



Haziran 2023

Sağlık Bilimleri

Alanında Akademik Çalışmalar

Cilt 1

EDİTÖRLER

Prof. Dr. Engin ŞAHNA
Prof. Dr. Hasan AKGÜL
Prof. Dr. Zeliha SELAMOĞLU

gece
kitaplığı

İmtiyaz Sahibi / Publisher • Yaşar Hız
Genel Yayın Yönetmeni / Editor in Chief • Eda Altunel
Kapak & İç Tasarım / Cover & Interior Design • Gece Kitaplığı
Editörler / Editors • Prof. Dr. Engin ŞAHNA
Prof. Dr. Hasan AKGÜL
Prof. Dr. Zeliha SELAMOĞLU
Birinci Basım / First Edition • © Haziran 2023
ISBN • 978-625-430-843-7

© copyright

Bu kitabın yayın hakkı Gece Kitaplığı'na aittir.

Kaynak gösterilmeden alıntı yapılamaz, izin
almadan hiçbir yolla çoğaltılamaz.

The right to publish this book belongs to Gece Kitaplığı.

Citation can not be shown without the source, reproduced in any way
without permission.

Gece Kitaplığı / Gece Publishing

Türkiye Adres / Turkey Address: Kızılay Mah. Fevzi Çakmak 1. Sokak

Ümit Apt. No: 22/A Çankaya / Ankara / TR

Telefon / Phone: +90 312 384 80 40

web: www.gecekitapligi.com

e-mail: gecekitapligi@gmail.com



Baskı & Cilt / Printing & Volume

Sertifika / Certificate No: 47083

Sağlık Bilimleri Alanında Akademik alışmalar Cilt I

Haziran 2023

Editörler

Prof. Dr. Engin şAHNA

Prof. Dr. Hasan AKGÜL

Prof. Dr. Zeliha SELAMOĞLU

Gece Kitaplığı Yayınevi

ULUSLARARASI TANINMIŞ BİR YAYINEVİDİR

KİTAPLARIMIZIN YER ALDIĞI ÜNİVERSİTE KÜTÜPHANELERİNDEN BAZILARI



KURUMSAL

Buradasınız > Akademisyenlere Özel Kategori > Uluslararası Yayınevi Olduğumuza Dair Belge

Makale Yükle

Gece Akademi

Uluslararası Yayınevi
Olduğumuza Dair Belge

ÜAK Bilim Alanları Listesine
Göre Yayınlanmış Kitap Listesi

Uluslararası Kütüphanelerde
Bulunan Kitaplarımız

2018 Yılında Yayınlanacak
Kitap İçerikleri Hakkında Bilgi

Editörlük Başvurusu

Uluslararası Yayınevi Olduğumuza Dair Belge

İLGİLİ MAKAMA

Gece Kitaplığı Yayınevi, 2008 yılında kurulmuştur. Üniversiteler Arası Kurul Başkanlığı (ÜAK)'nın Nisan 2018 Dönemi Doçentlik Başvuru Şartlarında belirttiği tanıma göre Gece Kitaplığı Yayınevi, Tanınmış Uluslararası Yayınevi statüsünde bir yayınevdir. ÜAK söz konusu tanımı şu şekilde yapmıştır: "Tanınmış Uluslararası Yayınevi: En az beş yıl uluslararası düzeyde düzenli faaliyet yürüten, yayımladığı kitaplar dünyanın bilinen üniversitelerinin kataloglarında yer alan ve aynı alanda farklı yazarlara ait en az 20 kitap yayınlamış olan yayınevi"dir.

Yayınevimiz 10 yıllık bir yayınevi olup 2017 Aralık ayına kadar 1125 yerli ve 382 yabancı yazar tarafından yazılmış 1675 adet kitap yayınevimiz tarafından yayımlanmıştır. Yayınevimiz tarafından çıkarılan kitaplar Türkiye ve dünyanın bilinen üniversitelerinin kataloglarında yer almaktadır. Ek listede yayınevimizce çıkarılan ve yurtdışındaki bazı üniversitelerin kütüphanelerinin kataloglarında bulunan kitaplarımız sıralanmaktadır. 02.03.2018

Yaşar HIZ
Genel Yayın Koordinatörü

DİLEKÇE FORMUNU İNDİRMEK İÇİN TIKLAYINIZ.

İletişim Tel: 0312 384 80 40 web: www.gecekitapligi.com e-posta: gecekitapligi@gmail.com



KURUMSAL

Hakkımızda
Geçmişten Geleceğe
Misyonomuz
Ekibimiz
İletişim

ÜRÜN GRUPLARI

Başlangıç Paketi
Profesyonel Paket
Kurgu Editörlüğü
Metin İnceleme
Çeviri Paketi
Akademik Paket - (Bireysel) A

HİZMETLER

Editörlük Hizmetleri
Tasarım Hizmetleri
Kitap Formatları
Önerilerimiz
Basım Öncesi Süreç

E-Ticaret

Gizlilik Politikası
Teslimat ve lade
Mesafeli Satış Sözleşmesi

gece
kitaplığı



Copyright © Gece Kitaplığı 2024



Adres: Kızılay Mah. Fevzi Çakmak 1. Sokak Ümit Apt No: 22/A, Çankaya, Ankara

Telefon: +90 312 384 80 40

e-mail : gecekitapligi@gmail.com

Akademik : gecekitapligiakademi@gmail.com

Kurumsal Siparişleriniz için: siparisgece@gmail.com

Facebook : /gecekitapligi Instagram : /gecekitapligi Twitter: /gecekitap

Web Tasarım Teknobay

İÇİNDEKİLER

BÖLÜM 1

ORTODONTİDE MİNİ VİDA UYGULAMALARI

Demet SÜER TÜMEN 1

BÖLÜM 2

INTRAKORONAL BLEACHING

Tolga Han EDEBAL, Neziף ÇELİK, Ahmet AKAY 19

BÖLÜM 3

PREGOREKSİYA

Merve EKİCİ..... 37

BÖLÜM 4

TARİH BOYUNCA EMBRİYO ÇALIŞMALARINDAKİ GELİŞMELER VE YENİ YAKLAŞIMLAR

Sema AVCI 47

BÖLÜM 5

REJENERATİF ENDODONTİ

Celalettin TOPBAŞ 63

BÖLÜM 6

MAKSİLLOFASİYAL BÖLGEDE ULTRASONOGRAFİK GÖRÜNTÜLEMEDE GÜNCEL YAKLAŞIMLAR

İlknur ENİNANÇ 91

BÖLÜM 7

ORAL VE MAKSİLLOFASİYAL CERRAHİDE BOTULİNUM TOKSİNİNİN YERİ

Gizem ÇALIŞKAN Nesrin SARUHAN KÖSE 111

BÖLÜM 8

ENDODONTİK PERFORASYONLAR

Güliz Rana TELLİOĞLU AVCI 127

BÖLÜM 9

UBİKİTİN-PROTEAZOM SİSTEMİ VE NÖRODEJENERATİF HASTALIKLAR

Mustafa EDREMİTLİOĞLU, Serdar YALÇIN 141

BÖLÜM 10

DENTAL CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN TAM SERAMİKLER

Mustafa AYATA 167

BÖLÜM 11

İYİLEŞMEYEN APİKAL PERİODONTİTİSE SAHİP DİŞLERDE ENDODONTİK TEDAVİ TEKRARI VE ENDODONTİK CERRAHİ TEDAVİ SEÇENEKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Hüseyin Gürkan GÜNEÇ, Büşra PEHLİVAN, Kemal ÇAĞLAR 179

BÖLÜM 12

DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENK SİSTEMLERİ VE GÜNCEL RENK ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ

Handan YILDIRIM IŞIK..... 199

BÖLÜM 13

HAMİLELİKTE AKILCI ANTİBİYOTİK KULLANIMI

Nezif ÇELİK 213

BÖLÜM 14

İMLANT YÜKLEME PROTOKOLLERİ

Serap SASA 223

BÖLÜM 15

ŞAVAK SALAMURA BEYAZ PEYNİRLERDE POTASYUM SORBAT,
NİSİN VE LİZOZİMİN KULLANIMI

Selçuk ALAN, Gülsüm ÖKSÜZTEPE 239

BÖLÜM 16

TESTİS KANSERLERİ, TANI VE TEDAVİSİ

Resul ÇİÇEK 263

BÖLÜM 17

KADIN İNFERTİLİTESİNDE GELENEKSEL VE ALTERNATİF
TEDAVİ YÖNTEMLERİNİN KULLANILMASI

Ezgi TUNA, Şükran YEDİEL ARAS 277

BÖLÜM 18

İNTRAKRANYAL PATOLOJİLERDE SUSEPTİBİLİTE AĞIRLIKLIL
GÖRÜNTÜLEMENİN TANIYA KATKISI

Süheyl POÇAN 295

BÖLÜM 19

DİŞ HEKİMLİĞİNDE BEYAZLATMA UYGULAMALARINA GENEL
BİR BAKIŞ

Aliye Tuğçe GÜRCAN, Soner ŞİŞMANOĞLU 317

BÖLÜM 20

TİP 2 DİYABET VE FTO GEN VARYASYONLARI (RS9939609 VE
RS17817449) ARASINDAKİ İLİŞKİ

Suat ÇAKINA 339



BÖLÜM 6

MAKSİLLOFASİYAL BÖLGEDE ULTRASONOGRAFİK GÖRÜNTÜLEMEDE GÜNCEL YAKLAŞIMLAR

İlknur ENİNANÇ¹

¹ Dr. Öğretim Üyesi, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, Türkiye, i.eninanc2@gmail.com, 0000-0002-4583-6237

1. Ultrasonografinin Tarihçesi ve Genel Bilgiler

Ultrasonografi (USG), tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan, iyonlaştırıcı radyasyon içermeyen, non-invaziv, düşük maliyetli ve kolay uygulanabilir bir görüntüleme yöntemidir. Ultrasonun temel ilkeleri ve uygulamaları ilk olarak 1880'de Pierre ve Jacques Curie kardeşler tarafından keşfedilmiştir ve ultrason (US) görüntüleme tekniği 1937'de Dussik kardeşler tarafından tanımlanmıştır (Joshi, Pol, & Sudesh, 2014).

Tıbbi anlamda USG Avusturyalı nörolog Dr. Karl Theo Dussik tarafından, ilk defa hipersonografi cihazıyla beynin ventriküler sisteminin incelenmesinde kullanılmıştır (Edler & Lindström, 2004). Diş hekimliğinde ise 1963 yılında Baum ve ark. tarafından tanısal USG cihazıyla 15 MHz dalga boyu kullanılarak ilk kez dişlerin iç yapıları görüntülenmiştir (Baum ve ark., 1963).

Yumuşak doku ve parankimal organların incelenmesinde kullanılan USG yönteminde, yüksek frekanslı ses dalgaları kullanılmaktadır (Kossoff, 2000). Görüntü oluşumu için ses dalgaları dokuya gönderilmekte, sonrasında dokudan yansıyan ses dalgalarından alınan veriler işlenmektedir (Seçil, 2008).

Görüntü oluşumunda piezoelektrik etkisi olarak açıklanan olay gerçekleşir. Kuartz gibi bazı kristaller elektrik enerjisi verilmesiyle genişleyip daralarak, dokulara iletilen ses dalgalarını üreten bir dizi titreşimler oluşturur. Bu olayda; elektrik sese dönüştürülmekte, geri yansıyan ses (eko) ise yine aynı şekilde elektrik enerjisine çevrilmektedir (Kossoff, 2000). Bu şekilde enerji dönüştürücü maddelere transduser denir ve USG cihazlarında transduser (dönüştürücü) olarak seramik diskler kullanılmaktadır. Yüksek frekanstaki ses dalgaları transduserlerde üretilir ve vücuda gönderilerek, doku yüzeylerinden yansımalar saptanır (Namdar Pekiner, 2017). Transduseri taşıyan başlığa prob denir (Kossoff, 2000). Transduserden dönen ekolardan elde edilen veriler elektronik olarak gri tonlardan oluşan bir görüntüye çevrilir (Namdar Pekiner, 2017).

USG'de dalgaların büyük bir kısmı dokulardan açılı bir şekilde yansır ve geri dönemezler ya da transduserden geri dönmeksizin dokular içinde yollarına devam ederler. Vücuda giren ses dalgalarının sadece %1'i geriye transduserden doğru yansıtılır ve görüntüleri oluşturan ses dalgaları da bunlardır (Aldrich, 2007). Ses dalgalarının iletilmesi ve geri yansımaları saniyede 7000'den fazla sayıda gerçekleşir. Bu veriler bilgisayara işlendiklerinde kesintisiz görünen gerçek zamanlı, dinamik iki boyutlu görüntüler oluşturulur (Sites ve ark., 2007).

Probtan transduserin frekansı incelenecek dokunun kalınlığına göre değişir. Dokuya gönderilen ses dalgaları izlediği yol boyunca bir takım fi-

ziksel etkileşimlere uğrayarak enerjisini kaybetmektedir (Namdar Pekiner, 2017). Frekans seviyesi çözünürlüğü doğru orantılı olarak etkiler (Namdar Pekiner, 2017). Yani yüksek frekanslı problemler ile daha iyi çözünürlüklü doku detayı elde edilmektedir. Ancak frekansın artmasıyla ses dalgasının doku etkileşimi de artar ve penetrasyon azalır. Bu yüzden derin dokular yüksek frekanslı problemlerle değerlendirilemez. Görüntülemeye istenilen doku derinliğine ulaşabilen en yüksek frekanslı probun seçilmesi önerilir (Seçil, 2008). Düşük frekanslı dalgalar yüksek frekanslı dalgalara göre daha derin dokulara ulaşmaya kadar atenuasyon olmazlar. Tüm bu sebeplerden baş ve boyun radyolojisi alanındaki diagnostik ultrason uygulamalarında yüzeysel olarak lokalize olmuş yapıların incelenmesinde 5-18 MHz frekans aralığındaki problemler (çoğunlukla 7,5 MHz frekanslar) tercih edilirken, abdomen ultrasonunda 3-5 MHz aralığındaki düşük frekanslar kullanılır (Aldrich, 2007). Diş hekimliğinde incelenecek yapılar nispeten yüzeysel olduğundan yüksek frekanslı ve yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilen lineer problemler ile kombine edilmiş modern USG cihazları kullanılır. Konveks problemler genellikle düşük frekansları nedeniyle derin penetrasyon gereken abdomen muayenelerinde ve jinekolojide kullanılmaktadır (Caglayan, İlbaş, & Aksakal, 2021).

Ultrasonografide vücuda ses dalgaları kesintili olarak paketler halinde gönderilmektedir. Ses dalgalarının sürekli gönderilmemesinin nedeni yüzeysel ve derinden yansıyan ekoların birbirine karışmasını önlemektir (Namdar Pekiner, 2017).

Sesin hızı ortamın yoğunluğu ve elastisitesine göre değişmekte olup, yumuşak dokularda ortalama 1540 m/sn, havada 348m/sn, kemik dokuda 4080m/sn olarak kabul edilmektedir (Namdar Pekiner, 2017). İnsan kulağı ideal şartlarda 20 Hz - 20.000 Hz (20 kHz) frekanslar arasındaki sesleri algılayabilmektedir ve bu işitme aralığındaki frekansın üstünde kalan tüm sesler ultrasonik olarak isimlendirilir. Diagnostik ultrasonda 2 MHz - 30 MHz arasındaki frekans aralığı kullanılmaktadır (Aldrich, 2007).

2. Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

Maksillofasiyal bölgede başlıca kullanım alanları; servikal lenfadenopatiler (Okasha ve ark., 2014), tükürük bezlerinin incelenmesi (Petrovan ve ark., 2015; Caliskan ve ark., 2018), çiğneme ve boyun kaslarının değerlendirilmesi (Yalcin & Aslan Ozturk, 2022), çeşitli yumuşak doku kitleleri (Pallagatti ve ark., 2012; Shimizu & Weerawanich, 2019) ve dil lezyonlarının incelenmesidir (Çelenk, Sapancı, & Çelenk, 2016). Literatürde USG'nin periapikal lezyonların (Raghav ve ark., 2010), periodontal dokuların (Mahmoud ve ark., 2010) ve kemik içi lezyonların değerlendirilmesinde, temporomandibular eklem (TME) bozukluklarında (Al-Delayme ve ark., 2017; Cha ve ark., 2019; Champs ve ark., 2019), maksillofasi-

yal fraktürlerde (Adeyemo & Akadiri, 2011) ve implant uygulamalarında (Culjat ve ark., 2008), dental dokuların çürük, çatlak ve fraktürlerinin değerlendirilmesinde (Korkut, 2016), ortodontik açıdan hızlı palatal ekspansiyonun değerlendirilmesinde (Gumussoy ve ark., 2014), kemik yaşı tayininde, sjögren sendromu ve benzeri patolojilere ait lezyonların saptanması gibi daha birçok alanda kullanımı rapor edilmiştir (Namdar Pekiner, 2017).

USG baş boyun bölgesinde ayrıca normal anatomik yapılar ile patolojik lezyonların ayrımı (Sümbüllü & Çağlayan, 2020), solid ve kistik yapıdaki kitleler ve bu lezyonların iç yapıları, sınırları ve büyüklükleri ile ilgili önemli veriler sağlamaktadır (Taş & Yılmaz, 2020). Malign hastalıkların belirlenmesi (Taş & Yılmaz, 2020) ve tedavi planlamasında yol gösterici olan USG'den aynı zamanda lezyon takibini gerektiren çeşitli olgularda da faydalanılmaktadır (Joshi ve ark., 2014; Taş & Yılmaz, 2020).

Diş hekimliğinde daha çok diagnostik amaçla kullanılan USG tekniklerinde (Namdar Pekiner, 2017), vakaya göre transoral veya transkutan yaklaşım tercih edilmektedir. İntraoral USG, tükürük bezleri ve kanallarının yanı sıra ağız tabanı, bukkal, labial ve palatal mukoza, dil, periodontal dokular ve periapikal lezyonların incelenmesinde kullanılmaktadır (Çağlayan & Bayrakdar, 2018).

Bu bölümde USG'nin maksillofasiyal bölgedeki genel kullanımı ve güncel yaklaşımlar hakkında bilgi verilecektir.

3. Ultrasonografi İnceleme Yöntemleri

Ultrasonografik inceleme bir lezyonun lokalizasyonu, boyutu, sınırları, çevre dokulara etkisi ve ekojenitesi hakkında bilgi verebilir (Gianfranco ve ark., 2014). Ultrasonografide maksillofasiyal bölgede, real time görüntüleme (genellikle B-mod USG), Doppler USG, ultrason elastografi (US elastografi) gibi inceleme teknikleri yer almaktadır (Namdar Pekiner, 2017).

3.1. Real Time Görüntüleme

Bu yöntemde hasta görüntüsünün sürekliliğinin sağlanması esastır. Vücuda saniyede 500-3000 arasında kısa US pulsleri gönderilir ve geri gelen yansımalar kaydedilir. USG'de konum ve amplitüd farklılıklarına bağlı olarak elde edilen ekolar A (amplitüd), T-M (motion) ve B (Brightness-Parlaklık) olmak üzere üç farklı modda görüntülenir (Marotti ve ark., 2013).

3.1.1. A-Mod (Amplitüd-Şiddet Modu)

Ultrasonun ilk bulunan, en basit modudur. A modu, yansıyan sesin amplitüdünü görüntüler, bu nedenle amplitüd mod da denilir. Farklı akustik özelliklere sahip dokuların sınırlarını ölçmek için kullanılır (Dharti ve

ark., 2014). Bu yöntemde tek bir transduser vücut üzerindeki bir çizgiyi tarar ve farklı doku yüzeylerinden yansıyan ekolar bir grafik haline dönüştürülür (Carovac, Smajlovic, & Junuzovic, 2011; Seçil, 2008). Grafikte amplitüdün yüksekliği incelenen yapının yoğunluğunu belirtirken, incelenen yapının derinliği amplitüdü arasındaki mesafe ile ifade edilir (Namdar Pekiner, 2017). Doku ara yüzündeki yansıma ne kadar büyükse, ekrandaki sinyal amplitüdü o kadar büyük olur. (Iro, Zenk, & Bozzato, 2013).

Spesifik bir tümöre veya taşa odaklanılan terapötik ultrason A-modundadır (Carovac ve ark., 2011). Yöntem rutin olarak sadece oftalmoloji ve doğru derinlik araştırıldığı zaman da B- Mod görüntülemeye ek olarak kullanılır (Namdar Pekiner, 2017).

3.1.2. T-M Mod (Motion- Hareket Modu)

Motion modu, hareketi kaydetmeye izin veren iki boyutlu bir görüntüdür (Chan & Perlas, 2011). Yapılan kaydetme işleminin bir time-motion çalışması olması nedeniyle T-M Mod olarak tanımlanmaktadır (Namdar Pekiner, 2017). Kalıcı bir kayıt yapılabilmesi için hareket bir süre kaydedilir ve bu modda hareket aralığı ölçülür (Carovac ve ark., 2011).

Hareket eden yapılardan gelen yansıyan sesler demetin merkez aksı boyunca ilerler. Herhangi bir anda noktalara dönüştürülür ve oklarla gösterildiği gibi öne ve arkaya hareket eder. Elde edilen sinyaller amplitüd – zaman eğrisi olarak hareketli görüntüye çevirilir. Eski bir yöntem olan T-M Mod, kalp gibi hareketli organların ekokardiyografide kardiyak fonksiyonlarını, kalp kapak ve duvar hareketlerini değerlendirmek için kullanılmaktadır (Namdar Pekiner, 2017; Carovac ve ark., 2011; Seçil, 2008)

3.1.3. B-Mod (Brightness – Parlaklık Modu) (Gri skala ultrasonografi)

Brightness-mode olarak da tanımlanan B-Mod USG, yumuşak dokuyu detaylı bir şekilde göstermektedir. B-mod USG, lezyon, kist ve tümör derinliğini tespit etmek ve şüpheli lezyonlarda iç yapı özelliklerini belirlemek amacıyla tanınal radyolojide en sık kullanılan yöntemdir (Seçil, 2008; Taş & Yılmaz, 2020)

B-mod USG’de şiddetler amplitüde göre derecelendirilmekte ve her bir dereceye bir parlaklık tonu atanmaktadır (Seçil, 2008). Lineer dizilim gösteren transduserlerin aynı anda vücuttaki bir düzlemi taramasıyla ekranda gri skalalı farklı parlaklık noktalarından oluşan iki boyutlu kesitsel görüntüler oluşur (Carovac ve ark., 2011).

US dalgası farklı akustik empedanstaki dokulardan geçerken, bazıları geri yansıtılır ve bazıları daha derine nüfuz eder. Pek çok eş düzlemli darbeden alınan yankı sinyalleri sonucu oluşan görüntüde kullanılan geniş gri

skala sayesinde, ekojenitedeki çok küçük farklılıklar bile görselleştirilebilir (Chan & Perlas, 2011).

Real-time görüntüleme, karşılaştırılan alana göre ses dalgalarını daha fazla yansıtan (ekoların çok olduğu) yüksek sinyal üreten bölgeler hiperekoik (parlak) olarak, ses dalgalarını daha az yansıtan (ekoların az olduğu) bölgeler hipoekoik olarak tanımlanır (Seçil, 2008). Ekoların hiç bulunmadığı sinyal oluşturmeyen bölgeler ise anekoik olarak ifade edilmektedir ve bu bölge ses dalgalarının hiç yansımaması nedeniyle siyah olarak görülür (Seçil, 2008). Çevre dokularla aynı ekojenitedeki lezyonlar izoekoik olarak tarif edilir (Kocasarac & Angelopoulos, 2018).

Kemik, kalsifikasyon gibi sesi yansıtan yapıların hemen arkasında oluşan siyah bant şeklindeki alan ise akustik gölge olarak tanımlanır. Akustik gölge oluşumunda ses demetleri bu kalsifiye alanlara çarptığında dalgaların çoğu proba geri dönmektedir ve görüntüde yoğun ekolar oluşmaktadır. Daha derin anatomiyi görmeye yeterli olmayan ses demeti bu yüzeylerin arkasındaki yapılara geçer. Bu yapıların arkasında ekoların olmaması nedeniyle oluşumlar görüntülenemez (Namdar Pekiner, 2017).

Kistik oluşumların distalinde oluşan ve kistlerin tanımlanmasında önemli olarak ifade edilen parlaklık akustik zenginleşme olarak tarif edilir. Ses demetleri sıvı dolu yapıları önemli bir absorpsiyon ve yansımaya maruz kalmadan geçebilmekte ve bu yapıların arka duvarları net olarak görülebilmektedir. Ses demeti yumuşak dokuyu geçerken yavaşlar, güçlü ses demeti ise sıvı dolu yapıların derinliğine kadar ulaşır ve kistin arkasındaki doku ile aynı derinlikteki dokuya göre daha ekojenik görülmesine neden olur. Sıvı dolu yapılar anekoid izlenir fakat kistin arkasındaki yumuşak doku çevre yumuşak dokuya kıyasla daha parlak görülür. Hava ise dokularla oluşturduğu yüzey nedeniyle ses iletiminde problem oluşturur. Bu nedenle hava temasını kesmek için proba yüzey arasına jel sürülür (Namdar Pekiner, 2017).

3.2. Doppler Görüntüleme

Doppler ultrasonografi, dokulardaki patolojik kanlanmalar, trombozlar gibi durumlarda kan akımını değerlendirmek, bir lezyonda vaskülarizasyonunun varlığı, niceliği, besleyici ve dirençli sağlayan damarlar hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır (Tucunduva ve ark, 2016). 1842’de Avustralyalı fizikçi Johan Christian Doppler tarafından geliştirilen bu teknik “Sabit frekanslı bir ses kaynağı yaklaştıkça daha yüksek, uzaklaştıkça daha az bir şekilde işitilir” fiziksel temeline dayanır (Tuncel, 2008; White, 1982). Klinik uygulamalarda frekanstaki bu kaymadan yararlanılmaktadır (McDicken & Anderson, 2002). Transduser yönünde hareket eden objeler sesi daha yüksek frekansta yansıtırken, transduserden uzak yöne hareket eden objeler sesi daha düşük frekansta yansıtılmaktadır. Dopp-

ler uygulaması sırasında en önemli hareketli ses yansıtıcısı eritrositlerdir ve bu uygulamada eritrositlerin hızı hesap edilebilmektedir. Bu yöntemde kandaki şekilli elemanlardan saçılan ses transdusere ulaşır. Transduserden gönderilen ses frekansı, kanın şekilli elemanlarından saçılan ses frekansına eşit değildir. Damardaki kanın akım hızı ve yönüne göre gönderilen sesin frekansı değişiklik göstermektedir (Namdar Pekiner, 2017). Doppler USG’de bu yansıyan ekolardaki frekans farklılıkları değerlendirilerek kan akımının şiddeti ve yönü ile ilgili bilgi edinilmeye çalışılır (Namdar Pekiner, 2017).

Genelde transduser yönünde akan kan kırmızı renkte, transduserden uzaklaşan kan ise mavi renkle kodlanır (Akgünlü & İçöz, 2016; Sofferan & Ahuja, 2012). İncelenen akım için renklerden biri seçilir diğer renkse karşı yönden gelen akımı tarifler. Darlıklardan sonra akımın girdap yapıp tersine döndüğü kısımlar karşıt renkle kodlanmaktadır. Belirgin darlık olan kısımlarda ise hız artar ve bu bölümde renk mozaığı gözlenir (Namdar Pekiner, 2017).

Doppler tekniğinin en yaygın kullanım şekli B-mod ultrasonografi görüntüleri ile birlikte kullanımıdır. Bu teknik renkli-akım Doppler görüntüleme olarak isimlendirilir ve doku morfolojisi gri skalada, bölgede akan kan ise, aynı zamanlı olarak renkli modda gösterilir. Bu görüntüleme yöntemiyle yumuşak doku morfolojisine ek olarak dokunun vaskülarizasyonu hakkında bilgi sağlanır (Akgünlü & İçöz, 2016).

Doppler USG teknikleri; Pulsed Doppler, Power Doppler ve Renkli Doppler olarak 3 şekilde uygulanmaktadır (Tuncel, 2008).

Pulsed Doppler USG; Doppler sinyalinin nereden geldiği hakkında bilgi vermektedir. Bu yöntemde ses dalgalarının dokuya gönderilmesi ve dokudan geri dönmesi arasındaki gecikme zamanı değerlendirilmektedir (Tuncel, 2008).

Power Doppler, USG’de kan akımının hızı ve yönünden bağımsızdır ancak görüntüdeki renklenme ve parlaklık kan hacmine bağlı olarak değişir (Tuncel, 2008). Power Doppler modunda, damarlardaki kan akışının varlığına ilişkin bilgiler toplanır ve akışın uzaysal dağılımı olarak tek bir renkte B modu görüntüsü üzerine bindirilir. Çok küçük damar yapılarının ve patolojik değişikliklerin dahi tam ve net olarak görülmesini sağlar. Ayrıca uygulayıcının damar tıkanıklıklarını ekarte etmesini ve kan taşıyan damarlar ile diğer sıvı özelliklerini ayırt edilmesine yardımcı olur. Orijinal power Doppler görüntüsü, akış yönü hakkında bilgi içermez ancak renkli Doppler yön bilgisi ile birleştirilebilir ve bu durumda yön kodlu power modu olarak anılır. Akışın nabızı gibi hemodinamik özelliklerin değerlendirilmesi sınırlıdır, çünkü çoğunlukla görüntü çerçeve hızı çok düşüktür (Iro ve ark., 2013).

Renkli Doppler USG’de damar içine akan kan, renkli modda görüntülenirken, eş zamanlı olarak doku morfolojisi gri skalada gösterilir (Tuncel, 2008). Renkli Doppler, ultrasonun geliş yönüne göre akış yönü (kırmızı veya mavi olarak kodlanmıştır), akış genliği (renk parlaklığı) ve akış dinamikleri hakkında bilgi verir. Örnek olarak, damarları ve damar tıkanıklıklarını tanımak ve lokalize etmek, akış modellerini ve akış dinamiklerini görüntüleyerek hemodinamik durumları değerlendirmek ve damar tıkanıklıklarını ekarte etmek için renkli Doppler kullanılır (Iro ve ark., 2013).

B modu görüntüsündeki anatomik bilgilere ek olarak, renk kodlu dubleks sonografi, renkli Doppler veya power Doppler kullanarak kan akışını görüntüleme imkanı sağlar (Iro ve ark., 2013).

Tümörlerin ve dokuların vaskülaritesinin değerlendirilmesinde Power Doppler ve Renkli Doppler non-invaziv ve çok hızlı bir yöntem olarak kullanılmaktadır. Ancak daha ince mikro akımların görüntülenebilmesi için intravenöz kontrast madde uygulanarak çok daha iyi bir çözünürlük elde edilebilir (Lim ve ark., 2018).

3.3. Ultrason Elastografi Görüntüleme

Ultrason elastografi dokuların elastikliğini ve doku sertliğini değerlendiren yardımcı bir ultrason teknolojisidir. 1991’de Ophir ve ark. (Ophir ve ark, 1991) tarafından tanımlanmış olup, dinamik bir tekniktir.

US elastografi verileri elle yapılan palpasyon verilerine benzemekle birlikte, elastografinin duyarlılığı daha yüksektir. Elastisite; dokunun, o bölgeye uygulanan bir kuvvet sonucu deforme olabilmesi, bu kuvvetin ortadan kalkmasıyla ise dokunun orijinal şekil ve boyutuna tekrar geri dönme kapasitesini ifade eder. Doku elastisitesi sesin yayılım hızını belirleyen en önemli faktör olup, elastisite arttıkça sesin dokudaki yayılım hızı azalmaktadır. Katı ve sıvılarda sıkıştırılabilirlik azaldığı için bu dokularda sesin yayılımı daha hızlıdır. Yağlı dokularda ise hız daha yavaştır (Namdar Pekiner, 2017). Dokunun deformasyonu, doku sertliği ile ters orantılı olup, genelde yağ dokusu daha kolay deforme olur. Fibröz doku ve kanser dokuları, uygulanan kuvvet sonrası kas ve yağ dokularına göre ilk hallerine daha geç dönmektedirler (Gültekin, 2014).

Temel olarak statik (strain elastografi) ve dinamik (Shear-wave elastografi) olarak iki tip elastografi vardır (Bamber ve ark., 2013; Onur & Göya, 2013).

Strain elastografide (SE) akustik kuvvet, ilgili lezyona transduser aracılığıyla hekim tarafından manuel olarak kompresyon ve dekompresyon şeklinde ultrason darbeleri ile uygulanır (Duymuş ve ark., 2016). SE’de dokuya uygulanan kompresyon hekime bağlı olup, hekim tarafından sabit bir basınç uygulanamaz.

Shear-wave elastografide (SWE) ise, transduser tarafından üretilen, sabit ve odaklı ultrason darbesiyle ilgili dokuya titreşim uygulanır. Dokuların içinde biriken bu enerji shear dalgalarının oluşmasını sağlamaktadır ve burada uygulanan kuvvet standardize edilebildiği için palpasyona göre daha objektif bilgi alınmaktadır (Arda ve ark., 2011). SE ile karşılaştırıldığında SWE’de elle yapılan basınç gereksinimi yoktur ve SWE daha nesnel sonuçlar verir (Taljanovic ve ark., 2017). SWE, doku elastisitesinin, uygulayıcı deneyiminden bağımsız ve kantitatif olarak ölçülebilmesini sağlayan tekrar edilebilmesi mümkün, dinamik bir yöntemdir. Bu nedenle dinamik elastografi olarak da adlandırılır. Özellikle kas değerlendirmelerinde kullanımı artmaktadır (Taljanovic ve ark., 2017). Ayrıca SWE ile tümör sertliklerinin skorlanmasıyla lezyonların benign veya malign olma durumu araştırılır. Bu sayede, öncesinde B-mod ultrasonla saptanmış olan bir lezyonun elastisitesini gösteren bilgi, siyah- beyaz veya renk kodlanarak B-mod gri skala görüntünün üzerine bindirilir (Balleyguier ve ark., 2013). Sıklıkla, sertlik skalasında dokudaki en sert komponenti kırmızı renk, en yumuşak komponenti ise mavi renk gösterir. Yeşil renk ise orta sertlikteki komponenti göstermede kullanılır (Okasha ve ark., 2014). Fakat ultrason cihazlarında sertlik için farklı renk kodlarının seçilebileceği bilinmelidir.

US elastografi ile elastisite değerleri belirlenen lezyonlar karşılaştırılarak dokular arasında kıyaslanmalar yapılır (Taş & Yılmaz, 2020). Ayrıca, US elastografi ile izlenen lezyon boyutunun gerçek lezyon boyutuna olan oranı belirlenebilmektedir. Elastografi görüntülerinde benign tümörlerdeki lezyon boyutu B-modda belirlenen lezyon boyutu ile aynı veya daha küçük izlenirken, malign tümörlerde lezyon daha büyük izlenmektedir (Garra ve ark., 1997; Gültekin, 2014). Sert dokularda strain elastografide kompresyon uygulaması sırasında dokuda daha az, yumuşak dokularda ise daha fazla deformasyon oluşur (Gültekin, 2014). Daha pahalı bir elastografi yöntemi olan “Shear wave” tekniğinde ise transduser ile dokuya güçlü (frekans 2,67 MHz) ve kısa süreli (0,03 - 0,4 ms), itici akustik kuvvet uygulanmakta olup, bu kuvvet, dokuda 1-10 µm boyutunda küçük yer değiştirmeler oluşturur. Shear dalgalarının dokuda ilerleme hızı yüksek hızlı ultrason örnekleme teknikleri ile ölçülebilir (Balleyguier ve ark., 2013; Gültekin, 2014).

Shear wave US tekniğinde dokuya uygulanan kuvvet değişmezken shear dalgalarının dokuda ilerleme hızı değişir. Bu hız dokunun sertliği ile doğru orantılıdır. Dışarıdan fazla bası uygulanması durumunda, elastisite değerlerinde yalancı bir yükseklik oluşabileceği bildirilmiştir (Balleyguier ve ark., 2013; Gültekin, 2014).

3.4. Diğer Ultrasonografi İnceleme Yöntemleri

Kontrastlı ultrasonografi (Kontrastlı USG), iyonize radyasyon içermemesi, non-invaziv ve kullanımının kolay olması gibi sebeplerle di-

ğer ileri görüntüleme tekniklerine (BT, MR ..gibi) alternatif bir yöntemdir. Bu yöntemde akustik sinyal artırıcı olarak kullanılan kontrast ajanı intravenöz olarak verilerek kitlesel ve vasküler lezyonların görünür hale gelmesi ve kanlanma özellikleriyle diğer lezyonlardan ayırt edilmesi sağlanır (Sezgin & Üçbilek, 2017). Kontrast maddeler genelde albümin ya da fosfolipit bir kabukla kaplanmış ve gaz doldurulmuş mikro kabarcıklarından oluşmaktadır. Bu kabarcıklar rezonans saçılmasını ve geri saçılma sinyalini 30 Db'ye yükselterek karakteristik harmonikler içeren ekolar üretilmesini sağlar (Dietrich ve ark., 2018). Kontrast maddeleri oldukça güvenilir olup, yan etki olasılığı düşüktür. Kardiyak, hepato veya nefrotoksik etkileri bulunmadığından, kontrastlı ultrasonografi işlemi öncesi laboratuvar testlerine gerek duyulmaz (Appis, Tracy, & Feinstein, 2015; Piscaglia & Bolondi, 2006).

Geliştirilmiş görüntü çözünürlüğü, mikro baloncuklarla kontrastı artırılmış US kullanılarak elde edilmiştir. Ayrıca US'nin tümör tespitindeki duyarlılığını artırmıştır ve şu anda bilgisayarlı tomografi (BT) /manyetik rezonans (MR) görüntüleme tarafından gerçekleştirilen işlevlerin çoğu US'ye de tahsis edilebilmektedir (Claudon ve ark, 2002; Shung, 2011).

Malign lezyonlarda erken dönemde kontrast tutulumu fazla iken ve bu lezyonlar geç dönemde kontrast tutmazlar. Benign lezyonlar ise geç dönemde kontrast tutmaya devam etmektedirler (Chung & Kim, 2015). Ekstravasküler olarak da kontrastlı USG, gastrointestinal sistem, safra yolu, periton boşluğu, plevral boşluk, idrar yolu gibi fizyolojik boşlukları ile apse ve kistler gibi patolojik boşlukları görüntülemeye kullanılabilir (Chiorean ve ark., 2015; Ignee ve ark, 2013). Son dönemde kontrastlı ultrasonografi özellikle tükürük bezlerinin solid tümör dokusunda mikrovasküler perfüzyonun kantitatif analizinde kullanılmaya başlamıştır (David ve ark., 2016). Yapılan çalışmalarda pleomorfik adenomların renkli Doppler USG'de hafif bir vaskülarizasyon, kontrastlı USG'de ise zayıf perfüzyon gösterdiği izlenmiştir. Warthin tümörlerinde renkli Doppler US'da güçlü bir internal vaskülarizayona ek olarak kontrastlı USG'de de kontrast artışı gözlenmiş, malign lezyonlarda ise renkli Doppler USG'de karmaşık vaskülarizasyonların kontrastlı USG'de kontrast artımı ile birlikte görüldüğü rapor edilmiştir (David ve ark., 2016).

Mikrovasküler Görüntüleme, 'Superb Microvascular Imaging' olarak adlandırılan gelişmiş bir Doppler tekniğidir. Bu teknikle kontrast madde kullanılmayıp en ince akımlar bile USG ile değerlendirilebilmekte, mikrovaskülarite daha iyi bir şekilde görüntülenebilmektedir (Lim ve ark., 2018). Bu teknikle doku hareketi konvansiyel yöntemlerden daha iyi baskılanarak gerçek akım farklı bir algoritma ve filtreler ile daha iyi şekilde incelenebilir, yavaş akımlar bile çok büyük bir hassasiyet ve uzaysal çözünürlükle görüntülenebilmektedir (Lim ve ark., 2018; Yokota ve ark,

2018; Yu ve ark., 2018). Parotis bezi üzerinde yapılan bir çalışmada konvansiyonel Doppler teknikleri ile mikrovasküler görüntüleme yöntemleri karşılaştırılmış, mikrovasküler görüntülemenin ince kan akımlarını göstermede diğer tekniklerden çok daha başarılı olduğu bildirilmiştir (Caliskan ve ark., 2018).

El ultrasonografları, USG’de teknik gelişmeler arasında yerini almıştır ve bunlarla tüm USG teknikleri uygulanabilmektedir. Cihazların küçültülmesi ile problemler de daha küçük boyuta gelmiştir ve bu sayede her koşulda görüntüleme yapılabilmektedir (Sezgin & Üçbilek, 2017). Mevcut problemlerde piezoelektrik materyal kullanılırken, yeni dönemde piezoelektrik materyaline göre daha ucuz ve daha geniş frekans aralığına sahip olan silikon bazlı materyal kullanan ‘Micromachined Ultrasound Transducer’ teknolojisi geliştirilmiştir ve bu konudaki çalışmalar devam etmektedir (Sezgin & Üçbilek, 2017). Son dönemde görüntü işleme hızı artan, çözünürlüğü yüksek cihazlar üretilmektedir ve böylece bulanık görüntü oranının azalması amaçlanmaktadır. Bu durum uygulayıcıların da rahat ve etkili bir şekilde çalışmalarını arttıracaktır (Sezgin & Üçbilek, 2017).

USG’nin maksillofasiyal bölgede kullanımının artmasıyla birlikte girişimsel USG işlemleri de gündeme gelmiştir. USG’den ince iğne aspirasyon biyopsisinde (1), TME ve artrosentez enjeksiyonlarında, kas içi enjeksiyonlarda ve anestezi gibi girişimsel USG uygulamalarında rehber olarak faydalanılmaktadır (Al-Delayme ve ark., 2017; Cha ve ark., 2019; Champs ve ark., 2019; Kampitak, Tansatit, & Shibata, 2018; Resnick ve ark., 2017; Souren ve ark., 2016).

Literatürde çiğneme kaslarının iç yapılarının ve kas içindeki spazm alanlarının USG ile net bir şekilde değerlendirilebileceği bildirilmiştir (Azlag Pekince, Caglayan, & Pekince, 2020). Böylece kas içerisindeki spazm alanlarına yapılacak lokal anestezi enjeksiyon uygulamalarındaki başarının artması amaçlanmaktadır. Ayrıca USG ile infraorbital ve mental foramen gibi anatomik oluşumların şekil ve lokalizasyonlarının da net bir şekilde tespit edilebilmesiyle anestezi uygulamalarında daha başarılı sonuçlar elde edilebilecektir (Çağlayan ve ark., 2019).

Üç Boyutlu US (3D US), ilk olarak 1987’de önerilen ve patenti alınan başka bir teknik gelişmedir (Yagel ve ark., 2011). Ses dalgalarının farklı açılardan iletilmesini ve 3D hacim verileri elde etmek için karmaşık yazılım kullanılarak geri dönen yankıların yeniden oluşturulmasını içerir (Yagel ve ark., 2011).

Dört boyutlu US (4D US)’de, 3D versiyona zaman dördüncü boyut olarak eklenerek 3D versiyon modifiye edilmiştir. Yani 4D versiyonda görüntüler “gerçek zamanlı” olarak üretilir ve böylece 3D US’de olduğu gibi bilgisayar tabanlı rekonstrüksiyonlarda gözlemlenen zaman gecikmesin-

den kaçınılır (Yagel ve ark., 2011). 3D / 4D US esas olarak obstetrikte fetal anomali tespiti için, ekokardiyografide konjenital kalp defektlerinde ve nörolojide beyin gelişimini değerlendirmek için kullanılır (Yagel ve ark., 2011). Ancak diğer jinekolojik ve kardiyak uygulamalar da son zamanlarda ilgi görmektedir (David & Tiwari, 2015).

4. Ultrasonografik Görüntülemede Karşılaşılan Sorunlar

USG görüntülemenin hastanın fiziki durumuna ve kooperasyonuna bağlı olarak muayene alanında kısıtlılıklar olması USG görüntülemenin dezavantajlarından biridir. Kilolu hastalar üzerinde USG kullanımında hekimler oldukça zorlanmaktadır (Kundra, Mishra, & Ramesh, 2011).

Kompakt yapısı nedeniyle kemik ses dalgalarını yumuşak doku ve sıvılara göre çok daha iyi iletmesine rağmen, ses dalgalarının daha derine ve kemik içine penetre olması zordur. Bu yüzden kemik yapıların sadece yüzeyi görünmekte olup, kemik içi veya arkası görüntülenememektedir. Bu durum US'nin kemikte kullanımını engeller (Coltrera, 2008).

USG'de yeterli eko sağlanamaması nedeniyle kemiğin arkasındaki yapılardan ve havadan görüntü alınamaz. Bu yapılar hem emisyon, hem de yansıma sırasında mutlak bir bariyer görevi görür (Kundra ve ark., 2011). Bu nedenle TME'yi ultrason kullanarak görüntülemek oldukça zordur. Ses dalgalarının kondil başının yan kısmı ve temporal kemiğin zigomatik prosesi tarafından emilmesi derin yapıların, özellikle diskin erişilebilirliğini sınırlandırır (Narang, 2022).

USG tekniği operatöre ve ekipmana çok bağlıdır. Görüntülerin yorumları uygulayıcı deneyimine bağlı olarak değişkenlik gösterebilir (Caglayan & Bayraktar, 2018). Ayrıca duyarlılık seviyesinin düşük olması nedeniyle, USG baş - boyun bölgesindeki hastalıkların rutin değerlendirilmesinde tek başına kullanılamamaktadır. Tümörlerin komşu yapılarla ilişkileri ve invazyonu ile ilgili bilgi vermez ve 5 mm'den küçük lezyonlar USG ile değerlendirilemez (Petrovan ve ark., 2015). Servikal lenf nodlarının muayenesinde ise malign-benign ayrımının yapılmasında B-mod USG tek başına yeterli değildir ve US elastografi incelemesiyle desteklenmesi önerilmektedir. Tükürük bezlerini yüzeysel olarak çok iyi görüntülenmesine rağmen, USG bezlerin derin loblarında fayda sağlamamaktadır (Çelenk, Sapanç, & Çelenk, 2016).

USG'de arşivlenen görüntülerin yönlendirilmesi ve yorumlanması, standart tekrarlanabilir CT ve MR taramalarının aksine zor olabilir (Narang, 2022).

Ultrason görüntüleri, dönüştürücüye geri dönen sinyale eşlik eden doğal gürültüden etkilenebilir ve bu da yorumlamayı zorlaştırmaktadır (Narang, 2022). Renkli Doppler USG'de, akımın yanlış görüntülenmesi

ve yanıltıcı sinyaller alınmasına sebep olan sinyal-gürültü problemleri, pulsatif damar duvarındaki genişleme ve uygulayıcıya bağlı hareketlerden kaynaklanabilir. Bu sıkıntıları minimize etmek ve hareketleri engellemek için sinyal filtreleme kullanılmaktadır. Bu durumun dezavantajı ise renkli Doppler görüntülerde yavaş akımlı damarların (küçük venler gibi) görün-tülenememesidir (Tucunduva ve ark., 2016).

Yine maksillofasiyal radyolojide dil USG muayenesinde intraoral prob tercih edilmektedir. İntraoral probun ekstraoral proba göre duyarlı-lığı daha yüksek olmasına rağmen, her USG cihazında bu probun mevcut olmaması, sterilizasyon ve hasta toleransında sıkıntılar oluşturması deza-vantajlarıdır (Çelenk, Sapanıcı & Çelenk, 2016).

5. Sonuç

Ultrasonografi, kemik arkasında kalmayan kas, tendon, eklem, damar ve iç organları incelemede kullanılan oral ve maksillofasiyal patolojilerin teşhisinde yararlı bir yöntem olarak görülmektedir. Çeşitli sınırlamaları olan US, teknolojiye paralel gelişmeler kaydederek, dento maksillofasiyal bölge üzerinde yapılan çok daha fazla çalışmayla birlikte klinik rutin uygu-lamalarda yerini alacaktır. Yorumlaması tecrübe gerektirse de, uygulama-sının kolay olması, iyonize radyasyon içermemesi nedeniyle çocuklarda ve gebelerde güvenle kullanılabilmesi, malignite durumlarında hastaların radyasyonun sitokastik etkilerinden korunabilerek inceleme yapılabilmesi, gerçek zamanlı görüntü vererek sık zaman aralıkları ile tekrarlanabilmesi, bu görüntüleme metodunu daha ileriye taşıyacağı açıktır. Sürekli ilerleyen bir teknoloji ile gelişmeye devam eden maksillofasiyal bölge US uygula-maları konusunda ağız diş ve çene radyolojisi uzmanları kendilerini geliştirmeli, son güncel gelişmeleri takip etmelidirler.

KAYNAKLAR

- Adeyemo, W. L., & Akadiri, O. A. (2011). A systematic review of the diagnostic role of ultrasonography in maxillofacial fractures. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 40(7), 655-661. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2011.02.001>
- Akgünlü, F., & İçöz, D. (2016). Doppler ve Renkli Doppler Ultrasonografinin Fiziksel Özellikleri ve Oral Vasküler Anomalilerde Kullanımı. *Türkiye Klinikleri Oral and Maxillofacial Radiology-Special Topics*, 2, 80-84.
- Al-Delayme, R. e. M. A., Alnuamy, S. H., Hamid, F. T., Azzamily, T. J., Ismaeel, S. A., Sammir, R., . . . Alfalahi, S. J. (2017). The efficacy of platelets rich plasma injection in the superior joint space of the tempromandibular joint guided by ultra sound in patients with non-reducing disk displacement. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 16(1), 43-47. <https://doi.org/10.1007/s12663-016-0911-9>
- Appis A. W, Tracy M. J., & Feinstein, S. B, (2015). Update on the safety and efficacy of commercial ultrasound contrast agents in cardiac applications. *Echo Res Pract.*, 2(2), R55-62. <https://doi.org/10.1530/ERP-15-0018>
- Arda, K., Ciledag, N., Aktas, E., Aribas, B. K., & Köse, K. (2011). Quantitative assessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography. *AJR-American Journal of Roentgenology*, 197(3), 532. <https://doi.org/10.2214/AJR.10.5449>
- Azlag Pekince, K., Caglayan, F., & Pekince, A. (2020). Imaging of masseter muscle spasms by ultrasonography: a preliminary study. *Oral Radiology*, 36, 85-88. <https://doi.org/10.1007/s11282-019-00383-4>
- Balleyguier, C., Ciolovan, L., Ammari, S., Canale, S., Sethom, S., Al Rouhbane, R., . . . Dromain, C. (2013). Breast elastography: the technical process and its applications. *Diagnostic and interventional imaging*, 94(5), 503-513. <https://doi.org/10.1016/j.diii.2013.02.006>
- Bamber, J., Cosgrove, D., Dietrich, C. F., Fromageau, J., Bojunga, J., Calliada, F., . . . Drakonaki, E. (2013). EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology. *Ultraschall in der Medizin-European Journal of Ultrasound*, 34(2), 169-184. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1335205>
- Baum, G., Greenwood, I., Slawski, S., & Smirnow, R. (1963). Observation of internal structures of teeth by ultrasonography. *Science*, 139(3554), 495-496. <https://doi.org/10.1126/science.139.3554.495>
- Caglayan, F., & Bayrakdar, I. S. (2018). The intraoral ultrasonography in dentistry. *Nigerian journal of clinical practice*, 21(2), 125-133. <https://doi.org/10.4103/1119-3077.197016>
- Caglayan, F., İlbaş, F. N. Y., & Aksakal, B. S. (2021). The use of ultrasonography in oral radiology: An ultrasound archive study. *Journal of Oral and Maxillofacial Radiology*, 9(1), 20. https://doi.org/10.4103/jomr.jomr_6_21

- Caliskan, E., Ozturk, M., Bayramoglu, Z., Comert, R. G., & Adaletli, I. (2018). Evaluation of parotid glands in healthy children and adolescents using shear wave elastography and superb microvascular imaging. *La radiologia medica*, 123, 710-718. <https://doi.org/10.1007/s11547-018-0897-0> 1 3
- Carovac, A., Smajlovic, F., & Junuzovic, D. (2011). Application of ultrasound in medicine. *Acta Informatica Medica*, 19(3), 168. <https://doi.org/10.5455/aim.2011.19.168-171>
- Cha, Y. H., Park, J.-K., Yang, H.-M., & Kim, S. (2019). Ultrasound-guided versus blind temporomandibular joint injections: a pilot cadaveric evaluation. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 48(4), 540-545. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2018.09.002>
- Champs, B., Corre, P., Hamel, A., Laffite, C., & Le Goff, B. (2019). US-guided temporomandibular joint injection: Validation of an in-plane longitudinal approach. *Journal of stomatology, oral and maxillofacial surgery*, 120(1), 67-70. <https://doi.org/10.1016/j.jormas.2018.10.008>
- Chan, V., & Perlas, A. (2011). Basics of ultrasound imaging. *Atlas of ultrasound-guided procedures in interventional pain management*, 13-19.
- Chiorean, L., Cui, X.-W., Tannapfel, A., Franke, D., Stenzel, M., Kosiak, W., . . . Dietrich, C. F. (2015). Benign liver tumors in pediatric patients-Review with emphasis on imaging features. *World Journal of Gastroenterology: WJG*, 21(28), 8541-61. <https://doi.org/10.3748/wjg.v21.i28.8541>
- Chung Y. E., & Kim K. W. (2015). Contrast-enhanced ultrasonography: advance and current status in abdominal imaging. *Ultrasonography*, 34(1), 3-18. <https://doi.org/10.14366/usg.14034>
- Claudon, M., Tranquart, F., Evans, D. H., Lefèvre, F., & Correas, J. (2002). Advances in ultrasound. *European radiology*, 12, 7-18. <https://doi.org/10.1007/s00330-001-1185-1>
- Coltrera, M. (2008). Essential physics of ultrasound. *Head and neck ultrasonography*, 9-25.
- Culjat, M. O., Choi, M., Singh, R. S., Grundfest, W. S., Brown, E. R., & White, S. N. (2008). Ultrasound detection of submerged dental implants through soft tissue in a porcine model. *The Journal of prosthetic dentistry*, 99(3), 218-224. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60046-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60046-3)
- Çağlayan, F., Sümbüllü, M. A., & Akgül, H. M. (2019). Is ultrasonography sufficient for evaluation of mental foramen? *Dentomaxillofacial Radiology*, 48(3), 20180252. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20180252>
- Çelenk, P., Sapancı İ., & Çelenk, Ç. (2016). Dil Kanserlerinin Ultrasonografik Tanınması. *Turkiye Klinikleri Oral and Maxillofacial Radiology-Special Topics.*, 2(3), 7-10.
- David, C. M., & Tiwari, R. (2015). Ultrasound in maxillofacial imaging: A review. *Journal of Medicine, Radiology, Pathology and Surgery*, 1(4), 17-23. <https://doi.org/10.1007/s12242-015-0001-1>

ps://doi.org/10.15713/ins.jmrps.23

- David, E., Cantisani, V., De Vincentiis, M., Sidhu, P., Greco, A., Tombolini, M., . . . Rubini, A. (2016). Contrast-enhanced ultrasound in the evaluation of parotid gland lesions: an update of the literature. *Ultrasound*, 24(2), 104-110. <https://doi.org/10.1177/1742271X15626611>
- Dharti, N., Neerjesh, P., Wadhawan, R., Luthra, K., Reddy, Y., & Solanki, G. (2014). Ultrasonography; A boon as a diagnostic & therapeutic aid in dentistry: A review. *Int J Biomed Adv Res*, 5, 472-479. <https://doi.org/10.7439/ijbar>
- Dietrich, C. F., Averkiou, M., Nielsen, M. B., Barr, R. G., Burns, P. N., Calliada, F., . . . Clevert, D.-A. (2018). How to perform contrast-enhanced ultrasound (CEUS). *Ultrasound international open*, 4(01), E2-E15. <https://doi.org/10.1055/s-0043-123931>
- Duymuş, M., Menzilioğlu, M. S., Gök, M., & Avcu, S. (2016). Böbrek Ultrason Elastografisi: Derleme. *Kafkas Tıp Bilimleri Dergisi*, 6(2), 121-129. <https://doi.org/10.5505/kjms.2016.60490>
- Edler, I., & Lindström, K. (2004). The history of echocardiography. *Ultrasound in medicine & biology*, 30(12), 1565-1644. [https://doi.org/10.1016/S0301-5629\(99\)00056-3](https://doi.org/10.1016/S0301-5629(99)00056-3)
- Garra, B. S., Cespedes, E. I., Ophir, J., Spratt, S. R., Zuurbier, R. A., Magnant, C. M., & Pennanen, M. F. (1997). Elastography of breast lesions: initial clinical results. *Radiology*, 202(1), 79-86. <https://doi.org/10.1148/radiology.202.1.8988195>
- Gianfranco, G., Eloisa, F., Vito, C., Raffaele, G., Gianluca, T., & Umberto, R. (2014). Color-Doppler ultrasound in the diagnosis of oral vascular anomalies. *North American Journal of Medical Sciences*, 6(1), 1. <https://doi.org/10.4103/1947-2714.125852>
- Gumussoy, I., Miloglu, O., Bayrakdar, I., Dagistan, S., & Caglayan, F. (2014). Ultrasonography in the evaluation of the mid-palatal suture in rapid palatal expansion. *Dentomaxillofacial Radiology*, 43(8), 20140167. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140167>
- Gültekin, S. (2014). Ultrasonografide Yeni Uygulamalar. *Türk Radyoloji Derneği*, 2, 158-170. <https://doi.org/10.5152/trs.2014.013>
- Igneer, A., Schuessler, G., Cui, X., & Dietrich, C. (2013). Intracavitary contrast medium ultrasound-different applications, a review of the literature and future prospects. *Ultraschall in der Medizin (Stuttgart, Germany: 1980)*, 34(6), 504-528.
- Iro, H., Zenk, J., & Bozzato, A. (2013). *Atlas of head and neck ultrasound* (Vol. 399): Thieme Stuttgart.
- Aldrich J. E. (2007). *Basic physics of ultrasound imaging. Critical Care Medicine*, 35(5),131-7. <https://doi.org/10.1097/01.CCM.0000260624.99430.22>

- Joshi, P. S., Pol, J., & Sudesh, A. S. (2014). Ultrasonography—a diagnostic modality for oral and maxillofacial diseases. *Contemporary Clinical Dentistry*, 5(3), 345. <https://doi.org/10.4103/0976-237X.137942>
- Kampitak, W., Tansatit, T., & Shibata, Y. (2018). A novel technique of ultrasound-guided selective mandibular nerve block with a lateral pterygoid plate approach: a cadaveric study. *Regional Anesthesia & Pain Medicine*, 43(7), 763-767. <http://dx.doi.org/10.1097/AAP.0000000000000760>
- Kocasarac, H. D., & Angelopoulos, C. (2018). Ultrasound in dentistry: toward a future of radiation-free imaging. *Dental Clinics*, 62(3), 481-489. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.03.007>
- Korkut, B. (2016). A New Diagnostic Tool for Detecting Dental Caries and Tooth Wear: Ultrasonic System. *screen*. International Journal Of Scientific Research, 5(8),389-91.
- Kossoff, G. (2000). Basic physics and imaging characteristics of ultrasound. *World journal of surgery*, 24(2), 134-142. <https://doi.org/10.1007/s002689910026>
- Kundra, P., Mishra, S. K., & Ramesh, A. (2011). Ultrasound of the airway. *Indian journal of anaesthesia*, 55(5), 456. <https://doi.org/10.4103/0019-5049.89868>
- Lim, A., Satchithananda, K., Dick, E., Abraham, S., & Cosgrove, D. (2018). Microflow imaging: new Doppler technology to detect low-grade inflammation in patients with arthritis. *European radiology*, 28, 1046-1053. <https://doi.org/10.1007/s00330-017-5016-4>
- Mahmoud, A. M., Ngan, P., Crout, R., & Mukdadi, O. M. (2010). High-resolution 3D ultrasound jawbone surface imaging for diagnosis of periodontal bony defects: an in vitro study. *Annals of biomedical engineering*, 38, 3409-3422. <https://doi.org/10.1007/s10439-010-0089-0>
- Marotti, J., Heger, S., Tinschert, J., Tortamano, P., Chuembou, F., Radermacher, K., & Wolfart, S. (2013). Recent advances of ultrasound imaging in dentistry—a review of the literature. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 115(6), 819-832. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2013.03.012>
- McDicken, W., & Anderson, T. (2002). The difference between colour Doppler velocity imaging and power Doppler imaging. *European Journal of Echocardiography*, 3(3), 240-244. <https://doi.org/10.1053/euje.3.3.240>
- Namdar Pekiner, F. (2017). Ultrasonografi, Ed: Özcan İ. Diş Hekimliğinde Radyolojinin Esasları (s: 317-33), İstanbul: İstanbul Tıp Kitabevleri.
- Narang, D. (2022). Ultrasound in dentistry. *International Journal of Dental Research*, 4(1), 62-6.
- Okasha, H. H., Mansour, M., Attia, K. A., Khattab, H. M., Sakr, A. Y., Naguib, M., . . . Ezzat, R. (2014). Role of high resolution ultrasound/endosonography and elastography in predicting lymph node malignancy. *Endoscopic ultra-*

- sound*, 3(1), 58. <https://doi.org/10.4103/2303-9027.121252>
- Onur, M. R., & Göya, C. (2013). Ultrason elastografi: Abdominal uygulamalar. *Türkiye Klinikleri J Radiol*, 6, 59-69.
- Ophir, J., Cespedes, I., Ponnekanti, H., Yazdi, Y., & Li, X. (1991). Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic imaging*, 13(2), 111-134. [https://doi.org/10.1016/0161-7346\(91\)90079-W](https://doi.org/10.1016/0161-7346(91)90079-W)
- Pallagatti, S., Sheikh, S., Puri, N., Mittal, A., & Singh, B. (2012). To evaluate the efficacy of ultrasonography compared to clinical diagnosis, radiography and histopathological findings in the diagnosis of maxillofacial swellings. *European journal of radiology*, 81(8), 1821-1827. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.04.065>
- Petrovan, C., Nekula, D. M., Mocan, S. L., Voidăzan, T. S., & Coșarcă, A. (2015). Ultrasonography-histopathology correlation in major salivary glands lesions. *Rom J Morphol Embryol*, 56(56), 491-497.
- Piscaglia, F., & Bolondi, L. (2006). The safety of Sonovue in abdominal applications: retrospective analysis of 23188 investigations. *Ultrasound Med Biol*, 32(9), 1369-1375. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2006.05.031>
- Raghav, N., Reddy, S. S., Giridhar, A., Murthy, S., Devi, B. Y., Santana, N., . . . Kaushik, A. (2010). Comparison of the efficacy of conventional radiography, digital radiography, and ultrasound in diagnosing periapical lesions. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(3), 379-385. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2010.04.039>
- Resnick, C. M., Vakilian, P. M., Kaban, L. B., & Peacock, Z. S. (2017). Is intra-articular steroid injection to the temporomandibular joint for juvenile idiopathic arthritis more effective and efficient when performed with image guidance? *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 75(4), 694-700. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2016.09.045>
- Seçil, M. (2008). Temel ultrasonografi ve Doppler. *Meta Basım Matbaacılık Hizmetleri, İzmir*.
- Sezgin, O., & Üçbilek, E. (2017). Ultrasonografi Teknolojisindeki Yenilikler. *Güncel Gastroenteroloji*, 21(4):277-89.
- Shimizu, M., & Weerawanich, W. (2019). Sonographic diagnosis in the head and neck region: from an educational lecture presented at the 56th General Assembly and Annual Scientific Congress of the Japanese Society for Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Radiology*, 35, 101-126. <https://doi.org/10.1007/s11282-018-0353-9>
- Shung, K. K. (2011). Diagnostic ultrasound: Past, present, and future. *J Med Biol Eng*, 31(6), 371-374.
- Sites, B. D., Brull, R., Chan, V. W., Spence, B. C., Gallagher, J., Beach, M. L., . . . Hartman, G. S. (2007). Artifacts and pitfall errors associated with ultrasound-guided regional anesthesia: Part I: Understanding the basic principles

- of ultrasound physics and machine operations. *Regional Anesthesia & Pain Medicine*, 32(5), 412-418. <https://doi.org/10.1016/j.rapm.2007.05.005>
- Sofferman R.A., & Ahuja A.T. (2012). *Physics and principles of ultrasound. Ultrasound of the Thyroid and Parathyroid Glands*. (1st ed. ed.). New York: Springer.
- Souren, C., Kloss-Brandstätter, A., Stadler, A., Kross, K., Yamauchi, K., Ketelsen, D., . . . Lethaus, B. (2016). Ultrasound-guided fine-needle aspiration cytology as a diagnostic tool in comparison to ultrasound and MRI for staging in oral-and oropharyngeal squamous cell tumors. *Journal of Cranio-Maxillo-facial Surgery*, 44(2), 197-201. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.11.003>
- Sümbüllü, M. A. & Çağlayan, F.(2020). Ultrason Görüntüleme Güncel Gelişmeler. Baksı Şen BG, editör. Maksillofasiyal Görüntüleme Güncel Teknikler. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 6-10.
- Taljanovic, M. S., Gimber, L. H., Becker, G. W., Latt, L. D., Klauser, A. S., Melville, D. M., . . . Witte, R. S. (2017). Shear-wave elastography: basic physics and musculoskeletal applications. *Radiographics*, 37(3), 855-870. <https://doi.org/10.1148/rg.2017160116>
- Taş, A., & Yılmaz, S. (2020). Diş Hekimliğinde Ultrasonografi ve Malign Dokularlarda Kullanımı. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 11(4), 486-493. <https://doi.org/10.22312/sdusbed.677994>
- Tucunduva, M.-J., Tucunduva-Neto, R., Saieg, M., Costa, A.-L., & de Freitas, C. (2016). Vascular mapping of the face: B-mode and doppler ultrasonography study. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 21(2), e135. <https://doi.org/10.4317/medoral.20754>
- Tuncel, E. (2008) Klinik Radyoloji. Radyolojik yöntemler. 2. Baskı ed. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri, 184-94.
- White, D. (1982). Johann Christian Doppler and his effect—A brief history. *Ultrasound in medicine & biology*, 8(6), 583-591. [https://doi.org/10.1016/0301-5629\(82\)90114-4](https://doi.org/10.1016/0301-5629(82)90114-4)
- Yagel, S., Cohen, S., Rosenak, D., Messing, B., Lipschuetz, M., Shen, O., & Valsky, D. (2011). Added value of three-/four-dimensional ultrasound in offline analysis and diagnosis of congenital heart disease. *Ultrasound in obstetrics & gynecology*, 37(4), 432-437. <https://doi.org/10.1002/uog.8867>
- Yalcin, E. D., & Aslan Ozturk, E. M. (2022). Ultrasonographic evaluation of the effect of splint therapy on masseter muscle and blood flow in patients with bruxism. *CRANIO®*, 1-9. <https://doi.org/10.1080/08869634.2022.2088575>
- Yokota, K., Tsuzuki Wada, T., Akiyama, Y., & Mimura, T. (2018). Detection of synovial inflammation in rheumatic diseases using superb microvascular imaging: comparison with conventional power Doppler imaging. *Modern Rheumatology*, 28(2), 327-333. <https://doi.org/10.1080/14397595.2017.1337288>

Yu, X., Li, Z., Ren, M., Xi, J., Wu, J., & Ji, Y. (2018). Superb microvascular imaging (SMI) for evaluating hand joint lesions in patients with rheumatoid arthritis in clinical remission. *Rheumatology International*, 38(10), 1885-1890. <https://doi.org/10.1007/s00296-018-4112-3>