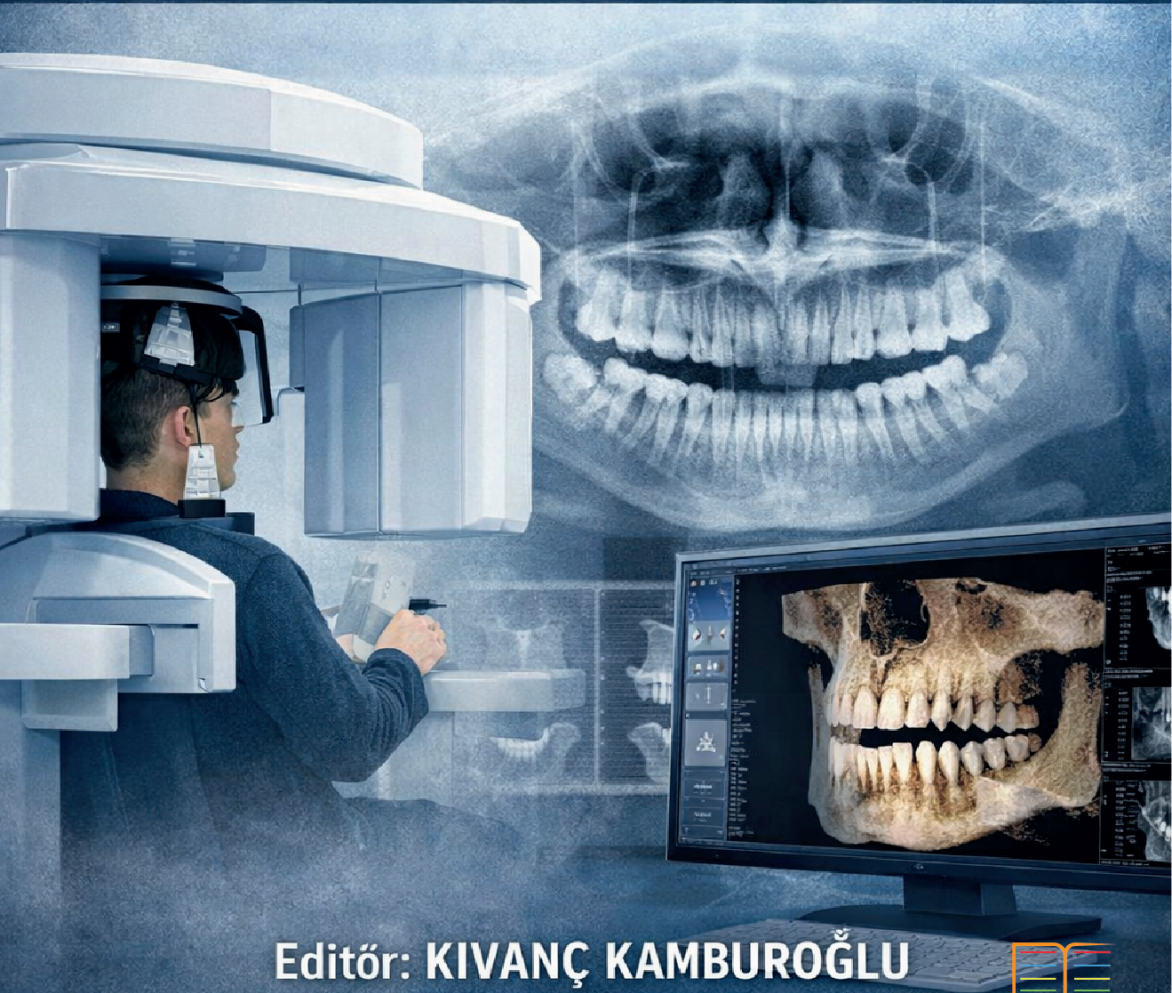


DİŞ HEKİMLİĞİNDE İLERİ GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ VE RADYOLOJİK DEĞERLENDİRME



Editör: KIVANÇ KAMBUROĞLU



BİDGE Yayınları

**Diş Hekimliğinde İleri Görüntüleme Teknikleri ve Radyolojik
Değerlendirme**

Editör: KIVANÇ KAMBUROGLU

ISBN: 978-625-8989-06-9

1. Baskı

Sayfa Düzeni: Gözde YÜCEL

Yayınlama Tarihi: 2026-03-25

BİDGE Yayınları

Bu eserin bütün hakları saklıdır. Kaynak gösterilerek tanıtım için yapılacak kısa alıntılar dışında yayıncının ve editörün yazılı izni olmaksızın hiçbir yolla çoğaltılamaz.

Sertifika No: 71374

Yayın hakları © BİDGE Yayınları

www.bidgeyayinlari.com.tr - bidgeyayinlari@gmail.com

Krc Bilişim Ticaret ve Organizasyon Ltd. Şti.

Güzeltepe Mahallesi Abidin Daver Sokak Sefer Apartmanı No: 7/9 Çankaya /
Ankara



İÇİNDEKİLER

DİŞ HEKİMLİĞİNDE ULTRASONOGRAFİ: KLİNİK UYGULAMALAR VE ÖNEMİ	1
--	---

ŞEYDA SAY, CEMRE ELİF SÖYLER, EMRE HAYLAZ

KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE ARTEFAKTLARIN OLUŞUMU, SINIFLANDIRILMASI VE KLİNİK ETKİLERİ	13
---	----

EMRE HAYLAZ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMEDE YENİLİKÇİ BİR YAKLAŞIM: DENTAL MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME (DENTAL MRG)	22
--	----

HASRET YÜCE, EZGİ UZUN, GÖZDE AÇIKGÖZ

OSTEONEKROZLAR (MRONJ VE ORN): ETİYOLOJİ, PATOGENEZ VE RADYOLOJİK DEĞERLENDİRME	45
---	----

MUHAMMET CAN EREN, İSMAİL GÜMÜŞSOY, FURKAN OSMAN AKARÇAY

BÖLÜM 1

Diş Hekimliğinde Ultrasonografi: Klinik Uygulamalar ve Önemi

Şeyda Say¹, Cemre Elif Söyler¹, Emre Haylaz¹

Giriş

Diş hekimliğinde görüntüleme yöntemleri, tanı ve tedavi planlamasının ayrılmaz bir parçasıdır. Konvansiyonel radyografik yöntemler ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT), sert dokuların değerlendirilmesinde yüksek tanısal doğruluk sağlamakla birlikte, yumuşak dokuların görüntülenmesinde belirgin sınırlılıklar göstermektedir. Ayrıca iyonizan radyasyon kullanımı, özellikle tekrarlayan incelemeler gerektiren klinik durumlarda önemli bir dezavantaj oluşturmaktadır (Scarfe ve Farman, 2008).

Ultrasonografi (USG), iyonizan radyasyon içermemesi, gerçek zamanlı görüntüleme sağlaması ve yumuşak dokuların yüksek çözünürlükle değerlendirilebilmesi nedeniyle tıbbın birçok alanında uzun süredir yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde ise ultrasonografinin klinik kullanımı uzun yıllar sınırlı kalmış, çoğunlukla tükürük bezleri ve yüzeysel yumuşak dokularla ilişkilendirilmiştir. Günümüzde teknolojik gelişmeler, taşınabilir cihazların yaygınlaşması ve klinik farkındalığın artmasıyla USG, diş hekimliğinde bazı endikasyonlarda birincil, birçok durumda ise tamamlayıcı görüntüleme yöntemi olarak önem kazanmıştır (Gritzmann ve ark., 2003; Huang ve Zeng, 2017; Kasban ve ark., 2015).

Bu bölümde USG'nin diş hekimliğindeki güncel uygulamaları, klinik karar süreçlerine katkıları ve yöntemle ilişkili avantajlar ile sınırlılıklar literatür ışığında ele alınmaktadır.

Ultrasonun Temel Fiziksel Özellikleri

Frekans

¹ Araş. Gör., Sakarya Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, Orcid: 0009-0007-8691-619X

¹ Araş. Gör., Sakarya Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, Orcid: 0009-0003-5847-0240

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Sakarya Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, Orcid: 0000-0001-7330-9525

Ultrason dalgalarının frekansı, bir saniye içerisinde oluşan basınç değişimi veya dalga döngüsü sayısını ifade eder ve Hertz (Hz) birimi ile ölçülür. Frekans yalnızca ses kaynağı tarafından belirlenir ve dalganın yayıldığı ortamdan bağımsızdır. İnsan işitme sınırının üzerinde yer alan 20 kHz'den daha yüksek frekanslara sahip ses dalgaları ultrason olarak tanımlanmaktadır. Tıbbi ultrason görüntülemeye genellikle 2–10 MHz aralığındaki frekanslar kullanılmaktadır (Aldrich, 2007; Patil ve ark., 2021). Son yıllarda ultrason görüntüleme teknolojisindeki gelişmelerle birlikte yüksek frekanslı ultrasonografi (YFUS) sistemleri kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistemlerde 10 MHz'ın üzerindeki prob frekansları tercih edilmektedir. Yüksek frekanslı dalgalar daha kısa dalga boyuna sahip olduklarından dokular tarafından daha kolay absorbe edilir ve penetrasyon derinlikleri azalır. Buna karşın daha yüksek uzaysal çözünürlük sağlamaları nedeniyle yüzeysel yapıların değerlendirilmesinde avantaj sunmaktadırlar. Bu nedenle YFUS özellikle dermatolojide yaygın olarak kullanılmakta olup, benzer şekilde diş hekimliğinde yüzeysel anatomik yapıların incelenmesi açısından da önem taşımaktadır (Aldrich, 2007).

Yayıma Hızı

Yayıma hızı, ultrason dalgalarının bir ortam içinde ilerleme hızını ifade eder. Yumuşak dokularda bu hız ortalama 1540 m/s olarak kabul edilir. Frekanstan farklı olarak yayılma hızı, dalganın ilerlediği ortamın özelliklerine, özellikle yoğunluk ve elastikiyetine bağlıdır (Reda ve ark., 2021).

Ultrasonun Dokularla Etkileşimi

Ultrason dalgaları dokular içinde ilerlerken farklı dokularla etkileşime girer ve doku sınırlarında yansıma meydana gelir. Ultrason ışınının dokular arasında yansıması eko olarak adlandırılır ve bu mekanizma USG'de derin yapıların görüntülenmesini sağlar. Oluşan ekoların algılanması sayesinde doku ara yüzleri belirlenebilir ve dokuların fiziksel özellikleri akustik empedans kavramı ile değerlendirilebilir (Aldrich, 2007; Shung, 2005). Aynı akustik empedansa sahip ortamlarda yansıma oluşmazken, komşu dokular arasındaki empedans farkı arttıkça oluşan eko miktarı da artar ve ikinci ortama geçen ışın miktarı azalır. Yoğunluk farkının çok yüksek olduğu arayüzlerde ise ultrason ışını büyük oranda yansıtılabilir ve bu durum arayüzün altındaki yapıların görüntülenmesini zorlaştırabilir. Bu nedenle USG operatör deneyimine bağlı bir yöntem olup, doğru değerlendirme için belirli bir öğrenme süreci gerektirir (Aldrich, 2007).

Geliş Açısı

Ultrason dalgaları bir yüzeye eğik açıyla ulaştığında, enerjinin bir bölümü arayüzden yansırken bir kısmı farklı yönlerde dağılabilir ve prob tarafından algılanmayabilir. Bu durum elde edilen ekonun şiddetini azaltabilir ve görüntü kalitesinin değerlendirilmesini zorlaştırabilir. Ultrason ışınının iki farklı ortam arasındaki sınırı geçerken yön değiştirmesi kırılma (refraction) olarak tanımlanır. Bu olay, dalganın iki ortamda farklı hızlarda ilerlemesine bağlı olarak ortaya çıkar ve Snell yasası ile açıklanır. Snell yasası, gelen ışının açısı ile kırılan ışının açısı arasındaki ilişkiyi ve ortamların ses hızları arasındaki farkı tanımlar. Ultrason görüntülemeye, gönderilen ilk ultrason darbesi ile doku arayüzlerinden oluşan ilk ekolar görüntü oluşumunun temelini oluşturur (Aldrich, 2007; Bushberg ve Boone, 2011).

Doppler Etkisi

Ultrason dalgalarının dokularla etkileşimi açıklanırken genellikle sabit arayüzler varsayılır. Ancak incelenen yapıların ses kaynağına göre hareketli olduğu durumlarda yansıyan ekonun frekansı değişir. Ses kaynağına doğru hareket eden yapılardan gelen ekoların frekansı artmış, kaynaktan uzaklaşan yapılarda ise azalmış olarak algılanır. Bu durum Doppler etkisi olarak adlandırılır. Doppler USG’de transdüser sabit kalırken incelenen yapıların hareketi değerlendirilir. Yapının prob yönüne doğru veya probdan uzaklaşacak şekilde hareket etmesi Doppler sinyallerinin özelliklerini değiştirir. Bu yöntem özellikle damarların ve vasküler lezyonların değerlendirilmesinde önemli bilgiler sağlar. Modern ultrason sistemleri akım hızını hesaplayarak bunu renk skalası ile gösteren renkli Doppler görüntüleme tekniklerini kullanmaktadır. Power Doppler ise akımın yönünden bağımsız olarak özellikle düşük hızlı kan akımlarının saptanmasında daha duyarlıdır (Burns, 1987; Gianfranco ve ark., 2014).

Ultrason Artefaktları

Ultrason cihazlarının fiziksel çalışma prensiplerine bağlı olarak bazı klinik durumlarda artefaktlar oluşabilmektedir. Artefaktlar, görüntüde gerçekte var olmayan yapıların ortaya çıkmasına veya anatomik yapıların hatalı temsil edilmesine neden olan görüntü oluşum hatalarıdır. Bu durumlar ultrason ışınlarının dokularla etkileşimi sırasında ortaya çıkan fiziksel özelliklerden kaynaklanabilir ve bazı durumlarda tanısal hatalara yol açabilir.

Ultrason görüntüleme, ses dalgalarının doğrusal bir hat boyunca ilerlediği, yansımaların ışın demetinin merkezi eksenindeki yapılardan oluştuğu ve ses dalgalarının yaklaşık 1540 m/s hızla ilerlediği varsayımlarına dayanır. Ancak bu varsayımlar her zaman geçerli olmayabilir ve bu durum artefakt oluşumuna neden olabilir. Artefaktların çoğu görüntü yorumlamasını zorlaştırsa da bazıları tanısal açıdan önemli klinik ipuçları sağlayabilir (Aldrich, 2007; Feldman ve ark., 2009; Gianfranco ve ark., 2014).

USG’de sık karşılaşılan artefaktlar şunlardır:

- Reverberasyon: Aynı arayüzden gelen çoklu yansımalar nedeniyle görüntüde eşit aralıklarla oluşan çizgiler şeklinde görülür.
- Ring-down: Küçük yapılar arasında oluşan rezonans sonucu ortaya çıkan ve daha derin yapılardan geliyormuş gibi algılanan sürekli eko sinyalleridir.
- Ayna görüntüsü (Mirror image): Güçlü ve düzgün yüzeylerden yansıyan ultrason ışınları nedeniyle bir yapının arkasında ikinci bir görüntü oluşmasıdır.
- Akustik güçlenme (Enhancement): Ultrason dalgalarının daha az zayıfladığı ortamlardan geçmesi sonucunda ilgili bölgenin normalden daha parlak görünmesidir.
- Akustik zayıflama (Attenuation): Kalsifikasyon gibi yüksek yansıtıcılığa sahip yapıların arkasında ekoların azalması sonucu oluşan gölgelenmedir (Feldman ve ark., 2009; Gianfranco ve ark., 2014).

Ultrasonografinin Diş Hekimliğine Uygun Teknik Temelleri

Diş hekimliğinde kullanılan USG sistemleri genellikle yüzeysel anatomik yapıların değerlendirilmesine olanak tanıyan yüksek frekanslı lineer probalar ile donatılmıştır (Izzetti ve ark., 2021). USG'nin diş hekimliği açısından en önemli teknik avantajlarından biri, dinamik değerlendirme imkânı sunmasıdır. Çiğneme kaslarının kasılma sırasında incelenebilmesi, temporomandibular eklem (TME) hareketlerinin gerçek zamanlı izlenmesi ve girişimsel işlemlerde iğne pozisyonunun doğrudan görüntülenebilmesi, yöntemi diğer görüntüleme tekniklerinden ayırmaktadır. Gerçek zamanlı görüntüleme özelliği, özellikle tanısal değerlendirme ve girişimsel işlemlerde ultrasonografiye önemli bir avantaj sağlamaktadır. Bununla birlikte USG operatöre bağımlı bir yöntemdir ve elde edilen bulguların güvenilirliği, incelemeyi yapan hekimin deneyimi ile doğrudan ilişkilidir (Evirgen ve Kamburoğlu, 2016).

Diş Hekimliğinde Ultrasonografinin Güncel Kullanım Alanları

USG'nin diş hekimliğinde kullanım alanları, yöntemin yumuşak doku çözünürlüğünün yüksek olması, dinamik incelemeye olanak tanınması ve iyonizan radyasyon içermemesi sayesinde son yıllarda belirgin biçimde genişlemiştir (Barotsis ve ark., 2020; Elbarbary ve ark., 2022). Güncel kullanım alanları ve klinik katkılar Tablo 1'de özetlenmiştir.

Tablo 1. Diş Hekimliğinde Ultrasonografinin Başlıca Kullanım Alanları ve Klinik Katkıları

Klinik Alan	Değerlendirilen Yapılar	Ultrasonografinin Sağladığı Bilgi	Klinik Önemi
Çiğneme kasları	Masseter, temporalis	Kas kalınlığı, ekojenite, asimetri, dinamik kasılma	Bruksizm ve TME bozukluklarının değerlendirilmesi, botulinum toksin tedavi planlaması
Temporomandibular eklem (TME)	Kondil yüzeyi, kapsül	Eklem efüzyonu, yüzey düzensizlikleri, kondil hareket paterni	TME ağrısının değerlendirilmesi ve yönlendirici tanı
Tükürük bezleri	Parotis ve submandibular bez	Sialolitiazis, inflamasyon, kistik veya solid lezyonların değerlendirilmesi	Tükürük bezi patolojilerinde ilk basamak görüntüleme yöntemi
Lenf nodları	Servikal lenf nodları	Boyutu, kortikal kalınlık, hilus yapısı, vaskülarite	Reaktif ve malign lenf nodlarının ayırıcı tanısı, biyopsi kararına katkı
Yumuşak doku lezyonları	Yüzeysel kitleler	Kistik-solid ayrımı, lezyon sınırları ve iç yapısı	Hızlı tanısal değerlendirme ve klinik karar sürecine destek

Çiğneme Kaslarının Ultrasonografik Değerlendirilmesi

Çiğneme kasları, diş hekimliği pratiğinde fonksiyonel yüklenmeye en sık maruz kalan yumuşak dokular arasında yer almaktadır. Bruksizm, parafonksiyonel alışkanlıklar ve temporomandibular bozukluklar; başta masseter ve temporalis kasları olmak üzere çiğneme kaslarında yapısal ve fonksiyonel adaptasyonlara yol açabilmektedir (Shetty ve ark., 2010).

Klinik muayene, kas hassasiyeti ve hipertrofisi hakkında bilgi sağlasa da bu değerlendirmeler büyük ölçüde subjektiftir. USG, çiğneme kaslarının objektif, ölçülebilir ve tekrarlanabilir biçimde değerlendirilmesine olanak tanır. Masseter kası zigomatik ark ile mandibular angulus arasında longitudinal ve transvers planlarda incelenir. İstirahat ve

maksimum istemli kasılma sırasında yapılan ölçümlerin birlikte değerlendirilmesi önerilmektedir (Bakke ve ark., 1996; Shetty ve ark., 2010). Bruksizimli bireylerde en sık bildirilen ultrasonografik bulgu, masseter kas kalınlığında artıştır. Bunun yanı sıra kas ekojenitesinde artış ve heterojenite, kronik aşırı yüklenmeye bağlı fibrotik değişiklikleri düşündürülebilir. Taraflar arası belirgin kalınlık farkları, unilateral parafonksiyonel alışkanlıklar hakkında önemli ipuçları sunar (Barotsis ve ark., 2020).

USG'nin çiğneme kasları açısından en önemli katkılarından biri, dinamik fonksiyonel değerlendirme imkânı sunmasıdır. Maksimum kasılma sırasında kas liflerinin davranışı ve kalınlık değişimleri gerçek zamanlı olarak izlenebilir. Ayrıca USG, myozit, kas içi hematoma ve nadir kas tümörlerinin ayırıcı tanısında da önemli rol oynar (Bakke ve ark., 1996; Evirgen ve Kamburoğlu, 2016). USG aynı zamanda botulinum toksin enjeksiyonlarının planlanması ve uygulanmasında güvenli rehberlik sağlayarak tedavi etkinliğini artırır ve komplikasyon riskini azaltır (Chen ve ark., 2023).

Temporomandibular Eklem'in Ultrasonografik Değerlendirilmesi

TME bozuklukları, diş hekimliği pratiğinde yaygın olarak karşılaşılan fonksiyonel problemlerdir ve heterojen bir hasta grubunu kapsamaktadır. Eklem içi yapıların karmaşıklığı ve hem sert hem de yumuşak dokuları içermesi, TME görüntülenmesini zorlaştırmaktadır.

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), disk pozisyonu ve eklem içi yumuşak dokuların değerlendirilmesinde altın standart olarak kabul edilmektedir. Bununla birlikte ultrasonografi, TME değerlendirmesinde belirli klinik sorulara yanıt verebilen tamamlayıcı bir yöntem olarak önem kazanmaktadır (Larheim, 2005).

USG ile özellikle eklem efüzyonunun saptanması mümkündür. Eklem kapsülü içinde sıvı birikimi, USG'de hipoekoik ya da anekoik alanlar şeklinde izlenebilir. Literatürde ultrasonografinin eklem efüzyonunu saptamadaki duyarlılığının klinik muayeneden belirgin biçimde yüksek olduğu bildirilmektedir (Ferreira ve ark., 2016; Manfredini ve Guarda-Nardini, 2009). Bunun yanı sıra ultrasonografi, kondiler yüzeyin yüzeyel düzensizliklerinin değerlendirilmesine ve ağız açma-kapama sırasında kondilin translasyon hareketlerinin dinamik olarak izlenmesine olanak tanır. Bu özellik, fonksiyonel kısıtlılıkların ve asimmetrik hareket paternlerinin değerlendirilmesinde klinik açıdan değerli bilgiler sunar (Manfredini ve Guarda-Nardini, 2009). Ancak bu noktada klinik sınırların net bir şekilde belirlenmesi gerekmektedir: ultrasonografi, disk pozisyonunun ayrıntılı değerlendirilmesinde MRG'nin yerini alamaz. Bu nedenle USG, TME bozukluklarında bir tarama ve yönlendirme aracı olarak konumlandırılmalı; ileri değerlendirme gerektiren olgularda MRG'ye yönlendirme yapılmalıdır (Manfredini ve Guarda-Nardini, 2009).

Tükürük Bezlerinin Ultrasonografik Değerlendirilmesi

USG, tükürük bezi hastalıklarının değerlendirilmesinde ilk basamak görüntüleme yöntemi olarak kabul edilmektedir. Parotis, submandibular ve sublingual bezler, yüzeyel yerleşimleri sayesinde USG ile yüksek çözünürlükle değerlendirilebilir (Katz ve ark., 2009). Sialolitiazis, ultrasonografinin en güçlü olduğu klinik durumlardan biridir. Tükürük taşları USG'de hiperekoik yapı ve posterior akustik gölge ile karakterizedir. Özellikle submandibular bez taşlarında ultrasonografi yüksek tanısal değer taşımaktadır. Akut ve kronik sialadenit

olgularında bez parankiminde heterojenite, hipoekoik alanlar ve Doppler incelemede artmış vaskülarizasyon izlenebilir (Goncalves ve ark., 2018; Terraz ve ark., 2013). Otoimmün hastalıklara bağlı sialadenitlerde ise parankimal destrüksiyon ve mozaik görünüm dikkat çekicidir (Carotti ve ark., 2019; Goncalves ve ark., 2018; Terraz ve ark., 2013). Tükürük bezi tümörlerinde ultrasonografi, lezyonun solid veya kistik karakterini belirlemede ve ileri görüntüleme ya da biyopsi gereksinimini yönlendirmede önemli rol oynar. Ancak malignite ayırımında histopatolojik doğrulamanın gerekliliği unutulmamalıdır (Eom ve ark., 2015; Liu ve ark., 2015).

Lenf Nodlarının Ultrasonografik İncelenmesi

Servikal ve submandibular lenf nodları, odontojenik enfeksiyonlar, inflamatuvar süreçler ve maligniteler açısından diş hekimliği pratiğinde büyük klinik öneme sahiptir. Ultrasonografi, lenf nodlarının değerlendirilmesinde yüksek duyarlılığa sahip bir yöntemdir (Ahn ve ark., 2008; Sumi ve ark., 2001).

Ultrasonografik değerlendirmede lenf nodunun boyutu tek başına yeterli değildir. Nodun şekli, hilus varlığı, kortikal kalınlığı ve vaskülarizasyon paterni birlikte değerlendirilmelidir. Reaktif lenf nodları genellikle oval şekilli, santral hiler vaskülarizasyon gösteren ve ince kortekse sahip yapılardır. Buna karşılık malign lenf nodlarında yuvarlaklaşma, hilus kaybı ve periferik vaskülarizasyon daha sık izlenmektedir (Ahn ve ark., 2008; Prativadi ve ark., 2017). Bu kriterler, diş hekimine hangi olguların izlem gerektirdiği, hangilerinin ileri tetkik veya biyopsi açısından değerlendirilmesi gerektiği konusunda yol gösterici olur.

Yumuşak Doku Lezyonları

Diş hekimliği pratiğinde karşılaşılan yüzeysel yumuşak doku lezyonlarında ultrasonografi, kistik ve solid lezyonların ayırımında hızlı ve güvenilir bir değerlendirme imkânı sunar. Apseler, enfeksiyonlar, hematomlar ve benign kitleler USG ile etkin biçimde değerlendirilebilir (Biron ve ark., 2013; Hung ve ark., 2020). Hemanjiomlar ve vasküler malformasyonların ayırımı ise klinik muayene ile her zaman mümkün olmayabilir. Bu durumda yüksek frekanslı USG, lezyonun sınırlarını ve derin dokularla ilişkisini ortaya koyarken, renkli ve spektral Doppler incelemesi lezyon içindeki kan akımının hemodinamik özelliklerinin değerlendirilmesine olanak sağlar. Akımın yüksek veya düşük karakterde belirlenmesi, cerrahi veya diğer tedavi seçeneklerinin planlanmasında önemli bir rehberdir (Gianfranco ve ark., 2014). Özellikle akut klinik durumlarda ultrasonografinin sunduğu gerçek zamanlı değerlendirme imkânı, klinik karar sürecini hızlandırır ve hasta yönetimini kolaylaştırır.

Periapikal Lezyonların Değerlendirilmesi

Diş hekimliğinde periapikal lezyonların tanısında geleneksel olarak periapikal radyografiler ve KIBT kullanılmaktadır. Ancak bu yöntemler lezyonun sınırları ve kemik içindeki yayılımı hakkında bilgi sağlasa da lezyonun içeriğini kesin olarak belirleyemez. Bu nedenle radiküler kist ile periapikal granülomun yalnızca radyografik bulgulara dayanarak ayırt edilmesi çoğu zaman mümkün değildir (Cotti ve Campisi, 2004; Patil ve ark., 2021).

Kortikal kemiğin incelendiği veya perfore olduğu durumlarda USG periapikal bölgenin değerlendirilmesinde önemli bir tanı aracı olabilir. Ultrasonografide periapikal kistler genellikle

anekoik, düzgün sınırlı ve sıvı içerikli yapılar olarak izlenirken; periapikal granülomlar hipoeikoik, daha heterojen ve solid lezyonlar şeklinde görülür. Renkli Doppler incelemede ise kistlerde genellikle santral vaskülarizasyon izlenmezken, granülomlarda belirgin vasküler sinyaller saptanabilmektedir. Bu özellikleri nedeniyle ultrasonografi, periapikal lezyonların ayırıcı tanısında konvansiyonel radyografiye tamamlayıcı bir görüntüleme yöntemi olarak değerlendirilmektedir (Cotti ve Campisi, 2004; Cotti ve ark., 2002; Patil ve ark., 2021).

Periodontal ve İmplantoloji Uygulamaları

Dental implantoloji ve periodontal cerrahilerde estetik ve fonksiyonel başarının temel şartlarından biri, yumuşak doku kalınlığının operasyon öncesinde doğru bir şekilde değerlendirilmesidir. İnce gingival biyotipe sahip hastalarda implant sonrası diş eti çekilmesi ve kemik rezorpsiyonu riski daha yüksekken, kalın biyotipte rejeneratif sonuçlar çok daha öngörülebilirdir. Geleneksel olarak periodontal sond ile yapılan invaziv (transgingival) ölçümler hasta açısından rahatsızlık yaratabilmektedir. YFUS ise mukozal kalınlığın non-invaziv, ağrısız ve milimetrik düzeyde hassas bir şekilde ölçülmesine imkân tanıyarak implant planlamasında yüksek güvenilirlik sunar. Bununla birlikte ultrasonografi, implant cerrahisi öncesinde yalnızca yumuşak doku kalınlığını ölçmekle kalmaz; aynı zamanda cerrahi sahada yer alan mental foramen, lingual arter, sublingual arter anastomozları ve insiziv kanal gibi kritik nörovasküler yapıların haritalanmasında da gerçek zamanlı bir rehber olarak kullanılır. Özellikle anterior mandibula gibi kanama riskinin yüksek olduğu bölgelerde lingual korteksteki vasküler yapıların tespiti ve mental foramen sınırlarının yumuşak doku içerisindeki seyrinin belirlenmesi, cerrahi komplikasyonların önlenmesinde ultrasonografiyi KIBT gibi geleneksel radyografik yöntemlere karşı güçlü bir tamamlayıcı hâline getirmektedir (Patil ve ark., 2021).

Ultrasonografinin Klinik Rolü ve Gelecek Perspektifi

Ultrasonografinin diş hekimliği pratiğindeki yeri, günümüzde yalnızca tanısal değerlendirme ile sınırlı değildir. Klinik deneyim ve teknolojik gelişmeler, ultrasonografinin girişimsel işlemlerde rehberlik sağlayan, klinik karar sürecini destekleyen ve tedavi sonuçlarını iyileştirmeye katkı sunan bir araç olarak kullanımını artırmıştır. Bu dönüşüm, ultrasonografinin diş hekimliğinde pasif bir görüntüleme yöntemi olmaktan çıkarak, hasta yönetimindeki rolünü belirgin biçimde güçlendirmiştir (Chan ve ark., 2017; Elbarbary ve ark., 2022).

Girişimsel Ultrasonografinin Klinik Uygulamaları

Girişimsel ultrasonografi, işlemlerin hedef anatomik yapı ile doğrudan görsel kontrol altında gerçekleştirilmesine olanak tanır. Diş hekimliği pratiğinde bu yaklaşımın en belirgin kullanım alanlarından biri, botulinum toksin enjeksiyonlarıdır (Popescu ve ark., 2024). Özellikle masseter ve temporalis kaslarına yönelik uygulamalarda USG rehberliği, hedef kasın doğru lokalizasyonunu, enjeksiyon derinliğinin kontrolünü ve ilacın komşu anatomik yapılara istenmeyen yayılımının önlenmesini sağlar. Bu durum hem tedavi etkinliğini artırmakta hem de komplikasyon riskini azaltmaktadır (Bae ve ark., 2020; Popescu ve ark., 2024).

Bunun yanı sıra ultrasonografi, ince iğne aspirasyon biyopsileri, yüzeysel kistik lezyonların drenajı ve şüpheli yumuşak doku lezyonlarının hedeflenmesinde güvenli rehberlik sunmaktadır. Gerçek zamanlı görüntüleme sayesinde vasküler yapılar ve kritik anatomik oluşumlar işlem sırasında doğrudan izlenebilmekte, bu da özellikle maksillofasiyal bölgenin

karmaşık anatomisi göz önünde bulundurulduğunda klinik açıdan büyük bir avantaj oluşturmaktadır. Girişimsel ultrasonografinin yaygınlaşması, maksillofasiyal radyoloğun klinik ekip içindeki rolünü güçlendiren önemli bir faktördür (Biron ve ark., 2013; Chan ve ark., 2017; Eom ve ark., 2015).

Klinik Önemi ve Karar Sürecine Katkısı

Ultrasonografinin diş hekimliğindeki klinik önemi, sunduğu bilgilerin doğrudan klinik karar sürecini yönlendirmesinden kaynaklanmaktadır. USG, birçok durumda yalnızca patolojinin varlığını göstermekle kalmayıp, tedavi yaklaşımının belirlenmesine de katkı sağlar.

Çiğneme kasları ve TME değerlendirmelerinde ultrasonografi, klinik muayene ile elde edilen subjektif bulguları objektif ölçümlerle destekleyerek konservatif tedavi, girişimsel uygulama ya da ileri görüntüleme yöntemlerine yönlendirme kararlarını daha rasyonel hâle getirir. Tükürük bezi patolojilerinde ultrasonografi, hızlı tanı koydurucu özelliği sayesinde klinik süreci hızlandırmakta ve gereksiz ileri tetkiklerin önüne geçmektedir. Lenf nodu değerlendirmelerinde ise takip, ileri görüntüleme veya biyopsi gereksiniminin belirlenmesinde kritik rol oynamaktadır.

Bu yönüyle ultrasonografi, diş hekimliği pratiğinde tanı–tedavi–izlem zincirinin tamamına etki eden bütüncül bir klinik araç olarak değerlendirilmektedir.

Ultrasonografinin Avantajları ve Sınırlılıklarının Klinik Bağlamda Değerlendirilmesi

Ultrasonografinin diş hekimliğinde giderek daha fazla benimsenmesinin temelinde, sahip olduğu belirgin avantajlar yer almaktadır. Bununla birlikte, yöntemin sınırlarının doğru anlaşılması, yanlış beklentilerin ve hatalı klinik kararların önüne geçilmesi açısından büyük önem taşır. Ultrasonografinin başlıca avantajları ve sınırlılıkları Tablo 2’de özetlenmiştir.

Tablo 2. Diş Hekimliğinde Ultrasonografinin Avantajları ve Sınırlılıkları

Avantajlar	Sınırlılıklar
İyonizan radyasyon içermez	Operatör bağımlı bir yöntemdir
Yumuşak dokuların yüksek çözünürlükle görüntülenmesini sağlar	Standart inceleme protokolleri sınırlıdır
Gerçek zamanlı ve dinamik değerlendirme imkânı sunar	Derin anatomik ve kemik yapılar sınırlı değerlendirilebilir
Tekrarlanabilir ve hasta açısından güvenli bir yöntemdir	Bulguların yorumlanması klinik deneyim gerektirir
Girişimsel işlemler sırasında görüntüleme rehberliği sağlar	Görüntü alanı sınırlıdır

Tabloda özetlenen bu özellikler ışığında ultrasonografi, KIBT ve MRG gibi yöntemlerin alternatifi değil, doğru endikasyonda tamamlayıcısı olarak değerlendirilmelidir. Klinik başarı, görüntüleme yöntemleri arasında bir tercih yarışından ziyade, bu yöntemlerin rasyonel entegrasyonu ile sağlanmaktadır.

Gelecek Perspektifi

USG’nin diş hekimliğindeki geleceği, teknolojik ilerlemeler ve eğitim altyapısının güçlenmesi ile doğrudan ilişkilidir. Taşınabilir ve yüksek çözünürlüklü USG cihazlarının yaygınlaşması, yöntemin klinik erişilebilirliğini artırmaktadır. Yapay zekâ destekli görüntü

analiz sistemleri, ölçümlerin standardizasyonuna katkı sağlayarak operatör bağımlılığını azaltma potansiyeli taşımaktadır.

Ayrıca diş hekimliği lisans ve uzmanlık eğitim programlarına ultrasonografinin daha sistematik biçimde entegre edilmesi, yöntemin doğru ve etkin kullanımını destekleyecektir. Gelecekte standardize inceleme protokollerinin oluşturulması ve çok merkezli klinik çalışmaların artması, ultrasonografinin diş hekimliği pratiğindeki yerini daha da sağlamlaştıracaktır.

Genel Değerlendirme ve Sonuç

USG, diş hekimliğinde yumuşak dokuların değerlendirilmesinde güvenli, erişilebilir ve klinik açıdan değerli bir görüntüleme yöntemidir. Güncel uygulamalar, ultrasonografinin yalnızca tanısal bir araç değil; klinik karar sürecini yönlendiren, girişimsel işlemlere rehberlik eden ve tedavi etkinliğini artıran etkin bir bileşen hâline geldiğini göstermektedir. Doğru endikasyon, yeterli teknik bilgi ve multidisipliner yaklaşım ile ultrasonografi, modern diş hekimliği pratiğinde giderek daha merkezi bir rol üstlenmektedir.

Kaynaklar

Ahn, J. E., Lee, J. H., Yi, J. S., Shong, Y. K., Hong, S. J., Lee, D. H., Choi, C. G., & Kim, S. J. (2008). Diagnostic accuracy of CT and ultrasonography for evaluating metastatic cervical lymph nodes in patients with thyroid cancer. *World journal of surgery*, 32(7), 1552-1558.

Aldrich, J. E. (2007). Basic physics of ultrasound imaging. *Critical care medicine*, 35(5), S131-S137.

Bae, H., Kim, J., Seo, K. K., Hu, K.-S., Kim, S.-T., & Kim, H.-J. (2020). Comparison between conventional blind injections and ultrasound-guided injections of botulinum toxin type A into the masseter: a clinical trial. *Toxins*, 12(9), 588.

Bakke, M., Thomsen, C., Vilmann, A., Soneda, K., Farella, M., & Møller, E. (1996). Ultrasonographic assessment of the swelling of the human masseter muscle after static and dynamic activity. *Archives of oral biology*, 41(2), 133-140.

Barotsis, N., Tsiganos, P., Kokkalis, Z., Panayiotakis, G., & Panagiotopoulos, E. (2020). Reliability of muscle thickness measurements in ultrasonography. *International Journal of Rehabilitation Research*, 43(2), 123-128.

Biron, V. L., Kurien, G., Dziegielewski, P., Barber, B., & Seikaly, H. (2013). Surgical vs ultrasound-guided drainage of deep neck space abscesses: a randomized controlled trial: surgical vs ultrasound drainage. *Journal of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 42(1), 18.

Burns, P. N. (1987). The physical principles of Doppler and spectral analysis. *Journal of clinical ultrasound*, 15(9), 567-590.

Bushberg, J. T., & Boone, J. M. (2011). *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins.

- Carotti, M., Salaffi, F., Di Carlo, M., Barile, A., & Giovagnoni, A. (2019). Diagnostic value of major salivary gland ultrasonography in primary Sjögren's syndrome: the role of grey-scale and colour/power Doppler sonography. *Gland Surgery*, 8(Suppl 3), S159.
- Chan, H. L., Wang, H. L., Fowlkes, J. B., Giannobile, W. V., & Kripfgans, O. D. (2017). Non-ionizing real-time ultrasonography in implant and oral surgery: a feasibility study. *Clinical oral implants research*, 28(3), 341-347.
- Chen, Y., Tsai, C.-H., Bae, T. H., Huang, C.-Y., Chen, C., Kang, Y.-N., & Chiu, W.-K. (2023). Effectiveness of botulinum toxin injection on bruxism: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Aesthetic plastic surgery*, 47(2), 775-790.
- Cotti, E., & Campisi, G. (2004). Advanced radiographic techniques for the detection of lesions in bone. *Endodontic Topics*, 7(1), 52-72.
- Cotti, E., Campisi, G., Garau, V., & Puddu, G. (2002). A new technique for the study of periapical bone lesions: ultrasound real time imaging. *International Endodontic Journal*, 35(2), 148-152.
- Elbarbary, M., Sgro, A., Khazaei, S., Goldberg, M., Tenenbaum, H. C., & Azarpazhooh, A. (2022). The applications of ultrasound, and ultrasonography in dentistry: a scoping review of the literature. *Clinical oral investigations*, 26(3), 2299-2316.
- Eom, H.-J., Lee, J., Ko, M.-S., Choi, Y., Yoon, R., Cho, K., Nam, S., & Baek, J. (2015). Comparison of fine-needle aspiration and core needle biopsy under ultrasonographic guidance for detecting malignancy and for the tissue-specific diagnosis of salivary gland tumors. *American Journal of Neuroradiology*, 36(6), 1188-1193.
- Evirgen, Ş., & Kamburoğlu, K. (2016). Review on the applications of ultrasonography in dentomaxillofacial region. *World journal of radiology*, 8(1), 50.
- Feldman, M. K., Katyal, S., & Blackwood, M. S. (2009). US artifacts. *Radiographics*, 29(4), 1179-1189.
- Ferreira, L. A., Grossmann, E., Januzzi, E., de Paula, M. V. Q., & Carvalho, A. C. P. (2016). Diagnosis of temporomandibular joint disorders: indication of imaging exams. *Brazilian journal of otorhinolaryngology*, 82(3), 341-352.
- 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.
- Goncalves, M., Mantsopoulos, K., Schapher, M., Iro, H., & Koch, M. (2018). Ultrasound supplemented by sialendoscopy: diagnostic value in sialolithiasis. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 159(3), 449-455.
- Gritzmann, N., Rettenbacher, T., Hollerweger, A., Macheiner, P., & Hübner, E. (2003). Sonography of the salivary glands. *European radiology*, 13(5), 964-975.

- Huang, Q., & Zeng, Z. (2017). A review on real-time 3D ultrasound imaging technology. *BioMed research international*, 2017(1), 6027029.
- Hung, E. H., Griffith, J. F., Yip, S. W., Ivory, M., Lee, J. C., Ng, A. W., & Tong, C. S. (2020). Accuracy of ultrasound in the characterization of superficial soft tissue tumors: a prospective study. *Skeletal radiology*, 49(6), 883-892.
- Izzetti, R., Vitali, S., Aringhieri, G., Nisi, M., Oranges, T., Dini, V., Ferro, F., Baldini, C., Romanelli, M., & Caramella, D. (2021). Ultra-high frequency ultrasound, a promising diagnostic technique: review of the literature and single-center experience. *Canadian Association of Radiologists Journal*, 72(3), 418-431.
- Kasban, H., El-Bendary, M., & Salama, D. (2015). A comparative study of medical imaging techniques. *International Journal of Information Science and Intelligent System*, 4(2), 37-58.
- Katz, P., Hartl, D. M., & Guerre, A. (2009). Clinical ultrasound of the salivary glands. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 42(6), 973-1000.
- Larheim, T. A. (2005). Role of magnetic resonance imaging in the clinical diagnosis of the temporomandibular joint. *Cells Tissues Organs*, 180(1), 6-21.
- Liu, Y., Li, J., Tan, Y.-r., Xiong, P., & Zhong, L.-p. (2015). Accuracy of diagnosis of salivary gland tumors with the use of ultrasonography, computed tomography, and magnetic resonance imaging: a meta-analysis. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 119(2), 238-245. e232.
- Manfredini, D., & Guarda-Nardini, L. (2009). Ultrasonography of the temporomandibular joint: a literature review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 38(12), 1229-1236.
- Patil, S., Alkahtani, A., Bhandi, S., Mashyakhy, M., Alvarez, M., Alroomy, R., Hendi, A., Varadarajan, S., Reda, R., & Raj, A. T. (2021). Ultrasound imaging versus radiographs in differentiating periapical lesions: a systematic review. *Diagnostics*, 11(7), 1208.
- Popescu, M. N., Beiu, C., Iliescu, C. A., Racoviță, A., Berteanu, M., Iliescu, M. G., Stănescu, A. M. A., Radaschin, D. S., & Popa, L. G. (2024). Ultrasound-guided botulinum toxin-A injections into the masseter muscle for both medical and Aesthetic purposes. *Toxins*, 16(10), 413.
- Prativadi, R., Dahiya, N., Kamaya, A., & Bhatt, S. (2017). Ultrasound characteristics of benign vs malignant cervical lymph nodes. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*,
- Reda, R., Zanza, A., Cicconetti, A., Bhandi, S., Miccoli, G., Gambarini, G., & Di Nardo, D. (2021). Ultrasound imaging in dentistry: a literature overview. *Journal of imaging*, 7(11), 238.
- Scarfe, W. C., & Farman, A. G. (2008). What is cone-beam CT and how does it work? *Dental Clinics of North America*, 52(4), 707-730.
- Shetty, S., Pitti, V., Satish Babu, C., Surendra Kumar, G., & Deepthi, B. (2010). Bruxism: a literature review. *The Journal of Indian prosthodontic society*, 10(3), 141-148.

Shung, K. K. (2005). *Diagnostic ultrasound: Imaging and blood flow measurements*. CRC press.

Sumi, M., Ohki, M., & Nakamura, T. (2001). Comparison of sonography and CT for differentiating benign from malignant cervical lymph nodes in patients with squamous cell carcinoma of the head and neck. *American Journal of Roentgenology*, 176(4), 1019-1024.

Terraz, S., Poletti, P. A., Dulguerov, P., Dfouni, N., Becker, C. D., Marchal, F., & Becker, M. (2013). How reliable is sonography in the assessment of sialolithiasis? *American Journal of Roentgenology*, 201(1), W104-W109.

BÖLÜM 2

Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Artefaktların Oluşumu, Sınıflandırılması ve Klinik Etkileri

Emre Haylaz¹

Giriş

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT), medikal bilgisayarlı tomografiye (MDBT) benzer biçimde, konvansiyonel iki boyutlu radyografilerle elde edilemeyen üç boyutlu görüntüleme imkânı sunmaktadır (Rashid ve ark., 2024). KIBT, koni şeklinde X-ışını demeti ve düz panel dedektör kullanarak hastanın etrafında tek bir rotasyon sırasında hacimsel veri elde eden bir görüntüleme yöntemidir. MDBT ise yelpaze biçiminde X-ışını demeti kullanarak aksiyel düzlemde ardışık kesitler halinde veya helikal tarama prensibi ile görüntü oluşturur (Venkatesh ve Elluru, 2017). Bu sistemde verilerin tek bir rotasyonda hacimsel olarak elde edilmesi ve görüntüleme alanının (FOV) gereksinime göre sınırlandırılabilmesi, özellikle dental uygulamalarda MDBT'ye kıyasla daha düşük radyasyon dozu ile görüntüleme yapılmasına katkı sağlamaktadır (Khader ve ark., 2024; Venkatesh ve Elluru, 2017).

KIBT, diş hekimliği ve maksillofasiyal radyolojide üç boyutlu anatomik yapıların değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan bir görüntüleme yöntemidir (Schulze ve ark., 2011). Günümüzde implant planlaması ve alveolar kemik hacminin değerlendirilmesinin yanı sıra endodontide kök kanal morfolojisinin incelenmesi, periapikal lezyonların değerlendirilmesi ve kök fraktürlerinin saptanmasında önemli bir rol oynamaktadır (Melo ve ark., 2026). Ayrıca ortodontide gömülü dişlerin lokalizasyonu, kraniyofasiyal yapıların üç boyutlu analizi ve ortognatik cerrahi planlamasında kullanılmakta; temporomandibular eklem (TME) kemik yapılarının değerlendirilmesi ile maksillofasiyal travmaların analizinde de klinik açıdan değerli bilgiler sağlamaktadır (Abdelkarim, 2019; Rashid ve ark., 2024; Scarfe ve Farman, 2008).

KIBT, yumuşak doku kontrastının sınırlı olması ve görüntüleme sistemine özgü teknik faktörler nedeniyle bazı kısıtlılıklara sahiptir. Bu sınırlılıkların en önemlilerinden biri, rekonstrüksiyon görüntülerinde ortaya çıkan ve görüntü kalitesini azaltarak tanısal doğruluğu olumsuz etkileyebilen artefaktlardır (Nagarajappa ve ark., 2015; Scarfe ve Farman, 2008).

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Sakarya Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, Orcid: 0000-0001-7330-9525

Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Artefakt Çeşitleri ve Nedenleri

KIBT’de artefakt, yeniden yapılandırılmış görüntünün incelenen anatomik yapının gerçek X-ışını zayıflatma özelliklerini doğru biçimde yansıtmaması sonucu ortaya çıkan görüntü bozulması olarak tanımlanmaktadır.

KIBT’de artefaktlar genellikle üç ana grupta incelenmektedir (Schulze ve ark., 2011):

- Fiziksel kaynaklı artefaktlar
- Hasta kaynaklı artefaktlar
- Cihaz/rekonstrüksiyon kaynaklı artefaktlar

Fiziksel Kaynaklı Artefaktlar

Işın Sertleşmesi (Beam Hardening)

Işın sertleşmesi, artefakt oluşumuna yol açan en belirgin ve en sık karşılaşılan etkilerden biridir. Bir X-ışını spektrumu, farklı enerjilere sahip bireysel fotonlardan oluşur; maksimum enerji tüp voltajı (kV) tarafından belirlenirken, ortalama (veya efektif) enerji kV değeri, filtrasyon ve anot özelliklerine bağlıdır (Scarfe ve Farman, 2008; Schulze ve ark., 2011). X-ışını demeti objeyi kat ederken, spektrumdaki düşük enerjili fotonların doku tarafından yüksek oranda soğurulması sonucunda demetin ortalama enerjisinde meydana gelen artış, radyoloji literatüründe “ışın sertleşmesi” olarak ifade edilmektedir (Scarfe ve Farman, 2008; Terrabuio ve ark., 2021).

KIBT rekonstrüksiyon algoritmaları çoğunlukla tek enerjili (monokromatik) demet varsayımına dayandığından, polikromatik spektrumdaki bu enerji değişimini tam olarak telafi edemez ve görüntü yoğunluklarında hatalar ortaya çıkar. Bu artefaktlar genellikle iki temel formda görülür: homojen yapılarda merkezde yoğunluk azalması şeklinde görülen cupping (kupa şeklinde) artefaktı ve iki yüksek yoğunluklu yapı arasında oluşan koyu bantlar veya çizgisel bozulmalar (streak artefaktları) (Nagarajappa ve ark., 2015).

Işın sertleşmesi artefaktı özellikle metal restorasyonlar, dental implantlar ve endodontik dolgu materyalleri gibi yüksek atom numaralı yapıların varlığında belirginleşir ve peri-implant kemik değerlendirmesinde tanısal doğruluğu azaltabilir (Evli ve ark., 2025). Konik ışın geometrisi ve saçılmanın daha belirgin olması nedeniyle bu etki KIBT’de medikal BT’ye kıyasla daha fazla gözlenebilir. Bu nedenle uygun kVp seçimi ve metal artefakt azaltma algoritmaları gibi teknik optimizasyonlar önerilmektedir (Hegazy ve ark., 2023).

Saçılma Artefaktı (Scatter)

Saçılma artefaktı, X-ışını fotonlarının dokularla etkileşimi sırasında farklı yönlere sapmasıyla oluşur ve bu durum primer X-ışını sinyaline ek “saçılmış” sinyalin dedektöre ulaşmasına neden olarak görüntü kontrastını düşürür ve gürültüyü artırır. KIBT’de geniş hacimsel radyasyon geometrisi nedeniyle saçılmanın etkisi özellikle belirgindir ve bu da detayların tespitini zorlaştırarak görüntü kalitesini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Yang, 2016). Saçılma etkisi özellikle geniş alan görüntüleme kullanıldığında ve yüksek yoğunluklu materyaller varlığında belirginleşir. Bu durum gri değer doğruluğunu azaltarak yoğunluk ölçümlerinde sapmalara neden olabilir (Hegazy ve ark., 2023; Yang, 2016).

Saçılma artefaktı genellikle görüntüde genel kontrast kaybı, gölgelenme ve düşük yoğunluklu alanların olduğundan daha hipodens görünmesi şeklinde izlenir ve özellikle peri-implant kemik ile kortikal sınırların değerlendirilmesini zorlaştırabilir (Evli ve ark., 2025). Saçılmanın azaltılması amacıyla küçük FOV seçimi, uygun kVp optimizasyonu ve yazılımsal metal artefakt azaltma algoritmaları önerilmektedir. Ancak, bu yöntemler saçılma etkisini tamamen ortadan kaldıramamaktadır (Hegazy ve ark., 2023).

Güncel araştırmalar, saçılma artefaktlarını minimize etmek için yapay zekâ tabanlı derin öğrenme algoritmalarının geleneksel anti-saçılma ızgaralarına (gridler) alternatif olabileceğini göstermektedir (Zhang ve ark., 2023).

Parsiyel Hacim Artefaktı

Parsiyel hacim artefaktı, bir voksel içerisinde farklı yoğunlukta iki veya daha fazla dokunun birlikte bulunması sonucu attenuasyon (zayıflatma) değerlerinin ortalama olarak hesaplanmasından kaynaklanan görüntü bozulmasıdır. Bu durum, gerçek anatomik sınırların bulanıklaşmasına ve yoğunluk değerlerinin olduğundan farklı görünmesine neden olur (Schulze ve ark., 2011).

KIBT’de izotropik voksel yapısına rağmen voksel boyutunun incelenen yapıya göre büyük olması durumunda parsiyel hacim etkisi daha belirgin hale gelir ve özellikle ince kortikal kemik yapıları ile dar kemik defektlerinin değerlendirilmesinde tanısal zorluk oluşturabilir (Pauwels ve ark., 2015).

Parsiyel hacim artefaktı, küçük boyutlu patolojik oluşumların olduğundan daha küçük ya da tamamen görünmez izlenmesine yol açabilir ve bu durum özellikle endodontik kök fraktürü ve ince kemik perforasyonlarının değerlendirilmesinde klinik açıdan önem taşır (de Lima ve ark., 2023). Voksel boyutunun küçültülmesi, KIBT’de uzaysal çözünürlüğü artırarak küçük detayların görüntülenmesini kolaylaştırır. Bununla birlikte daha küçük voksel boyutu, tarama protokolünde daha yüksek radyasyon dozuna gereksinim duyulmasına ve görüntü gürültüsünün artmasına yol açabilir (de Oliveira ve ark., 2025).

Gürültü (Noise)

Gürültü, KIBT görüntülerinde gerçek anatomik yapıya ait olmayan rastgele yoğunluk değişimleri şeklinde ortaya çıkan ve görüntü kalitesini olumsuz etkileyen bir bozulmadır. Görüntü gürültüsü, anatomik yapıların kontrastını azaltarak küçük detayların ayırt edilmesini zorlaştırabilir ve tanısal doğruluğu düşürebilir. Konik ışın projeksiyon geometrisinde geniş bir hacmin ışınlanması nedeniyle X-ışını fotonlarının önemli bir kısmı doku ile etkileşime girer ve bu etkileşimlerin büyük bölümü Compton saçılması şeklinde gerçekleşir. Saçılmış radyasyonun bir kısmı dedektör tarafından kaydedilmekle birlikte, bu sinyal nesnenin gerçek zayıflamasını doğru şekilde temsil etmez ve bu durum görüntü gürültüsünün artmasına katkıda bulunur (Pauwels ve ark., 2015; Scarfe ve Farman, 2008; Schulze ve ark., 2011).

KIBT sistemlerinde saçılma-primer oranı (scatter-to-primary ratio), konvansiyonel BT sistemlerine göre belirgin şekilde daha yüksektir. Schulze ve ark. (2011) tarafından bildirildiği üzere, bu oran tek kesitli BT’de yaklaşık 0.01 civarındayken, KIBT sistemlerinde 0.4 ile 2.0 gibi belirgin ölçüde daha yüksek değerlere ulaşabilmektedir. Görüntü gürültüsü ayrıca dedektör

özellikleri, düşük radyasyon dozu kullanımı, küçük voksel boyutu ve rekonstrüksiyon algoritmalarının sınırlılıkları ile de ilişkilidir. Özellikle düşük doz protokollerinde dedektöre ulaşan foton sayısının azalması gürültünün artmasına neden olmaktadır (Pauwels ve ark., 2015).

Hasta Kaynaklı Artefaktlar

KIBT görüntü kalitesini etkileyen artefaktların önemli bir bölümü hasta kaynaklı faktörlerden kaynaklanmaktadır. Çekim esnasında hastanın yutkunma, solunum veya istemsiz baş-çene hareketleri yapması ve takı, hareketli protez gibi metal içeren materyallerin çıkarılmamış olması bu grubun temel nedenleridir; bu faktörler rekonstrüksiyon verilerinde tutarsızlığa yol açarak görüntüde bulanıklık, çift kontur ve geometrik distorsiyonlar gibi artefaktların oluşmasına neden olabilir (Salemi ve ark., 2025).

Hareket Artefaktı

Hareket artefaktı, tarama süresi boyunca hastanın baş veya çene hareketi sonucu projeksiyon verilerinin tutarsız hale gelmesiyle oluşur. KIBT sistemlerinde veri tek bir rotasyon sırasında toplandığından, bu süreçte meydana gelen küçük hareketler dahi tüm hacim verisini etkileyebilir (Nagarajappa ve ark., 2015; Salemi ve ark., 2025). Hareket artefaktı genellikle çift kontur, bulanıklık, anatomik yapıların yer değiştirmiş gibi görünmesi veya çizgisel distorsiyonlar şeklinde izlenir. Bu durum özellikle ince kortikal kemik yapılarının, kök fraktürlerinin ve peri-implant kemik sınırlarının değerlendirilmesini zorlaştırabilir (Kuusisto ve ark., 2023).

Tarama süresinin uzun olması, pediatrik hastalar, ileri yaş grubu bireyler ve ağrı nedeniyle stabil pozisyon sağlayamayan hastalar hareket artefaktı açısından daha yüksek risk grubunu oluşturur (Kalabalık ve ark., 2024; Nahir ve ark., 2024). Hareket artefaktlarını azaltmak amacıyla hasta baş stabilizasyonunun sağlanması, kısa tarama sürelerinin tercih edilmesi ve uygun hasta bilgilendirmesi önerilmektedir (Nahir ve ark., 2024; Salemi ve ark., 2025).

Yüksek Yoğunluklu Obje (Metal) Artefaktları

Metal artefaktları, KIBT görüntülerinde en sık karşılaşılan artefakt türlerinden biridir ve genellikle dental implantlar, amalgam restorasyonlar ve endodontik dolgu materyalleri gibi yüksek yoğunluklu yapıların varlığında ortaya çıkar. Bu materyaller, X-ışını demetinin önemli bir kısmını absorbe ederek ışın sertleşmesi, saçılma ve foton açlığı etkilerine neden olur. Özellikle foton açlığı durumunda dedektöre ulaşan foton miktarı azalır ve bunun sonucunda metal yapıların çevresinde karakteristik parlak ve koyu çizgisel (streak) artefaktlar oluşur. Bu artefaktlar, çevre kemik dokusunun değerlendirilmesini zorlaştırarak tanısal doğruluğu olumsuz yönde etkileyebilir (Sawicki ve ark., 2022; Shavakhi ve ark., 2024; Terrabuio ve ark., 2021).

Metal artefaktlarının etkisini azaltmak amacıyla metal artefaktı azaltma algoritmaları geliştirilmiştir. Bu algoritmalar, metal kaynaklı görüntü bozulmalarını azaltarak görüntü kalitesini artırabilir ve özellikle implant çevresindeki kemik dokusunun değerlendirilmesini kolaylaştırabilir. Bununla birlikte, bazı durumlarda bu algoritmaların yeni görüntü bozulmalarına veya sahte anatomik görünümlere neden olabileceği de bildirilmiştir (Hegazy ve ark., 2023; Shavakhi ve ark., 2024).

Son yıllarda metal artefaktlarını azaltmaya yönelik olarak yapay zekâ ve derin öğrenme tabanlı yöntemler geliştirilmiş olup, bu tekniklerin artefakt azaltımında umut verici sonuçlar sağladığı bildirilmektedir. Ancak bu yöntemler henüz rutin klinik kullanımda standart hale gelmemiştir (Wajer ve ark., 2024).

Cihaz/Rekonstrüksiyon Kaynaklı Artefaktlar

Cihaz ve rekonstrüksiyon kaynaklı artefaktlar, KIBT sisteminin dedektör özellikleri, kalibrasyon durumu ve kullanılan rekonstrüksiyon algoritmalarının sınırlılıkları sonucu ortaya çıkan görüntü bozulmalarıdır. Bu artefaktlar, hastadan bağımsız olarak görüntüleme sisteminin donanımsal ve yazılımsal bileşenlerinden kaynaklanır ve genellikle görüntüde sistematik distorsiyonlara neden olur (Rodet ve ark., 2004; Schulze ve ark., 2011).

KIBT görüntüleri, elde edilen iki boyutlu projeksiyon verilerinin matematiksel rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılarak üç boyutlu hacim görüntüsüne dönüştürülmesi ile oluşturulmaktadır. Bu süreçte dedektör elemanlarındaki kalibrasyon hataları, veri örnekleme yetersizlikleri ve rekonstrüksiyon algoritmalarının fiziksel süreci tam olarak modelleyememesi çeşitli artefaktların oluşmasına neden olabilmektedir (Hegazy ve ark., 2023; Rodet ve ark., 2004). Cihaz ve rekonstrüksiyon kaynaklı artefaktlar arasında en sık karşılaşılanlar halka artefaktı (ring artefakt), aliasing artefaktı ve rekonstrüksiyon hatalarına bağlı distorsiyonlardır. Bu artefaktlar, özellikle düşük doz protokollerinde, dedektör kalibrasyonunun yetersiz olduğu durumlarda veya yetersiz projeksiyon verisi elde edildiğinde daha belirgin hale gelebilir (Sawicki ve ark., 2022). Bu artefaktların tanınması, sistem arızalarının erken tespiti ve uygun görüntüleme protokolünün seçilmesi açısından önemlidir. Ayrıca modern KIBT sistemlerinde geliştirilen yazılımsal düzeltme algoritmaları, bu tür artefaktların etkisini azaltmaya yardımcı olabilmektedir (Schulze ve ark., 2011; Wajer ve ark., 2024).

Halka Artefaktı

Halka artefaktı, KIBT sistemlerinde dedektör elemanlarının kalibrasyon hataları veya dedektör hassasiyetindeki farklılıklar sonucu oluşan bir artefakt türüdür. Bu artefakt, aksiyel görüntülerde genellikle görüntü merkezine eş merkezli dairesel veya halka şeklinde yapılar olarak izlenir. Halka artefaktının temel nedeni, dedektördeki belirli piksellerin diğer dedektör elemanlarına kıyasla farklı yanıt vermesi ve sistem rotasyonu sırasında bu hatanın tüm projeksiyon verilerine yansımadır (Nagarajappa ve ark., 2015; Schulze ve ark., 2011). Halka artefaktlarının oluşumu genellikle sistem kalibrasyonu ile azaltılabilir ve modern KIBT sistemlerinde düzenli kalibrasyon işlemleri ile bu artefaktların görülme sıklığı önemli ölçüde azaltılmıştır (Nagarajappa ve ark., 2015).

Aliasing Artefaktı

Aliasing artefaktı, rekonstrüksiyon için kullanılan projeksiyon sayısının yetersiz olması veya veri örnekleme yoğunluğunun düşük olması sonucu ortaya çıkan bir artefakt türüdür. Bu artefakt genellikle görüntüde çizgisel distorsiyonlar, ince çizgiler veya moire desenleri şeklinde görülür (Schulze ve ark., 2011).

Aliasing artefaktı, özellikle düşük doz protokollerinde projeksiyon sayısının azaltılması durumunda daha sık görülmektedir. Bu durum, rekonstrüksiyon algoritmasının yeterli veri

olmadan görüntü oluşturmaya bağlı olarak anatomik yapıların gerçek şeklinden farklı görünmesine neden olabilir (Nagarajappa ve ark., 2015).

Rekonstrüksiyon Hatalarına Bağlı Artefaktlar

KIBT görüntüleri, farklı açılardan elde edilen projeksiyon verilerinin matematiksel rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılarak üç boyutlu hacim görüntüsüne dönüştürülmesi ile oluşturulur. Bu süreçte projeksiyon verilerinin eksik veya yetersiz olması, gürültü içermesi ya da algoritmanın fiziksel görüntüleme sürecini tam olarak modelleyememesi rekonstrüksiyon hatalarına bağlı artefaktların oluşmasına neden olabilir. Özellikle veri eksikliği ve konik ışın geometrisinin neden olduğu sınırlılıklar, görüntü hacminin periferik bölgelerinde distorsiyon ve yoğunluk hatalarına yol açabilmektedir (Schulze ve ark., 2011). Ayrıca rekonstrüksiyon algoritmaları, projeksiyon verilerindeki gürültüyü de işlediğinden, düşük doz protokollerinde gürültü amplifikasyonu meydana gelebilmekte ve bu durum görüntü keskinliğini ve tanısal doğruluğu olumsuz etkileyebilmektedir (Pauwels ve ark., 2015).

Kesilme (Truncation) Artefaktı

Kesilme (truncation) artefaktı, görüntülenen anatomik bölgenin bir kısmının KIBT sisteminin FOV dışında kalması sonucu ortaya çıkan bir artefakt türüdür. Bu durumda, görüntüleme sistemine ulaşan projeksiyon verileri eksik olmakta ve rekonstrüksiyon algoritması eksik veri ile görüntü oluşturmak zorunda kalmaktadır. Bunun sonucunda görüntünün periferik bölgelerinde yoğunluk hataları, distorsiyon ve çizgisel artefaktlar oluşabilmektedir. Bu artefakt, literatürde exomass artefact olarak da tanımlanmaktadır (Schulze ve ark., 2011).

Kesilme artefaktı özellikle geniş anatomik bölgelerin küçük görüntüleme alanı kullanılarak görüntülenmesi durumunda daha sık görülmektedir. Bu artefakt, anatomik yapıların gerçek sınırlarının yanlış değerlendirilmesine neden olabileceğinden tanısal doğruluğu olumsuz etkileyebilir (Scarfe ve Farman, 2008). KIBT çekimi sırasında uygun görüntüleme alanının seçilmesi, truncation artefaktının önlenmesinde en önemli faktörlerden biridir (de Oliveira ve ark., 2025; Pauwels ve ark., 2015).

Konik Işın Etkisi (Cone-Beam Effect)

Konik ışın geometrisi, KIBT'nin temel görüntüleme prensibini oluşturmakla birlikte, bu geometriye bağlı bazı özgün artefaktların oluşmasına neden olabilir. Bu artefaktlar özellikle görüntü hacminin periferik bölgelerinde distorsiyon ve yoğunluk hataları şeklinde ortaya çıkmaktadır. Bunun nedeni, konik ışın demetinin fan-beam geometrisine kıyasla daha geniş bir hacmi aynı anda görüntülemesi ve rekonstrüksiyon algoritmasının bu verileri sınırlı doğrulukla modelleyebilmesidir (Rodet ve ark., 2004; Schulze ve ark., 2011).

Sonuç

KIBT görüntüleme sürecinin her aşamasında (fiziksel, hasta kaynaklı veya donanımsal) çeşitli artefaktlar oluşabilmektedir. Klinisyenlerin bu artefaktları tanıması, yanlış teşhislerin önlenmesi açısından kritik öneme sahiptir. Uygun görüntüleme alanı seçimi, hasta stabilizasyonunun sağlanması ve güncel artefakt azaltma algoritmalarının kullanımı, görüntü kalitesinin optimize edilmesinde temel rol oynamaktadır. Bununla birlikte, artefaktların oluşum

mekanizmalarının ve görüntü üzerindeki karakteristik özelliklerinin iyi anlaşılması, artefaktların patolojik bulgularla karıştırılmasını önleyerek tanısal doğruluğun artırılmasına katkı sağlamaktadır. Özellikle implant çevresi kemik dokusu, kök fraktürleri ve ince anatomik yapıların değerlendirilmesinde artefaktların etkisi klinik karar verme sürecini doğrudan etkileyebilmektedir.

Metal artefakt azaltma algoritmaları, optimize edilmiş görüntüleme protokolleri ve yapay zekâ tabanlı rekonstrüksiyon teknikleri, artefaktların etkisinin azaltılmasına yönelik geliştirilen güncel yöntemler arasında yer almaktadır. Dedektör teknolojileri ve rekonstrüksiyon algoritmalarındaki ilerlemelerin, artefaktların azaltılmasına ve görüntü kalitesinin iyileştirilmesine katkı sağlayarak KIBT'nin tanısal performansını artırması beklenmektedir.

Kaynaklar

Abdelkarim, A. (2019). Cone-beam computed tomography in orthodontics. *Dentistry journal*, 7(3), 89.

de Lima, K. L., Silva, L. R., de Paiva Prado, T. B., Silva, M. A. G., de Freitas Silva, B. S., & Yamamoto-Silva, F. P. (2023). Influence of the technical parameters of KIBT image acquisition on vertical root fracture diagnosis: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Investigations*, 27(2), 433-474.

de Oliveira, V. G. B., Queiroz, P. M., Simões, A. R., Alves, M. G. O., Jardini, M. A. N., Costa, A. L. F., & Lopes, S. L. P. d. C. (2025). Voxel Size and Field of View Influence on Periodontal Bone Assessment Using Four KIBT Systems: An Experimental Ex Vivo Analysis. *Tomography*, 11(7), 74.

Evli, C., Önder, M., Pauwels, R., Kurt, M. H., Koçyiğit, İ. D., Yazıcı, G., & Orhan, K. (2025). Ex Vivo Quantitative Evaluation of Beam Hardening Artifacts at Various Implant Locations in Cone-Beam Computed Tomography Using Metal Artifact Reduction and Noise Reduction Techniques. *Diagnostics*, 15(24), 3201.

Hegazy, M. A., Cho, M. H., Cho, M. H., & Lee, S. Y. (2023). Metal artifact reduction in dental KIBT images using direct sinogram correction combined with metal path-length weighting. *Sensors*, 23(3), 1288.

Kalabalık, F., Aytuğar, E., Aykanat, F., & Çiftçi, C. (2024). Repetition Rate of Scanning Due to Motion Artefacts in Cone-Beam Computed Tomography: a Retrospective Study. *Journal of Oral & Maxillofacial Research*, 15(1), e6.

Khader, A., Jain, S., Mishra, S., Saleem, S., & Vijayan, A. (2024). Comparing radiation doses in KIBT and medical CT imaging for dental applications. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 16(Suppl 2), S1795-S1797.

Kuusisto, N., Hirvonen, J., Suominen, A., Syrjänen, S., Huuromonen, S., Vallittu, P., & Kinnunen, I. (2023). Retrospective analysis of artifacts in cone beam computed tomography images used to diagnose chronic rhinosinusitis. *Diagnostics*, 13(9), 1511.

Melo, S. L. S., Fayad, M. I., Gohel, A., Johnson, B. R., Kalathingal, S., Mahdian, M., Nair, M., Setzer, F. C., & Makins, S. R. (2026). AAE and AAOMR joint position statement: use of cone-beam computed tomography in endodontics 2025 update. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 141(1), 126-135.

Nagarajappa, A. K., Dwivedi, N., & Tiwari, R. (2015). Artifacts: The downturn of KIBT image. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, 5(6), 440-445.

Nahir, C. B., Çitir, M., Çolak, S., & Keldal, G. (2024). Assessment of cone beam computed tomography use in pediatric and adolescent patients: a cross-sectional study. *BMC Oral Health*, 24(1), 1068.

Pauwels, R., Faruangsang, T., Charoenkarn, T., Ngonphloy, N., & Panmekiate, S. (2015). Effect of exposure parameters and voxel size on bone structure analysis in KIBT. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(8), 20150078.

Rashid, A., Feinberg, L., & Fan, K. (2024). The application of cone beam computed tomography (KIBT) on the diagnosis and management of maxillofacial trauma. *Diagnostics*, 14(4), 373.

Rodet, T., Noo, F., & Defrise, M. (2004). The cone-beam algorithm of Feldkamp, Davis, and Kress preserves oblique line integrals. *Medical physics*, 31(7), 1972-1975.

Salemi, F., Baghbani, R., Foroozandeh, M., Mostafapoor, M., Ebrahimi, T., Ashoorirad, M., & Farhadian, M. (2025). Evaluation of the effects of head movement-related artifacts on the quality of cone-beam computed tomography images. *Journal of Stomatology*, 78(2), 132-142.

Sawicki, P., Zawadzki, P. J., & Regulski, P. (2022). The impact of cone-beam computed tomography exposure parameters on peri-implant artifacts: a literature review. *Cureus*, 14(3), e23035.

Scarfe, W. C., & Farman, A. G. (2008). What is cone-beam CT and how does it work? *Dental Clinics of North America*, 52(4), 707-730.

Schulze, R., Heil, U., Groß, D., Bruellmann, D. D., Dranschnikow, E., Schwanecke, U., & Schoemer, E. (2011). Artefacts in KIBT: a review. *Dentomaxillofacial Radiology*, 40(5), 265-273.

Shavakhi, M., Soltani, P., Aghababae, G., Patini, R., Armogida, N. G., Spagnuolo, G., & Valletta, A. (2024). A quantitative evaluation of the effectiveness of the metal artifact reduction algorithm in cone beam computed tomographic images with stainless steel orthodontic brackets and arch wires: an ex vivo study. *Diagnostics*, 14(2), 159.

Terrabuio, B. R., Carvalho, C. G., Peralta-Mamani, M., da Silva Santos, P. S., Rubira-Bullen, I. R. F., & Rubira, C. M. F. (2021). Cone-beam computed tomography artifacts in the presence of dental implants and associated factors: an integrative review. *Imaging science in dentistry*, 51(2), 93.

Venkatesh, E., & Elluru, S. V. (2017). Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry. *Journal of Istanbul University faculty of Dentistry*, 51(3 Suppl 1), 102-121.

Wajer, R., Wajer, A., Kazimierczak, N., Wilamowska, J., & Serafin, Z. (2024). The impact of AI on metal artifacts in KIBT oral cavity imaging. *Diagnostics*, 14(12), 1280.

Yang, C.-C. (2016). Characterization of scattered X-ray photons in dental cone-beam computed tomography. *Plos one*, 11(3), e0149904.

Zhang, X., Jiang, Y., Luo, C., Li, D., Niu, T., & Yu, G. (2023). Image-based scatter correction for cone-beam CT using flip swin transformer U-shape network. *Medical Physics*, 50(8), 5002-5019.

DİŞ HEKİMLİĞİNDE MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMEDE BÖLÜM 11 BİR YAKLAŞIM: DENTAL MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME (DENTAL MRG)

(Hasret YÜCE)¹

(Ezgi UZUN)²

(Gözde AÇIKGÖZ)³

Giriş

Diş hekimliğinde görüntüleme; anatomik yapıların değerlendirilmesinde, klinik incelemelerde ve tanı süreçlerinde önemli bir rol oynamaktadır.(Vaddi ve ark., 2025) Konvansiyonel iki boyutlu radyografik yöntemler, tanısal değerlendirmede temel görüntüleme teknikleri olup, pek çok klinik durumda yeterli bilgi sağlayabilmektedir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KİBT) ise yüksek çözünürlükte üç boyutlu görüntüleme imkânı sunarak anatomik yapıların ve patolojik durumların ayrıntılı olarak incelenmesine olanak tanımaktadır. Ancak bu teknikler iyonizan radyasyona dayandığından, özellikle tekrarlayan maruziyetlerde kümülatif radyasyon riskini de beraberinde getirmektedir.(Greiser ve ark., 2024; Kamburoğlu, 2025)

¹ (Arş. Gör.) Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, 0009-0005-9865-1876

² (Arş. Gör.) Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, 0000-0003-3198-8325

³ (Dr. Öğr. Üyesi) Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, 0000-0003-0147-1798

Mevcut görüntüleme yöntemlerinin bir diğer sınırlılığı, yumuşak dokuların yetersiz görüntülenmesidir.(Greiser ve ark., 2024; Vaddi ve ark., 2025) Örneğin panoramik radyografiler ve KIBT; inferior alveolar siniri doğrudan göstermek yerine onu çevreleyen kortikal kemik aracılığıyla dolaylı olarak ortaya koyabilmektedir. Ayrıca bu radyografik yöntemler, kemik kaybından önce gelişen ve yumuşak dokulara özgü erken inflamatuvar değişikliklerin gösterilmesinde yetersiz kalmaktadır.(Greiser ve ark., 2024; Weckx ve ark., 2016) Benzer şekilde KIBT, temporomandibular eklemin kemik bileşenlerini yüksek çözünürlükle ortaya koyabilse de eklem diski, kapsül ve diğer yumuşak doku yapıları hakkında bilgi sağlayamamaktadır.(Zhang ve ark., 2025)

Tüm bu sınırlılıklar, diş hekimliğinde hem güvenliği artıracak hem de yumuşak doku değerlendirmesini mümkün kılacak alternatif yöntemlere olan gereksinimi açıkça ortaya koymaktadır. Bu bağlamda, iyonizan radyasyon içermemesi ve üstün yumuşak doku kontrastı sağlaması nedeniyle tıpta uzun süredir yaygın olarak kullanılan manyetik rezonans görüntüleme (MRG ve özellikle son yıllarda geliştirilen dental MRG (dental-dedicated MRI – ddMRI) sistemleri dentomaksillofasial bölgenin incelenmesinde umut verici bir yöntem olarak öne çıkmaktadır.(Greiser ve ark., 2024; Vaddi ve ark., 2025)

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

MRG; iç yapıları tespit etmek, yumuşak dokular ile sert dokuları ayırt etmek ve vücut içindeki fonksiyonların belirli yönlerini incelemek için kullanılan invaziv olmayan bir yöntemdir.(Niraj ve ark., 2016) Güçlü ve kontrollü manyetik alanlar altında iyonizan radyasyon içermeyen radyo frekans (RF) dalgalarının etkileşimine dayanan bu yöntem; yüksek çözünürlüklü ve yüksek doku kontrastına sahip kesitsel görüntülerin elde

edilmesine olanak tanımaktadır.(Öztürk ve ark., 2020; Niraj ve ark., 2016)

MRG Cihazının Bileşenleri ve Manyetik Alan Gücü

MRG sistemi; ana manyetik alanı oluşturan mıknatıs, manyetik alanın homojenitesini sağlayan shim sargıları, kesit almamızı sağlayan gradyan sargıları ve RF dalgası gönderen-toplayan RF sargılarından (koil) oluşmaktadır.(Harorlı ve ark., 2014; Eşer ve ark., 2022; Peker Öztürk ve ark., 2020)

Sistemin en temel bileşeni olan mıknatıs, oluşturduğu manyetik alan gücüne göre Tesla (T) birimiyle sınıflandırılmaktadır. Klinik uygulamalarda cihazlar genellikle şu beş grupta değerlendirilmektedir Klinik uygulamalarda cihazlar genellikle beş grupta değerlendirilmektedir; < 0,2 T (Ultra düşük), 0,2 – 0,4 T (Düşük), 0,5 – 1,4 T (Orta), 1,5 – 3,0 T (Yüksek), 4,0 – 7,0 T ve üzeri (Ultra yüksek).(Peker Öztürk ve ark.,2020; Yılmaz, 2022)

Görüntü Oluşumu ve MRG Sekansları

Görüntüleme sürecinde hasta güçlü bir manyetik alan içerisine yerleştirilmekte, vücutta su ve yağ moleküllerinde bulunan hidrojen protonları bu alan doğrultusunda hizalanarak RF uyarımına duyarlı hâle gelmektedir. Kesit alınacak bölgeye uygulanan RF darbeleri ile enerji kazanan protonlar, uyarımın sonlanmasını takiben denge konumlarına geri dönmektedir. Bu süreçte açığa çıkan elektromanyetik sinyaller alıcı sargılar tarafından algılanmakta ve bilgisayar ortamında işlenerek dokular arasındaki sinyal özelliklerindeki farklılıklara dayalı manyetik rezonans görüntüleri oluşturulmaktadır.(Harorlı ve ark., 2014; Peker Öztürk ve ark., 2020; Niraj ve ark., 2016)

Protonların uyarılmış durumdan denge hâline geri dönme hızları, dokuların su ve yağ içeriğine bağlı olarak karakteristik farklılıklar göstermekte olup, görüntü kontrastını belirleyen temel

mekanizmayı oluşturmaktadır.(Harorlı ve ark., 2014) Bu süreç iki ana zaman sabiti ile ifade edilir. T1 (Longitudinal) relaksasyon, protonların enerjilerini çevre dokuya aktararak denge konumuna dönme hızıdır ve kısa T1 süresine sahip yağ gibi dokuların hiperintens görünmesini sağlamaktadır. T2 (Transversal) relaksasyon ise protonların kendi aralarındaki faz birliğinin (spin-spin etkileşimi) kaybolma hızıdır ve uzun T2 süresine sahip su ve enflamatuvar sıvılar bu süreç sayesinde yüksek sinyal vererek hiperintens izlenmektedir.(Harorlı ve ark., 2014; White & Pharoah, 2014)

Görüntüleme sekansları, kullanılan RF dalgalarının enerji düzeyi, uygulama süresi, yankı süresi (Echo Time – TE) ve tekrarlama süresi (Repetition Time – TR) gibi temel parametreler değiştirilerek elde edilmektedir.(Öçbe, 2025; Şatır & Yılmaz, 2020) Bu sekans parametreleri, anatomik yapıların ve patolojik durumların tanımlanmasında kritik bir role sahip olup, her bir sekans dental radyolojik değerlendirmede spesifik tanısal avantajlar sunmaktadır.(Öçbe, 2025)

- T1W Sekans: Kısa TR ve kısa TE süreleri kullanılarak elde edilmektedir.(Öçbe, 2025) Bu zamanlama, protonların çevre dokuya enerji aktardığı "Longitudinal Relaksasyon" sürecini temel almaktadır. Yağ dokusu gibi T1 süresi kısa olan yapılar hiperintens, su ve enflamatuvar sıvılar ise hipointens izlenmektedir. (Harorlı ve ark., 2014; White & Pharoah, 2014) Bu sekans, anatomik detayların ve yağ içerikli yapıların ayırt edilmesine teşkil etmektedir.(Harorlı ve ark., 2014; Poorsattar-Bejeh Mir & Rahmati-Kamel, 2015; Şatır & Yılmaz, 2020; White & Pharoah, 2014.)
- T2W Sekans: Uzun TR ve uzun TE kullanılarak elde edilmektedir.(Öçbe, 2025) Bu durum, protonların faz birliğinin kaybolduğu "Transversal Relaksasyon" sürecini temel almaktadır. T2 süresi uzun olan dokular (su ve sıvı içerikli yapılar), faz birliğini

daha uzun süre korudukları için T2 ağırlıklı görüntülerde yüksek sinyal vererek hiperintens görünmektedirler.(Harorlı ve ark., 2014; Poorsattar-Bejeh Mir & Rahmati-Kamel, 2015; Şatır & Yılmaz, 2020; White & Pharoah, 2014)

- Proton Dansitesi (PD) Sekansı: T1 ve T2 ağırlıklı görüntüler arasında dengeli bir sinyal karakteristiğine sahip olup, bu sekansta T1 ve T2 relaksasyon etkileri büyük ölçüde minimize edilerek, sinyal yoğunluğu esas olarak dokudaki hidrojen çekirdeği (proton) yoğunluğuna odaklanmaktadır.(Poorsattar-Bejeh Mir & Rahmati-Kamel, 2015)
- Kısa Tau İnversiyon Kurtarma (STIR) ve Yağ Baskılama: Yağ sinyalini baskılayarak, yağlı dokularla komşu olan ödemin veya tümöral odakların "parlayarak" daha belirgin hale getirilmesini sağlamaktadır. (Öçbe, 2025)
- Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DWI): Dokudaki su moleküllerinin mikroskopik hareketliliğini ölçerek lezyonların hücresel yoğunluğu hakkında bilgi vermektedir.(Öçbe, 2025; Şatır & Yılmaz, 2020)
- Difüzyon Tensörü Görüntüleme (DTI): Su difüzyonunun yönünü ve büyüklüğünü ölçerek dokuların tutarlılığını analiz etmektedir. Maksillofasiyal bölgede özellikle trigeminal sinir gibi kranial sinirlerin seyrini haritalandırmak ve cerrahi öncesi sinir bütünlüğünü değerlendirmek için kullanılmaktadır.(Öçbe, 2025)
- Dinamik Kontrastlı MRG (DCE-MRI): MRI: Doku perfüzyonunun mikrovasküler parametrelerini analiz eden ileri bir tekniktir.(Öçbe, 2025)

MRG'nin Avantajları ve Dezavantajları

Bu görüntüleme yönteminin başlıca avantajları ve dezavantajları aşağıda özetlenmiştir.(Harorlı ve ark., 2014; Peker Öztürk ve ark, 2020.)

Avantajlar;

1. Manyetik alanın kemik dokusundan etkilenmeden geçmesi sayesinde, X-ışını tabanlı yöntemlerin aksine kemik artefaktı oluşmamaktadır. Bu da beyin dokusu ve derin yumuşak dokuların net izlenmesini sağlamaktadır.
2. BT'nin ayırt edemediği kontrast farklarını oluşturarak; kas, damar, sinir ve bağ dokusu elemanlarının yüksek ayrıntıyla ve birbirinden bağımsız olarak görüntülenebilmesine olanak tanımaktadır.
3. Herhangi bir kontrast ajan kullanılmasına gerek kalmadan kan akımı, lümen daralmaları ve akımdaki yavaşlamalar değerlendirilebilmektedir.
4. Hasta pozisyonu sabit tutularak aksiyal, koronal ve sagittal düzlemlerde doğrudan kesit alınabilmektedir.
5. İyonizan radyasyon içermediği için biyolojik olarak güvenlidir.

Dezavantajlar;

1. Uzun çekim süreleri nedeniyle hasta hareketine bağlı artefaktlar sık görülmektedir.
2. Kemik ve kalsifiye dokular düşük sinyal nedeniyle yeterli netlikte görüntülenemez; bu durum "kemik iliği" dışındaki kemik detaylarının değerlendirilmesini zorlaştırmaktadır.
3. Görüntü elde etme ve değerlendirme zordur.
4. Kalp pili, manyetik kapakçık ve implant taşıyanlarda risk teşkil eder.
5. Metal restorasyonlar görüntüde geniş çaplı distorsiyonlara (görüntü bozulmalarına) yol açmaktadır.
6. Klostrofobisi olan hastalar, çocuklar ve yoğun bakım ünitelerine bağlı hastalar için kapalı ve gürültülü ortam ciddi bir engeldir.
7. Diğer görüntüleme yöntemlerine göre maliyeti yüksektir ve erişilebilirliği daha kısıtlıdır.

Diş Hekimliğinde Manyetik Rezonans Görüntüleme

MRG, multiplanar görüntüleme yeteneği ve yüksek yumuşak doku çözünürlüğü sayesinde diş hekimliğinde özellikle belirli klinik alanlarda vazgeçilmez bir konuma sahiptir.

Bu yöntem ile, TME değerlendirmesinde eklem diskinin konumu, morfolojisi ve hareketi ayrıntılı olarak analiz edilebilmekte; disk deplasmanları, perforasyonlar ve eklem içi efüzyon gibi patolojiler yüksek doğrulukla saptanabilmektedir.(Eşer ve ark., 2022; Özbek ver ark., 2016; Niraj ve ark., 2016; Şatır & Yılmaz, 2020) Bu özellikleri nedeniyle TME patolojilerinin tanı ve sınıflandırılmasında altın standart görüntüleme yöntemi olarak kabul edilmektedir.(Eşer ve ark., 2022; Şatır & Yılmaz, 2020)

MRG baş-boyun bölgesindeki yumuşak doku tümörleri, kistik lezyonlar, tükürük bezi patolojileri ve odontojenik kökenli lezyonların ayırıcı tanısında önemli katkılar sağlamaktadır.(Flugge ve ark., 2023; Özbek ve ark., 2016; Şatır & Yılmaz, 2020) Özellikle lezyonların sınırlarının belirlenmesi, komşu anatomik yapılarla ilişkilerinin ortaya konulması ve perinöral ya da vasküler yayılımın değerlendirilmesi açısından üstünlük göstermektedir.(Niraj ve ark., 2016; White & Pharoah, 2014)

Ancak MRG'nin uzun çekim süreleri, hasta hareketine bağlı artefaktlar gibi sınırlılıkları ince anatomik yapıların değerlendirilmesini güçleştirebilmektedir.(Yılmaz, 2022) Ayrıca ağız bölgesinde bulunan metalik restorasyonlar, ortodontik apareyler veya dental implantlar manyetik alanla etkileşime girerek duyarlılık artefaktlarına yol açabilmekte ve görüntü kalitesini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Flugge ve ark., 2023) Bununla birlikte MRG, diş dokularının yüksek mineral içeriği nedeniyle mine ve dentinin ayrıntılı görüntülenmesinde de yetersiz kalmaktadır. Dentin ve özellikle mine dokusundaki yoğun mineralizasyon, su moleküllerinin hareketliliğini ciddi biçimde kısıtlamakta; bu durum RF uyarımını takiben sinyalin çok kısa sürede sönümlenmesine

neden olmaktadır. Sonuç olarak mineralize dental dokulardan kaynaklanan sinyal, uzaysal kodlama tamamlanmadan kaybolmakta ve bu yapılar görüntülerde koyu alanlar şeklinde izlenmektedir. Bu nedenle MRG uygulamaları, diş hekimliğinde çoğunlukla pulpa, periodontal ligament ve çevre yumuşak dokuların değerlendirilmesiyle sınırlı kalmaktadır.(Vaddi ve ark., 2025)

Bu sorunların aşılmasına yönelik olarak, tanısal açıdan optimize edilmiş ekipman geliştirme çalışmaları sonucunda; uygun manyetik alan şiddeti, özel radyofrekans yüzey koili ve diş hekimliğine özgü pulse sekansları içeren bir dental MRG sistemi geliştirilmiştir.(Fuglsig ve ark., 2025)

Dental Manyetik Rezonans Görüntüleme (Dental MRG)

Dental MRG (dental-dedicated MRI – ddMRI), iyonizan radyasyon içermeyen ve noninvaziv bir görüntüleme yöntemi olarak dentomaksillofasiyal görüntülemede yenilikçi bir yaklaşım sunmaktadır. Geleneksel MRG sistemlerinden farklı olarak, düşük manyetik alan şiddeti (0,55 T), RF bobinleri ve optimize edilmiş puls sekansları kullanılarak kısa tarama sürelerinde (≤ 3 dakika) tanısal görüntü kalitesinin korunması hedeflenmektedir.(Greiser ve ark., 2024; Mašková ve ark., 2024) Bu sistem, yüksek çözünürlüklü sert ve yumuşak doku görüntüleme imkânı sunmakta; daha düşük manyetik alan şiddetlerine bağlı metal kaynaklı artefaktların azalması ve hasta hareketine duyarlılığın düşmesi gibi önemli avantajlar sağlamaktadır. Ayrıca yalnızca dentomaksillofasiyal bölgeye odaklanan sınırlı görüş alanı (field of view, FOV), elde edilen görüntülerin diş hekimleri tarafından doğrudan ve daha etkin biçimde yorumlanabilmesine olanak tanımaktadır.(Fuglsig ve ark., 2025; K. M. Johannsen ve ark., 2025; Mašková ve ark., 2024)

Dental MRG’de görüntü kalitesini belirleyen en önemli unsurlardan biri kullanılan bobin teknolojisidir. Kablolu ve kablosuz intraoral bobinler, dişler, alveolar kemik ve çevre yumuşak dokulara

anatomik olarak çok yakın konumlandırılabilirmeleri sayesinde sinyal-gürültü oranını (SNR) belirgin şekilde artırarak yüksek lokal uzaysal çözünürlük elde edilmesine olanak tanımaktadır. (Ludwig ve ark., 2016; Prager ve ark., 2015) Bu özellikleri sayesinde periodontal yapıların, periapikal lezyonların ve ince kortikal kemik detaylarının değerlendirilmesinde önemli avantajlar sunmaktadır. Çok kanallı RF bobin dizileri, farklı dental arkların ve çene segmentlerinin eş zamanlı görüntülenmesine imkân tanırken, paralel görüntüleme teknikleri ile kullanıldığında tarama sürelerinin kısaltılmasına ve hareket artefaktlarının azaltılmasına katkı sağlamaktadır.(Özen ve ark., 2023, 2026; Prager ve ark., 2015) Buna ek olarak Fourier dönüşümü ile tarama görüntüleme (Sweep Imaging with Fourier Transformation – SWIFT) ve transvers loop (tLoop) gibi özel bobin ve sekans tasarımları, çok kısa eko süreleri sayesinde hem sert hem de yumuşak dokuların aynı görüntüleme oturumunda değerlendirilmesine olanak tanımaktadır. Bu yaklaşımlar, özellikle mineralize dokuların sinyal kaybının azaltılması, metal kaynaklı artefaktların sınırlandırılması ve dentomaksillofasiyal anatomik yapıların bütüncül olarak incelenmesi açısından dental MRG’nin klinik kullanım potansiyelini artırmaktadır.(Idiyatullin ve ark., 2011, 2016)

Diş, kortikal kemik ve mineralize dokular gibi kısa T2 ve relaksasyon sürelerine sahip yapılardan yeterli sinyal elde edebilmek amacıyla ultra-kısa eko zamanlı (ultrashort echo time- UTE), sıfır eko zamanlı (zero echo time-ZTE) ve SWIFT sekansları geliştirilmiştir. Bu ileri sekanslar, sinyal kaybını en aza indirerek geleneksel MRG teknikleriyle sınırlı biçimde değerlendirilebilen sert dokuların daha ayrıntılı ve güvenilir şekilde görüntülenmesine olanak tanımaktadır. Bu sayede diş kronu, kök yapıları, alveolar kemik ve kortikal kemik konturları gibi anatomik detaylar dental görüntülemelerde daha net olarak ortaya konabilmektedir.(More & Zhang, 2024; Vaddi ve ark., 2025)

Özellikle SWIFT sekansı, neredeyse sıfıra yakın eko zamanı ile sürekli RF uyarımı prensibine dayanmakta ve bu sayede hem sert hem de yumuşak dokulardan eş zamanlı sinyal elde edilmesine imkân sağlamaktadır. Düşük akustik gürültü düzeyi, SNR ve metal kaynaklı artefaktların görece azalması gibi avantajları sayesinde SWIFT, dental MRG uygulamalarında hasta konforunu artıran ve klinik uygulanabilirliği güçlendiren bir sekans olarak öne çıkmaktadır. Bu özellikleri, özellikle dentomaksillofasiyal bölgede kompleks anatomik yapıların ve sert – yumuşak doku ilişkilerinin birlikte değerlendirilmesini mümkün kılmaktadır.(K. M. Johannsen ve ark., 2025; Paasonen ve ark., 2020)

Tüm bu bahsedilen düşük manyetik alan şiddeti, inovatif RF bobin tasarımları ve optimize edilmiş gradyan sistemlerinin bir araya gelmesi, dental MRG sistemlerinin dentomaksillofasiyal görüntülemede klinik açıdan uygulanabilir, hasta dostu ve iyonizan radyasyon içermeyen bir alternatif olarak öne çıkmasını sağlamaktadır. Bununla birlikte, bu teknolojinin rutin klinik kullanıma entegrasyonu hâlen bazı sınırlılıklarla karşı karşıyadır. Özellikle sistem maliyetlerinin yüksek olması ve cihazların sınırlı bulunabilirliği, panoramik radyografi ve KIBT gibi daha yaygın kullanılan görüntüleme yöntemlerine kıyasla önemli bir dezavantaj oluşturmaktadır.(Flugge ve ark., 2023; Subharina ve ark., 2022)

Ayrıca 0,55 T gibi düşük manyetik alan şiddetlerinde elde edilen SNR ve uzaysal çözünürlük, 1,5 T ve üzeri konvansiyonel MRG sistemlerine kıyasla görece daha sınırlı kalabilmekte; bu durum özellikle TME ve küçük yumuşak doku yapılarının ayrıntılı değerlendirilmesini zorlaştırabilmektedir.(Kopp ve ark., 2023) Çekim sürelerinde sağlanan teknik ilerlemelere rağmen hasta hareketine duyarlılık tamamen ortadan kaldırılamamış olup, özellikle pediatrik olgular ve uzun süreli görüntüleme protokollerinde artefakt riski devam etmektedir.(Willershausen ve ark., 2024) Bunun yanı sıra, dental MRG teknolojisi henüz gelişim

aşamasında olduğundan, standartlaştırılmış görüntüleme protokollerinin oluşturulmasına, kullanıcı eğitimlerinin yaygınlaştırılmasına ve çok merkezli klinik doğrulama çalışmalarına gereksinim duyulmaktadır.(Kopp ve ark., 2023; Vaddi ve ark., 2025; Willershausen ve ark., 2024)

Dental MRG ile Yapılan Klinik ve Deneysel Çalışmalar

Dental MRG, son yıllarda geliştirilen donanım ve sekans optimizasyonları sayesinde dentomaksillofasiyal bölgede hem klinik hem de araştırma amaçlı kullanımı giderek artan bir görüntüleme yöntemi haline gelmiştir. Literatürde yer alan çalışmalar, dental MRG'nin cerrahi iyileşmenin izlenmesinden implant planlamasına, periapikal ve periodontal patolojilerin değerlendirilmesinden TME incelemelerine kadar geniş bir yelpazede uygulanabilir olduğunu ortaya koymaktadır.(Flugge ve ark., 2023; Vaddi ve ark., 2025)

Cerrahi İyileşme ve İmplant Planlaması

Fuglsig ve arkadaşları(Fuglsig ve ark., 2025), üçüncü molar çekimi sonrası iyileşme sürecinin izlenmesinde dental MRG kullanımını değerlendirmiş ve yöntemin yalnızca postoperatif takipte değil, implant cerrahisi gibi ileri girişimlerde de uygulanabilir olduğunu bildirmiştir. Çalışmada, implant yerleştirilmesi için sıklıkla önerilen altı aylık bekleme süresinin genelleştirilmiş bir yaklaşım olduğu vurgulanmış; dental MRG sayesinde bireysel kemik iyileşme süreçlerinin daha sık ve kişiselleştirilmiş biçimde izlenebileceği ifade edilmiştir. Proton yoğunluklu sekanslarda zamanla izlenen sinyal azalması alveoler kalsifikasyon süreci ile ilişkilendirilirken, PD-STIR sekanslarında ödem ya da inflamasyonu düşündürecek bulgulara rastlanmamıştır. Bu sonuçlar, dental MRG'nin cerrahi sonrası takipte ve potansiyel olarak endodontik iyileşmenin değerlendirilmesinde kullanılabileceğini düşündürmektedir.(Fuglsig ve ark., 2025)

Hilgenfeld ve arkadaşları(Hilgenfeld ve ark., 2020) tarafından gerçekleştirilen karşılaştırmalı bir çalışmada, dental MRG'ye dayalı geriye dönük implant planlamasının doğruluğu KIBT ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen bulgular, dental MRG'nin implant tipi, boyutu ve pozisyonunu büyük oranda doğru öngörebildiğini ve cerrahi kılavuzların %97'den fazlasının implant cerrahisine uygun olduğunu göstermiştir. Ortalama konumsal sapmaların 1–1,3 mm, açısal sapmaların ise 2–3° aralığında olması, yöntemin cerrahi açıdan kabul edilebilir bir doğruluk sunduğunu ortaya koymaktadır. Bununla birlikte, bazı olgularda kemik augmentasyonu gereksiniminin öngörülememesi, kısalmış dental ark bölgelerinde doğruluğun azalması ve yorumlama sürecinde hekim deneyiminin belirleyici olması yöntemin sınırlılıkları arasında yer almaktadır.(Hilgenfeld ve ark., 2020)

Periapikal ve Endodontik Lezyonların Değerlendirilmesi

Juerchot ve arkadaşlarının(Juerchott ve ark., 2018) prospektif pilot çalışmasında, intraoral radyografide 5 mm'den büyük radyolusensi saptanan hastalarda periapikal lezyonlar dental MRG ile değerlendirilmiştir. Tüm lezyonların dental MRG'de güvenilir biçimde görüntülenebilir olduğu, hareket ya da metal artefaktlarına bağlı ciddi kalite kaybı gözlenmediği bildirilmiştir. Kontrastsız T1 ağırlıklı sekanslar sınırlı tanısal değer sunarken, yağ baskılı T2 ağırlıklı ve kontrastlı yağ baskılı T1 ağırlıklı sekansların lezyon periferini, merkezini ve çevre dokuları ayırt etmede yüksek güvenilirlik sağladığı gösterilmiştir. Kistler ile granülomlar arasında lezyon sınırlarının düzeni, periferik halka özellikleri ve çevre doku tutulumu gibi kriterler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmıştır. Bu bulgular, dental MRG'nin periapikal kist ve granülomların non-invaziv ayırıcı tanısında klinik açıdan değerli bir yöntem olabileceğini ortaya koymaktadır.(Juerchott ve ark., 2018)

Johannsen ve arkadaşlarının(K. Johannsen ve ark., 2026) yürüttüğü fizibilite çalışmasında ise dental MRG sisteminin pulpa vitalitesi ve apikal periodontitin değerlendirilmesindeki klinik uygulanabilirliği araştırılmıştır. Çalışmada, klinik ve radyografik olarak endodontik patoloji şüphesi bulunan dişler dental MRG ile incelenmiş ve elde edilen bulgular klinik vitalite testleri ile karşılaştırılmıştır. Konvansiyonel kontrastsız T1 ağırlıklı sekansların pulpa canlılığı açısından sınırlı bilgi sunduğu, buna karşın yağ baskılı T2 ağırlıklı ve kontrastlı yağ baskılı T1 ağırlıklı sekansların pulpa perfüzyonunu ve inflamatuvar değişiklikleri değerlendirmede daha yüksek tanısal değer sağladığı bildirilmiştir. Vital pulpalarda kontrast tutulumu ve sinyal intensitesinde artış izlenirken, nekrotik pulpalarda bu bulguların belirgin olarak azaldığı veya tamamen kaybolduğu gösterilmiştir. Ayrıca dental MRG'nin apikal periodontit varlığını ve lezyon yayılımını güvenilir biçimde ortaya koyabildiği, metal ve hareket artefaktlarının görüntü kalitesini anlamlı ölçüde etkilemediği belirtilmiştir. Bu sonuçlar, dental MRG'nin pulpa vitalitesi ile periapikal patolojilerin non-invaziv değerlendirilmesinde umut verici bir tanı yöntemi olabileceğini göstermektedir.(K. Johannsen ve ark., 2026)

Periodontal Değerlendirme

Yakın tarihli çalışmalar, dental MRG'nin periodontal dokuların non-invaziv değerlendirilmesinde önemli bir potansiyel taşıdığını göstermektedir. Marjinal kemik seviyelerindeki değişiklikler, furkasyon defektleri ve periodontal hastalık progresyonu dental MRG ile etkin biçimde ortaya konabilmektedir. Anatomik değerlendirmenin ötesinde, dental MRG sekansları periodontal dokularda sıvı birikimi ile uyumlu sinyal değişikliklerini de saptayabilmekte; bu bulgular aktif inflamatuvar süreçlerin varlığına işaret edebilmektedir. Bu özellik, yöntemin yalnızca yapısal kayıpları değil, hastalığın biyolojik aktivitesini de

değerlendirebilmesine olanak tanımaktadır.(Greiser ve ark., 2024; Vaddi ve ark, 2025)

Özellikle proton yoğunluklu ve yağ baskılı sekanslar, periodontal ligament, gingival dokular ve alveolar kemik arasındaki sınırların daha net biçimde ayırt edilmesini sağlamaktadır. Bu sayede erken dönem periodontal değişikliklerin saptanması ve hastalığın ilerleyişinin izlenmesi mümkün olabilmektedir. Ayrıca dental MRG'nin iyonizan radyasyon içermemesi, periodontal hastalığın uzun dönem takibinde ve tedavi yanıtının değerlendirilmesinde önemli bir avantaj sunmaktadır.(Hilgenfeld ve ark., 2020)

Mevcut bulgular, dental MRG'nin periodontal hastalıklarda klinik muayene ve konvansiyonel radyografik yöntemleri tamamlayıcı bir araç olarak kullanılabileceğini düşündürmektedir. Bununla birlikte, periodontal değerlendirmede tanısal doğruluğun artırılabilmesi için daha geniş hasta gruplarını içeren çalışmalara, standardize edilmiş görüntüleme protokollerine ve klinik korelasyonları destekleyen ileri araştırmalara ihtiyaç olduğu vurgulanmaktadır.(Greiser ve ark., 2024)

TME Çalışmaları

Dental MRG, hem sert hem de yumuşak doku TME bileşenlerinin iyonizan radyasyon içermeden değerlendirilmesine olanak sağlaması nedeniyle önemli bir klinik avantaja sahiptir. Literatürde, düşük manyetik alanlı dental MRG sistemlerinin TME görüntülemesindeki etkinliği, klinik standart sistemlerle karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.(Liedke ve ark., 2025; Nixdorf ve ark., 2025; Vaddi ve ark., 2025)

Nixdorf ve arkadaşları(Nixdorf ve ark., 2025) tarafından gerçekleştirilen çalışmada, 0,55 T dental MRG sistemi ile 1,5 T klinik MRG cihazı kullanılarak elde edilen TME görüntüleri karşılaştırılmıştır. Bulgular, düşük alanlı sistemlerin sert ve yumuşak

dokuların görselleştirilmesi açısından klinik sistemlerle benzer görüntü kalitesi sunduğunu ortaya koymuştur. Bazı değerlendiriciler, özellikle kontrast açısından 0,55 T sistemin avantajlı olduğunu belirtmiştir. Bununla birlikte, gözlemciler arası uyumun düşük düzeyde kalması, TME değerlendirmesinde standart protokollerin ve kullanıcı deneyiminin önemini vurgulamaktadır.(Nixdorf ve ark., 2025)

Liedke ve arkadaşları(Liedke ve ark., 2025) tarafından yürütülen bir fizibilite çalışmasında ise dental MRG ve KIBT kullanılarak TME patolojileri karşılaştırılmıştır. Disk pozisyonu, eklem içi sıvı varlığı ve yumuşak doku bulgularının dental MRG ile güvenilir biçimde değerlendirilebildiği gösterilirken; kondiler kemik değişikliklerinin saptanmasında KIBT'nin daha yüksek gözlemci uyumu sunduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, iki yöntem arasında kemik patolojilerinin saptanması açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.(Liedke ve ark., 2025)

Tüm bu bulgular, dental MRG'nin TME'nin yumuşak doku bileşenlerinin değerlendirilmesinde güçlü bir yöntem olduğunu, sert doku patolojilerinde ise KIBT'ye tamamlayıcı bir rol üstlenebileceğini göstermektedir. Ayrıca iyonizan radyasyon içermemesi, özellikle genç hastalarda ve uzun dönem takip gerektiren olgularda dental MRG'yi avantajlı bir alternatif haline getirmektedir.(Liedke ve ark., 2025)

Artefaktlar, Materyal Etkileşimi ve Teknik Gelişmeler

Dental MRG uygulamalarında karşılaşılan en önemli sınırlılıklardan biri, metalik dental materyallerin neden olduğu manyetik duyarlılık artefaktlarıdır. Özellikle implantlar, restoratif materyaller ve ortodontik apareyler, görüntü kalitesini olumsuz etkileyebilmektedir. Bu bağlamda, implant materyali ile manyetik alan gücü arasındaki etkileşim, son yıllarda çeşitli çalışmalarla ayrıntılı biçimde incelenmiştir.(K. M. Johannsen ve ark., 2025)

Johannsen ve arkadaşları(K. M. Johannsen ve ark., 2025), titanyum ve zirkonya implantların farklı manyetik alan şiddetlerinde oluşturduğu artefaktları hem ex vivo hem de in vivo koşullarda değerlendirmiştir. Bulgular, titanyum implantların zirkonyaya kıyasla daha belirgin manyetik alan distorsiyonlarına yol açtığını ve bu etkinin manyetik alan gücü arttıkça belirginleştiğini göstermiştir. Düşük manyetik alanlı dental MRG sistemlerinde artefaktların daha sınırlı olduğu, ancak implantlara komşu diş kronlarında sinyal kayıplarının tamamen ortadan kalkmadığı bildirilmiştir. Bu durum, uygun görüntüleme protokollerinin ve implant materyal seçiminin klinik değerlendirmede önemli rol oynadığını ortaya koymaktadır.(K. M. Johannsen ve ark., 2025)

Sampaio-Oliveira ve arkadaşları(Sampaio-Oliveira ve ark., 2025) tarafından gerçekleştirilen bir çalışma, dental MRG uygulamalarında görüntü kalitesini artırmak ve klinik uygulanabilirliği geliştirmek amacıyla intraoral kullanım için özel bir taşıyıcı cihazın geliştirilmesini amaçlamaktadır. Çalışmada tasarlanan cihaz, dental MRG koilinin ağız içinde stabil şekilde konumlandırılmasını sağlayarak hasta hareketlerini azaltmayı ve sinyal-gürültü oranını artırmayı hedeflemiştir. Geliştirilen taşıyıcı sistemin ergonomik tasarımı sayesinde hasta konforunun iyileştirildiği, koil pozisyonunun tekrarlanabilirliğinin arttığı ve dental yapılara ait görüntülerin daha yüksek mekânsal çözünürlükle elde edilebildiği gösterilmiştir. Çalışmada, bu tür yardımcı cihazların dental MRG'nin klinik pratiğe entegrasyonunda önemli bir teknik adım olduğunu ve özellikle dental sert ve yumuşak dokuların detaylı değerlendirilmesine katkı sağlayabileceğini vurgulamaktadır. (Sampaio-Oliveira ve ark., 2025)

Teknik gelişmeler kapsamında, dental MRG'ye özgü bobin tasarımları, optimize edilmiş puls sekansları ve yapay zekâ tabanlı rekonstrüksiyon algoritmaları ile artefaktların azaltılması ve görüntü kalitesinin artırılması hedeflenmektedir. Ayrıca, fantom ve taşıyıcı

sistemler kullanılarak geliştirilen deneysel modeller, dental materyallerin MRG davranışlarının objektif olarak değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. Bu tür çalışmalar, dental MRG'nin klinik güvenilirliğini artırmaya yönelik standartların geliştirilmesi açısından önemli bir altyapı sunmaktadır.(K. M. Johannsen ve ark., 2025)

Genel olarak, düşük manyetik alan teknolojileri, gelişmiş sekanslar ve materyal odaklı araştırmaların birleşimi, dental MRG'nin klinik uygulanabilirliğini giderek artırmakta; yöntemin gelecekte dentomaksillofasiyal görüntülemeye daha yaygın bir kullanım alanı bulabileceğini düşündürmektedir.(K. M. Johannsen ve ark., 2025)

Dental MRG'de Sınırlılıklar ve Gelecek Perspektifi

Dental MRG'de kaydedilen tüm teknolojik gelişmelere rağmen, yöntemin bazı sınırlılıkları devam etmektedir. Uzamsal çözünürlüğün halen KIBT'nin gerisinde olması, çok küçük veya erken dönem lezyonların saptanmasını zorlaştırabilmektedir. Ayrıca hasta hareketine bağlı artefakt riski, özellikle pediatrik olgularda önemini korumaktadır. Sistem maliyetleri, cihazların sınırlı erişilebilirliği ve kullanıcı eğitimi gereksinimi de yöntemin yaygın klinik entegrasyonunun önündeki başlıca engellerdir. (Flugge ve ark., 2023; Vaddi ve ark., 2025)

Buna karşın düşük manyetik alan teknolojileri, yenilikçi RF bobinleri ve optimize edilmiş sekansların bir araya gelmesiyle dental MRG, dentomaksillofasiyal görüntülemeye radyasyonsuz ve hasta dostu bir alternatif olarak giderek daha güçlü bir konum elde etmektedir. Gelecekte standart protokollerin oluşturulması ve çok merkezli klinik çalışmaların artmasıyla birlikte dental MRG'nin rutin diş hekimliği pratiğinde daha geniş bir kullanım alanı bulması beklenmektedir.(Flugge ve ark., 2023; Vaddi ve ark., 2025)

Sonuç

MRG, iyonizan radyasyon içermemesi ve yumuşak doku değerlendirmesindeki üstünlüğü sayesinde diş hekimliği ve maksillofasiyal radyolojide önemli bir dönüşüm potansiyeline sahiptir. Dental MRG sistemleri, her ne kadar günümüzde KIBT'nin uzamsal çözünürlüğüne tam olarak ulaşamamış olsa da, gelişen teknoloji ile gelecekte tanı, tedavi planlaması ve takip süreçlerinde tamamlayıcı ve hatta bazı alanlarda alternatif bir yöntem olarak öne çıkacaktır.

Kaynakça

Eşer, G., Duman, Ş. B., Başaran, M., & Aşantoğrol, F. (2022). Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Diş Hekimliği. *Black Sea Journal of Health Science*, 5(1), 130–137. <https://doi.org/10.19127/bshealthscience.974736>

Flugge, T., Gross, C., Ludwig, U., Schmitz, J., Nahles, S., Heiland, M., & Nelson, K. (2023). Dental MRI—only a future vision or standard of care? A literature review on current indications and applications of MRI in dentistry. *Dentomaxillofacial Radiology*, 52(4). <https://doi.org/10.1259/dmfr.20220333>

Fuglsig, J. M. C. E. S., Sampaio-Oliveira, M., & Spin-Neto, R. (2025). Dental-dedicated magnetic resonance imaging in the follow-up of lower third molar removal. *Oral Radiology*, 41(2), 296–301. <https://doi.org/10.1007/s11282-024-00787-x>

Greiser, A., Christensen, J., Fuglsig, J. M. C. S., Johannsen, K. M., Nixdorf, D. R., Burzan, K., Lauer, L., Krueger, G., Hayes, C., Kettless, K., Ulrici, J., & Spin-Neto, R. (2024). Dental-dedicated MRI, a novel approach for dentomaxillofacial diagnostic imaging: technical specifications and feasibility. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 53(1), 74–85. <https://doi.org/10.1093/dmfr/twad004>

Harorlı A, Akgül M, Yılmaz B, Bilge M, Dağıstan S, Çakar B, Çağlayan F, Miloğlu Ö, Sümbüllü A. (2014) *Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi*. Türkiye: Nobel TıpYayıncılık.

Hilgenfeld, T., Juerchott, A., Jende, J. M. E., Rammelsberg, P., Heiland, S., Bendszus, M., & Schwindling, F. S. (2020). Use of dental MRI for radiation-free guided dental implant planning: a prospective, in vivo study of accuracy and reliability. *European Radiology*, 30(12), 6392–6401. <https://doi.org/10.1007/S00330-020-07262-1>

Idiyatullin, D., Corum, C., Moeller, S., Prasad, H. S., Garwood, M., & Nixdorf, D. R. (2011). Dental Magnetic Resonance Imaging: Making the Invisible Visible. *Journal of Endodontics*, 37(6), 745–752. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.02.022>

Idiyatullin, D., Garwood, M., Gaalaas, L., & Nixdorf, D. R. (2016). Role of MRI for detecting micro cracks in teeth. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 45(7). <https://doi.org/10.1259/dmfr.20160150>

Johannsen, K., Christensen, J., Kirkevang, L. L., Matzen, L. H., & Spin-Neto, R. (2026). Dental-Dedicated MRI in the Assessment of Pulp Vitality and Apical Periodontitis: A Feasibility Study. *International Endodontic Journal*. <https://doi.org/10.1111/iej.70101>

Johannsen, K. M., Christensen, J., Matzen, L. H., Hansen, B., & Spin-Neto, R. (2025). Interference of titanium and zirconia implants on dental-dedicated MR image quality: ex vivo and in vivo assessment. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 54(2), 132–139. <https://doi.org/10.1093/DMFR/TWAE071>

Juerchott, A., Pfefferle, T., Flechtenmacher, C., Mente, J., Bendszus, M., Heiland, S., & Hilgenfeld, T. (2018). Differentiation of periapical granulomas and cysts by using dental MRI: a pilot study. *International Journal of Oral Science*, 10(2), 1–8. <https://doi.org/10.1038/S41368-018-0017-Y>

Kamburoğlu, K. (2025). Trends in dentomaxillofacial radiology. *World Journal of Radiology*, 17(1). <https://doi.org/10.4329/wjr.v17.i1.97255>

Kopp, M., Wiesmueller, M., Buchbender, M., Kesting, M., Nagel, A. M., May, M. S., Uder, M., Roemer, F. W., & Heiss, R. (2023). MRI of Temporomandibular Joint Disorders: A Comparative Study of 0.55 T and 1.5 T MRI. *Investigative Radiology*, 59(3), 223. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000001008>

Liedke, G. S., Christensen, J., & Spin-Neto, R. (2025). Evaluation of Temporomandibular Joint Structures and Conditions Using Dental-Dedicated MRI: A Feasibility Study. *Journal of Oral Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1111/JOOR.70071>

Ludwig, U., Eisenbeiss, A. K., Scheifele, C., Nelson, K., Bock, M., Hennig, J., Von Elverfeldt, D., Herdt, O., Flugge, T., & Hovener, J. B. (2016). Dental MRI using wireless intraoral coils. *Scientific Reports*, 6. <https://doi.org/10.1038/srep23301>

Mašková, B., Rožánek, M., Gajdoš, O., Karnoub, E., Kamenský, V., & Donin, G. (2024). Assessment of the Diagnostic Efficacy of Low-Field Magnetic Resonance Imaging: A Systematic Review. *Diagnostics*, 14(14). <https://doi.org/10.3390/diagnostics14141564>

More, S. S., & Zhang, X. (2024). Ultrashort Echo Time and Zero Echo Time MRI and Their Applications at High Magnetic Fields: A Literature Survey. *Investigative Magnetic Resonance Imaging*, 28(4), 153. <https://doi.org/10.13104/imri.2024.0009>

Niraj, L. K., Patthi, B., Singla, A., Gupta, R., Ali, I., Dhama, K., Kumar, J. K., & Prasad, M. (2016). MRI in Dentistry- A Future Towards Radiation Free Imaging – Systematic Review. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, 10(10), ZE14. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/19435.8658>

Nixdorf, D. R., Greiser, A., Hayes, C., Gaalaas, L., Groenke, B. R., Fuglsig, J. M. de C. e. S., Johannsen, K. M., Herman, C. R., Kaimal, S., Moana-Filho, E. J., Mulet, M., Özütemiz, C., & Spin-Neto, R. (2025). Comparison of a 0.55 T dental-dedicated magnetic resonance imaging system with a 1.5 T system in evaluation of the temporomandibular joint regarding subjective image quality assessment and rater agreement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 140(1), 113–124. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2025.02.011>

Öçbe, M. (2025). The evolving role of MRI in dentomaxillofacial diagnostics: a comprehensive review. *European Oral Research*, 59(1), 58–67. <https://doi.org/10.26650/eor.2024145664>

Özbek, Ş. M., Orhan, K., & Öztürkmen, Z. (2016). Manyetik rezonans görüntülemenin diş hekimliğindeki yeri, önemi ve manyetik rezonans görüntülerinin yorumlanması. *Türkiye Klinikleri Journal of Oral and Maxillofacial Radiology - Special Topics*, 2(1), 33–43.

Özen, A. C., Hilgenfeld, T., & Bock, M. (2026). Intraoral Coil Arrays for Single-Tooth Dental MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 95(3), 1858–1865. <https://doi.org/10.1002/mrm.70153>

Özen, A. C., Ilbey, S., Jia, F., İdiyatullin, D., Garwood, M., Nixdorf, D. R., & Bock, M. (2023). An improved intraoral transverse loop coil design for high-resolution dental MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 90(4), 1728–1737. <https://doi.org/10.1002/mrm.29744>

Peker Öztürk, H., Baysal, N., & Özen, T. (2020). Manyetik rezonans görüntülemeye güncel gelişmeler. İçinde B. G. Baksı Şen (Ed.), Maksillofasiyal görüntülemeye güncel teknikler (ss. 11–19). *Türkiye Klinikleri*.

Paasonen, J., Laakso, H., Pirttimäki, T., Stenroos, P., Salo, R. A., Zhurakovskaya, E., Lehto, L. J., Tanila, H., Garwood, M., Michaeli,

S., Idiyatullin, D., Mangia, S., & Gröhn, O. (2020). Multi-band SWIFT enables quiet and artefact-free EEG-fMRI and awake fMRI studies in rat. *NeuroImage*, 206(10), 116338. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2019.116338>

Poorsattar-Bejeh Mir, A., & Rahmati-Kamel, M. (2015). Should the orthodontic brackets always be removed prior to magnetic resonance imaging (MRI)?. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 6(2), 142. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2015.08.007>

Prager, M., Heiland, S., Gareis, D., Hilgenfeld, T., Bendszus, M., & Gaudino, C. (2015). Dental MRI using a dedicated RF-coil at 3 Tesla. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 43(10), 2175–2182. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.10.011>

Sampaio-Oliveira, M., Oliveira, M. L., & Spin-Neto, R. (2025). Development of a carrier device for dental-dedicated magnetic resonance imaging. *Imaging Science in Dentistry*, 55(2), 207–213. <https://doi.org/10.5624/isd.20240254>

Şatır, S., & Yılmaz, S. (2020). Manyetik rezonans görüntülemenin ağız diş ve çene radyolojisinde yeri ve ultra yüksek alan manyetik rezonans görüntüleme Magnetic resonance imaging in oral and maxillofacial radiology and ultra high field magnetic resonance imaging. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 40(1), 11–22.

Subharina, M., Manjula, H., Amit, M., & Simran, S. (2022). A comprehensive look at magnetic resonance imaging. *SRM Journal of Research in Dental Sciences*, 13(4), 174–178. https://doi.org/10.4103/srmjrds.srmjrds_86_22

Vaddi, A., Parasher, P., & Khurana, S. (2025). Beyond X-Rays: Unveiling the Future of Dental Diagnosis with Dental Magnetic Resonance Imaging. *Diagnostics*. <https://doi.org/10.3390/diagnostics>

Weckx, A., Agbaje, J. O., Sun, Y., Jacobs, R., & Politis, C. (2016). Visualization techniques of the inferior alveolar nerve (IAN): a narrative review. *Surgical and Radiologic Anatomy : SRA*, 38(1), 55–63. <https://doi.org/10.1007/s00276-015-1510-z>

White, S. C., & Pharoah, M. J. (2014). *Oral radiology: Principles and interpretation* (7th ed., ss. 41–63). Elsevier

Willershausen, I., Evangeliou, S., Fautz, H. P., Amarteifio, P., May, M. S., Stroebel, A., Zeilinger, M., Uder, M., Goelz, L., & Kopp, M. (2024). Low-Field MRI for Dental Imaging in Pediatric Patients With Supernumerary and Ectopic Teeth: A Comparative Study of 0.55 T and Ultra-Low-Dose CT. *Investigative Radiology*, 60(5), 299. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000001129>

Yılmaz, S. (2022). Dental ve maksillofasial manyetik rezonans görüntüleme: Güncel bilgiler. *Selcuk Dental Journal*, 9(2), 729–737. <https://doi.org/10.15311/selcukdentj.860805>

Zhang, M., Sang, J., Yang, C., Liu, H., Xiao, Y., Li, J., & Li, G. (2025). Cone-Beam Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging in Temporomandibular Joint Disorder Diagnosis: A Comparative Study. *Journal of Multidisciplinary Healthcare*. <https://doi.org/10.2147/JMDH.S521279>

BÖLÜM 4

OSTEONEKROZLAR (MRONJ VE ORN): ETİYOLOJİ, PATOGENEZ VE RADYOLOJİK DEĞERLENDİRME

MUHAMMET CAN EREN¹, İSMAİL GÜMÜŞSOY¹, FURKAN OSMAN
AKARÇAY¹

Giriş

Çene kemiklerini tutan osteonekrozlar, diş hekimliği ve maksillofasiyal cerrahi pratiğinde nadir görülmelerine rağmen, ciddi fonksiyonel kayıplara, kronik ağrıya ve yaşam kalitesinde belirgin azalmaya yol açabilen klinik tablolardır. Özellikle son yıllarda antirezortif ve antianjiyojenik ilaçların kullanım alanlarının genişlemesi ile ilaç ilişkili çene osteonekrozu (Medication-Related Osteonecrosis of the Jaw, MRONJ) olgularında belirgin bir artış gözlenmektedir. Bunun yanı sıra, baş-boyun malignitelerinin tedavisinde yaygın olarak uygulanan radyoterapi sonrasında gelişen osteoradyonekroz (Osteoradionecrosis, ORN), çene kemiklerini tutan en ciddi geç dönem komplikasyonlardan biri olmaya devam etmektedir (Khan ve ark., 2015; Ruggiero ve ark., 2022; Yarom ve ark., 2019).

MRONJ ve ORN, klinik olarak iyileşmeyen yara, ekspozite kemik, ağrı, enfeksiyon ve fistül oluşumu gibi benzer bulgularla ortaya çıkabilmekte ve bu durum tanısal süreçte güçlükler yaratabilmektedir. Bununla birlikte bu iki klinik tablonun etiyojisi, patogenezi ve biyolojik davranışı açısından önemli farklılıklar mevcuttur. MRONJ’de temel patogenetik mekanizma antirezortif ve/veya antianjiyojenik ilaçların kemik remodelizasyonu ve mikrodolaşım üzerindeki etkilerine bağlı iken, ORN’de primer belirleyici faktör radyasyonun kemik ve yumuşak dokular üzerindeki doğrudan mikrovasküler ve fibroatrofik etkileridir. Bu farklılıklar, hastalığın klinik seyri kadar radyolojik görünümünü de doğrudan etkilemektedir (Chronopoulos ve ark., 2018; Delanian & Lefaix, 2004).

Osteonekrozların tanı ve evrelemesinde klinik muayene bulguları önemli olmakla birlikte, özellikle erken evre olgularda hastalığın gerçek yayılımı klinik olarak değerlendirilemeyebilir. MRONJ’de ekspozite kemik bulunmayan Evre 0 olgularında tanı çoğu

¹ Araş. Gör., Sakarya Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, Orcid: 0009-0001-0748-1594

¹ Prof. Dr., Sakarya Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, Orcid: 0000-0002-2725-3273

¹ Araş. Gör., Sakarya Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, Orcid: 0009-0002-8118-3197

zaman yalnızca radyolojik bulgulara dayanmakta; ORN'de ise görüntüleme yöntemleri lezyonun sınırlarını ve komşu anatomik yapılarla ilişkisini ortaya koymada kritik rol oynamaktadır. Bu bağlamda görüntüleme yöntemleri, osteonekrozların tanı, evreleme ve klinik yönetiminde vazgeçilmez bir yere sahiptir (Ruggiero ve ark., 2022; Schiodt ve ark., 2019).

Etiyoloji ve Patogenez

Çene osteonekrozları, benzer klinik ve radyolojik bulgularla ortaya çıkabilse de altta yatan etiyolojik faktörler ve patogenetik mekanizmalar açısından heterojen bir yapıya sahiptir. MRONJ ve ORN'de ortak sonlanım, kemik dokunun canlılığını kaybetmesi ve doku iyileşme kapasitesinin belirgin şekilde azalmasıdır; ancak bu sonlanıma giden yol, başlangıç tetikleyicileri, doku mikroçevresindeki biyolojik değişiklikler ve süreçte baskın olan mekanizmalar bakımından belirgin farklılıklar göstermektedir. Bu nedenle etiyoloji değerlendirmesi yalnızca “ajanın varlığı” ile sınırlı tutulmamalı; kemik remodelizasyonu, mikrodolaşım, yumuşak doku bariyeri, lokal enfeksiyon yükü ve konak yanıtı birlikte ele alınmalıdır (Allen & Burr, 2009; Delanian & Lefaix, 2002).

İlaç İlişkili Çene Osteonekrozu (MRONJ)

MRONJ, antirezorptif (bisfosfonatlar, denosumab) ve/veya antianjiyojenik ajanlar başta olmak üzere çeşitli ilaç gruplarıyla ilişkili olarak gelişebilen, çene kemiklerinde iyileşme bozukluğu ile karakterize kompleks bir klinik tablodur (Baron ve ark., 2011). American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons (AAOMS) tanımlamasına göre MRONJ; ilgili ilaç kullanım öyküsü varlığında, sekiz haftadan uzun süredir iyileşmeyen ekspoze kemik veya sondalanabilir kemik bulunması ve baş-boyun bölgesine yönelik radyoterapi öyküsünün olmaması koşullarıyla tanımlanır (Ruggiero ve ark., 2022). Bununla birlikte klinik pratikte, ekspoze kemik olmaksızın radyolojik ve semptomatik bulgularla seyreden olguların (Evre 0) varlığı, MRONJ patogenezinin klinik görünümünden daha erken başladığını ve radyolojik bulguların süreçteki yerini vurgulamaktadır (Khan ve ark., 2015).

Antirezorptif ajanlar: kemik remodelizasyonunun baskılanması ve mikrohasar birikimi

MRONJ patogenezinde en sık vurgulanan mekanizma, osteoklast aktivitesinin baskılanmasına bağlı olarak kemik remodelizasyonunun azalmasıdır. Bisfosfonatlar hidroksiapatite yüksek afinite ile bağlanarak kemikte özellikle yüksek dönüşüm hızına sahip bölgelerde birikir ve osteoklast fonksiyonunu baskılar (Baron ve ark., 2011; McClung, 2016). Bu durum, alveoler kemikte fizyolojik mikrohasar onarımının yavaşlamasına, mikroçatlak birikimine ve kemik dokunun travmaya/infeksiyona yanıt kapasitesinin azalmasına yol açar (Allen & Burr, 2014). Denosumab ise RANKL inhibitörü olarak osteoklast oluşumunu ve aktivitesini azaltır; kemikte birikim davranışı bisfosfonatlardan farklı olmakla birlikte klinik olarak benzer bir “düşük kemik dönüşüm” ortamı oluşturur. Özellikle mandibulada yoğun kortikal yapı ve nispeten sınırlı kollateral dolaşım, düşük dönüşüm koşullarında kemik dayanıklılığını daha kırılgan hale getirebilir (Drake ve ark., 2008; Kendler ve ark., 2010; McClung, 2016).

Çene kemiklerinin özgün biyolojisi ve neden mandibula daha duyarlı?

MRONJ'nin çene kemiklerinde belirginleşmesi, bu bölgenin özgün biyolojik ve çevresel koşullarıyla ilişkilidir. Alveoler kemik, mastikasyon kuvvetleri ve periodontal ligament aracılığıyla sürekli mikrotravmaya maruz kalır ve fizyolojik olarak yüksek remodelizasyon aktivitesi gösterir. Ayrıca oral kavite, yüksek mikrobiyal yük ve biyofilm dinamiği nedeniyle kemik–mukoza arayüzünde sürekli bir immün uyarı oluşturur. Mandibula, maksillaya kıyasla daha yoğun kortikal kemik içeriği ve daha sınırlı vasküler rezerv nedeniyle osteonekrotik süreçlere daha yatkın kabul edilir; posterior mandibula hem anatomik hem de fonksiyonel koşullar nedeniyle en sık tutulum bölgesi olarak öne çıkar (Lee ve ark., 2025; Lesclous ve ark., 2009).

Lokal enfeksiyon ve kronik inflamasyonun patogenezdaki rolü

Güncel yaklaşımda MRONJ, yalnızca “çekim sonrası iyileşmeyen yara” olarak değil; çoğu zaman periodontal/periapikal inflamasyonun ve biyofilmle ilişkili kronik enfeksiyon yükünün, antiresorptif/anti-anjiyojenik etkiler altında iyileşme kapasitesi düşmüş kemikte yarattığı bir süreç olarak ele alınmaktadır. Periodontitis, periapikal lezyonlar, ileri çürük ve kronik perikoronitis gibi odaklar, lokal kemik rezorpsiyon–yenilenme dengesini değiştirerek inflamatuvar sitokin yükünü artırır. Bu ortamda kemik iyileşmesi baskılanmışken, küçük travmalar veya cerrahi girişimler kemik yüzeyinin kolonizasyonunu kolaylaştırabilir ve nekrotik süreci tetikleyebilir. Bu nedenle diş çekimi, çoğu olguda “neden” olmaktan ziyade altta yatan enfeksiyon odağının klinik bir göstergesi veya sürecin açığa çıkmasına aracılık eden bir tetikleyici olarak da değerlendirilebilir (Nicolatou-Galitis ve ark., 2019; Schiodt ve ark., 2019).

Yumuşak doku bariyeri ve mukozal bütünlük

MRONJ'nin klinik olarak görünür hale gelmesinde mukozal bariyerin rolü önemlidir. Oral mukoza, özellikle protez basısı, tekrarlayan mikrotravma, keskin kemik çıkıntıları ve kötü uyumlu restorasyonlar nedeniyle kolayca zedelenabilir. Mukoza bütünlüğünün bozulması, kemik yüzeyinin oral flora ile temasını artırarak sekonder enfeksiyon ve nekroz riskini yükseltir. Bununla birlikte patolojik süreç her zaman mukozal açıklıkla başlamaz; Evre 0 olgularında ekspozite kemik yokken bile kemikte remodelizasyon bozukluğu ve inflamatuvar değişiklikler radyolojik olarak saptanabilir. Bu durum, mukozal bariyer kaybının çoğu kez patogenezin geç bir halkası olabileceğini düşündürür (Otto ve ark., 2018; Tetradis ve ark., 2023).

Vasküler etkiler ve anti-anjiyojenik ilaçlar

Antianjiyojenik ajanlar, damar oluşumu ve endotel fonksiyonları üzerinden doku perfüzyonunu azaltabilir. Bu durum kemik ve yumuşak dokuda hipoksik mikroçevreyi güçlendirir, yara iyileşmesini olumsuz etkiler ve enfeksiyona duyarlılığı artırır. MRONJ'de vasküler bozulma çoğu zaman primer belirleyici değil, remodelizasyon baskılanmasının yanında süreci modüle eden bir faktör olarak değerlendirilse de eşlik eden anti-anjiyojenik tedaviler varlığında riskin arttığı bilinmektedir (Allen & Burr, 2009; Estilo ve ark., 2008).

Sistemik risk faktörleri ve eşlik eden tedaviler

Konak yanıtını ve yara iyileşmesini etkileyen sistemik faktörler, MRONJ riskini ve klinik şiddeti artırabilir. Diyabet (Peer & Khamaisi, 2015), sigara (McGowan ve ark., 2018),

malnütrisyon (Laimer ve ark., 2021), kronik böbrek hastalığı (McGowan ve ark., 2019); ayrıca kortikosteroid kullanımı, kemoterapi ve immünsüpresif tedaviler, iyileşme kapasitesini azaltarak nekroz gelişimini kolaylaştırabilir (Sacco ve ark., 2021). Bu faktörler tek başına MRONJ nedeni değildir; ancak düşük remodelizasyon koşullarında enfeksiyon ve travmaya yanıtı zayıflatarak süreci hızlandırabilir.

İlaçla ilişkili riskin belirleyicileri: endikasyon, doz, uygulama yolu ve süre

MRONJ riski, ilacın endikasyonu ve uygulama rejimi ile yakından ilişkilidir. Osteoporoz tedavisinde kullanılan düşük doz ve genellikle oral protokollerde risk daha düşük seyrederken; maligniteye bağlı kemik metastazları gibi durumlarda uygulanan yüksek doz ve özellikle intravenöz protokollerde risk belirgin artmaktadır (Limonas ve ark., 2020). Maruziyet süresinin uzaması, eşlik eden lokal enfeksiyon odakları ve invaziv dental işlemlerle birlikte MRONJ gelişme olasılığı artabilir. Bu nedenle etiyolojik değerlendirmede yalnızca “ilaç var/yok” yaklaşımı yerine; ajan tipi, toplam maruziyet, doz yoğunluğu, uygulama yolu ve eşlik eden klinik faktörler birlikte sorgulanmalıdır (Kuroshima ve ark., 2019).

Osteoradyonekroz (ORN)

ORN, baş-boyun bölgesine uygulanan radyoterapi sonrasında çene kemiklerinde gelişen, kronik ve ilerleyici nekrotik değişikliklerle karakterize ciddi bir komplikasyondur. ORN’yi belirleyen temel etiyolojik faktör radyasyon maruziyetidir; patogenezi ise radyasyonun kemik ve çevre yumuşak dokular üzerinde oluşturduğu mikrovasküler hasar, hücresel azalma ve doku mikroçevresindeki kronik fibrotik dönüşümün birleşimiyle açıklanır. ORN’nin klinik olarak aylar-yıllar sonra ortaya çıkabilmesi, radyasyonun uzun dönem doku biyolojisini kalıcı olarak değiştirmesiyle ilişkilidir (Chronopoulos ve ark., 2018).

Hipovasküler–hiposellüler–hipoksik model (Marx)

Marx’ın klasik yaklaşımında ORN, radyasyonun mikrovasküler yapıda oluşturduğu hasar sonucunda dokuda perfüzyonun azalması, oksijenlenmenin bozulması ve hücresel bileşenlerin azalması ile karakterizedir. Bu ortamda kemik ve yumuşak dokular travmaya ve enfeksiyona yanıt veremez; küçük bir travma dahi kronik, iyileşmeyen nekroz alanına dönüşebilir. Bu modelde enfeksiyon çoğu zaman sekonder bir olay olarak kabul edilir; primer problem, doku iyileşmesinin biyolojik kapasitesinin kaybıdır (Marx, 1983a, 1983b).

Radyasyonla indüklenen fibroatrofik dönüşüm

Güncel yaklaşım, ORN’nin zaman içinde ilerleyen fibroatrofik bir süreç olduğunu vurgular. Radyasyon sonrası endotel hasarı ve inflamatuvar yanıt, doku mikroçevresinde fibrozisi tetikler; fibroblast fonksiyonları ve ekstraselüler matriks organizasyonu bozulur. Bu süreç, yalnızca kemik dokuyu değil, periost, mukoza ve kas dokuları da kapsayabilen yaygın bir iyileşme bozukluğuna dönüşebilir. Bu nedenle ORN olgularında yumuşak doku komponenti ve fibrotik değişiklikler klinik seyrinde belirgin rol oynar (Chrcanovic ve ark., 2010; Lyons & Ghazali, 2008).

Doz, fraksiyonasyon ve anatomik duyarlılık

ORN gelişiminde radyasyon dozu, fraksiyonasyon şeması ve tedavi alanı belirleyicidir. Mandibula, yoğun kortikal yapısı ve sınırlı vasküler rezervi nedeniyle maksillaya kıyasla daha duyarlı kabul edilir. Posterior mandibula ve mandibular korpus bölgesi, radyasyon alanı içinde kaldığında daha yüksek risk taşır (Nabil & Samman, 2012). Ayrıca radyoterapi ile eş zamanlı cerrahi girişimler, kötü oral hijyen ve mevcut dental enfeksiyon odakları ORN riskini artırabilir (Raguse ve ark., 2016).

Travma ve enfeksiyonun tetikleyici rolü

Radyasyonla hasarlanmış dokuda diş çekimi (Lajolo ve ark., 2021), cerrahi girişimler, implant uygulamaları veya protez travması gibi tetikleyiciler (Toneatti ve ark., 2021) ORN gelişiminde önemlidir. Bununla birlikte ORN'nin temel patogenetik dinamiği, “enfeksiyonun başlatıcı olmasından çok travmaya karşı doku iyileşme kapasitesinin kaybıdır. Sekonder enfeksiyon, nekrotik alanda kolonizasyonu artırarak klinik şiddeti ve yayılımı belirginleştirebilir (Chrcanovic ve ark., 2010).

MRONJ ve ORN'nin Patogenezinde Ayrışan Noktalar

MRONJ ve ORN, klinik ve radyolojik olarak benzer osteonekrotik görünümsergileyebilmekle birlikte, hastalığın biyolojik davranışını belirleyen patogenetik mekanizmalar açısından belirgin şekilde ayrılmaktadır. MRONJ'de patolojik sürecin merkezinde kemik remodelizasyonunun farmakolojik olarak baskılanması yer alırken, ORN'de primer belirleyici unsur radyasyonun mikrovasküler ve fibroatrofik etkileridir. Bu ayrışma, hastalığın yayılım paterni ve görüntüleme bulgularının klinik korelasyonunu doğrudan etkilemektedir (Grisar ve ark., 2016). Söz konusu farklılıklar, Tablo 1'de her iki klinik tablonun patogenezinine özgü ayırt edici özellikler başlıklar hâlinde karşılaştırmalı olarak özetlenmiştir.

Tablo 1. MRONJ ve ORN'nin Patogenezi Açısından Ayrışan Özellikleri

Özellik	MRONJ	ORN
Primer tetikleyici faktör	Antirezorptif / antianjiyojenik ilaçlar	Radyasyon
Başlangıç patogenezi	Düşük kemik dönüşümü, mikrohasar birikimi	Mikrovasküler hasar ve doku hipoksisi
Vasküler bozulmanın rolü	İkincil ve modülatör	Primer ve belirleyici
Kemik iliği canlılığı	Görece korunmuş alanlar görülebilir	Yaygın hiposellülarite
Yumuşak doku tutulumu	Genellikle sekonder enfeksiyonla ilişkili	Sıklıkla primer ve yaygın
Yayılım paterni	Klinik bulgulara kıyasla radyolojik olarak daha geniş	Klinik ve radyolojik yayılım paralel
Geri dönüşebilirlik	Kısmen mümkün	Çoğunlukla geri dönüşümsüz

Bu patogenetik farklılıklar, MRONJ ve ORN'nin radyolojik görünümünü ve görüntüleme yöntemlerinden elde edilen bulguların yorumlanmasını doğrudan etkilemektedir. Bu nedenle osteonekrozların doğru tanı ve evrelemesinde, patogenetik zemin göz önünde bulundurularak uygun görüntüleme yönteminin seçilmesi büyük önem taşımaktadır.

Radyolojik Değerlendirme

Çene osteonekrozlarının tanı, evreleme ve klinik yönetiminde radyolojik değerlendirme, çoğu zaman klinik muayeneden daha belirleyici bir rol üstlenmektedir. Klinik bulgular, özellikle erken evre MRONJ ve ORN olgularında hastalığın gerçek yayılımını yansıtmakta yetersiz kalabilmekte; kemik dokuda başlayan patolojik süreç, klinik olarak ekspozе kemik ortaya çıkmadan uzun süre devam edebilmektedir. Bu nedenle görüntüleme yöntemleri, osteonekrozların yalnızca varlığının saptanmasında değil, lezyonun yayılım sınırlarının belirlenmesinde, komşu anatomik yapılarla ilişkisinin değerlendirilmesinde ve progresyon riskinin öngörülmesinde temel belirleyici unsurlar olarak kabul edilmektedir (Khan ve ark., 2015). MRONJ ve ORN'de radyolojik olarak izlenen bulgular büyük ölçüde benzerlik gösterebilse de bu bulguların dağılımı, yaygınlığı ve yumuşak doku eşlikleri patogenetik zemine bağlı olarak farklılık göstermektedir. Bu nedenle radyolojik değerlendirme, mutlaka ayrıntılı klinik öykü (ilaç kullanımı, radyoterapi dozu ve alanı) ile ele alınmalıdır (Khan ve ark., 2015; Wongratwanich ve ark., 2021). Bu bağlamda MRONJ ve ORN'nin değerlendirilmesinde kullanılan başlıca görüntüleme yöntemleri ve klinik katkıları Tablo 2'de özetlenmiştir.

Tablo 2. MRONJ ve ORN'de Kullanılan Radyolojik Değerlendirme Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Görüntüleme Yöntemi	Değerlendirilen Temel Yapılar	Avantajları	Sınırlılıkları	MRONJ / ORN'de Klinik–Radyolojik Rolü
Panoramik Radyografi	Mandibula ve maksillanın genel morfolojisi	Kolay erişim, düşük radyasyon dozu, ilk basamak değerlendirme	Erken evre osteonekrozlarda düşük duyarlılık, süperpozisyon ve distorsiyon	Tarama amaçlı; ileri evrelerde skleroz, sekestrem ve patolojik fraktür saptanabilir
Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)	Kortikal ve trabeküler kemik, mandibular kanal, maksiller sinüs	Yüksek mekânsal çözünürlük, üç boyutlu değerlendirme, düşük doz	Yumuşak doku değerlendirmesi sınırlı	MRONJ Evre 0 dâhil kemik tutulumunun yayılımını ve cerrahi planlamayı belirlemede temel yöntem
Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)	Kemik iliği, yumuşak dokular, inflamasyon ve fibrozis	Kemik iliği ödemi ve yumuşak doku tutulumu için yüksek duyarlılık	Kortikal kemik değerlendirmesinde sınırlı, maliyet	Erken evre osteonekroz, ORN'de tümör nüksü–osteonekroz ayırıcı tanısı

Medikal Bilgisayarlı Tomografi (BT)	Kortikal kemik, sekestrum, derin anatomik yapılar	Yüksek kontrast çözünürlüğü, geniş anatomik alan	Görece yüksek radyasyon dozu, metal artefaktları	İleri evre olgular, patolojik fraktür ve derin yayılım şüphesi
-------------------------------------	---	--	--	--

Panoramik Radyografi

Panoramik radyografi, çene osteonekrozlarının ilk değerlendirmesinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir ve mandibula ile maksillanın genel morfolojisi hakkında ön bilgi sağlar. İleri evre MRONJ ve ORN olgularında panoramik radyografilerde osteoskleroz, trabeküler düzensizlik, kortikal kontur kaybı, sekestrum oluşumu ve patolojik fraktürler izlenebilir. Bununla birlikte panoramik radyografinin erken evre osteonekrozlarda duyarlılığı düşüktür. Özellikle MRONJ Evre 0 olgularında panoramik görüntüler sıklıkla normal olarak değerlendirilmekte ya da nonspesifik değişiklikler içermektedir. Süperpozisyon, distorsiyon ve büyütme hataları nedeniyle lezyonun gerçek sınırlarının belirlenmesi mümkün değildir. Bu nedenle panoramik radyografi, osteonekrozların tarama amaçlı değerlendirilmesinde yararlı olmakla birlikte, tanı ve evreleme açısından ileri görüntüleme yöntemleriyle desteklenmelidir (Aldhalaan ve ark., 2020; Wongratwanich ve ark., 2021).

Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT), MRONJ ve ORN'nin kemik komponentinin değerlendirilmesinde birincil ve vazgeçilmez görüntüleme yöntemi olarak kabul edilmektedir. Yüksek mekânsal çözünürlüğü sayesinde kortikal ve trabeküler kemik değişiklikleri ayrıntılı olarak değerlendirilebilmekte, lezyonun üç boyutlu yayılımı ortaya konabilmektedir (Ko ve ark., 2024).

KIBT'de MRONJ ve ORN'ye özgü başlıca radyolojik bulgular şunlardır (Huber ve ark., 2020; Ko ve ark., 2024):

- Diffüz veya segmental osteoskleroz
- Trabeküler yapının heterojenleşmesi ve düzensizleşmesi
- Kortikal kemikte kalınlaşma, incelme veya perforasyon
- Sekestrum oluşumu ve serbest kemik fragmanları
- Mandibular kanal duvarlarında düzensizlik veya obliterasyon
- Patolojik fraktür
- Maksiller olgularda maksiller sinüs tabanı tutulumu ve sinüs mukozasında kalınlaşma

KIBT'nin en önemli katkılarından biri, klinik olarak sınırlı bulgulara sahip hastalarda dahi yaygın kemik tutulumunu gösterebilmesidir. Özellikle MRONJ Evre 0 olgularında, klinik olarak ekspozite kemik bulunmamasına rağmen KIBT'de diffüz osteoskleroz ve trabeküler bozulma saptanabilmektedir. Bu durum, radyoloğun erken tanıdaki rolünü ön plana çıkarmaktadır.

ORN olgularında ise KIBT, radyasyon alanı ile uyumlu segmentlerde kortikal destrüksiyonun derinliğini, kemik fragmantasyonunu ve patolojik fraktür riskini

değerlendirmede kritik öneme sahiptir. Ayrıca cerrahi planlamada rezeksiyon sınırlarının belirlenmesine katkı sağlar (Huber ve ark., 2020).

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), osteonekrozların kemik iliği ve yumuşak doku komponentlerinin değerlendirilmesinde üstünlük sağlayan bir yöntemdir. Özellikle erken evre osteonekrozlarda kemik iliği ödemi ve inflamasyonun saptanmasında yüksek duyarlılığa sahiptir (Meixel ve ark., 2018; Otto ve ark., 2021).

MRG’de osteonekrozlara ilişkin tipik bulgular şunlardır (Arce ve ark., 2009; Bisdas ve ark., 2008):

- T1 ağırlıklı sekanslarda kemik iliğinde hipointens sinyal değişikliği
- T2 ve STIR sekanslarında hiperintensite (ödem ve inflamasyon)
- Kontrastlı incelemelerde nekrotik alanlarda kontrast tutulumu kaybı
- Aktif inflamasyon bölgelerinde belirgin kontrast tutulumu
- Yumuşak doku apsesi, fistül traktları ve kas tutulumu

ORN olgularında MRG, radyoterapi sonrası gelişen fibrotik değişiklikler ile tümör nüksü arasındaki ayırıcı tanıda kritik rol oynamaktadır. Yumuşak doku tutulumunun yaygınlığı, hastalığın agresifliğini ve progresyon potansiyelini yansıtan önemli bir göstergedir (Meixel ve ark., 2018).

Medikal Bilgisayarlı Tomografi

Medikal bilgisayarlı tomografi, ileri evre osteonekrozlarda kortikal destrüksiyonun ve sekestrumun değerlendirilmesinde yüksek çözünürlük sağlar. Ancak dental restorasyonlara bağlı artefaktlar ve görece yüksek radyasyon dozu nedeniyle rutin kullanımda KİBT’ye kıyasla daha sınırlı bir yere sahiptir. Derin yumuşak doku enfeksiyonlarının veya boyun fasyal aralıklarına uzanımın değerlendirildiği seçilmiş olgularda tercih edilmektedir (Baba ve ark., 2018; Bisdas ve ark., 2008).

Radyolojik Evreleme, Klinik Korelasyon ve Tanısal Tuzaklar

MRONJ evrelemesi, Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Cerrahlar Birliği (AAOMS) tarafından klinik temelli olarak tanımlanmış olmakla birlikte, görüntüleme bulguları evrelemenin doğruluğunu ve klinik karar sürecini belirgin şekilde artırmaktadır (De Cicco ve ark., 2023). Klinik bulgular, özellikle hastalığın erken dönemlerinde kemik dokudaki patolojik sürecin gerçek yayılımını yansıtmakta yetersiz kalabilmekte; bu durum radyolojik değerlendirmeyi evrelemenin ayrılmaz bir parçası hâline getirmektedir. Özellikle Evre 0 MRONJ, klinik olarak ekspoze kemik bulunmayan, ancak radyolojik ve semptomatik bulgularla seyreden bir evre olup, erken tanı ve hastalığın progresyonunun öngörülmesi açısından büyük önem taşır (Moreno-Rabié ve ark., 2020).

Radyolojik evreleme, lezyonun kemik içindeki yayılımını, kortikal bütünlük durumunu, sekestrum varlığını ve komşu anatomik yapılarla ilişkisini ortaya koyarak klinik evrelemenin

ötesinde bilgiler sunar (Yfanti ve ark., 2023). Bu bağlamda MRONJ'nin klinik ve radyolojik özellikleri Tablo 3'te özetlenmiştir.

Tablo 3. MRONJ Evreleri ve Klinik–Radyolojik Bulgular

Evre	Klinik Bulgular	Radyolojik Bulgular (özellikle KIBT / MRG)
Risk Altındaki Hasta	Antirezortif ve/veya antianjiyojenik ilaç kullanımı mevcut, klinik semptom yok	Normal radyografik görünüm veya minimal, nonspesifik kemik değişiklikleri
Evre 0	Ekspoze kemik yok; künt ağrı, diş mobilitesi, parestezi gibi nonspesifik semptomlar	KIBT'de diffüz veya lokalize osteoskleroz, trabeküler düzensizlik, kortikal kalınlaşma; MRG'de kemik iliği sinyal değişiklikleri (T1 hipointensite, T2/STIR hiperintensite)
Evre 1	Ekspoze veya sondalanabilir kemik mevcut, enfeksiyon ve ağrı yok	Lokalize osteoskleroz, sınırlı kortikal düzensizlik; kemik tutulumu genellikle sınırlı
Evre 2	Ekspoze kemik ile birlikte ağrı ve enfeksiyon bulguları (eritem, pürülan akıntı)	Yaygın osteoskleroz, trabeküler destrüksiyon, kortikal perforasyon, sekestrum oluşumu; mandibular kanal duvarlarında düzensizlik
Evre 3	Geniş ekspozite kemik alanları; patolojik fraktür, ekstraoral fistül, maksiller sinüs tabanı veya nazal kavite tutulumu	İleri kortikal destrüksiyon, serbest sekestrumlar, patolojik fraktür; KIBT ve MRG'de yaygın kemik ve yumuşak doku tutulumu

Kaynak: (Ruggiero ve ark., 2022)

Evre 0 MRONJ, radyolojik değerlendirmenin klinik sürece en fazla katkı sağladığı evredir. Bu evrede panoramik radyografiler sıklıkla normal olarak değerlendirilirken, KIBT ve MRG ile kemik dokuda diffüz osteoskleroz, trabeküler heterojenite ve kemik iliği sinyal değişiklikleri saptanabilmektedir. Bu durum, ağız, diş ve çene radyolojisi uzmanının erken tanı ve hastalığın ilerleyici potansiyelinin öngörülmesindeki kritik rolünü vurgulamaktadır (Moreno-Rabié ve ark., 2020). Tanısal tuzaklar arasında diffüz osteosklerozun iyileşme bulgusu veya sklerozan osteomiyelit ile karıştırılması, metal artefaktlarına bağlı yalancı kortikal defektler ve ORN olgularında tümör nüksü ile osteonekroz ayrımının güçlüğü yer almaktadır. Özellikle radyoterapi öyküsü bulunan hastalarda, kemik ve yumuşak dokuda izlenen sinyal değişikliklerinin nüks malignite ile karıştırılmaması için kontrastlı MRG bulgularının dikkatle değerlendirilmesi gereklidir. Bu nedenle radyolojik evreleme ve yorumlama, ayrıntılı klinik öykü ve multidisipliner yaklaşım ile ele alınmalıdır (Matharu ve ark., 2020; Suei, 2013).

Radyolojik Raporlama

Radyolojik raporlama, yalnızca görüntüleme bulgularının tanımlanmasıyla sınırlı kalmamalı, klinisyene yol gösterici bilgiler içermelidir. Raporda tutulum bölgesi ve yayılım sınırları, kortikal bütünlük durumu, sekestrum varlığı, mandibular kanal ve maksiller sinüs ilişkisi ile patolojik fraktür riski açıkça belirtilmelidir. Bu yaklaşım, multidisipliner hasta yönetimini kolaylaştırmaktadır.

Sonuç

MRONJ ve ORN, benzer klinik ve radyolojik görünümsergilese de farklı etiopatogenetik mekanizmalara dayanan iki ayrı klinik antitedir. Görüntüleme yöntemleri, özellikle KIBT ve MRG, osteonekrozların erken tanısı, evrelemesi ve klinik yönetiminde vazgeçilmezdir. Patogenetik zemin göz önünde bulundurularak yapılan radyolojik değerlendirme, tanısal doğruluğu ve hasta yönetimini belirgin şekilde iyileştirmektedir.

KAYNAKLAR

- AlDhalaan, N. A., BaQais, A., & Al-Omar, A. (2020). Medication-related osteonecrosis of the jaw: a review. *Cureus*, 12(2).
- Allen, M. R., & Burr, D. B. (2009). The pathogenesis of bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaw: so many hypotheses, so few data. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 67(5), 61-70.
- Allen, M. R., & Burr, D. B. (2014). Bone modeling and remodeling. In *Basic and applied bone biology* (pp. 75-90). Elsevier.
- Arce, K., Assael, L. A., Weissman, J. L., & Markiewicz, M. R. (2009). Imaging findings in bisphosphonate-related osteonecrosis of jaws. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 67(5), 75-84.
- Baba, A., Goto, T. K., Ojiri, H., Takagiwa, M., Hiraga, C., Okamura, M., Hasegawa, S., Okuyama, Y., Ogino, N., & Yamauchi, H. (2018). CT imaging features of antiresorptive agent-related osteonecrosis of the jaw/medication-related osteonecrosis of the jaw. *Dentomaxillofacial Radiology*, 47(4), 20170323.
- Baron, R., Ferrari, S., & Russell, R. G. G. (2011). Denosumab and bisphosphonates: different mechanisms of action and effects. *Bone*, 48(4), 677-692.
- Bisdas, S., Pinho, N. C., Smolarz, A., Sader, R., Vogl, T., & Mack, M. (2008). Bisphosphonate-induced osteonecrosis of the jaws: CT and MRI spectrum of findings in 32 patients. *Clinical radiology*, 63(1), 71-77.
- Chrcanovic, B. R., Reher, P., Sousa, A. A., & Harris, M. (2010). Osteoradionecrosis of the jaws—a current overview—part 1: physiopathology and risk and predisposing factors. *Oral and maxillofacial surgery*, 14(1), 3-16.
- Chronopoulos, A., Zarra, T., Ehrenfeld, M., & Otto, S. (2018). Osteoradionecrosis of the jaws: definition, epidemiology, staging and clinical and radiological findings. A concise review. *International dental journal*, 68(1), 22-30.
- De Cicco, D., Boschetti, C. E., Santagata, M., Colella, G., Staglianò, S., Gaggi, A., Bottini, G. B., Vitagliano, R., & D'amato, S. (2023). Medication-related osteonecrosis of the jaws: a comparison of SICMF–SIPMO and AAOMS guidelines. *Diagnostics*, 13(13), 2137.
- Delanian, S., & Lefaix, J.-L. (2004). The radiation-induced fibroatrophic process: therapeutic perspective via the antioxidant pathway. *Radiotherapy and oncology*, 73(2), 119-131.
- Delanian, S., & Lefaix, J. (2002). Complete healing of severe osteoradionecrosis with treatment combining pentoxifylline, tocopherol and clodronate. *The British journal of radiology*, 75(893), 467-469.
- Drake, M. T., Clarke, B. L., & Khosla, S. (2008). Bisphosphonates: mechanism of action and role in clinical practice. *Mayo clinic proceedings*,
- Estilo, C. L., Fornier, M., Farooki, A., Carlson, D., Bohle III, G., & Huryn, J. M. (2008). Osteonecrosis of the jaw related to bevacizumab. *Journal of Clinical Oncology*, 26(24), 4037-4038.

- Grisar, K., Schol, M., Schoenaers, J., Dormaar, T., Coropciuc, R., Vander Poorten, V., & Politis, C. (2016). Osteoradionecrosis and medication-related osteonecrosis of the jaw: similarities and differences. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 45(12), 1592-1599.
- Huber, F. A., Schumann, P., Von Spiczak, J., Wurnig, M. C., Klarhöfer, M., Finkenstaedt, T., Bedogni, A., & Guggenberger, R. (2020). Medication-related osteonecrosis of the jaw—comparison of bone imaging using ultrashort echo-time magnetic resonance imaging and cone-beam computed tomography. *Investigative radiology*, 55(3), 160-167.
- Kendler, D. L., Roux, C., Benhamou, C. L., Brown, J. P., Lillestol, M., Siddhanti, S., Man, H. S., Martin, J. S., & Bone, H. G. (2010). Effects of denosumab on bone mineral density and bone turnover in postmenopausal women transitioning from alendronate therapy. *Journal of Bone and Mineral Research*, 25(1), 72-81.
- Khan, A. A., Morrison, A., Hanley, D. A., Felsenberg, D., McCauley, L. K., O’Ryan, F., Reid, I. R., Ruggiero, S. L., Taguchi, A., & Tetradis, S. (2015). Diagnosis and management of osteonecrosis of the jaw: a systematic review and international consensus. *Journal of Bone and Mineral Research*, 30(1), 3-23.
- Ko, Y. Y., Yang, W.-F., & Leung, Y. Y. (2024). The role of cone beam computed tomography (CBCT) in the diagnosis and clinical management of medication-related osteonecrosis of the jaw (MRONJ). *Diagnostics*, 14(16), 1700.
- Kuroshima, S., Sasaki, M., & Sawase, T. (2019). Medication-related osteonecrosis of the jaw: A literature review. *Journal of oral biosciences*, 61(2), 99-104.
- Laimer, J., Höller, A., Pichler, U., Engel, R., Neururer, S. B., Egger, A., Griesmacher, A., & Bruckmoser, E. (2021). Nutritional status in patients with medication-related osteonecrosis of the jaw (MRONJ). *Nutrients*, 13(5), 1585.
- Lajolo, C., Rupe, C., Gioco, G., Troiano, G., Patini, R., Petruzzi, M., Micciche, F., & Giuliani, M. (2021). Osteoradionecrosis of the jaws due to teeth extractions during and after radiotherapy: a systematic review. *Cancers*, 13(22), 5798.
- Lee, K., Kim, K., Kim, J. Y., Kim, J. W., Kang, Y. H., Kim, Y. H., & Kim, S. J. (2025). Mechanisms Underlying Medication-Related Osteonecrosis of the Jaw. *Oral diseases*, 31(4), 1073-1083.
- Lesclous, P., Abi Najm, S., Carrel, J.-P., Baroukh, B., Lombardi, T., Willi, J.-P., Rizzoli, R., Saffar, J.-L., & Samson, J. (2009). Bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaw: a key role of inflammation? *Bone*, 45(5), 843-852.
- Limones, A., Sáez-Alcaide, L. M., Díaz-Parreño, S. A., Helm, A., Bornstein, M. M., & Molinero-Mourelle, P. (2020). Medication-related osteonecrosis of the jaws (MRONJ) in cancer patients treated with denosumab VS. zoledronic acid: A systematic review and meta-analysis. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, 25(3), e326.
- Lyons, A., & Ghazali, N. (2008). Osteoradionecrosis of the jaws: current understanding of its pathophysiology and treatment. *British Journal of oral and maxillofacial surgery*, 46(8), 653-660.
- Marx, R. E. (1983a). A new concept in the treatment of osteoradionecrosis. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 41(6), 351-357.
- Marx, R. E. (1983b). Osteoradionecrosis: a new concept of its pathophysiology. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 41(5), 283-288.
- Matharu, J., Taylor, H., Sproat, C., Kwok, J., Brown, J., & Patel, V. (2020). Diffuse sclerosing osteomyelitis: a case series and literature review. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 129(5), 437-446.
- McClung, M. (2016). Cancel the denosumab holiday. *Osteoporosis International*, 27(5), 1677-1682.
- McGowan, K., Acton, C., Ivanovski, S., Johnson, N. W., & Ware, R. S. (2019). Systemic comorbidities are associated with medication-related osteonecrosis of the jaws: Case-control study. *Oral diseases*, 25(4), 1107-1115.

- McGowan, K., McGowan, T., & Ivanovski, S. (2018). Risk factors for medication-related osteonecrosis of the jaws: A systematic review. *Oral diseases*, 24(4), 527-536.
- Meixel, A. J., Hauswald, H., Delorme, S., & Jobke, B. (2018). From radiation osteitis to osteoradionecrosis: incidence and MR morphology of radiation-induced sacral pathologies following pelvic radiotherapy. *European Radiology*, 28(8), 3550-3559.
- Moreno-Rabié, C., Gaêta-Araujo, H., Oliveira-Santos, C., Politis, C., & Jacobs, R. (2020). Early imaging signs of the use of antiresorptive medication and MRONJ: a systematic review. *Clinical oral investigations*, 24(9), 2973-2989.
- Nabil, S., & Samman, N. (2012). Risk factors for osteoradionecrosis after head and neck radiation: a systematic review. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 113(1), 54-69.
- Nicolatou-Galitis, O., Schiødt, M., Mendes, R. A., Ripamonti, C., Hope, S., Drudge-Coates, L., Niepel, D., & Van den Wyngaert, T. (2019). Medication-related osteonecrosis of the jaw: definition and best practice for prevention, diagnosis, and treatment. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 127(2), 117-135.
- Otto, S., Aljohani, S., Fliefel, R., Ecke, S., Ristow, O., Burian, E., Troeltzsch, M., Pautke, C., & Ehrenfeld, M. (2021). Infection as an important factor in medication-related osteonecrosis of the jaw (MRONJ). *Medicina*, 57(5), 463.
- Otto, S., Pautke, C., Van den Wyngaert, T., Niepel, D., & Schiødt, M. (2018). Medication-related osteonecrosis of the jaw: Prevention, diagnosis and management in patients with cancer and bone metastases. *Cancer treatment reviews*, 69, 177-187.
- Peer, A., & Khamaisi, M. (2015). Diabetes as a risk factor for medication-related osteonecrosis of the jaw. *Journal of dental research*, 94(2), 252-260.
- Raguse, J.-D., Hossamo, J., Tinhofer, I., Hoffmeister, B., Budach, V., Jamil, B., Jöhrens, K., Thieme, N., Doll, C., & Nahles, S. (2016). Patient and treatment-related risk factors for osteoradionecrosis of the jaw in patients with head and neck cancer. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 121(3), 215-221. e211.
- Ruggiero, S. L., Dodson, T. B., Aghaloo, T., Carlson, E. R., Ward, B. B., & Kademani, D. (2022). American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons' position paper on medication-related osteonecrosis of the jaws—2022 update. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 80(5), 920-943.
- Sacco, R., Woolley, J., Yates, J., Calasans-Maia, M. D., Akintola, O., & Patel, V. (2021). The role of antiresorptive drugs and medication-related osteonecrosis of the jaw in nononcologic immunosuppressed patients: A systematic review. *Journal of Research in Medical Sciences*, 26(1), 23.
- Schiødt, M., Otto, S., Fedele, S., Bedogni, A., Nicolatou-Galitis, O., Guggenberger, R., Herlofson, B. B., Ristow, O., & Kofod, T. (2019). Workshop of european task force on medication related osteonecrosis of the jaw. Current challenges. *Oral diseases*.
- Suei, Y. (2013). Radiographic findings of bisphosphonate-related osteomyelitis of the jaw: investigation of the diagnostic points by comparison with radiation osteomyelitis, suppurative osteomyelitis, and diffuse sclerosing osteomyelitis. *Oral Radiology*, 29(2), 121-134.
- Tetradis, S., Allen, M. R., & Ruggiero, S. L. (2023). Pathophysiology of Medication-Related Osteonecrosis of the Jaw—A Minireview. *Journal of Bone and Mineral Research Plus*, 7(8), e10785.
- Toneatti, D. J., Graf, R. R., Burkhard, J.-P., & Schaller, B. (2021). Survival of dental implants and occurrence of osteoradionecrosis in irradiated head and neck cancer patients: a systematic review and meta-analysis. *Clinical oral investigations*, 25(10), 5579-5593.
- Wongratwanich, P., Shimabukuro, K., Konishi, M., Nagasaki, T., Ohtsuka, M., Suei, Y., Nakamoto, T., Verdonschot, R. G., Kanesaki, T., & Sutthiprapaporn, P. (2021). Do various imaging modalities provide potential early detection and diagnosis of medication-related osteonecrosis of the jaw? A review. *Dentomaxillofacial Radiology*, 50(6), 20200417.

- Yarom, N., Shapiro, C. L., Peterson, D. E., Van Poznak, C. H., Bohlke, K., Ruggiero, S. L., Migliorati, C. A., Khan, A., Morrison, A., & Anderson, H. (2019). Medication-related osteonecrosis of the jaw: MASCC/ISOO/ASCO clinical practice guideline. *Journal of Clinical Oncology*, 37(25), 2270-2290.
- Yfanti, Z., Tetradis, S., Nikitakis, N. G., Alexiou, K. E., Makris, N., Angelopoulos, C., & Tsiklakis, K. (2023). Radiologic findings of osteonecrosis, osteoradionecrosis, osteomyelitis and jaw metastatic disease with cone beam CT. *European Journal of Radiology*, 165, 110916.

