

# 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*

Samed Şatır<sup>1\*</sup>, Selmi Yılmaz<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye, **Orcid**<sup>1</sup>: 0000-0002-5863-5928

<sup>2</sup> Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye, **Orcid**<sup>2</sup>: 0000-0001-9546-6548

**Atf/Citation:** Şatır, S & Yılmaz, S. (2020). Manyetik Rezonans Görüntülemenin Ağız Diş ve Çene Radyolojisinde Yeri Ve Ultra Yüksek Alan Manyetik Rezonans Görüntüleme. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 41(2), 161-167.

### ÖZ

Özellikle yumuşak dokuların görüntülenmesinde kullanılan manyetik rezonans görüntüleme, temporomandibular eklem diskinin incelenmesi, baş-boyun bölgesinde yumuşak doku kaynaklı patolojilerin görüntülenmesi, oral mukozayla ilişkili malignitelerin teşhisi gibi durumlarda kullanılmaktadır. Ultra yüksek alan manyetik rezonans görüntüleme tekniği ise günümüzde daha çok araştırma amaçlı kullanılan sistemler olup diş hekimliğini ilgilendiren çalışmalar da yapılmaktadır. Bu çalışmanın amacı; manyetik rezonans görüntülemenin diş hekimliğindeki kullanım alanlarını yapılan güncel çalışmalar eşliğinde sunmak ve ultra yüksek alan manyetik rezonans görüntülemenin diş hekimliğindeki potansiyel kullanım alanlarını incelemektir.

**Anahtar Kelimeler:** Manyetik rezonans görüntüleme, Diş hekimliği radyolojisi, Baş-boyun görüntüleme

### ABSTRACT

In particular, magnetic resonance imaging is used in the imaging of soft tissues, examination of the temporomandibular joint disc, imaging of soft tissue associated pathologies in the head and neck region, and diagnosis of malignancies related with oral mucosa. Ultra high field magnetic resonance imaging techniques are currently used for research, and studies involving dentistry are also being carried out. The purpose of this study is; to present the use areas of magnetic resonance imaging in dentistry in the context of current studies and to examine the use potential areas of ultra high field magnetic resonance imaging in dentistry.

**Key words:** Magnetic resonance imaging, Dental radiology, Head neck imaging

Diş hekimliğinde tanısal görüntüleme amacıyla 1896'dan günümüze temel olarak x-ışını bağımlı teknikler kullanılmaktadır. 1980'lerin başında manyetik rezonans görüntüleme (MRG) yönteminin klinik uygulamaya girmesi ile beraber, bu yöntem diş hekimliği alanında da kullanılmaya başlamıştır. Özellikle yumuşak dokuların görüntülenmesinde en ideal yöntem olarak kabul edilen MRG, dişhekimliğinde temporomandibular eklem (TME) diskinin incelenmesi, baş- boyun bölgesinde yumuşak doku kaynaklı patolojilerin görüntülenmesi, odontojenik tümör ile odontojenik kist ayrımının yapılmasında kullanılmaktadır<sup>1-5</sup>. MRG, panoramik radyografi ve bilgisayarlı tomografi (BT) gibi iyonizan radyasyona dayalı görüntüleme tekniklerinin diş hekimliğinde yetersiz kaldığı durumlarda fayda sağlamaktadır.

MRG; güçlü mıknatıslar ve radyo dalgaları kullanılarak, vücuttaki proton atomları üzerinde yaratılan enerji değişimlerinin alıcılar vasıtasıyla sinyale dönüştürülmesi prensibine dayanmaktadır. Kullanılan mıknatısların oluşturduğu manyetik alan Tesla (T) birimi ile ifade edilmektedir<sup>6</sup>. Manyetik alan gücü 0,2 T altında olan cihazlar düşük Tesla'lı, 0,2-1,5 T olanlar orta Tesla'lı ve 1,5 T üzerinde olanlar ise yüksek Tesla'lı cihazlar olarak kabul edilmektedir. Yedi T ve üzeri cihazlar ise ultra yüksek alan manyetik rezonans görüntüleme (UYA-MRG) sistemi olarak tanımlanmaktadır<sup>7</sup>.

Klinik uygulamalarda rutin olarak kullanılan 1,5T ve 3T MRG cihazları ile elde edilen verilerden daha yüksek çözünürlükte görüntülere olan ihtiyaç artmış ve yüksek manyetik alana sahip MRG sistemleri tercih edilmeye başlanmıştır<sup>8</sup>. MRG ve UYA-MRG sistemlerinin kullanım alanları, yapılan çalışmalar ile birlikte teknolojiye paralel olarak genişlemekte ve elde edilen görüntülerin kalitesi artmaktadır<sup>9,10</sup>. Hasta üzerindeki özgül emilim oranının (*specific absorption rate; SAR*) artması gibi şiddetlenen yan etkiler ise ortadan kaldırılmaya çalışılmaktadır<sup>10,11</sup>.

### MRG sekansları

Görüntü sekansları, kullanılan radyo dalgalarının enerji düzeyleri ve uygulama süresi değiştirilerek elde edilmektedir. Hem MRG hem de UYA-MRG cihazlarında T1 ağırlıklı, T2 ağırlıklı, sıvı azaltılmış inversiyon düzeltme (FLAIR), difüzyon ağırlıklı (DWI), duyarlılık ağırlıklı (SWI), 3D TOF (*time of flight*) anjiyografi, proton manyetik rezonans spektroskopisi (1H MRS) ve fMRG sekansları sıklıkla kullanılmaktadır<sup>10</sup>.

T1 ağırlıklı: Çok iyi yumuşak doku kontrastı sağlaması sebebiyle anatomik değerlendirme amaçlı kullanılmaktadır<sup>12</sup>.

T2 ağırlıklı: Kist ve malign neoplazm gibi patolojilerin sinyal özelliklerinin farklı olması nedeniyle patolojik dokuların ayırt edilmesinde kullanılmaktadır<sup>13</sup>.

FLAIR: İnme, multipl skleroz (MS) ve enfeksiyon gibi durumlarda T1 ve T2 ağırlıklı görüntüler arasında karşılaştırma yapmayı sağlar<sup>14</sup>.

Difüzyon Ağırlıklı MRG (DWI): Su moleküllerinin difüzyon haritasını çıkararak beynin farklı bölümlerinin anatomik etkileşimini gösterir. İnme, enfeksiyon gibi durumlarda tedavi planlaması için kullanılmaktadır. Beynin farklı bölümleri arasındaki ilişkileri, anomalileri ve lezyonları gösterebildiği için kısmen başarılı kabul edilmektedir. Ancak DWI'de manyetik alanın homojen olmaması nedeniyle distorsiyon mevcuttur ve görüntü kalitesi T1 ve T2 ağırlıklı sekanslardaki kadar yüksek seviyede değildir<sup>15</sup>.

SWI: Dokular arasındaki lokal manyetik alan değişimlerini kullanan görüntüleme tekniğidir<sup>16</sup>. Mikrohemorajiler, kalsifikasyonlar ve demir birikimlerini göstermede kullanılır<sup>17</sup>.

3D TOF Anjiyografi: Trombusları, aterom plakları ve vaskülitleri görüntülemeye klinikte 1,5T ve 3T cihazlarla rutin olarak uygulanan bir görüntüleme şeklidir. UYA-MRG ile beyin kılcallarındaki perforasyonlar hakkında fikir sahibi olmayı sağlayabileceği bildirilmiştir<sup>18</sup>.

1H MRS: Non-invaziv olarak beynin nörokimyasal durumu hakkında bilgi verir. Beyindeki glutamat, kreatin ve gamma aminobütirik asit (GABA) gibi metabolitlerin analiz edilmesini sağlar<sup>19</sup>.

fMRG: Serebral aktivite ile birlikte beyinde meydana gelen hemodinamik değişimlerin görüntülenmesini sağlar. En çok kullanılan metot kan-oksijen seviyesi bağımlı (Blood oxygenation level dependent; BOLD) metot olup, beynin aktif alanlarının kanlanma seviyesini tespit ederek fonksiyonun görüntüye dönüştürülmesini sağlar. Böylece konuşma gibi motor korteks becerilerinin cerrahi sırasında kontrolünün yapılmasını sağlayabilir<sup>20,21</sup>.

### MRG'nin dişhekimliğinde kullanımı

TME diski ultrason (USG) kullanılarak da görüntülenebilmesine rağmen diskin en iyi görüntülenme yöntemi MRG olarak kabul edilmektedir<sup>1</sup>. Yapılan bir çalışmada TME diskinin en kaliteli ve ölçülebilir şekilde görüntüleyebilen yöntem MRG olarak gösterilmiş; aynı zamanda non-invaziv, iyonize radyasyon içermeyen ve ağrısız bir görüntüleme tekniği olması avantajları arasında sayılmıştır<sup>22</sup>.

Haley ve ark.'nın, TME ağrısı ile TME efüzyonu ve MRG bulguları arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarında çok sayıda hatalı pozitif (+) ve hatalı negatif (-) bulgu elde edilmiştir. Ağrılı bölgenin lokalizasyonunda TME palpasyonunun en etkili teşhis yöntemi olduğu belirlenmiştir. Bu çalışmada unilateral TME hastalığı olan bireylerde patolojik TME ile diğer taraftaki normal TME karşılaştırılmış, 3-4 ay aralıklarla kontrol MRG görüntüleri alınmış ve dejeneratif tarafta tedaviyle birlikte iyileşme gözlenmiştir<sup>23</sup>.

T2 ağırlıklı MRG ile TME efüzyonları görüntülenebilmekte ama klinik hakkında tek başına yorum yapmaya yeterli veri elde edilememektedir. Efüzyonun derecesinin ne USG ne de MRG ile belirlenebildiği, anlamlı yorumlama için mutlaka klinik bilgi ile desteklenmesi gerektiği savunulmaktadır<sup>24</sup>.

MRG ile dinamik hareketlerin sinematik olarak değerlendirilebildiği sine MRG (cine-MRI) uygulamasının, hem radyasyon içermemesi hem de yumuşak dokuları görüntüleyebilmesi gibi avantajları mevcuttur. Ayrıca kontrast materyali olarak hastaya baryum içerikli solüsyon yerine su içirilebilmesi, disfajik bireylerde aspirasyon riskinin de önüne geçmektedir<sup>25</sup>. Bir diğer dinamik görüntüleme tekniği olan fMRG uygulamasının kullanımıyla, diş hekimliği alanında bruksizm gibi nörolojik altyapısı bulunan patolojiler ve disfonksiyonlar ile ilgili çalışmalar yapılabilmektedir<sup>26</sup>.

MRG uygulamalarının, odontojenik tümörlerin ve oral karsinomların tanı ve tedavisinde diğer görüntüleme yöntemlerine göre üstünlükleri olduğu gibi, birçok durumda diğer metotlarla aynı özelliklere sahip olduğunu yada diğerlerine göre yetersiz kaldığını ortaya koyan çalışmalar da mevcuttur. MRG; ameloblastoma gibi odontojenik tümörlerin odontojenik kistlerden ayrımının yapılması ya da ameloblastik karsinomada lezyon sınırlarının ve komponentlerinin belirlenmesinde kullanılmaya başlanmıştır. Ameloblastik karsinomada lezyonun lokalizasyonunun, solid komponentlerinin ve kemik iliği yayılımının belirlenmesi gibi BT'nin tanısal sınırları dışında kalan ve cerrahi planlama için önemli olan görüntülemelerin MRG ile elde edilebildiğinden bahsedilmektedir<sup>3,27,28</sup>. Bunun yanında MRG orofaringeal karsinomların teşhisinde de kullanılan önemli bir tanısal yöntemdir<sup>29</sup>. 1,5T MRG yapılan ve ameloblastoma ile keratistik odontojenik tümörün (KCOT) karşılaştırıldığı bir çalışmada, T1 ve T2 ağırlıklı görüntülemelerde kistik komponentin homojenitesi açısından anlamlı farklılık bulunmuştur<sup>30</sup>. Difüzyon MRG kullanımı ile keratistik odontojenik tümör ve ameloblastomanın anlamlı derecede ayırt

edilebildiği gösterilmiştir<sup>31</sup>. Başka bir çalışmada, ameloblastomadaki intraluminal (boşluk içindeki) nodüllerin sadece kontrastlı MRG ile görülebildiği bu yüzden unistik ameloblastoma tanısında en yararlı yöntemin kontrastlı MRG olduğu belirtilmiştir<sup>32</sup>. Oral skuamoz hücreli karsinom (OSSC) evresini belirlemede pozitron emisyon tomografisi (PET) en kullanışlı yöntem olarak belirlenirken, aynı tanı için MRG ve BT yeterli bulunmamıştır<sup>33</sup>. Baş ve boyun bölgesindeki skuamoz hücreli karsinomların tanısal doğruluğunun incelendiği diğer bir çalışmada; PET için sensitivitenin tek başına %100 iken spesivitenin %47 olduğu; PET ile difüzyon MRG birlikte kullanıldığında spesivitede artış görülürken sensitivitede azalma olduğu ortaya konmuştur<sup>34</sup>. Ameloblastik karsinomların malign transformasyonunun erken evrede belirlenmesinin önemli olduğu, MRG uygulamalarının lezyon sınırlarını görmede oldukça kullanışlı iken, PET gibi malign transformasyonu belirlemede kullanılamayacağı belirtilmektedir<sup>27</sup>. Dinamik kontrastlı MRG (DCE-MRG) odontojenik fibroma ve odontojenik miksuma haricinde odontojenik tümör teşhisinde pek faydalı bulunmamıştır. Malign odontojenik tümörlerle benign odontojenik tümörler arasında DCE-MRG parametreleri arasında ayırım yapmak için yeterli veri olmadığı belirtilmiştir<sup>30</sup>. Metastatik lezyonlar sintigrafi, BT ve MRG ile görüntülenebilir. BT'de herhangi bir kemik destrüksiyonu gözlenirse de MRG ile şüpheli bölgelerin değerlendirilmesi gerektiği vurgulanmıştır<sup>35</sup>. Faraji ve ark.'nın orofaringeal tümörlerin tespitinde tek bir görüntüleme tekniği kullanmanın yeterli olmayacağını savunduğu çalışmaya göre, primer tümörleri görüntülemeye USG'nin oldukça başarılı, ucuz ve kullanışlı bir ek görüntüleme yöntemi olduğu belirtilmiştir<sup>29</sup>.

Damardaki kan akışının hızı hakkında fikir sahibi olmak için Doppler Ultrason'a benzer şekilde MRG anjiyografi ve son zamanda 4D MRG kullanılmaktadır. Doppler Ultrason büyük lezyonların uzanımlarının ve kemik içi venöz malformasyonların görüntülenmesi konusunda yetersiz kalmaktadır. MRG anjiyografi ise küçük damarları görüntülemeye başarısız bulunmaktadır. Venöz malformasyonlar T2 ağırlıklı MRG'de hiperintens gözlenir. 4D MRG'nin avantajı ise godolinium yada iyodin gibi kontrast madde kullanımı gerektirmemesidir<sup>36</sup>.

#### UYA-MRG

İlk 7T UYA-MRG cihazının kurulumu 1999 yılında olmuştur ve bu cihazlar ile daha net görüntü elde edilmesi, görüntülenen anatomik ve patolojik yapıların daha iyi ayırt edilebilmesi amaçlanmıştır<sup>7</sup>. 2001 yılında 7T ve 4T ile beyin görüntülenmesi yapılan bir çalışmada,

7T'da ortalama sinyal-gürültü oranı (SNR) ve artefakt oluşumu 4T'dan daha fazla bulunmuştur<sup>37</sup>. 2017 yılında yayınlanan bir araştırmaya göre dünya üzerinde yaklaşık 60 adet bulunduğu bildirilmiştir<sup>10</sup>. Kueken ve ark.nın Ocak 2018'de yayınlanan makalesine göre ise günümüzde 70'in üzerinde 7T ve üzeri UYA-MRG sistemi kullanımda bulunmaktadır<sup>38</sup>. Bu veriler göz önüne alındığında UYA-MRG sistemlerinin gün geçtikçe daha fazla kullanım alanı bulduğu ve akademik ilgiyi çektiği düşünülebilir.

7T UYA-MRG uygulamaları on yıldan uzun bir süredir in vivo olarak yapılmaktayken, 2018 yılından itibaren 9.4T UYA-MRG ile sağlıklı gönüllüler üzerinde de çalışmalar yapılmaya başlanmıştır<sup>39,40</sup>. UYA-MRG özellikle santral sinir sistemi ve kas-iskelet sistemi görüntülemesinde kullanılmaktadır<sup>41,42</sup>. UYA-MRG ile temel olarak beynin fonksiyonel ve anatomik (oksipital korteks, motor korteks, amigdala vb.) görüntülenmesi sağlanmaktadır. UYA-MRG'nin sıklıkla beyin görüntülemesinde kullanılmasının nedeni; kalp atışı ve solunum sırasında oluşan hareketlerden nispeten daha az etkilenmesi ve buna bağlı olarak yüksek çözünürlükte görüntü elde edilmesidir<sup>10</sup>.

UYA-MRG'nin avantajları; sinyal/görüntü oranının fazla olması, T2 ağırlıklı görüntülemeye gelişmiş hassasiyet (kan-oksijen seviyesi bağımlı görüntüleme-BOLD) ve fMRG'de yüksek çözünürlük sağlaması olarak sayılabilir. Bununla birlikte, daha fazla özgül emilim oranı (SAR) oluşumuna sebep olması, çok güçlü manyetik etkisi olan mıknatıslar kullanıldığından esas manyetik alanın (main magnetic field) homojen olmaması ve görüntüleme alanı olarak kullanılan bölgenin (bore) daha düşük Tesla cihazlara göre daha küçük olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır. UYA-MRG uygulamasının hasta üzerinde yan etki oluşturabileceğinden bahsedilmektedir. Vertigonun başta geldiği bu yan etkiler; bulantı, ağızda metalik tat oluşumu, işlemin konforlu olmaması ve işlem sırasındaki yüksek gürültü olarak sayılabilir. Çocuk hastaların bu tür yan etkileri tolere edebilmeleri daha zor olabilir. Literatürde, UYA-MRG uygulaması yapılmış çocuk hasta içeren herhangi bir yayın da bulunmamaktadır<sup>10</sup>.

MRG'de imaj kalitesi, kullanılan radyo frekans (RF) sargılara (coil) bağlıdır. Manyetik alanın artması; objelere daha az RF penetrasyon ihtiyacı ve yüksek RF gücü gereksinimi gibi yeni fiziksel durumları ortaya çıkarmıştır. Elde edilen verilerin kalitesinin artmasında çoklu alıcı ve daha küçük sargı kullanımı yararlı olmuştur. Ancak UYA-MRG ile kafa sargısı kullanılarak yapılan kranyal görüntülemelerde 1,5T ve 3T MRG sistemlerine

göre yüzeyel ısı artışı daha fazla olmaktadır. Beyin fonksiyonlarını incelemadaki amaç, moleküler seviyede yüksek çözünürlükte görüntü elde etmektir. Ancak günümüzdeki RF sargılarla kontrast madde kullanmadan istenen düzeyde kaliteli mikroskobik görüntü elde edilememektedir<sup>10</sup>. Daha yüksek çözünürlükte görüntü elde edilebilmesi ve hasta konforunu arttırıp oluşabilecek yan etkileri en aza indirmek için yeni sargı tasarımları üzerine çalışmalar devam etmektedir<sup>43,44</sup>.

UYA-MRG klinik çalışmaları, dünyanın birçok yerinde yeni cihazların kurulumu ile artış göstermektedir. UYA-MRG ile elde edilen yüksek çözünürlüğe sahip verilerin beyin ve kranyal organların (özellikle oküler sistem ve iç kulak gibi) hassas biçimde değerlendirilebileceği fikri üzerine çeşitli çalışmalar yapılmaktadır<sup>45-47</sup>. Bu çalışmalar sonucunda UYA-MRG uygulamaları ile birlikte görece küçük ve kompleks kranyal dokuların daha detaylı görüntülenebileceği fikri desteklenmeye başlamıştır<sup>46,47</sup>.

UYA-MRG ile yapılan ve diş hekimliği ile ilgili çalışmalar daha çok dental materyallerin MRG sırasında ısı değişikliğine uğramasını yada oral kavitede yer alan dental materyallerin görüntü kalitesi üzerine etkisini sorgulamaktadır. Dental implant ya da dövmelemin 7T MRG ile herhangi bir probleme yol açıp açmadığının araştırıldığı bir çalışmada, dövmelemin görüntüleme üzerine hiçbir etkisinin bulunmadığı, coil nedeniyle dövme bölgesinde herhangi bir dokusal ısı artışının da oluşmadığı tespit edilmiştir. İmplantlar ve diğer metal dental materyallerin çevresinde ciddi sinyal kaybı oluşurken bu sinyal kaybının serebral MRG görüntülemesini etkilemediği tespit edilmiştir. Bu çalışmada UYA-MRG ile ilgili herhangi bir komplikasyon yada yan etkiye rastlanılmamasına rağmen, hastalarla görüntüleme öncesi, sırası yada sonrasında oluşabilecek herhangi bir sorun konusunda iletişim halinde olunması önerilmiştir. Ayrıca implant materyali olarak sıklıkla kullanılan titanyumun manyetik duyarlılığının az oluşu bir avantaj olarak gösterilmiştir. Hastalara, MRG ile ilgili herhangi bir sorunla (ısınma vb.) karşılaşmayacağını garanti verilemeyeceği için MRG uygulamasına alınacak hastaların dikkatle seçilmesi gerektiği belirtilmiştir<sup>48</sup>.

3T ve 7T MRG uygulamasının dental implantlar ve metal restorasyonlar üzerindeki ısınma etkisini inceleyen bir diğer çalışmada; nikel-krom alaşımı, krom-kobalt alaşımı, gümüş ve altın alaşımı içeren metal restorasyonlardaki ısınmanın 1°C'nin altında olduğu, dental implantlarda oluşan ısınmanın ise 2°C'nin altında olduğu bulunmuştur. 7T MRG sırasında oluşan

bu seviyedeki bir ısınmanın kemik dokusunda hasar oluşturma riski taşımadığı için 7T MRG sistemlerinin 3T sistemlerde olduğu gibi dental implantı olan hastalar için güvenli olduğu bildirilmiştir<sup>49</sup>.

Yapay tükrük içerisindeki amalgam dolgulu dişlere 1,5T ve 7T MRG uygulaması yapılan bir diğer çalışmada, 7T MRG uygulamasının 1,5T MRG uygulamasına kıyasla amalgam dolgulardan civa salınımını anlamlı derecede arttırdığı ortaya konmuştur. Aynı çalışmada; 7T MRG uygulanan hastaların amalgam restorasyonlarından salınan civa miktarının, Dünya Sağlık Örgütü verilerine göre amalgam restorasyon sebebiyle bireylerin absorbe ettiği günlük civa miktarının en az 3 katı olduğu vurgulanmıştır<sup>50</sup>.

## SONUÇ

MRG uygulamalarında gelişmelerin devam etmesiyle 3T'ye kadar manyetik alana sahip cihazlarla dahi bazı patolojiler ve tanılar için istenen düzeyde görüntü kalitesi

elde edilebileceği bildirilmektedir. MRG uygulamalarının alanı artırılarak, günümüzde sadece iyonize radyasyon temelli görüntüleme yöntemleri ve USG ile görüntülenmesi mümkün olan çeşitli doku ve patolojilerin MRG sistemleri ile görüntülenebilmesi amaçlanmaktadır.

UYA-MRG uygulamaları uzun bir süre araştırma amaçlı kullanılırken günümüzde klinik kullanımın alt yapısı hazırlanmaya başlanmıştır. Serebral dokuların incelenmesinde kullanılmasının yanı sıra; göz, iç kulak gibi göreceli küçük doku ve organların ayrıntılı görüntülenmesinde sağladığı avantajlar ile de dikkat çekmektedir.

Günümüzde UYA-MRG uygulamalarının diş hekimliğindeki kullanımı, genellikle dental materyallerin değerlendirilmesini kapsamaktadır. Ancak ilerleyen dönemlerde periodontal dokular ve pulpa anatomisinin incelenmesine yönelik çalışmalar ile oral bölgenin göreceli küçük sayılabilecek bu yapılarından hassas ve kaliteli görüntüleme yapılması mümkün olabilir.

## KAYNAKLAR

1. Klatkiewicz T, Gawriolek K, Pobudek Radzikowska M, Czajka-Jakubowska A. Ultrasonography in the Diagnosis of Temporomandibular Disorders: A Meta-Analysis. *Med Sci Monit.* 2018 Feb 8;24:812-817.
2. Grossmann E, Poluha RL, Iwaki LCV, Santana RG, Filho LI. Predictors of arthrocentesis outcome on joint effusion in patients with disk displacement without reduction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2018 Apr;125(4):382-388.
3. Apajalahti S, Kelppe J, Kontio R, Hagström J. Imaging characteristics of ameloblastomas and diagnostic value of computed tomography and magnetic resonance imaging in a series of 26 patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2015 Aug;120(2):e118-30.
4. Ogura I, Sasaki Y, Oda T, Sue M, Hayama K. Magnetic Resonance Sialography and Salivary Gland Scintigraphy of Parotid Glands in Sjögren's Syndrome. *Chin J Dent Res.* 2018;21(1):63-68.
5. Adisen MZ, Okkesim A, Misirlioglu M, Yilmaz S. Does sleep bruxism affect masticatory muscles volume and occlusal force distribution in young subjects? A preliminary study. *Cranio.* 2018 Mar 20:1-7.
6. C. Westbrook and C. Kaut, *MRI in Practice*, 2nd Edition, Blackwell Publishing Company, Oxford, UK, 1998.
7. Moser E. Ultra-high-field magnetic resonance: Why and when? *World J Radiol.* 2010 Jan 28;2(1):37-40.
8. Sclocco R, Beissner F, Bianciardi M, Polimeni JR, Napadow V. Challenges and opportunities for brainstem neuroimaging with ultrahigh field MRI. *Neuroimage.* 2018 Mar;168:412-426.
9. Gamoh S, Wato M, Akiyama H ve ark. The role of computed tomography and magnetic resonance imaging in diagnosing clear cell ameloblastoma: A case report. *Oncol Lett.* 2017 Dec;14(6):7257-7261.
10. Vargas MI, Martelli P, Xin L ve ark. Clinical Neuroimaging Using 7 T MRI: Challenges and Prospects. *J Neuroimaging.* 2018 Jan;28(1):5-13.
11. Gallichan D. Diffusion MRI of the human brain at ultra-high field (UHF): A review. *Neuroimage.* 2018 Mar;168:172-180.
12. Bittner RC, Felix R. Magnetic resonance (MR) imaging of the chest: state-of-the-art. *Eur Respir J* 1998; 11: 1392-404.
13. Müller NL. Computed tomography and magnetic resonance imaging: past, present and future. *Eur Respir J* 2002;19:Suppl. 35:3s-12s.
14. De Coene B, Hajnal JV, Gatehouse P ve ark. MR of the brain using fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) pulse sequences. *AJNR Am J Neuroradiol* 1992;13:1555-64.

15. In MH, Posnansky O, Beall EB ve ark. Distortion correction in EPI using an extended PSF method with a reversed phase gradient approach. *PLoS One* 2015;10:e0116320.
16. Schweser F, Deistung A, Lehr BW ve ark. Differentiation between diamagnetic and paramagnetic cerebral lesions based on magnetic susceptibility mapping. *Med Phys* 2010;37:5165-78.
17. Bian W, Banerjee S, Kelly DA ve ark. Simultaneous imaging of radiation-induced cerebral microbleeds, arteries and veins, using a multiple gradient echo sequence at 7 Tesla. *J Magn Reson Imaging* 2015;42:269-79.
18. Harteveld AA, De Cocker LJ, Dieleman N ve ark. High-resolution postcontrast time-of-flight MR angiography of intracranial perforators at 7.0 Tesla. *PLoS One* 2015;10:e0121051.
19. Mekle R, Mlynarik V, Gambarota G ve ark. MR spectroscopy of the human brain with enhanced signal intensity at ultrashort echo times on a clinical platform at 3T and 7T. *Magn Reson Med* 2009;61:1279-85.
20. van der Zwaag W, Francis S, Head K ve ark. fMRI at 1.5, 3 and 7 T: characterising BOLD signal changes. *Neuroimage* 2009;47:1425-34.
21. van der Zwaag W, Schäfer A, Marques JP, Turner R, Trampel R. Recent applications of UHF-MRI in the study of human brain function and structure: a review. *NMR Biomed*. 2016 Sep;29(9):1274-88.
22. Liu MQ, Lei J, Han JH, Yap AU, Fu KY. Metrical analysis of disc-condyle relation with different splint treatment positions in patients with TMJ disc displacement. *J Appl Oral Sci*. 2017 Sep-Oct;25(5):483-489.
23. Haley DP, Schiffman EL, Lindgren BR ve ark. the relationship between clinical and MRI findings in patients with unilateral temporomandibular joint pain. *J Am Dent Assoc* 2001; 132:476-81.
24. Thomas N, Harper DE, Aronovich S. Do signs of an effusion of the temporomandibular joint on magnetic resonance imaging correlate with signs and symptoms of temporomandibular joint disease? *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2018 Feb;56(2):96-100.
25. Ohkubo M, Higaki T, Nishikawa K ve ark. Optimization of parameter settings in cine-MR imaging for diagnosis of swallowing. *Bull Tokyo Dent Coll*. 2014;55(3):131-7.
26. Yılmaz S. To see bruxism: a functional MRI study. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(7):20150019.
27. Makiguchi T, Yokoo S, Miyazaki H ve ark. Treatment strategy of a huge ameloblastic carcinoma. *J Craniofac Surg*. 2013 Jan;24(1):287-90.
28. Devenney-Cakir B, Dunfee B, Subramaniam R ve ark. Ameloblastic carcinoma of the mandible with metastasis to the skull and lung: advanced imaging appearance including computed tomography, magnetic resonance imaging and positron emission tomography computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2010 Oct;39(7):449-53.
29. Faraji F, Coquia SF, Wenderoth MB ve ark. Evaluating oropharyngeal carcinoma with transcervical ultrasound, CT, and MRI. *Oral Oncol*. 2018 Mar;78:177-185.
30. Fujita M, Matsuzaki H, Yanagi Y ve ark. Diagnostic value of MRI for odontogenic tumours. *Dentomaxillofac Radiol*. 2013;42(5):20120265.
31. Sumi M, Ichikawa Y, Katayama I, Tashiro S, Nakamura T. Diffusion-weighted MR imaging of ameloblastomas and keratocystic odontogenic tumors: differentiation by apparent diffusion coefficients of cystic lesions. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2008 Nov;29(10):1897-901.
32. Mazzawi E, AbuEl-naaj I, Ghantous Y ve ark. The Clinical Significant of Pre-Surgical Imaging in Oral Squamous Cell Carcinoma Compared with Lymph Node Status: a comparative retrospective study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* (2017).
33. Konouchi H, Asami J, Yanagi Y ve ark. Usefulness of contrast enhanced-MRI in the diagnosis of unicystic ameloblastoma. *Oral Oncol*. 2006 May;42(5):481-6.
34. Noij DP, Jagesar VA, de Graaf P ve ark. Detection of residual head and neck squamous cell carcinoma after (chemo)radiotherapy: a pilot study assessing the value of diffusion-weighted magnetic resonance imaging as an adjunct to PET-CT using 18F-FDG. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2017 Sep;124(3):296-305.
35. Matsuda S, Yoshimura H, Kondo S, Sano K. Temporomandibular dislocation caused by pancreatic cancer metastasis: A case report. *Oncol Lett*. 2017 Nov;14(5):6053-6058.
36. Lee JY, Suh DC. Visualization of Soft Tissue Venous Malformations of Head and Neck with 4D Flow Magnetic Resonance Imaging. *Neurointervention*. 2017 Sep;12(2):110-115.

37. Vaughan JT, Garwood M, Collins CM ve ark. 7T vs. 4T: RF power, homogeneity, and signal-to-noise comparison in head images. *Magn Reson Med.* 2001 Jul;46(1):24-30.
38. Keuken MC, Isaacs BR, Trampel R, van der Zwaag W, Forstmann BU. Visualizing the Human Subcortex Using Ultra-high Field Magnetic Resonance Imaging. *Brain Topogr* (2018).
39. Krug R, Carballido-Gamio J, Banerjee S ve ark. In vivo bone and cartilage MRI using fully-balanced steady-state free-precession at 7 tesla. *Magn Reson Med.* 2007 Dec;58(6):1294-8.
40. Zaiss M, Schuppert M, Deshmane A ve ark. Chemical exchange saturation transfer MRI contrast in the human brain at 9.4 T. *Neuroimage.* 2018 Oct 1;179:144-155.
41. Plantinga BR, Temel Y, Roebroek A ve ark. Ultra-high field magnetic resonance imaging of the basal ganglia and related structures. *Front Hum Neurosci* 2014;8:876.
42. Alison N Pruzan, Audrey E Kaufman, Claudia Calcagno, Yu Zhou, Zahi A Fayad, Venkatesh Mani. Feasibility of imaging superficial palmar arch using micro-ultrasound, 7T and 3T magnetic resonance imaging. *World J Radiol.* 2017 Feb 28; 9(2): 79–84.
43. Herrmann T, Mallow J, Plaumann M ve ark. The Travelling-Wave Primate System: A New Solution for Magnetic Resonance Imaging of Macaque Monkeys at 7 Tesla Ultra-High Field. *PLoS One.* 2015 Jun 11;10(6):e0129371.
44. Santini T, Kim J, Wood S ve ark. A new RF transmit coil for foot and ankle imaging at 7T MRI. *Magn Reson Imaging.* 2018 Jan;45:1-6.
45. Dengler NF, Madai VI, Wuerfel J ve ark. Moyamoya Vessel Pathology Imaged by Ultra-High-Field Magnetic Resonance Imaging at 7.0 T. *J Stroke Cerebrovasc Dis.* 2016 Jun;25(6):1544-51.
46. Lindner T, Klose R, Streckenbach F ve ark. Morphologic and biometric evaluation of chick embryo eyes in ovo using 7 Tesla MRI. *Sci Rep.* 2017 Jun 1;7(1):2647.
47. Thylur DS, Jacobs RE, Go JL, Toga AW, Niparko JK. Ultra-High-Field Magnetic Resonance Imaging of the Human Inner Ear at 11.7 Tesla. *Otol Neurotol.* 2017 Jan;38(1):133-138.
48. Noureddine Y, Bitz AK, Ladd ME ve ark. Experience with magnetic resonance imaging of human subjects with passive implants and tattoos at 7 T: a retrospective study. *MAGMA.* 2015 Dec;28(6):577-90.
49. Oriso K, Kobayashi T, Sasaki M, Uwano I, Kihara H, Kondo H. Impact of the Static and Radiofrequency Magnetic Fields Produced by a 7T MR Imager on Metallic Dental Materials. *Magn Reson Med Sci.* 2016;15(1):26-33.
50. Yilmaz S, Adisen MZ. Ex Vivo Mercury Release from Dental Amalgam after 7.0-T and 1.5-T MRI. *Radiology.* 2018 Sep;288(3):799-803.