

DERLEME

Dental ve Maksillofasial Manyetik Rezonans Görüntüleme; Güncel Bilgiler

Selmi Yılmaz(0000-0001-9546-6548)^a

Selcuk Dent J, 2022; 9: 729-737(Doi: 10.15311/selcukdentj.860805)

Başvuru Tarihi: 14 Ocak 2021
Yayına Kabul Tarihi: 04 Şubat 2021

ÖZ

Dental ve Maksillofasial Manyetik Rezonans Görüntüleme; Güncel Bilgiler

Düz radyografler ve konik ışınli bilgisayarlı tomografik görüntüleme (KIBT) ile yumuşak doku sinyali, manyetik rezonans görüntülemeden sert doku sinyali tam anlamıyla alınamadığı için, sert ve yumuşak dokunun simultane görüntülenmesi henüz mümkün olamamaktadır. Rutin klinik kullanımda olan düz radyograflerin yumuşak doku patolojilerinde tanısai değeri yoktur. Son 10 yılda diş hekimliğinde görüntüleme ağırlıklı olarak KIBT'ye odaklansa da medikal görüntüleme alanında *in vivo* histolojik görüntüleme olarak nitelendirilen manyetik rezonans görüntüleme (MRG) teknikleri geliştirilmektedir. Bu teknikler oral ve maksillofasial radyoloji alanında anatomi ve patolojinin görüntülenmesi için adapte edilmekte, disiplinler arası çalışmalarla optimum veri elde edilmeye çalışılmaktadır. Güncel olarak intraoral sarmal geliştirme çalışmaları, sert doku görüntüleme için tanımlanan yeni sekanslar, ultra yüksek manyetik alan kullanan cihazlar ile yapılan çalışmaların literatüre kazandırıldığını görmekteyiz.

Maksillofasial MRG'de bir sonraki adım, sert doku görüntüleme sekanslarının ve intraoral sarmalların optimizasyonu ile ultra yüksek alanlara sahip cihazlarda *in vivo* kullanımı olarak görünmektedir. Ancak bu teknolojinin diş hekimliği klinik uygulamasına girmesi için oldukça uzun bir süreye ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

ANAHTAR KELİMELELER

Dental radyografi, Dental teknoloji, Manyetik rezonans görüntüleme, Oral diagnoz, Radyoloji

ABSTRACT

Dental and Maxillofacial Magnetic Resonance Imaging; an update

Simultaneous imaging of hard and soft tissue is not yet possible with neither plane radiographs and cone-beam computed tomographic (CBCT) imaging, nor magnetic resonance imaging due to inadequate soft tissue/hard tissue signal. Flat radiographs, which are in routine clinical use, have no diagnostic value for soft tissue pathologies. Although imaging focuses mainly on CBCT in the last decade, magnetic resonance imaging (MRI) techniques, which are described as *in vivo* histological imaging, have been developed in the field of medical imaging. These techniques which are adapted for the visualization of anatomy and pathology in the field of oral and maxillofacial radiology, and optimum data are obtained through interdisciplinary studies. Currently, we observe that intraoral coil development studies, new sequences defined for hard tissue imaging, studies with devices using ultra-high magnetic fields have been brought into the literature. The next step in maxillofacial MRI seems to be the optimization of hard tissue imaging sequences and intraoral coils, and *in vivo* use of devices with ultra-high fields. However, we think that it takes a long time for this technology to enter the dental practice.

KEYWORDS

Dental radiography, Dental technology, Magnetic resonance imaging, Oral diagnosis, radiology

1895 yılı öncesi tanısai medikal görüntüleme kavramı, ilgili bölgenin (region of interest; ROI) içini açıp bakmak anlamındaydı. Bu tarihte fizik bilimci W.C. Röntgen'in elektromanyetik radyasyon spektrumundaki X-ışınlarını keşfetmesi bilim dünyası kadar klinik tıp dünyasında da çığır açtı. Diseksiyon yapmaksızın, iki boyutlu radyograflerin tanı amacıyla rutin kullanıma geçmesinin ardından; 1960'larda 2. Dünya Savaşında kullanılan "sonar" teknolojisinin medikal görüntülemeye adapte edilmesi ile ultrasonografinin ilk adımları atılmaya başlandı. On yıl sonrasında radyoloji alanında ikinci dönüm noktası olan bir grup teknolojik gelişme yaşandı: X-ışınları ile üçüncü boyuta ulaşarak kesitsel görüntülemeyi mümkün kılan bilgisayarlı tomografinin geliştirilmesi ve bununla birlikte yine fizik alanında; farklı radyasyon tipleri ile nükleer manyetik rezonans prensiplerinin kullanılarak canlı dokuların görüntülenebileceğinin keşfi.

70'li yıllarda dijital teknolojide meydana gelen gelişmeler, tanısai görüntülemeye bilgisayar desteğini vermeye başladı. Teknolojik ve bilimsel gelişmeler tanısai medikal görüntülemeyi her dönemde beslemiş; radyoloji alanı fizik,

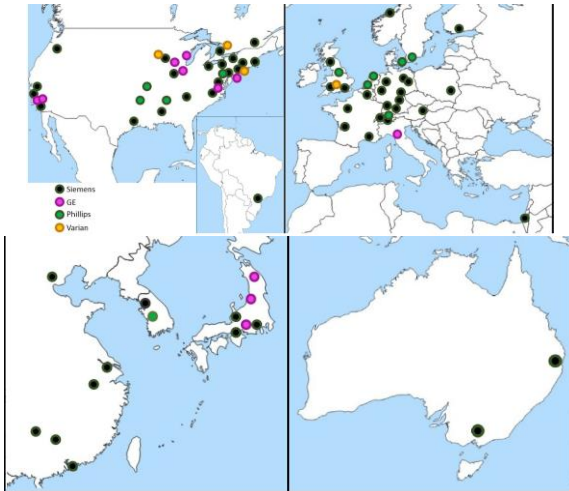
mühendislik, tıp, matematik, kimya, biyoloji gibi disiplinlerin kooperere çalıştığı bir alan haline gelmiştir. Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi ağırlıklı olarak X-ışını bağımlı yöntemler ile elde edilen görüntülerle çalışmaktadır. Maksillofasial ve dental tanı amacı ile günümüzde radyoloji disiplinindeki birçok yöntem ve yeni cihaz klinik kullanıma geçirilmekte, etkinlikleri üzerine çalışılmaktadır. Diş hekimliğinde radyodiagnostik ROI sert dokuları olduğu kadar yumuşak dokuyu ihtiva eden bir alandır. X-ışını kullanan dental cihazlar yumuşak doku görüntülemeyi sağlayamadığından dolayı tanısai görüntülemenin yumuşak doku ayağı ultrasonik ve manyetik rezonans görüntülemeye uzanmaktadır.

Manyetik rezonans görüntüleme teknolojisi

Manyetik rezonans görüntülemeye, nükleer manyetik rezonans prensipleri ve kuantum mekanikleri kullanılarak insan vücudunun *in-vivo*,

^a Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Radyolojisi AD, Antalya, Türkiye

non invaziv ve yüksek uzamsal çözünürlükte (< 1 mm) görüntüleri elde edilebilir.¹ Özellikle yumuşak doku kontrastı ve görüntüleme derinliği açısından kendini kanıtlayarak radyodiagnostik açıdan önde gelen görüntüleme yöntemi haline gelmiştir. Bu kritik özelliklerinin yanında iyonizan radyasyon kullanılmaması en önemli avantajıdır. MR görüntüleme sistemi oldukça karmaşıktır ancak kabaca tasvir edildiğinde; yüksek manyetik alan içerisine yerleştirilen vücudun serbest hidrojen atomlarının radyofrekans (RF) dalgaları ile uyarılarak enerjilerinin değiştirilmesi, ve yine RF dalgalarının kesilmesi sonucu atom çekirdeklerinden yayılan sinyal farklılıklarının tespiti, kodlanması ve görüntüye dönüştürülmesi olarak özetlenebilir.² Cihazda bulunan; stabil, uniform ve şiddetli manyetik alan üretme kapasitesindeki güçlü magnetler MRG'nin temelini oluşturur. Manyetik alanın ölçüm birimi Tesla'dır ve kriyostat içerisinde yer alan süperiletken sargılar (bobinler) tarafından yüksek manyetik alanlar oluşturulabilir. Alan gücü baz alınarak MR cihazları ilk jenerasyon (0.5T), konvansiyonel (1.0–1.5T), yüksek alan (3.0–4.0T) ve ultra yüksek-alan (7.0T ve üzeri) sistemler olarak sınıflanır.^{3,4} Klinik uygulamada, ülkemiz de dahil olmak üzere, 1.5 ve 3 Tesla gücündeki cihazlar rutin kullanılmaktadır. Bununla birlikte konvansiyonel sistemlerden yüksek Tesla sistemlere geçiş hızlı olmamış, klinik uygulamaya yerleşmesi 15 yıl sürmüştür. 2003 yılında U.S. Food and Drug Administration (FDA) ve 2009 yılında International Commission On Non-Ionizing Radiation Protection, 8 Tesla'ya kadar olan cihazların neonatal olmayan hasta grubu için önemsiz risk grubu cihazlar olduğunu belirtmişlerdir.^{5,6} 2015 yılında International Electrical Commission, MR cihazları için güvenli statik manyetik alan limitini (kontrollü operatör yöntemleri ile) 4T den 8T'ye çıkarmıştır.⁷ 2017 yılında ise FDA 7 Tesla cihazların klinik kullanımını onaylamıştır.⁸ Klinik standartların henüz oturmadığı belirtilmekle beraber 2020 yılı itibariyle global çalışmakta olan yaklaşık 82 adet 7T MRG cihaz bulunmaktadır. (Şekil 1)



Şekil 1

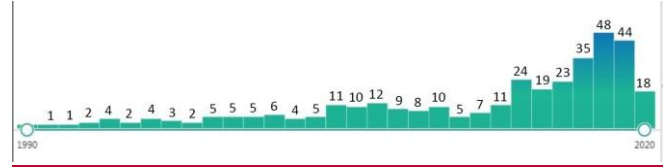
2020 Kasım verilerine göre dünya genelinde yüklenmiş ve çalışmakta olan ultra-yüksek alan MRG cihazlarının konumları Belirteçler: Siyah= Siemens ((Siemens Healthcare, Erlangen, Germany), pembe= GE (General Electric, Milwaukee, WI), yeşil= Philips (Philips Medical Systems, Eindhoven, The Netherlands), sarı= Varian (Varian Inc., Palo Alto, CA)

Ayrıca 5 adet 9.4T ve 2 adet 11.7T cihaz deneysel kullanımdadır.⁹ Bu derlemede, ağırlıklı kullanımı ve FDA onayıyla klinik kullanımda olması nedeniyle, aksi belirtilmedikçe, ultra yüksek-alan MR (UYA-MRG) olarak 7T cihaz kastedilmektedir.⁸

Bu makalede tanısal görüntüleme önemli yeri olan manyetik rezonans görüntülemenin dental ve maksillofasial alandaki uygulamaları ele alınmakta, güncel gelişmelerin alana getirebileceği yenilikler tartışılmaktadır.

MRG ve Dentomaksillofasial Görüntülemedeki Yeri

Dental MRG konusu ilk olarak 1981 yılında gündeme gelmesine rağmen literatürde çok fazla sayıda uygulama görülmektedir. MRG yüksek çekim ve idame maaliyeti, uzun tarama süresi, ulaşılabilirliğinin zor olması (cihaz maliyeti, kurulum ve idamesinin zor olması, özel altyapı ile hazırlanan geniş alana ihtiyaç duyması vb) ve artefakt oluşumları nedeni ile ağız, diş ve çene radyolojisi pratiğinde rutin kullanımda değildir. Bununla birlikte, oral bölge vücudun en fazla kalsifiye olan yapısını (%96 mineral yapıda olan mine) içermekte ve MR görüntülerinde artefakt oluşumuna neden olan çeşitli materyaller sıklıkla bu bölgede yer almaktadır. Literatürde MR görüntülemenin dental ve maksillofasial kullanımı ile ilgili çalışmaların özellikle 2014 yılından itibaren hızla arttığını görmekteyiz (Şekil 2).



Şekil 2

MRG'nin dental ve maksillofasial görüntüleme ilişkili yayınların yıllara göre dağılımı. (PubMed erişim tarihi: 10.06.2020)

Bölgedeki sert ve yumuşak dokunun yüksek diagnostik kalitede ve simultane görüntülenmesi, sert dokuların düşük su muhteviyatı nedeniyle MRG ile şu an için mümkün değildir. Ancak yeni teknik gelişmeler umut verici çalışmalar sunmaktadır.

Rutin kullanımdaki MR cihazları ile yapılan çalışmalarda sıklıkla temporomandibuler eklem, oral yumuşak doku patolojileri, çürük ve pulpal patolojilerin tanısı, endodontik uygulamalar ve periapikal patolojilerin ayırımı, deneysel periodontal görüntüleme, odontojenik kist ve tümörlerin tanısı, yeni görüntüleme sekansları ve intraoral sarmal çalışmaları, oral karsinoma, çiğneme sistemi-nöral ilişkinin görüntülenmesi gibi ana başlıklar ile karşılaşmaktayız.

Güncel Gelişmeler

Bilimsel ve teknolojik inovasyon ile beraber MRG alanında da, neredeyse her yıl, yeni bir uygulama veya puls sekansı geliştirilerek görüntüleme olanakları artırılmaktadır. Bu gelişmeler MRG'yi sadece yumuşak doku görüntüleme modalitesi olmaktan çıkarmıştır; ancak bu yeni görüntüleme metodları oldukça

karmaşıktır, uygulanması ve yorumlanması bilgi ve deneyim gerektirmektedir.

Intraoral Sarmal Çalışmaları

MR ünitesinde görüntülenecek dokuya RF dalgalarını gönderen, alan ya da her iki işlevi de gerçekleştiren, MR sinyalinin uzaysal konumunu belirleyen sarmallar (coil) bulunur. Radyofrekans sarmalları dokudaki transversmanyetizasyondan kaynaklı sinyalleri tespit eder.¹⁰ Görüntü kalitesi açısından uygun sinyalin elde edilebilmesi için vücut bölgesine uygun sarmal tipi seçilmelidir. Baş boyun bölgesinden sinyal kafa-boyun sarmalları (head coil) ve yüzeysel sarmallar (eklem sarmalı) ile toplanır. Alıcı sarmallar sinyal-görüntü oranını (SNR=sinyal amplitüdü/gürültü amplitüdü) artırmak amacıyla görüntülenecek dokuya olabildiğince yakın yerleştirilir. Yüzeysel sarmallarda SNR artar ancak görüntülenilen alan hacmi uygun sinyal elde edilebilen hacmi geçmemeli, optimum çözünürlüğü sağlayacak yeterli SNR'ye ulaşılmalıdır.¹¹ RF sarmalları yerleştirildikleri bölgeye göre (vücut, kafa, diz, temporomandibuler eklem vb) isimlendirilir. Dental görüntüleme yüksek sinyal sağlayarak diş - çene bölgesi görüntü kalitesini artırmak amacıyla yüzeysel dental MRG sarmalları geliştirilerek etkinlikleri araştırılmaktadır.¹²⁻¹⁵ Bu sarmallar çeneye yakın konumda yerleştirilenler, alveoler procese oturan veya okluzal film gibi ortognal düzleme yerleştirilen intraoral sarmallar olarak tasarlanmıştır.^{14,16,17} Kişiye özel üretilenler dışında bu sarmallardan ticari olarak satışta olan yalnızca 1 marka mevcuttur (4 -channel dental-array, Noras MRI Products GmbH, Höberg, Almanya).¹³

Literatürde dental sarmallar ile ilgili çok fazla sayıda çalışma bulunmamaktadır. Yüksek sinyal elde etmek amacıyla, ilk olarak 2009 yılında intraoral loop şeklindeki sarmal kullanılmıştır.¹³ 2011 yılında İdiyatullin ve ark.¹⁸ kişiye özgü tasarlanan dental sarmal ile 4T cihazda *in vivo* görüntüleme yapmışlar, görüntü kalitesi ve çözünürlüğün alan gücü ve SNR dışında sarmal konfigürasyonu, hasta konforu ve hareket kontrolünün de önemli olduğunu vurgulamışlardır. Hövener ve ark.¹² 2012 de 3T cihaz ve esnek yüzey sarmalı kullanarak *in vivo* çene ve dişleri görüntülemiş, konvansiyonel sekanslarda (TSE) yeterli sinyal elde edemezken *ex vivo* zero-time echo (ZTE) ve ultra-short time echo (UTE) sekansları ile sert doku görüntüsü elde edecek yeterli sinyal elde edebilmişlerdir. Yine başka bir çalışmada standart baş/boyun sarmallarına oranla dental sarmallardan %300 SNR artışı sağlandığı bildirilmiştir.¹⁶

Grald ve ark. standart kafa sargısı ve yeni geliştirilen yüzeysel dental sarmalı karşılaştırdıkları çalışmalarında T1 ağırlıklı spin echo sekansı ile aldıkları görüntülerde anatomik yapıların iyileştirildiğini bildirmişlerdir.¹⁹ Ayrıca küçük alanlardaki periodontitis ve perikoronar enfeksiyonun da sekans parametrelerinin modifiye edilmesi ile izlenebildiği belirtilmiştir. 2016 yılında yapılan bir çalışmada kablosuz intraoral sarmal

geliştirilmiş, deneylerin sonucunda anatomik detayların yüksek çözünürlükte (350µm) gösterilmesinde başarılı bulmuşlar, inferior alveoler sinir dallarının diğer coilere nazaran daha iyi görülebildiğini belirtmişlerdir.¹⁷

Yeni geliştirilen sarmallar ile periodontal aralık, kansellöz kemik ve kortikal laminaların daha iyi görüntüleri elde edilebilse de mine, dentin gibi daha sert diş dokularının görüntüleri için özel MRG sekanslarına ihtiyaç olduğu bildirilmektedir.¹⁸⁻²⁰ Ayrıca sarmalların ve taşıyıcı materyalin minimum +H içeren bir maddeden yapılmasının görüntü kalitesini artıracığı belirtilmektedir.²¹

Sert Doku Görüntüleme İçin Kullanılan Yeni Sekanslar

Dişin yapısını ağırlıklı olarak dentin oluşturur (%70 hidroksiapatit, %20 organik içerik ve %10 su) ancak kron kısmını oluşturan mine çok daha kristalize yapıdadır (%96 mineral içerik). Sert dokudaki yüksek mineral içeriği, düşük serbest proton konsantrasyonuna neden olur ve bu dokulardan kaynaklanan transvers relaksasyon sinyali sıvılar ile karşılaştırıldığında çok daha hızlı bir şekilde bozulur (kısa T2 ve T2*²²). Bu nedenle MR bu bölgeler için yeterli sinyal elde edemez ve görüntüde siyah alanlar şeklinde izlenir. Dişler pulpal dokular hariç siyah izlenir. Dişler haricinde kısa ve çok kısa T2 zamanına sahip diğer dokular: Tendonlar, ligamentler, menisküs, periosteum ve kortikal kemiklerdir.²³

2000'li yılların başında mineralize diş dokuları, çekilmiş dişler kullanılarak solid-state MRG teknikleri ile (single - point imaging ve stray-field imaging) görüntülenmiştir, ancak bu metodlar ile görüntü elde etmek 5-6 saat sürdüğü için klinik uygulamaya uygun değildir.^{24,25} FID-projeksiyon rekonstrüksiyon teknikleri hızlı relaksasyon gösteren objelerin görüntülenmesi için bir alternatif olarak düşünülse de klinik MRG cihazlarındaki teknik yetersizlikler nedeniyle kullanıma uygun değildir.^{26,27} Daha güncel çalışma sonuçlarının sert dokudaki hidrojen ve sodyum benzeri çekirdeklerden çok düşük TE ile sinyal elde edilebileceğini göstermesi üzerine MRG ile dental görüntüleme çalışmalarına ilgi artmıştır.²⁸⁻³¹ Başarı ile yürütülen *ex vivo* sert doku görüntüleme sonuçları sunulmuş olsa da, konvansiyonel MR sekanslarının (FLASH: fast low-angle shot ve RARE: Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement; aynı zamanda Rapid Spin Echo, RSE; Fast Spin Echo, FSE; veya Turbo Spin Echo, TSE olarak adlandırılabilen) hızla bozulan (decay) MR sinyallerini yakalamada yetersiz kalmasından dolayı aynı başarının *in vivo* gösterilemediği belirtilmektedir.^{17,20} Sinyal edinim (acquisition) ve eksitasyonu arası intervali minimuma indirerek, daha önceden saatler alan solidlerin görüntülenmesini dakikalar içerisinde mümkün kılan yeni MR teknikleri geliştirilmiştir.²⁴ *In vitro* çalışmalarda dişler gibi yüksek mineral içeren yapıların tek veya çoklu-çekirdek katı faz teknikleri ile, stray-field imaging (STRAFI), single-point imaging (SPI) yanında ultra-kısa eko tekniklerinden sweep imaging with Fourier transformation (SWIFT),

ultra-short echo time (UTE) ve zero-echo time (ZTE) sekansları ile görüntülediği bildirilmiştir.²⁹

Diğer ultra-kısa eko tekniklerine kıyasla daha az SAR değerlerine sahip UTE sekansı ile görüntülemeye 10 ms'den kısa T2 sinyaline sahip dokular görüntülenebilir.³² İlk olarak 2010 yılında *in vivo* kullanılmış pulpa, mine ve dentin görüntülenmiştir.³³ Bracher ve ark. 2013 yılında 3T cihaz ve prototip olarak hazırlanmış bir karotid arter sarmalı kullanarak çürük lezyonlarının teşhisini amaçlamışlardır. Çalışmada multi-slice turbo-spin echo (MS TSE) sekansı, bite-wing radyografi ile 3D UTE sekansını karşılaştırmışlar, çürük teşhisinde UTE %97 ve radyografi %85 oranında sensitivite gösterirken; MS TSE %17 oranında kalmıştır.²⁹ UTE nin bu başarısı çürük patofizyolojisindeki asit oluşumu, mineral yapıda oluşan pörozlenmeye sıvı infiltrasyonu gibi nedenlerle ortamdaki protonların artışından kaynaklandığı düşünülmektedir. Modifiye UTE sekansı kullanılarak dişlerin *in vivo* görüntülenmesi ilk defa 2003 yılında gerçekleştirilmiştir.²³ Hava-doku arayüzü nedeniyle oluşan artefaktlar UTE-MRG ile büyük ölçüde önlenirse de dişleri çevreleyen yüksek su içeren dokulardan kaynaklı artefaktlar hala giderilmesi gereken bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır. Bununla birlikte spiral sekansların veya pointwise encoding time reduction with radial acquisition (PETRA) sekansları kullanımının etkili olabileceği bildirilmiştir.^{34,35}

Wiesinger ve ark. ZTE sekansını kullanarak hava, yumuşak doku ve kemik arasında iyi bir kontrast sağlayarak kafatasının yüksek çözünürlüklü görüntülenmesine izin veren bir protokol geliştirdiler.³⁶ Zero-time echo sekansında RF eksitasyonu ile data elde edilmesi arasında neredeyse sıfıra yakın zaman – aralığı (time interval) ile görüntüleme yapılır. Konvansiyonel RF puls sekanslarından farklı olarak, ZTE sekansı okuma periyoduna RF pulsunun hemen ardından başlayarak kısa T2'ye sahip materyallerin görüntülenmesine olanak tanır.³⁷ ZTE sekansı intrinsik özelliklerinden dolayı hareket artefaktı ve B0 inhomojenitesine dirençli, yüksek çözünürlükte izotropik data setleri, hızlı ve sessiz görüntü elde edebilme karakterinden dolayı özellikle pediatrik kullanımlar için uygundur.³⁸ Ham datalardaki "siyah kemik-black bone" görüntüsü bilgisayar rekonstrüksiyonları ile BT analogu "beyaz kemik" görüntüsüne dönüştürülebilir.³⁹ Literatürde ZTE sekansı kullanılarak kraniofasial kemiklerin ve kafa fraktürlerinde kullanılabilirliği, dental yapıların yüksek çözünürlükte görüntülenmesi, kemik mikro-yapısı ve dejeneratif TME değişimlerinin araştırılması, *ex vivo* çalışmalar ve küçük vaka serileri yayınlanmıştır.^{31,40-42} Bu teknik ile pineal bezde oluşan kalsifikasyonlara benzer boyuttaki küçük kalsifikasyonların dahi tespit edilebildiği bildirilmiştir.³⁶ Weiger ve ark.³¹ mikro-CT ve ZTE MRG karşılaştırdıkları çalışmada ZTE MRG'nin çürük lezyonlarının ve erken demineralizasyonların tespitinde üstün bulmuş, ayrıca dental restorasyonlardan kaynaklanan artefaktlardan da daha

az etkilendiğini bildirmişlerdir. Yine başka bir çalışmada 2013 yılında Weiger ve ark.⁴³ ilk defa kemik mikro-yapısını μ CT ve ZTE MRG ile karşılaştırmış, trabeküler kemiğin yapısını yüksek kalitede elde edebilmişlerdir. 2020 yılında yapılan bir temporomandibuler eklem görüntüleme çalışmasında ZTE sekansı 3T cihaz ile kullanılarak sert dokuların değerlendirilmesinde uygun bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir.⁴¹

Idiyatullin ve ark.^{18,30} tarafından 2006 yılında geliştirilen SWIFT (Sweep Imaging with Fourier Transform) sekansı, çok kısa TE değeri ile kullanarak 10 dk da görüntüleme gerçekleştirmiş ve 400 μ m³ çözünürlük elde etmişlerdir. Bu teknik ile 20 μ m boyutundaki çatlaklar görüntülenmiş, KIBT ile karşılaştırıldığında SWIFT MRG nin komşuluktaki dolgulardan daha az etkilendiğini bildirmişlerdir.⁴⁴ SWIFT sekansının bazı geliştirilmiş varyasyonları İdiyatullin ve ark. tarafından tanımlanmıştır: Continious SWIFT acquisition mode (cSWIFT), multiple excitation bands approach (MB-SWIFT) ve gradient modulated SWIFT (GM-SWIFT). Bu geliştirmeler yazılımsal kısıtlamaların üstesinden gelmek, SAR'ı düşürmek ve edinim zamanını azaltmak amacıyla tasarlanmıştır.^{27,45,46} İleriki dönemde çözünürlük geliştirilerek (optimize coil konfigürasyonu ve paralel görüntüleme stratejilerinin uygulanmasıyla) bu sekansın *in vivo* kullanımı ile çürük lezyonlarının uzanımı, periradiküler dokuların görüntülenmesi ve reversible-irreversible pulpitis tanısı için başarılı olabileceği bildirilmiştir.¹⁸ Schuurmans ve ark.⁴⁵ 2019 yılında kök kırık/çatlak olan dişler ile yaptıkları çalışmada özel yapım intraoral sarmallar ve SWIFT MRG ile görüntüleme yapmış, bu görüntüleri KIBT ile karşılaştırmışlardır. Kanal dolum materyalinin KIBT de yarattığı artefaktın SWIFT MRG'de görülmediğini bildirmişler, ancak sensitivite ve spesifite ölçümleri sonucu MR için görüntü kalitesi ve postprosesing işlemlerinin iyileştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Kendi ve ark.⁴⁶ oral kanserin *in vitro* görüntülenmesini amaçladıkları çalışmada SWIFT sekansını 9.4T MR cihazı ile kullanmış, histolojik görüntüler ile uyumlu olarak mandibuler korteks ve medullaya tümör invazyonunu yeterli çözünürlükte (156-273 μ m) izleyebilmişlerdir. Gradl ve ark.¹⁹ 4T cihaz ile *in vivo* sert dokular SWIFT sekansı ile görüntülenmeye çalışılmış, klinik uygulama için yeterli kısa süre içinde, yüksek çözünürlükte hem yumuşak hem sert doku görüntüleri elde edilmiştir.

Kısa T2 sinyallerinin saptanmasında bahsedilenler dışında dual-echo subtraction (post prosesing işlemleri ile) işlemi ile uzun T2 sinyalleri filtrelenerek optimal görüntüler elde edilebilmekte ve kraniofasial görüntülemeye BT'ye alternatif olabileceği bildirilmektedir.⁴⁷⁻⁴⁹

UTE, ZTE ve SWIFT sekansları sert doku görüntülemeye ve diş ve kemik doku patolojilerinin erken tanısında umut vaat etmekte, ancak konvansiyonel cihazlarda yaygın olarak

bulunmamaktadır.

“Black Bone” MRG

2012 yılında Eley ve ark. MRG parametrelerini yumuşak dokuları uniform bir kontrast haline getirecek şekilde değiştirmiş ve “Black bone” sekansı adını verdikleri bu teknik ile kraniyofasial sert dokuyu başarılı bir şekilde görüntüleyebilmişlerdir. RF pulslarının sapma açısını (flip angle) düşürerek su ve yağı baskılamış, yumuşak dokuların neredeyse tamamını uniform bir kontrasta çekmişlerdir. Böylece yumuşak doku ile çevrelenmiş kemiği görünür kılmışlar ancak hava-kemik komşuluklarında yeterli sinyal elde edememişlerdir.⁵⁰

Anatomik ölçümlerde, BT ile benzer doğruluk sonuçları veren bu teknik; özellikle kraniyofasial iskeletin benign durumlarında, özellikle genç hastalar, çocuk travma hastaların için uygun bir seçenek olduğunu ancak lineer fraktürler ve havalanan kemikler için yetersiz olduğu belirtilmiştir.^{50,51} Ayrıca cerrahi planlaması, 3D yazıcılar ve sefalometrik analizler için kullanılabilirliği araştırılmıştır.^{52,53}

Ultra yüksek alan MRG cihazları ve klinik kullanımı

2000’li yılların başlarında dünya çapında 5’den az UYA MRG cihazı mevcut iken FDA’nın 7T sistemlerin klinik kullanımını onaylaması ve CE “tıbbi cihaz” etiketlemesi ile günümüzde bu sayı 80’nin üzerine çıkmış, morfolojik ve fonksiyonel görüntüleme çalışmaları hız kazanmıştır. Çoğu UYA MRG cihazının bulunduğu merkez nöroradyoloji alanında çalışırken tüm vücut görüntüleme yapan merkez sayısı teknik yetersizlikler nedeniyle daha azdır (şimdilik sadece kafa, kollar ve bacakların görüntülenmesi ile sınırlandırılmıştır). Tüm teknolojik gelişmelere rağmen MR görüntülemenin en büyük kısıtlılığı düşük sensitivitede olmasıdır.⁵⁴ MRG cihazlarının alan gücünün artması, sensitiviteyi artırmakta ve ortaya çıkan yeni kontrast mekanizmaları, tanı ve tedavi yanıtı için geliştirilmiş biyobelirteçleri klinik olarak kullanıma uygun hale getirmektedir. Yüksek Tesla’yı cazip kılan ve klinik kullanıma çeken en önemli nokta; artmış uzamsal ve zamansal çözünürlüğe yol açan yüksek SNR değeridir.⁵⁴ 7T cihazlar ile yapılan beyin görüntüleme çalışmalarında çeşitli sekanslar ile 200-250 μm uzamsal çözünürlük değerleri ile daha detaylı görüntüler daha kısa sürede elde edilmiştir.^{55,56} Literatürde UHF MRG’nin nörogörüntüleme ve spektroskopik alanında başarısını gösteren birçok çalışma vardır.⁵⁷ Bu önemli avantajları yanında UHF cihazların bazı teknik zorlukları mevcuttur: ana manyetik alandaki inhomojeniteler, RF güç depolanmasına bağlı olarak SAR değerinin konvansiyonel cihazlara oranla yaklaşık 22 kat daha fazla olması, susceptibility artefaktı ve kimyasal kaymanın (chemical shift) artması, dokuların relaksasyon zamanları (T1, T2 ve T2*) değişmesidir.⁵⁸ Yine bu cihazların güvenliği konusundaki çalışmalar devam etmektedir.^{9,59,60}

UYA MRG ile dentomaksillofasial görüntüleme

çalışmaları 2011 yılında başlamıştır. Temporomandibuler eklem çeşitli sarmallar ve sekanslar ile UYA MRG ile görüntüleyen sadece 4 çalışma mevcuttur.⁶¹⁻⁶⁴ Manoliu ve ark. 2015 yılında 7T MRG cihazında 32 kanal kafa sarmalı ile birlikte yüksek dielektrik sabitli pedler kullanarak temporomandibuler eklem in vivo görüntülenmesini gerçekleştirmişler, kullandıkları bu pedlerin SNR’yi ve lokal B1+ alanını iyileştirerek anatomik yapıların görünürlüğünü artırdığını bildirmişlerdir.⁶¹ Dişlerin ve destekleyici yapıların UYA MRG ile görüntülenmesi ve bu yapıların KIBT, μCT ve histolojik karşılaştırılmaları yapılmıştır. Hövener ve ark. 2012 yılında çekilmiş dişleri ZTE, UTE ve TSE sekanslarını kullanarak 7 Tesla ve 9.4 Tesla cihazlarda görüntüleyerek konvansiyonel MR ve KIBT’nin çok daha üzerinde (yaklaşık 150 μm^3) çözünürlük elde etmişlerdir.¹² 2020 yılında yapılan bir çalışmada 9.4T UTE MRG ile kök kanal tedavisi yapılmış dişlerin 66 μm çözünürlükte görüntüleri elde edilmiştir.⁶⁵ Diş sert dokularının *in vitro* 11.4T MR cihaz ile ZTE ve UTE sekansları kullanılarak görüntülenmesi gerçekleştirilmiştir.²⁰ MR datalarını μCT dataları ile karşılaştırmış, uzun görüntüleme süresine rağmen UYA MRG görüntülerinde dental restorasyon materyallerinden kaynaklanan daha az artefakt olduğu, çürük erken lezyonlarının teşhisinin daha başarılı olduğu belirtilmiştir.

Henüz baş-boyun bölgesinde çalışılmış olmasa da 7T cihazlarda kemik mikro-mimarisini görüntülemeyi amaçlayan çalışmalar yapılmaktadır.⁶⁶

UYA-MRG klinik kullanıma girmekte olan, *in vivo* histoloji vadeden bir teknik olmakla beraber kullanımı multidisipliner planlama gerektirmektedir. FDA 8T ve altındaki manyetik alan gücüne sahip MR cihazlarını önemsiz risk grubu olarak tanımlamıştır. Deneysel çalışmalardan 9.4T MRG insan çalışmaları ile güvenli sonuçlar elde edildiği bildirilmektedir.^{67,68} 7T cihaz maliyetinin yüksek olması ve güvenlik konularında daha fazla çalışma gerektirmesi rutin kullanıma girmesini yavaşlatmaktadır.

SONUÇ

Dental ve maksillofasial görüntüleme, rutin olarak düşük dozda X-ışını gerektiren sistemler kullanılsa da hastalarda ve medikal personelde karsinom ile ilişkisi gösterilmiştir.⁶⁹⁻⁷¹ Tüm teknolojik gelişmelere rağmen MRG sert doku görüntüleme, an itibarıyla BT ve KIBT’nin gerisinde yer almaktadır, ancak ortalama bir KIBT incelemesinde 221+-275 μSv gibi yadsınamayacak bir radyasyon dozunun alınmasına sebep olmaktadır.⁷² Düşük doz tekniklere ilgi yoğunlaşsa da gözardı edilmemesi gereken nokta, hem hasta hem radyoloji çalışanları için X-ışınlarının iyonizan özelliğinin doz azaltılmış olsa bile baki kalması ve güvenilir doz değerinin olmadığıdır.⁷² Oral patoloji anlamında sadece gözle görülebilen

dokuların muayenesi ve X-ışını bağımlı radyolojik yöntemler ile sert dokunun incelenmesi, yumuşak dokunun kesitsel muayenesinin eksik kalması anlamındadır. MRG'nin rutin kullanıma girmesini engelleyen major faktörler aşıp özel tasarlanmış, düşük görüntüleme maliyetli, kurulumu ve idamesi kolay, veri işlemi hızlı dental sistemler geliştirildiğinde diagnostik görüntüleme eksik parçasını tamamlamış olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Abhinaya L, Muthukrishnan A. DENTAL MRI-A REVIEW. *Journal of Pharmaceutical Sciences and Research*. 2019;11:3643-5.
2. Horowitz AL. Pulse Cycles, Pulse Sequences, and Tissue Contrast. In *MRI Physics for Radiologists*. 3rd ed. Springer, New York, NY. 1995:33-7
3. Nakada T. Clinical application of high and ultra high-field MRI. *Brain and Development*. 2007;29(6):325-35.
4. Karamat MI, Darvish-Molla S, Santos-Diaz A. Opportunities and challenges of 7 tesla magnetic resonance imaging: a review. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. 2016;44:1-2.
5. Administration USFAD. Guidance for Industry and FDA Staff: Criteria for Significant Risk Investigations of Magnetic Resonance Diagnostic Devices. 2014.
6. Protection ICON-IR. Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields. *Health Physics*. 2009;96(4):504-14.
7. Commission IE. Particular requirements for the safety of magnetic resonance diagnostic devices. Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission; 2015.
8. Administration USFAD. FDA clears first 7T magnetic resonance imaging device. 2017.
9. Hoff MN, McKinney IV A, Shellock FG, Rassner U, Gilk T, Watson Jr RE, Greenberg TD, Froelich J, Kanal E. Safety Considerations of 7-T MRI in Clinical Practice. *Radiology*. 2019;292(3):509-18.
10. Huettel S, Song AW, McCarthy G. *Functional magnetic resonance imaging (Vol. 1)*. 2nd ed. Sunderland, MA: Sinauer Associates. 2004:31-55
11. Kamil K. Görüntü kalitesinde uygulamalar. MR fizik kursu Türk Manyetik Rezonans Derneği. İzmir, Türkiye: Tasarım Yayın Hizmetleri, Türk Manyetik Rezonans Derneği 2009: 121.
12. Hövener JB, Zwick S, Leupold J, Eisenbeiß AK, Scheifele C, Schellenberger F, Hennig J, Elverfeldt D, Ludwig U. Dental MRI: imaging of soft and solid components without ionizing radiation. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2012;36(4):841-6.
13. Tymofiyeva O, Rottner K, Jakob P, Richter E-J, Proff P. Three-dimensional localization of impacted teeth using magnetic resonance imaging. *Clinical oral investigations*. 2010;14(2):169-76.
14. Idiyatullin D, Corum CA, Nixdorf DR, Garwood M. Intraoral approach for imaging teeth using the transverse B1 field components of an occlusally oriented loop coil. *Magnetic resonance in medicine*. 2014;72(1):160-5.
15. Tymofiyeva O, Rottner K, Gareis D, Boldt J, Schmid F, Lopez MA, E.-J. Richter P.M. Jakob. In vivo MRI-based dental impression using an intraoral RF receiver coil. *Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering: An Educational Journal*. 2008;33(4):244-51.
16. Prager M, Heiland S, Gareis D, Hilgenfeld T, Bendszus M, Gaudino C. Dental MRI using a dedicated RF-coil at 3 Tesla. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2015;43(10):2175-82.
17. Ludwig U, Eisenbeiss A-K, Scheifele C, Nelson K, Bock M, Hennig J, Elverfeldt D, Herdt O, Flügge T, Hövener JB. Dental MRI using wireless intraoral coils. *Scientific reports*. 2016;6(1):1-11.
18. Idiyatullin D, Corum C, Moeller S, Prasad HS, Garwood M, Nixdorf DR. Dental magnetic resonance imaging: making the invisible visible. *Journal of endodontics*. 2011;37(6):745-52.
19. Gradl J, Höreth M, Pfefferle T, Prager M, Hilgenfeld T, Gareis D, Bäumer P, Heiland S, Bendszus M, Hähnel S. Application of a dedicated surface coil in dental MRI provides superior image quality in comparison with a standard coil. *Clinical neuroradiology*. 2017;27(3):371-8.
20. Flügge T, Hövener JB, Ludwig U, Eisenbeiss AK, Spittau B, Hennig J, Schmelzeisen R, Nelson K. Magnetic resonance imaging of intraoral hard and soft tissues using an intraoral coil and FLASH sequences. *European radiology*. 2016;26(12):4616-23.
21. Eichhorn T, Ludwig U, Fischer E, Gröbner J, Göpper M, Eisenbeiss AK, Flügge T, Hennig J, Elverfeldt D, Hövener JB. Modular coils with low hydrogen content especially for MRI of dry solids. *PLoS one*. 2015;10(10).
22. Funduk N, Kydon D, Schreiner L, Peemoeller H, Miljković L, Pintar M. Composition and relaxation of the proton magnetization of human enamel and its contribution to the tooth NMR image. *Magnetic resonance in medicine*. 1984;1(1):66-75.
23. Gatehouse P, Bydder G. Magnetic resonance imaging of short T2 components in tissue. *Clinical radiology*. 2003;58(1):1-19.
24. Appel TR, Baumann MA. Solid-state nuclear magnetic resonance microscopy demonstrating human dental anatomy. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2002;94(2):256-61.
25. Weiger M, Stampanoni M, Pruessmann KP. Direct depiction of bone microstructure using MRI with zero echo time. *Bone*. 2013;54(1):44-7.
25. Lloyd C, Scrimgeour SN, Hunter G, Chudek JA, Lane DM, McDonald PJ. Solid state spatially resolved ¹H and ¹⁹F nuclear magnetic resonance spectroscopy of dental materials by stray-field imaging. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 1999;10(6): 369-73.
26. Hafner S. Fast imaging in liquids and solids with the Back-projection Low Angle Shot (BLAST) technique. *Magnetic resonance imaging*, 1994;12(7): 1047-51.
27. Madio DP, Lowe IJ. Ultra-fast imaging using low flip angles and FIDs. *Magnetic resonance in medicine*. 1995;34(4): 525-9.

28. Robson MD, Gatehouse PD, Bydder M, Bydder GM. Magnetic resonance: an introduction to ultrashort TE (UTE) imaging. *Journal of computer assisted tomography*. 2003;27(6):825-46.
29. Bracher AK, Hofmann C, Bornstedt A, Boujraf S, Hell E, Ulrici J, et al. Feasibility of ultra-short echo time (UTE) magnetic resonance imaging for identification of carious lesions. *Magnetic resonance in medicine*. 2011;66(2):538-45.
30. Idiyatullin D, Corum C, Park J-Y, Garwood M. Fast and quiet MRI using a swept radiofrequency. *Journal of Magnetic Resonance*. 2006;181(2):342-9.
31. Weiger M, Pruessmann KP, Bracher AK, Köhler S, Lehmann V, Wolfram U, Hennel F, Rasche V. High-resolution ZTE imaging of human teeth. *NMR in Biomedicine*. 2012;25(10):1144-51.
32. Mastrogiacomo S, Dou W, Jansen JA, Walboomers XF. Magnetic resonance imaging of hard tissues and hard tissue engineered bio-substitutes. *Molecular imaging and biology*. 2019;21(6):1003-19.
33. Carl M, Chiang J, Han E, Bydder G, King K, editors. Bloch simulations of UTE, WASPI and SWIFT for imaging short T2 tissues. ISMRM Annual Scientific Meeting & Exhibition; 2010.
34. Cha MJ, Park HJ, Paek MY, Stemmer A, Lee ES, Park SB, Kim SY. Free-breathing ultrashort echo time lung magnetic resonance imaging using stack-of-spirals acquisition: a feasibility study in oncology patients. *Magnetic resonance imaging*. 2018;51:137-43.
35. Dournes G, Grodzki D, Macey J, Girodet PO, Fayon M, Chateil JF, Montaudon M, Berger P, Laurent F. Quiet submillimeter MR imaging of the lung is feasible with a PETRA sequence at 1.5 T. *Radiology*. 2015;276(1):258-65.
36. Wiesinger F, Sacolick LI, Menini A, Kaushik SS, Ahn S, Veit-Haibach P, Delso G, Shanbhag DD. Zero TE MR bone imaging in the head. *Magnetic resonance in medicine*. 2016;75(1):107-14.
37. Weiger M, Pruessmann KP, Hennel F. MRI with zero echo time: hard versus sweep pulse excitation. *Magnetic resonance in medicine*. 2011;66(2):379-89.
38. Alibek S, Vogel M, Sun W, Winkler D, Baker CA, Burke M, Gloger H. Acoustic noise reduction in MRI using Silent Scan: an initial experience. *Diagnostic and interventional radiology*. 2014;20(4):360.
39. Zheng W, Kim JP, Kadbi M, Movsas B, Chetty IJ, Glide-Hurst CK. Magnetic resonance-based automatic air segmentation for generation of synthetic computed tomography scans in the head region. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*. 2015;93(3):497-506.
40. Cho S, Baek H, Ryu K, Choi B, Moon J, Kim TB, Kim SK, Park H, Hwang MJ. Clinical feasibility of zero TE skull MRI in patients with head trauma in comparison with CT: a single-center study. *American Journal of Neuroradiology*. 2019;40(1):109-15.
41. Lee C, Jeon KJ, Han SS, Kim YH, Choi YJ, Lee A, Choi HJ. CT-like MRI using the zero-TE technique for osseous changes of the TMJ. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2020;49(3):20190272.
42. Lu A, Gorny K, Ho ML. Zero TE MRI for Craniofacial Bone Imaging. *American Journal of Neuroradiology*. 2019;40(9):1562-6.
43. Weiger M, Stampanoni M, Pruessmann KP. Direct depiction of bone microstructure using MRI with zero echo time. *Bone*. 2013;54(1): 44-7.
44. Idiyatullin D, Garwood M, Gaalaas L, Nixdorf DR. Role of MRI for detecting micro cracks in teeth. *Dentomaxillofacial Radiology*, 2016;45(7), 20160150..
45. Schuurmans TJ, Nixdorf DR, Idiyatullin DS, Law AS, Barsness BD, Roach SH, Gaalaas L. Accuracy and Reliability of Root Crack and Fracture Detection in Teeth Using Magnetic Resonance Imaging. *Journal of endodontics*. 2019;45(6):750-5.
46. Kendi, A.T.K., A.T.K. Kendi, S.S. Khariwala, J. Zhang, D.S. Idiyatullin, C.A. Corum, S. Michaeli, S.E. Pambuccian, M. Garwood, B. Yueh Transformation in mandibular imaging with sweep imaging with fourier transform magnetic resonance imaging. *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*. 2011;137(9): 916-919.
47. Li C, Magland JF, Rad HS, Song KH, Wehrli FW. Comparison of optimized soft-tissue suppression schemes for ultrashort echo time MRI. *Magnetic resonance in medicine*, 2012;68(3): 680-9.
48. Rahmer J, Blume U, Börner P. Selective 3D ultrashort TE imaging: comparison of “dual-echo” acquisition and magnetization preparation for improving short-T 2 contrast. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*. 2007;20(2): 83.
49. Lee H, Zhao X, Song HK, Zhang R, Bartlett SP, Wehrli FW. Rapid dual-RF, dual-echo, 3D ultrashort echo time craniofacial imaging: A feasibility study. *Magnetic resonance in medicine*. 2019;81(5):3007-16.
50. Eley K, McIntyre A, Watt-Smith S, Golding S. “Black bone” MRI: a partial flip angle technique for radiation reduction in craniofacial imaging. *The British journal of radiology*. 2012;85(1011):272-8.
51. Dremmen M, Wagner M, Bosemani T, Tekes A, Agostino D, Day E, Soares BP, Huisman TAGM. Does the addition of a “black bone” sequence to a fast multisequence trauma MR protocol allow MRI to replace CT after traumatic brain injury in children? *American Journal of Neuroradiology*. 2017;38(11):2187-92
52. Suchyta MA, Gibreel W, Hunt CH, Gorny KR, Bernstein MA, Mardini S. Using black bone magnetic resonance imaging in craniofacial virtual surgical planning: a comparative cadaver study. *Plastic and reconstructive surgery*. 2018;141(6):1459-70.

53. Saarikko A, Mellanen E, Linda K, Junnu L, Karppinen A, Autti T, Virtanen P, Brandstack N. Comparison of Black-Bone MRI and 3D-CT in the preoperative evaluation of patients with craniosynostosis. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*. 2020;73 (4): 723-31.
54. Ladd ME, Bachert P, Meyerspeer M, Moser E, Nagel AM, Norris DG, Schmitter S, Speck O, Straub S, Zaiss M. Pros and cons of ultra-high-field MRI/MRS for human application. *Progress in nuclear magnetic resonance spectroscopy*. 2018;109:1-50.
55. Stucht D, Danishad KA, Schulze P, Godenschweiger F, Zaitsev M, Speck O. Highest resolution in vivo human brain MRI using prospective motion correction. *PloS one*. 2015;10(7):e0133921.
56. Lüsebrink F, Sciarra A, Mattern H, Yakupov R, Speck O. T 1-weighted in vivo human whole brain MRI dataset with an ultrahigh isotropic resolution of 250 μm . *Scientific data*. 2017;4(1):1-12.
57. Barisano G, Sepehrband F, Ma S, Jann K, Cabeen R, Wang DJ, Toga AW, Law M. Clinical 7 T MRI: Are we there yet? A review about magnetic resonance imaging at ultra-high field. *The British journal of radiology*. 2019;92(1094):20180492.
58. Trattnig S, Zbýň Š, Schmitt B, Friedrich K, Juras V, Szomolanyi P, Bogner W. Advanced MR methods at ultra-high field (7 Tesla) for clinical musculoskeletal applications. *European radiology*. 2012;22(11):2338-46.
58. Manoliu A, Spinner G, Wyss M, Ettl DA, Nanz D, Kuhn FP, Luigi GM, Gustav A. Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint at 7.0 T using high-permittivity dielectric pads: a feasibility study. *Investigative radiology*. 2015;50(12):843-9.
59. Kraff O, Quick HH. 7T: Physics, safety, and potential clinical applications. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2017;46(6): 1573-89.
60. Yilmaz S, Adisen MZ. Ex vivo mercury release from dental amalgam after 7.0-T and 1.5-T MRI. *Radiology*. 2018;288(3):799-803
61. Manoliu A, Spinner G, Wyss M, Ettl DA, Nanz D, Kuhn F, Gallo LM, Andreisek G. Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint at 7.0 T using high-permittivity dielectric pads: a feasibility study. *Investigative radiology*. 2015;50(12): 843-9.
62. Kim KN, Kim YB, Cho ZH. Improvement of a 4-Channel Spiral-Loop RF Coil Array for TMJ MR Imaging at 7T. *Journal of the Korean Society of Magnetic Resonance in Medicine*. 2012;16(2): 103-14.
63. Rieger J, Kronnerwetter C, Graessl A, Waiczies H, Endemann B, Trattnig S, Niendorf T. High Spatial Resolution MRI of Temporo-Mandibular Joint at 7.0 Tesla Using a Modestly Shaped 8 Channel Transceiver RF Coil Array. Conference paper, Proceedings of the ISMRM, Toronto. May 2015
64. Kuhn FP, Spinner G, Del Grande F, Wyss M, Piccirelli M, Erni S, Pfister P, Ho M, Sah BR, Filli L, Ettl DA, Gallo LM, Andreisek G, Manoliu A. MR imaging of the temporomandibular joint: comparison between acquisitions at 7.0 T using dielectric pads and 3.0 T. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2017;46(1):20160280.
65. Timme M, Masthoff M, Nagelmann N, Masthoff M, Faber C, Bürklein S. Imaging of root canal treatment using ultra high field 9.4 T UTE-MRI—a preliminary study. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2020;49(1):20190183.
66. Krug R, Carballido-Gamio J, Banerjee S, Burghardt AJ, Link TM, Majumdar S. In vivo ultra-high-field magnetic resonance imaging of trabecular bone microarchitecture at 7 T. *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*. 2008;27(4):854-9.
67. Atkinson IC, Renteria L, Burd H, Pliskin NH, Thulborn KR. Safety of human MRI at static fields above the FDA 8T guideline: Sodium imaging at 9.4 T does not affect vital signs or cognitive ability. *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*. 2007;26(5):1222-7.
68. Deelchand DK, Van de Moortele PF, Adriany G, Iltis I, Andersen P, Strupp JP, Vaughan JT, Uğurbil K, Henry PG. In vivo ^1H NMR spectroscopy of the human brain at 9.4 T: initial results. *Journal of Magnetic Resonance*. 2010;206(1):74-80.
69. Memon A, Godward S, Williams D, Siddique I, Al-Saleh K. Dental x-rays and the risk of thyroid cancer: a case-control study. *Acta Oncologica*. 2010;49(4):447-53.
70. Memon A, Rogers I, Paudyal P, Sundin J. Dental x-rays and the risk of thyroid cancer and meningioma: A systematic review and meta-analysis of current epidemiological evidence. *Thyroid*. 2019;29(11):1572-93.
71. Hwang SY, Choi ES, Kim YS, Gim BE, Ha M, Kim HY. Health effects from exposure to dental diagnostic X-ray. *Environmental health and toxicology*. 2018;33(4).
72. European Commission. European guidelines on radiation protection in dental radiology. Office for Official Publications of the European Communities. Radiation Protection 136 (2004). Available on http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/136_en.pdf

Yazışma Adresi:

Selmi YILMAZ
Akdeniz Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız Diş ve Çene Radyolojisi AD,
Antalya, Türkiye
E-mail : selmiyard@gmail.com
Tel : +90 242 310 69 69