



**TEMPOROMANDİBULAR EKLEM DEJENERASYONU OLAN  
HASTALARDA MASSETER KASININ ULTRASONOGRAFİ İLE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Büşra ARIKAN**

**AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**Tez Danışmanı  
Doç. Dr. Numan DEDEOĞLU**

**Uzmanlık Tezi-2022**

**T.C.  
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**TEMPOROMANDİBULAR EKLEM DEJENERASYONU OLAN  
HASTALARDA MASSETER KASININ ULTRASONOGRAFİ İLE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Büşra ARIKAN**

**Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı  
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı  
Doç. Dr. Numan DEDEOĞLU**

**MALATYA  
2022**

# İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	vi
ABSTRACT.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	ix
TABLolar DİZİNİ .....	x
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	2
2.1. Temporomandibular Eklem Embriyolojisi ve Gelişimi.....	2
2.2. Temporomandibular Eklem Anatomisi .....	2
2.2.1. Eklem Kemik Komponentleri .....	3
2.2.2. Artiküler Disk .....	4
2.2.3. Eklem Ligamentleri .....	4
2.2.4. Eklem Kapsülü.....	5
2.2.5. Temporomandibular Eklem Damar ve Sınırları .....	5
2.2.6.Çiğneme Kasları .....	6
2.2.6.1. Masseter Kası.....	6
2.2.6.2.Temporal Kas.....	7
2.2.6.3. Lateral Pterigoid Kas .....	7
2.2.6.4. Medial Pterygoid Kas .....	7
2.3. Temporomandibular Eklem Hastalıkları .....	8
2.3.1. TME Rahatsızlıklarının Sınıflandırılması.....	8
2.3.1.1. Çiğneme Kaslarına Ait Rahatsızlıklar .....	10
2.3.1.2. TME Rahatsızlıkları.....	12
2.3.1.3. Kronik Mandibular Hipomobilité .....	17
2.3.1.4. Gelişim Bozuklukları .....	17
2.4. Temporomandibular Eklem Görüntüleme Teknikleri .....	17
2.4.1. Submento-Vertex Radyografisi .....	17
2.4.2. Transkraniyal Radyografi .....	17
2.4.3. Transorbital Radyografi.....	18
2.4.4. Transfaringeal Radyografi .....	18

2.4.5. Posteroanterior Radyografi .....	18
2.4.6. Lateral Sefalometrik Radyografi .....	19
2.4.7. Panoramik Radyografi .....	19
2.4.8. Artrografi .....	19
2.4.9. Bilgisayarlı Tomografi.....	20
2.4.10. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi .....	20
2.4.11. Manyetik Rezonans Görüntüleme .....	22
2.4.12. Ultrasonografi .....	23
2.4.12.1. Ultrason Fiziği .....	23
2.4.12.2. Ultrason Dalgalarının Temel Özellikleri .....	24
2.4.12.3. Sesin Doku ile Etkileşimi .....	25
2.4.12.4. Ultrason Transdüserlerin Genel Prensipleri.....	26
2.4.12.5. Prob Seçimi.....	26
2.4.12.6. Ultrasonografide Görüntü Değerlendirilmesi .....	26
2.4.12.7. Ultrason Tarama Modları.....	27
2.4.12.8. Ultrason Görüntülemede Artefaktlar .....	27
2.4.12.9. Ultrasonografinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları .....	29
2.4.12.10. Ultrason Elastografisi .....	30
3. MATERYAL VE METOT .....	33
3.1. KIBT Görüntüleme .....	34
3.2. Ultrasonografi .....	38
3.3. İstatistiksel Method.....	43
4. BULGULAR.....	44
5. TARTIŞMA .....	48
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	55
KAYNAKLAR .....	56
EKLER.....	76
EK-1. Özgeçmiş.....	76
EK-2. Etik Kurul Onay Formu .....	77
EK-3. Bilgilendirilmiş Olur Formu .....	79

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince yardım ve rehberliğini esirgemeyen danışman hocam Doç. Dr. Numan DEDEOĞLU'na teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Uzmanlık eğitimim boyunca desteklerini ve yardımlarını asla esirgemeyen değerli hocalarım Doç. Dr. Oğuzhan ALTUN ve Doç. Dr. Şuayip Burak DUMAN'a,

İstatistiksel analizlerdeki katkılarından dolayı Doç. Dr. Aydın KESKİNRÜZGAR'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca desteklerini ve sevgilerini hep hissettiğim başta Dt. Gözde EŞER ve Dt. Duygu ÇELİK olmak üzere bütün çalışma arkadaşlarıma,

Bu süreçte beni her türlü destekleyen ve yalnız bırakmayan arkadaşlarım Dt. Zeynep KORKMAZ, Dt. Berivan KARADENİZ ve Dt. Şeyma GÜMÜŞBOĞA' ya,

Hayatım boyunca beni destekledikleri gibi, uzmanlık eğitimim boyuncada desteklerini esirgemeyen anneme ve babama,

Attığım her adımda yanımda olan ve beni hep destekleyen eşim Mustafa Salih ARIKAN ve kızım Asya'ya en içten teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

### **Temporomandibular Eklem Dejenarasyonu Olan Hastalarda Masseter Kasının Ultrasonografi ile Değerlendirilmesi**

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı TME osteoartriti olan hastaların masseter kasının kalınlık ve sertlik değerlerini ultrasonografi ile incelemektir.

**Materyal ve Metot:** Bu çalışmaya fakültemize eklem ağrısı şikayeti ile başvuran tanısal KIBT görüntülerinde osteoartrit saptanan 40 hasta ve 40 sağlıklı birey dahil edildi. Katılımcıların masseter kas kalınlıkları ve masseter kas sertliği, dinlenme ve maksimum ısırma durumunda ultrasonografi ile ölçüldü.

**Bulgular:** Osteoartritli hastaların masseter kas kalınlık değeri istirahat halinde ortalama 0.91 cm ve sağlıklı bireylerin kalınlık değeri ortalama 1.00 cm idi. Osteoartritli hastaların maksimum ısırma halinde masseter kalınlığı ortalama 1.28 cm ve sağlıklı bireylerin kalınlığı ortalama 1.36 cm idi. Osteoartritli hastaların masseter kas elastikiyet indeksi oranı istirahat halinde 2.11 ve sağlıklı bireylerin masseter kas elastikiyet indeksi oranı 1.49 idi. Osteoartritli hastaların maksimum ısırma halinde iken masseter kas elastikiyet indeks oranı 4.51 ve sağlıklı bireylerin masseter kas elastikiyet indeks oranı 3.16 idi. Osteoartritli hastalar ile sağlıklı bireylerin masseter kas kalınlık değerleri ve masseter kas elastikiyet indeks oranı hem dinlenme durumunda hem de maksimum ısırma durumunda önemli ölçüde farklıydı.

**Sonuç:** Ultrasonografi kas kalınlığını belirlemede güvenilir bir yöntemdir. Osteoartritli hastaların masseter kas kalınlığı sağlıklı bireylere göre daha az bulunmuştur. Aynı zamanda TME osteoartriti olan hastalarının masseter kas sertliğinde artış olduğu belirlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** KIBT, masseter kas, osteoartrit, strain elastografi, ultrasonografi.

## ABSTRACT

### **Evaluation of the Masseter Muscle with Ultrasonography in Patients with Temporomandibular Joint Degeneration**

**Aim:** The purpose of this study is to investigate the masseter muscle thickness and hardness values of patients with TMJ osteoarthritis by ultrasonography.

**Material and Method:** This study included 40 patients who presented to our faculty with complaints of joint pain in whom osteoarthritis was identified in diagnostic CBCT images and 40 healthy individuals. The masseter muscle thicknesses and masseter muscle hardness of the participants were measured by ultrasonography in a resting state and a state of maximum biting.

**Results:** The mean resting masseter muscle thickness values were found as 0.91 cm in the osteoarthritis patients and 1.00 cm in the healthy individuals. The mean maximum biting masseter muscle thickness values were found as 1.28 cm in the osteoarthritis patients and 1.36 cm in the healthy individuals. The mean resting masseter muscle elasticity index ratio were 2.11 in the osteoarthritis patients and 1.49 in the healthy individuals. The mean maximum biting masseter muscle elasticity index ratio were 4.51 in the osteoarthritis patients and 3.16 in the healthy individuals. The masseter muscle thickness values and the masseter muscle elasticity index ratio of the osteoarthritis patients and the healthy individuals were statistically different in both their resting state and their maximum biting state.

**Conclusion:** Ultrasonography is a reliable method of determining masseter muscle thickness. The muscle thicknesses of the osteoarthritis patients were found to be lower than the healthy individuals in this study. It was also determined that patients with TMJ osteoarthritis had an increase in masseter muscle hardness.

**Key Words:** CBCT, masseter muscle, osteoarthritis, strain elastography, ultrasonography.

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>DC/TMD</b>	: Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders
<b>DEH</b>	: Dejeneratif Eklem Hastalığı
<b>Eİ</b>	: Elastikiyet İndeksi
<b>F</b>	: Dalga'nın Frekansı
<b>Hz</b>	: Hertz
<b>KİBT</b>	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
<b>MEİ</b>	: Masseter Kası Elastikiyet İndeksi
<b>MHz</b>	: Megahertz
<b>MRG</b>	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>OA</b>	: Osteoartrit
<b>PZT</b>	: Polycrystalized Tetragonal Zirconia
<b>ROI</b>	: Region of Interest
<b>T</b>	: Dalga Periyodu
<b>TMD</b>	: Temporomandibular Düzensizlik
<b>TME</b>	: Temporomandibular Eklem
<b>USG</b>	: Ultrasonografi

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Temporomandibular eklem farklı bileşenlerini göstermektedir.....	3
Şekil 2.2. Temporomandibular eklem anatomisinin yüzeysel görünümü. ....	6
Şekil 2.3. Temporomandibular eklem anatomisinin derin görünümü. ....	8
Şekil 2.4. Koyama ve arkadaşlarının kondiler kemik değişiklikleri sınıflaması.....	16
Şekil 2.5. TME'nin oblik sagittal KIBT görüntüsü.....	22
Şekil 2.6. Sesin farklı ortamlardaki yayılma hızı.....	25
Şekil 3.1. Görüntülerin elde edildiği KIBT cihazı.....	35
Şekil 3.2. Tip N; Kondilin kortikal yüzeyinde proliferasyon veya kalınlaşma yok; tipik morfoloji gösterir.....	36
Şekil 3.3. Tip F; Kondilin anterosuperior ve/veya posterosuperior kısımlarında düzleşmiş kontur.....	36
Şekil 3.4. Tip E; Kondilin kortikal yüzeyinde pürüzlü veya pürüzlü olmayan proliferasyon veya kısmi hipodens değişiklik. ....	37
Şekil 3.5. Tip D; Kondil yüzeyinde proliferasyon veya kısmi hipodens değişiklik olmaksızın, gaga gibi deforme olmuş bir kontura sahiptir. ....	37
Şekil 3.6. Tip S; Tip D eşliğinde Tip E.....	38
Şekil 3.7. a. Ölçümlerin yapıldığı ultrasonografi cihazı b. Hasta pozisyonlandırılması.....	39
Şekil 3.8. Probun transvers olarak pozisyonlandırılması.....	40
Şekil 3.9. a. Masseter kasının transvers görüntülemeye istirahat halindeki kalınlık ölçümü b. Masseter kasının transvers görüntülemeye maksimum kontraksiyondaki kalınlık ölçümü.....	40
Şekil 3.10. Elastogramda optimal kompresyon basıncını gösteren elastik skala (beyaz okla gösterilmiştir.).....	41
Şekil 3.11. Masseter kasının istirahat halindeki MEİ ölçümü. Eİ'ler, isteğe bağlı boyutlarda ayarlandıktan sonra masseter kasında ve üstündeki yağ dokusunda ölçülür. MEİ oranı, masseter kasının ortalama Eİ'sinin yağ dokusunun ortalama Eİ'sine oranı olarak hesaplandı.....	42
Şekil 3.12. Masseter kasının maksimum kontraksiyon halindeki MEİ ölçümü. ....	43

## TABLULAR DİZİNİ

<b>Tablo No</b>	<b>Sayfa No</b>
<b>Tablo 4.1.</b> Grupların cinsiyet dağılımının incelenmesi.....	44
<b>Tablo 4.2.</b> Grupların yaş dağılımının incelenmesi.....	44
<b>Tablo 4.3.</b> Osteoartritli 40 hastanın 80 eklemde belirlenen kondiler kemik değişim tipleri.....	45
<b>Tablo 4.4.</b> Grupların sağ ve sol ilişkisinin incelenmesi.....	45
<b>Tablo 4.5.</b> Grupların istirahat halindeki kalınlık değerleri arasındaki ilişkisinin incelenmesi.....	46
<b>Tablo 4.6.</b> Grupların maksimum ısırma kalınlık değerleri arasındaki ilişkisinin incelenmesi.....	46
<b>Tablo 4.7.</b> Grupların istirahat halindeki MEİ oranı arasındaki ilişkisinin incelenmesi....	47
<b>Tablo 4.8.</b> Grupların Isırma MEİ oranı arasındaki ilişkisinin incelenmesi.....	47

# 1. GİRİŞ

Çiğneme sistemi; dişler, temporomandibular eklem (TME) ve çiğneme kasları gibi çok sayıda komponentten oluşur ve oldukça karmaşık bir mekanizmaya sahiptir. Bu birimlerin herhangi birinde, dışarıdan ya da içerden gelişen bir faktör ile oluşan değişiklikler tüm sistemin aksamasına sebep olabilir. İnsanlarda TME genel olarak çiğneme işlevi sırasında yük taşıyıcı olarak kabul edilir. TME bozuklukları eklem içi pozisyonel ve yapısal bozukluklar ile karakterizedir. TME'yi etkileyen en yaygın eklem patolojisi, osteoartrit olarak da bilinen dejeneratif eklem hastalığıdır. TME bozuklukları olan bireylerin %11'inde TME-osteoartrit semptomları bulunmuştur (1). Artritik TME durumunun en yaygın semptomu ağrılı eklemlerdir. Ağrı, etkilenen eklem çevresindeki yumuşak dokulardan ve çiğneme kaslarından kaynaklanır (2).

Çiğneme kasları, bilgisayarlı tomografi (BT) manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve ultrasonografi (USG) gibi çeşitli görüntüleme teknikleri ile incelenebilir (3-5). USG iyonize radyasyon içermemesi, non-invaziv olduğu için hastalar tarafından kolaylıkla tolere edilebilmesi, uygulaması kolay, tekrarlanabilir ve ucuz olması gibi avantajları nedeniyle araştırmacılar tarafından tercih edilmeye başlanmıştır. Son dönemlerde, ultrasonografik görüntülemedeki gelişmelerin artmasına bağlı olarak, literatürde, kas kontraktürü ve hipertrofisi gibi kas dokularındaki değişikliklerin belirlenmesinde USG kullanımının başarılı olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (6, 7). Çiğneme kaslarından masseter ve temporal kasların değerlendirilmesinde USG, güvenilir bir yöntem olarak kabul edilmektedir (6).

Literatürde ilk olması planlanan bu çalışmanın amacı TME osteoarriti olan hastaların masseter kası kalınlıkları ve elastikiyetini USG ile değerlendirerek, osteoartritin masseter kası üzerindeki etkilerinin incelenmesinde yeni bir bakış açısı getirmektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

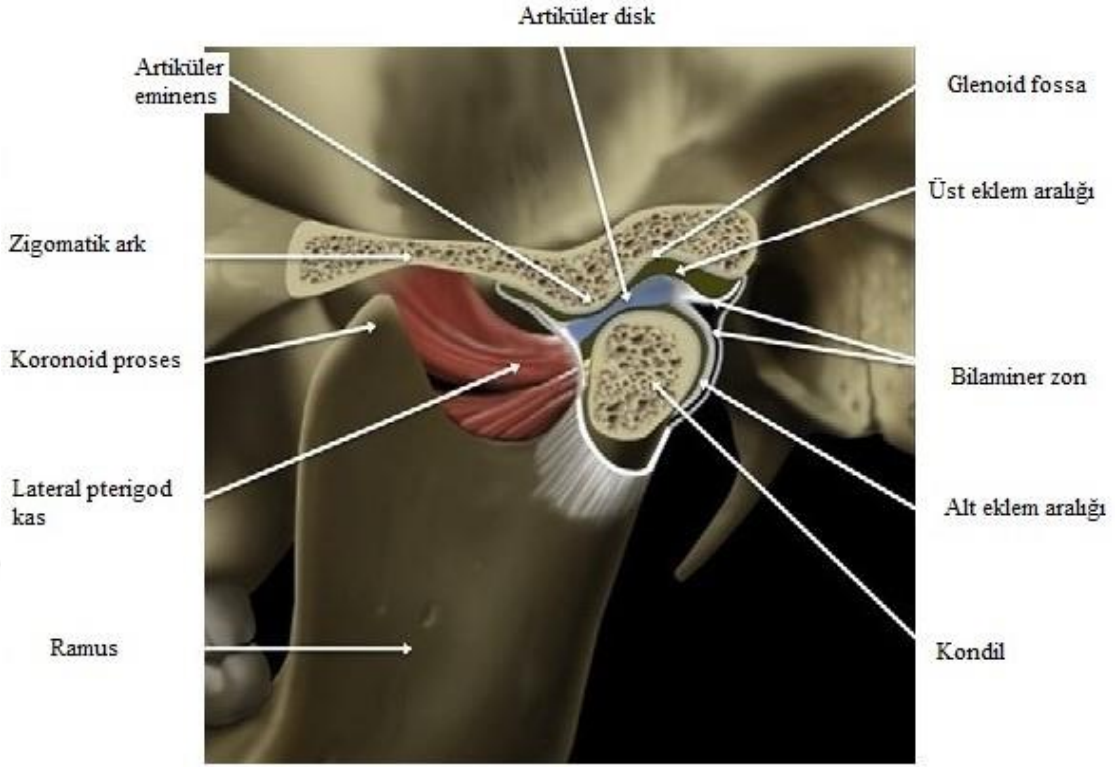
TME, tek bir düzlemde yalnızca ileri ve geri harekete izin veren mentşe anlamına gelen ginglymus ve yüzeylein kayma hareketine izin veren eklem anlamına gelen artrodia sözcüklerinden türetilen bir terim olan ginglymoartrodial bir eklemdir (8). Bu eklem tarafından sergilenen sinovyal eklemlerin ortak özellikleri arasında bir disk, kemik, fibröz kapsül, sıvı, sinoviyal zar ve bağlar bulunur. Ancak bu eklemi farklılaştıran ve benzersiz kılan özelliği eklem yüzeyinin hiyalin kıkırdak yerine fibrokartilajla kaplı olmasıdır (9). Hareket sadece kemiklerin, kasların ve bağların şekliyle değil, aynı zamanda dişlerin oklüzyonuyla da yönlendirilir, çünkü her iki eklem tek bir mandibula kemiği tarafından birleştirilir ve birbirinden bağımsız hareket edemez (9).

### 2.1. Temporomandibular Eklem Embriyolojisi ve Gelişimi

Temporomandibular eklem, uterusda ortaya çıkan son diartrodial eklemlerden biridir ve kraniyofasiyal bölgede 8. gebelik haftasına kadar ortaya çıkmaz. Maksilla, mandibula, çiğneme kasları ve bikonkav disk embriyolojik olarak birinci brankial arkıtan, 14. gebelik haftasına kadar gelişir. TME, diğer diartrodial eklemlere kıyasla doğumda daha az gelişmiştir ve bu da onu perinatal ve postnatal hasarlara karşı duyarlı hale getirir. Eklem, erken çocukluk yıllarının başında çenenin emme hareketlerinde ve sonunda çiğneme kullanılması nedeniyle gelişmeye devam eder (10). TME erişkin formuna ortalama 6-12 yaşlar arasında ulaşır ve hergün yaklaşık 2000 kez hareket eder. Çok küçük bir alanda çok fazla kuvvet uygulandığından temporomandibular eklem hastalıkları sık görülür (11, 12).

### 2.2. Temporomandibular Eklem Anatomisi

Temporomandibular eklem, kondil başının temporal kemiğin mandibular fossasına oturmasıyla oluşan bir eklemdir. Kondil başı temporomandibular eklem dışbükey tarafını oluştururken, konkav tarafı glenoid fossa ve onun önündeki artiküler eminens oluşturur (13). Kondil başı ile glenoid fossa arasındaki eklem boşluğu fibröz bir disk ile alt ve üst eklem aralığı olmak üzere iki kısma ayrılır (şekil 2.1) (14).



**Şekil 2.1.** Temporomandibular eklemin farklı bileşenlerini göstermektedir (15)

### **2.2.1. Eklem Kemik Komponentleri**

#### **Mandibular Komponent**

Mandibular kemiğin eklemi oluşturan ve çevresinde hareket oluşan kısmı mandibular kondildir (16). Bu bileşen, dar bir mandibular boyun üzerinde oturan oval bir kondil başından oluşur. Kondil başının medio-lateral uzunluğu 15-20 mm ve anteroposterior genişliği 8-10 mm'dir (9). Sağlıklı eklemlerde dişler sentrik kapanış durumunda iken; kondil, artiküler diskin uygun şekilde kemik yapılar arasına yerleşimiyle artiküler eminensin posterior eğimine karşı fossada en üst en ön pozisyonda konumlanır. Ağız tam açıldığında kondil başı artiküler tüberkülün altında yer alır (16). Kondil, mandibulada büyümenin birincil merkezi olduğundan ve özel bir kırık (ikincil kırık) olduğundan, çocukluktan yetişkinliğe yeniden şekillenme süreciyle sürekli uyaranlara cevap verir (17). Kondiler morfolojinin incelenmesi, büyüme süreci sırasında biçim ve işlev arasındaki karşılıklı ilişkiyi anlamak için önemlidir.

## **Temporal Komponent**

Eklemin temporal bileşeni temporal kemiğin skuamöz prosesinin inferior yüzü tarafından oluşturulur. Posteriorunda glenoid fossa, anteriorunda artiküler eminenssten oluşur. Artiküler eminens posterior yüzeyi dışbükeydir ve en inferiorundaki kısmına zirve veya apeks denir. Normal bir temporomandibular eklem sagittal düzlemden bakıldığında fossanın tavanı, artiküler eminens posterior eğimi ve eminens zirvesi 'S' şeklini oluşturur. Fossanın derinliği değişkenlik gösterir ve artiküler eminens gelişimi kondilden gelen fonksiyonel uyaranlara bağlıdır (14).

### **2.2.2. Artiküler Disk**

TME'de mandibular kondil ile temporal kemiğin eklem yüzeyleri arasında, kondil üzerinde 11:30–12:30 pozisyonunda (18) yoğun fibröz bağ dokusundan oluşan yuvarlak veya oval şekilli bir eklem diski bulunur. TME'nin en önemli yumuşak doku elemanıdır (19). Diğer eklem kıkırdakları hyalin kıkırdaktan oluşsa da bu disk fibrokartilajdan oluşur; bu nedenle disk, sertliğini ve dayanıklılığını artıran çok daha yüksek oranda kollajen içerir.

Artiküler disk eklem boşluğunu üst eklem aralığı ve alt eklem aralığı olarak ikiye ayırır. Bu boşluklar eklem kapsülü ile sarıdır (20).

Sinovyal membranın endotel hücreleri, sinovyal sıvı salgılar. Bu sıvı eklem hareketi ile eklem yüzeyleri arasındaki boşluklarda hareket eder (13). Küçük ölçekli sıvı hareketi, kondil ve fossa arasındaki basınç değişiklikleriyle de meydana gelir. Dinlenme sırasında, basınç düşük olduğunda, eklem yüzeyleri az miktarda sinovyal sıvıyı emer. Sıkma sırasında olduğu gibi basınç arttığında, eklem yüzeyleri sinovyal sıvıyı serbest bırakır. Uzun süreli basınç, emilen bu sıvıyı tüketebilir (21).

Diskin doğrudan vaskülarizasyonu veya innervasyonu yoktur; bununla birlikte, diskin posterior eki (retrodiskal doku olarak da bilinir) hem yüksek oranda vaskülarize hem de yüksek oranda innerve edilmiştir. Retrodiskal dokunun üst laminası aşırı translasyonu sınırlarken, alt lamina aşırı rotasyonu sınırlar (22).

### **2.2.3. Eklem Ligamentleri**

Eklem üç ligament tarafından stabilize edilir: kollateral (diskal) ligament, kapsüler ligament ve temporomandibular ligament. Bunlar, mandibular kondilin medial

ve lateral kutuplarındaki diske ve ayrıca temporal fossaya bağlanır. Bu ligamentler aşırı kondiler hareketi sınırlar.

Kapsüler ligament, eklem boşluğunu ve diski çevreler ve eklem boşluğu içindeki sinovyal sıvının bu bölgeden dışarıya çıkmasını engeller (22).

Kollateral ligamentler eklemi mediolateral olarak bölerek alt ve üst eklem boşluğuna ayırır. Gerilme yeteneği olmayan bu ligamentler diskin kondilden uzaklaşmasını önler (23).

Temporomandibular ligament oblik ve horizontal parçalardan oluşur. Oblik parça kondil hareketini kısıtlayarak maksimum ağız açıklığını belirler. Horizontal parça diskin ve kondilin posteriora hareketini kısıtlar (23).

Ayrıca TME'nin sfenomandibular ligament ve stilomandibular ligament olmak üzere iki aksesuar ligamenti vardır.

Sfenomandibular ligament; sfenoid kemiğin spinasından başlayıp mandibula ramusunun medial yüzündeki lingulada sonlanır. Fonksiyonel mandibular hareket üzerinde sınırlayıcı bir etkisi bulunmaz (13).

Stilomandibular ligament stiloid proçesten başlayarak mandibula ramusunun arkasına ve angulus mandibulaya yapışır. Mandibulanın protrüziv hareketini sınırlar (13).

#### **2.2.4. Eklem Kapsülü**

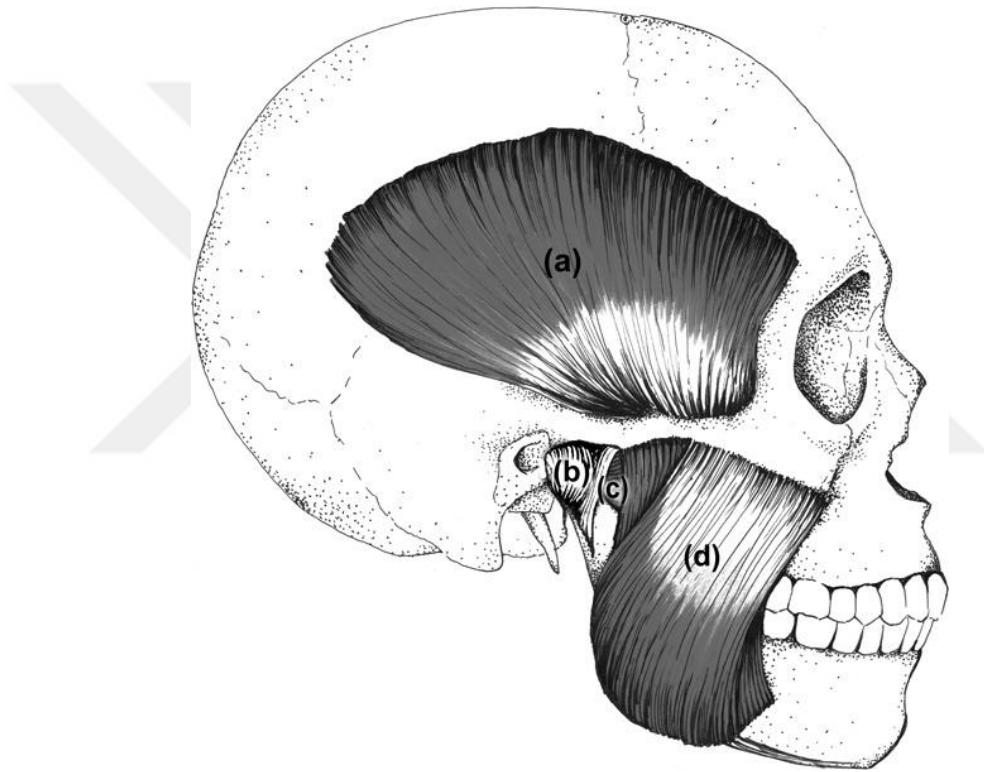
Kapsül, sinovyal bir zar ile kaplıdır. Sinovyal doku, basınç taşıyan disk, kondil, eminens gibi yapılar dışında tüm eklem içi yüzeyleri kaplar. Sinovyal doku yüksek oranda innerve ve vaskülarizedir. Düzenleyici, fagositik ve sekretuar fonksiyonlara sahiptir. Sinovyal sıvının metabolik işlevleri vardır ve eklem yüzeyinin yağlanması için gereklidir (24).

#### **2.2.5. Temporomandibular Eklem Damar ve Sinirleri**

TME vasküler beslenmesini yüzeyel temporal, maksiller ve masseterik arterlerden alır. Eklem innervasyonu esas olarak aurikulotemporal sinir ve daha az ölçüde masseterik ve posterior derin temporal sinirler tarafından sağlanır. Sinovyal sıvının üretimi de belirli bir miktarda nöronal kontrol altındadır (22).

### 2.2.6.Çiğneme Kasları

Masseter, medial pterygoid, lateral pterygoid ve temporalis kasları çiğneme kaslarıdır ( şekil 2.2). Masseter, medial pterygoid ve temporalis, mandibular kapanma ve ısırma kuvvetinden birincil olarak sorumluyken; lateral pterygoid ve infrahyoid kaslar mandibular açılmadan sorumludur. Mandibular hareket aynı zamanda digastrik, geniohyoid, mylohyoid, stylohyoid, sternohyoid, omohyoid, sternotiroid ve tirohyoid kaslardan da etkilenir ve bunlar bir grup olarak açma, protrüzyon, retrüzyon, lateral hareket ve kapanmayı içeren karmaşık mandibular hareketleri koordine eder (22).



**Şekil 2.2.** Temporomandibular eklem anatomisinin yüzeysel görünümü. (a) temporalis kası, (b) temporomandibular ligament, (c) lateral pterygoid kas ve (d) masseter kası (25)

#### 2.2.6.1. Masseter Kası

Etkin çiğneme de rol alan masseter kası dikdörtgen şeklindedir. Yüzeysel ve derin lifleri vardır. Yüzeysel lifleri zigomatik kemiğin alt kenarından başlayıp, ramus mandibulanın lateral yüzeyine uzanır ve angulus mandibulada sonlanır. Derin lifleri, zigomatik arkın medial yüzeyinin inferior kenarından başlayıp, ramus mandibulanın alt sınırının latereline, yüzeysel liflerin yapışma yerinin üstüne tutunur. Yüzeysel lifler, mandibula protrüzyonunda görev alırken, derin lifler artiküler eminense karşı kondili

stabilize eder (26). Kasın innervasyonu, trigeminal sinirin mandibular dalı yoluyla gerçekleşir (15).

### **2.2.6.2. Temporal Kas**

Temporal kas, kafatasının temporal fossasından ve zigomatik prosesin medial yüzünden başlayıp; koronoid proses ve ramus mandibulanın ön kenarına tutunarak sonlanır. Mandibulayı yukarı kaldırır. Trigeminal sinirin mandibular dalı tarafından innervasyon alır (15).

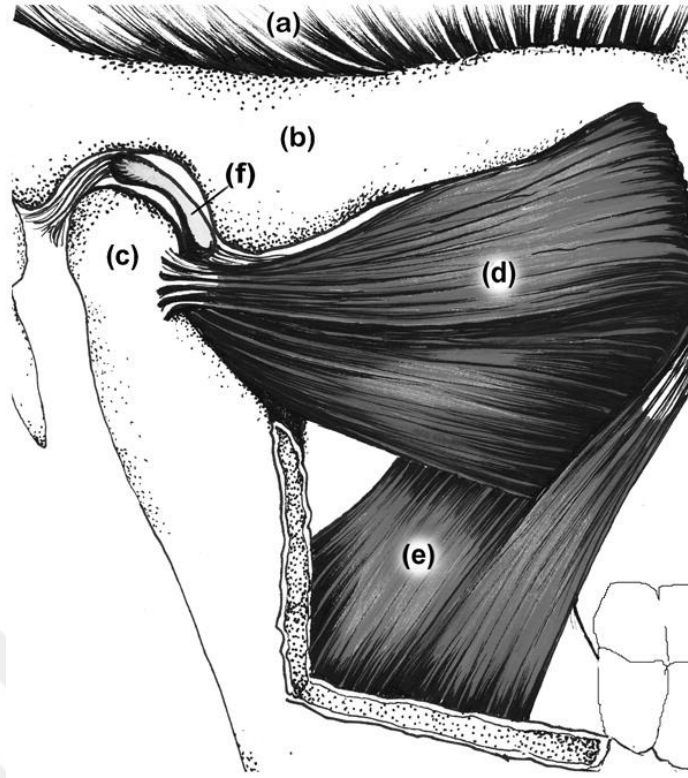
### **2.2.6.3. Lateral Pterigoid Kas**

Lateral pterigoid kasın superior ve inferior olmak üzere iki başı vardır. Üst demet, sfenoidin büyük kanadının ekstrakraniyal yüzünden ve pterigoid foveanın üst kısmındaki kondil boynunun anteromedial yüzünden kaynaklanır. Diske anteromedial yönden temas eder. Alt baş, sfenoidin pterigoid çıkıntısının lateral laminasından başlar ve pterigoid foveada sonlanır (şekil 2.3). Kasın çift taraflı kasılması mandibulayı öne ve aşağıya çeker ve ağız açar ve bu sayede çenenin sağa ve sola doğru hareket etmesini sağlayarak öğütme işlemini gerçekleştirir. Ağız açan tek çiğneme kasıdır. Trigeminal sinirin mandibular dalı tarafından innerve edilir (15).

### **2.2.6.4. Medial Pterigoid Kas**

Yüzeyel ve derin olmak üzere iki başı olan medial pterigoid kasının yüzeyel başı, tüber maksilladan başlarken, derin başı sfenoid kemiğin lateral pterigoid laminasının medial yüzeyinden başlar. Her iki orjinden çıkan lifler aşağı, dışa ve arkaya seyrederek angulus mandibulanın iç yüzeyine yapışır (şekil 2.3).

Çift taraflı kasıldığında alt çeneyi yukarı ve öne çekerek protrüzyonu gerçekleştirirken, tek taraflı kasıldığında mandibulanın mediale hareketini sağlar (27). Lateral pterigoid gibi, medial pterigoid de trigeminal sinirin mandibular dalı tarafından innerve edilir (15).



**Şekil 2.3.** Temporomandibular eklem anatomisinin derin görünümü. (a) temporal kası, (b) temporal kemik, (c) mandibular kondil, (d) lateral pterygoid kas, (e) medial pterygoid kas ve (f) intraartiküler disk (25)

### **2.3. Temporomandibular Eklem Hastalıkları**

Temporomandibular eklem hastalıkları her yaşta görülebilen, çene hareketleri sırasında çenede ve çevre yumuşak dokularda ağrı, çene hareketlerinde kısıtlanma, çene hareketi sırasında oluşan ses gibi bulgular veren bir dizi bozukluğun ortak adıdır. Toplumun %20'sinde, yaşamın herhangi bir döneminde TME rahatsızlıklarıyla ilgili semptomlar görülebilmektedir. TME rahatsızlıklarının yaşam boyu prevalansı % 3-15 arasındadır (28).

#### **2.3.1. TME Rahatsızlıklarının Sınıflandırılması**

Amerikan Orofasiyal Ağrı Akademisi ve Uluslararası Başağrısı Derneği'nin (American Academy of Orofacial Pain and International Headache Society) birlikte yaptığı sınıflama aşağıdaki gibidir (13).

- 1) Çiğneme Kaslarına Ait Rahatsızlıklar
  - Koruyucu kas kontraksiyonu

- Lokal kas ağrısı
- Miyofasial ağrı
- Miyospazm
- Miyozit ve diğerleri

## 2) TME Rahatsızlıkları

- Kondil-disk kompleksinde düzensizlik
  - a. Disk deplasmanı
  - b. Redüksiyonlu disk dislokasyonu
  - c. Redüksiyonsuz disk dislokasyonu
- Eklem yüzeylerinin yapısal uyumsuzluğu
  - a.Şekil değişiklikleri
  - b. Adezyonlar
- TME'nin inflamatuvar hastalıkları
  - a. Sinovit/kapsülit
  - b. Retrodiskit
  - c. Artritler (Dejeneratif Eklem Hastalığı)

## 3) Kronik Mandibular Hipomobilité

- Ankiloz
- Kas kontraktürleri
- Koronoid impedans

## 4) Gelişim Bozuklukları

- Konjenital ve gelişimsel kemik rahatsızlıkları
  - a. Agenezi
  - b. Hipoplazi

c. Hiperplazi

d. Neoplazi

- Konjenital ve gelişimsel kas rahatsızlıkları

a.Hipotrofi

b. Hipertrofi

c. Neoplazi

### **2.3.1.1. Çiğneme Kaslarına Ait Rahatsızlıklar**

#### **Koruyucu Kas Kontraksiyonu**

Uzun süren diş tedavisi, anestezi uygulanması, sakız çiğnemek, ağzın uzun süre açık kalması gibi faktörler, ilgili çiğneme kasının santral sinir sistemini uyarır ve kasta hipertonic bir durum oluşturur. Olayın sonucu minördür ve çabuk çözülür. Hastalarda çene hareketleri sınırlıdır. Ağrı fonksiyonla artar. İstirahatte ağrı yoktur. Kas tonusunun artması koruyucu bir mekanizma olup, ekleme gelebilecek zararları önleyici niteliktedir (29). Çiğneme sisteminde koruyucu kas kontraksiyonu varlığında hasta ağzını açarken levator kasların aktivasyonu, ağzını kapatırken depressor kasların aktivasyonu mevcuttur. Antagonist kaslarda meydana gelen bu aktivasyonun bir güvenlik mekanizması olduğu düşünülür (13).

#### **Lokal Kas Ağrısı**

Lokal kas ağrısı çoğu zaman uzamış kas kontraksiyonuna karşı kaslarda meydana gelen ilk cevaptır (13). İnflamatuvar olmayan bir ağrıdır. Ağrı sebebi kasın aşırı kullanılması veya kasa gelen lokal bir travma olabilir. Bir kasta lokal kas ağrısı varsa gerçek bir kas zayıflığı mevcuttur. Kas ağrısı tedavi edildiğinde kas gücü normale döner (23).

Lokal kas ağrısı olan hastada klinik muayene sırasında, kasın palpasyonu ile meydana gelen ağrı ve fonksiyon sırasında artan ağrı mevcuttur. Koruyucu kas kontraksiyonundan farklı olarak lokal kas ağrısı olan hastada ağız açma sırasında daha büyük zorlanma yaşanır (13).

## **Miyofasial Ağrı**

Miyofasiyal ağrı sendromu, çiğneme kaslarının hiperaktivitesinden kaynaklanan, miyofasiyal tetik noktalarının sebep olduğu, fonksiyonel bir kas hastalığıdır (30, 31). Etiyolojisi tam olarak bilinmemekle beraber kasa gelen ani travma, tekrar eden mikrotravmalar, genetik faktörler ve stres; miyofasial ağrı sendromunun sebepleri arasındadır (32).

Tetik noktalar, gergin bir iskelet kası bandında yer alan fokal, aşırı iritabl noktalar. Noktalar baskıda ağrılıdır ve yansıyan ağrı, yansıyan hassasiyet, motor işlev bozukluğu ve otonomik fenomenler üretebilir (33). Tetik noktalar bazen sadece tek bir kasta olurken bazen de birden fazla kas üzerinde bulunabilir (32). Kas kısıtlamaları veya zayıflığı ile başvuran hasta, ağrının latent tetik noktasından kaynaklandığını ancak doğrudan noktaya basınç uygulandığında fark edebilir (34). Ağrı dışında hastalarda; ağız açmada kısıtlanma, deviasyon, çene dislokasyonu, tinnitus, işitme problemleri gibi semptomlar meydana gelebilir (32).

## **Miyospazm**

Bir kasın merkezi sinir sistemine bağlı olarak istemsiz kasılmasıdır. Miyospazmların etiyolojisi tam olarak bilinmemektedir. Miyospazmların oluşması için çeşitli faktörlerin bir araya gelmesi gerektiği düşünülmektedir. Kasın yorgunluğu ve lokal elektrolit dengesindeki değişiklikler gibi lokal kas faktörleri miyospazm oluşmasında etkilidir (23).

Miyospazm oluşan kasta çene pozisyonunda büyük değişiklikler olur ve bu da maloklüzyona neden olur. Miyospazmlı kas palpasyonda oldukça serttir (13).

## **Miyozit**

Kas dokusunun ve tendonların bölgesel iltihaplanmasıdır. Travma, uzamış miyospazm ya da yayılan enfeksiyon nedeniyle olabilir. Etkilenen bölgede palpasyonda hassasiyet vardır (19). Genellikle ağrılı kas bölgesinde cilt kızamık ve şiştir. Miyozit myofasial ağrıdan, ağrının sürekliliği ve yakın zamanda geçirilen travma ya da enfeksiyon öyküsü ile ayırt edilir (35).

### **2.3.1.2. TME Rahatsızlıkları**

#### **Kondil-disk Kompleksinde Düzensizlik**

TME'nin intraartiküler bozuklukları, disk ve kondil, artiküler eminens ve artiküler fossa arasındaki anormal pozisyonel ilişki olarak tanımlanmıştır (36). TME'nin intraartiküler bozuklukları arasında disk deplasmanı, redüksiyonlu disk dislokasyonu ve redüksiyonsuz disk dislokasyonu bulunmaktadır.

#### **Disk Deplasmanı**

Disk deplasmanı TME'nin kondil disk kompleksi uyumsuzluklarından en sık karşılaşılanıdır. Diskin normal pozisyonunda olmadığı durumlar disk deplasmanı olarak adlandırılır (37). Alt retro-diskal lamina ve disk kollateral ligamentinin sürekli gerilmesi durumunda, üst lateral pterygoid kasında etkisiyle diskler öne doğru konumlanır. Disk ve kas pozisyonundaki değişiklikler, açılma sırasında kondilin translasyonuna neden olur. Hareket, mandibulanın açılıp kapanması sırasında ikisinden birinde veya her ikisinde klik veya ses ile ilişkilidir (38).

#### **Redüksiyonlu Disk Dislokasyonu**

Redüksiyonlu disk dislokasyonlu hastalarda ağız kapalıyken, eklem diski kondile göre yer değiştirir ve ağız açıkken disk kondil ile eklem tüberkülü arasındaki ara alana döner (18, 39).

Disk herhangi bir yönde yer değiştirebilse de (örn; anterior, posterior, lateral veya medial) (40), posterior ve yana doğru yer değiştirmeler nadir görülürken, en sık anterior yer değiştirme görülmektedir (41). Diskin açılıp kapanması, açma ve kapama tıklaması olarak bilinen bir klik, çıtırtı veya patlama sesine neden olabilir (42). Çoğu redüksiyonlu disk dislokasyon vakasına ağrı eşlik etmese de, bir tür eklem iltihabı meydana gelebilir ve ağrılı semptomlara neden olabilir (20).

Widmalm ve arkadaşları taze otopsi örnekleri üzerinde yaptıkları çalışmada; eklem seslerinin her zaman eklem anomalileriyle ilişkili olduğunu ancak eklem sesi olmadığı durumda disk deplasmanı ve dejeneratif eklem hastalığı gibi anomalileri dışlayamayacağımızı raporlamışlardır (43).

### **Redüksiyonsuz Disk Dislokasyonu**

Redüksiyonsuz disk yer değiştirmesi; temporomandibular eklem i düzensizliklerinin en kötü alt grubudur. Eklem diskinin kondilden çıkması ve eklem hareketi sırasında normal pozisyonuna dönmemesi durumudur. Ağız açık yada kapalıyken disk ile kondil arasındaki uyum kalıcı olarak bozulmuş ve disk hep anteriorda konumlanmıştır. Makro ve mikro travma, redüksiyonsuz disk dislokasyonunun en yaygın nedenleridir (44). Ağrı ve ağız açıklığının kısıtlanması en sık görülen semptomlardır (45).

Arslan ve arkadaşları, 252 semptomatik hasta üzerinde yaptıkları MRG çalışmasına göre disk deplasmanlarından en sık görüleni redüksiyonsuz anterior disk deplasmanı ve en az görüleni diskin mediale ve laterale deplase olduğu durumlar olarak raporladılar. Ayrıca redüksiyonsuz anterior disk deplasmanı olan hastalarda dejeneratif eklem hastalığı sıklığını anlamlı bir şekilde daha yüksek buldular (46).

### **Eklem Yüzeylerinin Yapısal Yetersizliği**

Eklem yüzeylerinin yapısal bozuklukları eklem fonksiyonlarının ve eklem yapısının değişiklikleri sonucu ortaya çıkar. Eklem yüzeyine gelen makro ya da mikro travmalar sonucu oluşan bu durumda sık görülenler; şekil değişiklikleri, adezyonlar, sublüksasyon, spontan dislokasyondur (19).

### **Sublüksasyon (Hiper mobilite)**

TME sublüksasyonu, bir kapsülün gevşekliği ve gevşekliğine bağlı olarak bir kondilin aşırı anormal şekilde kayması veya kondil başının geniş açıklıkta eminensin önüne hareket ettiği ve ağzın kolayca ancak yavaş bir şekilde tekrar kapatılabildiği bir durum olarak tanımlamıştır. Sublüksasyon genellikle fossa anatomisiyle ilişkilidir. Akut sublüksasyon, intraartiküler efüzyon ve kas spazmı nedeniyle her zaman ağrı ile ilişkilidir (47).

### **Spontan Dislokasyon**

Spontan dislokasyon, mandibula aniden hareket ettiğinde veya glenoid fossadan artiküler eminensin ventralinden dışarı fırladığında ve artiküler eminensin önünde ve üstünde kilitlendiğinde ortaya çıkan ağrılı bir durumdur (47). Genelde bilateral olur ve anteriora doğrudur. Hasta ağzını normal bir şekilde kapatamaz (14).

## **Adezyon (Yapışma)**

Eklem aralığında, özellikle de TME cerrahisinden sonra fibröz doku veya skar dokusu kitlelerine fibröz adezyonlar denir. Adezyonlar çenenin açılması sırasında diskin normal hareketini kısıtlar, yapışmış disk ve kapalı kilitlenmeye yol açabilir (14). Etkilenen eklemde kliking yoktur. Adezyon tek taraflı ise ağız açma sırasında çene etkilenen tarafa kayar (48).

## **TME'nin inflamatuvar hastalıkları**

### **Sinovit/Kapsülit**

Travma veya yanlış bir hareket sonucu sinovyal dokuların (sinovit) ve kapsüller bağın (kapsülit) iltihaplanması görülebilir. Klinik olarak ayırt etmek zordur ve artroskopi tanı için yararlıdır. Sürekli ağrı, palpasyonda hassasiyet ve sınırlı mandibular hareket ile kendini gösterir (38).

### **Retrodiskit**

Travma veya ilerleyici disk deplasmanı ve dislokasyonu nedeniyle oluşur. Hasta, diş sıkma ile artan ağrıdan şikayet eder. Sınırlı çene hareketi, retrodiskal dokuların şişmesi ve akut maloklüzyon, hastalıkla ilişkilidir (38).

## **Osteoartrit (Dejeneratif Eklem Hastalığı)**

Dejeneratif eklem hastalığı, Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (DC/TMD) tarafından tanımlandığı şekliyle, eklem dokusunun bozulması ile birlikte kondil ve/veya artiküler eminente kemik değişiklikleri ile karakterize, eklemi içeren dejeneratif bir hastalıktır (49). Dejeneratif eklem hastalığı (DEH), eklem çevresindeki sert ve yumuşak dokuların dejenerasyonu sonucu ağrı ve sakatlığa yol açması ile karakterizedir (50). En sık diz, kalça ve omurga gibi vücudun yük taşıyan eklemleri etkilenmekle birlikte, omuz ve TME gibi diğer eklemler de etkilenebilir (51). TME'de DEH, osteoartrit (OA) olarak da adlandırılan lokal bir durum veya sistemik bir hastalığın parçası olabilir. TME'de dejeneratif değişikliklere yol açabilen en sık generalize sistemik inflamatuvar hastalıklar arasında romatoid artrit, juvenil idiyopatik artrit, spondiloartropatiler (örn;ankilozan spondilit veya psoriatik artrit) ve kristal kaynaklı hastalıklar (örn; gut) bulunur (39). Her iki durumda da, patogenezdeki farklılıklara rağmen, DEH; kıkırdağı, subkondral kemiği, sinovyal membranı ve diğer

yapıları etkileyerek eklemin yeniden şekillenmesine, aşınmasına ve eklem kıkırdağında bozulmaya yol açar (52).

Dejeneratif eklem hastalıkları osteoartroz ve osteoartrit olmak üzere iki alt gruba ayrılır. Osteoartrit ağrının varlığını, osteoartroz ağrının yokluğunu ifade eden DEH'nin alt sınıflarıdır. Palpasyonla saptanan krepitus osteoartriti düşündürse de tanı görüntüleme ile doğrulanmalıdır (49).

TME'nin eklem dokuları dikkate değer bir adaptasyon kapasitesine sahiptir. Birkaç hayvan çalışması, oklüzal paternlerin değiştirilmesinin TME'nin eklem yüzeylerinin hızlı bir şekilde yeniden şekillenmesiyle sonuçlandığını göstermiştir (53-55). TME'nin artiküler yüzeylerinde benzer adaptif değişiklikler, mandibulanın zorlu protrüzyonu veya zorla geri çekilmesine yanıt olarakta belgelenmiştir (56). Bununla birlikte, TME'nin eklem dokularının aşırı veya sürekli mekanik yüklerle uyum sağlama kapasitesi sonsuz değildir. Ayrıca, normal adaptif tepkilerin hastalığa yol açan tepkilerden ayıran sınır tam olarak tanımlanmamıştır. Sonunda TME'nin adaptif kapasitesini birkaç faktör yönetebilir. Bunlar yaş, cinsiyet, sistemik hastalık ve genetik zemini içerir (57).

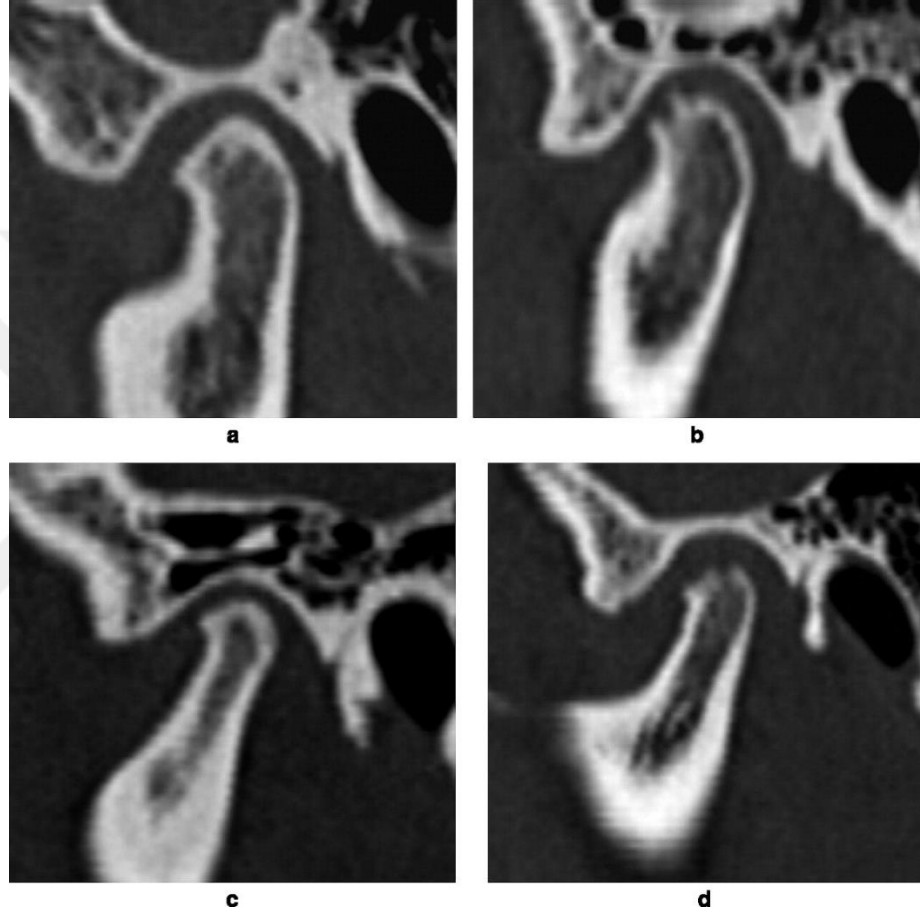
Osteoartritdeki kemik değişiklikleri, aşağıdaki değişikliklerden en az biri ile tanımlanır: erozyon, subkondral kist, generalize skleroz veya osteofittir (18). Kemik değişiklikleri en sık kondilde görülür; ancak mandibular fossa veya artiküler eminensi de tutabilirler (49).

TME bölgesindeki dejeneratif eklem hastalığının prevalansının %8-35 arasında değiştiği bildirilmiştir (58-60).

Koyama ve arkadaşlarına (61) göre kondiler kemik değişikliklerinin tipini belirleme kriterleri aşağıdaki gibidir:

- N: normal (tipik morfoloji gösteren kondilin kortikal yüzeyinde proliferasyon veya kalınlaşma yok)
- F: düzleşme (kondilin ön-arka ve arka-ön yüzeylerinde düzleşmiş kontur)
- E: erozyon (kondilin kortikal yüzeyinde pürüzlü veya pürüzlü olmayan proliferasyon veya kısmi hipodens değişiklik)

- D: deformite, marjinal proliferasyon ve osteofit (kondil yüzeyinde proliferasyon veya kısmi hipodens değişiklik olmaksızın, gaga şeklinde deforme olmuş bir kontura sahip kondil)
- S: erozyon, deformite, osteofit ve marjinal proliferasyon (tip E'nin eşlik ettiği tip D) (şekil 2.4.) (61).



**Şekil 2.4.** Koyama ve arkadaşlarının kondiler kemik değişiklikleri sınıflaması (a) Type F (b) Type E (c) Type D (d) Type S (61)

Osteoartritin genel semptomları, yüzde ve çenelerde ağrı veya sertlik, ağzın geniş açılması sırasında ağrı, çiğneme ağrı, ağzın tam açılmaması, çene kilitlenmesi ve eklem sesidir. Klinik belirtiler, TME veya çiğneme kaslarının palpasyonunda hassasiyet, mandibular harekette deviasyon veya kısıtlanma, hareket esnasında ağrı, kilitlenme veya subluksasyon ve eklem seslerini içerir (62).

### **2.3.1.3. Kronik Mandibular Hipomobilité**

Mandibulanın uzun süreli ağrısız kısıtlanmasıdır. Ağrı, yalnızca sınırlamaların ötesinde açmaya çalışmak için güç kullanıldığında ortaya çıkar. Durumun sınıflandırılması ankiloz, kas kontraktürü veya koronoid empedans gibi nedenlere göre yapılır (38).

### **2.3.1.4. Gelişim Bozuklukları**

Gelişim bozuklukları kemiklerde veya kaslarda olabilir. Kemiklerin yaygın gelişim bozuklukları, agenezi, hipoplazi, hiperplazi veya neoplazidir. Kasların yaygın gelişim bozuklukları, hipotrofi, hipertrofi ve neoplazidir. Tipik olarak travmaya bağlı büyümedeki eksiklikler veya değişikliklerden kaynaklanır (38).

## **2.4. Temporomandibular Eklem Görüntüleme Teknikleri**

Çoğu çalışma, temporomandibular bozuklukların yalnızca klinik muayenelerle elde edilen bulgular temelinde teşhis edilemeyeceği konusunda hemfikirdir. Temporomandibular eklem görüntülenmesinin amacı, eklem klinik olarak şüphelenilen bozukluklarını grafisel olarak göstermektir. Tanısal görüntüleme, iç disk düzensizlikleri gibi TME bozukluklarının kanıtlanmasında yardımcı olmuştur (63, 64).

TME hastalarının klinik muayenesi yapıldıktan sonra semptomlar dikkate alınarak ideal görüntüleme tekniğine karar verilir.

### **2.4.1. Submento-Vertex Radyografisi**

Bu teknik özellikle zigomatik ark fraktürlerinde kullanılır. Submento-vertex radyografisinde ışın angulus mandibulaları birleştiren doğrunun sagittal hatla kesiştiği noktadan, verteks noktasına inferosuperior olarak yönlendirilir (19). Böylelikle kondiler kutupların mediolateral yönde görüntülenmesi sağlanır. Bu, kondil açılarının ve kondiller ile kafatasının orta hattı arasındaki mesafenin ölçülmesini sağlar. Bu ölçümler büyük bireysel varyasyon gösterir (65, 66).

### **2.4.2. Transkraniyal Radyografi**

Transkraniyal görüntüleme, TME'nin kondil ve temporal bileşenlerinin lateral yüzünü sagittal yönden görüntülemeyi sağlar (67). Bu radyografi tekniğinde merkezi ışın ilgili eklem karşı tarafından, dış kulak yolunun 5 cm üstünden ve 1,5 cm arkasından istenen taraftaki kondil başına doğru yönlendirilir. TME ağız açık ve kapalı

pozisyonda görüntülenebilir. Ağız kapalıyken kondil başı ile glenoid fossa arasındaki ilişki; ağız açıkken kondil başı ile artiküler eminens arasındaki ilişki incelenir (68).

Transkraniyal radyografi, TME'nin lateral kısmında eklem sadece lateral kısmının, büyük deplasmanlı kırıkların ve artrite bağlı büyük kemik değişikliklerinin görüntülenmesine izin verir (69). Santral ve medial kısımlar, küçük kemik değişiklikleri, komşu yapıların süperpozisyonu ve kondil ve fossa distorsiyonu nedeniyle görselleştirilemez. Diğer bir sınırlama, transkraniyal radyografide eklem diskinin görüntülenememesidir (64).

### **2.4.3. Transorbital Radyografi**

Transorbital radyografinin önden projeksiyonu, mandibular kondilin merkezi ve medial kısımlarının ve sagittal görüntülerde görünmeyen artiküler tüberkül apeksinin görüntülenmesine izin verir. Transfaringeal veya transkraniyal sagittal projeksiyonlarla birlikte transorbital radyografi, TME'nin 3 boyutlu bir perspektifini sağlayabilir. Transorbital teknik, oklüzal planla %30'luk bir vertikal açıldırma ve medyan sagittal planla %20'lik bir açıldırma ve filme dik radyasyon ışınının merkezi ışınlarının insidansını savunur. Bununla birlikte, transorbital radyografinin bir dezavantajı, X-ışınlarının gözün irisine ve merceğine doğrudan temasıdır (70).

### **2.4.4. Transfaringeal Radyografi**

Transfaringeal radyografide kaset ilgili kondil tarafında sagittal düzleme paralel yerleştirilip, merkezi ışın ilgili kondilin karşıt tarafından sigmoid çentikten yönlendirilir. Kondilin medial kısmının görüntülenmesini sağlar (13). Transfaringeal radyografi, TME'deki yıkıcı değişikliği göstermek (71) ve kondil boyun kırıklarını teşhis etmek için etkilidir, ancak TME'nin temporal bileşenleri hakkında bilgi vermez (72).

### **2.4.5. Posteroanterior Radyografi**

Posteroanterior radyografi bugün çok az kullanılmaktadır. Bir zamanlar kondillerin eklem yüzeylerini, iç eklem hastalıklarını, kondil boyun kırıklarını, kondillerin şeklini ve lateromedialdeki eklem yüzeylerinin durumunu araştırmak için kullanılmıştır; kondiller arasında doğrudan karşılaştırma yapmak için de kullanılmıştır. Bununla birlikte, komşu yapıların süperpoze olmadığı tomografinin yaygın kullanımı nedeniyle, günümüzde kullanımı büyük ölçüde yüz asimetrisi olan hastaların değerlendirilmesi ile sınırlıdır (73).

#### **2.4.6. Lateral Sefalometrik Radyografi**

Lateral sefalometrik radyografi, TME hakkında çok az bilgi sağlar (74), ancak yapısal varyasyonları, yüz paternlerini ve bunların predispozan faktörlerini analiz etmek için kullanılabilir (75).

#### **2.4.7. Panoramik Radyografi**

Panoramik radyografinin arkasındaki temel ilke, görüntüleri istenen düzlemin dışında bulanıklaştırırken vücudun bir bölümünü görüntülemeye yönelik tomografik kavramdır. X-ışını kaynağı ve film karşı karşıya yerleştirilir ve dar bir imaj tabakası ile tüm kafanın etrafında döner, böylece TME'ler ve dişler odaktadır, ancak diğer yapılar bulanıktır. İmaj tabakası, X-ışını kaynağında ve filmde bulunan bir açıklık şeklindeki kurşun kolimatörler tarafından üretilir. İmaj tabakasının boyutu, şekli ve rotasyon merkezlerinin sayısı üreticiye göre farklılık gösterir (73).

Dental ark parabol şeklinde bir eğri oluşturduğundan sağ, sol ve önde bulunan üç rotasyon merkezi ile çenelerin görüntülenmesi sağlanır. Panoramik cihazda bulunan sefalostatlar sayesinde baş sabitlenir. Böylece hasta başı etrafında kaset ve X ışını tüpü horizontal olarak hareket eder ve görüntü elde edilir.

Panoramik radyografi, kullanım kolaylığı ve düşük maliyeti nedeniyle tanı ve dental tedavilerin planlanmasında (76) rutin olarak kullanılmaktadır (77). Dişler ve eklemin diğer bölümleri hakkında bilgi sağladığı için TME'nin ilk değerlendirmesini yapmak için yararlıdır (78). TME'nin kemik yapılarındaki değişiklikler genellikle sadece kondilin lateral eğiminde ve merkezi kısmında gözlemlenebilir (64). Artiküler eminens ve fossanın eğimi, kafa tabanının ve zigomatik arkın süperpozisyonu ve kondiler açıdaki farklılıklar nedeniyle, panoramik radyografi diğer form ve yapı değişikliklerinin teşhisinde kullanım için uygun değildir. Yalnızca kondilin belirgin erozyonları, sklerozu ve osteofitleri görüntülenebildiğinden, TME ile ilgili durumların teşhis ve tedavisinde panoramik radyografi sınırlı bir kullanıma sahiptir (64, 78).

#### **2.4.8. Artrografi**

Artrografi, şüpheli bir iç düzensizlik ile başvuran hastalarda TME'nin yumuşak doku bileşenlerinin, özellikle disk konumu, işlevi ve morfolojisinin değerlendirilmesi için endikedir. TME artrografisi için iki önemli görüntüleme şekli vardır. Tek kontrastlı artrografide, radyopak materyal ya alt ya da üst eklem boşluğuna ya da her iki bölme

enjekte edilir. Çift kontrastlı artrografide, kontrast maddelerin enjeksiyonundan sonra eklem boşluğuna az miktarda hava enjekte edilir (64). Çeşitli çalışmalar, artrografinin anterior disk deplasmanını değerlendirmek için doğru bir görüntüleme yöntemi olduğunu göstermiştir. Diskin perforasyonu ve adezyonu da bu tekniklerle değerlendirilebilir (79).

İnvaziv olması, kontrast maddeye karşı alerjik reaksiyon gelişebilmesi, radyasyon varlığı ve hasta için konforsuz bir yaklaşım olması artrografinin dezavantajlarından (14).

#### **2.4.9. Bilgisayarlı Tomografi**

Tomografi çevredeki anatomik yapıların süperpozisyonuna izin vermeden, ilgili dokuların ince kesitlerle görüntülenmesini sağlayan bir radyografik yöntemdir.

Bilgisayarlı tomografi, hastanın etrafında dönen dairesel bir destek üzerine yerleştirilmiş bir kaynaktan ince bir şekilde hizalanmış çok düzlemlerli ışınları kullanan gelişmiş bir görüntüleme tekniğidir. X-ışını; ışının biçimini ve görüntünün kesit kalınlığını kontrol eden bir kolimatörden geçer. Işın, dedektörler tarafından kaydedilir. Dedektör radyografik enerjiyi elektrik sinyallerine dönüştürerek bilgisayara aktarır (80). BT kullanılarak normal kemik morfolojisi değerlendirilebilir (81, 82) ve fraktür, artrit, ankilozlar, neoplaziler dahil olmak üzere tüm kemik değişiklikleri teşhis edilebilir (64). Bununla birlikte, diskin pozisyonunu ve morfolojik durumunu göstermek için BT yerine MRG tercih edilir (83, 84).

BT kullanılarak TME görüntülenmesine 1980'li yıllarda başlanmıştır. BT ile disk dislokasyonları, kondil fraktürleri, ankiloz, neoplazmlar ve TME'nin dejeneratif kemik değişiklikleri görüntülenebilir (85).

#### **2.4.10. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi**

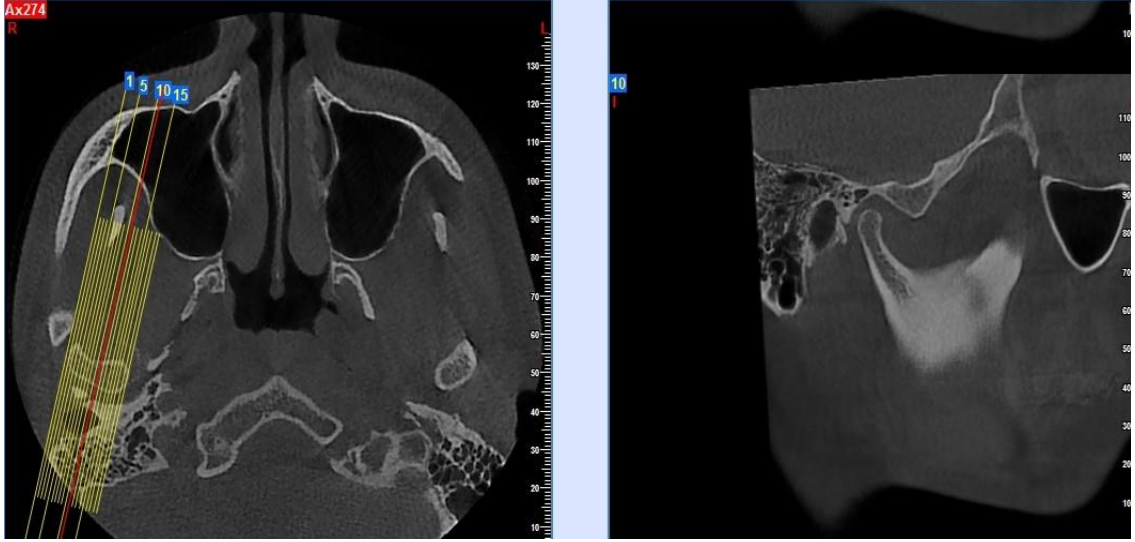
Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi 1982 yılında anjiografide KIBT tarayıcısı olarak tanıtıldı; 1990'larda pazarlanmaya başlandı (86). Dentomaksillofasial alanda ilk kullanılan KIBT cihazı 1998 yılında Mozzo tarafından tanıtıldı (87).

Hacimsel (volumetrik) BT olarak da bilinen KIBT, görüntülemeye koni şeklinde bir X-ışını kullanır. Tüp dedektör sistemi, sabit bir ışın açısı kullanarak hastanın başı etrafında 360°'lik bir rotasyon gerçekleştirir. Bu rotasyon, lateral tomogram olarak

sunulan ham veriler (raw data) olarak adlandırılan ilk verileri üretir. Ham veriler ilk yeniden yapılandırma için kullanılır. Yeniden yapılandırılacak katmanların kalınlık seçenekleri klinisyen tarafından belirlenir. Birincil görüntüler, tüm düzlemlerde ikincil yeniden yapılandırmalar ve üç boyutlu yeniden yapılandırmalar için daha sonra kullanılabilir (88).

KIBT görüntüleri, TME görüntülenmesinde diğer tüm yöntemlere göre çok daha faydalı olarak kabul edilir (89): (a) panoramik radyografi, kondiler anatomiye, TME varyasyonlarını ve kondillerin fonksiyonel uyarılara adaptasyonunu çok iyi göstermez, elde edilmesi çok kolaydır ancak her zaman yararlı değildir (90). (b) Kafatasının lateral radyografileri, diğer anatomik yapıların çok fazla süperpozisyonlu görüntüsünü sunuyor; ayrıca yumuşak dokuları görselleştirmezler. (c) Doğrudan aksiyel tomografi, kondil yüzeyindeki erozyonların ve osteofitlerin iyi bir görünümünü verir (91), ancak süperpozisyonu azaltmak için diğer yapılar genellikle temsil edilmediğinden, bunların görselleştirilmesi ve yorumlanması kolay değildir; bu nedenle kondilin tüm anatomisini incelemek kolay değildir (89). (d) Bilgisayarlı tomografi (BT) hem kliniklerde hem de araştırmalarda mandibulanın görüntülenmesi için geçerlidir (18) ancak cihazın maliyeti ve radyasyon dozu yüksektir (86).

Konik ışıklı bilgisayarlı tomografi (KIBT), birkaç rotasyon yapan BT'nin aksine, tomografinin hastanın başı etrafında tek bir dönüşüyle gerekli tüm bilgiler elde edilir (92). Bu teknoloji, BT ile elde edilenlere benzer, ancak daha ucuz ekipman gerektirmesi, daha basit bir görüntü elde etme tekniğine sahip olması, radyasyona daha az maruz kalma ile sonuçlanması ve daha az inceleme süresi gerektirmesi gibi avantajlarla birlikte, 3 boyutlu görüntülerin elde edilmesini sağlar (88, 92). Avantajları göz önüne alındığında, KIBT, dental görüntülemenin geleceğini temsil eder (93). KIBT, mandibula ve TME'nin lineer boyutlarının doğru ölçümlerini sağlar (92) (şekil 2.5). KIBT, daha az radyasyonla BT ile aynı tipte görüntü üretir (94). Kondil ve eklem tüberkülündeki değişiklikleri belirleme hassasiyeti açısından BT ve KIBT arasında anlamlı bir fark yoktur (95). Ayrıca, KIBT görüntülerinde rekonstrüksiyon yapılarak tüm geleneksel dental radyografiler (panoramik, posteroanterior, lateral radyografiler, periapikal, bitewing, oklüzal) elde edilebilir (96). KIBT'nin radyasyon dozu, panoramik radyografi dozunun yaklaşık 4-15 katına eşdeğerdir (97).



**Şekil 2.5.** TME'nin oblik sagittal KIBT görüntüsü

Honda ve arkadaşları otopsi materyalleri üzerinde kondildeki kemiksel değişimleri incelemek için KIBT ve helical BT'yi kullanıp teşhis güvenilirliğini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak KIBT ve helical BT arasında kondilin kemik değişikliklerinin teşhisi açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır (98).

Ludlow ve arkadaşları üç farklı KIBT cihazının efektif doz ölçümlerini kıyasladıkları çalışmanın sonucuna göre; verilen dozun cihazın cinsine, FOV değerine ve seçilen tekniğe bağlı değiştiğini buldular (99).

#### **2.4.11. Manyetik Rezonans Görüntüleme**

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) görüntü, protonları manyetize eden ve konumlarını değiştiren düşük frekanslı radyo dalgalarının emisyonu ile üretilir. Radyo dalgası emisyonu durduğunda, protonlar orijinal konumlarına geri döner. Bu hareket, frekansı dokunun yoğunluğuna bağlı olan sinyaller üretir. Su açısından zengin bir doku, net bir görüntü üreten bir hiper sinyal yayar; Sudan fakir bir doku, karanlık bir görüntü üreten bir hiposinyal yayar. Böylece, kortikal kemik, sudan fakir olduğundan, karanlık bir görüntü oluşturan bir hiposinyal yayar; buna karşın, kas ve yağ gibi sudan zengin yapılar, gri tonlarında görüntüler üreten ara sinyaller yayar (100). MRG'de iyonlaştırıcı radyasyon kullanılmaz ve noninvazivdir; bu nedenle biyolojik hasara neden olmaz (64).

MRG, diğer görüntüleme yöntemlerinde görülmeyen bazı anormallikleri saptayabilir ve TME görüntülemesinde tanısal değerlendirme yapmak için kullanılabilir (101). MRG, TME'nin ayrıntılı bir anatomik resmini elde etmek için önerilir, çünkü

hem sert ve yumuşak dokuların hem de eklem diskinin; kondil, artiküler fossa ve eklem kapsülü ile ilişkisi de dahil olmak üzere ayrıntılı görüntülerini sağlar (46, 102).

Ancak avantajlarına rağmen MRG pahalıdır ve tipik olarak sadece uzmanlaşmış merkezlerde mevcuttur ve bu durum rutin kullanımını sınırlar (103).

#### **2.4.12. Ultrasonografi**

Ultrason terimi, duyulabilir aralığın ötesinde ses enerjisinin biçimi anlamına gelir. İnsan kulağının işittiği ses frekansı 20 Hz–20 kHz dir. Tanı amaçlı kullanılan ultrasonun frekansı 2–20 MHz dir (104, 105). Ultrasonun ilkeleri ve uygulaması ilk olarak 1880'de Curie kardeşler tarafından keşfedildi ve 1937'de Dussik kardeşler USG görüntülemenin kullanımını ilk tanımlayanlar oldu (106).

USG'de kullanılan ses dalgası, piezo-elektrik (basınç-elektrik) sinyal ile üretilir. Curie kardeşler tarafından tanımlanan piezo-elektrik olayda alternatif akım uygulanan quartz gibi bazı kristaller mekanik titreşimle ses üretir. Basınç uygulandığında olay tersine dönerek elektrik sinyali üretir. Mekanik ve elektrik enerjisinin birbirine çevrilmesini sağlayan alete transdüser denir. Ultrason cihazında transdüseri taşıyan başlığa prob denir (19, 107, 108).

Ultrasonografide; transdüser yardımıyla dokulara iletilen ses dalgaları, dokunun sonik geçirgenliğine bağlı olarak emilir, yansır, geri döner ya da difüzyona uğrar. Bu ses dalgaları tekrar transdüser yardımıyla bilgisayarda işlenir ve görüntü meydana getirir. Maksillofasiyal bölgede ultrason tükürük bezlerinin, yüzeysel kist ve tümörlerin incelenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Ayrıca TME çevresindeki yumuşak dokuların ve eklem diskinin incelenmesinde kullanılmaktadır (109).

##### **2.4.12.1. Ultrason Fiziği**

Ultrason dalgaları, bir dizi mikroskobik piezoelektrik kristal tarafından üretilir. Elektrik enerjisine maruz kaldığında, kristaller şekil değiştirir ve klinik ultrason görüntüleme için dokulara iletilen ultrason dalgalarını üretir. Geri yansıyan ultrason yankısı titreşir ve kristal şeklini bozarak elektrik sinyalini bilgisayara geri çevirir. Aynı kristal, ultrason sinyalleri üretmek ve geri almak için kullanılabilir. Herhangi bir kristal veya “sektör” olarak adlandırılan kristal grubu, zamanının çoğunu ses bilgisi almak için harcar. Ultrason cihazı, görüntü kalitesini optimize etmek için oluşturma ve alma modları arasında değişen karmaşık algoritmalara sahiptir. Piezoelektrik kristallerin ısı

ve mekanik kuvvetlerden zarar görebileceğine dikkat edilmelidir, bu nedenle ultrason transdüseri tutarken dikkatli olunmalı ve ısıyla sterilize edilmemelidir (107).

#### **2.4.12.2. Ultrason Dalgalarının Temel Özellikleri**

##### **Ses Dalgası**

Tüm dalgalar dalga boyu ve frekans olmak üzere iki temel özelliği ile karakterize edilebilir.

Dalga boyu, her döngüde bir kez meydana gelen dalga üzerinde tekrarlanan noktalar arasındaki mesafedir. Durağan bir gözlemci için, tam bir basınç dalgasının geçmesi ve tam bir çevrimi tamamlaması için geçen süre, dalganın periyodu (T) olarak adlandırılır. Geleneksel olarak, en sık kullanılan zaman ölçeği saniyedir, bu nedenle T, saniye/döngü birimleriyle ifade edilir. Farklı dalgaların uygun bir şekilde karşılaştırılması için, dalganın periyodunun tersini kullanmak daha kolaydır. Buna da dalganın frekansı ( $f$ ) denir ( $f = 1/T$ ). Frekans için kullanılan ortak birim hertz'dir (Hz) (108).

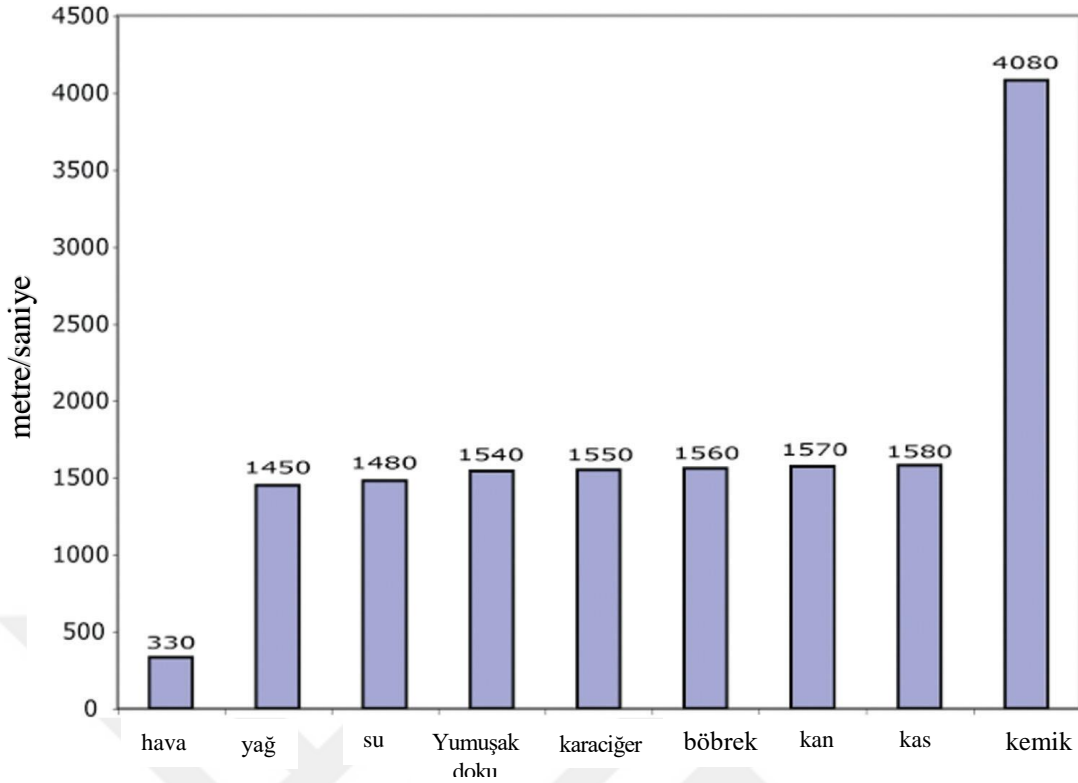
Frekans dalga boyu ile ters orantılıdır, bu nedenle frekans ne kadar yüksekse dalga boyu kısalmır. Yüksek frekanslar yüzeysel yapılar tarafından kolayca emilir ve daha derine nüfuz edemezken, düşük frekanslar daha uzun dalga boylarına sahiptir ve daha derin yapılara nüfuz edebilir (110).

##### **Sesin Hızı**

Sesin yayılma hızı ( $c$ ), ortamın sertliğine ( $C$ ) ve yoğunluğuna ( $r$ ) bağlıdır.

$$c = C / r$$

Şekil 2.6 (108), vücutta karşılaşılan tipik ortamların yayılma hızını listeler. Tıpkı gergin bir yayı çekmenin darbeyi gevşek bir yaydan daha hızlı iletmesi gibi, daha sert bir ortamın bir basınç dalgasını daha hızlı iletmesi sezgisel olarak mantıklıdır. Genel olarak gazdan sıvıya geçerken sesin hızı artar (108).



**Şekil 2.6. Sesin farklı ortamlardaki yayılma hızı (108)**

#### 2.4.12.3. Sesin Doku ile Etkileşimi

Dokuya iletilen ses dalgaları absorpsiyon, difüzyon, yansıma, saçılma ve kırılma gibi şekillerde atenuasyona uğrar. Ses ile doku arasındaki etkileşimi belirleyen dokunun akustik empedansıdır (111).

#### **Akustik Empedans**

Standart tıbbi sonografi ekipmanı, yansıyan ses ölçümlerine dayanır. Ses dalgaları engellenmeden dokulardan akıyor olsaydı, ölçülecek yansıyan dalgalar olmazdı. Ses dalgası yansıması, farklı akustik özelliklere sahip malzemeler arasındaki ara yüzlerde meydana gelir. Ara yüze yansıyan enerji miktarı, iki ortam arasındaki akustik empedans farkına bağlıdır. Empedanslardaki fark ne kadar büyük olursa, yansıma da o kadar büyük olur. Empedans ortamdaki yoğunluğa ve yayılma hızına bağlı olduğundan, baş ve boyun bölgesindeki en büyük yansımanın hava-yumuşak doku ara yüzlerinde ve kemik-yumuşak doku ara yüzlerinde olması beklenir. Ultrason transdüser ile yumuşak doku arasında kullanılan jeller, ses enerjisinin çoğunun minimum yansıma ile yumuşak dokuya iletilmesine izin veren iyi bir empedans uyumuna sahip bir malzeme örneğidir (108).

### **Atenüasyon (Zayıflama)**

Tanısal ultrasonun temeli yansıyan ses enerjisinin tespiti olduğundan, geri dönen basınç dalgasının enerjisini azaltan herhangi bir şey potansiyel penetrasyon derinliğini sınırlar. Sesin enerjisi ortam tarafından absorbe edilerek azalır. Bu, ses enerjisinin ısıya dönüştürülmesiyle gerçekleşir. Ses enerjisinin ısıya dönüşümü, ses dalgasının frekansı ile artar. Atenüasyonun en büyük etkisi, daha derin dokulara iletilen enerjinin giderek azalmasıdır (108).

### **2.4.12.4. Ultrason Transdüserlerin Genel Prensipleri**

Transdüser, elektrik enerjisini mekanik titreşimlere çevirerek ses dalgasını oluşturan ve mekanik titreşimleri de elektrik sinyallerine dönüştürerek geri toplayan bir ayardır. Transdüserin bu işlevi gerçekleştiren parçası kristaldir. Günümüzde kullanılan transdüserlerde PZT (Polycrystalized Tetragonal Zirconia) veya polarize edilmiş seramik kristaller bulunmaktadır (112).

Tiroid bezi ve çevresi en iyi şekilde 7,5-12 MHz veya daha yüksek frekansta bir transduser kullanılarak görüntülenebilir; bu aralığa yüksek frekans denir (113, 114).

Yüksek frekanslı ultrason, ses dalgalarının penetrasyon derinliği pahasına düşük frekanslı ultrasondan daha yüksek çözünürlük sağlar. Bununla birlikte, boyundaki ilgilenilen anatomik yapıların çoğu cilt yüzeyinin 4 cm içinde olduğundan, penetrasyon kaybı genellikle çok az endişe vericidir. Boyun USG en iyi şekilde küçük parçalı (small parts) bir transdüser ile yapılır, böylece prob, transdüserin tüm uzunluğu boyunca ciltle temasını sürdürürken, konturlu ve kavisli anatomi etrafında kolayca hareket ettirilebilir (108).

### **2.4.12.5. Prob Seçimi**

Geleneksel olarak probun içinde bulunanlar, koruyucu tabaka, lens, bir piezoelektrik seramik katman, akustik uyumlu katmanlar ve arka destek bloğu olarak sıralanabilir (115). Piezoelektrik katman kritik bir bileşendir çünkü elektrik sinyalini ultrason dalgasına dönüştüren aktif malzemedir ve bunun tersi de geçerlidir (116).

### **2.4.12.6. Ultrasonografide Görüntü Değerlendirilmesi**

USG'de görüntü, dokuların içsel özelliklerindeki farklılıklara bağlı olarak ses dalgasını farklı düzeylerde yansıtması sonucu elde edilir. Ekojenite (parlaklık),

bilgisayar ekranına yansıyan eko seviyesi olarak tanımlanır. Ekojenite; doku tipi ve yoğunluğuna bağlıdır (111). Ekranı yansıyan ses sinyalinin kalitesi anekoik, hipokoik, hiperekoik ve izokoik olarak karakterize edilebilir. Aneokik ekojenitenin olmadığı tamamen karanlık alanları ifade eder. Hipokoik; düşük ekojeniteye sahip, çevre dokulara göre daha koyu bir alanı ifade eder. Hiperekoik yüksek ekojeniteye sahip parlak görünen alanları ifade eder. İzokoik çevre dokularla aynı ekojeniteye sahip görüntüleri ifade eder (107).

#### 2.4.12.7. Ultrason Tarama Modları

**A –modu (Amplitüd modu):** Geri dönen sinyallerin genliğini ölçmek için bir tarama veya genlik taraması kullanılır ve taranacak yapının derinliği hakkında tek boyutlu bilgi verir. A modu ultrason genellikle belirli bir tümörü veya bir taşı tanımlamak için kullanılır (110).

**B-modu (Brightness, parlaklık modu):** Bu mod, bir kesit alanı görüntüsü şeklinde iki boyutlu bilgi sağlar. Ultrason cihazında, 2D modu genellikle varsayılan başlangıç modu olarak ayarlanır. Kemikler gibi yüksek yansıtıcı yapılar parlak görünürken, kaslar gibi düşük yansıtıcı yapılar değişken gri tonlarında görünür (110).

**M-modu (Motion, hareket modu):** Bu modda, tarama bir satır veya bir eksen boyunca yapılır. Geri dönen sinyaller, bir zaman süreci boyunca sinyallerin kesitsel bir temsili olarak görüntülenir. M modu iyi bir zamansal çözünürlüğe sahiptir ve hızlı hareketlerin kaydedilmesi ve tanımlanması için kullanışlıdır (110).

**Doppler mod:** Kan akımı ve doku hareketinin tespitinde kullanılan moddur. Doppler ilkesi, bir ses kaynağı ile ses alıcısı arasındaki bağıl hareket nedeniyle alınan frekansta belirgin bir değişiklik olduğunu belirtir. Kaynak alıcıya doğru hareket ederse frekans artar, kaynak uzaklaşırsa frekans azalır (110).

#### 2.4.12.8. Ultrason Görüntüleme Artefaktları

Ultrason görüntüleme artefaktları, ses dalgaları ve dokular arasındaki fiziksel etkileşimden ve sonuçta ortaya çıkan ses yankısının bilgisayar tarafından işleme ve görüntülenme biçiminden kaynaklanan anatominin hatalı temsilleridir (117).

### **Yankılanma (Reverberasyon) Artefaktı**

Bilgisayar, tek bir yansımadan sonra bir yankının transdüserine geri döndüğünü varsaydığından, tekrarlanan yansımalara neden olan paralel yüksek yansıtıcı arayüzlerin varlığında yankılanma artefaktı meydana gelir. Belirgin bir empedans uyumsuzluğu nedeniyle trakeayı görüntülerken bu artefaktla karşılaşılır. Ultrason dalgaları yumuşak doku ve trakeal kıkırdak arasındaki arayüzle karşılaşır ve yansıyan bir sinyal transdüserine geri döner. Kıkırdağın bu yüzeyi görüntüde gerçek anatomik derinliğinde görüntülenir, ancak bazı ultrason dalgaları trakea lümeninin havasına geçer ve posterior trakeada yine yüksek empedans uyumsuzluğuyla başka bir arayüzle (hava/yumuşak doku) karşılaşır. Bu, başka bir yansıyan dalgaya neden olarak, transdüserine geri dönen başka bir yankıya neden olur. İkinci yankının transdüserine dönmesi daha uzun sürer ve bu nedenle katedilen görünür mesafe daha uzundur. Sonuç, gerçek anterior trakeal konumdan daha derinde bir yapay sinyaldir. Aynı işlem, transdüserine doğru ilerleyen eko ön trakeal duvara çarptığında da tekrarlanır (107).

### **Ayna Görüntüsü (Mirror Image) Artefaktı**

Ayna görüntüsü artefaktı, ilgilenilen bir nesne yüksek empedanslı bir yüzeye yakın ve yüzeysel olduğunda ortaya çıkar. Yansıtıcı yüzeyden eşit uzaklıkta, ancak tam tersi, derin tarafta görüntülenen bir “ayna görüntüsü” veya sahte nesne olarak kendini gösterir. Transdüserin geliş açısının değiştirilmesi bu artefaktın ayırt edilmesine yardımcı olabilir (107).

### **Akustik Gölgeleme (Shadowing Artifact)**

Ultrason dalgaları yüksek empedanslı bir dokuyla karşılaştığında, enerjinin çoğu yansıtılır. Sonuç olarak, yüksek empedans arayüzünün hemen ötesindeki doku belirsiz veya boş görünür. Bu gölgeleme artefaktı tükürük taşı ve kaba kalsifikasyon gibi yoğun yapılarda görülür. Bununla birlikte, mikrokalsifikasyonları ayırt etmek daha zor olabilir, çünkü bunlar ekojenik veya parlaktır, ancak önemli bir gölge oluşturamayacak kadar küçüktür (107).

### **Akustik Zenginleştirme (Posterior Enhancement Artifact)**

Akustik zenginleştirme hipoekoik veya yankısız bir alana veya düşük empedanslı bir nesneye kadar parlak bir alan olarak görünür. Hemen yanındaki doku ile karşılaştırıldığında, nesneden daha fazla ses enerjisi geçer. Daha sonra, nesnenin

arkasındaki alana çarpan daha fazla ses enerjisi vardır. Nispeten daha yüksek enerjiye sahip bu dalgalar, transdüser geri yansıtılır ve nesnenin arkasında daha parlak bir sinyal olarak görüntülenir. Tükürük dokusu içindeki pleomorfik adenomlar gibi bazı tümörleri ve kistleri görüntülerken akustik zenginleştirme meydana gelir (107).

#### **2.4.12.9. Ultrasonografinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları**

Diş hekimliğinde tanısal ultrasonun ilk kullanımı 1963'de Baum ve arkadaşları tarafından gerçekleştirildi. Baum ve arkadaşları dişin iç yapılarını görüntülemek için 15 MHz oftalmolojik ultrason transdüser kullanmışlardır. Ancak bu çalışmada belirgin sinyal elde edilememiştir (118).

Diş hekimliğinde ultrasonografinin klinik uygulaması, majör tükürük bezi, servikal lenf nodları, yüz kasları ve yüz ve boyundaki yüzey yumuşak dokuları ile sınırlıdır. Ancak son yıllarda yüksek çözünürlüklü ultrason cihazlarının gelişmesiyle birlikte erken dönem dil karsinomları, periapikal lezyonlar ve temporomandibular eklem bozukluklarının görüntülenmesine yönelik girişimlerde bulunulmuştur. Ek olarak, yeni geliştirilen ultrason elastografisi, lenf nodu metastazlarının tanısında kullanılmaya başlanmıştır (119).

Literatürü değerlendirdiğimizde ultrasonografi baş ve boyun bölgesinde aşağıda belirtilen amaçlarla kullanılabilir:

- Tiroid ve paratiroid bezin incelenmesinde (14)
- Tükürük bezlerinin ve patolojilerinin değerlendirilmesinde (14)
- Lenf nodlarındaki neoplazmların değerlendirilmesinde (14)
- Tükürük bezindeki veya kanalındaki taşların belirlenmesinde (14)
- Sjögren sendromunda (14)
- Boyun damarlarını incelemek için (14)
- Dental fraktürlerin belirlenmesinde (120)
- Maksillofasiyal fraktürlerin belirlenmesinde (121-123)
- Kist, tümör gibi çene kemiği lezyonlarının değerlendirilmesinde (124, 125)
- Dille ilgili karsinomaların incelenmesinde (126)

- Yüz kaslarının incelenmesinde (119)
- Ultrasonografi ayrıca boyunda ince iğne aspirasyon rehberliği için kullanılır (14)

#### **2.4.12.10. Ultrason Elastografisi**

Ultrason elastografisi, dokunun mekanik özelliklerinin kalitatif görsel veya kantitatif ölçümlerini sağlayan, yakın zamanda geliştirilmiş ultrason tabanlı bir yöntemdir (127, 128). Teknik ilk olarak 1990'ların başında in vitro olarak tanıtıldı ve daha sonra doku suşu ve elastik modül dağılımının in vivo görüntülenmesi için gerçek zamanlı bir araç haline gelmiştir (129, 130). Ultrason elastografisi, B-modu ve Doppler görüntüleme tarafından sağlanan akustik empedans ve vasküler akış bilgisini tamamlayan ve bunlardan bağımsız olan doku sertliği hakkında bilgi sağlar ve böylece tanısal görüntüleme yeni bir boyut açar (128-130).

Ultrason elastografisi, dokuya uygulanan stresin dokunun elastik özelliklerine bağlı olarak dokuda değişikliklere neden olduğu genel ilkesine dayanmaktadır (128-130).

#### **Elastogramların Özellikleri**

Elastogramlarda doku deplasmanının miktarı uygulanan kompresyon miktarına göre değişir. Doku gerilimi uygulanan kompresyon miktarına bağlıdır ve dokunun içsel bir özelliği değildir. Bu nedenle elastogram, göreceli katılığın bir görüntüsüdür ve gerçek gerilim değerleri genellikle bir elastogramdan diğerine karşılaştırılmaz. Ek olarak, elastogramlar bir resimde yalnızca bir alanı diğer alana kıyaslayan gerinim değişikliklerini gösterdiğinden, fokal lezyonların saptanması ve değerlendirilmesi için çok uygundur (131).

#### **Ultrason Elastografi Teknikleri**

Elastografi ölçümü üç adımda gerçekleştirilir: ilk olarak, dokuya bir kuvvet uygulanır veya iletilir. İkinci olarak, başlangıç stresinin etkisi altında ve içsel özelliklerine göre doku deforme olur. Son olarak cihaz, stresin neden olduğu deformasyonu analiz eder (132).

Stres uygulamasının tipini ve doku yer değiştirmesini tespit etmek ve görüntüyü oluşturmak için kullanılan yöntemle ilgili olarak yaygın kullanılan iki ultrason

elastografisi tekniği vardır (131, 133). Bunlar strain (gerinim) elastografisi ve shear wave (kesme dalgası-kayma dalgası) dir.

En sık kullanılan yöntem, kompresyon elastografisi, sonoelastografi ve gerçek zamanlı elastografi olarak da tanımlanan strain elastografidir (134-136).

Teknik, genellikle elde tutulan ultrason probu (serbest el tekniği) (134-136) aracılığıyla manuel olarak veya bazı durumlarda solunum veya nabız gibi fizyolojik vücut hareketlerini kullanarak dokunun düşük frekanslı kompresyonuna dayanır (137). Strain elastografinin ana prensibi, aksenal doku yer değiştirmesine neden olan bir kompresif kuvvetin dokuya uygulanmasıdır, bu daha sonra kompresyon öncesi ve sonrası eko setlerinin karşılaştırılmasıyla hesaplanır (138).

Bu teknikte, görselleştirme amacıyla gri tonlamalı veya renk kodlu olan ve B modu görüntüsünün yanında görüntülenen, gerinim bilgisinin doğrudan ekranda görselleştirilmesine izin veren gerinim dağılım haritası (“elastogram”) kullanılır. Renk ölçeği kodlaması kullanıcı tarafından seçilir. Çoğunlukla kırmızı, yumuşak dokuları kodlamak için, mavi sert dokular için ve sarı/yeşil orta sertlikteki dokular için kullanılır (131, 133). Her alanın gerilimi, elastogram içinde kalan doku ile karşılaştırılır. Bu nedenle elastogram, yalnızca görsel karşılaştırma için mevcut olan göreceli bir görüntüdür. Bu yöntemle elde edilen esneklik bilgisi nitel veya yarı niceldir. Yarı nicel ölçüm yöntemi, ilgili alan ile bir referans alan (genellikle yağ) arasındaki göreceli gerilimin (strain) oranını içerir (129).

Bir referans doku, sabit bir elastikiyet gerektirir, ancak kas-iskelet dokularında, genellikle coğrafî olarak karşılaştırma için standart bir doku mevcut değildir. Sert dokularda gerilme daha düşüktür (139).

Çoğu kompresyon elastografi sistemi, ekranda görsel bir gösterge olarak sunulan basınç miktarını sağlar (139).

Strain elastografi; meme, prostat, karaciğer, pankreas, tiroid, serviks ve lenf düğümlerinde maligniteyi saptamak ve ayırt etmek için esas olarak onkoloji görüntüleme alanında uygulanır (137, 140-143). Strain elastografi aynı zamanda şu ana kadar kas-iskelet sistemi uygulamaları için kullanılan bir tekniktir (134, 144).

Shear wave elastografi, tamamen farklı bir fiziksel prensibe dayanmaktadır. Transdüser tarafından üretilen geleneksel ultrason dalgaları doku ile etkileşime

girdiğinde doku içinde kesme dalgaları üretilir (145). Kesme dalgaları, ultrason darbesinin neden olduğu aksenal yer değiştirmeye dik olarak yayılır ve geleneksel ultrasondan yaklaşık 10 000 kat daha hızlı zayıflatılır (145). Ultra hızlı algoritmalar kullanılarak, kesme dalgalarının hızı ölçülebilir ve elastik Young modülünü hesaplayarak doku sertliğini değerlendirmek için kullanılabilir (145). Bu teknik, hem niteliksel renk kodlu elastogramlar hem de elastikiyetin veya kayma dalgası hızının nicel haritaları ile sonuçlanır. Bu yöntem, doku kompresyonunun olmaması, elastisitenin doğrudan değerlendirilmesi ve sağlanan kantitatif ölçümler nedeniyle strain elastografiden daha objektiftir. Bununla birlikte, kesme dalgalarının üretilmesi için belirli bir ultrason penetrasyonu derinliği gerektiğinden, çok yüzeysel yapılarda bu yöntemin kullanımı konusunda endişeler vardır (144, 145).



### 3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma Eylül 2021 ile Aralık 2021 tarihleri arasında İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında yapıldı. Çalışmaya, dental muayene için başvuran ve alınan KIBT sonucu temporomandibular ekleminde osteoartrit belirlenen ağrılı 40 hasta ve ekleminde osteoartrit olmayan 40 sağlıklı birey dahil edildi. Bu çalışma için İnönü Üniversitesi Malatya Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alındı. (Tarih: 08.09.2021, Karar No: 2021/172) Tüm katılımcılar bu çalışmanın amaçları hakkında bilgilendirildi ve katılımdan önce onamları alındı.

Osteoartritli hastaların çalışmaya dahil edilme kriterleri aşağıdaki gibidir:

1. 18 yaş ve üzeri bireyler,
2. TME ağrı şikayeti olan ve konik ışınli bilgisayarlı tomografisi alınan hastaların çift taraflı kondil başlarında dejenerasyon belirlenen hastalar
3. Her yarım çenede molar ve premolar dişlerden en fazla bir diş eksikliği bulunan bireyler çalışmaya dahil edildi.

Çalışmadan hariç tutma kriterleri:

1. TME bölgesini etkileyen travma geçirmiş olanlar,
2. TME bölgesine cerrahi uygulanmış hastalar,
3. TME bölgesini etkileyen herhangi bir hastalığı olan bireyler,
4. Ortognatik cerrahi uygulanmış hastalar,
5. Ortodontik tedavi görmüş veya görmekte olan hastalar,
6. Bruksizm, tırnak yeme vb. gibi herhangi bir parafonksiyonel alışkanlığı bulunan bireyler,
7. Baş, yüz ve çeneleri etkileyen sendromu bulunan hastalar,
8. Her kadranda birden fazla diş eksikliği olan hastalar ( 3. Molar dişleri hariç tutulmuştur),
9. Ankilozan spondilit, romatoid artrit gibi romatolojik hastalığı olanlar,

10. Ultrasonografik incelemeyi etkilememesi için sakalı olan erkek hastalar çalışmadan hariç tutuldu.

Kontrol grubuna dahil edilme kriterleri:

1. 18 yaş ve üstü bireyler,
2. Temporomandibular ekleminde çift taraflı dejenerasyon ve ağrı olmayan sağlıklı bireyler
3. Her yarım çenede molar ve premolar dişlerden en fazla bir diş eksikliği bulunan bireyler kontrol grubuna dahil edildi.

### **3.1. KIBT Görüntüleme**

Görüntülemede İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında bulunan NewTom 5G (Verona, Italy) (şekil 3.1) KIBT cihazı kullanıldı. Hastalar standart supin pozisyonda iken görüntüler alındı. (tarama süresi 18 s, görüntüleme alanı 15×12 cm; exposure süresi=3.6 s, kVp=110, mA=1–20; voxel boyutu 0.2 mm<sup>3</sup>). Hasta pozisyonlandırılmada kafa gantri içine Frankfurt düzlemi yere dik olacak şekilde yerleştirildi. Görüntüleme sırasında kafa sabit ve ağız kapalıydı.



**Şekil 3.1.** Görüntülerin elde edildiği KIBT cihazı

KIBT cihazında rehber görüntüler alınırken kafanın kemik yoğunluğunu belirleyerek, otomatik doz ayarlayan bir sistem (automatic exposure control system) vardır. Görüntü değerlendirmesi için NNT (New NewTom) software programı kullanıldı (voksel değeri 0,2 mm ve kesit kalınlıkları 0,2 mm). Dejenarasyon belirlenmesi için kemik değişikliğinin tipi, kondilin orta kısmını ağız kapalı pozisyonda gösteren sagittal görüntüler üzerinde belirlendi.

Dejenarasyon belirlenirken Koyama ve arkadaşlarının kemik değişimi sınıflandırması kullanıldı (61).

N; kemik değişimi yok (Şekil 3.2),

F; düzleşme (Şekil 3.3),

E; pürüzlü veya pürüzsüz erozyon (Şekil 3.4),

D; deformite (Şekil 3.5),

S; pürüzlü veya pürüzsüz erozyonun eşlik ettiği deformite (Şekil 3.6).

Kondiler kemik değişikliğinin tipini belirleme kriterleri aşağıdaki gibidir:



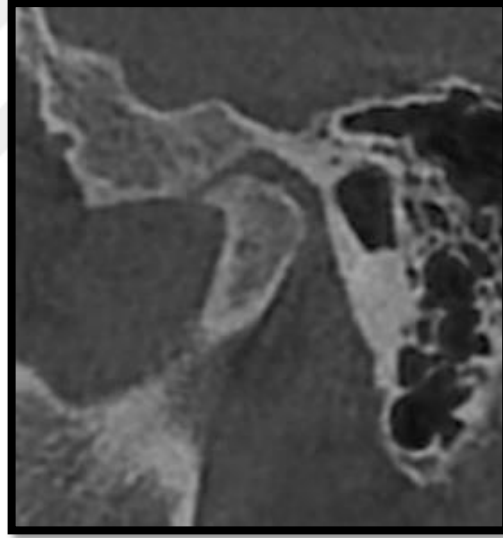
**Şekil 3.2.** Tip N; Kondilin kortikal yüzeyinde proliferasyon veya kalınlaşma yok; tipik morfoloji gösterir.



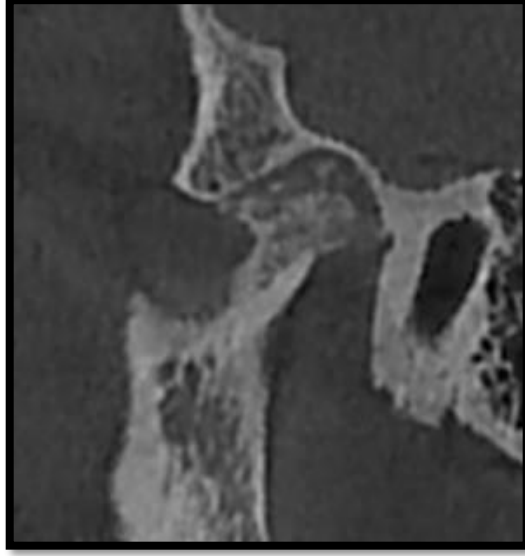
**Şekil 3.3.** Tip F; Kondilin anterosuperior ve/veya posterosuperior kısımlarında düzleşmiş kontur.



**Şekil 3.4.** Tip E; Kondilin kortikal yüzeyinde pürüzlü veya pürüzlü olmayan proliferasyon veya kısmi hipodens değişiklik.



**Şekil 3.5.** Tip D; Kondil yüzeyinde proliferasyon veya kısmi hipodens değişiklik olmaksızın, gaga gibi deforme olmuş bir kontura sahiptir.



**Şekil 3.6.** Tip S; Tip D eşliğinde Tip E

### **3.2. Ultrasonografi**

Çalışma kapsamına alınan hastaların tamamı Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim dalında bulunan LOGIQ F8 (GE Healthcare, P.R. China) (şekil 3.7.a) ultrason cihazı ile yüksek frekanslı lineer tarama probu (6-12 MHz) kullanılarak incelendi. Kas kalınlık ölçümleri hem sağ hem de sol taraf için, ultrason cihazının B-Modu kullanılarak gerçekleştirildi.



**Şekil 3.7.** a. Ölçümlerin yapıldığı ultrasonografi cihazı b. Hasta pozisyonlandırılması

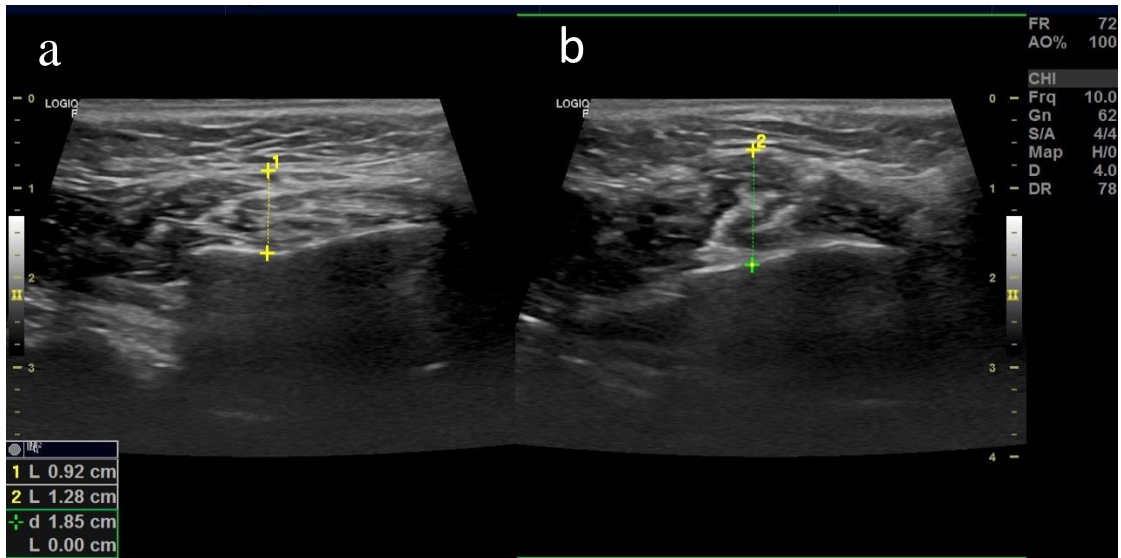
Ölçümler hastalar oturur pozisyonda sırt koltukla temasta ve baş serbest olacak şekilde gerçekleştirildi (şekil 3.7.b).

Olası artefaktları önlemek amacıyla, prob cilt yüzeyine dik pozisyonda tutularak ölçümler yapıldı. Ciltle prob arasında hava kalmasını önlemek için su bazlı jel uygulandı. Masseter kasının palpasyonda en kalın bölümü belirlenip ultrasonografi ile doğrulandı. Transvers olarak pozisyonlandırılan prob, kasın en kalın bölümünden cilde basınçsız bir şekilde temas ettirilerek ölçümler yapıldı (şekil 3.8).



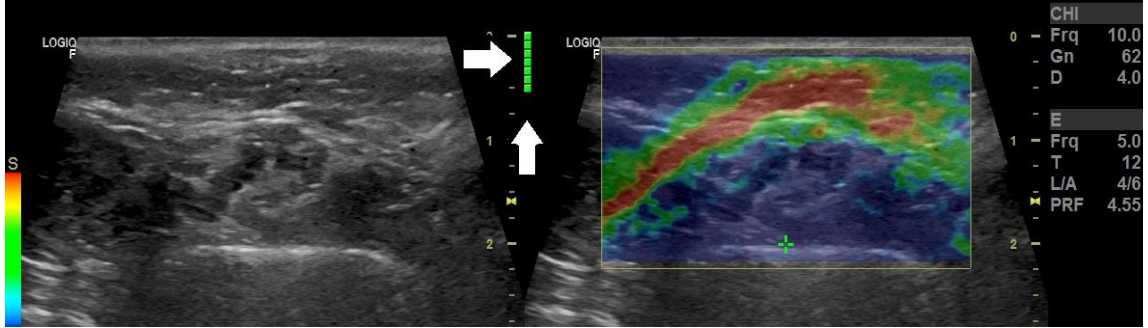
**Şekil 3.8.** Probun transvers olarak pozisyonlandırılması

Kas kalınlık ölçümleri için hasta istirahat halindeyken masseter kas görüntüleri kaydedildi (şekil 3.9.a). Daha sonra dişler sıkılarak elde edilen maksimum kontraksiyondaki masseter kas görüntüleri kaydedildi (şekil 3.9.b). Bu kaydedilmiş görüntüler üzerinde cihazın mesafe ölçüm özelliği kullanılarak kas kalınlıkları belirlendi.



**Şekil 3.9.** a. Masseter kasının transvers görüntülemeye istirahat halindeki kalınlık ölçümü b. Masseter kasının transvers görüntülemeye maksimum kontraksiyondaki kalınlık ölçümü

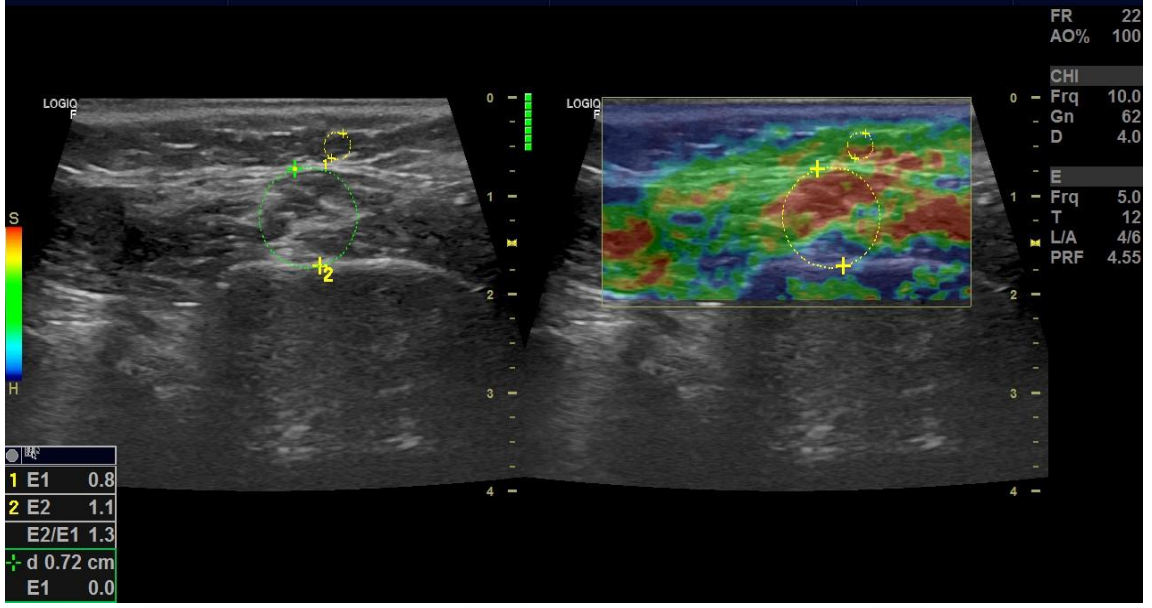
Aynı cihaz ve prob kullanılarak sonografik elastografi yapıldı. Sonografik elastogramların sol kenarındaki elastik skala izlenerek optimal kompresyon basıncı uygulandı (şekil 3.10).



**Şekil 3.10.** Elastogramda optimal kompresyon basıncını gösteren elastik skala (beyaz okla gösterilmiştir.)

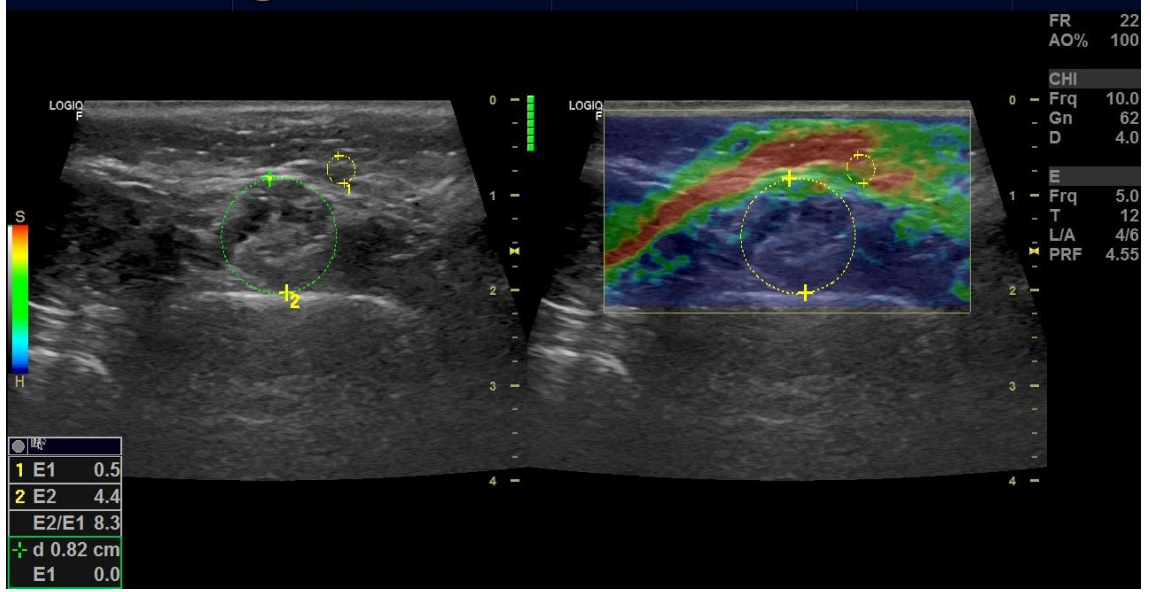
Her sonografik elastogram için ilgi bölgesi (region of interest: ROI), mandibulanın etkisini en aza indirmek için mümkünse mandibulayı dışlayacak şekilde yerleştirildi. Elastikiyet indeksi (Eİ), her katılımcıda aynı cihaz üzerinden tek bir denetçi tarafından ölçülmüştür. Eİ'ler, isteğe bağlı boyutlarda ilgi alanları ayarlandıktan sonra masseter kasında ve masseter kasının subkutan yağ dokusunda ölçülmüştür. MEİ (masseter kası elastikiyet indeksi) oranı, hastanın istirahat halindeki ve dişler sıkılarak elde edilen maksimum kontraksiyondaki masseter kasının ortalama Eİ'sinin deri altı yağ dokusunun ortalama Eİ'sine oranı olarak hesaplandı. (şekil 3.11) (şekil 3.12).

Eİ genellikle hedef dokunun çevredeki anatomik yapılara göre göreceli elastikiyeti olarak tanımlanır (146). Bu çalışmada hedef doku masseter kasıydı. Referans doku masseter kası ile aynı anda tanımlandığından subkutan yağ dokusuydu.



**Şekil 3.11.** Masseter kasının istirahat halindeki MEİ ölçümü. Eİ'ler, isteğe bağlı boyutlarda ayarlandıktan sonra masseter kasında ve üstündeki yağ dokusunda ölçülür. MEİ oranı, masseter kasının ortalama Eİ'sinin yağ dokusunun ortalama Eİ'sine oranı olarak hesaplandı.

Ölçülen Eİ'lere göre, sonoelastografi, B modu görüntülerin üzerine bindirilmiş renk kodlu görüntüler olarak ifade edilir. Kullanılan cihazda renkler dokuların göreceli sertliğini kırmızı, sarı, yeşilden maviye doğru artan sırada yansıtır. Tanımlanan gerilim tipi sonoelastografinin çeşitli zayıflıkları arasında, Eİ'lerin sıkıştırma kuvvetine bağlı olarak değiştiği bilinmektedir. Bu nedenle, deri altı yağ dokusunun Eİ'si referans olarak kullanıldı.



Şekil 3.12. Masseter kasının maksimum kontraksiyon halindeki MEİ ölçümü.

### 3.3. İstatistiksel Method

Bu çalışmada elde edilen veriler IBM SPSS Statistics Version 21 paket programı ile analiz edilmiştir.

Değişkenlerin normal dağılımdan gelme durumları araştırılırken birim sayıları nedeniyle Shapiro Wilk's'den yararlanılmıştır. Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup;  $p < 0,05$  olması durumunda değişkenlerin normal dağılımdan gelmediği,  $p > 0,05$  olması durumunda ise değişkenlerin normal dağılımdan geldikleri belirtilmiştir.

Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelmemesi nedeniyle Mann Whitney U Testinden yararlanılmıştır.

Nominal değişkenlerin grupları arasındaki ilişkiler incelenirken Ki-Kare analizi uygulanmıştır.

Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup;  $p < 0,05$  olması durumunda anlamlı bir ilişkinin olduğu,  $p > 0,05$  olması durumunda ise anlamlı bir ilişkinin olmadığı belirtilmiştir.

## 4. BULGULAR

Tez çalışmamız, yaşları 18 ile 60 arasında değişen; 62'si (%77.5) kadın, 18'i (%22.5) erkek olan; osteoartritli 40 gönüllü ve sağlıklı 40 gönüllü olmak üzere toplam 80 gönüllü üzerinde yapılmıştır. Tablo 4.1. de grupların cinsiyet dağılımı gösterilmiş olup, gruplar ile cinsiyet arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır ( $p = 1.000$ ).

**Tablo 4.1.** Grupların cinsiyet dağılımının incelenmesi

Gruplar							
Cinsiyet	Osteoartrit		Kontrol		Toplam		p değeri
	n	%	n	%	n	%	
Kadın	62	77.5	62	77.5	124	77.5	1.000
Erkek	18	22.5	18	22.5	36	22.5	
<b>Toplam</b>	80	100	80	100	160	100	

n:kişi sayısı.

İstatistiksel analiz için Ki-Kare testi kullanılmıştır.  $p < 0.05$  İstatistiksel farkı göstermektedir

Çalışmamızda osteoartritli hastaların minimum yaşı 18 maksimum yaşı 58, kontrol grubu bireylerin minimum yaşı 19 maksimum yaşı 60'dır. Tablo 4.2. de grupların yaş dağılımları gösterilmiş olup yaş değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p = 0.561$ ).

**Tablo 4.2.** Grupların yaş dağılımının incelenmesi

Yaş	n	Ortalama	SS	Min	Max	p değeri
Osteoartrit	40	31.62	12.42	18	58	0.561
Kontrol	40	31.15	9.94	19	60	
<b>Toplam</b>	80	31.38	11.18	18	60	

SS:Standart Sapma. n:kişi sayısı.

$p < 0.05$  İstatistiksel farkı göstermektedir

İstatistiksel analiz için Mann Whitney U testi kullanılmıştır.

Çalışmamızda osteoartritli hastaların kemik değişim tipleri Koyama sınıflamasına göre belirlenmiştir (61). Osteoartritli 40 hastanın 80 eklemi incelenmiş olup kemik değişim tipleri ve yüzdeleri şu şekildedir: tip F 40 (%50), tip E 12 (%15), tip D 22 (%27.5), tip S 6 (%7.5) (Tablo 4.3).

**Tablo 4.3.** Osteoartritli 40 hastanın 80 ekleminde belirlenen kondiler kemik değişim tipleri

	<b>F</b>	<b>E</b>	<b>D</b>	<b>S</b>	<b>Toplam</b>
<b>Eklem sayısı</b>	40	12	22	6	80
<b>(yüzdesi)</b>	(%50)	(%15)	(%27.5)	(%7.5)	(%100)

Çalışmaya; çift taraflı osteoartriti olan ve çift taraflı sağlıklı bireyler dahil edilmiştir. Tablo 4.4. de gösterildiği gibi gruplarda sağ ve sol arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır ( $p = 1.000$ ) (Tablo 4.4).

**Tablo 4.4.** Grupların sağ ve sol ilişkinin incelenmesi

	<b>Gruplar</b>						<b>p değeri</b>
	<b>Osteoartrit</b>		<b>Kontrol</b>		<b>Toplam</b>		
	<b>n</b>	<b>%</b>	<b>n</b>	<b>%</b>	<b>n</b>	<b>%</b>	
<b>Sağ</b>	40	50	40	50	80	50	1.000
<b>Sol</b>	40	50	40	50	80	50	
<b>Toplam</b>	80	100	80	100	160	100	

n:kişi sayısı.

İstatistiksel analiz için Ki-Kare testi kullanılmıştır.

$p < 0.05$  İstatistiksel farkı göstermektedir

Çalışmamızda hasta istirahat halindeyken masseter kas kalınlıkları her hastada çift taraflı değerlendirilmiş olup, osteoartritli hastaların masseter kalınlığı ortalama 0.91 cm ve kontrol grubunun masseter kalınlığı ortalama 1.00 cm bulunmuştur. Masseter kas kalınlıkları arasındaki fark az düzeyde olup grupların istirahat halindeki masseter kalınlıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $p = 0.003$ ) (Tablo 4.5).

**Tablo 4.5.** Grupların istirahat halindeki kalınlık değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi

<b>İstirahat Kalınlık</b>	<b>n</b>	<b>Ortalama(cm)</b>	<b>SS</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>	<b>p değeri</b>
<b>Osteoartrit</b>	80	0.91	0.17	0.59	1.46	
<b>Kontrol</b>	80	1.00	0.18	0.70	1.45	<b>0.003</b>
<b>Toplam</b>	160	0.95	0.18	0.59	1.46	

SS:Standart Sapma. n:kişi sayısı.  
p<0.05 İstatistiksel farkı göstermektedir  
İstatistiksel analiz için Mann Whitney U testi kullanılmıştır.

Çalışmamızda hasta maksimum ısırma halindeyken masseter kas kalınlıkları çift taraflı değerlendirilmiş olup, osteoartritli hastaların masseter kalınlığı ortalama 1.28 cm ve kontrol grubunun masseter kalınlığı ortalama 1.36 cm bulunmuştur. Masseter kas kalınlıkları arasındaki fark az düzeyde olup grupların maksimum ısırma halindeki masseter kalınlıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmaktadır (p = 0.013) (Tablo 4.6).

**Tablo 4.6.** Grupların maksimum ısırma kalınlık değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi

<b>Isırma Kalınlık</b>	<b>n</b>	<b>Ortalama(cm)</b>	<b>SS</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>	<b>p değeri</b>
<b>Osteoartrit</b>	80	1.28	0.25	0.92	2.20	
<b>Kontrol</b>	80	1.36	0.21	1.03	1.99	<b>0.013</b>
<b>Toplam</b>	160	1.32	0.23	0.92	2.20	

SS:Standart Sapma. n:kişi sayısı.  
p<0.05 İstatistiksel farkı göstermektedir  
İstatistiksel analiz için Mann Whitney U testi kullanılmıştır

Grupların istirahat halindeki MEİ oranları Tablo 4.7’da gösterilmektedir. Osteoartritli hastaların MEİ oranları ortalama  $2.11 \pm 0.61$ , sağlıklı bireylerin MEİ oranları ortalama  $1.49 \pm 0.40$  olarak bulunmuştur. Grupların istirahat halindeki MEİ oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmaktadır (p = 0.000).

**Tablo 4.7.** Grupların istirahat halindeki MEİ oranı arasındaki ilişkinin incelenmesi

İstirahat MEİ	n	Ortalama(oran)	SS	Min	Max	p değeri
Osteoartrit	80	2.11	0.61	1.20	4.20	
Kontrol	80	1.49	0.40	1.00	2.80	<b>0.000</b>
<b>Toplam</b>	<b>160</b>	<b>1.80</b>	<b>0.60</b>	<b>1.00</b>	<b>4.20</b>	

SS:Standart Sapma. n:kişi sayısı.

p<0.05 İstatistiksel farkı göstermektedir

İstatistiksel analiz için Mann Whitney U testi kullanılmıştır

Hastaların maksimum ısırma halindeki MEİ oranları Tablo 4.8’de gösterilmektedir. Osteoartritli hastaların maksimum ısırma halindeki MEİ oranları ortalama  $4.51 \pm 1.85$  iken sağlıklı bireylerin MEİ oranları ortalama  $3.16 \pm 0.95$  olarak bulunmuştur. Grupların maksimum ısırma halindeki MEİ oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmaktadır ( $p = 0.000$ ).

**Tablo 4.8.** Grupların ısırma MEİ oranı arasındaki ilişkinin incelenmesi

Isırma MEİ	N	Ortalama(oran)	SS	Min	Max	p değeri
Osteoartrit	80	4.51	1.85	2.10	10.30	
Kontrol	80	3.16	0.95	1.40	5.60	<b>0.000</b>
<b>Toplam</b>	<b>160</b>	<b>3.84</b>	<b>1.61</b>	<b>1.40</b>	<b>10.30</b>	

SS:Standart Sapma. n:kişi sayısı.

p<0.05 İstatistiksel farkı göstermektedir

İstatistiksel analiz için Mann Whitney U testi kullanılmıştır

## 5. TARTIŞMA

Temporomandibular eklemin görüntülenmesi çok zordur çünkü kemik bileşenleri küçüktür ve kafatasının tabanından gelen süperpozisyonlar nedeniyle düz filmler (plain films) genellikle eklemin net bir şekilde izlenememesine neden olur (88, 147). TME osteoartritinin teşhisi için farklı görüntüleme yöntemleri kullanılmıştır. Süperpozisyonlar, yüksek radyasyon dozu ve uzun tarama süresi gibi problemler ciddi sınırlamalar getirmektedir. Bu dezavantajlı durumlar, TME görüntüleme için KIBT kullanımının popüleritesinin artmasına neden olmuştur. KIBT medikal BT'den daha düşük radyasyon dozu kullanarak yüksek teşhis kalitesinde görüntüler üretebilen oldukça yeni bir görüntüleme yöntemidir (88).

Geleneksel tekniklerle elde edilen kondilin koronal görünümüleri, örneğin lineer tomografi veya reverse Towne's, düşük görüntü kalitesine sahiptir. Bu nedenle, önemli tanısal fayda sağlamadan, hasta için radyasyon riskini artırdıkları için rutin TME radyografik incelemesine pek dahil edilmemişlerdir. Öte yandan, KIBT koronal görüntüleri yüksek görüntü kalitesine sahiptir ve hastaya herhangi bir ek ışınlama yapılmadan elde edilir (88).

MRG, hem yumuşak doku hem de kemik bileşenlerinin görüntülerini sağladığı için en yararlı incelemelerden biri olarak kabul edilir. Bununla birlikte, belirli hasta tipleri için kontrendikasyonlar ve uzun tarama süresi ve ekipmanın kısıtlı mevcudiyeti gibi dezavantajları dikkate alınmalıdır (88). Ayrıca MRG, kondilin ayrıntılı konturunun görüntülenmesi için sınırlı uzaysal çözünürlük ve kemiğin manyetik duyarlılığı nedeniyle genellikle BT'ye karşı dezavantaja sahiptir (61).

Biz çalışmamızda TME osteoartriti belirlemek için; kemik değişikliklerini süperpozisyonuz net bir şekilde göstermesi, görüntüleme süresinin kısa olması, radyasyon dozunun nispeten düşük olması gibi faydalarından dolayı KIBT'yi kullandık.

TME osteoartritinin etiyojisi, doğası gereği karmaşık ve çok faktörlüdür ve eklem iltihabı için immünolojik ve bakteriyel faktörleri içerir (148-150). Biyomekanik aşırı yükün, TME'lerde dejeneratif değişiklikler için önemli bir hazırlayıcı faktör olduğu varsayılmıştır (51, 151). TME'ye gelen fizyolojik yükler fibrokartilaj yıkımını önleyebilir ve fibrokartilaj hücre proliferasyonu için uyarı sağlayabilirken, biyomekanik

aşırı yüklem eklem yağlanmasını bozabilir ve eklem içi basıncı artırabilir, bu da geçici hipoksiye ve bunun sonucunda TME yapısının bozulmasına neden olabilir (152, 153)

Temporomandibular eklem osteoartriti tipik olarak yavaş ilerleyen ve eklem dokularının tahrip olmasına neden olan bir hastalıktır. Klinik olarak, TME osteoartritli hastalarda değişken yoğunlukta ağrı, kısıtlı çene hareketi ve eklem sesleri (ör. krepitasyon) vardır (154).

TME osteoartriti kadınlarda erkeklere göre daha sık görülmektedir (155, 156). Çalışmamızda osteoartritli hastaların % 77.5'i kadın, %22.5'i erkektir. LeResche, temporomandibular bölgedeki ağrının kadınlarda erkeklere göre iki kat daha yaygın olduğunu bulmuştur (155). Kadınlarda daha fazla görülmesinin sebebi, TME'de bir dizi immünolojik yanıtı uyarmanın yanı sıra, kıkırdak ve artiküler kemiğin bozulmasını şiddetlendirebilen östrojen ve prolaktinin, hormonal etkileri ile açıklanabilir (61, 157). Bununla birlikte, Cruzoé-Rebello ve arkadaşları hem erkeklerin hem de kadınların iç düzensizliklerle ilgili olarak aynı özellikleri paylaştığını gözlemlediler ve TME'lerde iç düzensizliklerin ortaya çıkmasında hormonal faktörlerin önemli bir rol oynamadığını buldular (158).

Koyama ve arkadaşları helikal BT ile 516 hastanın kondiler kemik değişikliklerini incelediler (61). İncelenen 1032 eklemde 617 sinde kemik değişiklikleri belirlendi. Yapılan sınıflandırmada tip E ve tip D yüksek bulunurken tip F düşük bulunmuştur. Dos Anjos Pontual ve arkadaşları 319 hastanın TME'sindeki kemik değişikliklerini KIBT kullanarak inceledi. Kondil morfolojisinin sınıflandırırken osteofit, düzleşme, skleroz, erozyon ve psödokist varlığına baktılar. Bu çalışmanın sonuçlarına göre düzleşme ve osteofit dejeneratif kemik değişiklikleri baskın bulguları (159). Bizim çalışmamızda en çok belirlenen, tip F (düzleşme) dir. Çalışmamızda, düzleşmenin yüksek prevalansı, bu kemik değişikliğinin adaptif bir değişikliği veya ilerleyici bir hastalığın ilk değişikliğini temsil etmesi olasılığı ile açıklanabilir.

Herhangi bir artritlik TME durumunun en yaygın semptomu ağrılı eklemlerdir. Radyografik olarak normal TME'leri olan bazı hastalar ağrıdan şikayet ederken, radyografik olarak osteoartrit kanıtı olan diğer hastalar herhangi bir ağrı yaşamayabilir (64). Klinik belirti ve semptomlardan radyografik bulguların tahmin edilmesi tipik olarak zordur çünkü bu ilişkiler iyi temellendirilmiş değildir (160, 161). Hastalar, radyografilerde kemik değişiklikleri belirginleşmeden önce aylarca semptom

yaşayabilirler. TME osteoartritinin erken evrelerinde radyografiler normal görünebilir ve tanıyı doğrulamada yardımcı olmayabilir (156). Düzleşme, osteofitler, kistik oluşum ve azalmış eklem boşluğu gibi radyografik değişiklikler tipik olarak hastalığın sonraki evrelerinde görülür (162).

Ağrı, Hilton yasasına göre etkilenen eklem çevresindeki yumuşak dokulardan ve koruyucu reflekse bağlı spazm halinde olan çiğneme kaslarından kaynaklanır. Hilton yasası, bir eklemi innerve eden sinirlerin, o eklemi hareket ettiren kasları ve üzerindeki deriyi de innerve ettiğini belirtir. Bu kendini koruma fizyolojik refleksi, eklem içi yaralanma veya patolojiye tepki olarak çevredeki kasların refleks olarak kasılmasına neden olarak yaralı veya patolojik olarak etkilenmiş bir eklemin korunmasını sağlar ve böylece eklemi daha fazla hasardan korur (2).

Masseter kasını değerlendirmek için elektromiyografi, bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve ultrasonografi gibi birçok teknik kullanılabilir. Raadsheer ve arkadaşları 15 yetişkin erkek hastanın masseter kas kalınlığını ultrason ve MRG ile değerlendirmişlerdir ve sonuçları birbiriyle uyumlu bulmuşlardır (163). Biz çalışmamızda masseter kasını USG ile değerlendirdik. Diğer önde gelen tıbbi görüntüleme yöntemleriyle karşılaştırıldığında, USG'nin birçok avantajı vardır: gerçek zamanlı görüntüler sağlar, taşınabilir, ucuzdur, radyasyon içermez, invaziv değildir ve diş restorasyonları gibi metal artefaktlardan etkilenmez (164-166). MRG pahalıdır ve tipik olarak sadece uzmanlaşmış merkezlerde mevcuttur ve bu da rutin kullanımını sınırlar (103). Ayrıca görüntüleme süresinin uzunluğu ve hasta toleransının azlığı gibi nedenlerle MRG ile çalışılmadı. MRG ve BT ile yumuşak dokuların daha net görüntüleri elde edilebilir. Fakat BT ile karşılaştırıldığında USG'nin radyasyon riski yoktur. MRG ile karşılaştırıldığında görüntülerin çok daha kısa sürede elde edilmesini, diğer görüntüleme yöntemlerine kıyasla çok daha düşük maliyetli bir sistem olması nedeni ile masseter kasını değerlendirmek için ultrason cihazı kullanıldı (167).

Masseter kas kalınlığı ile ilgili literatürde yapılmış birçok çalışma vardır. Ruf ve arkadaşları yaptıkları çalışmada elektromiyografi, ultrasonografi ve yüz fotoğrafçılığı yoluyla eşit sayıda erkek ve kadını incelemiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre ince yüzlü ve geniş mandibular düzlemlili kadın deneklerde masseter kalınlığının azaldığını bulmuşlardır (168). Kiliaridis ve arkadaşları 20 kadın ve 20 erkek tam dişli sağlıklı

bireyden oluşan genç erişkinler üzerinde yaptıkları ultrason çalışmasına göre masseter kas kalınlığının, özellikle kadınlarda yüz morfolojisi ile ilişkili olduğunu bulmuştur; ince bir massetere sahip kadınların yüzleri orantılı olarak daha uzun bulunmuştur (169). Şatıroğlu ve arkadaşları masseter kas kalınlığını ultrasonografi ile ölçüp fasial morfoloji ve vücut kitle indeksi ile ilişkisini değerlendirmişlerdir. Masseter kas kalınlığının hem serbest hem maksimum ısırma durumunda uzun yüz paterni olan bireylerde daha ince olduğunu belirlemişlerdir. Ayrıca bütün hastalarda masseter kas kalınlığı ile vücut kitle indeksinin korelasyon gösterdiğini de belirlemişlerdir (170). Najm ve arkadaşları 20 bruksizimli 20 sağlıklı birey üzerinde, hem serbest hem maksimum ısırma pozisyonunda masseter kas kalınlığını ultrasonografi ile ölçtükleri çalışmada; serbest pozisyonda iki grup arasında fark bulmamalarına rağmen maksimum ısırma ölçülen kas kalınlığının bruksizimli hastalarda daha yüksek olduğunu bulmuşlardır (171).

Ariji ve arkadaşları temporomandibular bozukluğu olan 25 kadın hastada masseter kas kalınlığını ultrasonografi ile istirahat ve maksimum kasılmada ölçtükleri çalışmaya göre; temporomandibular bozukluğu olan hastaların sağlıklı bireylere göre daha yüksek masseter kas kalınlığına sahip olduklarını bulmuşlardır. Bunun sebebini temporomandibular bozukluğu olan hastaların masseter kasında biriken ödeme bağlamışlardır (172).

Baş ve arkadaşları temporomandibular eklemden tek taraflı redüksiyonlu anterior disk deplasmanı olan hastaların masseter kaslarını sağlıklı karşı taraftaki masseter kasıyla kıyasladıkları ultrason çalışmasına göre; redüksiyonlu anterior disk deplasmanı olan taraftaki masseter kas kalınlığını karşı sağlıklı tarafa göre daha az bulmuşlardır. Masseter kas kalınlığındaki azalma nedenini, hastalıklı taraftaki azalan çiğneme fonksiyonuna bağlı kas atrofisine dayandırmışlardır (173).

Bizim çalışmamıza göre osteoartriti olan hastaların istirahat ve maksimum kasılma halindeki masseter kas kalınlıkları sağlıklı bireylerden düşük bulunmuştur. Bunun muhtemel sebebi osteoartritli hastalarda azalan çiğneme fonksiyonuna bağlı kas atrofisidir. Ancak bizim çalışmamızda hastaların yüz morfolojileri ve vücut kitle indeksi gibi değişkenler dikkate alınmamış olup, osteoartritin masseter kas kalınlığına etkisini araştıran daha kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bertnam ve arkadaşlarının sağlıklı bireyler üzerinde yaptıkları çalışmada; serbest ve maksimum ısırma masseter kas kalınlığı beş farklı seviyeden ölçülmüş maksimum

ısıрма pozisyonunda masseter kas kalınlığı ölçümü için, en doğru ve en çok tekrarlanabilen bölgeyi orta ve alt seviye olarak bulmuşlardır. Üst seviyede kemik gibi anatomik sınırlamalardan dolayı alt seviyede ise kasın sivrileşmesinden dolayı ölçümlerin farklı çıkmış olabileceğini düşünmüşlerdir (174). Bizde çalışmamızda masseter kas kalınlığı ölçümlerini en doğru ve en çok tekrarlanabilen orta seviyeden palpasyonda kasın en hacimli olduğu bölgeden ölçtük ve benzer şekilde maksimum ısıрма halinde kas kalınlığı istirahat haline göre daha yüksek bulundu.

Kas sertliği, kasa dik basınç uygulandığında meydana gelen yer değiştirme direnci olarak tanımlanabilir (175, 176). Kas sertliği (hardness), kas tonusu (tone) veya katılığı (stiffness) ile ilişkilendirilebilse de, bu terimlerin tanımı belirsizdir. Kas tonusu ve katılığı, kasın uzun eksenini boyunca kuvvetteki değişimin uzunluktaki değişime oranı olarak tanımlanmıştır (177, 178). Palpasyonla tespit edilebilen kas sertliği ise basitçe kasın dikey basınca karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir (176, 179).

Manuel palpasyon, kas sertliğini ölçmenin en basit yoludur, bu nedenle klinik uygulamada büyük ölçüde uygulanır. Bununla birlikte, bu öznel değerlendirme, muayene eden kişinin deneyimine ve eğitimine bağlıdır ve çiğneme kaslarının kas sertliği değerlendirmesiyle ilgili ölçüm özellikleri büyük ölçüde bilinmemektedir. Öte yandan, manuel palpasyon yoluyla spinal sertliğin değerlendirilmesinin, zayıf güvenilirlik nedeniyle şüpheli klinik değere sahip olduğu bildirilmektedir (180, 181). Olası bir açıklama, insanların sertlik uyarılarını ayırt etmek için yeterince yetenekli olmamasıdır (181). Bu tür eksikliklerin üstesinden gelmek için, kas sertliğini ölçen 2 objektif teknik önerilmiştir. Tutarlı bir şekilde kullanılan bu yöntemler; doku yer değiştirmesini ölçen sertlik ölçer gibi mekanik cihazlar (176, 182) ve ultrason görüntülemesidir (183-187).

Ticari olarak temin edilebilen bir sertlik ölçer ile ölçülebilen iskelet kasının sertliği veya hassasiyetinin, ortopedi veya spor hekimliği alanında miyaljili hastaları değerlendirmek için etkili bir indeks olduğu bilinmektedir (184, 188). Ek olarak, miyofasiyal ağrılı temporomandibular bozukluk vakalarında, bir sertlik ölçer ile elde edilen ölçümlere göre, masseter kasının sertliğinin sıklıkla arttığı bulunmuştur (189, 190). Ancak, sertlik ölçer sadece belirli noktaları ölçebilir ve sonuçlar toplam kas değişimini yansıtmayabilir. Ayrıca bu cihaz, hastalar arasındaki değişken yağ dokusu miktarı ve ölçüm bölgelerindeki farklılıklar nedeniyle kas sertliğindeki farklılıkları

saptamak için yetersizdir. Ek olarak, kasların bir viskoelastisite özelliği vardır, bu nedenle sertlik, bir sertlik ölçer kullanılarak yeterince değerlendirilemez (191). Bu bağlamda, sonoelastografi sertlik ölçerden daha üstündür, çünkü hedef kasın geniş bir alanını betimleyebilir ve B-modu görüntüsü üzerine bindirilmiş bir esneklik haritasını gösterebilir (185).

Ultrason görüntüleme, dokuların elastik özelliklerini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılmaktadır (138, 192, 193). Sonografik elastografi, bir doku içindeki gerilim dağılımını renk kodlu bir doku elastisite haritası olarak görselleştirmemizi sağlar (137). Çeşitli hastalıkların teşhisinde etkili olmasına rağmen bazı sakıncaları da kaydedilmiştir (140). En büyük dezavantajlardan biri serbest teknikten (freehand operation) kaynaklanan standartlaştırılmamış sıkıştırma yükleridir ve bunun gözlemci içi ve gözlemciler arası güvenilirlikler üzerinde bir miktar etkisi olabilir (194).

Literatürde, normal ve patolojik kasların elastografisi ile ilgili sınırlı sayıda çalışma vardır. Kasları etkileyen hastalıklarda, dokunun biomekanik özelliklerinin etkilendiği ve yorulan kaslarda kas içi sıvı birikimi izlendiği bilinmektedir (195, 196). Ödematöz hale gelen kasın kalınlık ve sertlik değerlerinde değişiklikler meydana gelir. Kaslardaki biyomekanik değişiklikleri belirlemek ortopedide önemli olduğu kadar, myofasiyal ağrılı hastalar için de önem arz eder (189, 197, 198).

Masseter kasının Eİ oranı, masseter kasının Eİ'sinin subkutan yağ dokusuna bölünmesi olarak tanımlandı. Bu yöntem, bir kişinin kendi içinde yapılan tetkikler arasında elde edilen değerlerin karşılaştırılmasında faydalı olabilirken, cilt altı yağının gerilme değerleri kişiye göre değişeceğinden, kişiler arası değerlerin karşılaştırılması veya belirli bir grubun ortalama değerinin elde edilmesi için uygun olmayabilir. Cilt elastikiyeti yaşla birlikte değişir (199), ve kadınların cildi erkeklerinkinden daha fazla plastisite sergiler (200). Cilt elastikiyeti, altta yatan kimyasal ve yapısal bileşime, kozmetik duruma ve bakıma bağlı olabilir (201). Kadınların yüz derisi kalınlığı erkeklerinkinden daha incedir (202). Bu nedenle, genellikle maksillofasiyal sonografik muayenelere uygulanan bir akustik birleştirme ajanı (ayrıca bir standoff pedi olarak da adlandırılır) potansiyel olarak bir referans olabilir. Referans materyaller kullanılarak çeşitli teknikler önerilmiş olsa da (188, 195), dirsek veya bacak kasları için geliştirilmiştir ve nispeten küçük ve kavisli yüzeylere sahip olan maksillofasiyal kaslara uygulanması zordur (185). Diğer bir problem ise masseter kasının derin kısmındaki

elastikiyetin mandibuladan etkilenebilmesidir. Bu çalışmada, elastogramların alanı, mandibula dışlanacak şekilde ayarlandı.

Ariji ve arkadaşları 35 sağlıklı gönüllü ile 8 miyofasiyal ağrılı TMD hastasının masseter kasını sonoelastografi ile değerlendirip sertlik ölçer ile kas sertliğini belirlediler. Bu çalışmanın sonuçlarına göre miyofasiyal ağrılı TMD hastalarında strain elastografi ile ölçülen masseter elastikiyet indeksleri sağlıklı gönüllülere göre daha yüksek bulundu. Bu elastikiyet indeksleri, doğrudan bir kas sertlik ölçer cihazı ile bulunan değerler ile de iyi bir korelasyon gösterdi (189).

Takashima ve arkadaşları miyofasiyal ağrısı olan hastaların masseter kaslarını shear wave elastografi ile değerlendirdiler. Çalışmaya katılan hastaları miyofasiyal ağrısı olan hastalar, sınırlı açıklığa sahip miyofasiyal ağrısı olan hastalar ve sağlıklı kontrol grubu gönüllüler olarak üç sınıfa ayırdılar. Miyofasiyal ağrısı olan ve sınırlı açıklığa sahip miyofasiyal ağrısı olan hastaların masseter kasları, sağlıklı kontrollerinkinden yaklaşık iki kat daha sert bulundu (191).

Literatürde osteoartriti olan hastaların masseter elastikiyet indeksini sonografik elastografi kullanarak araştıran bugüne kadar hiçbir çalışma yapılmamıştır. Bizim çalışmamıza göre osteoartriti olan hastaların masseter elastikiyet indeksleri hem istirahat halinde hemde maksimum ısırma halinde sağlıklı bireylere göre anlamlı bir farkla yüksek bulundu. Bu durumun muhtemel sebebi koruyucu kas spazmıdır.

Masseter kasının elastikiyet değeri üzerine yaşın etkisi belirsizliğini korumaktadır. Bir çalışmada yaş ile kasın elastikiyeti arasında hiçbir ilişki bulunmazken (203), bir başka çalışmada yaşla birlikte elastikiyette küçük bir artış tespit edilmiştir (204).

Olchoway ve arkadaşları shear wave elastografi kullanarak pediatrik popülasyondaki masseter kasının ortalama esnekliğini  $6.37 \pm 0.77$  kPa buldu (205). Arda ve arkadaşları 127 sağlıklı yetişkini inceledi; bu gruptaki masseter kasının ortalama sertliği  $10.4 \pm 3.7$  kPa idi (187). Herman ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 176 sağlıklı yetişkinde masseter kasının ortalama sertliği  $10.0 \pm 4.3$  kPa'dır (204). Bizim çalışmamızda gruplar yetişkin popülasyondan oluşmaktaydı, bu nedenle elastikiyet değerlerinin yaştan etkilenmediği düşünüldü.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Literatürde osteoartriti olan hastaların masseter kas özelliklerini ilk olarak değerlendiren bu çalışmanın sonuçlarına göre

- Tip F (düzleşme), dejeneratif kemik değişikliklerinin en yaygın türüdür.
- Ultrasonografi invaziv olmayan, tekrarlanabilen, anlık görüntüler elde edilen, TME osteoartriti olan hastaların masseter kasının görüntülenmesinde kullanılan başarılı bir görüntüleme yöntemidir.
- Sonografik elastografi, masseter kas sertliğini değerlendirmek için ek bir yöntem olarak uygun görülmektedir.
- TME osteoartriti olan hastaların masseter kas sertliğinde sağlıklı bireylere göre bir artış mevcuttur.
- TME osteoartriti olan hastaların masseter kas kalınlığının normal bireylerden daha düşük olduğu görülmüştür. Bu çalışma ışığında yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.
- Çalışmamızda hasta sayısı kısıtlı olduğundan cinsiyetler arası karşılaştırma yapılmamıştır.
- Daha geniş popülasyonda cinsiyetler arası karşılaştırma planlanan ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

## KAYNAKLAR

1. Mejersjö C, Hollender L. Radiography of the temporomandibular joint in female patients with TMJ pain or dysfunction: A seven year follow-up. *Acta Radiologica Diagnosis*. 1984;25(3):169-76.
2. Mercuri L. Surgical management of TMJ arthritis. TMDs, an evidence-based approach to diagnosis and treatment. 2006:455-68.
3. Lee D-H, Yu H-S. Masseter muscle changes following orthognathic surgery: a long-term three-dimensional computed tomography follow-up. *The Angle Orthodontist*. 2012;82(5):792-8.
4. Biondi K, Lorusso P, Fastuca R, Mangano A, Zecca P, Bosco M, et al. Evaluation of masseter muscle in different vertical skeletal patterns in growing patients. *Eur J Paediatr Dent*. 2016;17(1):47-52.
5. Palinkas M, Nassar MSP, Cecílio FA, Siéssere S, Semprini M, Machado-de-Sousa JP, et al. Age and gender influence on maximal bite force and masticatory muscles thickness. *Archives of oral biology*. 2010;55(10):797-802.
6. Emshoff R, Bertram S, Strobl H. Ultrasonographic cross-sectional characteristics of muscles of the head and neck. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1999;87(1):93-106.
7. Barber L, Barrett R, Lichtwark G. Validity and reliability of a simple ultrasound approach to measure medial gastrocnemius muscle length. *Journal of Anatomy*. 2011;218(6):637-42.
8. Dorland W. Newman: Medical Dictionary. Saunders Company Philadelphia and London. 1957.
9. Alomar X, Medrano J, Cabratosa J, Clavero J, Lorente M, Serra I, et al., editors. Anatomy of the temporomandibular joint. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*; 2007: Elsevier.
10. Bag AK, Gaddikeri S, Singhal A, Hardin S, Tran BD, Medina JA, et al. Imaging of the temporomandibular joint: An update. *World journal of radiology*. 2014;6(8): 567.

11. Hiatt J, Gartner L. Chapter 7: Neck. Textbook of head and neck anatomy 4th ed Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2010.
12. Şakul B, Baş BB. boynun klinik bölgesel anatomisi. Ankara: Özkan Matbaacılık. 2009:119-30.
13. Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion-E-book: Elsevier Health Sciences; 2019.
14. White SC, Pharoah MJ. Oral radiology-E-Book: Principles and interpretation: Elsevier Health Sciences; 2014.
15. Bordoni B, Varacallo M. Anatomy, head and neck, temporomandibular joint. 2019.
16. Sarnat BG, Laskin DM, Williams RA. The temporomandibular joint: a biological basis for clinical practice. Plastic and Reconstructive Surgery. 1992;90(3):534.
17. Katsavrias EG. Morphology of the temporomandibular joint in subjects with Class II Division 2 malocclusions. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 2006;129(4):470-8.
18. Ahmad M, Hollender L, Anderson Q, Kartha K, Ohrbach R, Truelove EL, et al. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders (RDC/TMD): development of image analysis criteria and examiner reliability for image analysis. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. 2009;107(6):844-60.
19. Harırlı A, Akgül H, Yılmaz A, Bilge O. Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri. 2014.
20. Young AL. Internal derangements of the temporomandibular joint: A review of the anatomy, diagnosis, and management. The Journal of the Indian Prosthodontic Society. 2015;15(1):2.
21. Shengyi T, Yinghua X. Biomechanical properties and collagen fiber orientation of TMJ discs in dogs: Part 1. Gross anatomy and collagen fiber orientation of the discs. Journal of Craniomandibular Disorders. 1991;5(1).
22. Herb K, Cho S, Stiles MA. Temporomandibular joint pain and dysfunction. Current pain and headache reports. 2006;10(6):408-14.
23. Okeson JP. Temporomandibular disorders and occlusion. St. Louis: Mosby; 2008.

24. Howerton D, Zysset M. Anatomy of the temporomandibular joint and related structures with surgical anatomic considerations. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 1989;1:229-47.
25. Al-Ani MZ, Gray RJ. *Temporomandibular Disorders: A problem-based approach*: John Wiley & Sons; 2021.
26. Cooper BC, Lucente FE. *Management of Facial, Head, and Neck Pain*: WB Saunders Company; 1989.
27. Bourbon B. Craniomandibular examination and treatment. *Saunders manual of physical therapy practice.* 1995:669-719.
28. Buescher JJ. Temporomandibular joint disorders. *American family physician.* 2007;76(10):1477-82.
29. Ramfjord SP, Ash MM. *Occlusion*. Philadelphia: WB Saunders Co; 1971.
30. Guralnick W, Kaban LB, Merrill RG. Temporomandibular-joint afflictions. *New england journal of medicine.* 1978;299(3):123-9.
31. Alvarez DJ, Rockwell PG. Trigger points: diagnosis and management. *American family physician.* 2002;65(4):653.
32. Özcan B. Bruksizme eşlik eden miyofasyal ağrı sendromlu ve temporamandibular rahatsızlığı olan hastalarda oklüzal splint ve tens tedavilerinin klinik ve ağrı eşiği üzerine olan etkilerinin karşılaştırılması. *Şişli Etfal Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Kliniği, Uzmanlık Tezi, 109s, İstanbul.* 2005.
33. Travell JG, Simons DG. *Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*: Lippincott Williams & Wilkins; 1983.
34. Friction JR, Kroening R, Haley D, Siegert R. Myofascial pain syndrome of the head and neck: a review of clinical characteristics of 164 patients. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology.* 1985;60(6):615-23.
35. Yalçın S, Aktaş İ. *Dışhekimliğinde Temporomandibular Eklem Hastalarına Yaklaşım*. Vestiyer Yayın Grubu İstanbul. 2010.
36. Murakami S, Takahashi A, Nishiyama H, Fujishita M, Fuchihata H. Magnetic resonance evaluation of the temporomandibular joint disc position and configuration. *Dentomaxillofacial Radiology.* 1993;22(4):205-7.

37. Foucart J-M, Carpentier P, Pajoni D, Marguelles-Bonnet R, Pharaboz C. MR of 732 TMJs: anterior, rotational, partial and sideways disc displacements. *European journal of radiology*. 1998;28(1):86-94.
38. Maini K, Dua A. *Temporomandibular Joint Syndrome*. 2019.
39. De Leeuw R, Klasser GD. Orofacial pain: guidelines for assessment, diagnosis, and management. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(1):171.
40. de Leeuw R. Internal derangements of the temporomandibular joint. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America*. 2008;20(2):159-68.
41. Tasaki MM, Westesson P-L, Isberg AM, Ren Y-F, Tallents RH. Classification and prevalence of temporomandibular joint disk displacement in patients and symptom-free volunteers. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1996;109(3):249-62.
42. Marpaung C, Kalaykova S, Lobbezoo F, Naeije M. Validity of functional diagnostic examination for temporomandibular joint disc displacement with reduction. *Journal of oral rehabilitation*. 2014;41(4):243-9.
43. Widmalm S-E, Westesson P-L, Brooks SL, Hatala MP, Paesani D. Temporomandibular joint sounds: correlation to joint structure in fresh autopsy specimens. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1992;101(1):60-9.
44. Okeson JP. Joint intracapsular disorders: diagnostic and nonsurgical management considerations. *Dental Clinics*. 2007;51(1):85-103.
45. Schiffman E, Ohrbach R, Truelove E, Look J, Anderson G, Goulet J, et al. International RDC/TMD Consortium Network, International association for Dental Research; Orofacial Pain Special Interest Group, International Association for the Study of Pain. *J Oral Facial Pain Headache*. 2014;28(1):6-27.
46. Arslan A, Orhan K, Paksoy CS, Ucok O, Ozbek M, Dural S, et al. MRI evaluation of the classification, frequency, and disc morphology of temporomandibular joint disc displacements: a multicenter retrospective study in a Turkish population. *Oral Radiology*. 2009;25(1):14-21.

47. Kummoona R. Surgical reconstruction of the temporomandibular joint for chronic subluxation and dislocation. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2001;30(4):344-8.
48. Peck CC, Goulet JP, Lobbezoo F, Schiffman EL, Alstergren P, Anderson GC, et al. Expanding the taxonomy of the diagnostic criteria for temporomandibular disorders. *Journal of oral rehabilitation*. 2014;41(1):2-23.
49. Schiffman E, Ohrbach R, Truelove E, Look J, Anderson G, Goulet J-P, et al. Diagnostic criteria for temporomandibular disorders (DC/TMD) for clinical and research applications: recommendations of the International RDC/TMD Consortium Network and Orofacial Pain Special Interest Group. *Journal of oral & facial pain and headache*. 2014;28(1):6.
50. Poole AR. Osteoarthritis as a whole joint disease. SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA; 2012.
51. Tanaka E, Detamore M, Mercuri L. Degenerative disorders of the temporomandibular joint: etiology, diagnosis, and treatment. *Journal of dental research*. 2008;87(4):296-307.
52. Kalladka M, Quek S, Heir G, Eliav E, Mupparapu M, Viswanath A. Temporomandibular joint osteoarthritis: diagnosis and long-term conservative management: a topic review. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2014;14(1):6-15.
53. Hinton RJ, Carlson DS. Response of the mandibular joint to loss of incisal function in the rat. *Cells Tissues Organs*. 1986;125(3):145-51.
54. Hinton RJ, Carlson DS. Histological changes in the articular eminence and mandibular fossa during growth of the rhesus monkey (*Macaca mulatta*). *American Journal of Anatomy*. 1983;166(1):99-116.
55. Hinton RJ. Changes in articular eminence morphology with dental function. *American Journal of Physical Anthropology*. 1981;54(4):439-55.
56. McNamara Jr JA, Hinton RJ, Hoffman DL. Histologic analysis of temporomandibular joint adaptation to protrusive function in young adult rhesus monkeys (*Macaca mulatta*). *American journal of orthodontics*. 1982;82(4):288-98.

57. Milam SB. Pathogenesis of degenerative temporomandibular joint arthritides. *Odontology*. 2005;93(1):7-15.
58. McNeill C, Mohl ND, Rugh JD, Tanaka TT. Temporomandibular disorders: diagnosis, management, education, and research. *The Journal of the American Dental Association*. 1990;120(3):253-63.
59. Lobbezoo F, Drangsholt M, Peck C, Sato H, Kopp S, Svensson P. Topical review: new insights into the pathology and diagnosis of disorders of the temporomandibular joint. *Journal of orofacial pain*. 2004;18(3).
60. Brooks SL, Westesson P-L, Eriksson L, Hansson LG, Barsotti JB. Prevalence of osseous changes in the temporomandibular joint of asymptomatic persons without internal derangement. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*. 1992;73(1):118-22.
61. Koyama J, Nishiyama H, Hayashi T. Follow-up study of condylar bony changes using helical computed tomography in patients with temporomandibular disorder. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2007;36(8):472-7.
62. Zarb GA, Carlsson GE. Temporomandibular disorders: osteoarthritis. *Journal of orofacial pain*. 1999;13(4).
63. Yang X. *Magnetic Resonance Imaging of the lateral pterygoid muscle in temporomandibular disorders*: University of Oulu; 2002.
64. Brooks SL, Brand JW, Gibbs SJ, Hollender L, Lurie AG, Omnell K-Å, et al. Imaging of the temporomandibular joint: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1997;83(5):609-18.
65. Alder ME, Deahl ST, Matteson SR, Van Sickels JE, Tiner BD, Rugh JD. Short-term changes of condylar position after sagittal split osteotomy for mandibular advancement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1999;87(2):159-65.
66. Rotskoff KS, Herbosa EG, Villa P. Maintenance of condyle-proximal segment position in orthognathic surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1991;49(1):2-7.

67. Petrikowski C. Diagnostic Imaging of the Temporomandibular Joint. White SC, Pharoah MJ. Oral Radiology, Principles and Interpretation St Louis Missouri: Mosby. 2004:538-76.
68. Harorli A, Akgül M, Dağistan S. Diş hekimliği radyolojisi. Ed Eser Ofset Matbaacilik. 2006:48-64.
69. Omnell K-A, Petersson A. Radiography of the temporomandibular joint utilizing oblique lateral transcranial projections. Odont Revy. 1976;27(2):77-92.
70. Bean LR, Thomas CA. Significance of condylar positions in patients with temporomandibular disorders. The Journal of the American Dental Association. 1987;114(1):76-7.
71. De Leeuw R, Boering G, Stegenga B, Lambert G. Radiographic signs of temporomandibular joint osteoarthritis and internal derangement 30 years after nonsurgical treatment. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. 1995;79(3):382-92.
72. Larheim T, Johannessen S. Transpharyngeal radiography of mandibular condyle: comparison with other conventional methods. Acta Radiologica Diagnosis. 1985;26(2):167-71.
73. Lewis EL, Dolwick MF, Abramowicz S, Reeder SL. Contemporary imaging of the temporomandibular joint. Dental Clinics of North America. 2008;52(4):875-90.
74. Bósio JA, Burch JG, Tallents RH, Wade DB, Beck FM. Lateral cephalometric analysis of asymptomatic volunteers and symptomatic patients with and without bilateral temporomandibular joint disk displacement. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 1998;114(3):248-55.
75. Solow B, Siersb S. Cervical and craniocervical posture as predictors of craniofacial growth. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1992;101(5):449-58.
76. Ahn S-J, Kim T-W, Lee D-Y, Nahm D-S. Evaluation of internal derangement of the temporomandibular joint by panoramic radiographs compared with magnetic resonance imaging. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 2006;129(4):479-85.

77. Epstein JB, Caldwell J, Black G. The utility of panoramic imaging of the temporomandibular joint in patients with temporomandibular disorders. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2001;92(2):236-9.
78. Habets L, Bezuur J, Lopez VJ, Hansson T. The OPG: an aid in TMJ diagnostics. III. A comparison between lateral tomography and dental rotational panoramic radiography (Orthopantomography®). *Journal of oral rehabilitation*. 1989;16(4):401-6.
79. Baba IA, Najmuddin M, Shah AF, Yousuf A. TMJ imaging: a review. *International Journal of Contemporary Medical Research*. 2016;3(8):2253-6.
80. Dixon DC. Diagnostic imaging of the temporomandibular joint. *Dental Clinics of North America*. 1991;35(1):53-74.
81. Ahuja A, Yuen H, Wong K, Yue V, Van Hasselt A. Computed tomography imaging of the temporal bone—normal anatomy. *Clinical radiology*. 2003; 58(9):681-6.
82. Larheim T, Kolbenstvedt A. Osseous temporomandibular joint abnormalities in rheumatic disease: computed tomography versus hypocycloidal tomography. *Acta Radiologica*. 1990;31(4):383-7.
83. Helms CA, Kaplan P. Diagnostic imaging of the temporomandibular joint: recommendations for use of the various techniques. *AJR American journal of roentgenology*. 1990;154(2):319-22.
84. Kaplan PA, Helms CA. Current status of temporomandibular joint imaging for the diagnosis of internal derangements. *American Journal of Roentgenology*. 1989;152(4):697-705.
85. Tvrdy P. Methods of imaging in the diagnosis of temporomandibular joint disorders. *Biomedical Papers of the Medical Faculty of Palacky University in Olomouc*. 2007;151(1).
86. Krishnamoorthy B, Mamatha N, Kumar VA. TMJ imaging by CBCT: Current scenario. *Annals of Maxillofacial Surgery*. 2013;3(1):80.

87. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European radiology*. 1998;8(9):1558-64.
88. Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis H. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2004;33(3):196-201.
89. Petersson A. What you can and cannot see in TMJ imaging—an overview related to the RDC/TMD diagnostic system. *Journal of oral rehabilitation*. 2010;37(10):771-8.
90. Dahlström L, Lindvall A. Assessment of temporomandibular joint disease by panoramic radiography: reliability and validity in relation to tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1996;25(4):197-201.
91. Hussain A, Packota G, Major P, Flores-Mir C. Role of different imaging modalities in assessment of temporomandibular joint erosions and osteophytes: a systematic review. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2008;37(2):63-71.
92. Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2005;128(6):803-11.
93. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clinical oral investigations*. 2006;10(1):1-7.
94. Rouas P, Bandon D, Nancy J, Delbos Y, Hauret L, Bar D. Digital volume tomography using the NewTom system: advantages of this new technique in children. *Archives de pediatrie: organe officiel de la Societe francaise de pediatrie*. 2006;13(8):1169-77.
95. Hintze H, Wiese M, Wenzel A. Cone beam CT and conventional tomography for the detection of morphological temporomandibular joint changes. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2007;36(4):192-7.

96. Garib D, Raymundo Jr R, Raymundo M, Raymundo D, Ferreira S. Cone beam computed tomography (CBCT): understanding this new imaging diagnostic method with promising application in orthodontics. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial, Maringá.* 2007;12(2):139-56.
97. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal-Canadian Dental Association.* 2006;72(1):75.
98. Honda K, Larheim T, Maruhashi K, Matsumoto K, Iwai K. Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2006;35(3):152-7.
99. Ludlow JB, Davies-Ludlow L, Brooks S, Howerton W. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofacial radiology.* 2006;35(4):219-26.
100. Tasaki MM, Westesson P-L, Kurita K, Mohl N. Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint: value of axial images. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology.* 1993;75(4):528-31.
101. Larheim TA. Role of magnetic resonance imaging in the clinical diagnosis of the temporomandibular joint. *Cells Tissues Organs.* 2005;180(1):6-21.
102. Gökalp H. Magnetic resonance imaging assessment of positional relationship between the disk and condyle in asymptomatic young adult mandibular prognathism. *The Angle Orthodontist.* 2003;73(5):550-5.
103. Braun S, Hicken JS. Ultrasound imaging of condylar motion: a preliminary report. *The Angle Orthodontist.* 2000;70(5):383-6.
104. Rammohan C. Ultrasound technology. Rammohan C Ultrasound unlimited The A to Z ultrasound (1st edn) Hyderabad, India: Paras Medical Publisher. 2005:2-8.
105. Palmer PE. *Manual of diagnostic ultrasound: World Health Organization;* 1995.
106. Patel NJ, Hashemi S, Joshi AS. Sonopalpation: a novel application of ultrasound for detection of submandibular calculi. *Otolaryngology--Head and Neck Surgery.* 2014;151(5):770-5.

107. Welkoborsky HJ, Jecker P. Ultrasonography of the Head and Neck: An Imaging Atlas: Springer; 2019.
108. Orloff LA. Head and neck ultrasonography: essential and extended applications: Plural Publishing; 2017.
109. Orhan K. 1. Temporomandibuler eklem anatomisi.
110. Jain A, Swaminathan M. Physics of ultrasound. Anaesthesia, Pain & Intensive Care. 2019;533-9.
111. Bayrakdar İŞ. Çenelerde görülen intraosseöz lezyonların dental volumetrik tomografi, ultrasonografi ve histopatolojik bulgularının değerlendirilmesi. 2015.
112. Kiliç A. Servikal lenf nodlarının benign-malign ayrımında shear wave elastografi ve histopatolojik bulguların karşılaştırılması. 2018.
113. Hegedüs L. Thyroid ultrasound. Endocrinology and metabolism clinics of North America. 2001;30(2):339-60.
114. Senchenkov A, Staren ED. Ultrasound in head and neck surgery: thyroid, parathyroid, and cervical lymph nodes. Surgical Clinics. 2004;84(4):973-1000.
115. Szabo TL. Diagnostic ultrasound imaging: inside out: Academic press; 2004.
116. Yu YM, Chen M, Xiong Y, Chau MMC, Li RSH, Lau TK. Comparison of conventional and PureWave Crystal transducer in obstetric sonography. The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine. 2009;22(7):616-21.
117. Feldman MK, Katyal S, Blackwood MS. US artifacts. Radiographics. 2009; 29(4):1179-89.
118. Baum G, Greenwood I, Slawski S, Smirnow R. Observation of internal structures of teeth by ultrasonography. Science. 1963;139(3554):495-6.
119. Hayashi T. Application of ultrasonography in dentistry. Japanese Dental Science Review. 2012;48(1):5-13.
120. Culjat M, Singh R, Brown E, Neurgaonkar R, Yoon D, White S. Ultrasound crack detection in a simulated human tooth. Dentomaxillofacial Radiology. 2005;34(2): 80-5.

121. Blessmann M, Pohlenz P, Blake F, Lenard M, Schmelzle R, Heiland M. Validation of a new training tool for ultrasound as a diagnostic modality in suspected midfacial fractures. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2007;36(6):501-6.
122. Park C-H, Joung H-H, Lee J-H, Hong SM. Usefulness of ultrasonography in the treatment of nasal bone fractures. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*. 2009;67(6):1323-6.
123. Nezafati S, Javadrashid R, Rad S, Akrami S. Comparison of ultrasonography with submentovertex films and computed tomography scan in the diagnosis of zygomatic arch fractures. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2010;39(1):11-6.
124. Dib LL, Curi MM, Chammas MC, Pinto DS, Torloni H. Ultrasonography evaluation of bone lesions of the jaw. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1996;82(3):351-7.
125. Bayrakdar IS, Yilmaz AB, Caglayan F, Ertas U, Gundogdu C, Gumussoy I. Cone beam computed tomography and ultrasonography imaging of benign intraosseous jaw lesion: a prospective radiopathological study. *Clinical oral investigations*. 2018;22(3):1531-9.
126. Kodama M, Khanal A, Habu M, Iwanaga K, Yoshioka I, Tanaka T, et al. Ultrasonography for intraoperative determination of tumor thickness and resection margin in tongue carcinomas. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2010;68(8):1746-52.
127. Jacobson JA. Musculoskeletal ultrasound: focused impact on MRI. *American Journal of Roentgenology*. 2009;193(3):619-27.
128. Taljanovic MS, Gimber LH, Becker GW, Latt LD, Klauser AS, Melville DM, et al. Shear-wave elastography: basic physics and musculoskeletal applications. *Radiographics*. 2017;37(3):855-70.
129. Drakonaki E, Allen G, Wilson D. Ultrasound elastography for musculoskeletal applications. *The British journal of radiology*. 2012;85(1019):1435-45.
130. Domenichini R, Pialat J-B, Podda A, Aubry S. Ultrasound elastography in tendon pathology: state of the art. *Skeletal radiology*. 2017;46(12):1643-55.
131. Garra BS. Elastography: current status, future prospects, and making it work for you. *Ultrasound quarterly*. 2011;27(3):177-86.

132. Gennisson J-L, Deffieux T, Fink M, Tanter M. Ultrasound elastography: principles and techniques. *Diagnostic and interventional imaging*. 2013;94(5):487-95.
133. Garra BS. Imaging and estimation of tissue elasticity by ultrasound. *Ultrasound quarterly*. 2007;23(4):255-68.
134. Park G-Y, Kwon DR. Application of real-time sonoelastography in musculoskeletal diseases related to physical medicine and rehabilitation. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2011;90(11):875-86.
135. Drakonaki E, Allen G, Wilson D. Real-time ultrasound elastography of the normal Achilles tendon: reproducibility and pattern description. *Clinical radiology*. 2009;64(12):1196-202.
136. De Zordo T, Chhem R, Smekal V, Feuchtner G, Reindl M, Fink C, et al. Real-time sonoelastography: findings in patients with symptomatic achilles tendons and comparison to healthy volunteers. *Ultraschall in der Medizin-European Journal of Ultrasound*. 2010;31(04):394-400.
137. Dighe M, Bae U, Richardson ML, Dubinsky TJ, Minoshima S, Kim Y. Differential diagnosis of thyroid nodules with US elastography using carotid artery pulsation. *Radiology*. 2008;248(2):662-9.
138. Ophir J, Cespedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic imaging*. 1991;13(2):111-34.
139. Klauser AS, Miyamoto H, Bellmann-Weiler R, Feuchtner GM, Wick MC, Jaschke WR. Sonoelastography: musculoskeletal applications. *Radiology*. 2014;272(3):622-33.
140. Itoh A, Ueno E, Tohno E, Kamma H, Takahashi H, Shiina T, et al. Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis. *Radiology*. 2006;239(2):341-50.
141. Pallwein L, Mitterberger M, Struve P, Pinggera G, Horninger W, Bartsch G, et al. Real-time elastography for detecting prostate cancer: preliminary experience. *BJU international*. 2007;100(1):42-6.

142. Thomas A, Kümmel S, Gemeinhardt O, Fischer T. Real-time sonoelastography of the cervix: tissue elasticity of the normal and abnormal cervix. *Academic radiology*. 2007;14(2):193-200.
143. Săftoiu A, Vilmann P, Hassan H, Gorunescu F. Analysis of endoscopic ultrasound elastography used for characterisation and differentiation of benign and malignant lymph nodes. *Ultraschall in der Medizin-European Journal of Ultrasound*. 2006;27(06):535-42.
144. Li Y, Snedeker JG. Elastography: modality-specific approaches, clinical applications, and research horizons. *Skeletal radiology*. 2011;40(4):389-97.
145. Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*. 2004;51(4):396-409.
146. Lyschik A, Higashi T, Asato R, Tanaka S, Ito J, Mai JJ, et al. Thyroid gland tumor diagnosis at US elastography. *Radiology*. 2005;237(1):202-11.
147. Farman AG, Ludlow JB, Davies KL, Tyndall DA. Temporomandibular joint imaging: a comparative study of diagnostic accuracy for the detection of bone change with biplanar multidirectional tomography and panoramic images. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1995;80(6):735-43.
148. Olsen-Bergem H, Bjørnland T, Reseland JE. Temporomandibular Joint Pain is Negatively Correlated to TNF Alpha and Osteoprotegrin Content in Synovial Fluid in Patients with Juvenile Idiopathic Arthritis. *Endocrinology and Metabolic Syndrome*. 2014;3(4).
149. Olsen-Bergem H, Kristoffersen A, Bjørnland T, Reseland J, Aas J. Juvenile idiopathic arthritis and rheumatoid arthritis: bacterial diversity in temporomandibular joint synovial fluid in comparison with immunological and clinical findings. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2016;45(3):318-22.
150. Olsen-Bergem H, Kristoffersen AK, Bjørnland T, Aas JA. Is it possible to contaminate the temporomandibular joint by arthrocentesis? *Oral Surgery*. 2018;11(3):183-8.

151. Wang X, Zhang J, Gan Y, Zhou Y. Current understanding of pathogenesis and treatment of TMJ osteoarthritis. *Journal of dental research*. 2015;94(5):666-73.
152. Nitzan DW. The process of lubrication impairment and its involvement in temporomandibular joint disc displacement: a theoretical concept. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2001;59(1):36-45.
153. Betti BF, Everts V, Ket JC, Tabeian H, Bakker AD, Langenbach GE, et al. Effect of mechanical loading on the metabolic activity of cells in the temporomandibular joint: a systematic review. *Clinical oral investigations*. 2018;22(1):57-67.
154. Laskin DM, Greene CS, Hylander WL. *Temporomandibular disorders: an evidence-based approach to diagnosis and treatment*: Quintessence Publishing Company; 2006.
155. LeResche L. Epidemiology of temporomandibular disorders: implications for the investigation of etiologic factors. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1997;8(3):291-305.
156. Alexiou K, Stamatakis H, Tsiklakis K. Evaluation of the severity of temporomandibular joint osteoarthritic changes related to age using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2009;38(3):141-7.
157. Yasuoka T, Nakashima M, Okuda T, Tatematsu N. Effect of estrogen replacement on temporomandibular joint remodeling in ovariectomized rats. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2000;58(2):189-96.
158. Crusoé-Rebello IMR, Campos PSF, Rubira IRF, Panella J, Mendes CMC. Evaluation of the relation between the horizontal condylar angle and the internal derangement of the TMJ-a magnetic resonance imaging study. *Pesquisa Odontológica Brasileira*. 2003;17:176-82.
159. dos Anjos Pontual M, Freire J, Barbosa J, Frazão M, dos Anjos Pontual A, Fonseca da Silveira M. Evaluation of bone changes in the temporomandibular joint using cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2012;41(1):24-9.
160. Wiese M, Svensson P, Bakke M, List T, Hintze H, Petersson A, et al. Association between temporomandibular joint symptoms, signs, and clinical diagnosis using the RDC/TMD and radiographic findings in temporomandibular joint tomograms. *Journal of orofacial pain*. 2008;22(3).

161. Hansson T, Petersson A. A comparison between clinical and radiologic findings in 259 temporomandibular joint patients. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(1):89-94.
162. Clark G. Treatment of myogenous pain and dysfunction. *Temporomandibular disorders: an evidence-based approach to diagnosis and treatment* Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Co. 2006:483-500.
163. Raadsheer M, Van Eijden T, Van Spronsen P, Van Ginkel F, Kiliaridis S, Prah Andersen B. A comparison of human masseter muscle thickness measured by ultrasonography and magnetic resonance imaging. *Archives of oral biology*. 1994;39(12):1079-84.
164. Shah N, Bansal N, Logani A. Recent advances in imaging technologies in dentistry. *World journal of radiology*. 2014;6(10):794.
165. Oeppen RS, Gibson D, Brennan PA. An update on the use of ultrasound imaging in oral and maxillofacial surgery. *British journal of oral and maxillofacial surgery*. 2010;48(6):412-8.
166. Joshi PS, Pol J, Sudesh AS. Ultrasonography—a diagnostic modality for oral and maxillofacial diseases. *Contemporary clinical dentistry*. 2014;5(3):345.
167. Charalampidou M, Kjellberg H, Georgiakaki I, Kiliaridis S. Masseter muscle thickness and mechanical advantage in relation to vertical craniofacial morphology in children. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2008;66(1):23-30.
168. Ruf S, Pancherz H, Kirschbaum M. Facial morphology and the size and activity of the masseter muscle. *Fortschritte der Kieferorthopädie*. 1994;55(5):219-27.
169. Kiliaridis S, Kälebo P. Masseter muscle thickness measured by ultrasonography and its relation to facial morphology. *Journal of dental research*. 1991;70(9):1262-5.
170. Şatiroğlu F, Arun T, Işık F. Comparative data on facial morphology and muscle thickness using ultrasonography. *The European Journal of Orthodontics*. 2005;27(6):562-7.
171. Najm AA. Sonographic evaluation of masseter muscle thickness in bruxist and non-bruxist subjects. *Journal of Baghdad College of Dentistry*. 2014;325(2215):1-8.

172. Arijji Y, Sakuma S, Izumi M, Sasaki J, Kurita K, Ogi N, et al. Ultrasonographic features of the masseter muscle in female patients with temporomandibular disorder associated with myofascial pain. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004;98(3):337-41.
173. BAŞ AKKOR B, YILMAZ N, GÖNÜLOL E, GÖKÇE E. Temporomandibular eklemin internal düzensizliklerinde ultrasonografik masseter kas kalınlıkları değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Üniv Diş Hekimliği Derg*. 2008;9(3):89-93.
174. Bertram S, Brandlmaier I, Rudisch A, Bodner G, Emshoff R. Cross-sectional characteristics of the masseter muscle: an ultrasonographic study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2003;32(1):64-8.
175. Murayama M, Watanabe K, Kato R, Uchiyama T, Yoneda T. Association of muscle hardness with muscle tension dynamics: a physiological property. *European journal of applied physiology*. 2012;112(1):105-12.
176. Horikawa M, Ebihara S, Sakai F, Akiyama M. Non-invasive measurement method for hardness in muscular tissues. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1993;31(6):623-7.
177. Alamäki A, Häkkinen A, Mälkiä E, Ylinen J. Muscle tone in different joint positions and at submaximal isometric torque levels. *Physiological measurement*. 2007;28(8):793.
178. Leonard CT, Brown JS, Price TR, Queen SA, Mikhailenok EL. Comparison of surface electromyography and myotonometric measurements during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2004;14(6):709-14.
179. Murayama M, Yoneda T, Kawai S. Muscle tension dynamics of isolated frog muscle with application of perpendicular distortion. *European journal of applied physiology*. 2005;93(4):489-95.
180. Maher C, Adams R. Reliability of pain and stiffness assessments in clinical manual lumbar spine examination. *Physical Therapy*. 1994;74(9):801-9.
181. Maher C, Adams R. A psychophysical evaluation of manual stiffness discrimination. *Australian Journal of Physiotherapy*. 1995;41(3):161-7.

182. Fischer A. Tissue compliance meter for objective, quantitative documentation of soft tissue consistency and pathology. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1987;68(2):122-5.
183. Ariji Y, Nakayama M, Nishiyama W, Nozawa M, Ariji E. Shear-wave sonoelastography for assessing masseter muscle hardness in comparison with strain sonoelastography: study with phantoms and healthy volunteers. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2016;45(2):20150251.
184. Chino K, Akagi R, Dohi M, Takahashi H. Measurement of muscle architecture concurrently with muscle hardness using ultrasound strain elastography. *Acta Radiologica*. 2014;55(7):833-9.
185. Nakayama M, Ariji Y, Nishiyama W, Ariji E. Evaluation of the masseter muscle elasticity with the use of acoustic coupling agents as references in strain sonoelastography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2015;44(3):20140258.
186. Niitsu M, Michizaki A, Endo A, Takei H, Yanagisawa O. Muscle hardness measurement by using ultrasound elastography: a feasibility study. *Acta radiologica*. 2011;52(1):99-105.
187. Arda K, Ciledag N, Aktas E, Aribas BK, Köse K. Quantitative assessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography. *American Journal of Roentgenology*. 2011;197(3):532-6.
188. Chino K, Akagi R, Dohi M, Fukashiro S, Takahashi H. Reliability and validity of quantifying absolute muscle hardness using ultrasound elastography. 2012.
189. Ariji Y, Gotoh A, Hiraiwa Y, Kise Y, Nakayama M, Nishiyama W, et al. Sonographic elastography for evaluation of masseter muscle hardness. *Oral Radiology*. 2013;29(1):64-9.
190. Kashima K, Igawa K, Maeda S, Sakoda S. Analysis of muscle hardness in patients with masticatory myofascial pain. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2006;64(2):175-9.
191. Takashima M, Arai Y, Kawamura A, Hayashi T, Takagi R. Quantitative evaluation of masseter muscle stiffness in patients with temporomandibular disorders using shear wave elastography. *Journal of prosthodontic research*. 2017;61(4):432-8.

192. Jiao Y, Dong F, Wang H, Zhang L, Xu J, Zheng J, et al. Shear wave elastography imaging for detecting malignant lesions of the liver: a systematic review and pooled meta-analysis. *Medical ultrasonography*. 2017;19(1):16-22.
193. McQueen A, Bhatia K. Head and neck ultrasound: technical advances, novel applications and the role of elastography. *Clinical radiology*. 2018;73(1):81-93.
194. Lyshchik A, Higashi T, Asato R, Tanaka S, Ito J, Hiraoka M, et al. Cervical lymph node metastases: diagnosis at sonoelastography—initial experience. *Radiology*. 2007;243(1):258-67.
195. Yanagisawa O, Niitsu M, Kurihara T, Fukubayashi T. Evaluation of human muscle hardness after dynamic exercise with ultrasound real-time tissue elastography: a feasibility study. *Clinical radiology*. 2011;66(9):815-9.
196. Murayama M, Nosaka K, Yoneda T, Minamitani K. Changes in hardness of the human elbow flexor muscles after eccentric exercise. *European journal of applied physiology*. 2000;82(5):361-7.
197. Hiraiwa Y, Ariji Y, Kise Y, Sakuma S, Kurita K, Ariji E. Efficacy of massage treatment technique in masseter muscle hardness: robotic experimental approach. *CRANIO®*. 2013;31(4):291-9.
198. Gotoh A, Ariji Y, Hasegawa T, Nakayama M, Kise Y, Matsuoka M, et al. Sonographic elastography for assessing changes in masseter muscle elasticity after low-level static contraction. *Oral Radiology*. 2013;29(2):140-5.
199. Ryu HS, Joo YH, Kim SO, Park KC, Youn SW. Influence of age and regional differences on skin elasticity as measured by the Cutometer®. *Skin Research and Technology*. 2008;14(3):354-8.
200. Hashmi F, Malone-Lee J. Measurement of skin elasticity on the foot. *Skin Research and Technology*. 2007;13(3):252-8.
201. Har-Shai Y, Sela E, Rubinstien I, Lindenbaum ES, Mitz V, Hirshowitz B. Computerized morphometric quantitation of elastin and collagen in SMAS and facial skin and the possible role of fat cells in SMAS viscoelastic properties. *Plastic and reconstructive surgery*. 1998;102(7):2466-70.

202. Tsukahara K, Takema Y, Moriwaki S, Fujimura T, Imokawa G. Dermal fluid translocation is an important determinant of the diurnal variation in human skin thickness. *British Journal of Dermatology*. 2001;145(4):590-6.
203. Arda K, Ciledag N, Aribas BK, Aktas E, Köse K. Quantitative assessment of the elasticity values of liver with shear wave ultrasonographic elastography. *The Indian journal of medical research*. 2013;137(5):911.
204. Herman J, Sedlackova Z, Vachutka J, Furst T, Salzman R, Vomacka J. Shear wave elastography parameters of normal soft tissues of the neck. *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub*. 2017;161(3):320-5.
205. Olchowy C, Olchowy A, Pawluś A, Więckiewicz M, Sconfienza LM. Stiffness of the Masseter Muscle in Children—Establishing the Reference Values in the Pediatric Population Using Shear-Wave Elastography. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2021;18(18):9619.

## **EKLER**

### **EK-1. Özgeçmiş**



## **EK-2. Etik Kurul Onay Formu**





### **EK-3. Bilgilendirilmiş Olur Formu**





