

T.C.  
HARRAN ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**TIP 2 DİABETES MELLİTUS'LU HASTALARDA  
BÖBREKLERİN RENAL DOPPLER ULTRASONOGRAFİ VE  
ULTRASON ELASTOGRAFİ İLE BİRLİKTE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ  
DR.ATAKAN KIRTEKE

DANIŞMANI  
Dr. Öğr. Üyesi Sunay Sibel KARAYOL

ŞANLIURFA

2019

T.C.  
HARRAN ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**TİP 2 DİABETES MELLİTUS'LU HASTALARDA  
BÖBREKLERİN RENAL DOPPLER ULTRASONOGRAFİ VE  
ULTRASON ELASTOGRAFİ İLE BİRLİKTE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ  
DR.ATAKAN KIRTEKE

DANIŞMANI  
Dr. Öğr. Üyesi Sunay Sibel KARAYOL

Bu tez, Harran Üniversitesi Bilimsel Araştırma Koordinatörlüğü tarafından .....  
Tarih ve protokol numarası ile desteklenmiştir/desteklenmemiştir.

ŞANLIURFA

2019

T. C.  
HARRAN ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ

JÜRİ VE FAKÜLTE ONAYI

Araştırma Görevlisi Dr. Atakan KIRTEKE'nin hazırladığı “**Tip 2 Diabetes Mellitus’lu Hastalarda Böbreklerin Renal Doppler Ultrasonografi ve Ultrason Elastografi ile Birlikte Değerlendirilmesi**” başlıklı tezi 05/02/2020 tarihinde, jüri üyeleri tarafından değerlendirilerek Radyoloji Anabilim Dalında **Tıpta Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

**BAŞKAN**  
**Doç. Dr. Abdurrahim DUSAK**  
Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Radyoloji Anabilim Dalı

**ÜYE**  
**Doç. Dr. İsmail Okan YILDIRIM**  
Malatya İnönü Üniversitesi  
Turgut Özal Tıp Merkezi

**ÜYE**  
**Dr. Öğr. Üyesi Sunay Sibel KARAYOL**  
Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Radyoloji Anabilim Dalı

Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Yönetim Kurulu'nun 06/02/2020 tarih ve 2020/07.05 sayılı kararıyla onaylanmıştır.

**ONAY**  
05/02/2020  
**DEKAN**

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve becerilerinden istifade ettiğim baŐta tez hocam Dr. Öğr. Üyesi Sunay Sibel KARAYOL ve Anabilim Dalı Başkanı Doç. Dr. Abdurrahim DUSAK olmak üzere, bölümümüz öğretim üyeleri Doç. Dr. Saime SHERMATOVA, Dr. Öğr. Üyesi Dilek ŐEN DOKUMACI, Dr. Öğr. Üyesi Osman DERE, Dr. Öğr. Üyesi Pelin Zeynep BEKİN SARIKAYA ve Uzm. Dr. Mehmet KOLU'ya,

Tezimin oluŐturulmasındaki katkılarından dolayı Endokrinoloji Bilim Dalı Uzm. Dr. Hatice İNCEBIYIK'a,

Tezimin istatistik çalıŐmaları boyunca yardımlarını esirgemeyen Halk Sağlığı Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. İbrahim KORUK ve asistanlarına,

Berber çalıŐmaktan büyük mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma, Radyoloji Bölümünün tüm çalıŐanlarına,

Asistanlığım boyunca manevi desteğini hiç esirgemeyen ve her konuda en büyük dayanağım olan sevgili eŐim NurŐah KIRTEKE'ye, anneme, babama, en yorgun ve sıkıntılı zamanlarımda bile yüzümde gülümsemeye neden olan çocuklarım Elif Sare ve Muhammed Aliyar'a sonsuz sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

**Dr. Atakan KIRTEKE**

## İÇİNDEKİLER

## SAYFA NO

TEŞEKKÜR	I
İÇİNDEKİLER	II
TABLolar DİZİNİ	IV
RESİMLER DİZİNİ	V
ŞEKİLLER DİZİNİ	VI
KISALTMALAR VE SİMGELER	VII
ÖZET	IX
ABSTRACT	XI
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ultrasonografi Fiziği	3
2.1.1. Ultrasonografinin Tanımı ve Özellikleri	3
2.1.2. Ultrases ve Doku Arasındaki Etkileşimler	6
2.1.3. Ultrasonografi Cihazının Yapısı	9
2.1.4. Ultrasonografide Çözünürlük	12
2.1.5. Ultrasonografik Gösterim Metodları	13
2.1.6. Ultrasonografik Artefaktlar	14
2.1.7. Doppler Ultrasonografi Fiziği	18
2.1.7.1. Doppler Yöntemleri	20
2.1.7.2. Doppler Ultrasonografide Akımın Değerlendirilmesi	22
2.1.8. Harmonik Görüntüleme	25
2.1.9. Bileşik (Compound) Görüntüleme	26
2.2. US-Elastografi	26
2.2.1. US-Elastografi Fiziği	27
2.2.2. US-Elastografide Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler	34
2.2.3. US-Elastografinin Kullanım Alanları	34
2.3. Diabetes Mellitus	35
2.3.1. Tanım ve Epidemiyoloji	35
2.3.2. Sınıflama	35
2.3.3. Tanı Kriterleri	37
2.3.4. Semptomlar	38

2.3.5. Komplikasyonlar	38
2.3.6. Diyabetik Nefropati	39
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	44
3.1. Hasta Seçimi	44
3.2. Böbreğe Yönelik Shearwave Elastografi Tetkiki ve Renkli Doppler Ultrasonografi	44
3.3. İstatistiksel Analiz	45
4. BULGULAR	46
5. TARTIŞMA	49
6. SONUÇ	53
7. KAYNAKLAR	54
8. EKLER	60
Ek-1: Etik Kurul Kararı	60
Ek-2: Turnittin Raporu	61

<b>Tablo-1:</b> Bazı maddelerin young modülleri	28
<b>Tablo-2:</b> Diabetes Mellitus'un etyolojik sınıflandırılması	36
<b>Tablo-3:</b> Diğer spesifik diyabet tipleri	37
<b>Tablo-4:</b> DM ve glikoz metabolizması bozukluklarında tanı kriterleri	38
<b>Tablo-5:</b> Albumin ekskresyonunun tanımları	43
<b>Tablo-6:</b> Mikroalbuminürik hastalarda HbA1c ile diyabetik nefropati gelişimi riski	43
<b>Tablo-7:</b> Grupların cinsiyete göre dağılım durumu	47
<b>Tablo-8:</b> Hasta ve kontrol gruplarında yaş, her iki böbrek elastografi ve her iki böbrek rezistif indeks değerlerinin ortalamaları	48

<b>Resim-1:</b> Kuyruklu yıldız artefaktı	16
<b>Resim-2:</b> Philips Epiq 7 Ultrasonografi cihazı	45
<b>Resim-3:</b> Sağlıklı yetişkinde sağ böbrek orta polüne yerleştirilen ROI ile parankim elastisitesinin ölçümü	46
<b>Resim-4:</b> Tip 2 Diabetes Mellitus'lu hastada sağ böbrek orta polüne yerleştirilen ROI ile parankim elastisitesinin ölçümü	47





<b>Şekil-1:</b> Ses dalgalarının amplitüt (genlik), periyod, frekans ve dalga boyu	4
<b>Şekil-2:</b> Birbirinden farklı iki ortam (P) yüzeylerinde kırılma ile yansıma	7
<b>Şekil-3:</b> Ultrases dalga demetlerinin kırılma, saçılma ve yansıma olayı	8
<b>Şekil-4:</b> Ultrasonografik probun sadeleştirilmiş şematik hali ve lineer probun iç yapısı	10
<b>Şekil-5:</b> Ultrasonografide çözünürlük	13
<b>Şekil-6:</b> Reverberasyon artefaktının şekilsel açıklamasıyla birlikte bir örneği	14
<b>Şekil-7:</b> Karaciğerdeki hemanjiyomun kuvvetli yansıtıcı diyafragma sebebiyle oluşan ayna artefaktı	15
<b>Şekil-8:</b> Kırılma artefaktının şekilsel görüntüsü	16
<b>Şekil-9:</b> Akustik yankı artımı artefaktının şekilsel görüntüsü ve resmi	17
<b>Şekil-10:</b> Doppler kaymasının şematik gösterimi	19
<b>Şekil-11:</b> Akımdaki yarı niceliksel değerlendirilmede kullanılan Rezistivite indeksi ve Pulsatilite indeksi ölçümlerinin grafiksel gösterimi	23
<b>Şekil-12:</b> Compound (Bileşik) Görüntüleme şematik şekilde gösterilmesi	26
<b>Şekil-13:</b> Blok şekilli madde	29
<b>Şekil-14:</b> Elastografinin şematik gösterilmesi	33

## KISALTMALAR ve SİMGELER

<b>US</b>	: Ultrasonografi
<b>TURDEP</b>	: Türkiye Diyabet, Hipertansiyon, Obezite ve Endokrinolojik Hastalıklar Prevalansı
<b>DM</b>	: Diabetes Mellitus
<b>DN</b>	: Diyabetik Nefropati
<b>DSÖ</b>	: Dünya Sağlık Örgütü
<b>PRF</b>	: Pulse Repetition Frequency
<b>RI</b>	: Rezistif İndeks
<b>PI</b>	: Pulsatilite İndeksi
<b>RDUS</b>	: Renkli Doppler Ultrasonografi
<b>Hz</b>	: Hertz
<b>Mhz</b>	: Mega hertz
<b>dB</b>	: Desibel
<b>Z</b>	: Akustik impedans
<b>PZT</b>	: Polycrystalized Tetragonal Zirconia
<b>B</b>	: Sıkışma esnekliği modülü (Bulk Modulus)
<b>Y</b>	: Elastisite sabiti (Young Modülü)
<b>O</b>	: Possion oranı
<b><math>\mu</math></b>	: Rijitlik katsayısı (Shear modulus)
<b>ROI</b>	: İlgi alanı (Region of Interest)
<b>SI</b>	: Gerinim oranı (Strain Index)
<b>KHz</b>	: KiloHertz
<b><math>\lambda</math></b>	: Dalga boyu
<b>A</b>	: Kesit Alanı
<b>F</b>	: Uygulanan Kuvvet
<b>f</b>	: Frekans
<b>L</b>	: Boy
<b>T</b>	: Periyot
<b>t</b>	: Yükseklik
<b>w</b>	: Genişlik
<b>V</b>	: Hız
<b>d</b>	: Yoğunluk

<b>k</b>	: Elastisite
<b>z</b>	: Akustik impedans
<b>P</b>	: Basınç
<b>B</b>	: Sıkışma esnekliği modülü
$\gamma$	: Kayma gerilimi (shear stres)
<b>Fo</b>	: Gönderilen ultrases dalgasının frekansı
<b>sn</b>	: Saniye
<b>m</b>	: Metre
<b>MR</b>	: Manyetik Rezonans
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>kPa</b>	: Kilo Pascal
<b>SE</b>	: Strain Elastografi
<b>SWE</b>	: Shear Wave Elastografi
<b>SW</b>	: Shear Wave
<b>ARFI</b>	: Acoustic Radiation Force Impulse Imaging
<b>Cm</b>	: Santimetre
<b>Mm</b>	: Milimetre
<b>GFH</b>	: Glomerüler Filtrasyon Hızı
<b>SDBY</b>	: Son Dönem Böbrek Yetmezliği
<b>GDM</b>	: Gestasyonel Diabetes Mellitus
<b>HT</b>	: Hipertansiyon
<b>A-mod</b>	: Amplitüt Modu
<b>B-mod</b>	: Parlaklık Modu
<b>M-mod</b>	: Hareket Modu
<b>EGÜ</b>	: Erken Glikasyon Ürünleri
<b>İGÜ</b>	: İleri Glikasyon Ürünleri
<b>ACE</b>	: Anjiotensin Dönüştürücü Enzim
<b>SPSS</b>	: Statistical Package for the Social Sciences
<b>DCCT</b>	: The Diabetes Control and Complications Trial

## ÖZET

### Tip 2 Diabetes Mellitus'lu hastalarda böbreklerin renal doppler ultrasonografi ve ultrason elastografi ile birlikte değerlendirilmesi

**Dr. Atakan KIRTEKE**

**Radyoloji Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi**

**Amaç:** Bu çalışmada Tip 2 Diabetes Mellitus olan hastalarla sağlıklı gönüllülerin her iki böbrek parankiminin Shear-Wave Elastografi ve Renkli Doppler Ultrasonografi bulguları ile karşılaştırarak değerlendirmeyi amaçladık.

**Gereç ve Yöntem:** 2019 yılı ilk 6 ayı içerisinde Harran Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastesi Endokrinoloji polikliniklerinden radyoloji bölümümüze yönlendirilen ek kronik hastalığı olmayan Tip 2 Diabetes Mellitus tanısı olan hastalar ile sağlıklı gönüllüler çalışmamıza dahil edildi. B-Mod ultrasonografi görüntüleme ile Tip 2 Diabetes mellitus tanılı hastalar ile sağlıklı gönüllülerin bilateral renal parankimden real-time shear wave elastografi yöntemi ile ölçüm yapıldı. Ölçülen değerler kayıt altına alındı. Ayrıca Renkli Doppler Ultrasonografi tekniğiyle yine Tip 2 Diabetes mellitus tanılı hastalar ile sağlıklı gönüllülerin Rezistif İndeks değerlerine bakıldı.

**Bulgular:** Her iki grup arasında yaş ve cinsiyet bakımından anlamlı fark saptanmamıştır ( $p>0.05$ ). Hasta grubunda sağ böbrek parankim elasto değeri 7,024 kPA, solda 6,90 kPA ölçüldü. Kontrol grubunda sağ böbrek parankim elasto değeri 4,14130 kPA, solda 4,11730 kPA olarak ölçüldü. Her iki grupta da sağ ve sol böbrek parankim elasto değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark izlenmedi ( $p>0.05$ ). Hasta grubunda sağ böbrek rezistif indeks değeri 0,5959, sol böbrek rezistif indeks değeri 0,5924 ölçüldü. Kontrol grubunda sağ böbrek rezistif indeks değeri 0,5218, sol böbrek rezistif indeks değeri 0,5210 ölçüldü. Her iki böbrek parankim elasto değerleri ve rezistif indeks değerleri hasta grubunda kontrol grubuna kıyasla daha yüksek olduğu saptandı ( $p<0.05$ ).

**Sonuç:** Tip 2 Diabetes Mellitus olan hastaların elastografi değerleri ile rezistif indeks değerlerinin sağlıklı gönüllülere daha yüksek olduğunu saptadık ( $p<0,005$ ). Fakat daha önce yazımızda söylediğimiz gibi literatürde renal patolojilerin shear-wave elastografi sonuçları ile ilgili birçok çalışma mevcuttur. Yaptığımız çalışmanın bu konu üzerinde daha kapsamlı ve kontroll alışmalara ışık tutacağını umut ediyoruz.

**Anahtar kelimeler:** Tip 2 Diabetes Mellitus, Böbrek, Renkli Doppler Ultrasonografi, Shear Wave Elastografi



## ABSTRACT

### Evaluation of kidneys with renal doppler ultrasonography and ultrasound elastography in patients with type 2 diabetes mellitus

Atakan KIRTEKE, MD

Specialty Thesis, Department of Radiological

**Objective:** In this study, we aimed to evaluate patients with Type 2 Diabetes Mellitus and healthy volunteers by comparing Shear-Wave Elastography and Color Doppler Ultrasonography findings of both renal parenchyma.

**Materials and Methods:** Patients with Type 2 Diabetes Mellitus who were referred to our radiology department from Harran University Education and Research Hospital endocrinology outpatient clinics in the first 6 months of 2019 and healthy volunteers were included in our study. B-Mode ultrasonography imaging of patients with Type 2 Diabetes mellitus and healthy volunteers were measured by real-time shear wave elastography from bilateral renal parenchyma. Measured values recorded. In addition, the Color Doppler Ultrasonography technique was used to determine the Resistive Index values of Type 2 Diabetes mellitus patients and healthy volunteers.

**Results:** No significant difference was found between the two groups in terms of age and gender ( $p > 0,05$ ). In the patient group, the right kidney parenchymal elasto value was 7.024 kPA and 6.90 kPA on the left. In the control group, the right kidney parenchymal elasto value was 4,14130 kPA and 4,11730 kPA on the left. There was no statistically significant difference between right and left renal parenchymal elasto values in both groups ( $p > 0,05$ ). In the patient group, the right kidney resistive index value was 0.5959 and the left kidney resistive index value was 0.5924. In the control group, the right kidney resistive index value was 0.5218 and the left kidney resistive index value was 0.5210. Both renal parenchymal elasto values and resistive index values were higher in the patient group compared to the control group ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** We found that elastography and resistive index values of patients with Type 2 Diabetes Mellitus were higher than healthy volunteers ( $p < 0,005$ ). However, as we said in our

article, there are many studies on the results of shear-wave elastography of renal pathologies in the literature. We hope that our study will shed light on more comprehensive and controlled studies on this subject.

**Key words:** Type 2 Diabetes Mellitus, Kidney, Color Doppler Ultrasonography, Shear Wave Elastography



## 1. GİRİŞ

DM alınmış bütün tedbirlere karşın hem dünya genelinde hem de ülkemizde gittikçe artış gösteren, sağlığı önemli derecede etkileyen bir sağlık sorunudur. En son yayınlanan TURDEP bilgilerine göre Uluslararası Diabet Federasyonu ve DSÖ'nün 2030'lu senelerde ulaşılacağı öngörülen prevalansına şimdiden ulaşmış görünmektedir (1,2). Aşık diabetes mellitusla birlikte glikoz intoleransı ve bozulmuş açlık glikozu da hesaba girerse popülasyonun hemen hemen %25-30'u etkilenmektedir (2).

Diabetes Mellitus'un neden olduğu akut komplikasyonları diabetik ketoasidoz, laktik asidoz, hiperglisemik hiperosmolar durum ve hipoglisemidir. İleri komplikasyonlar ise hastalık sürecinde hipergliseminin derecesi ve süresi ile orantılı olarak diyabetin damar dışı ve damar sisteminde ve dolayısıyla bütün organ sistemlerinde yarattığı olumsuz etkilerdir. Bu değişiklikler organ disfonksiyonu yaratarak diyabetik hastalarda morbidite yaratmakta ve artmış mortaliteye neden olmaktadır (3). Diyabetik nefropati diyabetin majör mikrovasküler komplikasyonu olup morbidite ve mortalitenin artışında en önemli nedenidir (4). Gelişmiş ülkelerin çoğunda, son dönem böbrek yetmezliğinin (SDBY) önde gelen nedeni olan diyabetik nefropati ciddi bir halk sağlığı sorunudur ve artmış kardiyovasküler hastalık ile birlikte. Amerika Birleşik Devletleri'nde diyaliz alan veya renal nakil yapılmış hastaların %30'undan fazlasında SDBY nedeni diyabetik nefropatiye bağlı bulunmuştur. Yine SDBY tanısını yeni almış olguların %40'ında ise DM ile ilişki saptanmıştır (5). Türk Nefroloji Derneği'nin 2011'de böbrek kaydı sistem raporunda yeni hemodiyaliz tedavisine başlanmış hastaların %39'unda, yeni periton diyaliz tedavisine başlanmış olan hastaların %27'sinde, mevcut hemodiyaliz hastalarının %32'sinde, transplantasyon hastalarının %8'inde primer etyoloji diyabetes mellitus olarak tespit edilmiştir. Diyabetik nefropati dünya genelinde diyabetes mellitusun en ciddi komplikasyonlarından biridir. Bu nedenle diabetik nefropati gelişme ihtimali yüksek olanların tespit edilebilmesi için tıp bilimi, erken tanı ve taramada yeni yöntemler bulma uğraşındadır.

Ultrason Elastografi dokunun sertlik derecesini görelleştirme amaçlı geliştirilmiş olan bir yöntem konumundadır. Ultrason Elastografi'nin özelliklerinden biri objektif olmayan görsele dayalı bir yöntem olmasıdır. Bu sebeple elastografi hakkında son zamanlarda önemli araştırmalar mevcut olup shear-wave elastografinin eski olan yöntemlere oranla daha güvenilir, objektif ve tekrarlanabilen özellikte olduğu görülmüştür (6). Shear-wave elastografinin bir diğer özelliği de doku sertlik derecesine göre lokal lezyonları ve dokuların özelliklerini ayırt edebilmesidir (7). Son zamanlarda



shear-wave elastografinin birçok dokuda (tiroid, karotid aterom plaklar vs.) anlamlı neticeler doğurduğunu gösteren araştırmalar yapılmıştır (8,9).

Doppler; kan akım yönünü ve hızını belirleyen ve vasküler yapılarla ilgili bilgi sahibi olmamızı sağlayan bir US tekniğidir. Renal doppler US renal vasküler patolojileri tanımada oldukça kıymetli bir yöntemdir. Bazı olgularda BT, MRG, anjiyografi gibi yöntemlere ihtiyaç duyulsa da renla doppler US noninvaziv olması, kontrast madde gerektirmemesi ve ses dalgaları prensibiyle çalışması sayesinde oldukça güvenli bir ilk basamak tanı yöntemidir (10).

Biz çalışmamızda Tip 2 Diabetes Mellitus olan hastalarla sağlıklı gönüllülerin her iki böbrek parankiminin Shear-Wave Elastografi ve Renkli Doppler Ultrasonografi bulgularını karşılaştırarak değerlendirmeyi amaçladık.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Ultrasonografi Fiziği

#### 2.1.1 Ultrasonografinin Tanımı ve Özellikleri

Belli bir ortam içerisinde meydana gelen mekanik olan titreşimlerin birim zamandaki (sn.) tekrarlanma sayısı 16 ile 20.000 aralığında olduğunda kulağımız bu titreşimleri algılayabilmekte ve bu duruma "ses" denilmektedir. Ses, madde içerisinde geçiş gösteren mekanik olan enerjinin basınç düzeyindeki değişim neticesinde meydana gelen bir dalgadır. Titreşimlerin tekrarlanma sayısı 20'den daha az olduğu zaman buna infrases, 20.000'den daha çok olduğunda buna ultrasases denir. İnfrases ve ultrasasesi insan kulağımızla duyamayız (11).

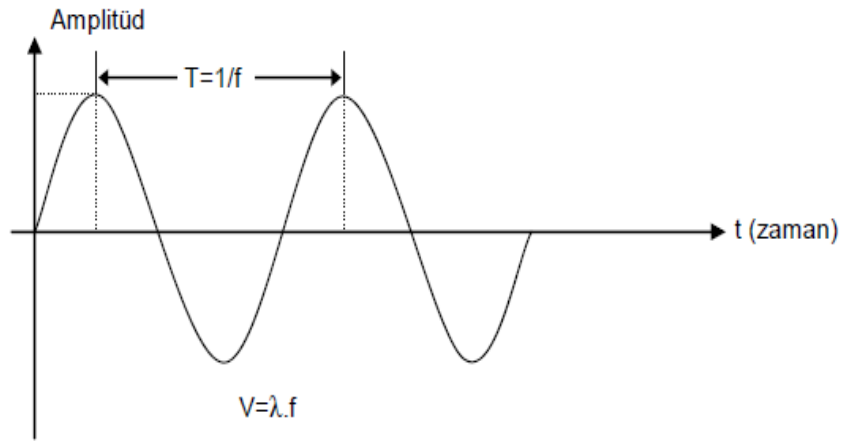
On dokuzuncu yüzyıl sonlarına doğru Spallanzi yarasalarının kendi yön tayinlerini insan kulağına oranla daha da yüksek frekansa sahip ses dalgalarını kullanarak belirlediklerini keşfetmiştir. Bu buluştan sonra yapay bir şekilde yüksek frekansa sahip ses üretmek için çalışmalara başlamıştır. 20.yüzyılın başlarında güzel neticeler alınmasıyla ultrasases askeri amaçlarla kullanılabilir hale gelmiştir. 1950 yılında ise Dr. Bliss W.R ile Dr. Douglas H. Howry tarafından ilk defa yumuşak dokuların görüntü bulguları elde edilmiştir (11)

Tanısal ultrasonografi uygulamaları temelinde yatan şey çeşitli doku yapılarından yansıma gösteren akustik enerjinin tespit edilmesi ve bunun görüntüye dönüştürülmesidir. Doku yapılarından yansıma gösteren akustik enerjinin genliği genel ultrason görüntüleme tekniğinde kullanılırken, frekans değişiklikleri ise örneğin kan gibi hareket halinde olan yapılar hakkında bilgi vermektedir (11).

Doğada bulunan birtakım canlıların çıkardıkları yüksek frekanslı sesleri insanlar sadece bazı fiziki olaylar kullanarak elde edebilirler. Bu fiziki olaylar ise piezoelektrik, magneto-striktif ve mekanik olan olaylardır. Piezoelektrik olayla 500 MHz, magneto-striktif olayla 300 KHz'e kadar olan frekansta ultrasases dalgası oluşturmak mümkündür. Mekanik olan olay, özel bir şekilde hazırlanmış olan membran yapılarının titreştirilmesinden ibarettir. Günümüz şartlarında yüksek frekansa sahip ses oluşturmak için en fazla piezoelektrik olaydan faydalanılmaktadır (11).

Piezoelektrik olay, 1880 yılında Jacques Curie ile Pierre sayesinde keşfedilmiştir. Yunan dilinde piezein, basınç manasına gelmektedir. Piezoelektrik denen olay, elektriksel olarak oluşan uyarımın özel bir şekilde oluşturulmuş kristal yapılarda oluşturduğu mekanik basınç ultrases dalgası olarak etrafa yansıma gösterirken, kristal yapıya dışardan gelen ultrases dalgasının mekanik basınç etkisi kristal yapıyı kompresyon etkisine uğrattığı zaman elektriksel olarak sinyaller meydana gelmesidir. Bu fiziki olaydan yola çıkılacak olunursa elektriksel enerji mekanik olan titreşimlere, mekanik olan titreşimler ise elektriksel sinyallere dönüşebilmektedir (11).

Daha eskiden kuartz gibi doğal olan madde kristallerinden faydalanılırken, şimdi ise yapay olan seramik yapılarla istenen frekanslarda ultrases elde edilebilmektedir (11). Bunun için üretilmiş olan seramik yapıdaki disk şeklindeki yapılara transducer yani çevirici denmektedir. Seramik olan disklerin kalınlıkları, ortaya çıkardıkları ses dalgasının frekansı ile ters orantı göstermektedir. Kalınlık azalma gösterdikçe ortaya çıkan ses dalgasının frekansı da artış gösterir. Bu durum da ortaya çıkabilecek azami frekans miktarını sınırlandırır. Dalga niteliği taşıyan her türlü enerjide olduğu üzere ses enerjisinin de bir frekansı ( $f$ ), genliği (amplitüdü) ve dalga boyu ( $\lambda$ ) mevcuttur. Şekil 1'de görüldüğü gibi ses dalgalarının nitelikleri belirtilmiştir (12,11,13).



**Şekil-1:** Ses dalgalarının amplitüt (genlik), periyod, frekans ve dalga boyu (14).

Birim zaman içerisinde (sn) tekrarlanma gösteren dalga tepe sayısına, kısacası birim zaman içerisindeki titreşim miktarına frekans adı verilir ve birim olarak gösterimi Hertz (Hz) şeklindedir. Tıp biliminde tanısal amaçlı kullanılan ultrases dalgasının frekansı özellikle rutin olan uygulamalarda 2 ile 15 MHz arasında seyir göstermektedir. Ses dalgasının frekansı oluşturulacak olan görüntünün çözünürlük özelliği ile yakından ilişki göstermektedir. Ses dalgasının frekans miktarı artış gösterdikçe doku içerisine emilmesinin artması ve doku içerisine penetrasyon yeteneği azalır. Bunun dışında, ses frekansı artış gösterdikçe ses demeti ise daralma gösterir. Çeşitli frekansta ultrases dalgası kullanılarak çeşitli derinliklerde dokuları da incelemek mümkün hale gelir. Tek ses dalgasının tamamlanma sürecine *periyot* (T) adı verilir (11).

$$T=1/f$$

Bütün bu özelliklere göre ses dalgası ortam içinde belirli bir hızla yayılım göstermektedir. Dalga boyu ( $\lambda$ ), hız ( $v$ ) ve frekans ( $f$ ) arasında formül olarak  $v = \lambda \cdot f$  şeklinde bir ilişki mevcuttur (11).

Ses dalgasının ortam içerisindeki yayılma hızı, ortamın esnekliğine ( $k$ ), yoğunluğuna ( $d$ ) bağlıdır. Biyolojik olan dokular içerisinde ses dalgasının ortalama yayılma hızı yaklaşık 1540 m/sn.dır (12,11).

*Elasticity* yani *Esneklik* molekül ile hücre arasında olan ilişki ve bağlantı şekilleriyle belirlenebilen bir çeşit özellik olup, ses dalgasının yayılma hızını belirten en önemli faktör konumundadır. Doku elastisitesi arttıkça, ses dalgasının doku içerisindeki yayılma hızı da azalma gösterir. Örnek olarak; lipöz doku gibi elastik ve aynı zamanda baskılanabilen bir doku içerisinde ses dalgasının iletilme hızı daha sert bir dokuya oranla daha da düşüktür. Yoğunluğa gelinecek olursa, dokuya ait atom numarasıyla ilişki gösterir (12,11,13).

Ortamın ses dalgasının yayılmasına karşı gösterdiği direnç olayına *akustik impedans* ( $z$ ) adı verilir ve  $Z = d \text{ (kg/m}^3\text{)} \times V \text{ (m/sn)} = Z \text{ (kg/m}^2\text{.sn)}$  eşitliğiyle gösterilir.

Ses dalgaları direnci değişim göstermeyen bir ortam içerisinde hareket halindeyken yolunda devamlılık gösterecektir. Şayet içerisinde yayılım gösterdiği ortamın direncinden farklı dirence sahip bir ortam yüzeyiyle karşılaşacak olursa, buradaki arakesit denilen yüzeye çarpma açısı dışında, şu formül ile gösterilecek şekilde yansıma gösterir:

$$R = \frac{z_1 - z_2}{z_1 + z_2}$$

$z_1$ =İlk ortamdaki akustik impedans

$z_2$ =İkinci ortamdaki akustik impedans

Probla cilt dışı yüzey arasındaki havayı ortadan kaldırmak ve R'yi daha da küçültmek amaçlı jel kullanılır (12,11,13).

Ultrasonografi cihazında yansıma gösteren ses yani yankı kullanılarak görüntüler elde edilir. Dolayısı ile, ses oluşturulabilmesi için bir arayüzey gerekmektedir. Tamamiyle homojen olan bir ortam içerisinden geçiş gösteren ses dalgası, yansıtıcı bir arayüze denk gelmeden yolunda devam edecektir. Çeşitli fiziki niteliklere sahip olan doku yapıları arasındaki sınırlarda akustik olan arayüzeyler bulunmaktadır. Ses dalgası yayılım gösterdiği bir ortamdan daha farklı direnci olan bir ortam yüzeyle karşılaşacak olursa açısını değiştirip geriye döner, yani yansıma gösterir. Daha fazla direnç farklılığı bulunan arayüzeylerde (örn; hava ve kemik) sesteki enerjinin büyük bir kesimi yansıma gösterir. Daha küçük direnç farkı oluşturan sınırlardan ise (örn; kas ve yağ) sesteki enerjinin çok küçük bir kesimi yansıma gösterir. Yayılım hızında olduğu üzere direnç yani akustik empedans özelliklerine bağımlı olup frekanstan bağımsızlık gösterir (12).

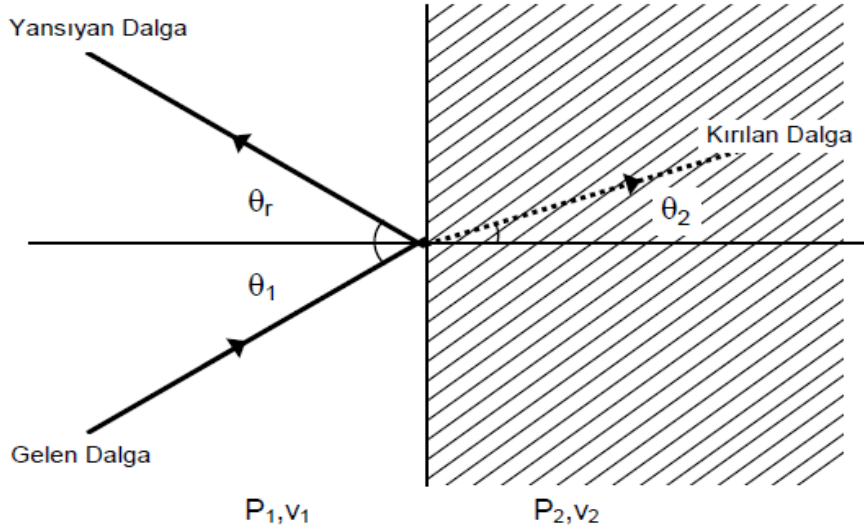
*Şiddet*, belli bir alan içerisinde belli bir zamanda akış gösteren enerjidir. Ses dalgasının şiddeti bir saniye içerisinde  $\text{cm}^2$  başına denk gelen güç olarak bilinmektedir. Birimi ise  $\text{Watt/cm}^2/\text{sn}$  olarak bilinir. Tanısal amaçlı kullanılan ultrasonografi cihazlarında ses dalgasının şiddeti 1 ile 40  $\text{mWatt/cm}^2/\text{sn}$  aralığındadır (12).

*Q faktörü*, ultrase dalgasının saflığıyla ve devamlılık gösterdiği sürenin miktarı ile ilişkili bir faktördür. Yüksek bir Q faktöre sahip olan ses dalgası, dar frekans aralığındadır ve titreşme süresi de fazladır. Düşük bir Q faktöre sahip olan ses dalgasını ise frekans aralığı da geniştir.

### **2.1.2. Ultrasonografi ve Doku Arasındaki Etkileşimler**

Ses ile doku yapıları arasında olan etkileşimler, *kırılma, soğrulma ve yansımadır*.

Şekil-2'de geliş gösteren dalgaların farklı bir fiziksel özellikte ortam içerisine girdiklerinde yansıma ve kırılma olayı gösterilmektedir (14).



Yansıma:  $\theta_1 = \theta_r$  ( $\theta_1$ : Gelme açısı,  $\theta_r$ : Yansıma açısı).

**Şekil-2:** Birbirinden farklı iki ortam (P) yüzeylerinde kırılma ile yansıma (14).

Ses dalgalarının yoğunluğu daha farklı doku yapısı ile karşılaşınca farklı bir ortama geçiş göstermeleri Snell Kural'ına uyacak şekilde meydana gelir(14).

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{v_1}{v_2}$$

$\theta_1$  Gelme açısı

$\theta_2$  Kırılma açısı

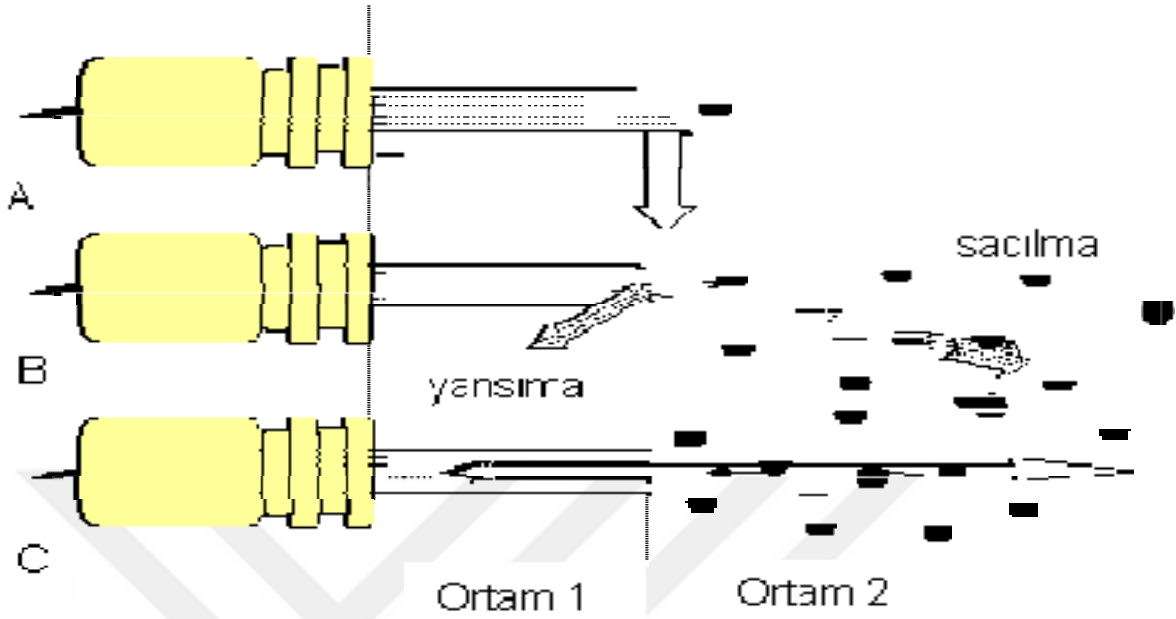
$v_1$  Ultrases dalgasının ilk ortamda yayılım hızı

$v_2$  Ultrases dalgasının ikinci ortamda yayılım hızı

Şekil-2'de görüldüğü üzere  $v_2 > v_1$  ise  $\theta_2 > \theta_1$ 'dir. Kısacası ultrases dalgaları daha düşük yoğunluktaki bir ortam içerisinden daha büyük yoğunluktaki bir ortama geçiş gösteriyor demektir. Ultrases dalgası demetleri eğer belli bir açıyla farklı bir yüzeye denk gelirse tam olarak yansıma olayı gerçekleşir ve hiçbir ultrases dalgası ikinci bir ortama geçiş gösteremez. Bu açı kritik açı olarak adlandırılır. Kritik açı ise sadece  $v_1 < v_2$  olduğunda mümkündür(14).

Ultrases dalgalarının yansıma ve kırılma olayı düzgün, büyük olan yüzeylerde mümkündür. Fakat dokular içinde birbirine benzemeyen ve farklı yoğunluklarda yapılar vardır. Ultrases dalgası

demetleri böyle yapılara çarptığı zaman saçılma olayına uğrar ve yönünde değişiklik gösterir (Şekil 3).



**Şekil-3:** Ultrases dalga demetlerinin kırılma, saçılma ve yansıtma olayı (14).

**Yansıtma:** Ses demetlerinin yansıtma özelliklerini gösteren dört faktör; direnç, gelme açısı, yüzey ile dalga boyu arası bağlantı ve inceleme yapılacak doku yüzeyinden ibarettir. İnceleme yapılacak doku yapıları arasında direnç farkı arttığı sürece yansıtması da artış gösterir. Gelme açısı, ses dalgasının yansıtma özelliği gösteren yüzey ile yaptıkları açı olup, dik açı ile yanaştıkça yansıtması azalma gösterir.

**Kırılma:** Ses dalgası belli bir ortam içerisinde diğer ortama geçiş yaparken yön değişikliğine uğramasına kırılma adı verilir. Artefakta, çözünürlükteki azalmaya ve distorsiyona sebep olur. Ultrasonografi görüntüleri içerisinde araştırılan yapının hatalı konumlanmasının sebeplerinden birisidir. Büyük frekansa sahip ses dalgası kullanıldığı zaman kırılmada azalma olur (11).

**Soğurulma:** Dalga şeklinde bir enerji belli bir ortam içerisinde yayılım gösterirken enerjinin dönüşüm ve açılımı ile karşılaşır ve dalga gücü etkisi giderek zayıflamış olur. Dokunun içerisinde geçen ses dalgası, enerjisinin bir kesimini doku içi atom yapılarına aktarır, onun vibrasyon, rotasyon ve ısınmasına sebep olur. Ortam içerisindeki birtakım yoğun olan yerler de ses dalgasının her doğrultuda açılımına neden olur ve demetin şiddetinde azalma olur (11,15).

**Zayıflama:** Ses dalgası demetlerinde soğurulma, saçılım ve yansıma olayı sonunda olan enerjideki kayıplardır. Bunların içinde en önemli olan, soğurulmadır (11,15).

### 2.1.3. Ultrasonografi Cihazının Yapısı

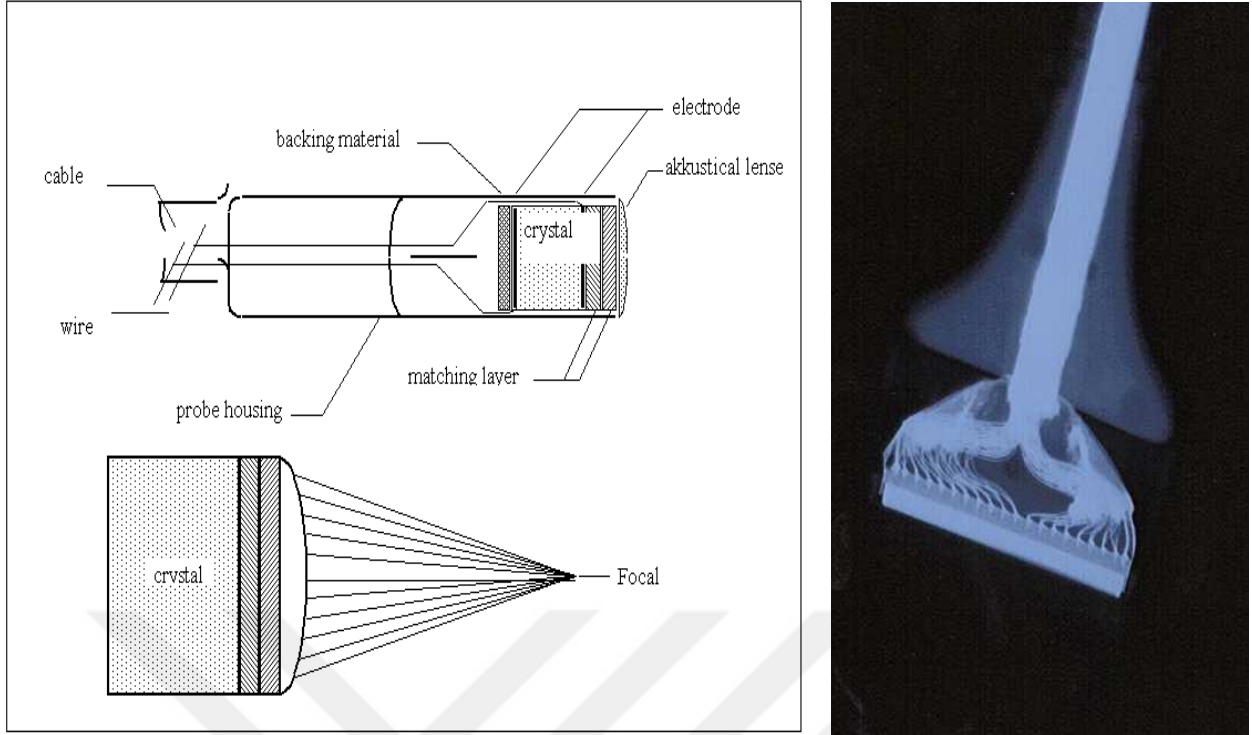
**Ultrasesleri Yayan ve Yankıyı Alan Ünite:** Ultrases dalgası, transducer tarafından oluşturulup geri yansıma gösteren ultrases dalgası da çevirici tarafından geri alınır (11).

*Transducer(Çevirici)*, ultrases dalgasını oluşturup geri toplayan bir elektromekanik düzeneğdir. Bu düzeneğe, ses dalgası üretimi yapan ana yapılar, yardımcı olan ve destek olan yapılarla diğer elektronik devre yapılarını içerisinde bulunduran, kullanan kişinin elinde kolay bir şekilde yönlendirebildiği koruyucu kesimle birlikte prob denilmesi alışkanlık haline gelmiştir (11).

**Tipik şekilde bir probun içerisindeki mevcut yapılar şunlardır: (Şekil 4.)**

- Koruyucu katman
- Aktif piezoelektrik aksam ya da Kristal yapı (electrot ve bağlantılı elemanlar)
- Lens
- Uyum sağlayan tabaka yapılar
- Arkadaki destek blok





**Şekil-4:** Ultrasonografik probun sadeleştirilmiş şematik hali ve lineer probun iç yapısı (40).

Transduser'in ses dalgasını üretip algılayan en özellikli elemanı kristaldir. Kristal, ultrason probunun inceleme yaptığı sırada objeyle temas gösteren ön kesimine yakın bir alana konumlandırılmıştır. Bir piezoelektrik kristal yapıya gerilim uygulandığı sırada, kristal yapı uygulanan voltaj polaritesi, geometrisi ve ilk baştaki polarizasyonuna bağlı bir şekilde enine, radyal olarak veya boyuna doğru genişleme gösterir ya da daralma gösterir. Bu daralma genişleme sonunda ultrases dalgaları oluşur. Buna piezoelektrik olay denir. Meydana gelen ultrases dalgaları dokuların içerisine yönlendirilirken, dokular içerisinden yansıma göstererek transdusere geri dönen ultrases dalgaları ise kristal yapıda basınç etkisi oluşturarak voltajdaki farklılığa ve elektriksel olan sinyal değişikliklerine yol açmış olur. Kuartz çok değerli doğal bir kristal olduğu için günümüzde ultrasonografi cihazlarında genelde Polikristalize tetragonal Zirkonya (PZT) veya polarize hale gelmiş seramik yapıdaki kristaller gibi piezoelektrik kristal yapılar kullanılmaktadır. Bu yapay seramik kristal yapılar, daha çok kurşun zirconat titanat gibi seramik maddelerden üretilmektedir. Kristal yapının kalınlığıyla üretilen ses frekansı ters orantı gösterir. Seramik maddenin kalınlık miktarı azaldıkça frekansı da artış gösterir. Frekans arttığı sürece de dalga boyunda azalma olur. İstenen frekansta ultrases dalgası üretebilmek için uygun bir kalınlıkta seramik yapıda kristal seçilir. Kullanma amacına ve üretim türüne bağlı olarak çeviricinin içerisinde bir ya da daha çok sayıda kristal yapı bulunabilir. İlk olan uygulamalarda biri verici, diğeri alıcı görevi yapan iki farklı kristal ve çevirici bulunuyorken, günümüzde aynı kristal yapı hem verici hem de alıcı olarak

kullanılır. Bu da ultrasonografinin gerçek zamanlı bir uygulama olduğunu göstermektedir (Şekil 4) (11,15).

Günümüzde tanı amaçlı ultrasonda kullanılan transduserlerin hemen hepsi gerçek zamanlı inceleme yapmaya imkan sağlar. Bunlar bir sn.'de çok miktarda vuru gönderip toplama ve resim elementleri oluşturma yeteneklerine sahiptir. Sn.'de onaltı resim elementi ve üzerinde tekrarlama gösteren görüntüleme göz görüntüsü farklı ve kesintili değil, sinema filmi gibi hareketli şekilde algılamış olur. Gerçek zamanlı transduserler, mekanik ile elektronik olmak üzere ikiye ayrılır (11).

Mekanik tipteki transduserler, gerçek zamanlı ultrasonografi cihazlarının gelişme dönemindeki ilk örnekleri oluşturmaktadırlar. Tek veya çoğunlukla birkaç çevirici elemandan oluşurlar. Bu tür çeviricilerin iki formu vardır (11).

İlk formu dönen diskli transduserlerdir. Bu transduserler bir çember üzerinde dizili birkaç kristal yapıdan oluşur ve dönme hareketiyle her bir çevirici, prob yapının belirli bir noktasında olan ve yönlendiricilerle kısıtlanmış noktalarda oluşturduğu ultrases dalgalarını incelenecek alana gönderirler. İkinci formu ise osilasyon gösteren mekanik transduserlerdir. Bunların da iki formu mevcuttur. İlk formu bir tek kristal belirli bir açıyla ve sn.de 15 ile 30 arası resim elementleri oluşturacak biçimde osilasyon yapan *sektör transduserlerdir*. Oluşturdukları ses dalgası trasesi, küçük bir alandan çıkan ve uzaklaştığı sürece genişleyebilen üçgen şekillidir. Diğer formunda ise, *kastor yağı* ile doldurulmuş bir kap içerisinde bir tek kristal bulunmaktadır. Oluşan ultrases dalgası, parabolik şekilli yansıtıcı bir yüzeye çarpıp lineer şekilli olarak gönderilir (11).

Mekanik tipteki transduserler sınırlanmış çerçeve oranları, inceleme alanındaki darlık ve distorsiyon gibi olumsuzluklara sahiptir. Bu tür olumsuzluklar yeni olan sistemlerde belirgin bir şekilde elimine edilmiştir (11).

Elektronik tip transduserler, *lineer* dizilimli ile *faz* dizilimli olmak üzere ikiye ayrılır.

Lineer dizilimli transduserlerde belli bir çizgi üstünde dizilmiş ve miktarı 64 ve 200 aralığında değişim gösteren kristal yapılar mevcuttur ve bunların da aynı anda uyarılması ile oluşan ultrases dalgası demeti ile tarama yapılmaktadır. Lineer dizilimli transduserler, ardışık olarak lineer veya segmental lineer uyarılı şeklinde olabilir. Segmental uyarılı transduserler, eş zamanlı

transduserlere oranla daha çok görüntü çizgileri oluşturduğundan, daha da kaliteli görüntüler elde edilmiş olur. Akustik odaklamayla, lineer transduserlerdeki düşük lateral çözünürlük aşılabılır (11).

Faz dizilimli transduserlerde, çevirici elemanlar kısa zaman aralıklarıyla kademeli bir şekilde uyarılır ve görüntüleme alanı güzel bir şekilde taranır. (11).

Elektronik transduserlerde ses demetlerinin etkin oldukları odak zonu, konkav şekilli odaklayıcılar sayesinde odaklanıp ayarlanabilmektedir. Bu sebeple çeşitli derinliklerdeki dokular, uygulayıcıya bağlı değişebilen bu ayalarla daha net bir şekilde değerlendirilebilir (11).

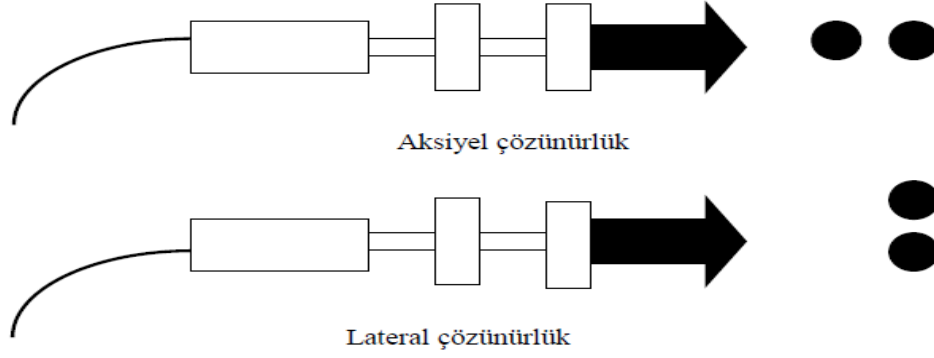
#### **2.1.4. Ultrasonografide Çözünürlük**

Çözünürlük, ultrasonografi cihazının yan yana olan iki ayrı objeyi ayırd edebilme kabiliyetini göstermektedir. Lateral, elevasyonel ve aksiyel olarak çözünürlük üç çeşit çözünürlük mevcuttur (14).

**Aksiyel çözünürlük:** Ultrases dalgalarının katettiği mesafe süresince iki ayrı hedefi ayırd edebilme kabiliyetidir. Aksiyel olan çözünürlük fiziki kurallara göre gönderilmiş olan vuruların uzunluklarının yarısı kadardır (Şekil 5) (14).

**Lateral çözünürlük:** Ultrases dalgalarına dik olan düzlemlerdeki iki ayrı hedefi ayırd edebilme kabiliyetidir. Lateral olan çözünürlük, çeviricinin çap ve odaklamasından etkilenmektedir. Dalga demetlerinin genişlikleri küçüldükçe lateral çözünürlük artmaktadır. Frekansı artış gösterirse çözünürlükte artış gösterir, fakat ses dalgasının derin dokular içerisine olan etkisi azalmış olur (Şekil 5) (14).

**Elevasyonel çözünürlük:** Bu çözünürlük ise belli kesit kalınlığı içerisindeki iki hedefin birbirinden ayırt edilebilmesidir.



**Şekil-5:** Ultrasonografide çözünürlük (14).

### 2.1.5. Ultrasonografik Gösterim Metodları (Mod)

Ses dalgalarının gönderilmesi ile dokular içerisinde elde edilmiş olan sinyallerin monitör üzerinde üç farklı gösterimi mevcuttur (11,15).

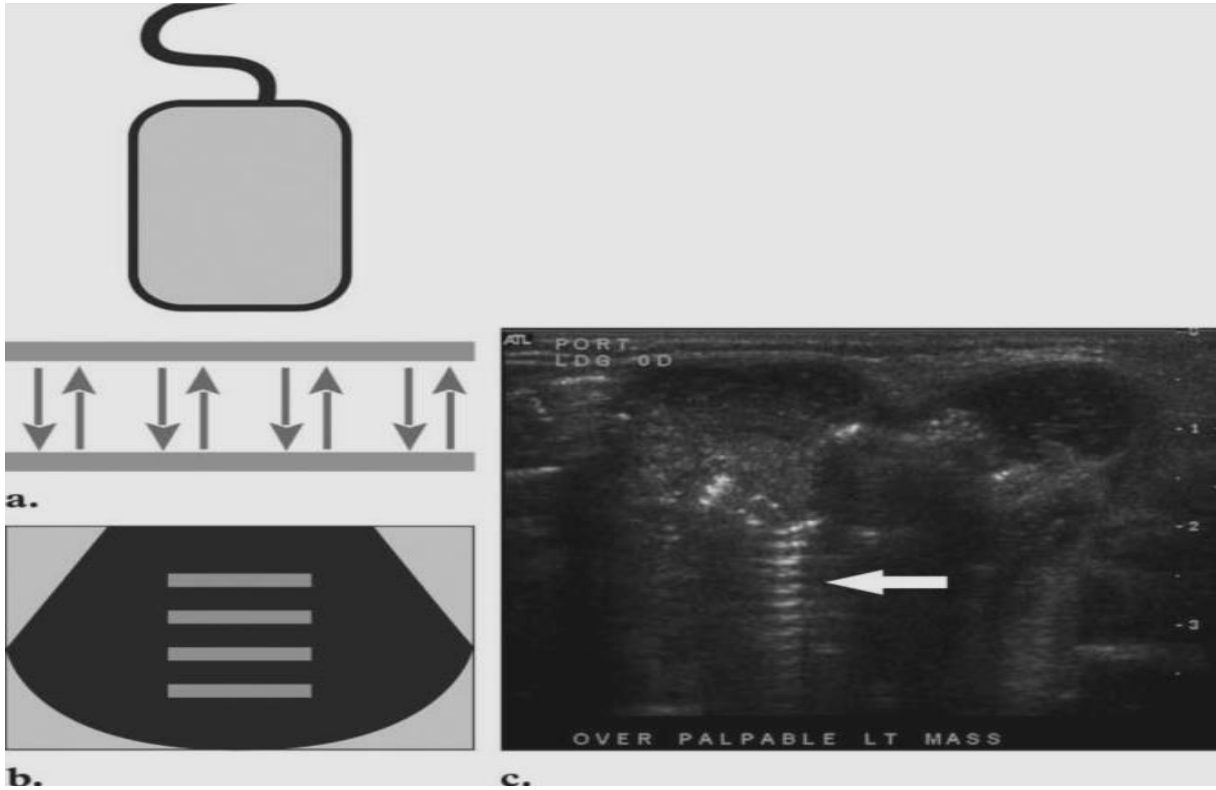
**A-MOD (Amplitüd modu):** Amplitüd mod, dikey olan eksen üzerinde dönüş yapan sinyallerin genlik gücünü ve yatay olan eksen üzerinde mesafeyi gösteren tek boyut görüntü oluşturmaktadır. Bunlar ise grafikler şeklinde monitör üzerinde gösterilmektedir. Ölçü değerleri nicel özelliindedir (11,15).

**B-MOD (“Brightness” yani Parlaklık modu):** Sinyal ekoları dikey olan yön değiştirmeleri yerine parlak şekilli noktalar şeklinde görüntülenmektedir. Noktaların parlaklıkları yansıma gösteren dalgaların şiddetiyle doğru orantı gösterir. Eko genlikleri gri skala üzerinde kodlandırılarak görüntüler elde edilmiş olur. Çevirici cilt doku üzerinde kaydırılarak birleşik B-mod (B-scan) gerçekleştirilmiş olur. Özellikle de batın incelemede faydalanılan bu mod, gerçek-zamanlı ultrasonografinin geliştirilmesinden sonra değerini yitirmiştir (11,15).

**M-MOD (“Motion” yani Hareket modu):** Hareket halinde olan yapılardan yansıma gösteren dalgalar dikey ekseninde derinlik, yatay ekseninde ise mesafe (zaman) grafikleri şeklinde monitörize edilir. En fazla ekokardiyografide kalp fonksiyonlarının değerlendirilmesinde öne çıkar (11,15).

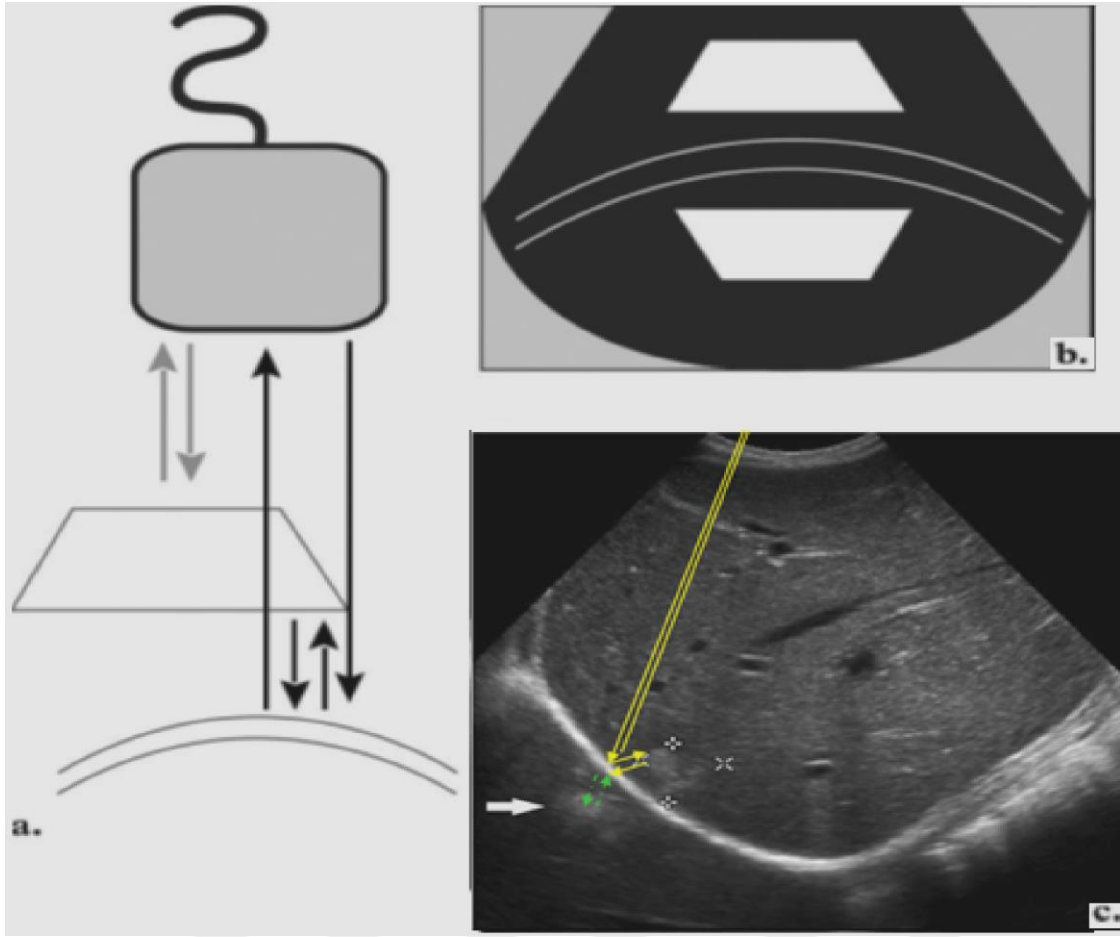
### 2.1.6. Ultrasonografik Artefaktlar

**Reverberasyon Artefaktları:** Transduser ile inceleme yapılacak dokular arasında akustik empedans farkı çok arttığında meydana gelir. Yansıma göstererek transdusere gelen sinyallerin bir kesiminin transduser yüzeyinden de geriye dönüş göstererek tekrarlayarak doku içerisindeki yansıtıcı yüzeye çarpmasıyla, yansıtıcı yüzey derinlerinde gittikçe azalma gösteren ekolar oluşmuş olur. Tanıdaki en değerli kriter ise, yansıtıcı yüzeyle artefakt arasında olan mesafenin, yansıtıcı yüzeyle transduser arasında olan mesafeyle aynı olmasıdır. Pozisyonla yer değişikliği yapmaması, yerçekiminden etkilenmeyişi ve ekodaki şiddetin derine doğru azalma göstermesi gibi özellikler de reverberasyon artefaktının saptanmasında önemli rol üstlenir (Şekil 6) (16).



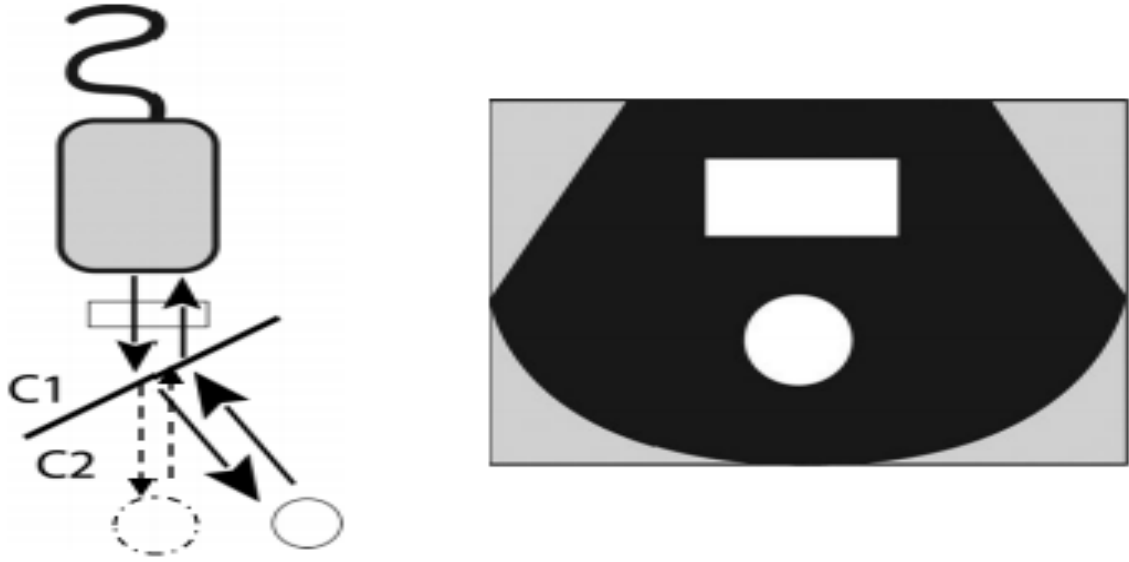
**Şekil-6:** Reverberasyon artefaktının şekilsel açıklamasıyla birlikte bir örneği (16).

**Ayna Artefaktı:** Ses dalgasının kuvvetli ve düzgün olan yansıtıcı yüzey ile karşılaşmasıyla meydana gelir. Kuvvetli yansıtıcı yüzeylere örnek olarak kemik, plevra ve diyafram verilebilir. Güçlü bir yansıtıcı düzeye yakın yerleşimi olan lezyonlar yansıtıcı posteriorunda da varmış gibi izlenmektedir (Şekil 7) (16).



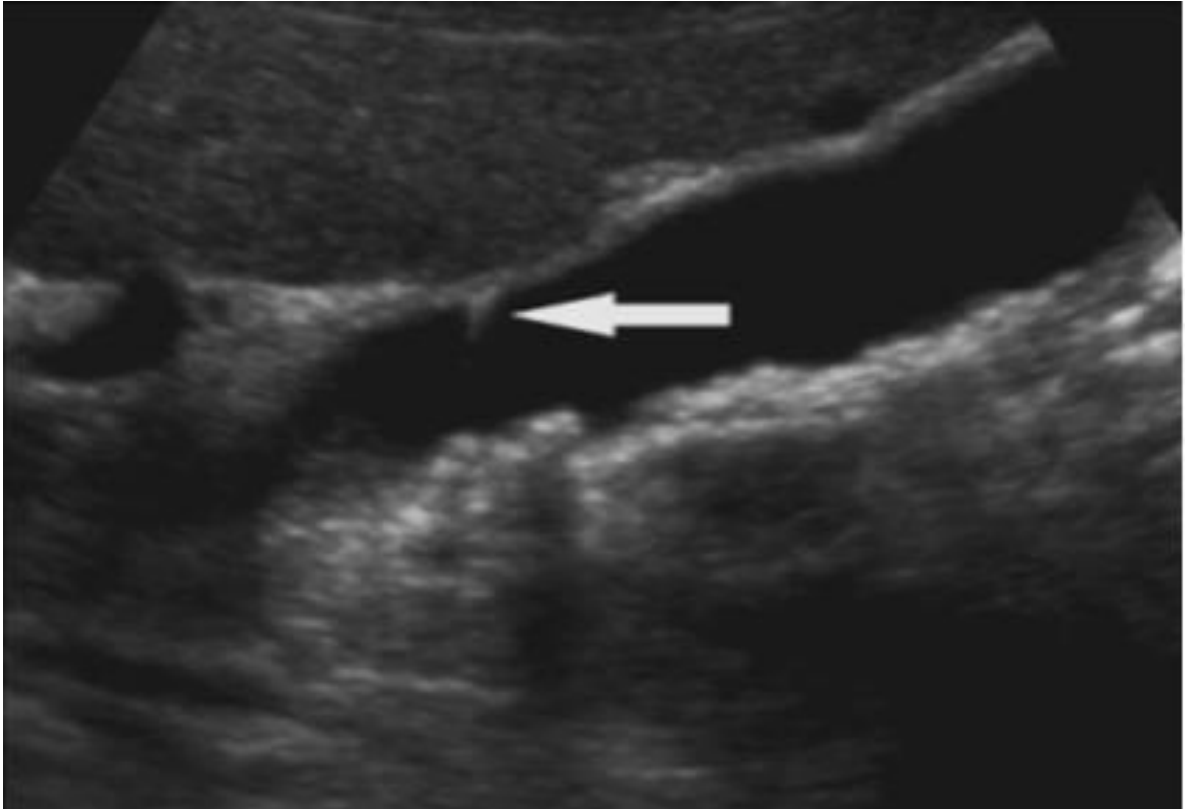
**Şekil-7:** Karaciğerdeki hemanjiyomun kuvvetli yansıtıcı diyafragma sebebiyle oluşan ayna artefaktı (16).

**Kırılma Artefaktı:** Ultrases dalgası yankının farklı hızla yayılım gösterdiği iki farklı doku arasında geçiş gösterirken meydana gelir. Ses dalgası hızla yayılım gösterdiği solid bir ortam içerisinde kistik bir ortam içerisine geçiş yaptığı esnada, ultrases dalgası konverjans, tam tersi durumda da diverjans gösterip kırılmaya uğrar. Karaciğerde kistik bir lezyona bağlı bir şekilde diyafram konturunun ya da böbreğin kırılmış görüntüsü ve fetüste oksipital kemikteki deprese fraktüre benzer görüntüsü kırılma artefaktının neden olduğu duruma birer örnektir (Şekil 8) (16).



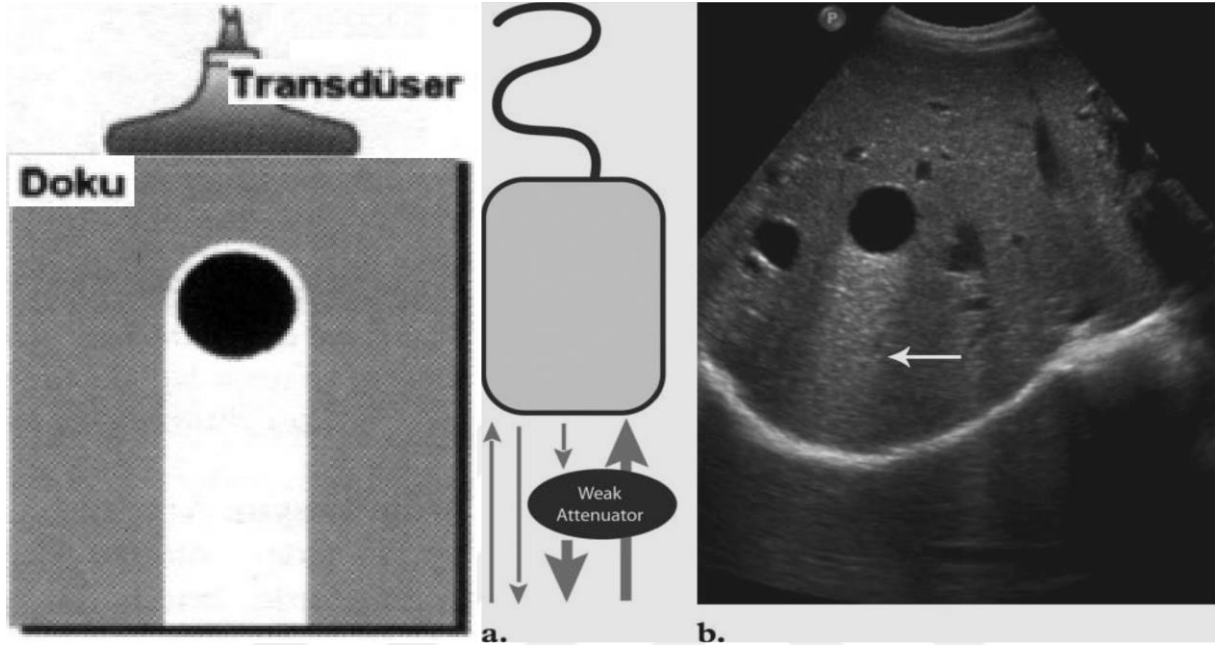
**Şekil-8:** Kırılma artefaktının şekilsel görüntüsü (16)

**Kuyruklu Yıldız Artefaktı:** Ultrases demetini belirgin titreştiren bir yapı ile karşılaştığı zaman ortaya çıkar. Yansıtma özelliği gösteren yüzey aracılığıyla transdusere ard arda yankılar dönüş gösterir ve ardında da parlaklığı gittikçe azalma gösteren kuyruk görüntüsü meydana gelir. Metalik sütürler, safra yolları içerisindeki gaz, safra kesesinde kolesterol polipleri, çeşitli intrauterin yerleşimli doğum kontrol cihazları bu artefaktın oluşmasına neden olabilir (Resim 1) (16).



**Resim-1:** Kuyruklu yıldız artefaktı (16).

**Akustik Yankı Artımı Artefaktı:** Ses dalgasının, içerisinde geçiş yaptığı doku yapı tarafından komşuluğundaki doku yapılarla oranla daha az zayıflatıldığı zaman meydana gelir. Genellikle içerisi sıvıyla dolu olan yapıların arkasında meydana gelir. Sıvıyla dolu olan yapının arkası, yankının artması sebebiyle daha ekojen bir şekilde görülür (Şekil 9) (11,16).



**Şekil-9:** Akustik yankı artımı artefaktının şekilsel görüntüsü ve resmi (11,16).

**Akustik Gölgeleme Artefaktı:** Ses dalgasının büyük bir oranda geriye yansıtılması (taş, kemik yapı,) veya soğrulması (lipöz yapılar, fibrozis) neticesinde görüntülenmesi istenen yapının posteriorunda ekonun oluşmadığı siyah bir bant şeklinde görüntü (akustik gölgeleme) meydana gelir. Böbrek taşı, safra taşı, memedeki cooper ligamenti, karaciğerdeki teres hepatis ligamentinin posteriorunda meydana gelen gölgeler bu artefaktın bir örneğidir (11).

**Duplikasyon Artefaktı:** Kırılmanın neden olduğu artefaktır. Örnek olarak; kilolu hastaların batın incelemesinde batın anterior duvardaki lipöz dokuyla rektus kasları arasında yer alan yüzey tarafından kırılmaya bağlı, tubuler yapılar çift şekilde görülebilmektedir (11).

**Kesit Kalınlığı Artefaktı:** Ses dalgası demetleri kalınlıkları incelenen alandaki kistik yapıların genişliğinden daha fazla olduğu zaman, ses dalgası demetlerinin bir kesimi kesit planı dışında olan yapılara çarparak kistin içerisine doğru bir projeksiyon gösterir. Böylelikle kistik yapı içerisinde püycamur benzeri görüntü meydana gelmektedir (11).

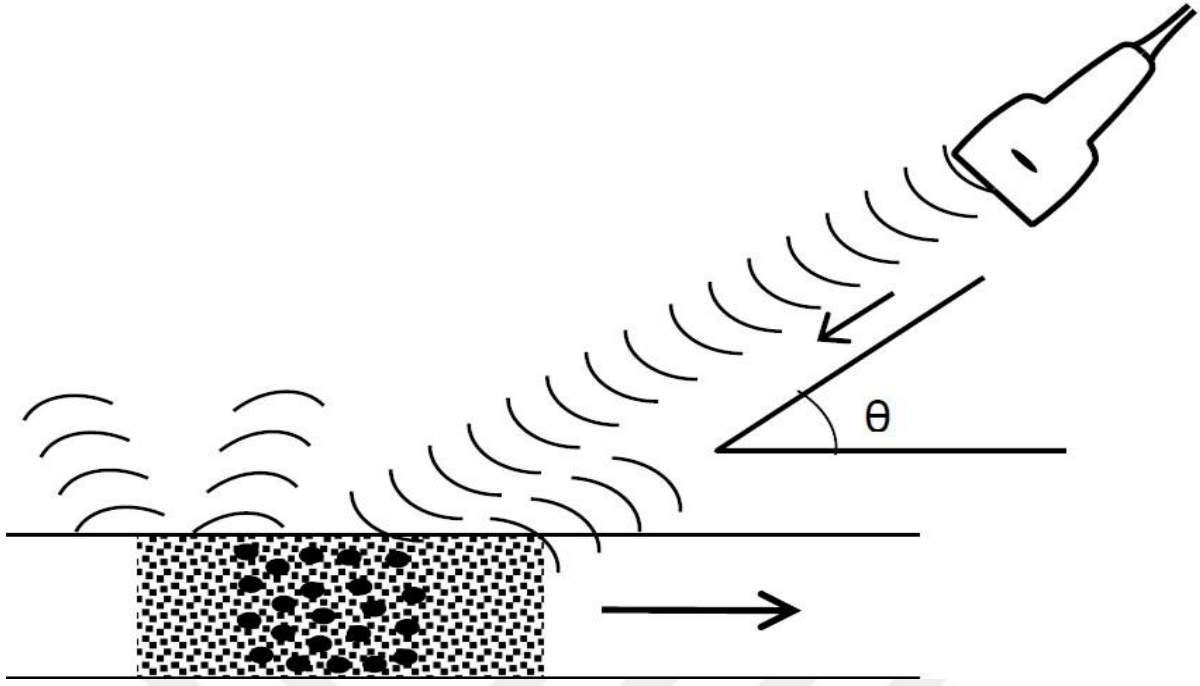


**Aks Dışı Artefaktı:** Ultrases dalgası demetlerinin ilerleyişi esnasında demetlerin yoğunluğu santralden periferde doğru azalma gösterir. Akustik gölgelenme durumunun önemli olduğu zamanlarda (safra ve böbrek taşı vs.) akustik gölgelenmenin meydana gelmesi için transduserin fokus zonu optimal bir şekilde ayarlanmalıdır (11).

### 2.1.7. Doppler Ultrasonografi Fiziği

Konvansiyonel B-mod görüntülemeye, yansıyan ses dalgasından şiddet, faz ve frekans bilgileri elde edilir. Bu bilgiler, sesin yansıdığı yüzeyin yeri, yapısı ve hareketliliği ile ilgilidir. B-mod incelemede eritrositler gibi hızlı hareket eden hedefler genellikle gösterilemeyen düşük şiddetli ekolar oluştururlar. Bu nedenle damarların lümeni genellikle anekoik izlenir. B-mod ultrasonografik görüntülemeye, görüntü oluşturmak için geriye yansıyan sinyalde sadece şiddet bilgisi kullanılır. Oysa geri dönen ultraseste hareket eden hedefin hareketini değerlendirmemizi sağlayacak bilgiler de vardır (11,15).

Bir ortam içerisinde hareket eden ses dalgasının özellikleri ortamın özellikleri değişmeden değişikliğe uğramaz. Yüksek frekansa sahip ultrases demeti durağan olan bir yüzeye çarpma gösterirse, bu yüzeyden yansıma gösteren ultrases demeti dokuya gönderilen ultrases dalgasının dalga boyu ve frekansına sahiptir. Fakat dalgayı yansıtan yüzey hareket halinde ise yansıyan dalganın frekansında değişiklik oluşur. Hareket eden enerji kaynağının algılayıcı sistemine yaklaşırken üretilen enerjinin frekansı artar, uzaklaşırken azalır. Ses frekansının harekete bağlı değişimine Doppler kayması denir (Şekil 10). Frekanstaki değişim dalgayı yansıtan yüzeyin hızıyla doğru orantılıdır ki bu değişim Doppler etkisi olarak adlandırılır. Geriye dönüş gösteren ultrases frekansı ve yansıtıcı hızı ilişkisi Doppler denklemiyle tanımlanır (11,15).



**Şekil-10:** Doppler kaymasının şematik gösterimi (17).

Doppler kayması şu formülle gösterilir;

$$\Delta F = 2 \times V \times f_0 \times \cos \theta / c$$

$\Delta F$  = Doppler kayma frekansı

$V$  = Kaynağın hızı

$f_0$  = Gönderilen ultrases dalgasının frekansı

$\cos \theta$  = Doppler açısı

$c$  = Sesin dokudaki ortalama hızı (1540 m/sn)

Doppler eşitliğine göre Doppler kayma frekansı ( $\Delta F$ ), çevirici frekansı, kan akımının hızı ve ultrases dalgası demetlerinin vasküler duvarla meydana getirdiği açının kosinüsüyle doğru orantı gösterir. Doppler frekansı arttıkça, frekans farkı nedeniyle akıma karşı olan duyarlılık da o kadar artacaktır (11,15).

Doppler ultrasonda akım bilgisi, eritrosit yapı yüzeylerinden yansıma gösteren ultrases dalgası demetlerinin frekans değişikliğinden faydalanılarak elde edilir. Gönderilen dalgaların boyu eritrosit yapı yüzeylerinden daha büyük olduğundan dolayı temel hadise saçılımdır. Bu tür saçılım '*Rayleigh-Tyndall saçılması*' olarak isimlendirilir ve miktarı da sese ait frekansın dördüncü kuvvetiyle doğru orantı gösterir. Akış gösteren eritrosit yapılardan saçılım gösteren ses dalgası, üst üste binme

göstererek çeviriciye ulaşmış olur (11). Bu sebeple geri yansıyan ses dalgalarının amplitüdünü arttırabilmek için incelemelerde olabildiğince yüksek frekans seçilmelidir (19).

Doppler denkleminde dikkati çeken önemli parametre " $\theta$ " açısıdır. Bu açı akımın yönü ile ultrases demeti arasındaki açıdır. Kosinüs değeri olarak hesaplanan bu açı  $90^\circ$ 'ye yaklaştıkça Doppler kayması küçülecek,  $90^\circ$ 'de sıfırlanacaktır (11,15).

$60^\circ$  üzerinde açılarda doppler açı kosinüsü çok büyük oranda değişim gösterdiğinden, düzeltme için Doppler ölçümünün  $60^\circ$  altında ölçülmesi gerekmektedir. Altmış derecenin üzeri doppler açısı ölçümünde ufak bir hata hız ölçümünde büyük değişimlere neden olabilir (15).

Ses enerjisi vücuda yüksek amplitüdü kısa süreli vurular halinde ve uygun örnekleme hızı (pulse repetition frequency) ile gönderilir. Örnekleme hızı, yeni bir vuru üretiminden önce, sinyallerin maksimum derinliğe ulaşip çeviriciye geri dönebilmesi için yeterli zaman bırakacak frekansta olmalıdır (15). Doğru ölçüm yapabilmek amacıyla, doku içerisine gönderilen vuru geriye dönmeden başka vurunun gönderilmemesi gerekir. Doppler vurusunun incelenecek alana ulaşması ve aynı zamanda çeviriciye geri dönüş süresine ihtiyaç göstermesinden ötürü, PRF, ölçülecek Doppler kaymasının minimum iki katı bir değerde tutulmalıdır.

Bu kritik değer de Nyquist limiti şeklinde isimlendirilir ve

$$V_{max} = c(PRFF) / F_0 \times \cos \theta$$

olarak formüle edilir.  $V_{max}$ , vasküler yapı içerisindeki max akım hızını,  $c$  ses dalgasının doku içerisindeki ortalama hızını ( $1540\text{m/sn}$ ),  $F_0$  çevirici frekansını,  $\cos \theta$  da Doppler açısını göstermektedir. Doppler frekansının arttırılması için PRF ya da Doppler açısı fazla bir değerde tutulması gerekmektedir. Elle yapılabileceği gibi bazı cihazlarda örnekleme derinliğine göre otomatik olarak da ayarlanabilir (11).

### 2.1.7.1. Doppler Yöntemleri

**Sürekli Dalga (CW=Continuous Wave) Doppler:** Bu yöntemde probda biri sürekli ultrases dalgası üreten, diğeryse dönüş yapan ekoları tespit eden arka arkaya yerleştirilmiş iki ayrı çevirici mevcuttur. Ses dalgası kesinti olamadan devamlı olarak tekrarlandığı için ve eko dinleme zamanı bulunmadığı için aksiyal çözünürlüğü yoktur, yani sesin geldiği yer saptanamaz. Yalnızca inceleme

yapılan alanda akım olup olmadığıyla ilgili bilgiler alınabilir. Yüksek frekanslı sürekli dalga Doppler problemleri düşük frekanslılara göre daha duyarlıdır ve “aliasing” oluşmaz. Kulak duyarlı bir ses ayırıcısı olduğundan renkli Doppler aygıtlarında hoparlörler halen kullanılmaktadır. Obstetrik incelemede fetüse ait kalp atım seslerinin, KVC (Kalp Damar Cerrahisi)’de periferel vaskülaritedeki akımın incelenmesinde kullanılabilir (18,11,15).

**Spektral (Pulsed Wave=PW, Duplex) Doppler:** Yankı-vuru teknik olayındakine benzer hem alıcı hem de verici olarak görev yapan bir çevirici mevcuttur. Pratik olarak B-mod görüntülemeyle birleştirilerek kullanılmakta ve duplex doppler adı verilmektedir. Doppler inceleme yapılması istenen alanın yerleşimi, gönderilen ses dalgasının açısı ve boyutları B-mod görüntüleme üstünde belirtilir. Ses dalgası demetleri aralıklı bir şekilde gönderilip doppler verileri kısa süre içerisinde örneklenmiş olur. İşlemci geri dönen ultrases demetindeki doppler kaymasını saptamış olur. Faz değişikliklerinden hareketlerin yönünü, frekans değişikliklerinden ise hareket hızını hesaplar. Seçili alanlardan dönüş gösteren ekodan çıkan ses frekansı farkı, monitörde B-mod görüntüsünün yanı sıra zaman-hız ya da zaman-frekans grafikleri şeklinde gerçek zamanlı bir şekilde izlenebilmektedir. Pratiğe gelince zaman-hız grafikleri yeğlenir. Transduserden uzaklaşmakta olan akım çizgi üzerinde, yaklaşmakta olan akım ise çizginin alt tarafında gösterilmektedir. Akımın hızındaki dağılım spektrum genişliğini belirlemektedir. Bunun yanı sıra ortalama hız, max hız gibi akımla ilgili çok sayıda rakamsal değerler ölçülebilmektedir (11,19).

Spektral incelemede, monitörde spektral analiz ve B-mod görüntüsü bulunduğu kan damarlarının patomorfolojisi de değerlendirilir. Kanın akım yönü, yatay çizginin üst ve alt taraflarıyla belirlenir. Çeviriciden uzaklaşmakta olan akım çizgi üzerinde, yaklaşmakta olan akım ise çizginin alt tarafında gösterilmektedir. Akımın hızındaki dağılım spektrum genişliğini belirlemektedir. Bunun yanı sıra ortalama hız ,max hız gibi akımla ilgili çok sayıda rakamsal değerler ölçülebilmektedir (11,19).

**Renkli Doppler:** Radyolojik uygulamalarda en sık kullanılan Doppler yöntemi, renkli Doppler ultrasonografidir (RDUS). Bu yöntemde, Doppler ölçümünden elde olunmuş akımın bilgisi, B-Mod görüntülemeyle birlikte gösterilmektedir. Renkli görüntüde her bir pixel için akımın hızının belirlenebilmesi bazı önemli sinyal işleme devreleri ile gerçekleşir. Bunlardan en sık kullanılanı korelasyon dedektörleridir. Dokuya paketler halinde gönderilen ses demetleri seçilmiş birkaç alandan geriye dönüş gösterir. Bunlaların herbiri için hesaplanmış olan doppler kaymaları monitörde birbirinden çeşitli değer ve birbirinden çeşitli renkli kodlara atanır. Sinyal frekanslarındaki farklılıklar

hedefin hızıyla bağlantılıdır. Görüntüde izlenen renkler akımın yönünü yansıtmaktadır. Renkler ne kadar parlak olursa akımdaki hız da o kadar yüksek olur (11,15).

**Power Doppler:** Doppler sinyallerinin şiddetini renk bilgisi olarak gösteren bir yöntemdir. Renkli Doppler ultrasonografide görüntüyü oluşturan ana olay Doppler kaymasıyken Power Doppler 'de sinyaldeki güçtür. Derinlik arttıkça alınan sinyalin şiddeti düşer ve yöntemin duyarlılığı azalır. Kodlama genellikle sadece kırmızı renk kullanılarak yapılır. Sinyallerin gücü renkte parlaklık ve sönme olarak görülür. Yüksek sinyal şiddeti sarıya doğru açılırken düşük şiddetli sinyaller koyu kırmızı olarak izlenir. Power Doppler inceleme, renki ve spektral doppler incelemelerinde farklı bir şekilde akımın yön ve hızı ile ilgili bilgiler içermez. Yalnızca akım olan ve akım olmayan alanları ayırabilir. Doppler açısına bağımlı olmadığından “aliasing” artefaktı izlenmez, gürültü azalır. Gürültünün az olması nedeniyle düşük akım duyarlılığı renkli Doppler ultrasonografiden fazladır. Özellikle darlık ve geri kaçışların daha iyi gösterilmesinde yararlıdır. Renal transplantların takibinde, normal böbrek damarlanmasında, perfüzyon ve kortikal akımların gösterilmesinde oldukça faydalıdır. Ancak Doppler bilgileri daha uzun sürede elde edildiğinden harekete karşı hassastır. Nefes tutamayan hastalarda, kalp, akciğer ve büyük damarlara komşulukları gibi hareketlerin fazla olduğu bölgelerde faydası sınırlıdır (20).

#### 2.1.7.2. Doppler Ultrasonografide Akımın Değerlendirilmesi

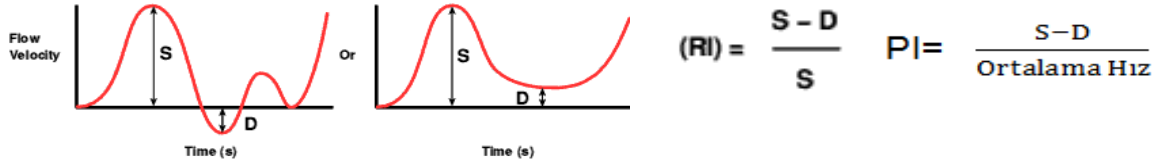
**Niteliksel Değerlendirme:** Akım varlığı, akımın yönü ve akım karakteristiği değerlendirilir.

**Niceliksel Değerlendirme:** Akımın volüm ve hızı ölçülür. Volüm (ml/dak), damar kesit yüzeyi x ortalama hız şeklinde hesaplanır.

**Yarı Niceliksel Değerlendirme:** Rezistivite indeksi, pik sistolik hızın diyastol sonu hıza oranı ve pulsatilite indeksi bu gruptadır. Akım karşısındaki bütün etmenlerden doğan dirençler toplamı olan impedansı değerlendirmek için kullanılır. Vazokonstrüksiyonda artan impedansın, vazodilatasyondan sonra azaldığı görülür. İmpedansı değerlendirmek amacıyla akımın kendi içinde değerlendirilebildiği birtakım indeksler oluşturulmuştur.

$$\text{Rezistivite indeksi (RI)} = \frac{\text{piksistolik hız} - \text{end diastolik hız}}{\text{piksistolik hız}}$$

Pulsatilité indeksi (PI) = piksistolik hız-end diastolik hız/ortalama hız formüllerleriyle bulunur (Şekil 11) (20).



**Şekil-11:** Akımdaki yarı niceliksel değerlendirilmede kullanılan Rezistivite indeksi ve Pulsatilité indeksi ölçümlerinin grafiksel gösterimi (21).

Bu indeks ölçümleri çok kaba olmayla beraber patolojik akımı değerlendirmede faydalıdır. Piksistolik hız / End diastolik hızların oranı, obstetrikte umbilikal kordaki akımın ve uteroplasental akımı değerlendirmede kullanılmaktadır. Rezistivite indeksi, paydası hiçbir şekilde sıfır olamayacağından daha sensitif olup, özellikle de böbrek nakilli hastaların değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Pulsatilité indeksinde ortalamadaki hız göz önünde bulundurulduğundan daha sensitifmiş gibi görülür. Fakat ortalamadaki hızın elde edilme yöntemi hakkında çok sayıda tartışma ve zorluk olduğu için kullanılabilirliği nadirdir (22).

### Doppler Ultrasonografi Artefaktları

B-mod ultrasonografide izlenen artefaktların birçoğuyla Doppler ultrasonografide de karşılaşılır. Bu artefaktlara ek olarak Doppler ultrasonografide hareket eden cisimlerden gelen frekans değişim bilgisinin algılanması ve sunumu sırasında tekniğe özel artefaktlarla karşılaşılır.

**Aliasing Artefaktı:** Doppler incelemede en çok karşımıza çıkan artefaklardan birisidir. Nyquist limitinde aşılma olursa, başka bir deyişle örnekleme hızı (PRF) ölçümü yapılacak doppler kaymasının iki mislinden daha az olduğu durumlarda akımın hatalı bir şekilde tersi yönünde algılanmasıdır. “Aliasing” artefaktına yol açan durumlarda ilk olarak PRF arttırılmalıdır. Doppler frekans kaymasını arttırmak ve sürekli dalga Doppler tekniğine geçmek diğer çözüm yollarıdır. Bunların dışında uygulayıcının, “aliasing” artefaktını fark ettiğinde, spektral görüntüdeki sıfır hattının (baseline) altında kalan değerleri yukarıya taşımak için sıfır hattını tekrar ayarlaması gerekir.

Derin dokuların incelenmesi sırasında daha düşük PRF kullanmak gerekebilir. PRF, “aliasing” artefaktı oluşmadan incelenebilecek maksimum doku derinliğini de belirler. “Aliasing”

artefaktı, hafif olduğu durumlarda heriki tarafa akımın görüldüğü renk karışıklığı şeklinde izlenirken, şiddetli olduğunda renk mozaiği şeklinde karşımıza çıkar (11).

**Ayna Görüntüsü Artefaktı:** B-mod incelemede görülen bu artefakt Doppler incelemelerinde de oluşabilir. İki kuvvetli yansıtma özelliği gösteren yapı arasındaki ses yansıması sonucu, yankıların çeviriciye ulaşım zamanlarının değişmesine bağlıdır. İnceleme yapılan yansıtma kuvveti fazla olan nesnenin öteki yansıtıcı yüzey arka tarafında kopyası şeklinde görüntüsü oluşur. Bu durum daha çok subklavian, karotis ve brakial arterlerin görüntülemelerinde oluşur. Bu artefakt sonucu oluşan ikinci damar görüntüsü yanılgıya neden olabilir (11).

**Uygulama Açısına Bağlı (İnsonasyon Açısı) Artefaktlar:** Yüksek uygulama açısı, düşük sinyal oranı ve yüksek kazanç ayarları kullanıldığı zaman spektrumda çizginin her iki kesiminde de birbirlerinin görüntü olarak kopyası gibi hız eğrilerinin görüntülenmesi, ayna hayali artefaktı olarak adlandırılır. Akım-ultrases açısı  $90^\circ$  olduğunda, çeviriciye yaklaşmakta olan veya uzaklaşmakta olan göreceli akım varlığından bahsedilemez ve dopler kayma frekansı bilinemez. Bu nedenle akım-ultrases dalgaları arasındaki açı  $90^\circ$ 'ye yaklaştıkça, renkli Doppler görüntüleme akım zayıf izlenir ya da izlenmez olur. Pratikte uygulama açısına bağlı artefaktlar var olan akımın görüntülenmesine engel olabileceği gibi yalancı geri akım görünümüne de yol açabilir. Çeviricinin pozisyonu ya da Doppler çerçevesinin yönü değiştirilerek bu artefakt engellenebilir (11).

İçerisinde helikal akımların bulunduğu venlerin aksiyel incelemelerinde vasküler lümen karışık bir şekilde mavi ve kırmızı renkte görünür. İnternal karotis arter ve portal vende de bu şekilde bir görüntü izlenebilmektedir.

Uygulama açısından kaynaklanan diğer bir görüntü de sektör transuderlerle yapılan işlemlerde, ultrases demetleriyle cilt dışı yüzey arasında olan açının santralde yüksek, periferlere doğru gittikçe azalma göstermesine bağlı vasküler yapının bir ucunun mavi, öteki ucunun ise mavi renkte kodlandırılmasıdır.

**Twinkling Artefaktı:** Kuvvetli yansımaya sebep olan yapıların arkasında, renkli modda hızlı bir şekilde değişim gösteren mavi-kırmızı renkli karışımlar, spektral incelemede dik seyirli çizgilenme şeklindeki görünümler ve ses olarak da yüksek tiz ses halinde görülen doppler ultrason artefaktlarından biridir (23). Renkli Doppler Ultrasonografi görüntüsü dokunun vaskülaritesiyle karışabileceği için twinkling artefaktının bilinmesi önem arz etmektedir. “Twinkling” artefaktı,

parankimal ve tümöral kalsifikasyonlar, orbita patolojileri, safra yolları ve kese patolojileri, böbrek veya üreter kalkülleri gibi pek çok patolojik durumda görüntülenmiştir (24).

### **Renk Örtüşmesi (color-overwrite) Artefaktı**

Hastanın hareketi ya da solunumunun neden olduğu, akıma duyarlılığın arttırıldığı durumlarda ortaya çıkan artefaktır. Yumuşak dokularda ortaya çıkan frekans kayması, yavaş akımlardaki frekans kaymasına yakın aralıklarda olabilir ve ultrasonografi cihazı bunu renkli bir şekilde gösterir. Örneğin karotis arter komşuluğunda bulunan kistik yapının içi anevrizmaymış gibi renklenebilir. Günümüz aygıtlarında solunum hareketi gibi artefaktları belirleyip görüntüden kaldırabilen yazılımlar geliştirilmiştir (11).

**Derinlik İkilemi Artefaktı:** Örnekleme hızının gerek duyulandan daha da yüksek yapıldığı zamanlarda ya da küçük frekansa sahip çeviriciler kullanıldığı zaman derindeki doku yapılarından geliş gösteren sinyaller bir sonra ki vurunun gönderilmesinden sonra çeviriciye tekrar dönebilip ve gönderilen diğer ikinci vurunun dönüş gösteren sinyalleriymiş gibi algılanır. Bu şekilde algılanma gösteren sinyaller, görüntülerin yanıltıcı bir şekilde daha yüzeysel konum içimde, akım olmayan bir alanda akım görüntüsü ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Bu artefaktın oluşmasına engel olmak amacıyla yüksek frekansa sahip çeviriciler kullanılmalıdır ve örnekleme hızı normal olandan fazla artırılmamalıdır (11).

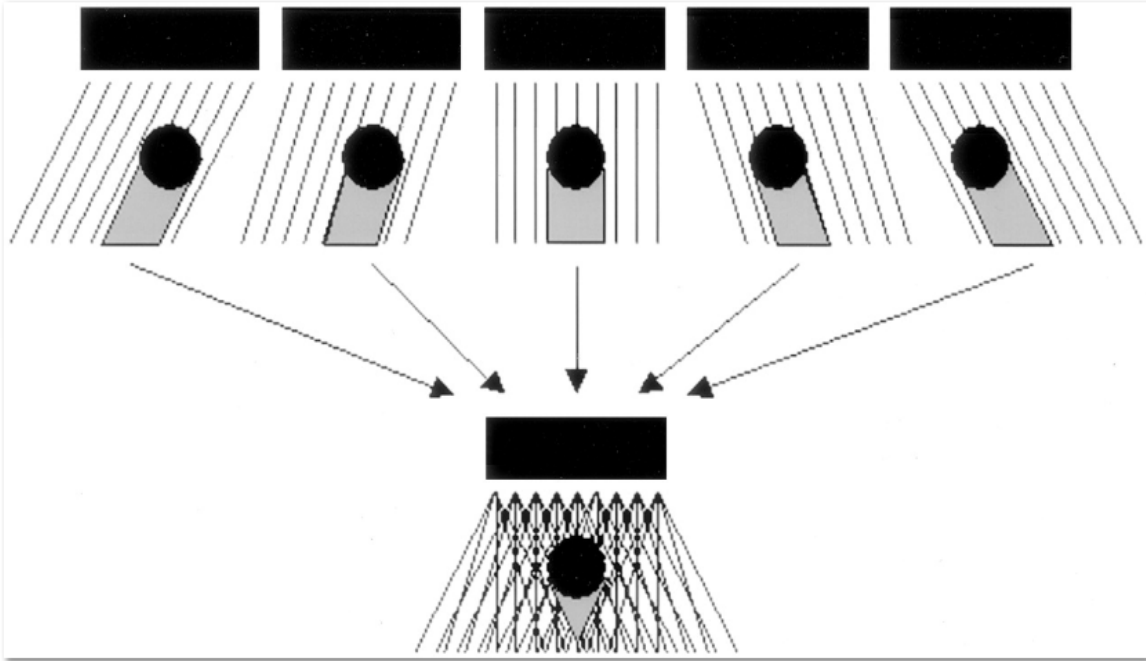
### **2.1.8. Harmonik Görüntüleme**

Ultras ses dalgaları doku yapının içerisinde geçiş yaparken doku yapıyı ekspansiyon ve kompresiyon gösterir. Kompresiyona uğradığı zaman doku yapısı ses dalgasını daha hızlıca iletir. Ekspansiyona uğradığı zaman ses dalgasını yavaş iletmektedir. Buna göre doku yapısı içerisinde ilerleme gösteren ses dalgasının dokuya etkileşmesi neticesinde, belirli derinliklerden sonra ses dalgasının yüksek basınca sahip komponentinin düşük basınca sahip komponentinden farklı şekilde hareket etmesiyle doğrusal yayılması bozulur. Doğrusal olmayan bu yayılma sonrası meydana gelen ve başlangıçtaki frekanslarının katları durumunda olan çeşitli frekanslardaki ultras ses enerjilerine doku harmoniği adı verilmektedir (11).



### 2.1.9. Bileşik (Compound) Görüntüleme

Ultrasonografide ultrases dalgası demetleri ufak ve düzensiz yansıtma özelliği gösteren yüzeyler sayesinde saçılıma uğratılabilirler. Bu saçılım sonucunda transdusere geri dönüş yapan ses dalgasının farklı bir çok açıdan ulaşanlarıyla düzgün yansıma göstererek ulaşanlar birbiriyle kaynaşarak benekli görüntüler ortaya çıkmasına sebep olabilirler. Benekli bu görüntüler bazı zamanlarda kistik ve solid ayırımına engel olabilecek seviyede olabilmektedirler. Bundan kurtulabilmek için compound görüntüleme kullanılabilir (Şekil 12) (11).



Şekil-12: Compound (Bileşik) Görüntüleme şematik şekille gösterilmesi (25).

Bu yöntem ile ultrases dalgası demetleri birden çok açıyla hedef dokulara gönderilmektedir. Böylelikle fazla saçılıma sebep veren düzensiz yüzeye sahip hedef yapıya ait hemen hemen her yere dik bir açıyla ultrases dalgası demetlerinin isabet edilmesine ve doğru bir yansıma elde edilmeye çalışılmaktadır. Meydana gelen görüntüler genellikle saçılımın sebep olduğu beneklenmelerden kurtarılabilir hale gelir. Fakat akustik gölgelenmeler ortadan kalkacağı için tanıda hatalar olabilmektedir. Bu sebeple konvansiyonel yöntemlerle birlikte kullanılması gerekmektedir (11).

### 2.2. US-Elastografi

Ultrason elastografi tiroid, prostat ve meme gibi palpasyonla muayene edilmenin çok elzem olduğu yüzeysel doku yapılarında B-mod inceleme ile yakın ekojenite sebebiyle bu incelemenin

atladığı lezyonların saptanması amacıyla ortaya çıkmıştır. Patolojilerin sağlıklı dokulara oranla sert olmaları ve dışardan uygulanan basınçla daha da az esneme ve daha az yerlerini değiştirmeye cevap vermeleri kuralına dayanarak geliştirilmiş bir yöntemdir. Zaman geçtikçe bu tekniğin geliştirilmesiyle beraber tıp biliminde kullanım alanı da malign-benign lezyon ayrımı dışında farklı alanlara yönelik de ilerleme göstermektedir (26,28).

Dokular ve organlarda var olan patolojik olayların, malignite oluşumu ve sirozis gibi fibrozisle seyreden değişikliklerin doku yapıların sertliğinde değişime yol açtığı bilinen bir gerçektir. US-elastografi, doku yapıların esneme özelliğini ortaya çıkararak uygulanan bir yöntemdir. Günümüzde ultrason elastografi, mr-elastografiye göre klinik alanda daha çok kullanılmaktadır (27,28).

Ultrason elastografi, 1980'li yılların sonlarında bilimsel ortamda deneysel olarak kullanılmaya başlanmıştır. Doku yapıların, üzerlerin tekrarlanan basınç etkisi ve sertlik özelliğine göre karşılık verdiği esneme kabiliyeti cevabını ölçen US temelli görüntüleme metodudur (29,30).

Kaynaklarda, elastografik görüntü ortaya çıkarmak amacıyla kullanılabilen bazı yöntemlerden söz edilmektedir. Bu yöntemlerdeki ortak özellik, dokuların sertlik ve esnekliklerini belirten Young modülü, sıkışma veya kayma esnekliklerini rakamsal değerler vererek hesaplanabilmesidir. Çeşitli kaynaklarda bu sabit değerlerin bir veya birkaçının kullanılmasıyla elde edilmiş elastografi görüntülerinden örnekler gösterilmektedir (29,31).

### **2.2.1. US-Elastografi Fiziği**

Vücudumuzdaki bütün doku yapılar göz önünde bulundurulduğunda, içerdikleri çeşitli yapı özelliklerine karşın tamamı viskoelastik yapıya sahiptirler. Dışardan uygulanan yüklemelere karşın bu viskoz veya elastisite özellikleri içerisinde hangisi daha baskın çıkıyorsa ona göre yanıt vermiş olurlar. Özellikle de viskoz yapı özelliği taşıyanlar, vücudumuz içerisinde dışardan uygulanan basınçlı etkiyi dağıtıp düşürmek gibi birtakım fonksiyonlara göre özelleşmişlerdir. Elastik yapıya sahip olan dokuların verebileceği yanıt ise taşıdıkları esneklik katsayısıyla orantılı bir şekilde değişim göstermektedir (32).

Birim yüzey alana uygulanan güce stres, oluşturduğu bağıl şekildeki değişime strain (gerinim), bu iki nicel özellik arasında olan orana ise esneklik katsayısı denmektedir. Esneklik

katsayısı, en düzgün biçimde Young sayesinde ifade edildiği için günümüzde Young modülü olarak bilinir (Tablo 1) (33).

$$\text{Gerinim (strain)} = \text{Stres} / \text{Esneklik katsayısı}$$

**Tablo-1:** Bazı maddelerin young modülleri (33).

Madde	Young Modülü ( $10^9$ N/m <sup>2</sup> GPa)
Çelik	200
Elmas	1220
Kemik	9
Lastik	0,01-0,1
Silikon	130-185

Esneklik katsayısı, incelenecek doku yapının boyut ve şekline bağımlı değildir. Doku yapının mekanik olan özellikleriyle ilgili bilgi sağlar ve esneklik özellikleri birbirinden farklılık gösteren doku yapıları arasında karşılaştırma yapmayı sağlar. Doku yapılarının bu farklı mekanik olan özellikleri, *elastografi* adı verilen ve doku yapılarının uygulanan strese karşın doğrudukları yanıt çeşitliliklerini oransal bir şekilde tarifleyen yepyeni bir modalitenin ortaya çıkmasına neden olmuştur. Belli bir güç etkisi karşısında biçiminde değişikliğe uğrayan, fakat güç ortamdan kalktığı vakit eski haline tamamiyle dönen maddeler elastik yani esnek, güç etkisi karşısında biçiminde değişime uğramayan maddeler ise rijit yani katı maddeler olarak adlandırılır. Güç etkisi karşısında biçimi değiştikten sonra eski haline dönemeyen maddeler ise plastik madde olarak adlandırılır.

Aynı maddeler daha az güç etkisiyle esnek şekil değişikliklerine uğrayabilirken, daha büyük güç etkisiyle plastik şekil değişikliklerine de uğrayabilmektedirler (12).

Çubuk şekilli esnek olan bir maddede çubuk doğrultusu üzerinde uygulanan güç, gücün ortaya çıkardığı boyca uzamayla doğru orantı gösterir. Bu durum Hooke Yasası olarak bilinir.

$$\frac{F}{A} = Y \times \frac{\Delta L}{L}$$

- F : Uygulanan kuvvet  
A : Kesit alanı  
Y : Young modülü  
 $\Delta L$  : İlk ve son boy arasındaki farkı  
L : Boy

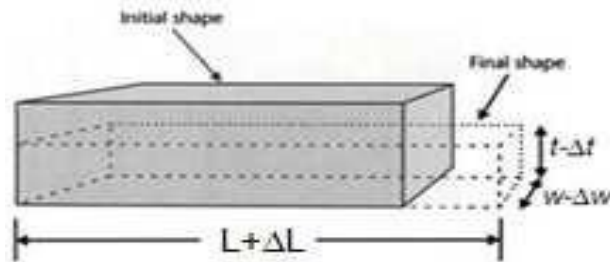
Esnek biçim değişikliklerinin hacimde değişim, makaslama ve uzama olarak üç ana şekli ve bu ana şekillere indirgenmiş bükülme ve eğilme gibi çeşitli türleri mevcuttur. Burkulma, madde üzerine uygulanan kuvvet sonrası ortaya çıkan şekil değişikliğinin tamamıyla etkilenmiş boyundaki yüzdesel dağılımasıdır. Burkulma miktarı, maddenin orijinal boyunda olan değişikliğin eski boyuna bölünmesiyle hesaplanmaktadır (12,32).

$$\text{Burkulma}(e)=\Delta L/L$$

**Poisson Oranı:** Blok şekilli bir madde Şekil 13'de gösterildiği üzere F kuvveti yardımı ile bir doğrultu üzerinde uzatıldığı anda, bu güce dik doğrultular üzerinde sıkışıklığa uğramaktadır. Genişlikte (w) ve yükseklikteki (t) bağıl değişikliklerin ( $\Delta t/t$  ve  $\Delta w/w$ ), boydaki değişim ile ilgili olarak;

$$\frac{\Delta h}{h} = \frac{\Delta w}{w} = \sigma \frac{\Delta L}{L}$$

şekliyle yazılabildiği gösterilmektedir. Burda  $\sigma$  madde özelliği olup, *Poisson oranı* olarak adlandırılır (32).



Şekil-13: Blok şekilli madde (41).

**Sıkışma Esnekliği:** Her yerinden bir basınçla sıkıştırılarak buna maruz bırakılan bir cisimdeki hacim buna bağlı olarak azalma gösterir ve hacimdeki zorlanma ( $\Delta V/V$ ) basınç ile doğru orantı gösterir.

$$P = B \frac{\Delta V}{V}$$

P : Basınç  
V : Hacim  
 $\Delta V$  : Hacimdeki değişiklik  
B : Sıkışma esnekliği modülü (*Bulk Modulus*)

P: Basınç  
V: Hacim  
 $\Delta V$ : Hacimdeki değişiklik  
B: Sıkışma esnekliği modülü (Bulk Modulus)

Sıkışma esnekliği modülünün katılarda;

$$B = \frac{Y}{(1-2\sigma)}$$

olduğu gösterilmiştir. Sıkışma esnekliği modülünün (B) tersine ortamın sıkıştırılabilirliği denmektedir. Sert cisimlerin esneklik derecesi genel olarak Y ve B cinsinden belirtilmektedir. Bükülme ve eğilmeye ait olan elastik biçim değişiklikleri de tanımlanabilmektedir ve bunlara ait değerler de Poisson oranı ve Young modülü cinsinden yazılmaktadır (32).

**Kayma Esnekliği:** Sert maddeler üzerinde birbirlerine paralel fakat ters yönde bir güç uygulanacak olursa, maddenin iç yapısı içerisinde birtakım yer değişikliği hareketi meydana gelir. Güç yönü üzerinde hareketler ortaya çıkarken, ters yönde ise cisim içerisinde molekül yapılarda zıt yönde bir harekete karşın durma yani kayma gerilimi meydana gelecektir (26,32).

Kübik şekilli bir maddenin S alanlı üst yüzüne teğet olarak F kuvvet uygulandığı zaman;

$$\gamma = F / S$$

oranı shear stress yani kayma gerilimi olarak adlandırılmaktadır.

Bu zorluk karşısında cisimde deforme bir görünüm oluşur. Shear strain yani kayma gerinimi ise;

$$\theta = \frac{\delta}{L} = \frac{\sqrt{2} \Delta D}{L} = 2 \frac{\Delta D}{D}$$

şekliyle gösterilmektedir.

Rijitlik (sertlik) katsayısı yani kayma modülü, şeklinde gösterilir (26,32).

$$\mu = \frac{Y}{2(1 + \sigma)}$$

Elastografi, tekrarlayıcı basınçlı etkiye karşın doku yapıların rijitlik özelliğine göre esneyebilme cevabını ölçebilen bir görüntüleme metodudur (29). Doku yapıların elastisite miktarı arasında olan farkı hesaplayabilmek amacıyla, belli bir güçle o dokunun üstüne dik bir biçimde ve tekrarlı bir şekilde basınç uygulanıp, doku yapıları da bu basınçlı etkiye karşılık rijidite oranlarına göre yanıt verebilirler. Rijit olan doku yapılarında gerinim ve elastisite miktarı daha düşük, yumuşak olan doku yapılarında ise daha yüksektir.

Ultrason elastografi görüntülemeye üç temel yöntem mevcuttur;

*Elastografi*, doku yapının gerinim yani strain hakkında bilgiye ulaşmak amacıyla, basınç uygulama esnasında meydana gelen hareketlerin izlenmesi temeline dayanmaktadır (28).

*Sonoelastografi*, dışardaki titreşmenin doku içinde meydana getirdiği hareketlerin görüntülerini ortaya çıkarmak amacıyla renkli doppler ultrasonografiyi kullanan metottur (28).

“*Shear wave*” *elastografi*, enine olan dalgaların doku içerisine yayılmasının izlenmesiyle elastik modülüs meydana getiren yeni bir yöntemdir (28). Kullanıcı bağımlı olmayan ve tekrarlanabilme özelliğinde olması rakamsal veri sunmasıyla manuel yöntemle yapılabilen diğer elastografik yöntemlerden ayrılır (34).

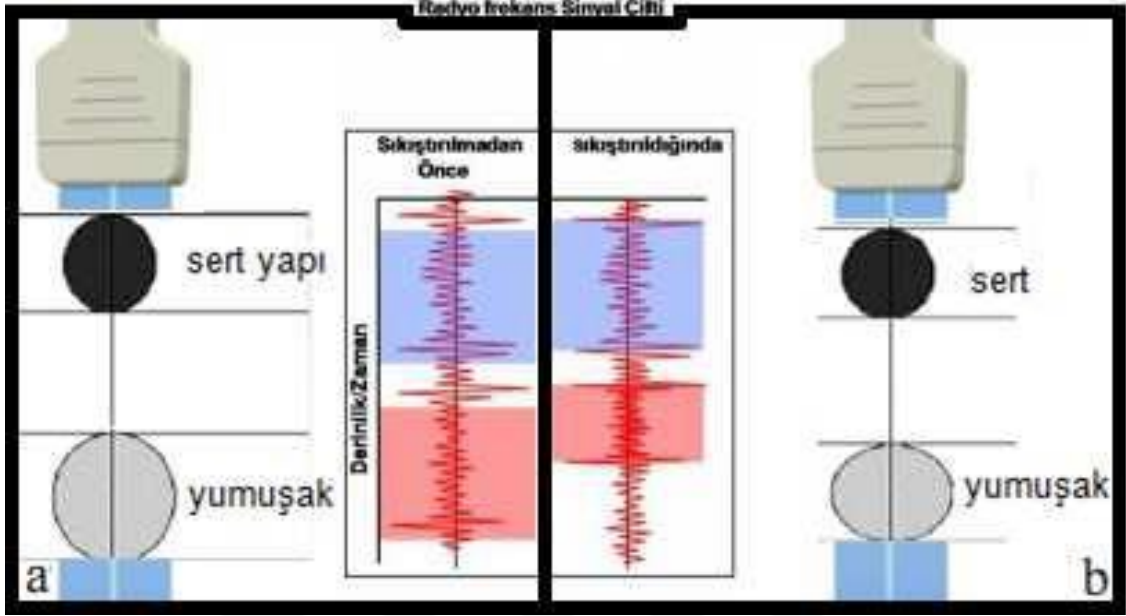
Manuel fizyolojik fizyolojik basınç uygulama yöntemleri *statik*, “shear wave” elastografi ve sonoelastografi yöntemleri ise *dinamik* yöntemlerdir (34). US dışında dokunun esnekliğinin görüntülenmesi için kullanılabilen farklı yöntemler de mevcuttur ve bu yöntemlerin içerisinde en çok bilineni ise *manyetik rezonans elastografidir* (28).

Kullanıcı aracılığıyla küçük pencereler halinde ayrılıp inceleme yapılacak bölgeye gönderilen ultras dalgası demetlerinin yapılan bası öncesiyle sonrası olan değişimler kendilerine ait pencere alanına göre *cross-correlation* (*çapraz ilinti*) yöntemiyle kıyaslanma yapılarak yer değişim miktarları belirlenir. Sonra ise bir kesim integral işlemlerini kapsayan matematiksel varsayımlar ile doku yapının bütün elastisite özellikleri tahmini olarak ortaya konulmaktadır. *Elastogram*, dokunun gerinim dağılma haritası olarak da isimlendirilebilir (35).

Doku yapının her alanındaki yer değişiklikleri, B-mod incelemenin üstüne bindirilen gerçek-zamanlı tarayıcılarla çeşitli renklerle kodlandırılır. Kodlandırılmadan sonra meydana gelen görüntüler doku yapının elastogramlarıdır. Renkli kodlamalar gri skala üzerinde veya renkli şekilde olmak üzere gerçekleştirilebilmektedir. Örnek olarak renkli kodlamalarda, sarı renkten kırmızı renge doğru izlenebilen renkli değişimler sert olan dokuları gösterirken mavi renk ve yeşil renk yumuşak olan doku yapıları göstermektedir. Renkli kodlamalar, US cihazının yazılımına göre başka cihazlar ile farklı renklerle kodlanabilir (36).

Şekil 14'te çeşitli elastisite özelliklerine sahip olan iki ayrı doku yapıyı temsil etmekte olan siyah ve gri küresel yapılara basınçlı uygulama öncesi durum, her iki küresel yapıdan gelen radyo frekans dalgası benzer görünmektedir (Şekil 14a). Basınçlı uygulama sonrasında daha rijit olan siyah küresel yapıda yumuşak olan gri küresel yapıya oranla daha az deforme görünüm izlenmektedir. Sıkıştırmadan evvel ve sıkışık durumdayken radyo frekans dalgaları ortaya çıkmakta ve radyo frekans

dalgalarında olan değişimler kombine oto korelasyon yöntemi ile işlenip cisimlerin elastogram görüntüleri elde edilmiştir (Şekil 14b) (36).



Şekil-14: Elastografinin şematik gösterilmesi (36).

Elastografi değerlendirilirken çok önemli önemli rol görevi üstlenen 2 tanımlama mevcuttur (31).

**Storage Modül (İçeriğe Ait Katsayı):** Young katsayısının önemli bir kesimini oluşturur. Doku yapı ya da madde üzerine uygulanmakta olan stresin meydana getirdiği gerinimin toplamıdır.

$$\Delta = \text{gerinim} / \text{stres}$$

Şeklinde gösterilip, doku yapının elastikiyetini göstermektedir. Birimi ise Kpa' dır (12,31).

**Elastik Kontrast:** İnceleme yapılacak dokuyla içerisinde bulunduğu alanın elastisite katsayıları arasında olan farktır. Elastogram görüntünün kalitesi, doku yapılar arasında olan elastik kontrastla çok yakından ilişki halindedir. İçerikleri ve esneklikleri bakımından vücudumuzda bulunan yapılarla benzer özelliğe sahip fantomlara ait B mod görüntüleme ve aynı zamanda ekranın diğer tarafında B mod görüntüleme üstünde karşılaştırılmış elastogram görüntüleri oto korelasyon



yöntemiyle incelenip ve görüntünün kalitesini etkilemekte olan nedenler bulunmaya çalışılmıştır (31).

Elastografideki kaliteye etki eden unsurların belirlenmesi amacıyla yapılmış az miktarda çalışmalar mevcut olmakla birlikte bunların hemen hemen hepsi de laboratuvar ortamlarında gerçekleştirilmiştir. Havre ile ark.'nın yaptıkları araştırmada elastogramı etkileyen birtakım unsurlar değerlendirmeye dahil edilmiştir (12,31).

### 2.2.2. US-Elastografide Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler

**Transduserin Vibrasyon Hızı:** Birçok ultrasonografi cihazlarında elastografik görüntü oluşturabilmek için dışardan proba bası uygulamak gerekmektedir. Uygulanan bası frekansı görüntülerin oluşmasını etkilemektedir. En güzel görünüm kalitesinin dakikada 80 ile 120 vuru olacak şekilde bir hızla uygulanabilen elastografik görüntülerle elde edildiği bildirilmektedir. Dakikada 40 vuru altı ile 160 vuru üzerindeki hızlar elastogramdaki kaliteyi olumsuz yönde etkiler. Proben hareketi haricinde uygulanan bası şiddeti de önem arz etmektedir. Doku yapıda meydana getirilen gerinimdeki şiddeti gösteren elastografiyle ilgili yazılımlar yaygın bir şekilde kullanıma açılmıştır. Gerinimin işaretiyle bir skala oluşturulup ve optimal elastogram elde etmek için skala üzerinde belli seviyenin üstündeki gerinimle elde edilmiş olanların değerlendirilmesi önerilir (12,28-30).

**ROI, İlgi Alanı (Region Of Interest):** Elastografiyle incelenmesi istenen bölgedir. Elastografi doku yapıların gerinimindeki miktarlar arasında olan oranları tespit ettiği için, ilgi alanı içerisinde patolojik doku yapılarla beraber normal doku yapıların da bulunması gerekmektedir (31).

**Frame (Çerçeve) Hızı:** Gönderilmiş sinyallerin ne sıklık içerisinde toplandığını göstermektedir. ROI'nın derinlik ve genişliğine uygun değerin seçilmesi gerekir. İlgi alanının genişlik ve derinliğine uygun değer seçilmelidir. Frame hızı, görüntünün kalite özelliklerini probun hareket hızıyla beraber etkilemektedir. Prob yavaş bir şekilde hareket ettirildiği zaman, gerçek zamanlı elastografik görüntü elde edebilmek için daha az frame hız değerlerinin kullanılması gerekmektedir (12,28-30).

### 2.2.3. US-Elastografinin Kullanım Alanları

Elastografi yönteminin prostat ve meme kanserlerini göstermede olan yüksek duyarlılığı bilimsel ortamlarda ve farklı klinik çalışmalarla kanıtlanmıştır. Elastografi yöntemi, günümüzde

prostat, meme, lenf nodu, tiroid bezi, karaciğer ve pankreas gibi organların görüntülemelerinde klinik ortamlarda uygulanmaya başlanılmıştır (37,38,39,18).

## **2.3. Diabetes Mellitus**

### **2.3.1. Tanım ve Epidemiyoloji**

Diabetes Mellitus, insülindeki eksiklik ya da insülinin etkisinde meydana gelen bazı defektler sebebiyle organizmaların yağ, karbonhidrat ve proteinlerden yeteri kadar yararlanamadıkları, kronik bir hastalık olup ve devamlı olarak tıbbi müdahale gerektirir (42).

Yaşam tarzındaki değişiklikler ile beslenmedeki değişiklikler diabetes mellitus hastalığında dünya çapında bir artışa sebep olmuştur. DSÖ'nün verilerine göre onsekiz yaş üstündeki erişkin bireylerde diabetes mellitus prevalansı 1980'li yıllarda %4.7 olup, 2014 yılında bu oran %8.5'e kadar artmıştır (43).

Türkiye'de 1997 ile 1998 seneleri arasında TURDEP'e göre 20 ile 80 yaş grubu arasında diabetes mellitustaki sıklık %7.2 olup, glukoz intolerans sıklığı ise % 6.7 civarında tespit edilmiştir (1,44).

2010'da sahada çalışılan TURDEP-II çalışmasına göre 540 merkezde 15 ilde 20 yaş üzeri 26.499 kişi incelenerek ve Tip 2 Diabetes Mellitus sıklığında geçmiş oniki senede ciddi oranda artış gösterdiği ve %13,7'ye dek ulaştığı tespit edilmiştir (45).

### **2.3.2. Sınıflama**

Diabetes Mellitus; tip 1, tip 2, gestasyonel diabetes mellitus ve diğer spesifik diabetes türleri olmak üzere dört temel gruba ayrılmıştır. İlk 3 grup primer diyabetes, diğer spesifik olanlarsa sekonder diyabetes türleridir (42).

**Tablo-2:** Diabetes Mellitus'un etyolojik sınıflandırılması (42)

I. Tip 1 diyabet (Genellikle mutlak insülin noksanlığına sebep olan B-hücre yıkımı vardır)
A. İmmun aracılıklı
B. İdiyopatik
II. Tip 2 diyabet (İnsülin direnci zemininde ilerleyici insülin sekresyon defekti ile karakterizedir)
III. Gestasyonel diabetes mellitus (GDM)
IV. Diğer spesifik diyabet tipleri

**Tablo-3:** Diğer spesifik diyabet tipleri (42)

<p><b>A. <math>\beta</math>-hücre fonksiyonlarının genetik defekti (monogenik diyabet formları)</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• 20. Kromozom , HNF-4<math>\alpha</math> (MODY1)</li><li>• 7. Kromozom, Glukokinaz (MODY2)</li><li>• 12. Kromozom, HNF-1<math>\alpha</math> (MODY3)</li><li>• 13. Kromozom, IPF-1 (MODY4)</li><li>• 17. Kromozom, HNF-1<math>\beta</math> (MODY5)</li><li>• 2. Kromozom, NeuroD1 (MODY6)</li><li>• 2. Kromozom, KLF11 (MODY7)</li><li>• 9. Kromozom, CEL (MODY8)</li><li>• 7. Kromozom, PAX4 (MODY9)</li><li>• 11. Kromozom, INS (MODY10)</li><li>• 8. Kromozom, BLK (MODY11)</li><li>• Mitokondriyal DNA</li><li>• 11. Kromozom, Neonatal DM (Kir6.2, ABCC8, KCNJ11 mutasyonu)</li><li>• Diğerleri</li></ul> <p><b>B. İnsülinin etkisindeki genetik defektler</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Leprechaunism</li><li>• Lipoatrofik diyabet</li><li>• Rabson-Mendenhall sendromu</li><li>• Tip A insülin direnci</li><li>• Diğerleri</li></ul> <p><b>C. Pankreasın ekzokrin doku hastalıkları</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Fibrokalkülöz pankreatopati</li><li>• Hemokromatoz</li><li>• Kistik fibroz</li><li>• Neoplazi</li><li>• Pankreatit</li><li>• Travma/pankreatektomi</li><li>• Diğerleri</li></ul> <p><b>D. Endokrinopatiler</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Akromegali</li><li>• Aldosteronoma</li><li>• Cushing sendromu</li><li>• Feokromositoma</li><li>• Glukagonoma</li><li>• Hipertiroidi</li><li>• Somatostatinoma</li><li>• Diğerleri</li></ul>	<p><b>E. İlaç veya kimyasal ajanlar</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Atipik anti-psikotikler</li><li>• Anti-viral ilaçlar</li><li>• <math>\beta</math>-adrenerjik agonistler</li><li>• Diazoksid</li><li>• Fenitoin</li><li>• Glukokortikoidler</li><li>• <math>\alpha</math>-İnterferon</li><li>• Nikotik asit</li><li>• Pentamidin</li><li>• Proteaz inhibitörleri</li><li>• Tiyazid grubu diüretikler</li><li>• Tiroid hormonu</li><li>• Vacor</li><li>• Diğerleri (post transplant diyabet)</li></ul> <p><b>F. İmmun aracılıklı nadir diyabet formları</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Anti--insülin reseptör antikorları</li><li>• "Stiff-man" sendromu</li><li>• Diğerleri</li></ul> <p><b>G. Diyabette ilişkili genetik sendromlar</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Alström sendromu</li><li>• Down sendromu</li><li>• Friedreich tipi ataksi</li><li>• Huntington korea</li><li>• Klinefelter sendromu</li><li>• Laurence-Moon-Biedl sendromu</li><li>• Miyotonik distrofi</li><li>• Porfiriya</li><li>• Prader-Willi sendromu</li><li>• Turner sendromu</li><li>• Wolfram (DIDMOAD) sendromu</li><li>• Diğerleri</li></ul> <p><b>H. İnfeksiyonlar</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Konjenital rubella</li><li>• Sitomegalovirus</li><li>• Koksaki B</li><li>• Diğerleri (adenovirus, kabakulak)</li></ul>
--	---

### 2.3.3. Tanı Kriterleri

Diabetes Mellitus tanı kriterleri tablo 4'te gösterilmektedir. Diabetes Mellitus tanısı için tablodaki kriterlerin birinin olması yeterlidir.

**Tablo-4:** DM ve glikoz metabolizması bozukluklarında tanı kriterleri (42)

	Aşık DM	İzole BAG	İzole BGT	BFG+BGT	DM riski yüksek
APG (>8 saat açlıkta)	≥126 mg/dl	100-125 mg/dl	<100 mg/dl	100-125 mg/dl	-
OGTT 2. Saat PG (75 g oral glukoz)	≥200 mg/dl	<140 mg/dl	140-199 mg/dl	140-199 mg/dl	-
Rastgele PG	≥200 mg/dl + Semptomlar	-	-	-	-
Glikolize hemogloblin (HbA1c)***	≥ %6,5 (≥48 mmol/mol)	-	-	-	%5,7 – 6,4 (39-46 mmol/mol)

\* Glisemi venöz plazmada glukoz oksidaz yöntemi ile "mg/dl" olarak ölçülür. "Aşık DM" tanısı için dört tanı kriterinden herhangi birisi yeterli iken "izole BAG", "izole BGT" ve "BAG+BGT" için her iki kriterin bulunması şarttır.

\*\* 2006 yılı WHO/IDF raporunda normal APG kesim noktasının 110 mg/dl ve BAG: 110-125 mg/dl olarak korunması benimsenmiştir.

\*\*\* Standardize metotlarla ölçülmelidir.

### 2.3.4. Semptomlar

Diabetes Mellitus'un sık görülebilen semptomları; poliüri, polifaji, polidipsi, iştahsızlık, halsizlik, ağız kuruluğu, çabuk yorulma ve noktüridir. Az görülebilen semptomları ise bulanık görme, sebebi bulunamayan kilo kayıpları, inatçı infeksiyonlar ve tekrarlayan mantar infeksiyonlarıdır (42,46). DM tanısını koymada özellikle az görülebilen semptomları dikkate almak gerekir (47).

### 2.3.5. Komplikasyonlar

Diabetes Mellitus komplikasyonları ikiye ayrılmaktadır (48).

#### 1. Akut olan komplikasyonlar

- Hiperosmolar nonketotik koma
- Diyabetik ketoasidoz
- Laktik asidozis
- Hipoglisemi

## 2. Kronik olan komplikasyonlar

### A. Mikrovasküler komplikasyonlar

- Diyabetik nefropati
- Diyabetik retinopati
- Diyabetik noropati

### B. Makrovasküler komplikasyonlar

- Hipertansiyon
- Koroner arteriyel hastalık
- İskemi (inme)

### C. Diğer kronik olan komplikasyonlar

- Gastrointestinal (gastroparezi, diyare)
- Ürogenital (üropati, cinsel işlev bozukluğu)
- Dermatolojik
- Mineralizasyon bozuklukları
- Diyabetik ayak
- Psikiyatrik bozukluklar

### 2.3.6. Diyabetik Nefropati

Diyabetik nefropati (DN), gittikçe artış gösteren hastalarda SDBY (son dönem böbrek yetmezliği)'ne neden olduğundan dolayı ciddi bir sağlık problemidir. Amerika Birleşik Devletleri'nde yeni ortaya çıkan son dönem böbrek yetmezliğinin %40 kadarında Diyabetik Nefropati sorumludur. Tanımlanacak olunursa Diyabetik Nefropati, diğer renal hastalıklar olmaksızın, diabetli bir hastada sürekli idrarda albüminin pozitif çıkması veya günde 300 miligramdan fazla olan albumin ekskresyonu olarak tanımlanır (49).

**Diyabetik Nefropati Epidemiyolojisi:** Bütün diabetik hastalarda diyabetik nefropati prevalansı %4-8 civarında bildirilmiştir (50).

**Tip 1 Diyabetik Nefropati:** Tip 1 Diabetes Mellitus'lu vakalarda diyabet süresi 25 ile 40 yıl aralığında olduğu zaman, nefropati %30 ile 40 civarında görülmektedir (51).

**Tip 2 Diyabetik Nefropati:** Bu hastalarda da tanıdan 20 yıl sonra diyabetik nefropati görülme insidansı %25 oranında olmaktadır. Bu hastaların %20 kadarı da 10 yıl içinde progressive renal yetmezliğe sahip olup son dönem böbrek yetmezliğine ilerleyeceklerdir (51).

Tip2 DM, Tip1 DM den 10-15 kat daha yaygın görüldüğünden tip2 Diyabetik nefropatinin prevalansı daha yaygın olmaktadır. Özellikle son yıllarda çocuklarda tip2 DM un obezite ile birlikte dikkati çekecek şekilde artışı kaygı verici olmaktadır (52).

**Diabetik Nefropatiye Eğilimi:** Glisemik kontrol ile diyabetik nefropati gelişimi arasındaki ilişki tip1 DM ve tip2 DM in her ikisi içinde geçerlidir.

Ek olarak

Etnik Yapı

Genetik

Cinsiyet

Yaş gibi başka risk faktörleri de bulunmaktadır. (54)

**Etnik Yapı:** Afrikan-Amerikan, Güney Asya gibi bazı etnik toplumlarda diyabetik nefropati görülme sıklığı daha fazla bildirilmektedir (54).

**Cins:** Tip1 DM kadın cinsiyette 1.5 kat daha fazla görülmesine rağmen erkeklerde diyabetik nefropati görülme sıklığı daha sık olmaktadır (Erkek/kadın: 1.7/1.0). 40 yıllık takipte diyabetik nefropati erkeklerde %46 olurken kadınlarda bu %32 olmaktadır. Son dönem böbrek yetmezliği ise erkek/kadın 1.1/1.0 olarak dikkati çekmektedir (55).

Tip2 DM da da erkeklerde artmış eğilim bulunmaktadır. Bazı çalışmalarda bu oran erkek/kadın: 5/1 olmaktadır (56).

**Diabetin Saptandığında Yaş:** Tip1 DM lu hastalarda 11-20 yaş arasında hastalık ortaya çıkarsa diyabetik nefropati oluşumu daha sık olduğu dikkati çekmektedir.

Tip2 DM lu olgularda 50 yaştan sonra DM tespit edilen olgularda mikroalbuminüri, 40 yaştan önce DM tanısı alan olgulara göre daha fazla prevalansa sahip olmaktadır (57).

**Morbidite ve Mortalite:** Diabetin 40 yılından sonra proteinürili olguların sadece %10'u hayatta kalırken proteinürisi olmayan olguların %70 kadarı yaşamaktadır ve temel mortalite nedeni de kardiyovasküler hastalık olmaktadır. Tip1 DM da persistan proteinüri 50 kat artmış bir mortalite ile birlikte dir. İskemik kalp hastalığı bu olgularda normoalbuminürik olgulara göre 15 kat artmıştır (58,59).

Tip2 DM lu hastalarda da mikroalbuminüri ve persistan proteinüri varlığında 10 yıllık yaşam %30 olurken normoalbuminürik olgularda bu oran %55 olmaktadır. “United Kingdom Prospective Diabetes Study” çalışmasında tip2 DM lu olgularda

Normoalbuminürik olgularda yıllık %1.4

Mikroalbuminürik olgularda yıllık %3.0

Makroalbuminürik olgularda yıllık %4.6

Anormal üre ve kreatinine varlığında ise yıllık %19.2 Mortalite oranı verilmektedir (60).

### **Klinik Tanı ve Semptomlar**

DN'nin en erken tanısı idrarda normal olmayan miktarda albumin (mikroalbuminüri) görülmesi ile konur ( $\geq 30$  mg/gün veya  $\geq 20$   $\mu$ g/dakika veya  $\geq 30$   $\mu$ g/mg kreatinin). Mikroalbuminüri prevalansı; yaş, DM süresi, glisemi düzeyi, diğer kardiyovasküler risk faktörlerinin bulunması (HT, sigara içimi, hiperlipidemi, cinsiyetin erkek olması ve kısa boylu olmak gibi), etnik köken (siyah ırk, Hispanik ve yerli Amerikalılar), böbrek hastalığı, ailede HT ve KVH varlığı ile ilişkili olarak artar. Mikroalbuminüriden DN'ye ilerleme hızı Tip 1 DM için yılda %4, Tip 2 DM için yılda %4.7'dir. Tip 1 DM'de mikroalbuminüriden DN'ye ilerleme süresi ortalama sekiz yıldır [61]. Nefropatinin kümülatif insidansı, DM'nin 25-30. yıllarında %20-30 arasındadır.

Herhangi bir girişim yapılmazsa Tip 1 DM'li hastaların %80'inde mikroalbuminüri, her yıl %10-20 artarak devam eder. On ile 15 yıl sonra aşikar nefropati ( $\geq 300$  mg/gün veya  $\geq 200$   $\mu$ g/dakika) oluşur. Bu sürede HT de gelişir. Bir kez aşikar nefropati oluştuğunda herhangi bir girişim yapılmazsa GFH 2-20 mL/dakika/yıl azalır. SDBY ise, Tip 1 DM'li bireylerin %50'sinde 10 yıl içinde, > %75'inde 20 yıl içinde gelişir. DM ve SDBY olan hastalar yüksek



mortaliteye sahiptir. Kanada’da DM ile ilişkili SDBY’de üç ve beş yıllık yaşam süreleri sırasıyla %49 ve %33 olarak bulunmuştur (62).

Tip 2 DM’li hastaların tanı konulmasından ortalama sekiz yıl önce diyabetik olduğu düşünülmektedir [63]. Tanı aldıktan kısa bir süre sonra ise birçoğunda mikroalbuminüri ve aşikar nefropati tespit edilir. Tip 2 DM’li hastalarda, KVH’lara bağlı ölümler sonucunda SDBY insidansı düşük bulunmuştur [64]. Herhangi bir girişim yapılmazsa mikroalbuminürik Tip 2 DM’li hastaların %20-40’ı aşikar nefropatiye ilerler. Bunların sadece %20’si SDBY’ye ilerleyecektir. Bir kez GFH düşmeye başladığında düşüş hızında Tip 1 ve Tip 2 DM arasında önemli bir fark olmayabilir. Bununla birlikte, yaşlı Tip 2 DM’li hastalarda eşlik eden KVH’ye bağlı ölümler nedeniyle, erken dönem nefropatinin SDBY’ye ilerlemesi daha yavaş olabilir. Mikroalbuminüri, nefropati- nin en erken belirteci olduğu gibi Tip 1 ve Tip 2 DM’li hastalarda kardiyovasküler mortalite ve morbiditenin de belirleyicisidir. Bu nedenle mikroalbuminüri varlığı, mümkün olabilecek vasküler hastalıkları taramak ve tüm kardiyovasküler risk faktörlerinin azaltılması için bir endikasyondur.

Tip 1 DM’li hastalarda mikroalbuminüri taramasına tanı aldıktan beş yıldan sonra, Tip 2 DM’lilerde ise tanıdan hemen sonra başlanmalıdır. İlk taramadan sonra veya önceden gösterilen mikroalbuminüri yokluğunda taramalar yıllık yapılabilir. Bu şekilde tedaviye yanıt ve hastalığın progresyonu gözlenir.

Tarama üç şekilde yapılır (Tablo 5) [65]:

1. Spot idrarda (sabah ilk idrar) albumin/kreatinin ölçümü,
2. Yirmidört saatlik idrarda (altın standart),
3. Dört saat veya gece boyunca toplanan idrarda.

Kan glikoz seviyesi mikroalbuminüri gelişmesinde en önemli faktörlerden birisidir. Gözlemsel ve deneysel çalışmalardan elde edilen veriler, glikoz seviyesinin yüksekliğinin, mikroalbuminüri başlangıcı ve ilerlemesi ile ilişkili olduğunu göstermiştir. Tip 1 ve Tip 2 DM’li hastalarda yapılan çalışmalarda, iyi glisemik kontrol ile mikroalbuminürinin dolayısıyla da DN’nin başlamasının önlenebileceği veya geciktirilmesinin sağlanabileceği gösterilmiştir. Retrospektif bir çalışmada, mikroalbuminüri ve retinopati için eşik HbA1c değeri %8 olarak gösterilmiştir (Tablo 6) [66].

**Tablo-5:** Albumin ekskresyonunun tanımları

HbA1c (%)	N	Proteinüriye ilerleme hızı (.../100 insan yılı)	Mikroalbuminüriden proteinüriye ilerleme üzerine HbA1c'nin etkisi (CI %95)
< 8.0	85	1.3	1.0
8.0-8.9	57	5.1	4.2 (1.2-14.4)
9.0-9.9	64	4.2	3.2 (0.9-11.2)
≥ 10	68	6.7	5.5 (1.6-18.7)

**Tablo-6:** Mikroalbuminürik hastalarda HbA1c ile diyabetik nefropati gelişimi riski

HbA1c (%)	N	Proteinüriye ilerleme hızı (.../100 insan yılı)	Mikroalbuminüriden proteinüriye ilerleme üzerine HbA1c'nin etkisi (CI %95)
< 8.0	85	1.3	1.0
8.0-8.9	57	5.1	4.2 (1.2-14.4)
9.0-9.9	64	4.2	3.2 (0.9-11.2)
≥ 10	68	6.7	5.5 (1.6-18.7)

Kısa süreli hiperglisemiler, egzersiz, idrar yolları infeksiyonu, piyüri, hematüri, belirgin HT, kalp yetmezliği ve akut ateşli hastalıklar geçici idrar albumin ekskresyonu yükselmesi yapabilirler.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

#### 3.1. Hasta seçimi

“Tip 2 Diabetes Mellitus’lu hastalarda böbreklerin renal doppler ultrasonografi ve ultrason elastografi ile birlikte değerlendirilmesi” başlıklı çalışmamıza başlamadan önce Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulundan gerekli izinler alındı. 2019 yılı ilk 6 ayı içerisinde hastanemizin Endokrinoloji polikliniklerinden radyoloji bölümümüze yönlendirilen ek kronik hastalığı olmayan Tip 2 Diabetes Mellitus tanısı olan hastalar ile sağlıklı gönüllüler çalışmamıza dahil edildi.

B-Mod ultrasonografi görüntüleme ile Tip 2 Diabetes mellitus tanılı hastalar ile sağlıklı gönüllülerin bilateral renal parankimden real-time shear wave elastografik inceleme ile ölçüm yapıldı. Ölçülen değerler kayıt altına alındı. Ayrıca Renkli Doppler Ultrasonografi tekniğiyle yine Tip 2 Diabetes mellitus tanılı hastalar ile sağlıklı gönüllülerin Rezistif İndeks değerlerine bakıldı. Ölçülen değerler kayıt altına alındı.

#### 3.2. Böbreğe Yönelik Shear Wave Elastografi Tetkiki ve Renkli Doppler Ultrasonografi

Bütün SWE ile yapılan incelemeler ve Renkli Doppler ile yapılan ölçümler Philips Epiq 7 cihazı kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 2). 1-5 MHz konveks ultrasonografi probuyla ölçümler yapıldı. İnceleme hasta supin ve lateral dekübit pozisyonunda hastaya nefes tutturularak yapıldı.

İşlem sırasında hastalara ve sağlıklı gönüllülere görüntüleme amacı ile herhangi bir ilaç uygulaması yapılmadı. Gerçekleştirilen bu yöntem ultrasonografi cihazıyla gerçekleştirildiğinden, işlem sırasında hastalar ve sağlıklı gönüllüler radyasyona maruz bırakılmadı. İşlem sırasında böbreklerin görüntülenmesi amacı ile ilk olarak B-mod görüntüleme gerçekleştirildi. Sonrasında B-mod görüntüleme tekniğiyle senkronize bir şekilde elastografi moduna geçildi. Elastografi yöntemi sırasında kayma dalgaları (shear-wave), ultrason probu ile ardarda cilt dokusuna uygulanan basılar ile oluşturuldu. Elastografi işleminin ardında Renkli Doppler Ultrasonografi inceleme ile Rezistif İndeks değerleri ölçüldü.

Real Time SWE ve Renkli Doppler Ultrasonografi incelemeleri tek bir radyolog tarafından gerçekleştirildi. Her incelenen olguda bilateral böbrek orta kesiminde parankime ROI (15x10 mm) denk gelecek şekilde ölçüm yapıldı. Ölçümlerde Philips Epiq 7 cihazı tarafından belirlenen standart

dörtgen ROI kullanıldı. B-mod inceleme yapılan bu işlemler sonucunda kPa (kilopaskal) cinsinden değerler elde edildi. Renkli Doppler Ultrasonografi ile yapılan incelemede ise Rezistif İndeks değerleri elde edildi.



**Resim-2:** Philips Epiq 7 Ultrasonografi cihazı

### 3.3. İstatistiksel Analiz

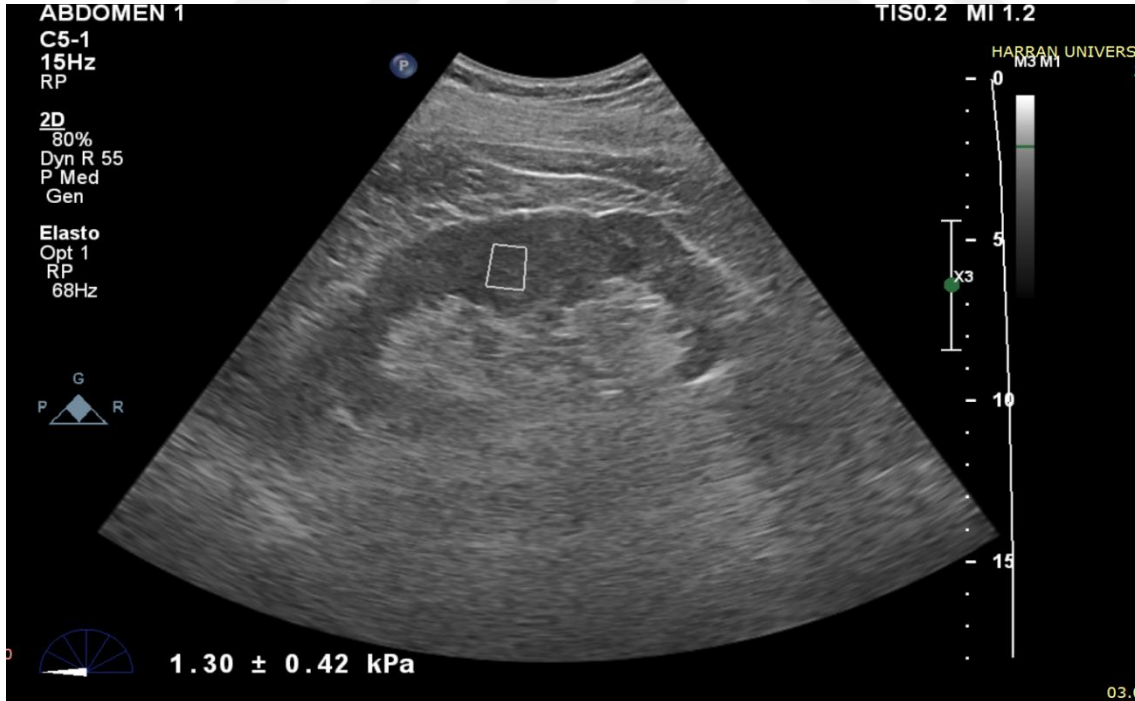
Yaptığımız çalışmanın istatistiksel analizinde SPSS (20.0) programı kullanıldı. Shapiro-Wilk testi ile normallik analizi yapıldı. Parametreler normal dağıldığından Student t Test uygulandı. Ortalama +- standart sapma değerleri elde edilerek  $p < 0.05$  anlamlı olarak kabul edildi. Kategorik veriler için de (cinsiyet) pearson ki kare testi kullanıldı.

#### 4. BULGULAR

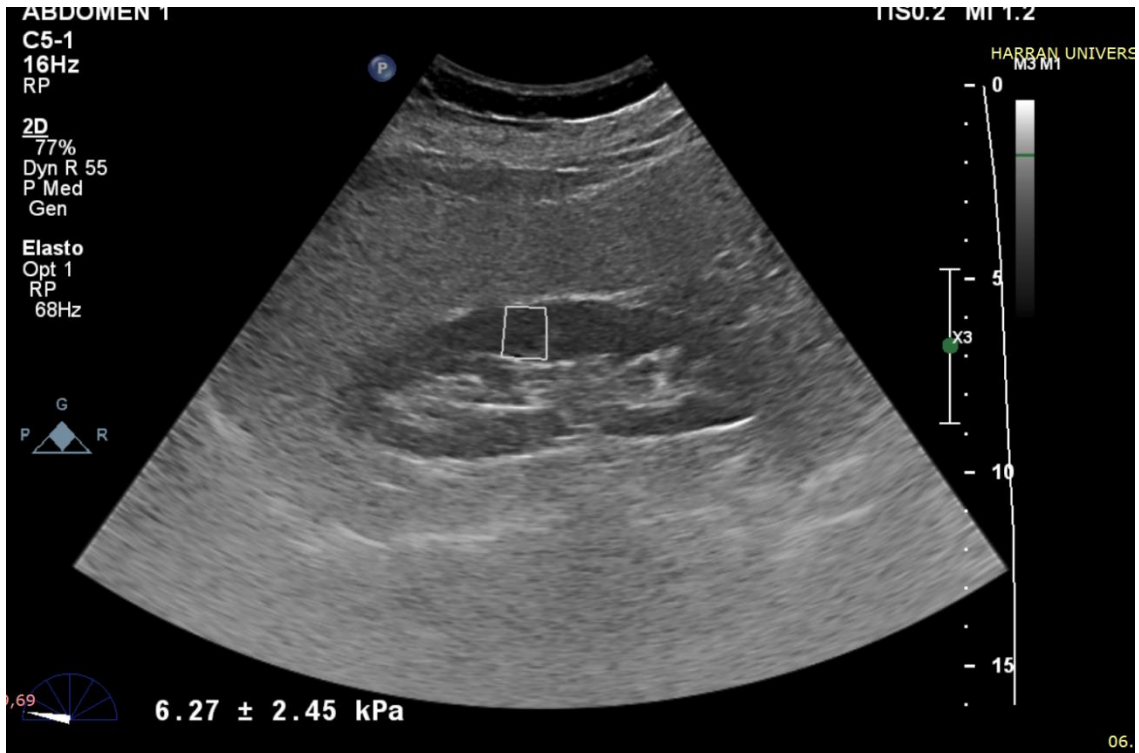
Çalışmamıza 100 hasta 100 kontrol grubu olmak üzere toplamda 200 kişi dahil edilmiştir. Hasta grubunun % 51'i erkek, % 49'u kadın, kontrol grubunun % 45'i kadın, % 55'si erkek cinsiyette olup çalışmamızda kadın erkek oranı hemen hemen homojendir (Tablo 7). Hasta grubunda yaş ortalaması 49,11 kontrol grubunda 48,38 olarak bulunmuştur (Tablo 8).

Hasta grubunda sağ böbrek parankim elasto değeri 7,024 kPA, solda 6,90 kPA ölçüldü (Tablo 7). Kontrol grubunda sağ böbrek parankim elasto değeri 4,14130 kPA, solda 4,11730 kPA olarak ölçüldü (Tablo 7). Her iki böbrek parankim elasto değerleri hasta grubunda kontrol grubuna kıyasla daha yüksek olduğu saptandı ( $p<0.05$ ). Her iki grupta da sağ ve sol böbrek parankim elasto değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark izlenmedi ( $p>0.05$ ).

Hasta grubunda sağ böbrek rezistif indeks değeri 0,5959, sol böbrek rezistif indeks değeri 0,5924 ölçüldü. Kontrol grubunda sağ böbrek rezistif indeks değeri 0,5218, sol böbrek rezistif indeks değeri 0,5210 ölçüldü (Tablo 8).



**Resim-3:** Sağlıklı yetişkinde sağ böbrek orta polüne yerleştirilen ROI ile parankim elastisitesinin ölçümü



**Resim-4:** Tip 2 Diabetes Mellitus'lu hastada sağ böbrek orta polüne yerleştirilen ROI ile parankim elastisitesinin ölçümü

**Tablo-7:** Grupların cinsiyete göre dağılım durumu

			grup		Total
			Hasta	Sağlam	
cinsiyet	ERKEK	Count	51	55	106
		% within cinsiyet	48,1%	51,9%	100,0%
cinsiyet	KADIN	Count	49	45	94
		% within cinsiyet	52,1%	47,9%	100,0%
Total		Count	100	100	200
		% within cinsiyet	50,0%	50,0%	100,0%

**Tablo-8:** Hasta ve kontrol gruplarında yaş, her iki böbrek elastografi ve her iki böbrek rezistif indeks değerlerinin ortalamaları

	grup	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
Yaş	Hasta	100	49,11	6,766	,677
	Sağlam	100	48,38	6,837	,684
Sağ	Hasta	100	7,024000	2,1555810	,2155581
	Sağlam	100	4,141300	,9806694	,0980669
Sol	Hasta	100	6,900000	2,0925549	,2092555
	Sağlam	100	4,117300	,8559581	,0855958
sağ_RI	Hasta	100	,595900	,0521864	,0052186
	Sağlam	100	,521800	,0523273	,0052327
sol_RI	Hasta	100	,592400	,0409266	,0040927
	Sağlam	100	,521000	,0509406	,0050941

## 5. TARTIŞMA

Diyabet, insülin eksikliği ya da insülin etkisindeki defektler nedeniyle organizmanın karbonhidrat (KH), yağ ve proteinlerden yeterince yararlanmadığı, kronik metabolik bir hastalıktır ve sürekli tıbbi bakım gerektirmektedir. DM; tip 1 DM, tip 2 DM, gestasyonel DM ve diğer spesifik diyabet türleri olmak üzere 4 ana sınıfa ayrılmaktadır. İlk üç grup primer diyabet, diğer spesifik türler ise sekonder diyabet formlarıdır. Tip 2 DM, insülin direnci zemininde ilerleyici insülin sekresyon defekti ile karakterizedir (42).

Diyabetik nefropati (DN), artan sayıda hastanın son dönem böbrek yetmezliği (SDBY) geliştirmesinden dolayı önemli bir sağlık sorunudur. ABD’de yeni gelişen SDBY’nin %40’ını DN oluşturmaktadır. Tanım olarak DN, diğer böbrek hastalıkları olmadan, diyabetli bir hastada sürekli idrar albumin çubuğunun pozitif olması veya günde 300 mg’dan fazla albumin ekskresyonudur (49). Tüm diabetiklerde diabetik nefropati prevalansı %4-8 oranında bildirilmektedir. (50). Tip 2 DM olan hastalarda tanıdan 20 yıl sonra diabetik nefropati görülme insidansı %25 oranında olmaktadır. Bu hastaların %20 kadarı da 10 yıl içinde progressive renal yetmezliğe sahip olup son dönem böbrek yetmezliğine ilerleyeceklerdir. (51). Kronik böbrek hastalığı ve progresyonunda interstisyum ve glomerüllerde gelişen fibrozis önemli bir rol oynar. Renal fibrozisin KBH patofizyolojisi ve progresyonunda ana sebeplerden biri olduğu düşünülmektedir (67). Basitçe renal fibrozis böbrekteki kronik hasarın başarısız bir yara iyileşmesi sürecine girmesi olarak tanımlanabilir (68). Renal fibrozis ve KBH arasındaki bağlantı araştırmacıları bu konuya yönlendirmiştir. Biyopsi ile renal fibrozisi erken dönemde tanımak mümkün olmakla birlikte invaziv işlem yapmanın getirdiği riskler bu tanı yöntemini kullanmayı zorlaştırmaktadır. Bu nedenle renal fibrozisi gösterecek non invaziv metodlar bulunması yeni araştırmaların konusu olmuştur (69).

Renal fibrozisi saptamak için non-invaziv yöntemlerden US ile dokunun sertliğini değerlendirmek de kullanılabilir bir yöntemdir. US ile dokuların elastikiyeti ‘elastografi’ ile incelenebilir (4). Elastografi birkaç farklı yöntemle ölçülebilmektedir (69). Çalışmamızda ‘shear wave elastografi’ yöntemi ile doku elastikiyetini değerlendirmeyi planladık. KBH sürecinde fibrozis gelişimi ile beraber vasküler direncin de arttığı daha önce yapılan çalışmalarda saptanmıştır (70).

Renal arter doppler US yöntemi ile renal vasküler direnci saptamak mümkündür. Vasküler direnç RI formülü ile  $((V_{max}-V_{min})/ V_{max} )$  hesaplanır(5). Çalışmamızda RI formülü ile vasküler direnci değerlendirerek doku elastikiyeti ile ilişkisini araştırmayı planladık.



Biz bu çalışmamızda Tip 2 Diabetes Mellitus'lu hastalarda her iki böbrek parankiminin sertlik derecesini Shear-Wave elastografi tekniği ile kilopaskal (kPa) cinsinden ve her iki böbrek vasküler direncini Renkli Doppler Ultrasonografi tekniğini kullanarak RI formülü ile  $((V_{max}-V_{min})/V_{max})$  kantitatif veriler elde ederek sağlıklı gönüllü populasyon ile karşılaştırdık.

Çalışmamız Renkli Doppler Ultrasonografi ve Shear-Wave Ultrasonografi uygulanan toplam 100 hasta ve 100 sağlıklı gönüllü popülasyonda hasta grubunun % 51'i erkek, % 49'u kadın, kontrol grubunun % 45'i kadın, % 55'i erkek cinsiyette saptanmış olup çalışmamızda kadın erkek oranı hemen hemen homojendir. Hasta grubunda yaş ortalaması 49,11, kontrol grubunda 48,38 olarak bulunmuştur. Hasta ve kontrol grubunda cinsiyet ve yaş değerlerinin homojen olması cinsiyete ve yaşa bağlı karıştırıcı faktörlerden kaynaklanan ölçüm değerlerinin etkilenmesinin önüne geçildiği düşünülmekte ve dolayısıyla çalışmanın bu özellikleri içermesi araştırmanın güçlü yönlerini oluşturmaktadır.

Literatürde Tip 2 Diabetes Mellitus'lu hastalarda bilateral böbreklerin Shear-Wave elastografi ve Renkli Doppler Ultrasonografi tekniğiyle RI değeri üzerinden birlikte değerlendirildiği herhangi bir çalışmaya rastlamadık. Ancak Literatürde Tip 2 Diabetes Mellitus dahil olmak üzere böbreği etkileyen çeşitli hastalıklarla birlikte etkilenen böbrekler ve normal böbrekleri elastografik olarak değerlendiren bir çok yayın mevcuttur. Beraberinde Tip 2 Diabetes Mellitus dahil olmak üzere böbreği etkileyen çeşitli hastalıklarla birlikte etkilenen böbrekler ve normal böbrekleri Renkli Doppler Ultrasonografi tekniğiyle değerlendiren yine birçok yayın mevcuttur.

Bizim çalışmamızda 100 kişiden oluşan %51'i erkek, %49'u kadın olan hasta grubunda sağ böbrek parankim elasto değeri ortalama 7,024 kPA, sol böbrek elasto değeri ortalama 6,90 kPA ölçüldü. 100 kişiden oluşan %55'i erkek, %45'i kadın kontrol grubunda sağ böbrek parankim elasto değeri ortalama 4,14130 kPA, sol böbrek elasto değeri ortalama 4,11730 kPA olarak ölçüldü. Her iki böbrek parankim elasto değerleri hasta grubunda kontrol grubuna kıyasla daha yüksek olduğu saptandı ( $p < 0,05$ ). Her iki grupta da sağ ve sol böbrek parankim elasto değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark izlenmedi ( $p > 0,05$ ). 2018 yılında Ayşe Selcan Koç ve Hilmi Erdem Sümbül'ün yaptığı çalışmaya Tip 2 DM olan 50 hasta ve Tip 2 DM olmayan 53 hasta dahil edilmiş olup, Tip 2 DM olan hastaların Shear-Wave Ultrasonografi ile ölçülen renal elastisite değerleri Tip 2 DM olmayan hastalara oranla daha yüksek çıkmıştır ( $p < 0,05$ ) (71). Kamal ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada diyabetik böbrek hastalığına bağlı grade 3-4 kronik böbrek hastalığı olan hastalarla birlikte

23 sağlıklı gönüllünün renal elastisite değerleri Shear-Wave Ultrasonografi tekniğiyle karşılaştırılmıştır. Diyabetik böbrek hastalığına bağlı kronik böbrek hastalığı olanlarda renal elastisite değerleri  $23.72 \pm 14.33$  kPa, sağlıklı gönüllülerde ise  $9.02 \pm 2.42$  kPa ölçülmüş olup anlamlı farklılık saptanmıştır ( $p < 0.001$ ) (72). Samir ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada 25 KBH hastası ile 20 sağlıklı gönüllü karşılaştırılmıştır. Shear-wave elastografi ile değerlendirilen elastisite skorları KBH grubunda artmış olarak saptanmıştır (73).

Çalışmamızda cinsiyet ve yaş ile elastografi ölçümleri arasında anlamlı farklılık saptanmadı ( $p > 0,05$ ). Grass ve arkadaşlarının sağlıklı pediatrik yaş grubu ve genç erişkin üzerine yaptıkları çalışmada da çalışmamıza benzer şekilde elastografik değerler ile cinsiyet arasında anlamlı bir ilişki olmadığı fakat boy, kilo ve yaş ile pozitif yönde anlamlı bir korelasyonun olduğu anlaşılmıştır (74).

Bize göre. yapılmış birçok çalışmada birbirinde farklı elastisite ölçülerinin ortaya çıkmasında ölçüm tekniği, ölçülen lokalizasyon, böbreklerin simetrik olmayışı ve farklı bölümlerden oluşan yapısı, ölçümde kullanılan teknik değişiklikler gibi çok sayıda faktörün yanısıra, fibrozisin oluşum sürecinde, renal fibrozisle birlikte böbreklerdeki kan akımının ve glomerüler filtrasyondaki azalmanın sonucunda oluşan perfüzyon azalmasının baskın olduğu durumlar ve renal skar dokusundaki ekstrasellüler matriks artışının, perfüzyon azalmasına göre daha dominant olduğu durumlarda yapılan renal elastografik incelemelerde farklı sonuçlar ortaya çıkabilmektedir. Bu sebeple renal elastografik değerlerin böbrekte ortaya çıkan fibrozis dışında çok sayıda farklı parametreden etkilenebilmekte ve bazı hastalıklarda parankimal hasara ve neden olabileceği fibrotik cevaba rağmen düşük elastografik değerler ortaya çıkabilmektedir. Fakat bu düşüncenin ilerleyen zamanlarda yapılacak renal perfüzyon, böbreğin histolojik ve fizyolojik durumu ve böbreğin elastisitesi gibi birçok faktörün korele değerlendirildiği çalışmalarla birlikte desteklenmesi gerekmektedir.

Bugüne kadar yapılan literatürdeki elastografik çalışmalar birlikte değerlendirildiğinde bu alanda daha kapsamlı hasta grupları üzerinden daha detaylı ve titiz çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Çalışmamızda 100 kişilik hasta grubunda sağ böbrek rezistif indeks (RI) değeri ortalama 0,5959, sol böbrek rezistif indeks (RI) değeri ortalama 0,5924 ölçüldü. 100 kişilik kontrol grubunda sağ böbrek rezistif indeks (RI) değeri ortalama 0,5218, sol böbrek rezistif indeks (RI) değeri ortalama 0,5210 ölçüldü. Rezistif indeks (RI) değeri Tip 2 DM' u olan hasta grubunda, sağlıklı kontrol grubuna

kıyasla anlamlı derecede yüksek çıkmıştır ( $p<0,05$ ). Aynı zamanda her iki böbrek rezistif indeks (RI) değerleri arasında hasta ve kontrol grubunda anlamlı fark saptanmamıştır ( $p>0,05$ ). Fiorini ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada diyabetik nefropatili Tip 1 ve Tip 2 DM olan hastaların intrarenal rezistif indeks (RI) değerleri ölçülmüş her iki hasta grubunda da Tip 2 DM olan hastalarda daha belirgin olmak üzere RI değerlerinde anlamlı yükseklik saptanmıştır (75). Tatsuo ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada Diabetes Mellitus'lu hastalardaki renal rezistif indeks değerleri sağlıklı olanlara göre yüksek bulunmuştur (76). Toledo ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada rezistif indeks (RI) değerinin yüksekliği kronik böbrek rahatsızlığı olan hastalarda artmış mortalite ile ilişkili bulunmuştur (77). Yuko ve arkadaşlarının yaptığı başka bir çalışmada ise rezistif indeks (RI) değerinin kronik böbrek hastalığı etyolojisi ile olan ilişkisi değerlendirilmiştir. Kontrol grubu da olan bu çalışmaya toplamda 245 kişi dahil edilmiştir. Dahil olan bu kişiler hasta ve kontrol grubu olarak belirlendikten sonra kronik böbrek hastalığı etyolojisine göre gruplandırılmıştır. Yapılan çalışma sonucunda diyabetik nefropatili grupta diğer gruplara göre daha yüksek rezistif indeks (RI) değerleri bulunmuştur. Bu sonucun diyabetik hastalarda artmış sistemik ateroskleroz ile bağlantılı olduğu düşünülmüştür (78). Yaptığımız bu çalışmada diğer birçok çalışma ile benzer şekilde hasta grubundaki rezistif (RI) değerleri hasta grubunda kontrol grubuna oranla anlamlı yüksek bulunmuştur. Çıkan sonuçlar ön planda bu durumun ilk planda renal fibrozis ile ilişkili olduğu düşünülmüştür. Diğer yandan artmış rezistif indeks (RI) değerlerinin diyabetik hastalarda ateroskleroz ile de ilişkili olabileceği düşünülmüştür. Renkli doppler ultrasonografi ile bakılan rezistif indeks (RI) değerinin kronik böbrek hastalığı olan özellikle de diyabetik nefropatili hastalarda takip edilmesi gereken önemli bir parametre olduğu düşünülmüştür.

## 6. SONUÇ

Tip 2 Diabetes mellitus tüm dünyada ve ülkemizde, alınan tüm önlemlere rağmen, halen büyüyen, toplum sağlığını tehdit eden ciddi bir sağlık sorunudur. Gelişmiş ülkelerin çoğunda, son dönem böbrek yetmezliğinin (SDBY) önde gelen nedeni olan diyabetik nefropati ciddi bir halk sağlığı sorunudur. Diyabetik nefropati dünya genelinde diyabetes mellitusun en ciddi komplikasyonlarından biridir. Bu nedenle diyabetik nefropati geliştirme riski yüksek olan bireylerin belirlenebilmesi için bilim, erken tanı ve taramada yeni yöntemler geliştirme çabasıdadır. Ultrason Elastografi doku sertliğini görselleştirmek için geliştirilmiş bir yöntemdir. Ultrason Elastografi görselliğe dayalı subjektif bir yöntemdir. Bu nedenle elastografi konusunda son yıllarda ciddi araştırmalar yapılmış olup shear-wave elastografi yöntemi eski yöntemlere göre çok daha objektif, güvenilir ve tekrarlanabilir özellikte bulunmuştur.

Biz yaptığımız çalışmada Tip 2 Diabetes Mellitus olan ancak ek kronik başka hastalığı olmayan hastalarla, sağlıklı gönüllülerin shear-wave elastografi her iki böbrek parankiminin sertlik derecelerinin ve Renkli Doppler Ultrasonografi ile her iki böbreğin rezistif indeks değerlerinin karşılaştırılmasının fayda verip vermediğini araştırmaya çalıştık. Tip 2 Diabetes Mellitus olan hastaların elastografi değerleri ile rezistif indeks değerlerinin sağlıklı gönüllülere daha yüksek olduğunu saptadık ( $p < 0,005$ ). Fakat daha önce yazımızda söylediğimiz gibi literatürde renal patolojilerin shear-wave elastografi sonuçları ile ilgili birçok çalışma mevcuttur. Bununla birlikte renal elastografi incelemesinde böbreklerin heterojen yapısı ve böbreklerin göreceli olarak derinde yer alması yapılan ölçümler sırasında bazı teknik hatalar oluşturabilmektedir. Yaptığımız çalışmanın bu konu üzerinde daha kapsamlı ve kontrollü çalışmalara ışık tutacağını umut ediyoruz.

## 7. KAYNAKLAR

1. Satman I, Yilmaz T, Sengul A, et al. Population-based study of diabetes and risk characteristics in Turkey: results of the Turkish diabetes epidemiology study (TUR-DEP). *Diabetes Care* 2002; 25: 1551-6.
2. Satman I, Tutuncu Y, Gedik S, et al. The TURDEP-II Study Group, Diabetes epidemic in Turkey: Results of the second population based survey of diabetes and risk characteristics in Turkey (TURDEP-II). Poster: A-11-2498. 47th EASD Annual Meeting, 12-16 Sept 2011, Lisbon, Portugal. *Diabetologia* 2011;54(Suppl 1): 2498-9.
3. El Nahas AM. Growth factors and glomerular sclerosis. *Kidney Int Suppl.* 1992; 36:15-20.
4. Balleyguier C, Ciolovan L, Ammari S, Canale S, Sethom S, Al Rouhbane R, et al. Breast elastography: The technical process and its applications. *Diagn Interv Imaging.* 2013; 94(5):503–13.
5. Tublin ME, Bude RO, Platt JF. The resistive index in renal Doppler sonography: Where do we stand? *Am J Roentgenol.* 2003;180(4):885–92.
6. Taş S, Onur MR, Yılmaz S, Soylu AR, Korkusuz F. Shear Wave Elastography Is a Reliable and Repeatable Method for Measuring the Elastic Modulus of the Rectus Femoris Muscle and Patellar Tendon. *J Ultrasound Med.* 2017 Mar;36(3): 565-70.
7. Rübenthaler J, Müller-Peltzer K, Reiser M, Rjosk-Dendorfer D, Clevert DA. [Sonoelastography in daily clinical routine] *Radiologe.* 2017 Feb 17; 17-224.
8. Lou Z, Yang J, Tang L, Jin Y, Zhang J, Liu C, Li Q. Shear Wave Elastography Imaging for the Features of Symptomatic Carotid Plaques: A Feasibility Study. *J Ultrasound Med* 2017 Jun; 36(6): 1213-23.
9. Landau E, Del Re D, Kviatkovsky B, Rothstein A, Scheiner J, Lin C. Elastography-targeted Thyroid nodule Aspiration: A Novel Approach. *J Clin Imaging Sci.* 2017 Jan 27; 7: 4-5.
10. Dr. A.Yiğit Göktay, Dr. Adnan Kabaalioglu, Dr. Cem Yücel DDA. Renal Renkli Doppler Ultrasonografi İncelemesi Uygulama Kılavuzu. Tıbbi Ultrason Derneği. 2006;
11. Gülsoy UK, Oyar O. Ultrasonografi fiziği. In: Oyar O, Gülsoy UK, editors. Tıbbi görüntüleme fiziği 1st ed. Ankara: Rekmay Ltd Şti 2003; 167-230.
12. Cetin N, Tiroid Nodüllerinin Tanısında US-Elastografi'nin Etkinliği, Uzmanlık Tezi, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Ana Bilim Dalı, Ankara, 2011: 1-141.
13. Hagen-Ansert SL. Ultrasonun temelleri. In: Hagen-Ansert SL. Tanısal ultrasonografi. Ankara: Güneş 2005; 5.
14. Kalender O, Kavalcı R. "Ultrasonografi" <http://www.belgeler.com/blg/liw/> ultrasonografi

[04.11.2012].

15. Merrit CRB. Physics of ultrasound. In: Rumack MC, Wilson SR, Charboneau JW, editors Diagnostic Ultrasound Missouri: Elsevier Mosby, 2005; 3-34.
16. Feldman M K et al. Radio Graphics 2009; 29: 1179–89.
17. Tuncel E. Ultrasonografi. In: Klinik Radyoloji Bursa: Nobel-Güneş Kitabevi 2007; 2: 173–81.
18. Cochlin DL, Ganatra RH, Griffiths DF. Elastography in the detection of prostatic cancer Clin Radiol 2002; 57(11): 1014-20.
19. Mitchell DG. Color Doppler imaging: principles, limitations and artifacts Radiology 1990; 177(1):1-10.
20. Koloğlu S. Endokrinoloji temel ve klinik. 2.baskı. Ankara: Medical Network&Nobel, 2005;155-283.
21. Zwirowich C V Renal Transplant Imaging and Intervention: Practical Aspects – 2 Vancouver Hospital & Health Sciences Centre Vancouver, B.C. Last updated 11th August 1998. <http://www.radiology.co.uk/srs-x/tutors/renaltx/ren2.htm>. [04.11.2012].
22. Erol Ç. İç Hastalıkları İstanbul: Nobel, 2008;1: 3703-37.
23. Rahmouni A, Bargoin R, Herment A, et al. Color Doppler "twinkling" artifact in hyperechoic regions. Radiology 1996; 199(1): 269-71.
24. Conkbayir I, Yanik B, Senyucel C, ve ark. [Twinkling artifact in color Doppler ultrasonography. pictorial essay]. Tani Girişim Radyol 2003; 9(4): 407-10.
25. Kern R, Szabo K, Hennerici M, et al. Characterization of Carotid Artery Plaques Using Real-time Compound B-mode Ultrasound Stroke 2004;35:870-5.
26. Khaled W, Reichling S, Bruhns OT, et al. Ultrasonic strain imaging and reconstructive elastography for biological tissue. Ultrasonics 2006; 44: 199–202.
27. Luo J, Ying K, Bai J. Elasticity reconstruction for ultrasound elastography using a radial compression: an inverse approach. Ultrasonics 2006; 44: 195–8.
28. Garra BS. Imaging and estimation of tissue elasticity by ultrasound. Ultrasound Q 2007;23(4):255–68.
29. Ophir J, Kallel F, Varghese T, et al. Elastography. Optical and acoustical imaging of biological media 2001;4:1193–212.
30. Ophir J, Cespedes I, Ponnekanti H, et al. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. Ultrasonud Imaging 1991;13(2):111-34.
31. Havre RH, Elde E, Gilja OH, et al. Freehand real-time elastography: impact of scanning parameters of image quality and in vitro intra- and interobserver validations. Ultrasound

- Med Biol 2008;34(10):1638–50.
32. Pehlivan F. Biyofizik. 2. Baskı. Ankara: Hacettepe Taş,1997; 390-4.
  33. Elastic Properties and Young Modulus for some Materials, [http://www.engineeringtoolbox.com/young-modulus-d\\_417.html](http://www.engineeringtoolbox.com/young-modulus-d_417.html) [12.03.2013].
  34. Sebag F, Vaillant-Lombard J, Berbis J, et al. Shear wave elastography: a new ultrasound imaging mode for the differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules. J Clin Endocrinol Metab 2010;95(12):5281-8.
  35. Rago T, Vitti P. Role of thyroid ultrasound in the diagnostic evaluation of thyroid nodules. Best Pract Res Clin Endocrinol Metab 2008;22(6):913-28.
  36. Shiina T, Yamakawa M, Nitta N, et al. Real time tissue elasticity imaging using the combined autocorrelaiton method. Medix Suppl 2007;4–7.
  37. Lerner RM, Huang SR, Parker KJ. “Sonoelasticity” images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated tissues. Ultrasound Med Biol 1990;16(3):231-9.
  38. Ophir J, Alam SK, Garra B, et al. Elastography: ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues. Proc Inst Mech eng 1999;213(3):203-33.
  39. Garra BS, Cespedes EI, Ophir J, et al. Elastography of breast lesions: initial clinical results. Radiology 1997;202(1):79-86.
  40. Kurucolak E. Temel ultrason eğitimi /Kategori: Biyomedikal [04.11.2012].
  41. Beeby S, Ensell G, Kraft M, et al. Mechanical Sensors. Massachusetts: Artech House Inc. 2004;(5):85-9.
  42. Diabetes Mellitus Çalışma ve Eğitim Grubu. Diabetes Mellitus ve Komplikasyonlarının Tanı, Tedavi ve İzlem Kılavuzu. 10.Baskı, Türkiye Endokrinoloji ve Metabolizma Derneği (TEMED) Yayınları Ankara, BAYT Matbaacılık 2018,1: 15-33.
  43. Global report on diabetes World Health Organization, Geneva, 2016
  44. Yenigün M, Altuntaş Y. Her Yönüyle Diabetes Mellitus Nobel Tıp Kitabevleri 2001; 2: 69-245.
  45. T.C. Sağlık Bakanlığı, Türkiye Halk Sağlığı Kurumu Türkiye Diyabet Programı 2015-2020, Yayın no: 816, Ankara, 2014;
  46. McPhee SJ, Papadakis MA and Tierney LM. Current Medical Diagnosis & Treatment McGraw-Hill Medical, New York, 2010; Chapter 27.
  47. Dinççağ N, Diabetes Mellitus Tanı ve Tedavisinde Güncel Durum, İç Hastalıkları Dergisi 2011;18:181-223.
  48. Braunwald E, Fauci AS, Kasper DL, Hauser SL, Longo DL, Jameson JL. editors Sağlık Y (çev. ed.) 13. Harrison İç Hastalıkları Prensipleri, Nobel Kitabevleri, 2004; 2: 2109-38.

49. Mogensen CE, Christensen CK, Vittinghus E. The stages in diabetic renal disease. With emphasis on the stage of incipient diabetic nephropathy. *Diabetes* 1983; 32 (Suppl 2):64-78.
50. Kahn CR, Weir GC, King GL, Jacopson AM, Moses AC, Smith RJ. *Joslin's Diabetes Mellitus* Yumuk M (çev.ed) İstanbul Medikal Yayıncılık, 2008; 331-9.
51. Klein R, Klein B. Epidemiology of proliferative diabetic retinopathy. *Diabetes Care* 1992; 15: 1875–91.
52. Klein R, Klein B, Moss S, et al. The Wisconsin epidemiologic study of diabetic retinopathy. XIV. Ten-year incidence and progression of diabetic retinopathy *Arch Ophthalmol* 1994;112:1217–28.
53. Browning D. *Diabetic Retinopathy*. CD Ed. New York; Springer, 2010.
54. Klein R, Klein BE, Moss SE, Davis MD, DeMets DL. The Wisconsin epidemiologic study of diabetic retinopathy III. Prevalence and risk of diabetic retinopathy when age at diagnosis is 30 or more years *Arch Ophthalmol* 1984;102: 527–32.
55. Diabetes Control and Complications Trial Research Group. The effect of intensive diabetes treatment on the progression of diabetic retinopathy in insulin-dependent diabetes mellitus. *Arch Ophthalmol* 1995;113: 36–51.
56. Axer-Siegel R, Hod M, Fink-Cohen S, Kramer M, Weinberger D, Schindel B, et al Diabetic retinopathy during pregnancy. *Ophthalmology*. 1996;103: 1815–9.
57. Cai XL, Wang F, Ji LN. Risk factors of diabetic retinopathy in type 2 diabetic patients. *Chin Med J (Engl)* 2006;119: 822–6.
58. Klein BE, Klein R, Moss SE, Palta M. A cohort study of the relationship of diabetic retinopathy to blood pressure *Arch Ophthalmol* 1995;113: 601–6.
59. Wu M, Chen Y, Wilson K, Chirindel A, Ihnat MA, Yu Y, et al. Intraretinal leakage and oxidation of LDL in diabetic retinopathy *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2008;49: 2679–85.
60. Ryan EH Jr, Han DP, Ramsay RC, et al. Diabetic macular edema associated with glitazone use *Retina* 2006;26(5):562–70.
61. Warram JH, Gearin G, Laffel L, Krolewski AS. Effect of duration of Type 1 diabetes on the prevalence of stages of diabetic nephropathy defined by urinary albumin/creatinine ratio. *J Am Soc Nephrol* 1996; 7:930-7.
62. Canadian Institutes for Health Information Annual report Dialysis and renal transplantation. Canadian Organ Replacement Register. Ottawa (ON): Canadian Institutes for Health Information, 1999; Volume 1:
63. Haris MI, Klein R, Welborn TA, Knuiman MW. Onset of NIDDM occurs at least 4-7



- years before clinical diagnosis. *Diabetes Care* 1992; 15:815-9.
64. Krolewski AS, Warram JH, Freire MB. Epidemiology of late diabetic complications. A basis for the development and evaluation of preventive programs. *Endocrinol Metab Clin North Am* 1996; 25:217-42.
  65. American Diabetes Association. Diabetic Nephropathy. *Diabetes Care* 2003; 26 (Suppl 1): 94-8.
  66. Warram JH, Scott LJ, Hana LS, et al. Progression of microalbuminuria to proteinuria in Type 1 diabetes: Nonlinear relationship with hyperglycemia. *Diabetes* 2000; 49:94-100.
  67. Levey AS. Measurement of Renal Function in Chronic Renal Disease *Kidney Int.* 1990; 38: 167-84.
  68. Akahashi T, Wang F, Quarles CC, Sciences R. Current MRI Techniques for the Assessment of Renal Disease. *Curr Opin Nephrol Hepertens* 2016; 24(3): 217–23.
  69. Sar MA. Elastography Usage in Renal Patients *Turkish Nephrol Dial Transplant J.* 2017; 26(1): 18–2.
  70. Galesić K, Sabljarić Matovinović M, Tomić M BB. Renal Vascular Resistance in Glomerular Diseases – Correlation of Resistance Index with Biopsy Findings. *Coll Antropol.* 2004;28:667– 74.
  71. Koc, AS & Sumbul, HE *J Ultrason* 2018; 21: 279-80.
  72. Hassan K, Loberant N, Abbas N, Fadi H, Shadia H, Khazim K. Shear wave elastography imaging for assessing the chronic pathologic changes in advanced diabetic kidney disease. *Ther Clin Risk Manag.* 2016;12:1615–22.
  73. Samir AE, Allegretti AS, Zhu Q, Dhyani M, Anvari A S, DA, Trottier CA, Dougherty S, Williams WW, Babitt JL W, J, Thadhani RI LH. Shear wave elastography in chronic kidney disease: A pilot experience in native kidneys. *BMC Nephrol.* 2015;16:119-20.
  74. Grass, L., Szekely, N., Alrajab, A., Bui-Ta, T. T. T., Hoffmann, G. F., Wühl, E., & Schenk, J. P. Point-shear wave elastography (pSWE) using Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) imaging: a feasibility study and norm values for renal parenchymal stiffness in healthy children and adolescents *Medical Ultrasonography* 2017;
  75. Fiorini F, Barozzi L. The role of ultrasonography in the study of medical nephropathy. *J Ultrasound* 2007; 10(4):161–7.
  76. Tatsuo Kawai, Kei Kamide, Miyuki Onishi, Hiroko Yamamoto-Hanasaki, Yoshichika Baba, Kazuhiro Hongyo, Izumi Shimaoka, Yuji Tatara, Yasushi Takeya, Mitsuru Ohishi, Hiromi Rakugi, Usefulness of the resistive index in renal Doppler ultrasonography as an

indicator of vascular damage in patients with risks of atherosclerosis, *Nephrology Dialysis Transplantation*, Volume 26, Issue 10, October 2011; Pages 3256–62.


77. Toledo C, Thomas G, Schold JD, Arrigain S, Gornik HL, Nally J V, et al. Renal Resistive Index and Mortality in Chronic Kidney Disease. *Hypertension*. 2015.
78. Ohta Y, Fujii K, Arima H, Matsumura K, Tsuchihashi T, Tokumoto M, Tsuruya K, Kanai H, Iwase M, Hirakata H IM. Increased renal resistive index in atherosclerosis and diabetic nephropathy assessed by Doppler sonography. *J Hypertens*. 2015;23:1905–11.



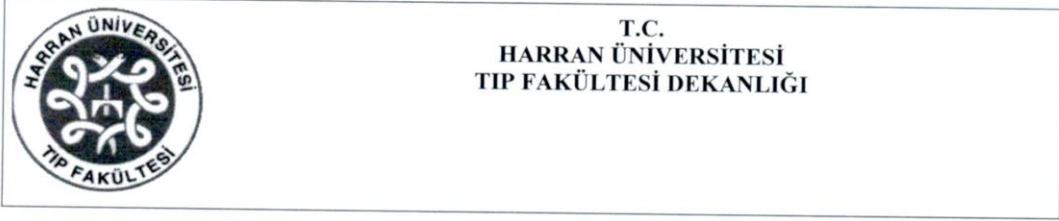
## 8. EKLER

### Ek-1: Etik Kurul Kararı

<b>HARRAN ÜNİVERSİTESİ</b> <b>TIP FAKÜLTESİ</b> <b>Etik Kurul Kararı</b>	
<b>TARİH</b>	: 10.12.2018
<b>OTURUM</b>	: 12
<b>SAAT</b>	: 13:00

18/12/02	<p><b>Karar:</b> Üniversitemiz Radyoloji Anabilim Dalı Dr. Öğr. Üyesi Sunay Sibel KARAYOL'un yürütücüsü olduğu "<b>Tip 2 Diabetes Mellitus'lu Hastalarda Böbreklerin Renal Doppler Ultrasonografi ve Ultrason Elastografi İle Birlikte Değerlendirilmesi</b>" başlıklı çalışmaya Etik Kurul onayı verilmesine,</p> <p>Oy birliği ile karar verilmiştir.</p> <p style="text-align: center;"> <b>ASLI GİBİDİR</b> <b>Prof. Dr. Zehra YILMAZ</b> <b>Etik Kurul Başkanı</b></p>
----------	---

## Ek-2: Turnitin Raporu



### TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU VE BEYAN BELGESİ

<b>Öğrencinin</b>	
<b>T.C.</b>	: 62083042476
<b>Adı, Soyadı</b>	: Atakan KIRTEKE
<b>Anabilim Dalı</b>	: Radyoloji
<b>Tezin Adı</b>	: Tip 2 Diabetes Mellitus'lu Hastalarda Böbreklerin Renal Doppler Ultrasonografi ve Ultrason Elastografi ile Birlikte Değerlendirilmesi

### MEZUNİYET SONRASI EĞİTİM KOORDİNASYON KURULU BAŞKANLIĞINA

Yukarıda başlığı belirtilen **Tip 2 Diabetes Mellitus'lu Hastalarda Böbreklerin Renal Doppler Ultrasonografi ve Ultrason Elastografi ile Birlikte Değerlendirilmesi** çalışmamın; *kapak sayfası, giriş, ana bölümler ve sonuç* kısımlarından oluşan toplam 72 sayfalık kısmına ilişkin, 17.10.2019 tarihinde şahsım/danışmanım tarafından "TURNITIN" adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, benzerlik oranı %21'dir.

Uygulanan filtrelemeler:

- 1- Kabul/Onay ve Bildirim sayfaları hariç,
- 2- Kaynakça hariç
- 3- Alıntılar hariç
- 4- 6 kelimedenden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

Yukarıda bilgileri verilen tezin, Mezuniyet Sonrası Eğitim Koordinasyon Kurulu tarafından kabul edilen Uzmanlık Tezinin orijinallik raporu alınması uygulama esasları ile belirlenen azami benzerlik oranlarını aşmadığımı ve bütün bilgilerin, akademik kurallara uygun olarak toplanıp sunulduğunu, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçları andığımı, blok şeklinde alıntılar yapmadığımı ve tüm alıntılarının bilimsel atıf kuralları çerçevesinde kaynağını gösterdiğimi, Yükseköğretim Kurulu Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesi ile Harran Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesinin 8. maddesinde yer alan etik ihlallerden her hangi birisinin yer almadığını, etik ihlal tespiti halinde, tüm hukuki yasal işlemleri kabul ediyorum.

Gereğini saygılarımla arz ederim. 27.04/2020..

#### Tezi Hazırlayan Uzmanlık Öğrencisinin

Adı-Soyadı: Dr. Atakan KIRTEKE

İmzası:

Yukarıda yer alan raporun ve beyanın doğruluğunu onaylarım 28.01.2020..

#### Danışmanın

Unvanı-Adı-Soyadı: Dr. Öğr. Üyesi Sunay Sibel KARAYOL

İmzası:

Not: Tezde benzerlik oranı %25'ten yüksek olmamalıdır.

# TİP 2 DİABETES MELLİTUS'LU HASTALARDA BÖBREKLERİN RENAL DOPPLER ULTRASONOGRAFİ VE ULTRASON ELASTOGRAFİ İLE BİRLİKTE DEĞERLENDİRİLMESİ

ORIGINALITY REPORT

## 21%

SIMILARITY INDEX

PRIMARY SOURCES

1	<a href="http://www.tip.hacettepe.edu.tr">www.tip.hacettepe.edu.tr</a> Internet	554 words — 4%
2	<a href="http://www.azkurs.org">www.azkurs.org</a> Internet	371 words — 3%
3	<a href="http://www.medinfo.hacettepe.edu.tr">www.medinfo.hacettepe.edu.tr</a> Internet	149 words — 1%
4	<a href="http://retinavitreus.com">retinavitreus.com</a> Internet	76 words — 1%
5	<a href="http://istanbulsaglik.gov.tr">istanbulsaglik.gov.tr</a> Internet	69 words — 1%
6	<a href="http://www.ger-portugal.com">www.ger-portugal.com</a> Internet	68 words — 1%
7	<a href="http://pergamos.lib.uoa.gr">pergamos.lib.uoa.gr</a> Internet	62 words — < 1%
8	<a href="http://issuu.com">issuu.com</a> Internet	59 words — < 1%
9	<a href="http://academic.oup.com">academic.oup.com</a> Internet	56 words — < 1%
10	<a href="http://www.bijj.org">www.bijj.org</a> Internet	

		46 words — < 1%
11	ultrasonics.bioen.uiuc.edu Internet	45 words — < 1%
12	library.cu.edu.tr Internet	45 words — < 1%
13	www.ijmhs.net Internet	43 words — < 1%
14	tndt.org Internet	40 words — < 1%
15	www.tenpath.org Internet	38 words — < 1%
16	www.birpublications.org Internet	35 words — < 1%
17	hepatmon.com Internet	31 words — < 1%
18	David Marlevi, Elira Maksuti, Matthew W Urban, Reidar Winter, Matilda Larsson. " Plaque characterization using shear wave elastography—evaluation of differentiability and accuracy using a combined and setup ", Physics in Medicine & Biology, 2018 Crossref	31 words — < 1%
19	services.rmh.med.sa Internet	30 words — < 1%
20	tip.fusabil.org Internet	30 words — < 1%
21	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 Internet	30 words — < 1%
22	journals.sagepub.com Internet	29 words — < 1%

<b>23</b>	<a href="http://www.siicsalud.com">www.siicsalud.com</a> Internet	26 words — < 1%
<b>24</b>	<a href="http://endometabol.com">endometabol.com</a> Internet	26 words — < 1%
<b>25</b>	Boddi, Maria, Manuela Bonizzoli, Marco Chiostrì, Dario Begliomini, Adele Molinaro, Laura Tadini Buoninsegni, Gian Franco Gensini, and Adriano Peris. "Renal Resistive Index and mortality in critical patients with acute kidney injury", <i>European Journal of Clinical Investigation</i> , 2016. Crossref	25 words — < 1%
<b>26</b>	<a href="http://medultrason.ro">medultrason.ro</a> Internet	25 words — < 1%
<b>27</b>	<a href="http://www.sign.ac.uk">www.sign.ac.uk</a> Internet	25 words — < 1%
<b>28</b>	<a href="http://www.turkendokrin.org">www.turkendokrin.org</a> Internet	25 words — < 1%
<b>29</b>	<a href="http://www.journalagent.com">www.journalagent.com</a> Internet	25 words — < 1%
<b>30</b>	<a href="http://www.molvis.org">www.molvis.org</a> Internet	24 words — < 1%
<b>31</b>	<a href="http://www.scribd.com">www.scribd.com</a> Internet	24 words — < 1%
<b>32</b>	Zhe Lou, Jun Yang, Li Tang, Youhe Jin, Jinsong Zhang, Chao Liu, Qiaobei Li. "Shear Wave Elastography Imaging for the Features of Symptomatic Carotid Plaques: A Feasibility Study", <i>Journal of Ultrasound in Medicine</i> , 2017 Crossref	24 words — < 1%
<b>33</b>	<a href="http://effectivehealthcare.ahrq.gov">effectivehealthcare.ahrq.gov</a> Internet	22 words — < 1%

- 34 Akagi, R., K. Chino, M. Dohi, and H. Takahashi. "Relationships between muscle size and hardness of the medial gastrocnemius at different ankle joint angles in young men", *Acta Radiologica*, 2012. 22 words — < 1%  
Crossref
- 35 gmc.edu.np 21 words — < 1%  
Internet
- 36 ORHAN, Berna and BAHÇEÇİK, Nefise. "Diyabet ve Diyabetik Ayak Eğitiminde Teknoloji - Mobil Eğitim", Logos Yayıncılık, 2017. 21 words — < 1%  
Publications
- 37 Feng Wang, Suwan Wang, Yahua Zhang, Ke Li, Raymond C. Harris, John C. Gore, Ming-Zhi Zhang. "Noninvasive quantitative magnetization transfer MRI reveals tubulointerstitial fibrosis in murine kidney", *NMR in Biomedicine*, 2019. 20 words — < 1%  
Crossref
- 38 journals.tbzmed.ac.ir 20 words — < 1%  
Internet
- 39 www.turkiyeklinikleri.com 20 words — < 1%  
Internet
- 40 Sema PEKER KIZILÖZ, Aybars TAVLAN, Ahmet TOPAL, Atilla EROL, Alper KILIÇASLAN, Şeref OTELCİOĞLU. "A Comparison of the Effects of Postoperative CPAP and Nasal Oxygen Use on Arterial Blood Gas in Laparoscopic Cholecystectomy Performed in Obese Patients: A Prospective, Randomized Clinical Trial", *Türkiye Klinikleri Journal of Medical Sciences*, 2012. 20 words — < 1%  
Crossref
- 41 NANGIR, Ömer Faruk and BALÇIK, Pınar Yalçın. "Bir Bakışta Avrupa ve Türkiye'de Sağlık", *Türk Tabipleri Birliği*, 2016. 18 words — < 1%  
Publications
- 42 Xuelel Ma, Wenli Zhan, Binglan Zhang, Benling Wei, Xin Wu, Min



	Zhou, Lei Liu, Ping Li. "Elastography for the differentiation of benign and malignant liver lesions: a meta-analysis", Tumor Biology, 2014 Crossref	18 words — < 1%
43	www.istanbulsaglik.gov.tr Internet	18 words — < 1%
44	eco-tecnologia.com Internet	17 words — < 1%
45	repositorio.ufjf.br Internet	16 words — < 1%
46	dspace.trakya.edu.tr:8080 Internet	16 words — < 1%
47	acikerisim.baskent.edu.tr Internet	16 words — < 1%
48	www.duo.uio.no Internet	15 words — < 1%
49	Ismail Mihmanli. "Effect of diffuse fatty infiltration of the liver on hepatic artery resistance index", Journal of Clinical Ultrasound, 03/2005 Crossref	15 words — < 1%
50	ichastaliklaridergisi.org Internet	15 words — < 1%
51	pt.scribd.com Internet	13 words — < 1%
52	bmcpharmacoltoxicol.biomedcentral.com Internet	13 words — < 1%
53	TÜRKMEN, Funda, AYTUĞ, Ferhan, İŞİTMANGİL, Gülbu, BERBER, İbrahim, ERİŞKON, Emre, SEVİNÇ, Can and ÖZDEMİR, Ali. "Tip 2 diyabetik	12 words — < 1%

mikroalbuminurik hiperlipidemik hastalarda atorvastatin tedavisinin IL-1&#946; ve IL-10 duzeylerine etkisi", TUBITAK, 2011.

Publications

- 54 M. Gutknecht. "Sonography in the Diagnosis of Renal Transplant Torsion", Journal of Diagnostic Medical Sonography, 09/01/2009  
Crossref 11 words — < 1%
- 55 KIREŞİ, Demet, SEVGİLİ, Mehmet, AÇIKGÖZOĞLU, Saim and ZENGİN, Nazmi. "Diabetik retinopatide oküler kan akımının renkli Doppler ultrasonografi değerlerinin karşılaştırılması", Konya Tabip Odası, 2008.  
Publications 11 words — < 1%
- 56 epub.ub.uni-muenchen.de  
Internet 11 words — < 1%
- 57 slidegur.com  
Internet 10 words — < 1%
- 58 Tuba Ugar, Onur Kogak, Ali Akpek. "New concept design of an insulin pen for visually impaired or blind diabetus mellitus patients", 2016 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO), 2016  
Crossref 10 words — < 1%
- 59 www.i-scholar.in  
Internet 9 words — < 1%
- 60 www.atuder.org.tr  
Internet 9 words — < 1%
- 61 acikerisim.dicle.edu.tr:8080  
Internet 9 words — < 1%
- 62 pharmacy.erciyes.edu.tr  
Internet 9 words — < 1%
- 63 CINGILLIOĞLU, Başak, YAZICIOĞLU, Hasan Fehmi, AYGÜN, Mehmet and ÖZYURT, Osman Nuri. 9 words — < 1%

"Düşük riskli türk populasyonunda 2. trimester uterin arter doppler ultrasonografi bulguları ile kötü gebelik prognozu arasındaki ilişki", TUBITAK, 2010.

Publications

- 
- 64 docshare.tips 8 words — < 1%  
Internet
- 
- 65 www.ccn.ca 8 words — < 1%  
Internet
- 
- 66 AVCI, Deniz, ÇIKIM, Gürkan, ÇELİK, Yunus and AKSU, Ekrem. "Tip II Diyabetes Mellituslu Hastalarda Serum Ürik Asit Ve Gama Glutamil Transferaz Düzeyleri İle Koroner Arter Hastalığı Gelişimi Arasındaki İlişki", Harran Üniversitesi, 2016. 8 words — < 1%  
Publications
- 
- 67 core.ac.uk 8 words — < 1%  
Internet
- 
- 68 adudspace.adu.edu.tr:8080 8 words — < 1%  
Internet
- 
- 69 Adrian Săftoiu, Odd Helge Gilja, Paul S. Sidhu, Christoph F. Dietrich et al. "The EFSUMB Guidelines and Recommendations for the Clinical Practice of Elastography in Non-Hepatic Applications: Update 2018", Ultraschall in der Medizin - European Journal of Ultrasound, 2019 6 words — < 1%  
Crossref

---

EXCLUDE QUOTES OFF  
EXCLUDE BIBLIOGRAPHY OFF

EXCLUDE MATCHES OFF