

T.C.
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİMDALI

**PRİMER HİPERTANSİYONLU HASTALARDA BÖBREK
PARANKİMİNİN ULTRASON ELASTOGRAFI İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Dr. Adem AĞYAR

DANIŞMAN
Doç. Dr. Abdurrahim DUSAK

ŞANLIURFA

2018

T.C.
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİMDALI

**PRİMER HİPERTANSİYONLU HASTALARDA BÖBREK
PARANKİMİNİN ULTRASON ELASTOGRAFI İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Dr. Adem AĞYAR

DANIŞMAN
Doç. Dr. Abdurrahim DUSAK

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

ŞANLIURFA
2018

(Tezin Kabul ve Onay Belgesi)
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA

Dr. Adem AĞYAR'ın "Primer Hipertansiyonlu Hastalarda Böbrek Parankiminin Ultrason Elastografi ile Değerlendirilmesi" başlıklı tezi 26/12/2018 tarihinde jüri üyeleri tarafından değerlendirilerek **Radyoloji Anabilim Dalı** Tıpta Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı
Doç. Dr. Abdurrahim DUSAĞ
Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyoloji Anabilim Dalı Başkanı

Üye
Doç. Dr. Cemil GOYA
Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyoloji Anabilim Dalı

Üye
Dr. Öğr. Üyesi Dilek ŞEN DOKUMACI
Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyoloji Anabilim Dalı

Prof. Dr. Mustafa DENİZ

Dekan Vekili

ONAY

26/12/2018

DEKAN

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve becerilerinden istifade ettiğim başta tez hocam ve aynı zamanda Anabilim Dalı Başkanı Doç.Dr. Abdurrahim DUSAK olmak üzere, bölümümüz öğretim üyeleri Doç.Dr. Saime SHARMATOVA, Dr.Öğr.Üyesi Dilek ŞEN DOKUMACI, Dr.Öğr.Üyesi Sunay Sibel KARAYOL, Dr.Öğr.Üyesi Osman Dere ve Uzm.Dr. Mehmet KOLU' ya,

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

Beraber çalıŐmaktan büyük mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma ve hastanemizin Radyoloji Bölümü çalıŐanlarına teşekkür ederim.

Ayrıca manevi desteğini hiç esirgemeyen ve her konuda bana yardımcı olan değerli eŐim Gizem AğYAR' a, en yorgun ve sıkıntılı zamanlarımda bile yüzümde gülümsemeye neden olan çocuklarım M.Ertuğrul ve Ahmet Eymen' e sonsuz sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Dr. Adem AğYAR

TEŞEKKÜR	I
İÇİNDEKİLER	II
TABLolar DİZİNİ	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	V
RESİMLER DİZİNİ	VI
KISALTMALAR	VII
ÖZET	IX
ABSTRACT	X
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ultrasonografi Fiziği	3
2.1.1. Ultrasonografinin Tanımı ve Ultrasesin Özellikleri	3
2.1.2. Ultrases ve Doku Arasındaki Etkileşimler	7
2.1.3. Ultrasonografi Cihazının Yapısı	9
2.1.4. Ultrasonografide Çözünürlük	13
2.1.5. Ultrasonografik Gösterim Metodları (Mod)	13
2.1.6. Ultrasonografik Artefaktlar	14
2.1.7. Ultrasesin Biyolojik Etkileri	17
2.1.8. Harmonik Görüntüleme	18
2.1.9. Bileşik (Compound) Görüntüleme	18
2.2. US-Elastografi	19
2.2.1. US-Elastografi Fiziği	20
2.2.2. US-Elastografide Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler	30
2.2.3. US-Elastografinin Kullanım Alanları	31
2.3 Primer Hipertansiyon	31
2.3.1. Primer Hipertansiyonun Tanımı ve Sınıflandırması	31
2.3.2. Hipertansiyon Prevalansı	33
2.3.3. Tanısal Değerlendirme	33
2.3.4. Hipertansiyon Böbrek İlişkisi	35
2.3.5. Tedavi Yaklaşımı	35
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	39

3.1. Hasta Seçimi	39
3.2. Böbreğe Yönelik Shear Wave Elastografi Tetkiki	39
3.3. İstatistiksel Analiz	40
4. BULGULAR	41
5. TARTIŞMA	44
6. SONUÇ	50
KAYNAKLAR	51
7. EKLER	59
7.1. Etik Kurul Onayı	59
7.2. Turnitin Raporu	60



TABLolar DİZİNİ

SAYFA NO

Tablo-1: Bazı maddelerin young modülleri	21
Tablo-2: Poliklinikte ölçülen kan basıncı düzeyine göre hipertansiyon sınıflandırması	32
Tablo-3: JNC 8 kılavuzuna göre hipertansiyon sınıflaması	33
Tablo-4: Hasta ve Kontrol Grubunda Ultrasonografik Verilerin Karşılaştırılması	43
Tablo-5: Hasta ve Kontrol Grubunun Demografik özellikleri	43



ŞEKİLLER DİZİNİ

SAYFA NO

Şekil-1: Ses dalgasının amplitüdü, dalga boyu, periyodu ve frekansı	4
Şekil-2: İki farklı ortam (P) yüzeyinde yansıma ve kırılma	7
Şekil-3: Ultrases dalgalarının yansıması, kırılması ve saçılması	8
Şekil-4: Ultrason probunun basitleştirilmiş şematik kesiti	10
Şekil-5: Ultrasonografide çözünürlük	13
Şekil-6: Reverberasyon artefaktı oluşumunun çizimsel açıklaması	14
Şekil-7: Kırılma artefaktının şematik gösterimi	15
Şekil-8: Kuyruklu yıldız artefaktı	16
Şekil-9: Akustik yankı artımı artefaktının şematik gösterimi	16
Şekil-10: Bileşik (Compound) Görüntülemenin Şematik Gösterimi	19
Şekil-11: Blok biçimli madde	24
Şekil-12: Kübik Cisim ve Uygulanan F Kuvveti	25
Şekil-13: US-elastografinin şematik gösterimi	29

Resim-1: Karaciğer hemanjiyomunun güçlü yansıtıcı hemidiyafragma nedeniyle oluşmuş ayna artefaktı	15
Resim-2: Sağlıklı yetişkinde sağ böbrek orta polüne yerleştirilen ROI ile parankim Elastisitesinin ölçümü	42
Resim-3: Primer hipertansiyonlu hastada sağ böbrek orta polüne yerleştirilen ROI ile parankim elastisitesinin ölçümü	42



KISALTMALAR

US	: Ultrasonografi
Hz	: Hertz
Mhz	: Mega hertz
dB	: Desibel
Z	: Akustik impedans
PZT	: Polycrystalized Tetragonal Zirconia
B	: Sıkışma esnekliği modülü (Bulk Modulus)
Y	: Elastisite sabiti (Young Modülü)
ν	: Possion oranı
μ	: Rijitlik katsayısı (Shear modulus)
ROI	: İlgi alanı (Region of Interest)
SI	: Gerinim oranı (Strain Index)
KHz	: KiloHertz
λ	: Dalga boyu
f	: frekans
T	: Periyot
V	: Hız
d	: Yoğunluk
k	: Elastisite
z	: Akustik impedans
P	: Basınç
B	: Sıkışma esnekliği modülü
γ	: Kayma gerilimi (shear stres)
sn	: Saniye
m	: Metre
MR	: Manyetik Rezonans
kPa	: Kilo Pascal
SE	: Strain Elastografi
SWE	: Shear Wave Elastografi

SW	: Shear Wave
ARFI	: Acoustic Radiation Force Impulse Imaging
Cm	: Santimetre
Mm	: Milimetre
JNC	: Birleşik Ulusal Komite
GFH	: Glomerüler Filtrasyon Hızı
KBH	: Kronik Böbrek Hastalığı



ÖZET

Primer Hipertansiyonlu Hastalarda Böbrek Parankiminin Ultrason Elastografi ile Değerlendirilmesi

Dr. Adem AĞYAR

Radyoloji Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi

Amaç: Bu çalışmada primer hipertansiyonlu hastalar ile sağlıklı gönüllülerin böbrek parankiminin elastisitetlerini Shear-Wave Elastografi yöntemi ile değerlendirmeyi amaçladık.

Gereç-yöntem: Çalışma prospektif bir vaka kontrol çalışması olarak planlandı. Harran Üniversitesi Eğitim Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniğine yönlendirilen Primer hipertansiyon tanılı hastalar ile sağlıklı gönüllüler dahil edildi. 61 hasta ve 62 sağlıklı gönüllüde her iki böbrek gri skala US ve SWE ile değerlendirildi. Böbrek orta polünde parankime region of interest (ROI) yerleştirilerek kPa cinsinden değerler elde edildi. Verilerin analizinde ortalama, standart sapma gibi merkezi ve yaygınlık ölçütlerinden, sayısal değişkenler arasındaki farklılıkların tespitinde Student t Testi ve kategorik verilerin analizinde Pearson Ki Kare testinden yararlanılmıştır.

Bulgular: İki grup arasında cinsiyet ve yaş açısından farklılık saptanmadı ($p>0,05$). Her iki grupta böbrek uzunlukları ve ortalama parankim kalınlıkları normal sınırlarda olup gruplar arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$). Hasta grubunda sağ böbrek parankim elasto değeri $4,42\pm 1,00$ kPa solda $4,50\pm 0,90$ kPa ölçüldü. Kontrol grubunda sağ böbrek parankim elasto değeri $3,82\pm 0,97$ kPa, solda $3,92\pm 0,95$ kPa olarak ölçüldü. Her iki böbrek parankim elasto değerleri hasta grubunda kontrol grubuna kıyasla daha yüksek olduğu saptandı ($p<0,001$).

Sonuç: Hasta grubunda böbrek parankim elastografi değerlerinin sağlıklı popülasyona göre daha yüksek olduğunu saptadık ($p<0,005$). Ancak literatürde böbrek patolojilerinin SWE sonuçları üzerine tartışmalar mevcuttur. Çalışmamızın bu konuda yapılacak daha geniş ve kontrollü çalışmalara yol göstereceğini umut ediyoruz.

Anahtar Kelimeler: Primer Hipertansiyon, Böbrek, Shear-Wave Elastografi

ABSTRACT

Evaluation of Renal Parenchyma by Ultrasound Elastography in Patients with Primary Hypertension

Adem AĞYAR, MD

Specialty Thesis, Department of Radiology

Objective: In this study, we aimed to evaluate the elasticity of renal parenchyma of patients with primary hypertension and healthy volunteers by using Shear-Wave Elastography method.

Materials and Methods: The study was planned as a prospective case control study. Patients with primary hypertension and healthy volunteers who were referred to Harran University Education and Research Hospital Radiology Clinic were included. In 61 patients and 62 healthy volunteers, both kidneys were evaluated with gray scale US and SWE. In the central pole of the kidney, the region of interest (ROI) was inserted into the parenchyma and the values in kPa were obtained. In the analysis of the data, the mean and standard deviation such as central and prevalence criteria, Student t Test to determine the differences between the numerical variables and Pearson Chi-Square test were used in the analysis of categorical data.

Results: There was no difference between the two groups in terms of gender and age ($p > 0.05$). Renal lengths and mean parenchymal thicknesses in both groups were within normal limits and no significant difference was found between the groups ($p > 0.05$). In the patient group, right renal parenchyma elasto value was measured 4.42 ± 0.90 kPa at 4.42 ± 1.00 kPa left. In the control group, right renal parenchymal elasto value was $3,82 \pm 0,97$ kPa and $3,92 \pm 0,95$ kPa in the left. Both renal parenchymal elasto values were higher in the patient group compared to the control group ($p < 0.001$).

Conclusion: We found that renal parenchymal elastography values were higher in the patient group than in the healthy population ($p < 0.005$). However, there are discussions on the SWE results of renal pathologies in the literature. We hope that our study will lead to more extensive and controlled studies on this issue

Key words: Primary Hypertension, Kidney, Shear-Wave Elastography

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Ultrason-Elastografi doku sertliğini görselleştirmek için doksanlı yılların başında alternatif bir ultrason tekniği olarak geliştirilmiş olup metodu ilk olarak Oprih ve arkadaşları tanımlamıştır (1). Ultrason-Elastografi görselliğe dayalı sübjektif 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 (2). Shear-wave elastografi doku sertliğine göre fokal lezyonları ve doku özelliklerini ayırt edebilen yeni bir yöntemdir (3). Son yıllarda bu yöntemin pek çok dokuda (karotid plaklar, tiroid,böbrek vs.) anlamlı sonuçlar verdiğini gösteren çalışmalar yapılmıştır (4,5).

Hipertansiyon tanı ve tedavisinin yapılabilen olmasına rağmen yüksek prevalans hızı nedeniyle önemli bir halk sağlığı sorunudur. Ayrıca koroner arter hastalığı, konjestif kalp yetmezliği, periferik arter hastalığı, inme, ani ölüm, böbrek yetmezliği ve diyabet için en yaygın ve önemli risk faktörüdür (6).

Dünyada 2000 yılında erişkin nüfusta hipertansiyon prevalansının %26.4 (erkeklerde %26.6, kadınlarda %26.1) olduğu ve yaklaşık 972 milyon hipertansif erişkinin 333 milyonunun gelişmiş ülkelerde, 639 milyonunun gelişmekte olan ülkelerde yaşadığı bildirilmektedir. Hipertansiyonun 2025 yılında %60 artacağı ve 1.56 milyar erişkini etkileyeceği beklenmektedir (7). Dünyada her yıl 7.5 milyon erken ölümün hem hastalık hem de risk faktörü olan hipertansiyona bağlı olduğu tahmin edilmektedir. Kan basıncının kontrol altında tutulmasının koroner kalp hastalığı ve inme mortalitesini azaltarak ömrü uzattığı gösterilmiştir (8).

Hipertansiyon, tüm dünyada olduğu gibi ülkemizde de oldukça yaygın bir halk sağlığı sorunudur (9). Ülkemizde “Türk Hipertansiyon Prevalans Çalışması”na göre 18 yaş ve üzeri erişkinlerde hipertansiyon prevalansı %31.8 (erkeklerde;%27.5, kadınlarda;%36.1) olduğu bunların sadece % 40.7’sinin hastalıklarının farkında olduğu , % 31.1’inin antihipertansif tedavi aldığı bilinmektedir. Tüm hipertansiflerde kan basıncı kontrolü %8, kan basıncı yüksekliğinin farkında olan ve tedavi alanlarda ise %20.7’dir(10).Ulusal Hastalık Yüğü Çalışması 2004 yılı verilerine göre 30 yaş ve üzeri erişkinlerde yüksek tansiyonun kontrol altına alınması ile erkeklerde ölümlerin %20.4’ünün, kadınlarda ise %30.8’inin önlenebileceği bildirilmektedir (11). Hipertansiyonun değiştirilebilir ve önlenebilir bir durum olması nedeniyle, gerek halk sağlığı çalışmalarına ışık

tutması, gerekse birincil koruyucu önlemlerin alınabilmesi için toplumda hipertansiyon prevalansının yanı sıra insidansının da bilinmesine gerek vardır

Hipertansiyonun hedef organlarından biri de böbreklerdir. Malign ve şiddetli hipertansiyon küçük renal arterlerde fibrinoid nekroz sonucu birkaç yılda yetmezliğe neden olur. Hafif hipertansiyonda arteriosklerozun neden olduğu hasar daha yavaş ilerler. Hipertansiyondaki renal hasar gelişmesi genellikle proteinüri ile anlaşılır. Kan basıncının kontrol altına alınmasıyla proteinüri azaltılabilir. Böbrek hasarı hızlı gelişmiş olgularda hipertansiyonun tedavisi böbrek fonksiyonların düzeltilmesiyle mümkün olabilmektedir. Hafif ve orta dereceli hipertansiyon hastalarında tansiyonu düşürme inme sıklığını azaltmış olmasına rağmen böbreğin fonksiyonlarda çok az fayda sağlamıştır. Hipertansiyon Amerika Birleşik Devletleri'deki böbrek yetmezliği vakalarının %15-20'sinden, zencilerde ise %33'ünden sorumlu bulunmuştur (12). Hipertansiyonla ilişkili böbrek hasarı ve diğer komplikasyonların önlenmesi hipertansiyonun topluma getireceği yüklerinin azaltması açısından üzerinde durulması gereken bir konudur (13).

Bu çalışmada primer hipertansiyonu olan fakat böbreği direkt etkileyen ek morbiditesi olmayan ve renal fonksiyonları normal olan hastalar ile sağlıklı gönüllülerin böbrek parankimini Shear wave elastografi ile değerlendirmeyi amaçladık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ultrasonografi Fiziği

2.1.1. Ultrasonografinin Tanımı ve Ultrasesin Özellikleri

Bir ortam içinde oluşan mekanik titreşimlerin birim zaman (sn) içindeki tekrarlama sayısı 16-20.000 arasında olduğu zaman insan kulağı bu titreşimleri algılayabilir ve buna *ses* adı verilir. Ses, maddenin içinden geçen mekanik enerjinin basıncındaki değişim sonucunda oluşan bir dalgadır. Titreşimlerin tekrarlama sayısı 20'den az olduğunda *infrases*, 20.000'den fazla olduğunda *ultrases* adını alır. İnfra ve ultrases insan kulağı tarafından duyulamaz (14).

Ondokuzuncu yüzyıl sonlarında Spallanzi yarasaların insan kulağından daha yüksek frekanslı ses dalgaları kullanarak yönlerini tayin ettiklerini keşfetmiştir. Bu keşiften sonra yapay olarak yüksek frekanslı ses üretme üzerine çalışmalar başlamıştır. Yirminci yüzyılın başlarında başarılı sonuçlar alınması ile, ultrases özellikle *sonar* cihazlarında askeri amaçlarla kullanılmıştır. 1947'de Dr. Douglas H. Howry ve Dr. Bliss W.R. yumuşak dokuları ultrasesle görüntüleyebilmek için çalışmalara başlamışlar ve 1950'de ilk yumuşak doku görüntüleri elde edilmiştir.

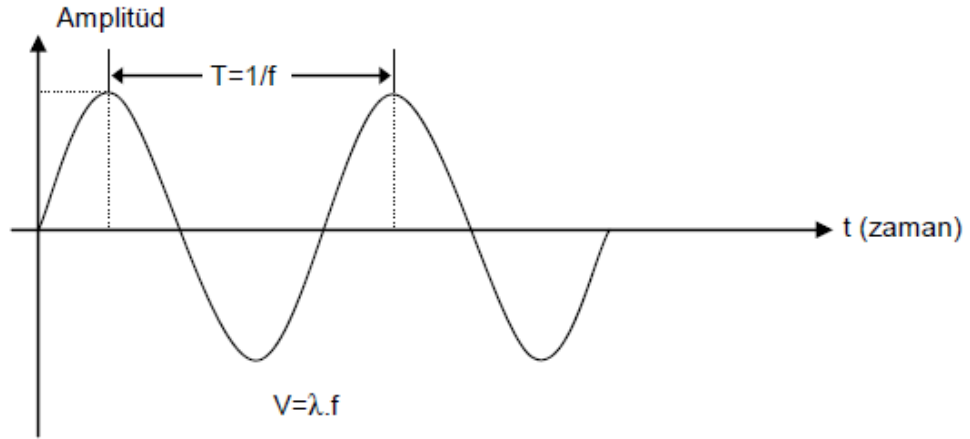
Tanısal US uygulamalarının temelinde farklı dokulardan yansıyan akustik enerjinin saptanması ve görüntüye çevrilmesi ilkesi yatmaktadır. Dokulardan yansıyan akustik enerjinin amplitüdü genel ultrasonografik görüntüleme kullanılırken, frekans değişimleri ise kan gibi hareketli hedeflerle ilgili bilgi verir (14).

Doğada bazı canlıların elde ettikleri yüksek frekanslı sesi insanlar ancak birtakım fizik olayları kullanarak oluşturabilir. Bu fizik olaylar, *mekanik*, *piezo- elektrik* ve *magnetostriktif* olaylardır. Piezo-elektrik yöntemle 500 MHz, magnetostriktif yöntemle 300 KHz'e kadar frekansta ultrases elde etmek mümkündür. Mekanik yöntem, özel olarak hazırlanmış membranların titreştirilmesidir. Günümüzde yüksek frekanslı ses elde etmek için en çok piezo- elektrik olaydan yararlanılmaktadır.

Piezo-elektrik olay, 1880'de Pierre ve Jacques Curie tarafından keşfedilmiştir. Yunanca'da *piezein*, basınç anlamına gelmektedir. Piezoelektrik olay, elektriksel uyarımın özel olarak yapılmış kristalde meydana getirdiği mekanik kompresyon ultrases olarak çevreye yansırken,

kristale dışarıdan isabet eden ultrasesin mekanik basıncı kristali kompresyona uğrattığında elektriksel sinyaller ortaya çıkmasıdır. Bu fizik temelden yola çıkarak elektrik enerjisi mekanik titreşimlere, mekanik titreşimler de elektrik sinyallerine dönüştürülebilmektedir (14).

Önceleri *kuartz* gibi doğal maddelerin kristallerinden yararlanılırken, bugün yapay seramiklerle istenilen frekansta ultrases enerjisi sağlanabilmektedir (14). Bu amaçla üretilmiş seramik diskler *çevirici (transducer)* adı verilir. Çeviriciler, kurşun, zirkonat-titanat gibi seramiklerden imal edilmekte ve *prob* adı verilen bir başlıkta taşınmaktadır. Seramik disklerin kalınlığı, ürettikleri sesin frekansı ile ters orantılıdır. Kalınlığı azaldıkça üretilen sesin frekansı artar. Bu da üretilebilecek azami frekansı sınırlamaktadır. Ultrases, dalga şeklinde bir traseye sahiptir. Dalga özelliği taşıyan her enerjide olduğu gibi ses enerjisinin de dalga boyu (λ), amplitüdü (genliği) ve frekansı (f) bulunmaktadır. Şekil 1’de ses dalgasının özellikleri gösterilmiştir.



Şekil-1: Ses dalgasının amplitüdü, dalga boyu, periyodu ve frekansı (15).

Birim zamanda (sn) tekrarlayan dalga tepesi sayısına, yani birim zamandaki titreşim sayısına *frekans* denir ve birimi Hertz (Hz)’dir. Tıpta tanınal alanda kullanılan ultrasesin frekansı rutin uygulamalarda 2–15 MHz arasındadır. Sesin frekansı daha sonra açıklanacağı şekilde oluşturulacak görüntünün çözünürlüğü ile çok yakından ilişkilidir. Ancak unutulmaması gereken bir husus, sesin frekansı arttıkça doku içine emiliminin artması ve dokuya nüfuz etme (penetrasyon) yeteneğinin azalmasıdır. Bunun yanı sıra, sesin frekansı arttıkça ses demeti daralır.

Farklı frekanslarda ultrases kullanarak farklı derinlikteki dokuları incelemek mümkün olur. Bir dalga biriminin tamamlanma süresine *periyot* (T) denilmektedir.

Tüm bu özellikleri sonucunda ses ortam içerisinde belli bir hızla yayılmaktadır. Frekans, dalga boyu ve hız (v) arasında,

$$v = \lambda \cdot f \text{ şeklinde bir bağlantı vardır.}$$

Sesin ortam içindeki yayılım hızı, ortamın yoğunluğuna (d) ve esnekliğine (k) bağlıdır. Biyolojik dokularda sesin ortalama yayılım hızı 1540 m/sn'dir.

Esneklik (elasticity), hücre ve moleküller arasındaki ilişki ve bağlanma şekilleri ile belirlenen bir doku özelliği olup, sesin yayılım hızını belirleyen en önemli faktördür. Doku esnekliği arttıkça, sesin dokudaki yayılım hızı azalır. Örneğin; yağ doku gibi esnek ve baskılanabilir bir dokuda sesin iletim hızı daha katı bir dokuya göre daha düşüktür. Yoğunluk ise, dokunun atom numarası ile ilişkilidir.

Ortamın sesin yayılımına gösterdiği direnç *akustik impedans* (z) denir ve $z = d \cdot v$ eşitliği ile gösterilebilir.

$$Z = d \text{ (kg/m}^3\text{)} \times V \text{ (m/sn)} = Z \text{ (kg/m}^2\text{.sn)}$$

Ses dalgası akustik impedansı değişmeyen bir ortam içinde hareket ederken yoluna devam edecektir. Eğer içinde yayıldığı ortamın akustik impedansından farklı akustik impedanslı bir ortamın yüzeyi ile karşılaşır, bu ara kesit yüzeyine çarpış açısı dışında aşağıdaki formülle ifade edilecek şekilde yansır.

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

z_1 = İlk ortamın akustik impedansı

z_2 = İkinci ortamın akustik impedansı

$R=0$ olduğunda ($z_1=z_2$) hiç yansıma olmaz. $R=1$ olduğunda, z_2 , z_1 'den çok büyüktür. Tam yansıma olur. Hava ile doku arasında R yaklaşık 1'dir. Prob ile cilt yüzeyi arasındaki hava katmanını

ortadan kaldırıp R'yi küçültmek için jel kullanılmaktadır.

Ultrason cihazlarında yansıyan ses (yankı) kullanılarak görüntü oluşturulur. Dolayısıyla, yankı oluşabilmesi için ara yüzey gerekir. Tamamen homojen bir ortamdan geçen ses, yansıtıcı ara yüzeye rastlamadan yoluna devam eder. Farklı fiziksel özelliklere sahip dokular arasındaki sınırlarda akustik ara yüzeyler bulunur. Ses yayıldığı ortamdan farklı akustik impedansı olan bir ortamın yüzeyi ile karşılaşır açısı değiştirerek geri gönder, yani yansır. Geriye yansıma miktarını, yukarıdaki formülden de anlaşılacağı gibi ara yüzeyi oluşturan dokuların akustik impedanslarının farkı belirler. Büyük impedans farklılıkları olan ara yüzeylerde (kemik ve hava ara yüzeyi gibi) ses enerjisinin büyük kısmı yansıtılır. Daha az akustik impedans farkı oluşturduğu sınırdan ise (yağ ve kas dokusu) ses enerjisi çok az yansyarak yoluna devam eder. Yayılma hızında olduğu gibi akustik impedans dokunun özelliklerine bağlı olup frekanstan bağımsızdır.

Şiddet, belirli bir alanda belirli bir sürede akan enerjidir. Sesin şiddeti saniyede birim alan (cm^2) başına düşen güç olarak tanımlanmaktadır. Birimi $\text{Watt/cm}^2/\text{sn}$ 'dir. Tanısal US cihazlarında sesin şiddeti $1\text{--}40 \text{ mWatt/cm}^2/\text{sn}$ arasındadır.

Q faktörü, ultrasesin saflığı ve devam ettiği sürenin uzunluğu ile ilgili bir özelliktir. Yüksek Q faktörüne sahip ses, saf yani dar bir frekans bandındadır ve titreşim süresi uzundur. Düşük Q faktörüne sahip sesin frekans spektrumu geniştir.

Ringdown, ses dalgasının başlaması ve titreşimin tam olarak kesilmesi arasındaki süredir. Yüksek Q faktörlü sesin ringdown süresi de uzundur.

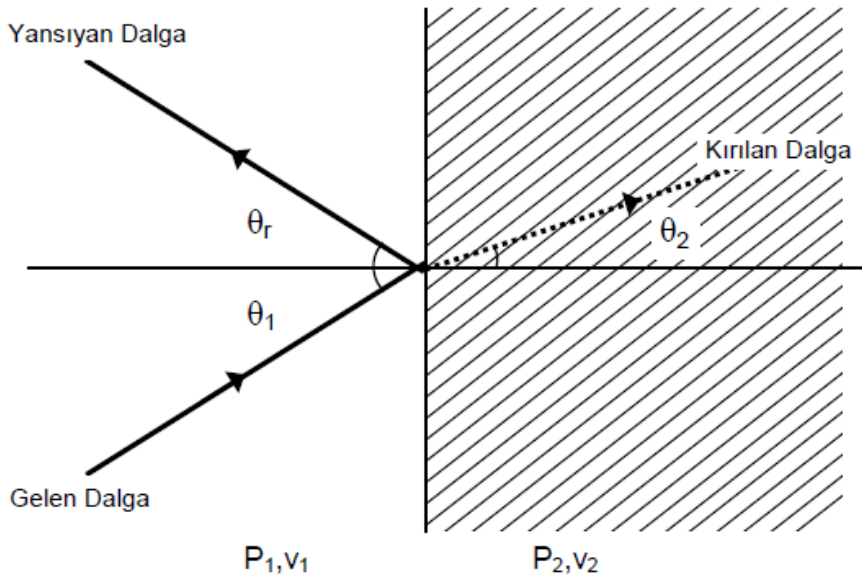
Dalga boyu uzun olan duyulabilen sesin ortam içinde yayılımı küreseldir. Frekans arttıkça ve dalga boyu küçüldükçe, ses dalgaları konik yayılım özelliği göstermeye başlar. Frekansı daha da fazla olan ultrases dalgaları ise, kaynak yüzeyine dik demetler halinde yayılırlar. Konik ve demetsel yayılımda demet içine enerji dağılımı homojen değildir. Orta kısımda daha homojen, birbirine yakın ve enerjisi yüksek, dışarı doğru ise birbirinden uzaklaşan ve heterojen olan bu yapı, bazı zorlukları da beraberinde getirir. Marula benzeyen bu demet yapısı, sesin frekansı ile bağımlı olarak, proba yakın ve uzak noktalarda farklı saçılma eğilimleri gösterir. Ses demeti yapılarının mümkün olduğunca birbirinden ayrılmadan bir arada yayılım gösterdiği proba yakın kısmına *yakın zon*, dağılmanın başladığı kısmına ise *uzak zon* denir. Sesin frekansına bağlı olarak değişen bu zonların kullanıcı veya cihazlar tarafından amaca uygun olarak ayarlanabilmesi gerekir. Akustik lensler

yardımıyla da bu zonları nispeten değiştirmek mümkündür.

2.1.2. Ultrases ve Doku Arasındaki Etkileşimler

Ses ve doku arasındaki etkileşimler, *yansıma*, *kırılma* ve *soğurulmadır*.

Optikteki ışığın yansıması ve kırılması ile ilgili kurallar akustik için de geçerlidir. Şekil 2'de gelen dalgaların ayrı bir fiziksel ortama girdiğinde yansıması ve kırılması gösterilmiştir.



Yansıma: $\theta_1 = \theta_r$ (θ_1 : Gelme açısı, θ_r : Yansıma açısı).

Şekil-2: İki farklı ortam (P) yüzeyinde yansıma ve kırılma (15).

Yoğunluğu farklı bir doku ile karşılaşan ultrases dalgalarının kırılarak ikinci bir ortama geçmeleri optikteki Snell Kuralı'na uygun olarak gerçekleşir.

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

θ_1 Gelme açısı

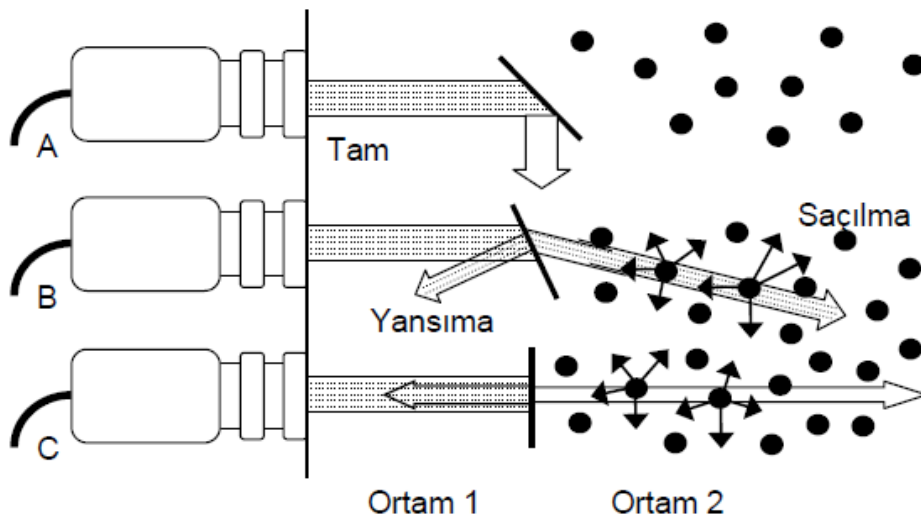
θ_2 Kırılma açısı

v_1 Ultrasesin birinci ortamdaki yayılma hızı

v_2 Ultrasesin İkinci ortamdaki yayılma hızıdır.

Şekil 2’de görüleceği gibi $v_1 < v_2$ ise $\theta_1 < \theta_2$ ’dir. Diğer bir deyimle, ultrases dalgası az yoğun ortamdan çok yoğun ortama geçiyor demektir. Eğer ultrases demeti belirli bir açıda ikinci yüzeye gelirse tam yansıma olur ve hiçbir dalga ikinci ortama geçemez. Bu açığa *kritik açı* denir. Snell yasasından vücut için $v_1 = 1540$ m/sn, $\theta_2 = 90^\circ$ alınarak kemik için ($v_2 = 4080$ m/ sn) kritik açı hesaplanırsa $\theta_1 = 22^\circ$ bulunur. Kritik açı yalnız $v_1 < v_2$ iken söz konusudur.

Ultrases dalgasının yansıması ve kırılması düzgün ve büyük yüzeylerde olur. Ancak dokuların içerisinde benzeşik olmayan ve ayrı yoğunlukta yapılar mevcuttur. Ultrases demeti bu tür yapılara çarptığında saçılmaya uğrar ve yön değiştirir (Şekil 3).



Şekil-3: Ultrases dalgalarının yansıması, kırılması ve saçılması (15)

Yansıma (Refleksiyon): Ses demetinin yansıma özelliğini belirleyen faktörler; akustik impedans, geliş açısı (insidans açısı), yüzeyle dalga boyları arasındaki ilişki ve incelenecek dokunun yüzeyidir. İncelenecek dokular arasındaki akustik impedans farkı arttıkça yansıma özelliğide artar. Geliş açısı, ses demetinin yansıtıcı yüzeyle yaptığı açıdır ve dik açıyla yaklaştıkça yansıma azalır. Kritik açı her ortamda sesin hızı ile değişiklik gösterir. Ses dalgalarının karşılaştığı yüzey düzgün ve ara yüzün boyutları sesin dalga boyundan geniş ise (diyafram ve damar duvarları gibi) yansıma açısı geliş açısına eşittir. Yansımayan ses ara yüzü geçer. Ses dalgalarının karşılaştığı yüzey düzensiz ise saçılma gerçekleşir (14,16).

Kırılma (Refraksiyon): Ses dalgasının bir ortamdan diğerine geçerken yön değiştirmesine kırılma denir. Artefaktlara, çözünürlükte azalmaya, uzaysal bükülmeye (distorsiyona) neden olur. US görüntülerinde incelenen yapının yanlış konumlandırılmasının nedenlerinden biridir. Yüksek frekanslı ultrases kullanıldığında kırılma azalır (14).

Soğurulma (Absorbsiyon): Dalgalı enerji bir ortamda yayılırken enerji dönüşümü ve saçılması ile karşılaşır ve demet yoğunluğu gittikçe zayıflar. Doku içinden geçmekte olan ultrases, enerjisinin bir kısmını doku atomlarına aktararak, onların vibrasyonuna, rotasyonuna ve ısınmasına neden olur. Ortam içindeki bazı yoğun merkezler de ultrasesin her doğrultuda saçılmasına sebep olur ve demet şiddeti azalır.

Soğurulma miktarı, ortama ve ultrasesin frekansına bağlıdır. Frekansla, dokunun sertliği ile ve kollajen miktarı ile doğru orantılı olarak artar. Yüksek frekanslı ultrases, düşük frekanslı ultrasese göre daha yüzeysel dokularda daha fazla soğurulur (14,17).

Zayıflama (atenuasyon), ultrases demetinde soğurulma, saçılma ve yansıma sonucu olan enerji kayıplarıdır. Bunlardan en önemlisi, soğurulmadır.

Diverjans, gönderilen ses demeti enerjisinin daha büyük bir kesit alanına dağılmasıdır. Yoğunluk birim alan ile orantılı olduğu için diverjansa bağlı olarak azalır. Yüksek frekanslı ultrases kullanılırsa diverjans azalır.

2.1.3. Ultrasonografi Cihazının Yapısı

Ultrasesi Yayan ve Yankıları Alan Ünite: Ultrases, çevirici tarafından oluşturulur ve geri

yansıyan ultrases de yine çevirici tarafından alınır.

Çevirici, ses dalgalarını oluşturan ve geriye toplayan elektromekanik aksamdır. Bu aksama, ses üreten ana elemanlar, yardımcı ve destek olucu elemanlar ile diğer elektronik devre elemanlarını içinde bulunduran, kullanıcının elinde kolayca yönlendirebileceği koruyucu kısımla birlikte *prob* denmesi alışkanlık olmuştur (14).

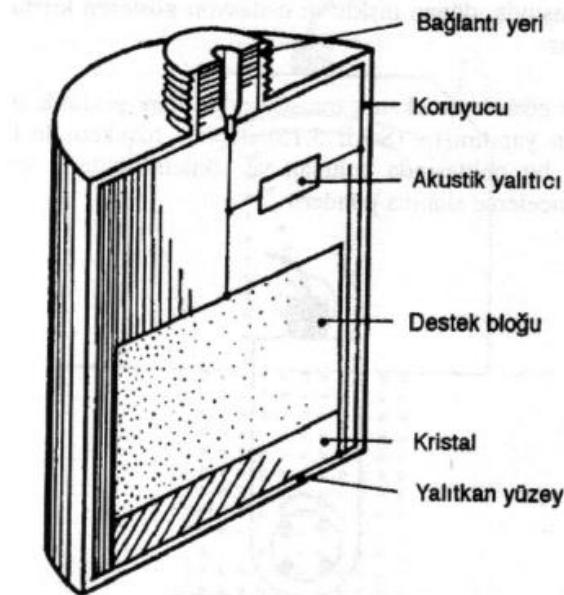
Tipik olarak bir probun içinde bulunanlar şunlardır:

Koruyucu tabaka

Lens

Aktif pizoelektrik eleman veya kristal (elektrot ve bağlantı elemanları ile) Uyum sağlayıcı tabakalar

Arka destek bloğu



Şekil-4: Ultrason probunun basitleştirilmiş şematik kesiti (14).

Çeviricinin ses üreten ve algılayan en önemli parçası kristaldir. Kristal, probun inceleme sırasında objeye temas eden ön yüzüne yakın bir yere yerleştirilmiştir. Bir piezo-elektrik kristale gerilim uygulandığında, kristal uygulanan voltajın polaritesine, geometrisine ve ilk polarizasyonuna bağlı olarak boyuna, enine ya da radyal olarak çevresine doğru genişler veya daralır. Bu daralıp

genişlemeler sonucunda ultrases dalgaları meydana gelir. Bu olay *piezo- elektrik olay* olarak adlandırılır. Oluşan ultrases dokulara yönlendirilirken, dokulardan yansiyarak çeviriciye dönen ses dalgaları ise kristalde kompresyon etkisi yaratarak voltaj farklılığına ve elektriksel sinyal değişikliğine yol açar.

Kuartz doğal bir piezo-elektrik kristaldir, ancak çok değerli bir madde olduğundan günümüzdeki ultrason cihazlarında daha çok PTZ (Polycrystalized Tetragonal Zirconia) ya da polarize edilmiş seramik kristaller gibi yapay piezo-elektrik kristaller kullanılmaktadır. Bu seramik kristaller, en çok kurşun zirkonat-titanat gibi seramiklerden üretilir. Kristalin kalınlığı ile üretilen sesin frekansı ters orantılıdır. Seramik kalınlığı azaldıkça frekans artar, frekans arttıkça dalga boyu azalır. İstenilen frekansta ultrases üretmek için uygun kalınlıkta seramik kristal seçilir. Kullanım amacına ve üretim şekline bağlı olarak transduserin içinde bir veya daha fazla sayıda kristal bulunabilir. İlk uygulamalarda birisi verici, diğeri alıcı olarak görev yapan iki ayrı kristal ve transduser bulunurken, günümüzde aynı kristal hem verici hem alıcı olarak kullanılmaktadır, bu da US'nin gerçek-zamanlı bir inceleme olmasını sağlamaktadır (14,17).

Günümüzde tanısal ultrasonografide kullanılan çeviricilerin hepsi gerçek zamanlı incelemeye olanak sağlar. Bu sistemler bir saniyede çok sayıda darbe gönderip toplayabilme ve resim elementi oluşturabilme yeteneğine sahiptir. Saniyede 16 resim elementi ve üzerinde tekrarlanan görüntüleme göz görüntüleri ayrı ve kesintili değil, bir sinema filmi gibi süreğen bir görüntü yani hareketli olarak algılar. Gerçek zamanlı çeviriciler, mekanik ve elektronik olarak iki gruba ayrılır.

Mekanik tip çeviriciler, gerçek zamanlı US cihazlarının gelişim evresindeki ilk örneklerini oluşturmaktadır. Tek ya da çoğunlukla birkaç çevirici elemanından oluşurlar. Bu tip çeviricilerin, dönen diskli ve osilasyon gösteren kristalli olmak üzere iki formu mevcuttur.

Dönen diskli çeviriciler, bir çember üzerine dizilmiş birkaç kristalden oluşur ve dönüş hareketi ile her bir çevirici, probun belli bir noktasında bulunan ve yönlendiricilerle sınırlanmış noktada oluşturduğu ultrasesi inceleme alanına gönderir. Osilasyon gösteren tip mekanik çeviricilerin de iki tipi vardır. Birinde tek bir kristal belli bir açıda ve saniyede 15-30 resim elementi oluşturacak şekilde osilasyon yapar ve bu çeviriciler *sektör çevirici* adını alır. Oluşturdukları ses demeti trasesi, küçük bir noktadan çıkan ve uzaklaştıkça genişleyen üçgen şeklindedir. Diğeri tipinde ise, içi *kastor yağı* adı verilen özel bir sıvı ile doldurulmuş kaptaki tek bir kristal yer almaktadır.

Oluşturulan ultrases, parabolik bir yansıtıcı yüzeye çarparak lineer şekilde gönderilir (14).

Mekanik tip çeviriciler sınırlı çerçeve oranları, inceleme alanı darlığı ve distorsiyon gibi yetersizliklere sahiptir. Bu yetersizlikler yeni sistemlerde büyük oranda elimine edilmiştir (14).

Elektronik tip çeviriciler, *lineer* ve *faz dizilimli* olarak iki gruba ayrılır. Lineer dizilimli çeviricilerde bir çizgi üzerinde dizilmiş ve sayıları 64 ile 200 arasında değişen kristaller bulunur ve bunların aynı anda uyarılmasıyla oluşan ultrases demeti ile tarama yapılır. Lineer dizilimli çeviriciler, ardışık lineer ya da segmental lineer uyarılı olabilir. Segmental uyarılı çeviriciler, eş zamanlı çeviricilere göre daha fazla görüntü çizgisi oluşturduğundan, daha kaliteli görüntüler elde edilir. Lineer çeviricilerde bulunan düşük lateral çözünürlük, akustik odaklama ile aşılmaya çalışılır.

Faz dizilimli çeviricilerde, çevirici elemanları minimal zaman aralıklarıyla kademeli olarak uyarılır ve görüntüleme alanı süpürülür tarzda taranır. Bunlarda ultrasesin yayılması sektör şeklindedir.

Elektronik çeviricilerde ses demetinin etkin olduğu odak zonu, konkav odaklayıcılar tarafından odaklanabilir ve ayarlanabilir. Bu nedenle farklı derinlikteki oluşumlar ve dokular, operatöre bağlı değiştirilebilen bu ayarlamalarla daha net değerlendirilebilir (14).

İşlem Birimi ve Zaman Sayacı: Görüntülemeye hazır hale gelen bilgilerin genel bir CRT (Cathode Ray Tube) ya da LCD (Liquid Crystal Display) ekran yardımıyla görüntülediği birimdir. Renkli görüntüleme yapılabileceği gibi, gri seviyeler biçiminde (siyah- beyaz) de görüntüleme yapılabilir. Ekranda görüntü dondurmak, filtreleme işlemleri yapmak, iki görüntüyü yan yana izlemek ve üç boyutlu görüntü oluşturmak mümkündür.

Kayıt ünitesi: Ultrasonografide görüntü çeşitli şekillerde basılabilir ya da kaydedilebilir:

Polaroid kamera

Multiformat kamera

Videoteyp kayıt cihazı

Optik ya da lazer kameralar

Hard disk, hafıza kartları

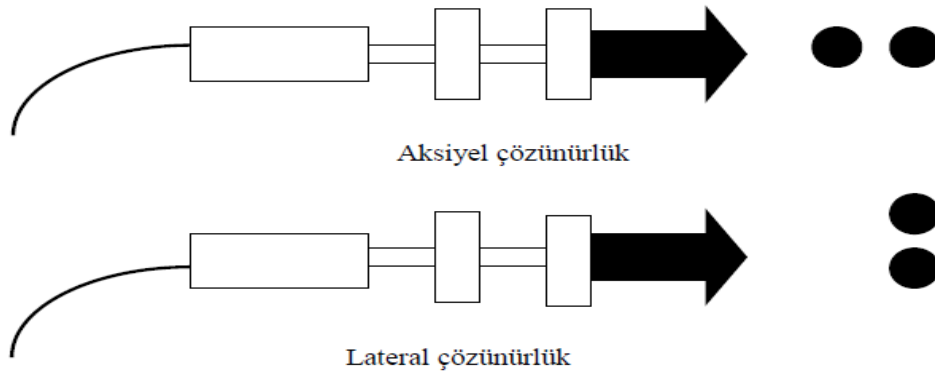
Kompakt disk

2.1.4. Ultrasonografide Çözünürlük

Çözünürlük, cihazın yan yana iki noktayı ayırt edebile gücünü gösterir. Aksiyel ve lateral çözünürlük olmak üzere iki tip çözünürlük vardır (Şekil 5).

Aksiyel çözünürlük: Ses dalgasının izlediği yol boyunca iki farklı noktayı ayırt edebilme yeteneğidir. Aksiyel çözünürlük fizik ilkelerine göre gönderilen vurunun uzunluğunun yarısı kadar olabilir.

Lateral çözünürlük: Sesin dalgasına dik düzlemdeki iki noktayı ayırt edebilme yeteneğidir. Lateral çözünürlük, transduserin çapı ve odaklanmasından etkilenir. Demet genişliği azaldıkça lateral çözünürlük artar. Frekans arttıkça çözünürlük artmaktadır, ancak dalganın derin dokulara etkisi azalır.



Şekil-5: Ultrasonografide çözünürlük (15).

2.1.5. Ultrasonografik Gösterim Metodları (Mod)

Ultrasonografik dalgaların gönderilmesi ile dokulardan elde edilen sinyaller monitörde üç değişik biçimde gösterilir.

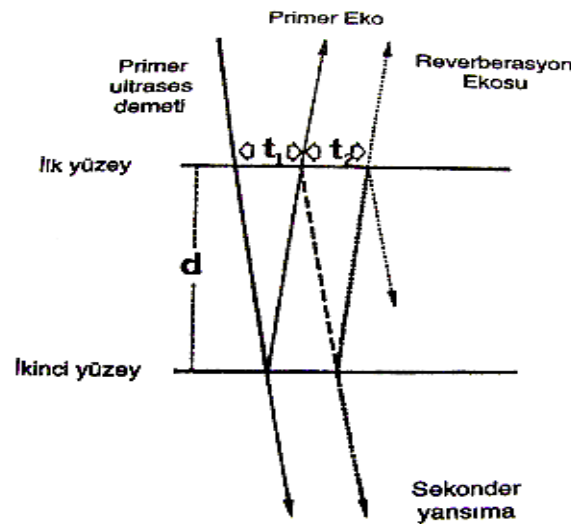
A-MOD (Amplitüd modu): A mod ya da amplitüd modu, dikey ekseninde dönen eko sinyallerinin amplitüd gücünü ve yatay ekseninde zamanı (mesafe) gösteren tek boyutlu görüntü oluşturur. Bunlar grafikler halinde monitörde gösterilir. Ölçüm değerleri niceldir.

B-MOD (“Brightness”, Parlaklık modu): Ekolar dikey yön değiştirmeler yerine parlak noktalar olarak görüntülenir. Noktanın parlaklığı yansayan dalğanın Şiddeti ile doğru orantılıdır. Eko amplitüdleri gri skalada kodlanarak görüntü elde edilir. Transduserin vücut üzerinde kaydırılmasıyla bileşik B-mod (B-scan) inceleme gerçekleştirilir. Özellikle abdomen incelemelerinde yararlanılan bu yöntem, gerçek zamanlı US'nin gelişiminden sonra değerini kaybetmiştir.

M-MOD (Motion, Hareket Modu): Hareketli yapılardan yansayan dalgalar yatay ekseninde zaman, dikey ekseninde ise derinlik grafiği şeklinde monitöre aktarılır. Daha çok ekokardiyografi sırasında kardiyak fonksiyonların izlenmesinde kullanılır (14,17).

2.1.6. Ultrasonografik Artefaktlar

Reverberasyon Artefaktı: evirici ile incelenecek dokular arasındaki akustik impedans farkı çok fazla olduğunda ortaya çıkar. Yansiyarak çeviriciye geri gelen ekoların bir kısmının çevirici yüzeyinden de geri dönerek tekrar tekrar dokudaki yansıtıcı yüzeyle çarpması sonucu, yansıtıcı yüzeyin derininde giderek azalan ekolar oluşur. Mesane, safra kesesi ve yüzeyle yakın kistik yapıların duvarında gözlemlenir. Tanıda en önemli kriter, yansıtıcı yüzey ile artefakt arasındaki mesafenin, yansıtıcı yüzey ile çevirici arasındaki mesafeye eşit olmasıdır. Pozisyon ile yer değiştirmemesi, yer çekiminden etkilenmemesi ve eko Őiddetinin derine doğru azalması gibi özellikleri de bu artefaktın saptanmasında yardımcı rol oynar.



Şekil-6: Reverberasyon artefaktı oluşumunun çizimsel açıklaması (14).

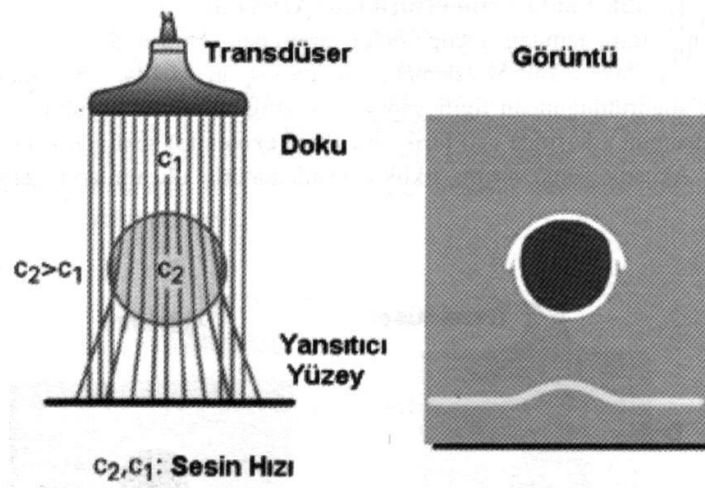
Ayna artefaktı: Ultrases demetinin güçlü ve düzgün bir yansıtıcı yüzeyle karşılaşması sonucu ortaya çıkar. Güçlü yansıtıcı yüzeyler arasında diyafram, kemik ve plevra sayılabilir. Güçlü

yansıtıcı yüzeye yakın yerleşimli lezyonlar yansıtıcının arkasında da varmış gibi izlenir.



Resim-1: Karaciğer hemanjiyomunun güçlü yansıtıcı hemidiyafragma nedeniyle oluşmuş ayna artefaktı (14).

Kırılma (Refraksiyon) Artefaktı: Ultrases demeti sesin farklı hızda yayıldığı iki doku arasından geçerken ortaya çıkar. Ses hızlı yayıldığı solid ortamdan kistik ortama geçtiği sırada, ses demeti konverjans, tersi durumunda da diverjans göstererek kırılıma uğrar. Karaciğerdeki kistik lezyona bağlı olarak böbrek ya da diyafram konturunun kırılmış görünümü ve fetusta oksipital kemiğin depresyon fraktürünü andırır görünümü kırılıma artefaktına bağlı karşımıza çıkan durumlara örnektir.



Şekil-7: Kırılma artefaktının şematik gösterimi (14).

Kuyruklu Yıldız Artefaktı: Ultrases demetini zil gibi titreştiren bir yapıyla karşılaştığı

arkasında eko oluşturmeyen siyah bant şeklinde görünüm (akustik gölge) oluşur. Böbrek ve safra kesesi taşları, meme dokusunda Cooper, karaciğerde teres hepatis ligamanları arkasında oluşan gölgeler bu artefakta örnektir.

Duplikasyon Artefaktı: Kırılmaya bağlı bir artefaktır. Örneğin; obez hastaların abdominal incelemelerinde karın ön duvarındaki yağ dokusu ile rektus kası arasındaki yüzey tarafından oluşturulan kırılmaya bağlı olarak, tübüler yapılar çift görülebilir.

Kesit Kalınlığı Artefaktı: Ses demeti kalınlığı incelenen bölgedeki kistik oluşumun genişliğinden daha fazla olduğunda, ses demetinin bir kısmı kesit planı dışındaki yapılara çarpıp kist içine doğru projeksiyon göstermektedir. Bu durumda kistik alan içinde çamur-püvy benzeri görünüm oluşmaktadır. Kazancın düşürülmesi ya da uygun odaklama ile önlenilebilen bir artefaktır.

Aks Dışı Artefaktı: Ses demetinin ilerleyişi sırasında demetin yoğunluğu merkezden çevreye doğru azalır. Yoğunluk odak zonunda en yüksektir. Akustik gölge varlığının önemli olduğu durumlarda (böbrek ve safra kesesi taşları gibi) akustik gölgenin ortaya çıkması için çeviricinin fokus zonu iyi ayarlanmalıdır (14).

2.1.7. Ultrasesin Biyolojik Etkileri

Termal Etkiler: Çok yüksek şiddete sahip dalgalar dokulardan geçerken moleküllerde oluşturdukları ajitasyon ve relaksasyon süreçleri doğrultusunda dokularda ölçülebilir ısı artışları olabilmektedir. Isı artışı sonucunda membranlarda yapısal değişiklikler ve biyokimyasal reaksiyonlarda hız değişiklikleri ortaya çıkar.

Kavitasyon Etkisi: Ultrases, ısı artışı olmadan da makromoleküler ve hücresel düzeyde fonksiyonel değişikliklere neden olabilmektedir. Bu değişiklikler genellikle kavitasyon fenomeni ile ilişkilidir. Moleküler relaksasyon kuvveti çok güçlü ise gaz kabarcıkları ve kaviteler oluşabilir. Kavitasyon, moleküler bağların kopmasına ve ortamda H⁺ ve OH⁻ gibi serbest radikallerin oluşmasına neden olabilir.

Visköz Stresler: Visközitesi farklı iki doku arasındaki yüzeye ultrason dalgaları çarpınca stres olarak tanımlanan bir kuvvet ortaya çıkar. Bu kuvvet komşu hücre tabakalarında küçük miktarda sıvı hareketine neden olabilir.

Günümüzde tanısal amaçlı kullanılan ultrasesin şiddetleri ve inceleme sürelerinin insan üzerinde herhangi bir biyolojik etkisi bildirilmemiştir. Deneysel çalışmalarda ancak 100 W/cm^2 gibi çok yüksek şiddette uzun süre uygulanan ultrases dalgalarının dokularda zararlı etkileri olduğu bildirilmiştir.

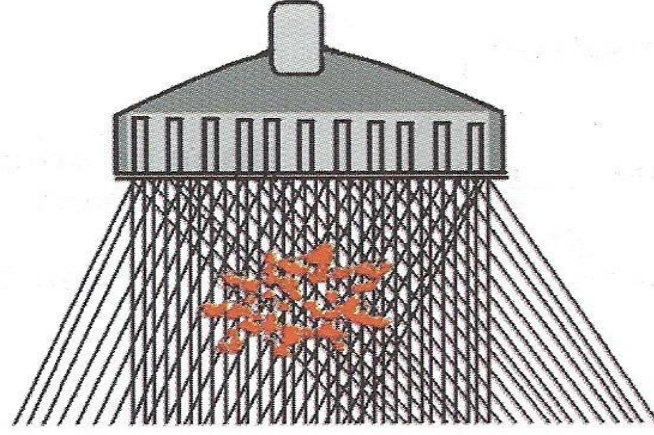
2.1.8. Harmonik Görüntüleme

Ses dalgası doku içinden geçerken dokuyu komprese ve ekspanse ederek yayılır. Komprese edildiği durumda doku sesi daha hızlı iletirken, ekspanse olduğu durumda daha yavaş iletir. Yani doku içinde ilerleyen sesin doku ile etkileşimi sonucunda, belli derinlikten sonra sesin yüksek basınçlı komponentinin düşük basınçlı komponentinden farklı hareket etmesi ile lineer yayılımı bozulmuş olur. Bu lineer olmayan yayılım sonucu ortaya çıkan ve başlangıç frekansının katları şeklinde olan değişik frekanstaki ses enerjisine *doku harmonikleri* denilmektedir.

Çevirici alıcı konumunda başlangıçta dokuya gönderdiği sesin frekansından çıkarılıp, dokuda oluşacak bu harmoniklerin frekansına göre ayarlanırsa birçok artefaktan da arındırılmış görüntüler oluşacaktır. Harmonik demetler probdan çıkan ses demetinden daha dar olduğu için harmonik görüntüleme gürültü ve saçılma da daha azdır. Ancak dokuya yakın bölgelerde harmonik oluşturabilecek etkileşim olmadığından ve çok derin bölgelerde de ses enerjisi dokular tarafından emilip azaltılacağından bu bölgelerde harmonikler oluşmaz.

2.1.9. Bileşik (Compound) Görüntüleme

US'de ses demeti küçük ve düzensiz yansıtıcı yüzeyler tarafından saçılmaya uğratılabilir. Bu saçılma sonucu çeviriciye geri dönen sesin çeşitli açılardan ulaşanları ile düzgün yansiyarak ulaşanları birbiri ile girişim yaparak benekli görüntüler meydana gelmesine neden olabilir. Bu benekli görünüm bazen solid-kistik ayrımını engelleyebilecek düzeyde olabilmektedir. Bu durumdan kurtulmak için bileşik görüntüleme yöntemi kullanılır (Şekil 10).



Şekil-10: Bileşik (Compound) Görüntülemenin Şematik Gösterimi (14).

Bu yöntemde ses demeti birden fazla açı ile hedef dokuya gönderilir. Bu şekilde aşırı saçılmaya neden olan düzensiz yüzeyli hedefin hemen her bölgesine yaklaşık dik açı ile ses demetinin isabet ettirilmesine ve düzgün bir yansıma sağlanmasına çalışılır. Oluşan görüntü genelde saçılmanın neden olduğu beneklenmeden kurtarılmış olur. Ancak akustik gölgelenme de ortadan kalkacağından tanı hataları olabilir. Bu nedenle konvansiyonel yöntemle beraber kullanılmalıdır (14).

2.2. US-Elastografi

Dokuların sertliğini değerlendirmek bilinen en eski yöntem palpasyon ile muayene olup, eski Mısır uygarlığından bu yana tıp alanında kullanılmaktadır. Palpasyon, günümüzde meme, tiroid, prostat ve karaciğer gibi organların muayenesinde halen başvurulan bir muayene yöntemidir. Palpasyon ile, doku ve organların esneklik ve sertlik özelliklerinin değerlendirilmesi oldukça nesnel olup, doku ve organlarda yer kaplayan lezyonların tespit edilebilmesi için her zaman yeterli olmamaktadır (18,19).

US-elastografinin ilk ortaya çıkma amacı, meme, prostat, tiroid gibi palpasyon ile muayenenin çok önemli olduğu yüzeysel dokularda B-mod incelemenin benzer ekojenite nedeniyle gözden kaçırdığı lezyonları saptamak olmuştur. Patolojinin normal dokuya göre daha sert olması ve dıştan uygulanan basınca daha az esneme ve yer değiştirme ile cevap vermesi ilkesine dayanarak geliştirilen yöntem bu nedenle *dijital parmak* da denilmektedir. Zamanla tekniğini geliştirilmesi ile birlikte tıpta kullanım alanı da benign-malign kitle ayırımından başka alanlara doğru genişleme

göstermiştir.

Doku ve organlardaki patolojik değişikliklerin, kanser oluşumunun ve siroz gibi fibrotik durumların dokuların sertliğinde değişikliğe neden olduğu bilinmektedir. Sirotik nodüllerin, prostat kanserindeki nodüllerin ve diğer kanser türlerinin sert olduğu bilinmesine rağmen, US ve diğer görüntüleme yöntemleriyle bunun net ortaya konamaması, araştırmacıları farklı görüntüleme yöntemleri bulmaya yönlendirmiştir. Elastografi, dokuların esneklik özelliklerini ortaya koyarak yapılan bir görüntüleme yöntemidir. Günümüzde MR ve US-elastografi kullanılmakta olup, US-elastografi daha yaygın olarak klinik kullanımdaki yerini almıştır (19,20).

US-elastografi, 1980'lerin sonunda Ophir ve arkadaşları tarafından deneysel ortamda uygulanmaya başlamıştır. Dokuların, üzerine uygulanan tekrarlayıcı bası etkisine, sertlik özelliklerine göre verdikleri esneyebilme yanıtını ölçen ultrasonografi tabanlı bir görüntüleme yöntemidir (21,22).

Literatürde, elastogram elde etmek için kullanılan birkaç farklı yöntemden bahsedilmektedir. Bu yöntemlerin ortak yönleri, dokuların esneklik ve sertliklerini belirleyen Young modülü, kayma ya da sıkışma esnekliklerinin sayısal değer verecek şekilde hesaplanmasıdır. Farklı çalışmalarda bu sabitlerin bir ya da birkaç tanesinin kullanılması ile elde olunmuş elastogram örnekleri verilmektedir (21,23).

Organizma içinde doku ve organlar, viskoelastik, anizotropik ve sıkıştırılmaz özelliklere sahiptir. Ancak elastogram elde etmek için doku ve organları düzgün, elastik ve çok az sıkıştırılabilir olarak kabul etmek gerekir. Böylece bir takım karmaşık matematiksel hesaplamalar kullanarak incelenen yapıların esneklik sabitleri ortaya konabilir (20). US-elastografide, doku üzerine uygulanan tekrarlayıcı bası etkisi ile dokuların, sahip oldukları sertlik ve esneklik özelliklerine göre yer değiştirmelerinin belirlenmesi esastır.

2.2.1. US-Elastografi Fiziği

İnsan vücudundaki tüm dokular ele alındığında, içermiş oldukları farklı yapısal özelliklere rağmen hepsi viskoelastik bir yapıya sahiptir. Dışarıdan uygulanan yüklenmelere de bu visköz ya da elastik özelliklerden hangisi daha ağır basıyorsa ona göre cevap verirler. Özellikle visköz yapıya sahip olanlar, vücut içerisinde dışarıdan uygulanan bası etkisini dağıtıp azaltmak gibi çeşitli

fonksiyonlar için özelleşmişlerdir. Elastik olanların vereceği cevap ise sahip oldukları esneklik katsayısı ile orantılı olarak değişmektedir (24).

Biçim değiştirmelerde maddeyi oluşturan atom ve moleküllerin yer değiştirmeleri söz konusudur. Katılardaki esnek biçim değiştirmeler sırasında atomlar arası bağlar kopmaz, yeni bağ oluşmaz, atomlar arası uzaklık değişir (24). Biçim yüzeye uygulanan kuvvete *stres*, meydana getirdiği bağıl şekil değişikliğine *gerinim (strain)*, bu iki nicelik arasındaki orana *esneklik katsayısı* denir. Esneklik katsayısı, en doğru şekilde Young tarafından ifade edildiğinden günümüzde *Young'ın katsayısı (Young modülü)* olarak da bilinmektedir.

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

Özetle, çelik örneğinde olduğu gibi bir dokunun esneklik katsayısı ne kadar fazla olursa, uygulanan stres karşısında o kadar az şekil değiştirecektir. Esneklik katsayısı az olan dokularda ise, şekil değişikliği (gerinim) daha fazla olacaktır ve bu şekil değişikliği stres ile doğru orantılı olarak artacaktır.

Tablo-1: Bazı maddelerin young modülleri (21).

MADDE	YOUNG MODÜLÜ (N/m ²)x10 ⁹
Kemik	16
Cam	70
Çelik	200
İpek	6
Lastik	0.003

Esneklik katsayısı, incelenen dokunun şekil ve boyut özelliklerinden bağımsızdır. Dokunun mekanik özellikleri hakkında bilgi verir ve esneklikleri farklı olan dokular arasında kıyaslama imkanı sağlar. Dokuların bu farklı mekanik özellikleri, *elastografi* denilen ve dokuların uygulanan strese verdikleri cevap farklılıklarını oransal olarak gösteren yeni bir modalitenin doğmasına sebep olmuştur.

Bir kuvvet etkisi altında biçim değişimine uğrayan, ancak kuvvet ortadan kalktığında ilk biçimine tam dönebilen maddelere *esnek (elastik)*, kuvvet etkisi altında biçim değiştirmedikleri varsayılan maddelere ise *katı (rijit)* madde adı verilir. Kuvvet etkisi altında biçim değiştirdikten sonra ilk haline dönmeyen maddelere de *plastik* maddeler denir. Her katı madde için biçim değişikliğinin esnek olduğu bir sınır vardır. Aynı madde küçük kuvvetler etkisinde esnek şekil değişmelerine uğrarken, büyük kuvvetler etkisinde plastik şekil değişikliğine de uğrayabilir.

Çubuk biçimli esnek bir cisimde çubuk doğrultusunda uygulanan kuvvet, kuvvetin meydana getirdiği boyca uzama ile doğru orantılıdır. Bu yasa *Hooke Yasası* olarak adlandırılır.

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

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

Esnek şekil değişikliğinin *uzama*, *hacimce değişme*, *makaslama* gibi üç temel biçimi ve bu temel biçimlere indirgenebilen *eğilme*, *bükülme* gibi farklı türleri vardır.

Burkulma ise, maddeye uygulanan güç sonucu meydana gelen biçim değiştirmesinin tüm etkilenen boydaki yüzdesel dağılımıdır. Burkulma miktarı, materyalin orijinal boyundaki değişimin ilk boyuna bölünmesi ile hesaplanır.

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

Poisson Oranı: Blok biçimli bir madde Şekil 12'deki gibi F kuvveti yardımıyla bir doğrultuda uzatılırken, bu kuvvete dik doğrultularda sıkışmaya uğrar. Yükseklik (h) ve genişlikteki (w) bağıl değişmelerin ($\Delta h/h$ ve $\Delta v/v$), boyca değişme ile ilişkili olarak; Esnek şekil değişikliğinin *uzama*, *hacimce değişme*, *makaslama* gibi üç temel biçimi ve bu temel biçimlere indirgenebilen *eğilme*, *bükülme* gibi farklı türleri vardır.

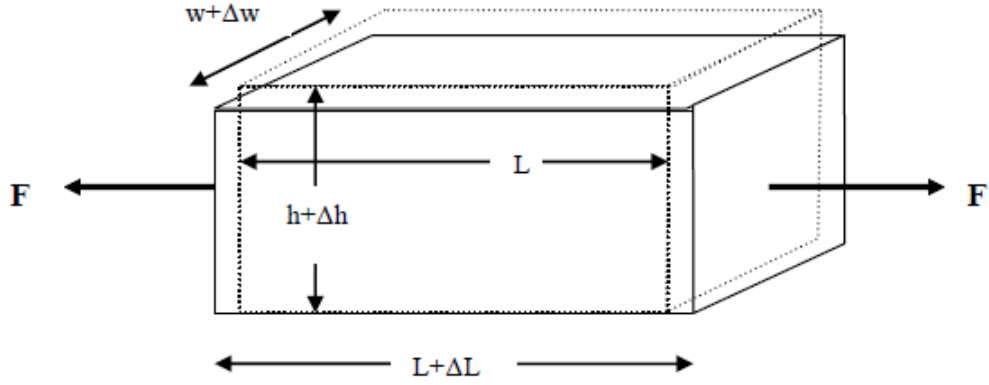
Burkulma ise, maddeye uygulanan güç sonucu meydana gelen biçim değiştirmesinin tüm etkilenen boydaki yüzdesel dağılımıdır. Burkulma miktarı, materyalin orijinal boyundaki değişimin ilk boyuna bölünmesi ile hesaplanır.

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

Poisson Oranı: Blok biçimli bir madde Şekil 12'deki gibi F kuvveti yardımıyla bir doğrultuda uzatılırken, bu kuvvete dik doğrultularda sıkışmaya uğrar. Yükseklik (h) ve genişlikteki (w) bağıl değişmelerin ($\Delta h/h$ ve $\Delta v/v$), boyca değişme ile ilişkili olarak;

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

şeklinde yazılabileceği gösterilmiştir. Burada σ madde özelliğidir ve Poisson oranı olarak isimlendirilir.



Şekil-11: Blok biçimli madde (25).

Başka bir ifade ile, Poisson gerilmesini bir cismin uzarken incelmesi olarak da tanımlayabiliriz. Bu tip gerilme, uzamaya göre ters yönde negatif bir gerilme biçimidir. Boy artarken cisim çapı azalmaktadır.

Sıkışma Esnekliği: Her tarafından bir basınç altında sıkıştırılmaya çalışılan bir maddenin hacmi bağıl olarak azalır ve hacim zorlanması ($\Delta V/V$) basınçla orantılıdır:

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

- P : Basınç
- V : Hacim
- ΔV : Hacimdeki değişiklik
- B : Sıkışma esnekliği modülü (*Bulk Modulus*)

Sıkışma esnekliği modülünün katılarda

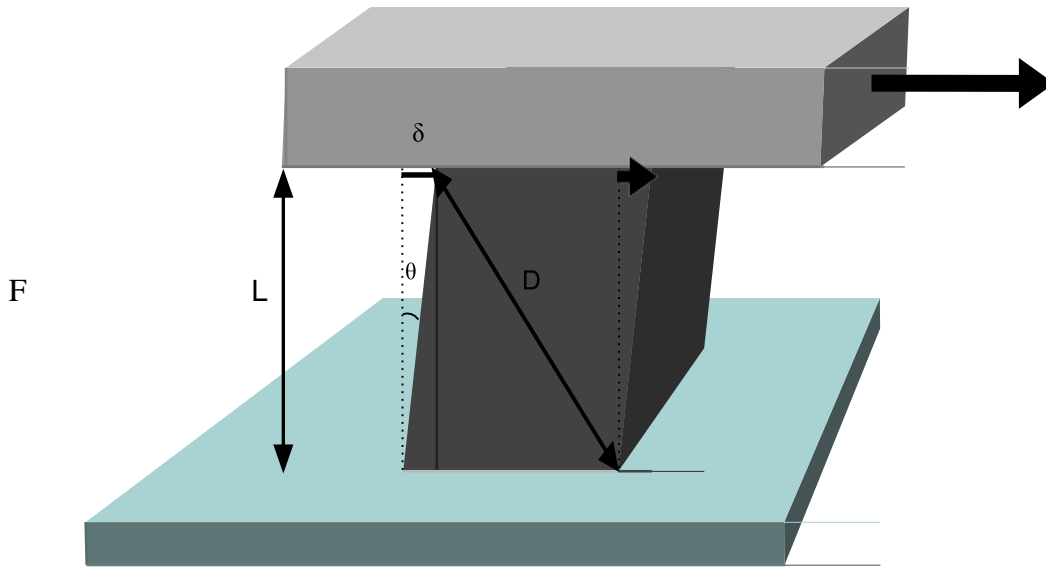
$$B = \frac{Y}{(1 - 2\sigma)}$$

olduğu gösterilmiştir.

Sıkışma esnekliği modülünün (B) tersine ortamın *sıkıştırılabilirliği* denir. Katı maddelerin esnekliği genellikle Y ve B cinsinden belirtilir.

Eğilme ve bükülmeye ait esneklik şekil değişimleri de tanımlanabilmekte bunlara ait parametreler de Young modülü ve Poisson oranı cinsinden yazılabilmektedir (24).

Kayma Esnekliği: Katı cisimler üzerine birbirine paralel ancak zıt yönlerde bir kuvvet uygulanırsa, cismin iç yapısında farklı yer değiştirme hareketleri oluşur. Kuvvet yönünde hareket meydana gelirken, zıt yönde madde içi moleküllerde ters yönde bir kaymaya karşı durma (*kayma gerilimi*) ortaya çıkacaktır.



Şekil-12: Kübik Cisim ve Uygulanan F Kuvveti (25).

Şekil-11'deki gibi kübik bir blok cismin S alanlı üst yüzeyine teğet F kuvveti uygulandığında;

$\gamma = F / S$ oranına kayma gerilimi (shear stress) denir.

Bu zor karşılığında blokta şekildeki gibi bir deformasyon olur. Kayma gerinimi (shear strain) ise;

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

şeklinde yazılmaktadır.

Stres-gerinim ya da gerilim-gerinim (stress-strain) ilişkisi;

$\gamma = \mu \cdot \theta$ şeklinde yazılabilir.

Kayma modülü (shear modulus, katılık (rijitlik) katsayısı),

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

olarak ifade edilir.

Homojen ve izotropik maddelerin tüm esneklik özellikleri Y ve σ sabitleri cinsinden ifade edilebilmektedir. Biyolojik maddelerin yapıları viskoelastik, anizotropik ve sıkıştırılmaz olarak kabul edilebilir (18,24).

Sert dokular ya da esneklik modülü çevresine göre farklı olan dokular (meme ve prostat kanserinde kanser hücrelerinin oluşturduğu dokular) çevre dokulara göre uygulanan basıya daha az yer değiştirerek cevap verir. Elastografinin malignite tanısındaki kullanımı, işte bu esasa dayanmaktadır.

Elastografi, uygulanan yineleyici bası etkisine karşı dokuların sertlik özelliklerine göre verdikleri esneyebilme yanıtını ölçen bir görüntüleme yöntemidir (21). Dokuların esneme miktarları arasındaki farkı saptayabilmek için, belli bir kuvvet ile o doku üzerine dik bir şekilde ve sürekli olarak bası uygulanır ve dokular bu bası etkisine sertlik derecelerine göre cevap verirler. Sert dokularda esneme ve gerinim miktarı daha az iken, yumuşak dokularda daha fazladır. Ultrason elastisite görüntülemenin üç ana yöntemi vardır;

Elastografi, dokunun gerinim bilgisini elde etmek için, kompresyon sırasında dokuda oluşan hareketin izlenmesi esasına dayanır (20). Elastografi, manuel kompresyon yerine karotis pulsasyonu gibi fizyolojik olarak kompresyon oluşturan etkenlerin yardımı ile de elde edilebilir.

Sonoelastografi, dış titreşimin dokuda oluşturduğu hareketlerin görüntüsünü elde etmek için renkli Doppler'i kullanan yöntemdir (20).

Shear wave elastografi, enine dalganın dokuya yayılımının izlenmesi ile elastik modulus oluşturan yeni bir elastografi yöntemidir (20,25). Operatör bağımsız ve tekrarlanabilir olması ve niceliksel bilgi sunması ile manuel yöntem ile yapılan diğer gerçek zamanlı elastografi yöntemlerinden ayrılır (26).

Manuel ya da fizyolojik kompresyon yöntemleri *statik*, sonoelastografi ve shear wave elastografi yöntemleri ise dinamik yöntemler olarak da sınıflandırılır.

Ultrasonografi dışında doku elastisitesini görüntülemek için kullanılan başka yöntemler de vardır ve bunların arasında en bilineni manyetik rezonans elastografi'dir (20).

Doku esnekliği, ilk zamanlarda kompresyon öncesi ve sonrasında elde edilen görüntülerin çevrimdışı işlenmesi (off-line processing) ile ölçülmüştür. Ancak bu yöntem oldukça kullanışsız ve zaman alıcıdır. Daha sonraları, doku elastikliğini gerçek-zamanlı olarak hesaplayan uzamsal ilinti (spatial correlation), faz kaydırmalı izleme (phase-shift tracking) ve bileşik özilinti (combined autocorrelation) yöntemleri geliştirilmiştir. Her üç yöntemin de avantajları ve dezavantajları söz konusudur. Uzamsal ilinti yöntemi, hem longitudinal hem de lateral yöndeki yer değiştirmeleri gösterebilir. Ancak, bu yöntemin işlem hızı çok yavaştır ve gerçek-zamanlı inceleme için uygun değildir. *Faz kaydırmalı izleme* yöntemi, renkli Doppler ultrasonografi prensiplerine dayanan bir

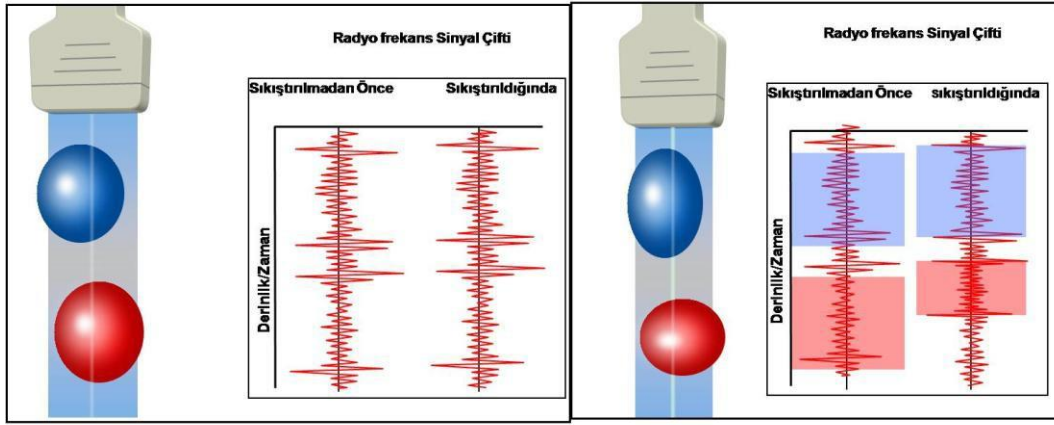
otokorelasyon yöntemidir. Longitudinal düzlemdeki doku hareketini oldukça iyi saptar ancak lateral yöndeki hareketleri saptamada zayıftır (27).

İşlemci tarafından küçük pencerele ayrılarak incelenen alana gönderilen ses dalgalarının bası öncesi ve sonrası değişimleri kendi pencere alanlarına göre *çapraz ilinti* (*cross-correlation*) yöntemi ile kıyaslanarak yer değiştirme miktarı belirlenmektedir. Sonrasında ise bir kısım integral işlemi içeren matematiksel varsayımlarla dokunun tüm elastik özellikleri tahminen elde edilmektedir.

Elastogram, doku geriniminin dağılım haritası olarak adlandırılabilir. Shiina ve arkadaşlarının geliştirdiği *bileşik özilinti* yöntemiyle, elastografik ölçümler ultrasonografik inceleme sırasında, aynı gerçek-zamanlı aksamı ve aynı probu kullanarak gerçekleştirilebilir. Prob, cilde hafif bir basıyla ve incelenecek doku/lezyonu içine alacak şekilde yerleştirilir (27). Elastogram da incelenecek doku lezyonu uygun şekilde içine alınmalıdır. Bu yöntemle, dokuların hem aksiyel hem de dış gerinimlerini haritalayan ve ayrıca çapraz ilinti yöntemine göre daha hızlı olan US-elastografi incelemeleri yapılmaktadır. Bu yöntemle elde olunan elastografik görüntülerin hareketten daha az etkilendiği, uzaysal çözünürlüğünün daha fazla olduğu bildirilmiştir. Günümüzde sonoelastografi yazılımı bulunan birçok US cihazı da bileşik özilinti yöntemini kullanmaya başlamıştır (23,28).

Dokunun her noktasındaki yer değiştirmeler, B-mod inceleme üzerine bindirilmiş gerçek zamanlı tarayıcılar tarafından farklı renkler ile kodlanır. Kodlamadan sonra ortaya çıkan görüntü dokunun elastogramıdır. Renk kodlamaları gri skalada ya da renkli olarak yapılabilir. Örneğin renkli kodlamada, sarıdan kırmızıya doğru izlenen renkler yumuşak dokuları ifade ederken yeşil ve mavi sert dokuları gösterir. Renk kodlamaları, cihazın yazılımına göre farklı cihazlarda farklı renklerde olabilir.

Şekil 13'de farklı elastik özelliğe sahip iki farklı dokuyu temsil eden mavi ve kırmızı kürelere bası uygulanmadan önceki durumu, her iki küreden alınan radyo frekans dalgaları aynı görünüyor (Şekil 13a). Ok yönünde bası uygulandığında daha sert olan mavi kürede yumuşak olan kırmızı küreye göre daha az deformasyon mevcuttur. Sıkıştırılmadan önce ve sıkıştırılmış durumda iken radyofrekans dalgaları elde edilmekte ve radyofrekans dalgalarındaki değişiklikler kombine otokorelasyon yöntemiyle işlenerek maddelerin elastogramları elde edilmektedir (Şekil 13b) (28).



a b

Şekil-13: US-elastografinin şematik gösterimi (28).

Dokuya uygulanan stres ile görüntü oluşturabilme ve optimal görüntü elde edilmesi arasında ilişki vardır. Ancak, en önemli nokta yapılan basının incelenecek alana dik olarak yapılmasıdır. Aksi durumlarda görüntü elde edilmesi daha zor olmaktadır ve elde edilen görüntülerde artefaktlar oluşabilmektedir. Bunun dışında bası uygulamaksızın akustik dağılım gücü kullanarak sonoelastogram elde eden cihazlar da mevcuttur.

Sistemdeki teknolojik gelişmeler ile birlikte (bası altında aksiyel ve lateral gerinim değerlerinin hesaplanabilmesi gibi) artan uzaysal çözümüleme gücü artefaktların daha aza indirilmesine ve yöntemin rutin pratikte de kullanıma girmesine olanak sağlamaktadır.

Elastografinin değerlendirilmesinde önemli rol oynayan iki tanımlama bulunmaktadır (23);

İçeriğe Ait Katsayısı (Storage Modul): Young katsayısının önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Doku ya da cisim üzerinde uygulanan stresin oluşturduğu gerinim miktarıdır. $\Delta = \text{gerinim} / \text{stres}$ olarak ifade edilir ve dokunun elastikliğini gösterir. Birimi KPa'dır.

Elastik Kontrast: İncelenen doku ile içinde bulunduğu çevrenin esneklik katsayıları arasındaki farktır. Elastogramın kalitesi, dokular arasındaki elastik kontrast ile yakından ilişkilidir.

Harve ve Elde tarafından 2007 yılında 8 organ modeli (fantom) ile, elastografide incelenen yapıların saptanabilirliği ve bunları etkileyen faktörler üzerinde çalışılmıştır. Çalışmada, ultrasonografi ile iç ekojenitesi saptanabilir bir depo içerisine, nispeten yüzeysel kesime (10 mm

derinliğe) 10 mm çapında 4 adet, daha derin kesime (35 mm derinliğe) 20 mm çapında 4 adet fantom yerleştirilmiştir. Modellere ait esneklik katsayısı değerleri 7 KPa, 15 KPa, 39 KPa, ve 57 KPa ve hazneye ait katsayı değeri 30 KPa'dır. İçerik ve esneklik bakımından vücudumuzdaki yapılar ile benzer özellikler sahip fantomların B-mod ve aynı anda diğer ekran yarısında B-mod üzerinde karşılaştırılan elastogramları otokorelasyon yöntemi ile incelenmiş ve görüntü kalitesini etkileyen unsurlar saptanmaya çalışılmıştır (23).

Elastografinin kalitesini etkileyen faktörleri belirlemek için yapılan az sayıda çalışma mevcut olup, bu çalışmaların hemen hepsi laboratuvar ortamında eldegerçekleştirilmiştir. Havre ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada elastografi kalitesini etkileyen bazı faktörler değerlendirilmiştir.

2.2.2. US-Elastografide Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler

Transduserin Vibrasyon Hızı: Çoğu US cihazında elastogram elde etmek için dışarıdan prob ile bası yapmak gerekir. Basının frekansı görüntü oluşumunu etkiler. En iyi görüntü kalitesinin 80 ila 120 vuru/dak hız ile uygulanan elastogramlar ile elde olunduğu bildirilmiştir. 40 vuru/dak'nın altındaki ve 160 vuru/dak'nın üstündeki vuru hızları elastogram kalitesini olumsuz etkilemektedir. Prob hareketi dışında uygulanan basının şiddeti de önemlidir. Çünkü yüzeysel dokulardan sağlanan gerininin aynı şekilde daha derin yerleşimli dokulardan da elde edilmesi gerekmektedir. Dokuda oluşturulan gerininin şiddetini gösteren elastografi yazılımları yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Gerininin belirteci ile bir skala oluşturulmakta ve optimum elastogram için skalada belirli düzeyin üzerindeki gerininin ile elde edilenlerin değerlendirilmesi önerilmektedir.

İlgi Alanı (Region of Interest, ROI): Elastografi ile incelenmek istenen alandır. Elastografi dokuların gerininin miktarları arasındaki oranı tespit ettiğinden, ilgi alanında patolojik dokunun yanı sıra normal doku da bulunmalıdır. En iyi görüntü kalitesini elde edebilmek için lezyonun ilgi alanının merkezinde olacak şekilde yerleştirilmesi ve incelenmek istenen alanın en az %50'sini kaplaması gerekmektedir. %10-20 kapsama miktarı ile elastogram ilgi alanı olan dokudan çok daha derinde yerleşmiş dokuların gerininin değerlerinden etkilenecek ve dağılım artefaktı ortaya çıkacaktır. İlgi alanı olan doku sertleştikçe gerininin oranı ilgi alanının boyutlarından daha az etkilenecektir (23).

Elastik kontrast, elastografi yazılımının kullandığı bazı parametreler (dinamik dağılım, süreklilik gibi) ve çeviricinin frekansının doku derinliğine göre seçilmesi elastografi kalitesini etkileyen diğer faktörler olarak sayılabilir.

Çerçeve (Frame) Hızı: Özilinti için gönderilen sinyallerin hangi sıklıkta toplandığını ifade etmektedir. İlgili alanının genişlik ve derinliğine uygun değer seçilmelidir. Derin ve daha büyük örnekler için 6-13 çerçeve/s, daha yüzeysel ve küçük dokular için 7-16 çerçeve/s arasında değerler seçilmelidir. Çerçeve hızı, görüntü kalitesini probun hareket hızı ile birlikte etkilemektedir.

Prob daha yavaş hareket ettirildiğinde, gerçek-zamanlı elastogram yapabilmek için daha düşük çerçeve hızı değerleri kullanılmalıdır.

2.2.3. US-Elastografinin Kullanım Alanları

Elastografinin meme ve prostat kanserini göstermedeki yüksek duyarlılığı deneysel ortamda ve çeşitli klinik çalışmalarda gösterilmiştir (29,30,31,32). Elastografi, günümüzde meme, prostat, tiroid, lenf nodu, pankreas, karaciğer gibi yapıların görüntülenmesinde kliniklerde kullanılmaya başlanmıştır.

2.3 Primer Hipertansiyon

2.3.1. Primer Hipertansiyonun Tanımı ve Sınıflandırması

Erişkin yaş grubunda hekim tarafından standartlara uygun bir şekilde yapılan kan basıncı ölçümlerinde sistolik kan basıncının ≥ 140 mm Hg ve diyastolik kan basıncının ≥ 90 mm Hg olması hipertansiyon olarak tanımlanmaktadır [35]. Hipertansiyon eşik değeri komorbid durumlar (örneğin proteinürik kronik böbrek yetmezliğinin eşlik etmesi) ve yaş faktörüne göre farklılık gösterebilmektedir. Kan basıncı yüksekliği sistolik ve diyastolik kan basıncı düzeylerine göre sınıflandırılmaktadır. Tablo 2' de kan basıncının sınıflandırılması detaylı olarak gösterilmektedir.

Hipertansiyon kronik hastalıklar arasında oldukça sık görülen ve prevelansı yıllar geçtikçe artan bir halk sağlığı problemidir. Dünya Sağlık Örgütü verilerine göre hipertansiyon dünya çapında ölüme en sık neden olan kronik hastalıkların (kardiyovasküler hastalıklar, kronik böbrek yetmezliği ve serebrovasküler hastalıklar) etyopatogenezinde ilk sırada yer almaktadır [33]. Bu denli ciddi morbidite ve mortaliteye neden olabilen hipertansiyon önlenabilir ve tedavi edilebilir bir hastalık olması nedeniyle klinik yaklaşımda büyük önem taşımaktadır.

Hipertansiyon hastalarının %95'inde primer hipertansiyon (esansiyel hipertansiyon) geriye kalan %5'inde ise sekonder hipertansiyon (parankimal böbrek hastalığı, renal arter stenozu, conn sendromu, feokromasitoma, cushing sendromu, nörofibromatozis ve uyku apnesi) mevcuttur [34].

Tablo-2: Poliklinikte ölçülen kan basıncı düzeyine göre hipertansiyon sınıflandırması [35]

Kategori	Sistolik (mmHg)		Diastolik (mmHg)
Optimal	< 120	ve	< 80
Normal	120-129	ve/veya	80-84
Yüksek normal	130-139	ve/veya	85-89
Evre I hipertansiyon	140-159	ve/veya	90-99
Evre II hipertansiyon	160-179	ve/veya	100-109
Evre III hipertansiyon	≥ 180	ve/veya	≥ 110
İzole sistolik hipertansiyon	≥ 140	ve	< 90

Fakat yukarıda belirtilen epidemiyolojik çalışmalarda ülkemizde hipertansiyon farkındalığının çok düşük saptanması ve vakaların yaklaşık dörtte birinin çalışma sırasında tanı alması; ülkemizde hipertansiyon prevalansının çok daha yüksek olabileceği gerçeğini göstermektedir.

Tablo-3: JNC 8 kılavuzuna göre hipertansiyon sınıflaması

Kategori	Sitolik (mmHg)		Diyastolik (mmHg)
Normal	<120	ve	<80
Prehipertansiyon	120-139	ve/veya	80-89
Evre I hipertansiyon	140-159	ve/veya	90-99
Evre II hipertansiyon	≥160	ve/veya	≥100

2.3.2. Hipertansiyon Prevalansı

Genel popülasyonda erişkin yaş grubunda hipertansiyon prevalansının %35 – 46 olduğu bildirilmektedir [8]. Fakat hipertansiyon sıklığı toplumların beslenme alışkanlığı, yaşlı popülasyon ve obezite oranına göre farklılık gösterebilmektedir [34]. Ülkemizde yapılmış toplum kökenli epidemiyolojik çalışmalarda hipertansiyon prevalansı %31,8 (erkeklerde %27,5 - kadınlarda %36,1) olarak saptanmıştır [10]. Dört yıllık insidans hızı > 65 yaş grupta % 43,3 belirgin yüksek iken tüm popülasyonda % 21,4 olarak belirlenmiştir [36].

2.3.3. Tanısal Değerlendirme

Polikliniğe başvuran hastalarda kan basıncı yüksekliği saptandığında, (i) bu kan basıncı yüksekliğinin devamlı olup olmadığı (hipertansiyon doğrulama); (ii) sekonder hipertansiyon tanısının dışlanması; (iii) hedef organ hasarı ve eşlik eden kardiyovasküler risklerin araştırılması gerekmektedir [35].

Tıbbi Öykünün Alınması: Yüksek kan basıncı ile başvuran hastalarda, kan basıncı yüksekliğinin ne zamandan beri var olduğu, daha önce kan basıncının yüksek olduğunun kendisine söylenip söylenmediği, ilaç kullanım öyküsünün olup olmadığı ve soy geçmişinde hipertansiyon tanısı olan yakınlarının olup olmadığı detaylı bir şekilde sorgulanmalıdır. Ayrıca sekonder hipertansiyon düşündürecek kan basıncı yüksekliğinin ataklar şeklinde olması, yüzde flushing,

taşikardi, nörofibromatozis cilt bulgularının olması, cushingoid görünüm, sağ-sol kol arasında basınç farkı olması, abdominal üfürüm duyulması ve göğüs ağrısı benzeri septomlarının olup olmadığı sorgulanmalıdır [37].

Kan Basıncı Ölçümü: Standart kan basıncı ölçümleri geçmişte civalı sfingomanometre kullanılarak yapılmakta iken son dönemlerde uluslararası standartlara göre güvenilirliği onaylanmış oskülatuar veya osilometrik yarı-otomatik ya da elektronik cihazlar kullanılmaktadır. Bu cihazların belirli sürelerde teknik laboratuvarlarda kalibrasyonları yapılmalıdır [38].

Kan basıncı ölçümlerinin üst koldan, manşon ve kese boyutlarının ise kol çevresine uygun bir şekilde seçilmesi gerekmektedir. Hastanın ilk başvurusunda kan basıncı ölçümü her iki koldan yapılmalıdır. Her iki kol arasında > 10 mm Hg kan basıncı yüksekliği olması durumunda kan basıncı belirli bir süre sonra tekrarlanmalıdır. Kollar arasında kan basıncı farkı devam ediyorsa, bundan sonraki kan basıncı ölçümleri, kan basıncı daha yüksek saptanan koldan yapılmalıdır [37,39]. Her iki kol arasında kan basıncı farklılığının daha yüksek seyretmesi durumunda (sistolik kan basıncı için >20 mm Hg ve/veya diyastolik kan basıncı için >10 mm Hg) bazı vasküler anomaliler (Takayasu arteriti) açısından hasta değerlendirilmelidir.

İleri yaş ve diyabetik hasta gruplarında ortostatik hipotansiyon sık görülebildiğinden dolayı, hasta ayağa kalktıktan 3 dakika sonra ölçülen kan basınçlarında sistolik kan basıncında 20 mm Hg, diyastolik kan basıncında ise 10 mmHg'dan fazla düşüklüğün olması ortostatik hipotansiyon açısından anlamlı kabul edilmelidir [40,41]. Kan basıncının doğru ve standartlara uygun nasıl yapılması gerektiği Tablo 2.2. de gösterildi.

Laboratuvar Tetkikleri: Laboratuvar tetkiklerinin araştırılması sekonder hipertansiyon, hedef organ hasarı ve kardiyovasküler risklerin belirlenmesi için önem arz etmektedir. Tetkik istemleri algoritmik bir yaklaşımla basitten karmaşığa doğru olmalıdır. Bu anlamda ilk planda istenmesi gereken tetkikler: Hemogloblin ve/veya hematokrit, açlık plazma glukozu, serum lipit paneli, serum sodyum ve potasyumu, serum ürik asidi, serum kreatinini (ve hesaplanmış GFH), tam idrar analizi ve elektrokardiyografidir. Öykü, fizik muayene ve rutin laboratuvar testleri bulgularına dayanarak istenecek ek testler ise: Hemogloblin A1c, spot ya da 24 saatlik proteinüri, idrar elektrolit atılımı (potasyum ve sodyum düzeyi), ekokardiyografi, aritmi söz konusu ise holter izlemi, efor testi, karotis ultrasonografisi, abdominal ultrason, nabız dalga hızı ve retinopati varlığının araştırılması için fundoskopik inceleme yapılmalıdır.

2.3.4. Hipertansiyon Böbrek İlişkisi

Hipertansiyonun hedef organlarından biri de böbreklerdir. Malign ve şiddetli hipertansiyon küçük renal arterlerde fibrinoid nekroz sonucu birkaç yılda yetmezliğe neden olur. Hafif hipertansiyonda arteriosklerozun neden olduğu hasar daha yavaş ilerler. Hipertansiyondaki renal hasar gelişmesi genellikle proteinüri ile anlaşılır. Kan basıncının kontrol altına alınmasıyla proteinüri azaltılabilir. Böbrek hasarı hızlı gelişmiş olgularda hipertansiyonun tedavisi böbrek fonksiyonların düzeltilmesiyle mümkün olabilmektedir. Hafif ve orta dereceli hipertansiyon hastalarında tansiyonu düşürme inme sıklığını azaltmış olmasına rağmen böbreğin fonksiyonlarda çok az fayda sağlamıştır. Hipertansiyon Amerika Birleşik Devletleri'ndeki böbrek yetmezliği vakalarının %15-20'sinden, zencilerde ise %33'ünden sorumlu bulunmuştur (42). Hipertansiyonla ilişkili böbrek hasarı ve diğer komplikasyonların önlenmesi hipertansiyonun topluma getireceği yüklerinin azaltılması açısından üzerinde durulması gereken bir konudur (51).

2.3.5. Tedavi Yaklaşımı

Yaşam Tarzı Değişikliği: Yaşam tarzı değişikliği diğer metabolik hastalıklarda olduğu hipertansiyonda da tedavi ilk basamağı olarak kabul edilmektedir. Prehipertansiyon ve evre I hipertansiyon grubunda olan hastalarda yaşam tarzı değişikliği efektif bir şekilde sağlandığında birçok vakada hipertansiyonun geciktirilebildiği hatta engellenebildiği gösterilmiştir [43]. Yapılan klinik çalışmalarda yaşam tarzı değişikliğinin tedavideki rolü tek ilaç kullanımına eş değer bulunmuştur [44]. İleri evre (Evre I-II) hipertansif hastalarda tek başına yaşam tarzı değişikliği önerilmemelidir. Yeterli antihipertansif tedavi ile birlikte yaşam tarzı değişikliği önerilmelidir.

Kan basıncı düşürücü etkinliği olduğu gösterilmiş yaşam tarzı değişikliği önerileri:

Tuz kısıtlaması

Alkol kısıtlaması

Sağlıklı beslenme

Optimum kiloya ulaşma

Düzenli fiziksel egzersiz

Sigarayı bırakmadan oluşmaktadır [56,66,67].

Tuz Kısıtlaması: Tuz tüketimi ile kan basıncı yüksekliği arasında ciddi bir ilişki olduğu birçok çalışmada gösterilmiştir [45-50]. Hatta dirençli hipertansiyonu olan hastalarda aşırı tuz

tüketiminin olduğu saptanmıştır. Normal günlük kullanılması gereken tuz miktarı 2-3 g [51] iken ülkemizde tuz tüketimi en son yapılan SALTURK çalışmasına göre 15-16 g olarak saptanmıştır [52].

Tuz alımı 9-12 g / gün olan ülkelerde tuz alımı 5 g / gün düzeyine indirildiğinde normotansif hastalarda kan basıncında 1-2 mm Hg, hipertansif hastalarda ise kan basıncında 4-5 mm Hg düşüş olduğu gözlenmiştir [45,46].

Alkol Kısıtlaması: Alkol tüketimin kan basıncı yüksekliği ve hipertansiyon görülme sıklığı ile pozitif bir ilişki olduğu bilinmektedir. Tedavi alan hastalarda düzenli alkol kullanımının kan basıncını arttırdığı saptanmıştır [53].

PATHS çalışmasında alkol tüketiminin kısıtlanması ile 6 aylık takip süresi sonucunda kan basıncında kontrol grubuna kıyasla anlamlı bir düşüş saptanmış [54]. Alkol tüketiminin hipertansif erkeklerde 20-30 g / gün etanol, kadınlarda ise 10-20 g / gün etanol ile sınırlandırılması önerilmektedir. Total alkol alımı erkeklerde 140 g / hafta, kadınlarda 80 g / hafta düzeyini aşmamalıdır [35].

Sağlıklı Beslenme: Hipertansif hastalarda beslenmenin; sebze, lif ağırlıklı gıdalar, yağ oranı düşük süt ürünleri, bitkisel kaynaklı proteinler, kısıtlı düzeyde taze meyve, balık tüketimi ve yeşil sebzelerden oluşması gerekmektedir [55,56]. Akdeniz mutfağı hipertansif hastalara önerilirken, hayvansal yağlardan zengin gıdalar ve ciddi derecede karbonhidrat içeren gıdalar ise önerilmemektedir [57-59].

İdeal Vücut Ağırlığı: Aşırı kilonun hipertansiyonla ilişkili olduğu ve kilo vermeyle kan basıncında düşüşün olduğu geçmiş çalışmalarda gösterilmiştir [60]. Yapılmış bir meta-analizde ortalama 5,1 kg kilo kaybının sistolik kan basıncında 4,4 mm Hg, diyastolik kan basıncında ise 3,6 mm Hg düşüş sağladığı gösterilmiştir [61].

Dolayısıyla bu çalışmaların sonucuna göre kilo vermenin antihipertansif tedavi ihtiyacını azaltabileceği de söylenebilir. Bunun dışında kilo vermenin antihipertansif tedavilerin etkinliğini arttırabileceği de söylenmektedir [35].

Düzenli Fiziksel Egzersiz: Hipertansif hastaların yaşına ve efor kapasitesine göre düzenli

egzersiz yapmaları önerilmelidir. Bu sıklıkla hipertansif hastalarda haftada 5 gün ve yarım saatlik düzenli seanslardan oluşmalıdır. Randomize kontrollü çalışmalardan oluşan bir meta-analizde aerobik ağırlıklı egzersizin normotansif hastalarda sistolik ve diyastolik kan basınçlarında sırasıyla 3,0 / 2,4 mm Hg, hipertansif hastalarda ise 6,9 / 4,9 mmHg düşüş sağladığı saptanmıştır [62]. Literatürdeki mevcut kohort çalışmalarında ise hipertansif hastalarda düzenli ve sürekli fiziksel aktivitenin mortaliteyi yaklaşık % 20 azalttığı gösterilmiştir [63,64].

Hipertansif ve kardiyovasküler riskleri olan hastalara egzersizlerinin sabahtan ziyade akşam saatlerinde yapılması önerilmelidir.

Sigaranın Bırakılması: Sigaranın sempatik sinir sistemi üzerindeki etkilerinden dolayı kan basıncında artışa neden olduğu bilinmektedir [65]. Literatürde mevcut çalışmaları incelediğimizde ise sigara kullanan normotansif hastalar ve tedavi almayan hipertansif hastalarda kan basıncı yüksekliği sigara kullanmayan kişilere kıyasla daha yüksek saptanmıştır [66-68].

Sigara bırakılması birçok kliniğin ortak hareketi ile efektif bir şekilde yapılabilir. Bazı hastalar hastalığı ve gelişebilecek komplikasyonları açısından yeterli bilgilendirildiklerinde sigarayı desteksiz bir şekilde bırakabilirler. Fakat bağımlılık düzeyi yüksek olan hasta grupları ise ek ilaç ve psikoterapiye ihtiyaç duyabilirler. Hastaların bu hizmetlere rahatlıkla ulaşabilmeleri için olanaklar sağlanmalıdır.

Farmakolojik Tedavi: Antihipertansif ilaç tedavisine başlarken, hastanın kan basıncı değeri ile birlikte, yaşı ve eşlik eden komorbid durumların göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Normal popülasyonda kan basıncı tedavisi başlamak için eşik değer 140 / 90 mm Hg iken; 80 yaş ve üzerinde kan basıncı tedavisi başlama eşik değeri sistolik kan basıncı 160 mm Hg olmalıdır [35].

Evre I hipertansiyonda sadece ek kardiyovasküler hastalıkları olan veya hipertansif semptomları olan hastalara medikal tedavi verilmelidir. Bunun dışındaki evre I hipertansiyon grubundaki hastalar 1 – 3 aylık yaşam tarzı değişikliğine rağmen halen kan basıncı evre I'de seyrediyorsa medikal tedaviye başlanır. Evre II - III hipertansiyon grubundaki hastalarda ise yaşam tarzı değişikliği ile birlikte medikal tedavi hemen başlanmalıdır.

Medikal tedaviye başlanırken monoterapi ile başlanabileceği gibi evre II – III gibi yüksek kan basıncı olan hastalarda direkt kombine tedavi ile de başlanabilir. İlaç seçimi yapılırken hastanın komorbid durumları göz önünde bulundurularak, hastaya en uygun ve yan etkisi en az olan ilaç seçilmelidir [35,37]. Rutin kullanımda antihipertansif etkinliği olan beş grup ilaç (diüretikler, beta blokerler, kalsiyum kanal blokerleri, anjiyotensin dönüştürücü enzim inhibitörleri ve anjiyotensin reseptör blokerleri) kullanılmaktadır [69-72].



3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

3.1. Hasta seçimi

Çalışmamıza başlamadan önce Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulundan gerekli izinler alındı. 2018 yılı ilk 6 ayı içerisinde hastanemiz polikliniklerinden ünitemize yönlendirilen primer hipertansiyon tanılı hastalar çalışmaya alındı. Renal fonksiyonları etkileyen ek morbiditesi olanlar ile tansiyonu regüle olmayan hastalar değerlendirme dışında tutuldu. Hastalara kaç yıldır hipertansiyon tedavisi aldıkları soruldu ve kayıt altına alındı.

B-Mod ultrason görüntüleme ile böbrek boyutları ve parankim kalınlıkları ölçüldü. Normal değerler dışında olanlar ile hidronefroz, nefropati gibi patolojik görünümlere sahip olgular çalışmaya dahil edilmedi. Daha sonra böbrek parankiminden real-time shear wave elastografi ölçümü yapıldı. Bulunan değerler kayıt altına alındı.

3.2. Böbreğe Yönelik Shear Wave Elastografi Tetkiki

Tüm SWE incelemeleri Philips Epiq 7 cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. 1-5 MHz konveks ultrasonografi probuyla ölçümler yapıldı. İnceleme hasta supin ve lateral dekübit pozisyonunda hastaya nefes tutturularak yapıldı.

İşlem esnasında hastaya görüntüleme amacıyla bir ilaç uygulaması yapılmadı ve bu yöntem ultrason cihazıyla gerçekleştirildiğinden, işlem radyasyon verilmeden gerçekleştirildi. İşlem esnasında böbrek görüntülenmesi amacıyla öncelikle B-mod görüntüleme gerçekleştirilerek ve sonrasında B-mod görüntüleme ile senkronize olarak elastografi moduna geçildi. Elastografi işlemi esnasında kayma dalgaları (shear-wave), ultrasound probu ile ardı ardına cilde uygulanan basılar ile oluşturuldu.

Real Time SWE incelemeleri tek bir radyolog tarafından gerçekleştirildi. Her olguda böbrek orta kesimde parankime ROI(15x10 mm) konularak ölçüm yapıldı. Ölçümlerde cihaz tarafından belirlenen standart dörtgen ROI kullanıldı. B-mod eşliğinde yaptığımız bu işlemler sonunda kPa (kilopaskal) cinsinden değerler elde ettik.

3.3. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızın 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 edildi ve $p < 0.05$ anlamlı kabul edildi. Kategorik veriler için (cinsiyet) pearson ki kare testi kullanıldı.



4. BULGULAR

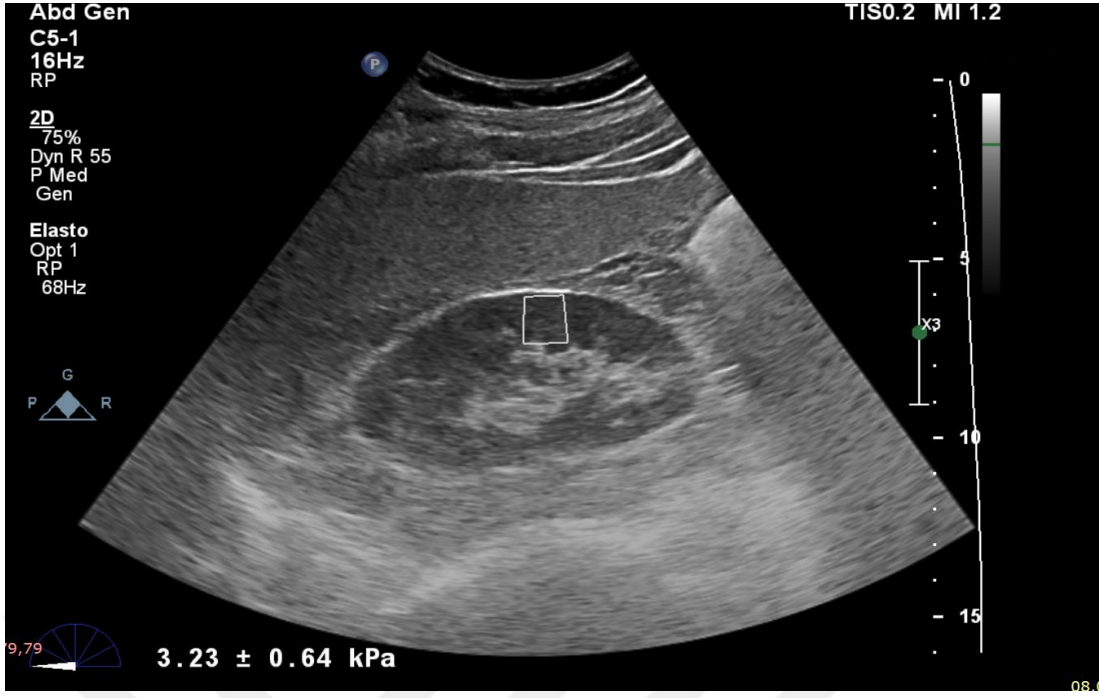
Çalışmamıza 61 hasta 62 kontrol grubu olmak üzere toplamda 123 kişi dahil edilmiştir. Hasta grubunun % 45,9'u erkek, %54,1'i kadın, kontrol grubunun %56,5'i kadın, %43,5'i erkek cinsiyette saptanmış olup çalışmamızda kadın erkek oranı homojendir. Hasta grubunda yaş ortalaması $50,11 \pm 7,01$ kontrol grubunda $50,08 \pm 7,00$ olarak bulunmuştur.

Hasta grubunda sağ böbrek uzun aksı $108,38 \pm 7,5$ mm, sol böbrek uzun aksı $109,33 \pm 6,18$ mm iken kontrol grubunda sağ böbrek uzun aksı $107,34 \pm 6,2$ mm, sol böbrek uzun aksı $109,11 \pm 6,99$ mm ölçülmüştür.

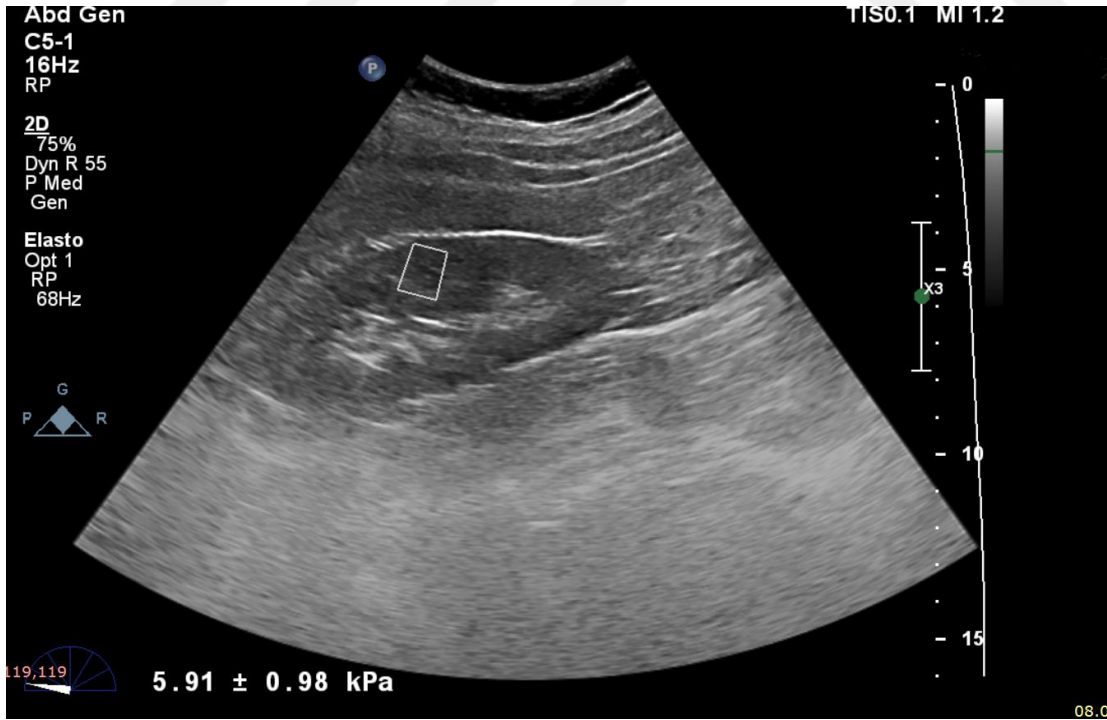
Hasta grubunda sağ böbrek parankim kalınlığı $16,32 \pm 1,11$ mm, sol böbrek parankim kalınlığı $16,14 \pm 0,92$ mm iken kontrol grubunda sağ böbrek parankim kalınlığı $16,40 \pm 1,07$ mm, sol böbrek parankim kalınlığı $16,38 \pm 1,04$ mm ölçülmüştür.

Her iki grup böbrek uzunlukları ve ortalama parankim kalınlıkları normal sınırlarda olup gruplar arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p > 0,05$) (tablo 4).

Hasta grubunda sağ böbrek parankim elasto değeri $4,42 \pm 1,00$ kPA, solda $4,50 \pm 0,90$ kPA ölçüldü. Kontrol grubunda sağ böbrek parankim elasto değeri $3,82 \pm 0,97$ kPA, solda $3,92 \pm 0,95$ kPA olarak ölçüldü. Her iki böbrek parankim elasto değerleri hasta grubunda kontrol grubuna kıyasla daha yüksek olduğu saptandı ($p < 0,001$). Her iki grupta da sağ ve sol böbrek parankim elasto değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark izlenmedi ($p > 0,05$).



Resim-2: Sağlıklı yetişkinde sağ böbrek orta polüne yerleştirilen ROI ile parankim elastisitesinin ölçümü



Resim-3: Primer hipertansiyonlu hastada sağ böbrek orta polüne yerleştirilen ROI ile parankim elastisitesinin ölçümü

Tablo-4: Hasta ve Kontrol Grubunda Ultrasonografik Verilerin Karşılaştırılması

	Hasta(n=61)	Kontrol(n=62)	P
Sağ böbrek uzun aksı	108,38±7,5	107,34±6,2	0,406
Sol böbrek uzun aksı	109,33±6,18	109,11±6,99	0,857
Sağ böbrek ortalama parankim kalınlığı	16,32±1,11	16,40±1,07	0,660
Sol böbrek ortalama parankim kalınlığı	16,14±0,92	16,38±1,04	0,171
Sağ böbrek parankim elasto değeri	4,42±1,00	3,82±0,97	0,001
Sol böbrek parankim elasto değeri	4,50±0,90	3,92±0,95	0,001

Hasta grubunda hipertansiyona maruz kaldıkları süreler ile sağ ve sol böbrek parankim elasta değerleri arasında anlamlı farklılık saptanmadı ($p>0,05$).

Tablo-5: Hasta ve Kontrol Grubunun Demografik özellikleri

	Hasta(n=61)	Kontrol(n=62)
yaş	50,11±7,01	50,08±7,00
erkek	27(45,9)	27(54,1)
kadın	34(43,5)	36(56,5)

5. TARTIŞMA

Hipertansiyon tanı ve tedavisinin yapılabilmesi için yüksek prevalans hızı nedeniyle önemli bir halk sağlığı sorunudur. Hipertansiyon, tüm dünyada olduğu gibi ülkemizde de oldukça yaygın bir halk sağlığı sorunudur (9). Hipertansiyonun hedef organlarından biri de böbreklerdir. Malign ve şiddetli hipertansiyon küçük renal arterlerde fibrinoid nekroz sonucu birkaç yılda yetmezliğe neden olur. Hastalığa erken tanı konulduğunda ilerleyişinin yavaşlatılıp bazen de durdurulabilir olmasına karşın genellikle geç dönemde tanı alması buna pek olanak bırakmamaktadır (73). Bu nedenle erken tanı ve yeni tedavi olanakları konusunda güncel araştırmalar yapılmaktadır. 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 (74). Basitçe renal fibrozis böbrekteki kronik hasarın başarısız bir yara iyileşmesi sürecine girmesi olarak tanımlanabilir (75). Renal fibrozis ve KBH arasındaki bağlantı araştırmacıları bu konuya yöneltmiştir. 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 (76).

Renal fibrozisi saptamak için non-invaziv yöntemlerden US elastografi ile dokunun sertliğini değerlendirmek de kullanılabilir bir yöntemdir (77). Sonoelastografinin kalitatif ve kantitatif olmak üzere iki tipi mevcuttur. Strain Elastografi, bir renk skalası sunmakta olup kalitatif olarak değerlendirme yapılmasına olanak sağlar. Shear-Wave Elastografi tekniğinde ise kantitatif veriler elde edilebilmektedir. Supersonic shear görüntüleme ve Akustik Radyasyon Güç İmpuls (ARFI) olmak üzere iki çeşit shear wave tekniği vardır (78). İki teknik genel anlamda birbirine benzemekle birlikte Supersonic shear görüntülemede dokuların sertliği kilopaskal (kPa) cinsinden, ARFI metodunda ise m/s cinsinden verilmektedir (25).

Bu çalışmamızda primer hipertansiyonlu hastalarda renal parankimin sertlik derecesini Shear-Wave elastografi tekniği ile kilopaskal (kPa) cinsinden kantitatif veriler elde ederek sağlıklı popülasyon ile karşılaştırdık.

Çalışmamız Shear-Wave Ultrasonografi uygulanan toplam 61 hasta ve 62 sağlıklı popülasyonda gerçekleştirilmiştir. Hasta grubunun % 45,9'u erkek, %54,1'i kadın, kontrol

grubunun %56,5'i kadın, %43,5'i erkek cinsiyete sahip olup çalışmamızda kadın erkek oranı homojendir. Hasta grubunda yaş ortalaması $50,11 \pm 7,01$, kontrol grubunda $50,08 \pm 7,00$ 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 primer hipertansiyonlu hastaların renal elastografisini değerlendiren herhangi bir çalışmaya rastlamadık. Ancak Literatürde böbrekteki çeşitli hastalıklar ve normal böbrekleri elastografik olarak değerlendiren bir çok yayın mevcuttur.

Böbreğin yerinin, yapısının ve fonksiyonunun karmaşıklığı nedeniyle, normal böbrek dokusu elastikiyeti için de doğrulanmış standart bir değer aralığı bulunmamaktadır (93).

Bizim çalışmamızda sağlıklı grupta ortalama parankim elasto değerini sağ böbrek için $3,82 \pm 0,97$ kPa, solda $3,92 \pm 0,95$ kPa olarak saptandı.

Samir ve ark. kronik böbrek hastalığı olan 25 kişi ile 20 sağlıklı kontrol grubunu karşılaştırdığı çalışmada sağlıklı grupta median değeri $4.40 [3.68, 5.70]$ kPa olarak saptamış (80).

Arda ve ark.'nın 89'u kadın, 38'i erkek sağlıklı popülasyonda yaptıkları çalışmada renal korteksten elde edilen ortalama elasto değeri 5.0 ± 2.9 kPa bulunmuş olup cinsiyetler arasında anlamlı bir fark saptanmadığı rapor edilmiştir (81).

Biz de çalışmamızda cinsiyet ve yaş ile elasto değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptamadık ($p > 0,05$).

Grass ve ark.'nın sağlıklı çocuk ve adölesanlarda yaptıkları çalışmada da benzer şekilde elastisite ile cinsiyet arasında anlamlı bir ilişki olmadığı ancak yaş, kilo ve boy ile pozitif yönde anlamlı bir korelasyon olduğu rapor edilmiştir (82). Habibi ve ark.'nın üreteropelvik birleşim tıkanıklığı ve sağlıklı çocuklarda elastisite ile cinsiyet, boy, kilo, VKİ ve böbrek uzunluğu arasındaki korelasyon durumunun incelendiği çalışmasında da benzer şekilde cinsiyet ile elastisite arasında anlamlı bir ilişki bildirilmemiştir (83).

Diyabetik böbrek hastalarında yapılan bir çalışmada elastisitenin; cinsiyet, yaş, VKİ ve ölçüm derinliğinden etkilendiği bulunmuştur (84).

Çalışmamızda böbrek lokalizasyonu (sağ-sol) ile ortalama Shear Wave USG ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0,05$). Böbreklerin fizyolojik olarak sağ ve sol olarak ayrımının bir önemi olmasa da, anatomik olarak farklı derinliklerde olması, elastisite değerlerini etkilemiş olabilir diye düşünülebilir. Literatürde çalışma bulgusuyla benzer birçok araştırma bulunmaktadır (85-88).

Palabıyık ve ark.'nın 50 sağlıklı yenidoğan ve infantda yaptıkları yurtiçi bir araştırmada sağ ve sol böbrek ortalama elastisite değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir (88). Bob ve arkadaşlarının 104 hastada yaptıkları çalışmada da benzer şekilde böbrek lokalizasyonu ile elastisite ölçümleri arasında anlamlı bir fark saptanmadığı rapor edilmiştir (89). Gene Bob ve Bota'nın sağlıklı böbreklerde yaptıkları iki çalışmada da benzer bulgular bildirilmiştir (90,91). Literatürde shear wave ölçüm değerlerini hayvanlarda inceleyen ve karşılaştıran araştırmalar da bulunmaktadır. Liu ve ark.'nın sağlıklı tavşanlarda yaptıkları çalışmada da sağ ve sol böbrek elastisite ölçüm değerleri arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır (92).

Çalışmamızda hipertansiyonlu grupta böbrek parankim elasto değerleri kontrol grubuna kıyasla anlamlı olarak yüksek çıkmıştır ($p<0,05$). Bizim çalışmamızdaki amacımız hipertansiyona bağlı gelişen böbrekteki patolojik süreçleri non-invaziv olarak erken dönemde saptamaktır.

Takata ve arkadaşları, shear wave elastografi ile böbrek parankimal hastalığı olan ancak son dönem böbrek yetmezliği evresinde olmayan hastalarla, son dönem böbrek yetmezliğinde olan hastaları ve normal böbrekli hastaları karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada normal böbreklerin SWV değerleri diğer iki gruba göre yüksek çıkmıştır, ancak böbrek parankimal hastalığı olan ama son dönem böbrek yetmezliği evresinde olmayan böbreklerin SWV değerleri ile kronik böbrek hastalığı olan böbreklerin SWV değerleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Takata ve arkadaşları SWE incelemenin geç dönemde böbrekte oluşan fibrotik süreçlerin derecesini saptamada yetersiz olduğunu ancak erken dönemde böbrek parankim hastalıklarının tanısında faydalı olabileceğini ileri sürmüşlerdir [93].

Moon ve arkadaşlarının farelerin böbrekleri üzerinde yaptığı çalışmada SWE değerleri ile

böbrekte gelişen fibrozisin histolojik derecesi arasında pozitif korelasyon bulunmuştur (94).

Kim BJ ve arkadaşları subklinik rejeksiyonu olan ve olmayan transplante böbrekleri SWE ile değerlendirmiş ve sonuçları, biyopsi sonuçlarıyla karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada, subklinik rejeksiyonu bulunan hastaların rezitif indekslerinde normal transplante böbrek ile anlamlı farklılık bulunmadığı halde, SWE değerlerinin subklinik rejeksiyonlu böbreklerde anlamlı olarak daha yüksek çıktığı ortaya konmuştur (95).

Literatürde yapılan birçok çalışmada karaciğerdeki tutarlı SWE-fibrozis derecesi ilişkisinin aksine böbreklerde tutarsız sonuçlar çıkmasını, böbreğin yapısal anizotropisi ve kan perfüzyonu ile ilişkili olduğunu ve böbrek elastisitesinin sadece fibrotik değişimlerden değil mekanik ve fonksiyonel parametreler olan anizotropi, vaskülerizasyon ve hidronefroz varlığından etkilendiği ileri sürülmüştür (93,96,97).

Xiaona ve arkadaşlarının çalışmasında böbreğin orta ve alt polleri arasındaki SWV değerlerinin farklı olduğu gösterilmiştir (97). Xiaona ve arkadaşları bu farklılığı probtan yayılan sesin açısı ve böbreğin anizotropisine dayandırmışlardır (97).

Bob ve arkadaşları ise böbreğin orta polünden yapılan ölçümlerde tekrarlanabilirliğin daha yüksek olduğunu ortaya koymuşlardır [93]. Bizim çalışmamızda da ölçümler böbreğin orta polünden yapıldı.

Bunun yanı sıra yapılan çalışmalarda böbreğin korteksinin elastisite değerlerinin medulla ve renal sinüse göre daha yüksek olduğu gösterilmiştir [94,97,98]. Bu farklılık böbreğin farklı kompartmanlarının farklı yapılar içermesiyle açıklanmıştır. Renal korteks genel olarak proksimal ve distal tübüller ile glomerülü içerirken, medulla genel olarak henle kulpunu ve toplayıcı tübülleri içerir. Renal sinüsler ise kaliksleri, kan damarlarını ve yumuşak bağ dokuyu içermektedir (99).

Çalışmamızda sadece böbrek parankim elasto değerlerinin ölçülmüş olması medulla ve sinüs değerlerinin araştırılmaması çalışmamızın limitasyonlarından bir tanesidir.

Böbreğin yapısal farklılığının dışında böbrek kan akım parametrelerinin de elastografi değerleri üzerine etkisi gösterilmiştir. Asano ve arkadaşları yaptıkları çalışmada karaciğerde fibrozisle birlikte artan SWV değerleri izlenmesine karşın SWV değerlerinin fibrozis ile karakterize

olan son dönem böbrek yetmezliğinde düşük olmasının nedenini sorgulamışlardır (99).

Asano ve arkadaşları son dönem böbrek yetmezliği olan hastalarda azalan kan akımının ve glomerüler filtrasyon hızının bu hastalarda fibrozisin varlığına rağmen elastografi değerlerinde azalmaya neden olduğunu ileri sürmüşlerdir (99).

Xiano ve arkadaşlarının fareler üzerinde yaptığı çalışma bu bulguları destekler niteliktedir. Xiano ve arkadaşları renal kan akımını dereceli olarak azaltmış ve böbrekten elastografi ölçümleri almışlardır. Renal kan akımındaki azalma ve SWE değerlerindeki azalmanın korelasyon gösterdiğini ortaya koymuşlardır (97).

Warner ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada da MR elastografi ile renal iskemi sırasında böbrek dokusunun elastisitesi ölçülmüş ve iskemi sırasında elastisite değerlerinde belirgin azalma gözlenmiştir (100).

Renal arter iskemisinin tam aksine, Xiano ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada renal ven ligasyonunun böbrek korteksinde elastisite artışı yaptığı gösterilmiştir. Xiano ve arkadaşları bu durumun artmış hidrostatik basınç, hipoksiye sekonder gelişen peritübüler interstisyel ödem ve renal venin böbrek içerisindeki dallarının içinde yer alan mikrotrombüslere bağlı olabileceğini öne sürmüşlerdir (97).

Öte yandan tıpkı karaciğer fibrozisinde olduğu gibi böbrekte fibrosiz oluşumuyla birlikte seyreden kronik böbrek yetmezliği ve skar oluşumu gibi durumlarda, tubülointerstisyel alanda başta kollajen olmak üzere artmış ekstraselüller matriks elemanlarının biriktiği yapılan histolojik incelemelerde gösterilmiş ve iyi bilinen bir antitedir (100).

Bizce, yapılan çok sayıda çalışmada farklı elastisite değerlerinin ortaya çıkışında ölçüm tekniği, ölçülen yer, böbreğin anizotropik ve farklı kompartmanlardan oluşan yapısı, ölçümde kullanılan teknik farklılıklar gibi bir çok etmenin yanı sıra, fibrozisin oluşum sürecinde, böbrekte fibrozisle birlikte arteriyel kan akımının ve glomerüler filtrasyondaki azalmanın sonucunda perfüzyon azalmasının dominant olduğu durumlar ve böbrekte skar dokusundaki ekstraselüller matriks artışının, perfüzyon azalmasına daha baskın olduğu durumlarda böbrekten yapılan elastografik incelemelerde farklı neticeler elde edilebilmektedir.

Bu nedenle böbreğin elastisite değerleri böbrekte ortaya çıkan fibrotik değişimlerin dışında birçok farklı parametreden etkilenebilmekte ve bazı hastalıklarda parankimal hasara ve olası fibrotik cevaba rağmen düşük elastisite değerleri ortaya çıkabilmektedir. Ancak bu teorinin ilerleyen dönemlerde yapılacak böbrek perfüzyonu, böbreğin histolojik durumu ve böbreğin elastisitesi gibi bir çok faktörün birlikte değerlendirildiği çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

Bugüne kadar literatürde yapılan elastografi çalışmalarının sonuçlarındaki çelişkiler, bu alanda daha geniş hasta grupları üzerinde daha detaylı ve titiz çalışmaların yapılması ihtiyacını doğurmuştur.

Çalışmamızı kısıtlayan bazı faktörleri mevcuttu. Bu limitasyonlardan bazıları; elastografik incelemenin kullanıcı bağımlı olması, transüderin kompresyon derecesine ve hastanın hareketine bağlı olarak ölçümlerde değişiklikler olabilmesi, hastaların hidrasyon durumlarının işlem sırasında hesaba katılmaması, hastaların renal perfüzyon derecelerinin hesaplanmaması, hastaların böbreklerinin histolojik incelemesinin yapılmaması çalışmamızın ana limitasyon faktörleriydi.

6. SONUÇ

Hipertansiyon tanı ve tedavisinin yapılabilir olmasına rağmen yüksek prevalans hızı nedeniyle önemli bir halk sağlığı sorunudur. Hipertansiyonun hedef organlarından biri de böbreklerdir. Kronik böbrek hastalığı ve progresyonunda interstisyum ve glomerüllerde gelişen fibrozis önemli bir rol oynar. Bu nedenle renal fibrozisi gösterecek non invaziv metodlar bulunması yeni araştırmaların konusu olmuştur. SWE ucuz, radyasyon içermeyen bir yöntem olması, US incelemesi yapılan cihazlarla yapılabilmesi ve skar dokusunu saptamada faydalı olması nedeniyle böbrek parankiminde meydana gelen fibrozisi göstermede kullanılabilir alternatif bir yöntem olarak değerlendirilebilir.

Biz de çalışmamızda primer hipertansiyonu olan hastalarda laboratuvar ve klinik olarak böbrek hastalığı belirtileri ortaya çıkmadan önce SWE ile böbrek parankiminin değerlendirilmesinin faydalı olup olmadığını araştırmaya çalıştık. Primer hipertansiyonu olan hasta grubunda böbrek parankim elastografi değerlerinin sağlıklı popülasyona göre daha yüksek olduğunu saptadık ($p < 0,005$). Ancak yazımızda daha önce de vurguladığımız gibi literatürde böbrek patolojilerinin SWE sonuçları üzerine tartışmalar mevcuttur. Bunun yanı sıra böbrek elastografi incelemesinde böbreğin heterojen iç yapısı ve böbreğin görece derinde yer alması ölçüm sırasında teknik sıkıntılar oluşturabilmektedir. Çalışmamızın bu konuda yapılacak daha geniş ve kontrollü çalışmalara yol göstereceğini umut ediyoruz.

KAYNAKLAR

1. Ophir J, Cespedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging* 1991; 13: 111-34.
2. 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.
3. Rübenthaler J, Müller-Peltzer K, Reiser M, Rjosk-Dendorfer D, Clevert DA. [Sonoelastography in daily clinical routine] *Radiologe* 2017 Feb; 57(5): 356-365
4. 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 Feb; 36(6):1213-1223
5. 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.
6. Conlon C, Perry IJ. Epidemiology of Hypertension In: Crawford MH, DiMarco Jp, editörs. *Cardiology* 2nd ed. Elsevier Science Limited, NY. 2002; 3(1):1- 2.
7. Kearney PM, Whelton M, Reynolds K, Muntner P, Whelton PK, He J. Global burden of hypertension: analysis of worldwide data. *Lancet* 2005; 365: 217- 23.
8. World Health Organization. Global Health Observatory Data Repository Raised Blood pressure www.who.int/gho/ncd/risk_factors/blood_pressure_prevalence_text/en/index.html [erişim; 20/10/2012].
9. Kalp ve Damar Hastalıklarının Önleme ve Kontrol Programı. T.C. Sağlık Bakanlığı, Temel Sağlık Hizmetleri Genel Müdürlüğü, Ankara. Yayın No ve Tarihi: 2010; 812-3.
10. Altun B, Arici M, Nergizoğlu G, Derici U, Karatan O, Turgan C, Sindel S, Erbay B, Hasanoğlu E, Çağlar S. Prevalence, awareness, treatment and control of hypertension in Turkey (the patent study) in 2003 *Journal of Hypertension* 2005; 23: 1817- 23.
11. Türkiye Hastalık Yüğü Çalışması 2004. T.C. Sağlık Bakanlığı, Refik Saydam Hıfzısıhha Merkezi Başkanlığı, Hıfzısıhha Mektebi Müdürlüğü, Ankara. Yayın no ve Tarihi: 2006; 701-2.
12. Cotran SR, Kumar V, Robbins SL. *The Kidney Robbins Pathologic Basis of Disease* W.B.

- Saunders Company 1989; 1022-48.
13. Türk Hipertansiyon Prevalans Çalışması Türkçe Özeti. Arıcı M, Altun B, Erdem Y ve Arkadaşları. Türk Hipertansiyon ve Böbrek Hastalıkları Derneği. PatenT çalışması. Türk Hipertansiyon Derneği, 2003; 1–27.
 14. Gülsoy UK, Oyar O. Ultrasonografi fiziği. In: Oyar O, Gülsoy UK, editors. Tıbbi görüntüleme fiziği 1st ed. Ankara: Rekmay Ltd Şti,2003;167-230.
 15. Kalender O, ve Kavalcı R. Ultrasonografi. (2001), Kara Harp Okulu, 96-115.
 16. Hagen-Ansert SL. Ultrasonun temelleri. In: Hagen-Ansert SL. Tanısal ultrasonografi. 5. Baskı. Ankara: Güneş, 2005; 3-23.
 17. Merrit CRB. Physics of ultrasound In: Rumack MC, Wilson SR, Charboneau JW, editors. Diagnostic Ultrasound 3rd ed. Missouri: Elsevier Mosby, 2005; 3-34.
 18. Khaled W, Reichling S, Bruhns OT, Ermert H. Ultrasonic strain imaging and reconstructive elastography for biological tissue. Ultrasonics 2006; 44: 199–202.
 19. Luo J, Ying K, Bai J. Elasticity reconstruction for ultrasound elastography using a radial compression: an inverse approach Ultrasonics 2006; 44: 195–8.
 20. Garra BS. Imaging and estimation of tissue elasticity by ultrasound Ultrasound Q 2007;23(4):255–68.
 21. Ophir J, Kallel F, Varghese T, Alam SK, Krouskop T, Garra BS, et al. Elastography. Optical and acoustical imaging of biological media 2001; 4:1193–212.
 22. Ophir J, Cespedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. Ultrasonud Imaging 1991;13(2):111-34.
 23. Havre RH, Elde E, Gilja OH, Odegaard S, Eide GE, Matre K, 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.
 24. Pehlivan F. Biyofizik. Ankara: Hacettepe Taş, 1997; 2: 390-4.
 25. Bercoff J, Tenter M, Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 2004;51(4):396-409.
 26. Sebag F, Vaillant-Lombard J, Berbis J, Griset V, Henry JF, Petit P, 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.
 27. 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.
 28. Shiina T, Yamakawa M, Nitta N, Ueno E. Real time tissue elasticity imaging using the combined autocorrelaiton method Medix Suppl 2007; 4–7.

29. Lerner RM, Huang SR, Parker KJ. 'Sonoelasticity' images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated tissues. *Ultrasound Med Biol* 1990;16(3):231-9.
30. Ophir J, Alam SK, Garra B, Kallel F, Knofagou E, Krouskop T, et al. Elastography: ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues. *Proc Inst Mech eng* 1999;213(3):203-33.
31. Garra BS, Cespedes EI, Ophir J, Spratta SR, Zurbier RA, Magnant CM, et al. Elastography of breast lesions: initial clinical results. *Radiology* 1997;202(1):79-86.
32. Cochlin DL, Ganatra RH, Griffiths DF. Elastography in the detection of prostatic cancer *Clin Radiol* 2002;57(11):1014-20.
33. Guilbert, J.J., *The world health report 2002 - reducing risks, promoting healthy life*. Educ Health (Abingdon), 2003; 16(2): 230-1.
34. Weber, M.A., et al., Clinical practice guidelines for the management of hypertension in the community: a statement by the American Society of Hypertension and the International Society of Hypertension. *J Clin Hypertens (Greenwich)*, 2014; 16(1):14-26.
35. Mancia, G., et al., 2013 ESH/ESC guidelines for the management of arterial hypertension: the Task Force for the Management of Arterial Hypertension of the European Society of Hypertension (ESH) and of the European Society of Cardiology (ESC). *Eur Heart J*, 2013; 34(28): 2159-219.
36. Arici, M., et al., Hypertension incidence in Turkey (HinT): a population-based study. *J Hypertens*, 2010; 28(2): 240-4.
37. Arici, M., et al., [Turkish Hypertension Consensus Report]. *Turk Kardiyol Dern Ars*, 2015; 43(4): 402-9.
38. O'Brien, E., et al., Blood pressure measuring devices: recommendations of the European Society of Hypertension. *BMJ*, 2001; 322(7285): 531-6.
39. Clark, C.E., et al., Association of a difference in systolic blood pressure between arms with vascular disease and mortality: a systematic review and meta-analysis. *Lancet*, 2012; 379(9819): 905-14.
40. Fedorowski, A., et al., Orthostatic hypotension predicts all-cause mortality and coronary events in middle-aged individuals (The Malmo Preventive Project). *Eur Heart J*, 2010; 31(1): 85-91.
41. Fagard, R.H. and P. De Cort, Orthostatic hypotension is a more robust predictor of cardiovascular events than nighttime reverse dipping in elderly. *Hypertension*, 2010; 56(1): 56-61.
42. He, F.J., M. Burnier, and G.A. Macgregor, Nutrition in cardiovascular disease: salt in

- hypertension and heart failure. *Eur Heart J*, 2011; 32(24): 3073-80.
43. Frisoli, T.M., et al., Beyond salt: lifestyle modifications and blood pressure *Eur Heart J*, 2011. 32(24): 3081-7.
 44. Elmer, P.J., et al., Effects of comprehensive lifestyle modification on diet, weight, physical fitness, and blood pressure control: 18-month results of a randomized trial. *Ann Intern Med*, 2006; 144(7): 485-95.
 45. Pimenta, E., et al., Effects of dietary sodium reduction on blood pressure in subjects with resistant hypertension: results from a randomized trial. *Hypertension*, 2009; 54(3): 475-81
 46. Graudal, N.A., T. Hubeck-Graudal, and G. Jurgens, Effects of low-sodium diet vs. high-sodium diet on blood pressure, renin, aldosterone, catecholamines, cholesterol, and triglyceride (Cochrane Review). *Am J Hypertens*, 2012; 25(1): 1-15.
 47. He, F.J. and G.A. MacGregor, How far should salt intake be reduced? *Hypertension*, 2003; 42(6): 1093-9.
 48. Bibbins-Domingo, K., et al., Projected effect of dietary salt reductions on future cardiovascular disease. *N Engl J Med*, 2010; 362(7): 590-9.
 49. He, F.J. and G.A. MacGregor, Salt reduction lowers cardiovascular risk: meta-analysis of outcome trials. *Lancet*, 2011; 378(9789): 380-2.
 50. Taylor, R.S., et al., Reduced dietary salt for the prevention of cardiovascular disease: a meta-analysis of randomized controlled trials (Cochrane review). *Am J Hypertens*, 2011; 24(8): 843-53.
 51. Dasgupta, K., et al., The 2014 Canadian Hypertension Education Program recommendations for blood pressure measurement, diagnosis, assessment of risk, prevention, and treatment of hypertension. *Can J Cardiol*, 2014; 30(5): 485-501.
 52. Erdem, Y., et al., The relationship between hypertension and salt intake in Turkish population: SALTURK study. *Blood Press*, 2010; 19(5): 313-8.
 53. Puddey, I.B., L.J. Beilin, and R. Vandongen, Regular alcohol use raises blood pressure in treated hypertensive subjects. A randomised controlled trial *Lancet*, 1987; 1(8534): 647-51.
 54. Cushman, W.C., et al., Prevention and Treatment of Hypertension Study (PATHS): effects of an alcohol treatment program on blood pressure. *Arch Intern Med*, 1998; 158(11): 1197-207.
 55. Mente, A., et al., A systematic review of the evidence supporting a causal link between dietary factors and coronary heart disease. *Arch Intern Med*, 2009; 169(7): 659-69.
 56. Lock, C.A., et al., Lifestyle interventions to prevent osteoporotic fractures: a systematic review. *Osteoporos Int*, 2006; 17(1): 20-8.

57. Sofi, F., et al., Accruing evidence on benefits of adherence to the Mediterranean diet on health: an updated systematic review and meta-analysis. *Am J Clin Nutr*, 2010; 92(5): 1189-96.
58. Estruch, R., et al., Primary prevention of cardiovascular disease with a Mediterranean diet. *N Engl J Med*, 2013; 368(14): 1279-90.
59. Estruch, R., E. Ros, and M.A. Martinez-Gonzalez, Mediterranean diet for primary prevention of cardiovascular disease. *N Engl J Med*, 2013; 369(7): 676-7.
60. Romero, R., et al., Undiagnosed obesity in hypertension: clinical and therapeutic implications. *Blood Press*, 2007; 16(6): 347-53.
61. Neter, J.E., et al., Influence of weight reduction on blood pressure: a meta- analysis of randomized controlled trials. *Hypertension*, 2003; 42(5): 878-84.
62. Cornelissen, V.A. and R.H. Fagard, Effects of endurance training on blood pressure, blood pressure-regulating mechanisms, and cardiovascular risk factors. *Hypertension*, 2005; 46(4): 667-75.
63. Rossi, A., et al., The impact of physical activity on mortality in patients with high blood pressure: a systematic review. *J Hypertens*, 2012; 30(7): 1277- 88.
64. Leitzmann, M.F., et al., Physical activity recommendations and decreased risk of mortality. *Arch Intern Med*, 2007; 167(22): 2453-60.
65. Grassi, G., et al., Mechanisms responsible for sympathetic activation by cigarette smoking in humans. *Circulation*, 1994; 90(1): 248-53.
66. Groppelli, A., et al., Persistent blood pressure increase induced by heavy smoking. *J Hypertens*, 1992; 10(5): 495-9.
67. Mann, S.J., et al., Elevation of ambulatory systolic blood pressure in hypertensive smokers A case-control study *JAMA*, 1991; 265(17): 2226-8.
68. Bang, L.E., et al., Do we undertreat hypertensive smokers? A comparison between smoking and non-smoking hypertensives *Blood Press Monit*, 2000; 5(5-6): 271-4.
69. Psaty, B.M., et al., Health outcomes associated with various antihypertensive therapies used as first-line agents: a network meta-analysis. *JAMA*, 2003; 289(19): 2534-44.
70. Costanzo, P., et al., Calcium channel blockers and cardiovascular outcomes: a meta-analysis of 175,634 patients. *J Hypertens*, 2009; 27(6): 1136-51.
71. Van Vark, L.C., et al., Angiotensin-converting enzyme inhibitors reduce mortality in hypertension: a meta-analysis of randomized clinical trials of renin-angiotensin-aldosterone system inhibitors involving 158,998 patients. *Eur Heart J*, 2012; 33(16): 2088-97.
72. Bradley, H.A., et al., How strong is the evidence for use of beta-blockers as first-line therapy

- for hypertension? Systematic review and meta-analysis *J Hypertens*, 2006; 24(11): 2131-41.
- 73.** Serdengeçti K. Türk Nefroloji Derneği ve Dünya Böbrek Günü Turkish Society of Nephrology and World Kidney Day. 2010; 19: 1
- 74.** Levey AS. Measurement of Renal Function in Chronic Renal Disease *Kidney Int.* 1990; 38:167-84.
- 75.** Schieppati A, Remuzzi G. Chronic renal diseases as a public health problem: Epidemiology, social, and economic implications. *Kidney Int Suppl.* 2005; 68(98): sayfa no
- 76.** 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.
- 77.** Sar MA. Elastography Usage in Renal Patients *Turkish Nephrol Dial Transplant J.* 2017;26(1):18–22.
- 78.** Sarvazyan AP, Rudenko OV, Swanson SD, Fowlkes JB, Emelianov SY: Shear wave elasticity imaging: A new ultrasonic technology of medical diagnostics. *Ultrasound Med Biol* 1998;24:1419-35
- 79.** Peride I, Radulescu D, Niculae A, et al. Value of ultrasound elastography in the diagnosis of native kidney fibrosis. *Med Ultrason.* 2016;18(3):362–9.
- 80.** Samir et al. *BMC Nephrology* 2015; 16:119-20.
- 81.** Arda, K., Ciledag, N., Aktas, E., Aribas, B. K., & Köse, K. Quantitative assessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography. *American Journal of Roentgenology*, 2011; 197(3): 532-6.
- 82.** 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;
- 83.** Habibi HA, Cicek RY, Kandemirli SG, et al. Acoustic radiation force impulse (ARFI) elastography in the evaluation of renal parenchymal stiffness in patients with ureteropelvic junction obstruction. *J Med Ultrason* 2017; 44:167-72.
- 84.** Bob, F., Grosu, I., Sporea, I., Bota, S., Popescu, A., Sima, A., & Schiller, A. Ultrasound-Based Shear Wave Elastography in the Assessment of Patients with Diabetic Kidney Disease. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2017; 43(10): 2159-66.
- 85.** Goertz RS, Amann K, Heide R, Bernatka T, Neuratha MF, Strobela D. An abdominal and thyroid status with acoustic radiation force impulse elastometry-a feasibility study acoustic radiation force impulse elastometry of human organs. *Eur J Radiol* 2011;80: 226–30.

- 86.** Gallotti A, D’Onofrio M, Pozzi MR. Acoustic radiation force impulse (ARFI) technique in ultrasound with virtual touch tissue quantification of the upper abdomen. *Radiol Med.* 2010; 115: 889–97.
- 87.** Sohn B, Kim MJ, Han SW, Im YJ, Lee MJ. Shear wave velocity measurements using acoustic radiation force impulse in young children with normal kidneys versus hydronephrotic kidneys. *Ultrasonography.* 2014;33: 116–21.
- 88.** Palabiyik, F. B., Inci, E., Turkay, R., & Bas, D. Evaluation of Liver, Kidney, and Spleen Elasticity in Healthy Newborns and Infants Using Shear Wave Elastography. *Journal of Ultrasound in Medicine.* 2017;
- 89.** Bob, F., Bota, S., Sporea, I., Sirli, R., Popescu, A., & Schiller, A. Relationship between the estimated glomerular filtration rate and kidney shear wave speed values assessed by acoustic radiation force impulse elastography. *Journal of ultrasound in medicine,* 2015; 34(4), 649-54.
- 90.** Bota, S., Bob, F., Sporea, I., Şirli, R., & Popescu, A. Factors that influence kidney shear wave speed assessed by acoustic radiation force impulse elastography in patients without kidney pathology. *Ultrasound in medicine & biology,* 2015; 41(1), 1-6.
- 91.** Bob, F., Bota, S., Sporea, I., Sirli, R., Petrica, L., & Schiller, A. Kidney shear wave speed values in subjects with and without renal pathology and inter-operator reproducibility of acoustic radiation force impulse elastography (ARFI)-preliminary results. *PloS one,* 2014; 9(11): 113761.
- 92.** Wen, C., Sun, F., Chen, L., Li, N., Gao, Q., Li, R., & Liu, X. Effect of renal perfusion and structural heterogeneity on shear wave elastography of the kidney: an in vivo and ex vivo study. *BMC nephrology,* 2017; 18(1): 265-6.
- 93.** Takata T1, Koda M1, Sugihara T1, Sugihara S1, Okamoto T1, Miyoshi K1, Matono T1, Hosho K1, Mae Y1, Iyama T1, Fukui T1, Fukuda S1, Munemura C1, Isomoto H1. Renal shear wave velocity by acoustic radiation force impulse did not reflect advanced renal impairment. *Nephrology (Carlton)* 2016 Dec;21(12):1056-62.
- 94.** Moon SK, Kim SY, Cho JY, Kim SH. Quantification of kidney fibrosis using ultrasonic shear wave elastography: experimental study with a rabbit model. *J Ultrasound Med.* 2015 May;34(5):869-77.
- 95.** Kim BJ, Kim CK, Park JJ. Noninvasive evaluation of stable renal allograft function using point shear-wave elastography *Br J Radiol.* 2017 Oct; 91(1081): 20170372
- 96.** Gennisson JL, Renier M, Catheline S, et al. Acoustoelasticity in soft solids: assessment of the nonlinear shear modulus with the acoustic radiation force. *J Acoust Soc Am.*

2007;122(6):3211–9.

97. Xiaona Liu, Na Li†, Tao Xu et al. Effect of renal perfusion and structural heterogeneity on shear wave elastography of the kidney: an in vivo and ex vivo study 2017; 18: 265
98. Menzilcioglu MS, Duymus M, Cital S, et al. Strain wave elastography for evaluation of renal parenchyma in chronic kidney disease. Br J Radiol. 2015;88(1050): 20140714.
99. Asano K, Ogata A, Tanaka K, et al. Acoustic radiation force impulse elastography of the kidneys: is shear wave velocity affected by tissue fibrosis or renal blood flow? J Ultrasound Med. 2014;33(5):793–801.
100. Warner L, Yin M, Glaser KJ, et al. Noninvasive in vivo assessment of renal tissue elasticity during graded renal ischemia using MR elastography Investig Radiol. 2011;46(8):509–14.



Evrak Tarih ve Sayısı: 12/07/2017-E.24676

HARRAN ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ Etik Kurulu Kararı	
TARİH	: 08.06.2017
OTURUM	: 06
SAAT	: 14:00

17/06/27	<p>Karar: Üniversitemiz Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı öğretim üyesi Doç. Dr. Abdurrahim DUSAK'ın yürütücüsü olduğu "Hipertansiyonlu Hastalarda Böbrek Parankiminin Ultrason Elesttografisi ile değerlendirilmesi" başlıklı çalışmaya Etik Kurul onayı verilmesine,</p> <p>Oybirliğiyle karar verilmiştir.</p> <p style="text-align: center;">ASLI GİBİDİR Yrd. Doç. Dr. H. ÇELİK Etik Kurulu Raportörü</p>
----------	-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Bu belge, 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununa göre Güvenli Elektronik İmza ile imzalanmıştır



T.C.
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU VE BEYAN BELGESİ

Öğrencinin

T.C. : 45910632392

Adı, Soyadı : Adem AĞYAR

Anabilim Dalı : Radyoloji

Tezin Adı : **Primer Hipertansiyonlu Hastalarda Böbrek Parankiminin Ultrason Elastografi ile Değerlendirilmesi**

MEZUNİYET SONRASI EĞİTİM KOORDİNASYON KURULU BAŞKANLIĞINA

Yukarıda başlığı belirtilen **Primer Hipertansiyonlu Hastalarda Böbrek Parankiminin Ultrason Elastografi ile Değerlendirilmesi** çalışmamın; *kapak sayfası, giriş, ana bölümler ve sonuç* kısımlarından oluşan toplam 68 sayfalık kısmına ilişkin, 18.10.2018 tarihinde şahsım/ danışmanım tarafından "TURNITIN" adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, benzerlik oranı %18'dir.

Uygulanan filtrelemeler:

- 1- Kabul/Onay ve Bildirim sayfaları hariç,
- 2- Kaynakça hariç
- 3- Alıntılar hariç
- 4- 5 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 aşmadığını 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 alıntıların 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.18.10.2018

Tezi Hazırlayan Uzmanlık Öğrencisinin

Adı-Soyadı: Adem AĞYAR

İmzası:

Yukarıda yer alan raporun ve beyanın doğruluğunu onaylarım. 18.10.2018

Danışmanın

Unvanı-Adı-Soyadı: Doç.Dr.Abdurrahim DUSAK

İmzası:

<http://www.sporbilimleri.org.tr/media/files/kongre/2016sbd.pdf>

< 1% match (yayınlar)

"Poster Özetleri / Poster Abstracts", Turkish Journal of Biochemistry, 2016

< 1% match (15-Mar-2013 tarihli internet)

<http://www.hasanbalik.com/dersler/anten/03-04Odev/SONAR/anaproje.doc>

< 1% match (26-Nis-2015 tarihli internet)

<http://lib.baskent.edu.tr/tez/baskent1/00442.pdf>

< 1% match (25-Ağu-2015 tarihli internet)

http://egebipdersgisi.com.tr/pdf/pdf_EGE_217.pdf

< 1% match (14-Tem-2015 tarihli internet)

< 1% match (25-Şub-2018 tarihli internet)

<http://turkpedkar.org.tr/wp-content/uploads/2016/01/pediatric-heart-journal-2-3.pdf>

< 1% match (02-Haz-2016 tarihli internet)

<http://www.sporbilimleri.org.tr/media/files/kongre/2016sbd.pdf>

< 1% match (yayınlar)

DURMAZ, Ceyda and ARSLAN, Perihan. "Toplumda Hipertansiyon ve Kan Basıncını Etkileyen Etmenler", Türkiye Diyabetisyenler Derneği, 2017.

< 1% match (01-Haz-2015 tarihli internet)

<http://library.cu.edu.tr/tezler/7458.pdf>

< 1% match (17-Kas-2017 tarihli internet)

<http://icits2017.inonu.edu.tr/papers/ICITS2017-AbstractBook-Updated25Oct2017.pdf>

< 1% match (17-Eyl-2013 tarihli internet)

http://istanbulsağlik.gov.tr/w/tez/pdf/kadin_hast/dr_abdulkadir_turgut.pdf

< 1% match (18-May-2015 tarihli internet)

http://dSPACE.baskent.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/baskent/1765/ruhsel_corut_tez.pdf?sequence=2&isAllowed=y

< 1% match (28-Haz-2015 tarihli öğrenci ödevleri)

Submitted to Eastern Mediterranean University on 2015-06-28

< 1% match (22-Tem-2017 tarihli internet)

<http://blog.milliyet.com.tr/osmanlida-bir-rusvet-oykusu/Blog/?BlogNo=454021>

< 1% match (29-Şub-2016 tarihli internet)

<http://acikerisim.dicle.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/11468/1601/Multiple%20sklerozda%20atak%20ve%20remisyon%20d%C3%B6nem sequence=1>

< 1% match (24-Nis-2015 tarihli internet)

<http://www.ejmanager.com/mnstemps/11/11-1346419228.pdf>

< 1% match (yayınlar)

TEKİN, Mehmet, GÜLYÜZ, Abdulgani, ÖZAY, Cumali and KONCA, Çapan. "Antenatal Hidronefroz Saptanan Bebeklerin Doğum Sonrası Değerlendirilmesi ve Sonuçlar", RNA, 2016.

< 1% match (30-Eyl-2014 tarihli internet)

http://halksağligiokulu.org/anasayfa/components/com_booklibrary/ebooks/15.UHSK%20K%C4%B0TAP_14_10_12.pdf

< 1% match (03-Eyl-2018 tarihli internet)

http://www.anadoluisagligi.com/img/file_1460.pdf

< 1% match (20-Nis-2016 tarihli internet)

http://halksağligiokulu.org/anasayfa/components/com_booklibrary/ebooks/TJPH_2013_11_1.pdf

< 1% match (11-Haz-2015 tarihli internet)

<http://library.cu.edu.tr/tezler/6780.pdf>

< 1% match (31-Tem-2018 tarihli internet)

https://issuu.com/medilogtipgunlugu/docs/medilog_tipgunlugudergisi_sayi002_2

< 1% match (09-Eyl-2018 tarihli internet)

<https://www.spendidip-publications.com/etm/16/2/1203?text=fulltext>

< 1% match (02-Haz-2015 tarihli internet)

<http://fenbilim.akdeniz.edu.tr/library/dosyaYonetimi/indir.php?id=212>

< 1% match (20-Nis-2016 tarihli internet)

<http://direnenerji.com/urunler/ses-yalitim-urunleri/>

< 1% match (yayınlar)

"Sistemik Hipertansiyonun Güncel Tanı ve Tedavisi", Journal of Mathematical Physics, 2007

< 1% match (yayınlar)

TEKİN, Gökür. "Sistemik Hipertansiyonun Güncel Tanı ve Tedavisi", Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi, 2016.

< 1% match (yayınlar)

Journal of Cardiovascular Urology, 2009.

< 1% match (yayınlar)