



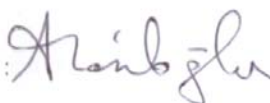


**KAN AKIŞ HIZI ÖLÇÜMÜ İÇİN
TAŞINABİLİR DARBELİ DOPPLER
CİHAZI TASARIMI VE GELİŞTİRİLMESİ**

Gülşah ÖZTÜRK

**Yüksek lisans Tezi
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Yrd.Doç.Dr.A.Samet HAŞILOĞLU
2008**

Her hakkı saklıdır

Yrd.Doç.Dr.A.Samet HAŞILOĞLU ve Prof.Dr.İnan GÜLER'in ortak danışmanlığında, Gülşah ÖZTÜRK tarafından hazırlanan bu çalışma 17./07./2009 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan	: Prof.Dr. İnan Güler	İmza	: 
Üye	: Prof. Dr. İsmayil Gürer	İmza	: 
Üye	: Y. Doç. Dr. A. Samet Haşiloğlu	İmza	: 
Üye	: Y. Doç. Dr. Tevhit Kocaer	İmza	: 
Üye	: Y. Doç. Dr. Kutsal Şenol	İmza	: 

Yukarıdaki sonucu onaylarım



Prof. Dr. Mehmet ERTUĞRUL

Enstitü Müdürü

**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**KAN AKIŞ HIZI ÖLÇÜMÜ İÇİN TAŞINABİLİR
DARBELİ DOPPLER CİHAZI
TASARIMI VE GELİŞTİRİLMESİ**

Gülşah ÖZTÜRK

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ERZURUM
2008**

Her hakkı saklıdır

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

KAN AKIŞ HIZI ÖLÇÜMÜ İÇİN TAŞINABİLİR DARBELİ DOPPLER CİHAZI TASARIMI VE GELİŞTİRİLMESİ

Gülşah ÖZTÜRK

Atatürk Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Haberleşme Anabilim Dalı

Danışman: Yrd.Doç.Dr.A.Samet HAŞILOĞLU

Ortak Danışman: Prof.Dr.İnan GÜLER

Yaygın olarak darbeli ultrasonik Doppler cihazı kullanılarak yüzeyle ve daha derinde bulunan damarlardaki kan akış hızı hakkında bilgi toplanabilmektedir. Elde edilen bu bilgi ile hastaya tanı konulmasında vücut içerisine girilmeksizin kolaylık sağlanmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, taşınabilir mevcut darbeli Doppler ultrasonik cihazının boyutlarını küçültmek, sinyal/gürültü oranını arttırmak, cihazının kullanımını kolaylaştırmak ve teşhis doğruluğunu arttırmaktır. Bu amaçlar doğrultusunda, yarı iletken teknolojisindeki gelişmelerde göz önünde bulundurarak, DIP kılıflı devre elemanları yerine yüzeyle montajlı devre elemanları kullanılmıştır. Ayrıca veri alma derinliğini belirleyen darbe tekrarlama frekansını elde etmek için PWM generatör olarak Pic mikro denetleyicisi kullanılmıştır.

Tasarlanan bu sisteme yönelik en iyi değerlendirme, bu sistemin gönüllü kişiler ve klinikte kullanılması ile ortaya çıkacak sonuçlar ile yapılacaktır. Bu nedenle, bu çalışmanın devamı olarak sistemin performansını tanımlamak ve optimize etmek için bazı deneyler yapılmalıdır. Bu deneyler sonucunda, sistemin SNR, çözünürlük, maksimum kan ölçüm hızı gibi önemli bilgiler elde edilebilecektir.

2008, 80 sayfa

Anahtar Kelimeler: Ultrasonik Doppler, kan akış hızı, PIC mikro denetleyicisi, devre tasarımı, devre minimizasyonu

ABSTRACT

Master Thesis

**THE PULSED WAVE ULTRASONIC DOPPLER DESIGN AND IMPROVING FOR
MEASURING BLOOD FLOW VELOCITY**

Gülşah ÖZTÜRK

Atatürk University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Engineering Education

Supervisor: Asst.Prof. Dr. Abdulsamet HAŞILOĞLU

Collective Supervisor: Prof.Dr.İnan GÜLER

In general, the data about velocity of blood flow from peripheral and deeper vessels can be collected using pulsed ultrasonic Doppler device. This data is obtained from patient in non-invasive way.

The purpose of this study is to decrease the size of portable pulsed Doppler ultrasound equipment, increasing SNR, making usage of the equipment easy and improving the diagnostic accuracy of the equipment. To this end, surface mounted devices were used instead of DIP-socketed circuit element by taking into account the improvement in the semiconductor technology. In addition, PIC micro controller was used as a PWM generator to obtain frequency that determines data receiving depth.

The best evaluation of system-designed will be done by results of usage of this system by volunteers and by clinics. For this reason, some experiments must be done as future work to evaluate and to optimize performance of this system, As a result these experiments; some important parameters, such as SNR, resolution and maximum blood measurement speed of the system, can be obtained.

2008, 80 pages

Keywords: Ultrasonic Doppler, velocity of blood flow, PIC microcontroller, designing circuit, minimization of circuit

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca bana manevi ve maddi destek sağlayan danışmanım Sayın Yrd.Doç.Dr.A.Samet HAŞILOĞLU ile ortak danışmanım Sayın Prof.Dr.İnan GÜLER'e, bölüm başkanımız Sayın Prof.Dr.Hasan EFEOĞLU'na ve diğer tüm mesai arkadaşlarıma destekleri ve yardımlarından dolayı sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Çalışmalarımda her türlü sorumu cevaplamaya çalışan değerli hocam Sayın Yrd.Doç.Dr.Tevhit KARACALI'ya, Sayın Dr.Aytürk KELEŞ'e ve Dr.M.Kemal KARTAL'a teşekkürlerimi sunuyorum.

Son olarak beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan sevgili aileme ve kendi deyimi ile psikolojik destek veren canım kardeşim Berat ÖZTÜRK'e en içten teşekkürlerimi sunuyorum.

Gülşah ÖZTÜRK

Temmuz 2008

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	9
2. KURAMSAL TEMELLER	9
2.1.Kan Akış Bilgisi.....	9
2.1.1. Kan akış dinamiği (Hemodinamik).....	9
2.1.2. Stenosis.....	9
2.1.3. Normal damarlarda akış.....	9
2.1.3.a. Laminar akış.....	9
2.1.3.b. Dağılımlı akış.....	9
2.1.3.c. Türbülans akış.....	9
2.1.3.d. Laminar akıştan türbülans akışa geçiş.....	9
2.1.3.e. Stenosisde akış.....	9
2.1.4. Pulsatil akış.....	9
2.1.5. Geometrik değişikliklerin akışa etkileri.....	9
2.2. Darbeli Dalga Ultrasonik Doppler Hız Ölçer.....	9
2.2.1. Ultrasonik hedef olarak kan.....	9
2.2.2. Ultrasonik dalgalar ve ultra ses olgusu.....	9
2.2.3. Doppler etkisi.....	9
2.3. Hız Ölçer Mimarisi.....	9
2.3.1. Işığın iletiildiği kısım.....	9
2.3.1.a. Osilatör ve kontrol (lojik) birimi.....	9
2.3.1.b. Dönüştürücü.....	9
2.3.1.c. Güç kuvvetlendiricinin kazancı.....	9
2.3.2. Işığın alındığı kısım.....	9
2.3.2.a. Alıcı yükselteci.....	9
2.3.3. Sinyalin işlendiği kısım.....	9
2.3.3.a. Demodülatör.....	9
2.3.3.b. Örnekleme tutma devresi.....	9
2.3.4. Analog-dijital dönüştürücü (ADC).....	9
2.3.5. Filtreleme.....	9
2.4. Doppler Güç Spektrumu ve Sinyal İşleme.....	9
2.4.1. Darbeli dalga Doppler güç spektrumu.....	9
2.5. Darbeli Doppler Akış Ölçerin Hız Belirlemedeki Özel Sınırlamaları.....	9
2.5.1. Örnek hacim (Numune hacmi).....	9
2.5.2. Maksimum derinlik ve hız.....	9

2.5.3. Menzil belirsizliği	9
2.5.4. Kan akışı ve damara gönderilen açılarn etkisi	9
2.5.5. DTF, yüksek geçiren filtre ve kazanç	9
2.6. Mikro denetleyici	9
2.6.1 PIC 16F628A bacak bağlantıları	9
2.6.2. I/O (Input/Output) Portlarının Özellikleri	9
2.6.3 PIC16F628A'nin Özel Fonksiyonları	9
3. METARYEL ve YÖNTEM.....	9
3.1. Darbeli Doppler Akışölçerlerin Parametrelerinin Seçimi	9
3.1.1. Osilatör Frekansı ve Kontrol Devresi	9
3.1.2. Güç kuvvetlendiricisi	9
3.1.3. Ultrasonik Dönüştürücü	9
3.1.4. Radyo - Frekans Kuvvetlendirici Devresi.....	9
3.1.5. Demodülatör.....	9
3.1.6. Filtre ve analog örnekleme devresi	9
4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA.....	9
5. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	9
KAYNAKLAR	9
EKLER.....	9
EK 1	9
EK 2	9
EK 3	9
ÖZGEÇMİŞ.....	9

SİMGELER ve KISALTMALAR

A	Damar kesiti
β_{ad}	Ortamin elastiklik katsayısı
c	Ses ötesi dalğanın ortamdaki yayılma hızı
D	Damar çapı
F	Akış
f_D	Doppler kayma frekansı
f_e	Kaynak frekansı
f_s	Darbe tekrarlama ya da örnekleme frekansı
G	İletkenlik
I	Akım
L	Damar uzunluğu
P_a	Atardamar basıncı
P_v	Toplardamar basıncı
$P(f_d)$	Doppler kayma frekansının güç yoğunluk fonksiyonu
r	Damar çapı
R	Direnç
R_e	Reynold sayısı
R_f	Akışa karşı gösterilen direnç
R_m	Derinlik
T	Sıcaklık
t_p	Darbe uzunluğu
t_d	Zaman gecikmesi
t_g	Kapının açıldığı periyot
λ	Dalga boyu
V	Gerilim
\bar{v}	Ortalama akış hızı
v_e	Kaynağa doğru alıcının hızı
v_s	v_r ile aynı doğrultudaki kaynağın hızı
v_r	r uzaklıktaki hız
v_{max}	Maksimum hız
Z_1	Dönüştürücü ile hedef hücrelerin başlangıcı arasındaki mesafe
Z_2	Dönüştürücü ile hedefteki hücrenin arasındaki mesafe
Z_{max}	Maksimum menzil
α	Akış mertebesi
η	Akışkanlık
ρ	Sıvı yoğunluğu
θ_1	Efektif ultrasonik ışın doğrultusu

Kısaltmalar

A/D	Analog/digital
ALU	Aritmetik sayısal ünitesi
BGF	Bant geçiren Filtre

CCP	Karşılaştırma/yakalama/PWM (compare/capture/PWM) modu
CMOS	Bütünleyici Metal Oksit Yarıiletken (Complementary metal-oxide-semiconductor)
DD	Darbeli dalga
DTF	Darbe tekrarlama frekansı
DSP	Sayısal sinyal işleme
ISB	Gerçek spektral genişleme (intrinsic spectral brodening)
IO	Giriş\çıkış
LCD	Sıvı kristal ekran
OTP	Aynı zamanda seri üretim amacıyla bir kere programlanabilir
PIC	Çevresel arabirim kontrolörü (Peripheral Interface Controller)
PSV	Tepe sistolik hız (Peak Systolic Velocity)
PZT	Kurşun Zirkonat Titanat
RAM	Rasgele erişilebilir bellek
RF	Radyo frekansı
RFC	Radio frekansı şok bobini (Radio Frequency Choke)
RLC	Direnç/endüktans/kondansatör
SMD	Yüzey montajlı malzeme (Surface Mount Device)
TTL	Transistör-transistör lojik
W	Yazmaç

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Sürekli Dalga Sistemlerin Blok Diyagramı	9
Şekil 1.2. Darbeli Doppler akışölçer sisteminin blok diyagramı	9
Şekil 2.1. Damarın mekanik eşdeğeri	9
Şekil 2.2. Laminar şartlar altında akış, basınç ve rezistans ilişkisinin gösterimi.....	9
Şekil 2.3. Kesit alandaki değişim ile akış hızı arasındaki ilişkinin gösterimi.....	9
Şekil 2.4. A: Laminar akış, B: Dağılımlı akış, C: Türbülans akış	9
Şekil 2.5. a) Parabolik (laminar) akış, b) Damar boyunca değişen hız profili.....	9
Şekil 2.6. Basınç-akış ilişkisi üzerine türbülansın etkisi.....	9
Şekil 2.7. Akımı ters çeviren bölgelerin ve akış yönünde hızlı bir genişlemeyi izleyen bir daralmanın şematik gösterimi.....	9
Şekil 2.8. a) Tüp eğiminin sebep olduğu parabolik akışın bozulması, b) İki sarmal şeklinde görülen ikincil akış.....	9
Şekil 2.9. Damarlarda meydana gelen çatallanma ve incelme durumundaki kan akışı....	9
Şekil 2.10. Doppler etkisinin temsili.....	9
Şekil 2.11. Piezoelektrik kristal	9
Şekil 2.12. Su içerisinde ultrasonik dalganın yayılma hızının sıcaklığa bağlı değişimi...	9
Şekil 2.13. Doppler frekansı ve menzil belirleme metodu.....	9
Şekil 2.14. Uygun hız dağılım histogramları ve hız profili dizileri	9
Şekil 2.15. Bir Doppler sinyali ve onun Doppler spektrumu.....	9
Şekil 2.16. Dar bir ışın kullanıldığında damarın tamamına ışının ulaşmaması durumu...	9
Şekil 2.17. PIC mikro denetleyici genel blok şeması	9
Şekil 2.18. PIC16F628A'nın bacak bağlantıları	9
Şekil 3.1. Güç kuvvetlendirici ve kontrol devreleri.....	9
Şekil 3.2. Dönüştürücü eşdeğer devresi	9
Şekil 3.3. RF kuvvetlendirici devresi.....	9
Şekil 3.4. OPA134 ve NE592 işlemsel yükselteçlerinin içyapıları	9
Şekil 3.5. Verici-alıcı arasındaki empedans uydurma devresi.....	9
Şekil 3.6. Demodülatör devresi.....	9
Şekil 3.7. 8. dereceden Bessel BGF devresi	9
Şekil 3.8. Ses frekans kuvvetlendiricisi	9
Şekil 4.1. Osilatör çıkışı ve farklı görev çevrimlerine ait DTF sinyalleri.....	9
Şekil 4.2. Mevcut sayısal kontrol devresi	9
Şekil 4.3. Güç kuvvetlendiricisi çıkışı	9
Şekil 4.4. Geliştirilmesi gereken osilatör devresi	9
Şekil 4.5. Mevcut RF kuvvetlendirici devresi	9
Şekil 4.6. Örneklem tutma devresi.....	9
Şekil 4.7. Prototip cihaz	9

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Mekanik büyüklükler ve elektriksel karşılıkları	9
Çizelge 2.2. PortA'nın uçları ve farklı kullanım özellikleri.....	9
Çizelge 2.3. PortB'nin uçları ve farklı kullanım özellikleri	9
Çizelge 3.1. Seçilecek olan DTF için kullanılan mantık tablosu.....	9

1. GİRİŞ

Kan akışı, dolaşım ile ilgili taşınımın önemli bir parametresi ve organların çalışmasının göstergesi olduğundan dolayı önemli bir fizyolojik işlevdir. Kan oksijen, karbondioksit, besin, atık, ısı, hormon ve bağışıklık sisteminin ajanlarını taşır. Normal şartlarda kan akışı, ihtiyaca bağlı olarak bu ürünlerin taşınması ve dağıtılması için gereklidir. Bu nedenle kan akış hızının ölçülmesi ve belirlenmesi yıllardır klinik tıptan temel mühendislik bilimlerine kadar birçok alanda araştırılmaktadır (Liu 1997). Kan akışından gerekli tıbbi bilginin elde edilmesi, öncelikli olarak potansiyel tıkanıklıklar, akış anormallikleri, gaz emilimi ve kan akışı ile ilgili diğer birçok problemlerin tanı ve tedavisinde önemli bir adımdır (Majo 2005).

Önemli bir biyolojik yapı olan kalp-dolaşım (kardiyovasküler) sisteminden kan akış hızı bilgisi, hız profili, damar çapı, damar kesiti ve hacimsel kan akış bilgisi elde edilir. Hız bilgisi ile kalp hastalıklarının teşhisi ve vücut sistemleri arasındaki hemodinamik etkileşimin incelenmesi, damar çaplarının bulunması ile damar tıkanıklıkları ve bunlardan kaynaklanan hastalıkların teşhisi ve hacimsel kan akış bilgisi ile vücuttaki oksijen miktarına ait bilgilerin elde edilmesi mümkün olmaktadır.

Kan akışı ölçülmesi ile ilgili teorinin pratik ve klinik uygulaması kısaca şu şekilde özetleyebiliriz: Damarın kesilmesi ve dışarıya akan kanın zamanın bir fonksiyonu olarak ölçülmesi esasına dayanan “zaman ayarlı toplama” tekniği (timed collection) büyük damarlar için akış ölçümünde altın standarttır. Temeli Fick prensibine dayanan “indikatör seyreltme“ ve “darbeli enjeksiyon indikatör seyreltme” teknikleri, kütle taşınımından yararlanan zaman ayarlı toplama tekniği gibi girişimsel (invazif) tekniklerdir. “Damarı saran akışölçer” tekniği (Perivascular Cuff Flowmetre) cerrahi müdahaleye bağlı olarak gelişmiş elektromanyetik ve ultrasonik geçiş zamanı akışölçer

olarak iki gruba ayrılan bir yöntemdir. Radyo frekansı kullanarak invazif olmayan ölçümler yapılabilen “manyetik rezonans (MR)” tekniği ise kan damarlarının akışa bağlı haritalanmasında kullanılan diğer bir yöntemdir (Liu 1997) Bu yöntem, fizyolojik akış oranları için nicel duyarlılığa sahip olmadığından sayısal akış hızı ölçümleri için uygun değildir. Buraya kadar kullanılan yaklaşımlar elektromanyetik endüksiyon, termik konveksiyon ve radyografik yöntemlerdir (Özdemir 1991). Bu çalışmada kullanılan yöntem ise ultrasonik Doppler yöntemidir. Hemodinamik değerlendirmede invazif olmayan akış ölçümü için farklı bir metod öneren “Ultrasonik Doppler” tekniği klinik uygulamalarda yaygın şekilde kullanılır. Bu metotla etkin bir şekilde ortalama hız ölçülür. Doğrudan damarı kullanarak yapılan invazif hız ve akış ölçme işlemleri invazif olmayan metotlara göre daha kesin bilgi vermesinden dolayı altın standart olmaktadır. Bu invazif metotların klinik ve araştırma uygulamaları sınırlıdır (Greene 1986). Kullanım kolaylığı, güvenilirliği ve hastaya zarar vermeden uygulanabilirliği açısından ultrasonik Doppler nicel akış ölçümü için çok uygun bir yaklaşımdır.

Ultrasonik Doppler hızölçerin temelinde adından da anlaşıldığı gibi “Doppler etkisi” yer almaktadır. Doppler etkisi, Avustralyalı matematikçi ve fizikçi Doppler tarafından 1842 yılında yayıcı ya da alıcının hareketinden kaynaklanan akustik ya da elektromanyetik bir dalganın frekansındaki kayma (değişim) olarak tanımlanmıştır (Baker 1973).

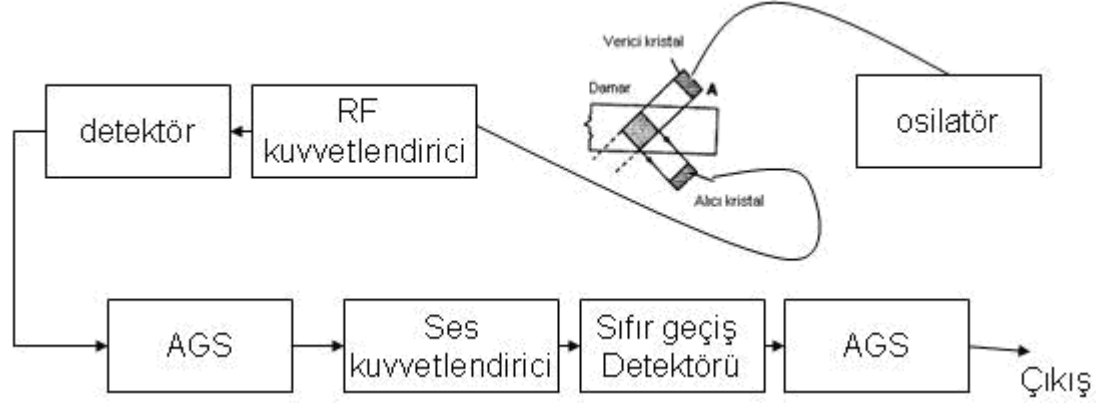
Kalmus (1945) sıvılardaki akışın akıntıya karşı ve akış yönünde ultrasonik dalgalar arasındaki faz farkının ölçülmesi ile nasıl saptanabileceğini tanımlamıştır. Franklin vd (1959), Kalmus’un “akışa karşı-akışa doğru” metodunu kullanarak kan damarlarına doğrudan uygulanan bir akışölçer geliştirmiştir. Doppler frekans kaymasının, kan hızının saptanmasında kullanılabilme özelliği Satamura (1959) tarafından geliştirilmiştir. Bunlar medikal alanda ultrasonik Doppler metodunun ilk uygulamaları olmuştur. Stegall vd (1964) sürekli dalga Doppler prensibini kullanarak insanda kan akışının deri içerisinden ölçümü için tasarlanan ilk Doppler cihazını gerçekleştirdiler. Yaklaşık 5 sene sonra, darbeli Doppler cihazı hedeflenen derinlikteki kan akış hızı ölçümlerini sağlayan cihaz olarak tanıtıldı.

Darbeli yayılımların kullanımı Doppler tekniğini diğer alanlara da yaymıştır ve sıvı dinamiklerinde yeni ölçme tekniklerin geliştirilmesine yol açmıştır. Darbeli ultrasonik akışölçer cihazı Wells (1969) ve Baker (1964, 1965, 1970, 1973) tarafından kan damarlarında akış hızını ölçmek için geliştirilmiştir. Takeda (1986) ilk olarak medikal olmayan akışölçerler için bu metodu kullandı ve daha sonra genel sıvıların hız akış profillerini ölçmek için bir görüntüleme sistemi geliştirdi. Bu metod genelde akış ölçümleri için yaygın bir kullanım alanı buldu ve ayrıca kullanıldığı yıllar içerisinde sıvı akış mühendisliği ve fizik çalışmalarında bir araç olarak kabul görmüştür (Takeda 1999). Günümüzde darbeli ultrasonik Doppler hızölçer cihazı, Takeda (1995), Brito vd (2001), Eckert ve Gerbeth (2002), Alfonsi vd (2003), Kikura vd (1999, 2004) ve Aidun (1995) tarafından sıvı akış çalışmalarında uygulanmıştır.

Doppler sistemlerde frekans ile bağlantılı olan ultrasonik zayıflamadan dolayı ilgilenilen derinliğe bağlı olarak uygun bir frekans seçilir. Kullanılan piezoelektrik kristal dönüştürücü elektrik enerjisini akustik enerjiye dönüştürdükten sonra bu akustik dalgayı vücuda gönderir. Ultrasonik enerji, ultrasonik ışın içerisindeki hareketli ve sabit parçacıklar tarafından yansıtılır ya da saçılır. Küçük bir kısmı akustik enerjiyi tekrar elektrik enerjisine dönüştüren alıcı kristale geri dönüş yolu bulur. Bu sinyal daha sonra bir radyo frekans (RF) yükselteç tarafından yükseltilir ve osilatördeki bir referans sinyal ile çarpılır. Karıştırma işlemi hem verici ve alıcı frekansların toplamı hem de istenen farklı frekans ya da Doppler kayma frekansını üretir. Alçak geçiren filtre ses aralığının dışındaki sinyalleri ve yüksek geçiren filtre ise durgun ve neredeyse durgun hedeflerden gelen yüksek genlikli alçak frekanslı sinyalleri ortadan kaldırarak Doppler fark frekansını elde edilir (Güler ve Savaş 1998). Bu çalışmada yükseltilen bu fark sinyali bir hoparlörü sürmek için kullanılacaktır. Kısaca ultrasonik Doppler kayma (RF) sinyalinden Doppler ses sinyalini oluşturma süreci demodülasyon olarak bilinen süreçtir.

Doppler sistemleri yaygın olarak sürekli dalgalı veya darbeli dalgalı olarak sınıflandırılır. İlk medikal Doppler sistemleri Satamura (1957, 1959) tarafından tanımlanıp gerçekleştirilen sürekli dalga sistemlerdir. Sürekli dalga sistemler darbeli dalga sistemlerine göre daha basit olup daha karmaşık enstrümanlar içermektedir.

Sürekli dalga sistemlerde tek bir dönüştürücü kristal kullanılmasına karşın bu dönüştürücü iki dönüştürücü kristal içermektedir, çünkü alma ve verme sürekli.

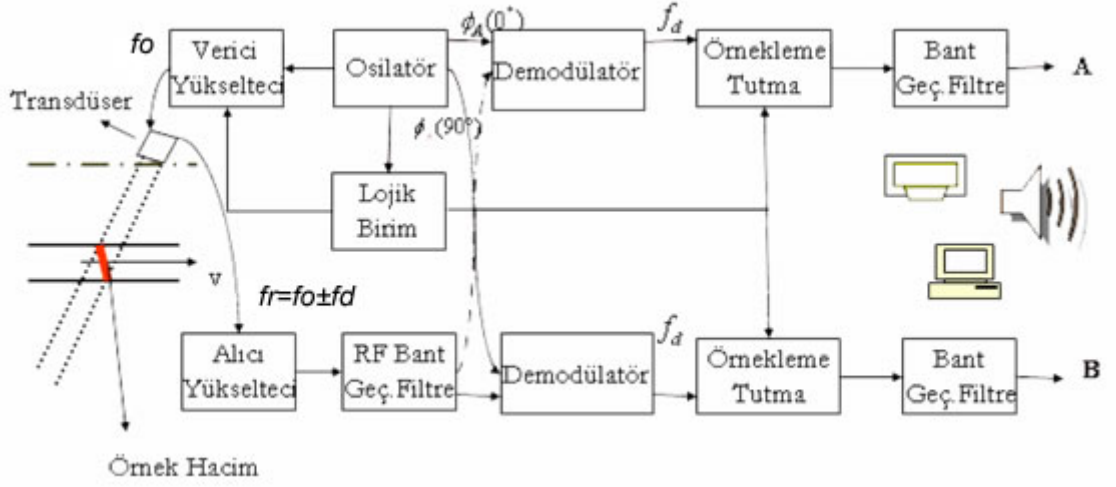


Şekil 1.1. Sürekli Dalga Sistemlerin Blok Diyagramı

Sürekli dalgalı Doppler sistemi ultra sesi sürekli ilettiğinden dolayı genellikle hareketin meydana geldiği alan hakkında bilgi sağlanamaz. Yüksek frekanslı ultra ses yüzeysel damarlarda kullanıldığında sorun olmazken, daha derinde yer alan beyin gibi damarlı organlar ve özellikle kalp söz konusu olduğunda büyük problemlere neden olabilir. Bazen sürekli dalga Doppler ile (örneğin dizin arkasında bulunan çukurdaki) yüzeyde yer alan atardamarlar ve toplardamarlardan alınan sinyalleri ayırt etmek zordur.

Darbeleri Doppler sistemler düzgün aralıklarla ultrasonik kısa dalga paketçiklerini iletici olarak ve belirli bir gecikmeden sonra zamanın kısa bir periyodunda yalnızca alıcı olarak çalışarak bu sorunların üstesinden gelir. Bu gecikmenin uzunluğu yaklaşık olarak sinyallerin toplandığı bölgeyi belirler (Evans and McDicken 2000).

Ayrıca sürekli dalga Doppler sistemler ile elde edilemeyen yön bilgisi birkaç sebepten ötürü klinik açıdan önemlidir. Atardamar ve toplardamar akışları yön bilgisi ile ayırt edilebilir. Atardamarın akış yönü tamamen değişebilir niteliktedir (Evans and McDicken 2000).



Şekil 1.2. Darbeli Doppler akışölçer sisteminin blok diyagramı

Bu yüksek lisans çalışmasının amacı;

- Ultrasonik Doppler cihazının güncel ve taşınabilir bir versiyonunun geliştirilmesi,
- Geliştirilen cihazın akış hızı ölçümünde kullanılabilirliğinin incelenmesi,
- Geliştirilen cihazın mevcut sistemlere göre sinyal/gürültü oranının artırılmasıdır.

Bu amaçlar kapsamında; kan akış profilini belirleyecek sistemde kullanılmak üzere 5 MHz'lik darbeli dalga ultrasonik Doppler akışölçerini gerçekleştirilmiştir. Mevcut 4 MHz'lik bir akışölçer örnek alınarak sistemin bazı kısımları yeniden tasarlanmıştır. Bu sistem gerçekleştirilirken günümüz teknolojisini kullanarak sistem boyutları minimize edilmeye çalışılmıştır.

Bu tezin ikinci bölümü olan kuramsal temeller kısmında Ultrasonik Doppler Akış Ölçeri oluşturan temel kavramlar ve çalışma esnasından bahsedilecektir. Tezin üçüncü bölümünde ultrasonik Doppler akışölçerinin mimarisi ve bileşenleri hakkında bilgi verilecektir. Takip eden bölümlerde de bu çalışma ile ilgili yorum ve değerlendirmelerden bahsedilecektir.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1.Kan Akış Bilgisi

Sıvı dinamik teorisi oldukça karmaşık bir olgudur. İlk teoriler 17. yüzyıla dayanır ve bu alanda hem teorik hem de deneysel ilerlemeler bugün bile hala devam etmektedir (Majo 2005). Kan, görünüşünün aksine homojen olmayan, Newton özelliği göstermeyen, hücre ve diğer parçacıklardan oluşan bir sıvıdır. Bu mikroskobik yapısından dolayı kan, ultrasonik dalgaların saçılımına neden olur (Özdemir 1991). Doppler sinyalleri kan akışı hakkında önemli miktarda bilgi içerir, ama bu sinyalleri değerlendirmeden önce kan akış dinamiğinin (hemodinamiğin) temellerini anlamak önemlidir.

2.1.1. Kan akış dinamiği (Hemodinamik)

Hemodinamik, kalbin ürettiği kuvvetlerle ve ilgilenilen kalp-damar sistemindeki (kardiyovasküler sistemdeki) kan hareketi ile ilgilidir (Sramek 2008). Dokuların ihtiyaç duyduğu oksijenin sağlanması için yeterli miktardaki kan dolaşımı ya da kan akışı gereklidir.

Yeterli miktardaki oksijenin temini kardiyovasküler sağlık, ameliyatlı hastaların hayatta kalması, uzun yaşam ve hayat kalitesi için çok önemlidir. Medikal araştırma ve uygulamalarda özellikle sistemik hemodinamiği (sol kalp çıkışındaki kan basıncı ve kan akışı) üzerinde durulmaktadır. Sistemik hemodinamiğe olan bu ilginin nedeni, tüm kardiyovasküler hastalıkların ve bozuklukların önemli bir çoğunluğunun sistemik hemodinamik bozukluklarla ilgili olmasıdır (Sramek 2008; Majo 2005). En çok karşılaşılan sistemik hemodinamik bozukluk, hipertansiyon ve konjestif (kan ya da su toplanmasıyla ilgili) kalp yetmezliğidir.

Organlar ve kardiyovasküler ağılardaki kan akışı, perfüzyon basıncı veya bir basınç değişimi ile oluşturulur (Majo 2005). Bu değişim tipik olarak atardamar (arter) ve toplardamar (ven) arasındaki farkla gösterilir ve aşağıdaki eşitlik ile ifade edilir:

$$F = \frac{P_a - P_v}{R_f} \quad (2.1)$$

Bu eşitlikte F akışı, P_a ve P_v sırasıyla atardamar ve toplardamar basıncını ve R_f akışa karşı rezistansı (direnci) gösterir. Bu ilişki “Ohm kanunu”nun sıvı dinamiğine uyarlanmış şeklidir. Ohm kanununa göre akım (I), gerilim farkının (ΔV) rezistansa bölünmesiyle elde edilir.

Mekanik ve elektriksel büyüklükler arasındaki analogi aşağıda belirtilmiştir (Yazgan ve Korürek 1996):

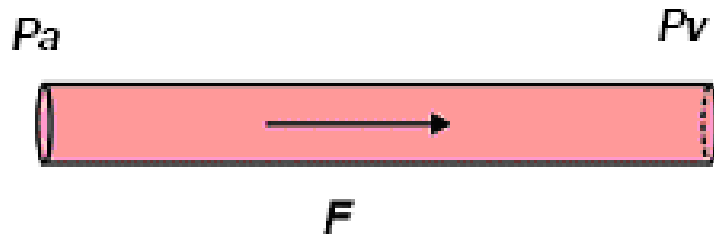
Çizelge 2.1. Mekanik büyüklükler ve elektriksel karşılıkları

Mekanik Büyüklükler	Elektriksel Büyüklükler
F, Akış miktarı	I, Akım
P, Basınç	V, Gerilim
R, Direnç	R, Direnç

Eşitlik 2.1’i kullanarak damar direncini (vasküler rezistansını) veren ifade aşağıda gösterildiği gibi elde edilir:

$$R = \frac{\Delta P}{F} \quad (2.2)$$

Bununla birlikte damarın mekanik eşdeğeri Şekil 2.1’de gösterildiği gibidir.



Şekil 2.1. Damarın mekanik eşdeğeri

Kan akış hızı, kan dolaşımın belirli bir noktasından belirli zamanda geçen kan miktarıdır. Genellikle dakika başına mililitre ya da litre olarak ifade edilir. Kan akışına karşı damarın gösterdiği direncin boyutu, c.g.s. birim sisteminde $1 \text{ mmHg/cm/s} = 1330 \text{ dyne.cm}^{-1}\text{s}$ olur (Yazgan ve Korürek 1996).

Kardiyovasküler fizyolojide ilk önemli çalışma Fransız fizikçi Poiseuille tarafından yapılmıştır (Goldsmith 1993). Poiseuille bir akış deneyinde sert tüplerde basınç ve akış arasındaki ilişkiyi sayısal olarak ve dikkatli bir şekilde saptadı (Liu 1997). Uzun silindirik borular içinde oluşturulmuş sabit laminar akış Poiseuille akış olarak ifade edilir. Bu en basit tipteki akışta sıvı (kan), eş merkezli bir dizi kabukta hareket eder yani damar boyunca hız profili damarın merkezinde en hızlı damar duvarına yaklaştıkça daha yavaş hareket ederek parabolik bir şekil oluşturur (Evans and McDicken 2000).

İletkenlik (G), damarların kan akışına karşı gösterdikleri direncin tersidir. İletkenlik, damar çapının (r) dördüncü kuvveti ile orantılıdır. Damar içerisinde akan kanın ortalama hızı aşağıda gösterildiği gibi hesaplanır:

$$\bar{v} = \frac{\Delta P \cdot r^4}{8\eta L} \quad (2.3)$$

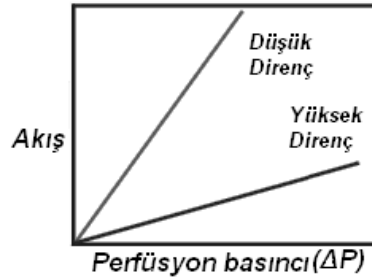
Burada ΔP damar boyunca meydana gelen basınç düşümünü, η akışkanlık (viskozite), r damar çapını, L ise damar uzunluğunu gösterir. Akışkanlık akmaya karşı direnç gösteren bir sıvının özelliğidir (Evans and McDicken 2000). Kanın kinetik akışkanlığı $3.8 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$ 'dir.

Bazı durumlarda giriş kısmındaki hız profili, eşitlik 2.3'te verilen eğrileri kullanarak tanımlanır. R yarıçaplı damar merkezinden r yarıçapındaki herhangi bir katmandaki hız şu şekilde elde edilir:

$$v_r = v_{\max} \left[1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right] \quad (2.4)$$

Akış mertebesi olan α 'nın büyük değerleri daha iyi bir şekilde belirlenemeyen kan akış profillerine neden olur (Liu 1997).

Akış ve rezistans arasındaki ters ilişkiden dolayı, rezistanstaki keyfi bir artış herhangi bir ΔP değerindeki kan akışını artıracaktır. Ayrıca, kan damarı boyunca ya da kalp kapakçığına doğru belirli bir akış değerinde meydana gelen rezistans artışına karşılık olarak ΔP değerinde bir yükselme olur. Basit bir inceleme ile rezistanstaki değişikliğin kan akışını düzenleyen temel parametre olduğu ortaya çıkmaktadır. Vücudun doğal kontrol mekanizmaları dar bir bölge içinde atardamar ve toplardamar kan basınçlarını korur (Majo 2005; Landwehr 1995). Ayrıca perfüzyon basıncındaki değişiklik kan akışını etkileyebilir.



Şekil 2.2. Laminar şartlar altında akış, basınç ve rezistans ilişkisinin gösterimi

Şekil 2.2'den anlaşılacağı gibi akış basıncı ile perfüzyon basıncı arasında doğrusal orantılı bir ilişki meydana gelmektedir (Klabunde 2004). Bu doğrusal ilişki, patolojik durumların türbülans akışla sonuçlandığı zaman gözlenmez. Türbülans akış, herhangi bir perfüzyon basıncında akış oranını azaltır. Büyük atardamarlarda akışın pulsatil özelliği bu ilişkiyi olabildiğince değiştirecektir, yani daha büyük basınçlar herhangi bir akış için gereklidir. Pulsatiliti (atımlılık), çoğunlukla türbülanstaki gibi akışa karşı rezistansı artırır (Klabunde 2004).

2.1.2. Stenosis

Stenosis bir kapalı kanal ya da geçidin daralması olarak tanımlanır. Vasküler stenosisin Doppler tanısı için ana prensip, hacimsel devamlılık özelliğidir (Hung *et al.* 1999). Bu prensip, bir damarın daralmış bir kısmındaki kan akış hızınının, o bölgede birim zamanda akış hacmi sabitse artacak olmasıdır.

Sert bir tüpteki hacimsel akış şu şekilde ifade edilir:

$$F = v \times A \quad (2.5)$$

Yukarıdaki ifadede v zamana göre ortalama hız ve A damarın kesit alanıdır. Şekil 2.3, boylu boyunca akışı (F) sabit olan kesit alanı değişen (A_1, A_2) bir tüpü göstermektedir. Bu tüp içerisinde aşağıda verilen denklem geçerlidir.

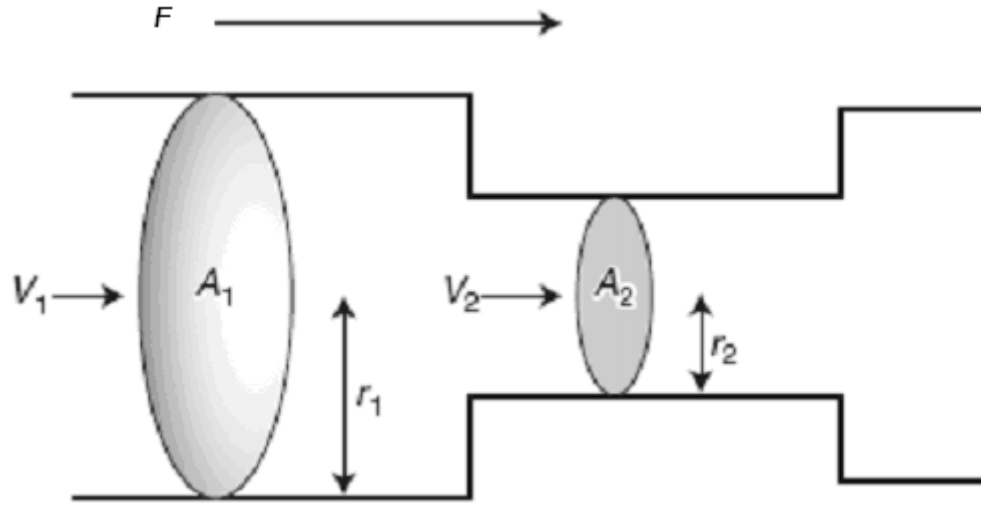
$$F = v_1 \times A_1 = v_2 \times A_2 \quad (2.6)$$

Bu eşitlik hızlardaki değişimin kesit alandaki değişimle ilgili olduğunu göstermek için şu şekilde düzenlenebilir:

$$\frac{v_2}{v_1} = \frac{A_1}{A_2} \quad (2.7)$$

Kesit alan ($A = \pi r^2$) tüpün yarıçapı r 'ye bağlı olduğunda eşitlik 2.7 aşağıdaki şekilde yeniden düzenlenebilir:

$$\frac{v_2}{v_1} = \frac{A_1}{A_2} = \frac{r_1^2}{r_2^2} \quad (2.8)$$



Şekil 2.3. Kesit alandaki değişim ile akış hızı arasındaki ilişkinin gösterimi

Bu ilişki gerçekte bükülmez tüpteki sabit akışı tanımlar ama bununla birlikte hızın bir atardamardaki stenosis'e göre nasıl değişeceğini de gösterir (Thrush and Hartshorne 2005).

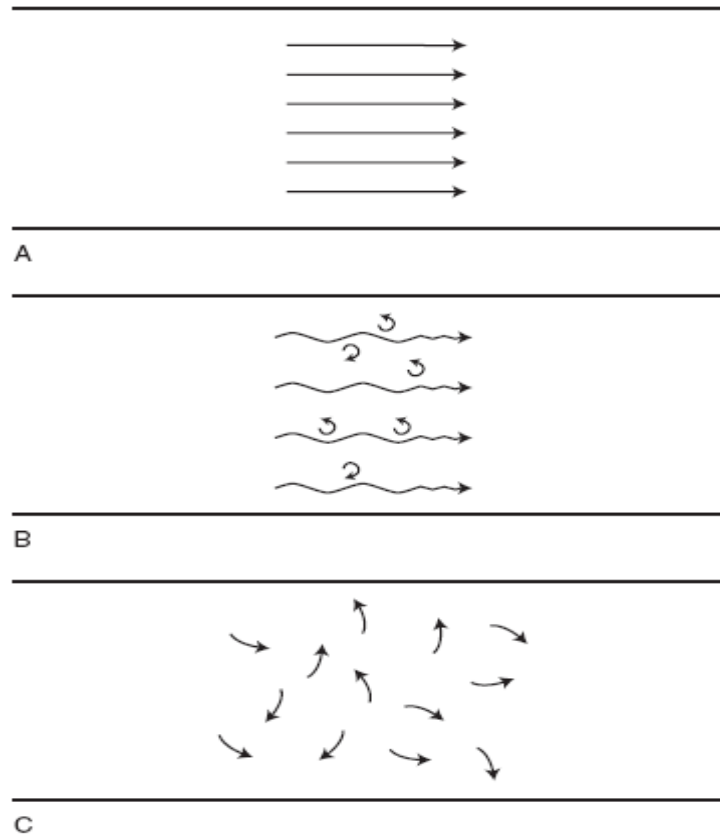
Arterial stenosisin Doppler tanısı için ana kriter hızdaki ya da klinik ifadeyle tepe sistolik hızdaki (PSV- Peak systolic velocity) hedeflenen bir artıştır. Darbeli Doppler dalga şeklini etkileyen diğer birçok hemodinamik durum vardır ve bu nedenle dalga şekillerinin yorumlanması da önemlidir. Bu faktörlerden bazıları türbülans akışa karşı laminar akıştır (Majo 2005).

2.1.3. Normal damarlarda akış

Kanın normal bir damar içerisindeki akış bilgisi kişinin aktivitesi, damarların anatomik yerleşimi ve kalp atım hızı ile değişen son derece karmaşık ve değişkendir (Hedrick *et al.* 1995).

Atardamarlarda üç tip akış mevcuttur. Bu akışlar şekil 2.4’de görülmektedir (Taylor *et al.* 1995):

- Laminar (katmanlı ya da düzenli) akış,
- Dağılımlı akış,
- Türbülans (çalkantılı) akış.



Şekil 2.4. A: Laminar akış, **B:** Dağılımlı akış, **C:** Türbülans akış

2.1.3.a. Laminar akış

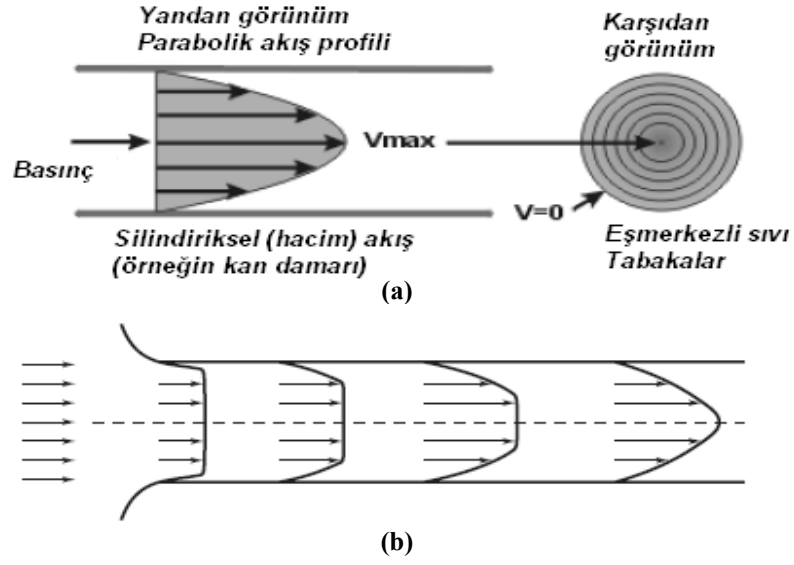
Laminar akış biçimi hemen hemen tüm sıvılar için düşük hızlarda gözlenen bir akış rejimidir. Bu tip akış rejiminde akış içindeki parçacıkların hızlarını teorik olarak belirlemek mümkündür (Kıymık vd 2002).

Bir sıvı, uzun ve düz bir silindir tüp boyunca kararlı bir şekilde hareketini sürdürüyorsa bu tüp içinde eşmerkezli sıvı akış katmanları meydana gelir. Her katman, tüpün çeperinden sabit ve uygun uzaklıktadır ve ardışık katmanlar birbirleri ile karışmazlar. Katmanlar arasındaki sürtünme kuvveti ise katman hızlarının farklı değerlerde olmasına neden olur. Bu nedenlerden dolayı her katmanın hızı aynı değildir ve çepere olan uzaklık arttıkça, hız da artan bir eğilim gösterir. Katmanlar içerisindeki bu akış hızı dağılımına laminar (düzenli) akış adı verilir. Kan düz ve pürüzsüz damarlarda laminar akış özelliği gösterir (Hedrick *et al.* 1995). Bunu Şekil 2.5.a'da görebiliriz (Klabunde 2004).

Bir Doppler akışölçerle kesit alanda tespit edilen laminar akış hızı, damardaki akıntuların merkezinde bulunan maksimum hız değeri olmayıp bu kesit alanının ortalama hızını gösteren değer olarak kabul edilmektedir (Evans and McDicken 2000). Darbeli Doppler sistemi ile laminar akışın analizi benzer hız ve doğrultuda düzgün bir şekilde hareket eden kırmızı kan hücrelerinin analiz spektrumunu göstermektedir (Landwehr 1995). Damardaki kan akışındaki bu düzenli hareket, tabakalar ve damar duvarları arasında sıvı etkileşimlerine bağlı olarak kandaki enerji kayıplarını azaltmaya yardımcı olur.

Laminar tipteki kan akışı yüksek hızlarda dengesizleşir ve türbülanslı akışa dönüşür. Türbülanslı akışta parçacıklar çok düzensiz ve kararsız yollar izler ve hız vektörlerinin hem genlik hem de doğrultuları sürekli değişir (Evans and McDicken 2000). Laminar akışın dağılımı ya da düzensiz hareket türbülansa yol açar ve enerji kayıplarını artırır (Majo 2005).

Damarda akan kanın laminar akışa dönüşmesi Şekil 2.4.b'de gösterildiği gibi olmaktadır (Caro *et al.* 1978).



Şekil 2.5. a) Parabolik (laminar) akış, b) Damar boyunca değişen hız profili

2.1.3.b. Dağılımlı akış

Bu akış rejimi, laminar akışın bozulduğu ve sıvıdaki parçacıkların çeşitli hızlarda her yöne rasgele hareket etmeye başladığı bir geçiş durumudur. Daha sonrasında ise türbülans akış meydana gelir (Thrush and Hartshorne 2005).

2.1.3.c. Türbülans akış

Atardamar ve toplardamar sisteminde, çeşitli faktörler laminar akışı bozar ya da değiştirir (Klabunde 2004). Damarın sivrileşmesi, eğriliği, çatallaşması ve diğer birçok deformasyon buna neden olur.

Bu bozukluk süreci türbülans akış olarak adlandırılır. Bu tür akış, yüksek kardiyak püskürtme hızlarında (egzersiz halinde) yükselen aortta ve damar dal noktalarında stenotik kalp kapaklarından veya arteriyel damarlardan uzak bölgelerde gerçekleşir (Klabunde 2004).

2.1.3.d. Laminar akıştan türbülans akışa geçiş

Türbülans akışı etkileyen parametreler damar çapı (D), lümeneye karşı ortalama akış hızı (\bar{v}), sıvı yoğunluğu (ρ) ve sıvı akışkanlığıdır (μ). Bu değişkenlerden Reynold sayısı (R_e) hesaplanabilir:

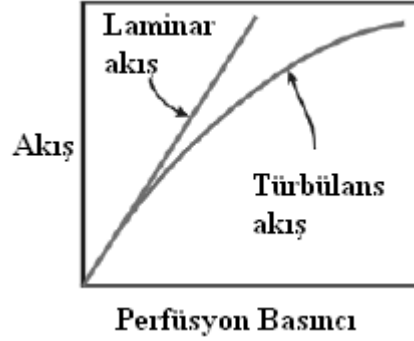
$$R_e = \frac{\bar{v}D\rho}{\mu} \quad (2.9)$$

Laminar akışın bozulduğu ve türbülansın meydana geldiği kritik bir Reynold sayısı vardır ve bu kanda yaklaşık olarak 2500'dür (Charm 1974). Eşitlik 2.9'dan da görüldüğü gibi akışkanlık kan damarında artarken R_e sayısı da artarsa türbülansla bir artış olmaz. Bu durum laminar akışın türbülans akış olarak sonuçlandığı kritik noktaya varıncaya kadar devam eder. İdeal şartlarda kritik Reynold değeri nispeten yüksektir. Buna rağmen dallanan damarlarda, kritik R_e değeri önemli derecede daha düşüktür ve bazı durumlarda türbülans normal fizyolojik akış hızlarında bile oluşabilir (Landwehr 1995).

2.1.3.e. Stenosisde akış

Stenosisde damarın çapında % 50'lik azalma, hızda ortalama dört kat artışa neden olur, yani Reynold değerinde iki katlık bir artış olur. Reynold değerinin artmasına ek olarak, akan kanın kinetik enerjisi artar. Akışkandaki hız artışının basıncın düşmesine neden olduğu Bernoulli etkisine bağlı olarak artan kinetik enerjiyle birlikte potansiyel enerjide de bir azalma meydana gelir. Bu olası azalma durumu, damarda daralma ve/veya titremeye neden olabilir. Damarın daralmasının net etkisi türbülansın artmasına yol açar.

Türbülans, akış ve perfüzyon basıncı arasındaki mevcut ilişkiyi değiştirir, yani aralarındaki ilişki artık doğrusal değildir. Bu Şekil 2.6'dan gözlenebilir.



Şekil 2.6. Basınç-akış ilişkisi üzerine türbülansın etkisi

Türbülans durumu belirli bir perfüzyon basıncında akışı azaltır. Dolayısıyla belirli bir akış oranında kanı ileri sürmek için daha büyük bir perfüzyon basıncı gerekir. Belirli bir türbülans akış, rezistansın karşısında rezistans elemanının yarıçap ve uzunluğuyla kolayca tahmin edilebilen değerinden daha büyük bir değere sahip basınç düşmesi ile sonuçlanır. Şekil 2.6, bu tip stenotik bir lezyonda basınç ve akış arasındaki ilişkiyi göstermektedir (Majo 2005).

2.1.4. Pulsatil akış

Şekil 2.5.b'de gösterilen akış, durgun durumdan laminar akışa bir geçiş hâlidir ama gerçekte atardamardaki akış pulsatildir. Böylece akışın bundan nasıl etkilendiği sorusu ortaya çıkmaktadır. Pulsatil akış, durgun durumdaki akışın tanımından geliştirilmiştir ancak durgun akışın üzerine eklenen bir pulsatil bileşene sahip olacaktır. Damar boyunca akış yönü ve hızı, kalp tarafından üretilen basınç darbesinin atardamar ağacına iletilmesi ve uzak damar yataklarından yansıtılan basınç darbelerinin değişmesi ayarlanır.

Akışa uygulanan yavaş salınımlı bir basınç değişimi söz konusu olduğunda, bu akış yavaşlayacak, duracak ve sonra akış yönü ters dönecektir. Bu dalgalanma kademeli ise parabolik hız profili korunacak ama basınç kademesi sıklıkla değişiyorsa hız profili giderek karmaşıklaşacaktır (Thrust and Hartshorne 2005).

2.1.5. Geometrik değişikliklerin akışa etkileri

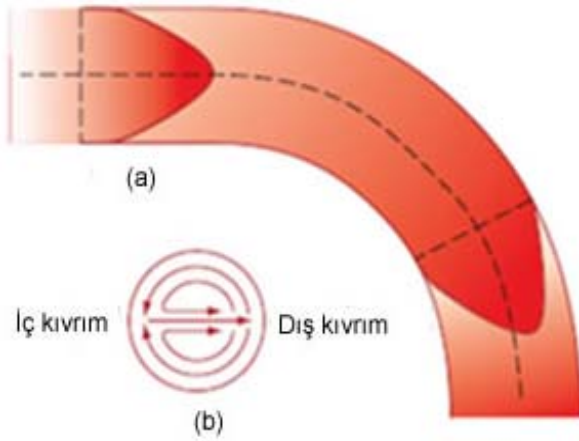
Damardaki herhangi bir kıvrım, dallanma ve atardamardaki dar geçitler, hem hız profilini hem de kısmi basınç değişimini etkiler. Ultrasonik Dopplerin esas uygulaması stenotik kısımların tanımlanması ve ölçülmesi olduğundan daralma ve atımın hemodinamik etkileri oldukça önemlidir. Şekil 2.7’de bir daralma ve genişleme durumunda akım hız çizgilerini gösterilmektedir.



Şekil 2.7. Akımı ters çeviren bölgelerin ve akış yönünde hızlı bir genişlemeyi izleyen bir daralmanın şematik gösterimi

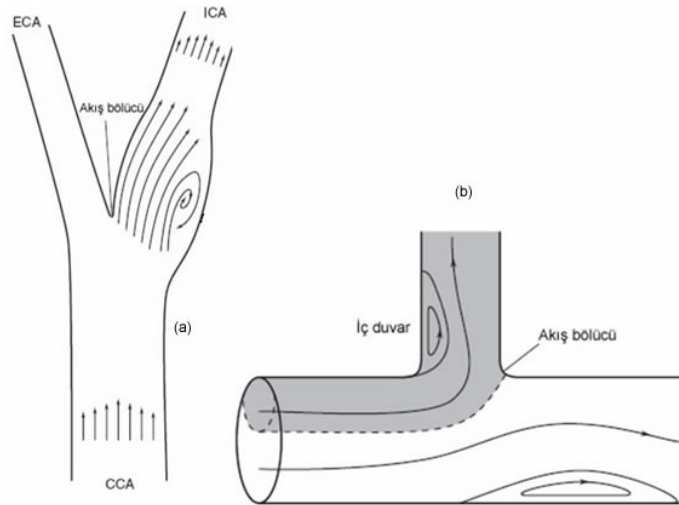
Daralmanın ardından akışın tersine çevrildiği alandaki kan akış hızı, kan stenosissten geçerken artar. Burada stenosissteki ilgili eşitlikler (2.5, 2.6 ve 2.7) kullanıldığında akış hızının alanla orantılı olarak değiştirdiği görülür.

Damardaki kıvrım ve eğriliklerin hız profili üzerine etkisi vardır. Bir sıvı (örneğin kan) kıvrılmış bir yol boyunca akarken kıvrımlı bölgeye girdiğinde hızın karesi ile doğru ve eğriliğin yarıçapı ile ters orantılı bir merkezkaç kuvvetle karşılaşır (Evans and McDicken 2000; Thrust and Hartshorne 2005). Profil parabolik ise damarın merkezinde sıvı maksimum hıza sahip olur ve en büyük kuvvetle karşılaşır. Bu yüzden kan, damarın dışına doğru hareket etme eylemi gösterecektir. Şekil 2.8’de görüldüğü gibi damar duvarlarındaki viskoz kuvvetlerle birleşen bu merkezkaç kuvvet, sarmal şekilli iki akım meydana getirecektir (Oates 2001; Caro *et al.* 1978).



Şekil 2.8. a) Tüp eğiminin sebep olduğu parabolik akışın bozulması, b) İki sarmal şeklinde görülen ikincil akış

Atardamar sisteminde sıklıkla dallanmalar ve çatallanmalar vardır. Her bir bağlantı noktasında yeni bir hız profili meydana gelir. Böylece ortalama hız, basınç değişimi ve Reynold sayısında değişiklikler oluşabilir. Bu değişikliklerin hız profiline etkileri bağlantının geometrisinin keskinliği ile ilgilidir. Simetrik bir çatallanmada akış iki eşit parçaya bölünür. Eş damarın merkezindeki en büyük hız, eğilmiş hız profillerine sebep olarak bölünen damarların iç duvarlarına yakın bölgelerde meydana gelir (Evans and McDicken 2000). Şekil 2.9.a da görüldüğü gibi damarın dış duvarında ise çatallanmada meydana gelen ikincil akışlar ortaya çıkar ((Reneman *et al.* 1985).



Şekil 2.9. Damarlarda meydana gelen çatallanma ve incelmeye durumundaki kan akışı

Kılcal damarlar hariç tüm kan damarlarında geometrik ve elastik incelmeler görülür. Şekil 2.9.b'de bahsedilen incelmede de çatallanma durumunda mevcut olan ikincil akışlar görülmektedir (Caro *et al.* 1978). Atardamar sisteminde bulunan birbirinden ayrı damarların birbirine yaklaşması sonucu laminar akışı dengelenip Reynold sayısını artar ve hız profilini yavaşça düzelir (Whitmore 1968).

2.2. Darbeli Dalga Ultrasonik Doppler Hız Ölçer

2.2.1. Ultrasonik hedef olarak kan

Görünümüne rağmen kan homojen bir sıvı değildir. Plazma, hücreler ve diğer parçacıkların bulunduğu bir süspansiyondur. Kan, bu mikroskobik yapısından dolayı damara gönderilen ultra sesi dağıtır. Bu nedenle kan hızının ölçümünde Doppler kayma tekniği kullanılabilir.

Kan bileşim elementleri eritrositler, lökositler ve platellerdir. Hemen hemen kanın % 45'ini oluşturan bikonkav disk biçiminde ve 2.2 μm 'lik kalınlığa, 7.2 μm 'lik çapa sahip eritrositler ultra sesin dağıtılmasında önemli bir etkiye sahiptir. Bu durumun sebebi eritrositlerin kendisinden büyük olan lökositlerden daha çok sayıda bulunması ve platellerden önemli derecede daha büyük olması olarak açıklanabilir. Ayrıca kan hızı ölçümleri için kullanılan ultra ses frekansında, eritrositlerin yarıçapı ultrasonik dalga boyundan daha küçük olması da ultrasonik saçıcı olmalarında diğer bir etkendir (Shung *et al.* 1976). Bu yapılar elastik kan damarlarında kolayca şekil değiştirebilir ve en dar çaplı kılcal damarlardan kolayca geçebilirler. Bunların yanında, içerdikleri demir (Fe) sayesinde ultrasonik dalgayı yansıtma özelliğine sahiptirler.

Kanın akustik bir özelliği olan ultra ses saçılma etkisi, eritrositlerin yoğunluğu, ısı geçirmez (adiabatic) ve sıkıştırılabilirliklerine (compressibility) bağlıdır. Kanın ultra sesi zayıflatması yaklaşık $0.15 \text{ dB cm}^{-1} \text{ MHz}^{-1.2}$ 'dir ve saçılmanın katkısı göreceli olarak düşüktür (Narayana *et al.* 1984) ancak bu durum 15 MHz'den daha alçak frekanslar için ihmal edilebilir (Shung *et al.* 1976).

İlk olarak Rayleigh (1872), dalga boyuna göre küçük olan parçaların saçtığı dalgalar üzerinde çalışmıştır ve genelde bu tip saçılmaya “Rayleigh Saçılması” denilmektedir. Bu saçılma iki önemli özelliğe sahiptir. Birincisi, saçılımın şeklinin önemsiz oluşudur ve diğeri ise saçılım gücünün frekansın 4 katı (çapın 6 katı) ile doğru orantı olmasıdır.

2.2.2. Ultrasonik dalgalar ve ultra ses olgusu

Ses, ortamda basınç değişimiyle oluşan ve mekaniksel bir hareketle yayılan bir dalgadır. Ses dalgası bir frekansa sahiptir. İnsan kulağı 20 Hz ile 20 kHz arasındaki ses dalgalarını duyabilir. Ultra ses dalgaları 20 kHz den büyük olan ve insan kulağının duyamadığı ses dalgaları şeklinde tanımlanır. Düşük frekanslı sesler de aynı özelliğede sahiptir.

Megahertzler mertebesindeki sinyaller RF dalgaları olarak adlandırılmasına rağmen, RF dalgaları ile ultra ses dalgaları arasında (aynı frekans bandında olmalarına rağmen) yapı itibari ile bazı temel farklılıklar vardır. Bunlardan en önemlisi, RF dalgalarının elektromanyetik dalgalar olmasına karşın ultra ses dalgalarının akustik yapıya sahip olmasıdır. Örneğin 2.5 MHz’lik bir sinyal uygun bir antene bağlandığında elektromanyetik ışına yapar ve aynı sinyal bir ultrasonik dönüştürücüye uygulanırsa ultra ses dalgaları oluşur (Karagöz ve Eroğul 1998). Tıp elektronığında de, ölçme ve savunma sanayinde olduğu gibi genellikle piezoelektrik etkiye sahip dönüştürücüler tarafından üretilen 1-20 MHz frekansa sahip dalgalar kullanılır.

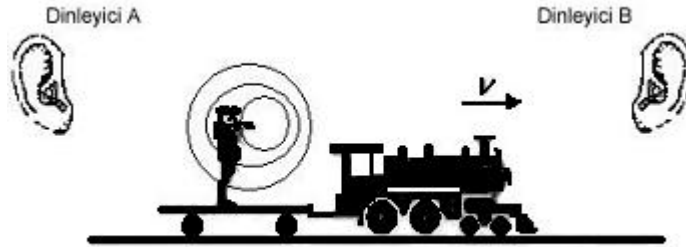
2.2.3. Doppler etkisi

Giriş bölümünde de bahsedildiği gibi Doppler etkisi, yayıcı ya da alıcının hareketinden kaynaklanan akustik ya da elektromanyetik bir dalganın frekansındaki kayma (değişim) olarak tanımlanır.

Doppler etkisi Şekil 2.10'da gösterilmiştir. Bir tren üzerindeki bir müzisyen tarafından sürekli bir ton üretilir. Dinleyicilere göre trenin hızından dolayı, dinleyici B müzisyenden daha yüksek bir frekansta tonu duyarken dinleyici A bu tonu müzisyenden daha düşük bir frekansta duyar. Gözlemlenen frekans yani alıcıda görülen frekans aşağıdaki şekilde elde edilir:

$$f_r = \frac{c - v_r}{c - v_s} f_e \quad (2.10)$$

Burada f_e kaynağın frekansı, c dalganın yayılım hızı, v_r kaynağa doğru alıcının hızı ve v_s ise v_r ile aynı doğrultudaki kaynağın hızıdır.



Şekil 2.10. Doppler etkisinin temsili

Bunun yanında, hız v hedef dönüştürücüye doğru hareket ediyorsa negatif olarak hesaplanır. Eşitlik 2.10, $f_D = f_r - f_e$ ifadesini kullanarak Doppler kayma frekansını hesaplamak için yeniden düzenlendiğinde aşağıdaki ifade elde edilir:

$$f_D = \left(\frac{c - v_r}{c - v_s} - 1 \right) f_e \quad (2.11)$$

Doppler etkisi ultrasonik Doppler hızölçerlerde yansıtıcı arabirimlerin hareketleri üzerindeki çalışmalarda kullanılır. Hem kaynak hem de alıcının hareketsiz olduğu durumda alıcıdan dalgalarının kat ettiği toplam mesafeye eşit miktardaki uzakta sanal bir kaynak bulunmaktadır. Yansıtıcı yüzey bu sanal kaynaktan gelen dalgaların

yönlerini değiştirir. Bu nedenle doppler etkisi, kaynak ve alıcının yansıtıcının hızına eşit $v_r = -v_s = v$ ve özdeş hızlarla birbirinden uzaklaştığı durumdaki etki ile aynıdır.

Böylece alıcıdaki frekans değişimi f_D şöyle ifade edilir:

$$f_D = -\left(\frac{2v}{c+v}\right)f_e \quad (2.12)$$

Bu ifadede v alıcının akış doğrultusu boyunca mutlak hızıdır. $c \gg v$ olduğunda ise bu eşitlik şu şekilde sadeleştirilir:

$$v = -\frac{f_D c}{2f_e} \quad (2.13)$$

Farklı hızların aynı düz çizgi boyunca hareket etmediği durumda, uygun hız vektörleri f_D 'nin hesaplanmasında kullanılmalıdır. Bu yüzden, girişim açısı θ_1 efektif ultrasonik ışın doğrultusu ve hareket doğrultusu arasındaki açı olarak tanımlanırsa yukarıdaki eşitlik şu şekilde düzenlenebilir:

$$v = -\frac{f_D c}{2f_e \cos \theta_1} \quad (2.14)$$

Alıcı, Doppler kayması f_D 'nin sadece genliğine duyarlı olduğundan f_D 'nin önündeki işaret basit bir sistemde önemli değildir.

2.3. Hız Ölçer Mimarisi

Basit bir yönsüz darbeli Doppler biriminin blok diyagramı Şekil 1.2'de görüldüğü gibidir. Darbeli Doppler sistemi için osilatör sinyali bir DTF üreticinin kontrolü altında tutulur. İletim kapısı açık kaldığı durumdaki zamanın uzunluğu, örnek hacmin istenen uzunluğuna bağlıdır; ama birkaç tam görev çevriminin geçişine izin vermesi için genellikle yeterlidir. Dokuya gönderilecek ultrasonik dalga paketçiyi dönüştürücüyü sürmede kullanılır. Dalga paketçiyinin şekli ve uzunluğu uyarıcı darbe ve dönüştürücü karakteristikleri ile belirlenir. Dokudan dönen ultrasonik ekolar aynı dönüştürücü

tarafından elektriksel sinyale dönüştürülür ve bu sinyaller yükseltilir. RF bileşenleri yok etmek için alçak geçiren filtreden geçirilmeden önce osilatörden elde edilen bir referans sinyalle karıştırılır ve sinyalleri örnekleme-tutma devresine almak için çalıştırıcı tarafından belirlenen gecikmeden sonra her bir iletim çevrimi boyunca açılan bir alıcı kapıyı besler. Gönderilen darbeye beraber kapının açık kaldığı zaman örneklenen hacmin büyüklüğünü belirlerken iletim ve sinyallerin toplandığı bölgenin belirlediği alıcı kapının açılması arasındaki gecikmedir. Örnekleme-tutma devresinin çıkışı örnekleme frekansı ve istenmeyen düşük frekans bileşenlerini yok etmek için filtelenir, sonra yükseltilir ve diğer işlemler ve görüntüleme için ilgili bölüme gönderilir. Pratikte DD sistemler hareketin yönünü belirlemek için sürekli dalgalı sistemlerden farklı olarak ek bir devre parçası içerirler ve bu aslında quadratür demodülasyon tekniklerinden başka bir şey değildir (Evans and McDicken 2000).

2.3.1. Işının iletildiği kısım

2.3.1.a. Osilatör ve kontrol (lojik) birimi

DD sistemlerde osilatör en önemli sistem elemanıdır. Çünkü aşağıdaki görevleri sayısal devreler yardımı ile yerine getirir:

- Biyolojik ortama gönderilecek akustik işaretin üretilmesini sağlar.
- Demodülasyon safhası için referans sinyalleri sağlar.
- S/H devresi (ya da A/D konverter) için referans sinyal sağlar.
- Kontrol devresi için gerekli referans işaretlerini üretir.

Osilatör, çok yüksek bir faz kararlılığına sahip olmalı ve frekans sürüklenmesi düşük olmalıdır (Baker 1970).

Osilatör frekansı, ilgilenilen damar derinliğine bağlı olarak seçilmelidir. Bu seçim, aynı zamanda en uygun seçiciliğin (resolution) elde edilmesine de imkân verir (Güler 1990).

1-5 MHz arası genellikle büyük damarların incelenmesi amacıyla, 4-10 MHz arası çevresel damarların, 10-20 MHz arası ise dijital arterler, deri ve göz damarlarını incelenmesinde kullanılır (Coghan and Taylor 1976).

Lojik kontrol, üretilen dalga paketçliğini uygulamak ya da iletilen dalga paketçğine göre uygun zamanda örnekleme ve tutma kuvvetlendiricilerini başlatmak gibi gerekli zamanlama sinyallerini sağlar.

Darbe tekrarlama frekansı

Her saniyede ışın yolu boyunca binlerce tekrarlanan ultrasonik dalga paketçikleri göndermek suretiyle, darbeli Doppler akışölçerinde derinlik bilgisine karşılık hız bilgisi elde edilir. Bu kısa periyotlu ultrasonik dalga paketçiklerinin frekansına darbe tekrarlama frekansı (DTF) denir ve kHz'lerle ifade edilir. Akış ölçerin darbe tekrarlama frekansı, ölçülmesi gereken maksimum Doppler frekansının en az iki katına eşit ya da daha büyük olmalıdır. DTF, istenilen maksimum derinlikten bilgi alabilecek kadar küçük tutulmalıdır. Bununla birlikte, yüksek hızdaki akışların, frekans örtüşmesine meydan vermeden ölçülebilmesi için de DTF'nin yeteri kadar büyük tutulması gerekir. Bu problemleri kısmen de olsa çözümlerin bir yolu, akışölçeri farklı DTF'leri kullanabilecek esneklikte tasarlamaktadır. DTF ile derinlik arasındaki ilişki aşağıdaki eşitlikle gösterilmektedir:

$$DTF_m = f_t = \frac{c}{2R_m} \quad (2.15)$$

Bu bağıntıya göre, R_m derinliğinden gelen bütün ekolar, bir sonraki darbe paketi gelmeden önce, dönüştürücüye geri gelmek zorundadır. DTF, bir örnekleme frekansı olduğu için Nyquist örnekleme teoremine uyar. Bu duruma göre dedekte edilen maksimum Doppler frekans değişimi ile derinlik arasındaki ilişki aşağıdaki gibidir.

$$\Delta f_m = \frac{c}{4R_m} \quad (2.16)$$

Eşitlik 2.16, eşitlik 2.14'deki temel Doppler ifadesine yerleştirilse, verilen derinlik için temel parametreler cinsinden maksimum hız bulunur.

$$v_m = \frac{c^2}{8f_0 R_m \cos \theta} \quad (2.17)$$

Tamamen faz uyumlu bir darbeleri Doppler akış ölçerinde DTF, osilatör frekansından elde edilir.

Darbe Paketinin Genişliği

Dönüştürücüyü uyaran darbe paketinin genişliği ultrasonik dalga frekansının bölme oranlarının değiştirilmesi ile ayarlanabilir. Darbe paketinin genişliği gönderilen akustik güç ile orantılıdır. Darbe paketine ait gücün artırılmasıyla sinyal gürültü oranında bir iyileşme elde edilir. İyi bir hız seçiciliği elde etmek için ise mümkün mertebe kısa dalga paketçikleri kullanmak gerekir. Akış ölçerinde kullanılacak darbe paketi genişliği, incelenecek damara göre ve yapılması gereken işaret işleme metoduna uygun olacak şekilde ayarlanabilir olmalıdır.

2.3.1.b. Dönüştürücü

DTF ve osilatör frekansı çarpıldıktan sonra elde edilen işaret yükseltilir ve dönüştürücü bu işaret ile sürülür. Dönüştürücü piezoelektrik etki ile çalışarak ultra ses sinyalleri üretir. Bu sinyaller dokuya gönderilerek gerekli bilginin elde edilmesi sağlanır.

İletilen dalga paketçığının uzunluğu alma zamanı ile karşılaştırıldığında çok küçük olmasına rağmen tek bir kristal dönüştürücü kullanılabilir. Tek dönüştürücü önce ultrasonik verici ve daha sonrada alıcı olarak kullanılır. Alma yolu gönderme yolu ile özdeş olmasına rağmen, alıcı-verici sıra problemi önlenmiştir. Ultrasonik dönüştürücü, alıcının giriş empedansı ile eşleştirilmiştir ve akustik olarak desteklemiş ve eşleşmiştir, böylece dönüştürücü tarafından üretilen elektriksel uyarı gerilimi ile eşleşmiş bir

ultrasonik dalga paketçığı sağlanır, örneğın; dönüştürücünün bant genişliğı iletilen sinyalin bant genişliğı kadar büyük olmak zorundadır (Messer 2005).

Yüksek gerilimli darbeler çıkış enerjisini azaltmak ve bir elektriksel girişim kaynağının gösterdiği dönüştürücü sönüm kayıplarının üstesinden gelmek için kullanılır. Bu nedenle, güçlü şok darbe de alıcının girişine doğrudan uygulanır. Bu darbenin yüksek kazançlı kuvvetlendiricilere girmesine izin verilmemelidir. Çünkü bu darbe ya devreyi bozar ya da yakın yansıtıcılardan alınan ekoların ayırt edilemediğı durumda ortaya çıkan istenmeyen periyotlara sebep olur. Analog cihazlarda düşük seviyedeki ekoları geçirirken iletilen şok darbenin genliğini sınırlamak için diyot kırpıcı devreleri kullanılmaktadır (Messer 2005).

Ultrasonik dönüştürücüler Kurşun Zirkonat Titanat (PZT) gibi piezoelektrik seramikten yapılır. Bu seramiklerin her biri normalde belirli rezonans frekanslarına sahiptir. Kullanılacak PZT seramiğinin rezonans frekansının darbeli Doppler sistemine ait verici ve alıcı elektronik devrelerinin rezonans frekansları ile uyum göstermesi gerekir. Bu durumda kayıplar azalır ve dönüştürücü duyarlılığı da artar. İyi bir aksenel seçicilik elde edilebilmesi için seramik kristalin arkasına çınlamayı önleyici maddeler koymak gerekir. Yanal seçiciliğı artırmak için ise dönüştürücü odaklanmalıdır (Güler 1990).

Piezoelektrik Etki

Sıkıştırıldığında, büküldüğünde veya biçimi bozulduğunda elektriksel olarak şarj olan kristallere piezoelektrik kristal denir. Bu kristaller maruz kaldığı mekanik titreşimlerle senkron bir elektriksel gerilim oluşturur. Şekil 2.11'de piezoelektrik kristalin çalışması görülmektedir (Koçum 2008). Piezoelektrik kristallere elektriksel bir titreşim uygulanırsa kristalin hacmi değişir ve tepki olarak mekanik bir titreşim oluşur ve çevresinde bir basınç farkı oluştururlar ki bu da yüksek frekanslı bir ses kaynağıdır (Anonim2 2008). Bu titreşimler kararlı ve değişmezdir. Baryum titanat, kurşun titanat ve kurşun zirkonat piezoelektirik etki gösteren seramik materyallerdir.

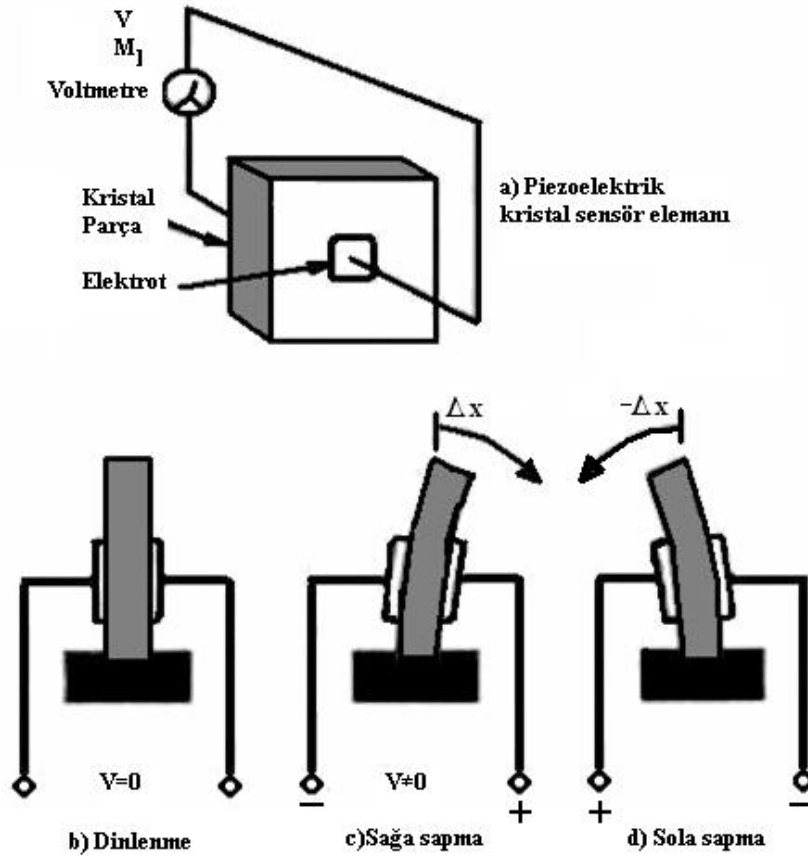
Ses ötesi bir dalganın ortamdaki yayılma hızı ortamın yoğunluğuna ve elastikiyetliğine bağlıdır. Gazlarda iletim hızı düşük, sıvılarda iletim hızı gazlardakine göre daha büyük, katılarda ise iletim hızı en yüksektir. Ses-ötesi bir dalganın ortamdaki hızı eşitlik 2.18’de verilmektedir.

$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho\beta_{ad}}} \quad (2.18)$$

c: Ses ötesi dalganın ortamdaki hızı

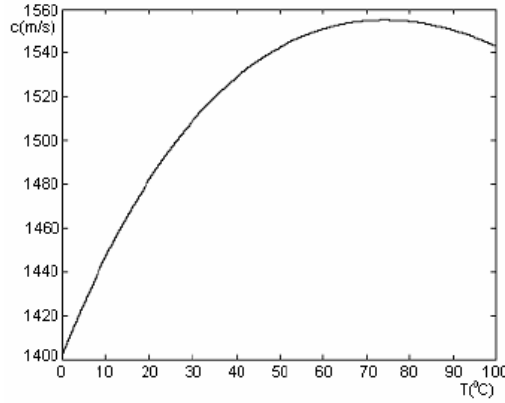
ρ : Ortamın yoğunluğu

β_{ad} : Ortamın elastiklik katsayısı



Şekil 2.11. Piezoelektrik kristal

Şekil 2.12’de su içerisinde ses-ötesi dalganın yayılma hızının sıcaklığa bağlı değişimini göstermektedir. Bu değişimin polinomik biçimi eşitlik 2.19’de verilmektedir (Anonim1 2008).



Şekil 2.12. Su içerisinde ultrasonik dalganın yayılma hızının sıcaklığa bağlı değişimi

$$c = 1.4024 \cdot 10^3 + 5.0384T - 5.8115 \cdot 10^{-2}T^2 + 3.3456 \cdot 10^{-4}T^3 - 1.4815 \cdot 10^{-6}T^4 + 3.1608 \cdot 10^{-9}T^5 \quad (2.19)$$

c: Su içerisinde ses-ötesi dalga hızı (m/s)

T: Sıcaklık (°C)

Ses-ötesi dalganın sudaki maksimum hızı: 74°C’de 1555 m/s’dir (Anonim2 2008). Yukarıda özellikleri verilen ses-ötesi dalgalar kullanılarak farklı biçimli tüplerden geçen sıvının akış hızı ve debisi ölçülebilir.

2.3.1.c. Güç kuvvetlendiricinin kazancı

Güç kuvvetlendiricisi (verici), istenilen akustik işareti üretmek için, dönüştürücüyü uygun gerilimle sürmek amacıyla kullanılır. Dönüştürücüye uygulanan elektriksel güç ile dönüştürücü performansı, dokuya gönderilen ultrasonik gücü (20–300 mW/cm²) belirleyen faktörlerdir. Güç kuvvetlendiricisi bu faktörler dikkate alınarak, gerekli olan çıkışı üretecek şekilde tasarlanır (Evans and McDicken 2000).

2.3.2. Işının alındığı kısım

2.3.2.a. Alıcı yükselteci

Dönen ultrasonik ekolar genellikle aynı dönüştürücü tarafından elektrik sinyallerine dönüştürülür. Eko sinyalinin (zamana bağlı olarak) genliği dalgaların yayılımı boyunca zayıflamalarını dengelemek için (zaman kazanç kontrolü) derinliğe göre arttırılmıştır (Messer 2005).

Çok düşük genlikli Doppler işaretlerini kuvvetlendirmek için az gürültülü ve yüksek kazançlı RF kuvvetlendiricisi kullanılmaktadır. Kuvvetlendirici kazancının ayarlanabilir olması tercih edilir. Bu ayarlama nitel olarak sistem çıkışının bir hoparlörden dinlenmesi suretiyle gerçekleştirilir (Güler 1990). Devrenin toplam kazancı 20 ile 150 arasında değiştirilebilmektedir (Özdemir 1991).

2.3.3. Sinyalin işlendiği kısım

2.3.3.a. Demodülatör

Darbeli Doppler akışölçerinde demodülasyon, osilatör çıkışı ile geri saçılan işaretin çarpılması olarak tarif edilir. Bu suretle toplam ya da fark frekansı elde edilmiş olur. Bu haliyle demodülasyon, süperheterodin alıcıdaki olaylara benzer şekilde, fark frekansının elde edilmesi demektir.

Demodülasyon sürecinde alınan sinyali etkileyen iki farklı mekanizma vardır. Birincisi hedefin hareketinden dolayı klasik Doppler kaymasıdır. Her bir alınan sinyal iletilen darbenin ya genişletilmiş ya da sıkıştırılmış versiyonudur. İkincisi, örnek hacimdeki hedefin (belli bir ultrasonik işarete sahip) dönüştürücüden ya da dönüştürücüye doğru hareket etmesidir. Ardışık alınan sinyaller iletim zamanına göre artan bir zaman kaymasına uğrarlar. Ardışık alınan sinyaller saçıcının hareketinin bir sonucu olarak

ilerleyen ve önceki örnek hacimle karşılaştırıldığında gecikmiştir. Bu gecikme osilatör ve ultrasonik işaret arasındaki faz ilişkisinde artan bir değişim sağlar. Zaman arttıkça alınan sinyalin zaman gecikmesi de dönüştürücü ile saçıcı parçacık arasındaki mesafe artarsa, artar (Messer 2005).

Kısacası, darbeli Doppler akışölçerde, işaret işleme bakımından en önemli kısım demodülatör devresidir. Demodülatör, dönüştürücünün algıladığı RF işaretinden Doppler işaretinin elde edilmesini sağlar (Özdemir 1991).

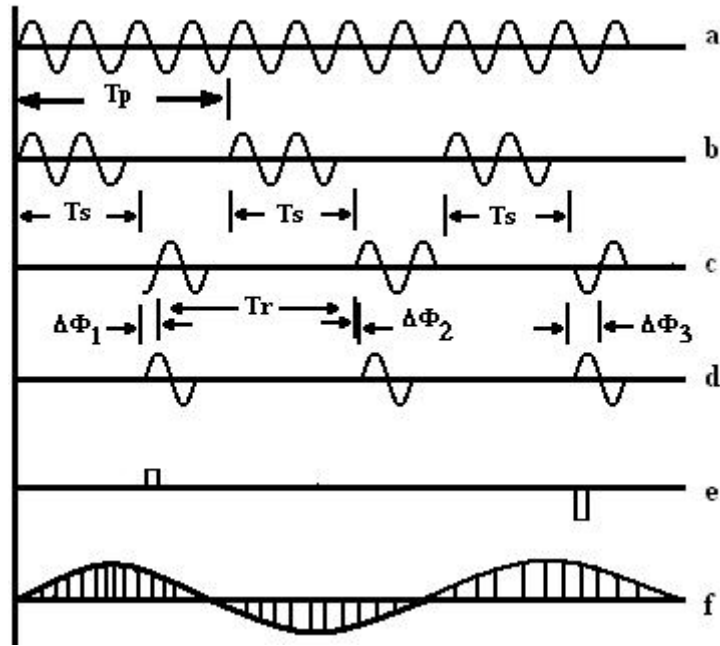
2.3.3.b. Örnekleme tutma devresi

Daha sonra demodülatör çıkışındaki Doppler sinyali, iletilen darbenin başlangıcına göre zamanda belli bir noktada kanallarda örneklenir. Operatör tarafından belirlenen bir gecikmeden sonra her bir iletim çevrimi süresince sinyalleri örnekleme/tutma devresine vermek için alıcı kapı açık bırakılır. Yayılma ve alma arasındaki gecikme örnek hacmin mesafesini belirlerken, kazanımlar arasındaki zaman örnek hacimler arasındaki eksensel boşluğu belirler (Güler 1990).

Başarılı olarak iletilen sinyaller elde edilirse, dönüştürücüden yavaşça hareket eden bir dalga şekliyle karşılaşacağımızı gösterir. Darbeler T_{DTF} saniyelik bir gecikme ile yayılır. Hareket olmazsa özdeş cevaplar alınacaktır. Hareket konumdaki küçük bir değiştirme olarak kabul edilmektedir. Bu durum darbe yayılımına göre zamanda bir kayma olarak da algılanabilir. Zaman gecikmesi ya da faz kayması ardışık yayılımlar arasında gözlenir. Alınan sinyal darbeden darbeye yalnızca zamanda iletilmez aynı zamanda farklı hızlarda hareket eden ve her bir alanın şiddeti ve şekliyle değişen çok sayıda saçıcıdan gelen cevapların toplamından oluşan sinyalin yapısına göre şekilde değiştirir. Saçıcılar arasında yapıcı ve yıkıcı girişimler meydana gelir. Saçıcılar farklı hızlarda hareket ettiğinden bağıl konumu saçıcılar arasındaki girişimi de etkileyerek zamanla değişir (Messer 2005).

Darbeli Doppler sistemler iki farklı şekilde kullanılmaktadır. İlki, örnek hacmin hareket içeren tüm bölgeyi kapsadığı büyüklükte olduğu sistemlerdir. İkincisi ise hız alanının küçük bir parçasının dönüştürücü ile incelenebileceği kadar küçük yapıdaki sistemlerdir. İlk durumda, alan ayrımı öncelikle yakındaki diğer yapılardan elde edilen sinyalleri geri çevirmek için kullanılması iken ikinci durum yüksek uzaysal çözünürlüğün belli bir alanda akım ya da hareket hakkında bilgi çıkarımı için kullanılmasıdır (Messer 2005).

Şekil 2.13 sinyal belirleme işleminin bir şemasıdır. Ani faz farkıyla doğru orantılı darbe katarları Doppler frekansında salınan bir gerilimi üretir ve örnekleme-tutma birimine bu şekilde girer (Baker 1965, 1973).



Şekil 2.13. Doppler frekansı ve menzil belirleme metodu

- a) Osilatör
- b) İletilen dalga paketi
- c) Alınan ekoların kapılandığı menzil
- d) Faz uyumlu referans frekans
- e) Faz detektör çıkışı
- f) Birçok çevrim üzerinden örnekleme-tutma devresi çıkışı.

2.3.4. Analog-dijital dönüştürücü (ADC)

Demodüle edilen Doppler işareti, önce dalga paketinin gidiş dönüş zamanı dikkate alınarak geciktirilir. Bu işlemten sonra bir örnek alma devresi ile belirlenen genişlikte örnek alınır. Örnek alma kapısının genişliği hız profilini oluşturmak için gerekli bilgilerin hassas bir şekilde elde edilmesini etkiler. Örnek alma kapı genişliğinin küçültülmesi ile aksenal seçicilik arttırılmış olur (Güler ve Savaş 1998). Darbeli Doppler sistemlerinde örnek alma kapısı genellikle ayarlanabilir şekilde yapılır. Örneklenen bölgenin uzaysal seçiciliği, ses demeti kesiti, darbe paketi genişliği ve örnek kapı genişliğine bağlıdır (Güler 1990).

2.3.5. Filtreleme

Analog örnekleme devresinde örneklenen Doppler işareti, kaldırılması gereken örnekleme frekansı gibi başka bileşenler de içermektedir (Messer 2005). Bu bileşenler çok yavaş hızda hareket eden damar duvarı ve doku hareketleri olduğu gibi yüksek frekans (RF) bileşenleri de olabilir. İstenmeyen bu frekansların azaltılması ve yok edilmesi için keskin geçiş karakteristiğine sahip filtre tasarlanması gerekir. Bu yüzden tasarlanan filtre devreleri genellikle yüksek dereceden filtreler olmalıdır. Yüksek frekans bileşenlerini yok etmek üzere kullanılan alçak geçiren filtrenin kesim frekansı en az DTF'nin yarısına eşit veya daha küçük olmalıdır (Güler 1990) ve elde edilen sonuçlar daha sonra hız hesaplamalarında kullanılır. Tasarlanan filtreler de değişken bir DTF sistemi kullanılmışsa değişken olması gerekir (Messer 2005).

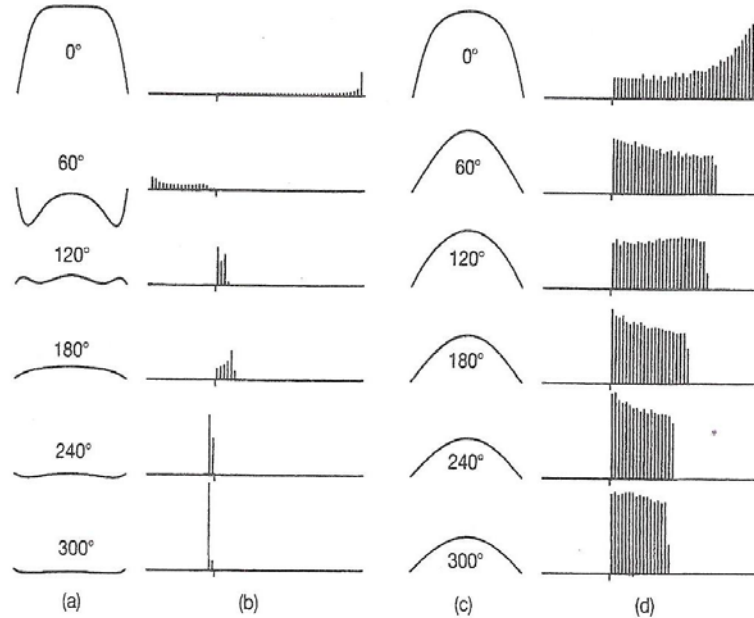
2.4. Doppler Güç Spektrumu ve Sinyal İşleme

Bu kısma kadar Doppler kayma sinyalinin elde edilmesinden bahsedildi. Bundan sonraki kısımda bu sinyalden hız bilgisinin elde edilmesinden bahsedilecektir.

2.4.1. Darbeli dalga Doppler güç spektrumu

Ultra ses damar içerisindeki akış hızının ölçülmesinde kullanıldığında ultra ses alanında mutlaka çok sayıda hedef mevcuttur. Doppler kayma sinyali eşitlik 1.1’de ifade edildiği gibi yalnızca tek bir frekans içermez. Hız dağılımı zamanla değişirken şekli değişen bir frekans spektrumunu da içerir.

Doppler kayma frekansı hızla orantılıdır. İdeal örnekleme şartları altında Doppler spektrumunun belli bir frekans bandındaki güç o bantta frekans üreten hızlarla hareket eden kanın hacmiyle doğru orantılıdır. Bunun yanında Doppler güç spektrumu damardaki akış için bir hız dağılım grafiğine sahip olmalıdır. Gerçek hız grafiğinin bir değişikliğine cevap olan hız dağılımları Şekil 2.14’de gösterilmiştir. Türbülans akışta ultra ses alanındaki hedeflerin hızları zamanla düzensizleşerek hareket eder ve bu aynı geçici ortalama hız grafiği ile akıştan elde edilen genişleyen bir spektruma sebep olur (Evans and McDicken 2000).



Şekil 2.14. Uygun hız dağılım histogramları (b ve d) ile beraber uyluk (femoral) atardamarı (a) ve şahdamarı (carotid) (c) için hız profili dizileri

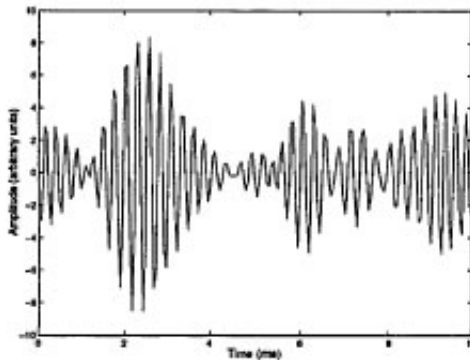
Şekil 2.14’de ileri doğru akışın tepe değeri 0° olarak adlandırılmıştır ve maksimum hızların aynı genliğe sahip olması için ölçeklendirmiştir.

Zamanın bir fonksiyonu olarak Doppler güç spektrumunun şeklindeki değişim genellikle sonogram şeklinde gösterilir. Bu gösterim şeklinde zaman yatay, frekans dikey eksenle ve belli bir frekans ile zamandaki güç o piksele karşı gelen yoğunluk olarak çizilmiştir (Evans and McDicken 2000).

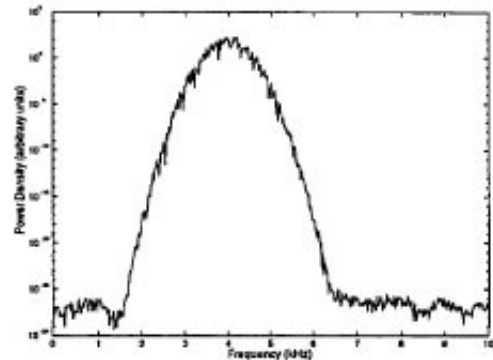
Sistem bireysel saçıcılarının hızının belirlendiği düşünülse de gerçekte, kandan saçılan sinyalin her biri farklı hızlarda hareket eden kan içindeki yapılardan birçok bireysel saçılma olayının doğrusal süper pozisyonudur. Doğrusallığın sonucu olarak, etkilenen hacimdeki bir akış hızı dağılımı eşitlik 2.20’de kullanılan frekanslarla her bir bireysel saçıcıdan Doppler sinyallerin bir toplamı olan Doppler sinyalidir.

$$f_d = \frac{2v}{c} f_e \quad (2.20)$$

Böylece, tek bir Doppler frekansının yerine Doppler sinyali f_d bir frekans spektrumuna sahiptir.



(a) Doppler Sinyali



(b) İlişkilendirilmiş Doppler spektrumu

Şekil 2.15. Bir Doppler sinyali ve onun Doppler spektrumu

Şekil 2.15’de Doppler sinyali farklı hızlarda hareket eden pek çok saçıcıdan alınan sinyallerin bir süper pozisyonudur. Spektrum yaklaşık olarak ortalaması 4 kHz olan bir Doppler kayma frekanslarının dağılımı gösterilmektedir.

Bu frekans spektrumu Doppler sinyaline Fourier dönüşümü uygulanarak hesaplanabilir. Bu, Doppler kayma frekanslarının dağılımıdır ve eşitlik 2.20’in bir sonucu olarak örnek hacimdeki akış hızlarının dağılımıdır. Doppler spektrumu böylece hızların bir histogramı olarak görülür. Spektrum Doppler kayma frekansının güç yoğunluk fonksiyonu $P(f_d)$ ile gösterilir. Doppler sinyalinin bir örneği ve onun ilişkilendirilmiş Doppler spektrumu Şekil 2.15’de gösterilmiştir.

Kullanışlı sayısal parametreler ortalama bir frekans kayması ve toplam gücü içeren Doppler spektrumuyla belirlenebilir.

Ortalama frekans kayması şu şekilde hesaplanır:

$$\bar{f} = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} fP(f)df}{\int_{-\infty}^{\infty} P(f)df} \quad (2.21)$$

Bu ortalama frekans kayması basit bir şekilde eşitlik 2.20 kullanılarak örnek hacim içinde (ultrasonik ışının doğrultusunda) saçıcıların ortalama hızının kestiriminde kullanılabilir (eşitlik 2.22).

$$\bar{v}_a = \frac{c}{2f_0} \bar{f}_d \quad (2.22)$$

Bu ortalama hız kestirimi bazı yorumlar gerektirir çünkü ultrasonik ışın duyarlılığı genellikle konumsal olarak düzenli değildir. O konumda ışın eksenine yakın hızlar için daha yüksek duyarlılığa bağlı olarak daha büyük ağırlıklandırma olması yaygındır (Liu 1997). Ayrıca toplam güç de hesaplanabilir. Sistem doğrusal kabul edilerek, bu nicelik saçılmış sinyalin tamamıyla orantılı olmaktadır. Saçıcıların düzgün geri saçılma kesitine

sahip olduğu, ışının aynı duyarlılıkta olduğu ve zayıflamanın duyarlı hacim boyunca sabit olduğu kabul edilirse, bu parametre duyarlı hacim içinde saçıcıların sayısı ile doğru orantılı olur. Kan için geri saçılma kesitinin akış bağımlılığına sahip olduğuna dikkat edilmesi önemlidir. Bu düzenlilik kabulü türbülânsta ihmal edilir.

Darbeli Doppler sistemler için, spektrum ayrıktır, darbe tekrarlama frekansı ile ($1/T_R$) belirlenmiş frekans sınırlarına ve ölçüm için kullanılan örneklerin sayısı ile hesaplanan frekans çözünürlüğüne sahiptir (Liu 1997).

2.5. Darbeli Doppler Akış Ölçerinin Hız Belirlemedeki Özel Sınırlamaları

Bir kan damarının hesaplanabilmesindeki doğruluğu sınırlayan ve güç spektrumunun şeklini bozan birçok faktör mevcuttur. Bu kısımda Doppler güç spektrumunun fiziksel ve elektronik mekanizmalar tarafından etkilenmesinin yolunu ve ultra sesin saçılma kaynağından bahsedilmiştir.

2.5.1. Örnek hacim (Numune hacmi)

DD sistemler genellikle düzenli aralıklarla saniyede birkaç bin kez kısa ultra ses dalga paketçikleri yayarlar. Her bir darbe iletdikten sonra alıcı devrede bir ya da daha fazla kapı dokunun küçük bir hacminden dönen sinyallerin toplanması için kısa bir zaman periyodu için açılmadan önce bir gecikmeye uğrar. Gönderilen darbenin uzunluğu ile beraber alınmış kapının açık kaldığı süre numune hacmini belirlerken, iletim ve kapıyı açma arasındaki gecikme sinyalin toplandığı derinliğin belirlenmesi için kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Özellikle dönüştürücü ile hedef hücrelerin başlangıcı arasındaki mesafe Z_1 şöyle hesaplanır:

$$Z_1 = c(t_d - t_p)/2 \quad (2.23)$$

Burada ultra sesin dokudaki hızı c , darbe uzunluğu t_p ve alıcı kapısının açıldığı an ile iletimin başlaması arasındaki zaman gecikmesi t_d 'dir. Dönüştürücü ile hedefteki hücrenin arasındaki mesafe, Z_2 şöyle hesaplanır:

$$Z_2 = c(t_d - t_g)/2 \quad (2.24)$$

t_g , kapının açıldığı periyottur. Menzildeki hücrenin uzunluğu bu nedenle aşağıdaki şekilde ifade edilir:

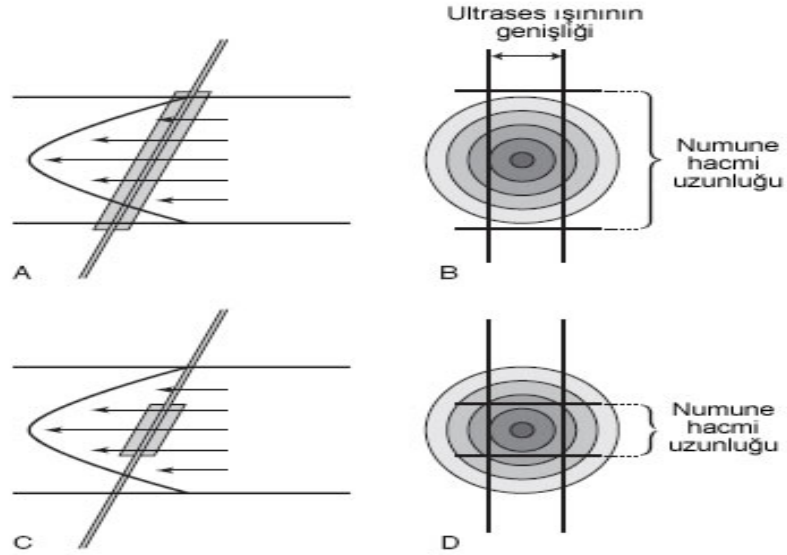
$$Z_r = Z_2 - Z_1 = c(t_g + t_p)/2 \quad (2.25)$$

Hedeflenen hücresinin (range cell) başından sonuna kadar eşit derecede duyarlı olmadığı ve efektif dağılımın ultra ses darbesinin şekline, gönderilen darbe ile örnekleme kapısının göreceli uzunluklarına ve alıcı elektronik lemanlarının bant genişliğine bağlı olduğu dikkate alınmalıdır.

Gerçekte ultra ses ışını belli bir genişliğe sahip olduğundan ultra ses uygulanan numune hacmi bir boyutlu olmayacaktır. Bunun yanında ultra ses ışını akışın doğrultusuna dik de olmayacaktır (aksi halde Doppler kayma frekansı neredeyse sıfır olacaktır). Bu nedenle özellikle ışının genişliği numune hacminin uzunluğu ile karşılaştırıldığında büyükse ışının genişliği bir kan damarı boyunca alınan enerjinin ağırlığını belirlemede önemli olacaktır. Ultrasonik dönüştürücünün özellikleri ve alıcı sistemlerin sınırlı bant genişliğinden dolayı ideal dikdörtgensel darbe ve dikdörtgensel alıcı kapı şekilleri pratikte elde edilemeyecektir (Evans and McDicken 2000).

Operatör tarafından kontrol edilen numune hacminin boyutu ve konumu ışın gönderilen damarı kısmen etkileyecektir. Küçük bir numune hacmi büyük bir damarın merkezine yerleştirilmiştir (Şekil 2.16.c ve d). Buna rağmen, damarın (Şekil 2.16.a ve b) tüm derinliğini içeren daha büyük bir numune hacmi yanal duvarlara değil önceki ve sonraki duvarlara yakın akışı belirler. Numune hacminin boyutu bu nedenle belirlenen Doppler

frekansının menziline etkiler ve spektral genişlemenin seviyesini değerlendirirken dikkate alınmalıdır (Thrush and Hartshorne 2005).



Şekil 2.16. Dar bir ışın kullanıldığında damarın tamamına ışının ulaşmaması durumu. A, B: büyük numune hacmi uzunluğu. C ve D: küçük örnek hacim uzunluğu

Operatör tarafından kontrol edilen numune hacminin boyutu ve konumu ışın gönderilen damarı kısmen etkileyecektir. Küçük bir numune hacmi büyük bir damarın merkezine yerleştirilmiştir (Şekil 2.16.c ve d). Buna rağmen, damarın (Şekil 2.16.a ve b) tüm derinliğini içeren daha büyük bir numune hacmi yanıl duvarlara değil önceki ve sonraki duvarlara yakın akışı belirler. Numune hacminin boyutu bu nedenle belirlenen Doppler frekansının menziline etkiler ve spektral genişlemenin seviyesini değerlendirirken dikkate alınmalıdır (Thrush and Hartshorne 2005).

2.5.2. Maksimum derinlik ve hız

Sürekli Doppler sistem ile ölçülebilen maksimum hızın pratik sınırlaması yoktur. Bu, kullanılan sonlu örnekleme oranlarından dolayı darbeleri Doppler için böyle değildir. Ultra ses sinyallerinden bir Doppler kaymasının çıkarımı için, hızölçer bir referans osilatörle, her biri başarılı olarak dönen ultra ses darbeleri arasındaki faz yakınlığını

karşılaştırır. İki darbe arasında gözlemlenen maksimum faz değişimi $-\pi$ ve $+\pi$ bölgesiyle sınırlandırılır (çünkü açısal ölçümler her 2π radyanda tekrar edilir), ve bu nedenle hedef (ultra ses için $\lambda/2$ 'lik gidiş dönüş mesafesine eşit) örnekler arasında $\lambda/4$ 'den daha fazla bir mesafeyle hareket ederse, onun hızı doğru şekilde değerlendirilemez. Bu sınırlama örnekleme teoreminin basit bir ifadesidir (Shannon 1949; Jerri 1977).

$$f_{d(\max)} = f_s / 2 \quad (2.26)$$

$f_{d(\max)}$, tam olarak saptanabilen maksimum Doppler kayma frekansıdır ve f_s darbe tekrarlama ya da örnekleme frekansı olarak adlandırılır. Kritik frekans $f/2_s$ daha önceki bölümlerde de bahsedildiği gibi Nyquist frekansıdır. Tam olarak saptanmış maksimum hız V_{\max} eşitlik 2.26 eşitlik 2.14de yerine konulduğunda eşitlik 2.27 elde edilir (Evans and McDicken 2000):

$$V_{\max} = f_s c / (4 f_c \cos \theta) \quad (2.27)$$

2.5.3. Menzil belirsizliği

Bir DD Doppler sistemde menzil kapısının konumu iletim ve sinyalin elde edilmesinin başlangıcı arasındaki zaman gecikmesiyle belirlenmektedir. Gerçekte menzil belirsizliğinin bir derecesi vardır, çünkü verilen zamanda dönüştürücüye varan sinyaller en son dönen iletim darbesinden, önceki darbeden ya da daha önceki darbelerden bile yansıtılabilir. Sinyaller bu nedenle belli bir Z_n etrafında konumlanmış alandan toplanır:

$$Z_n = (c/2)(t_d + nt_s) \quad (2.28)$$

t_s , ardışık darbe iletimleri arasındaki zamandır ve n sıfır veya negatif olmayan bir tam sayıdır. Pratikte, zayıflamadan dolayı daha derin dokulardan dönen sinyaller daha yüzeysel dokulardan dönen sinyallerden daha zayıftır. f_s , küçük ise ihmal edilebilir. Yüksekse iki veya daha fazla önemli kapı bulunabilir. Bu sebepten, f_s maksimum hız

sınırının üstesinden gelinmesi için istenildiği gibi artırılmaz. Bunu anlamının diğer bir yolu f_s artırıldığı zaman DD durumu, maksimum hız sınırlamasının olmadığı CW durumu gibi davranmaya başlar, ama ikisinde de derinlik çözünürlüğü yoktur.

Bir akışmetre aynı iletim çevrimi süresince dönen darbeleri kullanmak ve böylece belirsizliği önlemek için kullanılırsa çalışılabilen maksimum menzil Z_{\max} şöyle olur:

$$Z_{\max} = c / 2f_s \quad (2.29)$$

Ayrıca hız belirsizliği yoksa eşitlik 2.27 tatmin edici olmalıdır ve bu nedenle Z_{\max} ile verilen maksimum bir alan hız limiti vardır:

$$Z_{\max} V_{\max} = c^2 / 8f_t \cos \theta \quad (2.30)$$

Pratikte menzil belirsizliği tek kapılı DD sistemlerde kalp hariç ciddi bir probleme neden olmaz. Krekau (1990) pratikte V_{\max} iletim frekansından bağımsız olduğunu ve bunun nedeninin daha yüksek frekanslarda zayıflatmanın önemli ekoların belirlenebildiği bölgeyi azalttığını ifade etmiştir. Dokuda ses hızının 1540 m/s olduğu farz edilirse zayıflatma katsayısı ve dinamik alan açısından en pratik maksimum derinlik için aşağıdaki ifade elde edilmiştir:

$$V_{\max} = \frac{6000\gamma}{DR \cos \theta} \quad (2.31)$$

γ $dB.cm^{-1}MHz^{-1}$ cinsinden zayıflatma katsayısı, DR dB cinsinden dinamik menzil ve θ olağan Doppler açısıdır. Bu eşitlik 2.30'un doğruluğundan etkilenmez.

DTF'nı kasten artırarak yüksek hızların ölçümü problemi ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır. DTF'nı iki katına çıkarmak yalnızca ilgilenilen derinlikteki hızları değil dönüştürücü ile ilgilenilen derinlik arasındaki bir mesafedeki hızları da belirleyebilmeye sebep olmaktadır (Evans and McDicken 2000).

2.5.4. Kan akışı ve damara gönderilen açılmanın etkisi

Kan hücreleri stenosisin sonucu olarak türbülans akış durumunda rasgele doğrultularda rasgele hızlarda hareket ederler. Bu nedenle, artan spektral genişlik hastalığın varlığını gösterebilmektedir. Buna rağmen, spektral genişlemenin seviyesi Doppler enstrumantasyondan da etkilenebilir ve bu gerçek spektral genişleme olarak bilinir. Gerçek spektral genişleme (intrinsic spectral brodening- ISB) belirlenmek istenen kan akışındansa tarayıcıya göre bir işlem hatası olan Doppler spektrumunun genişlemesidir (Thrush and Hartshorne 2005).

2.5.5. DTF, yüksek geçiren filtre ve kazanç

Doppler sinyalinde görülen yüksek frekanslar düşük bir DTF'nin sonucu olarak girişim meydana gelirse Doppler spektrumunda görülmeyecektir. Bu, yanıltıcı dalga şekillerine ve hız belirlenmesinde hatalara neden olacaktır. Girişimin etkisi kolayca fark edilmez ama girişim DTF artırılarak düzeltilebilir.

Yüksek geçiren filtre spektrumundan önemli bilgileri yani düşük hızlı değişen akışın varlığını yok edecek kadar yüksek kurulum ise Doppler spektrumunun şekli değişebilir. Doppler sinyalini yükseltmek için kullanılan kazanç spektrumun görünümünü de değiştirebilir. Uygun olmayacak kadar yüksek bir kazanç zayıf yön ayırt etmesine sebep olarak cihazın fazla yüklenmesine yol açabilir (Thrush and Hartshorne 2005).

2.6. Mikro denetleyici

Mikro denetleyiciler büyük işlemler gerektirmeyen basit işlemler için bilgisayar teknolojisi sağlamak amacıyla üretilen entegrelerdir. Genel amaçlı kullandığımız (masaüstü-dizüstü) bilgisayarlar binlerce işlemi yerine getirebilirler; buna karşın mikro denetleyiciler ise içerisine yüklenen tek bir programı yerine getirirler.

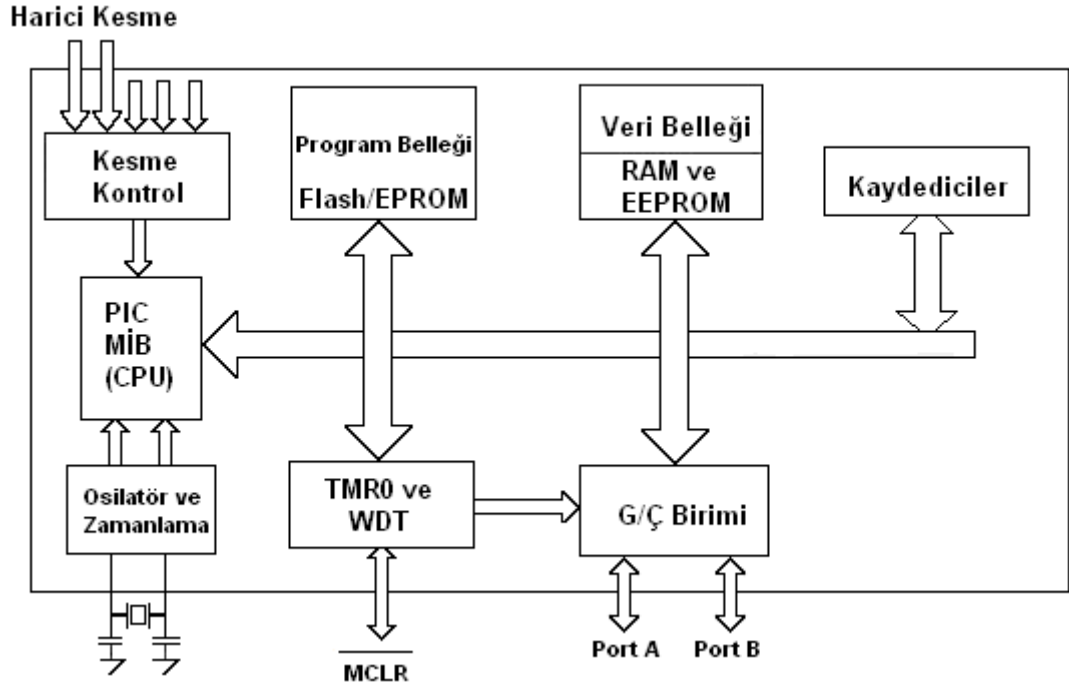
Mikro denetleyiciler giriş\çıkış (I/O) arabirimlerinin, program hafızasının ve işlemcinin, tek bir cip içerisinde bir araya getirilmesi ile oluşturulan entegrelerdir. Şekil 2.17’de bir mikro denetleyici sisteminin (Pic mikro denetleyicisi) temel bileşenlerinin blok diyagramı görülmektedir. Lamba, motor, röle, sensör gibi çevresel üniteler mikro denetleyicilere bağlanarak denetlenebilmektedir. RAM mikro denetleyici devresinin programını barındıran bellek ünitesidir.

Mikro denetleyici ile işlem yapabilmek için, devreye ilave olarak sadece besleme devresi ve osilatör devresi elemanlarını bağlamak yeterli olacaktır. Devreye pil ile besleme yapılırsa, kibrit kutusunun yarısı büyüklüğünde devreler üretmek ve birçok işi yaptırmak mümkün olacaktır; örneğin kamera, cep telefonu, fotokopi makinesi, radyo, televizyon ve buna benzer çoğu elektronik cihazda yaygın olarak kullanılır.

Bu çalışmada bir uzmanın kullanacağı ultrasonik Doppler akışölçerden vücuda gönderilecek darbe paketçığının ayarlanması için kullanılacak DTF sinyalinin oluşturmak amacıyla kullanılan Microchip Technology Inc. firmasının ürettiği çok düşük maliyetli CMOS flash tipindeki, 8 bit mimariye sahip PIC16F628A kodlu mikro denetleyici kullanılmıştır.

PIC (Peripheral Interface Controller) çevresel arabirim kontrolörü anlamına gelmektedir. İlk olarak 1994 yılında 16 bitlik ve 32 bitlik büyük işlemcilerin giriş ve çıkışlarındaki yükü azaltmak ve denetlemek amacıyla çok hızlı ve ucuz bir çözüme ihtiyaç duyulduğu için geliştirilmiştir.

PIC serisi tüm işlemciler, herhangi bir ek bellek veya giriş\çıkış arabirim devresi gerektirmeden sadece 2 adet kondansatör, 1 adet direnç ve bir kristal yardımı ile çalıştırılabilmektedir. Tek bacadan 25 mA akım olmak üzere, tüm devre toplam olarak 300 mA akım verebilme gücüne sahiptir. Tüm devre 1 MHz osilatör frekansında çektiği akım, çalışırken 2 mA, stand-by durumunda ise 20µA kadardır.



Şekil 2.17. PIC mikro denetleyici genel blok şeması

PIC mikro denetleyicilerin avantajları veya tercih edilmelerinin nedenleri aşağıdaki gibi maddeler halinde sıralanabilir.

- Sayısal uygulamalarda hızlı ve pratik, fiyatının oldukça ucuz olması,
- Bellek ve veri için ayrı yerleşik işlem yollarının bulunması,
- Veri ve belleğe hızlı bir şekilde erişilebilmesi,
- PIC'e göre diğer mikro denetleyicilerde veri ve programı taşıyan bir tek BUS bulunması, dolayısıyla PIC'in bu özelliği ile diğer mikro denetleyicilerden iki kat daha hızlı olması,
- Herhangi bir ek bellek veya giriş/çıkış elemanı gerektirmeden sadece iki kondansatör ve bir direnç ile çalışabilmeleri,
- Yüksek frekanslarda çalışabilme özelliği,
- Uyku modunda çok düşük akım çekmesi,
- Kesme kapasitesi ve 14 bit komut işleme hafızası.

PIC komutları bellekte çok az yer kaplar ve dolayısıyla 12 veya 14 bitlik bir program bellek sözcüğüne sığarlar. Harvard mimari teknolojisi kullanılmayan mikro denetleyicilerde, yazılım programında veri kısmına atlama yapılarak, veriler komut gibi çalıştırılması sağlanmaktadır. Bu da büyük hatalara yol açmaktadır. PIC'lerde ise bu durum söz konusu değildir.

PIC oldukça hızlı bir mikro denetleyicidir. Her bir komut döngüsü 1µs kadardır. Örneğin 5 milyon komutluk bir programın 20MHz'lik bir kristalle döngüsü yalnızca 1 saniye sürer. Bu süre 386SX33 bilgisayar işlemcisi hızının yaklaşık 2 katıdır. RISC işlemcisi olması nedeniyle PIC işlem hızını arttırmıştır.

PIC tamamıyla statik bir işlemcidir, yani saat durdurulduğunda da tüm saklayıcı (Register) içeriğindeki bilgi korunur. Programı çalışmadığı zaman PIC uyuma moduna geçerek çok düşük akım çekmesi sağlanabilir. PIC uyuma moduna geçtiğinde, saati (clock) durur ve uyuma işleminden önce hangi durumda olduğunu çeşitli bayraklarla (flag) ifade eder.

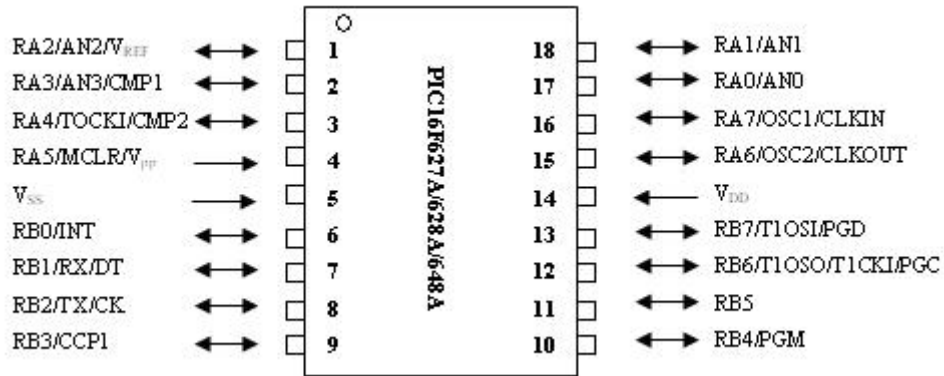
PIC'lerde her türlü ihtiyaçlara cevap verebilen çeşitli hız, sıcaklık, kılıf, I/O, zamanlayıcı (timer), iletişim portları, analog sayısal dönüştürücü (A/D) ve bellek seçenekleri bulunmaktadır. Tüm devre bir kod koruma özelliğine sahiptir. Koruma biti programlandıktan sonra program belleği içindeki bilginin okunması önlenir. PIC, program geliştirmek amacıyla programlanabilir ve tekrar silinebilir özelliğe sahiptir. Aynı zamanda seri üretim amacıyla bir kere programlanabilir (OTP) özelliği de bulunmaktadır.

PIC mikro denetleyicisinin en önemli kısmı olan aritmetik sayısal ünitesi (ALU) bir yazmaç (W) içerir. PIC, diğer mikroişlemcilerden farklı olarak aritmetik ve mantık işlemleri için bir tek ana yazmacı olmasıdır. W yazmacı 8 bit genişliğinde olup, CPU'daki herhangi bir veriyi başka bir adrese transfer etmek için kullanılır. CPU alanında ayrıca iki kategoriye ayırabileceğimiz veri dosya listeleri bulunur. Bu veri

dosya listelerinden biri I/O ve diğeri kontrol işlemlerinde RAM olarak kullanılır (Microchip 2008).

2.6.1 PIC 16F628A bacak bağlantıları

PIC16F628 18 pin'li bir mikro denetleyicidir. Bu pinlerin 16 tanesi I/O pinlerine ayrılmıştır. A, B portları olmak üzere toplam 2 adet portu vardır. A portu ve B portu 8 bit genişliğindedir. I/O pinleri gerektiğinde konfigürasyonları ayarlanmak suretiyle başka amaçlarla da kullanılabilinmektedir.



Şekil 2.18. PIC16F628A'nın bacak bağlantıları

2.6.2. I/O (Input/Output) Portlarının Özellikleri

Aşağıda kısaca PIC16F628A mikro denetleyicisinin giriş-çıkış amaçlı kullanılan portlarından bahsedilmektedir.

PORTA: Her bir biti bağımsız olarak giriş veya çıkış olarak tanımlanabilmektedir. 8 bit genişliğindedir. PORTA saklayıcısına (latch) bir veri gönderildiğinde içerisindeki silinmedikçe veya yeni bir veri yazılmadıkça aynen saklanır. PORTA'nın yapılandırılmasını sağlayan ikinci bir saklayıcıya da TRISA saklayıcısı denir. Bu

saklayıcı RAM belleğin içerisinde özel bir saklayıcıdır. TRISA saklayıcısı içerisinde yazılan veri bitleriyle (“1” ya da “0”) PORTA’nın uçlarının yönlendirilmesi yani giriş ve çıkış yapılması sağlanır. Çizelge 2.2’de PORTA’nın uçlarının sahip olduğu farklı özellikler gösterilmiştir.

Çizelge 2.2. PortA'nın uçları ve farklı kullanım özellikleri

Pin no	Pin adı	İşlevi	Açıklama
17	RAO/ANO	RAO	İki yönlü dijital I/O portu
		ANO	Analog karşılaştırıcı girişi
18	RA1/AN1	RA1	İki yönlü dijital I/O portu
		AN1	Analog karşılaştırıcı girişi
1	RA2/AN2/ V _{REF}	RA2	İki yönlü dijital I/O portu
		AN2	Analog karşılaştırıcı girişi
		V _{REF}	V _{REF} Çıkışı
2	RA3/AN3/ CMP1	RA3	İki yönlü dijital I/O portu.
		AN3	Analog karşılaştırıcı girişi
		CMP1	Karşılaştırıcı 1 çıkışı
3	RA4/TOCKI/ CMP2	RA4	İki yönlü dijital I/O portu. Çıkış olarak kullanıldığında open drain (açık kolektör) tiptedir.
		TOCKI	TMR0 harici saat girişi veya karşılaştırıcı çıkışı
		CMP2	Karşılaştırıcı 2 çıkışı
4	RA5/MCLR/ V _{pp}	RA5	Dijital giriş portu
		MCLR	Reset giriş ucu. MCLR olarak yapılandırıldığında bu pin'den girilen OV PIC'i reset eder. MCLR/V _{pp} girişi normal çalışma esnasında V _{dd} gerilimini geçmemelidir.
		V _{pp}	Programlama modunda 13 V'luk gerilimi girişi
15	RA6/OSC2/ CLKOUT	RA6	İki yönlü dijital I/O portu.
		OSC2	LP, XT ve HP osilatör modlarında kristalin bir ucu
		CLKOUT	ER osilatörü ve dahili RC osilatörü kullanıldığında OSC1 frekansının 1/4 'ünün alındığı pin.
16	RA7/OSC1/CLKIN	RA7	İki yönlü dijital I/O port'u.
		OSC1	LP, XT ve HP osilatör modlarında kristalin bir ucu bağlanır.
		CLKIN	Harici saat kaynağı girişi.

PORTB: Her bir biti bağımsız olarak sayısal giriş veya çıkış olarak tanımlanabilmektedir. 8 bit genişliğindedir. PORTB'nin bir ucu giriş olarak yönlendirildiğinde zayıf pull-up direncinin etkisi chip tarafından otomatik olarak aktif yapılır. Çıkış olarak yönlendirildiğinde ise pull -up direnci pasif yapılır.

Çizelge 2.3. PortB'nin uçları ve farklı kullanım özellikleri

Pin no	Pin adı	işlevi	Açıklama
6	RBO/INT	RBO	İki yönlü dijital I/O portu. Yazılımla zayıf pull-up yapılabilir.
		INT	Harici kesme girişi.
7	RB1/RX/DT	RB1	İki yönlü dijital I/O portu. Yazılımla zayıf pull-up yapılabilir.
		RX	USART veri alma pini.
		DT	Senkron data I/O pini
8	RB2/TX/CK	RB2	İki yönlü dijital I/O portu. Yazılımla zayıf pull-up yapılabilir.
		TX	USART veri gönderme pini.
		CK	Senkron saat I/O pini.
9	RB3/CCP1	RB3	Dijital I/O portu. Yazılımla zayıf pull-up yapılabilir.
		CCP1	Capture / Compare / PWM / I/O
10	RB4/PGM	RB4	İki yönlü dijital I/O portu. Pindeki seviye değişikliğinde kesme oluşturur. Yazılımla zayıf pull-up yapılabilir.
		PGM	Düşük gerilimle programlama modunda giriş pini.
11	RB5	RB5	İki yönlü dijital I/O portu. Pindeki seviye değişikliğinde kesme oluşturur. Yazılımla zayıf pull-up yapılabilir.
12	RB6/T1OSO/ T1CKI/PGC	RB6	Dijital I/O portu // Timer1 saat girişi.
		T1OSO	Timer1 osilatör çıkışı.
		T1CKI	Timer1 saat girişi.
		PGC	Programlama modunda clock girişi.
13	RB7/T1OSI/ PGD	RB7	İki yönlü dijital I/O portu. Pindeki seviye değişikliğinde kesme oluşturur. Yazılımla zayıf pull-up yapılabilir.
		T1OSI	Timer1 osilatör girişi.
		PGD	Programlama modunda data girişi/çıkış ucu.

2.6.3 PIC16F628A'nın Özel Fonksiyonları

Karşılaştırma Birimi: Pic16F628A'nın içerisinde iki adet bağımsız olarak çalışan analog gerilim karşılaştırıcı birimi bulunmaktadır. Bu modda çalıştırılabilmesi için RA0~RA3 pinlerinin analog giriş olarak tanımlanarak kullanılması gerekmektedir. Bu modda mikro denetleyicinin çalışabilmesi için CMCON özel saklayıcısına ait bitler, hangi giriş ve çıkışların kullanılacağı ve ne şekilde karşılaştırma yapılacağıyla ilgili olarak ayarlanmalıdır.

USART: Pic16F628A'da USART, yani evrensel senkron/asenkron alıcı verici birimi seri iletişim modülü olarak kullanılmaktadır. Seri veri iletişimi verinin karşılıklı veya tek yönlü oluşuna göre üç farklı biçimde olmaktadır. Her iki tarafda aynı anda karşılıklı veri gönderip alabiliyorlarsa tam çift yönlü (full duplex), her bir taraf tek bir yol

üzerinden farklı zamanlarda sadece bir yönde veri gönderebiliyorsa yarım çift yönlü (half duplex) ve iki nokta arasında sadece bir yönde veri gönderilebiliyorsa tek yönlü (simplex) iletişim söz konusudur.

Asenkron veri iletiminde mikro denetleyicinin RX ve TX Uçları kullanılmaktadır. TXSTA ve RCSTA özel saklayıcıları ile mod seçimi ve sinyal hızının belirlenmesi sağlanmaktadır.

Yakalama/Karşılaştırma/PWM modu (CCP): Bu mod ile üç çeşit işlem yapılır. İlki girişe (RC2/CCP1) verilen bir saat sinyalin önceden belirtilen kenar işareti geldiğinde, TMR1 saklayıcısının değerinin CCP1 saklayıcısının içerisine yazması işlemi yani “yakalama” modudur. İkincisi TMR1 saklayıcısının içerisindeki değerle CCP1 saklayıcısının içerisindeki değerin sürekli olarak karşılaştırılması işlemi olan “karşılaştırma” modudur. Sonuncusu ise RC2/CCP1 ucundan dış devrelere gönderilecek olan kare dalganın görev çevrimini (duty cycle) değiştirme işlemi “PWM” modudur (Altınbaşak 2005).

PWM modunda periyot TMR2 ve PR2 saklayıcılarının içerisindeki değer eşit oluncaya kadar geçen süredir. Bu süre şu şekilde hesaplanır:

$$\text{PWM periyodu} = (\text{PR2} + 1) \times 4 \times T_{\text{osc}} \times (\text{TMR2 frekans bölme değeri}) \quad (2.32)$$

RC2/CCP1 ucunun “1”de kalma süresine yani değerinin 5V olduğu süreye PWM doluluk süresi denir ve şu formülle hesaplanır:

$$\text{PWM doluluk süresi} = (\text{CCP1L} + \text{CCP1X} + \text{CCP1Y}) \times T_{\text{osc}} \text{TMR2 frekans bölme değeri} \quad (2.33)$$

3. METARYEL ve YÖNTEM

Son yıllarda, teşhis ve tedavide sıklıkla ultrasonik yöntemler kullanılmaktadır ve bu kullanım gelişen teknoloji ile daha fazla kullanım alanı bulmuştur (Ek 2). Günümüzdeki teknoloji ile her alanda cihazlar (bilgisayar, cep telefonu vs.) küçültülmektedir. Bu tıbbi cihazlarda ise bir gereklilik haline gelmiştir. Bu amaçla, klasik ultrason cihazının bir özelliği olan akış ölçümü için darbeli ultrasonik Doppler cihazı geliştirilmektedir.

Bu çalışmada darbeli dalga ultrasonik Doppler akışölçer tasarımı yapılmıştır. Bu sistem 5 MHz'de darbeli dalga modunda çalışabilen bir piezoelektrik dönüştürücü ve ultrasonik Doppler sinyalinin belirlenmesi için quadratür demodülasyon yaklaşımını içermektedir. Bu sistem dönüştürücüyü sürece ve dönüştürücünden aldığı sinyalden Doppler kayma bilgisini ayırt edebilecek bir tasarıma sahiptir. Bu tasarım, 2 MHz'lik bir Doppler akışölçer (Evans and McDicken 2000) ve 4 MHz'lik taşınabilir bir Doppler akışölçer (Güler 1990) sistemi örnek alınarak geliştirilmiştir.

3.1. Darbeli Doppler Akışölçerlerin Parametrelerinin Seçimi

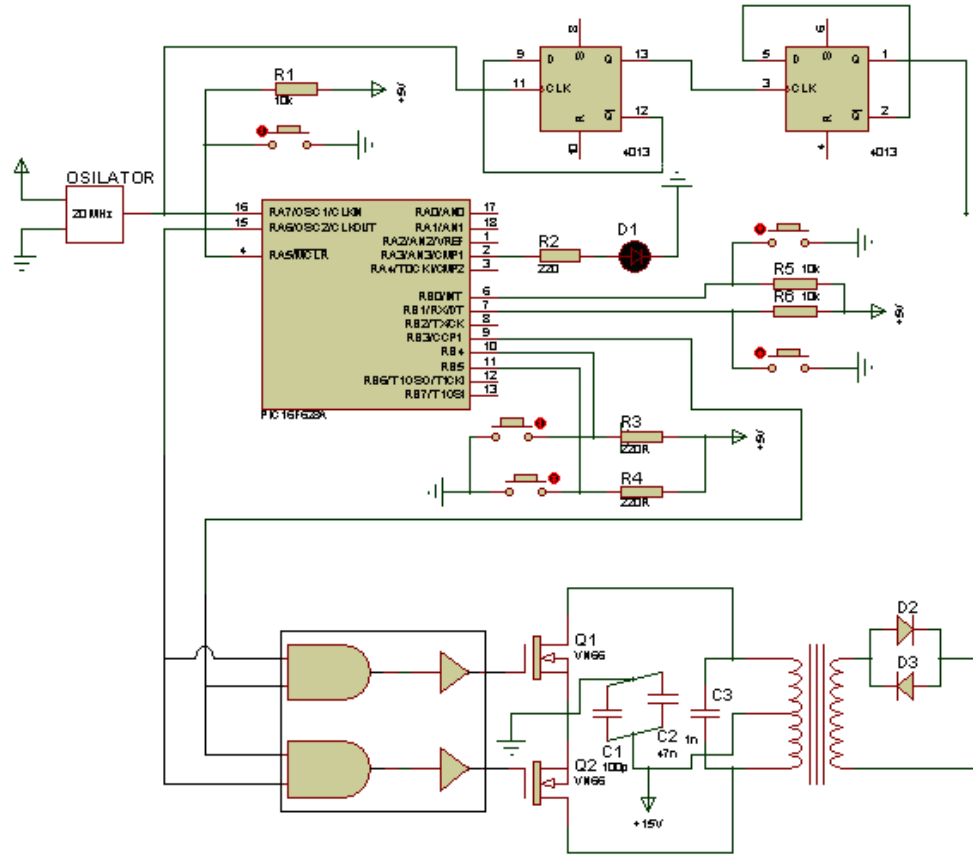
Bir darbeli Doppler akışölçerin tasarımına geçmeden önce sistemin uygulanacağı anatomik yer ve yapılacak ölçme metoduna göre parametre seçimi yapılması gerekir. Akışölçer, sadece kalp içi ölçümlerinde kullanılabileceği gibi sadece çevresel damarların incelenmesinde de kullanılabilir. Ayrıca, parametreleri değiştirmeye imkân veren daha esnek akışölçerler tasarlanarak kalp-damar sistemine ait gerekli olan tüm akış ölçümleri de yapılabilir. Sonuç olarak elde edilecek Doppler bilgisinin ne şekilde olması gerektiği ise yine tasarımdan önce verilmesi gereken bir karardır. Elde edilecek Doppler bilgileri, anlık akış, ortalama akış, hız dağılımı, hız spektrumu, nicel akış ölçümü gibi çeşitli bilgilerden bir ya da birkaçı olabilir. Tasarlanacak sistem, bu şartların tümünün göz önüne alınmasını gerektirir (Güler 1990).

Bu kısımda yukarıda bahsedilen özelliklere uygun olarak geliştirilen parametreleri değiştirilebilen bir akışölçerin yapısı anlatılmaktadır. Geliştirilen akış ölçerin elemanları blok şema halinde Şekil 1.2’de verilmiştir. Bu bloklar takip edilirse önce kontrol devresinde akış yönü bilgisinin elde edilmesine imkân sağlayan 5 MHz’lik birbirine 90° faz farklı iki sinyal ve DTF sinyali üretilmektedir. Bu sinyaller geçiş kapılarında kontrol edilerek dalga paketçikleri haline getirilir ve güç kuvvetlendiricisi ile kuvvetlendirilerek dönüştürücü sürülür. Fizyolojik ortamdan dönen sinyal RF kuvvetlendirici katında kuvvetlendirilir, demodüle edilir, filtrelenir. S/H devresinden geçirilen sinyal hız bilgisinin elde edilmesi için çeşitli uygulamalara tabi tutulur. Bu çalışmada ses kuvvetlendiricisi ile kuvvetlendirilen sinyal bir hoparlörü sürmektedir.

3.1.1. Osilatör Frekansı ve Kontrol Devresi

Osilatör, çok yüksek bir faz kararlılığına sahip olmalı ve frekans sürüklemesi düşük olmalıdır (Baker 1970). Günümüzde bu sinyaller bu amaçla yapılmış entegre devre kristal osilatör çipleri ile sağlanır.

Akış yönü bilgisinin elde edilebilmesi için gerekli olan 90° faz farklı çıkışların elde edilebilmesi için Şekil 3.1’deki bağlantılar yapılarak yüksek faz kararlılığına sahip bir kristal osilatör, bir mikro denetleyici (Pic16F628A) ve Cmos elemanları kullanılmıştır. 20 MHz’lik kristal osilatörün çıkışı pic16F628A’nın osilatör girişine bağlanarak mikro denetleyicinin osilatör çıkışından verilen sinyalin 1/4’ü oranında frekansa sahip bir çıkış elde edilmiştir. Bu 5 MHz’lik sinyal çevresel damarlardaki kan akışını yüksek seçicilikte ölçmeyi amaçladığımız akışölçerimiz için uygun değerdeki frekans olarak kullanılmaktadır. Yine 20 MHz’lik sinyal alınarak demodülasyon işleminde kullanacağımız ve bu şekilde yön bilgisini elde edeceğimiz 90° faz farklı 5 MHz’lik sinyal Cmos elemanı yardımı ile elde edilmektedir.



Şekil 3.1. Güç kuvvetlendirici ve kontrol devreleri

Kontrol devresi olarak kullanacağımız mikro denetleyicimiz aynı zamanda DTF üretici olarak da kullanılmaktadır. Böylece bir darbelye Doppler akış ölçerdeki temel kontrol işaretleri olan darbe tekrarlamama frekansı, derinlik kontrol zamanı ve örnekleme zamanı tek bir osilatör frekansından elde edilmiş olur.

Geçiş kapısı, her tekrarlanan darbeye, osilatör frekansının sadece darbe genişliği kadar kısmında geçebilir. Tekrarlanan darbenin genişliği, bir sayısal devre ile kontrol edilebileceği gibi sabit uzunlukta da olabilir. Geliştirilen akışölçerde, tekrarlanan darbe genişliği 250 ns ile 100 μ s arasında çok esnek bir şekilde değiştirilebilir. Derinlik, DTF ile orantılı olarak belirlenir. Tekrarlanan iki darbe arasında (1/DTF), ultrasonik dalganın dokuda ilerleme zamanı da dikkate alınarak, gecikme zamanı ayarlanır.

Sayısal kontrol devresi genellikle yeterli hızda çalışması ve sistem maliyet fiyatını düşürmesi açısından TTL ya da Cmos elemanları ile tasarlanmaktadır; fakat yapılan yeni tasarımda bir mikro denetleyici elemanı kullanılmıştır. Bunun sebebi, TTL ve Cmos devre elemanlarının çok sayıda olmasından kaynaklanmaktadır. Tek bir mikro denetleyici hepsinin görevini tek başına yerine getirebilmektedir.

PIC16F628A'nın CCP özelliği kullanılarak darbe genişlik modülasyonu ile DTF elde edilmiştir. Güç kuvvetlendirici devresinde kullanılacak 5 MHz'lik sinyal 20 MHz'lik harici osilatör kullanılarak yine PIC yardımı ile harici osilatör çıkışından bu sinyalin 1/4 oranında frekansın bölünmesi ile sağlanmıştır.

İncelenecek olan damarlar farklı derinliktedir. Seçilen optimum sistem frekansı (5 MHz) bu derinlik için uygundur. DTF, derinlikle ters orantılı olarak değişir. Bu yüzden akış ölçerinde 10, 20 ve 40 kHz olmak üzere üç değişik DTF elde edilebilmektedir. Böylece deri yüzeyinden itibaren çeşitli derinliklerdeki çevresel damarların incelenmesi mümkün hale getirilmiştir. Yazılan program yardımı ile PWM çıkışı % 1'lik aralıklarla artırılabilir ya da azaltılabilir duruma getirilmiştir. İstenilirse 10 kHz ve 40 kHz'lik DTF'ları için % 0,2 ve 20 kHz'lik DTF için ise % 0,1'lik aralıklarla değişebilen bir duruma da getirilebilir.

Darbe tekrarlama frekansı seçimi üç ayarlı bir buton yardımı ile gerçekleştirilmektedir. Bu butonla yapılan ayarlar sonucu pic16f628A entegresinin RA1 ve RA0 portlarına giden bilgi Çizelge 3.1'de görülen durumlara sebep olmaktadır. Böylece istenen DTF belirlenmektedir.

Çizelge 3.1. Seçilecek olan DTF için kullanılan mantık tablosu

RA1	RA0	Seçilen DTF
0	0	10 kHz
1	0	20 kHz
X	1	40 kHz

3.1.2. Güç kuvvetlendiricisi

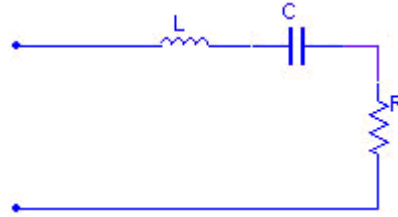
Güç kuvvetlendiricisi, geçiş kapısı çıkışını kuvvetlendirerek dönüştürücünün etkin bir şekilde sürülmesini sağlar. Güç kuvvetlendirici çıkışı, tepeden tepeye 85-100 Volt'luk gerilim seviyesine kadar yükseltilebilir. Yükseltme amacıyla mosfetler ve çapı 22 mm olan toroidal nüve kullanılmıştır. Bu toroidal nüvenin primeri çapı 1 mm'lik telle 8 sarım ve sekonderi çapı 0.4mm'lik telle 40 sarım yapılmıştır.

Darbe paketleri arasında olması muhtemel sızıntı gerilimlerini (5 MHz) önlemek üzere kuvvetlendirici çıkışı, birbirine paralel fakat ters bağlı iki yüksek frekans diyodu ile dönüştürücüye bağlanır. Bu diyotların kapasiteleri ve anahtarlama zamanları çok küçük olduğundan devreye olumsuz katkıları ihmal edilecek düzeydedir. Şekil 3.1'de görülen güç kuvvetlendiricisi dönüştürücü üzerinden RF kuvvetlendirici girişine bağlanınca dönüştürücü uçlarında tepeden tepeye 35 Volt gerilim seviyesi ölçülmüştür (Şekil 4.3). Dönüştürücü empedansı yaklaşık 50 ohm olarak gerçekleştirilmiştir. Darbeli Doppler akışölçerinde kullanılan kuvvetlendirici iyi bir aksenel seçicilik elde edilebilmesi için geniş bantlı olmak zorundadır. Kuvvetlendirici band genişliği, merkez frekansı ile darbe genişliği tarafından belirlenmektedir. Merkez frekansı ile darbe genişliğinin zaman domeninde modülasyonu (frekans domeninde konvolüsyon) darbe paketçikleri haline getirilen işaretin band genişliğini vermektedir. Buna göre kuvvetlendirici band genişliği yaklaşık 5 MHz ile 8 MHz arasında darbe genişliğine bağlı olarak değişmektedir (Güler 1990).

3.1.3. Ultrasonik Dönüştürücü

Dönüştürücüler, elektrik enerjisini akustik enerjiye, akustik enerjiyi de elektrik enerjisine çeviren elemanlardır. Tıbbi uygulamalar için kullanılan dönüştürücülerde kristal olarak genellikle piezoelektrik seramikler kullanılır. Bir darbeli Doppler sistemiyle kan akışının hassas ölçümü, özel dönüştürücü tasarımı gerektirir. Dönüştürücü, iyi bir aksenel seçicilik elde etmek için enerjisi yüksek, kısa dalga paketçikleri ile uyarılır.

Pratik kullanma bakımından en basit bir dönüştürücü eşdeğer devresi Şekil 3.2’de görülmektedir. Seri RLC devresi piezoelektrik maddenin akustik rezonans frekansını belirler. Dönüştürücü rezonans frekansında, RLC devresi tamamen rezistiftir ve bu durumda maksimum güç transferi sağlanır (Güler 1990).



Şekil 3.2. Dönüştürücü eşdeğer devresi

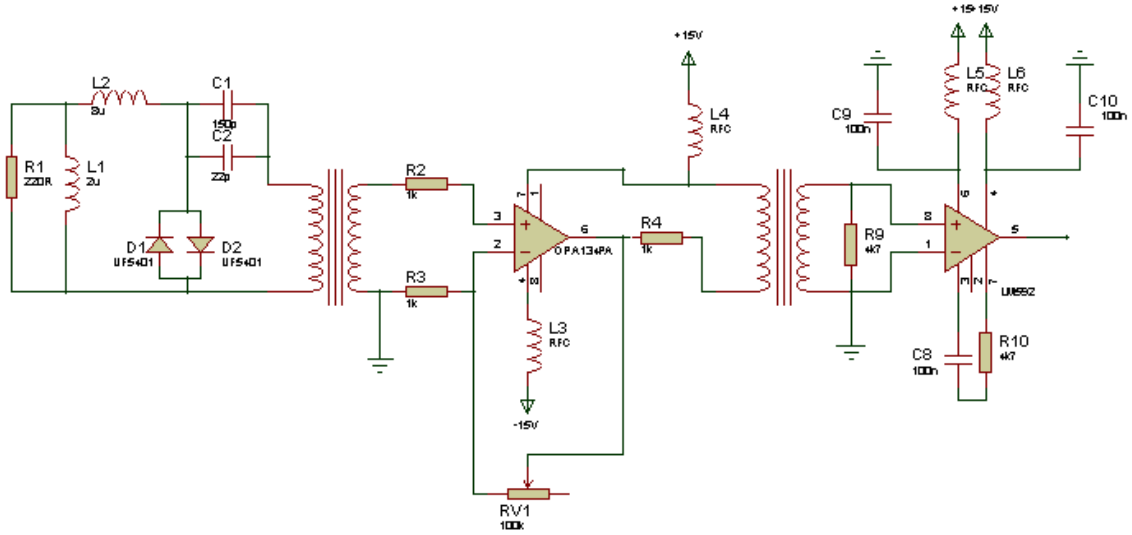
3.1.4. Radyo - Frekans Kuvvetlendirici Devresi

Darbeli Doppler akış ölçerinde dikkat edilmesi gereken en önemli hususlardan biri de radyo-frekans kuvvetlendirici kazancı ve gürültü seviyesidir. Çok düşük genlikli Doppler işaretlerini kuvvetlendirmek için az gürültülü ve yüksek kazançlı RF kuvvetlendiricisi kullanılmalıdır. Günümüzde entegre devre teknolojisi ile kullanılan bir işlemsel yükselteç (op-amp) sadece bir elektronik katta 100 defa işareti kuvvetlendirebilmektedir.

Kullanılan RF kuvvetlendirici devresi Şekil 3.3’de görülmektedir (Güler 1990). Devrenin ilk kısmı, dönüştürücü ile RF kuvvetlendiricisi arasında empedans uyumu sağlar ve aynı zamanda RF kuvvetlendiricisini, güç kuvvetlendiricisi çıkışından korur. Ön kuvvetlendirici katı yüksek kazanç ve yüksek giriş empedansına sahiptir. Son kısım ise kazancı ayarlanabilen klasik bir video kuvvetlendiricisidir.

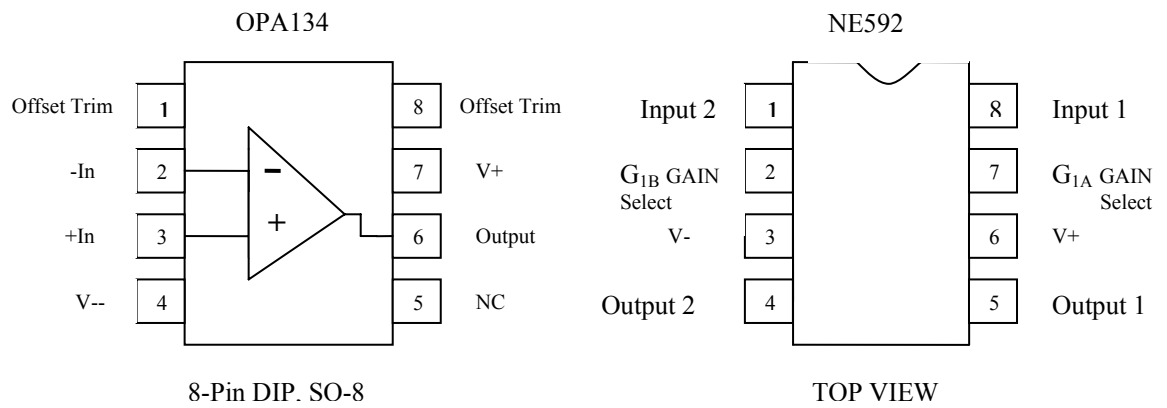
Entegrelerin beslemesi için kullanılan kaynağa RFC bobinler bağlanmıştır. Bu şekilde güç kaynağının yüksek frekanslı sinyallerden etkilenmesi ve diğer elemanları etkilemesi önlenmiştir. Darbeli Doppler akış ölçerinde verici-alıcı arasında bulunan empedans uyumlaştırma devresi, hem dönüştürücünün yüksek verimlilikte çalışması bakımından

ve hem de sistem gürültü seviyesinin azaltılması bakımından çok önemlidir (Güler 1990).



Şekil 3.3. RF kuvvetlendirici devresi

RF kuvvetlendiricide kullanılan düşük gürültülü ($8 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$) ve yüksek bant genişlikli (8 MHz) op-amp özel olarak seçilen OPA134 (Şekil 3.4) 10 Teraohm gibi yüksek bir giriş empadansına sahiptir.



Şekil 3.4. OPA134 ve NE592 işlemsel yükselteçlerinin içyapıları

Bu yükseltecin kazancı geri besleme hattına konan değişen bir direnç ile ayarlanabilir hale getirilmiştir. Bu kazanç 1 ile 101 arasında değiştirilebilmektedir.

Son kısımda bulunan video yükselteci NE592 (Şekil 3.4) 120 MHz'lik bant genişliğine sahiptir. Kazancı 80 ile 600 kat arasında değiştirilebilmektedir. Böylece tüm RF yükselteci 60000 katlık bir kazançla dönüştürücüden gelen mikro voltlar seviyesindeki sinyalleri rahatlıkla mili voltlar seviyesine çıkarabilmektedir.

Kullanılan toroidal trafolar ise katlar arasında izolasyon ve empedans uyumu sağlamaktadır. RF kuvvetlendiricinin ilk iki katı arasında kullanılan 5 MHz'lik toroidal trafonun primerine 0.4 mm çaplı telle 5, sekonderine ise 10 sarım yapılmalıdır. Son iki kat arasındaki trafo için ise 0.4 mm çaplı telle primerine 14 ve sekonderine 14 sarım yapılmalıdır.

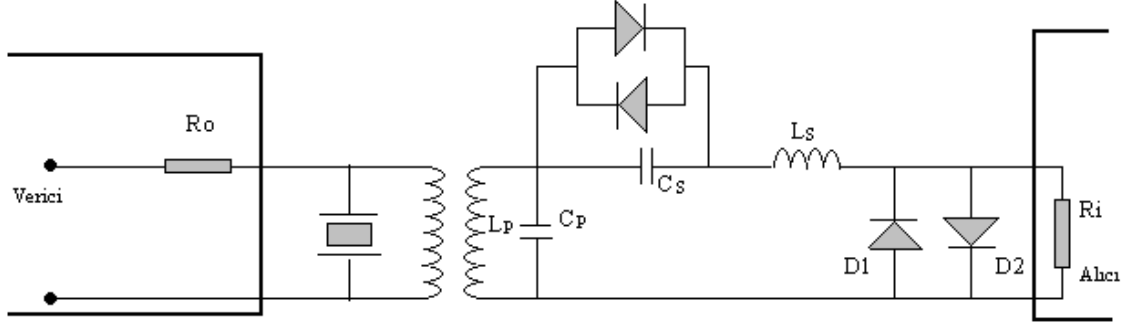
Dönüştürücün RF yükseltecine bağlandığı kısımda devrenin kapasitesi ölçülmesi ve $f = 1/(2\pi\sqrt{LC})$ eşitliği kullanılarak endüktanslar sarılmalıdır.

Şekil 3.5'deki devreyi kullanarak R_s 'den kaynaklanan problemlerin azaltılması mümkündür. İletim sırasında diyotlardan birisi iletimde olur ve R_g direncinin yerini alır. Genellikle darbeli Doppler akış ölçerinde dönüştürücü iyilik faktörü (Q) 2–5 arasında olmaktadır. Buna göre Şekil 3.3'de transformatörün (T) sekonderinden gelen empedansın, tam olarak empedans uyumlaştırma sağlanması bakımından, R_i 'ye eşit olduğu kabul edilerek ifade şu şekilde yazılır:

$$Q = \frac{\omega L_s}{2R_i} \quad (3.1)$$

İletim sırasında, $Q=2$ için $\omega L_s = 4R_i$ eşitliği $Q=5$ için, $\omega L_s = 10R_i$ sağlanabildiğinden alıcı, vericinin ürettiği gerilimlerden yeterince korunmuş olur. Bu durumda L_s den kaynaklanan tek olumsuz etki T'nin merkez frekansını $f_0 \cdot \sqrt{(L_p + L_s)/L_s}$ ye kaydırır.

Maksimum %10 civarında olan bu artış, sistem Q'su tarafından karşılanabilecek sınırlar içerisindedir.



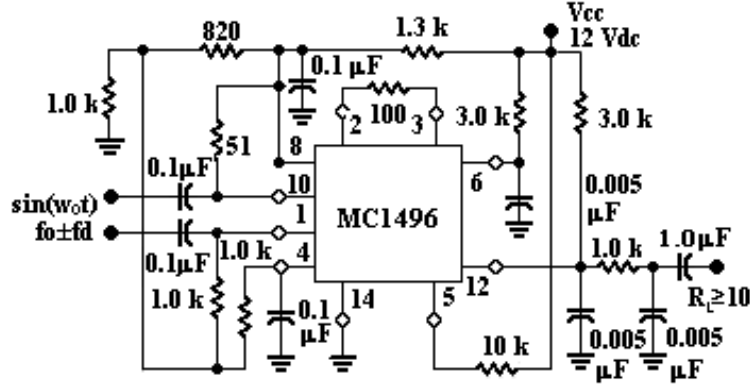
Şekil 3.5. Verici-alıcı arasındaki empedans uyurma devresi

Alma sırasında, diyot kesime girer girmez $C_s L_s$ seri devresi basit bir band geçiren filtre oluşturarak dönüştürücüyü alıcı girişine bağlar. Burada önerilmiş olan empedans uyurma devresinde $C_s L_s$ elemanlarının ayarlanmasıyla değişik band genişliğine sahip 5 MHz frekanslı dönüştürücülerin kullanılmasına imkân sağlanmıştır (Güler 1990).

3.1.5. Demodülatör

Darbeli Doppler akış ölçerinde demodülatör, dönüştürücünün algıladığı RF işaretinden Doppler işaretinin elde edilmesini sağlar. Demodülatör, örnekleme ve filtre devrelerinin optimal tasarımı, neticede elde edilecek Doppler akış bilgisinin kalitesini belirler. Geri saçılan ultrasonik işaretin frekansı, Doppler işaretinin frekansını da içermektedir. Geri saçılan işaretin frekansı, akış yönüne göre merkez frekansının altında ya da üstünde olabilir.

Doppler işaretinin enerji seviyesi, osilatör frekansının enerji seviyesinden daha azdır. Tek bir besleme ile kullanılabilen demodülatör devresi Şekil 3.6'de gösterilmektedir.



Şekil 3.6. Demodülatör devresi

Akış yönünü belirlemek için 90° faz farklı iki işaret olduğundan, iki simetrik demodülatör devresi kullanılmıştır. Bu devrelerin her birisinin kazançları ayrı ayrı hassas bir şekilde ayarlanabilir. Bu sayede, 90° faz farklı Doppler işaretinin genlikleri aynı seviyeye getirilebilir. N_1 , N_2 ve N_3 işaret bileşenlerindeki saçıcı sayısı olmak üzere dönüştürücüden demodülatöre gelen işaret şu şekilde ifade edilir:

$$v(t) = \sum_{n=1}^{N_1} A_n \cos(\omega_0 t) + \sum_{n=1}^{N_2} B_n \cos[(\omega_0 + \omega_U)t] + \sum_{n=1}^{N_3} C_n \cos[(\omega_0 - \omega_L)t] \quad (3.2)$$

Burada ω_L , ω_U ve ω_0 merkez frekansına göre alt ve üst yan bantlardaki Doppler işaretleridir. Bu işaretler, dönüştürücü yönüne göre ileri ya da geri yönde akış hızını belirlemek üzere kullanılır. Örneklenen bölgedeki akış hızlarını belirlemek için ω_L ve ω_U 'nun ayrı ayrı elde edilmesi gerekmektedir. Senkron detektör olarak da bilinen demodülatör, alınan $v(t)$ işareti ile $D \cos(\omega_0 t)$ olan osilatör işaretini çarpar. Neticede elde edilen demodülatör çıkışı eşitlik 3.3 ile ifade edilir:

$$V_D = D \cos(\omega_0 t) \left\{ \sum_{n=1}^{N_1} A_n \cos(\omega_0 t) + \sum_{n=1}^{N_2} B_n \cos[(\omega_0 + \omega_U)t] + \sum_{n=1}^{N_3} C_n \cos[(\omega_0 - \omega_L)t] \right\} \quad (3.3)$$

Geri saçılan işaret, merkez frekansı ile birlikte eritrositlerin hızlarına göre değişiklik gösteren çok frekans bileşenli bir işarettir. Dolayısı ile eşitlik 3.3'de ayrı ayrı sonuçların frekanslarından oluşan çok frekans bileşenli bir ifadedir. Demodülasyon işlemini daha

kolay izah etmek için, dönüştürücüye doğru sadece bir eritrositin hareket ettiğini bir diğerinin de dönüştürücüden uzaklaştığını farz edelim. Bu durumda eşitlik 3.3'deki toplam terimleri kalkar ve eşitlik 3.4'deki gibi yeniden yazılır.

$$V_D = D \cos(w_0 t) \{A_n \cos(w_0 t) + B_n \cos[(w_0 + w_U) t] + C_n \cos[(w_0 - w_L) t]\} \quad (3.4)$$

Trigonometrik fonksiyonların özdeşlikleri kullanılarak eşitlik 3.4, eşitlik 3.5'deki gibi yeniden düzenlenir:

$$\begin{aligned} V_D^+(t) &= \frac{DA}{2} + \frac{DA}{2} \cos(2w_0 t) + \frac{DB}{2} \cos[(2w_0 + w_U) t] + \frac{DB}{2} \cos(w_U t) \\ &+ \frac{DC}{2} \cos[(2w_0 - w_L) t] + \frac{DC}{2} \cos(w_L t) \end{aligned} \quad (3.5)$$

Bu demodülasyon klasik manada toplam ve fark frekanslarını verir. Yön bilgisini elde etmek için iki adet demodülatör kullanıldığından ve bunlara giren referans işaretler 90° faz farklı olduğundan ikinci demodülatör çıkışındaki işarette yazılabilir. 90° faz farklı işaret, $E \sin w_0 t$ olarak gösterilirse, çıkış işareti eşitlik 3.6'daki gibi ifade edilir (Güler 1990):

$$\begin{aligned} V_D^-(t) &= \frac{EA}{2} \sin(2w_0 t) + \frac{EB}{2} \sin[(2w_0 + w_U) t] + \frac{EB}{2} \sin(w_U t) \\ &+ \frac{EC}{2} \sin[(2w_0 - w_L) t] - \frac{EC}{2} \sin(w_L t) \end{aligned} \quad (3.6)$$

3.1.6. Filtre ve analog örnekleme devresi

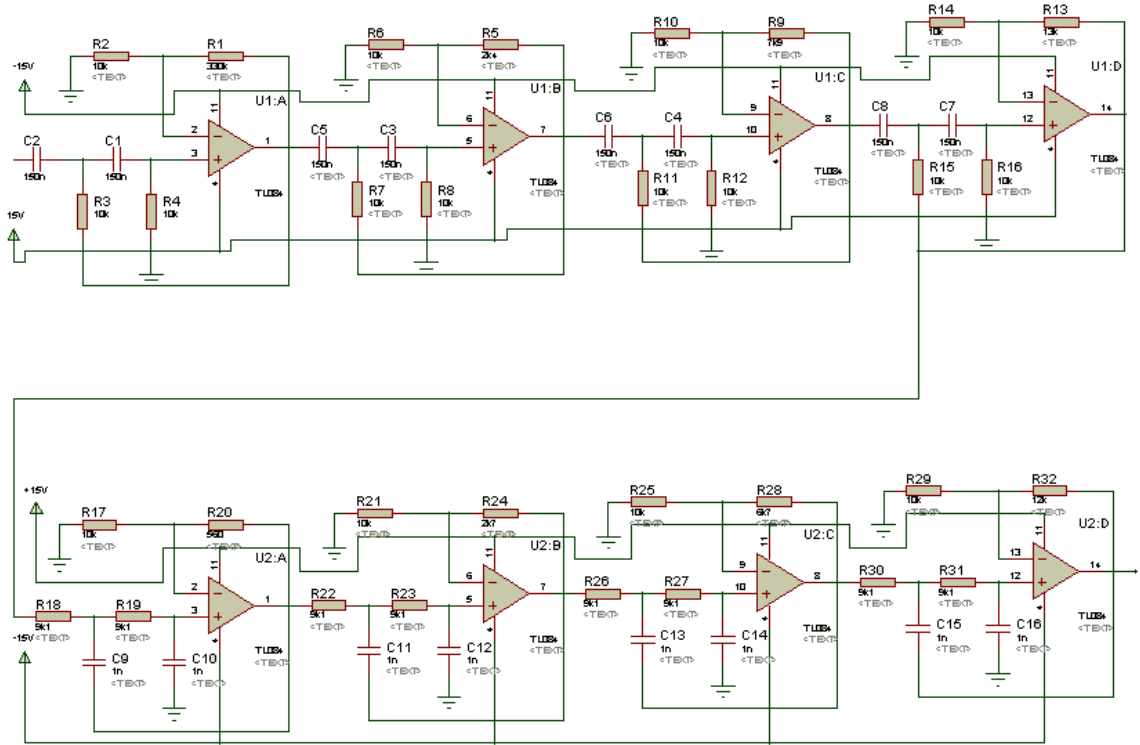
Darbeli Doppler sistemlerinde kullanılan filtrelerin geçiş karakteristiklerinin keskin olması gerekir. Çünkü demodülatör çıkışındaki işaret, Doppler frekansları dışında istenmeyen işaretleri de içermektedir. Bu işaretleri şebeke frekansı, yavaş hareketli dokular ve damar duvar hareketinden dolayı oluşan işaretin frekansı, darbe tekrarlama frekansı ve osilatör frekansı bileşenleridir. İstenmeyen bu işaretlerin etkin bir şekilde yok edilmesi için sekizinci dereceden yüksek geçiren bir aktif filtre ile yine sekizinci

dereceden alçak geçiren bir aktif filtre ardı ardına bağlanarak sekizinci dereceden bant geçiren bir filtre (BGF) gerçekleştirilir (Şekil 3.7).

BGF'nin alt kesim frekansı çok düşük hızlardaki kan akış hızı işaretlerinin frekansında dolayı 60 Hz, üst kesim frekansı ise en düşük darbe tekrarlama frekansı (10 kHz) dikkate alınarak 15 kHz olarak belirlenmiştir. Eşitlik 3.5 ve eşitlik 3.6 ile elde edilen işaretler, BGF'den geçirildikten sonra aşağıdaki eşitlikler elde edilir:

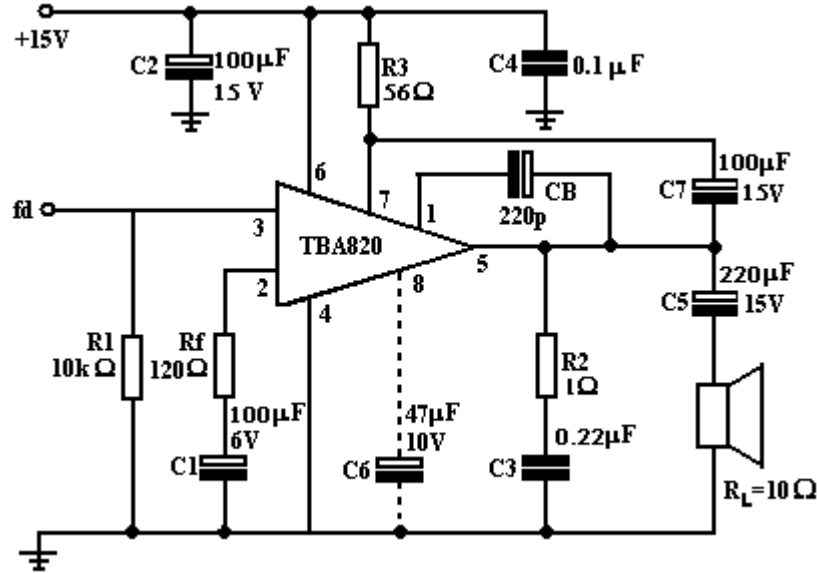
$$V_D^+(t) = \frac{DB}{2} \cos(w_U t) + \frac{DC}{2} \cos(w_L t) \quad (3.7)$$

$$V_D^-(t) = \frac{EB}{2} \sin(w_U t) - \frac{EC}{2} \sin(w_L t) \quad (3.8)$$



Şekil 3.7. 8. dereceden bessel BGF devresi

Eşitlik 3.7 ve eşitlik 3.8 ile elde edilen işaretler 90° faz farklıdır, bu yüzden akış yönü bilgisini elde etmek için kullanılır (Coglhan and Taylor 1976). Bu eşitliklerden herhangi birisi kullanılarak nitel bilgi elde edilebilir. Bu amaçla, BGF'den önce örneklenen işaret, BGF çıkışından sonra bir ses frekans kuvvetlendiricisinden geçirilerek kulakla dinlenebilecek hale gelir. Bu amaçla yani analog örnekleme ve bu verileri sayısala çevirmek için PIC16F628A'nın analog/dijital dönüştürücü özelliğinden faydalanılmıştır. Şekil 3.8'de ise ses frekans kuvvetlendirici devreleri görülmektedir. Ses frekans kuvvetlendiricisi Doppler işaretinin nitel değerlendirilmesi amacıyla bir hoparlör ya da kulaklığı yük olarak kullanmaktadır.



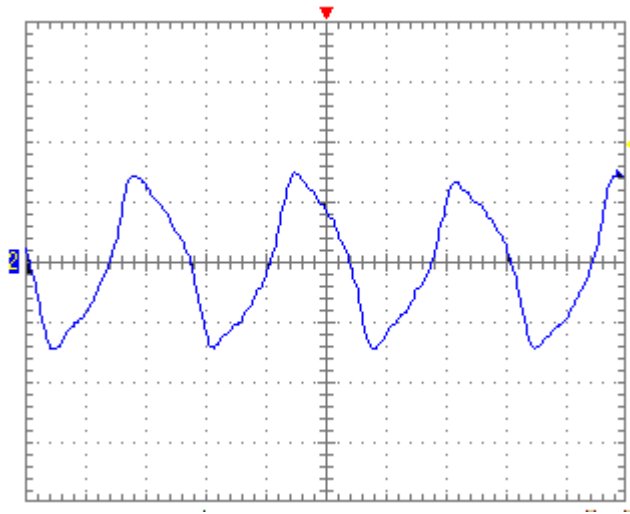
Şekil 3.8. Ses frekans kuvvetlendiricisi

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

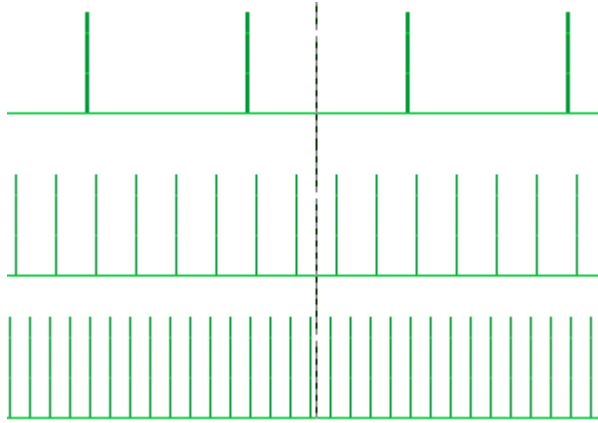
Taşınması güç mevcut cihazların sistem konfigürasyonu olarak oldukça pahalı ve karmaşık yapıya sahi olduklarından taşınabilir kan akış cihazlarının geliştirilmesi, genel yarı iletken endüstrisindeki mevcut ilerlemelerden faydalanarak, dikkate değer bir gelişme sağlamak amacıyla ortaya çıkmıştır.

Yapılan bu çalışmada geliştirilen Doppler akışölçer sisteminde son teknoloji kullanılarak, batarya veya şebeke gerilimi ile çalışabilecek taşınabilen bu tür bir cihaz, çevresel damarların değerlendirilmesinde kolaylık sağlanmasını kolaylaştırmıştır. Sonuçlar display ve çıktı şeklinde elde edilebilir ve temiz bir Doppler sesi elde edilebilir.

Mevcut sistemlerde sayısal kontrol devresi yani DTF üretici olarak kullanılan devre Şekil 4.2’de görüldüğü gibi birçok elektronik eleman içermektedir (Güler ve Güler 1989).Programlanan Pic16F628A tüm bu devre elemanlarının yaptığı çalışmayı tek başına yapabilmekte ve çok daha az yer kaplamaktadır. Dönüştürücüye gönderilecek işaret Şekil 4.1’deki DTF’ye göre değişecek ve Şekil 4.3’deki gibi olacaktır.



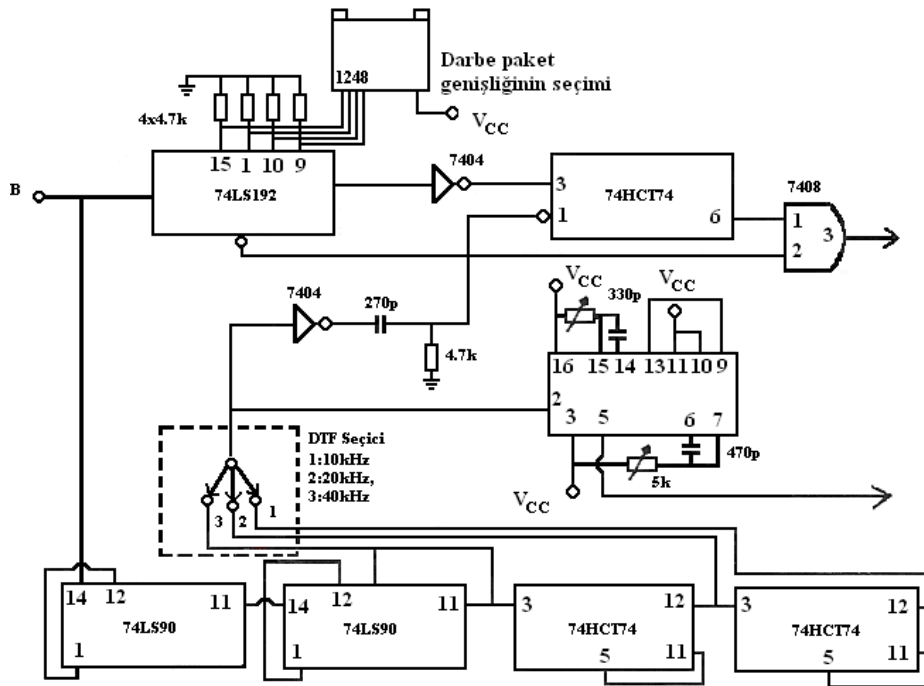
a) Osilatör çıkışı



b) % 1'lik görev çevrimine sahip olan sırasıyla 10 kHz, 20 kHz ve 40 kHz'lik DTF'ları

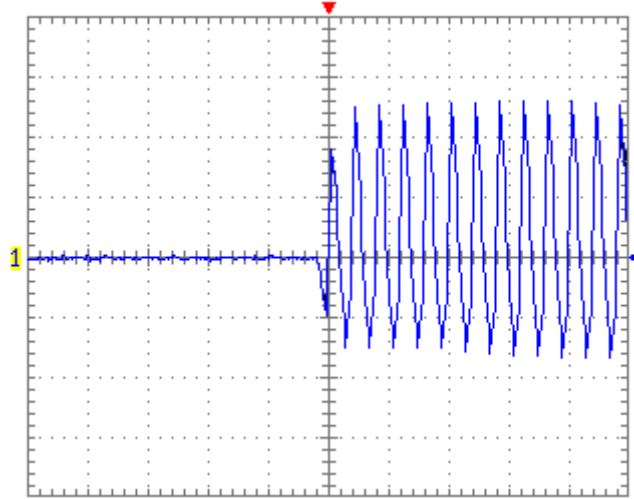
Şekil 4.1. Osilatör çıkışı ve farklı görev çevrimlerine ait DTF sinyalleri

Yine kullanılan osilatör ve PIC mikro denetleyicisi yardımıyla 5 MHz'in elde edilmesinde de Şekil 4.4'de gösterilen osilatör devresine gerek kalmamaktadır (Güler ve Güler 1989). Mikro denetleyici sayısal kontrol devresinde kullanılan mikro denetleyici olduğundan osilatör devresi kısmı yer tutmamaktadır. Bu sayede taşınabilir akışölçerin verici kısmı çok küçük boyutlara indirgenmiştir.

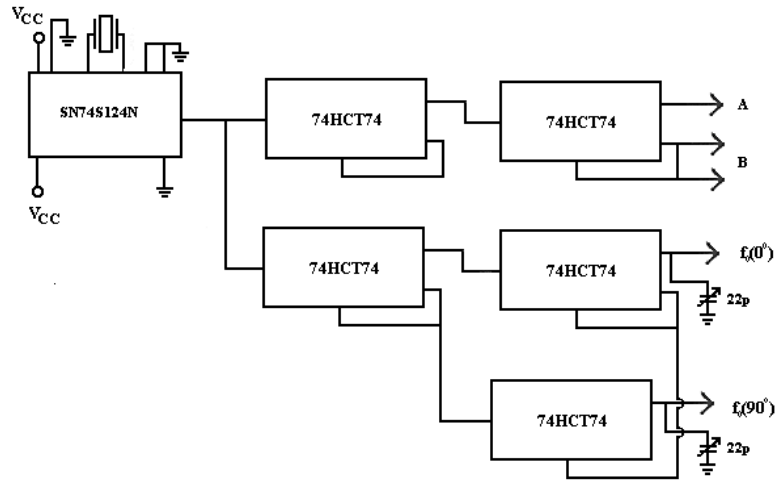


Şekil 4.2. Mevcut sayısal kontrol devresi

Sonuç olarak, güç kuvvetlendiricisi çıkışından alınan işaret Şekil 4.3'deki gibi olacaktır. Bu işaret elde edilirken DTF 40 kHz, % 2'lik görev çevrimi şeklinde ayarlanmıştır.

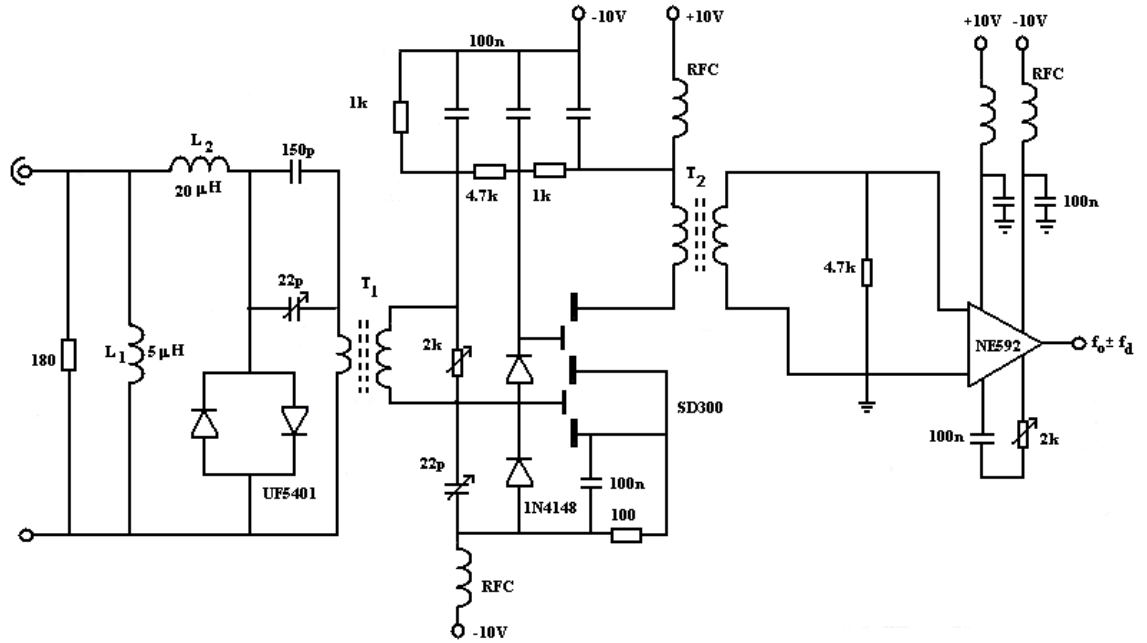


Şekil 4.3. Güç kuvvetlendiricisi çıkışı



Şekil 4.4. Geliştirilmesi gereken osilatör devresi

Şekil 4.5'de görülen RF kuvvetlendiricide çift kapılı mosfet kullanılarak sinyal yükseltilmektedir (Güler ve Güler 1989). Fakat daha az yer kapladığı ve çok daha fazla kazanç sağladığı için burada düşük gürültülü ($8 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$), düşük distorsiyonlu (% 0.00008) yüksek bant genişliğine (8 MHz) sahip bir işlemsel yükselteç (op-amp) kullanıldı.



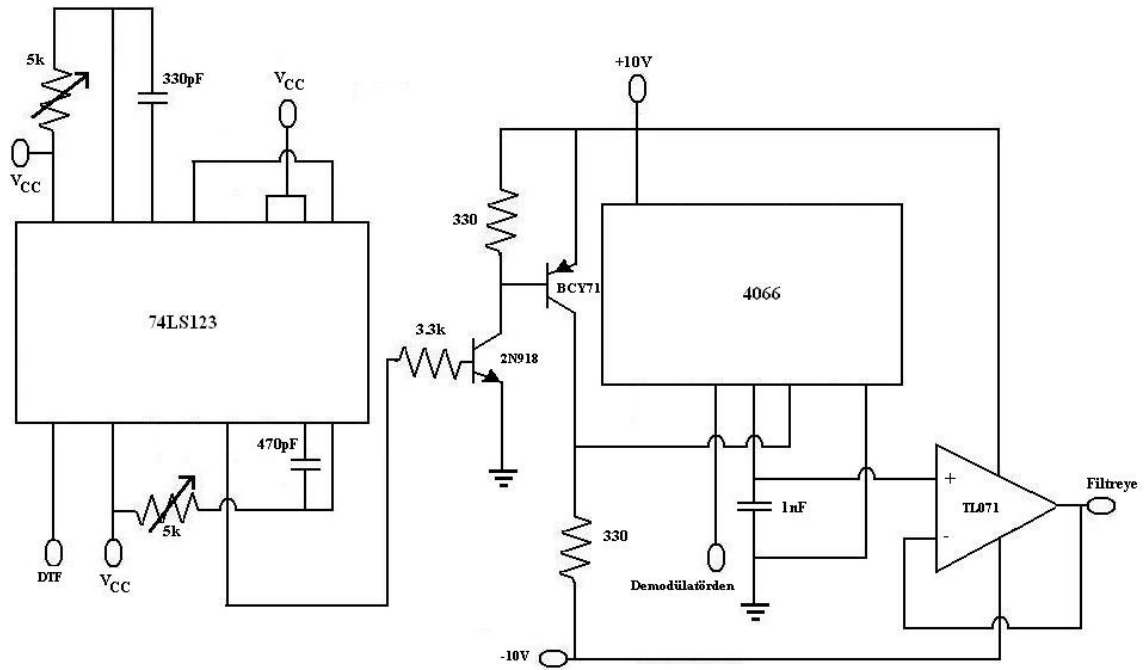
Şekil 4.5. Mevcut RF kuvvetlendirici devresi

Geliştirilen sistemde RFC bobinler kullanılarak yüksek frekanslı sinyallerin entegralleri besleyen güç kaynağını etkilemeleri engellenmiştir fakat RFC bobinler kullanılan diğer devre elemanlarından çok büyük olduklarından cihazın büyümesine ve fazla yer kaplamasına neden olmuşlardır. Bu bobinler yerine beslemeler 100 ohm'luk bir direnç üzerinden entegrallere ve $10 \mu F$ 'lık birer kapasite ile toprağa bağlanarak aynı etki sağlanmış olunur.

Şekil 4.6'da görülen mevcut analog örnekleme tutma devresi (Güler ve Güler 1989) yerine veriyi örnekleyen ve tutma anında verinin ortalamasını veren tek bir entegre (LF198) kullanılmıştır.

Tasarlanan sistem bileşenlerinin entegrasyonu ve prototip bir cihaz üzerinde çalışmalar devam etmektedir. Bu işlemler tamamlandıktan sonra, baskı devre üzerine bileşenler yerleştirilerek taşınabilir bir darbeli Doppler sisteminin tamamlanması planlanmaktadır.

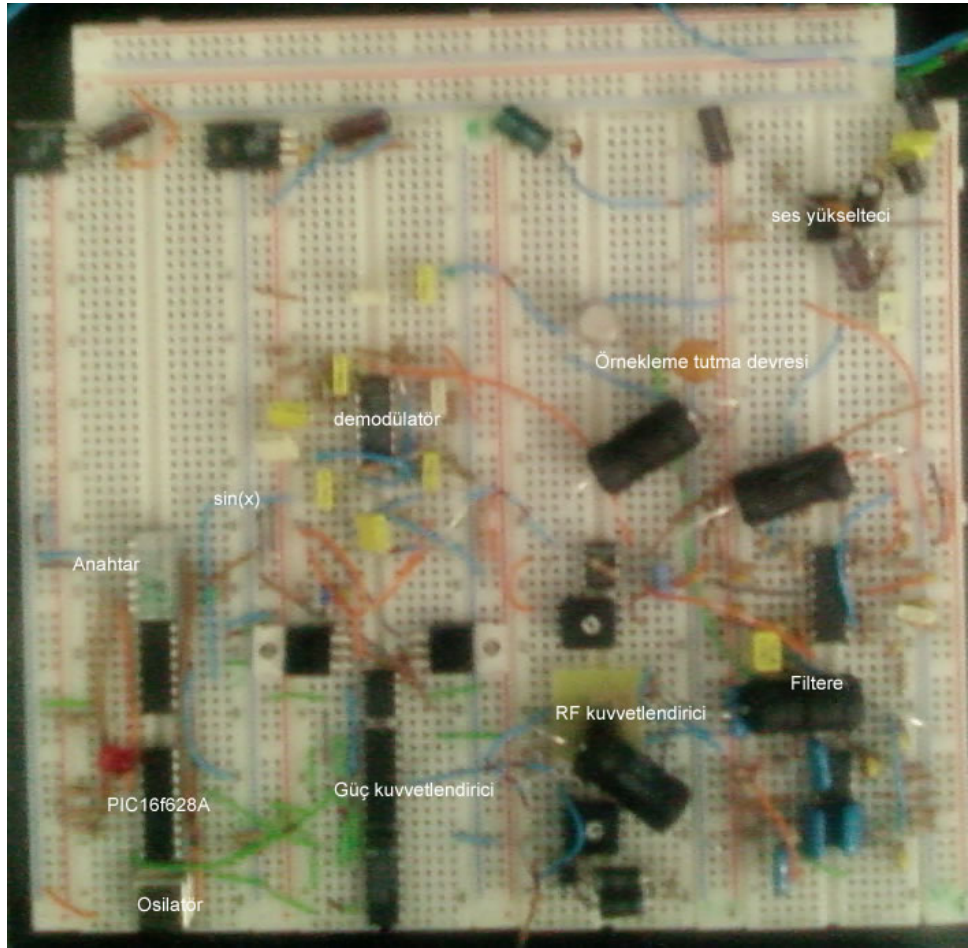
Tasarlanan cihazdan alınan analog veri, sayısal veriye dönüştürülerek işlenebilmektedir. A/D konverter ve aktif filtre yerine bir DSP elemanı kullanılarak daha gelişmiş özellikteki bir cihaz tasarlanabilir. Bu şekilde, hem elde edilen spektrogram LCD ekran üzerinde gösterilebilir ve çıktısı alınabilir hem de cihaz boyutları çok daha fazla küçültülebilir. Daha sonraki çalışmalar, bu konu üzerinde devam edecektir.



Şekil 4.6. Örnekleme tutma devresi

Tasarlanan bu sisteme yönelik en iyi değerlendirme, bu sistemin gönüllü kişiler ve klinikte kullanılması sonucu ortaya çıkacak muhtemel sonuçlar olacaktır. Bu şekilde bu cihaz diğer cihazlar ile karşılaştırılabilecektir. İncelenecek önemli faktörler, öğrenim periyodu ve kullanım kolaylığıdır. Klinikteki hekimler, hemşireler ve diğer sağlık personeli bu cihaz ile ilgili olarak ergonomiklik, kullanıcı ara yüzü ve sistem parametre kontrolü hakkında önemli değerlendirmeler sağlayabilecektir. Bu sonuçlar daha iyi bir prototipin gelişimini kolaylaştıracaktır. Bu nedenle, sistem çalışır hale geldikten sonra, sistemin performansını tanımlamak ve optimize etmek için bir takım deneyler yapılmalıdır. Bu deneyler sonucunda, sistemin SNR, çözünürlük, maksimum kan ölçüm hızı gibi önemli bilgiler elde edilecektir.

Sürekli dalgalı Doppler sistemlerde osilatör devresi, verici, detektör ve demodülatör devrelerinin tamamının 1.5x9 cm'lik baskı devre kartı üzerine entegre edilmiş şekli mevcuttur (Garcia et al. 2006). Bu çalışmada darbeli dalgalı Doppler sisteminin Osilatör ve güç kuvvetlendirici katını içeren verici kısmı yüzey montajlı malzemeler klullanılarak 3x6 cm'lik baskı devre şeması çizilmiştir. Alıcı devre kısmında ise çok fazla eleman bulunduğundan çift katmanlı baskı devre teknolojisinin kullanılması uygun görülmüştür ve çalışmalar devam etmektedir. Şu an mevcut olan prototip sistem Şekil 4.7'de görülmektedir.



Şekil 4.7. Prototip cihaz

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Yapılan bu çalışmada mevcut darbeli Doppler akışölçer sistemlerinin günümüz teknolojisi kullanılarak 5 MHz'lik frekansta çalışacak şekilde güncel bir sürümü yapılmıştır. Çalışmada, mevcut tasarımdaki devre elemanları için gerekli alanın minimize edilmesi amaçlanmış ve kullanılan devre elemanlarının kapladığı alan, mevcut Doppler cihazlarında kullanılanlardan daha küçük olması hedeflenmiştir.

4–5 cm derinliğindeki damarlarda ölçüm yapmaya uygun frekans olan 5 MHz'lik bir darbeli Doppler akışölçeri esas alınarak, ilave elektronik donanımlarla akışölçerin kullanılabilirliği artırılmıştır. İlave elektronik donanımlar değişik DTF'nın elde edilebilmesi, osilatörden değişik kontrol frekanslarının elde edilebilmesi, örnek alma kapı genişliğinin ayarlanabilir olması, darbe paket genişliğinin ayarlanabilmesi ve değişik bant genişliğine sahip dönüştürücü kullanmaya imkân sağlamıştır.

Ancak şu anda her blok tek başına yeterli performansı göstermesine rağmen bütünleştirildiğinde çalışmamaktadır. Bu sorunun üstesinden ara elemanlar konularak gelinecektir.

Sonuç olarak, taşınabilir bir ultrason cihazı ile hedeflenen hastaların cihaza değil cihazın hastalara gelmesini sağlamak ve hastayı rahatsız etmeksizin tanı ve teşhisi hızlandırmaktır. Ayrıca savaş, deprem, sel gibi elektriğin kullanılmadığı durumlarda ve diğer sahra koşullarında taşınabilir bir medikal cihaz çok kullanışlı olacaktır.

KAYNAKLAR

- Aidun, C.K. and Lu, Y., 1995. Lattice Boltzmann Simulation of Solid Particles Suspended in Fluid. *Journal of Statistical Physics* 81.
- Anonim1, 2008. Ultrasound imaging. Rochester Institute of Technology, Rochester, NY, <http://www.cis.rit.edu/research/ultrasound/ultraintro.htm> (23.05.2008).
- Anonim2, 2008. Ultrasound Echo Imaging. Department of Physics, University of Kuopio, <http://venda.uku.fi/opiskelu/kurssit/FLT1/tyoohjeet/uswork.pdf> (23.05.2008).
- Alfonsi, G., Brambilla, S., Chiuch, D., 2003. The Use of an Ultrasonic Doppler Velocimeter in Turbulent Pipe Flow Experiments in *Fluids* 35, 553-559.
- Baker, D.W., 1965. The Doppler Shift Principle Applied to Flow and Displacement Measurement. *Proceedings of the 18th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology*.
- Baker D.W., 1970. Pulsed Ultrasonic Doppler Blood-Flow Sensing. *IEEE Transactions on Sonics Ultrason* SU-17, 170-185.
- Baker, D.W., 1973. Characteristics and Mathematical Modeling of the Pulsed Ultrasonic Flowmeter. *Medical and Biological Engineering* (July), 404-421.
- Brito, D., Nataf, H.C., Cardin, P., Aubert, J., Masson, J.P., 2001. Ultrasonic Doppler Velocimetry in Liquid Gallium. *Experiments in Fluids* 31(6), 653-663.
- Caro, C.G., Pedley, T.J., Schroter, R.C., Seed, W.A., 1978. *The Mechanics of the Circulation*. Oxford University Press, 527p, Oxford.
- Charm, S.E. and Kurland, G.S., 1974. *Blood Flow and Microcirculation* Wiley, New York, NY, USA.
- Coghan, B.A., Taylor, M.G., 1976. Directional Doppler Techniques For Detection Of Blood Velocities. *Ultrasound Medical Biological Engineering*, 2, 181-188.
- Doppler, J.C., 1842. *Ber das Farbige Licht der Doppelsterne* Abh.köngl. böhm. Geselsch. 2-466.
- Eckert, S., Gerbeth, G., 2002. Velocity Measurements in Liquid Sodium by Means of Ultrasound Doppler Velocimetry. *Experiments in Fluids* 32(5), 542- 546.
- Evans, D.H. and McDicken W.N., 2000. *Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Signal Processing*. John Wiley and Sons, 427p, West Sussex, England.
- Franklin,D.L., Baker, D.W. and Ellis, R.W., 1959. A Pulsed Ultrasonic Flowmeter. *IRE Trans Medical Electronic*, 6, 204.
- Fuentes-Cruz.,M., Solano-Gonzalez, J., Garcia-Nocetti, F., 2007. Design of a Pulsed Wave Doppler Ultrasound Blood Flow Detector for Cardiovascular Applications. 19. *International Congress on Acoustics*, Madrid.
- Garcia, F., Moreno, E., Solano, J., Barragan, M., Sotomayor, A., Fuentes, M., Acevedo, P., 2006. Design of a Continuous Wave Blood Flow Bi-directional Doppler System. *Ultrasonics* 44 (2006) e307-e312.
- Greene, E.R., Avasthi, P.S., Voyles, W.F., Seigel, R., 1986. Noninvasive Versus Invasive Doppler Renal Blood Velocity and Flow Measurements. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-33, no. 3.
- Goldsmith, H.L., 1993. Poiseuille medal award lecture: From Papermaking Fibers to Human Blood Cells. *Biorheology*, 30:165-190.

- Güler, İ., 1990. Geliştirilmiş bir ultrasonik darbeli doppler kan akış ölçme düzeninde hata kaynaklarının analizi. Doktora Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul.
- Güler, İ., Güler, N.F., 1989. The Electronic Detail of a Pulsed Doppler Blood Flow Measurement System. *Measurement Science Technology*, vol 1, pp 1087-1092.
- Güler, İ. ve Savaş, Y., 1998. Design Parameters of Pulsed Wave Ultrasonic Doppler Blood Flowmeter. *Journal of Medical Systems*, vol. 22, no. 4.
- Hedrick, W.R., Hykes D. L., and Starchman, D.E., 1995. *Ultrasound Physics and Instrumentation*. Mosby,USA, pp 126-133.
- Hung, R.K., Zimmerman, P., Duerinckx, A., Melany, M., and Grant, E., 1999. Noninvasive Evaluation of Peripheral Arterial Disease. *Radiological Society of North America Electronic Journal*, Vol. 3.
- Jerri, A.J., 1977. The Shannon Sampling Theorem-Its various Extensions and Applications: A Tutorial Review. *Proc IEEE*, 65, pp 1565-1596.
- Kalmus, H.P. 1945. Direction Sensitive Doppler Device. *Proc. IRE* p. 698- 955.
- Karagöz, İ., Eroğul, O., 1998. *Tıbbi Görüntüleme Sistemleri*. Haberal Eğitim Vakfı Yayınları, Ankara.
- Kıymık M.K., Subaşı, A., Dizibüyük, A. ve Özer, M.S., 2002. Darbeli Doppler Laminar Kan Akış Sinyal Simülasyonuna STFT ve AR Spektral Analizlerinin Uygulanması. *KSÜ Fen ve Mühendislik Dergisi* 5(2).
- Kikura, H.; Takeda, Y.; Durst, F., 1999. Velocity Profile Measurement of the Taylor Vortex Flow of a Magnetic Fluid Using the Ultrasonic Doppler Method. *Experiments in Fluids* 26(3): 208-214.
- Kikura, H., Yamanaka, G., Aritomi, M., 2004. Effect of Measurement Volume Size on Turbulent Flow Measurement Using Ultrasonic Doppler Method. *Experiments in Fluids*, 36(1): 187-196.
- Klabunde, R.E., 2004. *Cardiovascular Physiology Concepts*, Philadelphia, PA, Lippincott Williams and Wilkins.
- Landwehr, P., 1995. Extremity arteries, in K. J. Wolf and F. Fobbe (editors), *Color duplex sonography*, New York, NY, Thieme.
- Liu, G.Y., 1997. Quantitative Blood Flow Measurement Using C-Mode Doppler Ultrasound. MS Thesis, University of Toronto, Ottawa, Canada.
- Majo, J., 2005. A Study of Blood-Flow Measurement by Doppler Effect Utilizing a Non-Stationary Signal Processing Technique. MS Thesis, Clarkson University, Potsdam, New York.
- Messer, M., 2005. Pulsed Ultrasonic Doppler Velocimetry For Measurement Of Velocity Profiles In Small Channels And Cappilaries. MS Thesis, Georgia Institute of Technology, Atlanta, Georgia.
- Mirochip, 2008. DS39632B, PIC16F628A Datasheet, Microchip Technology Incorporation, <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/40044F.pdf> (11.06.2008).
- Narayana, P.A., Ophir, J. and Maklad, N.F., 1984. The Attenuation of Ultrasound in Biological Fluids. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 76, pp 1-4.
- Oates, C.P., 2001. *Cardiovascular Haemodynamics and Doppler waveforms explained*. Greenwich Medical Media, London

- Özdemir, A., 1991. Darbeli Doppler Akış Ölçer. Y.Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul.
- Rayleigh, J.W.S., 1872. Investigation of the Disturbance Produced by a Spherical Obstacle on the Waves of Sound. Proc. London Math Soc. 4: 253.
- Satamura, S., 1959. Study of the Flow Patterns in Peripheral Arteries by Ultrasonics. J Acoustic Soc. Japanese 15, 151-158.
- Shannon, C.E., 1949. Communications in the Presence of Noise. Proc Inst Radio Engineers, 37, pp 10-21.
- Shung, K.K., Sigelman, R.A., and Reid, J.M., 1976. Scattering of Ultrasound by Blood. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 23, pp 460-657.
- Sramek, B.B., 2008. Systemic Hemodynamics And Hemodynamic And Oxygen Transport Management. International Hemodynamic Society, the University of Vechta, Germany, <http://www.hemodynamicsociety.org/> (22.05.2008).
- Stegall, H.F., Rushmer, R.F., and Baker, D.W., 1964. A Transcutaneous Ultrasonic Blood Velocity Meter. Journal of Applied Physiology, 21:707-711.
- Takeda, Y., 1986. Velocity Measurement by Ultrasound Doppler Shift Method. International Journal Heat and Fluid Flow 7(4), 313-318.
- Takeda, Y., 1995. Velocity Profile Measurement by Ultrasonic Doppler Method. Experimental Thermal and Fluid Science 10(4), 444-453.
- Takeda, Y., 1999. Ultrasonic Doppler Method for Velocity Profile Measurement in Fluid Dynamics and Fluid Engineering. Experiments in Fluids 26(3), 177-178.
- Taylor, K.J.W., Burns, P.N., Wells, P.N.T., 1995. Clinical Applications of Doppler Ultrasound. Raven Press, 399p, New York
- Thrush, A., Hartshorne, T., 2005. Peripheral Vascular Ultrasound: How, Why and When. Elsevier Churchill Livingstone, 235 p, China.
- Wells, P.N.T., 1969. A Range-Gated Ultrasonic Doppler system. Medical Biological Engineering 7, 641-652.
- Whitmore, R.L., 1968. Rheology of the Circulation. Pergamon Press Ltd., 421p, Oxford, New York, NY, USA.
- Yazgan, E. ve Korürek, M., 1996. Tıp Elektroniği. İTÜ Elektrik- Elektronik Fakültesi Ofset Baskı Atölyesi, 133 s, İstanbul.

EKLER**EK 1 DTF generatörü olarak kullanılan PIC Programı**

```

=====
;
;=====pwmmode.asm=====
;
LIST P=16F628A

ORG 0x000
STATUS equ h'03'
sayac1 equ h'20'
sayac2 equ h'21'
sayac3 equ h'25'
kay1 equ h'22'
artis1 equ h'23'
artis2 equ h'24'
porta equ h'05'
portb equ h'06'
trisb equ h'86'
trisa equ h'85'
ccp1con equ h'17'
ccpr1l equ h'15'
pr2 equ h'92'
t2con equ h'12'
sakla equ h'30'
prf equ h'31'

clrf portb

banksel trisb
clrf trisb
bsf trisb,4
bsf trisb,5
bsf trisb,0
bsf trisb,1
movlw h'FF'
movwf trisa
bcf trisa,3

;=====prffrekans seçimi
bas

```

```
banksel    t2con
movlw     b'00000100'
movwft2con
movlw b'00001100'
movwfccplcon
movlw b'00000000'
movwfccpr11
```

```
btsc  portb,0
goto  kirkkhz
btsc  portb,1
goto  onkhz
goto  yirmikhz
```

onkhz

```
bsf      t2con,0

banksel  pr2
movlw   b'01111100'
movwf   pr2

banksel  porta
movlw   b'00010000'
movwfart1
movlw   b'00000001'
movwfart2
goto   pwmmodel
```

yirmikhz

```
banksel  pr2
movlw   b'11111001'
movwf   pr2

banksel  porta
movlw   b'00100000'
movwfart1
movlw   b'00000010'
movwfart2
goto   pwmmodel
```

kirkkhz

```

banksel    pr2
movlw     b'01111100'
movwf     pr2

```

```

banksel    porta
movlw     b'00010000'
movwf     artis1
movlw     b'00000001'
movwf     artis2
goto     pwmmodel

```

=====prf frekansın görev çevriminin belirlenmesi

pwmmodel

test_aa ;tamam dzgn

```

      btfss portb,4
      goto  artir
      btfss portb,5
      goto  azalt
      goto  test_aa

```

artir

```

      bsf     porta,3
      movf   artis1,0
      addwf  ccpr1con,1

```

```

      btfsc  ccpr1con,6
      incf   ccpr11

```

```

      movlw  b'00111100'
      andwf  ccpr1con,1

```

```

      movf   artis2,0
      addwf  ccpr11,1

```

```

      call   gecikme
call   gecikme
      call   gecikme
      call   gecikme

```

```

      bcf   porta,3
      goto  test_aa

```

azalt

```

        bsf          porta,3

        movf  ccplcon,0
        addlw b'01000000'
        movwfcplcon

        movf  artis1,0
        subwf ccplcon,1

        btfs  ccplcon,6
        decf  ccpr11

        movf  ccplcon,0
        andlw b'00111111'

        movwfcplcon
        movf  ccpr11,1

        movf  artis2,0
        subwf ccpr11,1

    call  gecikme
        call  gecikme
        call  gecikme
        call  gecikme

        bcf  porta,3
        goto test_aa

gecikme
        movlw h'FF'
        movwfsayac1

        dongu1
            movlw h'FF'
            movwfsayac2
        dongu2
            decfsz sayac2,f
            goto  dongu2
        movlw  h'FF'
            movwfsayac3
        dongu3
            decfsz sayac3,f
            goto  dongu3

```

```
    decfsz sayac1,f
    goto  dongul

return
end
```


EK 2 Ultra sesin kullanım alanları

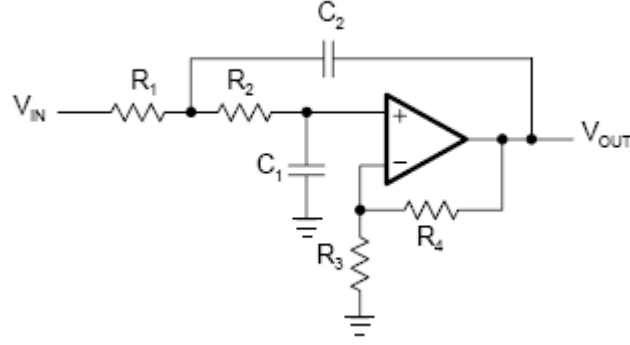
1. Sanayide kullanımı:

- Metalleri ince toz haline getirmek,
- Çok ince tanecikli fotoğraf emülsiyonları hazırlamak,
- Cıva, altın vs gaz ve sıvılarda süspansiyon haline getirmek,
- Özel metal alaşımları yapmak,
- Gaz karışımlarından gazları ayırmak,
- Fabrikaların kirli gaz ve suları içinde süspansiyon halinde bulunan maddeleri çökerterek kurtarmak,
- Fabrika bacalarından çıkan gazları temizleyerek çevre havasının kirlenmesini önlemek,
- Tekstil, metal kaplama, saatçilik gibi aşırı temizlik isteyen sanayi kollarında temizleme işlemi yapmak,
- Meşrubat sanayide şarabı eskitmek, birayı yabancı mayalardan arıtmak, şuruplarda enzimleri glikoz gibi diğer ürünlere dönüştürmek, sütü sterilize etmek,
- Sert maddeleri delmek ve işlemek üzere ultra sesli matkaplar yapmak,
- Elektrik ve elektrik sanayisinde ultra sesli kaynak makineleri, elektronik geciktirme kanalları yapmak,
- Dökümcülükte erimiş metalleri gazdan arıtmak, kristal büyümesini kontrol etmek,
- Ultra sesli hızölçerleri yapmak,
- Ultrasonik çamaşır ve bulaşık makineleri,
- Deniz dibi haritalarını çıkarmakta kullanılan Sonar Cihazları ve Denizaltı gemilerin çevrelerini kontrol etmek için kullandıkları aletler ultrasonik dalgalarla çalışan bir cins radardır,
- Deniz yolu ile ihracat esnasında uzun süreli depolamalarda meyve ve sebzelerin olgunluğu, tahribatsız olarak, ultra ses ile yapılır.

2. Tıpta kullanımı:

Ultra ses (ultrason ya da ultrasonografi) modern tıbbın vazgeçemediği görüntüleme yöntemlerinden birisidir. Ultrasonun insan vücudunun içinde olup bitenleri anlamaya yarayan diğer görüntüleme yöntemlerden en önemli farkı bu amaca ulaşmak için x-ışınlarını kullanmaması yani radyasyon içermemesi, bunun yerine insan kulağının duyamayacağı frekansta ses dalgalarından yararlanmasıdır. Çok önemli bir başka özelliği de elde edilen görüntünün gerçek zamanlı monitörde izlenebilmesidir.

EK 3 Genel Sallen-key topolojisi ile bessel bant geçiren filtre tasarımı



Şekil Sallen-key topolojisine uygun 2. dereceden alçak geçiren filtre

Sallen-key ile bant geçiren filter bir yüksek geçiren ve bir alçak geçiren filtrenin kaskat bağlanması ile gerçekleştirilir. Yüksek geçiren filtre tasarımında önce aynı kesim frekansına sahip bir alçak geçiren filtre tasarlanır ve daha sonra kapasite ve dirençlerin yerleri karşılıklı değiştirilerek yüksek geçiren filtre elde edilir.

Yukarıdaki şekilde gösterilen 2. dereceden bir alçak geçiren filtredir. Yüksek dereceli filtre, 1. ve 2. dereceden filtreler peş peşe bağlanarak elde edilir. Örneğin 8. dereceden bir alçak geçiren filtre için 4 tane 2. dereceden filtre kaskat bağlanır.

Aşağıda tek değerli kondansatör ve direnç bağlamak amacıyla ($R_1=R_2=R$, $C_1=C_2=C$) kullanılan bağıntılar, filtre kazancının hesabı ve 8. dereceden bessel bir filtre tasarımında kullanılacak bessel katsayıları yer almaktadır.

$$\text{Filtre kazancı} \quad : \quad A_0 = 1 + \frac{R_4}{R_3}$$

$$\text{Genel transfer fonksiyonu} \quad : \quad A(s) = \frac{A_0}{1 + \omega_c RC(3 - A_0)s + (\omega_c RC)^2 s^2}$$

Bessel katsayıları : $a_1 = w_c RC(3 - A_0)$
 $b_1 = (w_c RC)^2$

$$\begin{array}{ll} a_1 = 1.1112 & b_1 = 0.3162 \\ a_2 = 0.9754 & b_2 = 0.2979 \\ a_3 = 0.7202 & b_3 = 0.2621 \\ a_4 = 0.3728 & b_4 = 0.2087 \end{array}$$

ÖZGEÇMİŞ

1982 yılında Erzurum'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Erzurum'da sırasıyla İnönü İlkokulu, Nene Hatun Kız Lisesi ve Erzurum (Y.D.A.) Lisesi'nde tamamladı. 2005 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü Elektronik opsiyonundan mezun oldu ve aynı yıl Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesinde yüksek lisans eğitimine başladı. Aynı üniversitede araştırma görevlisi olarak görev aldı. Biyomedikal cihazlar ve tıbbi görüntüleme sistemleri konusunda çalışmaları devam etmektedir.