıktısı iki girdi arasındaki faz değişimiyle bağlantılıdır. Bu çıktı daha sonra yüksek frekans etkilerinin temizlenmesi için alçak hızda filtrelenir. Filtrelenen sinyal VCO'ya yollarır. Bu, giriş sinyaliyle VCO düşmeleri arasındaki faz farklarından oluşan frekans değişimlerine yol açar. Giriş sinyaliyle VCO çıktısı arasında son bir değişim her zaman olur ve bu giriş sinyalinin ani değişimine yol açar. Sinyal frekansı değişince değişime bağlı olarak alçak hızlı filtrede bir voltaj oluşur ve bu giriş spektrumunun ani değerini temsil eden DC değeridir.



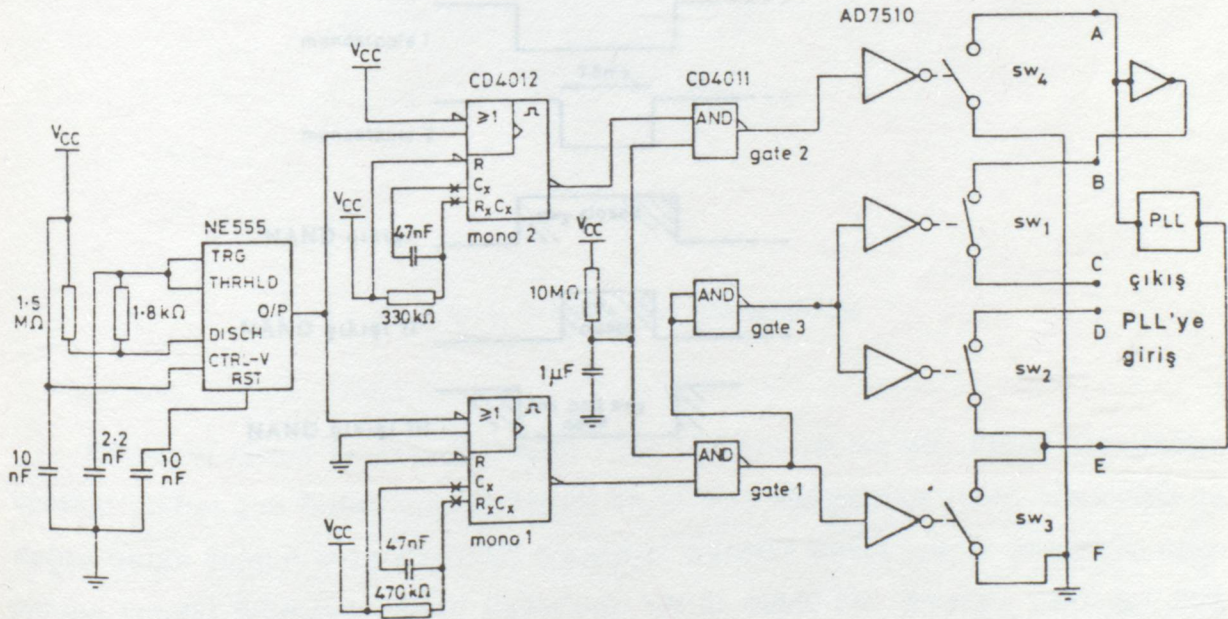
Şekil. 5.8. Faz kilitlemeli çevrim devresi.

Bu tek bir giriş için PLL'nin temel işlemleridir. Bağlantı işlemleri için daha detaylı açıklamalar GARDNER tarafından yapılmıştır ve giriş spektrumları olduğu zaman yaptığı analiz SAINZ tarafından anlatılmıştır. Bunların ışığı altında bağlantının kan akışını ölçmede kullanıldığı söylenebilir.

Bu durumda bağlantı, minimum genişliğe sahip (yaklaşık 200mV) Doppler değişim sinyalini alır. İkinci bir sinyal da sabit olarak bağlanır, bu girdi "damla frekansı" adıyla anılır. Bu, 70kHz'lik osilatörden alınan çok düşük genişliğe sahip (60mV veya daha az) bir sinyaldir. Bağlantının çalışmasında 70kHz sıfır Doppler

kaymasına uğrar. Ne var ki pratikte sıfır Doppler kaymasına durumları yüksek hızlı filtrelerce temizlenir. Bunun nedeni kardiyak çevrimi sırasında kan akışının yön değiştirdiği zaman olduğu gibi, Doppler değişimleri aniden sıfıra düşerse bu bağlantının kilitlenmemesini sağlayacaktır. Damla frekansını ayrı bir sıfır ağırlığa bağlamak ve bunu dönen Doppler sinyaline eklemekle bağlantının sabit olmasını sağlarız. Bağlantının kilitlenmemesini gerektirecek şiddetli durumlarda, Doppler değişimi bağlantının kilitlenme menziline aşarsa bağlantı kilitlenir. Bu damla frekansına sahip olan durumlarda sistem küçük sinyale aniden kilitlenerek onun başka bir sinyal tarafından bozularak anlamsız çıktılar vermesini önler.

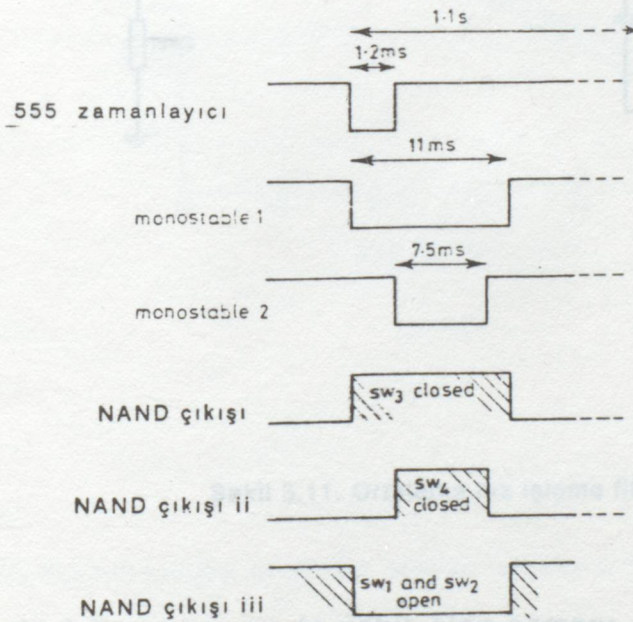
Devre şeması Şekil 5.8'te gösterilmiştir. Potansiyometre R_{V1} , herhangi bir DC'ye ayarlanmıştır. C_1 , dahili alçak geçiren filtredeki frekans kırılmalarını sağlar. C_2 ve R_{V2} , damla frekans girişiyle aynı olan 70kHz'lik sistemin merkez frekansında yer alırlar. Sistemin kilitlenme menzili $\pm 20\%$ olarak belirlenmiştir. Bu menzil beklenen en yüksek Doppler değişim frekansı olan $\pm 15\text{kHz}$ seçilerek ayarlanmıştır. Alçak geçiren filtrenin zamanının sabit seçilmesi bağlantının olağan frekansını gösterir ve bu devrenin değişen girdileri anlama hızı olarak tarif edilebilir.



Şekil . 5.9. PLL işlemesine bağlı anahtar görünümündeki otomatik sıfırlama devresi

5.2.2.4. Otomatik Sıfırlama Devresi

Şekil 5.9'te gösterilen otomatik sıfırlama devresi taban çizgisinin sürüklenmesini önler ve böylece PLL'yi stabilize eden bir devre gibi davranır. Bunu, bağıntının aşamaları sırasında sıfır değışimli sinyal elde etmek ve çıkan DC düzeyini sıfırlamak için zamanı çekerek gerçekleştirir. Şekil 5.10 otomatik sıfırlama devresinin çalışma sırasındaki zaman diagramını göstermektedir. İşlem şöyledir: SW₃ kapalıyken SW₁ ve SW₂ açıktır, böylece damla bağılyken Doppler sinyali iletilir ve bağıntıdan gelen çıktı açık devrelidir. Daha sonra bir yerleştirme zamanı bırakılır. Sonra SW₄ kapatılır, çıktı iletilir, böylece çıktının geçişi sağlanır ve S_{ω₂} ile S_ω, kapatılarak girdi ve çıktı birbirlerinden ayrılır. Bu sıra yaklaşık olarak 11ms sürer ve her 1.2 saniyede bir tekrarlanır.

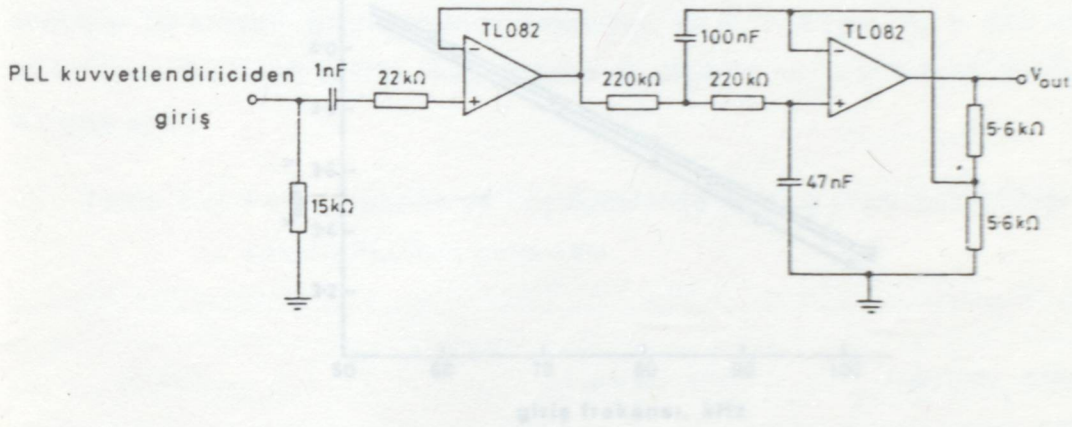


Şekil.5.10. Otomatik sıfırlama devresinin çalışması için zamanlama diyagramı

5.2.2.5. Ani Hız Kontrolü

Devrede PLL'yi takip eden blok Şekil 5.7'de gösterilmiştir, ani kontrol devresidir. Bu ayrıntılarıyla Şekil 5.11'de açıklanmaktadır. Devre bir AC bağlayıcı kapasitörü, bir yükseltici ve sabit uzun zamanlı iki uçlu alçak geçiren filtre içermektedir AC bağlayıcısı bağlantıya girdi iletilse bile oluşacak direk voltajı önlemek içindir. Bu, sonradan alçak geçişli filtre tarafından yumuşatılan bir dalgalanan voltaj oluşturur, bu da akış hızının şematik kayıt çıktılarını sağlar.

memasinin sebebi devrede bulunan merkez frekanslarla ilgilidir.



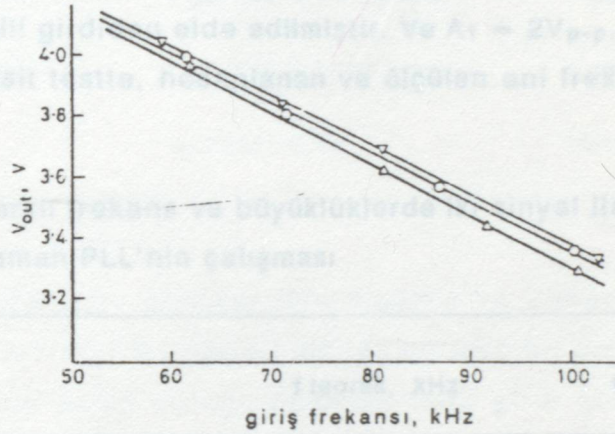
Şekil 5.11. Ortalama hız işleme filtresi

Şekil 5.12. PLL'nin transfer özellikleri. Merkez frekansları: 7.71 kHz, 3.85 kHz, 3.75 kHz.

Filtrenin işlem zamanında sabit olan zamanı 10 ms'dir. Filtre dizaynının özelliği çıktıyı çok hızlandıracak düşük bir kırılma frekansına sahip olmaması ve doğru dalga şeklini bozmamasıdır. Ne var ki, kardiac devre içinde beklenen maksimum ivmeyi ölçmeye yeterli duyarlılığı sahip olmalıdır. Deneye göre bu 300 kHzs⁻¹ civarındadır.

5.2.3. Elektronik Performans

Bu kánakışı ölçer için bağıntı devreleri hazırlanırken optimum şekil bulunmuştur. Bunun yapımında bağıntının temel transfer özellikleri bir sıra testten geçirilerek belirlenmiş ve sonra "situ" bağıntısındaki "vitro" testleriyle uygun olarak bağlanmıştır. Şekil .5.12 NE565 bağıntısının transfer özelliklerini göstermektedir. Üç çizgi, 69 kHz, 70kHz ve 71 kHz'deki merkez frekansların çap çizgilerini temsil etmektedir. Transfer özelliklerine uygun olmalarının beklenmemesinin sebebi devrede bulunan merkez frekanslarla ilgilidir.



Şekil. 5.12. PLL'nin transfer özellikleri. Merkez frekanslar ▽ 71 kHz, Δ 69 kHz, ○ 70 kHz.

Bu çap çizgilerinin ikisi elde edildikten sonra, bağıntıya üç girdi aynı anda verilir ve DC çıktısı ölçülür. Sonra bu değerlerle çap çizgileri yeniden karşılaştırılır ve böylece bu rölaf aynı girdilerin çıktısının ani değer olup olmadığı belirlenir. Bu koşullar altında kuramsal olarak bu değerlerin hesabı aşağıdaki eşitlikle yapılır.

$$\omega = \frac{\sum B_a^2 \omega_a + \sum B_b^2 \omega_b}{\sum B_a^2 + \sum B_b^2} \quad (5.3)$$

ω = ani frekans

ω_a = ω 'nin üstündeki frekans

B_a = ω_a 'nin genişliği

ω_b = ω 'nin altındaki frekans

B_b = ω_b 'nin genişliğini gösterir.

Bu eşitlik kullanılarak elde edilen sonuçlar Tablo 5.4'de gösterilmiştir. Bu sonuçlar iki sinyalli girdiden elde edilmiştir. Ve $A_1 = 2V_{p-p}$, $A_2 = 480 m V_{p-p}$, $f_2 = 60 kHz$ 'dir. Bu basit testte, hesaplanan ve ölçülen ani frekanslar arasındaki fark %1'den azdır.

Tablo 5.4. Farklı frekans ve büyüklüklerde iki sinyal ile beslendiği zaman PLL'nin çalışması

f_1 , kHz	f teorek, kHz	f gerçek, kHz
61.86	61.60	61.40
66.61	65.71	65.40
71.26	69.71	70.80
76.97	74.63	75.30
81.20	68.20	79.00

İkinci bir testte, üç değişik frekanslı ve genişlikteki girdiler sisteme beraber bağlanırlar. Girdi koşulları aşağıda Tablo 5.5'de gösterilmiştir. (bütün frekanslar kHz'dir.) Tabloda ayrıca teorik ve fiili çıktı frekansları da verilmiştir.

Tablo 5.5.

1	2	3
Giriş Koşulları		
$f_1=60.19$ KHz $A_1= 0.92$ V	$f_1=62.99$ kHz. $A_1=2.80$ V	$f_1=59.22$ kHz. $A_1=1.40$ v.
$f_2=63.70$ kHz $A_2=1.50$ V.	$f_2=64.20$ kHz. $A_2=2.80$ V.	$f_2=63.17$ kHz. $A_2=1.40$ V.
$f_3=67.10$ kHz $A_3=1.60$ V.	$f_3=66.50$ kHz. $A_3=2.80$ V	$f_3=58.24$ kHz. $A_3=1.40$ V.
Çıkışlar		
f gerçek =64.80 kHz.	f gerçek = 64.58 kHz.	f gerçek =60.61 kHz.
f gerçek =64.70 kHz.	f gerçek =64.57 kHz.	f gerçek =60.21 kHz.
farklılık=0.15	farklılık=0.17	farklılık=0.60

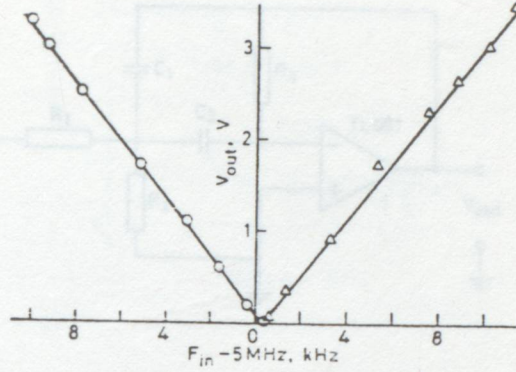
Şekil 5.13 Tüm elektronik devre için ileri ve geri transfer özelliği

Bu sonuçlardan, bu girdiler için ölçülen ve hesaplanan ani frekanslar arasındaki bütün farkların %1'den az olduğu görülebilir. Bu da giriş sinyalinin dar bir band genişliğine sahip olduğu hallerde hatta girdi genişlikleri farklı olduğu zamanlarda sistemin giriş sinyalinin ani değerine hemen hemen eşit olan bir çıktı ürettiğini gösterir.

PLL'nin ani frekanslı çıktıyı doğru olarak üretebildiğini belirlemekle beraber, sistem kanakışı metodu devresi ve diğer testler içinde uygun olduğunu göstermiştir.

5MHz'den ± 10 kHz modülünde ve sinusoid merkezli tek frekanslı bir modülasyon kanakışı ölçerinin sonuna eklenmiştir. Alçak geçişli filtrelemeden sonra PLL çıktısı frekans modülündeki her artış için ve belirlenen ileri ve geri transfer için ayrı ayrı ölçülür. Sonuçlar Şekil 5.13'de verilmiştir.

bu devre için bir diğer giriş kanakışı olarak Şekil 5.14'de gösterilen devreyle devreye bağlanır ve değişik yerlerdeki pembe görülen spektrumları ölçmek için bir kaç band geçişli filtre eklenir. Kullanılan devre Şekil 5.14'de gösterilmiştir.



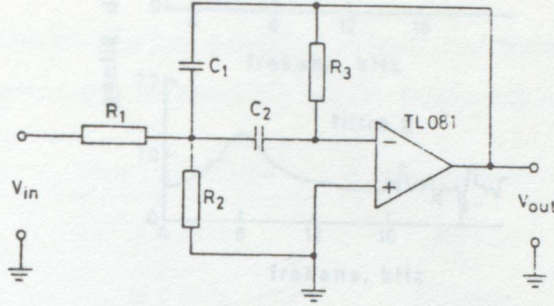
Şekil. 5.13. Tüm elektronik devre için ileri ve geri transfer özelliği

Burada grafik, 5MHz'den az olan giriş frekansına karşılık çıkış voltajıdır. İki özellik oldukça doğrusaldır, 5.0003 MHz'lik ana osilatör frekansında kesişmektedir ve %0.5'den az sapmalar olabilir.

Bu test, tek bir Doppler değişimde bütün kanakışı ölçerin doğrusal çıkış verdiğini, ileri ve geri hızlarda aynı kayba uğradıklarını (± 10 kHz menzil civarında) göstermiştir. Şekil 5.13 ayrıca sistemin etkin duyarlılığını başka bir deyişle Doppler değişim frekansının sonucu olarak çıkan voltajı gösterir.

5.2.3.1. Pembe Gürültü İle Çalışma

Yukarıdaki test; kanakışı ölçüldüğü zaman bulunanlara benzer olan bir geniş bandlı pembe gürültü sinyaliyle karşılaşan sistemin nasıl çalışacağını açıklamaz. Bunu test etmek için bir beyaz gürültü jeneratörü basit bir transistör devresiyle sisteme bağlanır ve değişik şekillerdeki pembe gürültü spektralarını ölçmek için birkaç band geçişi filtre eklenir. Kullanılan devre Şekil 5.14'de gösterilmiştir.



Şekil. 5.14. Pembe gürültü üretmek için band geçiren filtre kullanılır.

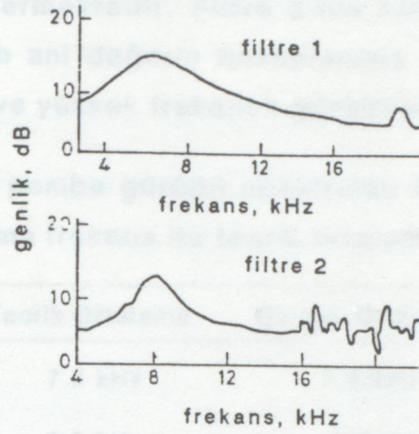
Sistemi test etmek için PLL'nin ana frekansı önce 10 kHz yapılır. Sistemin çap çizgisi belirlenir. Pembe gürültü uygulanır ve sistemin çıkış voltajı not edilir. Bu değer daha sonra eşit frekansı bulmak için çap grafiğinden okunur.

Bu test iki değişik tip filtre kullanılarak tekrarlanır. Sistemin kilitlenme merkezi içindeki spektra şekiller Şekil 5.15'de verilmiştir. Filtreler öyle dizayn edilmiştir ki; kilitlenme menzili dışındaki frekans genişlikleri, kilitlenme menzili içindeki filtrelerin ana frekans genişliklerinden en az 15 dB az olacaktır. İki filtre aynı tiptedir fakat dizaynda kullanılan değişik RC değerleri yüzünden spektraları farklıdır. Şekil 5.15'de gösterilen birinci filtrede band genişliği 2kHz ve ana frekansı 6 kHz'dir.

$$G = \frac{|A^2(f)|}{|A^2(f_c)|}$$

almanın kilitlenme menzili içindeki

(5.5)



Şekil 5.15. İki farklı merkez frekansı için pembe gürültü frekansı

Bir spektrumun teorik değeri kullanılan filtreye karşılık gelen genişlikten yararlanılarak şu eşitlikle bulunur.

$$A(f) = \frac{V_0}{V_i} = \left(\frac{\omega^2/A^2}{\omega^4 - \omega^2(2C - B) + C^2} \right)^{1/2} \text{ burada;} \quad (5.4)$$

$$A = R_1 C_1$$

$$B = \frac{C_1 + C_2}{R_3 C_1 C_2}$$

$$C = \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2 R_3 C_1 C_2}$$

$\omega = 2\pi f$ ve daha sonra 2. eşitlikte

$$\omega = \frac{\int f A^2(f)}{\int f A^2(f)} \text{ sistemin kilitleme menzilinin içindedir} \quad (5.5)$$

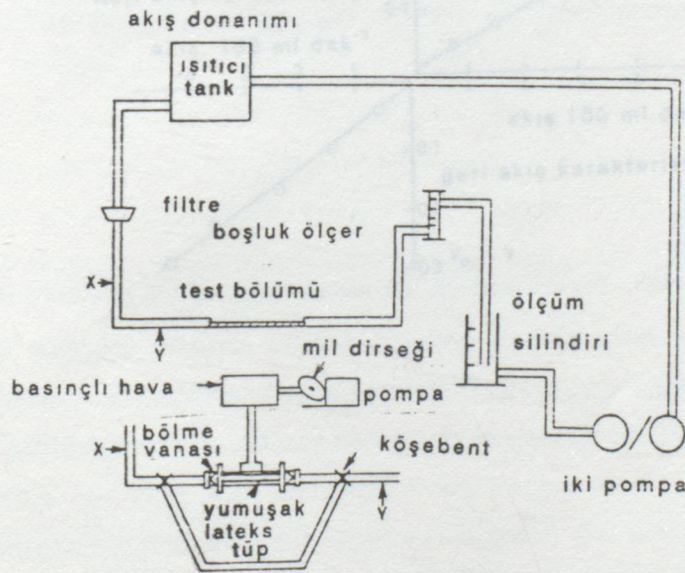
Ana frekansı 10 kHz'de çalışan bir sistemin kullanıldığı iki filtrenin sonuçları Tablo 5.6'da verilmiştir. Buradaki sonuçlar darbantlı sonuçlardan biraz daha yüksek yüzde farkları vermektedir. Filtre 2'nin kullanım testinde, eklenen bir gürültü olsa bile PLL'nin ani değerin hesaplanmış sonucuna hala az bir farkla ulaşmasını izah eden ilave yüksek frekanslı gürültüler mevcuttur.

Tablo 5.6. İki farklı pembe gürültü spektrumu ile beslendiği zaman PLL'nin çalışması. Gerçek ortalama frekans ile teorik ortalama karşılaştırıldı.

	Teorik Ortalama	Gerçek Ortalama	Farklılık
Filtre 1	7.3 kHz	7.4 kHz	1.4 %
Filtre 2	8.8 kHz	8.5 kHz	3.4 %

5.2.4. Vitro Testleri

PLL ani frekans detektörünün ani frekansa duyarlı yaklaşımlar gösterebildiğini belirledikten sonra, sistem kanakışı devresinin içindeki "Situ" bölgesine konulur ve bütün sistem Şekil 5.16'da gösterilen hileli bir akışla test ve kanakışı ölçerinin çap özellikleri belirlenebilir. Test, bir parça tübü içermektedir. Kan örneğinin test şemasındaki akışı gapmetre kullanarak ayarlanır. Sıvı, dönüş pompalarının hareketini kontrol eden tepedeki tankın içinde bulunan elektronik aygıtla sabit başlı rezervuara geri döndürülür.



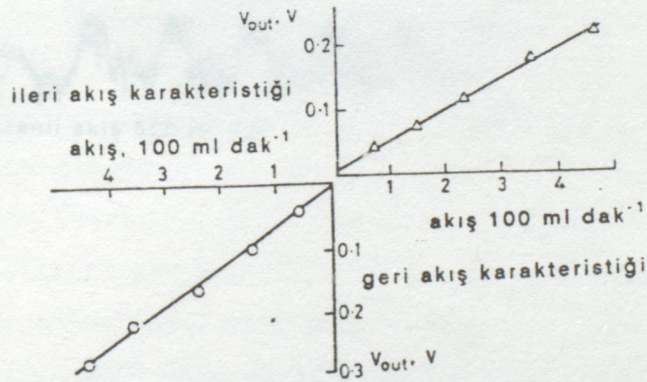
Şekil 5.16. Vitroda akışölçeri ayarlamak için test donanımı kullanılır. Ritmik koşullar altında sistemi test etmek için ilave devreler sol altta gösterilmiştir.

Akış sondası test tübü civarına yerleştirilir ve ileri ve geri akışları kontrol etmek için gerekli olan yer değişmelerde hiçbir etkisinin olmamasına dikkat edilir. Sürekli akış koşullarındaki simetrik parabolik hız profillerini kontrol etmekte kullanılan ultrasonik akış sistemi de mevcuttur.

Tuzakta kullanılan kan örneği Silcolapse 5000'in %5 çözünürlüğüdür ve hava kabarcığı oluşmasını engellemek için 5 saat boyunca vakum içinde damıtılmış suda bırakılmıştır.

5.2.4.1. Sürekli Akış Özellikleri

Sürekli akış koşullarındaki ileri ve geri özellikler akış hilesindeki çıktılarının zamanlarının toplanmasıyla ve ultrasonik kanakışı ölçerin sonuçlarının not edilmesiyle bulunur. Her akış oranı için okuma yapılır ve üç değer bulunur. Geri akış özellikleri damarın üzerindeki sondanın yerine geriye çekmekle elde edilir.

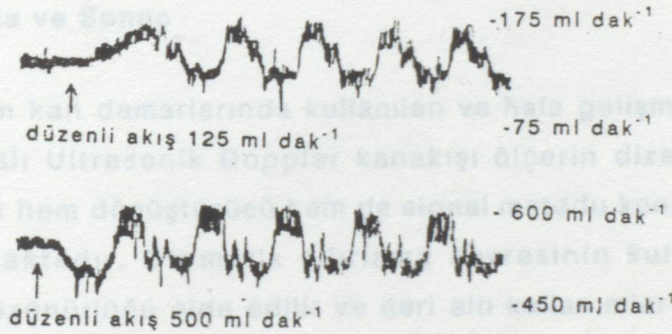


Şekil. 5.17. Düzenli akış koşulları altında ileri geri akış transfer karakteristikleri

Orijinde bulunan iki düz çizginin özellikleri bulunmuştur. Daha sonra bu yer damla frekansının genişliğini minimum yapmak suretiyle minimuma düşürülür. Sistemin ana frekans ayarı için R_{V1} kullanılır. Bu minimum yer koşulları için son çap eğrisi belirlenir. Bu şekil 5.17'de gösterilmiştir. İki çizgi kendi meyillerinde farklı olduğu için arter üzerindeki sondanın yeri konusunda problemler oluşmaktadır. Bu da sondanın çıkış açısında başka anlamlara gelir ve kullanımda muhtemelen en büyük hata kaynağını oluşturur.

5.2.4.2. Darbelli Akış Özellikleri

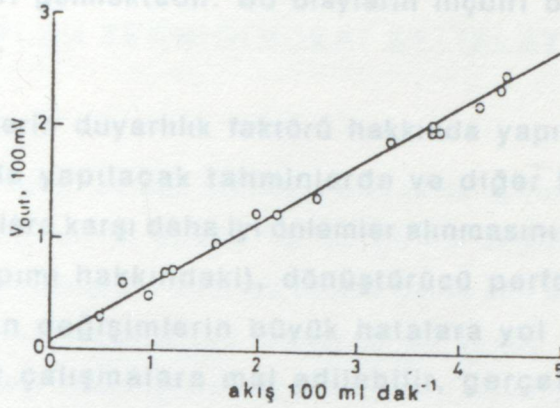
Bu deneyde darbeleri akış kaynağı testin içine yerleştirilmiştir. Gapmetre kullanılarak sürekli akışın ihtiyati seviyeleri ölçüldükten sonra darbeleri akış pompası açılmıştır. Bu yolla, ileri ve geri özellikler taşıyan bir akış dalgası üretmek için



Şekil 5.18. Ritmik akış ayarı esnasında donanımda üretilen ritmik dalga şekilleri örneği

darbeleri akış dalgası sürekli akışın üzerine yerleştirilmiştir. Akış dalga formları Şekil 5.18'de gösterilmiştir. Tekrar zaman toplamları alınmış ve kanakışı ölçerin çıktıkları not edilmiştir. Bu noktalar daha sonra sürekli akış grafiği üzerine, sistemin daha komplike bir akış hızı dalgaformları karşısında hala doğrusal özellikler gösterip göstermediğini anlamak için işaretlenir. Bu sonuç grafiği şekil 5.19'da gösterilmiştir. Buradan 50 ila 500 m / dak⁻¹ menzilerindeki korelasyonun iyi olduğu görülebilir.

doğruluğu güvenlidir. Gerçekte burada açıklanan ultrasonik sistemin performansının elektromanyetik kanakışı ölçerinden daha iyi olması iyi olacaktır. Bazı yanlışlıklar dönüştürücüyü nemli ortamda çalıştırmaktan ve damar duvarı boyutlarından ileri gelmektedir. Bu olayların hiçbirini burada anlatılan ultrasonik sistemi etkilemez.



Şekil 5.19. Sürekli akış ayar eğrisi üzerine konan ritmik ayarlama testinden elde edilen noktalar

5.2.5. Tartışma ve Sonuç

Bu bölüm kan damarlarında kullanılan ve hala gelişme yolu içinde bulunan Sürekli Dalgalı Ultrasonik Doppler kanakışı ölçerinin dizaynını açıklamaktadır. Kanakışı ölçer hem dönüştürücü hem de signal metodu konularında birkaç önemli özellik taşımaktadır. Otomatik sıfırlama devresinin kullanımıyla düşük akış oranlarının çözünürlüğü elde edilir ve deri altı kullanımlar için daha geniş band genişliğine ihtiyaç duyulduğu ortaya çıkar veya bu sistemler gerçekte yeniden oluşturulan arter cerrahisinde kullanılmak için yapılmıştır. Bu yaklaşımın gerçekçiliği ayrıca akışın özelliğinden ileri gelen değişimlerden sistemin duyarlılığının pek etkilenmesi özelliğini de taşır. BEARD tarafından yapılan bir sistem, geri alçak - hızlı akış durumlarında duyarlılığın bazen %8 değiştiğini gösterir.

Arter hastalıklarında kullanılacak diğer Doppler sistemlerine de bu daha geniş band genişliğinin eklenmesinin yararlı olacağına inanılmaktadır.

Her ne kadar açıklanan sistem bir yansıtmalı Doppler sistemiye de, damar duvarının zayıflığından ileri gelen çok küçük yansımalarla beraber akış oranı hacmini de ölçebilir. İlk bölümde açıklanan özelliklerle beraber sistemin

doğruluğu güvenlidir. Gerçekte burada açıklanan ultrasonik sistemin performansının elektromanyetik kanakışı ölçerinden daha iyi olması iyi olacaktır. Bazı yanlışlıklar dönüştürücüyü nemli ortamda çalıştırmaktan ve damar duvarı boyutlarından ileri gelmektedir. Bu olayların hiçbiri burada anlatılan ultrasonik sistemi etkilemez.

Kanakışı ölçerin duyarlılık faktörü hakkında yapılan gözlemler, bunun kan akışı hakkında da yapılacak tahminlerde ve diğer formlardaki kullanımında oluşabilecek hatalara karşı daha iyi önlemler alınmasını sağlayacaktır. Deneylerde (dönüştürücü yapımı hakkındaki), dönüştürücü performansında ufak mekanik hatalardan doğan değişimlerin büyük hatalara yol açtığını göstermiştir. Bu değişimler diğer çalışmalara mal edilebilir, gerçekte alçak hızlı sinyalleri doğrulukla ölçmek büyük önem taşımaktadır. elektromanyetik kanakışı ölçerinin rutin kullanımı hakkında yapılan deneyler bize kanakışı ölçeri hatalarının ufak ve bilinebilir olması gerektiğini göstermiştir. [11]

Ultrasonik Darbe Doppler sistemi akışkanlık hız ölçümlerine uygulandığı zaman kısa süreli sinusoidal dalga paketleri olarak ortalama hareket eder. Bu işaretler Doppler olayı nedeni ile frekanslarını Δf ,

$$\Delta f = \frac{2v \cos \theta}{\lambda} \quad (5.1)$$

kadar değiştirecektir. Burada f_0 verici frekansı, v hareketli cisim hızı, θ ortam içerisindeki ses hızı, λ ses dalgası ve hız vektörü arasındaki açıdır. Bu eşitlik denklem (5.1) gereği, gönderilen ortam içerisinde Doppler frekansı olarak döndürücü ya ses dalgalarını yansıtan cisim arasındaki uzaklık değeri olarak bir gecikme göstererek döndürülmeye verecektir. Bu zaman gecikmesini, cisim döndürücüsünden d kadar uzakta olduğunu kabul edersek,

$$t = 2 \frac{d}{c} \quad (5.2)$$

ile ifade edilmektedir.

BÖLÜM 6

DARBE DOPPLER TEKNİĞİNDEKİ BELİRLEYİCİ PARAMETRELER

Ultrasonik Doppler tekniği, kliniksel olarak ilk uygulamaları Sürekli Dalga Doppler metodu vasıtası ile olmuş ve bu geniş uygulama kan akışkanlık hızı ölçümlerinde kullanılmıştır. Fakat bu teknik geniş kan damarlarında ve belli derinlikteki akışkanlık hızı ölçümleride tatminkâr bir sonuç vermemiştir. Sürekli Dalga Ultrasonik sistemleri ortam içerisindeki hareketli cisimlere, özellikle ultrasonik ses demeti boyunca akışkanlığa karşı hassas olmaları sisteme sınırlamalar getirmektedir. Bu sınırlamaların bir tanesi hareketli cismin dönüştürücüye olan uzaklığı bulunamaması olarak gösterilebilir. Bu probleme çözüm olarak değişik modülasyonlu Doppler teknikleri kullanılmış ve Darbe Doppler sisteminin kullanılması ile olumlu sonuçlar alınmıştır.

Ultrasonik Darbe Doppler sistemi akışkanlık hız ölçümlerine uygulandığı zaman kısa süreli sinüsoidal dalga paketicikleri olarak ortalama iletilmektedir. Bu işaretler Doppler olayı nedeni ile frekanslarını Δf ,

$$\Delta f = \frac{2 f_0 v \cos \theta}{c} \quad (6.1)$$

kadar değiştirecektir. Burada f_0 verici frekansı, v hareketli cisim hızı, c ortam içerisindeki ses hızı, θ ses dalgası ve hız vektörü arasındaki açıdır. Bu işaretler denklem (5.1) gereği, gönderilen ortam içerisinde Doppler ötelemeli olacağından dönüştürücü ve ses dalgalarını yansıtan cisim arasındaki uzaklığa bağlı olarak bir gecikme göstererek dönüştürücüye varacaktır. Bu zaman gecikmesini, cismin, dönüştürücüden d kadar uzakta olduğunu kabul edersek,

$$t = 2 \frac{d}{c} \quad (6.2)$$

ile ifade edilmektedir.

Her dalga paketiciden sonra alınan işaret, değişik cisimlerden yansıyan ekoların (6.2) denklemindeki uzaklık ve (6.1) denklemindeki hızlara bağlı olarak toplamları olmaktadır. Ultrasonik Darbe Doppler sistemi içerisinde alınan işaretler kuvvetlendirilir ve ana osilatör referans işaretinin fazı ve frekansı karşılaştırılır. Dedektörden alınan bu işaretler vericide kullanılan darbelerin geciktirilmesi ile örneklenmektedir. Örneklenen değer ikinci bir örnekleme darbesinin gelmesine kadar tutulmaktadır. Sonuç olarak elde edilen dönüştürücülerin hassasiyet bölgeleri içerisindeki yansıtıcı nesnelere ortalama Doppler frekans ötelemelerini gösterir.

Darbe Doppler tekniğindeki belirleyici parametreler;

- (i) darbe tekrarlama frekansı,
- (ii) verici frekansı,
- (iii) darbe uzunluğu ve gecikme süresi,
- (iv) gönderilen darbe gücü,
- (v) dönüştürücülerdir.

Yukarıda bahsedilen belirleyici parametreler daha önce kısaca Bölüm 3, Tablo - 3 -2'de verilmiştir. Burada bu parametreler tek tek ele alınıp incelenmiştir.

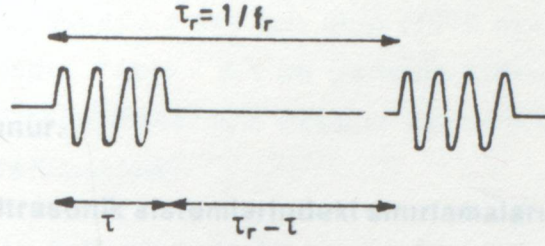
6.1. Darbe Tekrarlama Frekansı (f_r)

Ultrasonik Darbe Doppler sisteminde sürekli dalga üreten bir kaynağın kapılanması ile, ilgili ortama kısa süreli dalga paketicikleri iletilmektedir. Kapılama frekansı, darbe tekrarlama frekansı (f_r) olarak isimlendirilirken, bir önceden ölçülebilecek maksimum Doppler frekansını belirler ve sisteme bir takım kısıtlamalar getirmektedir.

Verici dönüştürücüsünden ortama gönderilen kısa süreli darbe paketicikleri Şekil- 6.1'de gösterilmektedir.

Doppler olayı dolayısıyla frekansını f_d kadar değiştireceğinden, farklı iki Doppler frekansının ölçülmesi için,

$$(f_d)_{\max} = 1/\tau$$



$$(6.4)$$

Şekil - 6. 1. Kapılanmış ultrasonik R-f işaretleri

Şekil - 6.1'deki işaretin Fourier açılımı [9]

$$V = k \left[\frac{A_c}{2} - \sum_{n=1}^{\infty} C_n \cos\left(\frac{2\pi n t}{\tau_r}\right) - \phi_n \right] \sin 2\pi f_0 t \quad (6.3)$$

ile ifade edilmektedir. Burada

$$A_c = 2\tau/\tau_r, C_n = 2 \sin(n\pi\tau/\tau_r) n\pi, k = \text{sabit}$$

$$\phi_n = \tan^{-1}\left(\frac{\cos(2\pi n\tau/\tau_r) - 1}{\sin(2\pi n\tau/\tau_r)}\right), \tau = \text{darbe süresi}$$

f_0 verici frekansı, τ_r darbe tekrarlama periyodudur. Bulunan v ifadesini açarsak;

$$V = k \left[\frac{A_c}{2} \sin 2\pi f_0 t + k C_1 \cos(2\pi f_r t + \phi_1) \sin 2\pi f_0 t - \right.$$

$$\left. + k C_2 \cos(4\pi f_r t - \phi_2) \sin 2\pi f_0 t + \dots \right]$$

$$n=1 \text{ için elde edilen terimin } \sin A \cos B = \frac{1}{2} [\sin(A+B) + \sin(A-B)] \text{ olduğu}$$

gözönüne alınırsa, $(f_0 + f_r)$ ve $(f_0 - f_r)$ frekanslı iki bileşen vereceği ve yüksek n -li diğer terimlerin diğer bileşenler ortaya çıkaracağı aşikar görülür. Her bileşen

Doppler olayı dolayısı ile frekansını f_d kadar değiştirileceğinden, farklı iki Doppler frekansının ölçülmemesi için,

$$(f_d)_{\max} = f_r/2 \quad (6.4)$$

olması gerektiği bulunur.

Sürekli Dalga Ultrasonik sistemlerindeki sınırlamaların olması gibi Ultrasonik Darbe Doppler sistemlerinde de dikkat edilmesi gereken noktalar bulunmaktadır. Örneğin, sinüsoidal dalga paketciklerinin gönderilmesinden sonra alınan işaretin aynı periyotlu darbelerle örneklendirildiklerinden yüksek frekanslı Doppler ötelemelerinin alçak frekanslara örtüşmeleri (aliasing effect) görülebilmektedir. İlgili noktanın dönüştürücüye olan uzaklığı arttıkça, gönderilen darbeler arasındaki zaman ve örnekleme oranları artırılmalıdır. Aynı zamanda hatalı ölçümlere sebebiyet vermemek için bir önceden gönderilen dalga paketcğine cevap olacak eko işaretinin alınabilmesi için bir sonra gönderilecek olan dalga paketcği ile karşılaşmaması için yeterli bir zaman aralığı tanınmalıdır. Dalga paketciklerinin tekrarlama frekansı sırası ile örtüşmeye yer vermeyecek şekilde maksimum Doppler öteleme frekansını bir önceden bildirilmektedir.

Darbe tekrarlama frekansının seçimi beklenen Doppler kaymasına, damar derinliğine ve doku zayıflatma karakteristiğine bakılarak yapılır. Örnekleme teoremine göre darbe tekrarlama frekansının değeri beklenen en büyük Doppler frekans kaymasının en az iki katı olması gerektiği denklem (6.4) de gösterilmektedir. Örneğin 5 MHz bir sistemde Doppler kayması 100 cm / san kan akış hızı için en fazla 6 kHz olabilir. Aslında bu Doppler kayması (Δf), verilen osilatör frekansı (f_0) ve ışin açısı (θ) ile Doppler bağıntısından bulunmaktadır. Yüksek Doppler frekansları için darbe tekrarlama hızı artırılırsa, bu sefer derinlik belirsizlikleri ortaya çıkmaya başlar. Bu durumda darbe tekrarlama frekansı (f_r) o kadar büyük çıkabilir ki, geri yansıyan darbeler, gönderilen ikinci darbelerden sonra gelebilir ve o zamanda hangi yansıyan işaretin hangi gönderilen darbeye ait olduğu belirlenemez. Ultrasonik Darbe Doppler sisteminde ses dalgalarını yansıtan cisimler arasındaki uzaklığa bağlı olarak bir gecikme göstererek dönüştürücüye varacağı anlaşılmıştır. Denklem (6.2) vasıtası ile darbe tekrarlama frekansı (f_r),

$$f_r = \frac{c}{2r} \quad (6.5)$$

olarak ifade edebiliriz. Burada c ses hızı olup (1570 m/s), r ise maksimum tesir sahasını göstermektedir. Tablo - 6.1'de genelde kullanılan darbe tekrarlama frekansı, dedekte edilebilir maksimum Doppler kayması (Δf) ve yaklaşık derinlik menzil değerleri gösterilmektedir.

Tablo - 6.1. Genelde kullanılan darbe tekrarlama frekansı ve menzil Doppler kayması değerleri

f_r	Derinlik Menzili (r)	Maksimum Doppler Kayması (Δf)
25 kHz	3 cm	12.5 kHz
18 kHz	4.3 cm	9 kHz
2.5 kHz	6 cm	6.25 kHz

6.2. Verici Frekansı (f_0)

Verici frekansı aynı zamanda ana osilatör frekansı (f_0), darbe tekrarlama frekansı (f_r) ve maksimum akışkanlık hızı v_{max} ile sınırlıdır. Bu sınırlamayı aşağıdaki bağıntılarla gösterebiliriz.

Doppler denklemi (6.1) ve örnekleme teoremi kuramını gösteren (6.4) denkleminden yola çıkarsak

$$f_0 < f_r \frac{c}{4v \cos \theta} \quad (6.6)$$

denklemden (6.5) den,

$$f_0 < \frac{c^2}{8vr \cos \theta} \quad (6.7)$$

olur. Denklem (6.7) den anlaşılacağı gibi verici frekansı maksimum tesir sahası r ve maksimum akışkanlık hızı v_{max} ile sınırlandırılmaktadır.

Bilindiği gibi f_0 frekansındaki sürekli dalga işaretleri f_r frekansında kapılanıp ilgili ortama dönüştürücüler vasıtası ile gönderilmektedir. İlgili ortamda, ultraşonik ses dalgaları akustik olarak zayıflatılmaktadır. Zayıflatılan işaretler verici frekansına bağlı bulunmaktadır. Burada hedeflenen amaç ultrasonik dönüştürücülerden alınan işaretlerin verici frekansına bağlı olarak işaret - gürültü oranı (S/N) nını maksimum seviyede tutmaktır. İşaret - gürültü oranı (S/N)nın verici frekansı (f_0) na bağlılığı incelenirken üç faktör gözönüne alınmalıdır [6].

(i) Kanın sükunet halindeki ölçümlerinde diffüzyon yoğunluğunun verici frekansının dördüncü kuvveti ile orantılı arttığı gözlemlenmiştir. Burada açığa bağımlılık hemen hemen yoktur. Bir deyişle Rayleigh diffüzyon yasası geçerlidir ($= f_0^4$).

(ii) Artan frekansla ilgili ortamın absorpsiyonunun arttığı ve dönüştürücüye geri verilen enerjinin azaldığı görülür. Bunu etkileyen önemli parametrelerden biri ilgili ortamın zayıflatma katsayısı α ve maksimum tesir sahası r dir ($= e^{-2\alpha r}$).

(iii) Beyaz gürültüdeki gürültü gücü verici frekansı ile orantılıdır ($= f_0$).

Anlatılan üç faktör için işaret - gürültü oranını,

$$S/N = f_0^4 \cdot e^{-2\alpha f_0 r} (1/f_0) \quad (6.8)$$

şeklinde ifade ederiz. En büyük (S/N) oranına karşı düşen verici frekansını, yukarıdaki denklemin türevi alınmak sureti ile bulunur.

$$\frac{d}{df_0} (S/N) - e^{-2\alpha f_0 r} (3 f_0^2 - f_0^3 2 \alpha r) = 0 \quad (6.9)$$

Maksimum işaret - gürültü oranı (S/N) için,

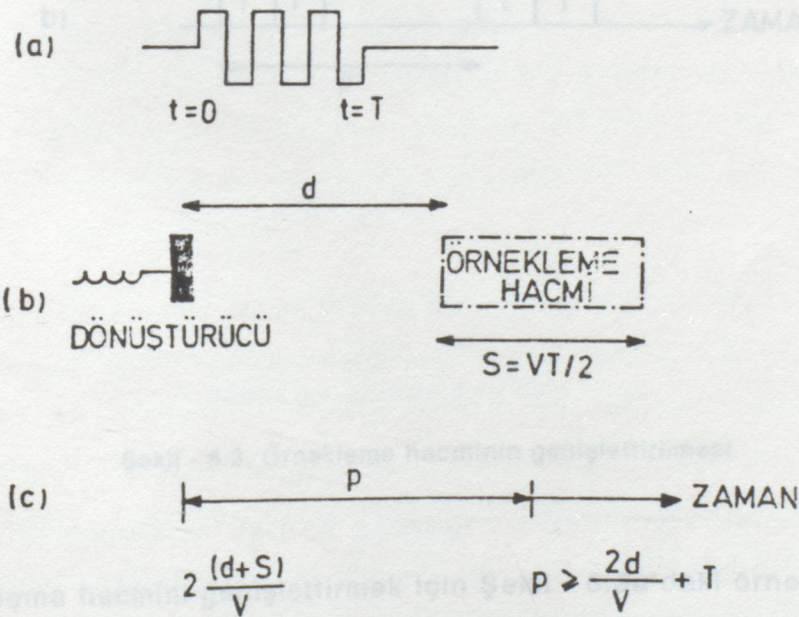
$$f_0 = 3/2 \alpha r \quad (6.10)$$

bulunur.

6.3. Darbe Uzunluğu (T_p) ve Gecikme Süresi

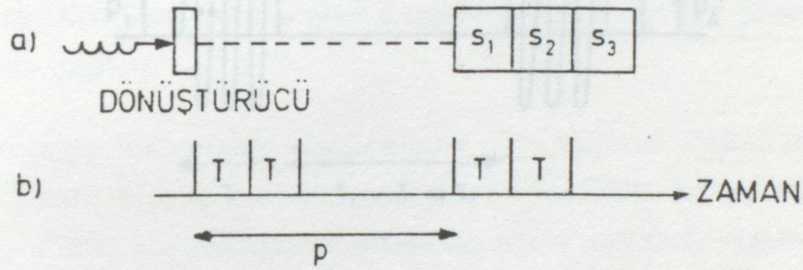
Damardaki kan akışkanlığı periodik olarak seçilen bölgeden yansıyan ultrasonik dalgaları örnekleme ile gözlemlenebilir. Bu gözlemlenen sonuçların işlenmesi ile akışkanlık hızları elde edilebilir.

Ultrasonik Darbe Doppler metodu ölçümlerinde bir örnekleme hacmi yaratılmaktadır. bu örnekleme hacminin nasıl yaratıldığı aşağıdaki düşünce ile açıklanabilir. Darbe Doppler metodu periodik olarak sinüsoidal dalga paketçiklerini ilgili ortama göndermektedir. Ortamdan yansıtılan bu işaretler gönderilen dalga paketçiklerinin aynı periyotlu fakat geciktirilmiş olan darbeleri ile örnekleme hacminin bulunduğu yeri belirlerken, örnekleme hacminin uzunluğu ise sinüsoidal dalga paketçikleri arasındaki zamana bağlı olmaktadır. Burada vurgulanması gereken husus örnekleme hacmi içerisindeki partiküllerden yansıyan işaretler aynı zamanda vardıklarından örnekleme hacmi içerisindeki yansıtıcı partiküllerin işaretlerinin toplamını gösterecektir. İlk gönderilen darbe son olarak gönderilen darbeden daha uzak mesafeye gideceğinden, yansımaları aynı zamanda olacaktır. Bunu şekil - 6 - 2'de açıklayabiliriz.



Şekil - 6.2. Örnekleme hacminin yaratılması

Şekil - 6.2.a da gösterilen darbe katarından ilk gönderilen ($t=0$) darbe (b) de gösterilen örnekleme hacminin en uzak noktasından $2(d+s)/v$ zamanında alıcıya varmaktadır. Darbe katarından son olarak gönderilen darbe ($t=T$) örnekleme hacminin dönüştürücüye göre en yakın noktasından $T+2d/v$ zamanında dönüştürücüye varacaktır. Dolayısı ile $s = vT/2$ olması koşulu ile bu dönüşler eş zamanlı olackalarından örnek alıcı devre tarafından toplam olarak gösterilecektir. Buradan da anlaşılacağı gibi örnek alma periodu (c), p minimum olarak $T+ 2d/v$ zamanına eşit olmalıdır. Örnekleme hacminin genişletilmesi gönderilen dalga paketiğinin uzunluğunun artırılması ile elde edebilir. Fakat bunu alternatif bir yöntem olarak belirli zaman aralıklarında örnekleme yapılabilmesi ile örnekleme hacminin genişletirebileceğini gösterebiliriz [12]. Bunu Şekil - 6.3'de açıklayabiliriz.



Şekil - 6.3. Örnekleme hacminin genişletilmesi

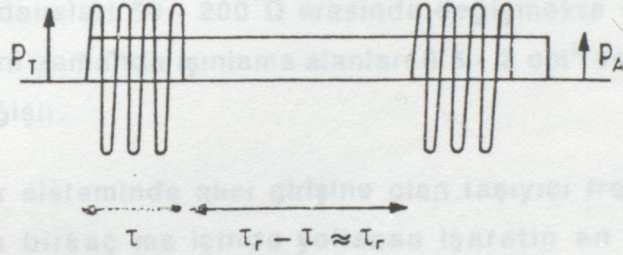
Örnekleme hacmini genişletirmek için Şekil - 6.3a'daki örnek alıcı devrenin T zaman aralıklarında çalışarak örnek alması ve bu sonuçların biriktirilmesi ile örnek alma hacmi genişletirebilir.

Darbe uzunluğu ele alınırken dikkat edilecek önemli hususlardan biri ise dönüştürücünün yapısıdır. Dönüştürücü yapımında değer katsayısı Q olabildiğince küçük alınarak, dönüştürücü tarafından işlenen minimum darbe uzunluğunun küçültülmesi sağlanır. Bunu aşağıdaki ifade ile izah edebiliriz:

$$T_p = Q/f_0 \quad (6.11)$$

6.4. Gönderilen Darbe Gücü

Ultrasonik Darbe Doppler sisteminde verici dönüştürücüsünden ortama gönderilen darbe şekli aşağıda Şekil - 6.4'de gösterilmektedir.



Şekil - 6.4. Ortalama ve Tepe Gücü

Verici, τ_r süresince darbeleri çalıştığı τ süresinde vereceği aynı enerjiyi verecek şekilde sürekli olarak çalışsaydı çıkış gücü P_A "ortalama güç" olacaktır. Sürekli konumdaki bu enerjiyi, Darbeleri Doppler sisteminde kullanmak istediğimiz için

$$P_T \cdot \tau = P_A \cdot \tau_r = P_A \cdot \frac{1}{f_r}$$

$$P_A = P_T \cdot \tau \cdot f_r$$

$$P_A = P_T \left(\tau / \tau_r \right) \quad (6.12)$$

şeklinde yazabiliriz. Denklem (6.12) de görüldüğü gibi, Ultrasonik Darbe Doppler sisteminde ortalama verilen güç, darbe - periyot oranı (τ/τ_r) ile değişmektedir.

6.5. Dönüştürücüler

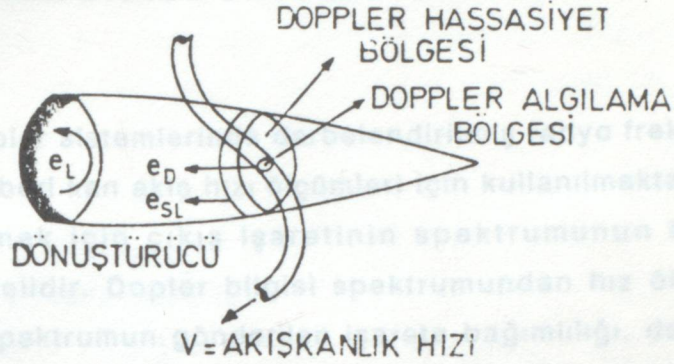
Darbe Doppler sisteminde kullanılan dönüştürücülerin bandı geniş ve Q faktörü küçüktür (5- 10 civarında). Burada Q faktörü, darbe bittikten sonra devam edebilecek salınımları söndürmek için küçük yapılmaya çalışılır. Ancak bu durumda ise alış hassasiyeti azalmaktadır. Diğer yandan sürekli dalga Doppler uygulamalarında kullanılan dönüştürücülerin Q faktörleri 30' a kadar çıkmaktadır. Dönüştürücü empedansları 50 - 200 Ω arasında değişmekte ve verimleri 10 - 20 dB civarındadır. Aynı zamanda ışınlama alanları 0.5 - 2 cm² ve çapları ise 0.5 mm - 2 cm arasında değişir.

Darbe Doppler sisteminde alıcı girişine olan taşıyıcı frekanslı kaçak işaret yollandıktan sonra birkaç ms içinde yollanan işaretin en az 100 dB altında olmalıdır. Verici güç kuvvetlendirici çıkışında açma kapama seviyeleri oranı 120 dB olduğu düşünülürse, bu seviyeye ulaşmak oldukça zordur. Deri üzerinden uygulanan sürekli dalga ve Darbe Doppler metodları için hassasiyet bölgeleri Şekil - 5.5'de gösterilmektedir.

Sürekli Dalga Metodunda verici dönüştürücünden, alıcı dönüştürücüye doğrudan eL kaçak işaretleri vardır. Daha önceden belirtildiği gibi, sürekli dalga Doppler hizmetleri akışkanlık hızı ölçümlerinde çok hassas olmaktadır. Şekil - 6.5 de gösterildiği gibi ölçülebilecek akışkanlığın ışın ile kesiştiği arakesit hacmindeki tüm akış bileşenlerinin etkisi olacaktır. Darbe Doppler tekniğinde ise, Dopplere hassas bölge esL, örneklemenin yapıldığı bir disk hacmine (Doppler penceresi) indirilir. Sürekli Dalga tekniğinde bu problem, mercekli dönüştürücüler kullanarak kısmen giderilir, ayrıca verici ve alıcı dönüştürücüler kullanılarak alıcı ve verici arasında doğrudan kuplaja mani olur.

BÖLÜM 7

ULTRASESİK DARBELİ DOPPLER SPEKTRUM ANALİZİ



Şekil - 6.5. Doppler Hassasiyet Bölgesi

Şekil - 7.1. de gösterilen Ultrasonik Darbeli Doppler sisteminde f_0 frekanslı sürekli dalga üreten kaynağın işaretleri f_1 frekansında dalga paketi olarak (pulse signal) halinde getirilerek ultrasonik dönüştürücü tarafından ilgili ortama gönderilmektedir. Gönderilen ultrasonik dalgaların bir ile dönüştürücüden uzaktaki bir cisimden yansımaları kabul edilerek, kayıtlendirilip girişine gelen yüksek frekanslı işaretlerin frekansları Doppler olayından dolayı

$$f_1(c-v)/(c+v) \quad (7.1)$$

dir. (7.1)'deki ifadeyi daha ayrıntılı bir şekilde yazarsak

$$f_1(c-v)/(c+v) = f_0(1 - (2v/c + v)) = f_0 \left(1 - \frac{2v/c}{1 + v/c}\right)$$

$$f_1(c-v)/(c+v) = f_0 \left(1 - \frac{2v/c}{1 + v/c}\right) \quad (7.2)$$

dir.

BÖLÜM 7

ULTRASONİK DARBE DOPPLER SPEKTRUM ANALİZİ

Ultrasonik Doppler sistemlerinde darbelendirilmiş radyo frekansı (r.f) işaretleri uzun zamandan beri kan akış hızı ölçümleri için kullanılmaktadır. Akış hızının hız dağılımını bulmak için çıkış işaretinin spektrumunun bağımlı olduğu parametreler bilinmelidir. Doppler bilgisi spektrumundan hız ölçümü yaklaşımı yapılabilmesi için, spektrumun gönderilen işarete bağımlılığı, demet geometrisi, işaretin zayıflatılmasında önemli bir yeri olan lineer olmayan ortam karakteristiği ve alıcı karakteristiğinin bilinmesi gerekir. Bu faktörlerin gözönünde bulunması ile yapılacak olan bir analiz sağlıklı bir sonuç verecektir. Bir an için bu faktörleri ihmal edersek, dönüştürücüden ayrılarak ve dönüştürücüye doğru hareket eden partiküllerin, çıkış spektrumunu nasıl etkilediğini anlayabiliriz [13].

Şekil - 7.1. de gösterilen Ultrasonik Darbe Doppler sisteminde f_0 frekanslı sürekli dalga üreten kaynağın işaretleri f_r frekansında dalga paketicikleri (burst signal) haline getirilerek ultrasonik dönüştürücüler tarafından ilgili ortama iletilmektedir. Gönderilen ultrasonik dalgaların v hızı ile dönüştürücüden uzaklaşan bir cisimden algılandığını kabul edersek, kuvvetlendirici girişine gelen yüksek frekanslı işaretlerin frekansı, Doppler olayından dolayı

$$f_0(c-v/c+v) \quad (7.1)$$

dir. (7.1)'deki ifadeyi daha ayrıntılı bir şekilde yazarsak

$$f_0(c-v/c+v) = f_0(1 - (2v/c + v)) = f_0(1 - \frac{2v/c}{1 + v/c}) \quad (7.2)$$

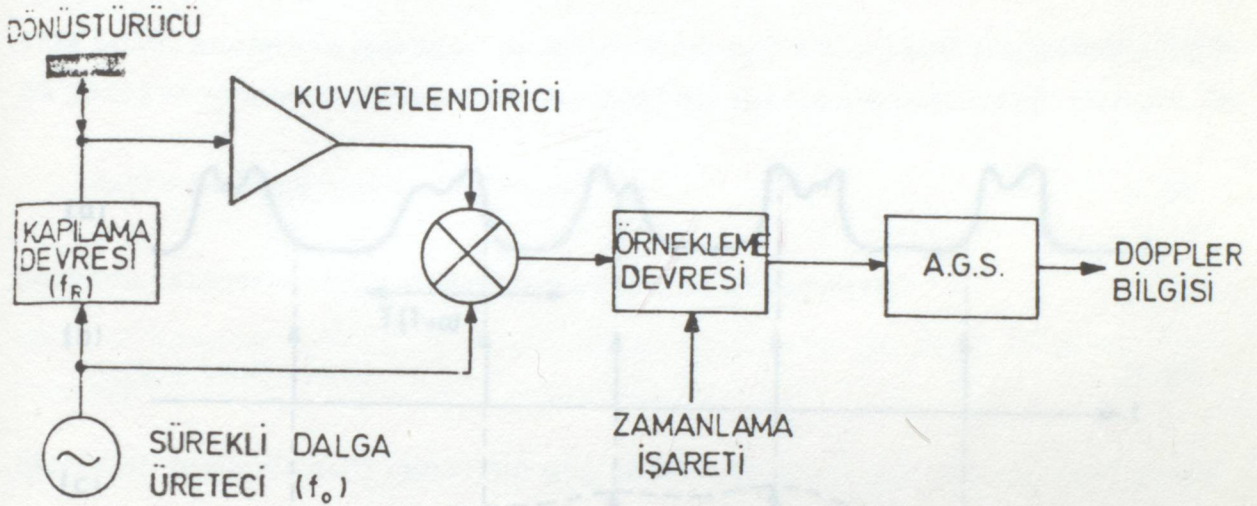
$$f_0(c-v/c+v) = f_0(1 - (\alpha/(1 + \alpha/2))) \quad (7.2)$$

olur.

Burada $\alpha = 2v/c$, c ultrasonik ses hızıdır. (7.2) deki ifadede $\alpha \ll 1$ olacağı görülmektedir. Bu ifadeyi basit bir şekilde

$$f_0 (1-\alpha) \quad (7.3)$$

yazabiliriz.



Şekil - 7.1. Ultrasonik darbe Doppler Sistemi

Aynı şekilde ortalama gönderilen darbe paketçiklerinin frekansları $f_r(1-\alpha)$ kadar olacaktır. Gönderilen ultrasonik dalgaların v hızı ile dönüştürücüye doğru yaklaşan bir cisimden algılandığını kabul edersek, kuvvetlendirici girişine gelen yüksek frekanslı işaretlerin frekansı, Doppler olayından dolayı,

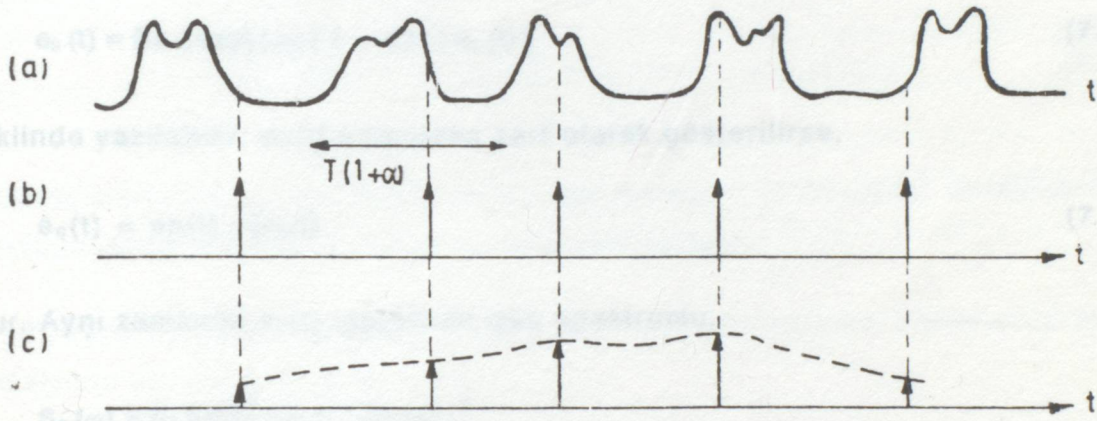
$$f_0(c+v)(c-v) \quad (7.4)$$

$\alpha = 2v/c \ll 1$ olduğu kabul edilirse, algılanan frekans

$$f_0 (1+\alpha) \quad (7.5)$$

olur. Aynı şekilde ortama gönderilen darbe paketçiklerinin frekansları $f_r (1+\alpha)$ kadar olacaktır.

Dönüştürücüden uzaklaşarak hareket eden cisimleri gözönünde tutarsak, dönüştürücüden alınan işaretlerin zarfları temsili olarak Şekil - 7.2.a'da gösterilmektedir. Alınan bu işaretler referans işareti $r(t)$ ile karıştırılmaktadır. Buradaki $r(t)$ referans işareti f_0 frekansındadır. Karıştırıcı çıkışındaki işaretlerin yüksek frekanslı bileşenleri olan $2f_0$ frekansındaki bileşenler alçak geçiren flitre tarafından süzölmektedir. Demodüle olmuş bu işaretler, kapılama devresinde kullanılan darbelerin zamanlama devresinde geciktirilmeleri ile örnekleme devresinde örneklenmektedir.



Şekil - 7.2. (a) Alınan işaret zarfı, (b) Örnekleme darbeleri, (c) Denklem (7.20)'deki $Q(t)$ toplama terimleri

Kuvvetlendirici girişine gelen eko işaretlerinin, gelişi güzel hareket eden partiküllerden alındığını kabul edersek alınan eko işaretleri,

$$e_s(t) = \sum_i a_i(t) \cos [\omega_0(1-\alpha)t + \phi_i] \quad (7.6)$$

dir. Burada $a_i(t)$ i-ninci partikül tarafından yansıyan işaretlerin genliğini göstermektedir. Yukarıdaki denklemi uygun bir şekilde getirirsek

$$e_s(t) = \sum_i [a_i(t) \cos \phi_i \cos[\omega_0 (1 - \alpha) t] - a_i(t) \sin \phi_i \sin[\omega_0 (1 - \alpha) t]]$$

$$e_s(t) = \cos[\omega_0 (1 - \alpha) t] \sum_i e_{iR} + \sin[\omega_0 (1 - \alpha) t] [\omega_0 (1 - \alpha) t] \sum_i e_{iI}(t)$$

$$e_s(t) = e_R(t) \cos[\omega_0 (1 - \alpha) t] + e_I(t) \sin[\omega_0 (1 - \alpha) t] \quad (7.7)$$

elde edilir. Alınan eko işaretleri gelişigüzel hareket eden partiküllerden alınacağı da gözönünde tutulursa, işaretler kompleks bir yapıda olabilmektedir. Dolayısı ile

$$e_s(t) = \text{Re} [\exp[j\omega_0 (1 - \alpha) t] e_c(t)] \quad (7.8)$$

şeklinde yazılabilir. $e_c(t)$ kompleks zarf olarak gösterilirse,

$$e_c(t) = e_R(t) - j e_I(t) \quad (7.9)$$

olur. Aynı zamanda $e_s(t)$ işaretinin güç spektrumu,

$$S_e(\omega) = E_s(\omega) E_s^*(\omega) = |E_s(\omega)|^2$$

dir.

Dönüştürücüler tarafından ortama gönderilen kısa süreli dalga paketiciklerinin T zaman aralıkları ile üretilmelerinden sonra alınan işaretlerin, dönüştürücüden v hızı ile ayrılan partiküllerden olduğu varsayımı ile kısa süreli dalga paketiciklerinin zaman aralığı

$$T(c+v/c-v) = T(1+\alpha) \quad (7.10)$$

kadar olacaktır. Eğer dönüştürücülere doğru v hızı ile yaklaşan partiküllerin olduğunu kabul edersek kısa süreli dalga paketiciklerinin zaman aralığı

$$T(c+v/c-v) = T(1+\alpha) \quad (7.11)$$

kadar olacaktır. Alınan eko işaretlerini seri olarak düşünersek,

$$e(t) = \text{Re} \left[\exp [j\omega_0 (1 - \alpha)t] \sum_{n=-\infty}^{\infty} e_c [t - n(1 - \alpha)t] \right] \quad (7.12)$$

olduğunu görürüz. Bu işaretler kuvvetlendirildikten sonra, referans işareti $r(t) = \text{Re} \{e^{j\omega_0 t}\}$ ile karşılaştırılmaktadır. Daha sonra yüksek frekanslı işaretler filtrelendirildikten sonra darbe süreleri küçük olan $g(t)$ darbeleri ile demodüle olan işaretler örneklenmektedir. Örneklenen işaretler "audio filter" olarak görev yapan alçak geçiren filtreden geçirilecektir. Buraya kadar olan sözel işlemleri, matematiksel olarak ifade edersek, alçak geçiren flitre çıkışı olan $z(t)$ 'yi,

$$z(t) = \left[\text{Re} \left[\exp (j\omega_0 t) \right] \sum_k g(t - kT - \tau) \cdot \text{Re} \left[\exp [j\omega_0 (1 - \alpha)t] \cdot \sum_n e_c [t - n(1 + \alpha)T] \right] \right]_{\text{AGF}} \quad (7.13)$$

şeklinde ifade edebiliriz. Pratik olarak gerçekleştirilen devrede, örnekleme darbelerinin darbe süreleri $5 - 10 \mu s$ kadar olabilmektedir.

(7.13) denklemindeki ifadeyi basitleştirmek için örnekleme darbelerini impuls fonksiyonu ile gösterebiliriz:

$$g(t - kT - \tau) = \delta (t - kT - \tau) \quad (7.14)$$

Bu düşünce ile denklem (7.13)

$$z(t) = \left[\text{Re} \left[\exp (j\omega_0 t) \right] \cdot \text{Re} \left[\exp [j\omega_0 (1 - \alpha)t] \sum_n \sum_k e_c [t - n(1 + \alpha)T] \cdot \delta (t - kT - \tau) \right] \right]_{\text{AGF}} \quad (7.15)$$

n, k aynı kapılama hücresi içerisinde olduğu zaman

$$z(t) = 0 \quad (7.16)$$

n, k aynı kapılama hücresi içerisinde olmadığı zaman.

Burada τ menzili belirleyen gecikme süresi, n alınan eko dizilerini belirleyen değişken, k kapılama darbelerini belirleyen değişkendir. (7.16) nolu denklemden

görülebileceği gibi alçak geçiren flitre çıkışı $z(t)$ belli koşulları sağlayamadığı takdirde sıfır olabilmektedir. Bunun nedenini şöyle açıklayabiliriz: Şekil- 7.1'de f_0 frekansında sürekli dalga üreten kaynak, f_r frekansında senkron olarak dalga paketçikleri haline getirilmektedir. Daha sonra f_r frekansındaki darbeler belli bir örnekleme hacmi yaratmaları için τ süresi kadar geciktirme sağlayan bir devrede işlemini tamamladıktan sonra, örnek alma devresine iletilmektedir. Yaratılan τ süresi içerisindeki örnekleme hacmi içerisinde gönderilen dalga paketçicine karşı cevap alınamazsa $z(t)$ sıfır olacaktır.

Şekil - 7.2..a'da gösterildiği gibi, dönüştürücüden v hızı ile uzaklaşan partikülleri gözönüne alırsak alınan eko işaretleri, ortama gönderilen kısa süreli dalga paketçiklerine göre $\Delta T = \alpha T$ kadar ileride olmaktadır. Kompleks zarf işareti $e_c(\tau)$ 'nin T zaman aralıkları ile örneklenmesi yine zarfın kendini verecektir. Çünkü örneklenen kompleks işaret zarfı $e_c(t)$, $\Delta T = \alpha T$ aralığı kadar bir önceki örneklemeden daha öndedir. Bundan dolayı (7.15) denklemindeki toplama sembolleri alçak geçiren flitreden süzöldükten sonra $T/\alpha T = 1/\alpha$ faktörü kadar Şekil- 6.2.c'de gösterildiği gibi genişleyecektir. Denklem (7.15)'deki toplama terimleri

$$\sum_k e_c(\alpha t) \delta(t - kT - \tau) \quad (7.17)$$

ile ifade edilebilirler. Bu sonucu $z(t)$ denklemine yerleştirirsek

$$z(t) = [\text{Re}[\exp(j\omega_0 t)] \text{Re}[\sum_k e_c(t) \delta(t - kT - \tau) \exp[j\omega_0(1 - \alpha)t]]]_{AGS}$$

bulunur. Yüksek frekans terimlerinin filtrelenmesinden sonra

$$z(t) = \frac{1}{2} \text{Re} e^{j\alpha\omega_0 t} \sum_k e_c(\alpha t) \delta(t - kT - \tau) \quad (7.19)$$

elde edilir. Denklem (7.19)'daki toplama sembolünü $Q(t)$ ile gösterirsek

$$Q(t) = \sum_k e_c(\alpha t) \delta(t - kT - \tau) \quad (7.20)$$

$$z(t) = \frac{1}{2} \text{Re}[\exp(j\omega\alpha t) Q(t)]_{AGF} \quad (7.21)$$

olacaktır. Alçak geçiren filtre çıkışında ise $z(t)$,

$$z(t) = \frac{1}{2} \operatorname{Re}[e^{j\omega_0 \alpha t} e_c(\alpha t)] \quad (7.22)$$

dir. (7.8), (7.22) denklemlerini karşılaştırırsak,

$$z(t) = \frac{1}{2} e_s(\alpha t) \quad (7.23)$$

olacaktır. Bu karşılaştırmada $\omega_0(1-\alpha)$ ve ω_0 arasındaki fark ihmal edilmiştir. $z(t)$ işaretinin Fourier dönüşümü benzerlik özelliğinden faydalanırsak,

$$f(t) \rightarrow F(\omega) \quad (7.23.a)$$

$$f(at) \rightarrow \frac{1}{|a|} f\left(\frac{\omega}{a}\right) \quad (7.23.b)$$

$$z(\omega) = \frac{1}{2|a|} E_s\left[\frac{\omega}{a}\right] \quad (7.24)$$

olacağından işaretin güç spektrumunu,

$$S_z(\omega) = \frac{1}{4\alpha^2} |E_s\left(\frac{\omega}{\alpha}\right)|^2 \quad (7.25)$$

olacaktır. $S_e(\omega)$ bir dalga paketiçinin güç spektrumu yoğunluğunu gösterirse

$$S_z(\omega) = \frac{1}{4\alpha^2} S_e\left(\frac{\omega}{\alpha}\right) \quad (7.26)$$

bulunur. (7.24), (7.26) denklemlerini sonuç olarak yorumlarsak, dönüştürücüden alınan eko işaretlerinin spektrumunun merkez frekansı $\omega_0(1-\alpha)$ ve band genişliği B_0 olduğunu kabul edersek, Doppler işaretinin spektrumunun aynı şekilde olacağını fakat spektrumunun merkez frekansının $\alpha\omega_0$ ve band genişliğinin αB_0 olacağını göstermektedir. Aynı şekilde denklem (7.23) alçak geçiren filtre çıkışındaki Doppler bilgisinin $2v/c$ faktörü kadar zaman döneminde genişleyeceğini göstermektedir.

BÖLÜM 8

YÖNLÜ DOPPLER TEKNİKLERİ

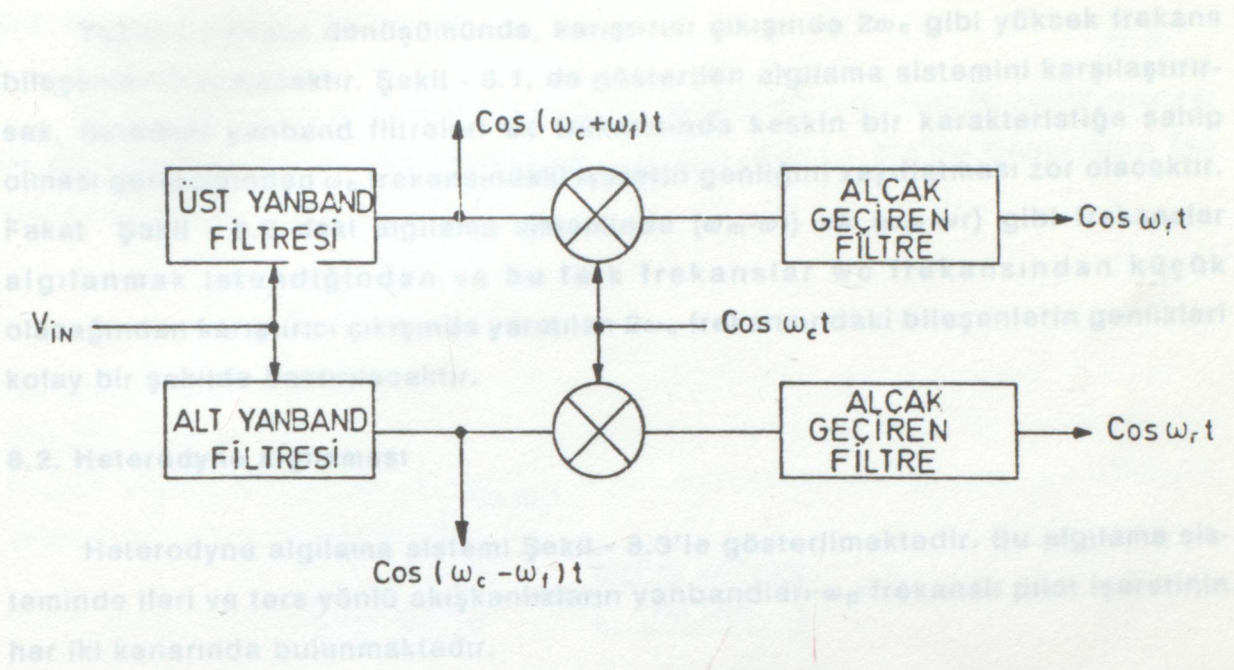
1956 yılında ilk Doppler cihazı Satomura tarafından tanıtılmıştır. Daha sonra Baker 1964 yılında insanlar üzerinde ilk pratik uygulama olarak Doppler cihazını genişlettirmiştir. 1967 yılında ise Mcleod tarafından yön sezici Doppler sistemlerinin ilk temel tasarımları yapılmıştır.

Birçok ticari cihazlarda yön tayin bilgisi olmamakta, fakat daha ileri tasarımlanmış cihazlarda yön tayin eden devreler bulunmaktadır. Bunların bir çoğunda Mcleod tarafından genişlettirilen sıfır geçiş teknikleri kullanıp akışkanlık hızı yönüne uygun olan pozitif veya negatif gerilimlere dönüştürüp, akışkanlık yönü izlenebilir. Bazı uygulamalarda ise akışkanın spektral dağılımı önemli olmaktadır. Bu uygulamalarda amaçlanan hedef ileri ve ters yönlü akışkanlıkları iki ayrı bağımsız kanalda toplamak ve gerektiği zaman ileri ve ters yönlü akış hızlarının spektral dağılımını izlemektedir. Buradaki çalışmada, değişik yöntemler önerilmiş ve her yöntemin karşılaşılabileceği zorluklar anlatılmıştır.

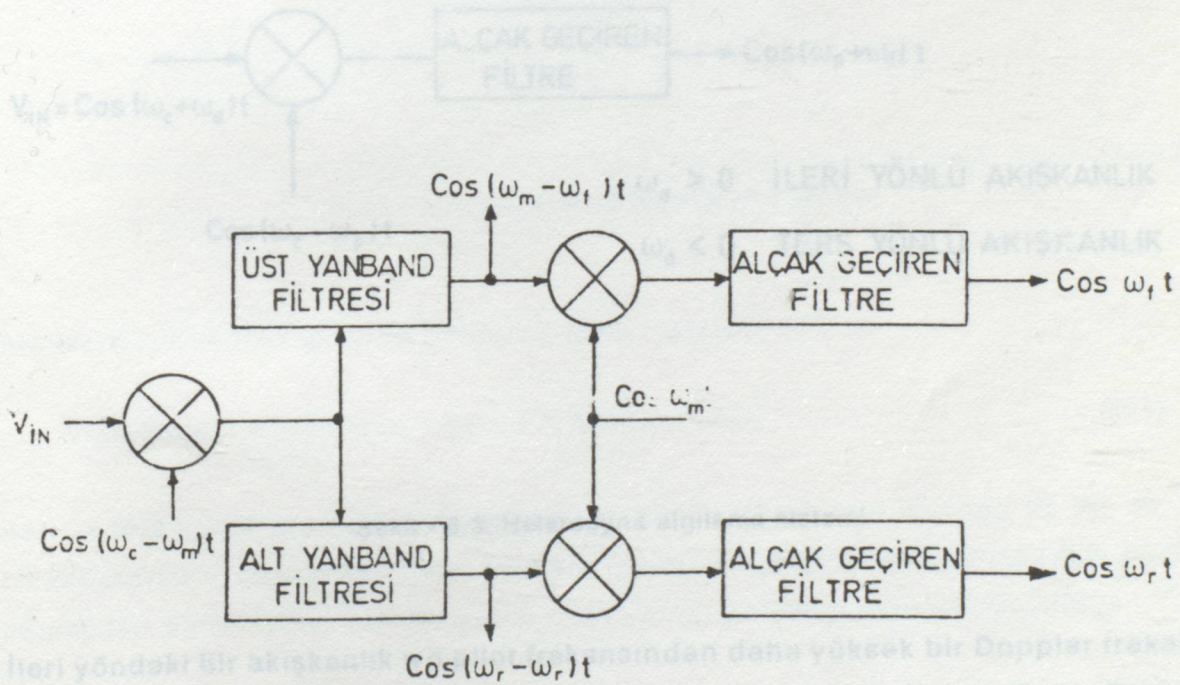
8.1. Yanband Algılaması

Dönüştürücülerden algılanan R.f Doppler işareti iki filtreden geçirilerek ileri ve ters yönlü akış bileşenlerine ayrılabilir. Şekil- 8.1'de gösterilen algılama yönteminde senkron olarak elde edilen işaretler birbirinden bağımsız olan iki ayrı kanala verilebilmektedir [14].

Basit bloklarla gerçekleştirilen bu teknik, alt ve üst kenarband filtrelerinin ω_c frekanslı taşıyıcı işaretinin genliğini çok keskin bir şekilde zayıflatması gerektiğinden ve aynı zamanda pratik olarak zor gerçekleştirilen karakteristiği sisteme bir takım dezavantajlar getirmektedir. Şekil - 8.2'de alternatif olarak genişlettirilen başka bir sistem gösterilmektedir. Görüldüğü gibi tek yan band filtrelerinden önce ω_c frekansından küçük ω_m frekansı ile yaratılan $(\omega_c - \omega_m)$ fark frekansı ile dönüştürücüden alınan işaretler karıştırılarak frekans dönüşümünde bulunmaktadır.



Şekil - 8.1. Tek yanband algılama sistemi

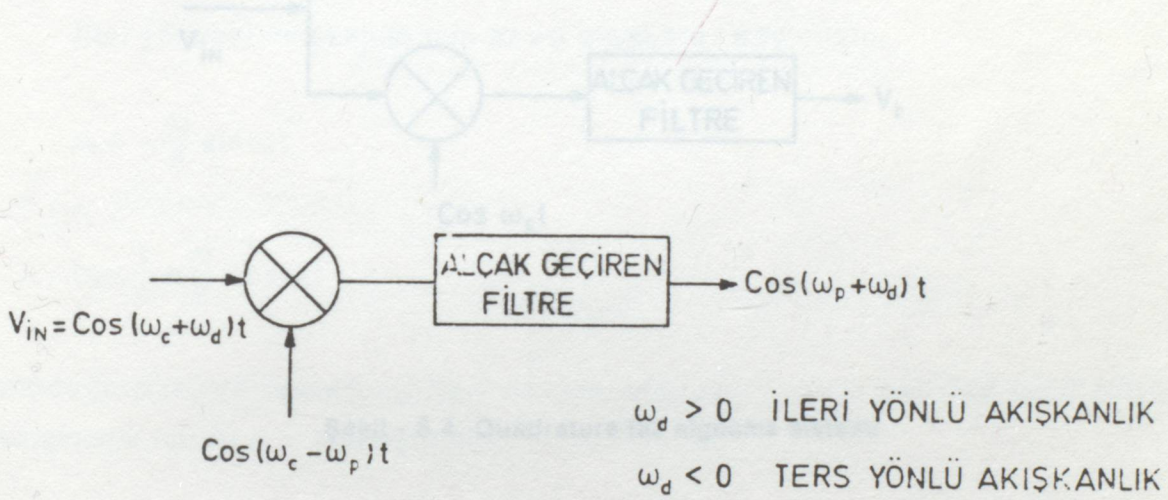


Şekil - 8.2. Frekans dönüşümü yapılmış tek yanband algılama sistemi

Yapılan frekans dönüşümünde, karıştırıcı çıkışında $2\omega_c$ gibi yüksek frekans bileşenleri bulunacaktır. Şekil - 8.1. de gösterilen algılama sistemini karşılaştırsak, buradaki yanband filtreleri ω_c frekansında keskin bir karakteristiğe sahip olması gerektiğinden ω_c frekansındaki işaretin genliğini zayıflatması zor olacaktır. Fakat Şekil - 8.2 deki algılama sisteminde $(\omega_m - \omega_f)$ ve $(\omega_m + \omega_f)$ gibi frekanslar algılanmak istendiğinden ve bu fark frekanslar ω_c frekansından küçük olacağından karıştırıcı çıkışında yaratılan $2\omega_c$ frekansındaki bileşenlerin genlikleri kolay bir şekilde bastırılacaktır.

8.2. Heterodyne algılaması

Heterodyne algılama sistemi Şekil - 8.3'le gösterilmektedir. Bu algılama sisteminde ileri ve ters yönlü akışkanlıkların yanbandları ω_p frekanslı pilot işaretinin her iki kenarında bulunmaktadır.

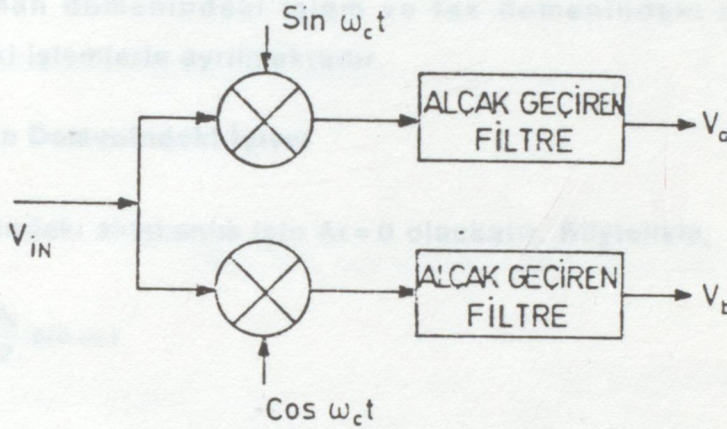


Şekil - 8.3. Heterodyne algılama sistemi

İleri yöndeki bir akışkanlık ω_p pilot frekansından daha yüksek bir Doppler frekansı verirken, ters yönlü akışkanlık ise ω_p pilot frekansından daha düşük bir Doppler frekansı verecektir. Bu algılama sisteminde, sistem çıkışında kullanılacak olan tek kanallı bir spektrum analizöründe anlatılan olaylar kolaylıkla izlenebilmektedir.

8.3. Quadrature Faz Algılaması

Bu algılama sistemi senkron olarak, aralarında faz farkı olan iki kanal vasıtası ile Doppler işaretlerini yön bilgilerine ayırabilir. Şekil - 8.4'de Quadrature faz algılama sistemi gösterilmektedir.



Şekil - 8.4. Quadrature faz algılama sistemi

Algılama sisteminin girişine gelen v_{in} giriş işaretini,

$$v_{in} = \cos \omega_c t + A_f \cos (\omega_c + \omega_f) t + A_r \cos (\omega_c - \omega_r) t \quad (8.1)$$

ileri ve ters yönlü işaretlerin bileşenleri şeklinde yazabiliriz. Burada A_f , A_r , ω_f , ω_r frekansları ile gösterilen ileri ve ters yönlü akışkanların zayıflatılmış genlik katsayıları olmaktadır. Tek bir kanal için, karıştırıcı çıkışı olan v_a işaretini,

$$v_a = \sin \omega_c t [\cos \omega_c t + A_f \cos (\omega_c + \omega_f) t + A_r \cos (\omega_c - \omega_r) t] \quad (8.2)$$

yüksek frekanslı bileşenlerin alçak geçiren filtrede zayıflatılmalarından sonra

$$v_a = -\frac{A_f}{2} \sin \omega_f t + \frac{A_r}{2} \sin \omega_r t \quad (8.3)$$

aynı şekilde v_b

$$v_b = \frac{1}{2} + \frac{A_f}{2} \cos \omega_f t + \frac{A_r}{2} \cos \omega_r t \quad (8.4)$$

olmaktadır. (8.3) ve (8.4) denklemleri karşılaştırılırsa, görülmektedir ki v_a ve v_b Doppler işaretleri 90° faz farklı olmaktadır. v_a ve v_b işaretleri iki yarı bağımsız kanala zaman domenindeki işlem ve faz domenindeki işlemler ve frekans domenindeki işlemlerle ayrılmaktadır.

8.3.1. Zaman Domenindeki İşlem

İleri yöndeki akışkanlık için $A_r=0$ olacaktır. Böylelikle,

$$v_a = -\frac{A_f}{2} \sin \omega_f t$$

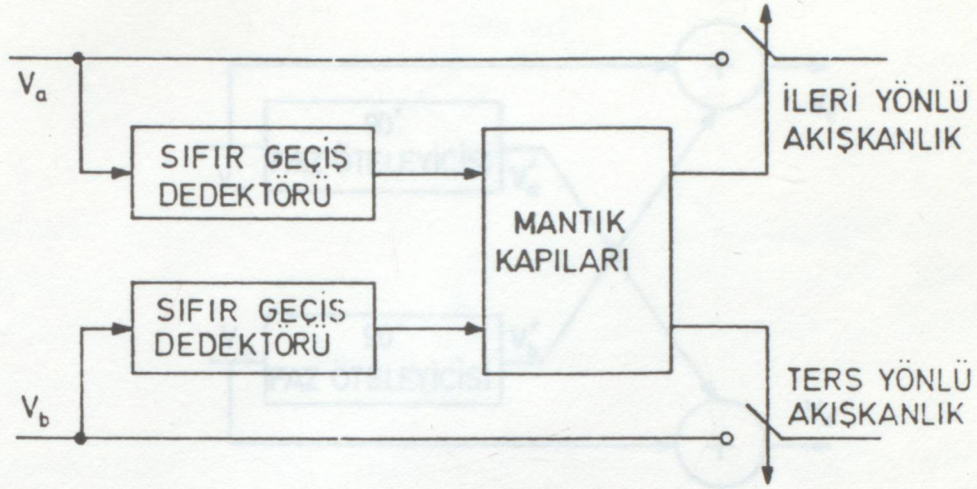
$$v_b = \frac{1}{2} + \frac{A_f}{2} \cos \omega_f t$$

olacağından, v_a işareti v_b den ileride olacaktır. Aynı şekilde ters yöndeki akışkanlık için $A_f = 0$ olacağından

$$v_a = -\frac{A_r}{2} \sin \omega_r t$$

$$v_b = \frac{1}{2} + \frac{A_r}{2} \cos \omega_r t$$

olacaktır. Bu durumda v_b işareti v_a dan ileri olmaktadır. 1967 yılında Mcleod tarafından gerçekleştirilen bu sistemin blok yapısı Şekil - 8.5'de gösterilmektedir.



Şekil - 8.5. Zaman domenindeki işlev bloku

8.3.2. Faz Domenindeki İşlem

Şekil 8.5.'de gösterilen sistemde 90° faz ötelemesinden sonra

$$v_a' = -\frac{A_f}{2} \cos \omega_f t + \frac{A_r}{2} \cos \omega_r t \quad (8.5)$$

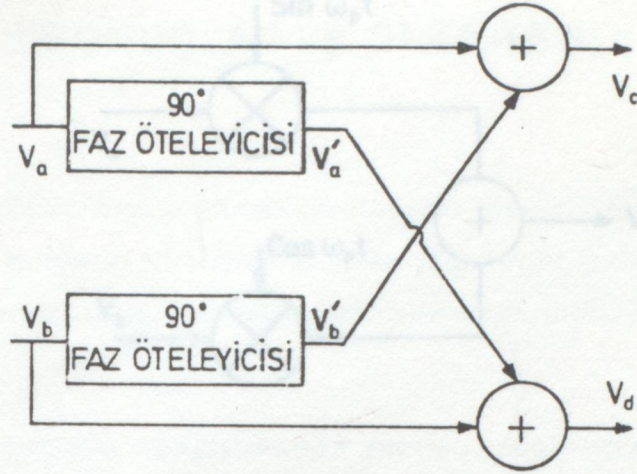
$$v_b' = \frac{1}{2} - \frac{A_f}{2} \sin \omega_f t - \frac{A_r}{2} \sin \omega_r t \quad (8.6)$$

olacaktır. Bu işaretlerin toplanmasından sonra

$$v_c = v_b' + v_a = \frac{1}{2} - A_f \sin \omega_f t \quad (8.7)$$

$$v_d = v_a' + v_b = \frac{1}{2} + A_r \cos \omega_r t \quad (8.8)$$

bulunur.



Şekil - 8.6. Faz domenindeki işlev bloku

v_c ileri yöndeki akışkanlık ve v_d ters yöndeki akışkanlığı gösterecektir. İki ayrı bağımsız kanala ayrılan bu işaretlerde en büyük problem 90° faz öteleme devresinden gelmektedir. Pratikte ideal olmayan 90° faz farkından meydana gelecek olan küçük bir fark, kanallar arasında diyafoni olayının yaratılmasına neden olacaktır. Yapılan çalışmalarda 5° bir sapmanın -20 dB diyafoni yarattığı gözlemlenmiştir.

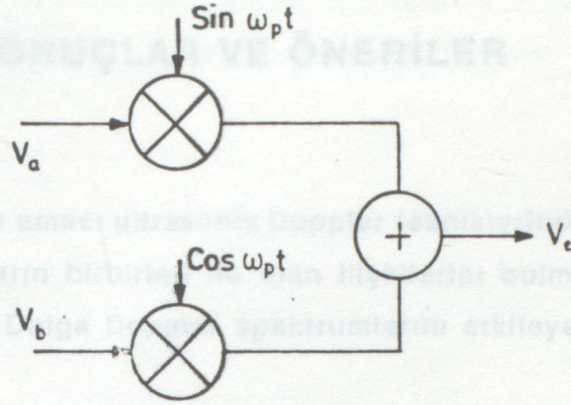
8.3.3. Frekans Domenindeki İşlem

Frekans domeninde yapılan işlemler Şekil - 8.7'de gösterilmektedir. Burada

$$v_e = v_a \sin \omega_p t + v_b \cos \omega_p t \quad (8.9)$$

$$v_e = \frac{1}{2} \cos \omega_p t + \frac{A_r}{2} \cos (\omega_p + \omega_r) t + \frac{A_r}{2} \cos (\omega_p - \omega_r) t \quad (8.10)$$

olmaktadır. Böylelikle ileri ve ters yönlü akış işaretlerinin frekansları ω_p frekanslı pilot işaretinin çevresinde toplanmaktadır. Buradaki işlemler Heterodyne algılama sistemi ile benzerlik gösterirken, ileri yöndeki akışkanlık frekansları ω_p frekansından yüksek,



Şekil - 8.7. Frekans domenindeki işlev bloku

ters yöndeki akışkanlık frekansları ise küçük olmaktadır. Buradaki problem ise faz domenindeki işlemlerin sahip olduğu diyafoni problemidir. Örneğin pilot taşıyıcı işaretindeki sapmalar ileri yöndeki akışkanlığı ω_p frekanslı pilot işaretinden küçük gösterebilmektedir. Dolayısı ile ω_p frekanslı pilot taşıyıcı işaretlerini daha kararlı üretme yöntemleri ile örneğin kristal kontrollü veya faz kenetleme ile üretilmelidir.

[15]

Darbelli Doppler spektrumunda ise iki işaretlerinin spektrumunun merkez frekansının ω_c (1-c) ve band genişliğinin $\Delta\omega$ olduğunu kabul edersek, Doppler işaretlerinin spektrumunun aynı şekilde olacağını, fakat spektrumunun merkez frekansının ω_{c1} ve band genişliğinin $\Delta\omega_1$ olacağı incelenen bağintilerden görülmüştür. Aynı şekilde diğer geçiren süzgeç çıkışındaki Doppler bilgilerin $2v/c$ faktörü kadar zaman domeninde genişleyeceği görülmüştür.

Sürekli Dalga ve Darbelli Doppler spektrumları arasındaki fark bu sonuçların ışığında açıklanmak mümkündür. Her iki yöntemin bir an için aynı ortamda uygulandığını düşünürsek, Sürekli Dalga Doppler spektrumunun ortaman dışındaki kısımlardan oluşacağını ve tüm için damalı boyunca bu etkilerden gelen cevapların birikte spektrumu gösterecektir. Darbelli Doppler spektrumunda, ultrasonik Darbe Doppler cevapları genellikle darbelli olarak görülmüştür.

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Buradaki çalışmanın amacı ultrasonik Doppler tekniklerindeki parametrelerin neler olduğunu ve bunların birbirleri ile olan ilişkilerini bulmak, aynı zamanda Darbeli Doppler, sürekli Dalga Doppler spektrumlarını etkileyen faktörleri teorik olarak incelemektir.

Sürekli Dalga Doppler spektrumunda yapılan incelemelerde, Sürekli Dalga akış ölçerleri için güç yoğunluğu spektrumunun fonksiyonu bulunmuş ve akışkanlık hızı ölçümü için Doppler güç spektrumu ortalama frekans ile karşılaştırılmıştır. Aynı zamanda yapılan incelemelerde geniş bandlı bir spektrumda hata oranının büyük olduğu ve dar bir spektrumda ise sıfır geçiş dedektörünün kullanılması ile hatanın küçük olacağı görülmüştür. Geniş bandlı spektrumda hata oranı %18 olmakta, dar bir spektrumda ise sıfır geçiş dedektörü %6 hata yapmaktadır. Bu sonuçlardan kesitin küçük bir kısmında yapılan hız yaklaşımında sıfır geçiş dedektörünün dar bir spektrumdaki ölçmelerde faydalı olabileceği anlaşılmıştır.

Darbeli Doppler spektrumunda ise eko işaretlerinin spektrumunun merkez frekansının $\omega_0 (1-\alpha)$ ve band genişliğinin B_0 olduğunu kabul edersek, Doppler işaretinin spektrumunun aynı şekilde olacağını fakat spektrumunun merkez frekansının $\alpha\omega_0$ ve band genişliğinin αB_0 olacağı incelenen bağıntılardan görülmüştür. Aynı şekilde alçak geçiren süzgeç çıkışındaki Doppler bilgisinin $2v/c$ faktörü kadar zaman domeninde genişleyeceği görülmüştür.

Sürekli Dalga ve Darbeli Doppler spektrumları arasındaki farkı bu sonuçların ışığı altında açıklamak mümkündür. Her iki yöntemin bir an için aynı ortama uygulandığını düşünürsek, Sürekli Dalga Doppler spektrumunun ışınlanan ortamın dışındaki kesitlerden etkileneceğini ve tüm ışın demeti boyunca bu etkilerden gelen cevaplarla birlikte spektrumu gösterecektir. Darbeli Doppler spektrumunda, ultrasonik Darbe Doppler cevapları geciktirilmiş darbelerle örneklendiğinden,

gecikme süresien bağılı olarak işaretin spektrumu değişebilmektedir. Aynı zamanda akışkanın hız profilinin sabit olmadığını düşünürsek, uygun gecikme süresini bularak işaretin maksimum olduğu yerdeki spektrumu bulunabilir. Bu bilgiler ışığında, birden fazla geciktirme yapacak devreler sisteme ilâve edilebilir. Hız spektrumu elde edilebilir.

1. BOGREN, P. F., Pulsed Ultrasound Doppler Blood Flow Sensing, IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, SU - 17,3,pp. 170 - 193, 1970.
2. JETINA, D. F., KAYE, M., COOPER, G. R., SAGGIO, F., Blood Flow Measurement Using Ultrasound Pulsed Random Signal Doppler System, IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, SU - 23,1, PP, 1-11, 1975.
3. BRANDESTADL, M., Topotec - A Digital Full Range Doppler Velocity Meter, IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, SU - 25,5, pp. 287 - 293, 1978.
4. ROGERS, A. P. G., RENSMAN, R. S., PERONNEAU, P. A., A Multigate Pulsed Doppler System With Serial Data Processing, IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, SU - 28, 4, PP. 242 - 247, 1982.
5. KASAI, C., NAMEKAWA, K., KOYANO, A., OMOTO, R., Real Time Two-Dimensional Blood Flow Imaging Using $1/f$ Autocorrelation Technique, IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, SU - 32, 2, PP. 455 - 470, 1985.
6. WELLS, P., N., T., Biomedical Ultrasound, Academic Press, 1977.
7. BRADY, R., W., MEINDL, D., J., Theoretical Analysis of the CW Doppler Ultrasonic Flowmeter, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, BME, Vol. 21, No.3, 1974.
8. PAPOULI S. A., Probability, Random variables and Stochastic Processes, International Student Edition, 1965.
9. TÖTDÜNCÜOĞLU, S., Radar Teorisi, I.T.D. - 1981.
10. RICHARDSON, P. C., STEVENS, A. L., ORMAN, D., DALN, S., ROBERTS, V. G. Design of A CW Doppler Ultrasonic System for Perivascular Application Part I: Probe Design, Med. Biol. Eng. Comput., 25, 2, PP. 88 - 96, 1987.

KAYNAKLAR

1. **BAKER, D.W.**, Pulsed ultrasonic Doppler Blood Flow Sensing, IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, Su - 17,3,pp. 170 - 185, 1970.
2. **JETHWA, C.P., KAVEH, M., COOPER, G.R., SAGGIO, F.**, Blood Flow Measurement Using ultrasonic Pulsed Random Signal Doppler System, IEEE Trans. Sonics, and ultrasonics, SU 22,1, PP. 1-11, 1975.
3. **BRANDESTANI, M.**, Topoflow - A Digital Full Range Doppler Velocity Meter, IEEE Trans. Sonics and ultrasonics, SU - 25,5, pp. 287 - 293, 1978.
4. **HOEKS, A.P.G., RENEMAN, R.S., PERONNEAV, P.A.**, A Multigate Pulsed Doppler System With Serial Data Processing, IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, SV - 28, 4,PP. 242 - 247, 1982.
5. **KASAI, C., NAMEKAWA, K., KOYANO, A., OMOTO, R.**, Real Time Two Dimensional Blood Flow Imaging Using and Autocorrelation Technique, IEEE Trans. Sonics and ultrasonics, SV - 32, 3, PP. 458 - 464, 1985.
6. **WELLS, P., N., T.**, Biomedical Ultrasonics, Academic Press, 1977.
7. **BRODY, R., W., MEINDL, D., J.**, Theoretical Analysis of the CW Doppler Ultrasonic Flowmeter, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, BME, Vol. 21. No.3. 1974.
8. **PAPOULI S.A.**, Probability, Random variables and Stochastic Processed, International Student Edition, 1965.
9. **TÜTÜNCÜOĞLU, E.**, Radar Tesisleri, İ.T.Ü., 1981.
10. **RICHARDSON, P.C., STEVENS, A.L., COMAN, D., CALIL, S., ROBERTS, V.C.** Design of A CW Doppler Ultrasonic Flowmeter for Perivascular Application Part 1. Probe Design, Med. Biol. Eng. Comput., 25, 6, PP. 661 - 666, 1987.

11. **COWAN, D., STEVENS, AL; ROBERTS, V.C.**, Design of A CW Doppler Ultrasonic Flowmeter For Perivascular Application Part 2, Signal Processing System, Med. Biol. Eng. Comput. 26.2. pp. 153 - 160, 1988.
12. Hewlett - Packard Journal, June, 1986.
13. **NEWHOUSE, L.V., AMIR ISRAEL**, Time Dilation and Inversion and the Output Spectrum of Pulsed Doppler Flowmeters, IEEE Trans. on sonics and ultrasonics, Vol. 30, No.3, May, 1983.
14. **COAGHLAN, A.M., TAYLOR, G., M.**, Directional Doppler Techniques For Detection of Blood Velocities, Ultrasound in Med. and Biol., Vol. 2, pp. 181 - 188, 1976.
15. **DOOANALP, A., GÜLER, İ., YAZGAN, E.**, Darbeli Doppler Tekniği ile kan akış profilinin elde edilmesi, Elektrik Mühendisliği 2. Ulusal Kongresi, Ankara, 1987.

ÖZGEÇMİŞ

14.01.1970 Adana doğdu. Sırasıyla ADANA Kâzım Karabekir İlkokulu (1980), ADANA Seyhan Ortaokulu (1983), İSTANBUL Taksim Atatürk Lisesi (1986), Yıldız Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik Mühendisliği Bölümünden (1990) mezun oldu. Aynı yıl kazandığı Yıldız Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik Anabilim dalında Yüksek Lisans öğrenimini sürdürmektedir .

