



T.C.

KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ

TIP FAKÜLTESİ

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**İNERTİL HASTALARDA TESTİS PARANKİMİNİN SONOELASTOGRAFİ
İLE İNCELENMESİ VE SEMEN ANALİZİ SONUÇLARI İLE KORELASYONU**

Dr. Özcan EMRE

TIPTA UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Mehmet Akif SARICA

KAHRAMANMARAŞ-2016



T.C.

KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ

TIP FAKÜLTESİ

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**İNERTİL HASTALARDA TESTİS PARANKİMİNİN SONOELASTOGRAFİ
İLE İNCELENMESİ VE SEMEN ANALİZİ SONUÇLARI İLE KORELASYONU**

Dr. Özcan EMRE

TIPTA UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Mehmet Akif SARICA

KAHRAMANMARAŞ-2016

KABUL VE ONAY

KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ

Tıp Fakültesi Dekanlığı'na

Arş. Gör. Dr. Özcan EMRE tarafından hazırlanan "İnfertil Hastalarda Testis Parankiminin Sonoelastografi ile İncelenmesi ve Sperm Analizi Sonuçları ile Korelasyonu" adlı bu tezin Tıpta Uzmanlık tezi olarak uygun olduğunu onaylıyorum.

Yrd. Doç. Dr. Mehmet Akif SARICA

Danışman

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalında Tıpta Uzmanlık tezi olarak 13/12/2016 tarihinde kabul edilmiştir.

| Tez Değerlendirme Jüri Tutanağı: | | Anabilim Dalı | İmza: |
|----------------------------------|----------------------------------|---------------|---|
| Başkan | Yrd. Doç. Dr. Mehmet Akif SARICA | Radyoloji |  |
| Üye | Yrd. Doç. Dr. Betül KIZILDAĞ | Radyoloji |  |
| Üye | Prof. Dr. Akif ŞİRİKÇİ | Radyoloji |  |

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylıyorum.

Tarih : ... / ... / 2016


Prof. Dr. İrfan MERT
Dekan

Bu tez, Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Tıp Fakültesi tez yazım ve basım yönergesine uygundur.

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini paylaşarak katkıda bulunan değerli hocalarım Prof. Dr. Mürvet YÜKSEL'e, Doç. Dr. Fuat ÖZKAN'a, Yrd. Doç. Dr. Murat BAYKARA'ya, Yrd. Doç. Dr. Betül KIZILDAĞ'a, Yrd. Doç. Dr. Nursel YURTTUTAN'a, beraber çalıştığımız tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma, her türlü yardımlarından dolayı tüm Radyoloji Anabilim Dalı personeline teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca uzmanlık eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında yardımını ve desteğini esirgemeyen tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Mehmet Akif SARICA'ya çok teşekkür ederim.

Sevgisini benimle paylaşarak hayatıma dahil olduğu günden beri hep arkamda duran, beni hep destekleyen, zor zamanlarımda ayakta kalmamı sağlayan sevgili eşim Şerife CEBECİ EMRE'ye sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Mart-2016

Dr. Özcan EMRE

İNFERİİL HASTALARDA TESTİS PARANKİMİNİN SONOELASTOGRAFİ İLE İNCELENMESİ VE SEMEN ANALİZİ SONUÇLARI İLE KORELASYONU

(Tıpta Uzmanlık Tezi)

Dr. Özcan EMRE

KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

Mart-2016

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı infertil erkek hastalarda testis elastografi bulguları ile semen analizi sonuçlarını karşılaştırmaktır.

Gereç ve yöntem: Haziran 2015-Ocak 2016 tarihleri arasında hastanemiz Üroloji Kliniği'nden ultrasonografi (US) inceleme istemiyle tarafımıza yönlendirilen 31 fertil (ortalama yaş 33,4±6,45) ve 30 infertil (ortalama yaş 34,3±6,7) hasta çalışmaya dahil edildi. Hormon profilleri ve semen analizleri tetkik edilen hastalarda testislere yönelik olarak B-mod, renkli Doppler US (RDUS) ve sonoelastografi (SE) incelemeleri yapıldı. Testis volümleri, intraparakimal arterlerde rezistif indeks (RI), strain (gerinim) ve strain indeksi (Sİ) değerleri ile varikozel olup olmadığı kaydedildi. Veriler bilgisayar ortamında Sosyal Bilimler için İstatistik Paket (Statistical Packages for the Social Sciences, SPSS version 21.0) programı ile analiz edildi.

Bulgular: İki grup arasında ortalama testis volümleri ve Sİ değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermekteydi. İnfertil hastalarda strain ile toplam spermatozoa sayısı arasında negatif korelasyon saptanmıştır ($p=0,01$). Yine bu grupta strain ile toplam ileri hareketli sperm sayısı arasında negatif korelasyon ($p=0,011$), Sİ-RI ve Sİ-sperm morfolojisi arasında da pozitif korelasyon saptanmıştır ($p<0,05$). Fertil hastalarda ise Sİ ile testis volümü arasında pozitif korelasyon saptanmıştır ($p<0,01$).

Sonuç: İnfertil hastaların US ile incelenmesinde ilk planda testis volümü sperm üretim düzeyi hakkında bize bilgi sağlayabilir. İnfertiliteye sebep olan patolojik durumlar testis dokusunun elastik yapısında değişikliklere yol açmaktadır. Fertilitenin değerlendirilmesinde SE tekniği faydalı olabilir.

Anahtar Sözcükler: Elastografi, infertilite, semen analizi, testis, ultrasonografi

ASSESSMENT OF TESTIS PARENCHYMA WITH SONOELASTOGRAPHY IN INFERTILE PATIENTS AND CORRELATION WITH SEMEN ANALYSIS

(Specialization Thesis)

MD Özcan EMRE

KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM UNIVERSITY

FACULTY OF MEDICINE

March-2016

ABSTRACT

Aim: The aim of this study is to compare with the symptoms of testis elastography and the semen analysis in infertile male patients.

Materials and method: The participants are included in 31 fertile (average age $33,4\pm 6,45$) and 30 infertile patients (average age $34,3\pm 6,7$) who referred to us by the Urology Clinic with the ultrasonography (US) check up request between the dates July 2015- January 2016. Hormonal profile and the results of semen analysis as laboratory workup and B-mode, colored Doppler US and sonoelastography examinations are checked up for testes. Measurements of testis volumes, resistive index (RI) in intraparenchymal arteries, strain, strain index (SI) and whether varicocele is or not are recorded. Parameters are analysed with the Statistical Packages for the Social Sciences (SPSS version 21,0) program in computer environment.

Findings: The average testis volumes and SI values vary significantly across two groups statistically. In infertile patients, negative correlation is determined between the strain and the total number of spermatozoa ($p=0,01$). And again in this group negative correlation between strain and the progressive sperm motility ($p=0,011$), and positive correlation between SI-RI and SI-sperm morphology ($p<0,05$) are determined. In fertile patients, positive correlation is determined between SI and testis volume ($p<0,01$)

Result: In ultrasonographic examination of fertile patients, in the first plan, testis volume can provides us information about sperm production level. Pathological status that cause the infertility lead to changes in elastic structure of testis tissue. SE tecnique can be beneficial for assessment of fertility.

Key Words: Elastography, infertility, semen analysis, testis, ultrasonography

İÇİNDEKİLER

| | <u>Sayfa No</u> |
|--|-----------------|
| KABUL VE ONAY..... | i |
| ÖNSÖZ..... | ii |
| ÖZET..... | iii |
| ABSTRACT..... | iv |
| İÇİNDEKİLER..... | v |
| 8. ŞEKİLLER VE RESİMLER DİZİNİ..... | vii |
| 9. TABLOLAR DİZİNİ..... | viii |
| SİMGE VE KISALTMALAR..... | ix |
| GİRİŞ VE AMAÇ..... | 1 |
| 1.GENEL BİLGİLER..... | 2 |
| 2.1. İnfertilite Tanımı, İnsidansı ve Etyolojisi..... | 2 |
| 2.2. İnfertil Erkeğin Değerlendirilmesi..... | 3 |
| 2.2.1. Anamnez..... | 3 |
| 2.2.2. Fizik muayene..... | 4 |
| 2.2.3. Laboratuvar..... | 4 |
| 2.2.4. Radyolojik değerlendirme..... | 8 |
| 2.3. Ultrason Fiziği..... | 10 |
| 2.3.1. Ultrasonografinin tanımı ve ultrasenin özellikleri..... | 10 |
| 2.3.2. Ultrason dalgalarının temel özellikleri..... | 10 |
| 2.3.3. Ses dalgalarının dokularla etkileşimi..... | 12 |
| 2.3.4. Ultrasonografi cihazının yapısı..... | 14 |
| 2.3.5. Ultrasonografide çözünürlük..... | 17 |
| 2.3.6. Ultrasonografik gösterim metodları (MOD)..... | 18 |
| 2.4. Doppler Ultrasonografi Fiziği..... | 20 |
| 2.4.1. Doppler yöntemleri..... | 23 |
| 2.4.2. Doppler ultrasonografide akımın değerlendirilmesi..... | 24 |
| 2.5. Sonoelastografi..... | 25 |
| 2.5.1. Sonoelastografi fiziği..... | 26 |
| 2.5.2. Sıkışma esnekliği..... | 30 |

| | |
|--|----|
| 2.5.3. Kayma esnekliği..... | 31 |
| 2.5.4. Elastografi ölçüm yöntemleri..... | 32 |
| 2.5.5. Sonoelastografi teknikleri..... | 35 |
| 2.5.6. Sonoelastografide görüntü kalitesini etkileyen faktörler..... | 40 |
| 2.6. Testis Sonografik Anatomisi ve Fizyolojisi..... | 41 |
| 2.7. Testis Lezyonlarında ve İnfertilitede Elastografi Kullanımı ile İlgili yapılan çalışmalar..... | 43 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM..... | 45 |
| 3.1. Olgu Örnekleri..... | 47 |
| 4. BULGULAR..... | 52 |
| 4.1. Gri-skala Bulguları..... | 52 |
| 4.2. Renkli Doppler US Bulguları..... | 53 |
| 4.3. Elastografi Bulguları..... | 53 |
| 5. TARTIŞMA..... | 56 |
| 6. SONUÇ..... | 61 |
| 7. KAYNAKLAR..... | 62 |

ŞEKİLLER VE RESİMLER DİZİNİ

ŞEKİLLER

| | <u>Sayfa No</u> |
|---|-----------------|
| Şekil 1. Ses dalgasının genliği, dalga boyu, periyodu..... | 10 |
| Şekil 2. İki farklı ortam yüzeyinde sesin yansıması ve kırılması..... | 13 |
| Şekil 3. Ultrases dalgalarının yansıması, kırılması ve saçılması..... | 14 |
| Şekil 4. Ultrason probunun basitleştirilmiş şekli..... | 15 |
| Şekil 5. Doppler kaymasının şematik gösterimi..... | 21 |
| Şekil 6. Blok şekilli maddenin uzatılması sırasında boyu ve yüksekliğinde meydana gelen değişimler..... | 29 |
| Şekil 7. Kübik cisme F kuvveti uygulandığında oluşan kayma gerilimi..... | 31 |
| Şekil 8. Farklı elastik özelliğe sahip iki farklı dokuyu temsil eden mavi ve kırmızı kürelerin bası uygulanmadan önceki ve bası sonrası durumu.... | 34 |
| Şekil 9. Skrotal organların ve ilişkili arteryel yapıların şematik gösterimi..... | 43 |

RESİMLER

| | <u>Sayfa No</u> |
|---|-----------------|
| Resim 1. Testis volüm ölçümü (A, B)..... | 47 |
| Resim 2. RDUS incelemede kan akım parametrelerinin ölçülmesi (A,B)..... | 48 |
| Resim 3. Elastografi ölçümleri (A, B)..... | 49 |
| Resim 4. Elastografi ölçümleri (A, B)..... | 50 |
| Resim 5. Pleksus panpiniformis venlerinde varikozel ile uyumlu genişlemeler (A,B)..... | 51 |

TABLolar DİZİNİ

| | <u>Sayfa No</u> |
|---|-----------------|
| Tablo 1. Erkek infertilitesi nedenleri..... | 2 |
| Tablo 2. Semen analizi normal referans değerleri..... | 6 |
| Tablo 3. Ultrasesin çeşitli ortamlardaki yayılım hızları..... | 11 |
| Tablo 4. Bazı maddelerin Young modülleri..... | 28 |
| Tablo 5. Fertil ve infertil hasta gruplarının demografik ve klinik karakteristikleri..... | 52 |
| Tablo 6. Fertil ve infertil gruplarda ortalama testis volümleri..... | 53 |
| Tablo 7. Ortalama strain ve ortalama Sİ değerleri..... | 53 |
| Tablo 8. Strain-spermatozoa sayısı ve strain-toplam ileri hareketli sperm sayısına ait korelasyon katsayıları..... | 54 |
| Tablo 9. Sİ-sperm morfolojisi, Sİ-RI ve Sİ-testis volümü arasındaki korelasyon katsayıları..... | 54 |

SİMGELER VE KISALTMALAR

ARFI : Acoustic Radiation Force Impulse

DSÖ : Dünya Sağlık Örgütü

EDV : End Diastolic Velocity

MRG : Manyetik Rezonans Görüntüleme

PSV : Peak Systolic Velocity

RDUS : Renkli Doppler Ultrasonografi

RI : Resistive Index

ROI : Region of Interest

SE : Sonoelastografi

Sİ : Strain İndeksi

SWE : Shear Wave Elastografi

TE : Transient Elastografi

US : Ultrasonografi

θ : Akım ile prob arasındaki açı (Doppler US fiziği), kayma gerinimi (Elastografi fiziği)

γ : Kayma gerilimi

μ : Kayma modülü

Y : Young modülü

1. GİRİŞ VE AMAÇ

İnfertilite birçok çifti olumsuz etkileyen önemli bir sağlık sorunudur (1, 2). Bu sorunun çözümü için başvuran çiftlerde erkek faktörünün oranı yaklaşık %50'dir (3). Erkek infertilitesine sebep olan durumların araştırılarak ortaya konulması ve tedavi edilmesi ile çözüm sağlanabilir.

İnfertil erkeğin değerlendirilmesinde takip edilen basamaklar anamnez, fizik muayene, laboratuvar testleri ve görüntüleme yöntemleridir (4). Tüm bu basamaklar takip edilerek doğru tanı konulmaya çalışılır ve bu tanı doğrultusunda tedavi seçeneği belirlenir. Tanıda yardımcı olan görüntüleme yöntemlerinden ilk tercih edilen genellikle kolay uygulanabilen ve düşük masraflı bir yöntem olan US'dir (5).

Teknolojideki ilerlemeler tüm alanlarda olduğu gibi görüntüleme yöntemlerinde de yeni uygulamaların gelişmesini sağlamaktadır. Bu durumun US'ye yansımaları son yıllarda uygulama alanları giderek genişleyen sonoelastografi ile olmuştur. İlk zamanlarda meme, tiroid gibi yüzeysel organlarda saptanan lezyonların benign-malign ayırımındaki etkinliği araştırılan bu tekniğin başarılı sonuçlar verdiğini bildiren yayınlar mevcuttur (6). Günümüzde ise çeşitli patolojik süreçlerde tanıya katkısı araştırılmaktadır.

Çalışmamızda infertil hastalarda SE tekniğinin testis fonksiyonları hakkında bize ne gibi bilgiler sağlayabileceği sorgulanmıştır. Bu gerekçeyle SE bulgularının semen analizi sonuçları ile korelasyonunu göstermek amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İnfertilite Tanımı, İnsidansı ve Etyolojisi

İnfertilite, bir yıl boyunca korunmasız düzenli cinsel ilişkiye rağmen gebelik olmamasıdır (7). Günümüzde üreme çağındaki çiftlerin yaklaşık %13-15'ini etkileyen önemli bir sağlık sorunudur (1, 2). Bu çiftlerin % 15'i infertilite için tıbbi tedavi araştırırken, % 5'den azı çocuk sahibi olamamaktadır (8-12).

İnfertilite insidansı, 20-24 yaş arasında %6 iken, 35 yaş üstünde %30'lara kadar çıkmaktadır (13). Olguların 1/3'ünde erkek faktör, 1/3'ünde kadın faktör tek başına sorumlu bulunurken yaklaşık 1/3'ünde de çiftlerin her ikisinde patoloji mevcuttur. Dolayısı ile infertilitede erkeğin sorumluluğu %50 olarak kabul edilmektedir (3). Erkek infertilitesinde rol oynayan faktörler Tablo 1'de özetlenmiştir.

Tablo 1. Erkek infertilitesi nedenleri (14, 15).

| Etyolojik neden | Sıklığı (%) |
|--|-------------|
| İdyopatik erkek infertilitesi | 31 |
| İnmemiş testis | 7,8 |
| Ürogenital enfeksiyonlar | 8,0 |
| Cinsel ve/veya ejakülatuvar disfonksiyon | 5,9 |
| Sistemik hastalıklar | 3,1 |
| Varikozel | 15,6 |
| Hipogonadizm | 8,9 |
| İmmünolojik faktörler | 4,5 |
| Obstrüksiyonlar | 1,7 |
| Diğer nedenler | 5,5 |

2.2. İnfertil Erkeğin Değerlendirilmesi

Erkeklerde infertiliteye yol açan durumları tespit etmek değerlendirmenin temel amacıdır. Özel bir infertilite nedeni bulunursa bu nedene yönelik tedavi yapılır. Ancak olguların çoğunda infertilitenin idyopatik olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Herhangi bir etyolojik faktör saptanamazsa ampirik tedavi, intra uterin inseminasyon (İÜİ) veya in vitro fertilizasyon (İVF) gibi tedavi yöntemleri denenebilir. Alternatif olarak donör inseminasyon ve evlat edinme seçenekleri de sunulabilir (16).

İnfertil erkek değerlendirilirken ulaşılmaları amaçlanan hedefler:

- Düzeltilebilir durumların,
- Başka yöntemlerle düzeltilemeyen ancak erkeğin spermini kullanarak yapılan üremeye yardımcı teknikler (ÜYT) ile tedavi edilebilecek nedenlerin,
- Bu tekniklerle de tedavi edilemeyen ve donör inseminasyonu ya da evlat edinmeyi gerektirecek nedenlerin,
- Altta yatan önemli tıbbi patolojilerin,
- Hastayı veya çocuğunu etkileyebilecek genetik ve/veya kromozomal bozuklukların belirlenmesine yöneliktir (16, 17, 18).

Bu hedefler doğrultusunda infertilite nedeniyle başvuran erkeğin anamnezi, özgeçmişi ve soygeçmişi iyi sorgulanıp fizik muayenesi sistematik bir şekilde yapılmalıdır (4). Öykü, fizik inceleme ve laboratuvar sonuçlarına göre ayırıcı tanı için ek özel testlere başvurulabilir.

2.2.1. Anamnez

İnfertilitenin araştırılmasına genel üreme hikayesinin alınarak ve semen analizi yapılarak başlanır. Üreme hikayesinde;

- cinsel ilişki sıklığı ve zamanlaması,
- infertilite süresi ve önceki fertilizasyon durumu,

- çocukluk hastalıkları,
- çocukluk ve puberte gelişimi,
- sistemik hastalıklar ve geçirdiği ameliyatlar,
- cinsel yaşam,
- cinsel yolla geçen hastalıklar,
- gonadal toksinlere maruz kalma sorgulanmalıdır (16, 18).

2.2.2. Fizik muayene

İnfertil erkeğin fizik incelemesi tüm sistemleri kapsamaktadır. Hastanın vücut yapısı ve virilizasyonu, sekonder seks karakterlerinin gelişimi, jinekomasti araştırılır. Genital muayenede peniste kurvatur varlığı, üretral meatusun yeri, testis boyutları incelenir. Normal erişkin testis volümü 24 ± 4 ml'dir. Testis volümünün düşük olması seminifer tübül sayısının da az olması demektir. Epididim muayenesinde endürasyonlar, düzensizlikler ve kistik oluşumlar muayene ile saptanabilir. Yine muayene ile varikozel varlığı ve varsa derecesi belirlenebilir (19).

2.2.3. Laboratuvar

Öykü ve fizik bakıdan sonra ilk istenecek laboratuvar testi semen analizidir. İlk semen analizi normal ise yeni bir semen analizine gerek yoktur, anormal ise bir ay sonra ikinci bir semen analizi yapılır (20). Hipotalamus-hipofiz-gonad aksın değerlendirilmesi açısından sabah kanında (saat 07-11 arasında) Folikül Stimulan Hormon (FSH), Total Testosteron (TT), gerektiğinde Lüteinizan Hormon (LH), Prolaktin (PRL) ve Östradiol (E2) düzeyleri ölçülmelidir.

Semen analizi

Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ), daha önce çeşitli senelerde revize ettiği sperm analizi değerlendirme kılavuzunu, son olarak 2010 yılında yeniden düzenlemiştir (9, 15, 21, 22, 23).

En az 4 hafta ara ile 2 semen analizinin yapılması gereklidir. Semen parametreleri fertil erkeklerde bile zaman içinde bazı değişiklikler gösterebilir (23-28).

Semenin toplanması genellikle 3- 5 günlük cinsel perhiz döneminden sonra yapılır. Semen örneğinin geniş ağızlı, kilitlenebilen cam kavanoz, petri kutusu veya poliprolen, polietilen kaplara; mastürbasyonla alınması tavsiye edilmektedir (29). Normal erkeklerde her bir günlük abstinansta semen volümü 0,4 ml, semen konsantrasyonu ise 10-15 milyon/ml kadar artmaktadır. Bu artış normalde 5 güne kadar devam etmektedir. Bu nedenle semen analizlerinde cinsel perhiz süresinin 3-5 gün arasında olması önerilmektedir (30-34). Daha uzun perhiz sürelerinde ise semen volümünün ve yoğunluğunun artışı yanında cansız, hareketsiz ve morfolojisi anormal sperm sayısında da bir artış olmaktadır (32).

Sperm sayı ve motilitesi manuel olarak Makler veya diğer sayım kamaraları ile değerlendirilebildiği gibi; video mikroskopik yöntem, bilgisayar yardımlı sperm analiz sistemi veya fotomikrografi ile değerlendirilebilir (35). Sağlıklı sonuç verebilmek için 2 ayı incelemede en az 200 sperm hücresinin hareket özellikleri değerlendirilmeli ve iki sonuç arasındaki fark %5'ten fazla olmamalıdır.

Yayımlanan kılavuzda, bir yıl korunmasız aktif cinsel hayat sürdüren ve bu sürede çocuk sahibi olan erkeklerin semen parametreleri esas alınarak bu parametrelerdeki alt referans değerleri gösterilmiştir (9).

DSÖ parametrelerine göre sperm analizi terminolojilerinin tanımları ve nedenleri (21, 36):

Aspermi: Ejakulat yokluğu demektir. Nedenleri arasında retrograd ejakülasyon, vasküler nedenler, hormonal nedenler ve ereksiyon bozuklukları bulunmaktadır.

Hipospermi: Ejakulatın 2 ml'den az olması demektir. Hipospermi yapan nedenler arasında prostat, seminal vezikül ve vaz deferensin enfeksiyonu, travma ve

tümörlerinin yanı sıra androjen eksikliği, ejakülatuvar kanalların tıkanıklıkları ve retrograd ejakülasyon da bulunmaktadır.

Tablo 2. Semen analizi normal referans değerleri (9, 15, 23).

| | |
|---|--|
| Görünüm | Homojen, gri - opak |
| Volüm (ml) | > 1, 5 (% 95 CI: 1,4- 1,7) |
| Ph | 7, 2- 8. 0 |
| Viskozite | < 3 |
| Sperm sayısı (Spermatozoa / ml) | > 15 x 10 ⁶ (%95 CI: 12- 16) |
| Total sperm sayısı (Spermatozoa / ml) | > 39 x 10 ⁶ (% 95 CI: 33- 46) |
| Total Hareketlilik (progresif+ nonprogresif) | > % 40 (% 95 CI: 38- 42) |
| Progresif hareketlilik | % 32 (% 95 CI: 31- 34) |
| Progresif hareketli sperm sayısı (spermatozoa / ml) | > 3 x 10 ⁶ |
| Morfoloji | >% 4 normal (% 95 CI: 3- 4) |
| Vitalite | > % 58 (% 95 CI: 55- 63) |
| Peroksidaz pozitif lökosit sayısı (x 10⁶/ ml) | < 1 |
| İmmünobead test | < % 50 partikülle kaplı sperm |
| Mikst Antiglobulin Reaksiyon (MAR) testi | < % 50 partikülle kaplı sperm |
| Çinko (mmol/ ejakülat) | > 2, 4 |
| Fruktoz (mmol/ ejakülat) | > 1 |
| Alfa – glukozidaz (nötral) (mU/ ejakülat) | >20 |

Hiperspermi/polizoospermi: Sperm konsantrasyonunun sürekli olarak 250 milyon/ml'den fazla olmasıdır. Prostat ve seminal veziküllerin enfeksiyonunda veya cinsel ilişkinin seyrek olması durumunda görülür. Polizoospermik hastalarda akrozin aktivitesinin düşük olduğu ve akrozom reaksiyonunun gerçekleşemediği gösterilmiştir (37).

Ejakulatta koagülasyon bozukluğu: Ejakülatın koagüle olmaması durumudur. Seminal vezikül patolojilerinde görülür.

Ejekülatta likefaksiyon bozukluğu: Ejakülatın likefiye olmaması durumudur. Prostat ve bulbo-üretral bezin patolojilerinde görülür.

Azoospermi: Ejakulatta sperm yokluğu demektir. Obstrüktif ve nonobstrüktif azoospermi olmak üzere iki kategoriye ayrılır (38). Azoospermi yapan nedenler arasında genetik bozukluklar, hormonal değişiklikler, germinal aplazi, bilateral vaz deferens yokluğu ve ejakülatuvar kanallarda tıkanıklıklar sayılabilir.

Oligozoospermi: Sperm sayısının 15 milyon/ml'nin altında olmasıdır.

a. Hafif Oligozoospermi: Sperm sayısının 5-15 milyon/ml'nin arasında olmasıdır.

b. Şiddetli Oligozoospermi: Sperm sayısının 5 milyon/ml'nin altında olması demektir.

İdiyopatik olabildiği gibi sistemik ve genital enfeksiyonlar, kromozomal bozukluklar, inmemiş testis, ilaçlar, kronik sistemik hastalıklar ve koit sıklığına bağlı olarak da gelişebilir.

Astenozoospermi: İleri hareketli spermatozoanın %50'den az olması ya da ileri hızlı hareketli olanların %25'ten az olması anlamına gelir. Pek çok konjenital (Kartegener Sendromu, immotil siliya sendromu, primer siliyer diskinezi) ve akkiz nedenlerle (enfeksiyon, ilaç, ısı) oluşabilir.

Teratozoospermi: Normal spermatozoa morfolojisinin belirli bir oranın altında (<%4) olması demektir. Teratozoospermi yapan nedenler arasında kromozomal bozukluklar, toksik maddeler, seminal kanallarda deformasyon ve epididim enfeksiyonu bulunmaktadır.

Astenoteratozoospermi: Spermilerin motilite ve morfolojik incelemesinin her ikisinin de normal sınırların altında olmasıdır.

Oligoastenoteratozoospermi: Spermilerin sayı, motilite ve morfolojik incelemesinde üçünün birden normal sınırların altında olmasıdır.

Nekrozoospermi: Numunenin %25 den fazla ölü sperm hücresi içermesi anlamına gelir. İdiyopatik olabildiği gibi; toksik maddelerle temas, Kartegener Sendromu ve koit sıklığında azalma nedeniyle de oluşabilir.

2.2.4. Radyolojik değerlendirme

Görüntüleme ile infertilite nedenleri ortaya konulabilmektedir. Buna ek olarak İVF veya intrasitoplazmik sperm enjeksiyonu (*intracytoplasmic sperm injection*, ICSI) gibi tekniklerle gebeliğin sağlanması için epididim veya seminifer tübüllerden sperm elde edilmesinde de görüntümeden faydalanılır (39). Erkek üreme sistemini değerlendirmek için kullanılan üç ana görüntüleme yöntemi US, manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve venografi veya vazografi gibi invaziv tekniklerdir. US invaziv olmaması, kolay ulaşılabılır ve güvenilir olması gibi özellikleriyle ilk tercih edilen yöntemdir. MRG problem çözücü olarak, invaziv teknikler ise daha çok terapötik amaçlı kullanılmaktadır (5).

2.2.4.1. Ultrason

US değerlendirmede amaç öncelikle testis morfolojisini, efferent duktusların açıklığını ve prostat anomalilerini değerlendirmektir. Ayrıca erektil disfonksiyon hakkında da bilgi sağlanabilir.

2.2.4.1.1. Skrotal US

Skrotumu ilk değerlendirmede, testis ve peritestiküler yapılarıdaki anormalliklerini ortaya koymada, distal genital kanal tıkanıklığının sekonder bulgularını saptamada oldukça faydalı bir inceleme tekniğidir (5).

İnceleme hasta supin pozisyondayken, yüksek frekanslı (7-12 MHz) ve testisin longitudinal boyutunu ölçebilecek uygun genişlikte lineer proba yapılmalıdır (39). Her iki testis transvers ve longitudinal planlarda incelenmeli, volüm ölçümleri ve RDUS değerlendirme rutin olarak yapılmalıdır (5). Tek bir testisin volümü 12-15 ml ise veya her iki testisin toplam volümü 30 ml'den fazla ise normal kabul edilir (40).

2.2.4.1.2. Transrektal ultrason (TRUS)

Prostat, seminal veziküller ve vas deferensin yüksek çözünürlüklü görüntüleri bu yöntemle elde edilebilir. Ayrıca obstrüktif azospermide konjenital veya kazanılmış

anormalliklerin ayrımının yapılmasını sağlar. TRUS yöntemiyle prostatik kist aspirasyonu da yapılabilir (5). Seminal veziküllerde, ejakülatör kanallarda dilatasyon, prostatta orta hat kisti saptanması ejakülatör kanal tıkanıklığı açısından fikir verebilir (41).

2.2.4.1.3. Penisin B-mod ve dinamik RDUS ile değerlendirilmesi

Eretil disfonksiyonda penisin yapısal anormalliklerini, arteryel akım ve venöz oklüziv mekanizma bozukluklarını değerlendirmede penil US yapılır (42). Fibrotik plaklar, fokal kavernoza fibrosis veya kalsifikasyonlar, tunika albugineada oluşan yırtılmalar gri-skala US inceleme ile görülebilir. İntrakavernosal prostoglandin E1 (PGE1) enjeksiyonu sonrası kavernoza arterden yapılan ölçümlerle erektil disfonksiyon değerlendirilir (39).

2.2.4.2. Manyetik rezonans görüntüleme

Vas deferens, seminal vezikül ve ejakülatör duktuslardaki kistlerin saptanmasında ve TRUS incelemede bu yapılarda saptanan kistlerin karakterize edilmesinde MRG faydalıdır (5). Bu yapılar aksiyel, koronal ve sagittal planlarda T1A ve T2A spin eko (SE) sekanslarıyla küçük *field of view* (FOV) kullanılarak incelenmeli. Genellikle pelvik vücut koili kullanılmakla birlikte uygun bağırsak hazırlığının ardından endorektal koiller de kullanılabilir (39).

2.2.4.3. İnvaziv görüntüleme yöntemleri

2.2.4.3.1. Testiküler venografi ve embolizasyon

Varikosel tanısında venografi altın standart olarak görülmektedir (39). Ancak invaziv olması nedeniyle testiküler ven embolizasyonun yapılacağı durumlarda tercih edilmektedir.

2.2.4.3.2. Vasografi

Bu yöntemde vas deferense ponksiyon yoluyla verilen kontrast maddenin duktuslara ve mesaneye doğru retrograd dolumu ile ejakülatör kanalların açıklığı gösterilir. Önceleri vas deferens ve ejakülatör kanalların değerlendirilmesinde altın standart kabul edilirken US, TRUS ve MRG'nin yaygınlaşmasıyla kullanım sıklığı azalmıştır. Enfeksiyon riski ve ponksiyon bölgesinde vas deferenste gelişebilecek striktürler bu işlemin komplikasyonları arasındadır (5).

2.3. Ultrason Fiziği

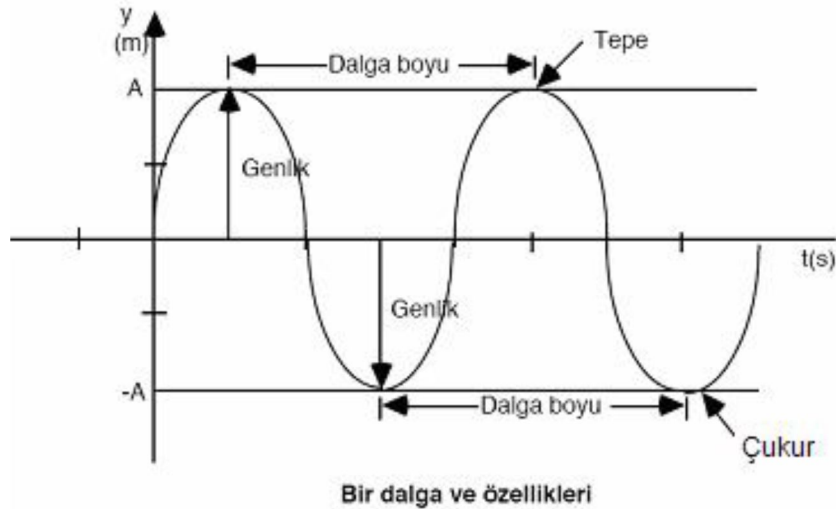
2.3.1. Ultrasonografinin tanımı ve ultrasesin özellikleri

Tanısal US uygulamalarının temelinde farklı dokulardan yansıyan akustik enerjinin saptanması ve görüntüye çevrilmesi ilkesi yatmaktadır. Dokulardan yansıyan akustik enerjinin amplitüdü genel ultrasonografik görüntüleme de kullanılırken, frekans değişimleri ise kan gibi hareketli hedeflerle ilgili bilgi verir (43).

2.3.2. Ultrason dalgalarının temel özellikleri

2.3.2.1. Dalgaboyu ve frekans

Titreşen cisimler ses dalgaları oluştururlar. Ses dalgalarının zaman içinde oluşturduğu basınç değişimlerini gösteren bir eğri çizilecek olursa sinüzoidal bir trase elde edilir. Bu trasenin iki tepe noktası arasındaki mesafe dalga boyu (λ) olarak tanımlanır. Tek bir döngüyü tamamlamak için geçen süreye periyod (T) denir.



Şekil 1. Ses dalgasının genliği, dalga boyu, periyodu (44).

Ses frekansı saniyedeki titreşim sayısını ifade eder ve birimi Hertz (Hz)'dir. İnsan kulağının işitebildiği seslerin frekansı 20 - 20000 Hz aralığındadır. 20000 Hz üzerindeki frekanslara ultrasonik sesler denir. Tıpta tanınal amaçlı kullanılan ultrasonik sesin frekansı 2-15 MHz arasındadır (43, 45, 46).

2.3.2.2. Sesin yayılımı

Ses sahip olduğu özellikler sonucunda ortamlarda belirli hızlarda yayılmaktadır. Sesin hızı (V), dalga boyu ve frekansı arasında

$$V = f \lambda$$

şeklinde bir ilişki bulunur (43).

Tablo 3. Ultrasesin çeşitli ortamlardaki yayılım hızları (43).

| Doku-Madde | Hız (m/sn) |
|-----------------|------------|
| Hava | 348 |
| Alüminyum | 2700 |
| Berilyum | 12890 |
| Kan | 1570 |
| Kemik | 4080 |
| Yağ | 1500 |
| Karaciğer | 1550 |
| Kas | 1580 |
| Polietilen | 920 |
| Yumuşak dokular | 1540 |
| Su | 1480 |

Sesin ortam içindeki yayılım hızı ortamın yoğunluğuna (d) ve elastisitesine (k) bağlı olarak değişir (47). İnsan bedeninde sesin yayılım hızı 1540 m/sn kabul edilir. Bu değer, normal dokulardan elde edilen ölçümlerin ortalamasıdır (48). Bu değer çoğu yumuşak dokuyu temsil etse de, havalı akciğer (330 m/sn) ve yağ (1500 m/sn) gibi dokularda yayılım hızı 1540 m/sn'den daha düşüktür. Kemik (4080 m/sn) gibi dokularda ise daha yüksektir.

2.3.2.3. Akustik impedans

Akustik impedans (z), dokuların ses dalgalarının yayılımına gösterdiği direnç olarak ifade edilir. Ortamın yoğunluğuna (d) ve sesin o ortamdaki hızına (V) bağlıdır.

$$z = dxV$$

2.3.2.4. Atenüasyon

Ses dalgaları dokuda ilerlerken yansıma, saçılma, sürtünme gibi nedenlerle enerjisi azalır. Bu duruma atenüasyon (zayıflama) denir. Kaybolan mekanik enerji ısı enerjisine dönüşür. Atenüasyon, mesafe ve sesin frekansı ile doğru orantılı olarak artar. Atenüasyon miktarı farklı dokularda değişmekle beraber 0,3-0,8 desibel/cm/MHz aralığındadır (45, 46, 49).

2.3.3. Ses dalgasının dokularla etkileşimi

Ses dalgası yayıldığı ortamdan farklı akustik empedansa sahip başka bir ortamla karşılaştığında, her iki ortamın ara yüzeyinde üç farklı durum ortaya çıkabilir:

- Yansıma
- Kırılma
- Soğrulma

2.3.3.1. Yansıma

Farklı özelliklere sahip dokular arasındaki sınırlarda akustik ara yüzeyler bulunur. Ses yayıldığı ortamdan farklı bir akustik empedansa sahip bir ortamın yüzeyi ile karşılaşırsa açı değiştirerek geri döner (yansır). Bu yansıma miktarını ara yüzeyleri oluşturan dokuların akustik empedansları arasındaki fark belirler.

$$R = (z_2 - z_1)^2 / (z_2 + z_1)^2$$

şeklinde ifade edilir (43).

R: yansıma

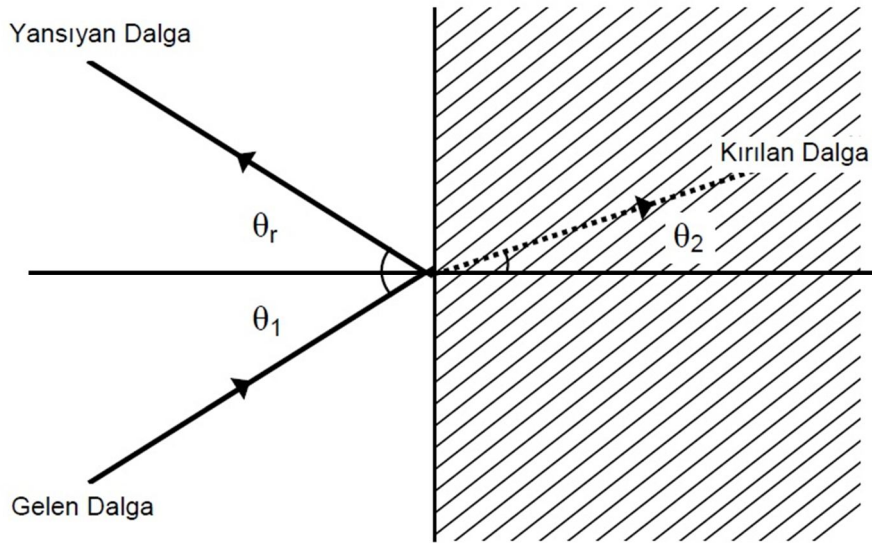
z_1 : ilk ortamın akustik empedansı

z_2 : ikinci ortamın akustik empedansı

İki ortamın akustik empedansı birbirine eşitse $R=0$ olur. Yani yansıma olmaz. R değeri 1'e yaklaştığında ise z_2 değeri z_1 değerinden çok büyük olacaktır. Bu durumda ise tam yansımadan söz edilir. Dokular arasındaki akustik empedans farkı ne kadar az olursa ses enerjisi o kadar az yansıma gösterir ve daha derin dokulara yayılır (43).

2.3.3.2. Kırılma

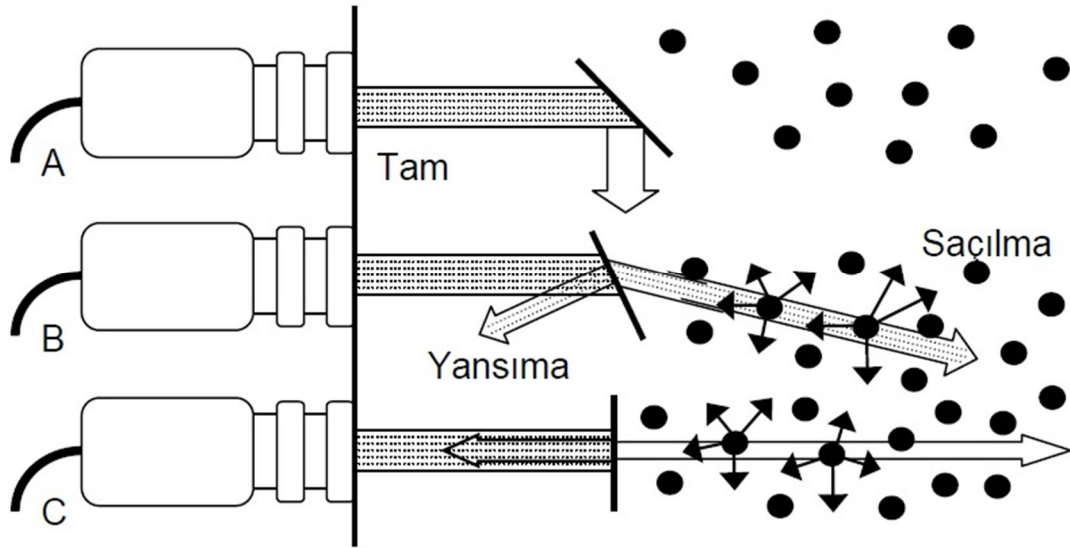
Ses dalgası yayılım hızı farklı olan bir ortama geçerken gerçekleşebilecek olaylardan biri de yön değiştirmesidir. Bu değişime kırılma denir. Bu durum görüntüde artefaktlara, çözünürlükte azalmaya, yapısal distorsiyona neden olur. US görüntülerinde bir yapının yanlış konum ve derinlikte gösterilmesine yol açabilir. Yüksek frekanslı ultrases kullanıldığında kırılma azalır (43).



Şekil 2. İki farklı ortam yüzeyinde sesin yansıması ve kırılması (50)

2.3.3.3. Soğurulma (absorbsiyon)

Soğurulma, ses demetinden dokuya enerji aktarımıdır. Dokuya aktarılan enerji ısınmasına yol açar. Frekans arttıkça soğurulma katsayısı artar (43). 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. Bu nedenle yüksek frekanslı ultrasesin doku içindeki ulaşacağı derinlik düşük frekanslı sesinkinden daha azdır (43, 51).



Şekil 3. Ultrases dalgalarının yansımaya, kırılması ve saçılması (50)

2.3.4. Ultrasonografi cihazının yapısı

Ultrasonografi cihazının temel bileşenleri şunlardır:

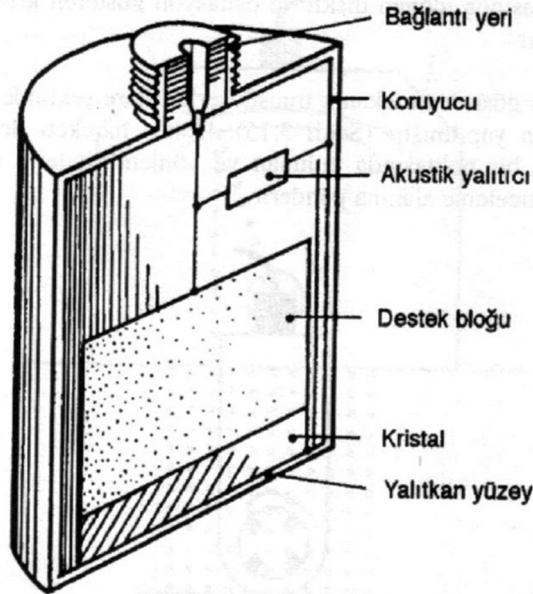
- Proba enerji veren aktarıcı (transmitter)
- Ultrason probu (transduser)
- Geri dönen enerjiyi saptayan ve güçlendiren, yansıyan sinyalleri görüntü oluşturmak üzere işleyen alıcı (*reciever*) ve işlemci (*processor*)

- Ultasonografi görüntüsü veya verilerini analiz ve yorumlama için uygun bir şekilde gösteren gösterici (*display*)
- Ultrasonografi görüntüsünü kaydedip saklayacak bir yöntem

Aktarıcı ultrasonografi probuna çok hassas olarak kısa pulslar halinde yüksek voltaj ile enerji aktarır.

Transduser bir enerji çeşidini başka bir enerjiye çeviren aygıt olup US'de transduser elektrik ve mekanik enerjiyi birbirine çevirir. US cihazlarında transduseri barındıran probun iki fonksiyonu vardır; aktarıcının sağladığı elektrik enerjisini hastaya gönderilen akustik pulslara çevirmek ve yansıyan ekolara alıcı gibi davranarak elektrik enerjisine çevirmek.

US probları 1880'de Pierre ve Jacques Curie tarafından keşfedilen piezoelektrik prensibini kullanır. Piezoelektrik maddelerin özelliği elektrik alanı uygulandığında şekil değiştirerek yanıt vermeleri, sıkıştırıldıklarında ise elektrik potansiyelleri oluşturmalarıdır. Piezoelektrik özellikteki proba gelen voltaj piezoelektrik elemanlarını titreştirerek vücuda iletilen basınç dalgalarını oluşturur. Geri dönen ekolar prob yüzeyine çarptığında ise piezoelektrik elemanlar üzerinde küçük voltaj değişikliği meydana getirerek görüntüyü oluşturacak sinyalleri ortaya çıkartır (52).



Şekil 4. Ultrason probunun basitleştirilmiş şekli (43)

Sonuç olarak transduserde oluşturulan ses dalgaları vücuda gönderilir ve yolu üzerindeki oluşumlardan çeşitli oranlarda yansıma göstererek geri döner. Geri dönen ekolar transduserde saptanıp, cihazın değerlendirme ve görüntü oluşturma işlemlerinden geçirildikten sonra, gri tonlardan oluşmuş bir resme dönüştürülür. Günümüz teknolojisinde problardaki piezoelektrik elemanların dizilimlerindeki değişik konfigürasyonlardan dolayı farklı amaçlara yönelik, farklı tipte problemler üretilmiştir. Tiplerine göre problemlerde üretilen ses demetinin şekli değişmekte ve bu şekil US ekranında oluşan görüntünün şeklini belirlemektedir (53).

US cihazlarında, lineer, sektör ve konveks olarak adlandırılan, kendine özgü biçimler taşıyan problemler vardır. Lineer problemler yüzeysel dokuların ve damarların görüntüleri için kullanılır. US ekranı üzerindeki görüntüleri dikdörtgen şeklindedir. Sektör problemler, US ekranında tepesi yukarıda konik şekilde bir görüntü oluştururlar. Bu problemlerin vücuda temas yüzeyi küçük, buna karşın görüntü alanı geniş olduğundan, özellikle kostaların arası gibi küçük alanlardan kolaylıkla görüntüleme avantajı sağlarlar. Konveks problemler abdominal, obstetrik ve transabdominal pelvik incelemeler için kullanılır, elde edilen görüntü tepesi kesik konik bir form oluşturur. Konveks problemler lineer ve sektör problemlerin avantajlarını birleştirmiştir (52, 53).

Belli bir uygulama için uygun prob seçiminde uzaysal çözünürlükle birlikte hedef objenin probdan uzaklığı da göz önünde bulundurulmalıdır. Çünkü frekans arttıkça ultrasesin penetrasyonu azalır (52). Bu nedenle derin oluşumların görüntülenmesinde düşük frekanslı problemler kullanılmalıdır (53). Genel olarak, ilgilenilen derinliğe penetrasyon için uygun olan en yüksek ultrases frekansı seçilmelidir. Tiroid, meme, testis, juguler ven gibi yüzeysel 1-3 cm derinlikte olan yüzeysel organ ve damarlar için 7,5-15 MHz görüntüleme frekansları kullanılır. Abdomen ve pelvisteki, yüzeysel 12-15 cm veya daha fazla derinlikteki yapıların değerlendirilmesi için 2.25-3.50 MHz gibi daha düşük frekanslar gerekebilir (52).

Çeviricinin oluşturduğu ultrases pulsları üç boyutlu ultrases demeti oluşturan bir dizi dalga cephesi ile sonuçlanır. Bu dalga cephesinin iki önemli bölümü vardır (43, 45, 49, 54):

Yakın zon (Fresnel zonu): Ses demetinin transdüserle yakın olan lineer olarak seyrettiği kısımdır. Bu kısımda ses dalgalarının intensitesi yüksektir. En iyi çözünürlük

bu kısımda sağlanır. Transdüser çapı genişledikçe ve ses demetinin frekansı arttıkça, yakın zon genişler. Transdüser yüzeyi boyunca oluşan alana ana lob denir. Ses dalgalarının bir kısmı ana akstan uzaklaşarak ilerler ve bunlara yan lob denir. Yan lob artefakta neden olacağından istenmeyen bir durumdur.

Uzak zon (Fraunhoffer zonu): Ses demetinin transdüserden uzak kalan kısmıdır ve diverjans gösterir ancak bu kısımda ses dalgalarının intensiteleri daha uniformdur. Çözünürlük bu kısımda azalır. Transdüser çapı genişledikçe ve ses demetinin frekansı arttıkça, diverjans azalır.

Görüntülemeye hazır hale gelen bilgiler bir Cathode Ray Tube (CRT) ya da Liquid Crystal Display (LCD) ekran yardımıyla görüntülenir. Görüntüleme renkli veya gri seviyeler biçiminde yapılabilir. Ekranda görüntüyü dondurmak, filtreleme işlemleri yapmak, iki görüntüyü yan yana izlemek ve üç boyutlu görüntü oluşturmak mümkündür.

US'de elde edilen kesit görüntüleri aygıtın ekranı üzerinde gerçek zamanlı olarak izlenir. Hasta üzerinde gezdirilen probun tutuş şekli değiştirilerek alınan kesitin planı değiştirilebilir. İstendiği anda ekran üzerindeki görüntü dondurularak yazıcı aracılığı ile özel kağıtlar üzerine basılabilir. Ayrıca bu görüntülerin videoya kayıt edilmesi de mümkündür. US aygıtını kullanan kişilerin aygıtı ve aygıt parametrelerini iyi tanıması gerekmektedir. Aygıt üzerinde görüntünün özelliklerini ve kalitesini etkileyen birçok kontrol düğmesi vardır. Aygıtın ayarlarının doğru yapılması, görüntünün kalitesi için önemlidir. (53).

2.3.5. Ultrasonografide çözünürlük

Her görüntüleme modalitesinde görüntülerin kalitesi direkt olarak sistemin uzaysal çözünürlüğü ile ilişkilidir. Çözünürlük, birbiri ile yakın komşuluktaki iki ayrı doku veya organa ait ara yüzeyin ayırt edilebilmesi yeteneği olarak tanımlanabilir.

US'de üç ayrı çözünürlük tipi vardır;

Aksiyel çözünürlük: Ses dalgasının ilerleme yönünde yer alan yakın komşuluktaki iki farklı noktanın ayırt edilebilmesidir. Bu iki ayrı dokuya ait uzaklık ultras es pulsunun dalga boyunun yarısından fazla ise görüntülenebilirler.

Lateral çözünürlük: Ses dalgasının doğrultusuna dik olan düzlemdeki iki noktayı ayırt edebilme yeteneğidir. Lateral çözünürlük probun çapı ve frekansla doğru orantılı, demet genişliği ile ters orantılı olarak artar (55).

Azimuth veya Elevasyon Çözünürlük: Ses demeti veya transdüser e dik planda, kesit kalınlığına denk gelen çözünürlüktür. Transdüserin yapısıyla ilgilidir, bu nedenle kullanıcı bağımlı değildir (47).

2.3.6. Ultrasonografik gösterim metodları (MOD)

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

2.3.6.1. A-MOD (amplitüd modu)

Bu modda farklı yüzeylerden yansıyan ekolar, yansımanın amplitüdüne göre çizgisel bir grafik haline dönüştürülür. Amplitüdüler arası mesafe incelenen yapıların derinliğini, amplitüdülerin yüksekliği ise yoğunluğunu göstermektedir (56). Böylece çok yansıtıcı yüzeylerden dönen ekolar, grafik üzerinde tepecikler şeklinde görülür. Bu daha çok göz incelemesinde kullanılan yöntemdir (57).

2.3.6.2. M-MOD (motion, hareket modu)

Bir çizgi boyunca yerleşmiş oluşumlardan dönen ekolar, şiddetlerine göre parlak noktalar halinde gösterilirken, bu noktaların zamana bağılı değişimleri de grafik olarak çizdirilir (53). Günümüzde en önemli uygulaması kalp kapakçıklarının, kalp odacıklarının hareketlerinin değerlendirilmesidir (52).

2.3.6.3. B-MOD (brightness, parlaklık modu)

Günümüzde ultrasonografik görüntülemenin en temel yöntemi ve B-mod gösterimin en yaygın kullanılan şekli gerçek zamanlı, iki boyutlu, B-mod US'dir (52). Farklı

amplitüddeki yansıyan sinyaller, ekranda değişik parlaklıklarda temsil edilirler. Bir US görüntüsü siyah bir ekranda gösterildiğinde, en güçlü sinyaller beyaz, sinyalsiz alanlar siyah ve orta sinyaldeki alanlar grinin tonları şeklinde görülür (52). Çok sayıda B-mod görüntünün ardışık hızlı bir şekilde izlenmesiyle gerçek zamanlı görüntüler elde edilir (58). Gerçek zamanlı US, saniyede 15-60 adet iki boyutlu çerçeve görüntü oluşturarak hareket algısı yaratır. Avantajları arasında incelenen alanın anatomisini en iyi gösteren tarama planının kolayca bulunması, damarlar gibi uzayan yapıların takip edilmesi ve köken aldığı yere kadar izlenebilmesi, hareketin gözlenebilmesi ile organların tanınması, monitörde sürekli görsel geri bildirim olduğu için tetkikin hızla tamamlanması sayılabilir (59).

2.3.6.4. Bileşik (*spatial compound*) görüntüleme

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 (43).

2.3.6.5. Doku harmonik görüntüleme

Ses dalgası doku içinden geçerken dokuyu komprese ve ekspanse ederek yayılır. Komprese edildiği durumda doku sesi daha hızlı iletirken, ekpanse 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 harmonileri denilmektedir.

Çevirici başlangıçta alıcı konumunda dokuya gönderdiği sesin frekansından çıkarılıp, dokuda oluşacak bu harmonilerin 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 harmoni oluşturabilecek etkileşim olmadığından ve çok derin bölgelerde de ses enerjisi dokular tarafından emilip azaltılacağından bu bölgelerde harmoniler oluşmaz.

2.3.6.6. Panoramik (genişletilmiş görüntüleme alanı) görüntüleme

Bu yöntemde probun geniş bir alanda hareket ettirilmesi sırasında cihaz elde ettiği görüntü kümesini kaydederek kümeyi birleştirilmiş tek bir görüntüye dönüştürür. Görüntü alanı sınırlı olan lineer problemler için ya da konveks problemler için çok büyük lezyonların görüntülenmesinde yardımcıdır.

2.3.6.7. Kromatik görüntüleme

Gri-skala incelemede ekran gösteriminin gri renkten farklı bir renge ait tonlarda seçilmesidir. Görüntü oluşturmada gri-skala görüntülemeye farklı bir parametre kullanılamaz. Yöntemle kenar keskinliğinin belirginleştirilmesi ya da görsel algı farklılığı oluşturarak detay saptanmasının sağlanması amaçlanmaktadır.

2.3.6.8. Üç boyutlu ve dört boyutlu görüntüleme

Üç boyutlu görüntüleme doğrudan ve dolaylı olmak üzere iki yöntemle elde edilmektedir. Dolaylı yöntemde panoramik görüntülemeye olduğu gibi iki boyutlu görüntülerin hafızaya alınması ve incelenen alanın uzaysal konumunu belirleyen bir yöntemle birleştirilerek tek bir görüntüye dönüştürmesi söz konusudur. Doğrudan yöntemde ise prob sabit tutulurken 360° tarama yapan kristallerden elde edilen hacim bilgisi işlenerek üç boyutlu görüntüye dönüştürülür. Günümüzde artık gerçek zamanlı olarak üç boyutlu inceleme yapılabilmekte ve buna dört boyutlu ultrasonografi adı verilmektedir (47).

2.4. Doppler Ultrasonografi Fiziği

Avusturyalı fizikçi Christian Doppler ilk defa 1842 yılında hareketli bir ses kaynağından yayılan sesin frekansının dinleyicinin pozisyonuna göre değiştiğini ortaya koymuştur (60).

Durağan bir yüzeyden yansıyan ses dalgası gönderilen ses dalgasının frekans ve dalga boyuna eşittir. Ancak dalgayı yansıtan yüzey hareket halinde ise yansıyan dalganın frekansında değişiklik oluşur. Yansıtıcı yüzey ses kaynağına doğru yaklaşırken yansıyan sesin frekansı artar, uzaklaşırken azalır. Ses frekansının harekete bağlı bu

değişimine Doppler kayması denir. Frekanstaki değişim dalgayı yansıtan yüzeyin hızıyla doğru orantılıdır. Bu değişim Doppler etkisi olarak adlandırılır. Geri dönen ultrases frekansının yansıtıcının hızıyla olan ilişkisi Doppler denklemi ile tanımlanır (43, 51).

$$\Delta F = 2 \times V \times F_0 \times \text{Cos } \theta / c$$

formülüyle gösterilir.

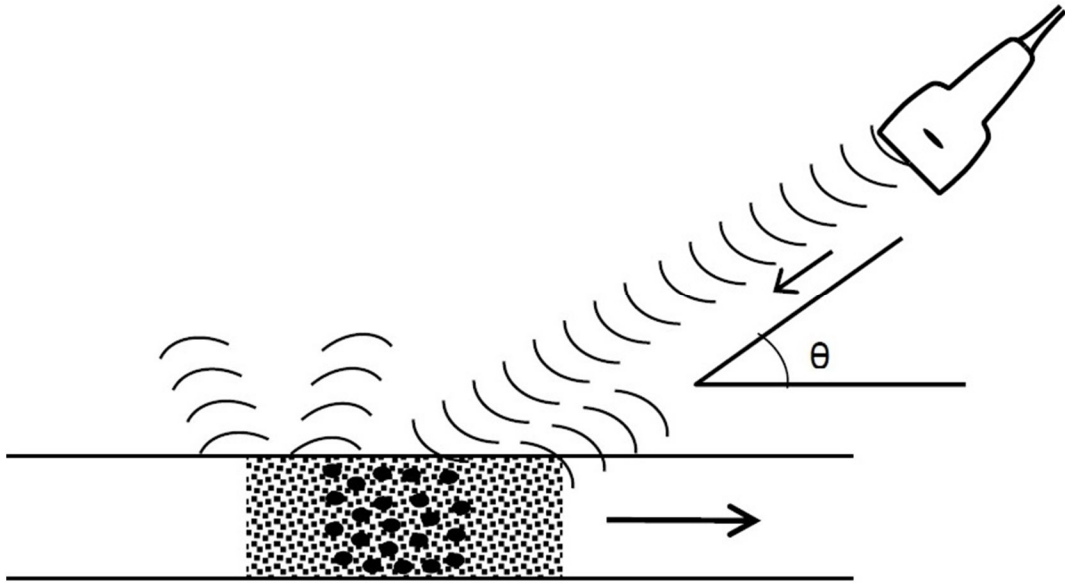
ΔF : Doppler kayma frekansı

V : Kaynağın hızı

F_0 : Gönderilen ultrases dalgasının frekansı

$\text{Cos } \theta$: Doppler açısı

c : Sesin dokudaki ortalama hızı (1540 m/sn)



Şekil 5. Doppler kaymasının şematik gösterimi (61)

Doppler US'de eko kaynağı eritrositlerin yüzeyidir. Gönderilen dalga boyu eritrosit yüzeyinden çok büyük olduğu için temel olay saçılmadır. Bu tip saçılma "Rayleigh-Tyndall saçılması" olarak adlandırılır ve miktarı sesin frekansının dördüncü kuvveti ile doğru orantılıdır. Akan eritrositlerden saçılan ses, üst üste binerek transdüsera ulaşır (43). Bu nedenle geri yansıyan ses dalgalarının amplitüdünü artırabilmek için incelemelerde olabildiğince yüksek frekans seçilmelidir (62).

Doppler denkleminde "θ" açısı akımın yönü ile ultrases demeti arasındaki açıdır. Kosinüs değeri hesaplanan bu açı 90°'ye yaklaştıkça Doppler kayması küçülecek, 90°'de sıfırlanacaktır. 60°'nin üzerinde Doppler açısındaki görece küçük değişiklikler kosinüs değerinde büyük değişikliklere neden olur. Açı ölçümünde küçük bir hata hız ölçümünde büyük değişikliklere neden olabileceğinden dolayı Doppler ölçümlerinin 60°'nin altında yapılması gerekir. (51).

Ses dalgaları vücuda yüksek amplitüdü ve kısa süreli vurular halinde, uygun örnekleme hızı ile gönderilir. Örnekleme hızının frekansı, sinyallerin yeni bir vuru üretiminden önce maksimum derinliğe ulaşip çeviriciye geri dönebilmesi için yeterli olmalıdır (51). Bu nedenle atış tekrar frekansı (*pulse repetition frequency*, PRF) ölçülecek Doppler kaymasının en az 2 katı değerinde tutulmalıdır. Bu kritik değer Nyquist limiti olarak adlandırılır ve

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

olarak formüle edilir.

V_{max} : damar içindeki maksimum akım hızı

c: sesin dokudaki ortalama hızı (1540m/sn)

F_0 : çevirici frekansı

$\cos \theta$: Doppler açısı

Doppler frekansını arttırmak için PRF ya da Doppler açısı yüksek değerlerde tutulmalıdır. Elle yapılabileceği gibi bazı cihazlarda örnekleme derinliğine göre otomatik olarak da ayarlanabilir (43).

2.4.1. Doppler yöntemleri

2.4.1.1. Sürekli dalga (continuous wave, CW) Doppler

Doppler verilerinin değerlendirilmesinde en basit yöntemdir. Bu yöntemde probda biri devamlı ses dalgası üreten, diğeri ise dönen ekoları saptayan iki çevirici vardır (63, 64, 65). Ultrases sürekli tekrarlandığından ve eko dinleme zamanı bulunmadığından aksiyel çözünürlük yoktur. Yani derinlik saptanamaz, sadece akımın olup olmadığı hakkında bilgi alınabilir. Yüksek frekanslı sürekli dalga Doppler problemleri düşük frekanslılara göre daha duyarlıdır ve *aliasing* oluşmaz (43, 65). Obstetride fetal kalp seslerinin, kalp damar cerrahisinde periferel vaskülaritenin olup olmadığının araştırılmasında kullanılır.

2.4.1.2. Spektral (pulsed wave, PW, duplex) Doppler

Hem verici, hem alıcı olarak çalışan bir çevirici vardır. Pratikte B-mod görüntüleme ile entegre edilerek kullanılır ve dupleks Doppler adını alır. Ultrases demeti aralıklı olarak gönderilir ve Doppler bilgileri kısa bir zaman aralığı içinde örneklenir. İşlemci geri dönen ses dalgasındaki Doppler kaymasını saptar. Faz değişikliğinden hareket yönünü, frekans değişikliğinden hareketin hızını hesaplayarak istenilen şekilde gösterir (60). Seçilen bölgeden dönen ekodan çıkarılan frekans farkı, monitörde B mod görüntünün yanında hız/zaman (cm/sn) veya frekans/zaman (kHz/sn) grafiği şeklinde eş zamanlı olarak izlenebilir (66). Akım içindeki hız dağılımı spektrumun genişliğini belirler. Ayrıca maksimum hız, ortalama hız gibi akıma ait birçok sayısal değer ölçülebilir (43, 62).

2.4.1.3. Renkli Doppler

Bu yöntemde ses demeti içinde, görüntü alanı çok küçük segmentlere ayrılarak ele alınır. Her segment için ayrı bir Doppler işlemi yapılır. Böylece her segment için saptanan ortalama Doppler kayması bir renge eşittir. Rengin meydana getirilişi renkli televizyon ve videoda olduğu gibi üç temel renk kullanılarak yapılır (60). Sinyal fazı, hareketin varlığı ve yönü hakkında bilgi sağlar. Sinyal frekansındaki değişiklikler hedefin hızı ile ilgilidir. Görüntüde izlenen renkler akımın yönünü yansıtmaktadır. Transdusere doğru olan hareketler bir renkte, karşı yönde olanlar başka bir renkte görüntülenir (66). Renk ne kadar parlaksa akımın görece hızı o kadar yüksektir (43, 51).

2.4.1.4. Power Doppler

Doppler sinyallerinin şiddetini renk bilgisi olarak gösteren bir yöntemdir. RDUS’de görüntüyü oluşturan temel prensip Doppler kayması iken power Doppler’de sinyalin gücüdür. Derinlik arttıkça alınan sinyalin şiddeti düşer ve yöntemin duyarlılığı azalır. Sinyallerin gücü renkte parlaklık ve sönme olarak görülür.

Power Doppler inceleme, spektral ve renkli Doppler uygulamalarından farklı olarak akım yönü ve hızı ile ilgili bilgiler içermez. Yalnızca akımın varlığı veya yokluğunu gösterir. Doppler açısına bağımlı olmadığından *aliasing* artefaktı izlenmez, gürültü azalır. Dolayısıyla düşük akım duyarlılığı RDUS’den fazladır. Özellikle darlık ve geri kaçışların daha iyi gösterilmesinde yararlıdır. Renal transplantların takibinde, normal böbrek damarlanmasında, perfüzyon ve kortikal akımların gösterilmesinde oldukça faydalıdır. Ancak harekete karşı hassastır. Nefes tutamayan hastalarda, kalp, akciğer ve büyük damarlar gibi hareketlerin fazla olduğu bölgelerde faydası sınırlıdır (43).

2.4.2. Doppler ultrasonografide akımın değerlendirilmesi

2.4.2.1. Niteliksel değerlendirme

Akımın var olup olmadığı, akım yönü ve akımın karakteristiği değerlendirilir.

2.4.2.2. Niceliksel değerlendirme

Akım hızı ve volümü ölçülür. Volüm (ml/dak), ortalama hızın (cm/sn) damar kesit yüzeyi (cm²) ile çarpımı olarak hesaplanır.

2.4.2.3. Yarı niceliksel değerlendirme

Semikantitatif Doppler US verileri impedansın değerlendirilmesi için yapılan hesaplamalardır. İmpedans akıma karşı olan dirençlerin toplamıdır. İmpedansı değerlendirmek için bazı indeksler geliştirilmiştir. Pratikte kullanılan indeksler rezistivite indeksi, pulsatilite indeksi ve pik sistolik hız/diyastol sonu hız indeksidir (67-69).

Bu indeksler Doppler spektrumu üzerinden açısal düzeltme ya da damar çapı ölçümlerine gerek duyulmadan yapılabilir.

$$\text{Rezistivite indeksi (RI)} = \frac{\text{pik sistolik hız} - \text{diyastol sonu hız}}{\text{pik sistolik hız}}$$

$$\text{Pulsatilité indeksi (PI)} = \frac{\text{pik sistolik hız} - \text{diyastol sonu hız}}{\text{ortalama hız}}$$

formülleriyle bulunur (43).

Bu indeksler oldukça kaba olmakla birlikte patolojik akımın değerlendirilmesinde yararlıdır. Pik sistolik hız / diastol sonu hız oranı, obstetride umbilikal kord ve uteroplasental akımın değerlendirilmesinde kullanılır. Rezistivite indeksi daha duyarlı kabul edilir ve özellikle renal transplantların incelenmesinde kullanılır (70, 71). Pulsatilité indeksi ise özellikle obstetrik incelemelerde fetal iyilik halinin değerlendirilmesinde tercih edilmektedir (72, 73, 74).

2.5. Sonoelastografi

Palpasyon, antik Yunan ve antik Mısır uygarlıklarından bu yana klinikte kullanılan ve bilinen en eski yöntemlerden biridir. O dönemlerde bile sert ve deforme olarak hissedilen kitlelerin malign kriterler taşıdığı bilinmekteydi. Bu yöntemde vücutta belli bir alan parmaklarla kavranarak itilir ve parmaklardaki reseptörler aracılığıyla farklı noktalardaki lokal stres seviyeleri belirlenir. Bu stres seviyeleri sert dokuda yüksek, yumuşak dokuda düşüktür (75).

Tanısal görüntüleme tekniklerinin ortaya çıkmasından önce tümörlerin değerlendirilmesinde palpasyon en değerli yöntem olarak kabul edilmiştir. Saptanan kitlelerin komşu dokulara göre sertliği, kıvamı, mobilitesi değerlendirilerek benign-malign ayrımı yapılmaya çalışılırdı. Ancak palpasyon ile dokuların bu gibi özelliklerinin değerlendirilmesi oldukça subjektif olup, yer kaplayıcı lezyonların tespitinde her zaman yeterli değildir (76, 77).

Dokularda meydana gelen patolojik değişikliklerin, kanser oluşumunun ve siroz gibi fibrotik durumların doku sertliğinde değişikliğe sebep olduğu bilinmektedir. Karaciğerdeki sirotik nodüller, prostat kanserindeki nodüller ve diğer kanser türlerinin sert olduğu bilinmesine rağmen, US ve diğer görüntüleme yöntemleri ile bunun tam anlamıyla gösterilememesi araştırmacıları farklı metotlar bulmaya sevk etmiştir. Bu amaçla 1980'lerin sonunda Ophir ve arkadaşları tarafından sonoelastografi yöntemi deneysel ortamda kullanılmaya başlanmıştır (78).

SE yönteminin prensibi palpasyonun temel ilkelerine benzerdir (79). Temeli dokudaki patolojik değişiklik ile komşu normal doku arasındaki sertlik farklılıklarına dayanır (78, 80). SE tekniği de bu temel doğrultusunda, uygulanan kuvvete dokuların sertlik özelliklerine göre verdikleri esneyebilme yanıtını ölçen US tabanlı görüntüleme yöntemidir (81).

SE'nin ilk ortaya çıkma amacı, meme, tiroid, prostat gibi yüzeysel dokularda B-mod incelemenin benzer ekojenite nedeniyle gözden kaçırdığı lezyonları saptamak olmuştur. Uygulama ve teknolojideki gelişimlerle birlikte SE'nin kullanım alanı da benign-malign kitle ayırımından başka alanlara doğru genişleme göstermiştir. Schurich ve arkadaşları testis hacmi ve fonksiyonuna bağlı olarak elastisite değerleri arasında farklılıklar bulmuşlardır (82)

Günümüzde SE'nin diğer kullanım alanları arasında meme, tiroid, lenf nodları, skrotum ve kas iskelet yapılarının (83, 84), karaciğer ve prostatın, endoskopi yardımıyla özefagus, mide ve pankreasın (endoskopik SE) değerlendirilmesinde kullanılır (85-90). SE tekniği ayrıca MRG ile kısa sekanslar ve düşük frekanslı (65 Hz) longitudinal mekanik dalgalar kullanılarak da uygulanabilir (91).

2.5.1. Sonoelastografi fiziği

Maddeler kendilerine uygulanan kuvvete karşı davranışlarına göre sınıflandırılabilirler. Kuvvet etkisi altında şekil değiştiren, kuvvet ortadan kalktığında eski haline tam olarak geri dönebilen maddelere esnek (elastik), eski haline geri dönemeyenlere de plastik

madde denir. Kuvvet karşısında şekil değişikliğine uğramayan maddelere de katı (rijit) madde denir.

Katılardaki bu tür esnek şekil değiştirmeler sırasında maddeyi oluşturan atomlar arasındaki bağlar kopmaz veya yeni bağlar oluşmaz. Atomların ve moleküllerin yer değiştirmesi söz konusu olup atomlar arasındaki uzaklıklar değişir (92).

Ancak madde için yapılan bu tanımlamalar uygulanan kuvvet miktarına göre değişebilir. Küçük kuvvetler karşısında esnek şekil değişikliği gösteren bir madde daha büyük kuvvetler etkisinde plastik davranış gösterebilir.

İnsan vücudundaki dokular viskoelastik yapıda olup kendisine uygulanan kuvvetlere bu visköz ya da elastik özelliklerden hangisi daha ön plandaysa o şekilde karşılık verir. Visköz yapıda olanlar bası etkisini dağıtıp azaltır. Elastik yapıdakilerse uygulanan kuvvet karşısında şekil değişikliğine uğrar. Kuvvet ortadan kalktığında tekrar eski haline geri döner. Dokuya yeterli düzeyde kuvvet uygulanırsa elastik deformite oluşturulabilir (93).

Elastisite fiziği Hooke kanunu, Poisson oranı ve Young modülü ile tanımlanmıştır. Elastik maddelerin kuvvete karşı davranışını sahip olduğu esneklik katsayısı belirlemektedir (92). Elastiklik katsayısı en doğru şekilde Young tarafından ifade edildiğinden günümüzde Young katsayısı (Young modülü) olarak da bilinmektedir (81, 94). Uygulanan kuvvetin maruz bırakılan kesit alanına oranına stres (gerilme) (95), uygulanan kuvvet sonucunda uzaysal yer değiştirme oranına strain (gerinim) (96), bu iki nicelik arasındaki orana esneklik katsayısı denir. Buna göre bu üç tanım arasındaki ilişki

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

denklemleri ile gösterilebilir. Birimi N/m^2 dir.

Young modülü yapının şekil ve boyut özelliklerinden bağımsız olduğu için dokuların yapısal özelliklerinden çok fonksiyonel özellikleri hakkında bilgi verir. Ayrıca elastiklik değerleri farklı olan dokuların karşılaştırılmasını da sağlar (81, 92, 94). Young katsayısı yumuşak dokularda 1-100 kPa arasında değişir (95)

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.

Çubuk şeklindeki bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında cismin boyunda kuvvet doğrultusunda ve kuvvetle orantılı olarak bir değişim meydana gelir. Uygulanan kuvvet ile cismin boyunda meydana gelen değişim arasındaki ilişki Hooke Yasası ile açıklanabilir.

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

F: Uygulanan kuvvet

A: Kesit alanı

Y: Young modülü

ΔL : İlk ve son boy arasındaki fark

L: Boy

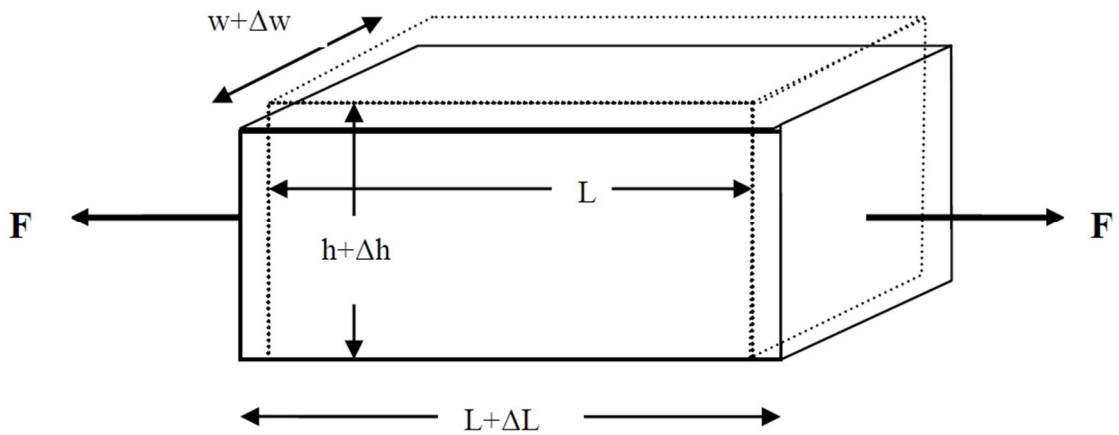
Tablo 4. Bazı maddelerin Young modülleri (92)

| MADDE | YOUNG MODÜLÜ (N/m ²)x10 ⁹ |
|--------|--|
| Kemik | 16 |
| Cam | 70 |
| Çelik | 200 |
| İpek | 6 |
| Lastik | 0,003 |

Blok şeklinde bir madde bir doğrultuda F kuvveti yardımıyla uzatılırken, bu kuvvete dik doğrultularda sıkışmaya uğrar. Yükseklik (h) ve genişlikteki (w) değişmelerin (Δh ve Δw), boyca değişme ile ilişkisinin;

şeklinde yazılabileceği gösterilmiştir. Burada madde özelliğidir ve *Poisson oranı* olarak adlandırılır.

Bu tip gerilme uzamaya göre ters yönde negatif bir gerilme biçimidir. Yani boy artarken cismin çapı azalmaktadır



Şekil 6. Blok şekilli maddenin uzatılması sırasında boyu ve yüksekliğinde meydana gelen değişimler (97).

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 kuvvet sonucu meydana gelen şekil değişikliğinin tüm etkilenen boydaki yüzdesel dağılımıdır. Burkulma miktarı, materyalin orjinal boyundaki değişimin ilk boyuna bölünmesi ile hesaplanır.

2.5.2. Sıkışma esnekliği

Tüm yönlerden bir basınç altında sıkıştırılan bir maddenin hacmi bağıl olarak azalır. 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) (76, 92)

Sıkışma esnekliği katsayısının katılarda

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

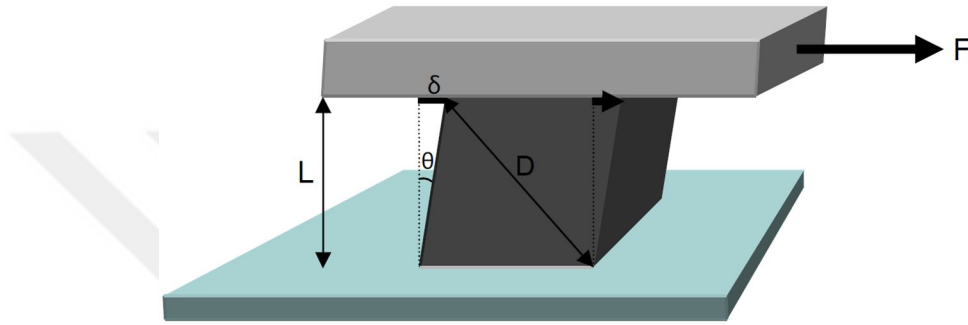
olduğu gösterilmiştir.

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

Eğilme ve bükülmeye ait esnek şekil değişimleri de tanımlanabilmekte, bunlara ait parametreler de Young modülü ve Poisson oranı cinsinden yazılabilmektedir (92).

2.5.3. 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 7. Kübik cisme F kuvveti uygulandığında oluşan kayma gerilimi (97)

Şekil 7’de görüldüğü gibi kübik bir cismin S alanlı üst yüzeyine F kuvveti uygulandığında;

—

oranına kayma gerilimi (*shear stress*) denir. Buna karşılık cisimde şekildeki gibi bir deformasyon olur. Kayma gerinimi (*shear strain*) ise;

—

— — —

şeklinde yazılmaktadır. Gerilim-gerinim (*stress-strain*) ilişkisi ise

$$\gamma = \mu \times \theta$$

şeklinde yazılabilir. Kayma modülü (*shear modulus*) veya diğer bir tabirle 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 (76, 92).

SE, uygulanan yineleyici bası etkisine karşı dokuların sertlik özelliklerine göre verdikleri esneyebilme yanıtını ölçen bir görüntüleme yöntemidir (81). Radyofrekans dalgaları basıdan önce ve sonra olmak üzere zamansal gecikme ile birlikte işlenir. 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 skala yada renkli olarak yapılabilmektedir. Renk kodlamaları farklı cihazlarda farklı renklerde olabilir.

2.5.4. Elastografi ölçüm yöntemleri

Elastogram elde etmek için kullanılan birkaç farklı yöntem vardır. Bu yöntemlerde Young modülü, kayma ya da sıkışma esneklikleri sayısal değer verecek şekilde hesaplanmaktadır. Farklı çalışmalarda bu sabitlerin bir ya da birkaç tanesinin kullanılması ile elde olunmuş elastogram örnekleri verilmektedir (81,94).

Elastografi esnasında dokudaki yer değişiminin ana yönü, ultrases demetinin dikey eksenini yani longitudinal yönde olmakla birlikte manuel kompresyonda cilde probun teması esnasında laterale doğru da hareket meydana gelmektedir. Doğru bir elastogram için ideal olan laterale doğru olan hareketin de ölçülebilmesidir. Ayrıca gerilim dağılımını gerçek zamanlı ölçebilmek için de hızlı sistemlere ihtiyaç vardır. İdeal bir elastografi sistemi, gerinim aralığı geniş olmalı ve hıza ya da kompresyon miktarına bağımlı olmamalıdır (88).

Önceleri doku esnekliği kompresyon öncesi ve sonrasında elde edilen görüntülerin çevrimdışı işlenmesi (*off-line processing*) ile ölçülmüştür. Zaman alıcı ve oldukça kullanışsız bir ölçüm yöntemi olan bu teknik yerini doku gerinimlerini gerçek zamanlı ölçebilen yöntemlere bırakmıştır (99). Bunlar uzaysal ilinti (*spatial correlation*), faz kaydırmalı izleme (*phaseshift tracking*) ve bileşik özilintidir (*combined autocorrelation*). Bu yöntemlerin birbirlerine üstünlükleri ve eksiklikleri vardır (88, 99).

Uzamsal ilinti (*spatial correlation*) yöntemi, hem longitudinal hem de lateral yöndeki yer değiştirmeleri gösterebilir. Geniş gerinim aralığına sahiptir. Ancak, bu yöntemin işlem hızı çok yavaştır ve gerçek zamanlı inceleme için uygun değildir (88, 99).

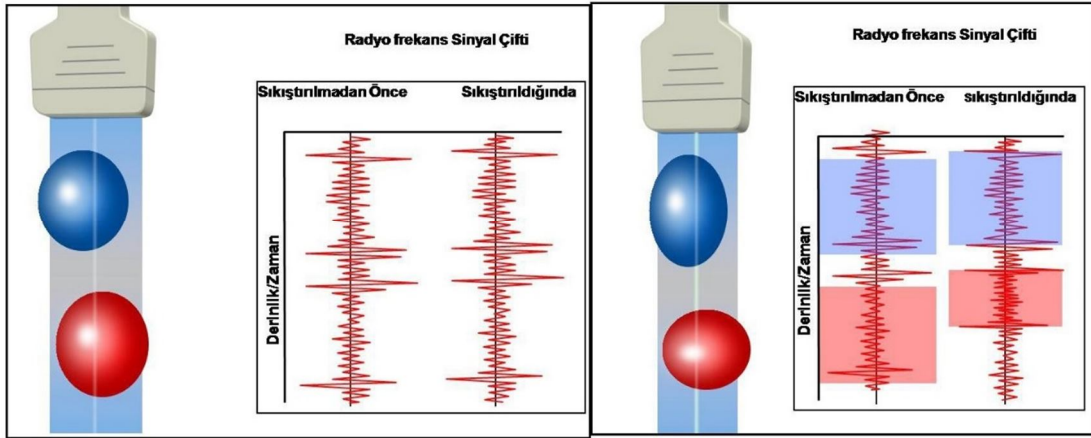
Faz kaydırmalı izleme (*phase-shift tracking*) yönteminin esası RDUS prensiplerine dayanır. Longitudinal düzlemdeki doku hareketini oldukça iyi saptar ancak lateral yöndeki hareketleri saptamada zayıftır. Aliasing artefaktı nedeniyle büyük yer değiştirmelerin ölçümünde sorun yaşanır, yani dar gerinim aralığına sahiptir (88, 98, 99).

Bir diğer yöntem olan çapraz ilinti (*cross-correlation*) tekniğinde işlemci tarafından küçük pencerelere ayrılarak incelenen alana gönderilen ses dalgalarının bası öncesi ve sonrası değişimleri kendi pencere alanlarına göre kıyaslanarak yer değiştirme miktarı belirlenmektedir. Sonrasında ise bir kısım integral işlemi içeren matematiksel varsayımlarla dokunun tüm elastik özellikleri tahminen elde edilmektedir. Gerinim aralığı geniş olup longitudinal yer değişimleri aliasing artefaktı olmadan hızlı bir şekilde saptanabilmektedir (88, 99).

Shiina ve arkadaşlarının geliştirdiği bileşik özilinti (*combined autocorrelation*) yöntemiyle elastografik ölçümler aynı gerçek zamanlı aksam ve aynı prob kullanılarak ultrasonografik inceleme sırasında gerçekleştirilebilir. Prob, cilde hafif bir basıyla,

incelenecek doku veya lezyonu içine alacak şekilde yerleştirilir (98, 100). Elastogram da incelenecek doku veya lezyonu uygun şekilde içine almalıdır. Bu yöntemle, dokuların hem aksiyel hem de dış gerinimlerini haritalayan, çapraz ilinti yöntemine göre daha hızlı olan SE incelemeleri yapılmaktadır. Elde olunan elastografik görüntülerin hareketten daha az etkilendiği, uzaysal çözünürlüklerinin daha fazla olduğu bildirilmiştir. SE yazılımı bulunan çoğu US cihazında artık bileşik özilinti yöntemi kullanılmaya başlanmıştır (94, 100).

Şekil 8’de bası öncesinde her iki küreden alınan radyofrekans dalgaları aynı görünüyor. 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 (100).



Şekil 8. Farklı elastik özelliğe sahip iki farklı dokuyu temsil eden mavi ve kırmızı kürelerin bası uygulanmadan önceki ve bası sonrası durumu (100).

Dokuya uygulanan bası ile dokuda gerinim oluşturma ve optimal görüntü elde edilmesi arasında ilişki vardır. Burada en önemli nokta yapılan basının incelenecek alana dik olarak yapılmasıdır. Aksi takdirde görüntü elde edilmesi daha zor olmaktadır veya elde edilen görüntülerde artefaktlar oluşabilmektedir (100). Bunun dışında bası uygulamaksızın akustik dağılım gücü kullanarak elastogram elde eden cihazlar da mevcuttur. Sistemdeki teknolojik gelişmeler ile birlikte (bası altında aksiyel ve lateral

gerinim değerlerinin hesaplanabilmesi gibi) artan uzaysal çözümleme gücü artefaktların daha aza indirilmesine olanak sağlamaktadır.

SE'nin değerlendirilmesinde önemli rol oynayan iki tanımlama bulunmaktadır (94)

İçeriğe ait katsayısı (Storage modul): Young katsayısının önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Doku ya da cisim üzerinde uygulanan stresin oluşturduğu gerinim miktarıdır. Δ =gerinim/stres olarak ifade edilir ve dokunun elastikliğini gösterir. Birimi KPa'dır (101).

Elastik kontrast: İncelenen doku ile içinde bulunduğu çevrenin esneklik katsayıları arasındaki farktır. Elastogramın kalitesi, dokular arasındaki elastik kontrast ile yakından ilişkilidir (100).

2.5.5. Sonoelastografi teknikleri

Elastografide kullanılan kuvvet manuel olarak operatör eli veya eksternal mekanik cihazla, kalp atımı ve solunum gibi fizyolojik hareketle, ya da doğrudan ultrason probundan çıkan akustik dalgalar ile elde edilebilir. Dokuların bu kuvvete verdiği yanıt dokuların sertliklerine ve elastikiyetlerine göre değişir. Elastogramların oluşturulmasında dokuların elastisite verilerinin Young modülüne göre dağılımı kullanılır (102, 103).

SE teknikleri işlem esnasında kullanılan kuvvete (yarı-statik ve dinamik) ve sinyal elde etme biçimine göre değişir. Yarı-statik yöntemlerde prob ile dokular mekanik olarak uyarılır. Dinamik SE tekniklerinde ise doku başka bir kuvvete ihtiyaç olmaksızın probdan çıkan akustik dalgalarla uyarılır. Her iki yöntemde de dokuların bu dış uyarana verdikleri yanıt farklı yöntemlerle ölçülür. Genel olarak SE teknikleri gerinim (*strain*) elastografi, akustik radyasyon kuvveti impulsu (*acoustic radiation force impulse*, ARFI), kayma dalgası (*shear wave*) elastografi (SWE) ve gelip geçici (*transient* elastografi, TE) olarak sınıflandırılır. Bu yöntemlerden strain elastografi yarı-statik diğerleri ise dinamik SE yöntemleridir (104).

2.5.5.1. Yarı-statik yöntemler

Strain elastografi: Statik ya da yarı-statik metot da denilmektedir. Dokulara dıştan mekanik aletler yardımı ya da serbest el tekniği ile prob basısı yapılarak kuvvet uygulanabilir. Serbest elle yapılan elastografi tekniğinde elde edilen veriler gözlemci içi ve gözlemciler arası değerlerin anlamlı farklılık göstermediğini ortaya koymuştur (94). Strain elastografide dokuların fizyolojik hareketlerden (kalp atımı gibi) kaynaklanan internal kuvvetlere verdiği yanıt da ölçülebilir (103).

Uygulanan kuvvete yanıt olarak oluşan doku deformasyonu ve yer değişimi görüntülenir. Kuvvet uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra dokunun lokalizasyonu belirlenerek dokunun hareketi hesaplanır. Bu teknikte strain ile ifade edilen dokunun uygulanan kuvvet yönünde kontrakte ya da ekspanse olmasıdır. Gerçek zamanlı görüntüleme ile dokunun kompresyon ve dekompresyon sırasındaki hareketi US monitöründe B-mod ve renkli elastogram olarak ayrı iki pencerede izlenebilir. Uygulanan kompresyon ve dekompresyon dalgaları US cihazı monitöründe sinüzoidal dalga şeklinde izlenebilir. Strain değeri ölçülürken monitörde izlenen dekompresyon dalgasından ölçüm yapılması tercih edilir çünkü dekompresyon dalgası fazında dokuya dışarıdan kuvvet uygulanmaz. Bu faz dokuya uygulanan kompresyon sonrası dokunun eski haline dönme sürecini içerir ve dokunun uygulanan kuvvete kendi iç dinamikleri ile verdiği yanıtı gösterir. Bu nedenle dekompresyon fazında yapılan ölçümlerin dokunun elastisite özelliklerini kompresyon fazına göre daha iyi temsil ettiğine inanılır. Dokunun dış kuvvete bağlı deformasyonu ve yer değişimi dokunun sertliği ile ters orantılıdır (103).

Strain elastografide incelenen alandan kompresyon öncesinde gelen ekolar analiz edilir ve bu safhada görüntüyü oluşturan radyofrekans sinyalleri depolanır. Aynı işlem kompresyondan sonra da yapılır ve iki pencerede de elde edilen sinyaller karşılaştırılarak aradaki fark belirlenir. Bu aradaki fark dokunun yer değiştirmesidir. Daha sonra probdan uzaklığa bağlı olarak görüntüdeki her noktanın yer değişim hızı dijital veri şeklinde kaydedilir. Dokuların kompresyon ve dekompresyon fazında oluşan bu yer değişim hız değerleri strain değeri olarak adlandırılır ve elastogramda gösterilir (75). Strain değeri dokunun sadece yer değişimini değil aynı zamanda deforme olma derecesini de temsil eder. Sert dokular bir bütün halinde dekomprese edilebildiğinden yumuşak dokulara göre daha az deforme olurlar ve daha az yer değiştirirler. Bu nedenle sert dokuların strain değerleri düşüktür. Sert dokuların içeriği yumuşak dokulara göre

daha homojen olduğundan bu dokuları oluşturan komponentlerin uygulanan kuvvete verdiği yanıt da homojendir. Yumuşak dokular uygulanan kuvvet sonrası sert dokulara göre daha fazla deforme olurlar ve yer değişikliğine uğrarlar. Yumuşak dokular bir sünger gibi komprese edildiğinden proba yakın alanlar uzak olanlardan daha fazla yer değişimine uğrarlar (104).

Strain elastografide elde edilen görüntülerde dokular strain özelliklerine göre renkli ya da gri skala görüntülerde kodlanırlar. Genellikle sert dokular mavi renkte yumuşak dokular kırmızı renkte ara sertlikteki dokularsa yeşil renkte izlenirler. Strain indeksi (Sİ) ise incelenen dokunun çevresindeki strain değerinin incelenen dokunun strain değerine oranıdır. Sİ'nin hesaplanmasında karşılaştırılacak alana mümkün olduğunca o alanı temsil edecek büyüklükte bir *region of interest* (ROI) yerleştirilir ve bu alan ile aynı hizada olan referans dokudan ROI ile ölçüm yapılarak referans ROI'nin ilk ROI'ye oranı elde edilir. Elde edilen bu değere Sİ adı verilir. Sert dokular çevre dokulara göre daha az komprese olduğundan Sİ değerleri yüksektir. Farklı lezyonların elastisitesinin karşılaştırılmasında Sİ değeri ölçüt olarak alınır (104).

Strain elastografide incelenen alanın tümünde gerinim görüntülenmesi ve ölçümü yapılabilir. Bu yöntemde pencere genişliği, prob bası hızı ve kuvveti görüntü kalitesini etkiler (104). Görüntü gürültüsünü azaltmak için prob hareketi tek yönlü olacak şekilde dikkatli yapılmalı, palpasyon hızı dikkatli seçilmeli ve elastografi pencerelerinin boyutları incelenecek alana lokalize olacak şekilde belirlenmelidir. Prob basısı olabildiğince eşit aralıklı olmalıdır. Yavaş prob basısı hızlı basıya göre daha kaliteli görüntü sağlamaktadır. Doyley ve arkadaşları saniyede 0,5 bası, Havre ve arkadaşları saniyede 1,3-2 bası ile en iyi verileri etmişlerdir (94, 105). Ayrıca bu yöntemde dokuların elastisitesini daha iyi değerlendirmek için prob ile hedef arası <3-4 cm olmalı, karaciğer gibi homojen bir organ incelenmeli ve elastisitesi değerlendirilecek alan ile prob arasında büyük venler gibi bası dalgalarını absorbe edecek yapı bulunmamalıdır (104).

2.5.5.2. Dinamik yöntemler

Dinamik elastografi yöntemleri de doku hareketini ölçerek veri elde eder. Bu yöntemlerin farkı kuvvetin uygulanma biçimi ve dokuda oluşan yanıtı ölçme şeklidir. Temel prensip dokuların akustik impuls ya da titreşim dalgaları ile kuvvete maruz bırakılması ve bu kuvvet sonucu oluşan kayma dalgalarının (*shear wave*) hızlarının

ölçülmesidir. Shear dalgaları ultrason dalgalarına benzer özelliklerde olup mekanik dalgalardır ve yumuşak dokularda yayılım gösterirler (107). Bu dalgalar tıpkı suyun titreşimiyle oluşan dalgalar gibi kompresyon düzlemine dik olarak aksiyel düzlemde laterale doğru hareket ederler. Shear dalgalarının yayılımı sırasında dokunun su dalgası gibi aşağı-yukarı olan hareketi sonografik dalgalarla tespit edilir ve bu şekilde dalgaların hızı ölçülebilir. Shear dalgaları dokular tarafından hızla zayıflatılırlar ve düşük viskoziteli sıvılarda yayılım göstermezler (107). Çünkü shear dalgalarının hızları (1-10m/sn) sonografik dalgalardan (1540 m/sn) düşüktür ve yayılım için elastik bir ortama ihtiyaç duyarlar.

SE'de shear dalgaları ultrason dalgaları ile oluşturulur ve yine US ile hızları ölçülür. Shear dalga hızlarının ölçümü ile dokular kalitatif olarak siyah-beyaz ya da renkli haritada görsel olarak değerlendirilebilir. Aynı zamanda farklı dokularda oluşan shear dalga hızları karşılaştırılarak dokular birbirinden ayırt edilebilir.

Transient elastografi (gelip geçici dalgalarla uygulanan elastografi): Transient elastografi karaciğerin değerlendirilmesinde kullanılmaya başlanan ilk ultrason temelli elastografi yöntemidir. Karaciğerin TE ile incelemesinde hasta supin pozisyonda yatar. İnterkostal aralığı arttırmak için sağ kol maksimum abduksiyona alınır. Ölçümler karaciğer sağ lobundan midaksiller çizgi ve ksifoid proçesten geçen transvers çizginin birleşim yerinden alınır. Bu yöntemde deri yüzeyinde interkostal aralıktan bir piston gibi hareket eden ultrason probu aralıklı olarak cilt üzerinden dokuya eksternal mekanik impuls uygular ve bu impuls ile incelenen dokuda shear dalgaları oluşur. Bu shear dalgalarının derinliğe göre yer değişimi ve ultrason dalgası yönündeki shear dalgasının hızı M-moddakine benzer şekilde belirlenebilir (104). Ortalama inceleme süresi 5-10 dakikadır. Shear dalgalarının doku içindeki hızı dokunun sertliğine bağlıdır. Doku sertleştikçe shear dalgalarının hızı artar. Shear wave elastografide dokuların elastisitesi kPa olarak gösterilir. Tekniğin avantajı gözlemci içi ve gözlemciler arası farklılığın minimal olmasıdır. Ancak TE tekniğinde görüntü elde edilemez bu nedenle de fokal karaciğer lezyonlarının incelemesinde kullanılamaz. TE yöntemi obezlerde kullanımı sınırlı olup perihepatik sıvı varlığında kullanılamaz (107).

Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Tekniği: Akustik radyasyon kuvveti bir ortamda akustik dalgaların yayılımı ile ilişkilidir (108). ARFI tekniğinde, US probu ile oluşturulan kısa süreli (0.03-0,4 msn) ve yüksek enerjili akustik pulslar ROI ile belirlenen dokuda lokalize çok küçük boyutta yer değişikliğine (1-20 μ m) neden olur

(109). Bu yer değişikliği sonucu shear dalgaları oluşur ve bu dalgalar US cihazı tarafından ultrason korelasyon yöntemi ile tespit edilir (107, 109). ARFI tekniği ile shear dalgalarının hızları ölçülmeden sadece akustik radyasyon kuvveti impulsu ile dokularda oluşan yer değişiklikleri ölçülerek kalitatif görüntüler elde edilebilir. ARFI görüntülemesinde siyah beyaz görüntülerde yumuşak dokular parlak renkte görülürken sert dokular siyah renkte izlenir. Kantitatif değerlendirmede ise doku sertliği arttıkça shear dalga hızı artar. ARFI tekniğinde shear dalgaları hızının ölçümü 1x0.5cm boyutlarında dikdörtgen bir kutucukta yapılır. Shear dalgalarının hızları m/sn ile ifade edilir ve doku elastisitesinin kareköküne eşdeğerdir (110).

Bu teknik ilk olarak abdomen kullanımlarda özellikler sirozlu hastalarda fibrozis derecesini tahmin etmek için kullanılmıştır. 9 MHz gibi yüksek titreşim problemlerinin kullanımı ile meme lezyonlarında da kullanılmaya başlanmıştır. Memede derin yerleşimli lezyonların değerlendirilmesine imkan vermesi diğer elastografi yöntemlerine göre avantajlarından biridir. Ancak ARFI elastografi yöntemi ile maksimum 9-10 m/sn hızında ölçümler yapılabilmektedir. Bu nedenle sertlik düzeyi çok yüksek lezyonlarda sayısal ölçümler yapılamamaktadır (111).

Shear wave elastografisi: SWE ile iki ya da üç boyutlu görüntüler elde edilebilir. İncelenen derinlikteki dokuya odaklanmış olarak akustik dalgalar gönderilir ve dokuda oluşan shear dalgalarının yayılım hızı ölçülür. Shear dalgalarının ilerleyişinin saptanması ultrason görüntülerinin çok hızlı bir şekilde (saniyede 20.000 görüntü) işlenmesi ile gerçekleşir. Bu yolla veriler birkaç milisaniyede elde edilir. SWE tekniği gerçek zamanlı bir SE yöntemidir. Shear dalgalarının hızları m/sn, dokunun elastisitesi ise kiloPascal (kPa) ile gösterilir (110). Dokunun elastisitesi $E=\rho c^2$ formülü ile ölçülür (112). Bu formülde E doku elastisitesini, ρ doku dansitesi (kg/m³), c ise shear dalga hızını (m/sn) ifade eder. Sonuçlar renk değişikliklerine göre kodlanmaktadır. Kırmızı renk görünümü sert, mavi renk görünümü yumuşak lezyonları ifade etmektedir (111).

Birçok çalışma SWE ile ölçülen lezyonun sertlik değerinin 70 kPa altında ise yüksek ihtimalle benign, bu değerin üstünde ise yüksek ihtimalle malign olduğunu desteklemektedir (113, 114). Bu teknikte benign ve malign lezyonlar arasındaki farklılık için optimal eşik değeri 80.17 kPa olarak bulunmuştur. Aynı çalışmada bu eşik değerinde SWE tekniğinin duyarlılığı %88.8 ve özgülüğü %84.9 olarak bulunmuştur

(115). SWE tekniğinde 4 cm den daha derinde olan lezyonlarda doku kalınlığı arttıkça sonuçların doğruluk oranı azalmaktadır (116).

2.5.6. Sonoelastografide görüntü kalitesini etkileyen faktörler:

Elastografinin kalitesini etkileyen faktörleri belirlemek için yapılan az sayıda çalışma mevcut olup, bu çalışmaların hemen hepsi laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir. Bu konuda Havre ve Elde tarafından 2008 yılında 8 organ modeli (fantom) ile elastografide incelenen yapıların saptanabilirliği ve bunları etkileyen faktörler üzerinde çalışılmıştır (94). Çalışmada, US 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 özelliklere 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.

2.5.6.1. Transduserin vibrasyon hızı

Doku üzerinde gerimi sağlayabilmek için dokuya manuel olarak (*freehand*), belli bir hız ile ve dokuya dik olacak şekilde basılar uygulanmalıdır. İncelemeye 40 vuru/dk'dan başladığında, incelenen yapının hatları izlense bile elastogram yapılan her kareden sinyal alınmadığından elastografinin bu düzeyde devamsız olduğu görülmüştür. İncelemede 60 vuru/dk'da sinyal daha devamlı olsa da görüntü kenarları güçlükle seçilebilmekte, 80 vuru/ dk'da elastogramın her karesinden yeterli sinyal gelmeye başlamaktadır. Bu vuru değeri ve daha üzerinde olan vibrasyon hareketleri ile yapılan incelemelerde oldukça az bir bası uygulaması ile yeterli gerinim elde edilebilmektedir. İstenilen görüntü kalitesini 80-120 vuru/dk'nın sağladığı, özellikle 160 vuru/dk ve daha fazla sayıda olan vuru/dk'da ise görüntü kalitesinde yeniden düşme başladığı ifade edilmektedir. Yüzeysel dokulardan sağlanan gerinimin aynı şekilde daha derin yerleşimli dokulardan da elde edilmesi gerekmektedir. Dokuda oluşturulan gerinim

şiddetini gösteren elastografi yazılımları yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Gerinim belirteci ile bir skala oluşturulmakta ve optimum elastogram için skalada belirli düzeyin üzerindeki gerinim ile elde edilenlerin değerlendirilmesi önerilmektedir (94).

2.5.6.2. İlgi alanı (Region of Interest, ROI)

Elastografi ile incelenmek istenen alandır. Elastografi dokuların gerinim 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'ini kaplaması gerekmektedir. %10-20 kapsama miktarı ile elastogram ilgi alanı olan dokudan çok daha derinde yerleşmiş dokuların gerinim değerlerinden etkilenecek ve dağılım artefaktı ortaya çıkacaktır. İlgi alanı olan doku sertleştikçe gerinim oranı ilgi alanının boyutlarından daha az etkilenmektedir (94).

2.5.6.3. Çerçeve (frame) hızı

Özilinti için gönderilen sinyallerin hangi sıklıkta toplandığını ifade etmektedir. İlgi alanının genişlik ve derinliğine uygun değer seçilmelidir. Derin ve daha büyük örnekler için 6-13 çerçeve/sn, daha yüzeysel ve küçük dokular için 7-16 çerçeve/sn 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 (94).

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.

2.6. Testis Sonografik Anatomisi ve Fizyolojisi

Erkek üreme sistemi organları dış ve iç genital organlar olarak ikiye ayrılır. Dış genital organlar penis ve skrotumdan oluşurken, iç genital organlar testis, epididim, spermatik kord, duktus deferens (vaz deferens), seminal keseler, ejakulatuar kanallar, prostat ve bulbouretral (Cowper) bezlerden oluşur (117).

Testis, testosteron üretiminden sorumlu Leydig hücrelerini ve spermilerin beslenmelerini sağlayan Sertoli hücrelerini içerir. Bu hücrelerin işlevleri hipofiz tarafından denetlenir (118). Sertoli hücreleri seminifer tübüllerde germinal hücreler ile birlikte bulunurken, Leydig hücreleri tübüller arasındaki bağ dokuda (interstisyum) yerleşiktir. Kan-testis bariyerinin oluşumunda Sertoli hücreleri görev alır (119).

Gri-skala sonografi: Yetişkin testisi oval şekilli, yaklaşık 3-5 cm uzunluğunda, 2-4 cm genişliğinde, 3 cm anteroposterior ölçülerinde, homojen ekojenitededir. Tunika albuginea adında ekojen fibröz kapsül ile sarıdır (120).

Epididim kıvrımlı yapıda olup baş, gövde ve kuyruk kısımlarından oluşur. Epididim başı testis üst pol lateralinde yerleşiktir. Gövde kısmı testis posterolateral kenarı boyunca uzanır ve kuyruk kısmı da testis alt polüne gevşekçe yapışıktır. Normal epididim başı 10-12 mm, gövde ve kuyruk kesimleri ise 1-2 mm çapındadır. Epididim eko yapısı kaba olup testise göre izoekoik veya hiperekoik olabilir (120). Epididim spermilerin olgunlaşmasını ve hareket yeteneği kazanmalarını sağlar. Olgunlaşan spermeler epididim kuyruğunda depolanır (121).

Spermatik kord testisin vasküler yapılarını, sinirlerini, duktus (vaz) deferensi içerir ve inguinal kanal ile testis arasında uzanır (122). Duktus deferens inguinal kanaldan karın boşluğuna girer, seminal kesenin kanalı ile birleşerek ejakulatuvar kanal adını alır ve prostatın santral zonundan prostatik üretraya açılır (123).

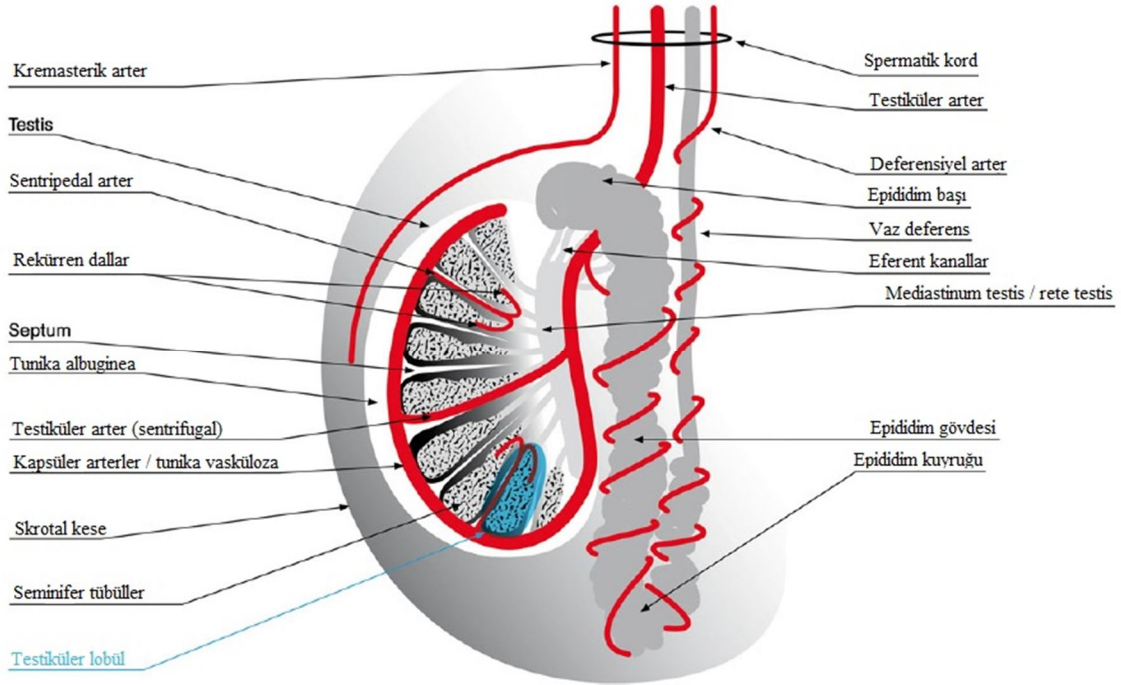
Testisler skrotuma inerken fetal peritonun uzantısı olan prosesus vajinalis testise eşlik eder. İnternal inguinal halkadan testis üst polüne kadar olan kısmı oblitere olur. Alt kısmı ise testisin epididimin tutunduğu posterior parçası dışında kalan kısımlarını sararak tunika vajinalisi oluşturur. Tunika vajinalisin viseral ve pariyetal yaprakları arasında az miktarda sıvı bulunur. Skrotal katmanlar da tek ekojenik çizgiler halinde görülür (120).

Tunika albugineadan testis parankimine uzanan septulalar hipoekoik çizgisel yapılar şeklinde izlenir. Longitudinal planda testis boyunca uzanan ekojenik bant şeklindeki yapı testisin hilusu; yani mediastinum testistir. Burada bulunan rete testis seminifer tübüllerden vasa eferentiaya sperm aktarımını sağlar (120).

Renkli ve spektral Doppler US: Testis primer olarak testiküler arterden beslenmektedir. Testiküler arterler renal arterlerin inferiorunda aortadan ayrılır, spermatik kord boyunca inguinal kanalda seyrederek ve kapsüler arterlere ayrılmak üzere

testis üst polüne ulaşır. Tunika albugineayı delip geçtikten sonra kapsüler arterler testis yüzeyine dağılarak tunika vasküloza denilen tabakayı oluşturur. Buradan mediastinum testise doğru septasyonlar boyunca sentripedal dallar uzanır. Bunların rekürren dalları testis parankimini besler. Olguların yarısında mediastinumdan testis periferine hipoekoik bant şeklinde uzanan transmediastinel arter görülebilir (120).

Spektral Doppler incelemede testiküler akım paterni yüksek diyastolik akım düzeylerine bağlı olarak düşük dirençlidir. Epididim ve ekstratestiküler yapılar deferensiyel arterlerden beslenirler. Ekstratestiküler dokulardaki düşük diyastolik akımı yansıtan yüksek dirence bağlı olarak bu arterlerde yüksek dirençli akım paterni izlenir (124).



Şekil 9. Skrotal organların ve ilişkili arteryel yapıların şematik gösterimi (125).

2.7. Testis Lezyonlarında ve İnfertilitede Elastografi Kullanımı ile İlgili Yapılan Çalışmalar

SE önceleri benign-malign kitle ayrımında kullanılsa da teknolojik gelişmelerle kendine başka kullanım alanları da bulmuştur. Bu amaçla Schurich ve ark. testis hacmi ve

fonksiyonu ile elastisite değerleri arasındaki ilişkiyi incelemiş ve farklılıklar bulmuşlardır (82).

Grasso ve arkadaşları (2010) tarafından skrotal ağrı, skrotumun ağrısız büyümesi, testiküler nodül ve infertilite nedeniyle gelen 41 hasta üzerinde çalışma yapılmıştır. B-mode US, RDUS ve SE verileri karşılaştırılmıştır. Buna göre 38 olguda SE verileri US ve RDUS bulgularını desteklemiştir. Diğer 3 olguda ise 2 küçük benign tümörün ve bir intratestiküler hematomun daha iyi karakterizasyonunu sağlamıştır (126).

Aigner ve arkadaşları (2012) yaptıkları çalışmada testiküler lezyonların karakterizasyonunda ve ayırımında SE'nin kullanılabilirliğini araştırmışlardır. Bu çalışmada gri-skala US ve RDUS ile testiküler lezyon saptanan 50 hastada SE tekniği kullanılarak testislerin doku sertliği incelenmiştir. Çalışma sonucunda SE'nin testiküler tümör tanısında duyarlılığı %100, özgüllüğü %81, negatif kestirim değeri %100, pozitif kestirim değeri ise %92 olarak belirlenmiştir (127).

Li ve arkadaşları (2012) tarafından yapılan çalışmada obstrüktif ve nonobstrüktif azoosperminin ayırımında SE'nin tanısal performansı değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda nonobstrüktif azoospermisi olanlarda, obstrüktif azoospermisi olanlara ve kontrol grubuna göre daha düşük strain değerleri saptanmıştır. Buna göre strain oranı obstrüktif ve nonobstrüktif azoospermiiyi ayırabilmektedir (128).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Kahramanmaraş Sütçü İmam Sağlık Uygulama ve Araştırma Hastanesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'nun onayı ile yapılmıştır. Haziran 2015 - Ocak 2016 tarihleri arasında hastanemiz Üroloji Kliniği'ne çocuk sahibi olamama şikayetiyle başvuran ve US inceleme istemiyle tarafımıza yönlendirilen yaşları 23 ile 58 arasında değişen (ortalama yaş $33,84 \pm 6,55$) 61 erkek hasta çalışmamıza dahil edildi. Tüm hastalara yapılacak çalışma ve işlemler hakkında yazılı ve sözlü olarak detaylı bilgi verilerek onamları alındı. Çalışmaya katılmak istemeyen, sperm analizi yaptırmayan, tek taraflı orşiektomi veya testis biyopsisi yapılan, inmemiş testisi olan, 18 yaşından küçük ve 65 yaşından büyük hastalar çalışmadan çıkarıldı.

Tüm hastalar supin pozisyonda penis suprapubik bölgede sabitlenerek incelendi. Çalışma Toshiba Aplio 400 cihazıyla, 12 MHz lineer prob kullanılarak yapıldı. İncelemede önce gri-skala US ile her iki testisin yerleşimi, konturu, eko paterni, boyutları; RDUS ile vaskülariteleri değerlendirilerek intraparankimal akım hızları ve RI değerleri ölçüldü. Daha sonra elastografi moduna geçilerek aynı prob ile her iki testise yönelik gerçek zamanlı inceleme yapıldı. Görüntüleme alanı testisin orta 2/3 kesimi ve skrotum katmanları olarak belirlendi. Testisin ovoid yapısı nedeniyle üst ve alt poller aynı görüntüleme alanına dahil edilemedi. Testise prob ile longitudinal planda dik olarak kısa aralıklarla ritmik olarak kompresyon ve dekompresyon uygulandı. Uygulanan kompresyon ve dekompresyonun süre ve miktar olarak en uygun şekli yazılımsal olarak ekranın sol alt köşesinde gösterilen indikatör ile belirlendi. Değerlendirilen bölgenin gri-skala ve elastogram verileri ekran üzerinde eş zamanlı olarak yan yana iki ayrı pencerede izlenebilmekteydi. Elde edilen dinamik ve stabil görüntüler dijital ortamda kaydedildi.

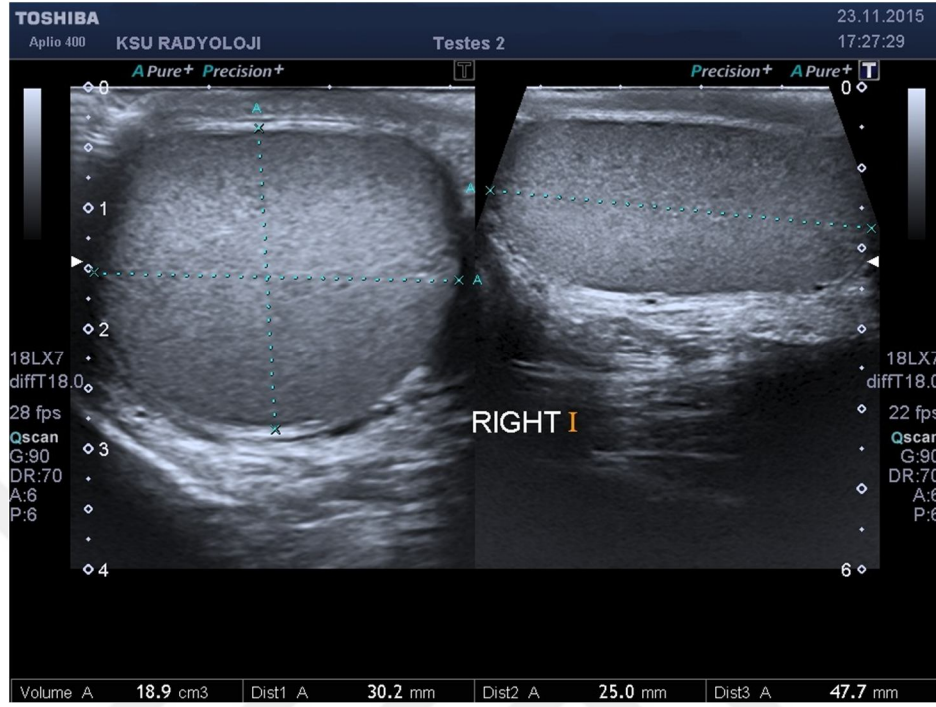
Statik elastogram görüntüleri üzerinde ROI yardımıyla testis dokusunda cilde yakın olan subkapsüler alandan ve testis santraline yakın bir bölgeden ikişer adet gerinim değeri ölçümü yapıldı. Referans olarak skrotum cilt altı yağ dokusunun gerinimi ölçüldü. Referans değer testis dokusundan yapılan her ölçüme oranı ayrı ayrı alınarak strain indeksleri belirlendi ve ortalamaları kaydedildi.

Çalışmaya dahil olan olgular ayrıca varikozel varlığı yönünden de değerlendirildi. Bu amaçla supin pozisyonda ve ayakta yapılan incelemelerde pleksus pampiniformis venlerinin en geniş çapı ölçüldü. Varikozel varlığını araştırırken sonografik olarak genelde tercih edilen 2 mm'den geniş bir ven varlığını kriter olarak belirledik (129, 130, 131).

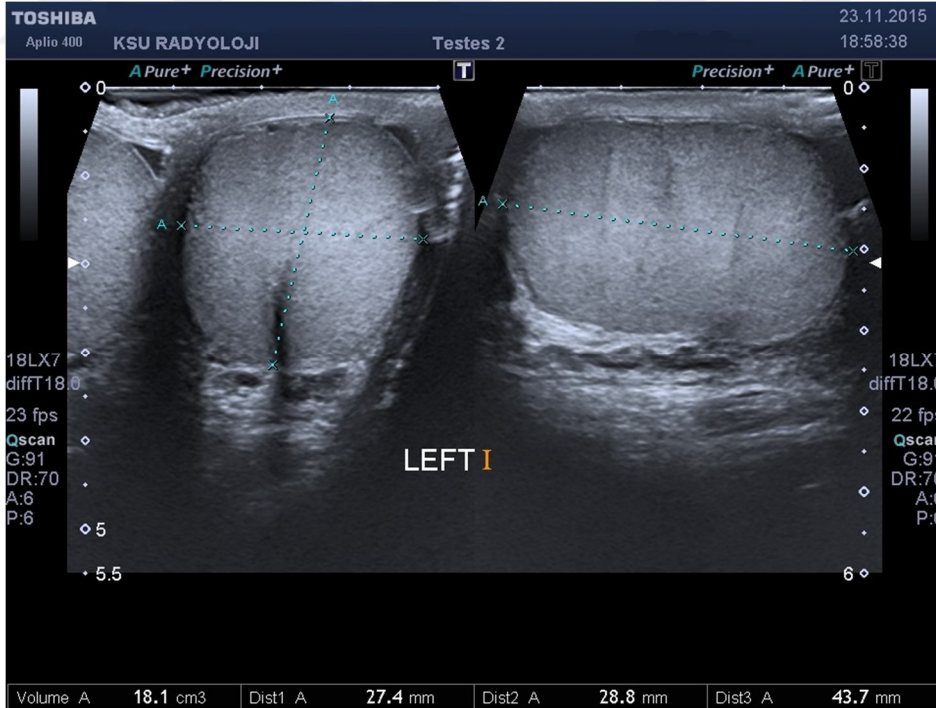
Veriler bilgisayar ortamında Sosyal Bilimler için İstatistik Paket (Statistical Packages for the Social Sciences, SPSS version 21,0) programı ile analiz edildi. Verilerin özetlenmesinde frekans (sayı), yüzde (%), aritmetik ortalama \pm standart sapma ($X \pm SS$) kullanıldı. Strain ve strain oranı değerleri ile RI değerleri, spermiyogram ve hormon tetkiki sonuçları arasındaki ilişki Spearman ve Mann Whitney U korelasyon testi ile değerlendirildi ve $p < 0,05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

3.1. Olgu Örnekleri

(A)

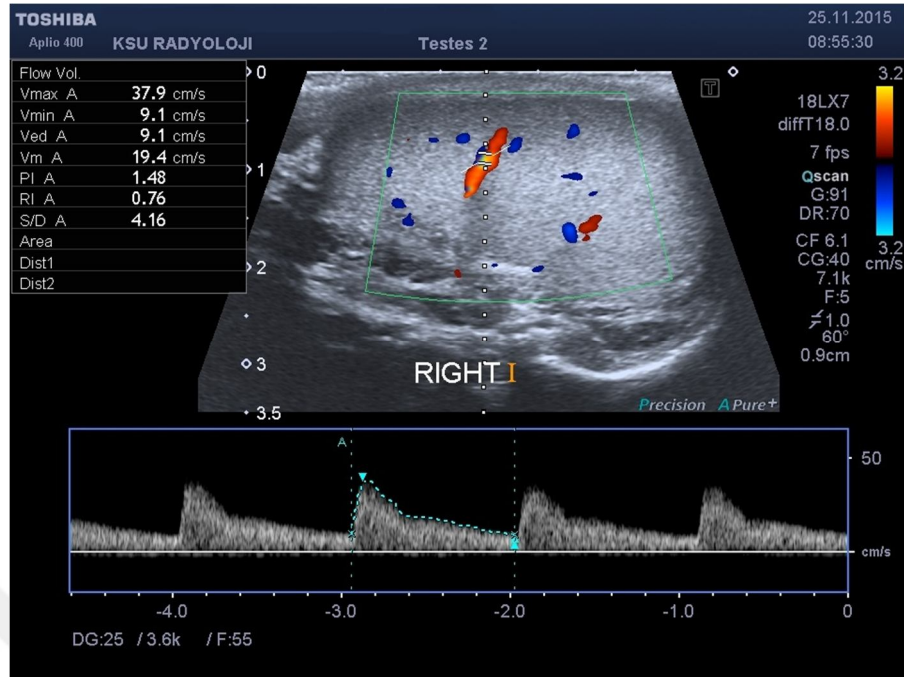


(B)

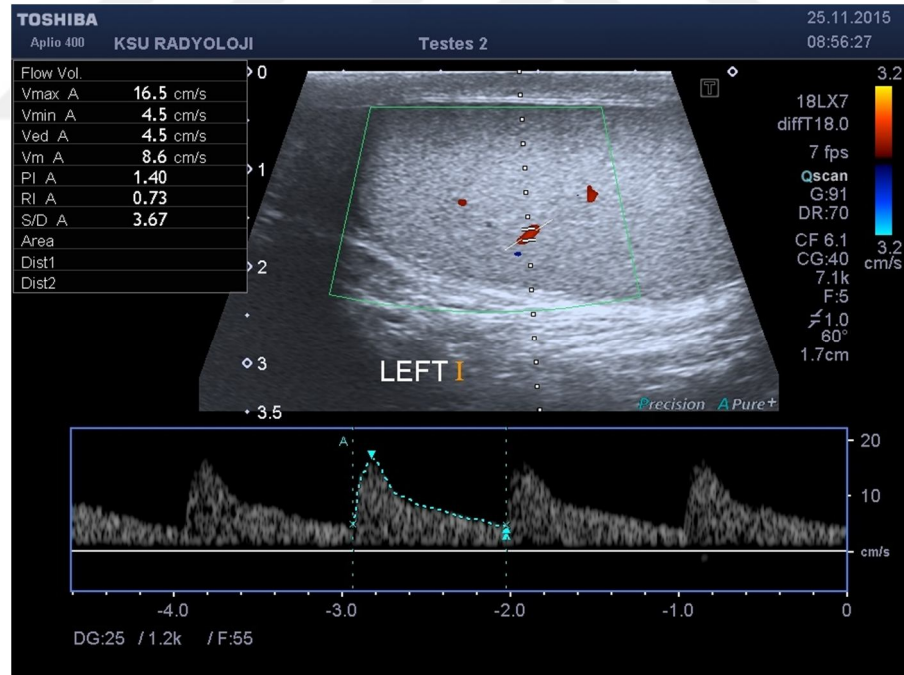


Resim 1. Testis volüm ölçümü (A, B).

(A)

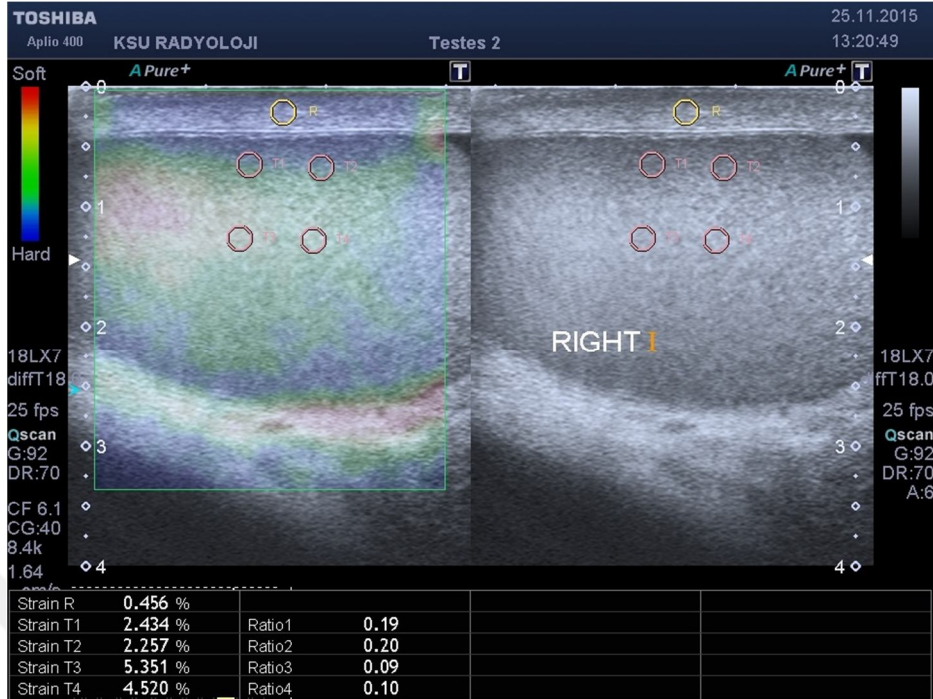


(B)

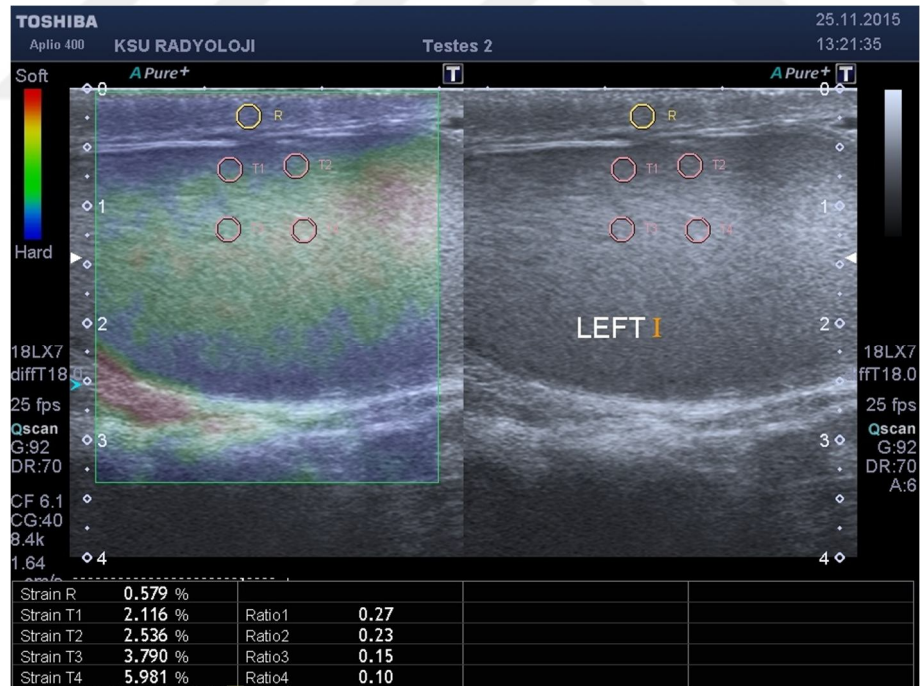


Resim 2. RDUS incelemede kan akım parametrelerinin ölçülmesi (A, B).

(A)

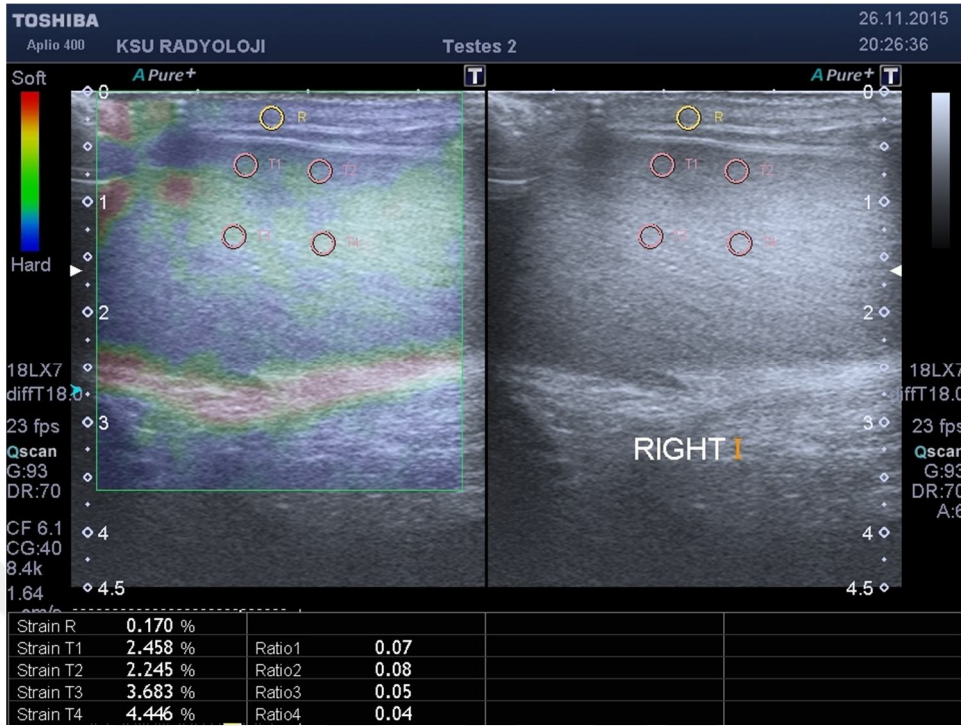


(B)

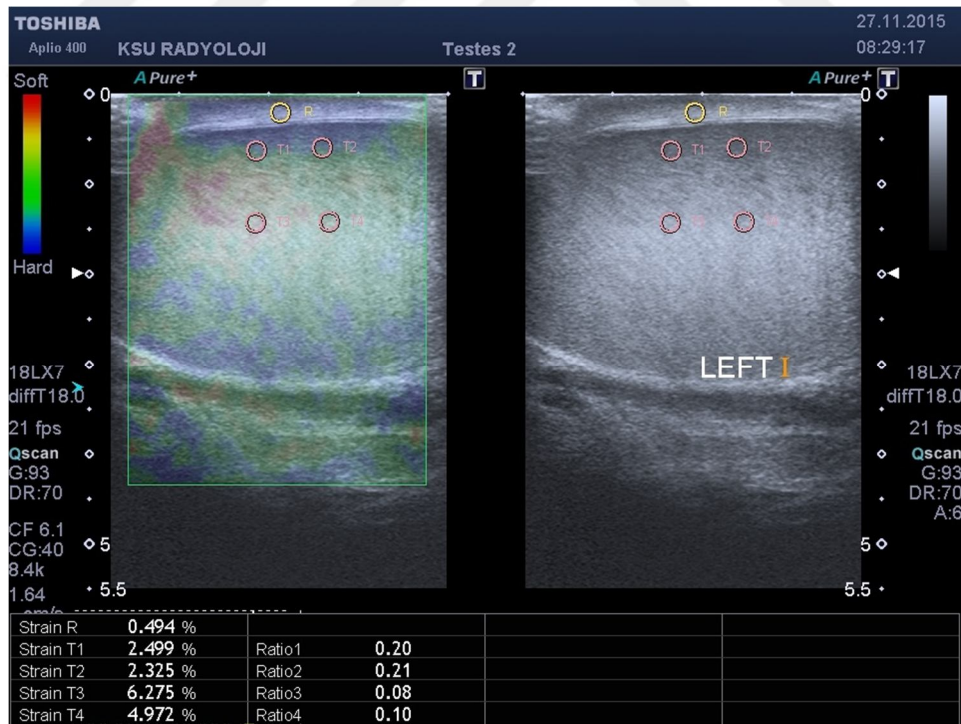


Resim 3. Elastografi ölçümleri (A, B)

(A)

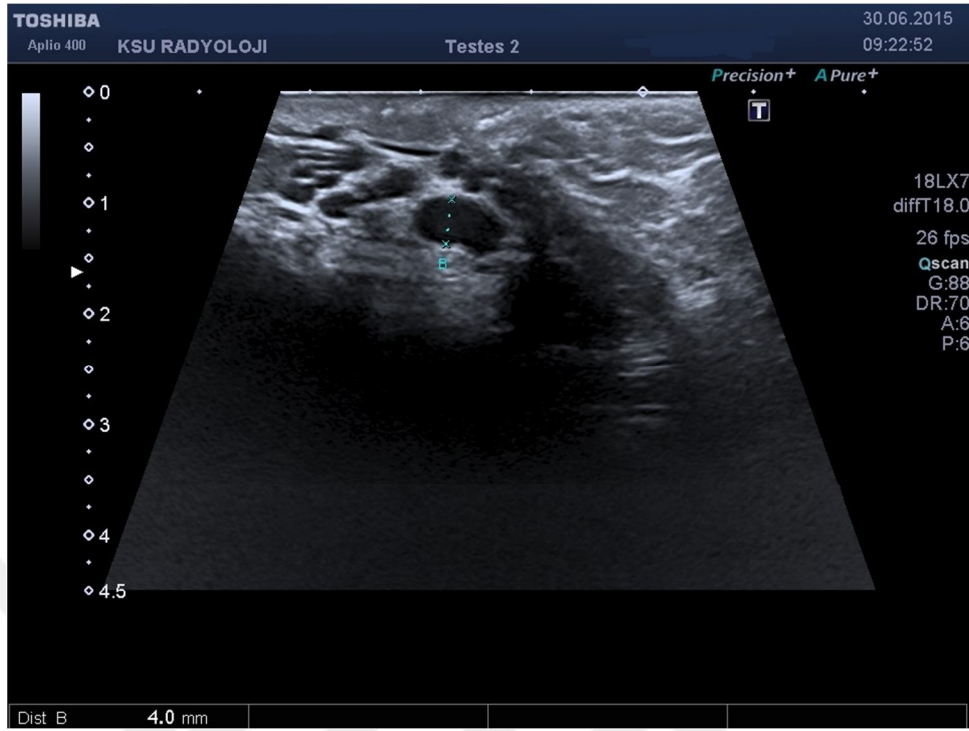


(B)

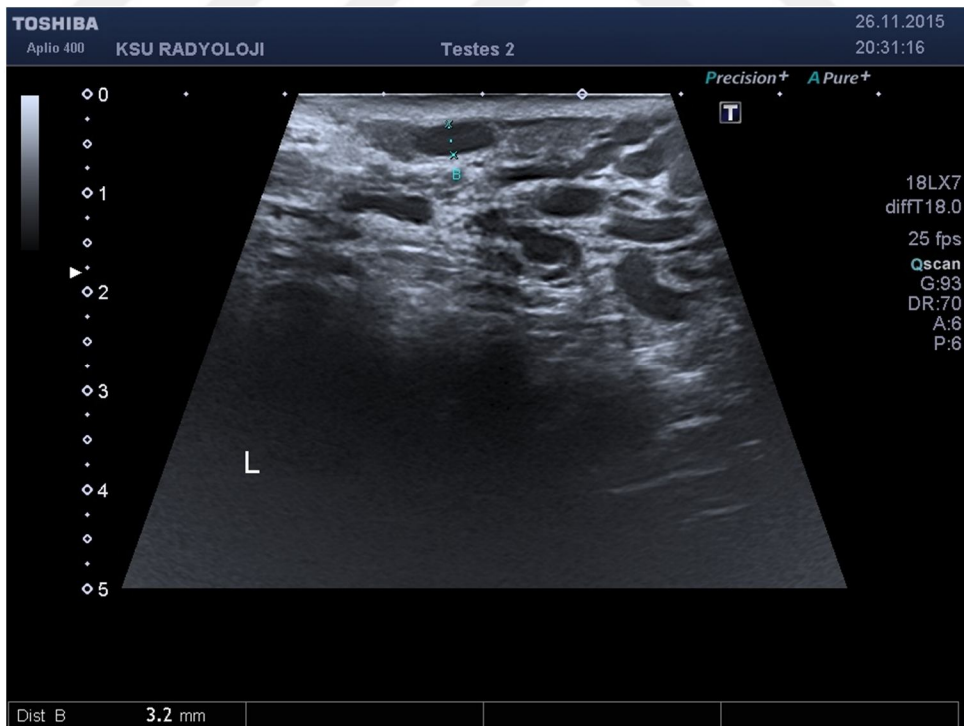


Resim 4. Elastografi ölçümleri (A,B).

(A)



(B)



Resim 5. Pleksus panpiniformis venlerinde varikozel ile uyumlu genişlemeler (A,B).

4. BULGULAR

Çalışmamızda 62 olguya ait toplam 122 testise yönelik değerlendirme yapılmıştır. İnfertil hastaların yaş ortalaması $34,3\pm 6,7$ iken fertil hastaların yaş ortalaması $33,4\pm 6,45$ olup anlamlı farklılık göstermemektedir. Olguların demografik ve klinik karakteristikleri Tablo 5'te gösterilmiştir.

Tablo 5. Fertil ve infertil hasta gruplarının demografik ve klinik karakteristikleri.

| | Fertil | İnfertil | p değeri |
|---|------------------------------|------------------------------|----------|
| Sayı (n) | 31 (hasta) 62 (testis) | 30 (hasta) 60 (testis) | |
| Yaş | $33,39\pm 6,45$ | $34,3\pm 6,7$ | 0,444 |
| Testis Volümü | $19,41\pm 4,8$ | $17,64\pm 3,62$ | 0,023 |
| RI | $0,56\pm 0,09$ | $0,56\pm 0,09$ | 0,957 |
| Strain | $5,27\pm 2,37$ | $5,46\pm 2,54$ | 0,657 |
| Strain oranı | $0,12\pm 0,08$ | $0,22\pm 0,18$ | <0,001 |
| Spermatozoa Sayısı (/ml) | $62209677,42\pm 33252085,89$ | $20566666,66\pm 28125232,45$ | <0,001 |
| Morfoloji (%) | $5,1\pm 1,63$ | $0,27\pm 0,58$ | <0,001 |
| Toplam ileri hareketli sperm sayısı (%) | $37,58\pm 3,66$ | $11,9\pm 10,68$ | <0,001 |
| FSH (mU/ml) | $4,71\pm 1,59$ | $12,5\pm 17,98$ | 0,001 |
| Östradiol (pg/ml) | $29,81\pm 7,08$ | $33,48\pm 11,33$ | 0,034 |
| Total testosteron (ng/dl) | $390,18\pm 148,76$ | $399,56\pm 179,83$ | 0,754 |

4.1. Gri-Skala Bulguları

Gri-skala incelemede testis boyutu, konturu, parankim ekojenitesi, intraparakimal lezyon olup olmadığı değerlendirildi.

İncelenen testislerin en küçüğünün hacmi $8,8 \text{ cm}^3$, en büyüğünün hacmi ise $35,6 \text{ cm}^3$ ölçüldü. Fertil ve infertil hastalara ait ortalama testis volümü değerleri Tablo 6'da

verilmiş olup iki grup arasında anlamlı farklılık vardı ($p=0,04$). Fertil grupta testis volümünün spermatozoa sayısı ile pozitif korelasyon gösterdiği saptanmıştır ($p=0,004$).

Tablo 6. Fertil ve infertil gruplarda ortalama testis volümleri

| | Fertil | İnfertil |
|---|-----------------|------------------|
| Sayı | 62 | 60 |
| Ortalama testis volümü (cm^3) | 19,41 \pm 4,8 | 17,64 \pm 3,62 |

4.2. Renkli Doppler US Bulguları

Renkli Doppler US incelemede intraparankimal RI değerleri ve varikosel derecesi incelenmiştir. İki grup arasında ortalama RI değerleri için $p=0,941$ olup anlamlı farklılık saptanmamıştır. Ayrıca çalışmaya dahil olan her hasta varikosel varlığı açısından değerlendirilmiş olup her iki grup arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır.

4.3. Elastografi Bulguları

İncelenen testislere ait strain değerleri 1,65 ile 12,8 arasında, Sİ değerleri ise 0,01 ile 0,77 arasında değişim göstermektedir. Ortalama strain değerleri açısından fertil ve infertil gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmazken ($p=0,716$), ortalama Sİ değerleri iki grup arasında farklılık göstermekteydi ($p<0,001$).

Tablo 7. Ortalama strain ve ortalama Sİ değerleri

| | Fertil | İnfertil | p değeri |
|-----------------|-------------|-------------|----------|
| Ortalama strain | 5,266±2,366 | 5,463±2,537 | 0,716 |
| Ortalama Sİ | 0,12±0,08 | 0,22±0,18 | <0,001 |

Fertil hastalarda strain ile toplam spermatozoa sayısı arasında herhangi bir ilişki saptanmazken infertil hastalarda bu iki değer arasında negatif korelasyon saptanmıştır. Strain-toplam ileri hareketli sperm sayısı arasında infertil grupta negatif korelasyon saptanmıştır.

Tablo 8. Strain-spermatozoa sayısı ve strain-toplam ileri hareketli sperm sayısına ait korelasyon katsayıları.

| | r | |
|---|--------|----------|
| | Fertil | İnfertil |
| Spermatozoa sayısı (/ml) | -0,024 | -0,33* |
| Toplam ileri hareketli sperm sayısı (%) | 0,055 | -0,326** |
| *: p=0,01. **: p=0,011. | | |

Strain ile sperm morfolojisi karşılaştırıldığında fertil grupta p=0,637, infertil grupta p=0,344 saptanmış olup her iki grupta da istatistiksel olarak anlamlı değildir. Ancak infertil hastalarda Sİ ile RI ve sperm morfolojisi arasında pozitif korelasyon saptandı.

Sİ ile testis volümü arasında fertil hastalarda pozitif korelasyon varken çalışma grubunda korelasyon saptanmadı.

Tablo 9. Sİ-sperm morfolojisi, Sİ-RI ve Sİ-testis volümü arasındaki korelasyon katsayıları.

| | r | |
|----------------------------------|---------|----------|
| | Fertil | İnfertil |
| Sperm morfolojisi (%) | -0,233 | 0,273* |
| RI | 0,057 | 0,272* |
| Testis volümü (cm ³) | 0,357** | 0,158 |
| *: p<0,05. **: p<0,01. | | |

5. TARTIŞMA

Bir yıl boyunca korunmasız düzenli cinsel ilişkiye rağmen gebelik olmaması infertilite olarak tanımlanmaktadır (7). Bu durum üreme çağındaki çiftlerin önemli bir kısmını etkilemektedir (1,2).

İnfertilite nedeniyle başvuran çiftlerde sorun %50 oranında erkek kaynaklıdır (3). Etiyolojide büyük bir oranda idyopatik nedenler rol oynamakla birlikte düzeltilebilir nedenlerin teşhisi ve tedavisi ile olumlu sonuçlar alınabilmektedir. Bu doğrultuda ayrıntılı anamnez alınması ve fizik muayene sonrasında laboratuvar testleri ve semen analizi ile düzeltilebilir sebepler ortaya konulmalıdır. US, MR gibi noninvaziv ve venografi, vazografi gibi invaziv görüntüleme yöntemleri tanıya yardımcı olmaktadır.

SE dokuların uygulanan kuvvete sertlik özelliklerine göre verdikleri esneyebilme yanıtını ölçen ultrasonografi tabanlı görüntüleme yöntemidir (81). İlk olarak 1980'lerin sonunda Ophir ve arkadaşları tarafından deneysel ortamda kullanılmaya başlanmıştır (78). Son yıllarda kullanımı giderek artmakta olup özellikle meme, tiroid, prostat gibi organlarda saptanan lezyonların benign-malign ayırımına katkıda bulunduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (6, 114, 115). Uygulama ve teknolojideki gelişmelerle birlikte sonoelastografinin klinikteki kullanım alanı da genişlemektedir. Schurich ve arkadaşları testis dokusunun yapısal analizinde SE'nin kullanılabileceğini bildirmişlerdir (82).

Bu bağlamda bizim çalışmamızda testis fonksiyonları hakkında fikir sahibi olabilme amacıyla infertil hastaların değerlendirilmesinde SE uygulamalarının etkinliği araştırılmıştır.

Literatürde testis elastisitesi ile infertilite arasındaki ilişkiyi araştıran az sayıda çalışma mevcuttur. Bunlar içerisinde Li ve arkadaşlarının yaptığı çalışma azosperminin tanısında elastisite skorlamasını ve Sİ'nin katkısını inceleyen ilk çalışmadır (128).

Li ve arkadaşları yaptıkları çalışmada obstrüktif azospermi (OA) ve nonobstrüktif azospermi (NOA) hastaları ile sağlıklı kişilerin testis elastografi bulguları ve testis biyopsisi sonuçlarını karşılaştırmıştır (128). Çalışmalarında testislerin

doku elastisiteelerini ultrason cihazında tanımlanan renk değerlerine göre 1'den 5'e kadar kategorilere ayırarak her testisin elastisite skorunu tanımlamışlardır. Testis volümü ile elastisite skorlarını karşılaştırdıklarında testiküler volüm ile elastisite skorları ve Sİ değerleri arasında negatif korelasyon olduğunu saptamışlardır. Elastisite skoru 3,4 ve 5 olanların oranını NOA hastalarında diğer iki gruptakinden daha yüksek bulmuşlardır. Sİ değerlerini karşılaştırdıklarında ise NOA ve OA hastaları arasında ve NOA hastaları ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptamışlardır.

OA ve NOA ayırımında normal testiküler biyopsi sonucu genellikle OA kapsamında kabul edilirken diğer tanılar NOA kapsamında ele alınmaktadır (132, 133). Histolojik paternin derecesi arttıkça seminifer tübül çapları ve spermatojenik epitelyum yüksekliği kademeli olarak gerilerken lamina propria kalınlığı da dereceli olarak azalmaktadır. Dokuda oluşan bu gibi patolojik durumlar doku elastisitesi ile korelasyon göstermektedir. Çalışmamızda infertil hastalarda testis elastisitesi ile spermatozoa sayısı ve toplam ileri hareketli sperm sayısı arasında saptanan negatif korelasyon bu grupta doku sertliğinin arttığını göstermektedir.

Çalışmamızda ortalama Sİ değerleri her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermekte olup infertil hastalarda ortalama değerin daha yüksek olduğu saptanmıştır. İnfertil hastalarda Sİ değerleri ile sperm morfolojisi ve RI değerleri arasında, fertil hastalarda ise Sİ ile testis volümü arasında pozitif korelasyon saptanmıştır. Yapılan bazı çalışmalarda Sİ'nin tanısız doğruluğunun daha yüksek olduğu ve daha objektif bir yöntem olduğu belirtilmiştir (134, 135, 136). Ancak bu çalışmalarda bizim çalışmamızdan farklı olarak inceleme lezyona yönelik olarak yapılmıştır. Sİ değerleri incelenen lezyon ve bu lezyon ile aynı seviyede bulunan parankim veya yağ doku referans alınarak hesaplanmıştır. Bizim çalışmamızda ise testis dokusu içerisinde herhangi bir lezyon yoktu ve referans doku olarak skrotumda cilt altı yağ dokusu alınmıştır. Bu durumda elastisite değerlerini aldığımız testis ile referans noktası aynı seviyede olmamaktadır. Dolayısıyla Sİ değerleri ile semen analizi parametreleri ve testis volümü arasındaki istatistiksel ilişkinin, elastisite ve semen analizi arasındaki istatistiksel ilişki ile uyum göstermediği kanaatindeyiz.

Ayrıca inceleme sırasında bazı hastalarda skrotum cildinde kontraksiyon geliştiği izlenmiştir. Muhtemelen inceleme için kullanılan jel cilde temas ettiğinde

kremasterik refleks yoluyla bu duruma yol açmaktaydı (137, 138). Genitofemoral sinirin genital dalı ile innerve olan kremaster kası kasılarak testisin çekilmesine neden olmaktadır. Bu sırada skrotum cildi de retrakte olmaktadır. Bu retraksiyonun derecesi ve süresi her hastada farklı olabilir (137). Sonuçta cilt elastisitesinin değişerek Sİ değerlerini etkilediğini düşünmekteyiz. Bu da başka bir araştırma konusu olabilir.

Tijani ve arkadaşları 136 infertil, 100 sağlıklı, toplam 236 olgu üzerinde skrotal US ile testis volümü ve testis fonksiyonu arasındaki ilişkiyi araştırmıştır (139). Fertil ve infertil grubun ortalama testis volümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmış olup infertil erkeklerde oligospermi şiddetinin US'de ölçülen testis volümü ile korele olduğu belirtilmiştir.

Kumar ve arkadaşlarının yaptığı araştırmada 274 infertil hasta ve 130 normozoospermik erkek arasında US'de ölçülen testiküler volüm ile semen analizi sonuçlarını karşılaştırmıştır (140). Bu çalışmanın sonucunda testiküler volümün semen volümü, sperm sayısı ve sperm motilitesi ile güçlü bir şekilde pozitif korelasyon gösterdiği saptanmıştır. Benzer şekilde Kristo ve arkadaşları yaptığı çalışmada 500 erkek hasta üzerinde testis volümü ve semen analizi sonuçlarını karşılaştırmış olup testis volümü ile sperm sayısı, semen volümü, sperm motilitesi gibi parametreler arasında pozitif ilişki olduğunu belirtmişlerdir (141). Bu iki çalışmanın ortak sonucu olarak fertilitenin hızlı bir şekilde değerlendirilmesinde testis volümü ölçümünün ilk fizik muayenede faydalı olabileceği bilgisine ulaşılmıştır.

Condorelli ve arkadaşları testis volümü ile bazı biyofonksiyonel sperm parametreleri arasındaki ilişkiyi araştırmak amacıyla normal testis volümüne sahip 40 hasta ile testis volümü azalmış 38 hastanın konvansiyonel ve biyofonksiyonel sperm parametrelerini karşılaştırmıştır (142). Bu çalışma literatürde testis boyutlarının azalmasıyla biyofonksiyonel sperm parametrelerinin bozulduğunu gösteren ilk çalışmadır.

Bizim çalışmamızda fertil hastalarda spermatozoa sayısı ile testis volümü arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur. Spermatogenezisten sorumlu olan seminifer tübüller testiküler volümün yaklaşık %80'ini oluşturmasından dolayı spermatozoa sayısı ile testis volümünün ilişkili olduğu söylenebilir (139). Ayrıca bu durum fertil grupta ortalama testis volümünün infertil olanlara göre daha yüksek bulunmasını da açıklamaktadır.

Ancak infertil hastalarda testis volümü ile spermatozoa sayısı arasında herhangi bir ilişki saptanmamıştır. Ayrıca sperm morfolojisinin ve toplam ileri hareketli sperm sayısının da her iki grupta testis volümü ile ilişkisi saptanmamıştır. Yapılan çalışmalarda testis volümü ile semen analizi parametreleri arasında pozitif korelasyon bulunmasına karşın çalışmamızda herhangi bir ilişki saptanmamış olması vaka sayımızın nispeten daha az olması ve hasta gruplarını tanımlamada kullandığımız kriterlerin farklı olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Pingerra ve arkadaşları intratestiküler arterlerde ölçülen RI değerinin normal ve patolojik sperm sayısı ile ilişkisini araştırmıştır (143). 80 normal ve 80 patolojik sperm sayısına sahip toplam 160 hasta üzerinde yapılan çalışmada ortalama RI değeri normal sperm sayımına sahip hastalarda $0,54 \pm 0,05$ ölçülürken patolojik sperm sayımına sahip hastalarda $0,68 \pm 0,06$ ölçülmüş olup istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Aynı çalışmada iki grup arasında testis volümlerinin istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği saptanmıştır.

Biagiotti ve arkadaşları RDUS bulgularının farklı dispermi olgularının ayırımında kullanılabilirliğini araştırmıştır (144). Bu amaçla azoastenospermili ve oligoastenospermili erkekler değerlendirilmiş olup, en yüksek pik sistolik hız (*peak systolic velocity*, PSV) ve RI değerleri varikoseli olan fertil ve infertil hastalarda saptanmakla birlikte incelenen gruplar arasında bu değerler anlamlı farklılık göstermemektedir. Yüksek PSV ve RI değerleri spektral Doppler US bulguları ile semen analizi parametreleri arasındaki ilişkiyi açıklamamasına rağmen yazarlar bu değerlerin infertil erkeklerin rutin değerlendirilmelerinde güvenilir göstergeler oldukları sonucuna varmaktadır. Yapılan bu çalışmada PSV, diyastol sonu hız (*end diastolic velocity*, EDV) ve RI değerleri testiküler arterde hilustan hemen önceki düzeyde ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda ise bu ölçümler intraparakimial arter düzeylerinde yapılmıştır.

Tarhan ve arkadaşları varikoseli olan 62 erkek hasta ile normal 44 fertil erkek arasında testiküler arter akım hızını ve debisini karşılaştırmıştır (145). Varikoseli olan erkeklerde kontrol grubu ile karşılaştırıldığında akım hızı ve debisinin belirgin olarak düşük olduğu saptanmıştır. Sperm sayısı ile testiküler arter kan akımı arasında ve sol testis volümü ile testiküler arter kan akımı arasında pozitif korelasyon olduğu belirtilmiştir. Ancak PSV, EDV, RI ve PI değerleri kontrol ve çalışma grupları arasında

istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir. Bu çalışmada da bizim çalışmamızdan farklı olarak ölçümler yine ana testiküler arterden alınmıştır.

Akçar ve arkadaşları varikoseli olan ve olmayan toplam 58 infertil erkekte intratestiküler arteryel rezistans ile testis volümünü karşılaştırmış olup bu iki parametre açısından iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (146). Semiz ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise semen parametreleri ile skrotal Doppler ultrason bulguları arasındaki ilişkiyi incelemek amacıyla varikoseli olan 50 erkek hastada testiküler arterlerde PSV, EDV, RI ve PI ölçülmüştür (147). Semen analizinde ise sperm sayısı, motilite, morfoloji ve volüm değerlendirilmiştir. PSV'nin sperm sayısı ile korele olduğu belirtilmiştir. Diğer Doppler ultrasonografi parametreleri ile semen analizi sonuçları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmamıştır.

Polat ve arkadaşlarının platelet ve platelet endeksleri ile testiküler arter kan akımı ve fertilité ilişkisini araştırdıkları çalışmada RI değerleri ile fertilité arasında herhangi bir ilişki olmadığı ortaya konulmuştur (148).

Literatürde yapılan çoğu çalışmada (144-148) RI değerleri ile fertilité arasında bir ilişki olmadığı saptanmıştır. Bizim çalışmamızda da fertil ve infertil gruplar arasında RI değerleri açısından anlamlı farklılık saptanmamıştır.

Dede ve arkadaşları varikoselin testise verdiği hasarı değerlendirmek amacıyla varikoseli olan 30 infertil hasta ve 30 sağlıklı bireyde elastografi bulguları ile spermiyogram sonuçlarını ve hormon düzeylerini karşılaştırmıştır (149). Elastisite değerleri ile FSH düzeyleri arasında ve varikosel derecesi ile testis elastisitesi arasında negatif korelasyon olduğu saptanmıştır. Bizim çalışmamızda ise istatistiksel olarak fertil ve infertil hastalar arasında varikosel varlığı açısından anlamlı farklılık yoktu. Ayrıca çalışmamızda varikosel ile testis elastisitesi arasında da herhangi bir ilişki saptanmamıştır.

Çalışmamızın başlıca kısıtlaması geniş vaka grupları üzerinde yapılamamış olmasıdır. Bu nedenle infertilitenin oligospermi, azospermi, teratozoospermi gibi alt gruplarında sonoelastografi bulguları arasındaki farklılıklar açısından değerlendirme yapılamamıştır. Ayrıca fertil ve infertil hasta gruplarında sperm üretimini ve hormon profilini etkileyebilecek kilo, boy gibi fiziksel özellikler ve sigara, alkol veya diğer bağımlılık yapıcı madde kullanımı gibi etkenler açısından herhangi bir ayırım gözetilmemiştir.

6. SONUÇ

İnfertil hastalarda tanı ve tedavi aşamalarında görüntüleme yöntemleri önemli rol oynamaktadır. Sperm üretiminden sorumlu olan testislerin yüzeysel birer organ olması özellikle sonografik olarak incelenmelerini mümkün kılmaktadır. B-mod ve renkli Doppler US incelemelerinin yanında son yıllarda kullanımı giderek artan elastografi tekniği de tanıya yardımcı olabilecek değerli bilgiler sağlamaktadır.

İnfertil hastalarda ilk planda B-mod incelemede testis volümünün ölçümü bize testis fonksiyonu ve sperm üretim düzeyi hakkında bilgi verebilir. Ancak literatürde yapılan çalışmalarda ve bizim çalışmamızda intraparakimal RI değerlerinin fertilité göstergesi olarak güvenilir bir parametre olmadığı sonucuna varılmıştır.

Testiste sperm üretimini ve hareket kabiliyetini olumsuz etkileyen bir takım histopatolojik değişiklikler dokunun elastisite özelliklerini etkilemektedir. Sonoelastografi tekniğiyle doku sertliğinde oluşan değişiklikler hakkında fikir sahibi olabiliriz. Geniş çalışma gruplarında testis elastisitesinin biyopsi sonuçları ile karşılaştırılması, her bir patolojik durum için ayrı bir elastisite değerinin saptanması ve böylelikle infertilite etyolojisinin noninvaziv bir şekilde ortaya konmasını sağlayabilir.

Sonoelastografi tekniğinin meme ve tiroid lezyonlarının benign - malign ayrımında büyük oranda başarı sağladığını belirten çalışmalar mevcuttur. Bazı çalışmalarda SÍ değerlerinin tanıda daha fazla faydalı olacağı bildirilmiştir. Ancak referans doku lezyon ile aynı derinlikte alındığında bu mümkün olmaktadır. Ayrıca doku sertliğini etkileyebilecek durumlar yanıltıcı sonuçlara neden olmaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Hamada A, Esteves SC, Agarwal A. Unexplained male infertility: potential causes and management. *Hum Androl* 2011, 1:2-16.
2. Agarwal A, Saleh RA, Bedaiwy MA. Role of reactive oxygen species in the pathophysiology of human reproduction. *Fertil Steril* 2003, 79:829-843.
3. Mosher WD, Pratt WF. Fecundity and infertility in the United States: incidence and trends. *Ferti Steril.* 1991; 56:192-3.
4. Jungwirth A, et al., European Association of Urology guidelines on Male Infertility: the 2012 update. *Eur Urol*, 2012. 62(2):324-32.
5. Ammar T, Sidhu PS, Wilkins CJ. Male infertility: the role of imaging in diagnosis and management. *Br J Radiol.* 2012 Nov;85 Spec No 1:S59-68.
6. Rago T, Santini F, Scutari M, Pinchera A, Vitti P. Elastography: new developments in ultrasound for predicting malignancy in thyroid nodules. *J Clin Endocrinol* 2007;92(8):2917-22.
7. Speroff L. and Marc A. Fritz.(Eds') *Clinical Gynecological Endocrinology and Infertility.* Seventh Edition, LWW. 2008:1114-1133
8. Yapanoglu T, Sancaktutar AA, Aksoy Y, Özbey İ, Pirim İ, Polat, Ö. Fertil ve idiyopatik infertil erkeklerde Y kromozomundaki azospermik etken genindeki mikrolelesyonlar. *Türk Üroloji Dergisi.* 2007;33(4):429-434.
9. World Health Organization. *WHO Laboratory Manual for the Examination of Human Semen and Sperm-Cervical Mucus Interaction.* 5th edn. Cambridge: Cambridge University Press, 2010.
10. Etem ÖE, Yüce H, Erol D, Deveci DS, Ceylan GG, Elyas H. Cytogenetic analysis in infertile males with sperm anomalies. *Marmara Medical Journal.* 2009;22(3):217-224

11. Ceylan GG, Ceylan C. Cytogenetic Evaluation of Infertile Men: A Retrospective Study. *Turkiye Klinikleri J Med Sci.* 2009;29(1):176-179.
12. Ceylan GG, Ceylan C, Elyas H. Genetic anomalies in patients with severe oligozoospermia and azoospermia in eastern Turkey: a prospective study. *Genetics and Molecular Research.* 2009;8 (3): 915-922.
13. Abma JC, Chandra A, Mosher WD, Peterson LS, Piccinino LJ. Fertility, Family Planning and Women's Health: new data from the 1995 National Survey of Family Growth. *Vital Health Stat* 1997;23:1-114
14. Hauser R., Temple-Smith P.D., Southwick G.J., et al. Fertility in cases of hypergonadotropik azoospermia. *Fertil steril* 1995 Mar;63(3):631-6.
15. Dohle G.R., Diemer T., Giwercman A., Jungwirth A., Kopa Z., Krausz C., Guidelines on male infertility. *European Association of Urology*, 2010.p.7
16. Aşcı R. İnfertil çiftte erkeğin sorgulanması. *Türkiye Klinikleri Üroloji Özel Erkek İnfertilitesi Özel Sayısı.* 2008 1(1):1-6.
17. Kayıgil Ö. Erkek infertilitesinde tanı yöntemleri. *TÜYK Ders Notları Kitabı.* Ankara: Kongre Basımevi; 2006.s.253-261.
18. Aydos K. Erkek infertilitesi. İç: Anafarta K, Bedük Y, Arıkan N editörler. *Temel Üroloji 3. Baskı; Güneş Tıp Kitabevleri; 2007. 967-1012*
19. Çulha M. Erkek infertilitesinde tanı. *TUYK Ders Notları Kitabı.* Ankara: Ünal Ofset; 2007. 292-6.
20. Dohle, G.R., et al., EAU guidelines on male infertility. *Eur Urol*, 2005. 48(5): p. 703-11.
21. World Health Organization, (1999). WHO laboratory manual for the examination of human semen and sperm-cervical mucus interaction. Cambridge University Press. Fourth Edition, p 1-50.
22. Cooper T.G., Noonan E., Eckardstein S.V., Auger J., H.W. Gordon Baker, Hermann M. Behre, Trine B. Haugen, Kruger T., Wang C., Mbizvo M., and Vogelsong K. World Health Organization reference values for human semen characteristics. *Human Reprod Update.* 2009; Vol.00, No.0. pp.1-15.

23. Cooper T.G., Noonan E., Von Eckardstein S., et al. World Health Organization reference values for human semen characteristics. *Hum Reprod Update* 2010; 16:231
24. Poland M.L., Moghissi K.S., Giblin P.T., Ager J.W., Olson J.M. Variation of semen measures within normal men. *Fertil Steril*. 1985; 44:396-340
25. Tielemans E., Heederik D., Burdorf A., Loomis D., Habbema D.F. Intraindividual variability and redundancy of semen parameters. *Epidemiology*. 1999; 8:99-103
26. Chen Z., Toth T., Godfrey-Bailey L., Mercedat N., Schiff I., Hauser R. Seasonal variation and age-related changes in human semen parameters. *J Androl*. 2003; 24:226-231
27. Andolz P., Bielsa M.A., Andolz A. Circannual variation in human semen parameters. *Int J Androl*. 2001; 24:226-231
28. Guzik D.S., Overstreet J.W., Factor-Litvak P., Brazil C.K., Nakajima S.T., Coutifaris C., Carson S.A., Cisneros P., Steinkampf M.P., Hill J.A., Xu D., Vogel D.L. Sperm morphology, motility and concentration in fertile and infertile men, *New Engl J Med*. 2001; 345: 1388-1393
29. Taşçı A.İ., Samastı M. İnfertilitede laboratuvar ve uygulamalar. *Hayat Sağlık ve Sosyal Hizmetler Vakfı Yayınları*. İstanbul, 1997.
30. McClure R.D. Male infertility. In: Smith's General Urology. Tanagho EA, McAninch JV (Ed). Appleton-Lange Meed. San Fransisko, 681, 1992.
31. Tyler J.P, Crockett N.G, Driscoll G.L. Studies of human seminal parameters with frequent ejaculation. I. Clinical characteristics, *Clin Reprod Fertil*. 1982; 1:273-285
32. Pellestor F., Girardet A., Andreo B. Effect of long abstinence periods on human sperm quality. *Int J Fertil Menopausal Stud*. 1994; 39:278-281
33. Elzanaty S., Malm J., Giwercman A. Duration of sexual abstinence: epididymal and accessory sex gland secretions and their relationship to sperm motility, *Human Reproduction*, vol. 20, no. 1, pp. 221-225, 2005

34. Kvist U. and Bjorndahl L. (eds) (2002) ESHRE Monographs: Manual on basic semen analysis. Oxford University Press, pp 1-24.

35. Ginsburg K.A., Armant D.R. The influence of chamber characteristics on the reliability of sperm concentration and movement measurements obtained by manual and videomicrographic analysis. *Fertil Steril* 1990;53(5): 882-887.

36. Yaman S., Müftüoğlu Y.Z., Anafarta K, Bedük Y. Erkek İnfertilitesi. *Üroloji*, Ankara, Güneş Kitabevi, 1990:483-508.

37. Schill W.B., Topfer-Petersen E., Heissler E. The sperm acrosome functional and clinical aspects. *Hum Reprod* 3:139,1988.

38. Kadioglu A, Çayan S, Semerci B, Orhan I, Aşçı R, Yaman MÖ, Usta MF, Kendirci M. Erkek reproduktif sistem hastalıkları ve tedavisi 2004; 232-237.

39. Edey AJ, Sidhu PS. Male infertility: role of imaging in the diagnosis and management. *Imaging* 2008;20:139-46.

40. Sidhu PS. Diseases of the testis and epididymis. In: Baxter GM, Sidhu PS, eds. *Ultrasound of the urogenital system*. Stuttgart, Germany: Thieme; 2006; pp. 153-80.

41. Jarrow JP. Transrectal ultrasonography of infertile men. *Fertil Steril*. 1993; 60: 1035-9.

42. Halls J, Bydowell G, Patel U. Erectile dysfunction: the role of penile Doppler ultrasound in diagnosis. *Abdom Imaging* 2009;36:712-25.

43. Oyar O, Gülsoy UK. *Tıbbi Görüntüleme Fiziği* 2003: 167-230 , 279-372

44. Tuncel E. *Klinik Radyoloji, Genişletilmiş 2. Baskı* 2008:173-181,1015-1020

45. Bushong SC. *Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection*. 5th ed. Mosby-Year Book, 1992:554-588.

46. Rumack CM, Wilson SR, Charboneau JW. *Diagnostic Ultrasound*. 2nd ed. St.Louis: Mosby-Year Book, 1999:357-371.

47. Sawyer RH, Asbury DL. Mammographic appearances in Paget's disease of the breast. *Clin Radiol* 1994; 49:185-188.

48. Chivers RC, Parry RJ. Ultrasonic velocity and attenuation mammarian tissue. J. Acoust Soc. Am. 1978;63:940-953

49. Hangiandreou NJ. AAPM/RSNA physics tutorial for residents. Topics in US: B-mode US: basic concepts and new technology. Radiographics. 2003 Jul-Aug; 23(4): 1019-33.

50. Kalender, O. ve Kavalcı, R.,“Ultrasonografi” Kara Harp Okulu Bilim Dergisi, Cilt: 11, Sayı: 2, 96-115, 2001

51. Merrit CRB. Physics of ultrasound. In: Rumack MC, Wilson SR, Charboneau JW, editors. Diagnostic Ultrasound. 3rd ed. Missouri:Elsevier Mosby,2005;3-34.

52. Rumack MC, Wilson SR, Charboneau JW, Levine D. Tanısal Ultrasonoğrafi. 4.baskı, Cilt 1, Bölüm 1, Ultrason fiziği. (Türkçe Çeviri Editörü: Süha Süreyya Özbek) Güneş Tıp Kitapevleri 2013: 2-22.

53. Kaya T, Özkan R, Adapınar B. US fiziği. İç: Kaya T, editör. Temel radyoloji tekniği. 3. baskı. Bursa: Güneş-Nobel Tıp Kitapevleri;1997;.415-27.

54. Skubas N. Principles of echocardiography for anesthesiologist. The Greek e-journal of Perioperative Medicine. 2003; 1: 26-39.

55. Hagen-Ansert SL. Ultrasonun temelleri. In: Hagen-Ansert SL. Tanısal ultrasonografi. 5. Baskı. Ankara:Güneş,2005; 3-23

56. Oyar O, Ünlüer E. Acil Serviste Ultrasonografi. Meta Basım Matbaacılık Hizmetleri. 2010;11,160.

57. Floriano Putigna, Marleta Reynolds. Pediatric Surgery for Central Venous Access. <http://emedicine.medscape.com/article/940865-overview#a04>. Erişim tarihi: 17.10.2015

58. P.E.S. Palmer. Manual of Diagnostic Ultrasound. (Türkçe Çeviri: Nuri ERDOĞAN. Ahmet Candan DURAK). Diagnostik Ultrason El Kitabı. Türkiye Klinikleri. 2000;1-300.

59. Roger C. Sanders, Tom Winter. Klinik Sonografi Pratik Kılavuz. (Türkçe Çeviri: Süha Koparal) 4. Baskı. Güneş Tıp Kitapevleri 2010;8.

60. Oyar O. Radyolojide Temel Fizik Kavramlar. Birinci baskı. Nobel Tıp Kitapevleri. 1998;101-234.

61. Tuncel E. Ultrasonografi. In: Klinik Radyoloji. 2. Baskı. Bursa:Nobel-Güneş Kitabevi, 2007;173–81.

62. Mitchell DG. Color Doppler imaging: principles, limitations and artifacts. Radiology 1990;177(1):1-10

63. Nelson TR, Pretorius DH. The Doppler Signal: Where does it come from and what does it mean? AJR 1988; 151:439-447.

64. Folley WD, Ericson SJ. Color Doppler Flow Mapping. AJR 1991;156:3-13.

65. Taylor KJW, Holland S. Doppler US Part 1. Basic Principles, Instrumentation and Pitfalls. Radiology 1990: 174:297-307.

66. Tuncel E, Adapınar B. Doppler Ultrasonografi Fiziği. 5. Ultrasonografi kongresi Kurs Kitabı. 1995; 1-14.

67. Ustymowicz A, Obuchowska I, Kreyza J, Mariak 2. Limitations of color Doppler sonography in the imaging of ocular vessels. Eur. J. Ophthalmol 2004;14(6): 584-587.

68. Rosa N, Cennamo G, Breve MA, De Ruggerio P. Power ultrasonography in ocular and orbital diseases. Ophthalmologica 212 Suppl 1998;1: 99-100.

69. Tolwinski R., Tarasow E, Szulc S., Proniewska-Skrettek E., Stankiewicz A., Use of color doppler ultrasonography for evaluation of blood flow in orbital vessels Klin Oczna 1997 ;99 (6): 359-362.

70. Imankulov S, Doskali M, Oskenzaeva K, Ibadildina A, Baigenzhin A, Doskaliyev Z. Evaluation of Kidney Allograft in the Early Posttransplant Period Using Ultrasonography. Exp Clin Transplant. 2015 Nov;13 Suppl 3:62-5.

71. Forte S, Martino P, Palazzo S, Matera M, Giangrande F, Selvaggi FP, Ditunno P, Battaglia M. Predictive value of resistive index in graft survival after kidney transplant. Arch Ital Urol Androl. 2014 Dec 30;86(4):325-7.

72. Bardien N, Whitehead CL, Tong S, Ugoni A, McDonald S, Walker SP. Placental Insufficiency in Fetuses That Slow in Growth but Are Born Appropriate for

Gestational Age: A Prospective Longitudinal Study. PLoS One. 2016 Jan 5;11(1):e0142788.

73. Sirico A, Rizzo G, Maruotti GM, Aiello E, Morlando M, Arduini D, Martinelli P. Does fetal macrosomia affect umbilical artery Doppler velocity waveforms in pregnancies complicated by gestational diabetes? J Matern Fetal Neonatal Med. 2015 Dec 23:1-5

74. Adibi A, Khadem M, Mardanian F, Hovsepian S. Uterine and arcuate arteries blood flow for predicting of ongoing pregnancy in in vitro fertilization. J Res Med Sci. 2015 Sep;20(9):879-84.

75. Garra BS. Imaging and estimation of tissue elasticity by ultrasound. Ultrasound Q 23(4): 255-68, 2007.

76. Khaled W, Reichling S, Bruhns OT, Ermert H. Ultrasonic strain imaging and reconstructive elastography for biological tissue. Ultrasonics 2006;44:199–202.

77. Luo J, Ying K, Bai J. Elasticity reconstruction for ultrasound elastography using a radial compression: an inverse approach. Ultrasonics 2006;44: 195–8.

78. 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.

79. Hall TJ. Topics in US beyond the basics: elasticity imaging with US. Radiographics 2003; 23:1657-1671.

80. Frey H. [Realtime elastography. A new ultrasound procedure for the reconstruction of tissue elasticity]. Radiologe. 2003;43(10):850-5.

81. 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.

82. Schurich M, Aigner F, Frauscher F, Pallwein L. The role of ultrasound in assessment of male fertility. Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol. 2009;144 Suppl 1:S192-8.

- 83.** Wilson WD, Valet AS, Andreotti RF, Green-Jarvis B, Lyshchik A, Fleischer AC. Sonographic quantification of ovarian tumor vascularity. *J Ultrasound Med.* 2006;25(12):1577-81.
- 84.** Hwang M, Niermann KJ, Lyshchik A, Fleischer AC. Sonographic assessment of tumor response: from in vivo models to clinical applications. *Ultrasound Q.* 2009;25(4):175-83.
- 85.** Pallwein L, Aigner F, Faschingbauer R, Pallwein E, Pinggera G, Bartsch G, et al. Prostate cancer diagnosis: value of real-time elastography. *Abdom Imaging.* 2008;33(6):729-35.
- 86.** Sconfienza LM, Silvestri E, Bartolini B, Garlaschi G, Cimmino MA. Sonoelastography may help in the differential diagnosis between rheumatoid nodules and tophi. *Clin Exp Rheumatol.* 2010 Jan-;28(1):144-5.
- 87.** Sinkus R, Tanter M, Xydeas T, Catheline S, Bercoff J, Fink M. Viscoelastic shear properties of in vivo breast lesions measured by MR elastography. *Magn Reson Imaging.* 2005;23(2):159-65.
- 88.** Itoh A, Ueno E, Tohno E, Kamma H, Takahashi H, Shiina T, et al. Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis. *Radiology.* 2006;239(2):341-50.
- 89.** Chen L, Housden R, Treece G, Gee A, Prager R. A normalization method for axial-shear strain elastography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 2010;57(12):2833-8.
- 90.** Chiorean AR, Duma MM, Dudea SM, Bolboaca S, Dumitriu D, Eniu D, et al. Typical and Unusual Sonoelastographic Patterns of Breast Cystic Lesions: Impact on BI-RADS Classification. *Ultraschall Med.* 2010 22.
- 91.** Rouviere O, Yin M, Dresner MA, Rossman PJ, Burgart LJ, Fidler JL, et al. MR elastography of the liver: preliminary results. *Radiology.* 2006;240(2):440-8.
- 92.** Pehlivan F. *Biyofizik. 2. Baskı.* Ankara: Hacettepe Taş, 1997;390-4.
- 93.** Yerli H, Yılmaz T, Kaskatı T, Gülay H. Qualitative and Semiquantitative Evaluations of Breast Lesions by Sonoelastography. *J Ultrasound Med* 2011;30:179-186

- 94.** 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):1638–1650
- 95.** Insana MF, Pellot-Barakat C, Sridhar M, Lindfors KK. Viscoelastic imaging of breast tumor microenvironment with ultrasound. *Journal of Mammary Gland Biology and Neoplasia* 2004; 9(4)
- 96.** Onur MR, Poyraz AK, Ucak EE, Bozgeyik Z, Özeran IH, Ogur E. Semiquantitative strain elastography of liver masses. *J Ultrasound Med* 31(7): 1061-7, 2012.
- 97.** 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.
- 98.** Rago T, Vitti P. Role of thyroid ultrasound in the diagnostic evaluation of thyroid nodules. *Best Pract Res Clin Endocrinol Metab* 2008;22(6):913-928
- 99.** Chiorean A, Duma MM, Dudea SM, Iancu A, Dumitriu D, Roman R, Sfrangeu S. Real-time ultrasound elastography of the breast: state of the art. *Medical Ultrasonography* 2008; 10(2): 73-82
- 100.** Shiina T, Yamakawa M, Nitta N, Ueno E. Real Time Tissue Elasticity Imaging Using the Combined Autocorrelaiton method. *Medix. Suppl.* 2007; 4–7
- 101.** Timothy J. Hall. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents, Beyond the Basics: Elasticity Imaging with US, *RadioGraphics* 2003; 23:1657–1671
- 102.** Yeh WC, Li PC, Jeng YM, Hsu HC, Kuo PL, Li ML. Elastic modulus measurements of human liver and correlation with pathology. *Ultrasound Med Biol* 28(4): 467-74, 2002.
- 103.** Ozkan F, Yavuz YC, Inci MF, Altunoluk B, Ozcan N, Yuksel M. Interobserver variability of ultrasound elastography in transplant kidneys: correlations with clinical doppler parameters. *Ultrasound Med Biol* 39(1): 4-9, 2013
- 104.** Bamber J, Cosgrove D, Dietrich CF, Fromageau J, Bojunga J, Calliada F, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound

elastography. Part 1: Basic principles and technology. *Ultraschall Med* 2013; 34(2):169-84.

105. Doyley MM, Bamber JC, Fuechsel F, Bush NL. A freehand elastographic imaging approach for clinical breast imaging: system development and performance evaluation. *Ultrasound Med Biol* 27(10): 1347-57, 2001.

106. Cosgrove D, Piscaglia F, Bamber J, Bojunga J, Correas JM, Gilja OH. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography. Part 2: Clinical Applications. *Ultraschall Med* 34(3): 238-53, 2013.

107. Davies G, Koenen M. Acoustic radiation force impulse elastography in distinguishing hepatic haemangiomas from metastases: preliminary observations. *Br J Radiol* 2011; 84(1006):939-43.

108. Fahey BJ, Nelson RC, Bradway DP, Hsu SJ, Dumont DM, Trahey GE. In vivo visualization of abdominal malignancies with acoustic radiation force elastography. *Phys Med Biol* 53(1): 279-93, 2008.

109. Yu H, Wilson SR. Differentiation of benign from malignant liver masses with Acoustic Radiation Force Impulse technique. *Ultrasound Q* 27(4): 217-23, 2011.

110. Nightingale K, McAleavey S, Trahey G. Shear-wave generation using acoustic radiation force: in vivo and ex vivo results. *Ultrasound Med Biol* 2003; 29(12):1715-23.

111. Balleyguier C, Canale S, Hassen BW, Vielh P, Bayou EH, Mathieu MC. Breast elasticity: Principles, technique, results: An update and overview of commercially available software. *Eur J of Rad.* 82; 427-34, 2013.

112. Ferraioli G, Tinelli C, Zicchetti M, Abov E, Poma G, Di Gregorio M. Reproducibility of real-time shear wave elastography in the evaluation of liver elasticity. *Eur J Radiol* 81(11): 3102-6, 2012.

113. Mendelson EB, Wear VV, Arnold L. Shear wave elastography patterns of common benign and malignant breast lesions with histopathologic correlation. Paper presented at: Radiological Society of North America 96th Scientific Assembly and Annual Meeting; November 28– December 3, Chicago, IL 2010.

- 114.** Athanasiou A, Tardivon A, Tanter M. Breast lesions: quantitative elastography with supersonic shear imaging-preliminary results. Paper presented at: Radiological Society of North America 96th Scientific Assembly and Annual Meeting; November 28–December 3, Chicago, IL. 2010.
- 115.** Chang JM, Moon WK, Cho N. Clinical application of shear wave elastography (SWE) in the diagnosis of benign and malignant diseases. *Breast Cancer Res Treat* 129: 89-97, 2011.
- 116.** Barr RG. Sonographic Breast Elastography. *J Ultrasound Med.* 31: 773-783, 2012.
- 117.** Murashima A, Kishigami S, Thomson A, Yamada G. Androgens and mammalian male reproductive tract development. *Biochim Biophys Acta*, 2014.
- 118.** Williams, P.L., *Reproductive Organs of the Male*, Gray's Anatomy 38th ed. 1995, New York: Churchill Livingstone.
- 119.** Hai Y, Hou J, Liu Y, Liu Y, Yang H, Li Z, He Z. The roles and regulation of Sertoli cells in fate determinations of spermatogonial stem cells and spermatogenesis. *Semin Cell Dev Biol*, 2014.
- 120.** Appelbaum, L., Gaitini, D., Dogra, V. S. (2013, June). Scrotal ultrasound in adults. In *Seminars in Ultrasound, CT and MRI* (Vol. 34, No. 3, pp. 257-273). WB Saunders.
- 121.** Dacheux, J.L. and F. Dacheux, New insights into epididymal function in relation to sperm maturation. *Reproduction*, 2014. 147(2): p. R27-42.
- 122.** Famiglietti G. Normal ultrasonographic anatomy and measurement of the scrotum. *Arch Ital Urol Androl*, 2000. 72(4): p. 345-9.
- 123.** Wosnitzer, M.S. and M. Goldstein, Obstructive azoospermia. *Urol Clin North Am*, 2014. 41(1): p. 83-95.
- 124.** Middleton WD, Thorne DA, Melson GI. Color Doppler ultrasound of the normal testis. *Am J Roentgenol* 152:293-297, 1989
- 125.** Lotti, F., Maggi, M. (2015). Ultrasound of the male genital tract in relation to male reproductive health. *Human reproduction update*, 21(1), 56-83

- 126.** Grasso M, Blanco S, Raber M, Nespoli L. Elasto-sonography of the testis: preliminary experience. *Arch Ital Urol Androl* 2010 Sep;82(3):160-3
- 127.** Aigner F, De Zordo T, Pallwein-Prettner L, Junker D, Schäfer G, Pichler R, et al. Real-time sonoelastography for the evaluation of testicular lesions. *Radiology*. 2012 May;263(2):584-9
- 128.** Li M, Du J, Wang ZQ, Li FH. The value of sonoelastography scores and the strain ratio in differential diagnosis of azoospermia. *J Urol*. 2012 Nov;188(5):1861-6.
- 129.** Arslan H, Sakarya ME, Atilla MK. Clinical value of power Doppler sonography in the diagnosis of varicocele. *J Clin Ultrasound*. 1998; 26:229.
- 130.** Gonda RL, Karo JJ, Forte RA, et al. Diagnosis of subclinical varicocele in infertility. *AJR Am J Roentgenol*. 1987;148:71Y75.
- 131.** Aydos K, Baltaci S, Salih M, et al. Use of color Doppler sonography in the evaluation of varicoceles. *Eur Urol*. 1993;24:221Y225.
- 132.** Pantke P, Diemer T, Marconi M et al: Testicular sperm retrieval in azoospermic men. *Eur Urol, suppl.*, 2008; 7: 703.
- 133.** Cerilli LA, Kuang W and Rogers D: A practical approach to testicular biopsy interpretation for male infertility. *Arch Pathol Lab Med* 2010; 134: 1197.
- 134.** Zhi H, Xiao XY, Yang HY, et al (2008). Semi-quantitating stiffness of breast solid lesions in ultrasonic elastography. *Acad Radiol*. 15: 1347-53.
- 135.** Thomas A, Degenhardt F, Farrokh A, Wojcinski S, Slowinski T, Fischer T. Significant differentiation of focal breast lesions: calculation of strain ratio in breast sonoelastography. *Acad Radiol*. 2010 May;17(5):558-63
- 136.** Fischer T, Peisker U, Fiedor S, Slowinski T, Wedemeyer P, Diekmann F, Grigoryev M, Thomas A. Significant differentiation of focal breast lesions: raw data-based calculation of strain ratio. *Ultraschall Med*. 2012 Aug;33(4):372-9.
- 137.** Bingöl-Koloğlu, M., Tanyel, F. C., Anlar, B., & Büyükpamukçu, N. (2001). Cremasteric reflex and retraction of a testis. *Journal of pediatric surgery*, 36(6), 863-867.

138. Stein, R. J., Santos, S., Nagatomi, J., Hayashi, Y., Minnery, B. S., Xavier, M., et al (2004). Cool (TRPM8) and hot (TRPV1) receptors in the bladder and male genital tract. *The Journal of urology*, 172(3), 1175-1178.

139. Tijani KH, Oyende BO, Awosanya GO, Ojewola RW, Yusuf AO. Assessment of testicular volume: A comparison of fertile and sub-fertile West African men. *African Journal of Urology* 2014;20(3):136-140.

140. Kumar S, Mohsen N, Vineeth VS, Malini SS. Assessment of Testicular Volume in Correlation with Spermogram of Infertile Males in South India. *Advanced Studies in Biology* 2013;5(7):327-335.

141. Kristo A, Dani E. The Correlation between Ultrasound Testicular Volume and Conventional Semen Parameters in Albanian Subfertile Males. *Macedonian Journal of Medical Sciences* 2014;7(3):464-466.

142. Rosita Condorelli, Aldo E. Calogero, and Sandro La Vignera, "Relationship between Testicular Volume and Conventional or Nonconventional Sperm Parameters," *International Journal of Endocrinology*, vol. 2013, Article ID 145792, 6 pages, 2013. doi:10.1155/2013/145792

143. Pinggera GM, Mitterberger M, Bartsch G, Strasser H, Gradl J, Aigner F, Frauscher F. Assessment of the intratesticular resistive index by colour Doppler ultrasonography measurements as a predictor of spermatogenesis. *BJU international* 2008;101(6),722-726.

144. Biagiotti G, Cavallini G, Modenini F, et al. Spermatogenesis and spectral echo-colour Doppler traces from the main testicular artery. *BJU Int.* 2002;90:903Y908.

145. Tarhan S, Gümüş B, Gündüz I, et al. Effect of varicocele on testicular artery blood flow in menVcolor Doppler investigation. *Scand J Urol Nephrol.* 2003;37:38Y42.

146. Akcar N, Turgut M, Adapınar B, Ozkan IR. Intratesticular arterial resistance and testicular volume in infertile men with subclinical varicocele. *Journal of Clinical Ultrasound* 2004;32(8),389-393.

147. Semiz I, Tokgöz Ö, Tokgoz H, Voyvoda N, Serifoglu I, Erdem Z. The Investigation of Correlation Between Semen Analysis Parameters and Intraparenchymal

Testicular Spectral Doppler Indices in Patients With Clinical Varicocele. *Ultrasound quarterly* 2014;30(1),33-40.

148. Polat, H., Sarica, M. A., Bulut, H. T., Yucel, M. O., Gok, A., Cift, A., & Kalyenci, B. (2015). The relationship between mean platelet volume and other platelet indices with testicular artery blood flow and fertility: a preliminary study. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*, 8(7), 11554–11558.

149. Dede O, Teke M, Daggulli M, Utangaç M, Baş O, Penbegül N. Elastography to assess the effect of varicoceles on testes: a prospective controlled study. *Andrologia*. 2015 May 25. doi: 10.1111/and.12440



