

T.C.
GEBZE YÜKSEK TEKNOLOJİ ENSTİTÜSÜ
MÜHENDİSLİK VE FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



QUADRATURE DOPPLER SİNYALLERDEN
KANIN AKIŞ YÖNÜ BİLGİSİNİN ÇIKARIMINA YÖNELİK
KULLANICI ARAYÜZLÜ
MATLAB YAZILIMI GELİŞTİRİLMESİ

Hüseyin BABAYİĞİT

YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

GEBZE

1999

T.C.
GEBZE YÜKSEK TEKNOLOJİ ENSTİTÜSÜ
MÜHENDİSLİK VE FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



QUADRATURE DOPPLER SİNYALLERDEN
KANIN AKIŞ YÖNÜ BİLGİSİNİN ÇIKARIMINA YÖNELİK
KULLANICI ARAYÜZLÜ
MATLAB YAZILIMI GELİŞTİRİLMESİ

Hüseyin BABAYİĞİT
YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI
Yrd. Doç. Dr. Ertuğrul KARAÇUHA

GEBZE
1999

ÖZET

Bir gözlemci dalga kaynağına göre hareket ettiği zaman alınan frekans gönderilen frekanstan farklıdır. Eğer kaynak ve gözlemci birbirlerine doğru hareket ederlerse, alınan dalganın frekansı, gönderilen dalganın frekansından yüksektir. Ama uzaklaşan yönlerde hareket ederlerse alınan frekans daha düşüktür. Bu basit ama önemli iddia Doppler etkisi olarak adlandırılmıştır ve başta tıp alanında olmak üzere pek çok alanda kullanılmaktadır.

Doppler Ultrason hareketli yapılarla, dokuya zarar vermemesi sebebiyle özellikle vücutta kanın akışı ilgili ölçümlerde kullanılan önemli bir tekniktir. Yapılan bu çalışmada hazırlanan kullanıcı arayüzlü MATLAB programının kullanımıyla quadrature Doppler sinyallerden kanın akış yönü bilgisinin çıkarımı amaçlanmıştır.

Quadrature Doppler sinyallerden kanın akış yönü bilgisinin çıkarımı için başlıca üç yöntem tanımlanmıştır. Bunlar Faz-Filtre Teknik (Faz domeni prosesi), Weaver Receiver Teknik (Frekans domeni prosesi) ve Kompleks FFT dir.

Faz-Filtre Teknik'te Hilbert Transformu kullanılır ve sonuçta ileri ve geri akış yönlü sinyaller tamamen birbirinden ayrılır.

Weaver Receiver Teknik'te tek yan band dedektörü üzerine bina edilmiştir. Belirlenen pilot frekansı civarında işaretlerin, bu frekansın alt ve üst yan bandında belirecek şekilde ayrıştırılması sağlanır.

Kompleks FFT'de ise frekans domeninde direkt ayrıştırma söz konusudur. Zaman domeni ayrımında bu yöntemin kullanılabilmesi için ileri bir prosese ihtiyaç duyulur.

Üç metodunda uygulamalı analizleri hazırlanan MATLAB programı aracılığıyla hem model sinyal üzerinde, hemde gerçek sinyaller üzerinde sınanmış ve sonuçlar grafiksel olarak görülerek yorumlanmıştır.

SUMMARY

When an observer is moving relative to a wave source, the frequency he measures is different from the emitted frequency. If the source and observer are moving towards each other, the observed frequency is higher than the emitted frequency; if they are moving apart the observed frequency is lower. This simple but important assertion is known as the Doppler effect and which is using in many areas especially in medicine.

Doppler ultrasound is an important technique for non-invasively detecting and measuring the velocity of moving structures, and particularly blood, within the body. The purpose of this study has been to derive directional signals from quadrature Doppler signals using a MATLAB program with its user interface.

Three methods of deriving directional signals from phase quadrature Doppler signals, using digital techniques, are described. These are the phasing-filter technique (phase domain processing), the Weaver receiver technique (frequency domain processing) and the complex FFT.

The PFT is based on a Hilbert Transform, and the forward and reverse outputs are totally separated.

The WRT is based on the SSB modulation method. The output is a lower sideband or an upper sideband around a fixed quadrature pilot signal frequency, depending on the combination of the real and imaginary parts of the quadrature input signal.

In the CFFT, separation is totally in the frequency domain, and so no direct separated time domain output can be obtained using this method. However, further processing may be applied in order to obtain totally separated time domain outputs.

The basic theory behind the three methods is presented, together with the results of computer simulations. Each of the methods has been implemented using the signal processing toolbox of the MATLAB software package and the results illustrated graphically.

TEŞEKKÜR

Kişinin yardımlardan ötürü duyduğu memnuniyeti ve minneti belirtmesinin en basit ve kolay yoludur teşekkür etmek. Bende şimdilik bu en basit ve kolay yolu seçerek; başta akademik hayata başladığım ve devam ettiğim sürece devamlı yol gösteren ve önümü açan danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Ertuğrul KARAÇUHA Beye...,

Tez çalışmamı İngiltere'de yapmam için zemin hazırlayan Sayın Yrd. Doç. Dr. Nizamettin AYDIN Beye ve Sevinç MANGUT Hanımefendinin şahsında örnek bir özveri ile çalışan GYTE personel dairesi çalışanlarına...,

Çok meşgul bir insan olmasına rağmen, İngiltere'deki çalışmalarımı yönlendiren ve imkan sağlayan Leicester Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Medikal Fizik bölüm başkanı Sayın Prof. Dr. David H. EVANS'a...,

Sadece tez yazımında değil İTÜ'ye girdiğim tarihten bugüne kadar, yardımları ve örnek arkadaşlığı hiç unutulmaz kıymetli dostum elektronik mühendisi İbrahim Serkan KARASOY'a...,

Tabiki, haklarını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim, maddi ve manevi desteklerini her zaman yanımda hissettiğim, varlığımın parçaları, babama, anneme ve iki kardeşime...,

EN İÇTEN TEŞEKKÜRLERİMİ SUNARIM.

Bu tezi, tezin yazımıyla yoğun olarak uğraşmam sebebiyle, çok istediğim ve yakın olduğum halde vicdan azabı duyarak kurtarma çalışmalarına katılamadığım 17 Ağustos Marmara Bölgesi Depremi Depremzedelerine adıyorum...

İÇİNDEKİLER

SAYFA

ÖZET	I
SUMMARY	III
TEŞEKKÜR	V
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ	X
 1. GİRİŞ	 1
1.1 Konu ve Önemi	1
1.2 Tezin Amacı ve İçeriği	2
 2. KAN AKIŞI ve ULTRASONİK DOPPLER	 4
2.1 Kan Yapısı	4
2.2 Damarlardaki Hız Profilleri	5
2.3 Ultrasonun Dokuda Yayılması	6
2.3.1 Yansıma	6
2.3.2 Saçılma	10
2.3.3 Kırılma	11
2.3.4 Soğrulma	11
2.3.5 Zayıflama	12
2.4 Doppler Tekniği	13
2.4.1 Doppler Etkisi	13
 3. DOPPLER SİSTEMLERİ ve SİNYAL İŞLEME	 18
3.1 Sürekli Dalga Doppler Sistemleri (CW)	18
3.1.1 Yönlü Doppler Demodülasyonu	20
3.1.1.1 Tek Yanband (SSB) Dedektörü	20
3.1.1.2 Heterodyne Dedektör	21
3.1.1.3 Quadrature (Dikgen) Faz Dedektörü	22
3.2 Darbe Dalgalı Sistemler (PW)	24
3.3 Akış Yönü Tespiti	27
3.3.1 Zaman Domeni Prosesi	27
3.3.2 Faz Domeni Prosesi (Faz-Filtre Teknik (PFT))	28
3.3.3 Frekans Domeni Prosesi (Weaver Receiver Teknik)	31
3.3.4 Kompleks FFT Teknik (CFFT)	34
 4. YAPILAN ÇALIŞMA: MATLAB PROGRAMI	 37
4.1 Sayısallaştırma	37
4.2 Matlab Programı	38

5.SONUÇLAR ve ÖNERİLER	40
KAYNAKLAR	41
ÖZGEÇMİŞ	43
EK-1: MATLAB PROGRAMI KAYNAK KODU	
EK-2: A/D KART TEKNİK ÖZELLİKLER	
EK-3: SİU'99 BİLDİRİ ÖRNEĞİ	

SİMGELER ve KISALTMALAR

PFT	Phase-Filter Technique
WRT	Weaver Receiver Technique
CFFT	Complex FFT
FFT	Fast Fourier Transform
CW	Continious Wave
PW	Pulse Wave
RF	Radyo Frekansı
SSB	Single Side Band
LPF	Low Pass Filter
SNR	Sinyal Gürültü Oranı
Z	Akustik Empedans
K	Adiabatik Sıkıştırılabilirlik
ρ	Hacimsel Yoğunluk
i	Gelme Açısı
r	Yansıma Açısı
θ	Açı Değeri
I	Ultrason Yoğunluğu
μ	Zayıflama Katsayısı
μ_A	Soğurma Katsayısı
μ_S	Saçılma Katsayısı
ΔF	Doppler Frekans Kayması
F_T	Gönderilen Dalga Frekansı
F_R	Alınan Dalga Frekansı
v	Hedefin Hızı
c	Dalganın Ortamdaki Hızı
ϕ	Faz
f_s	Örnekleme Frekansı
$D(t)$	Direkt Sinyal
$Q(t)$	Quadrature Sinyal
ω_p	Pilot Frekansı
$X(f)$	Fourier Transform
A/D	Analog-Dijital
T_s	Örnekleme Periyodu
f_N	Nyquist frekansı
A_p	Genlik

ŞEKİLLER DİZİNİ

ŞEKİL	SAYFA
2.1 Uzun silindirik bir borudaki parabolik hız profili	5
2.2 Tıkanıklık durumunda akış profili	6
2.3 Durağan, yaklaşan ve uzaklaşan hedefler için Doppler kayması	14
2.4 0° açısı ile hedefe gönderilen dalgalar	15
2.5 Belli bir θ açısı ile hedefe gönderilen dalgalar	15
2.6 Değişik açılarda Doppler kayması ölçümü	16
2.7 Açısı değişimine göre kosinüs değişimi	16
3.1 CW Doppler Sistemi	18
3.2 Tek yanband dedektörü	20
3.3 Heterodyne dedektör	21
3.4 Quadrature Faz dedektör	23
3.5 PW Doppler Sistemi	26
3.6 Zaman Domeni Prosesi	28
3.7 Faz-Filtre Teknik	29
3.8 PFT ile Quadrature Doppler ve ayrıştırılmış yönlü işaret örnekleri	30
3.9 Kullanıcı arayüzü Matlab programı ile PFT sonuçları	31
3.10 Weaver Receiver Teknik	31
3.11 w_p pilot frekansı civarında WRT ile ayrıştırılan sinyaller	33
3.12 Matlab programı ile $w_p=15$ kHz civarında WRT sonuçları	33
3.13 Kompleks FFT Teknik	34
3.14 CFFT ile ayrıştırılmış yönlü sinyal bileşenleri	36
4.1 Matlab programı arayüzü	39
4.2 Sonogram	39

TABLÖLAR DİZİNİ

TABLO	SAYFA
1.1 Doppler Ultrasonda ana gelişimler	1
2.1 Bazı maddelerin akustik empedansları	9
2.2 Bazı kombinasyonların yoğunluk yansıma katsayıları	10
2.3 Bazı maddelerin yarıdeğer kalınlıkları	12
2.4 1 m/sn hızla hareket eden bir cisim için Doppler frekans kayması	17

1.GİRİŞ

1.1 Konu ve Önemi

Bir gözlemci dalga kaynağına göre hareket ettiği zaman alınan frekans gönderilen frekanstan farklıdır. Eğer kaynak ve gözlemci birbirlerine doğru hareket ederlerse, alınan dalgaının frekansı, gönderilen dalgaının frekansından yüksektir. Ama uzaklaşan yönlerde hareket ederlerse alınan frekans daha düşüktür. Bu basit ama önemli iddia Avusturyalı fizikçi Christian Doppler (1803-1853) tarafından ortaya atılmış ve Doppler etkisi olarak adlandırılmıştır.

Doppler etkisi, Doppler'in kendisi tarafından astronomi alanında yapmış olduğu bazı çalışmalarının yanı sıra, değişik alanlarda oldukça geniş bir kullanım imkanı bulmuştur. Tıp alanındaki kullanımıyla birlikte önemi gittikçe artmıştır.

Gelişim	Yaklaşık Yılı	Referanslar
Doppler Etkisi Tanımı	1842	Doppler (1843)
Doppler Ultrasonun Medikal uygulamalarda kullanımı	1957	Satomura (1959) Franklin et al (1961, 1963) Stegell et al (1966)
Yönlü Doppler	1966	McLeod (1967) Cross and Light (1971) Nippa et al (1975)
Darbe Dalgalı Doppler	1967	Wells (1969) Peronneau and Leger (1969) Baker (1970)
Çoklu ve Sınırsız girişli Sistemler	1970/75	Baker (1970) Keller et al (1976) Brandestini (1978) Nowicki and Reid (1981)
Doppler Görüntüleme	1971	Mozersky et al (1971) Reid and Spencer (1972) Fish (1975)
Dupleks eko Doppler Sistemleri	1974	Barber et al (1974) Philips et al (1980)
Gerçek zamanlı renkli akış diyagramı	1981	Eyer et al (1981) Namekawa et al (1982)

Tablo 1.1 Doppler Ultrasonda ana gelişimler

Doppler Ultrason hareketli yapıların özellikle vücuttaki kan hızının tespiti ve ölçülmesinde kullanılan ve dokuya zarar vermeyen (non-invasively) önemli bir tekniktir. Bu amaç için ilk kullanımı altmışlı yıllarda olmasına rağmen, sadece son 10-15 yılda Doppler uygulamaları oldukça gelişerek, araştırma laboratuvarlarının alışlagelmiş kullanımlarının dışında önemli bir seviyeye ulaşmıştır. Doppler teçhizatları ile tespit edilen sonuçların doğru olarak yorumlanması, fiziksel mekanizma ve Doppler işaretlerinin işlenmesinde kullanılan metotların üzerinde genişçe düşünülerek, doğru anlaşılabilmesine bağlıdır.

1.2 Tezin Amacı ve İçeriği

Doppler sinyali, bilginin içinde saklı olduğu devamlı değişen frekans spektrumlarından oluşmaktadır. Bilgiyi edinmenin en kolay yolu işareti dinlemektir. Bununla birlikte bu metot niteliksel bilgiden daha çok niceliksel bilgiyi sağlamaktadır. Doppler sinyalinden niceliksel bilgiyi edinmek için daha ileri sinyal işleme teknikleri kullanmak gereklidir. Bu teknikler ile görsel olarak görüntülenebilir veya sayısal parametreler çıkarılabilir.

Bu çalışmada kanın akış yönü bilgisinin çıkarılmasına yönelik takip edilen yol ve yöntemler üzerinde durulacak, bu konuda MATLAB matematiksel programlama dili kullanılarak, kolay ve opsiyonel kullanım için kullanıcı ara yüzüyle birlikte Doppler sinyallerinin işlenmesi için bir yazılım geliştirilecektir. Böylelikle, işareti dinlemeye dayalı niteliksel bilgi yerine daha sağlıklı ve güvenilir sonuçlar çıkarmak için niceliksel bilginin yorumlanması sağlanmış olacaktır.

Bu amaçla, tezin ikinci bölümde kan akışı, Ultrasonun dokuda yayılması ve Ultrasonik Doppler konusunda durulacak ve Doppler tekniği üzerine açıklayıcı bilgiler verilecektir. Üçüncü bölümde Doppler sistemleri (Sürekli Dalga Doppler Sistemleri, Darbe Dalgalı Sistemler), Doppler demodülasyonu, dedektörleri ve özellikle bu çalışmanın temelini teşkil

edecek olan, akış yönü bilgisi çıkarımına yönelik olarak zaman domeni prosesi haricindeki, Faz-Filtre Teknik (PFT), Weaver Receiver Teknik (WRT) ve Kompleks FFT (CFFT) metotlarının matematiksel açıklamaları, örnek ve grafiklerle desteklenerek verilecek, dördüncü bölümde de yapılan çalışma aşamalarından sinyalin sayısallaştırılması, ve bir önceki bölümde belirtilen tekniklerin Matlab'deki uygulamalı yazılımının açıklaması yapılacaktır.

Programın kaynak kodu, sayısallaştırma işleminde kullanılan A/D kartının özellikleri ve bu çalışma ile ilgili Sinyal İşleme Kurultayı'na (Bilkent,1999) gönderilen bildirinin bir kopyası da ek bölümünde bulunabilecektir.

2. KAN AKIŞI ve ULTRASONİK DOPPLER

Doppler ultrason vücut içerisinde çeşitli hareketler için kullanılabileceği gibi en önemli kullanımı kalp, atardamar ve toplar damarlar içerisindeki kan akışının tespiti ve ölçülmesidir. Bu kaynaklardan alınan Doppler işaretleri, akışla ilgili oldukça bilgi içermektedir. Fakat bu işaretler yorumlanmadan önce kanın yapısının anlaşılması gerekir.

Damarlardaki kan akışı nabza bağlı kompleks bir akıştır. Akışın değişken, kanın homojen olmaması, damarların kılcal damarlara ayrılması, kanın damarlardaki akışını kompleksleştirmektedir. Hastalık durumunda ise durum daha da güçleşmektedir. Bütün bunlara rağmen basit kan akış modellerinin üzerine kurulu olarak yapılan çalışmalardan da kazanç sağlanabilir.

Bu bölümde ayrıntıya girilmeden kan yapısı, akışkanlık ve ultrasonun dokuda yayılması konularına değinilecektir. [Bkz. Doppler Ultrasound Physics, Instrumentation, and Clinical Applications, Evans et. al., Chapter 2].

2.1 Kan Yapısı

İnsan kanı, içerisinde alyuvar (Eritrosit), akyuvar (Lökosit) ve trombosit kompozisyonu bulunduran bir sıvı plazmasından oluşmaktadır. Alyuvarlar, ortalama çapı $7\mu\text{m}$ ve kalınlığı da yaklaşık $2\mu\text{m}$ olan esnek bikonkav disklerdir. Alyuvarların ortalama hacmi $90\mu\text{m}^3$ 'tür ve 1mm^3 hacimde yaklaşık 5 milyon tane alyuvar vardır. Bu konsantrasyonun %45 civarında bütün kandaki hücrelerin hacimsel oranına karşılık gelir. Kandaki ultrason işaretin saçılmasının ana kaynağı, genellikle bu alyuvarların olduğu farz edilmiştir. Çünkü akyuvarlar daha büyük olmalarına rağmen sayıca çok daha azdır (7500 adet/ mm^3). Trombositler akyuvarlara nazaran çok daha

yoğun olarak (35000 adet/mm³) dağılmasına karşılık alyuvarlardan daha küçüktürler.

Klinik test cihazlarında kullanılan ultrasonik frekanslarda hücre şekillerinin, saçılma karakteristiklerini tanımlanmasında hiçbir belirleyici rolü yoktur. Çünkü hücre boyutları, kendisini etken bir noktasal hedef yapacak ultrasonik dalgaboyundan daha küçüktür. Saçılma katsayısı, alyuvar hücrelerinin hacmine ve etrafını çevreleyen plazma ile aralarındaki akustik empedans (Z) eşitsizliğine bağlıdır.

Alyuvarlar kendinden daha az yoğunluktaki plazmadan, santrifüj metoduyla ayrılabilir. Böylece bu iki içeriğin fiziksel özellikleri ölçülebilir. Özel ilgilenilen parametreler adiabatik sıkıştırılabilirlik K ve hacimsel yoğunluk ρ 'dur. Propagasyon hız yöntemini kullanarak 20 °C 'deki ortamda bu nicelikler tespit edilmiştir.

$$K_{\text{plasma}}=40,9.10^{12} \text{ cm}^2/\text{dyne}$$

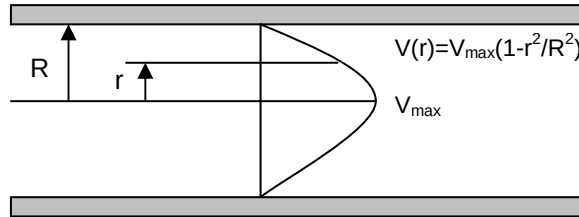
$$K_{\text{alyuvar}}=34,1.10^{12} \text{ cm}^2/\text{dyne}$$

$$\rho_{\text{plasma}}=1,02 \text{ gm/cm}^3$$

$$\rho_{\text{alyuvar}}=1,092 \text{ gm/cm}^3$$

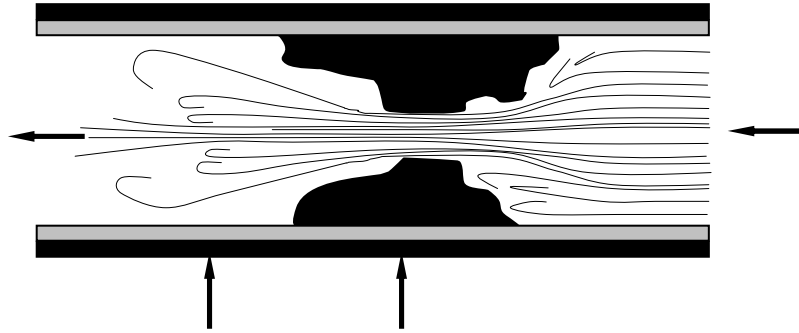
2.2 Damarlardaki Hız Profilleri

Damarlardaki hız profili üzerine yapılan deneysel çalışmalar, bölgesel ölçümlerin gerçekleştirilmesindeki zorluklardan dolayı sağlıklı değildir. Profil, aorttan ayrıldıkça çok daha iyi şekilde dengelenecek, düzgün bir hale gelmeye başlayacaktır.



Şekil 2.1 Uzun silindirik bir borudaki parabolik hız profili

Damar çapına gre çizilen hız profilinde önemsenmeyecek derecede simetriklik vardır. Bu simetrikliğin, aort kolunun çok kaba kavisi, kol ve kafayı besleyen temel dallanmaların neden olduğu lokal bozulmanın uzantısı ve lateral basınç değişiminin sonucundan kaynaklandığı düşünülebilir. Aort apı 3,1 cm ve ortalama Re sayısı 1500 olduğundan kararlı-hal hızı profilinin oluşması için gerekli giriş uzunluğu yaklaşık 1,4 m 'dir. Bu durum bütün aort uzunluğunun giriş bölgesi olarak kabulünü doğurur. Damar sistemi kollara ayrıldıkça çap ve Re sayısı azalır. Herbir eklem giriş olayının etkisini yeniden meydana getirir. Bazı damarlarda (rneėin böbrek damarları) kararlı-hal ortalama hız profili asla oluşmaz. Bazılarında da (rneėin yüzeysel uyluk damarları) giriş etkisi çabucak kaybolur.



Şekil 2.2 Tıkanıklık durumunda akış profili

Özel inceleme çalışmaları; damar tıkanıklığındaki akış bozukluklarının rolünden dolayı, koroner ve karotid sirkülasyona yöneliktir[Batten and Nerem 1982; Ku et.al. 1985]. Bu ve benzeri çalışmalar insan arterindeki akışları anlamayı tamamlayıcı sonuçlar verir.

2.3 Ultrasonun Dokuda Yayılması

Ultrason doku içinde yayılırken kırınım etkisi ve diğer bazı etkenlerden dolayı yoğunluğunda azalma meydana gelir. Tıbbi ultrasonda bu olaylar; Yansıma, Saçılma, Kırılma ve Soğrulma olarak dört grupta incelenebilir.

2.3.1 Yansıma

Bu olay optik aynalarla benzerlik gösterdiğinden açıklanması zor değildir. Bir ultrason dalgası, herhangi bir başka yüzeye doğru tekrar yansıtılabilir. Optik yansıma kuralları ses ötesi yansımalarda da geçerlidir. Bu kuralları aşağıdaki gibi sıralayabiliriz.

- Geliş açısı i yansıma açısı r 'ye eşittir
- Gelen ışın, yansıyan ışın ve normal doğrusu aynı düzlem üzerindedir.

Yansımanın oluşabilmesi için, ara yüzeyin, ultrasonun dalga boyundan büyük ve yüzeydeki pürüzlerin, dalga boyundan oldukça küçük olması gerekmektedir. İnsan vücudunda bu durumların gerçekleşebildiği pek çok yapı vardır. Cenin beyninin orta çizgisi, büyük kan damarı duvarları ve organ yüzeyleri örnek olarak verilebilir.

Yansımanın en önemli sonuçlarından birisi yansıyan dalganın gelen dalga ile aynı yolu izlememesidir. Bu durumda transdüser, alıcı olarak kullanılıyorsa yansıtıcılardan yansıyan dalgalar görülmeyecektir. Ancak gelen dalga 90° 'ye çok yakın bir açı ile yansıtıcı yüzeye geliyorsa yansıyan dalga algılanabilir. Yansıma olayının diğer önemli bir yönü ise gelen enerjinin ne kadarının geri yansıyor, ne kadarının yüzeyi geçip iletiliştir. Bu akustik empedansın (Z) büyüklüğüne bağlıdır. Gelen enerjinin ne kadar kısmının yansıtılacağı, yansıtıcı yüzey boyunca Z 'in değişimine bağlıdır. Z 'in değişimi ne kadar çok olursa yansıtılan enerji miktarı o kadar çok olur. Yüzeyin herhangi bir yüzünde akustik empedansın yüksek yada düşük olması enerji yansımasını belirlemez. Burada önemli olan Z 'in değişimidir.

Yansıtıcı bir yüzeyden yansıtılan enerji oranı yansıtma katsayısı R ile gösterilir ve şöyle tanımlanır.

$$R = \text{Yansıtılan Yoğunluk} / \text{Gelen Yoğunluk} \quad (2.1)$$

R hiçbir zaman birden büyük olamaz. İletilen enerji oranı da iletim katsayısı T ile gösterilir. Yansıtılmayan enerji iletilmiş sayılacağı için, iletilen enerji oranını gösteren T şu şekilde tanımlanır.

$$T + R = 1 \quad (2.2)$$

Lineer dalgalar için süperpozisyon prensibi geçerlidir. Dolayısıyla herhangi bir dalga şekli değişik fazlardaki lineer dalgaların toplamı olarak yazılabilir. Eğer sınırın her iki tarafındaki madde sıvı ise yansıma olayını analiz etmek kolaylaşacaktır. Parçacık hızının ve akustik basıncının sınırdaki devamlılığından faydalanılarak basınç genliği yansıma oranı Denklem 2.3'deki gibi bulunur.

$$\frac{p_r}{p_i} = \frac{(Z_2 - Z_1)}{(Z_2 + Z_1)} \quad (2.3)$$

Burada p_r yansıyan basıncın genliği, p_i gelen basıncın genliğidir. İletilen basınç genlik oranı ise aşağıdaki gibidir.

$$\frac{p_t}{p_i} = \frac{(2 \cdot Z_2)}{(Z_2 + Z_1)} \quad (2.4)$$

p_t : İletilen basıncın genliği

Eğer sınıra gelen açı normal ile θ_i kadar açı yaparak geliyorsa yansıyan dalganın açısı $\theta_r = \theta_i$ olacaktır ve iletilen dalga Snell kanununa göre kırılacaktır.

$$\sin \theta_t = \frac{c_2}{c_1} \sin \theta_i \quad (2.5)$$

Burada c_1 ve c_2 ortamın her iki tarafındaki dalga hızlarıdır. Buna göre yansıyan ve iletilen dalgaların genlikleri şu formülle bulunabilir.

$$\frac{p_r}{p_i} = \frac{(Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t)}{(Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t)} \quad (2.6)$$

Eğer $c_2 > c_1$ ise θ_c değerinden büyük gelme açılarında toplam yansıma meydana gelir.

$$\sin \theta_c = \frac{c_1}{c_2} \quad (2.7)$$

Eğer sınır bir sıvı ile bir katı madde arasında ise boylamsal dalganın bir kısmı enlemsel dalgaya ve yüzey dalgasına çevrilir, bir kısmı ise boylamsal dalga olarak kalır. Bu olaya *Kip Çevrimi* denir.

Tıbbi ultrason uygulamalarında önemli olan bazı maddelerin Z değerleri Tablo 2.1'de verilmiştir.

Madde	Akustik Empedans (Z) $10^6 \text{kgm}^{-2}\text{s}^{-1}$
Alüminyum	17.28
Perpeks	3.19
Kemik	7.80
Karaciğer	1.65
Böbrek	1.62
Kan	1.61
Yağ (vücut)	1.38
Akciğer	0.26
Hava	0.00004

Tablo 2.1 Bazı maddelerin akustik empedansları

Bu tabloda havanın düşük empedansı gazlar için, kemiğin yüksek empedanssıda katılar için tipik örneklerdir. 90° geliş açısının söz konusu olduğu durumlarda, birbirlerine komşu yumuşak dokularda akustik empedans değişiminin az olması, fakat birbirine komşu “yumuşak doku/gaz”

veya “yumuşak doku/katı” kombinasyonlarında fazla olması beklenir. Bazı kombinasyonlar için yansımaya katsayıları Tablo 2.2'de verilmiştir

Yansımaya Yüzeyi	Yoğunluk Yansımaya Katsayısı (R)
Kas/Kan	0.0009
Vücut yağı/Böbrek	0.006
Vücut yağı/Kas	0.01
Kemik/Kas	0.41
Kemik/Vücut yağı	0.48
Yumuşak Doku/Hava	0.99

Tablo 2.2 Bazı kombinasyonların yoğunluk yansımaya katsayıları

2.3.2 Saçılma

Yansımaya olayında, ara yüzey dalga boyu ile kıyaslandığında düz ve pürüzsüz bir yapıya sahip olarak kabul edilmiştir. Saçılma olayında ise hedef, dalga boyu ile kıyaslandığında küçük ve pürüzlü bir yapıya sahip olarak kabul edilecektir. Böyle durumlarda, hedefin üzerine gelen ses ötesi dalganın büyük bir kısmı yoluna devam ederken diğer kısmı her yöne saçılır. Bu olay özellikle yumuşak dokunun kısımları için doğrudur. Bundan dolayı karaciğer ve böbrek gibi yapılardan elde edilen görüntüler çoğunlukla saçılmış yankılardan meydana gelir. Saçılmanın önemli iki karakteristiği şunlardır:

- Enerjinin çoğu tek saçıcının ötesine değişmeden geçer
- Saçıcı ile etkileşen enerji hemen hemen bütün yönlerde yansır.

Saçılmanın çok yönlü yapısından dolayı hedef noktaya yaklaşma açısı, yansımadan daha az önemlidir. Bir dalga için, bir hedeften diğer bir yöne saçıldıktan sonra, diğer bir hedeften tekrar saçılması mümkündür. Saçıcılar birbirine ne kadar yakın olurlarsa “Çoklu Saçılma” denilen bu olayın meydana gelme olasılığı o kadar yüksek olur. Bu durum bazı tıbbi olaylar için

özel öneme sahiptirler. Kandaki alyuvar hücrelerinin saçıcı hedef paketlerini oluşturması gibi.

2.3.3 Kırılma

Yansıma olayında büyük ve düz bir ara yüzeyde ultrasonik dalganın davranışı incelenmektedir. Ara yüzey farklı akustik empedansa sahip iki bölgeyi birbirinden ayırmaktadır. Böyle bir yapıda kırınım olayı da meydana gelmektedir. Kırılmanın niceliğini belirleyen her iki bölgedeki hızlarıdır. Kırılmanın miktarı Snell Kanunu ile belirlenir. Eğer geliş açısı $\theta_i=0^\circ$ ise kırılma açısında $\theta_r=0^\circ$ olacaktır. Yani geliş normale paralel ise, dalga kırılmadan diğer tarafa geçecektir.

Pratikte kırılma tıbbi ultrason için çok önemli bir olay olmamakla beraber, dalgaları odaklamakta kullanılır.

2.3.4 Soğrulma

Ultrasonik enerjinin büyük bir kısmı, yansıma ve saçılma haricinde, dalganın yumuşak doku boyunca hareketi süresince meydana gelen soğrulma nedeniyle kaybolur. Bu süreçte ultrasonik mekanik enerji ısı enerjisine dönüşür. Yumuşak dokularda soğrulma hemen hemen bütün kayıpların %90'nını oluşturmaktadır.

Ultrasonun yoğunluğu uzaklık ile üstel olarak azalır. Alınan her birim yolda aynı oranda enerji kaybolur. X uzaklığındaki yoğunluk Denklem 2.8'teki gibidir.

$$I = I_0 e^{(-\mu_A x)} \quad (2.8)$$

Burada I_0 $x = 0$ noktasındaki başlangıç yoğunluğu, μ_A ise soğurma katsayısı olarak bilinen ve belli bir dokudaki dalga için sabit ancak frekans ile değişen bir büyüklüktür.

$$\mu_A = kf^2 \quad (2.9)$$

k, dokuya özel bir sabittir.

Soğurma üstel olduğu için "yarı-değer kalınlığı" tanımlamak uygun olacaktır. Yarı değer kalınlığı yoğunluğun başlangıç yoğunluğunun yarısına düştüğü kalınlıktır. Bazı maddelerin 2 ve 5 Mhz için yarı değer kalınlıkları Tablo 2.3'te verilmiştir.

Madde	Yarıdeğer Kalınlıkları	
	2Mhz	5Mhz
Hava	0.06	0.01
Kemik	0.1	0.04
Karaciğer	1.5	0.5
Kan	8.5	3.0
Su	340	54

Tablo 2.3 Bazı maddelerin yarıdeğer kalınlıkları
[McDicken (1981)]

2.3.5 Zayıflama

Bir ortamda yayılan ultrasonun yoğunluğundaki zayıflama birkaç mekanizmadan kaynaklanmaktadır. Bu mekanizmaların hepsinin etkilerine zayıflama denmektedir. Yansıma ve kırılma arayüzlerde oluştuğundan dolayı bu mekanizmaların dışında tutulursa saçılma ve soğrulma dokuya özel büyüklükler olduklarından, o doku için bir zayıflama katsayısı (μ) belirlemek için birleştirilebilirler.

$$\mu = \mu_A + \mu_S \quad (2.10)$$

μ_A : Soğurma katsayısı

μ_S : Saçılma katsayısı

Zayıflama katsayısı μ frekansla değişmektedir. Yoğunluk kaybı (μ) desibel ölçeği (dB) kullanılarak tanımlanır.

$$dB = 10 \log \frac{I_1}{I_2} \quad (2.11)$$

Denklem 2.11'de I_1 ve I_2 aralarındaki mesafe 1 cm olan iki noktada ölçülen yoğunluklardır. Zayıflama katsayısı μ , D desibel olarak ifade edilebilir. Burada D;

$$D = -4.3\mu \quad (2.12)$$

olarak verilmektedir. Genel bir kural olarak yumuşak dokudaki zayıflamanın kabaca $1 \text{ dB cm}^{-1} \text{ Mhz}^{-1}$ olduğu kabul edilir.

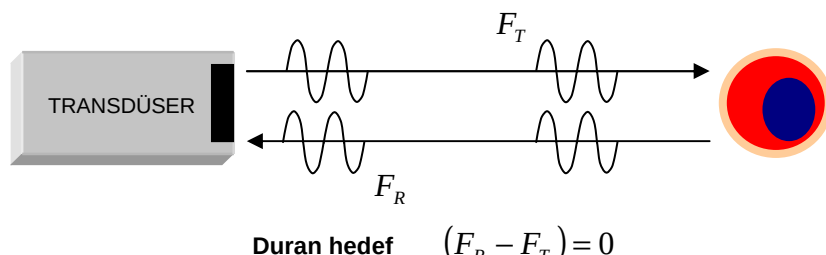
2.4 Doppler Tekniği

2.4.1 Doppler Etkisi

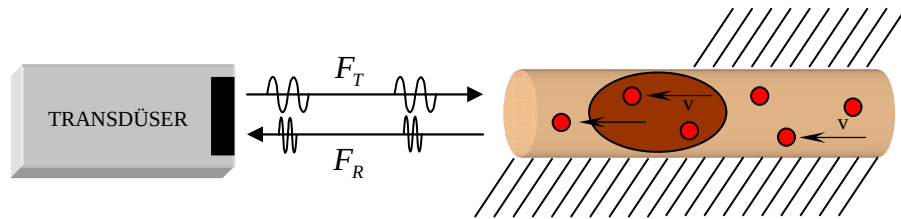
Doppler prensibi, ultrason dalganın yansıtıcı yüzeyle olan etkileşimi göz önünde bulundurularak daha iyi anlaşılabilir. Yansıyan ve gönderilen ultrason dalgaların frekansları arasındaki fark yansıtıcı yüzeyin hızıyla doğrudan orantılıdır. Geriye yansıyan dalganın frekansı ile yansıtan cismin hızı arasındaki ilişki Doppler Denklemi olarak şu şekilde tanımlanabilir.

$$\Delta F = (F_R - F_T) = \frac{(2 \cdot F_T \cdot v)}{c} \quad (2.13)$$

Burada ΔF Doppler frekans kayması, F_R hareketli hedeften yansıyan dalganın frekansı, F_T transduserden gönderilen dalganın frekansı, v transduser doğrultusunda olan hedefin hızı, c dalganın ortamdaki hızı.

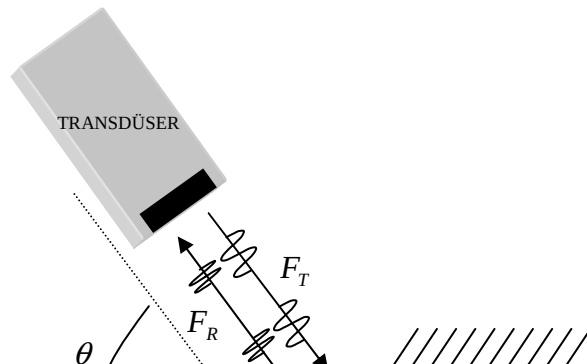


Yukarıdaki denklemde tanımlanan Doppler frekans kayması ΔF , eğer hedef transduser doğrultusunda yada ters yönde hareket ediyorsa uygulanabilir.(Şekil 2.4)



Şekil 2.4 0° açılı ile hedefe gönderilen dalgalar.

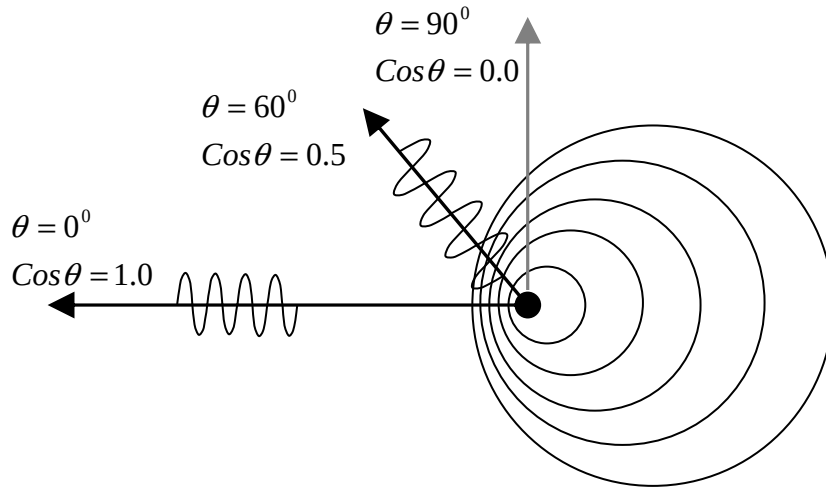
Klinik uygulamalarda bu şekilde ultrasonik dalga demetinin doğrudan akış yönünde yada ters yönde yayılması çok seyrek ve çoğunlukla belli bir θ açısıyla yaklaşır. (Şekil 2.5)



Bu durumda frekans kayması ΔF , bu θ açısının kosinüsü ile orantılı olarak azalır.

$$\Delta F = (F_R - F_T) = \left[\frac{(2.F_T v)}{c} \right] \cos \theta \quad (2.14)$$

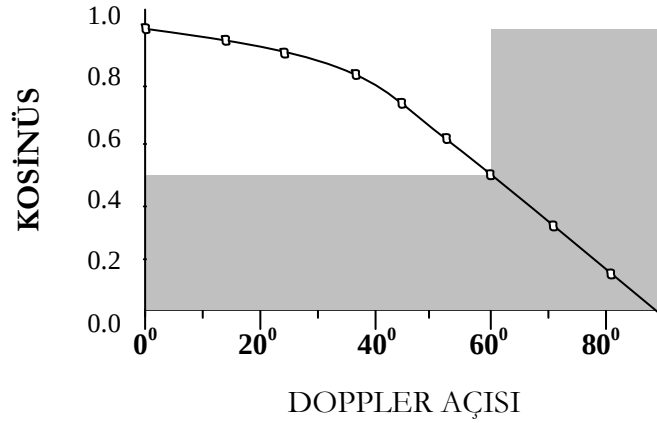
θ , akış yönü eksenini ile ultrasonik dalga demeti arasındaki açıdır. Eğer bu Doppler açısı ölçülebilirse akış hızı hesaplanabilir. Doğru bir hedef hız tespiti için Doppler frekans kayması ve hareketli hedef ile gönderilen dalga arasındaki açının doğru hesaplanması gerekir. Doppler açısı 90° ye yaklaştıkça $\cos \theta$ 'da sifıra yaklaşacaktır.



Şekil 2.6

Açı 90° olduğunda ise hedefin transdusere doğru yada ters yönde bir hareketinin bir etkisi yoktur ve herhangi bir Doppler frekans kayması söz konusu değildir. Doppler açısının kosinüsü 60° nin üzeri için hızla değiştiğinden, doğru açı için Doppler ölçümü 60° nin altında yapılmalıdır.

60° nin üzerinde Doppler açısındaki küçük değişiklikler, $\cos \theta$ da nispeten büyük değişikliği beraberinde getirir (Şekil 2.7). Dolayısıyla Doppler açısındaki küçük bir hata, hedefin hızının tespitinde büyük bir hata demektir.



Şekil 2.7 : Açıya göre kosinüs değişimi.(Gri bölgede hız ölçümü yapılmamalıdır.)

Pek çok klinik uygulamalarda, hızın doğru olarak ölçülebilmesi ve Doppler açısı için Doppler frekansının düzgün olarak belirlenmesi arzu edilir. Bu, farklı Doppler frekansları ile sistemden alınan verilerin karşılaştırılması ve farklı açılardan alınan verilerdeki hataların tespit edilmesine izin verir. Transduser frekansı Doppler açısı Doppler frekans kaymasına kadar olan bu kavramlar Doppler denklemi olarak tanımlanır ve Doppler ekipmanlarının klinik kullanımlarında önemli bir yere sahiptir. Tablo 2.4'de bu değerler (hız, tarama açısı, Doppler frekansı) arasındaki ilişki gösterilmektedir.

$F_T(\text{kHz})$	Tarama Açısı			
	0°	45°	60°	80°
2.0	2.6	1.8	1.3	0.5
2.5	3.2	2.3	1.6	0.6
3.0	3.9	2.8	1.9	0.7
5.0	6.5	4.6	3.2	1.1
7.5	9.7	6.8	4.9	1.6

Tablo 2.4 1 m/sn hızla hareket eden bir hedef için Doppler frekans kayması.

Doppler üniteleri yönlü ve transdusere doğru yada ters hareket yönlü olmak üzere eş zamanlıdır. Pek çok ünite, buna real-time spektrum

donanımlarını da dahil edebiliriz, Doppler işaretlerinin yorumlanmasında büyük kolaylıklar sağlamıştır. Darbeli Doppler ünitesi yaygın olarak kullanılmakta ve operatörlere yansıyan işaretten istenilen aralığın seçilmesine izin vermektedir.

Konvansiyonel ultrason görüntüleme olsun, Doppler görüntülemesi olsun, her ikisi de , vücutta bilinen bir noktaya veya heamodinamik olarak ilgilenilen belirli bir noktaya, operatörün Doppler örnekleme hacmini yerleştirmesini sağlayarak kuantitatif Doppler çalışmalarına yeni bir boyut katmıştır.

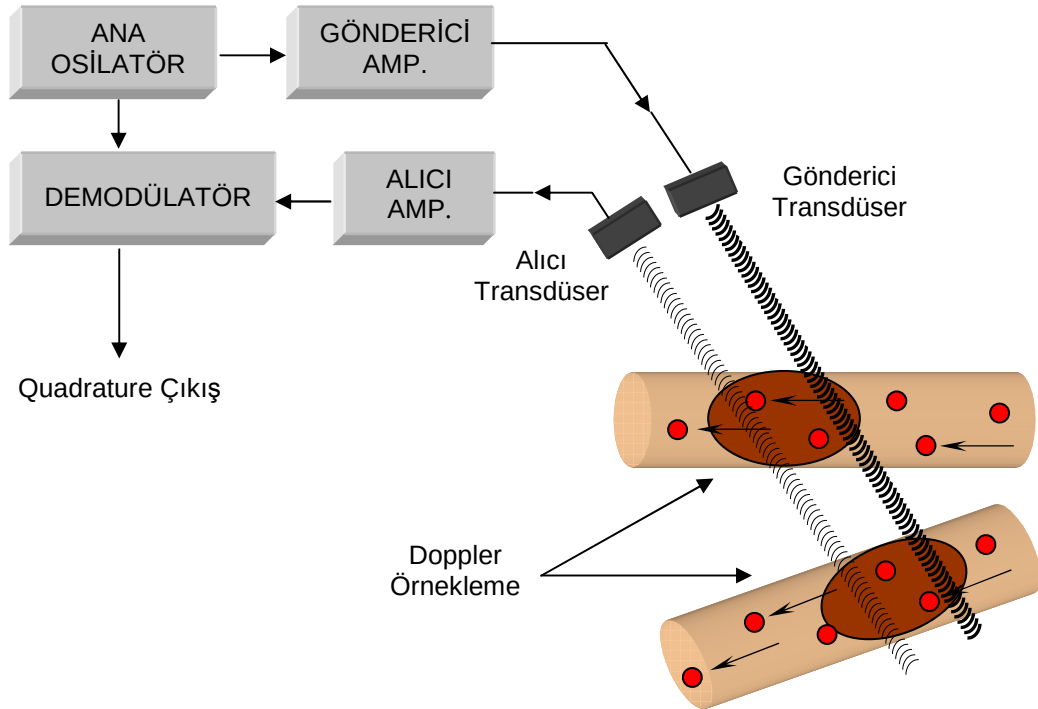
Artık Doppler tekniği pek çok klinik uygulamada kullanılmaktadır. Öyle gözüktüyor ki yakın gelecekte bu teknikten yararlanmayacak tıp alanı yok gibidir.

3. DOPPLER SİSTEMLERİ ve SİNYAL İŞLEME

3.1 Sürekli Dalga Doppler Sistemleri

En temel Doppler cihazı Sürekli Dalga Doppler (Continuous Wave (CW)) sistemleridir. CW sistemler ilk olarak 1957 yılında, seçilmiş bir damarda irtibatsız şekilde kan hızının görüntülenmesinde kullanılmış ve başarılı sonuçlar alınmıştır. Böylelikle CW akışkanmetreler, efektif klinik cihazlarından biri olarak kabul edilmeye başlanmıştır.

Tipik bir CW Doppler sisteminin blok şeması Şekil 3.1' de görülmektedir. Ana osilatör sabit bir frekansta sinyal üreterek, amplifikatör aracılığıyla probdaki verici kristali sürmektedir. Bu tahrikleme, verici transdüserin saçılım alanını kapsayacak yapıda CW ultrason demet meydana getirir. Ana osilatör frekansı 2-10 MHz aralığındadır. Geniş bandlı verici amplifikatör 2-5 V gerilimi, 50/75 Ω elektriksel eşleme elemanı ile verici kristale sağlamaktadır.



Şekil 3.1 CW Doppler Sistemi

Alıcının ön kuvvetlendiricisindeki distorsiyon, demodülatörün performansını etkileyecektir. RF ön yükseltici, transdüserden alınan sinyal seviyesini demodülatöre vermezden önce artırmakta kullanılır. RF ön yükselticide ortaya çıkan distorsiyon bir çeşit sınırlamadır. Bu ya aşırı yükleme esnasında istemeyerek, ya da gürültüyü azaltmak için bilinçlice yapılmaktadır. Geniş bandlı sinyallerde SNR keskin net sınırlamayla iyileştirilebilir [Gardener 1967]. Fakat gürültü ve Doppler bileşenleri içeren bir ultrason sinyalin net sınırlaması, hayali Doppler çıkışları üretebilir. Gürültünün bölgesel aç/kapa anahtarlamayla azaltılabileceği PW Doppler sistemlerinde, sınırlayıcı ön yükselticinin kullanılması uygundur. Kısaca Doppler sistemlerinde non-lineer alıcı kullanıma elverişli değildir [Peronneau et.al. 1974].

Probdaki alıcı/verici transdüser arasındaki etkileşimi giderebilmek için, akustik yalıtkanla ayrıştırılarak monte edilirler. Teoride ortak alıcı/verici kullanılabilmesi mümkün olmasına rağmen, tek transdüser uygulaması sinyal işlemlerinde pratik problemler doğuracağından, alıcı/verici elemanlarını ayrı ayrı çalıştırmak gerekmektedir. Piezoelektrik kristal ile vücut arasındaki akustik eşleme tabakası için $\lambda/4$ kalınlığında epoxy sıvısı kullanılır.

Radyasyon yelpazesi içerisindeki hareketli ve durağan hedeflerden kaynaklanan eko, geri dönen ultrason sinyali oluşturur. Bu, alıcı kristalle algılanarak RF kuvvetlendiriciye uygulanır. Demodülatör detekte etmeden önce kullanılan alıcı amplifikatörü; 10-100 μ V arası zayıf kristal gerilimini arttıran az gürültülü birimdir. Alıcının hassasiyeti 1 μ V 'dan daha yüksek, dinamik duyarlılığı 80dB 'den fazla ve bandgenişliği de 2-10 MHz 'dir.

Her iki transdüserin ortak kapsama alanındaki hareketli hedefler Doppler fark frekansı çıktısına neden olur. Doppler demodülasyonu, algılanan dalga formunun frekansını, yayılan sinyalle karşılaştırılmasıyla alakalıdır. Demodülatör çıkışı, f_D fark frekansında Doppler dalga formunu üretir. Bu sinyal, ultrasonik demet içerisindeki hareket hakkında genlik ve frekansına göre bilgi içeren AF sinyallerini çıkarmakta kullanılır.

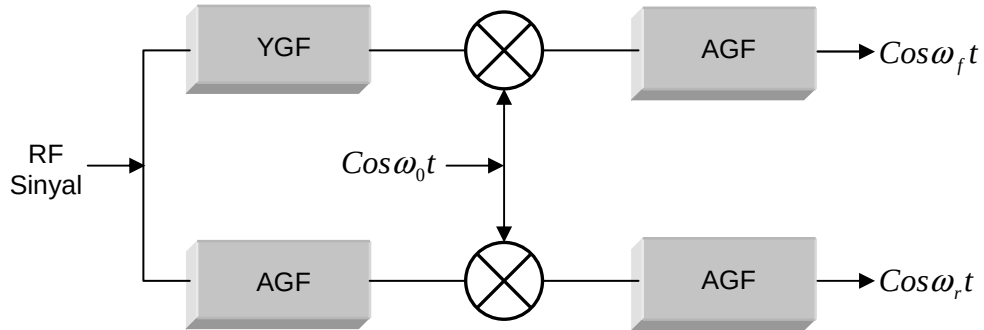
3.1.1 Yönlü Doppler Demodülasyonu

Klinik çalışmalarda sadece kan akış hızını görüntülemek yeterli değil, aynı zamanda yönünü de bilmek önemlidir. Doğrudan demodülasyon teknikleri, Doppler frekans yanbandlarını, temel bandın aynı bölgesine kaydırıldığı için yönlü bilgiyi tahrip etmektedir.

Bu yönlü bilgiyi kaybetmeden, yansıyan sinyalden Doppler içeriklerini (yönlü bilgiyi) çıkarmanın farklı teknikleri mevcuttur. Alternatif olarak başarıyla uygulanabilen üç ayrı demodülasyon çözüm metodu geliştirilmiştir. Bunlar, Tek yanband detektörü, Heterodyn detektör ve Quadrature (dikgen) faz detektörüdür. [Cohlan and Taylor,1976; Atkinson and Woodcock, 1982].

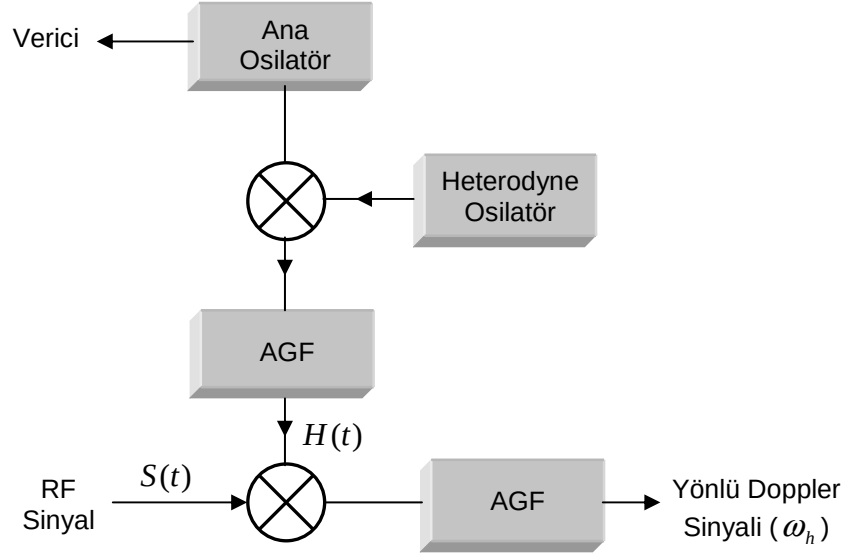
3.1.1.1 Tek Yanband (SSB) Dedektörü

Tek yanband dedeksiyon (Şekil 3.2), doğrudan RF sinyalin alçak ve yüksek geçiren filtreler yardımıyla, alt yanband ve üst yanbandın kaldırılmasıyla sağlanır. Bu yanbandlar birbirinden bağımsız olarak, ayrı audio işaretleri üretmek için ayrı kanallarda kohorent demodüle edilir. Bir tanesi transdüserle doğru olan akış yönüne, diğride probdan uzaklaşan akış yönüne karşılık gelmektedir. Bu metodun uygulanmasındaki ana problem, uygun kanal ayırımı gerçekleştirebilmek için, filtrelerin olabildiğince keskin eğilimli seçilmesidir.[DeJong et.al. 1975]



3.1.1.2 Heterodyn Detektör

Heterodyne demodülasyon, ana osilatör frekansından çok az farklı olarak yansıyan sinyalin kohorent demodülasyonu ile elde edilir. Ama bu, heterodyne osilatörün çıkışıyla karıştırılarak sağlanır.



Şekil 3.3 Heterodyne Detektör

Bir ultrasonik sinyal temel olarak; taşıyıcı sinyal, proba doğru hareket yönlü sinyal ve ters yönlü sinyal olmak üzere başlıca üç bileşene ayrılarak Denklem 3.1'deki gibi ifade edilebilir.

$$S(t) = A_0 \cos(\omega_0 t + \phi_0) + A_f \cos(\omega_0 t + \omega_f t + \phi_f) + A_r \cos(\omega_0 t - \omega_r t + \phi_r) \quad (3.1)$$

Burada A : genlik, ω : açısal frekans, ve ϕ 'de herbir sinyalin fazını simgelemektedir. İndis olarak kullanılan 0, f ve r ise sırasıyla; taşıyıcı, ileri yönlü ve geri yönlü sinyallerdir. Ana osilatörden üretilen bu sinyal, heterodyne osilatörden üretilen farklı bir sinyalle kohorent demodüle edilebilir.

$$H(t) = \cos(\omega_0 t - \omega_h t) \quad (3.2)$$

ω_h : heterodyne osilatörün frekansdır. (Buradaki ikinci bileşen olan $\omega_0 t + \omega_h t$ demodülasyonda yer almadan önce kaldırılmalıdır.) $S(t)$ ve $H(t)$ 'nin çarpımı;

$$S(t).H(t) = \frac{1}{2} \{ A_0 \cos(\omega_h t + \phi_0) + A_0 \cos(2\omega_0 t - \omega_h t + \phi_0) + A_f \cos(\omega_h t + \omega_f t + \phi_f) + A_f \cos(2\omega_0 t + \omega_f t - \omega_h t + \phi_f) + A_r \cos(\omega_h t - \omega_r t + \phi_r) + A_r \cos(2\omega_0 t - \omega_r t - \omega_h t + \phi_r) \} \quad (3.3)$$

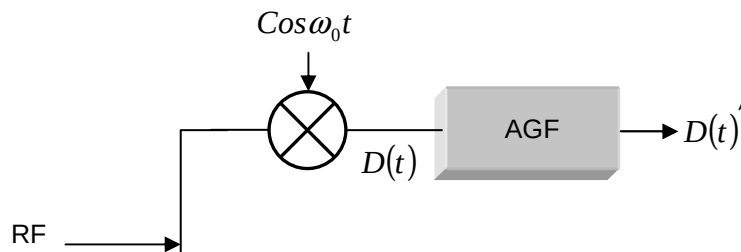
ω_0 kesim frekanslı alçak geçiren (LPF) filtreden geçirildikten sonra aşağıdaki ifade elde edilir.

$$\frac{1}{2} \{ A_0 \cos(\omega_h t + \phi_0) + A_f \cos[(\omega_h + \omega_f)t + \phi_f] + A_r \cos[(\omega_h - \omega_r)t + \phi_r] \} \quad (3.4)$$

Heterodyne frekansının (ω_h), Doppler transdüser tarafından hedeften alınan sinyaldeki en yüksek Doppler fark frekansından büyük olması şartıyla; ileri yönlü ve geri yönlü Doppler bileşenleri (ω_h) frekansı civarında tamamen ayrılabilir. Denklem 3.4'deki heterodyne frekansına sahip ilk terim, keskin bir filtre ile kaldırılmalıdır. Bu tip bir çıkış özellikle ileri ve geri akış yönlü sinyallerin tek kanallı olarak spektral analizi için uygundur. [Light, 1970].

3.1.1.3 Quadrature (Dikgen) Faz Dedektörü

Üçüncü ve en yaygın kullanıma sahip yönlü Doppler dedektörü, Quadrature Faz Dedektörü'dür. Bu tip demodülasyonun en önemli yanı, reel ve imajiner Doppler fark bileşenlerini muhafaza etmesidir. Bu da, ana osilatörden üretilen ve aralarında 90° faz farkı bulunan sinyallerle, Doppler transduser tarafından alınan Doppler sinyallerinin kohorentli demodülasyonu ile mümkün olur. (Şekil 3.4)



Denklem 3.1'de verilen $S(t)$ ultrason sinyal modeli $\cos(\omega_0 t)$ ile çarpılarak, direkt sinyal $D(t)$ aşağıdaki gibi elde edilir.

$$\begin{aligned}
 D(t) &= [A_0 \cos(\omega_0 t + \phi_0) + A_f \cos(\omega_0 t + \omega_f t + \phi_f) + A_r \cos(\omega_0 t - \omega_r t + \phi_r)] \cos \omega_0 t \\
 &= \frac{1}{2} A_0 [\cos(\phi_0) + \cos(2\omega_0 t + \phi_0)] \\
 &\quad + \frac{1}{2} A_f [\cos(\omega_f t + \phi_f) + \cos(2\omega_0 t + \omega_f t + \phi_f)] \\
 &\quad + \frac{1}{2} A_r [\cos(\omega_r t - \phi_r) + \cos(2\omega_0 t + \omega_r t - \phi_r)]
 \end{aligned} \tag{3.5}$$

DC bileşenlerin filtrelenmesi ve $2\omega_0$ kesim frekansına sahip bir alçak geçiren filtreleme işleminin ardından

$$D(t)' = \frac{1}{2} A_f \cos(\omega_f t + \phi_f) + \frac{1}{2} A_r \cos(\omega_r t - \phi_r) \tag{3.6}$$

Aynı şekilde $S(t)$ 'nin $\sin(\omega_0 t)$ ile çarpılarak filtrelenmesinden sonra Quadrature sinyal $Q(t)'$ Denklem 3.7'deki gibi olur.

$$Q(t)' = -\frac{1}{2} A_f \sin(\omega_f t + \phi_f) + \frac{1}{2} A_r \sin(\omega_r t - \phi_r) \tag{3.7}$$

yada

$$Q(t)' = \frac{1}{2} A_f \cos\left(\omega_f t + \phi_f + \frac{\pi}{2}\right) + \frac{1}{2} A_r \cos\left(\omega_r t - \phi_r - \frac{\pi}{2}\right) \quad (3.8)$$

Denklem 3.6 ve 3.8 karşılaştırıldığında; direkt sinyalin probdan ileri akış yönlü bileşeni, quadrature sinyalin aynı bileşeninden 90° geride olmasına karşılık, proba doğru akış yönlü bileşeni quadrature sinyalin aynı bileşeninden 90° ileride olduğu görülebilir. Bununla birlikte, ileri ve geri akış yönü ileri tip bir prosesle tamamen bir birinden ayrılabilir. Daha sonraki konularda bu çalışmanın esası olan teknikler üzerinde durulacak ve açıklanacaktır.

3.2 Darbe Dalgalı Sistemler

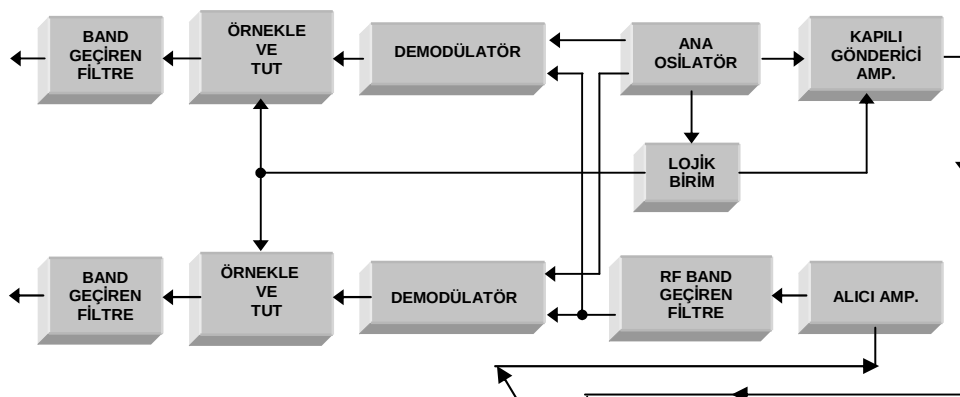
CW akışkanmetrelerin esas dezavantajı, bölgesel ayrıştırma yeteneğinin olmamayıdır. CW transmisyonda, transdüserin saçılma patterninin tamamını dolduracak ultrasonik demet yayımlanır. Bu demet içerisindeki bütün hedefler Doppler çıkışının kaynağıdır. Hareketli hedeflerin bölgesini ayrıştırabilme kabiliyetine sahip değişik sinyal kodlama ve işleme teknikleri vardır.

Ultrason dalgayı şekillendirmede bilinen en genel metot, CW transmisyunun genliğini modüle etmektir. Bu çoğunlukla Darbe Dalgalı (Pulse Wave (PW)) Doppler sistemleridir. Transdüser yüzeyinden spesifik bir uzaklıkta Doppler işaretleri elde etmek için kullanılır. CW ve PW sistemler arasındaki temel fark alıcı/verici transdüserini daima uyarmak yerine, darbeli sinyaller şeklinde tahriklemektir. Böylece ani darbe yenileme frekansında hedef bölge sorgulanır ve geri yansıyan ekolar da Doppler frekans kayması için incelemeye tabi tutulur. Bu yöntem radar konusundaki geliştirilmiş teknikten uyarılmıştır [Wells 1969; Baker 1970].

Ani-darbeli Doppler; Doppler cihazının hız belirleme özelliğiyle, ani darbe sisteminin bölge tanımlama kabiliyetini birleştirir. Sistemin çalışma ilkesi, düzenli aralıklarla hedef bölgeye doğru kısa süreli ultrason sinyal

paketleri yaymak ve ekonun gelmesi için beklemektir. Ultrasonik dalgalar insan vücudunda prensip olarak sabit hızda yayılacağı için, darbe transmisyonu başlangıcı ile geri dönen ekonun geliş zamanı arasındaki gecikme, hedefin bulunduğu bölgeye bağlıdır. Ani-darbe transmisyon başlangıcından herhangi bir zaman sonra, bütün ekoların kaynaklandığı örnek inceleme hacminin, hemen transdüserin önünde olduğu varsayılabilir. Bu hacmin boyutları aksinel olarak ani-darbe uzunluğuyla, yanlamasına da radyasyon yelpazesiyle sınırlıdır. Bu durumda hedef bölgenin maksimum hareket hızı, ultrason sinyali hızının yarısıdır. Transmisyondan sonra sabit bir zamanda ekolar örneklendiğinden, sonuçta elde edilen Doppler işaretleri, yalnızca seçilen gecikme zamanına eşdeğer örnek inceleme hacmi içerisindeki hareketli hedeflerden doğmaktadır.

Aşağıdaki Şekil 3.4'de tipik bir PW Doppler sisteminin temel elemanları gösterilmiştir. Ana osilatör, transdüserin rezonans frekansında sinüsoidal dalga üretir. Ani darbe yenileme periyodunda salınım sinyalin birkaç çevrimi; transmisyon kontrol kapısı aracılığıyla geçirilir. Transdüseri tahriklemesi için kuvvetlendirilen ultrason sinyali kümesinin uzunluğu, alışı fonksiyonu için tahsis edilen zamandan daha kısadır. Proben band genişliği, yayımlanan sinyalin band genişliği kadar geniş olmalıdır. PW problemleri 1-10µs süreli 20-100 V arasında bir gerilimle tahriklenir. Alıcı içinde aynı transdüser kullanıldığından, vericinin çıkış gürültüsünü bastırabilmek için açma/kapama zamanlarındaki sinyal oranları 150 dB 'e kadar çıkmalıdır. Geciktirici kontrol kapısı, yayılan ultrasonik sinyalin kümesinin, ilgilendiğimiz seçilen bölgeye gidip gelebilmesine yetecek kadar bir zaman farkı üretir. Ultrason dalganın yolu üzerindeki hedeflerden doğan, geri gelecek eko işaretleri aynı transdüserle alınır. Bu periyodik olarak yenilenir. Hareketli ve durağan hedeflerden dedekte edilen sinyaller eşit oranda kuvvetlendiğinden, doyuma girmemesi için amplifikatörün dinamik bölgesi, çok büyük olmalıdır.



Alıcının, proba girişi direkt bağı olan propagasyon sinyalinden etkilenmemesi içinde, elektriksel koruma birimi gerekir. Alıcının band genişliği sistemin eksel çözünürlüğü ile ters orantılıdır.

Geri dönen yansıyan sinyaller bölge kontrol kapısını açmak suretiyle örneklenir ve ana osilatörle sürülen kohorent demodülatöre beslenir. Geri gelen anahtarlanmış herbir eko, demodülatörde kısa süreli çıkış ani-darbeleri meydana getirir. Bu sinyaller bölgesel bilgi içeriklidir. Yani herbir ultrason sinyal kümesi için; referans olarak kullanılan osilatör sinyalleri ile, tetkik edilen bölgeden alınan sinyaller arasındaki faz farkı bilgisini kullanır. Bu, ortamdaki Doppler çıkışının bir kısmıdır.

Demodülatör çıkışı transmisyon ani darbesinin başlangıcına göre istenilen bir zamanda örneklenir. Örnekleme frekansı $f_s \geq 2.f_D(\max)$ şartıyla Nyquist kriterine uygun olmalıdır. Örnekleme süresi, transmisyon ani darbe uzunluğuyla birlikte hız bilgisinin toplanacağı bölgeyi (derinliği) ayarlar. Optimum performans için bu ikisi eşit yapılır. Yayımlanacak çıkış gerilimi azaltılarak sinyal süresi uzatılabilir. Damar çapını kullanımda tam olarak

eşleyebilmek için, sinyal süresi ayarlanabilmelidir. Sistemin band genişliği aç/kapa anahtarlama süresiyle ters orantılıdır ve SNR oranı, bu süreyi arttırarak iyileştirilebilir.

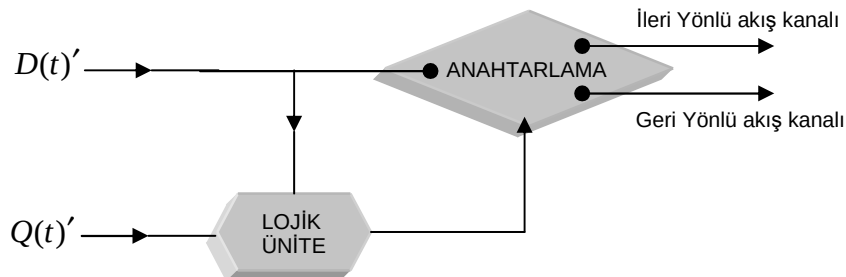
Örnekleme zamanı dalgaının, tetkik edilen derinliğe gidip/gelebilmesi süresince geçen zamana eşdeğerdir. Eğer gerekirse bu örnekler, ardı sıra gelecek olan bir sonraki transmisyon ani-darbesinin cevabı yenilenmeden önce saklanabilir. Böylece örnekle/tut tekniği daha pürüzsüz dalga formu çıkartır. Doppler fark frekanslarının tamamını süzebilmek için kesim frekansı $f_s/2$ olan, 8 kutuplu LPF kullanılarak bu değere kadar olan Doppler bileşenleri filtrelenir; HPF kullanarak da küçük frekanslı yüksek enerjili gürültü sinyalleri çıkartılır. [Bkz. Doppler Ultrasound, Evans et. al.,1989]

3.3 Akış Yönü Tespiti

Doppler sisteminin çıkışı Quadrature form olduğunda -ki yön bilgisinin çıkarılması yani ileri ve geri akış yönlü sinyallerin ayrıştırılması için bu zorunludur- ileri bir prosese ihtiyaç duyulur. Zaman domeni, Faz domeni ve Frekans domeni prosesleri ile birlikte Kompleks FFT yöntemi sayesinde bu ihtiyaç karşılanmış olur. [Coghlan and Taylor, 1976].

3.3.1 Zaman Domeni Prosesi

Şekil 3.6'da blok diyagramı görülen Zaman Domeni prosesi, Mcleod(1967) tarafından geliştirilmiştir. Görülen lojik ünite Quadrature sinyallerin, hangisinin ileri, hangisinin geri olduğunu belirlemek için kullanılır.



Şekil 3.6 Zaman Domeni Prosesi

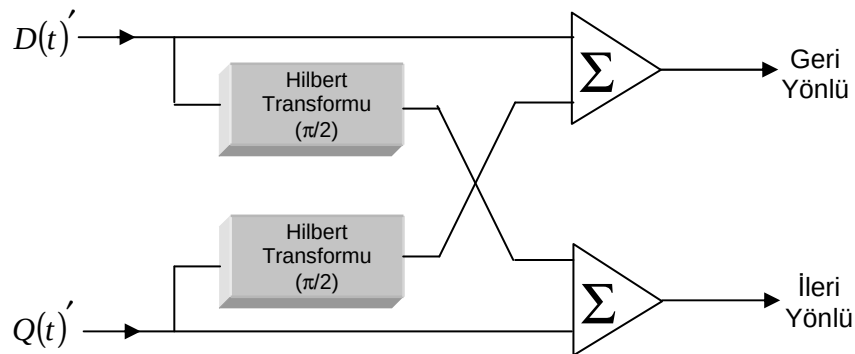
Bu kanallardan bir tanesinin çıkışı, ileri akış yada geri akış kanalı olarak anahtarlanır. Zaman boyutunda, demodülasyon arasındaki faz ilişkisini karşılaştırarak yön bilgisi çıkarıldığı için, Zaman Domeni Prosesi olarak adlandırılır. Fakat bu sistemler, akışın tek yönlü olduğu durumlarda doğru sonuçlar verir. Eğer her iki yönde olan akış sinyalleri simultane alınırsa, direkt ve quadrature sinyaller arasındaki faz ilişkisi karmaşıklaşır. Ayrıca anahtarlama düzeneği de sistemin güvenilirliğini azaltmaktadır.

3.3.2 Faz Domeni Prosesi (Faz-Filtre Teknik (PFT))

İleri yönlü ve geri yönlü bileşenler, yukarıda çıkarılan Denklem 3.6 ve Denklem 3.8 eş zamanlı olarak çözülerek ayrıştırılabilir. Bunun için blok diyagramı Şekil 3.6'da görülen Faz Filtre Tekniği'nden yararlanılır. Ayrık zaman frekans ve darbe cevabı Denklem 3.9'da görülen geniş band Hilbert Transformu ile, her iki $D(t)'$ ve $Q(t)'$ kanallarında 90° faz kayması gerçekleştirilir.

$$H(e^{j\omega}) = \begin{cases} -j & 0 < \omega < \pi \\ 0 & \omega = 0, \pi \\ +j & -\pi < \omega < 0 \end{cases} \quad h(n) = \begin{cases} \frac{2\text{Sin}(\pi n / 2)}{\pi n} & n \neq 0 \\ 0 & n = 0 \end{cases} \quad (3.9)$$

Karşılıklı olarak faz kayması olan ve olmayan sinyaller birbirlerine eklenerek, ileri ve geri yönlü işaretler tamamen ayrıştırılmış olur.



Şekil 3.7 Faz Filtre Teknik

Denklem 3.6 Hilbert Transformuyla 90° Faz kaymalı direkt sinyal olarak aşağıdaki gibidir.

$$D(t)^+ = \frac{1}{2} A_f \cos\left(\omega_f t + \phi_f + \frac{\pi}{2}\right) + \frac{1}{2} A_r \cos\left(\omega_r t + \phi_r + \frac{\pi}{2}\right) \quad (3.10)$$

Bu sinyal Denklem 3.8 de verilen $Q(t)'$ ile toplandığı zaman, geri yönlü sinyal bileşeni kaldırılarak ileri yönlü bileşen:

$$F(t) = A_f \cos\left(\omega_f t + \phi_f + \frac{\pi}{2}\right) \quad (3.11)$$

Aynı yolla 90° kaymalı quadrature sinyal :

$$Q(t)^+ = \frac{1}{2} A_f \cos(\omega_f t + \phi_f + \pi) + \frac{1}{2} A_r \cos(\omega_r t - \phi_r) \quad (3.12)$$

Denklem 3.6 da verilen $D(t)'$ ile toplandığında, ileri yönlü bileşen kaldırılarak geri yönlü bileşen

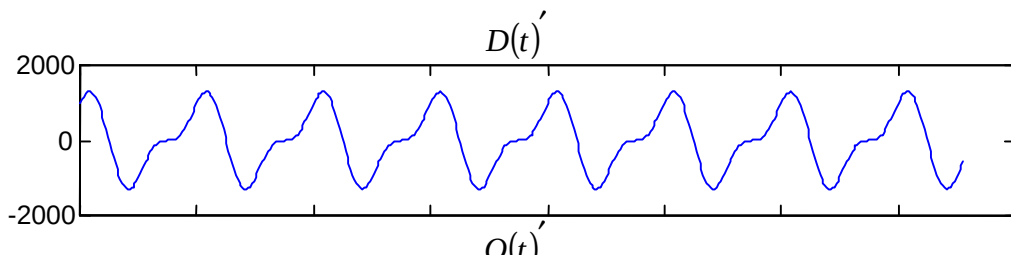
$$R(t) = A_r \cos(\omega_r t - \phi) \quad (3.13)$$

elde edilir.

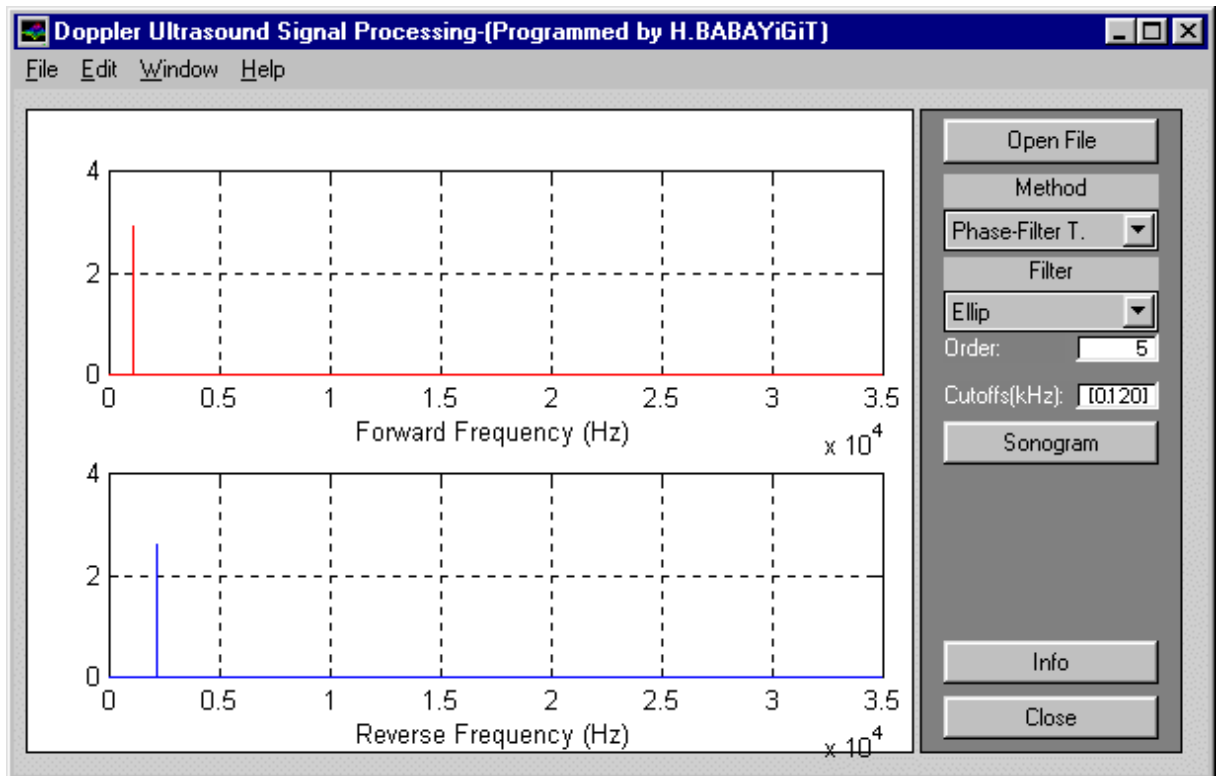
Teorik olarak tanımlanan bu sonuçları hazırlanan Matlab programında sınamak için, 66 kHz örnekleme frekanslı, 1 kHz ileri yönlü ve 2 kHz de geri yönlü sinyali ifade etmek üzere her iki $D(t)'$ ve $Q(t)'$ sinyal modeli aşağıdaki gibi oluşturuldu.

$$D(t)' = 1000 \cos(2\pi 1000 / 66000) + 500 \sin(2\pi 2000 / 66000)$$

$$Q(t)' = 1000 \sin(2\pi 1000 / 66000) + 500 \cos(2\pi 2000 / 66000)$$



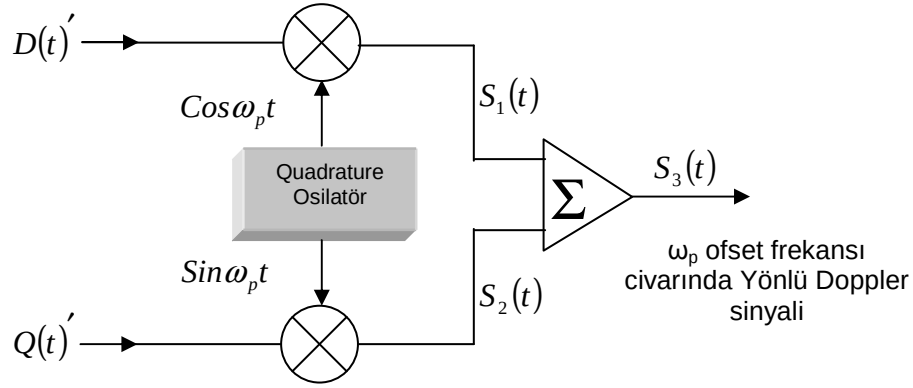
Matlab matematiksel programlama dili yardımıyla oluşturulan program sayesinde alınan sonuçlar Şekil 3.7 ve Şekil 3.8'de görülmektedir



Şekil 3.9 Kullanıcı arayüzü olarak tasarlanmış Matlab programı ile PFT sonuçları

3.3.3 Frekans Domeni Prosesi (Weaver Receiver Teknik)

Blok diyagramı Şekil 3.9 görülen Weaver Receiver Teknik (WRT)'de, direkt sinyal $D(t)'$ ve quadrature sinyal $Q(t)'$ nin pilot osilatörden alınan ω_p pilot frekanslı quadrature sinyalle karıştırılarak, ileri ve geri yönlü işaretler ω_p pilot frekansı civarında ayrıştırılır. Matematiksel olarak, Denklem 3.6, pilot osilatörden A_p genlikli ve ω_p açısal frekanslı $A_p \cos(\omega_p t)$ ile çarpılarak;



Şekil 3.10 Weaver Receiver Teknik

$$S_1(t) = \frac{1}{2} A_p \{A_f \cos(\omega_f t + \phi_f) \cos(\omega_p t) + A_r \cos(\omega_r t - \phi_r) \cos(\omega_p t)\} \quad (3.14)$$

daha açık ifadesiyle;

$$S_1(t) = \frac{1}{2} A_p \{A_f [\cos(\omega_p t - \omega_f t - \phi_f) + \cos(\omega_p t + \omega_f t + \phi_f)] + A_r [\cos(\omega_p t - \omega_r t + \phi_r) + \cos(\omega_p t + \omega_r t - \phi_r)]\} \quad (3.15)$$

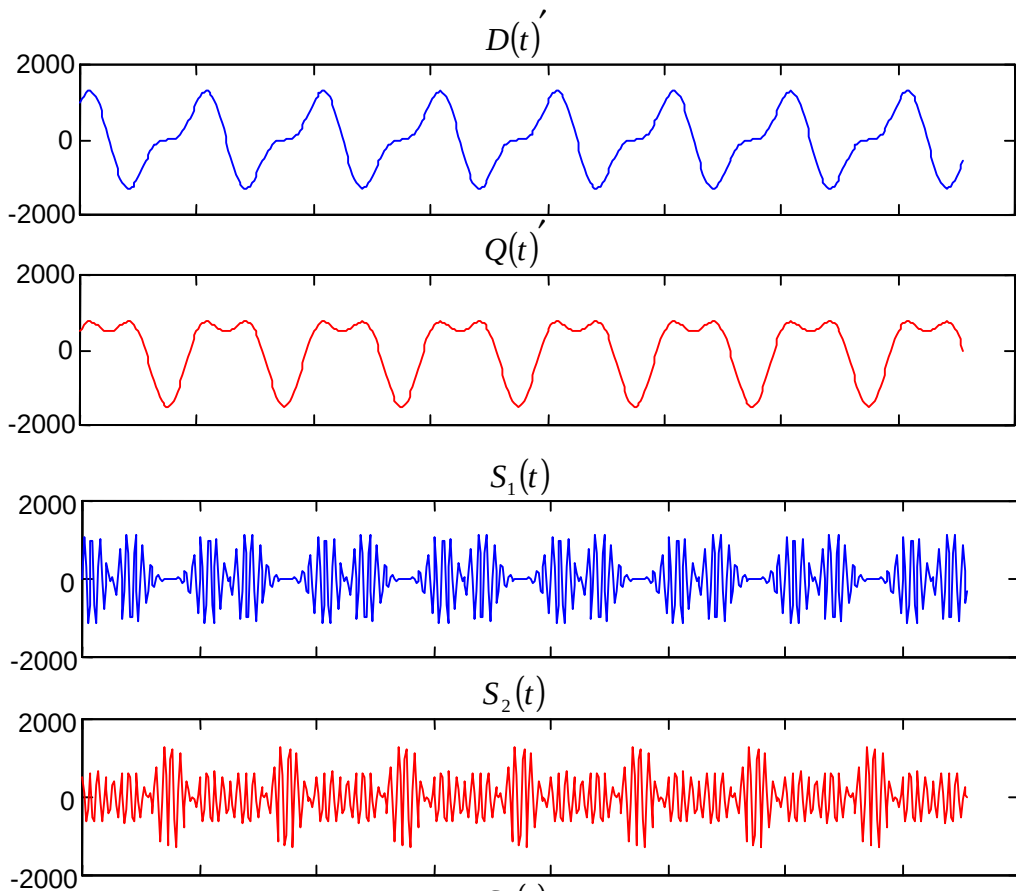
Aynı şekilde Denklem 3.8'de $A_p \sin(\omega_p t)$ ile çarpılarak;

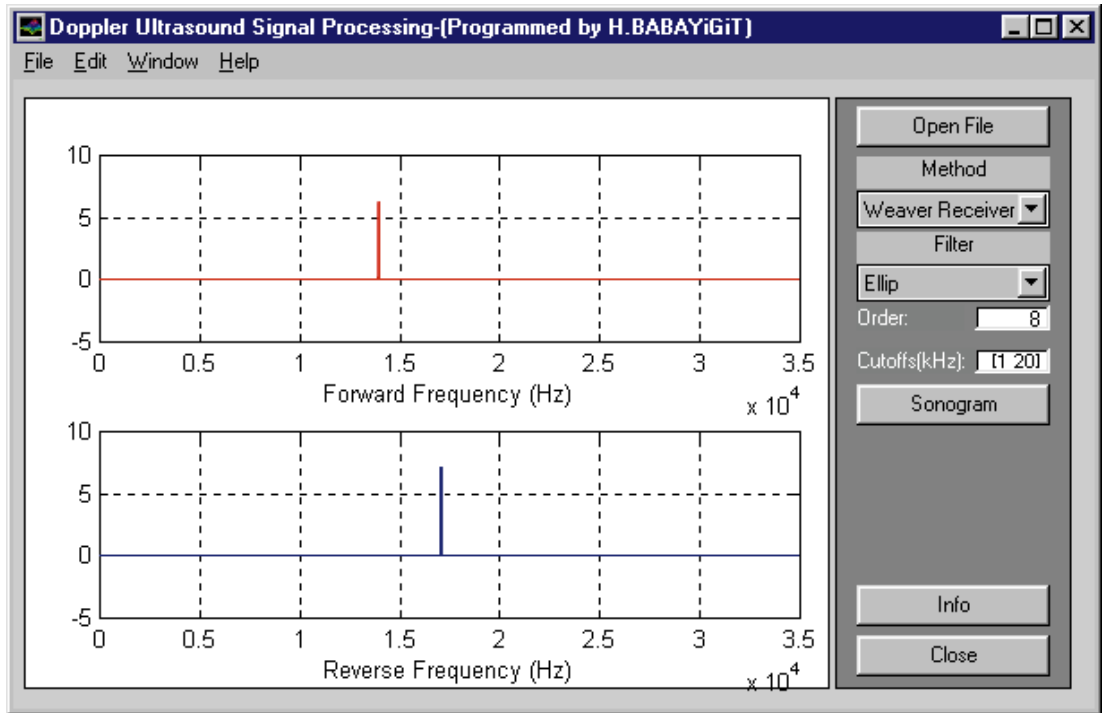
$$S_2(t) = \frac{1}{2} A_p \{ A_f [-\cos(\omega_p t - \omega_f t - \phi_f) + \cos(\omega_p t + \omega_f t + \phi_f)] + A_r [\cos(\omega_p t - \omega_r t + \phi_r) + \cos(\omega_p t + \omega_r t - \phi_r)] \} \quad (3.16)$$

elde edilir. Bu iki Denklem 3.15 ve Denklem 3.16 toplanarak sonuç aşağıdaki Denklem 3.17'deki gibi olur.

$$\begin{aligned} S_3(t) &= S_1(t) + S_2(t) \\ &= \frac{1}{2} A_p \{ A_f [\cos(\omega_p t - \omega_f t - \phi_f) + \cos(\omega_p t + \omega_f t + \phi_f)] + A_r [\cos(\omega_p t - \omega_r t + \phi_r) + \cos(\omega_p t + \omega_r t - \phi_r)] \} \\ &\quad + \frac{1}{2} A_p \{ A_f [-\cos(\omega_p t - \omega_f t - \phi_f) + \cos(\omega_p t + \omega_f t + \phi_f)] + A_r [\cos(\omega_p t - \omega_r t + \phi_r) + \cos(\omega_p t + \omega_r t - \phi_r)] \} \\ &= \frac{A_p}{2} \{ A_f \cos[(\omega_p + \omega_f)t + \phi_f] + A_r \cos[(\omega_p - \omega_r)t + \phi_r] \} \end{aligned} \quad (3.17)$$

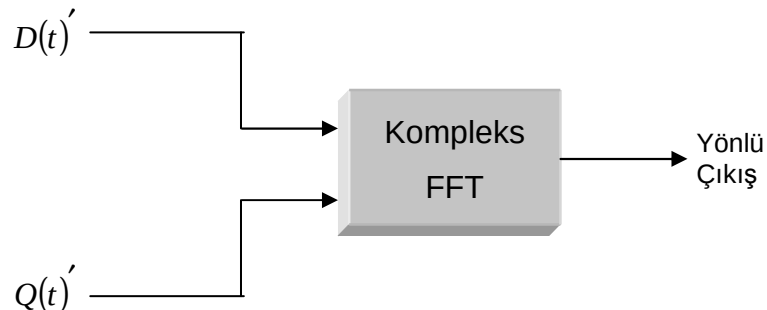
Tanımlanan bu sonuçları sınamak için yine $D(t)'$ ve $Q(t)'$ sinyal modelleri WRT uyarınca quadrature pilot frekansı $\omega_p = 15 \text{ kHz}$ olan $\sin(2\pi 15000/66000)$ ve $\cos(2\pi 15000/66000)$ bileşenlerle çarpılarak Şekil 3.10 ve 3.11'de görülen grafiklerde görülen sonuçlar elde edilir.





Şekil 3.12 3.3.4 Kompleks FFT Teknik
Kullanıcı arayüzü olarak tasarlanmış Matlab programı ile $w_p=15\text{kHz}$ civarında WRT sonuçları

Kompleks FFT (CFFT) teknik frekans domeninde ekstra sinyal işleme gerektirmeyen, doğrudan yön bilgisinin çıkarılabileceği bir tekniktir. Blok diyagramı Şekil 3.12'de görülen bu teknikte; direkt ve quadrature sinyaller bir kompleks zaman sinyalinin reel ve imajiner kısımları olarak alınır. CFFT'nin özelliklerine göre [Brigham, 1974], eğer kompleks giriş zaman sinyali quadrature ise çıkış yönlü ve çıkış spektrumu çift yanlıdır.



Kompleks Fourier Transform (CFT), kan akış yönünün belirlenmesinde quadrature bir sinyale uygulanması yönüyle, bazı faydalı özelliklere sahiptir. Bir kompleks zaman sinyalinde reel terim çift, imajiner terim tek ise CFT reel, reel terim tek, imajiner terim çift ise CFT imajinerdir. [N.Aydin D.H.Evans,1994]

$$D(t)' = \frac{1}{2} A_f \cos(\omega_f t + \phi_f) + \frac{1}{2} A_r \cos(\omega_r t + \phi_r)$$

$$Q(t)' = \frac{1}{2} A_f \cos\left(\omega_f t + \phi_f + \frac{\pi}{2}\right) + \frac{1}{2} A_r \cos\left(\omega_r t - \phi_r - \frac{\pi}{2}\right)$$

Bu özelliklere açıklık getirmek üzere aşağıdaki şekilde iki bileşeni de içeren bir kompleks zaman sinyali tanımlayalım.

$$x(t) = x_a(t) + x_b(t) = x_{re}(t) + jx_{im}(t) \quad (3.18)$$

$$x_a(t) = (A \cos 2\pi f_a t + jA \sin 2\pi f_a t) \quad (3.19)$$

$$x_b(t) = (B \cos 2\pi f_b t + jB \sin 2\pi f_b t) \quad (3.20)$$

burada x_a birinci x_b de ikinci bileşeni temsil etmektedir. Buradan,

$$x(t) = (A \cos 2\pi f_a t + B \sin 2\pi f_b t) + j(A \sin 2\pi f_a t + B \cos 2\pi f_b t) \quad (3.21)$$

Bu kompleks zaman fonksiyonunun Fourier transformu:

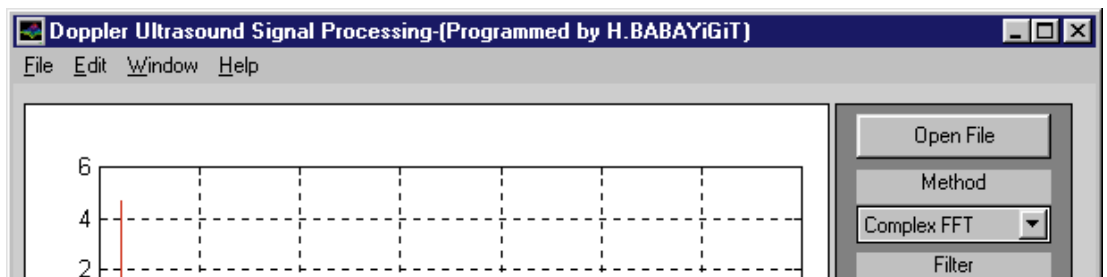
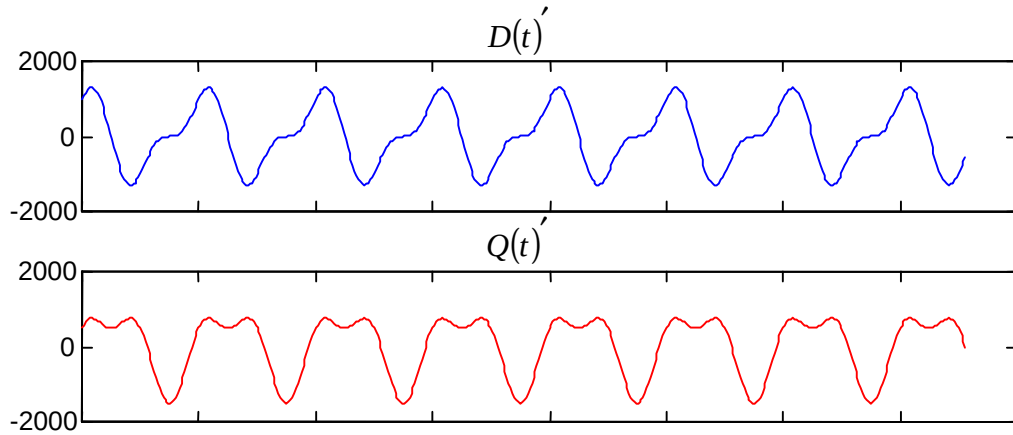
$$\begin{aligned}
X(f) &= \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-j2\pi ft} dt = \int_{-\infty}^{+\infty} (x_{re}(t) + jx_{im}(t)) e^{-j2\pi ft} dt \\
&= \int_{-\infty}^{+\infty} A \cos 2\pi f_a t e^{-j2\pi ft} dt + \int_{-\infty}^{+\infty} B \sin 2\pi f_b t e^{-j2\pi ft} dt \\
&\quad + j \int_{-\infty}^{+\infty} A \sin 2\pi f_a t e^{-j2\pi ft} dt + j \int_{-\infty}^{+\infty} B \cos 2\pi f_b t e^{-j2\pi ft} dt
\end{aligned} \tag{3.22}$$

$$\begin{aligned}
X(f) &= \frac{A}{2} \delta(f - f_a) + \frac{A}{2} \delta(f + f_a) - j \frac{B}{2} \delta(f - f_b) + j \frac{B}{2} \delta(f + f_b) \\
&\quad + \frac{A}{2} \delta(f - f_a) - \frac{A}{2} \delta(f + f_a) + j \frac{B}{2} \delta(f - f_b) + j \frac{B}{2} \delta(f + f_b)
\end{aligned} \tag{3.23}$$

$$X(f) = A \delta(f - f_a) + jB \delta(f + f_b) \tag{3.24}$$

Elde edilen bu sonuçtan da görüldüğü üzere kompleks quadrature sinyal CFT ile ayrıştırılmış oldu. CFFT'nin bu teorisinin uygulaması, 1 kHz frekanslı sinyal reel, 2 kHz frekanslı sinyal imajiner olarak Denklem 3.24'te verilen sinyal ile yapılırsa doğrudan frekans domenindeki ayrıştırılmış hali Şekil 3.13'teki gibi olur.

$$\begin{aligned}
X = D(t)' + Q(t)' &= \{1000 \cos(2\pi 1000 / 66000) + 500 \sin(2\pi 2000 / 66000)\} \\
&\quad + \{1000 \sin(2\pi 1000 / 66000) + 500 \cos(2\pi 2000 / 66000)\}
\end{aligned} \tag{3.25}$$



Şekil 3.14 CFFT ile ayrıştırılmış 1 kHz de ileri yönlü 2 kHz de geri yönlü sinyal bileşeni

4. YAPILAN ÇALIŞMA : MATLAB PROGRAMI

Kanın akış yönü bilgisinin çıkarımına yönelik olan bu çalışmanın ilk aşamasında, damarlardan alınarak teyp kasetlere kaydedilmiş quadrature Doppler gerçek zamanlı sinyallerin, analog-dijital (A/D) kart (Ek-2) ve bu kartı kontrol eden program aracılığıyla sayısallaştırılması sağlanmıştır. Sonraki aşamada, önceki bölümlerde açıklanmış olan Faz Filtre Teknik, Weaver Receiver Teknik ve Kompleks FFT yöntemleri üzerine geliştirilmiş ara yüz tasarımı, filtreleme ve yöntem seçme opsiyonlarına sahip bir Matlab programı hazırlanmıştır.

4.1 Sayısallaştırma

İdeal bir A/D çevirici yardımıyla bir analog sinyalin örneklenip sayısallaştırıldığı düşünüldüğünde elde edilen sayısal dizi, o sinyali tam olarak temsil etmeli, yani o sinyalin sahip olduğu bilgilerin tümünü taşımalıdır. Bütün zamanlardaki değeri bilinen bir analog sinyalin kısa bir zaman dilimi içinde kalan bir parçasını bile bu anlamda tam olarak temsil edebilmek için, böyle bir sayısal dizinin sonsuz sayıda noktası olmalıdır. Diğer bir ifadeyle, örnekleme aralıklarıyla yapılması gerekir; ki bu pratik olarak mümkün değildir. Bir sinyal parçasını sonlu sayıda veri ile temsil edebilmek için, o sinyalin belirli (sıfırdan farklı) zaman aralıklarıyla örneklenmesi gerekir. Doğal olarak bundan dolayı kaynaklanacak bilgi kaybının kabul edilebilecek bir düzeyde tutulması içinde, örnekleme aralıkları "yeterince" kısa seçilmelidir.

Bir sinyalin eşit zaman aralıklarıyla (T_s) alınmış bir dizi örnekle tam olarak tanımlanabilmesi için, sinyalin içinde örnekleme frekansının ($f_s=1/T_s$) yarısından daha yüksek frekanslı bir bileşen bulunmamalıdır. Bu '*örnekleme teorisi*' nin öngördüğü temel bir koşuldur. Bu $f_s/2$ değeri **Nyquist frekansı** (f_N) olarak adlandırılır ve sinyalin bu f_N değerinden daha yüksek frekanslı bileşen yada bileşenler içermesi, yada diğer bir ifadeyle, örnekleme frekansının sinyaldeki en yüksek frekansın en az iki katı olacak şekilde

seçilmemiş olması durumunda, örneklenmiş sinyalin spektral bileşenlerinden hareketle tekrar orijinal sinyale dönülmesi mümkün olamaz. Sinyalin içerdiği en hızlı titreşimin frekansı f_m olmak üzere bu koşul,

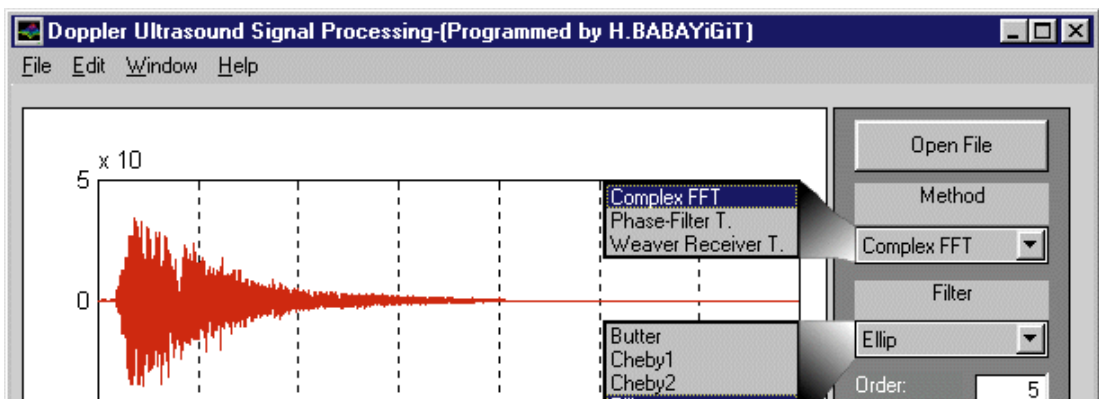
$$f_m < f_N \text{ veya } f_m < f_s/2 \text{ yada } f_s > 2f_m \quad (4.1)$$

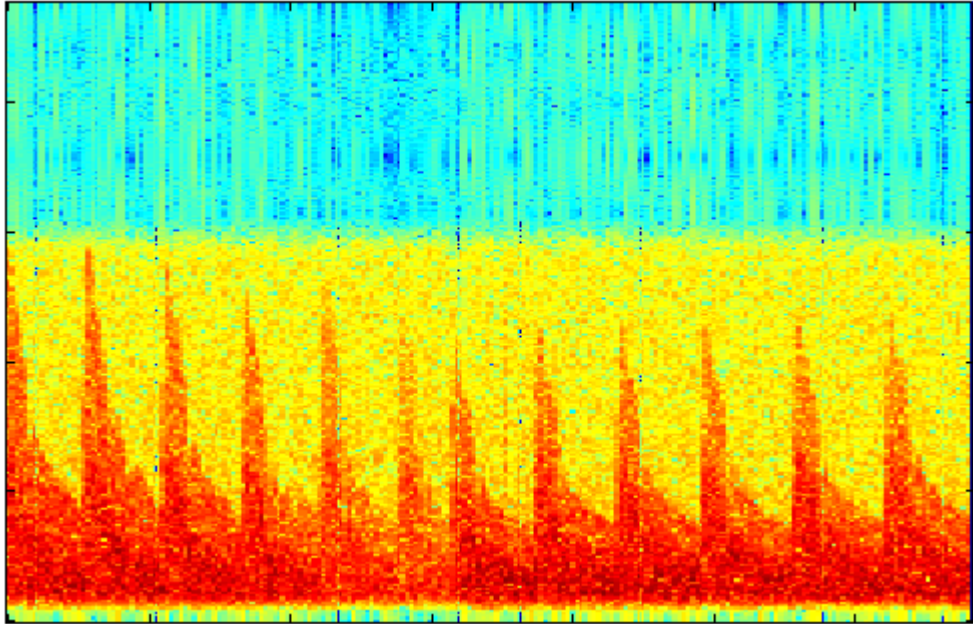
olarak yazılabilir.

Ek-2'de özellikleri belirtilen A/D kart aracılığıyla, Leicester Royal Infirmary Hastanesi Medikal Fizik bölümünde hastalar üzerinden teyp kasetlerine kaydedilmiş kayıtların sayısallaştırılması yapıldı. Sayısallaştırma, FFT alınırken kolaylık sağlaması ve akış yönü bilgisinin bulunduğu frekans bölgesinin korunması dikkate alınarak uygun örnekleme frekanslarında gerçekleştirildi. Bu veriler bilgisayar ortamında binary ve text dosyası olarak saklandı.

4.2 Matlab Programı

Hazırlanan matlab programının arayüzü Şekil 4.1'de, yazılımı Ek-1'dedir. Ekranın sağ tarafında bulunan butonlarla programın çalışması kontrol edilir. "Open File" butonu ile işlenecek olan sinyalin seçimi, kayıtlı bulunduğu disk alanından yapılabilir. Hemen altında bulunan pull-down menü ile sinyalin işlenilmesi istenilen yöntemlerden Faz Filtre Teknik, Weaver Receiver Teknik ve Kompleks FFT'den birisinin seçimi yapılabilir. Yine filtre menüsünden, filtre derecesi ve kesim frekansları ayarlanabilir şekilde Elliptic, Chebyshev1-2 ve Butterworth filtrelerinin seçimi yapılabilir. "Sonogram" butonu da işlenen sinyalin frekans-zaman ekseninde, ayrı bir pencere açılarak gösterilmesini sağlar. (Şekil 4.2)





Şekil 4.2 Sonogram

3. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

PFT, WRT ve CFFT'den oluşan her üç yönteminde uygun filtre karakteristikleri seçildiği takdirde, sayısallaştırılarak dosyadan okunan quadrature Doppler sinyallerin ileri ve geri yönlü bileşenlerinin başarılı bir şekilde ayrıştırıldığı görüldü. Özellikle seçilen filtre çeşidinin, derecesinin ve kesim frekanslarının belirlenmesinde hassas olunmasında fayda vardır. Frekans boyutunda Doppler kaymasının 1-20 kHz aralığında olduğu dikkate alınmalıdır.

Sinyallerin sayısallaştırıldıktan sonra dosyaya kaydedilme formatı, tekrar okunup proses edilmesi sırasında oldukça önem arz etmektedir. Programın kaynak kodunda bu husus dikkate alınmış ve ilgili bölüm kolaylıkla düzeltilebilecek şekilde yazılmıştır. Bu noktada dosyaya yazılım biçiminin binary ve text olması, çift kanallı kayıt durumunda yine sıralamanın dikkate alınması gerekmektedir.

Sonogram MATLAB'in Sinyal İşleme Toolbox'ından alınarak oluşturulmuştur. Daha hassas ve güvenilir sonuçlar elde etmek için, özellikle bu konu üzerine çalışılmış kaynaklardan yararlanarak kendi kaynak kodu oluşturulabilir. Bu çalışmada yoğunlaşılan alan biraz farklı olduğu için Sonogram'ın yazılımı üzerinde fazla durulmamıştır.

Yapılan çalışma ile alakalı gerek program kodu ve gerekse konuyla ilgili oluşabilecek sorular ve yardım konusunda hiç çekinmeden hbyigit@yahoo.com e-mail adresinden yazarın kendisiyle kontak kurulabilir.

KAYNAKLAR

- 1- **Ardoğan M.** "Doppler Ultrasound Simulasyonu", Yüksek Lisans Tezi, GYTE,1998.
- 2- **Atkinson P., Woodcock J.P.** "Doppler Ultrasound and Its Use in Clinical Measurement", Academic Press, London,1982.
- 3- **Aydın N.** "Computerised Graft Monitoring"; PhD. Thesis, University of Leicester, 1994.
- 4- **Aydın N., Evans D.H.** "Implementation of directional Doppler techniques using a digital signal processor.", Electrophysiology, Myocardial Contraction and Blood Flow supplement. S161, July 1994.
- 5- **Batten J.R., Nerem R.M.** "Model study of flow in curved and planar arterial bifurcations", Cardiovascular Researches,178-186,1982
- 6- **Biyosinyal'96 Yaz Okulu**, "Biyolojik Sinyal Kaydı ve İşleme Yöntemleri", Ege Üniversitesi, İzmir, 1996.
- 7- **Bush G., Evans D.H.** "Digital audio tape as a method of storing Doppler Ultrasound Signals.", Physiological Measurement, 381-386, 1993.
- 8- **Christopher R.B.** "Doppler US: The Basics", AAPM Tutorial, Radiographics, 109-119, 1991.
- 9- **Coghlan B.A., Taylor M.G.** "Directional Doppler Techniques for detection of blood velocities"; Ultrasound in Medicine and Biology,2,171-178,1976
- 10- **Çelikcan M.** "Matlab grafiksel kullanıcı arabirimi notları", 1997.
- 11- **DeJong D.A., Megens P.H.A., DeVlieger M., Thon H. Holland W.P.J.** "A directional quantifying Doppler Systems for measurement of transport velocity of blood"; Ultrasonics,13, 138-141, 1975.
- 12- **Evans D.H., McDicken W.N., Skidmore R., Woodcock J.P.** "Doppler Ultrasound Physics, Instrumentation and Clinical Applications" John Wiley, Colchester,1989.
- 13- **Fish P.J.** "Doppler Ultrasound Physics and Instruments"; Ultrasound in Medicine and Biology, 117-142,1991.
- 14- **Gardener F.M.** "Phaselock techniques"; John Wiley, New York, 1967.
- 15- **Hoeks P.A., Brands P.J., Arts G.J, Reneman R.S.** "Subsample volume processing of Doppler ultrasound signals.", Ultrasound in Med.& Biol.,953-965, 1994.
- 16- **Jackson L.B.** "Digital Filters and Signal Processing", Kluwer Academic Publishers, 1989.
- 17- **Kayran A.H.** "Sayısal İşaret İşleme",İTÜ,1990.
- 18- **Kısacık M.** "Bilgisayar Simülasyonu ile Doppler Ultrason İşaretlerinden Maksimum Frekans Zarflarının Elde Edilişi ve İlgili Algoritmaların Karşılaştırılmalı Analizleri", Yüksek Lisans Tezi,

GYTE,1998.

- 19- **MATLAB** “High-Performance Numeric Computation and Visualization Software”; Math Works, USA, 1993.
- 20- **Maulik D., McNellis D.** “Doppler Ultrasound Measurement of Maternal-fetal Hemodynamics”, Perinatology press, 1987.
- 21- **Moreas R., Evans D.H.** “Compensation for Phase and Amplitude Imbalance in Quadrature Doppler Signals”, Ultrasound in Medicine and Biology, v.22,1,1996.
- 22- **Moreas R., Aydın N., Evans D.H.** “The performance of three maximum frequency envelope detection algorithms for Doppler signals.” Journal of Vascular Investigation.1,3,126-134.
- 23- **Perenneau P.A., Bournat J.P., Bugnon A., Barbet A., Xhaard M.** “Theoretical and practical aspects of pulsed Doppler flowmetry: Real-time application to the measurement of instantaneous velocity profiles in vitro and in vivo”; Cardiovascular Applications of Ultrasound (Editor Reneman), 66-84, North Holland, Amsterdam, 1974.
- 24- **Proakis J.G., Manolakis D.G.** “Digital Signal Processing”, McMillan Publishing Company, 1992.
- 25- **Quistgaard J.U.** “Signal acquisition and processing in medical diagnostic ultrasound.”, IEEE Signal Processing Magazine, 14.1, 67-74, 1997.
- 26- **Schlindwein F., Vieira M., Simpson D.** “Real-time digital processing of Doppler ultrasound signals and calculation of flow parameters.”, Medical Progress through Technology 20:81-89, 1994.

ÖZGEÇMİŞ

Hüseyin BABAYİĞİT, 1975 yılında Karaman'da öğretmen bir babanın ilk çocuğu olarak dünyaya geldi. İlk öğreniminin bir kısmını Karaman'da, geri kalan kısmını ve orta öğrenimini Konya'da, lise öğrenimini İzmir'de Fen Lisesi mezunu olarak 1992 yılında tamamladı. Aynı yıl üniversite sınavlarında İstanbul Teknik Üniversitesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümünü kazandı. "*Lineer Zamanlı Devrelerde Uygun Ağaç Seçiminin Bilgisayar Yardımıyla Yapılması*" konulu bitirme tezi ile 1997 kış yarıyılında mezun oldu. Takip eden dönem içerisinde Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Elektronik Mühendisliği bölümünde yüksek lisans eğitimine başladı ve aynı bölüme araştırma görevlisi olarak atandı. 1998 Temmuz ayından itibaren Leicester Üniversitesi'nde yüksek lisans tez çalışması yapmak üzere 1 seneliğine görevlendirmeli olarak İngiltere'de bulundu. "*Quadrature Doppler Sinyallerden Kanın Akış Yönü Bilgisinin Çıkarımına Yönelik Kullanıcı Arayüzlü Matlab Yazılımı Geliştirilmesi*" konulu tez çalışmasını tamamlayarak yurda döndü. Halen GYTE Elektronik Mühendisliği'ndeki görevine devam etmekte ve yüksek lisansını tamamlamak üzeredir. SİU'99 (Bilkent/ANKARA)'da yayınlanmış bir bildirisi mevcuttur.

EK-1: MATLAB PROGRAMI

```

function doppult(action);

% >>>>> Damarlardan Alınan Doppler Ultrason isaretlerin proses ediliş
% >>>>> Kanin akis yönü Bilgisinin Çıkarımı

if nargin<1,

    action='start';
end;

% >>>>> Global olarak tanımlanmış değişkenler

global SIGDEMO1_DAT
global D
global Q
global popup
global grafik
global sayac
global fiD
global fiQ
global count
global Fs
if strcmp(action,'start'),

% >>>>> User interface kısmi
%=====
% >>>>> Graphics initialization
figNumber = figure;
set(gcf, ...
    'NumberTitle','off', ...
    'Name','Doppler Ultrasound Signal Processing-(Programmed by H.BABAYiGiT)', ...
    'backingstore','off',...
    'Units','normalized');

```

```

%===== % >>>>>
Information for all buttons
labelColor=192/255*[1 1 1];
top=0.95;
bottom=0.05;
left=0.75;
yInitLabelPos=0.90;
left = 0.78;
labelWid=0.18;
labelHt=0.05;
btnWid = 0.18;
btnHt=0.05;
% Spacing between the label and the button for the same command
btnOffset=0.003;
% Spacing between the button and the next command's label
spacing=0.05;

textHeight = 0.04;
textWidth = 0.07;

%=====
% >>>>> The CONSOLE frame
frmBorder=0.02;
yPos=0.05-frmBorder;
frmPos=[left-frmBorder yPos btnWid+2*frmBorder 0.9+2*frmBorder];
h=uicontrol( ...
    'Style','frame', ...
    'Units','normalized', ...
    'Position',frmPos, ...
    'BackgroundColor',[0.5 0.5 0.5]);

%=====
% >>>>> The METHOD command popup button

btnNumber=1;
yLabelPos=top-(btnNumber-1)*(btnHt+labelHt+spacing);
labelStr=' Method ';

```

```
% Generic label information
```

```
labelPos=[left yLabelPos-2.5*labelHt labelWid labelHt];
```

```
uicontrol( ...
```

```
    'Style','text', ...
```

```
    'Units','normalized', ...
```

```
    'Position',labelPos, ...
```

```
    'BackgroundColor',labelColor, ...
```

```
    'HorizontalAlignment','center', ...
```

```
    'String',labelStr);
```

```
btnPos=[left yLabelPos-2.5*labelHt-btnHt-btnOffset btnWid btnHt];
```

```
popup=uicontrol('Style','Popup','String','Complex FFT|Phase-Filter T.|Weaver Receiver T.',...
```

```
    'Position', btnPos, ...
```

```
    'Units','normalized',...
```

```
    'Callback','doppult("redraw")');
```

```
%=====
```

```
% >>>>> The Open Buton
```

```
uicontrol( ...
```

```
    'Style','pushbutton', ...
```

```
    'Units','normalized', ...
```

```
    'Position',[left yLabelPos-1.2*labelHt btnWid 1.3*labelHt], ...
```

```
    'String','Open File', ...
```

```
    'Callback','doppult("openfile"); doppult("redraw")'); % redraw bolumunden once
```

```
                    % filtrelenmeye gonderildi
```

```
%=====
```

```
% >>>>> The FILTER Menu
```

```
menuNumber=2.7;
```

```
yLabelPos=top-(menuNumber-1)*(btnHt+spacing);
```

```
labelStr=' Filter ';
```

```
% Generic label information
```

```
labelPos=[left yLabelPos-1.5*labelHt labelWid labelHt];
```

```
uicontrol( ...
```

```
    'Style','text', ...
```

```
    'Units','normalized', ...
```

```

    'Position',labelPos, ...
    'BackgroundColor',labelColor, ...
    'HorizontalAlignment','center', ...
    'String',labelStr);

yPos=top-(menuNumber-1)*(btnHt+spacing);
labelStr='Butter|Cheby1|Cheby2|Ellip';
callbackStr='doppult("filter")';

% Generic button information
btnPos=[left yPos-2.5*btnHt btnWid btnHt];
filterHndl=uicontrol( ...
    'Style','popupmenu', ...
    'Units','normalized', ...
    'Position',btnPos, ...
    'String',labelStr, ...
    'Interruptible','yes', ...
    'Value',4,... % Elliptic type
    'Callback',callbackStr);

%=====
% >>>>> Filter order
top = yPos - btnHt - spacing;
labelWidth = btnWid-textWidth-.01;
labelBottom=top-2*textHeight;
labelRight = left+btnWid;
labelPos = [left labelBottom labelWidth textHeight];

h = uicontrol( ...
    'Style','text', ...
    'Units','normalized', ...
    'Position',labelPos, ...
    'Horiz','left', ...
    'String','Order:', ...
    'Interruptible','no', ...
    'BackgroundColor',[0.5 0.5 0.5], ...
    'ForegroundColor','white');
% Text field

```

```

textPos = [labelRight-textWidth labelBottom textWidth textHeight];
callbackStr = 'doppult("order")';
orderHndl = uicontrol( ...
    'Style','edit', ...
    'Units','normalized', ...
    'Position',textPos, ...
    'Horiz','right', ...
    'Background','white', ...
    'Foreground','black', ...
    'String','5','Userdata',5, ...
    'callback',callbackStr);

%=====
% >>>>> Filter cutoff
top = yPos - 2*btnHt - 2*spacing;
labelWidth = btnWid-textWidth-.01;
labelBottom=top-1.2*textHeight;
labelRight = left+btnWid;
labelPos = [left labelBottom btnWid textHeight];
h = uicontrol( ...
    'Style','text', ...
    'Units','normalized', ...
    'Position',labelPos, ...
    'Horiz','left', ...
    'String','Cutoffs(kHz):', ...
    'Interruptible','no', ...
    'BackgroundColor',[0.5 0.5 0.5], ...
    'ForegroundColor','white');

% Text field
textPos = [labelRight-textWidth labelBottom textWidth textHeight];
callbackStr = 'doppult("cutoff")';
cutoffHndl = uicontrol( ...
    'Style','edit', ...
    'Units','normalized', ...
    'Position',textPos, ...
    'Horiz','right', ...
    'Background','white', ...

```

```

'Foreground','black', ...
'String',[1 20],'Userdata',[1 20], ...
'callback',callbackStr);

%=====
% >>>>> The SONOGRAM button
uicontrol( ...
    'Style','push', ...
    'Units','normalized', ...
    'Position',[left bottom+(7*labelHt)+spacing btnWid 1.3*labelHt], ...
    'String','Sonogram', ...
    'Callback','doppult("sonogram")');
%=====
% >>>>> The INFO button
uicontrol( ...
    'Style','push', ...
    'Units','normalized', ...
    'Position',[left bottom+(0.6*labelHt)+spacing btnWid 1.3*labelHt], ...
    'String','Info', ...
    'Callback','doppult("info")');

%=====
% >>>>> The CLOSE button
done_button=uicontrol('Style','Pushbutton', ...
    'Position',[left bottom btnWid 1.3*labelHt], ...
    'Units','normalized','Callback',...
    'doppult("done")','String','Close');
axes( ...
    'Units','normalized', ...
    'XTick',[],'YTick',[],...
    'Box','on', ...
    'Position',[0.01 0.03 0.745 0.94]);

hndlList=[filterHndl orderHndl cutoffHndl];
set(figNumber, ...
    'Visible','on', ...
    'UserData',hndlList);

```

```

SIGDEMO1_DAT=[-1];
%=====

elseif strcmp(action,'done'),

if (SIGDEMO1_DAT(1)~= -1),
    close(SIGDEMO1_DAT(1));
end;

close(gcf);
clear global SIGDEMO1_DAT
clear global D
clear global Q
clear global popup
clear global grafik

clear global sayac
clear global fiD
clear global fiQ
clear global count
clear global Fs

%=====
% >>>>> Time-dependent frequency analysis

elseif strcmp(action,'sonogram'),
figure(2)
specgram(fiD,512,475,hamming(500),200) %specgram(fiD,512,475,kaiser(128,5),100);

%=====
% >>>>> Uc yontemin programlanmasi

elseif strcmp(action,'redraw'),

        % Openfile alt programindan sonra buradan devam edecek.
        % Filtrelemeden sonra buraya sadece fiD ve fiQ geldi.
frw_line=grafik(1);
rev_line=grafik(2);

```

```

val = get(popup,'Value');

if (val == 1), %===== Complex FFT technique =====

X=fiQ+i*fiD;
Y=fiD+i*fiQ;

fX=fft(X,count/2);
fY=fft(Y,count/2);

deger1=fX(1:count/4);
deger2=fY(1:count/4);

elseif (val == 2), %===== Phasing-Filter Technique =====

fD=real(fft(fiD,count/2));
fQ=real(fft(fiQ,count/2));

hD=imag(hilbert(fiD)); % Hilbert Transform 90 derece
hQ=imag(hilbert(fiQ)); % faz kaymasi olusturmak icin.

Drev=fiD+hQ;
Qfor=fiQ+hD;

fDrev=real(fft(Drev,count/2));
fQfor=real(fft(Qfor,count/2));

deger1=fDrev(1:count/4);
deger2=fQfor(1:count/4);

elseif (val == 3), %===== Weaver Receiver Technique =====

Ap=10; % Quadrature Osilatorden uretilen isaretin
wp=15000; % genlik ve acisal frekansi

disp('Plot Frekansi wp=15Khz olarak alindi')

```

```

wpX=2*pi*15000/Fs;
t=0:(count/2-1);
sD=fiD'.*(Ap*cos(wpX*t));
sQ=fiQ'.*(Ap*sin(wpX*t));
sDQ=sD+sQ;
fsDQ=real(fft(sDQ,count/2));

fwp=15000*(count/2)/Fs+2; % wp'den önceki ve sonraki frekansların ayrı ayrı gösterimi için

deger1(1:count/4)=fsDQ(1:count/4);deger1(1:fwp)=0*(1:fwp);
deger2(1:count/4)=fsDQ(1:count/4);deger2(fwp+1:count/4)=0*(fwp+1:count/4);

end;

sayac=33;

fr=Fs/(count/2)*(0:((count/4)-1));

set(frw_line,'XData',fr,'YData',real(deger2)); % Yeni degerlerin halihazirdaki grafige
set(rev_line,'XData',fr,'YData',real(deger1)); % set edilmesi
drawnow;

%=====
% Dosyanın seçilmesi ve seçilen dosyanın ayıklanarak işlenebilir hale getirilmesi.

elseif strcmp(action,'openfile'),

[veri yolu]=uigetfile('*.','Open file');
data=fopen([yolu veri],'r');

% NOT: Dosyadan okuturma işlemi programın doğru sonuçlar vermesi için en önemli
% noktalardan birisini teşkil etmektedir. Elimizdeki dosya nasıl oluşturulmuş bunun tespiti
gerekli.
%   iki seçenekli bir okuma işlemi yaptırıldı. Birincisinde dosya text olarak 1. kanal
%   2. kanal, 1. kanal 2.kanal şeklinde oluşturulmuş. ikincisinde ise 1. kanal kayıtlarının
%   tümü, ardından 2. kanal kayıtlarının tümü binary olarak yazılmış.

```

```

[AA count]=fread(data,'int'); % Veri dosyasinin 4 haneli integer ve 1 bosluk ile
status=fclose('all');      % birlikte 5 digit oldugu goz onunde bulunduruldu.

%   [AA count]=fscanf(data,'%5d'); % Veri dosyasinin 4 haneli integer ve 1 bosluk ile
%   status=fclose('all');      % birlikte 5 digit oldugu goz onunde bulunduruldu.

count

%----- Oluşturulan model isaret icin-----
BB=AA(1:(count/2)); % Sayisallastirilma sirasinda veri dosyasina 1. ve 2. kanalların
CC=AA(count/2+1:count); % ardarda yazildigi icin burada ayristiriliyor.

%----- A/D Kart araciligi ile sayisallastirdigim veriler icin-----
% BB=AA(1:2:(count-1)); % Sayisallastirilma sirasinda veri dosyasina 1. ve 2. kanalların
% CC=AA(2:2:count); % ardarda yazildigi icin burada ayristiriliyor.

D=BB-mean(BB); % DC bileşenlerden arindirma
Q=CC-mean(CC);

Fs=70000; % Ornekleme frekansi
t=0:1/Fs:1;

% Belirtilen filtre araliginda alcak ve yuksek frekansların filtrelenmesi

hndlList=get(gcf,'Userdata');
filterHndl = hndlList(1);
orderHndl = hndlList(2);
cutoffHndl = hndlList(3);

v = get(filterHndl,'value');
op = get(filterHndl,'string'); op = deblank(op(v,:));
n = get(orderHndl,'UserData');
ww = get(cutoffHndl,'UserData');
wn=ww*2000/Fs; %66000;
Rpass = 0.03; Rstop = 30;

if strcmp(op,'Butter'),
    [b,a] = butter(n,wn);

```

```

elseif strcmp(op,'Cheby1'),
    [b,a] = cheby1(n,Rpass,wn);
elseif strcmp(op,'Cheby2'),
    [b,a] = cheby2(n,Rstop,wn);
elseif strcmp(op,'Ellip'),
    [b,a] = ellip(n,Rpass,Rstop,wn);
else
    error('Unknown filter type.');
```

end

```

fiD=filter(b,a,D); % Filtreleme sonucunda elde edilen ve aralarinda 90 derece
fiQ=filter(b,a,Q); % faz farki bulunan D ve Q
```

```

fr=Fs/(count/2)*(0:((count/4)-1));
```

```

deger1=fr*O;
deger2=fr*O;
```

```

if sayac~=33, % Eger buraya ilk defa geliniyorsa asagidaki islemler yapilacak
    % degilse sayac=33 olacak ve tekrar grafik cizilmesi yerine set edilecek.
```

```

ax_frw=axes('Position',[.08 .58 .65 .3]);
frw_line=plot(fr,deger1,'r');
grid;
xlabel('Forward Frequency (Hz));
```

```

ax_rev=axes('Position',[.08 .14 .65 .3]);
rev_line=plot(fr,deger2,'b');
grid;
xlabel('Reverse Frequency (Hz));
```

```

grafik=[frw_line rev_line];
```

```

end;
```

```

%=====
%>>>>> Filtre derecesi
```

```

elseif strcmp(action,'order'),
```

```

v = get(gco,'Userdata');
s = get(gco,'String');
vv = eval(s,num2str(v));
if vv<1, vv = v; end
vv = round(vv);
set(gco,'Userdata',vv,'String',num2str(vv))
doppult('filter')
return
%===== % >>>>>

```

Filtre araligi

```

elseif strcmp(action,'cutoff'),

v = get(gco,'UserData');
s = get(gco,'String');
if length(v) == 1,
    vv = eval(s,num2str(v));
else
    vv = eval(s,[' ' num2str(v(1)) ' ' num2str(v(2)) ' ']);
end

if any(vv<0.1 | vv>30), vv = v; end %!!! Filtre range
if length(vv)>1, if diff(vv)<0, vv = v; end, end
vv = round(vv*100)/100;
if length(vv) == 2
    set(gco,'Userdata',vv, ...
        'String', [ ' ' num2str(vv(1)) ' ' num2str(vv(2)) ' ' ] )
else
    set(gco,'Userdata',vv,'String', [ ' ' num2str(vv(1)) ' ' ] )
end
if ~all(v == vv), doppult('filter'), end
return

%=====

elseif strcmp(action,'filter'),

    set(gcf,'Pointer','watch');

```

```

hndlList=get(gcf,'Userdata');
filterHndl = hndlList(1);
orderHndl = hndlList(2);
cutoffHndl = hndlList(3);

v = get(filterHndl,'value');
op = get(filterHndl,'string'); op = deblank(op(v,:));
n = get(orderHndl,'UserData');
ww = get(cutoffHndl,'UserData');
wn=ww*2000/Fs; %66000;
Rpass = 3; Rstop = 30;

if strcmp(op,'Butter'),
    [b,a] = butter(n,wn);
elseif strcmp(op,'Cheby1'),
    [b,a] = cheby1(n,Rpass,wn);
elseif strcmp(op,'Cheby2'),
    [b,a] = cheby2(n,Rstop,wn);
elseif strcmp(op,'Ellip'),
    [b,a] = ellip(n,Rpass,Rstop,wn);
else
    error('Unknown filter type.');
```

=====

```

end

fiD=filter(b,a,D);
fiQ=filter(b,a,Q);

doppult('redraw')
return

%=====

elseif strcmp(action,'info'),
    ttlStr = 'Discrete Fourier Transform';
hlpStr1= ...
    [ '
      ' Ekranın sağ tarafında bulunan butonlarla programın
      ' çalışması kontrol edilir.
    ' ]

```

```

'
' "Open File" butonu ile işlenecek olan sinyalin seçimi,
' kayıtlı bulunduğu disk alanından yapılabilir.
' Hemen altında bulunan pull-down menü ile sinyalin
' işlenilmesi istenilen yöntemlerden Faz Filtre Teknik,
' Weaver Receiver Teknik ve Kompleks FFT den birisinin
' seçimi yapılabilir. Yine filtre menüsünden, filtre
' derecesi ve kesim frekansları ayarlanabilir şekilde
' Elliptic, Chebyshev1-2 ve Butterworth filtrelerinin
' seçimi yapılabilir. "Sonogram" butonu da işlenen
' sinyalin frekans-zaman ekseninde, ayrı bir pencere
' açılarak gösterilmesini sağlar.
hlpStr2= ...
[' Program Adı: Doppult.m
'
'
' Hazırlayan : Huseyin BABAYiGiT
'               Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü
'               Elektronik Mühendisliği Bölümü
'
' E-mail      : hbyigit@yahoo.com,
'               hbyigit@penta.gyte.edu.tr
];

helpfun(ttlStr, hlpStr1, hlpStr2);

end;

%=====

```

Quadrature Doppler Ultrason İşareti Kullanarak Kanın Akış Yönü Bilgisinin Çıkarımı

Hüseyin BABAYİĞİT^{1,2}

Hüseyin ŞEKER^{1,2}

Nizamettin AYDIN¹

¹Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Bölümü

Gebze, 41400 Kocaeli
²Division of Medical Physics
Leicester University

LE1 5WW, Leicester, UK

(hb36@le.ac.uk, hbyigit@hotmail.com), hs27@le.ac.uk, n.aydin@iop.bpmf.ac.uk

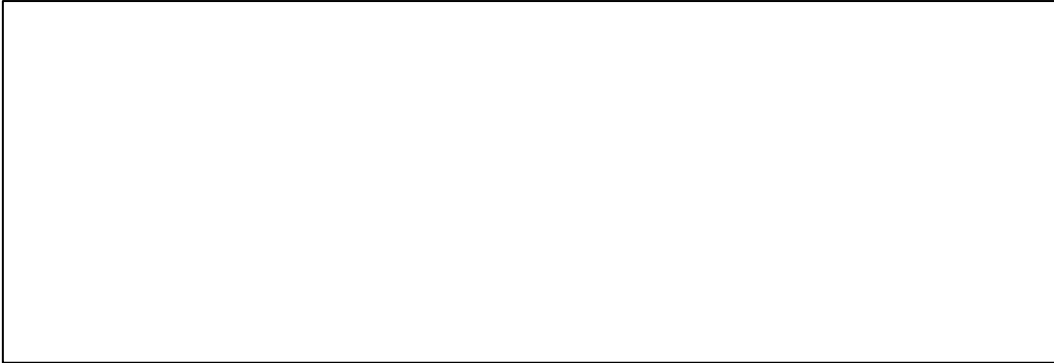
Özetçe

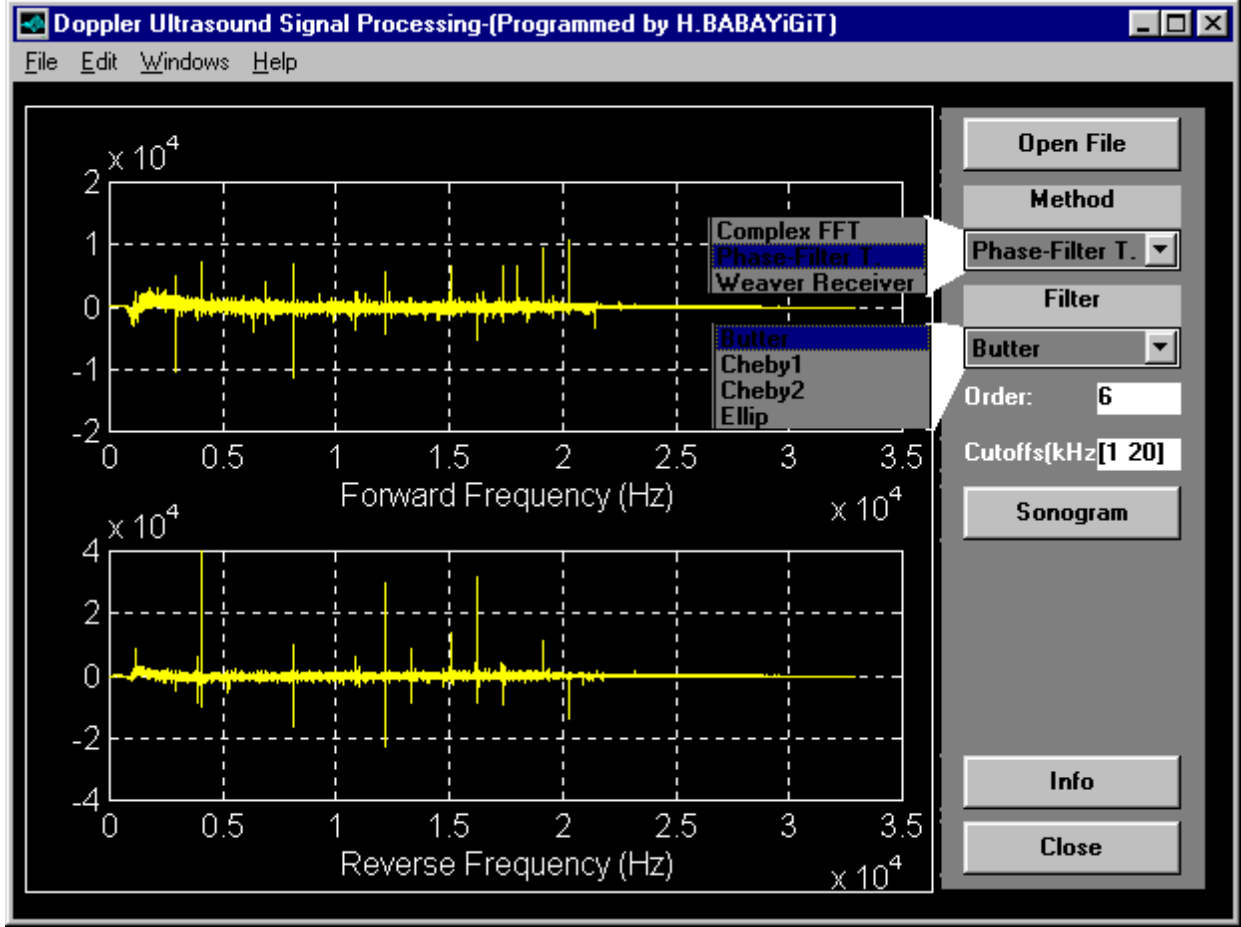
Bu çalışmada, damarlardan alınan Quadrature Doppler gerçek zamanlı işaretlerin, analog-sayısal çevirici kart aracılığıyla değişik yöntemlerle sayısallaştırılması ve sayısallaştırılmış bu işaretlerin matlab programı ile desteklenerek geliştirilen Faz-Filtre Teknik, Weaver Receiver Teknik ve Kompleks FFT Teknik, yöntemleriyle analiz edilerek kanın akış yönü bilgisinin çıkarımı amaçlanmıştır.

1 Giriş

Doppler etkisi, belli bir frekansta gönderilen dalganın, hareketli bir hedefe çarpıp geri döndüğünde hedefin hızı ile orantılı olarak frekansında oluşan bir değişimdir. Pratikte pek çok uygulama alanı olduğu gibi, ultrasonik sistemler ile birlikte tıp alanında da kullanılmaktadır. Bu çalışmada, atar ve toplar damarlardan alınan Quadrature Doppler gerçek zamanlı sayısallaştırılmış işaretlerin, matlab programı aracılığıyla desteklenerek geliştirilen Faz-Filtre Teknik, Weaver Receiver Teknik ve Kompleks FFT Teknik olarak üç değişik yöntemle işlenerek, frekans boyutunda damar içindeki kanın ileri ve geri akış yönü bilgisi çıkarılmaktadır.

Şekil-1'deki blok diyagramda çalışmanın aşamaları görülmektedir. İlk aşamada, damarlardan alınarak kaydedilen işaretlerin bir Analog/Sayısal kart ve arayüz programı yardımıyla sayısallaştırılması, ikinci aşamada söz konusu işaretin doğru bileşenlerden arındırılması ve üç yöntemle birlikte dört farklı filtre (Butterworth, Chebyshev1, Chebyshev2 ve Elliptic), derecesi ve kesim frekansları seçilebilir olarak tasarlanmış matlab programıyla (Şekil-2), analiz edilerek istenen sonuçlara ulaşılması sağlanmaktadır.





Şekil-2 User friendly olarak tasarlanmış matlab programıyla Carotil'den kaydedilmiş bir işaret analizi

Bir ultrason işaret; taşıyıcı, proba doğru ve aksi yöne doğru olmak üzere üç bileşenden meydana geldiği şekliyle sırasıyla şu şekilde yazılabilir.

$$S(t) = A_0 \cos(\omega_0 t + \phi_0) + A_f \cos(\omega_0 t + \omega_f t + \phi_f) + A_r \cos(\omega_0 t - \omega_r t - \phi_r) \quad (1)$$

A , ω ve ϕ genlik, açısal frekans ve fazı simgelemekle birlikte 0, f ve r 'de taşıyıcı, ileri yönlü ve geri yönlü işareti ifade etmektedir. (1)'i $\cos \omega_0 t$ ve $\sin \omega_0 t$ ile çarparak DC bileşenlerden ve yüksek frekanslardan filtreledikten sonra

$$D'(t) = 1/2 A_f \cos(\omega_f t + \phi_f) + 1/2 A_r \cos(\omega_r t - \phi_r) \quad (2)$$

$$Q'(t) = -1/2 A_f \sin(\omega_f t + \phi_f) + 1/2 A_r \sin(\omega_r t - \phi_r) \quad (3)$$

Quadrature işaret bileşenleri (2) ve (3)'teki gibi olur.

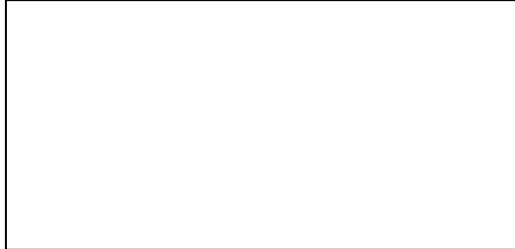
2 Faz-Filtre Teknik

Blok diyagramı Şekil-2'de görülen bu teknikte, (2) ve (3)'teki quadrature çıkış olan $D'(t)$ ve $Q'(t)$ bileşenlerden her birinde Hilbert Transformuyla 90° lik faz kayması oluşturularak, $D'(t)$ ile $Q'(t)$ 'nin Hilbert Transformu toplamı geri yönlü işaretin (4), $Q'(t)$ ile $D'(t)$ 'nin Hilbert Transformu toplamı ileri yönlü

işaretin (5) ayrıştırılması sağlanır. Hilbert transformu yerine Delay filtre kullanılarakta bu işlem gerçekleştirilebilir.

$$H\{Q'(t)\}+D'(t)=A_r\cos(\omega_r t-\phi_r) \quad (4)$$

$$H\{D'(t)\}+Q'(t)=A_r\cos(\omega_r t+\phi_r+\pi/2) \quad (5)$$



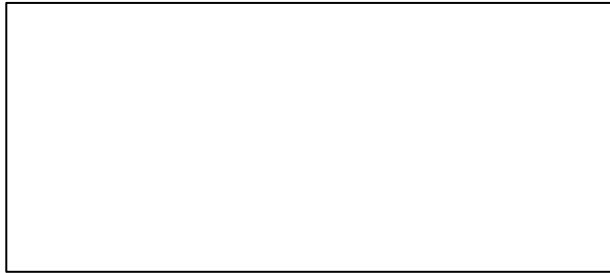
3 Weaver Receiver Teknik

Blok diyagramı Şekil-3'te görülen bu teknikte ise, $D'(t)$ ve $Q'(t)$ Quadrature bir işaretlerle çarpılıp (6),(7) birbiriyle toplanarak, frekans boyutunda ω_p pilot frekansının sağ ve sol bölgesinde ileri yönlü ve geri yönlü işaretler olarak ayrıştırılması sağlanır.

$$D'(t).A_p\cos(\omega_p t)=1/4A_p\{A_f[\cos(\omega_p t-\omega_f t-\phi_f)+\cos(\omega_p t+\omega_f t+\phi_f)]+A_r[\cos(\omega_p t-\omega_r t+\phi_r)+\cos(\omega_p t+\omega_r t-\phi_r)]\} \quad (6)$$

$$Q'(t).A_p\sin(\omega_p t)=1/4A_p\{A_f[-\cos(\omega_p t-\omega_f t-\phi_f)+\cos(\omega_p t+\omega_f t+\phi_f)]+A_r[\cos(\omega_p t-\omega_r t+\phi_r)-\cos(\omega_p t+\omega_r t-\phi_r)]\} \quad (7)$$

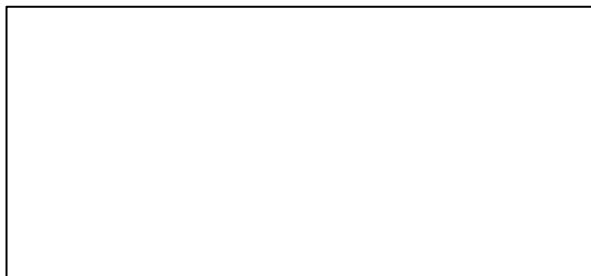
$$D'(t).A_p\cos(\omega_p t)+Q'(t).A_p\sin(\omega_p t)=1/2A_p\{A_f\cos[(\omega_p+\omega_f)t+\phi_f]+A_r\cos[(\omega_p-\omega_r)t+\phi_r]\} \quad (8)$$



4 Kompleks FFT Teknik

Kompleks FFT teknik, başka bir işleme gerek kalmadan doğrudan $D'(t)$ ve $Q'(t)$ bir işaretin reel ve imajiner kısımları olarak kabul ederek (9), kompleks FFT'sinin alınmasıdır[1]. Sonuçta elde edilen değerlerden, reel olan kısım ileri yönlü, imajiner olan kısım ise geri yönlü işaretin frekansını temsil eder.

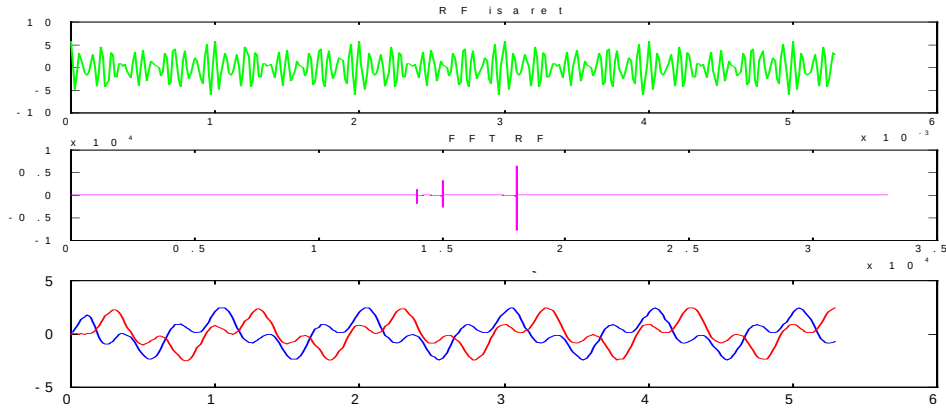
$$D'(t)+i.Q'(t)= [1/2A_f\cos(\omega_f t+\phi_f)+1/2A_r\cos(\omega_r t-\phi_r)]+i[-1/2A_f\sin(\omega_f t+\phi_f)+1/2A_r\sin(\omega_r t-\phi_r)] \quad (9)$$



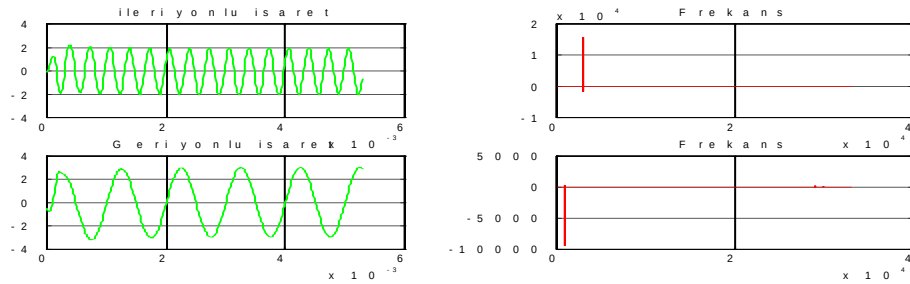
5 Sonuç

Aşağıda örnek olarak alınmış RF işaretin Quadrature Doppler işarete (Şekil-6) dönüştürülmesinden sonra bu üç yöntem kullanılarak ileri ve geri yönlü işaretlerin ayrıştırılarak kanın akış bilgisi çıkarımı için matlab’de yapılan analiz sonuçları verilmiştir. Model işaret taşıyıcı frekansı 15Khz, ileri yönlü işaretin frekansı 3Khz ve geri yönlü işaretin frekansı 1Khz olarak RF (10)’daki gibi alındı.

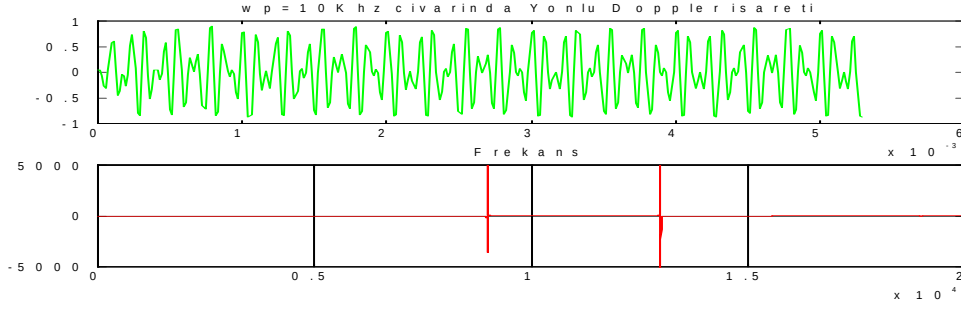
$$RF = \cos(2\pi 15000t) + \cos(2\pi 15000t + 2\pi 3000t + \pi/10) + \cos(2\pi 15000t - 2\pi 1000t - \pi/12) \quad (10)$$



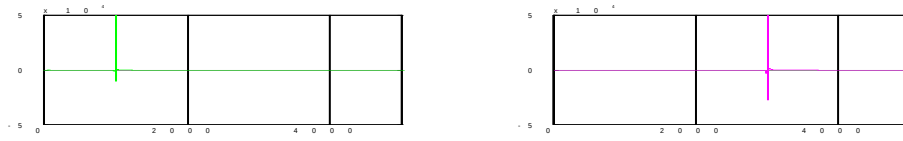
Şekil-6 RF, Quadrature D ve Q işaretler.



Şekil-7 Faz-Filtre Teknik kullanılarak birbirinden ayrıştırılan işaretler.



Şekil-8 $w_p=10\text{Khz}$ alınarak bu frekans civarında sağlı ve sollu olarak ayrıştırılmış işaretler.



Şekil-9 Kompleks FFT kullanılarak doğrudan real ve imajiner kısımlarıyla birbirinden ayrıştırılmış işaretler.

Üç yönteminde beklenen sonuçları verdiği (Şekil-7,8,9), opsiyonel olarak tasarlanan matlab programıyla (Şekil-2), işaretin kaydedildiği damarın türüne göre filtre, derecesi ve kesim frekanslarının seçilebilir olması kullanıcı açısından büyük kolaylıklar sağladığı görüldü.

Kaynakça

- [1] Aydın, N., Evans D.H. (1994) Implementation of directional Doppler techniques using a digital signal processor, Med.& Biol. Eng. Comput., 1994,32, S167-S168
- [2] Evans D.H., McDicken W.N., Skidmore R., Woodcock J.P. (1989), Doppler Ultrasound, Physics, Instrumentation, and Clinical Applications. (John Wiley & Sons Ltd.) pp. 84-107
- [3] Fish P., (1990), Diagnostic Medical Ultrasound, (John Wiley & Sons Ltd.) pp.117-142
- [4] Signal Processing Toolbox, Building a Graphical User Interface, for use with MATLAB, The Math Works inc.,1995