



T.C.

**ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**PAROTİS BEZİ KİTLELERİNİN BENİGN-MALİGN AYRIMINDA
SONOELASTOGRAFİNİN ETKİNLİĞİ**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Sümeyra ARIKAN CORTCU

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Muzaffer ELMALI

SAMSUN 2016

TEŞEKKÜR

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında danışmanlığımı üstlenen, bilgi ve birikimlerini paylaşarak Radyoloji alanındaki eğitimimde büyük payı olan değerli hocam Prof. Dr. Muzaffer Elmalı'ya en içten teşekkürlerimi sunarım. Eğitimimde diğer emeği geçen başta Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Murat Danacı olmak üzere değerli hocalarım Prof. Dr. Hüseyin Akan'a, Prof. Dr. Mustafa Bekir Selçuk'a, Prof. Dr. Lütfi İncesu'ya, Prof. Dr. Çetin Çelenk'e, Prof. Dr. Ümit Belet'e, Doç. Dr. Mehmet Selim Nural'a, Doç. Dr. Meltem Ceyhan Bilgici'ye, Doç. Dr. İlkay Koray Bayrak'a, Doç. Dr. Ahmet Veysel Polat'a, Yrd. Doç. Dr. Kerim Aslan'a, Yrd. Doç. Dr. Ayşegül İdil Soylu'ya, Uzm. Dr. Aslı Tanrıvermiş Sayıt'a, Uzm. Dr. Hediye Pınar Günbey'e, Uzm. Dr. İlkay Çamlıdağ'a ve istatistik konusundaki yardımlarından dolayı Doç. Dr. Yüksel Terzi'ye teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim boyunca kendileri ile uyum içerisinde çalışmış olmaktan mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma, kliniğimizin sorumluluklarını bizimle paylaşıp desteklerini esirgemeyen teknisyenlerimize ve yardımcı sağlık personelimize teşekkür ederim.

Tüm eğitim ve öğrenim yaşantım boyunca her konuda desteklerini daima yanımda hissettiğim ve bu günlere gelmemde çok büyük emek sahibi olan aileme, desteğini ve sevgisini benden esirgemeyen, her konuda, her zaman yanımda olan dostum, sırdaşım ve sevgili eşim Dt. Murat Cortcu'ya ve biricik oğlum Akif Cortcu'ya sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
TABLO LİSTESİ.....	iv
ŞEKİL LİSTESİ.....	v
ÖZET	vi
ABSTRACT.....	viii
GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
GENEL BİLGİLER	2
2.1 ULTRASON FİZİĞİ.....	2
2.1.1 Ultrasonografinin tanımı ve Özellikleri.....	2
2.1.2 Ses ve Doku Arasındaki Etkileşimler	5
2.1.3 Ultrasonografi Cihazlarının Yapısı	6
2.1.4 Ultrasonografide Çözünürlük.....	10
2.1.5 Ekoların (Yansımaların) Kontrol Mekanizmaları.....	11
2.1.6 Ultrasonografik Gösterim Metodları (Mod)	11
2.2 DOPPLER ULTRASONOGRAFİ FİZİĞİ.....	12
2.2.1 Doppler Ultrasonografi Yöntemleri	14
2.2.2 Doppler Ultrasonografide Akımın Değerlendirilmesi.....	16
2.3 SONOELASTOGRAFİ FİZİĞİ	17
2.3.1 Elastografi, Sonoelastografi	17
2.3.2 Esneklik katsayısı	18
2.3.3 Sonoelastografi Çeşitleri.....	23
2.3.4 Sonoelastografide Görüntü Kalitesini Etkileyen Etmenler	27
2.4 PAROTİS BEZİ	28
2.4.1 Embriyoloji.....	28
2.4.2 Histoloji.....	28
2.4.3 Anatomi	29
2.4.4 Parotis Bezi Patolojilerinde Görüntüleme Yöntemleri	32
2.4.5 Parotis Bezi Tümörleri	35
GEREÇ VE YÖNTEM.....	46
BULGULAR.....	49
TARTIŞMA	62
KAYNAKLAR.....	69

Tablo Listesi

Tablo 1. Bazı doku, organ ve maddelerin akustik impedansları

Tablo 2. Bazı maddelerin Young Modülleri

Tablo 3. Parotis bezi benign kitleleri ve dağılımı

Tablo 4. Parotis bezi malign kitleleri ve dağılımı

Tablo 5. Elastografi Skorları ve yorumlanması

Tablo 6. Benign ve malign lezyonların iç yapı özelliklerine göre dağılımı

Tablo 7 Benign ve malign lezyonların şekil özelliklerine göre dağılımı

Tablo 8. Benign ve malign lezyonların kenar özelliğine göre dağılımı

Tablo 9. Benign ve malign lezyonların Doppler US'de kanlanma özelliklerine göre dağılımı

Tablo 10. Benign ve malign lezyonların elastografi skorlarına göre dağılımı

Şekil Listesi

Şekil 1. Ses Dalgasının Genliği, Dalga boyu ve Periyodu

Şekil 2. Ultrases dalgalarının yansımaları, kırılması ve saçılması

Şekil 3. Lateral, aksiyel ve elevasyonel çözümlemenin şematik gösterimi

Şekil 4. Poisson oranının şematik gösterimi

Şekil 5. Kübik cisim ve uygulanan F kuvveti

Şeki 6: Sonoelastografinin şematik gösterimi

Şekil 7: Parotis bezi anatomisi

Şekil 8: Fasiyal sinirin parotis bezinin içerisindeki seyri

Şekil 9. Elastografik skorlamanın şematik gösterimi ve örnek sonoelastografi görüntüleri

Şekil 10. 45 yaşında kadın hasta, pleomorfik adenom B-mod US, Doppler US ve Sonoelastografi bulguları

Şekil 11. 51 yaşında kadın hasta, Whartin tümörü, B-mod US, Doppler US ve Sonoelastografi bulguları

Şekil 12. 38 yaşında kadın hasta,reaktif lenf nodu, B-mod US, Doppler US ve Sonoelastografi bulguları

Şekil 13. 39 yaşında kadın hasta, bazal hücreli adenom, B-mod US, Doppler US ve Sonoelastografi bulguları

Şekil 14. 66 yaşında erkek hasta, apse, B-mod US, Doppler US ve Sonoelastografi bulguları

Şekil 15. 62 yaşında kadın hasta, pleomorfik adenom, B-mod US, Doppler US ve Sonoelastografi bulguları

Şekil 16. 41 yaşında kadın hasta, Whartin tümörü, B-mod US, Doppler US ve Sonoelastografi bulguları

Şekil 17. 44 yaşında erkek hasta, malign melanom metastazı, B-mod US, Doppler US ve Sonoelastografi bulguları

Şekil 18. 55 yaşında erkek hasta, karsinom infiltrasyonu, B-mod US, Doppler US ve Sonoelastografi bulguları

ÖZET

PAROTİS BEZİ KİTLELERİNİN BENİGN-MALİGN AYRIMINDA SONOELASTOGRAFİNİN ETKİNLİĞİ

Amaç: Çalışmamızın amacı parotis bezi kitlelerinin benign-malign ayrımında, sonoelastografinin (SE), etkinliğini sito-histopatoloji sonuçları ile karşılaştırarak değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Çalışma fakülte etik kurulu tarafından onaylandı ve tüm hastalardan yazılı onam alındı. Çalışmamıza Ağustos 2015 - Ağustos 2016 tarihleri arasında parotis bezinde kitle saptanan US ve biyopsi işlemi için Radyoloji Anabilim Dalı'na gönderilen, yaşları 21-71 arasında değişen 19'u erkek, 15'i kadın olmak üzere 34 olgu dahil edildi. Parotis bezi ve lezyonlar gerçek zamanlı B-mod US ve renkli Doppler ultrasonografi (RDUS) ve sonoelastografi ile değerlendirildi. B-mode US'de kitlelerin boyutları, şekli, eko özelliği, iç yapısı, ve kenar özelliği RDUS'de vaskülaritesi değerlendirildi. SE'de kitlelerin içerdikleri sert alan yüzdelere göre skorlanarak 4 gruba ayrıldı. Her bir kitle için parankim-kitle gerinim oranları(PKGO) hesaplandı. Olguların görüntüleme özellikleri ve patolojik tanıları karşılaştırıldı. PKGO için ROC analizi kullanılarak parotis bezi kitlelerin benign ve malign ayrımında eşik değeri araştırıldı.

Bulgular: Olguların 30'si benign, 4'ü malign tanısı aldı. Benign kitlelerden 14 tanesi pleomorfik adenom, 9 tanesi Warthin tümörü, 1 tanesi bazal hücreli adenom, 4 tanesi lenf nodu, 1 tanesi benign enflamatuar lezyon, 1 tanesi apse; malign kitleler ise karsinom infiltrasyonu, sarkomatoid karsinom, miksoit liposarkom metastazı, malign melanom metastazı olarak tanı aldı. Elastografi skorları (ES) benign kitlelerin 24'ünde ES1 ya da ES2, 6'sında ES3 ,malign kitlelerin ise hepsi ES3 veya ES4 olarak değerlendirildi. ES 1 ve 2 büyük olasılıkla benign ve ES 3 ve 4 büyük olasılıkla malign kabul edildiğinde elastisite skorunun duyarlılığı %100, özgüllüğü %50, pozitif öngörü değeri %86,7, negatif öngörü değeri %100, doğruluk oranı %88,2 olarak saptandı. ROC analizi kullanılarak PKGO için en iyi eşik değeri 2.1 olarak belirlenmiş olup duyarlılığı %100, özgüllüğü %80, pozitif öngörü değeri %96,7, negatif öngörü değeri %100,

doğruluk oranı %97,1 olarak saptandı En sık görülen iki benign tümör olan pleomorfik adenom ve Warthin tümörlerinin elastografi skorları ve PKGO arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı.

Sonuç: Sonoelastografi parotis bezi kitlelerinin benign-malign ayrımında kullanılabilir yüksek duyarlılık ve özgüllüğe sahip noninvaziv bir tanısal modalitedir. Benign-malign ayrımında PKGO 2,1 cut-off değeri olarak görülmektedir.

Anahtar Sözcükler: Ultrasonografi, sonoelastografi, gerinim oranı, parotis bezi



ABSTRACT

ULTRASOUND ELASTOGRAPHY OF PAROTID GLAND MASSES: THE VALUE FOR THE DIFFERENTIATION OF BENIGN FROM MALIGNANT TUMORS

Aims and objectives: Aim of this study is investigating the value of sonoelastography (SE) in differentiation of malignant parotid gland tumours from benign ones.

Materials and methods: From August 2015 to August 2016, 34 consecutive patients with parotid gland masses which came to Radiology Department of Ondokuz Mayıs University for either biopsy or ultrasound examination were included in the study. Of these patients, 19 were men and 15 were women. The ages are ranging from 21 to 71 years old. Parotid gland and tumors were investigated with B mode ultrasonography, Doppler ultrasonography and sonoelastography. B-mode examination was used to define the following criteria: size, shape, echotexture and margins. Tumour perfusion was analysed using colour-coded Doppler sonography. Sonoelastography was used to analyse the lesions' stiffness. All lesions were scored on elastograms in terms of their stiffness ratio relative to adjacent normal salivary parenchyma, using 4-grade scoring system from elastography score 1 (soft) to elastography score 4 (stiff) and strain ratio (SR) for each lesion were calculated. All the variables were compared with pathological data. For calculating optimal cut-off value in differentiation of malignant parotid gland tumours from benign ones, ROC curve analysis was used. Approval for this study was obtained from the local Human Medical Research Ethics Committee Board and all subjects provided written informed consent.

Results: There were 30 benign, 4 malignant tumors. Benign lesions were 14 pleomorphic adenomas, 9 Warthin's tumours, 1 basal cell adenoma, 4 lymph nodes, 1 inflammatory lesion and 1 abscess; whereas malignant lesions were 1 carcinoma infiltration, 1 sarcomatoid carcinoma, 1 metastasis from microid liposarcoma and 1 metastasis from malignant melanoma. 24 of benign lesions were elastography score ES 1 or ES 2 and 6 benign lesions were ES 3, while all malignant lesions were ES 3 or ES 4. If we assume ES 1 and 2 show benign lesions whereas ES 3 ve 4 malignant ones, sonoelastography

had sensitivity of 100%, specificity of 50%, positive predictive value 86,7%, negative predictive value 100% and accuracy rate 88,2%. Optimal cut-off for SR is 2.1 with sensitivity of 100%, specificity of 80%, positive predictive value 96,7%, negative predictive value 100% and accuracy rate 97,1%. The difference in ES and SR was not statistically significant between pleomorphic adenomas and Whartin tumors which are most common bening lesions.

Conclusion: Sonoelastography is a nonivasive technique which can be used as as diagnostic method in differentiation of malignant parotid gland tumours from benign ones with optimal cut-off of 2.1 for SR.

Key words: Ultrasonography, sonoelastography, strain ratio, parotid gland

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Tükrük bezi tümörleri tüm baş boyun tümörlerinin %3'ünü oluşturur. Bunların %80'ini parotis bezi kaynaklıdır. Parotis bezi tümörlerinin %80'ini benign olup benign tümörlerin %80'ini pleomorfik adenom oluşturmaktadır. Tükrük bezinin malign lezyonları çok nadir olup çoğu küçük tükrük bezlerinden kaynaklanmaktadır Ultrasonografi (US), tükrük bezi abnormalitelerini değerlendirmek amacıyla yapılan ilk görüntüleme yöntemidir. Lezyonların morfolojilerini, iç yapılarını ve intraparakimal mi ekstraparakimal mi olduğunu ayırt edilmesine yardımcı olur. US'de malign lezyonlar düzensiz ve belirsiz sınırlı, inhomojen eko yapısında olup Doppler US'de artmış vaskülarizasyon gösterir. Gri skala ve Doppler US benign-malign lezyonların ayırıcı tanısında bize yardımcı olmakla birlikte benign ve low grade malign neoplazilerde çakışma olabilmektedir Çünkü low grade malign parotis tümörleri de düzgün konturlu olarak izlenebilmektedir (Gerwel ve ark,2015).

B-mod US'nin parotis tümörlerinde sensitivitesi yüksek olmakla birlikte spesifitesi düşüktür. Ancak günümüzde çoğu lezyonun karakterizasyonunda kullanılmaya başlanılan sonoelastografi (SE)'nin ise hem sensitivitesi hem de spesifitesi yüksektir. Yapılan çalışmalarda SE'nin çoğu organda benign ve malign lezyonların ayırıcı tanısında kullanılan çok kullanışlı non-invasiv bir görüntüleme yöntemi olduğu kanıtlanmıştır (Gietka-Czernel ve ark., 2010, Bhatia ve ark., 2012, Evans ve ark, 2012).

Bizim buradaki amacımız parotis bezi kitlelerinin benign-malign ayırımında sonoelastografinin etkinliğini araştırmaktır. Ayrıca benign ve malign lezyonlar için en iyi eşik değer (cut-off) gerinim oranını tespit etmektir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Ultrason Fiziği

2.1.1 Ultrasonografinin tanımı ve Özellikleri

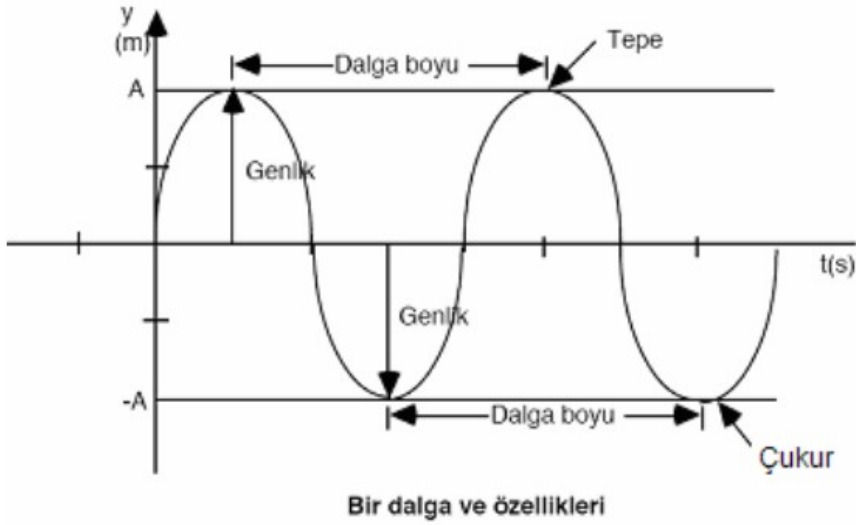
US, yumuşak doku ve parankimal organların incelenmesinde ses dalgalarından yararlanılan bir görüntüleme yöntemidir. Tanısal US uygulamalarının temelinde başka dokulardan yansıyan akustik enerjinin saptanması ve görüntüye çevrilmesi prensibi yatmaktadır. Dokulardan yansıyan akustik enerjinin amplitüdü genel ultrasonografik görüntülemelerde kullanılırken, frekans değişimleri ise kan gibi hareketli hedeflerle ilgili bilgi verir (Oyar ve Gülsoy, 2003).

Dalga boyu ve Frekans

Sesi oluşturan birim zaman (sn) içindeki titreşim sayısına frekans denir ve bunu tarif eden fizikçinin adına ithafen birimi Hertz olarak kabul edilmiştir. Kısaca Hz şeklinde gösterilir,1000 katına kilohertz (kHz),1.000.000 katına megahertz (MHz) denir. İnsan kulağının duyduğu sesler 30 Hz ile 20 kHz arasındaki frekansa sahiptir. Ultrases, duyulabilenin üzerinde frekansa sahip ses olarak tanımlanır. Doğada canlıların ürettiği seslerin frekansı 20-70 kHz arasındadır. Tıpta tanısal alanda kullanılan ultrasesin frekansı 1-30 MHz arasındadır (Zwiebel ve Pellerito, 2006).

Ultrases, dalga şeklinde bir traseye sahiptir, dalga boyu ve amplitüdü (genlik) bulunmaktadır. Birim zamanda (sn) yinelenen dalga tepesi sayısına frekans, bir dalga biriminin tamamlanma süresine periyot denilmektedir. Tüm bu özellikleri sonucunda ses ortam içerisinde belli bir hızla yayılmaktadır (Şekil 1).

$V=\lambda.f$ şeklinde bir ilişki bulunmaktadır (V: Hız, λ : Dalga boyu, f: Frekans) (Oyar ve Gülsoy, 2003).



Şekil 1. Ses Dalgasının Genliği, Dalga boyu ve Periyodu (Tuncel, 2007).

Ultrasesin Elde Edilmesi ve Yayılması

Günümüzde yüksek frekanslı ses elde etmek için piezoelektrik olaydan yararlanılmaktadır. Piezoelektrik olay; elektriksel uyarımın özel olarak yapılmış kristalde meydana getirdiği mekanik kompresyon, ultrases olarak çevreye yansırken, kristale dışardan isabet eden ultrasesin mekanik basıncı kristali kompresyona uğrattığında elektriksel sinyaller ortaya çıkmaktadır. Bu fizik temelden yola çıkarak elektrik enerjisinin mekanik titreşimlere, mekanik titreşimleri de elektrik sinyallerine dönüştürme metoduna piezoelektrik olay denilmektedir. Önceki dönemlerde quartz gibi doğal maddelerin kristallerinden yararlanılırken bugün yapay seramiklerle istenilen frekansta ultrases enerjisi sağlanabilmektedir (Oyar ve Gülsoy, 2003).

Ses dalgası farklı ortamlarda, farklı hızda yayılır. Sesin insan vücudunda yayılım hızı, dokudan dokuya farklılık göstermekle birlikte, yumuşak dokularda ortalama olarak 1540 m/sn olarak kabul edilebilir (Kaya, 1997). Sesin ortam içindeki yayılım hızı yoğunluğuna (d) ve elastisitesine (k) bağlı olarak değişir.

Ultrasesin Şiddeti ve Q Faktörü

Şiddet belli bir alanda belli bir sürede akan enerjidir. Sesin şiddeti ise saniyede cm^2 başına düşen güçtür. Birimi $Watt/cm^2/sn$ 'dir. Tanısal amaçlı kullanılan US cihazlarında sesin şiddeti 1-40 miliWatt arasındadır. Doku harabiyeti ise ancak 4

Watt/cm² gibi çok yüksek değerlerde ortaya çıkmaktadır (Oyar ve Gülsoy, 2003).

Q faktörü, ses dalgasının doku içerisinde devam ettiği sürenin uzunluğunu ifade eder. Yüksek Q faktörü, sesin saflığını, dar bir frekans bandı olduğunu ve doku içindeki vibrasyonunun uzun sürdüğünün ifade eder.

Akustik İmpedans

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

Ultrasonografi cihazlarında yansıyan ses (yankı) kullanılarak görüntü oluşturulur. Ses dalgası akustik impedansı değişmeyen bir ortam içinde hareket ederken yoluna devam eder ve yansımaz. Eğer içinde yayıldığı ortamın akustik impedansından farklı akustik impedanslı bir ortamın yüzeyi ile karşılaşırsa, bu ara kesit yüzeyine çarpış açısı dışında, aşağıdaki formülle ifade edilecek şekilde yansır.

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

z_1 = İlk ortamın akustik impedansı z_2 = İkinci ortamın akustik impedansı

$R=0$ olduğunda ($z_1=z_2$) hiç yansıma olmaz. $R=1$ olduğunda, z_2 , z_1 'den çok büyüktür. Tam yansıma olur. Hava ile doku arasında R yaklaşık 1'dir. Prob ile cilt yüzeyi arasındaki hava katmanını ortadan kaldırıp R'yi küçültmek için günlük pratikte jel kullanılmaktadır (Oyar ve Gülsoy, 2003).

Yayıma hızında olduğu gibi, akustik impedans dokunun özelliklerine bağlı olup frekanstan bağımsızdır (Rumack ve ark., 2005) (Tablo 1).

Tablo 1. Bazı doku, organ ve maddelerin akustik impedansları (Oyar ve Gülsoy, 2003).

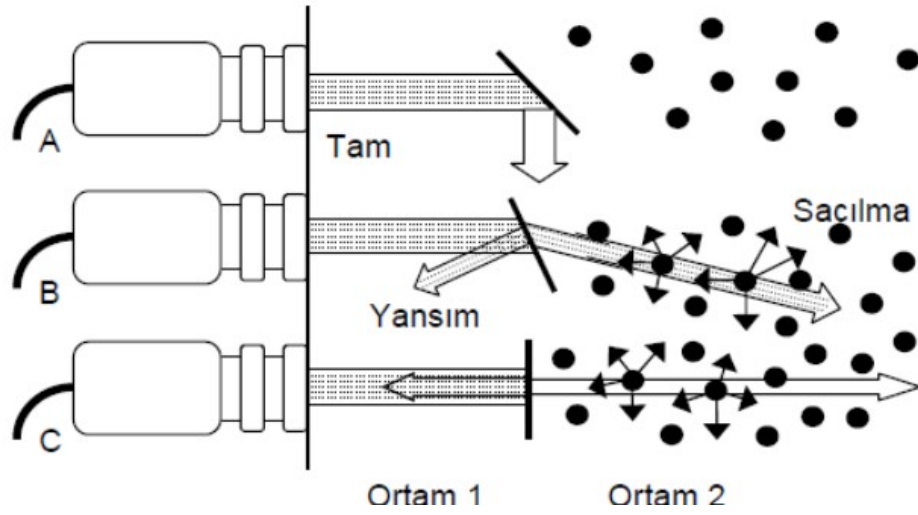
Doku-Organ Madde	Akustik İmpedans (kg/m ² /sn)(10 ⁻⁶)
Hava	0.0004
Alüminyum	17
Kan	1.61
Kemik	7.80
Yağ	1.38
Karaciğer	1.65
Kas	1.70
Polietilen	1.88
Yumuşak dokular	1.63
Su	1.48
Beyin	1.58
Böbrek	1.62

2.1.2 Ses ve Doku Arasındaki Etkileşimler

Ses ve doku arasındaki etkileşimler, yansıma, kırılma ve zayıflamadır (Şekil.2).

Yansıma (Refleksiyon)

Ses demetinin yansıma özelliğini belirten etmenler; akustik impedans, insidans açısı, yansıtıcı yüzeyle dalga boyları arasındaki ilişki ve incelenecek dokunun yüzeyidir. İncelenecek dokular arasındaki akustik impedans farkı arttıkça yansıma özeliği de artar. İnsidans açısı ses demetini yansıtıcı yüzey ile yaptığı açıdır ve dik açuya yaklaştıkça yansıma azalır. Gelen ses dalgalarının kırılma göstermeksizin tümü ile yansıdığı açı kritik açı olarak isimlendirilir ve kritik açının üzerinde gelen ses dalgalarının tümü yansır. Kritik açı, her ortamda sesin hızı ile ilişkili olarak değişir. Ses dalgalarının karşılaştığı yüzey düzgün ve ara yüzün boyutları sesin dalga boyundan geniş ise (örneğin; diyafram, damar duvarları) yansıma açısı geliş açısına eşittir. Yansımayan ses ara yüzü geçer. Ses dalgalarının karşılaştığı yüzey düzensiz ise saçılma gerçekleşir (Kremkau, 1998).



Şekil 2. Ultrases dalgalarının yansınması, kırılması ve saçılması (Oyar ve Gülsoy, 2003).

Kırılma (Refraksiyon)

Ses dalgasının bir ortamdaki diğerine geçerken yön değiştirmesine kırılma denir. Artefaktlara, çözünürlükte azalmaya, uzaysal bükülmeye (distorsiyona) neden olur. US görüntülerinde incelenen yapının yanlış konumlandırılmasının nedenlerinden biridir (Kremkau, 1998).

Soğurulma (Absorbsiyon)

Soğurulma, ses demetinin dokuya enerji aktarımıdır. Bu enerji doku atomlarına aktarılarak onların vibrasyonuna, rotasyonuna ve ısınmasına yol açar. Soğurulma katsayısı artar. Soğurulma katsayısı birim derinlikte, birim zamanda dönüşüme uğrayan enerji miktarıdır. Bu nedenle yüksek frekanslı sesin doku içindeki ulaşacağı derinlik düşük frekanslı sesinkinden daha azdır (Kremkau, 1998).

2.1.3 Ultrasonografi Cihazlarının Yapısı

A) Ultrasesi yayan ve yankıları alan ünite: Ultrases transduser (çevirici) tarafından oluşturulur ve geri yansıyan ultrases de yine çevirici tarafından alınır.

Çevirici, ses dalgasını oluşturan ve geriye toplayan kompleks yapıları elektromekanik aksamdır. Bu aksamda, ses üreten ana elemanlar, yardımcı ve destek olucu elemanlar ile diğer elektronik devre elemanlarını içinde bulunduran, kullanıcının elinde kolayca yönlendirebileceği koruyucu kısım ile birlikte prob denmesi alışkanlık olmuştur (Oyar ve Gülsoy, 2003).

Tipik olarak bir probun içinde bulunanlar şunlardır:

- Koruyucu tabaka
- Lens
- Aktif piezoelektrik eleman veya kristal (elektrot ve bağlantı elemanları)
- Uyum sağlayıcı tabakalar
- Arka destek bloğu

Çeviricinin ses üreten ve algılayan en önemli parçası kristaldir. Kristal, probun inceleme sırasında objeye temas eden ön yüzüne yakın bir yere yerleştirilmiştir. Kristal üzerine tatbik edilen elektirik akımı, kristali mekanik olarak sıkıştırıp genişletmektedir. Bir piezoelektrik kristale gerilim uygulandığında, kristal uygulanan voltajın polaritesine, geometrisine ve ilk polarizasyonuna bağlı olarak boyuna, enine ya da radyal olarak çevresine doğru genişler veya daralır. Bu daralıp genişlemeler sonucunda ultrases dalgaları meydana gelir. Bu olay piezoelektrik etki olarak adlandırılır. Oluşan ultrases dokulara yönlendirilirken, dokulardan yansiyarak çeviriciye dönen ses dalgaları ise kristalde kompresyon etkisi yaratarak voltaj farklılığına ve elektriksel sinyal değişikliğine yol açar. Kuartz doğal bir piezoelektrik kristaldir, ancak çok değerli bir madde olduğundan günümüzdeki ultrason cihazlarında daha çok PZT (Polycrystalized tetragonal Zirconia) ya da polarize edilmiş seramik kristaller gibi yapay piezoelektrik kristaller kullanılmaktadır. Bu seramik kristaller, en çok kurşun zirkonat-titanat gibi seramiklerden üretilir. Kristalin kalınlığı ile üretilen sesin frekansı ters orantılıdır. Seramik kalınlığı azaldıkça frekans artar, frekans arttıkça dalga boyu azalır. İstenilen frekansta ultrases üretmek için uygun kalınlıkta seramik kristal seçilir. Kullanım amacına ve üretim şekline bağlı olarak transduserin içinde bir veya daha fazla sayıda kristal bulunabilir. İlk uygulamalarda birisi verici, diğeri alıcı olarak görev yapan iki ayrı kristal ve transduser bulunurken, günümüzde aynı kristal hem verici hem alıcı olarak kullanılmaktadır, bu da US'nin gerçek zamanlı bir inceleme olmasını sağlamaktadır (Oyar ve Gülsoy, 2003, Merrit, 2005).

Günümüzde tanısal US'de kullanılan çeviricilerin hepsi gerçek zamanlı incelemeye olanak sağlar. Bu sistemler bir saniyede çok sayıda darbe gönderip toplayabilme ve resim elementi (frame) oluşturabilme yeteneğine sahiptir. Saniyede 16

resim elementi ve üzerinde tekrarlanan görüntüleme yapıldığında, göz bu görüntüleri ayrı ve kesintili değil, bir sinema filmi gibi süreğen bir görüntü yani hareketli olarak algılar. Resim elementi (frame), birim zamanda elde olunan görüntü sayısını ifade etmekte ve görüntüleme alanı genişliği (FOV), görüntüleme derinliği ve birim zamanda dokuya gönderilen puls sayısı ile ilgili olarak değişiklik göstermektedir.

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

Dönüş hareketi gösteren mekanik çeviriciler, bir çember üzerine dizilmiş birçok kristalden oluşur ve dönüş hareketi ile her bir çevirici, probun belli bir noktasında bulunan ve yönlendiricilerle sınırlanmış noktada oluşturduğu ultrasesi inceleme alanına gönderir. Osilasyon gösteren tip mekanik çeviricilerin de iki tipi vardır. Bunlardan birinde tek bir kristal belli bir açıda osilasyon yapar. Saniyede 15-30 resim elementi oluşumuna olanak tanıyan bu çeviriciler sektör çevirici adını alır. Oluşturdukları ses demeti trasesi, küçük bir noktadan çıkan ve periferde doğru genişleyen üçgen şeklindedir. Osilasyon yapan çeviricinin diğer tipinde ise içi kastor yağı adı verilen özel bir sıvı ile doldurulmuş kaptaki tek bir kristal yer almaktadır. Oluşturulan ultrases, parabolik bir yansıtıcı yüzeye çarparak lineer şekilde incelenecek yüzeye gönderilir.

Öncül tipteki mekanik tip çeviriciler sınırlı çerçeve oranları, inceleme alanı darlığı ve distorsiyon gibi yetersizliklere sahiptir. Bu yetersizlikler yeni sistemlerde büyük oranda elimine edilmiştir (Oyar ve Gülsoy, 2003).

Günümüzde tanısal US'de kullanılan çeviricilerin hepsi gerçek zamanlı incelemeye olanak sağlar. Temelde iki tip ultrasonografik tarama metodu vardır: lineer ve sektör. Gerçek zamanlı çeviriciler, mekanik ve elektronik olarak iki gruba ayrılır. Elektronik tip çeviriciler, lineer, konveks, faz dizimli ve aksiyel (radyal) çeviriciler olarak ayrılır.

Lineer dizimli çeviricilerde bir çizgi üzerinde dizilmiş ve sayıları 64 ile 200

arasında değişen kristaller bulunur ve bunların aynı anda uyarılmasıyla oluşan ultrases demeti ile tarama yapılır. Lineer dizimli çeviriciler, ardışık lineer ya da segmental lineer uyarılı olabilir. Segmental uyarılı çeviriciler, eş zamanlı çeviricilere göre daha fazla görüntü çizgisi oluşturduğundan, daha kaliteli görüntüler elde edilir. Lineer çeviricilerde bulunan düşük lateral çözünürlük, akustik odaklama ile aşılmaya çalışılır.

Konveks dizimli çeviriciler ise sektör tarama formatı oluşturan bükük bir tarama yüzeyi boyunca lineer dizimli kristallerden oluşurlar.

Faz dizimli çeviricilerde, çevirici elemanları küçük zaman aralıklarıyla kademeli olarak uyarılır ve görüntüleme alanı süpürülür tarzda taranır. Bunlarda ultrasesin yayılması sektör şeklindedir. Özellikle interkostal boşluklar ve fontaneler gibi zor lokalizasyonlarda görüntüleme kolaylığı sağlar ancak lineer dizimlilere göre pahalıdırlar.

Aksiyel (radyal) çeviriciler; endoluminal ve intrakaviter görüntülemelerde kullanılan ufak ve çok sayıda kristalin merkezi bir eksen etrafında silindirik düzenleme ile yerleşmesi ile oluşurlar. 360 derecelik görüntü elde edilebilmektedir (Tuncel, 2007,Kabakçı, 2008).

Multifrekans (geniş band) çeviriciler ise günümüzdeki cihazlarda kullanılan gelişmiş çeviricilerdir. PZT çubukları sindirme materyali içine gömülür. Çevirici elemanlarının önünde konvansiyonel çeviricilerdeki destek tabakası olmadığı için dokuya daha yakındır ve dolayısıyla etkin bir ses geçişi gerçekleşir. Band genişliği merkez frekansın %80'ine kadar çıkar. Geniş band aralığındaki ekoları alabilir. Bu özelliği sayesinde düşük frekanslı ses demeti gönderip yüksek frekanslı harmonik ekoları kaydederek harmonik görüntüleme oluşturabilir (Tuncel, 2007)

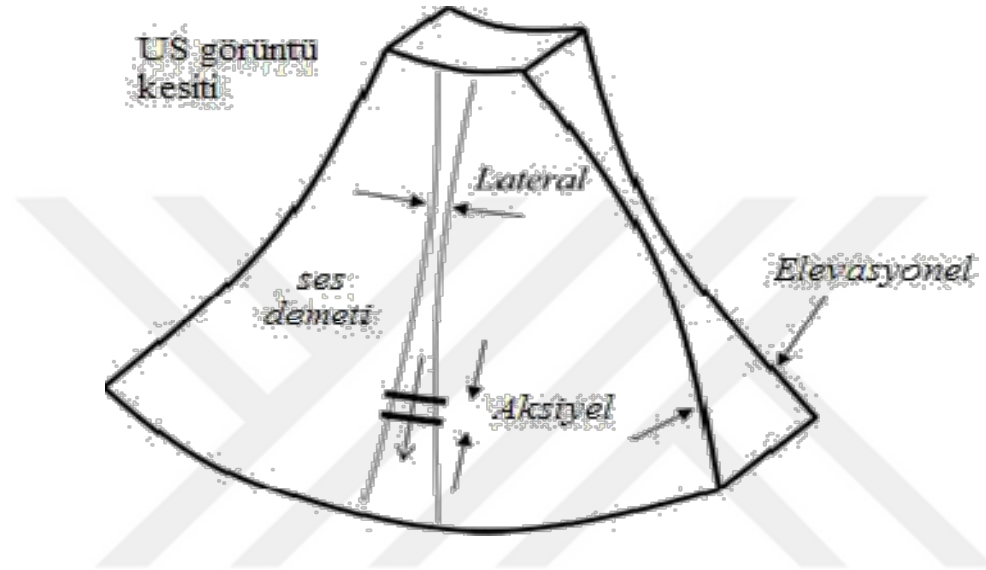
B) İşlem birimi ve zaman sayacı : Görüntülemeye hazır hale gelen bilgilerin genel bir CRT (Cathode Ray Tube), ya da LCD (Liquid Crystal Display) ekran yardımıyla görüntülediği birimdir. Renkli görüntüleme yapılabileceği gibi, gri seviyeler biçiminde (siyah-beyaz) de görüntüleme yapılabilir. Ekranda görüntü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

C) Kayıt ünitesi: US'de görüntü çeşitli şekillerde basılabilir ya da

kaydedilebilir: Polaroid kamera, Multiformat kamera, Videoteyp kayıt cihazı, Optik ya da lazer kameralar, Hard disk, Hafıza kartları ve Kompakt disk.

2.1.4 Ultrasonografide Çözünürlük

A) Uzaysal Çözümleme: Uzaysal çözünürlük, cihazın yan yana iki noktayı ayırt edebilme gücünü gösterir. Aksiyel, lateral ve elevasyonel çözünürlük olmak üzere üç tip çözünürlük vardır (Tuncel, 2008; Balcı ve Pabuşcu, 2008).



Şekil 3. Lateral, aksiyel ve elevasyonel çözümlemenin şematik gösterimi (Nicholas, 2003).

Aksiyel çözümleme, ses dalgasının izlediği yol boyunca iki farklı noktayı ayırt edebilme yeteneğidir. Aksiyel çözünürlük fizik ilkelerine göre iki ayrı doku arasındaki uzaklık, gönderilen vurunun dalga boyunun yarısından fazla ise görüntülenebilir. Frekans arttıkça, puls süresi kısalır ve aksiyel çözümleme artar. Aksiyel çözümleme vurunun süresi, dalga boyu ve frekansı ile ilişkili, derinlikten bağımsızdır.

Lateral çözümleme, sesin dalgasına dik düzlemdeki iki noktayı ayırt edebilme yeteneğidir. Lateral çözünürlük, çeviricinin çapı ve odaklanmasından etkilenir. Çevirici boyutu arttıkça ve/veya frekans arttıkça yakın zon uzar, kolimasyon artar ve lateral çözünürlük artar.

Elevasyonel çözümleme, kesit kalınlığı yönündeki çözünürlüğü tanımlar. Çevirici elemanların yüksekliğince belirlenir. Kullanıcı bağımlı değildir. Lateral ve elevasyonel çözümleme aksiyel çözümlemeye göre çok daha zayıftır.

B) Kontrast Çözümleme: Kontrast, sinyal amplitüdündeki farktır. Kontrast çözümleme gücü ekonun amplitüdü ile dokunun zayıflama değeri tarafından belirlenir. Bu nedenle uzaysal çözümlemeyi arttıracak olan frekansın yükseltilmesi ile eko amplitüdünü yükseltecek olan frekansın düşürülmesi arasında bir denge kurulması zorunludur.

2.1.5 Ekoların (Yansımaların) Kontrol Mekanizmaları

Ultrasonografik görüntü elde etme esnasında görüntünün özelliklerinin bazıları kontrol edilebilir niteliktedir. Bunlar frekans, görüntülenen derinlik, çevirici tarafından sağlanan enerji, gri tonlarının aralığının ayarı, ekoların amplitudunun derinlikten bağımsız ve/veya bağımlı olarak ayarlanmasıdır. Frekansı arttırmak penetrasyonu azaltsa da rezolusyonu (çözümlemeyi) arttırmaktadır. Görüntünün belli bir derinliğe odaklanması magnifikasyonu mümkün kılmaktadır. 'Gain' ayarı belli bir derinliğe bağlı olmaksızın amplitud kontrolünü sağlamakta olup arttırılması düşük şiddetteki ekoların fark edilebilirliğini arttırmaktadır. Ancak başta lateral rezolusyonda olmak üzere kayıp meydana getirmektedir. Belli bir derinlikten gelen ekonun güçlendirilmesi ise TGC (time-gain compensation) ile sağlanmaktadır. Gri tonlama aralığının ayarlanması en parlak ve koyu noktalar arasındaki farkı değiştirerek kontrastın değişmesini sağlar. Görüntü kalitesinin artırılması gri skala ayarının artırılması ile sağlanabilir

2.1.6 Ultrasonografik Gösterim Metodları (Mod)

Tanısal radyolojide inceleme alanına gönderilen ses dalgalarının dokularda yansıyal ekoları elektronik doku monitorüne 3 değişik biçimde yansıtılmaktadır. Bu görüntüleme metodları yöntemin ilk harfi ile adlandırılır.

A-Mod (amplitüd modu): Çeviriciye geri dönen yansımış sesin (eko) oluşturduğu elektrik sinyallerinin bir monitörde yalnızca amplitüdlarını grafikler şeklinde gösteren yöntemdir. Amplitüdlar arası mesafe incelenen yapıların derinliğini, amplitüdların yüksekliği ise yapıların yoğunluğunu (akustik empedans farkının büyüklüğünü) ifade etmektedir. Ölçüm değerleri niceldir (Rumack ve ark., 2011).

B-Mod (brightness, parlaklık modu): Ekranda görülen amplitüd grafiklerine tepeden bakıldığında amplitüdları parlak ışık noktaları olarak gösterme yöntemidir. Ancak bu yöntemde belli değerin altındaki amplitüdlar gösterilemeyip, belli değerin

üstündekiler ise hep aynı parlaklıkta gösterilmektedir. Bu durumda parlak şekilde olanlar beyaz, parlak şekilde gösterilemeyenler siyah olarak gözükmekte olup yalnız beyaz ve siyahtan oluşan bistable bir görüntü oluşmaktadır. Bu yöntemdeki bilgi karmaşası ve bilgi kaybını gidermek için gri skala yöntemi geliştirilmiştir. Buna göre ise yansıyan her eko şiddetine göre başka bir gri tonu ile eşleştirilip ekrana öyle yansımaktadır. Günümüzde ekrana yansıyan gri tonu sayısı 128 ve üzerine taşınmıştır (Rumack ve ark., 2011).

M-Mod(motion, hareket modu): Ekran elektronik olarak yanlamasına hareket ettirilir ise yansıtıcı yüzeye karşılık gelen tek noktalar bir çizgi haline dönüşecektir. Yansıtıcı yüzey özellikle kalp kapakları ve duvar yapıları olduğunda bu çizgiler hareketin yönüne göre özellik kazanmaktadır. Ekokardiyografi için uzun süre yalnızca bu yöntem kullanılmıştır (Rumack ve ark., 2011)

2.2 Doppler Ultrasonografi Fiziği

Konvansiyonel B-mod görüntüleme, yansıyan ses dalgasından şiddet, faz ve frekans bilgileri elde edilir. Bu veriler sesin yansıdığı yüzeyin yeri, yapısı ve hareketliliği hakkında bilgiler içerir. B-mod incelemede eritrositler gibi hızlı hareket eden hedefler, genellikle gösterilemeyen düşük şiddetli ekolar oluştururlar. Bu nedenle damarların lümeni genellikle anekoik izlenir. B-mod US görüntüleme, görüntü oluşturmak için geriye yansıyan sinyalde sadece şiddet bilgisi kullanılır. Oysa geri dönen ultrasesde hareket eden hedefin hareketini değerlendirmemizi sağlayacak bilgiler de vardır.

Bir ortam içerisinde hareket eden ses dalgasının özellikleri, ortamın özellikleri değişmeden değişikliğe uğramaz. Yüksek frekanslı bir ses dalgası durağan bir yüzeye çarparsa, bu yüzeyden yansıyan ses dalgası dokuya gönderilen ses dalgasının frekans ve dalga boyuna sahiptir. Ancak dalgayı yansıtan yüzey hareket halinde ise yansıyan dalganın frekansında değişiklik oluşur. Hareket eden enerji kaynağının algılayıcı sistemine yaklaşırken üretilen enerjinin frekansı artar, uzaklaşırken azalır. Ses frekansının harekete bağlı değişimine Doppler kayması (şifti) denir. Frekanstaki değişim dalgayı yansıtan yüzeyin hızıyla doğru orantılıdır ki bu değişim Doppler etkisi olarak adlandırılır. Geri dönen ultrason frekansının yansıtıcının hızıyla ilişkisi Doppler

denklemleri ile tanımlanmıştır (Boote, 2003; Oyar ve Gülsoy, 2003).

Doppler kayması şu formülle gösterilir:

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

ΔF : Doppler kayması frekansı

V: Kaynağın hızı

CosQ: Doppler açısının kosinüsü

c: Sesin dokudaki hızı

f_0 : Gönderilen US dalgasının frekansı

Doppler eşitliğine göre Doppler kayma frekansı (ΔF), çevirici frekansı, kan akımının hızı ve ses demetinin damar duvarı ile yaptığı açının kosinüsü ile doğru orantılıdır. Doppler frekansı ne kadar büyükse, frekans farkı, dolayısıyla akıma olan duyarlılık o kadar fazladır. Doppler ultrasonografide akım bilgisi, eritrositlerin yüzeyinden yansıyan ses dalgalarının frekans değişiminden yararlanılarak oluşturulur. Gönderilen dalga boyu eritrosit yüzeyinden çok büyük olduğu için temel olay saçılma değildir. Bu tip saçılma 'Rayleigh-Tyndall saçılması' olarak adlandırılır. Bu tür saçılmanın miktarı sesin frekansının dördüncü kuvveti ile doğru orantılıdır. Akan eritrositlerden saçılan ses, üst üste binerek çeviriciye ulaşır (Oyar ve Gülsoy, 2003).

Doppler denkleminde dikkati çeken önemli parametre " θ " açısıdır. Bu açı akımın yönü ile ultrases demeti arasındaki açıdır. Kosinüs değeri olarak hesaplanan bu açı 90° 'ye yaklaştıkça Doppler kayması küçülecek, 90° 'de sıfırlanacaktır. Açı arttıkça ölçümlerin hassasiyeti azalır. 60° 'nin üzerindeki açılar için Doppler açısının kosinüsü daha büyük oranda değiştiğinden, doğru açı düzeltmesi için Doppler ölçümlerinin 60° 'nin altında yapılması gerekir. Altmış derecenin üzerinde Doppler açısındaki görece küçük değişiklikler $\cos \theta$ 'da büyük değişikliklere neden olur, bu nedenle Doppler açısı ölçümünde küçük bir hata hız ölçümünde büyük değişikliklere neden olabilir (Boote, 2003; Oyar ve Gülsoy, 2003).

Klinikte kullanılan Doppler frekans kaymaları duyulabilir frekanslardadır (0.2–15 KHz). Bu ses, kişi tarafından duyularak analiz edilebilir. Gelen ekolardan çözümlenerek alınan bu frekans değişikliğinin zamana göre değişimleri ya ses olarak

dinlenir, ya da bir grafik şeklinde yazılır (Spektral doppler). Akım bilgisi renkli doppler yönteminde renklerle gösterilir (Tuncel, 2007, Merrit , 2005).

Ses enerjisi vücuda yüksek amplitüdümlü kısa süreli vurular halinde ve uygun örnekleme hızı (pulse repetition frequency) ile gönderilir. Örnekleme hızı, yeni bir vuru üretiminden önce, sinyallerin maksimum derinliğe ulaşır çeviriciye geri dönebilmesi için yeterli zaman bırakacak frekansta olmalıdır (Merrit , 2005).

Optimal kalitede bir renkli Doppler incelemesi için pek çok parametrenin bilinçli bir şekilde kullanılması gerekmektedir. Doğru görüntüleme tekniği ve görüntü kalitesini artırıcı teknik bilgiler sayesinde pek çok artefakt engellenebilmektedir.

2.2.1 Doppler Ultrasonografi Yöntemleri

Sürekli Dalga (Continuous Wave = CW) Doppler

Doppler verilerini değerlendirmenin en basit yöntemidir. Bu inceleme yönteminde prob birbirine küçük bir açı ile bakacak şekilde yerleştirilmiş iki kristalden yapılmıştır. Bu kristallerden birisi sürekli ses dalgası üretirken diğeri sürekli olarak dinleme yapar. Ses dalgası sürekli olduğundan frekans kaymalarına çok duyarlı olmasına rağmen aksiyel çözünürlüğü yoktur yani sesin nereden geldiği bilinemez. Sadece inceleme alanında akımın olup olmadığı hakkında bilgi alınabilir. İnceleme doğrultusunda bulunan tüm hareketli yansıtıcıların Doppler şifti toplam olarak belirlenir. Yüksek frekanslı sürekli dalga Doppler problemleri düşük frekanslılara göre daha duyarlıdır ve “aliasing” oluşmaz. Dar frekans bandı kullanıldığı için doğruluk değeri yüksektir (Hagen-Ansert, 2005, Taylor, 1990).

Spektral (Pulsed Wave = PW) Doppler

Puls-yankı tekniğindeki gibi hem verici, hem alıcı olarak çalışan bir çevirici vardır. B-mod görüntü üzerinde örnekleme alanı belirlenerek işaretlenir. Ultrases demeti aralıklı olarak gönderilir ve Doppler bilgileri kısa bir zaman aralığı içinde örneklenir. İşlemci geri dönen ses dalgasındaki Doppler kaymasını saptar. Faz değişikliğinden hareketin yönünü, frekans değişikliğinden hareketin hızını hesaplar ve gösterir (Boote, 2003).

Seçilen alandan dönen ekolardan çıkarılan ses frekans farkı, monitörde B-mod

görüntüsünün yanında hız (cm/sn) – zaman ya da frekans (kHz) – zaman grafiği şeklinde gerçek zamanlı olarak izlenebilir. Pratikte hız – zaman grafiği tercih edilir. Spektral incelemede, monitörde spektral analiz yanında B-mod görüntüsü de bulunduğundan kan damarlarının daralma, trombüs, aterosklerotik plak gibi patomorfolojik özellikleri hakkında da bilgi sahibi olunabilir. Ayrıca B-mod görüntülerde gösterilemeyecek kadar küçük damarlarda akım ölçülebilir ve vasküler daralmalar daha duyarlı bir şekilde saptanabilir. Kan akımının yönü, horizontal çizginin alt ve üst tarafı ile belirlenir. Çeviriciden uzaklaşan akım çizginin üstünde, yaklaşan akım ise altında gösterilir. Akım içindeki hız dağılımı spektrumun genişliğini belirler. Ayrıca maksimum hız, ortalama hız gibi akıma ait birçok sayısal değer ölçülebilir (Taylor ve ark., 1990; Boote, 2003).

CW Doppler'de sürekli dalga formunda gönderilip, yansıyanlar sürekli dinlenirken, PW Doppler'de kısa süreli pulslar şeklinde gönderilen ses enerjisi suskunluk zamanlarında dinlenerek değerlendirilir. Böylece ilkinde alıcı ve verici olmak üzere iki çeviriciye ihtiyaç varken ikincide tek verici hem alıcı hem de verici olarak görev yapabilmektedir (Boote, 2003).

Renkli Doppler

Radyolojik uygulamalarda en sık kullanılan Doppler yöntemi renkli Doppler ultrasonografidir (RDUS). Bu sistemde, Doppler ölçümünden elde edilen akım bilgisi, B-mod görüntü ile birlikte gösterilir. Renkli görüntüde her piksel için akım hızının belirlenmesi, özel sinyal işleme devreleri ile gerçekleşir. Bunlardan en sık kullanılanı korelasyon dedektörleridir. Dokuya paketler halinde gönderilen ses demetleri, seçilmiş birden fazla hedeften geri döner, bunların her biri için hesaplanan Doppler kaymaları bilgisayarda başka değerlere ve başka renk kodlarına atanır. Sinyal fazı hareketin varlığı ve yönü, sinyal frekansındaki değişiklikler ise hedefin hızı hakkında bilgi verir. Görüntüde izlenen renkler akımın yönünü yansıtmaktadır. Çeviriciden uzaklaşan akımlar bir renkte, yaklaşan akımlar ise başka bir renkte görüntülenir, karmaşık hareketler ara renkleri ve mozaikleri meydana getirir. Renk ne kadar parlaksa akımın görece hızı o kadar yüksektir (Boote, 2003; Rumack ve ark., 2011).

Power Doppler

Doppler sinyallerinin şiddetini renk bilgisi olarak gösteren bir yöntemdir. İlk yıllarda amplitüd-kodlama renkli Doppler, US anjiyografi gibi çeşitli isimler kullanılmış olsa da günümüzde Power Doppler Ultrasonografi ismi tercih edilmektedir.

RDUS'de görüntüyü oluşturan temel prensip Doppler kayması iken Power Doppler'de sinyalin gücüdür. Power Doppler ultrasonda eko sinyalinin gücü, örnekleme hacmi, örnekleme hacmindeki eritrosit yoğunluğu ve inceleme alanıyla çevirici arasında kalan dokuların zayıflamasına bağlıdır. Derinlik arttıkça alınan sinyalin şiddeti düşer ve duyarlılığı azalır. Kodlama genellikle kırmızı renk kullanılarak yapılır. Sinyallerin gücü renkte parlaklık ve sönüklük olarak görülür. Yüksek sinyal şiddetinde renk sarıya doğru açılırken düşük şiddetli sinyaller koyu kırmızı olarak görüntülenir (Boote, 2003).

Power Doppler inceleme, spektral Doppler ve renkli Doppler uygulamalarından başka olarak akım yönü ve hız bilgilerini içermez. Yalnızca akım olan alan ve akım olmayan alan ayırımı yapar. Doppler açısına bağımlı olmadığından aliasing artefaktı oluşmaz, ayrıca gürültü (noise) daha azdır. Gürültünün daha az olması nedeniyle düşük akımlara duyarlılığı renkli Doppler ultrasonografinin yaklaşık 3-5 katıdır. Özellikle darlık ve geri kaçışların daha iyi gösterilmesinde, tümoral neovaskülarizasyona bağlı yavaş akımın gösterilmesinde, renal transplantların izleminde, normal böbrek damarlanmasında perfüzyon ve kortikal akımların gösterilmesinde faydalıdır. Ancak Doppler bilgileri daha uzun sürede elde edildiğinden harekete karşı daha hasastır. Nefesini tutamayan hastalarda kalp, akciğer ve büyük damar komşulukları gibi doku hareketlerinin yoğun olduğu bölgelerde faydası sınırlıdır (Boote, 2003).

2.2.2 Doppler Ultrasonografide Akımın Değerlendirilmesi

Kantitatif: Akım hızı ve hacmi ölçülür. Hacim (ml/dak), ortalama hız (cm/sn) x damar kesit yüzeyi (cm²) olarak hesaplanır.

Kalitatif: Akımın varlığı, yönü ve karakteristiği değerlendirilir.

Yarı kantitatif: Rezistivite indeksi, pulsatile indeksi ve pik sistolik hız/diyastol sonu hız indeksi bu gruptadır. Akıma karşı tüm etkenlerden kaynaklanan dirençlerin toplamı olan impedansı değerlendirmek için kullanılır.

Rezistivite indeksi = Pik sistolik hız-diyastol sonu hız / pik sistolik hız formülüyle hesaplanır (Oyar-Gülsoy, 2003).

2.3 Sonoelastografi Fiziği

2.3.1 Elastografi, Sonoelastografi

Dokuların sertliğini değerlendirme, bilinen en eski yöntem palpasyon ile muayene şekli olup eski Mısır uygarlığından bu yana tıpta kullanılan bir yöntemdir. Palpasyon ile muayene günümüzde halen meme, tiroid, prostat ve karaciğer gibi organların muayenesinde başvurulan bir yöntemdir. Palpasyon ile doku ve organların esneklik, sertlik özelliklerinin değerlendirilmesi oldukça nesnel olup, doku ve organlarda yer kaplayan lezyonların tespit edilebilmesi için her zaman yeterli değildir (Khaled ve ark., 2006; Luo ve ark., 2006). Doku ve organlardaki patolojik değişiklikler, kanser oluşumu, siroz gibi durumların dokuların sertliğinde değişiklik yaptığı bilinmektedir. Sirotik nodüllerin, prostat kanserindeki nodüllerin ve diğer kanser türlerinin sert olduğu bilinmesine rağmen US ve diğer görüntüleme yöntemleriyle net ortaya konamaması araştırmacıları farklı görüntüleme yöntemleri bulmaya yönlendirmiştir.

Elastografi dokuların elastik özelliklerini ortaya koyarak yapılan bir görüntüleme yöntemidir. Günümüzde MR ve US elastografi kullanılmakta olup US elastografi (sonoelastografi) daha yaygın olarak klinik kullanımdaki yerini almıştır (Luo ve ark., 2006; Garra ve ark., 2007). Sonoelastografi, 1980'lerin sonunda Ophir ve arkadaşları tarafından deneysel ortamda uygulanmaya başlanmış bir görüntüleme yöntemidir. Dokuların, üzerlerine uygulanan tekrarlayıcı bası etkisine, sertlik özelliklerine göre verdikleri esneyebilme yanıtını ölçen ultrasonografi tabanlı bir görüntüleme yöntemidir (Ophir ve ark., 2001).

İnsan vücudundaki dokular, içermiş oldukları farklı yapısal özelliklere rağmen hepsi viskoelastik bir yapıya sahiptir. Dışarıdan uygulanan kuvvetlere de bu visköz ya da elastik özelliklerden hangisi daha ağır basıyorsa ona göre cevap verirler. Visköz yapıya sahip olanlar, dışarıdan uygulanan bası etkisini dağıtıp azaltan maddelerdir. Elastik yapıya sahip olanlar ise bir kuvvet etkisi altında biçim değişimine uğrayıp kuvvet ortadan kalktığında ilk biçimine tam dönebilen maddelerdir. Elastik maddelerin

vereceği cevap, sahip oldukları esneklik katsayısı ile orantılı olarak değişmektedir (Pehlivan, 1997).

2.3.2 Esneklik katsayısı

Elastogram elde etmek için kullanılan birkaç farklı yöntemden mevcuttur. Bu yöntemlerin ortak yönleri, dokuların esneklik ve sertliklerini belirleyen Young modülü (katsayısı), kayma ya da sıkışma esnekliklerinin sayısal değer verecek şekilde hesaplanmasıdır. Farklı çalışmalarda bu sabitlerin bir ya da birkaç tanesinin kullanılması ile elde olunmuş elastogram örnekleri verilmektedir. Esneklik katsayısı, en doğru şekilde Young tarafından ifade edildiğinden günümüzde Young katsayısı (Young modülü) olarak da bilinmektedir (Ophir ve ark., 2001, Havre ve ark., 2008).

Tablo 2. Bazı maddelerin Young Modülleri (Pehlivan, 1997).

Madde	Young Modülü (N/m ²) x 10 ⁹
Kemik	16
Cam	70
elik	200
İpek	6
Lastik	0.003

Genel olarak birim yüzeye uygulanan kuvvete stres, meydana getirdiği bağıl şekil değişikliğine gerinim (strain), bu iki nicelik arasındaki orana esneklik katsayısı denir. Burada katsayı değeri incelenen yapının şekil ve boyut özelliklerinden bağımsız olduğu için dokuların kendisinden çok fonksiyonel özellikleri hakkında bilgi vermekte ve elastiklik değerleri başka olan dokular arasında kıyaslama yapılmasına imkan sağlamaktadır (Tablo 2). Bir dokunun esneklik katsayısı ne kadar fazla olursa yani ne kadar sertse uygulanan stres karşısında o kadar az şekil değiştirecektir. Esneklik katsayısı az olan yani yumuşak olan dokularda ise, şekil değişikliği (gerinim) daha fazla olacaktır ve bu şekil değişikliği stres ile doğru orantılı olarak artacaktır (Treece ve ark., 2011, Havre ve ark., 2008).

Sabit bir cisme dışarıdan bir güç uygulandığında, cisim üzerinde gerinim

(strain) ve burkulmalar meydana gelir. Gerinim objenin dış güce karşı göstermiş olduğu karşı koyma çabası, burkulma ise objedeki iç yer değiştirme ve biçimsel bozulma olarak ifade edilebilir.

Üzerine kuvvet uygulanan cisimde meydana gelen gerinim

r: F/A

(r:Üzerinde oluşan gerinim, F:Uygulanan kuvvet, A:Uygulanan alan)

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

$$F/A = Y \times \Delta L/L$$

F : Uygulanan kuvvet

A : Kesit alanı

Y : Young modülü

ΔL : İlk ve son boy arasındaki farkı

L : Boy

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

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

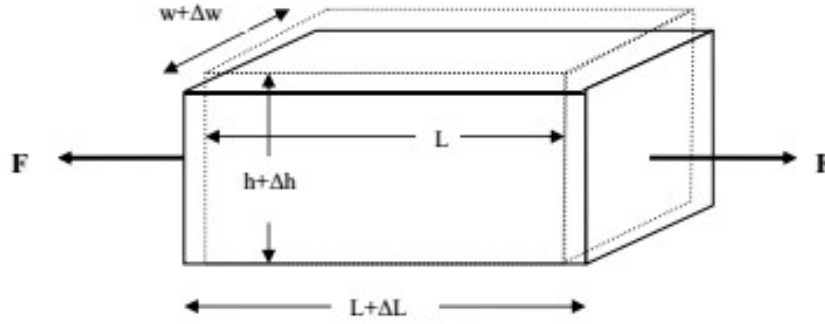
$$\text{Burkulma (e)} = \Delta L/L$$

Poisson oranı

Blok biçimli bir madde bir doğrultuda F kuvveti yardımıyla uzatılırken, bu kuvvete dik doğrultularda sıkışmaya uğrar. Yükseklik (h) ve genişlikteki (w) bağlı değişmelerin ($\Delta h / h$ ve $\Delta w / w$), boyca değişme ile ilişkili olarak;

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

şeklinde yazılabileceği gösterilmiştir. Burada σ madde özelliğidir ve Poisson oranı olarak isimlendirilir (Şekil 4). Başka deyişle Poisson gerilmesini bir cismin incelişip uzaması olarak da tanımlamak mümkündür. Bu tip gerilme uzamaya göre ters yönde negatif bir gerilme biçimidir. Boy artarken cismin çapı azalmaktadır.



Şekil 4. Poisson oranının şematik gösterimi (Pehlivan, 1997)

Sıkıştırma esnekliği

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

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

P: Basınç

V: Hacim

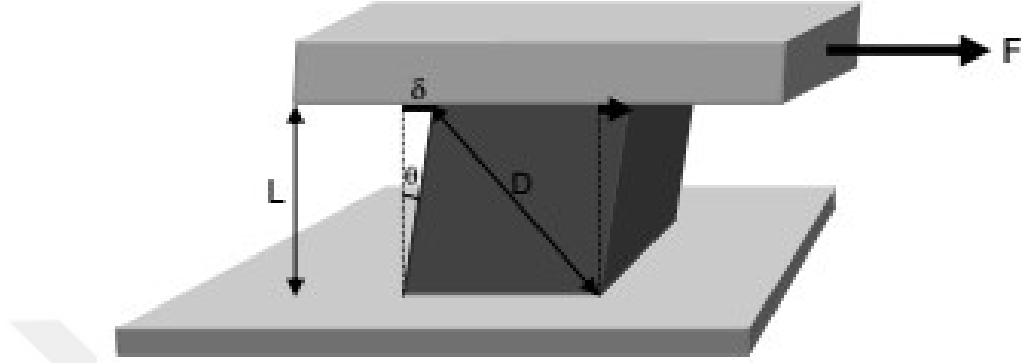
B: Sıkıştırma esnekliği modülü (Bulk modulus)

Sıkıştırma esnekliği modülünün katılarda; $B = Y/(1-2 \sigma)$ olduğu gösterilmiştir. Sıkıştırma esnekliği modülünün (B) tersine ortamın sıkıştırılabilirliği denir. Katı maddelerin esnekliği genellikle Y ve B cinsinden ifade edilir.

Katılarda, uzama ve sıkıştırma şeklindeki esneklik değişikliklerinden başka, eğilme ve bükülme gibi şekil değişimleri de tanımlanabilmekte bunlara ait parametreler de Young modülü ve Poisson oranı cinsinden yazılabilmektedir (Pehlivan, 1997).

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, shear stres) ortaya çıkacaktır.



Şekil 5. Kübik cisim ve uygulanan F kuvveti (Pehlivan, 1997)

Şekil 5'deki gibi kübik bir blok cismin S alanlı üst yüzeyine teğet F kuvveti uygulandığında; $\gamma = F / S$ oranına kayma gerilimi (shear stress) denir. Bu zorlama karşılığında blokta şekildeki gibi bir deformasyon olur. Kayma gerinimi (shear strain) ise;

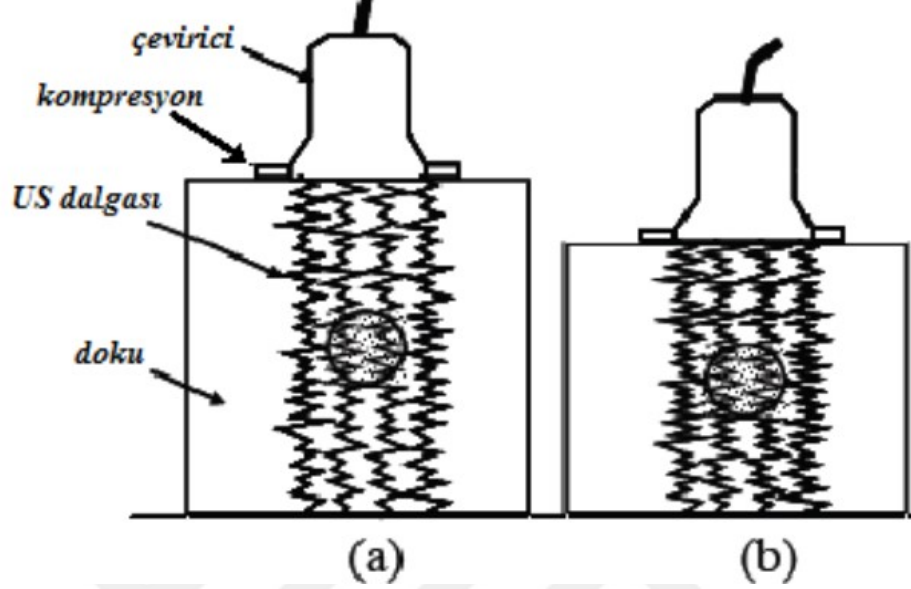
$$\theta = \frac{\delta}{L} = \frac{\sqrt{2\Delta D}}{L} = 2 \frac{\Delta D}{D}$$

şeklinde yazılmaktadır. Stres-gerinim ya da gerilim-gerinim (stress-strain) ilişkisi; $\gamma = \mu \cdot \theta$ şeklinde yazılabilir ki kayma modülü (shear modulus bazen katılık (rijitlik) katsayısı da denir) ve $\mu = Y/2(1 + \sigma)$ olarak ifade edilir.

Homojen ve izotropik maddelerin tüm esneklik özellikleri Y ve σ sabitleri cinsinden ifade edilebilmektedir. Biyolojik maddelerin yapıları vizkoelastik, anizotropik ve sıkıştırılmaz olarak kabul edilebilir (Khaled ve ark., 2006).

Elastografi, uygulanan yineleyici bası etkisine karşı dokuların sertlik özelliklerine göre verdikleri esneyebilme yanıtını ölçen bir görüntüleme yöntemidir (Konofagou ve ark.,2003). Dokuların esneme miktarları arasındaki farkı saptayabilmek için, belli bir kuvvet ile o doku üzerine dik bir şekilde ve sürekli olarak bası uygulanır ve dokular bu bası etkisine sertlik derecelerine göre cevap verirler. Sert dokularda

esneme ve gerinim miktarı daha az iken, yumuşak dokularda daha fazladır. Elastografinin malignite tanısındaki kullanımını da işte bu esasa dayanır (Garra ve ark., 2007) (Şekil 6).



Şekil 6: Sonoelastografinin şematik gösterimi. a) kompresyon öncesi b) kompresyon sonrası. Şekildeki doku içerisindeki yuvarlak obje sert lezyonları temsil etmektedir. Komşu doku kompresyon ile deforme edilebilirken, sert olan lezyon ise deforme olmamaktadır. Yani gerinimi çevre normal dokuya göre daha azdır (Konofagou ve ark., 2003).

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

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

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

Elastografinin değerlendirilmesinde kullanılan önemli iki tanımlama bulunmaktadır (Havre ve ark., 2008).

Storage modul (içeriğe ait katsayı): Young katsayısının önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Doku ya da cisim üzerine uygulanan stresin oluşturduğu gerinim miktarıdır. $\Delta = \text{Gerinim} / \text{stres}$ olarak ifade edilir ve dokunun elastikiyetini gösterir. Birimi KPa dır.

Elastik kontrast (EC): İncelenen doku ile içinde bulunduğu çevrenin katsayıları arasındaki farktır. Yapılan elastogramın kalitesi dokuların EC'leri arasındaki fark ile yakından ilişkilidir.

2.3.3 Sonoelastografi Çeşitleri

SE teknikleri işlem esnasında kullanılan kuvvete (yarı-statik ve dinamik) ve sinyal elde etme biçimine göre değişir. Yarı-statik yöntemler de bir prob yardımı 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

UE teknikleri, basıncın uygulanma biçimine, dokudaki yer değiştirme özelliklerine ve görüntü oluşturma yöntemine göre farklılıklar göstermektedir (Garra, 2011). Klinik uygulamada başlıca gerilim (kompresyon), shear-wave, transient ve akustik radyasyon force elastografisi (ARFİ) kullanılmaktadır.

A) Yarı Statik Yöntemler

Kompresyon Elastografi

En sık kullanılan SE yöntemidir. Uygulanan kuvvete yanıt olarak ortaya çıkan doku deformasyonu ve yer değişimi görüntülenir. Dış kuvvet uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra dokunun lokalizasyonu belirlenerek dokunun hareketi hesaplanır. Uygulanılan kuvvet dokuda aksiyel yer değiştirmeye neden olur ve bu da bası öncesi ve

sonrası oluşan ekolar karşılaştırılarak hesaplanır. Gerçek zamanlı görüntüleme ile dokunun prob ile bası (kompresyon) ve probun geri çekilmesi (dekompresyon) sırasındaki hareketi US monitöründe B-mod ve renkli elastogram olarak ayrı iki pencerede 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.

Kompresyon elastografi ile bir dokudaki gerilim diğer dokudakine oranlanarak ekranda B-mod görüntünün yanında renk haritası olarak gösterilir. Bu yöntemde elle uygulanan basınç farklılıkları, doku derinliği ve probun doğru uygulanımı gibi faktörler dokuda yer değiştirme oranlarında farklılıklara neden olmaktadır. Dokunun dış kuvvete bağlı deformasyonu ve yer değişimi dokunun sertliği ile ters orantılıdır .Strain değeri dokunun sadece yer değişimini değil aynı zamanda deforme olma derecesini de temsil eder. Genellikle sert dokular mavi, yumuşak dokular kırmızı ve ara sertlikteki dokular sarı/yeşil olarak kodlanır . Bu yöntemde elastisite ölçümü kalitatif ya da yarı kantitatif (Garra, 2011). Elastogram görsel olarak değerlendirilebileceği gibi yarı-kantitatif olarak incelenen alandaki gerilimin, referans alanına (normal parankim) oranı değerlendirilebilir.

Strain indeksi (Sİ) ise incelenen dokunun çevresindeki strain değerinin incelenen dokunun strain değerine oranıdır. Sİ' nin hesaplanmasında karşılaştırılacak olan alana mümkün olduğunca o alanı temsil edecek büyüklükte bir inceleme alanı - region of interest- (ROI) yerleştirilir ve o 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 dokuların Sİ değerleri yüksektir çünkü genellikle çevre dokulara göre daha az komprese edilebilir ve deforme olurlar. Farklı lezyonların elastisitelerinin karşılaştırılmasın da Sİ değeri ölçüt olarak alınır.

Strain elastografisinde görüntü kalitesini etkileyen parametreler pencere

genişliği, prob bası hızı ve kuvvetidir. Bu teknikte görüntü gürültüsünü azaltmak için prob hareketi tek yönlü olacak şekilde dikkatli yapılmalı, palpasyon hızı dikkatli seçilmeli ve elastografi pencerelerinin boyutları incelenecek olan alana lokalize olacak şekilde belirlenmelidir. Prob basısı olabildiğince eşit aralıklı olmalıdır. Yavaş prob basısı hızlı basıya göre daha kaliteli görüntü sağlamaktadır (Li ve ark.,2011). Strain elastografide dokuların elastisitesini daha iyi değerlendirmek için prob ile hedef arası <3-4 cm olmalı, parankim yapısı homojen bir organ incelemeli ve elastisitesi değerlendirilecek alan ile prob arasında büyük venler gibi bası dalgalarını absorbe edecek yapı bulunmamalıdır (Bamber ve ark., 2013).

Dokulara eksternal yolla 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 (Havre ve ark., 2008).

B) Dinamik Yöntemler

Dinamik SE yöntemleri de doku hareketini ölçerek veri elde eder ancak bu yöntemlerin farkı kuvvetin uygulanma biçimi ve dokuda oluşan yanıtı ölçme şeklidir. Dinamik SE'de temel prensip dokuların akustik impulslar ya da titreşim dalgaları ile kuvvete maruz bırakılması ve dokulara uygulanan bu kuvvet sonucu oluşan shear wave (SW) hızlarının ölçülmesidir. SW ultrason dalgalarına benzer özellikleri olup mekanik dalgalardır ve yumuşak dokularda yayılım gösterirler. SW aksial düzlemdeki kompresyon düzlemine dik olarak laterale doğru tıpkı suyun titreşimi ile oluşan dalgalar gibi hareket ederler. Bu hareket esnasında dokunun su dalgası gibi aşağı-yukarı olan hareketi sonografik dalgalarla tespit edilir ve bu şekilde SW hızı ölçülebilir. SW dokular tarafından hızla zayıflatılırlar ve düşük viskoziteli sıvılar da yayılım göstermezler (Cosgro ve ark.,2013). Çünkü SW hızı (1-10 m/sn) sonografik dalgalardan (1540 m/sn) düşüktür ve yayılım için elastik bir ortama ihtiyaç duyarlar. SE'de SW, US dalgaları ile oluşturulur ve yine US ile hızları ölçülür. SW hızlarının ölçümü ile dokular kalitatif olarak siyah- beyaz ya da renkli haritada görsel olarak değerlendirilebilir. Aynı zamanda farklı dokularda oluşan SW hızları karşılaştırılarak dokular birbirinden ayırt edilebilir.

Akustik Radyasyon Force Impuls (ARFI):

Dokuya dışarıdan bası uygulamak yerine bir ultrason pulsu ile uyarılır. Akustik radyasyon kuvveti bir ortamda akustik dalgaların yayılımı ile ilişkilidir. Kısa süreli (0,03-0,4 msn) ve yüksek enerjili akustik pulslar ROI ile belirlenen dokuda lokalize, çok küçük boyutta yer değişikliğine (1-20 μm) neden olur (Fahey ve ark., 2008). Bunun da referans görüntü ile karşılaştırılması ARFI' nin temelini oluşturur. Yer değişikliği hareketi sonucu shear dalgaları oluşur ve bu dalgalar US cihazı tarafından ultrason korelasyon yöntemi ile tespit edilir. Bu teknikle elastogram gri ya da renkli kodlanabilir. ARFI görüntülemeye siyah beyaz görüntülerde yumuşak dokular parlak renkte görülürken sert dokular siyah renkte izlenir. Dokunun sertliği hakkında kalitatif bilgi verir. Kantitatif değerlendirmede ise doku sertliği arttıkça SW hızı artar. ARFI tekniğinde SW hızının ölçümü 1x0,5 cm boyutlarında dikdörtgen bir kutucukta yapılır. SW hızları m/sn ile ifade edilir ve doku elastisitesinin kareköküne eşdeğerdir (Nightingale ve ark., 2003).

Belirgin limitasyon ve kontraendikasyon tanımlanmamıştır. Literatürde olmamasına rağmen kontratlı US değerlendirmeden sonra kullanımının kavitasyon oluşturma riski olduğu bildirilmiştir.

Shear Wave (makaslama) Elastografi (SWE):

US pulsunun oluşturduğu aksiyel yer değiştirmeye dik makaslama dalgası oluşur ve konvansiyonel US'ye göre 10000 kat daha atenuedir . Bu makaslama dalga hızı kullanılarak dokunun elastisitesi ölçülebilir. Dokunun elastisitesi $E = \rho c^2$ formülü ile ölçülür. Bu formülde E doku elastisitesini, ρ doku dansitesi (kg/m^3), c ise SW hızını (m/sn) ifade eder. E, kPa cinsinden Young modülü ve V, cm/sn cinsinden makaslama (sw) hızıdır. Bu yöntemde doku basısına gerek olmadığından ve dokunun elastikiyeti kPa cinsinden kantitatif ölçülebildiğinden daha avantajlıdır. Ancak makaslama dalgasının oluşması için belli bir derinlik gerekmekte olup çok yüzeysel dokularda kullanılması ile ilgili sınırlılık vardır (Li ve ark., 2011, Bercoff ve ark., 2004).

Transient Elastografi (TE):

Vibrasyon elastografi olarak da bilinir ve SWE' nin bir çeşididir. Ancak burada dışarıdan titreşim uygulayan bir cihaz vardır. Bu yöntemde dokudaki makaslama hızı

ölçülür (Sandrin ve ark., 2003). Dokuda oluşan yansıyan dalgaları öncül dalgalardan ayırt etmek için titreşim kısa süreli verilir. Daha çok karaciğer incelemelerinde kullanılmaktadır.

Bu yöntemde deri yüzeyinde bir piston gibi hareket eden ultrason probu aralıklı olarak cilt üzerinden dokuya eksternal mekanik impuls uygular ve bu impuls ile incelenen dokuda SW oluşur. Bu SW'nin derinliğe göre yer değişimi ve ultrason dalgası yönündeki SW hızı M-mod dakine benzer şekilde belirlenebilir (Bamber ve ark., 2013). Ortalama inceleme süresi 5-10 dakikadır. SW'nin doku içindeki hızı dokunun sertliğine bağlıdır. Doku sertleştikçe SW hızı artar. SWE'de 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 lezyonlarının incelemesinde kullanılamaz (Myers ve ark., 2012).

2.3.4 Sonoelastografide Görüntü Kalitesini Etkileyen Etmenler

Elastografinin kalitesini etkileyen faktörleri belirlemek için yapılan çalışma sayısı az olup bu çalışmaların hepsi laboratuvar ortamında yapılmıştır. Havre ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada elastografi kalitesini etkileyen bazı faktörler değerlendirilmiştir.

1) Transduserin hareket hızı

Çoğu US cihazında kompresyon elastografisinde elastogram elde etmek için dışarıdan transduser ile bası yapmak gerekir. Doku üzerinde gerinimi sağlayabilmek için dokuya manuel olarak, belli bir hız ile ve dokuya dik olacak şekilde basılar uygulanmalıdır. Basının frekansı görüntü oluşumunu etkiler. En iyi görüntü kalitesinin 80-120 vuru/dk hızlar arasında uygulanan elastogramlar ile elde olunduğu bildirilmiştir (Havre ve ark., 2008).

2) Transduser ile uygulanan basının şiddeti

Transduser hareketi dışında uygulanan basının şiddeti de önemlidir. Çünkü 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 bir skala ya da ses dalgalarının zamana göre yayılımını belirten bir eğri şeklinde oluşturulmakta ve

optimum elastogram için skalada belirli düzeyin üzerindeki gerinim ya da grafikte saptanan eğrinin sinüzoidal eğriye yakın olması ile elde edilenlerin değerlendirilmesi önerilmektedir (Havre ve ark., 2008).

3) İlgi alanı (Region of Interest - ROI)

Elastografiyi yapmak istediğimiz alandır. Elastografide elde edilen gerinim oranı dokuların gerinimleri arasındaki oranı temsil ettiği için ilgi alanı içerisinde patolojik doku yanında çevre normal dokular da bulunmalıdır. En iyi görüntü kalitesini elde edebilmek için lezyon (incelenmek istenilen alan) ilgi alanının merkezinde olacak şekilde yerleştirilmeli ve incelenmek istenen alanın en az % 50'sini kaplamalıdır (Havre ve ark., 2008).

4) Çerçeve hızı (frame rate)

Oto-korelasyon için gönderilen sinyallerin hangi sıklıkla toplandığını ifade etmektedir. İlgi alanının genişliğine ve derinliğine uygun değer seçilmelidir. Derin ve daha büyük örnekler için 6-13 frame/sn, daha yüzeysel ve küçük dokular için 7-16 frame/sn gibi değerler seçilmelidir. Çerçeve hızı görüntü kalitesini transdüserin hareket hızı ile birlikte etkilemektedir. Prob daha yavaş hareket ettirildiğinde gerçek zamanlı elastografi yapabilmek için daha düşük çerçeve değerleri kullanılmalıdır.

2.4 Parotis Bezi

2.4.1 Embriyoloji

Tükrük bezleri ağız boşluğu ektoderminden gelişir. Organın ilk taslağı (primordium) yedinci embriyonel haftada belirir. Primordium evresini diferansiasyon, lobüllerin ve kanalların oluşumu izler. Sekizinci ayda, asiner hücreler ve ara kanalların belirginleştiği üçüncü evre başlar. Tükrük salgılanması doğumla birlikte görülür. Parotis bezinde, fetal gelişim sırasında interstisyumda çok sayıda lenfosit yerleşmektedir (Johns, 1977, Seifert ve ark., 1986).

2.4.2 Histoloji

Tükrük bezleri çok sayıda sekretuar ünitenin birleşimiyle karakterize ekzokrin tubuloasiner bir yapıya sahiptirler. Bu üniteler sekresyon üretiminden sorumlu asiniler ve sekresyonun transport ve elektrolit ile su konsantrasyonunu düzenleyen duktal

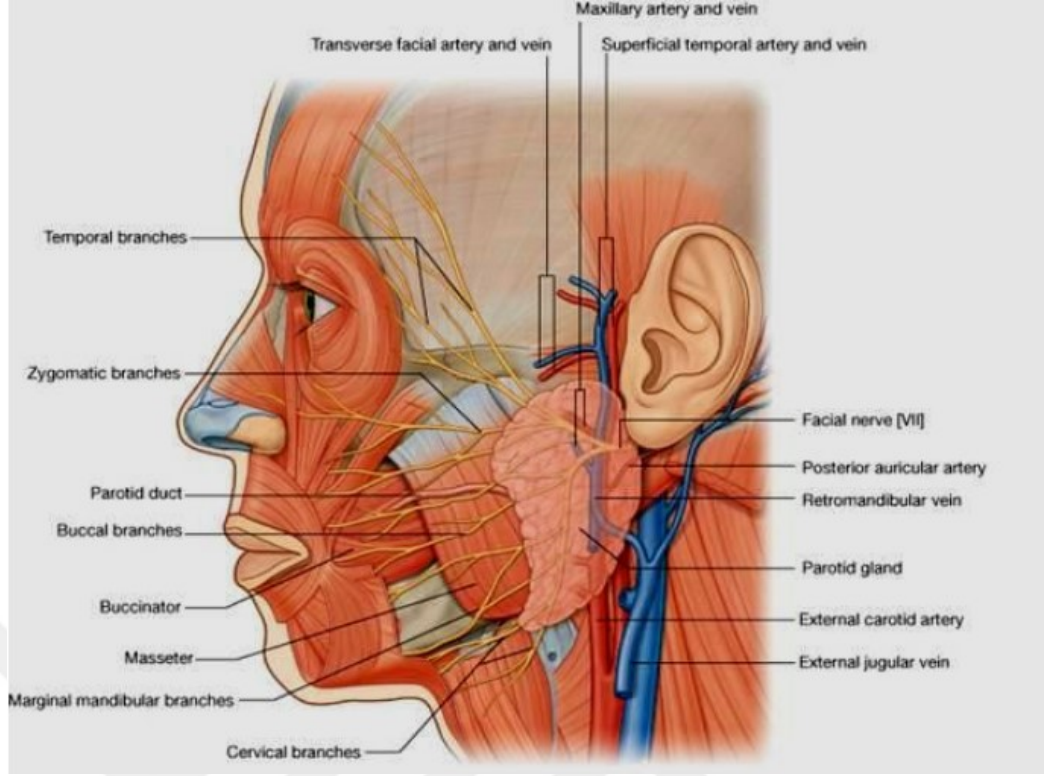
sistemden oluşur. Seyrek müköz üniteler hariç parotis saf seröz tipte bir tükürük bezidir.

Seröz asiniler belirgin bir bazal membran ile çevrili armut şekilli epitelyal hücre gruplarından oluşur. Epitelyal hücrelerin bazal bir nukleusu ve bazofilik granüller ile dolu bir sitoplazması vardır. Bu granüllerin içindeki primer enzim nişastayı parçalayan amilazdır. Lizozim ve laktoferrin gibi diğer enzimler de asiner hücrelerin sitoplazmasında bulunur (Cazelitz ve ark., 1981, Reatimo ve ark., 1980).

Asinilerin interkale duktuslara boşalan santral bir lümeni vardır. Ekskresyonda asiniler ile bazal membran arasında yer alan myoepitelyal hücrelerin kasılması önemli rol oynar. Duktus sistemi tükürüğü glanddan oral kaviteye taşır. İlk iki segment olan interkale ve çizgili duktuslar intralobulerdir. Metabolik aktivitelerinden dolayı sekretuar duktus olarak da adlandırılırlar. Diğer segmentler interlobulerdir ve ekskretuar duktus olarak adlandırılırlar. İnterkale duktuslar doğrudan asiniler ile kontakt halindedirler. Tek katlı bir kuboidal epitel ve düzensiz bir myoepitel hücre tabakası ile döşelidirler. Epitel hücreleri asiner hücreler ile duktal hücreler arasında progresif bir transformasyon gösterir. Bazal tarafta derin hücre membranı invajinasyonları ve mitokondrilerden kaynaklanan karakteristik paralel çizgilenmeleri vardır. Çizgili duktuslar interlobuler duktuslar ile birleşir. Bu duktuslar yalancı çok katlı kolumnar epitel ile döşelidir. Arada yer yer goblet hücreleri bulunur. Ana duktusa katılmadan önce progresif olarak genişlerler. Ana duktusun çevresinde kalın bir fibröz kollajen kılıf ve elastik lifler bulunur. Ana duktusun yalancı çok katlı kolumnar epiteli oral mukozaya açılmadan önce skuamöz epitele dönüşür (Greep, 1973).

2.4.3 Anatomi

Parotis bezleri, tükürük bezlerinin en büyüğüdür. Ağırlıkları yaklaşık 14–28 gr'dır. Yüzün yan tarafında kulak ön-aşağısında yerleşmişlerdir. Retromandibuler fossada yerleşmiş olan bezler yukarıda zigomatik ark düzeyinden aşağıda mandibula köşesinin 2 cm aşağısına kadar uzanır. Lobüler bir yapıya sahip olan bez aralarında gerçek anatomik sınır olmamakla birlikte yüzeysel ve derin lob olmak üzere iki loba ayrılır. Net anatomik sınır olmamasına karşın cerrahide fasial sinirin iki lobu birbirinden ayırdığı kabul edilir.



Şekil 7: Parotis bezi anatomisi (Harold, 2012).

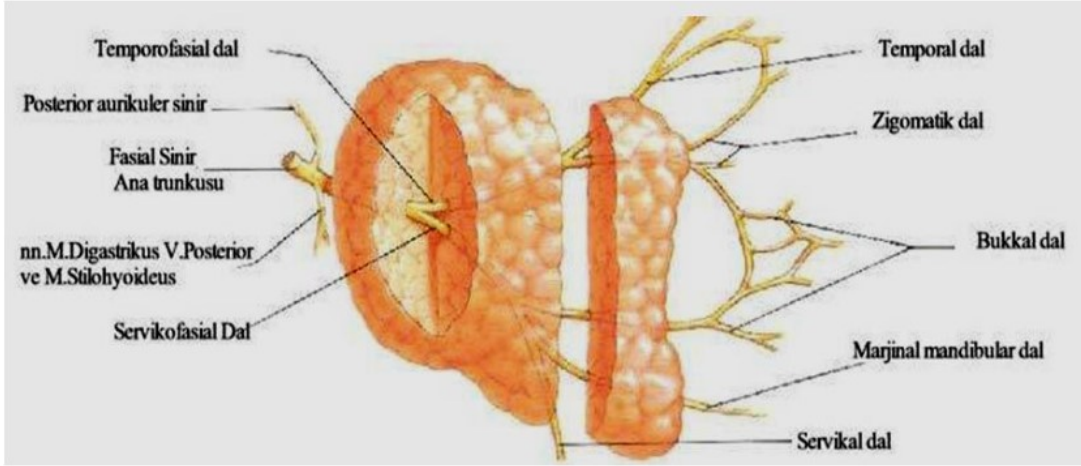
Düz ve dört köşeli olan yüzeysel lob bezin büyük bölümünü oluşturur. Yüzeysel lob ayrıca preauriküler, pterigoid ve inferior loba ayrılmıştır. Derin lob ise tepesi farinkse doğru uzanan piramit şeklindedir. Bunun dışında bez önünde ve Stenon kanalı boyunca yerleşen aksesuar loblarda bulunabilir (Arıncı, 1997)

Tepesi üstte bir piramide benzeyen parotisin lateral, anteromedial ve posteromedial olmak üzere üç büyük yüzü vardır. Anteromedial yüz mandibula, masseter kas ve pterigoid kaslar ile komşuluk yapar. Posteromedial yüz mastoid proçes, sternokleidomastoid kas, digastrik kasın posterior parçası, stiloid proçes ve kaslarına bakmaktadır. Lateralde ise eksternal servikal fasya ile sarılıdır. Derin ve yüzeysel fasyalara ayrılan bu tabaka aynı zamanda stenokleidomastoid kas ve submandibular bezi de sarar. Servikal fasya masseter kası önünde masseter kası fasyası ile birleşir. Dış kulak yolu parotisin üst kenarını, mandibula ramusu ise ön kenarını oluşturur. Derin lob değişik büyüklükte olabilir ve parafaringeal mesafeye dek uzanır. Parafaringeal mesafe mastikatör ve deglutisyonel kas grupları arasında yerleşmiş fibröz-yağ doku kompartmanıdır (Swartz ve ark., 1984, Rabinov ve ark., 1984).

Parotis ana kanalı (Stenon kanalı) yaklaşık 7cm uzunluğunda olup bezin ön kısmından başlar, masseterin ön kenarından kıvrılarak buksinatör kası çaprazlar. Transvers fasial damarların yaklaşık 1cm altında seyrederek. Ağız mukozasıyla kas arasında oblik seyirinden sonra üst ikinci molar diş hizasında vestibulum orise açılır (Granley ve ark, 1992)

Bez medialde internal karotid arter ve internal juguler ven ile kısa bir komşuluk yapar. Parotis içinden eksternal karotid arter, eksternal juguler ven ile fasyal ve aurikulotemporal sinirler gibi önemli oluşumlar geçmektedir. Eksternal karotid arter bezin iç-arka yüzünden bezin içerisine girer ve burada, kollum mandibula hizasında dallarına ayrılır. Bunun hemen lateralinde ve üstünde retromandibuler ven yer alır.

Parotis eksternal karotid arterden ayrılan dallardan beslenir; venleri eksternal juguler vene dökülür. Lenfatikleri ise preaurikuler ve üst derin servikal lenf bezlerine boşalır (Odar, 1977).



Şekil 8: Fasiyal sinirin parotis bezinin içerisindeki seyri (Netter, 2011).

Cerrahi olgularda preoperatif planlamanın özenle yapılmasını gerektiren anatomik özellik fasyal sinirin ve dallarının bez içinde seyretmesidir. Fasyal trunkus stiloid çıkıntının hemen yanından stilomastoid forameninden çıkar. Foramenin aşağısındaki yağ yastıkçıklarından geçerek sternokleidomastoid ve digastrik kaslar arasında, digastrik kasın posterior dalının hemen lateralinden yoluna devam eder. Beze arka yüzünden giren sinir bez içinde tragal noktanın 10-15 mm kaudalinde anterolateral yönde seyrederek. Derin-yüzeyel lob arası düzlemde uzanan ana trunkus 5 büyük dala

ayrılır. Ana trunkus ve büyük dalları retromandibuler venin hemen dışından ve nadiren bu ven ile eksternal karotid arter arasında yolunu sürdürerek bez içinde dağılırlar (Seifert ve ark., 1986, Swartz ve ark., 1984, Conn, 1983).

2.4.4 Parotis Bezi Patolojilerinde Görüntüleme Yöntemleri

Görüntüleme yöntemleri ile kitlenin bez içi veya dışındaki yerleşimi, bez içindeyse yüzeysel veya derin lobdaki lokalizasyonu, enfeksiyon, inflamasyon, neoplazi ayrımı, neoplazide benign-malign tümör ayrımı ve fasyal sinir-lezyon ilişkisi ortaya konabilir.

2.4.4.1 Direkt Radyografi

Direkt grafilerde parotis parankimi incelenemez. Parotis ve submandibular mesafede opasite görüldüğünde taş, kalsifiye lenf bezi, tümör kalsifikasyonu ve flebolitler akla gelmelidir. Parotiste görülen taşların % 60'ı radyoopaktır. Direkt filmler ön-arka, lateral, oblik ve gerekli değişik pozisyonlarda çekilebilir. Direkt radyografi ile malign tümörlerin yaptığı kemik harabiyetleri de ortaya konabilir(Akan, 2008).

2.4.4.2 Siyalografi

Tükrük bezi hastalıklarında eskiden yaygın olarak kullanılan ve çok değerli olan siyalografiye artık ender olarak baş vurulmaktadır. Parotis bezi ana kanalı olan stenon kanalının ağız içinde 2. üst molar diş hizasında bulunan orifisine ucu künt bir kateterle girilip, kontrast madde enjekte edilerek kanaliküler ağın görünür kılınmasıdır. Siyalografide asıl hedef kanaliküler yapının gösterilmesi olduğu için bu inceleme, kanalları öncelikle etkileyen inflamatuvar hastalıklar ve taş olgularında son derece yararlıdır. Aktif enfeksiyon varlığı, kontrast madde allerjisi, tiroid fonksiyon bozukluğu siyalografinin kontrendike olduğu durumlardır. İnvaziv bir yöntem olması, kaliteli görüntü elde edebilmedeki zorluklar bu yöntemin kullanımını sınırlandıran diğer nedenlerdendir (Suzuki ve ark., 1969, Hanafee, 1984). Ayrıca bilgisayarlı tomografi (BT) taşların varlığını göstermede, intrinsek ve ekstrinsek kitleleri değerlendirmede siyalografiden daha sensitiftir.

2.4.4.3 Sintigrafi

Tükrük bezlerinin İyot-131 veya Teknesyum perteknetat (^{99m}Tc) gibi

radyoaktif maddeler kullanılarak incelenmesidir. ^{99m}Tc normal tükürük bezi dokusunda konsantre olur. Soğuk alanlar tümör veya apseyi gösterir. Warthin tümörü ve onkositomlar radyoaktif maddeyi bezden daha çok tutarak hiperaktif (sıcak) görüntü verirler. Multiple lezyon ve sıcak nodüller Warthin tümörünü destekler. Lenfadenopatiler de çok sayıdadır ama hipoaktif görülürler. Sintigrafi ile bezlerin fonksiyonu da değerlendirilebilmektedir (Yıldız ve ark., 1987).

2.4.4.4 Ultrasonografi

İyonize radyasyon içermemesi, invaziv olmaması, çabuk ve güvenilir sonuçlar vermesi, kolay ulaşılabilir ve nisbeten ucuz olması nedeniyle US, yüzeysel yerleşimli bir organ olan parotis bezini görüntülemeye ilk başvuru olan tanı yöntemidir.

Parotis bezi mandibula koluna dik ve paralel taramalarla incelenir. US'de parotis bezi homojen, ince-orta şiddette iç eko yapısı gösterir. Kitleler, incelenen organın parankiminden farklı ekoda bir bölge olarak izlenir. Kitlenin solid, kistik veya miks natürde oluşu, iç eko yapısı, sınırları ve arka duvar etkisi (parlaklık artışı yada gölgeleme) tanıya götürücü önemli kriterlerdir.

Parotis derin lobunun ön kesiminin, mandibula kolunun gölgelemesi nedeniyle görülememesi US'nin olumsuz bir yanıdır (Wittich ve ark., 1985). Ancak parotis kitlelerinin % 90'a varan kısmı yüzeysel lob yerleşimli olduğu için bu olumsuzluğun fazla bir önemi yoktur (Meine ve ark., 1970).

2.4.4.5 Bilgisayarlı Tomografi

BT inceleme hasta sırtüstü pozisyonda yatarken, orbitomeatal hatta paralel ışın kullanılarak, transvers düzlemde kesitler alınarak yapılır. Dışlardaki metal parçalardan kaynaklanacak artefaktlardan kurtulmak için gantri açısı ayarlanarak semitransvers düzlem de kullanılabilir (Carter ve ark. 1981). Transvers kesitlerde parotis bezi mastoid kemik ile mandibula kondili arasında yerleşir ve mandibula köşesinden kafa tabanına kadar uzanır. Stenon kanalı maseter kası komşuluğunda ağza kadar oblik seyir gösterir. Yüzeysel lob maseter kası üzerinde yer alabileceği gibi kasın anterioruna da uzanabilir. Derin lob önde medial ve lateral pterigoid kaslara doğru ilerleyebilir. Derin lob ile parafaringeal aralık arasındaki yağ planının konumu bu bölgede yerleşmiş bir lezyonun hangi kompartmandan kaynaklandığı konusunda bilgi verebilir.

Normal parotis bezi fazlaca yağ ve tükürük salgısı içerdiğinden, kas dokusuna göre daha hipodensitir. Tümörler beze göre daha yüksek dansiteli olduklarından normal bezden kolaylıkla ayırt edilebilirler. İntravenöz kontrast madde verildikten sonra bez hafifçe, homojen ve difüz olarak kontrastlanır; kitle ile bez parankimi arasındaki dansite farkı daha net olarak ortaya konabilir. BT ile kitlenin dansitesi, kontrastlanma özelliği, sınırları, kontur yapısı ve lokalizasyonu saptanabilir. Fasyal sinir BT ile gösterilemese de bez içindeki seyri dikkate alınarak kitlelerin fasyal sinir ile ilişkisi öngörülebilir (Lev ve ark., 1998).

2.4.4.6 Manyetik Rezonans Görüntüleme

MRG, yüksek yumuşak doku rezolüsyonu, multiplanar görüntüleme yeteneği ve iyonizan radyasyon içermemesi nedeniyle parotis bezi kitlelerinde son yıllarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Lezyonu lokalize etme, fasyal sinir ve çevre dokularla ilişkisini ortaya koymada faydalıdır. Fasyal sinirin görüntülenmesi her zaman kolay değildir. Büyük ve agresif tümörlerde sinir yer değiştirir ve deforme olabilir; buna rağmen MRG'de tümör ile fasyal sinir ilişkisi %90 üzerinde bir doğrulukla tanımlanabilir (Takahashi ve ark., 2005).

Parotis bezi incelemesi standart kafa sarmalı ile yapılır. Çekim protokolleri merkezler arasında farklılık göstermekle birlikte daha çok transvers ve koronal düzlemler ile T1A ve T2A görüntülerin farklı kombinasyonları kullanılır; yağ baskılı görüntülerden de yararlanır. Tükürük bezleri özellikle de parotis bezi yüksek yağ içeriği nedeniyle, T1A ve T2A görüntülerde, yağ dokuya göre daha az olmak üzere, yüksek sinyalli izlenir (Yousem ve ark., 2000). Normal parankimin yüksek sinyal özelliği nedeniyle lezyonun ayırt edilmesi, kenar özelliklerinin belirlenmesi, derin loba uzanım, infiltrasyon varlığını göstermede T1A görüntüler daha faydalıdır. T2A görüntüler ise lezyon iç yapı özellikleri hakkında daha spesifik bilgiler verir. Yağ baskılı olarak gerçekleştirilecek kontrastlı T1A görüntüler perinöral ve perivasküler yayılım, kafa tabanına uzanım, kemik invazyonu, leptomeningeyal tutulum, eşlik eden lenf nodlarını göstermede ve dolayısıyla cerrahi tedaviyi planlamada yardımcıdır.

2.4.5 Parotis Bezi Tümörleri

Tükrük bezi tümörleri nadir rastlanan tümörler olup çok çeşitli histopatolojik tipler içermektedir. Tüm baş boyun bölgesindeki tümörlerin yaklaşık % 1-3'ü, insan vücudundaki tüm tümörlerin ise % 2'sinden azını oluşturmaktadır. Neoplazmların çoğunluğu bez kanalları epiteliyle, asiner epitelden köken alır. Nadir görülen tümörler olmakla birlikte çok yönlü klinik prezentasyonu, değişik histolojik görünimleri ve beklenen prognozla ilişkili zorlukları nedeniyle ilgi çekmektedir. Yapılan çalışmalarda benign tükrük bezi tümörleri, malignlerden beş kat daha sık görülmektedir. Benign tükrük bezi tümörleri kadınlarda erkeklere oranla daha sık görülmekte olup, malign tükrük bezi tümörleri her iki cinste eşit dağılım göstermektedir. Parotis bezi % 68 ile en sık tümör gelişen tükrük bezi olup, minör tükrük bezi % 23, submandibular bez ise % 9 olarak tutulmaktadır (Pinkston ve ark., 1999, Spiro, 1986)

Tükrük bezi tümörleri çok yönlü nedenlere bağlı olarak gelişmektedir. Epidemiyolojik çalışmalarla radyasyona maruziyet sonrası tükrük bezi tümör gelişimi bildirilmiştir, ancak edinilmiş bağışıklık yetersizliği sendromu (AIDS), virüs aracılı malinite veya ultraviyole ışık ile tükrük bezi tümörleri arasında ilişki bulunamamıştır. Ayrıca sigara ve alkol kullanımı ile tükrük bezi tümör gelişimi arasında ilişki gösterilememiştir (Sun ve ark., 1999).

Tükrük bezi tümörlerinin sınıflandırılması oldukça zor ve engellerle dolu bir alandır. Hatta benzerlikler taşıdığı meme ve deri eki tümörlerinin sınıflandırılmasından daha zor olduğu söylenebilir. En önemli engellerden biri tümörlerin çoğunun benzer hücre kökenlerinden kaynaklanmasıdır. Bu durum bütün seviyelerde belirgin ölçüde karışıklığa yol açar. Dünya sağlık örgütü sınıflandırması daha çok benign ve malign tümörler arasındaki ayırımı vurgulamaktadır (Seifert ve ark., 1992, Simpson ve ark., 1994).

Tükrük Bezi Tümörlerinin Dünya Sağlık Örgütü (2005) Histolojik Sınıflaması

Benign tükrük bezi tümörleri

Pleomorfik adenom

Myoepitelyoma

Bazal hücreli adenom

Warthin tümörü

Onkositoma

Kanaliküler adenom

Sebasöz adenom

Lenfadenom (sebasöz, non-sebasöz)

Duktal papillom (inverted duktal papillom, intraduktal papillom, sialoadenoma papilliferum)

Kistadenom

Malign tükrük bezi tümörleri

Asinik hücreli karsinom

Mukoepidermoid karsinom

Adenoid kistik karsinom

Polimorfik düşük dereceli adenokarsinom

Epitelyal-myoepitelyal karsinom

Şeffaf hücreli karsinom

Bazal hücreli adenokarsinom

Sebasöz karsinom

Sebasöz lenfadenokarsinom

Kistadenokarsinom

Düşük dereceli kribriform kistadenokarsinom

Müsinöz adenokarsinom

Onkositik karsinom

Tükrük bezi kanal karsinomu

Adenokarsinom

Myoepitelyal karsinom

Karsinoma ex-pleomorfik adenom

Karsinosarkom

Metastaz yapan pleomorfik adenom

Skvamöz hücreli karsinom

Küçük hücreli karsinom

Büyük hücreli karsinom

Lenfoepitelyal karsinom

Sialoblastoma

Yumuşak doku tümörleri

Hemanjioma

Lipom

Hematolenfoid tümörler

Hodgkin lenfoma

Diffüz büyük B hücreli lenfoma

Ekstranodal marjinal zone B hücreli lenfoma

Sekonder tümörler

2.4.5.1 Benign Tükürük Bezi Tümörleri

Parotis bezinde izlenen kitlelerin % 80'i benign karakterde olup en sık pleomorfik adenom ve Whartin tümörü görülür (tablo 3) (Lin ve ark., 2007).

Tablo 3. Parotis bezi benign kitleleri ve dağılımı

Benign Kitleler	Dağılımı
Pleomorfik adenom	%55-70
Whartin tümörü	%25-34
Bazal hücreli adenom	%1-5
Onkositoma	%0.5-2
Diğerleri	%1-6

2.4.5.1.1 Pleomorfik Adenom

Parotis bezinin en çok rastlanan benign tümörü pleomorfik adenomdur. Pleomorfik adenomların % 80'ine parotis bezinde rastlanmaktadır. % 90 süperfisyal lob kaynaklıdır. Pleomorfik adenomun bilateral izlenmesi nadirdir. Pleomorfik adenomlar her yaşta rastlanabilir, ama ortalama rastlama yaşı 45'tir. Bayanlarda daha sık rastlanır (Gritzman ve ark., 2002). Hastalar ağrısız yavaş büyüyen kitle şikayetiyle başvurur. Semptomların oluşma zamanı ortalama 5 yıldır (1 ay-34 yıl).

Tümör, görüntüleme yöntemlerinde genel olarak homojen olmasına rağmen mikroskopik incelemede heterojen yapıdadır. Pleomorfik adenomlar mikroskopik olarak incelendiğinde isminden de anlaşıldığı gibi tümörü oluşturan birçok farklı hücre görülmektedir. Tümörü oluşturan epitelyal kısımlar duktus, asinüsler, tübüllerin demetlerini ve epitel hücre tabakalarını içerir. Bunlar genellikle kondroid adacıklar içeren gevşek miksoid bağ doku stroma ile iç içe olarak izlenir. İmmünohistokimyasal bulgular tümörün stromal hücreleri dahil tüm hücrelerinin tek myoepitelyal hücreden köken aldığını göstermektedir (Mafee ve ark., 2004). Ayrıca tümörün etrafında fibröz bir kapsül mevcuttur. Makroskopik olarak enkapsüle olmasına rağmen mikroskopik incelemede tümör hücrelerinin kapsülü aşan çoklu uzantıları izlenebilir. Bu nedenle pleomorfik adenomlar benign tümörler olsa da nüks etme ve malign dönüşüm gösterme özelliği vardır. Pleomorfik adenomların % 3-4'ü ex-pleomorfik adenokarsinoma dönüşebilir (William ve ark., 2008).

Siyalografide ve BT-siyalografide tüm benign kitleler gibi kanallarda düzgün dolma defekti şeklinde izlenirler. Ultrasonografi (US) incelemesinde düzgün kenarlı, iyi sınırlı, homojen, granüler iç eko yapısında hipoekoik oval veya yuvarlak solid kitleler olarak izlenen pleomorfik adenomlarda arka duvar parlaklığı çoğunlukla saptanan bir

bulgu olmakla beraber kullanışlı bir ölçüt değildir. BT'de genellikle, yağ içeren beze göre yüksek dansitede görüntülenen pleomorfik adenomlar, İntravenöz kontrast madde (İVKM) injeksiyonuyla homojen ve iyi kontrastlanan, iyi sınırlı ve düzgün kenarlı kitlelerdir. Ancak, diğer benign kitlelerle birlikte, bazı inflamatuvar ve malign kitlelerin de homojen ve iyi kontrastlandıklarını unutmamak gerekir. MRG'de iyi sınırlı, homojen sinyalli pleomorfik adenomlar T1A görüntülerde düşük veya orta şiddette hipointens, T2A hiperintens, intravenöz gadolinium injeksiyonu sonrası homojen veya heterojen kontrastlanan lezyonlar olarak görüntülenirler. Lezyonun sınırlanma özelliğinin belirlenmesinde T2A görüntüler daha değerlidir. Büyük boyutlara ulaşan ve lobüle konturlu olabilen pleomorfik adenomların benign-malign ayrımı dikkatlice yapılmalıdır. Boyutları artan kitledeki hemoraji, fibrozis, nekroz veya kistik dejenerasyon ve kalsifikasyon alanları nedeniyle pleomorfik adenomlar, US'de heterojen iken; BT'de hemoraji ve kalsifikasyon odakları hiperdens, nekroz ve kistik değişiklik odakları hipodens olarak görüntülenir. MRG'de fibrozis ve kalsifikasyon odakları hipointens, kistik değişiklik ve nekroz odakları hiperintens ve kanama odakları evrelerine bağlı olarak değişik sinyalli alanlar olarak görüntülenirler (Akan, 2008).

2.4.5.1.2 Warthin Tümörü (Papiller Kistadenomalenfomatözüm)

İkinci en sık rastlanan benign parotis bezi tümürüdür. Neredeyse sadece parotiste görülür. Büyüme hızı düşük olup, malign dönüşüm gösterme oranı % 0.3'tür. Parotis bezi tümörlerinin % 6-10'u, parotis bezi benign tümörlerinin ise % 14-30'u Warthin tümürüdür Yaşlılarda görülme insidansı yüksektir (ort. 62 yaş). Nadiren 40 yaşın altında da rastlanılabilir. Erkeklerde kadınlardan daha sıktır (Lee ve ark., 2008, Eugene ve ark., 2007).

Tümör genellikle bezin kuyruğunda yerleşmektedir. % 20 oranında multifokal, % 2-10 oranında ise bilateral yerleşimli olur. Bilateral parotis bezi tümörlerinin insidansı düşük olup % 1.3-3.5'tir. Bu tümörlerin % 85'i Warthin tümürüdür. Multisentrik ve bilateral yerleşimli olabilmesi özelliğinden dolayı ayırıcı tanıda lenfadenopatiler akılda bulundurulmalıdır. Bundan başka bazen, pleomorfik adenom, onkositoma gibi benign tümörlerle bir arada olduğu tanımlanmıştır. Nadiren ekstraparotid yerleşimli olup submandibuler bez, dudak, tonsil, minör bezler, lenf nodlarında rastlanabilir. Diğer tükürük bezi tümörlerinden farklı olarak Warthin tümörü

gelişimini tetikleyici faktörler arasında sigara tüketimi yer almakta olup, Warthin tümörü olan hastalarda sigara kullanımı prevalansı % 79-100 arasındadır (Eugene ve ark., 2007, Thangarajah ve ark., 2009).

Lenfatik ve sellüler komponentlerden oluşan bu tümörlerin büyük bölümü bir kapsülle çevrili olup mukus veya sıvı dolu kistik bir kesim içermektedir İyi sınırlı, homojen, bazen lobüle kontulu olabilen Warthin tümörleri tamamen solid olabilecekleri gibi, kistik/solid bileşenlerden oluşabilir veya tamamı kistik olabilir. US, BT ve MRG'de kistik bir komponent belirlendiğinde Warthin tümörü lehinedir. Semisolid yapıdaki lezyonların solid kesimleri US'de hipoekoik iken; kontrastlı BT'de homojen ve iyi kontrastlanmaktadır. T1A MRG'de düşük veya orta şiddette, T2A MRG'de parlak sinyal gösterirler. İvGd enjeksiyonu sonrası pür solidse homojen; kistik komponent içeriyorsa sadece solid komponenti kontrastlanır. Dinamik kontrastlı MRG'de, minik kistler içeren, lenfoid doku ve epitelyal stromadan oluşan bu tümörler erken kontrastlanır; hızla yıkanma oranı gösterirler Warthin tümörlerinin kontrast yıkanma hızı malign tümörlerden anlamlı derecede yüksektir. Sintigrafide hiperaktif (sıcak) olarak görülmesi karakteristiktir. Ancak onkositomların da hiperaktivite göstereceği unutulmamalıdır (Rankow ve ark., 1976, Meine ve ark. 1970).

2.4.5.1.3 Onkositoma

Tüm tükrük bezi tümörleri içinde % 1'den daha düşük oranda gözlenirler. %78'i parotis bezinde, %9'u submandibular bezde rastlanır (Lee ve ark., 2008). Onkositoma ve onkositozis genelde 60 yaş yaşın üstündeki hastalarda görülür. Bunun nedeni, tükrük bezi duktus ve asinilerinin epitelyal hücrelerinden kaynaklanan onkositlerin miktarının yaş ile beraber artmasıdır. % 20 hastada boyuna radyasyon öyküsü vardır. Rekkürens riski %10 olup, nedeni tümörün multifokal olmasıdır. Malign dönüşüm riski nadir de olsa vardır. Malign dönüşüm gösterse bile benign özellikli düşük dereceli tümör olarak değerlendirilmektedir BT ve MRG'de pleomorfik adenomlardan ayırımı güçtür. Warthin tümörleri gibi radyonüklid tutan hiperaktif nodüllerdir (Eugene ve ark., 2007).

2.4.5.1.4 Bazal Hücreli Adenom

Bazal hücreli adenomlar oldukça seyrek görülen tümörlerdendir. Bu tümörlerin

% 75'ine parotis bezinde rastlanmaktadır. Bazal hücreli adenomlara genellikle 50 yaştan sonra rastlanmaktadır. Kadın ve erkek oranı 2:1'dir. Bazal hücreli adenomlar iyi sınırlı tümörlerdir, genelde ölçüleri 2 cm'nin altındadır. Membranöz subtip dışında bazal hücreli adenomların nüks etme riski düşüktür. Membranöz tipte ise nüks etme riski % 25'dir. Malign dönüşüm nadirdir (Eugene ve ark., 2007).

2.4.5.1.5 Diğer Benign Parotis Tümörleri

Bunlar myoepitelyoma, berrak hücreli adenom, kanaliküler adenom, intraduktal papillom ve sialoadenoma papilliferum gibi nadir görülen epitel kökenli tümörler olarak sayılabilir. Klinik, laboratuvar ve radyolojik bulguları diğer benign tümörlerden farklı değildir. Tanı için histopatolojik inceleme gereklidir (Mafee ve ark., 2004, Lee ve ark., 2008).

Parotis bezlerinde ayrıca hemanjiom, lipom, lenfanjiom, şivannom, fibrom gibi epitel kökenli olmayan benign tümörlere de rastlanmaktadır. Hemanjiomlar çocukluk çağında parotis bezlerinde en sık görülen tümörler olarak bilinir. Klasik muayene ve radyolojik bulguları ile histopatolojik örnekleme yapmadan tanı alabilirler (Katz ve ark., 2009). Lipomlar tüm parotis tümörlerinin %3-8'ini oluşturmaktadır. Yumuşak kıvamlı olan bu tümörün yağ içeriği BT ve MR görüntüleme ile rahatlıkla gösterilebilmektedir. US'de belirgin kanlanma gösteren yağ içerikli kitlede liposarkom akılda tutulmalıdır (Liyanage ve ark., 2007). Parotis bezlerinde şivannomlar fasial sinirin dallarından köken alır. Düzgün sınırlı hafif sert olan bu kitleler US'de hipoekoik olarak izlenir. Heterojen ve kistik alanlar bulunabilir. Doppler US'de kanlanma gösteren şivannomlar, BT ve MR gibi kesitsel incelemelerde diğer benign kitlelerden ayırt edilememektedir. Nörofibromatozis Tip 1 olgularında parotis bezlerinde şivannomlar görülebilir (Lee ve ark., 2008, Katz ve ark., 2009).

2.4.5.2 Malign Tükürük Bezi Tümörleri

Parotis bezinin primer malign tümörleri nadirdir. Malign epitelyal tümörlere kadınlarda daha sık rastlanmakta olup, pik insidansı 70 yaş civarındadır. Nonepitelyal tümörlere ise daha erken yaşlarda rastlanır. Malign parotis bezi tümörlerinin oluşumunda ırk, soy, Epstein-Barr virusunun rolü olduğu gösterilmiştir. Aynı zamanda radyasyonun latent peryodu 15-20 yıl olmak üzere malign tümör oluşumunda rolü

olduğu gösterilmiştir (Stafford, 1997).

Tablo 4. Parotis bezi malign kitleleri ve dağılımları

Malign Kitleler	Dağılımları
Mukoepidermoid karsinom	%27-37
Adenoid kistik karsinom	%20-25
Adenokarinom	%5-18
Malign miks tümör	%3-13
Asinik hücreli karsinom	%1-7
Diğerleri	%1-10

2.4.5.2.1. Mukoepidermoid Kanser

Mukoepidermoid kanser en sık karşılaşılan malign parotis bezi tümörüdür. Kanal epitelinden kaynaklanan bu tümöre her yaş grubunda rastlanabilmekle birlikte en fazla 35-65 yaş arasında görölmektedir (Lee ve ark., 2008). Erkeklerde ve kadınlarda aynı oranda görülür. Radyasyonun tümör gelişimi üzerine etkisi olduğu bilinmektedir.

Bu tümörler hem histopatolojileri hem de klinik gidişatı nedeni ile düşük ve yüksek dereceli olarak sınıflandırılırlar. Düşük dereceli tümörlerde boyun diseksiyonu gerekmediği halde yüksek dereceli tümörlerin tedavisinde boyun diseksiyonu gerekmektedir. Tüm mukoepidermoid kanserler metastaz yapabilir ama genelde yüksek dereceli tümörler metastaz yapar (Eugene ve ark., 2007). Yüksek dereceli tümörlerde lokal nüks oranı yüksek, % 78 olup, prognozu kötüdür. BT ve MRG'de düşük dereceli mukoepidermoid kanserler iyi sınırlı, homojen soliter kitle olarak görüntülenirler. Kontrastlanmaları homojen ve orta derecededir. Daha infiltratif ve agresif özellik gösteren yüksek dereceli tümör kenarlarında kötü sınırlılık yanında nekroz da saptanır (Lee ve ark., 2008, Çakır, 1996).

2.4.5.2.2 Adenoid Kistik Karsinomser (Sylindroma)

Tükürük bezlerinin diğer sık görölen malign tümörlerindedir. Adenoid kistik kanser(AKK) periferik parotis kanalından kaynaklanır. Parotis bezi tümörlerinin % 2-6'sını, malign tümörlerinin % 12-15'ini oluşturur. Parotis bezinin adenoid kistik kanserine genelde 40-60 yaş arasında rastlanmaktadır. Nadiren 20 yaşın altında rastlanabilir (Lee ve ark., 2008, Çakır, 1996).

Tümörün büyüme hızı oldukça yavaştır. Ağrısız ve yavaş büyüyen kitlenin olması klinik olarak hekimi yanıltabilir. Tümör invaziv özelliği nedeniyle çevre dokulara, perivasküler ve perinöral boşluklara yayılma eğilimindedir. Perinöral invazyon ile yayılım göstermesi ve nüks etmesi karakteristiğidir. Yaygın semptomlarından olan fiksasyon ve fasyal paralizi ve parezinin olması perinöral invazyonun göstergesidir (Koç, 2004).

US'de heterojen, hipoekoik düzensiz lobüle konturlu kitle görünümü dikkati çeker. Ancak düşük dereceli bir adenoid kistik karsinom bu görünüme sahip olmayabilir. Doppler US'de genellikle orta ya da belirgin derecede kanlanma izlenebilir (Liyanage ve ark., 2007, Orloff ve ark., 2009).

BT ve MR'da, düzensiz sınırlı heterojen kitleye ait bulgular mevcuttur. Kitle genellikle yoğun heterojen kontrast tutulumu ile karakterizedir. Diğer malign parotis bezi kitlelerine benzer olarak adenoid kistik karsinom da BT ve MR'da kistik içeriğine göre farklı yoğunluk ve sinyal özelliklerine sahip olabilir. Kesitsel görüntüleme genellikle tümörün lokal ve uzak yayılımını değerlendirmek amacıyla kullanılır. Tanı için histopatolojik inceleme gereklidir (Liyanage ve ark. 2007, Mafee ve ark., 2004).

2.4.5.2.3 Asinik Hücreli Karsinom

Olguların %90'ı parotis bezinde %10'u submandibuler bezde izlenir. Çocuklarda 2. en sık rastlanan parotis malignitesidir. Bu tümör multifokal olabilir ve bilateral yerleşim (% 3) gösterebilir. Kadın predominansı ile birlikte 50-60 yaş arasında daha sık görülür (Koç, 2004). Önceleri adenom olarak tanımlanmasına rağmen, metastaz yapma özelliği ve lokal nüks etmesi gibi özellikleri saptanmasıysa karsinom olduğu ortaya çıkmıştır. Morfolojik olarak yumuşak kitlelerdir. Tümörün önemli bir özelliği lokal infiltratif olmasıdır. Prognoz hücre diferansiyasyonu ile doğrudan ilişkilidir. Literatürde lokal nüks etme oranı ortalama %20, servikal metastaz oranı %10, uzak metastaz oranı %13 olarak verilmiştir (Greyg ve ark., 2008). BT ve MRG'de genellikle iyi sınırlı görülmekle birlikte, kötü sınır ve infiltratif karakter gösterebilirler.

2.4.5.2.4 Skuamöz Hücreli (Yassı Hücreli) Karsinom

Tükrük bezlerinin primer yassı hücreli karsinomu nadir olup çok agresif seyredir. Muhtemelen metaplazik duktal epitelden kaynaklanır. Fakat parotis bezi ve

çevre dokular arasındaki zengin lenfatik ağıba bağlı olarak alın, şakak veya kulak yerleşimli yassı hücreli kanserlerin bu bölgeye metastazı daha sıklıkla karşımıza çıkmaktadır. Hastalar genelde ileri evrede başvururlar. Çok agresif bir tümör olup, radikal rezeksiyon ve boyun diseksiyonu endikedir. Postoperatif radyoterapi yaşam şansını arttırır. Fasyal sinir tümörle infiltre değilse korunabilir. %75 hastada histolojik olarak pozitif lenf nodu vardır. Uzak metastaz insidansı %20-30'dur (Eugene ve ark.,2007, Lee ve ark., 2008). BT ve MRG'de karakteristik görünümleri yoktur. Özellikle büyük boyutlu tümörlerde nekroz olağandır.

2.4.5.2.5 Adenokarsinom

Adenokarsinomlar tüm tükürük bezi tümörlerinin %14'ünü oluşturur. Bunların %50'den fazlası parotiste görülür. Elli yaş üstü ve kadın popülasyonda sık görülür. Parotis lokalizasyonunda ağırlı, sert kitle ve fasyal paralizi şikayeti ile başvururlar. Perinöral invazyon saptanabilir. Regional metastaz %25 oranında görülür. Tedavide total veya radikal parotidektomi gerektiğinde boyun diseksiyonu uygulanır. Radyoterapiye duyarlı değildirler. Prognozda tümör yerleşimi ve boyutu önemlidir. Vakaların %25'inde nüks görülür ve beş yıllık yaşam süresi %30 civarlarındadır (Koç, 2004).

2.4.5.2.6 Malign Mikst Tümör (Karsinoma Ex Pleomorfik Adenom)

Malign mikst tümör daha önce saptanmış olan pleomorfik adenomdan kaynak alan malign bir tümördür. Benign pleomorfik adenom dokusu ve malign tümör dokusu birlikte bulunur. Pleomorfik adenomların %3-4'ü ex-pleomorfik adenom karsinoma dönüşebilir (William ve ark., 2008). Malign dönüşüm riski tümörün süresine bağlı olarak artar. 60 yaşın üzerinde saptanma insidansı yüksektir. Erkeklerde ve kadınlarda aynı oranda görülür. Klinik olarak uzun süre var olan bir tümörde hızlı büyüme izlenmektedir. %12 -50 hastada bu büyüme fasyal paralizi ve çevre yumuşak dokulara fiksasyonla beraber izlenmektedir. Malign mikst tümörler yüksek nüks, metastaz ve mortalite ile karakterizedir (Olsen ve ark., 2001).

Radyolojik olarak pleomorfik adenom düşünülen kitleler, kapsülün bir bütün olarak seçilememesi ve bölgesel veya uzak metastaz saptanması durumunda malign mikst tümör olarak değerlendirilebilir (Akan, 2008).

2.4.5.2.7 Sekonder Tümörler

Bazı tümörler özellikle parotis bezine metastaz yapma eğilimi gösterirler. Metastaz çoğunlukla lenfatik yolla gerçekleşir. Başlıcaları malign melanom ve yassı hücreli kanserlerdir. Yüz cildi yassı hücreli kanserlerinin %5'i parotis ve lenf nodlarına metastaz yapar. Parotise metastaz yapan cilt yassı hücreli kanserlerinde yüksek oranda kemiğe ve derin dokulara invazyon ve perinöral invazyona rastlanmaktadır. Bu perinöral invazyon hem motor sinir olan fasyal sinir ve hem de sensoriyal sinir olan aurikulotemporal siniri etkilemektedir. Renal hücreli kanser ve retinoblastom da parotis bezine metastaz yaparlar. Parotis bezine metastaz yapan baş boyun tümörlerinde yaşam süresi son derecede kısadır (Koç, 2004).

Tükrük bezlerinin primer lenfoması enderdir. Genellikle baş boyun bölgesi lenfomalarında parotis ve submandibular bezlerde de lezyon görülebilir. Genellikle bez içerisinde ve çevresinde büyümüş lenf bezleriyle ortaya çıkar. Yaygın infiltratif büyük boyutlu kitle şeklinde de görülebilir. Otoimmün hastalığı olan hastalarda, Sjögren hastalığında, romatoid artrit ve immünsüpresif hastalarda daha sık rastlanır. %80'i parotis bezinde, %20'si submandibular bezde rastlanır (Akan, 2008). Sekonder lenfoma, sistemik lenfoması olan hastaların %1-8'de saptanır. Bunun %80'ine parotis bezinde rastlanır (Eugene ve ark., 2007). Tümör genellikle iyi sınırlı ve homojendir. Nekroz olağan değildir. Parotis bezi içerisinde büyümüş lenf nodları saptandığında, granümatöz lenfadenitler de ayırıcı tanıda düşünülmelidir.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Ağustos 2015- Ağustos 2016 tarihleri arasında Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalında gerçekleştirildi. Bu prospektif çalışma fakülte etik kurulu tarafından onaylandı ve tüm hastalardan yapılacak işlemler öncesinde bilgilendirilmiş onam alındı. Parotis bezinde fizik muayenede kitle saptanıp klinik değerlendirme sonucunda US ve biyopsi yapılmasına karar verilmiş hastalar değerlendirildi. Kitle tespit edilen hastalarda kitleye yönelik biyopsi öncesi aynı seansta B-mod US, renkli Doppler US (RDUS) ve SE incelemeleri aynı kişi tarafından yapıldı. Bunu takiben olgulara US eşliğinde ince iğne aspirasyon biyopsisi (İİAB) ya da eksizyonel biyopsi yapıldı. US’de kitle tespit edilmeyen, parotis bezi dışında olan ya da parotis bezi içinde olup derin lobda yerleşim gösteren, ve yeterli kalitede görüntü elde edilemeyen hastalar çalışma dışı bırakıldı. Buna göre çalışmamız 34 hasta dahil edildi.

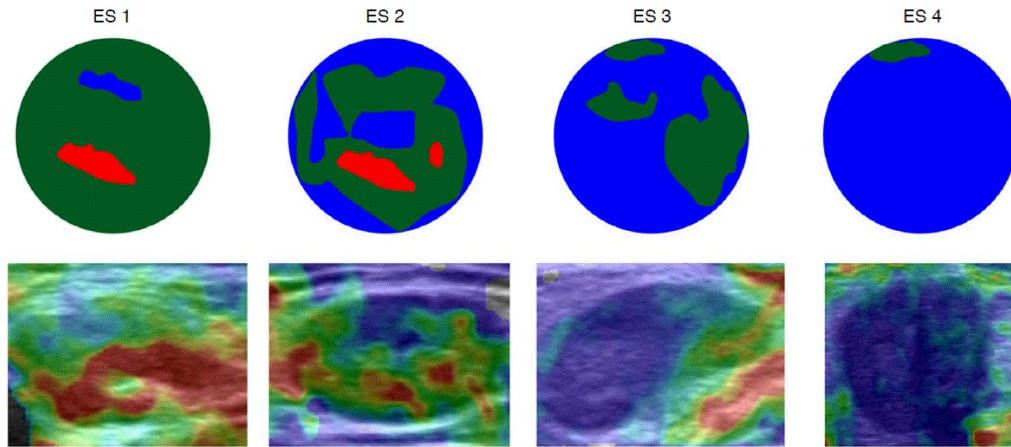
B-mod US, RDUS ve SE incelemeleri 12-MHz’ lik lineer transduser ile tek uygulayıcı tarafından gerçek zamanlı sonoelastografi yazılımı bulunan US cihazında (Aplio XG SSA- 790A, Toshiba Medical Systems Corporation, Otawara, Japan) yapıldı. Tüm hastalara supin pozisyonda öncelikle B-mode US yapıldı. Longitudünel ve transvers planda görüntüler elde edildi. Tüm lezyonların boyutları (anterior posterior ve transvers çapları), şekli (oval-yuvarlak- lobüle ya da amorf), kenar özelliği (düzgün sınırlı, düzensiz sınırlı), eko özelliği (hipoekoik, izoekoik, hiperekoik) ve parankim homojenitesi (homojen, non-homojen, heterojen) değerlendirildi. RDUS’de ise lezyonların vaskülarizasyonu değerlendirildi. Daha sonra lezyonlara sonoelastografi yapıldı. SE için manuel eksternal kompresyon yöntemi kullanıldı. Ultrason probu kompresyonun homojen bir şekilde uygulanabilmesi için hastanın başını lezyonun karşı yönüne çevirmesi istenerek lezyon üzerine transvers planda olacak şekilde yerleştirildi. Lezyonu tamamen kapsayacak şekilde sonoelastografik box yerleştirildikten sonra 7-8 adet kompresyon-dekompresyon kuvveti uygulandı. Prob hareketi sırasında lezyonun gri skala görüntüleri sonografik ekranda eş zamanlı görülmekteydi. Gri skala ve elastografi görüntülerinde görüntüleme alanı, kitlenin tamamını ve çevre parotis parankimini de içine alacak şekilde ayarlanmaya çalışıldı Sonoelastografi görüntüleri probun sürekli hareket ettirilmesi sonrasında oluşan komşu iki bitişik kompresyon ve

relaksasyon framelerinin karşılaştırılmasıyla cihaz tarafından otomatik olarak üretildi. Kompresyon ve relaksasyon dalgaları elastografi ekranında sırasıyla baz hattının üstünde ve altında dalgalar şeklinde görülmekteydi. Elastogram görüntüsü en yumuşak dokuyu kırmızı, en sert dokuyu ise mavi rengin olduğu bir renk skalası şeklinde B-mod görüntü üzerinde oluşturulmaktaydı.

Görünüm paterni Itoh ve ark. tarafından 2006 yılında meme kitlelerinde önerilen ve daha sonra tiroid nodülleri, lenf nodları ve tükürük bezi kitlelerinde de kullanılan sınıflandırmaya göre 4 kategoride sınıflandırıldı (Tablo 3).

Tablo 5. Elastografi Skorları ve yorumlanması

Skor	Yorum	Solid komponentin elastografik görünümü
ES1	Yumuşak	Mavi alanın olmaması ya da çok az miktarda mavi alan; kitle komşu parankimden ayırt edilemez.
ES2	Büyük oranda yumuşak	Büyük oranda yeşil ya da kırmızı alan, az sayıda saçılmış mavi alanın oran $<45\%$; lezyon sınırları komşu parankimden net olarak ayırt edilemez
ES3	Büyük oranda sert	Mavi alanların oranı $>45\%$, çevrede mavi alan ve santralde nekrozu düşündürülen yeşil-kırmızı alan var; kitle komşu tükürük bezi parankiminden ayırt edilebilir.
ES4	Sert	Homojen olarak mavi alan; yeşil kenar izlenebilir; kitle komşu tükürük bezi parankiminden kolaylıkla ayırt edilebilir.



Şekil 9. Elastografik skorlamamın şematik gösterimi ve örnek sonoelastografi görüntüleri (Choi ve ark., 2015).

Elastogramlar elde olunduktan sonra gerinim oranı değerlendirilmesi için sinüzoidal şekle sahip en uygun relaksasyon dalgası kullanıldı. Sonra ROI yardımıyla kitlenin ve komşu eş derinlikteki normal parotis dokusunun gerinimi sayısal değer olarak ölçülüp oranlandı.

Elastogramda izlenen parotis kitlesinin tamamı içerecek şekilde ayarlanan ilk ROI'nin ölçümü A, aynı elastogramda gösterilen komşu normal parotis dokusunun ROI ile gerinim değeri B olarak belirlendi. Bu ikisinin oranı parankim kitle gerinim oranı (PKGO)=B/A olarak hesaplandı.

İstatiksel Analiz

Tüm istatiksel analizler SPSS paket programı (sürüm 15.0, SPSS) kullanılarak yapıldı. Sürekli değişkenler ortalama \pm standart sapma veya ortanca (minimum-maksimum) olarak gösterildi. İstatiksel analizde, kantitatif veriler Student t testi kullanılarak ve kalitatif veriler ise Ki-kare testi kullanılarak karşılaştırıldı. Gerinim oranlarının en iyi eşik değerini belirlemek için ROC analizi kullanıldı. B-mod ultrasonografi ve sonoelastografinin tanısal değerini belirlemede histopatolojik sonuçlar ile karşılaştırılmalı çapraz tablo testleri yapıldı. Tanısal duyarlılık, özgüllük, pozitif prediktif değer, negatif prediktif değer ve doğruluk oranları hesaplandı. % 95 güven aralığında p değerinin 0,05'ten küçük olması istatiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Çalışmamıza katılan olguların yaşları 21–71 arasında (ortalama $51,17 \pm 12,44$) olup, 15’i kadın 19’i erkekti. Olguların 14 tanesi ince iğne aspirasyon biyopsisi (İİAB), 2 tanesi tur-cut biyopsisi ve 18 tanesi eksizyonel biyopsi ile histopatolojik tanı konuldu. Olguların 30’si benign, 4’ü malign tanısı aldı. Benign kitlelerden 14 tanesi pleomorfik adenom, 9 tanesi Warthin tümörü, 1 tanesi bazal hücreli adenom, 4 tanesi lenf nodu, 1 tanesi benign enflamatuar lezyon, 1 tanesi apse olarak tanı aldı. Malign tanılı tümörler ise karsinom infiltrasyonu, sarkomatoid karsinom, miksoit liposarkom metastazı, malign melanom metastazıdır.

B-mod US’de lezyonların ekojenitesi (hipoekoik/izoekoik/hiperekoik), içyapısı (homojen/heterojen), şekli (oval/lobüle/yuvarlak), kenar özellikleri (düzgün kenar/düzensiz kenar) değerlendirildi. Lezyonların hepsi parotis bezine göre hipoekoik karakterdeydi.

Benign lezyonların 7’sinde (%23,3) içyapı homojen, 23’ünde (%76,7), heterojen saptandı (Tablo 4). Malign lezyonların ise tamamı heterojen içyapıda (%100) saptandı. Benign ve malign lezyonların içyapısının değerlendirilmesinde istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($P=0,559$).

Tablo 6. Benign ve malign lezyonların iç yapı özelliklerine göre dağılımı

	N	Heteroje	Homojen	P
Benign	30	23 (%76,7)	7 (%23,3)	0,559
Malign	4	4 (%100)	0	
Toplam	34	27	7	

Benign lezyonların 20’si (%66,7) oval şekilli, 10’u (%33,3) lobüle şekilli saptandı. Malign lezyonların 1’i (%25) oval şekilli, 3’ü (%75) lobüle şekilli olarak izlendi (Tablo 5). Benign ve malign lezyonların şekil özelliklerinin değerlendirilmesinde istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($P=0,274$).

Tablo 7 Benign ve malign lezyonların şekil özelliklerine göre dağılımı

	N	Lobüle	Oval	P
Benign	30	10 (%33,3)	20 (66,7)	0,274
Malign	4	3 (%75)	1 (%25)	
Toplam	34	13	21	

Benign lezyonların 28'si (%93,3) düzgün kenarlı, 2'si (%6,7) düzensiz kenarlı olduğu izlenirken malign lezyonların 1'i (%25) düzgün kenarlı, 3'ü (%75) düzensiz kenarlı olarak izlendi (Tablo 6). Benign ve malign lezyonları ayırt etmede düzgün ve düzensiz kenar özelliği istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,006$). Bu sonuçlara göre kenar özelliğinin sensitivitesi %75, spesifitesi %93, pozitif öngörü değeri %60, negatif öngörü değeri %96.5, doğruluk oranı %91.1 olarak saptandı.

Tablo 8. Benign ve malign lezyonların kenar özelliğine göre dağılımı

	N	Düzensiz	Düzgün	P
Benign	30	2 (%6,7)	28 (%93,3)	0,006
Malign	4	3 (%75)	1 (%25)	
Toplam	34	5 (%14,7)	29 (%85,3)	

Renkli Doppler incelemede lezyonların kanlanması diffüz, periferel, santral ve kanlanma yok şeklinde değerlendirildiğinde benign lezyonların 5'i (%16,7) diffüz, 13'ü (%43,3) periferel, 8'i (%26,7) santral, 4'ü (%13,3) kanlanma yok olarak saptandı (Tablo 7). Malign lezyonlarda 3'ü (%75) periferel kanlanırken, miksoid liposarkom tanılı 1'i (%25) kanlanma yok olarak değerlendirildi. Renkli Doppler inceleme özellikleri lezyonların benign-malign ayırımında istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($P=1$).

Tablo 9. Benign ve malign lezyonların Doppler US’de kanlanma özelliklerine göre dağılımı

	N	Diffüz	Perifera	Santral	Yok	P
Benign	30	5 (%16,7)	13 (%43,3)	8 (%26,7)	4 (13,3)	1
Malign	4	0	3 (%75)	0	1 (%25)	
Toplam	34	5 (%14,7)	16 (%47,1)	8 (23,5)	5 (14,7)	

Elastografik skorları (ES) benign kitlelerin 2 tanesi (%6,7) ES1, 22 tanesi (%73,3) ES2, 6 tanesi (%20) ES3 olarak değerlendirilirken malign kitlelerden 2 tanesi (%50) ES3, 2 tanesi (%50) ES4 olarak değerlendirildi (Tablo 8). ES1 ve ES2 olan kitlelere benign, ES3 ve ES4 olan kitlelere malign tanısı ön görüşü istatistiksel olarak anlamlı bulundu (P=0,005). Bu sonuçlara göre elastisite skorunun sensitivitesi %100, spesifitesi %50, pozitif öngörü değeri %86.7, negatif öngörü değeri %100, doğruluk oranı %88.2 olarak saptandı.

Tablo 10. Benign ve malign lezyonların elastografi skorlarına göre dağılımı

	N	ES1	ES2	ES3	ES4	P
Benign	30	2 (%6,7)	22 (%73,3)	6 (%20)	0	0,005
Malign	4	0	0	2 (%50)	2 (%50)	
Toplam	34	2 (%5,9)	22 (%64,7)	8 (%23,5)	2 (%5,9)	

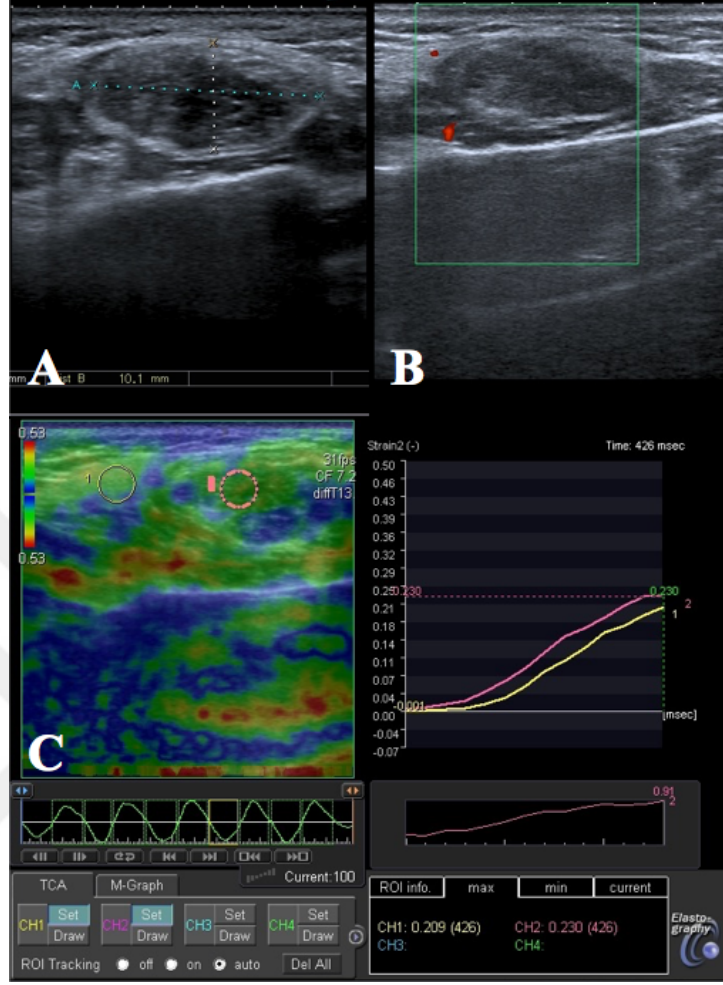
Parankim-kitle gerinim oranı değerleri benign lezyonlar için 1.15 ± 0.6 , malign lezyonlar için ise 2.83 ± 0.5 olup her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı (P<0.001). ROC analizde parankim gerinim oranının cut-of değeri 2.1 olup sensitivitesi %100, spesifitesi %80, pozitif öngörü değeri %96.7, negatif öngörü değeri %100, doğruluk oranı %97.1 olarak saptandı.

En sık görülen benign parotis kitleleri olan pleomorfik adenomlar ve Warthin tümörleri toplam 23 olgumuzda mevcuttu. Olguların 14’ü pleomorfik adenom, 9’u Warthin tümörü tanısı aldı. Pleomorfik adenomların 2’si (%14,28) ES1, 8’i (%57,14)

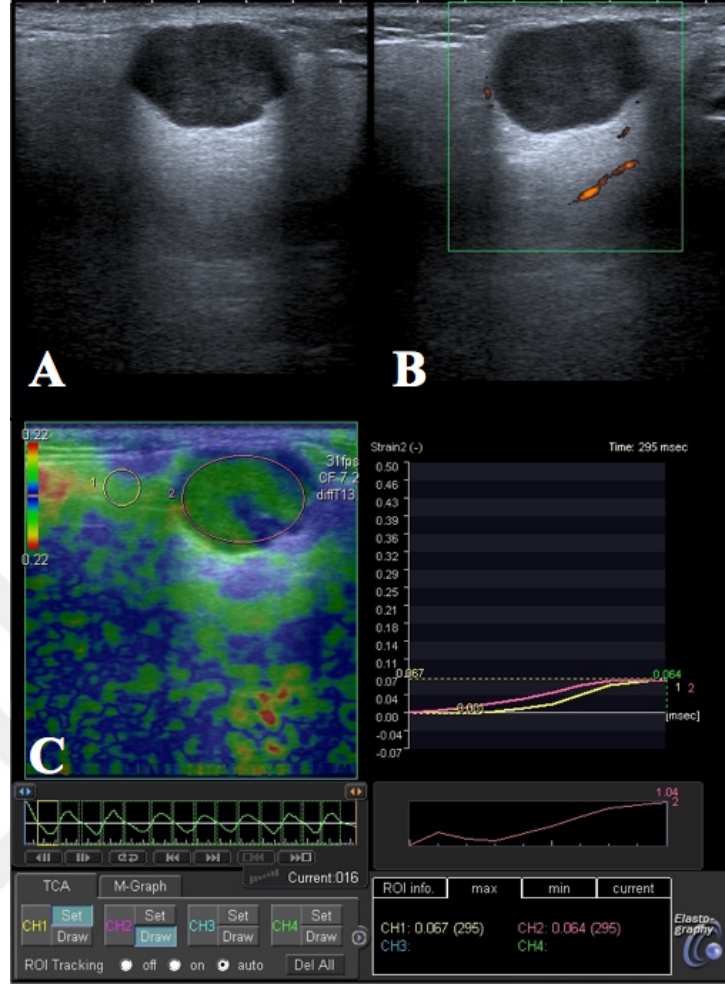
ES2 ve 4'ü (%28,57) ES3 olarak değerlendirilirken Warthin tümörlerinin 7'si (%77,78) ES2 ve 2'si (%22,22) ES3 olarak değerlendirildi. Ortalama gerinim oranları pleomorfik adenom tanılı olgularda $1,30\pm 0,47$, Warthin tümörü tanılı olgularda $1,23\pm 0,8$ idi. Pleomorfik adenomların ve Warthin tümörlerinin elastografik skorları ve gerinim indeksi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($P=0,105$).



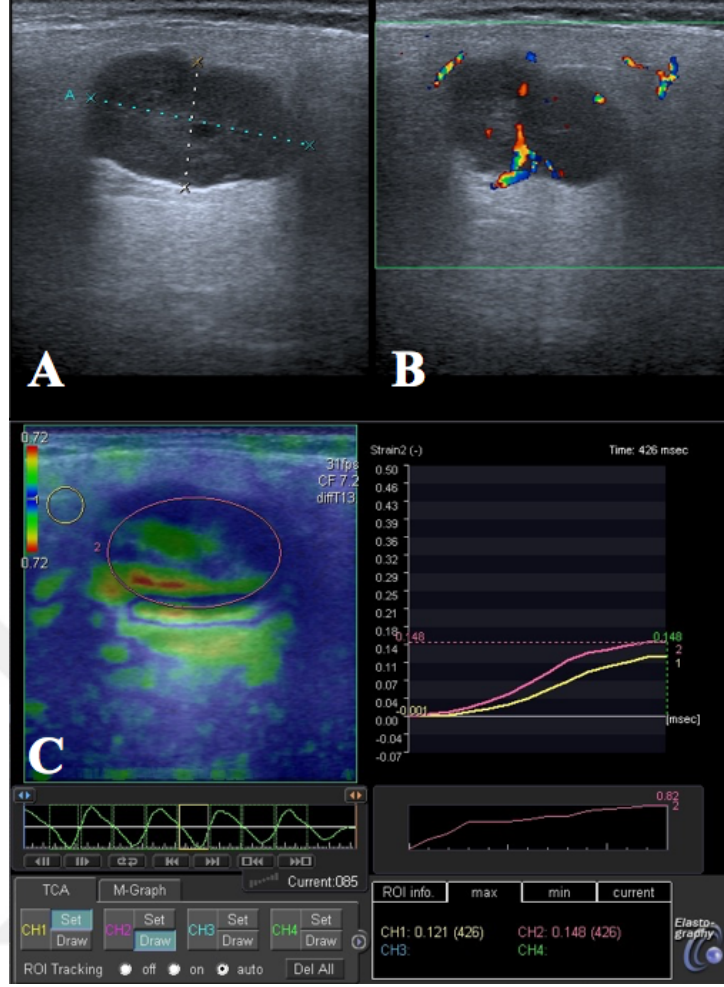
Olgu Örnekleri



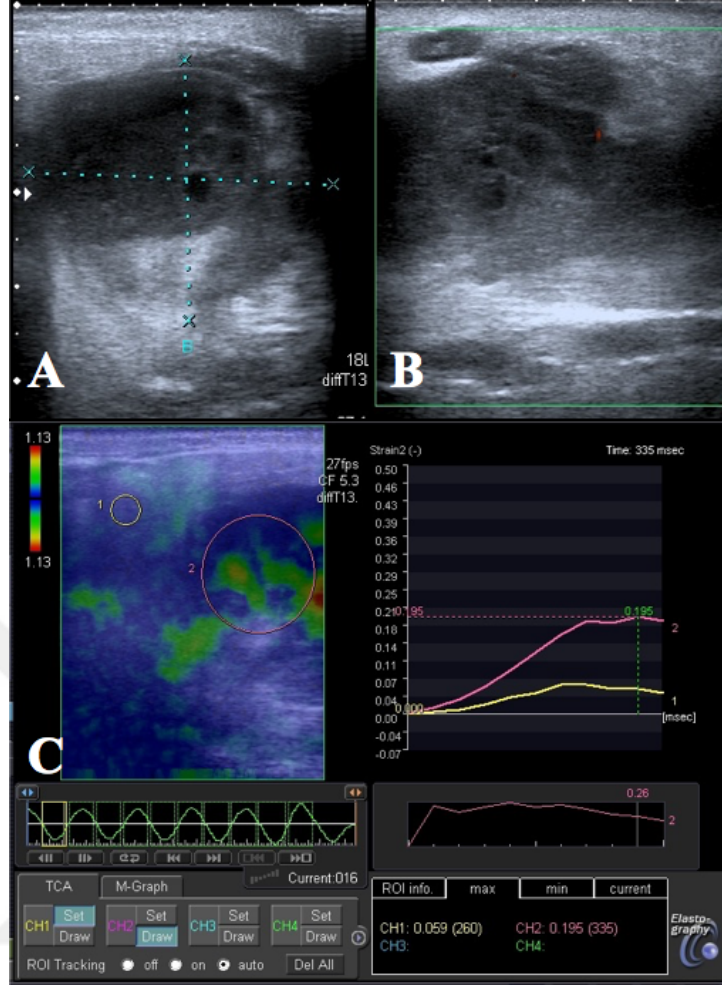
Şekil 10. 45 yaşında kadın hasta, pleomorfik adenom **A)** B-mod US'de hipoekoik, heterojen iç yapıda, oval şekilli, düzgün sınırlı olarak izlendi **B)** Doppler US'de belirgin kanlanma izlenmedi **C)** Sonoelastografik incelemede elastisite skoru 1 ve PKGO 0,9 olarak hesaplandı



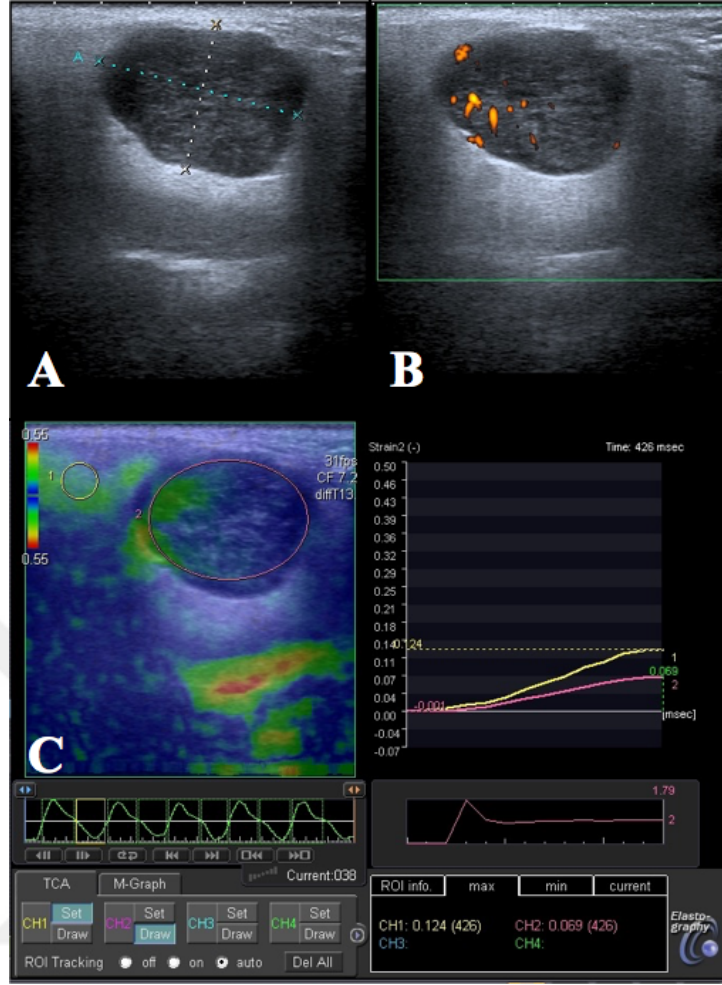
Şekil 11. 51 yaşında kadın hasta, Whartin tümörü **A)** B-mod US'de hipoekoik, homojen iç yapıda, oval şekilli, düzgün sınırlı olarak izlendi **B)** Doppler US'de kanlanma izlenmedi **C)** Sonoelastografik incelemede elastisite skoru 2 ve PKGO 1,04 olarak hesaplandı



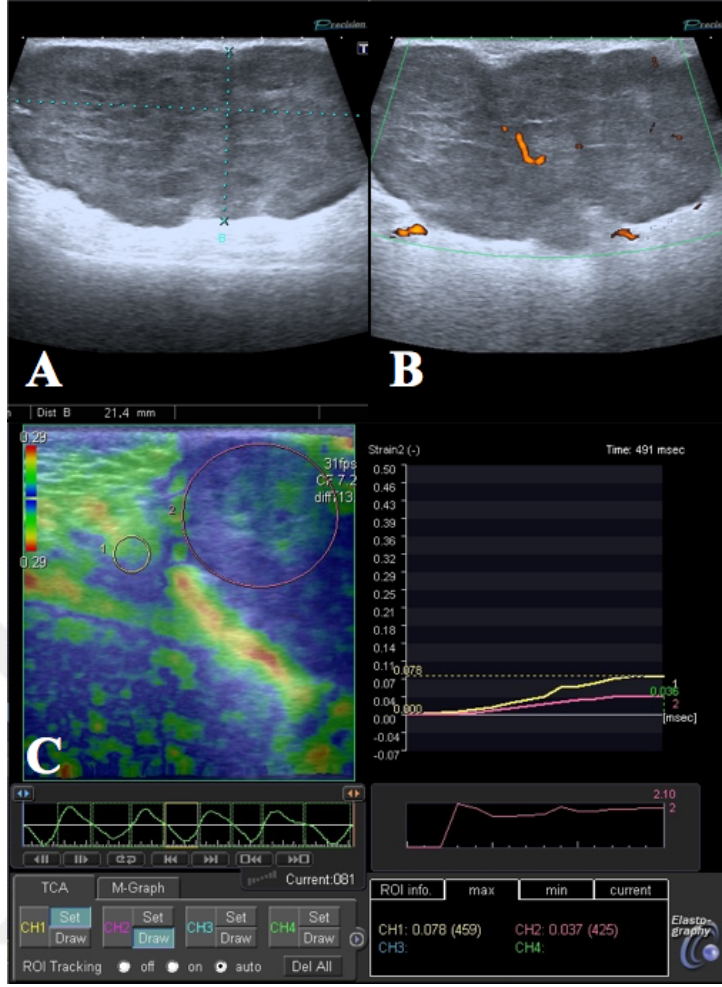
Şekil 13. 39 yaşında kadın hasta, bazal hücreli adenom **A)** B-mod US'de hipoekoik, heterojen iç yapıda, oval şekilli, düzgün sınırlı olarak izlendi **B)** Doppler US'de santral kanlanmaktaydı **C)** Sonoelastografik incelemede elastisite skoru 2 ve PKGO 0,81 olarak hesaplandı



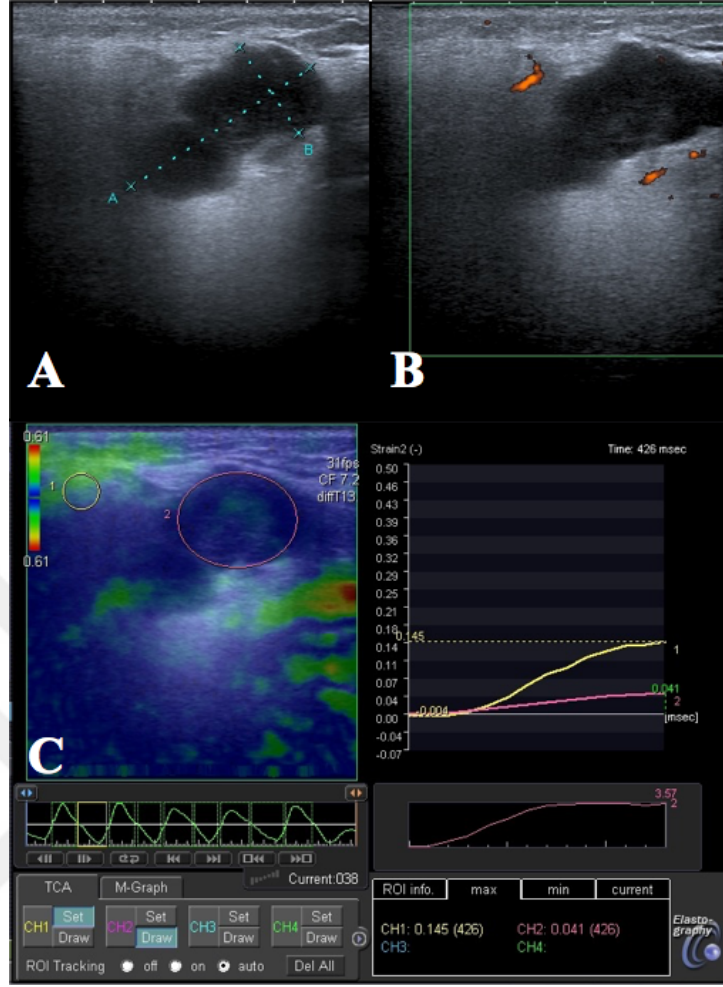
Şekil 14. 66 yaşında erkek hasta, apse **A)** B-mod US'de hipoekoik, heterojen iç yapıda, lobüle şekilli, düzensiz sınırlı olarak izlendi **B)** Doppler US'de periferik kanlanmaktaydı **C)** Sonoelastografik incelemede elastisite skoru 3 ve PKGO 0,33 olarak hesaplandı



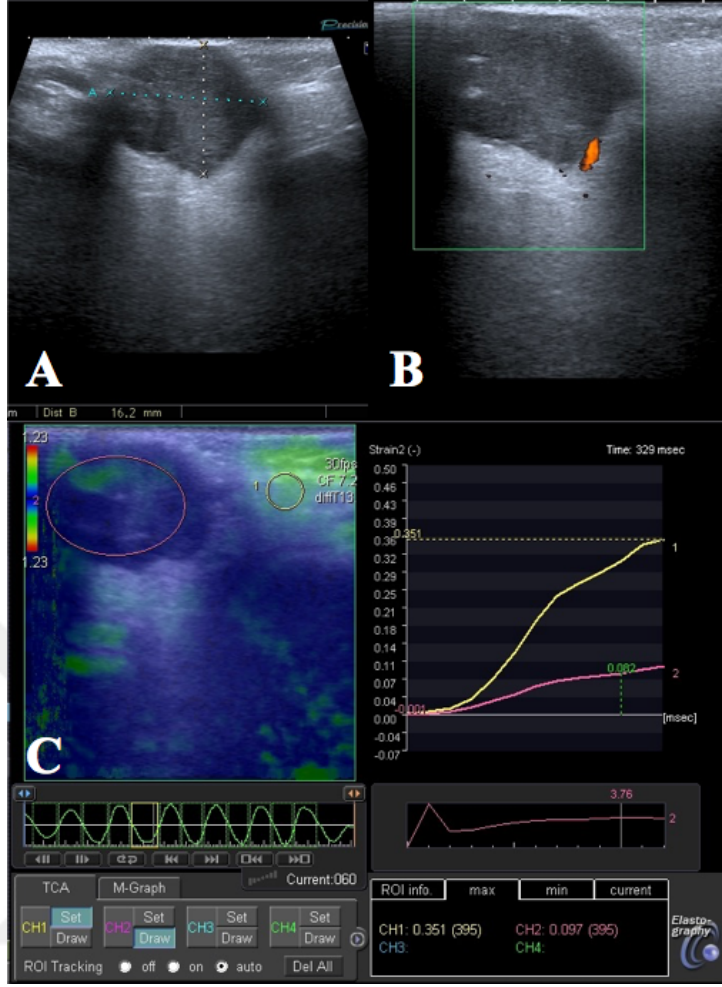
Şekil 15. 62 yaşında kadın hasta, pleomorfik adenom. **A)** B-mod US'de hipoekoik, heterojen iç yapıda, oval şekilli, düzgün sınırlı olarak izlendi **B)** Doppler US'de diffüz kanlanmaktaydı **C)** Sonoelastografik incelemede elastisite skoru 3 ve PKGO 1,79 olarak hesaplandı



Şekil 16. 41 yaşında kadın hasta, Whartin tümörü **A)** B-mod US'de hipoeoik, heterojen iç yapıda, lobüle şekilli, düzgün sınırlı olarak izlendi **B)** Doppler US'de santral kanlanmaktaydı **C)** Sonoelastografik incelemede elastisite skoru 3 ve PKGO 2 olarak hesaplandı



Şekil 17. 44 yaşında erkek hasta, malign melanom metastazı **A)** B-mod US'de hipoekoik, heterojen iç yapıda, lobüle şekilli, düzensiz sınırlı olarak izlendi **B)** Doppler US'de periferik kanlanmaktaydı **C)** Sonoelastografik incelemede elastisite skoru 4 ve PKGO 3,53 olarak hesaplandı



Şekil 18. 55 yaşında erkek hasta, karsinom infiltrasyonu **A)** B-mod US'de hipoeoik, heterojen iç yapıda, lobüle şekilli, düzensiz sınırlı olarak izlendi **B)** Doppler US'de periferik kanlanmaktaydı **C)** Sonoelastografik incelemede elastisite skoru 3 ve PKGO 3,6 olarak hesaplandı

5. TARTIŞMA

Parotis bezi patolojilerinde hastanın öyküsü ile birlikte fizik muayene önemli olmakla birlikte US, BT ve MR gibi görüntüleme yöntemlerine ihtiyaç vardır. Görüntülemenin rolü lezyonun tespiti, intra-ekstra glandüler konumunu tanımlamak, malign özellikleri tespit, yerel uzanımları, invazyonu, nodal metastazı ve sistemik tutulumu değerlendirmektir (Lee ve ark. 2008).

Ultrasonografi noninvaziv, kolay ulaşılabilir, tekrarlanabilir, duyarlılığı ve özgüllüğünün yüksek olması, fiyat avantajı ve iyonizan radyasyon içermemesi nedeni ile parotis bezi patolojilerinde tanıda ilk başvurulması gereken görüntüleme yöntemidir.

Parotis bezinin cilt altı yerleşimli yüzeyel bir doku olması nedeniyle, anatomisi ve anomalileri 5.0, 7.5 ya da 10 MHz gibi yüksek frekanslı transduser ile kolaylıkla gösterilebilir. US ile yer kaplayan lezyonlar %100'e varan duyarlılık ile saptanabilmekte olup lezyonların boyutları, iç ekojenite ve çevre anatomik yapılarla ilişkilerini kolaylıkla ortaya konulabilmektedir (Onkar ve ark. 2013).

Genellikle US'de malign lezyonlar düzensiz ve belirsiz sınırlı, heterojen iç yapıda olup Doppler US'de artmış vaskülarizasyon gösterir. Gri skala ve Doppler US benign-malign lezyonların ayırıcı tanısında bize yardımcı olmakla birlikte benign ve malign neoplazilerde çakışma olabilmektedir (Gerwel A et al). Dolayısıyla B-mod US birçok parotis kitlesinde benign ve malign kitleleri ayırt etmede yeterli değildir.

Kesin tanı için sitolojik örnekleme birçok yüzeyel dokuda olduğu gibi parotis bezinde de vazgeçilmez bir yöntemdir. US eşliğinde ince iğne aspirasyon biyopsisi sitolojik örnekleme ve patolojik tanı koymada eksizyonel biyopsiye göre hem kolay olması hem de komplikasyonlarının az olması ile öne çıkmaktadır (Kovacevic ve ark. 2010).

Kitlelerin benign-malign ayrımı yapılabilmesi için birçok görüntüleme yöntemi kullanılmakta ve yeni yöntemler geliştirilmeye devam edilmektedir. B-mod US parotis bezi tümörlerinde ilk tercih edilen görüntüleme yöntemi olmakla birlikte duyarlılığı yüksek ancak özgüllüğü düşüktür. Günümüzde çoğu lezyonun karakterizasyonunda kullanılmaya başlanılan SE'nin ise hem duyarlılığı hem de özgüllüğü yüksektir (Lee ve

ark. 2008). SE yumuşak dokuların elastisite özelliklerini değerlendirmek için kullanılan bir görüntüleme yöntemidir (Ophir ve ark., 1991). Malign hücrelerde kontakt inhibisyon mevcut olmadığından hücrelerde sürekli bölünme ve sayıca artış olmaktadır. Nukleus/sitoplazma oranının artması, anjiogenez sonucunda tümör dokusunda normal parankim ve stroma kaybına neden olmaktadır. Normalden hızlı büyüyen ve içerisinde çok sayıda hücre ve damarsal yapı barındıran malign kitleler normal dokuya ve benign kitlelere oranla daha sert olmaktadır (Kumar ve ark., 2000). SE son yıllarda meme, tiroid, prostat, serviks, karaciğer ve pankreas gibi dokuların tümörlerinin incelenmesinde sıklıkla kullanılmaktadır (Giovanni ve ark., 2009). Diğer US yöntemlerinde olduğu gibi, ucuz, kolay erişilebilir, noninvaziv ve gerçek zamanlı olması, iyonizan radyasyon içermemesi ve kısa sürmesi SE'nin önemli üstünlükleridir.

SE'nin dokuların elastisitesini değerlendirmede kullanılan kuvvete ve sinyal elde etme biçimine göre çeşitleri mevcut olup başlıca yarı statik ve dinamik yöntemler olarak ikiye ayrılmaktadır.

Yarı statik yöntem olarak kompresyon elastografisi kullanılmakta olup en sık kullanılan SE yöntemidir. Dışardan uygulanan kuvvetin dokuda meydana getirdiği değişiklikler hesaplanarak elastogramlar elde edilir. Elastogram görsel olarak değerlendirilebileceği gibi yarı-kantitatif olarak incelenen alandaki gerilimin, referans alanına (normal parankim) oranı değerlendirilebilir. Bizim çalışmamızda kullandığımız SE yöntemi kompresyon elastografisidir.

Dinamik yöntemlerde ise dokulara uygulanan akustik impulsların sonucu oluşan shear (kayma) dalgalarının dokulardaki hızı ölçülür ve farklı özelliklere sahip dokularda hızlarda oluşan değikliklere göre elastogramlar elde edilir. Bu yöntemler shear wave elastografi (SWE), akustik radyasyon force impluls (ARFI) ve transient elastografi (TE) dir. ARFI'de kayma dalgalarının hızları cm/sn cinsinden ölçülür ve siyah beyaz görüntüde yumuşak dokular parlak, sert dokular siyah renkte izlenir. SWE'de aksiyel yer değiştirmelere dik oluşan makaslama dalgalarının hızları ölçülür ve doku elastisitesi hem renkli görüntülerle hem de kilopaskal(kPA) cinsinden ifade edilir. TE ise SWE'nin bir çeşidi olup dışardan titreşim uygulanarak kayma dalgaları oluşturulur daha çok karaciğerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Dinamik yöntemlerde doku elastisitesi kantitatif verilerle değerlendirilmektedir.

Çalışmamızda 34 olguda 34 parotis kitlesi saptanmış olup olguların 30'u (%88) histopatolojik olarak benign, 4'ü (%12) ise malign olarak saptandı. En sık iki tanı pleomorfik adenom (n=14,%47)ve Warthin tümörü (n=9,%30) idi. Olgularımızın yaş ortalaması $51,17 \pm 12,44$ (21–71 yaş) olarak hesaplandı. Literatürde parotis bezi kitleleri ile yapılan çalışmalara baktığımızda parotis bezi tümörlerinin genellikle 4. dekattan sonra ortaya çıktığı, bu tümörlerin çoğununu benign olduğu görülmektedir(Subhashraj ve ark. 2008, Jones ve ark. 2008). Benign tümörler içinde de en sık pleomorfik adenomlar (%60-80) ve Warthin tümörleri (%15-30) tanıları karşımıza çıkmaktadır. Çalışma popülasyonumuzda benign kitlelerin oranı literatür ile uyumludur. Literatürde en sık görülen malign tümör mukoepidermoid karsinom (%25-30) olmakla birlikte bizim çalışmamızda mukoepidermoid karsinom saptanmadı. Bunun nedeni olgu sayımızın azlığı ile açıklanabilir. Ancak literatürde Türk popülasyonunu değerlendiren Yerli ve arkadaşlarının 2012 yılında yaptığı 36 olgu içeren çalışmada malign parotis kitlelerinde en sık adenokarsinom, ikinci sıklıkta mukoepidermoid karsinom, Çelebi ve arkadaşlarının 2013 yılında yaptığı 81 olgu içeren çalışmada ise malign parotis kitlelerinde en sık lenfoma, ikinci sıklıkta mukoepidermoid karsinom tanısı aldığını görmekteyiz.

Çalışmamızda lezyonların ekojenitesi, içyapısı, şekli ve Doppler US'de kanlanma özelliklerinin kitlelerin benign-malign ayrımında istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucu çıkmıştır.Yukarıda da bahsettiğimiz gibi parotis kitlelerinin B-mod ve Doppler US bulgularında belirgin çakışmalar bulunmakta ve benign-malign ayrımında yetersiz olmaktadır.

Malign tümörler ağırlıklı olarak düzensiz kenar özelliği gösterirken benign tümörler düzgün kenar özelliği göstermektedir (Lee ve ark, 2008). Klintworth ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada B-mod US bulgularından sadece kenar özelliği kitlelerin benign-malign ayrımında yararlı bulunmuştur. Bizim çalışmamızda kenar özeliği kitlelerin benign-malign ayrımında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş olup sensitivitesi %75, spesifitesi %93, pozitif öngörü değeri %60, negatif öngörü değeri %96.5, doğruluk oranı %91.1 olarak saptandı.

Parotis bezi kitlelerinin SE ile değerlendirilmesiyle ilgili literatürdeki çalışmalarda ağırlıklı olarak kalitatif bir yöntem olan elastografi skorlamasının

kullanıldığı görülmektedir. Bizim çalışmamızda ise elastografi skoru ile birlikte daha nesnel olduğunu düşündüğümüz yarı-kantitatif bir değerlendirme olan gerinim oranı değerleri de kullanıldı. Olguların gerinim oranları kullanılan gerçek zamanlı SE yazılımı ile (Aplio XG SSA- 790A, Toshiba Medical Systems Corporation, Otawara, Japan) ölçüldü. Kitleye komşu normal parotis dokusunun gerinimi ile kitlenin geriniminin oranlanması gerinim oranı (PKGO) olarak kullanıldı. Elastografi skoru ise kitlenin elastogramında görülen mavi ve yeşil renk dağılımının yüzdesine göre oluşturuldu.

Dumitriu ve arkadaşlarının 2009 yılında elastografi skoru oluşturmadan 23 parotis bezi kitleli olguyu değerlendirdiği çalışmada malign kitlelerin benignlere oranla daha fazla sert doku olarak kodlanan alan gördükleri bildirilmiştir. Dumitriu ve arkadaşlarının 2011 yılında 74 tükrük bezi kitlesini değerlendirerek yaptığı diğer bir çalışmada 56 benign kitle lezyonunda en çok ES2, 18 malign kitle lezyonunda ise en çok ES3 izlenmiştir. Ortalama elastografi skoru pleomorfik adenomlar için 2.58, Whartin tümörü için 2.15, diğer benign tümörler için 2, tüm benign lezyonlar değerlendirildiğinde 2.41 ve malign lezyonlar için 2.94 olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlara göre skorlama, lezyonların benign- malign ayrımında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Ancak pleomorfik adenomların Whartin tümöründen ya da malign tümörlerden skorlama ile ayırt edilemeyeceğini vurgulamışlardır.

Ghajarzadeh ve arkadaşlarının 2016 yılında 6 çalışmayı değerlendirerek yaptıkları meta-analizde 87'si malign, 269'u benign, toplam 366 tükrük bezi kitlesi değerlendirilmiş olup birleştirilmiş duyarlılık %63 , birleştirilmiş özgüllük %59 olarak hesaplanmıştır. Sonuç olarak tükrük bezi kitlelerinin benign-malign ayrımında SE'nin ılımlı doğruluğa sahip olduğunu ve daha önce meme, tiroid ve lenf nodlarına yönelik yapılan çalışmalara göre daha düşük tanısal doğruluğu olduğunu vurgulamışlardır. Bu çalışmada parotis bezi kitlelerinin benign-malign ayrımı açısından bir eşik değer belirtilmemiştir.

Wierbicka ve arkadaşlarının çalışmasında 43 olgu içeren 5'li skorlama sistemi kullanılmış olup benign-malign ayrımında eşik değer olarak ES2 kullanıldığında duyarlılık %80, özgüllük %45, ES3 kullanıldığında duyarlılık %60, özgüllük %69, ES4 kullanıldığında duyarlılık %40, özgüllük %97 olarak saptanmıştır (Wierbicka ve ark., 2013). Çelebi ve arkadaşları 4'lü skorlama sistemi ile benzer bir karşılaştırma yaparak

her bir eşik değeri için ROC eğrisi hesaplandığında en anlamlı sonucu ES 1 ve 2 benign, ES 3 ve 4 malign kabul eden ROC eğrisi vermiştir (Çelebi ve ark., 2012).

Olguların elastografi skoru ile birlikte değerlendirildiğinde 30 benign tanıli olgumuzdan 24'ünün elastografi skoru 1 (n=2, %6,7) ya da 2 (n=22, %73,3) olduğu, 4 malign tanıli olgularımızın da skorlarının da 3 (n=2, %50) ya da 4 (n=2, %50) olduğu görülmüştür. Skoru 1 ya da 2 olan malign tanıli olgumuz olmadı. Skoru 3 olan 6 tane (%20) benign tanıli olgumuz mevcut olup skoru 4 olan benign tanıli olgu izlenmedi. Skor 1 ve 2 büyük olasılıkla benign ve skor 3 ve 4 büyük olasılıkla malign kabul edildiğinde çalışmamızda kitlelerin benign-malign ayrımında skorlamanın istatistiksel olarak anlamlı olduğu sonucunu bulduk. Bu sonuçlara göre elastisite skorunun duyarlılığı %100, özgüllüğü %50, pozitif öngörü değeri %86.7, negatif öngörü değeri %100, doğruluk oranı %88.2 olarak saptandı.

Parotis kitlelerinin sonoelastografik değerlendirilmesinde, gerinim oranı ile ilgili literatürde az sayıda çalışma bulunmaktadır. Coman ve arkadaşlarının 2015 yılında 28 olgu içeren çalışmasında malign-benign ayrımında önerilen eşik değeri (cut-off) gerinim oranı 3 olarak alındığında benign ve malign kitleler %57 duyarlılık ve %84 özgüllükte ayırt edilebilmektedir. Çalışmamızda PKGO değerleri benign lezyonlar için 1.15 ± 0.6 , malign lezyonlar için ise 2.83 ± 0.5 olup eşik değeri gerinim oranı değeri 2.1 olarak kabul edildiğinde benign ve malign kitleler yüksek duyarlılık (%100) ve özgüllükte (%80) ayırt edilebilmektedir. Ayrıca elastografi skorlamasına göre skor 3 olarak değerlendirilen 6 benign tanıli olgumuzun hepsinde PKGO değerleri 2.1'in altında hesaplanmıştır. Buradan yola çıkarak 2.1 gerinim oranı değerinin, parotis bezi kitlelerinin benign-malign ayrımında eşik değeri olarak kullanılabilceğini düşünüyoruz.

Bhatia ve arkadaşlarının 2010 yılında 65 tükürük bezi kitlesini değerlendirerek yaptığı çalışmada pleomorfik adenomların, Warthin tümörlerinden daha sert olduğu belirtilmektedir. Malign tümörler ile pleomorfik adenomların ise yakın elastografik özelliklerde olduğu öne sürülmektedir. Dumitriu ve arkadaşlarının çalışmasında ise pleomorfik adenomların ve Warthin tümörlerinin ayrımında elastografi skorlarının karşılaştırılmasında anlamlı fark bulunmamıştır (Dumitriu ve ark., 2011). Çalışmamızda pleomorfik adenom ve Warthin tümörü tanıli olguların elastografi skorları, pleomorfik adenomların %14 ünde ES1, %57 sinde ES2, %29 unda ES3, Warthin tümörlerinin ise

%33'ünde 1, %50'sinde 2, %17'sinde 3 olarak bulunmuştur. Ortalama gerinim oranları ise pleomorfik adenom tanılı olgularda $1,30\pm0,47$, Warthin tümörü tanılı olgularda $1,23\pm0,8$ bulunmuştur. Bu bulgular da göstermiştir ki; pleomorfik adenomlar ve Warthin tümörlerinin elastografi skorları ve ortalama gerinim oranları ile ayırt edilemeyeceği yönündedir.

Sonoelastografi umut verici olanaklar göstermekle beraber dikkat edilmesi gereken noktaları ve bazı dezavantajları vardır. Sonoelastografide dıştan uygulanan kompresyonun yeterli, uniform ve tekrarlanabilir olması en önemli dikkat edilmesi gereken noktadır. Ayrıca sonoelastografi de diğer US ile yapılan incelemeler gibi uygulayıcıya ve tecrübesine bağlıdır (Westerland ve ark., 2012). Skorumanın uygulayıcı kişinin öznel değerlendirmesine bağlı olması gerçek zamanlı incelemenin bir sınırlılığı olarak sayılabilir. Literatürde, elastografik değerlendirmede gözlemciler arası yorum farklılığını araştıran çalışmalar bildirilmiştir (Çelebi ve ark. 2012).

Bhatia ve ark. 2012 yılında SWE ile 60 tükrük bezi kitlesini değerlendirdiği çalışmada SWE'nin kantitatif bilgi vermesi, kompresyon ihtiyacı olmaması gibi nedenlerle kompresyon elastografisinden daha kullanışlı olduğunu düşünmüşlerdir. Bu çalışmada lezyonların ortalama elastisite değerleri kPA cinsinden hesaplanmış ve lezyonların benign-malign ayrımında anlamlı fark olmadığı ancak pleomorfik adenomların Whartin tümörlerinden anlamlı yüksek olduğu sonucuna ulaşmışlardır. SWE ayrıca kompresyon uygulamanın zor olduğu ekzofitik uzanımlı kitlelerde, büyük boyutlu kitle lezyonlarında ve parotis derin lobu yerleşimli lezyonlarda da kullanılabilmesi diğer avantajlarıdır.

Bu çalışmada vaka sayısının az olması, parotis bezinde malign tümörlerin benignlere oranla çok daha az görülmesi, kantitatif bir yöntem olan shearwave elastografi yapılmaması ve gözlemciler arası ve gözlemci içi güvenilirlik ile ilgili değerlendirme yapılmaması gibi sınırlılıkları vardır. Parotis bezi kitlelerinin benign-malign ayrımında, sonoelastografik incelemesinin gözlemciler arası ve gözlemci içi değişkenliği ve güvenilirliğini değerlendiren ileri çalışmalara ihtiyaç olduğunu, bununla birlikte, özellikle gerinim indeksi gibi bir yarı-kantitatif ölçümün de değerlendirmeye katılmasıyla, sonoelastografinin parotis bezi kitlelerinin malign-benign ayrımında B-Mod ve Doppler US'ye katkı sağlayabilecek bir yöntem olduğu düşünmekteyiz.

6. SONUÇ

Sonoelastografi son yıllarda dokuların sertliğini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Parotis bezi kitleleri yüzeysel yerleşimli olmasından dolayı sonoelastografik değerlendirmeye uygundur. Sonoelastografi ile basit olarak B-mod gri-skala görüntü üzerinde kırmızıdan maviye değişen renk skalasıyla; dokuların sert olup olmadığı dolayısıyla malign olup olmadığı hakkında genel bir bilgi elde edilebilir.

Çalışmamızda parotis bezi kitlelerinin B-mod US, Doppler US ve sonoelastografi incelemesi yapılmıştır. B-mod US ve Doppler US verileri değerlendirildiğinde sadece kenar özelliği benign ve malign kitleleri ayırt etmede anlamlı ($P=0,006$) bulunmuş olup sensitivitesi %75, spesifitesi %93, pozitif öngörü değeri %60, negatif öngörü değeri %96.5, doğruluk oranı %91.1 olarak saptandı.

Sonoelastografi verileri, elastografik 4'lü skorlama sistemi ve gerinim oranı ölçümü ile hem kalitatif hem de yarı-kantitatif bilgi kullanılarak elde edilmiştir. Skorlama sisteminde ES 1 ve ES 2 benign, ES 3 ve ES4 malign olarak kabul edildiğinde parotis bezi kitlelerinin benign-malign ayırımında anlamlı farklılık saptanmıştır ($P=0,005$). Bu sonuçlara göre elastisite skorunun sensitivitesi %100, spesifitesi %50, pozitif öngörü değeri %86.7, negatif öngörü değeri %100, doğruluk oranı %88.2 olarak saptandı. Gerinim oranı için eşik değeri olarak 2,1 anlamlı bulunmuştur. Bu eşik değer kabul edildiğinde gerinim indeksinin parotis bezi kitlelerinin benign-malign ayırımında sensitivitesi %100, spesifitesi %80, pozitif öngörü değeri %96.7, negatif öngörü değeri %100, doğruluk oranı %97.1 olarak saptandı. ($P<0.001$).

En sık görülen benign parotis kitleleri olan pleomorfik adenom ve Whartin tümörünün ayırımında ise elastografi skorları ve gerinim indeksi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($P=0,105$).

Çalışmamız sonoelastografinin parotis bezi kitlelerinin benign-malign ayırımında B-mod ve Doppler US'ye göre yüksek duyarlılık ve özgüllüğe sahip olduğunu göstermiştir. Ancak sonuçlarımızı doğrulamak ve parotis bezi kitlelerini değerlendirmedeki etkinliğini ortaya koyabilmek için daha geniş serili prospektif çalışmalar gerekmektedir.

KAYNAKLAR

- Akan H. Baş ve Boyun Radyolojisi. Nobel Tıp Kitapevleri, Ankara 2008; 10:298-349
- Arıncı K, Elhan A. Anatomi. İkinci Baskı. 1997; 1: 293–295
- Balleyguier C, Ciolovan L, Ammari S, Canale S, Sethom S, Al Rouhbane R, et al. Breast elastography: the technical process and its applications. *Diag Interv Imaging* 2013; 94: 503-13
- Bamber J, Cosgro ve D, Dietrich CF, Fromageau J, Bojunga J, Calliada F, et al. EF SUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology. *Ultraschall Med* 2013;34(2):169-84.
- Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2004;51: 396–409.
- Bhatia K, Tong C, Cho C, et al (2012) Shear wave elastography of thyroid nodules in routine clinical practice: preliminary observations and utility for detecting malignancy. *Eur Radiol* 22(11):2397–2406.
- Bhatia KS, Cho CC, Tong CS, Lee YY, Yuen EH, Ahuja AT. Shear wave elastography of focal salivary gland lesions: preliminary experience in a routine head and neck US clinic. *Eur Radiol*. 2012 May;22(5):957-65.
- Bhatia KS, Rasalkar DD, Lee YP et al. Evaluation of realtime qualitative sonoelastography of focal lesions in the parotid and submandibular glands: applications and limitations. *Eur Radiol* 2010;20:1958–1964
- Bojunga J, Dauth N, Berner C, Meyer G, Holzer K, Voelkl L, Herrmann E, Schroeter H, Zeuzem S, Friedrich-Rust M. Acoustic radiation force impulse imaging for differentiation of thyroid nodules. *PLoS ONE*. 2012;7:e42735.
- Boote, E.J., 2003. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in US: Doppler US techniques: concepts of blood flow detection and flow Dynamics. *Radiographics*. 23, 1315-1327.
- Can Koç. Kulak burun boğaz hastalıkları ve baş-boyun cerrahisi 2004; 909-926.
- Carter BL, Karmody CS, Blickman JR, Panders AK. Computed tomography and sialography: Normal anatomy. *J Comput Assist Tomogr* 1981; 5: 42-45. 69

- Cazelitz J, Jaup T, Seifort G. Lactoferrin and lysozyme in carcinomas of the parotid gland. A comparative immunocytochemical study with the occurrence in normal and inflamed tissue. *Virchows Arch.*1981; 394: 61-73.
- Celebi, I., ve Mahmutoglu, A. S. (2013). Early results of real-time qualitative sonoelastography in the evaluation of parotid gland masses: a study with histopathological correlation. *Acta radiologica*, 54(1), 35-41.
- Choi, Y. J., Lee, J. H., & Baek, J. H. (2015). Ultrasound elastography for evaluation of cervical lymph nodes. *Ultrasonography*, 34(3), 157.
- Coman, M. Real-time elastography of parotid gland masses: the value of strain ratio for the differentiation of benign from malignant tumors. *European Congress of Radiology 2015*.
- Conn IG. The anatomy of the facial nerve in relation to CT/sialography of the parotid gland. *Br J Radiol.* 1983; 56:901-906.
- Cosgrove D, Piscaglia F, Bamber J, Bojunga J, Correia JM, Gilja OH, et al. EFUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography. Part 2: Clinical Applications. *Ultraschall Med* 2013; 34(3):238-53.
- Çakır N. *Otolaringoloji Baş ve Boyun Cerrahisi* 1996.
- Dumitriu D, Botarjîd C. Ultrasound elastography features of major salivary gland tumours. *Radiological Society of North America 94th scientific assembly and annual meeting, Chicago.* 2009
- Dumitriu, D., Dudea, S. M., Botar-Jid, C., & Baciut, G. (2010). Ultrasonographic and sonoelastographic features of pleomorphic adenomas of the salivary glands. *Medical ultrasonography*, 12(3), 175.
- Dumitriu, D., Dudea, S., Botar-Jid, C., Băciuş, M., & Băciuş, G. (2011). Real-time sonoelastography of major salivary gland tumors. *American Journal of Roentgenology*, 197(5), W924-W930.
- Eugene N. Myers Robert LF. *Salivary gland disorders.* 2007; 1-104, 111-126, 221-267, 421-433.
- Evans A et al (2012) Differentiating benign from malignant solid breast masses: value of shear wave elastography according to lesion stiffness combined with greyscale ultrasound according to BI-RADS classification. *Br J Cancer* 107(2):224–229

- 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* 2008; 53(1):279-93.
- Ferraioli G, Lissandrin R, Zicchetti M, Filice C (2012) Assessment of liver stiffness with transient elastography by using S and M probes in healthy children. *Eur J Pediatr* 171:1415–1417
- Garra BS. Elastography: current status, future prospects, and making it work for you. *Ultrasound Q* 2011;27:177–86.
- Garra BS. Imaging and estimation of tissue elasticity by ultrasound. *Ultrasound Q* 2007; 23 (4): 255-268.
- Gerwel A., Kosik K., Jurkiewicz D. USG in preoperative evaluation of parotid gland neoplasms. *Otolaryngol Pol* 2015; 69 (2): 27-33
- Ghajarzadeh M., Mohammadifar M., Emami-Razavi SH. Role of Sonoelastography in Differentiating Benign and Malignant Salivary Gland Tumors: A Systematic Review and Meta Analysis. *Austin J Radiol.* 2016;3(2):1-4.
- Gietka-Czernel M, Kochman M, Bujalska K et al (2010) Realtime ultrasound elastography—a new tool for diagnosing thyroid nodules. *Endokrynol Pol* 61:652–657
- Giovanni M, Botelberge T, Bories E, et al. Endoscopic ultrasound elastography for evaluation of lymph nodes and pancreatic masses: a multicenter study. *World J Gastroenterol* 2009; 15: 1587-1593.
- Granley DO, Jakobs JR, Kern R. *Anatomy in Otolaryngology Head and Neck Surgery.* Philadelphia: Cummings CW. Mosby Year Book, 1992; 977–85.
- Greep RO, Weiss L. *Histology.* New York: Mc Graw-Hill, 1973.
- Greyg SR, Caplin JM. Acinic cell carcinoma of the parotid gland; Auckland experience and literature review. *Auckland New Zealand Journal surgery* 2008; 78:754-58.
- Hagen-Ansert SL. Ultrasonun temelleri. In: Hagen-Ansert SL. *Tanısıl ultrasonografi.* 5. Baskı. Ankara:Güneş,2005; 3-23.
- Hanafee WN. *Sialograpy in radiology of the ear, nose and throat* Eds.Valvassori GE et al. Georg Thieme Verlag, New York 1984.
- Harold E. *Clinical Anatomy.* 3rd edition, London: Williams and Wilkins, 2012: 569-572.

- Havre RF, Elde E, Gilja OH, Odegaard S, Eide GE, Matre K, et al. Free hand real-time elastography: impact of scanning parameters on image quality and in vitro intra- and interobserver validations. *Ultrasound Med Biol* 2008; 34(10):1638-50.
- Itoh A, Ueno E, Tohno E, et al. Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis. *Radiology* 2006; 239:341–350
- Johns ME. The salivary glands: Anatomy and embryology. *Otolaryngol Clin North Am* 1977; 10:261-271.
- Jones AV, Craig GT, Speight PM, Franklin CD. The range and demographics of salivary gland tumours diagnosed in a UK population. *Oral Oncology* 2008; 44; 407– 417
- Kabakçı N. Temel Ultrasonografi Fiziği. Ed: Balcı P, Pabuşçu Y, Temel Radyoloji Fiziği 2008:119-123
- Katz P, Hartl DM, Guerre A. Clinical Ultrasound of the Salivary Glands. *Otolaryngol. Clin. N Am* 2009; 42: 973–1000
- Khaled W, Reichling S, Bruhns OT, Ermert H. Ultrasonic strain imaging and reconstructive elastography for biological tissue. *Ultrasonics* 2006; 44: 99–202.
- Klintworth, N., Mantsopoulos, K., Zenk, J., Psychogios, G., Iro, H., & Bozzato, A. (2012). Sonoelastography of parotid gland tumours: initial experience and identification of characteristic patterns. *European radiology*, 22(5), 947-956.
- Konofagou EE, Ophir J, Krouskop TA, Garra BS. Elastography from Theory to Clinical Applications. 2003 Summer Bioengineering Conference, June 25-29, Florida
- Kovacevic DO, Fabijanic I. Sonographic Diagnosis of Parotid Gland Lesions: Correlation with the Results of Sonographically Guided Fine-Needle Aspiration Biopsy. *J Clin Ultrasound* 2010;38: 294–298
- Kremkau, F.W., 1998. Diagnostic ultrasound: principles and instruments. Saunders, Philadelphia.
- Lee YYP, Wong KT, King AD, Ahuja AT. Imaging of salivary gland tumours. *European Journal of Radiology* 2008; 66: 419–436
- Lev MH, Khanduja K, Morris PP, Curtin HD. Parotid pleomorphic adenomas: delayed CT enhancement. *AJNR Am J Neuroradiol* 1998; 19(10): 1835-39.
- Li Y, Snedeker JG. Elastography: modality-specific approaches, clinical applications, and research horizons. *Skeletal Radiol* 2011;40:389–97

- Liyanage SH, Spencer SP, Hogarth KM, Makdiss J. Imaging of salivary glands. *The British Institute of Radiology* 2007; 19; 14–27
- Lou S, Kim E, Dighe M, Kim Y. Thyroid nodule classification using Ultrasound elastography via linear discriminant analysis. *Ultrasonics* 2011; 51 (4): 425-31.
- Mafee MF, Valvassori EG, Becker M. *Imaging of the Head and Neck* 2nd ed. Thieme, New York 2004; 625–651
- Meine FJ, Woloshin HJ. Radiologic diagnosis of salivary gland tumors. *Radiol Clin North Am* 1970; 8:475-485.
- Meine FJ, Woloshin HJ. Radiologic diagnosis of salivary gland tumors. *Radiol Clin North Am* 1970; 8:475-485.
- Merrit CRB. Physics of ultrasound. In: Rumack MC, Wilson SR, Charboneau JW, editors. *Diagnostic Ultrasound*. 3rd ed. Missouri:Elsevier Mosby,2005;3-34
- Myers RP, Pomeroy-Layrargues G, Kirsch R, Pollett A, Duarte-Rojo A, Wong D, et al. Feasibility and diagnostic performance of the FibroScan XL probe for liver stiffness measurement in overweight and obese patients. *Hepatology* 2012;55(1):199-208.
- Netter Frank H. *İnsan Anatomi Atlası*. 5. Baskı, İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi, 2011: 2014.
- Nicholas J. Hangiandreou. APPM/RSNA Physics Tutorial for Residents, B-mode US: Basic Concepts and New Technology. *Radiographics* 2003; 23:1019-1033.
- 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.
- Nilsson A. Artefacts in sonography and Doppler. In: Baert AL, Derchi LE, Greiner N, eds. *Ultrasound Syllabus*. Springer- Verlag Berlin Heidelberg 2002; 27-34
- Ödar İV. *Anatomi ders kitabı*. Ayyıldız matbaası 1977; Ankara.
- Olsen KD, Lewis JE, Carcinoma ex pleomorphic adenoma: a clinicopathologic review. *Head Neck* 2001; 23:705-712.
- Onkar, P. M., Ratnaparkhi, C., & Mitra, K. (2013). High-frequency ultrasound in parotid gland disease. *Ultrasound quarterly*, 29(4), 313-321.
- Ophir J, Cespedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason imaging* 1991; 13: 111-134

- Ophir J, Kallel F, Varghese T, Alam SK, Krouskop T, Garra BS et al. Elastography. *Optical and Acoustical Imaging of Biological Media* 2001; 4: 1193–1212.
- Orloff LA, Hwang HS, Jecker P. The role of ultrasound in the diagnosis and management of salivary disease. *Operative Techniques in Otolaryngology* 2009; 20: 136–144
- Oyar, O., Gülsoy, U.K., *Ultrasonografi fiziği*, 2003. In *Tıbbi Görüntüleme Fiziği*, Oyar, O., Gülsoy, U.K., eds. Rekmay, Ankara, pp. 171-229.
- Pehlivan F. *Biyofizik. 2. Baskı*. Ankara: Hacettepe Taş, 1997
- Pinkston JA, Cole P. Incidence rates of salivary gland tumors: results from a populationbased study. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1999; 120:834-840.
- Rabinov K, Kell TJ, Gordon P. CT of the salivary glands. *Radiol Clin North Am.* 1984; 22:145-159
- Rankow RM, Polyayes IM. *Diseases of the salivary gland*. WB Saunders Co. Philadelphia. 1976
- Reatimo S, Kontinnen YT. Distribution of lactoferrin in human salivary glands. *Histochemistry* 1980; 66: 285-291.
- Rumack MC, Wilson RS, Charboneau JW. *Physics of ultrasound. Diagnostic Ultrasound. Üçüncü Baskı*, Mosby, Missouri, 2005
- Rumack, C.M. *Diagnostic Ultrasound 1. c.*, 9780323053976, <https://books.google.com.tr/books?id=ekaISQAACAAJ> 2011, Elsevier/Mosby
- Sebag F, Vaillant-Lombard J, Berbis J, Griset V, Henry JF, Petit P, Oliver C. Shear wave elastography: a new ultrasound imaging mode for the differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules. *J Clin Endocrinol Metab.* 2010 Dec;95(12):5281-8.
- Seifert G, Mehike A, Haubrich J, Chille R. *Diseases of the Salivary Glands*. Georg. Thieme Inc. New York, 1986; 184.
- Seifert G, Sobin LH. The World Health Organization's Histological Classification of Salivary Gland Tumors. A commentary on the second edition. *Cancer* 1992; 70:379-385.
- Simpson RHW. Classification of tumours of the salivary glands. *Histopathology* 1994; 24:187-191.

- Snell RS. *Clinical Anatomy for Medical Students*. 7th edition, Washington: Lippincott Williams and Wilkins, 2010: 773 – 788.
- Spiro, R.H., Thaler, H.T., Hicks, W.F. ve ark. The importance of clinical staging of minor salivary gland carcinoma. *Am J Surg*. 1991; 162:330-336
- Stafford ND, Wilde A. Parotid cancer. *Surgical oncology* 1997; 6:209-213.
- Subhashraj K. Salivary gland tumors: a single institution experience in India. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2008; 46: 635–638
- Sun, E.C., Curtis, R., Melbye, M., Goedert, J.J. Salivary gland cancer in the United States. *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev*. 1999; 8:1095-1100.
- Suzuki S, Kawashima K. Sialographic study of diseases of the major salivary glands. *Acta Radiol Diagn* 1969; 4:465-478.
- Swartz JD, Saluk PH, Lansman A, Marlore FI, Popky GL. High-resolution computed tomography. Part 2: The salivary glands and oral cavity. *Head and Neck Surgery*. 1984; 7:150- 161.
- Takahashi N, Okamoto K, Ohkubo M, Kawana M. High resolution magnetic resonance of the extracranial facial nerve and parotid duct: Demonstration of the branches of the intraparotid facial nerve and its relation to parotid tumours by MRI with a surface coil. *Clin. Radiol* 2005; 60: 349-354
- Taylor KJ, Holland S: Doppler US. Part I. Basic principles, instrumentation, and pitfalls. *Radiology* 1990; 174(2): 297-307
- Thangarajah T, Reddy VM. Current controversies in the management of Warthin tumour. *Postgraduate Medical Journal* 2009; 85:3-8.
- Treece G, Lindop J, Chen L, Housden J, Prager R, Gee A. Real-time quasistatic ultrasound elastography, *Interface Focus* 2011;1(4): 540-552
- Tuncel E. *Klinik Radyoloji. Genişletilmiş 2. Baskı*. Bursa:Nobel-Güneş Kitabevi, 2007;152-183.
- Tuncel E. *Klinik Radyoloji. Nobel ve Güneş Kitabevi* 2008; 152-183
- Wierzbicka, M., Kałużny, J., Szczepanek-Parulska, E., Stangierski, A., Gurgul, E., Kopeć, T., & Ruchała, M. (2013). Is sonoelastography a helpful method for evaluation of parotid tumors?. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 270(7), 2101-2107.

- William MM, Carles MM. Salivary gland pleomorphic adenoma. *American Journal Clinic Oncology* 2008 February; 31:95-99.
- Wittich GR, Scheible WF, Hajek PC. Ultrasonography of the salivary glands. *Radiol Clin North Am* 1985; 23:29-37.
- Xu JM, Xu XH, Xu HX, Zhang YF, Zhang J, Guo LH, Liu LN, Liu C, Zheng SG. Conventional US, US elasticity imaging, and acoustic radiation force impulse imaging for prediction of malignancy in thyroid nodules. *Radiology*. 2014;272:57–86.
- Yerli, H., Eski, E., Korucuk, E., Kaskati, T., & Agildere, A. M. (2012). Sonoelastographic qualitative analysis for management of salivary gland masses. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 31(7), 1083-1089.
- Yıldız AC, Babuna C, Töre G, Kuyumcuyan K. Tükruk bezi hastalıklarında görüntüleme tekniklerinin karşılaştırılmalı değerlendirilmesi. *Türk Radyoloji Dergisi* 1987; 25:71-87.
- Yousem DM, Kraut MA, Chalian AA. Major salivary gland İmaging *Radiology*. 2000; 216: 19-29.
- Zhang YF, Xu HX, He Y, Liu C, Guo LH, Liu LN, Xu JM. Virtual touch tissue quantification of acoustic radiation force impulse: a new ultrasound elastic imaging in the diagnosis of thyroid nodules. *PLoS ONE*. 2012;7:e49094.