

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**ULTRA YÜKSEK ALAN MANYETİK REZONANS
GÖRÜNTÜLEMENİN AMALGAM FAZ DEĞİŞİMİ VE
CİVA SALINIMI ÜZERİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Samed ŞATIR

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Selmi YILMAZ

Bu tez, Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından 2018-TDH-3157 proje numarası ile desteklenmiştir.

2019-ANTALYA

TEŐEKKÜR

Yenilikçi fikirleri ile ufkumu genişleten, emeğini ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, sunduğu kolaylıklar ve yol göstericiliği sayesinde kendisine her zaman saygı ve sevgi duyacağım kıymetli danışman hocam ve anabilim dalı başkanımız Sn. Dr. Öğr. Üyesi Selmi YILMAZ'a,

İçtenliği ve güler yüzlü tavrıyla tüm bilgi ve birikimini benimle paylaşan, gösterdiği anlayış ve destek ile hem eğitmen hem de arkadaş hissi veren değerli hocam Sn. Dr. Öğr. Üyesi Sevcihan GÜNEN YILMAZ'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan ve zaman geçirmekten büyük keyif aldığım; başta meslektaşlarım olmak üzere tüm Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı personeline,

Uzmanlık tezi hazırlık aşamasında kısa bir süreliğine bulunduğum Lozan'da beni evlerinde misafir eden sevgili dostlarım Murat KAYNAK ve Fazıl Emre USLU'ya,

Bugünlere ulaşmamda asıl pay sahipleri olan ve varlıklarıyla bana her zaman destek olduklarını hissettiğim sevgili annem ve babama,

Her zaman yanımda olduğunu hissettiğim, desteğiyle beni ayakta tutan, yol arkadaşım, biricik eşim Özlem şATIR'a,

Doğduğu günden itibaren yaşam amacım haline gelen, neşesi ve bana olan sevgisi ile adeta bana ikinci hayatımı yaşatan sevgili kızım şirin şATIR'a,

Tüm kalbimle teőekkür ederim.

ONAY SAYFASI

Samed ŞATIR tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği/oy çokluğu** ile Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

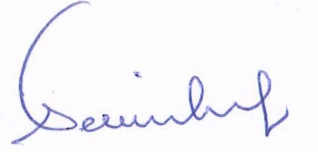
05.../04.../2019

İmza

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Selmi YILMAZ, Akdeniz Üniversitesi



Üye: Dr. Öğr. Üyesi Sevcihan GÜNEN YILMAZ, Akdeniz Üniversitesi



Üye: Dr. Öğr. Üyesi İbrahim Şevki BAYRAKDAR, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi



Bu tez, 03.04.2019 tarih ve 14/52 sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi



ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Aday

Samed ŞATIR

İmza

Tez Danışmanı

Selmi YILMAZ

İmza

ÖZET

Amaç: Diş çürüklerinin tedavisinde kullanılan amalgam restorasyonlar, içeriklerinde bulunan cıva nedeniyle toksik etki oluşturma potansiyeli taşımaktadırlar. Farklı fiziksel ve kimyasal koşullar altında amalgam restorasyonlardan salınan cıva miktarının değişebileceği düşünülmektedir. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), özellikle yumuşak doku kaynaklı patolojilerin görüntülenmesinde sıklıkla tercih edilmektedir. Manyetik alana maruz kalan metal objeler ısınma ve manyetik alan içinde hareket etme gibi davranışlar sergilemektedir. Bu çalışmanın amacı, manyetik alana maruz kalan amalgamlardaki faz değişimi ve cıva salınımı miktarını değerlendirmektir.

Yöntem: 4 mm çapı ve 4 mm yükseklikte 60 adet amalgam disk hazırlanarak 30 adet amalgam disk kontrol grubu olarak, 30 adet amalgam disk ise MRG grubu olarak belirlenmiştir. Diskler Fusayama-Meyer çözeltilisine konarak MRG grubundaki diskler 14,1T ultra yüksek alan manyetik rezonans görüntüleme (UYA-MRG) cihazında (EPFL, Lozan, İsviçre) MRG uygulamasına maruz bırakılmıştır. UYA-MRG uygulamasından 2, 12 ve 24 saat sonra tüm diskler çözeltilerden çıkarılmıştır. Çözeltilere indüktif olarak eşleşmiş plazma-kütle spektroskopisi (ICP-MS) analizi yapılırken amalgam disklere X-ışını difraktometresi (XRD) analizi yapılmıştır. Gruplar arasındaki farklılık ve etkileşimler iki yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmiştir.

Bulgular: MRG grubundaki çözeltilere salınan cıva konsantrasyonu kontrol grubundaki çözeltilere göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,026$). MRG grubundaki amalgam diskler ile kontrol grubundaki disklerin metalürjik fazları arasında farklılık saptanmamıştır. MRG grubundaki amalgam disklerin XRD analizi ile elde edilen pik şiddeti yoğunluğu kontrol grubundaki amalgam disklerin pik şiddeti yoğunluğuna göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,000$).

Sonuç: UYA-MRG uygulamasının; amalgam dolgulu bireyler için, manyetik alanın gücü ve manyetik alanda bulunma süresine bağlı olarak cıva salınımında meydana gelen artış ile cıva toksisitesi riski oluşturduğunu göstermektedir. UYA-MRG uygulamasının, manyetik alana maruz kalınan süreye bağlı olarak amalgamdaki kristal yapı üzerinde zayıflatıcı bir etkiye sahip olduğu görülmektedir.

Anahtar Kelimeler: amalgam, MRG, cıva, ICP-MS, XRD

ABSTRACT

Objective: Amalgam restorations used in the treatment of dental caries have the potential to cause toxic effects due to mercury in their contents. It is thought that the amount of mercury released from amalgam restorations may change with different physical and chemical conditions. Magnetic resonance imaging (MRI) is often preferred for imaging of soft tissue-related pathologies. Metal objects exposed to the magnetic field exhibit behaviors such as heating and moving within the magnetic field. The aim of this study was to evaluate the phase change and the amount of mercury release in amalgams which exposed to the magnetic field.

Method: 60 amalgam discs with 4 mm diameter and 4 mm height were prepared. 30 amalgam discs were selected as control group and 30 amalgam discs were selected as MRI group. The discs were placed in the Fusayama-Meyer solution. Discs in the MRI group were exposed to MRI with 14.1T ultra-high-field magnetic resonance (UHF-MRI) system (EPFL, Lausanne, Switzerland). 2, 12 and 24 hours after UHF-MRI application, all discs were removed from the solutions. Inductively coupled plasma-mass spectroscopy (ICP-MS) analysis was performed to the solutions, while X-ray diffractometry (XRD) analysis was performed on amalgam discs. Differences and interactions between groups were evaluated by two-way ANOVA test.

Results: Mercury concentrations in solutions were significantly higher in the MRI group than the control group ($p = 0.026$). There were no differences between the metallurgical phases of the amalgam discs in the MRI group and the control group. The peak intensity of the amalgam discs in the MRI group obtained by XRD analysis was significantly lower than the peak intensity of amalgam discs in the control group ($p = 0.000$).

Conclusion: It is possible that patients with amalgam restoration who underwent UHF-MRI application may be at risk of mercury toxicity due to the increase in the release of mercury related with the power of magnetic field and and the time of MRI application. UHF-MRI application is thought to have a debilitating effect on the crystal structure in amalgam in relation to the duration of exposure to the magnetic field.

Key words: amalgam, MRI, mercury, ICP-MS, XRD

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR	v
ŞEKİLLER	ix
TABLolar	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Amalgamın Tarihçesi	3
2.2. Amalgamın Yapısı	4
2.2.1. Amalgamın Sınıflandırılması	4
2.2.2. Amalgamın Metalürjik Fazları	5
2.2.3. Cıvanın Amalgamın Dayanıklılığı Üzerindeki Etkisi	7
2.3. Korozyon	7
2.4. Cıva	8
2.4.1. Elemental Cıva	8
2.4.2. İnorganik Cıva	9
2.4.3. Organik Cıva	9
2.5. Cıva Toksisitesi	9
2.6. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)	10
2.6.1. MRG'nin Tarihçesi	10
2.6.2. MRG Cihazının Fiziği ve Çalışma Prensipleri	11
2.6.3. MRG ile İlgili Tanımlar	14
2.7. Ultra Yüksek Alan Manyetik Rezonans Görüntüleme (UYA-MRG)	16
2.7.1. UYA-MRG Tarihçesi	17
2.7.2. UYA-MRG ile MRG Sistemleri Arasındaki Farklar	17
2.8. MRG Sistemlerinin Biyolojik Etkileri	17
2.9. MRG'nin Metal İçerikli Dental Materyaller Üzerindeki Etkisi	18
2.10. İndüktif Olarak Eşleşmiş Plazma-Kütle Spektroskopisi (ICP-MS)	19

2.11. X-Işını Diffraktometresi (XRD)	19
3. GEREÇ ve YÖNTEM	20
3.1. Amalgam Disklerin Hazırlanması	20
3.2. MRG Protokolü	22
3.3. ICP-MS Analizi	24
3.4. XRD Analizi	26
3.5. İstatistiksel Analizler	28
4. BULGULAR	30
5. TARTIŞMA	41
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	52
KAYNAKLAR	54
ÖZGEÇMİŞ	63

SİMGELER VE KISALTMALAR

AAS: Atomik absorpsiyon spektroskopisi

A: Amper

ABD: Amerika Birleşik Devletleri

ADA: Amerikan Diş Hekimleri Derneği

ADF: Aşırı düşük frekanslı

Ag: Gümüş

ANOVA: Varyans analizi

ASDS: Amerikan Dental Cerrahlar Derneği

B₀: Dış manyetik alan

B₁: Radyofrekans alanı

BOLD: Blood oxygenation level dependent

C: Karbon

°C: Santigrat derece

CaCl₂.2H₂O: Kalsiyum klorit dihidrat

cc: Cubic cantimeter

Cl: Klor

CIBM: Biyomedikal Görüntüleme Merkezi

Cu: Bakır

ÇDKN: Çok duvarlı karbon nano-tüp

DEHB: Dikkat eksikliği ve hiperaktivite bozukluğu

DWI: Difüzyon ağırlıklı görüntü sekansı

EPFL: Federal Lozan Mühendislik Okulu

FDA: Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Dairesi

FLAIR: Sıvı azaltılmış inversiyon düzeltme görüntü sekansı

fMRG: Fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme

FOV: Field of view

GABA: Gamma aminobütirik asit

H: Hidrojen

HA: Hidroksiapatit

HCl: Hidroklorik asit

Hg: cıva

HNO₃: Nitrik asit

ICP-MS: İndüktif olarak eşleşmiş plazma-kütle spektroskopisi

ICP-OES: İndüktif olarak eşleşmiş plazma-optik emisyon spektroskopisi

KCl: Potasyum klorür

MeHg: Metil cıva

Mhz: Megahertz

mm: milimetre

ml: mililitre

MRG: Manyetik rezonans görüntüleme

ms: milisaniye

MS: Multipl skleroz

NaCl: Sodyum klorür

NaH₂PO₄.2H₂O: Monosodyum fosfat dihidrat

$\text{Na}_2\text{S}\cdot 9\text{H}_2\text{O}$: Sodyum sülfid nonahidrat

ODF: Orta düzey frekanslı

ppb: Parts per billion

ppd: Parts per trillion

pH: Potential of hydrogen

qc: Kalibrasyon kontrolü

RF: Radyo frekans

SAR: Specific absorption rate

SGO: Sinyal-Gürültü Oranı

Sn: Kalay

SNR: Signal-to-noise ratio

s.s. : Standart sapma

SWI: Duyarlılık ağırlıklı görüntü sekansı

T: Tesla

TE: Echo time

TME: Temporomandibular eklem

TUAM: Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi

UYA-MRG: Ultra yüksek alan manyetik rezonans görüntüleme

W: Watt

XRD: X-ışını difraktometresi

yy: yüzyıl

$\text{Zn}_5(\text{OH})_8\text{C}_{12}\cdot \text{H}_2\text{O}$: Simonkollite

^1H MRS: Proton manyetik rezonans spektroskopisi görüntü sekansı

3D-TOF: Three dimension time of flight

α : Alfa

$^{\circ}$: Derece

β : Beta

η : Epsilon

γ : Gama

γ : Gyromanyetik sabit

μg : Mikrogram

ω_0 : Larmor frekansı

Θ : Teta

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Larmor denklemini oluşturan bileşenlerin şema üzerinde gösterimi (Küre, atomu temsil etmektedir)

Şekil 3.1. Hazırlanmış amalgam disklerin görüntüsü

Şekil 3.2. Kapaklı tüpler içerisindeki Fusayama-Meyer çözeltisi

Şekil 3.3. 14,1T MRG cihazının görüntüsü

Şekil 3.4. 14,1T UYA-MRG cihazının aktif kullanım alanı ve halka şekilli sargı

Şekil 3.5. Akdeniz Üniversitesi Gıda Güvenliği ve Tarımsal Araştırmalar Merkezi laboratuvarında bulunan ICP-MS cihazının görüntüsü

Şekil 3.6. Disklerin XRD cihaz tutucusuna yerleştirilmesi

Şekil 4.1. MRG grubu ile kontrol grubundaki amalgamlardan elde edilen kırınım desenleri ve tespit edilen fazları gösteren grafik

Şekil 4.2. Kontrol ve MRG grubundaki disklerden XRD analizi sonunda elde edilen ve logaritmik olarak dönüştürülmüş pik şiddeti yoğunluklarının zamana bağlı değişimi

Şekil 4.3. XRD analizine göre pik gözlenen her açı için MRG ve kontrol grupları arasındaki pik şiddeti farkını gösteren grafik (mavi çizgi=kontrol grubu, kırmızı çizgi=MRG grubu)

TABLULAR

Tablo 2.1. Amalgam fazlarının formüller ile gösterimi (γ : gama, γ_1 : gama 1, γ_2 : gama 2, ϵ :epsilon, η : eta)

Tablo 4.1. MRG ve kontrol grupları arasında zaman farkları ile birlikte anlamlı etkileşim ve farklılıkları gösteren iki yönlü ANOVA test sonuç tablosu

Tablo 4.2. Yapay tükürüklerin civa konsantrasyonlarının ICP-MS analizi sonucunda elde edilen ham verileri gösteren tablo ($\mu\text{g/L}$)

Tablo 4.3. Yapay tükürüklerin civa konsantrasyonlarının ICP-MS analizi sonucunda elde edilen logaritmik değerleri gösteren tablo

Tablo 4.4. Pik gözlenen ve analiz için numaralandırılan açıları gösteren tablo

Tablo 4.5. XRD analizi ile belirlenen pik açıları ve amalgam fazlarını gösteren tablo

Tablo 4.6. XRD analiz sonuçlarının MRG ve kontrol grupları arasında açılara göre etkileşim ve farklılıkları gösteren iki yönlü ANOVA testi tablosu

Tablo 4.7. Pik şiddeti yoğunluklarının zaman ayırımından bağımsız ham verilerini gösteren tablo

Tablo 4.8. Pik şiddeti yoğunluklarının grup ayırımından bağımsız ham verilerini gösteren tablo

Tablo 4.9. Pik şiddeti yoğunluklarının grup ve zaman ayırımına göre ham verilerini gösteren tablo

Tablo 4.10. Her aç için ayrı ayrı ANOVA testi uygulandığında MRG ve kontrol grupları arasındaki farkları gösteren tablo

1. GİRİŞ

Diş hekimliği radyolojisi radyant enerjinin çeşitli formları kullanılarak vital dokuların görüntülenmesi ile tanıya varmayı amaçlar. Bu amaçla; x-ışınları başta olmak üzere ses dalgaları, manyetik alan ve radyo frekans dalgalarından yararlanan cihazlar kullanılır. Her bir teknik farklı dokuların izlenmesine olanak verirken çeşitli avantaj ve dezavantajları da beraberinde getirir.⁽¹⁾

Yumuşak dokuların görüntülenmesinde etkili bir yöntem olan manyetik rezonans görüntüleme (MRG); baş- boyun bölgesindeki yumuşak doku kaynaklı patolojilerin ve uzanımlarının belirlenmesinde, odontojenik tümör ve kistlerin, temporomandibular eklem (TME) yapılarının görüntülenmesinde kullanılmaktadır.⁽²⁻⁴⁾ MRG; güçlü mıknatıslar ve radyo dalgaları kullanılarak, vücuttaki hidrojen atomları üzerinde meydana getirilen enerji değişimlerinin alıcılar vasıtasıyla sinyale dönüştürülmesi prensibine dayanmaktadır. Mıknatısların oluşturduğu manyetik alan Tesla (T) birimi ile ifade edilmektedir.⁽⁵⁾ Manyetik alan gücü 0,2T altında olan cihazlar düşük manyetik alanlı, 0,2-1,5T olanlar orta manyetik alanlı ve 1,5T üzerinde olanlar ise yüksek manyetik alanlı cihazlar olarak kabul edilmektedir. 7T ve üzeri cihazlar ise ultra yüksek alan manyetik rezonans görüntüleme (UYA-MRG) sistemi olarak tanımlanır. Bu cihazlar ile daha net görüntü elde edilmesi, görüntülenen anatomik ve patolojik yapıların daha iyi ayırt edilebilmesi amaçlanmıştır.⁽⁶⁾

Cıva yerkürede doğal olarak oluşan bir elementtir. Volkanik aktiviteler, yangınlar ve yağmurlar gibi doğa olayları vasıtasıyla çevreye yayılmaktadır. Cıvanın yeryüzündeki dağılımı 18. ve 19.yy'da gerçekleşen sanayi devriminin etkileri ile birlikte antropojenik özellik kazanmıştır.⁽⁷⁾ Günümüz toplumlarının cıva maruziyetine birincil kaynak olarak dental amalgam gösterilmektedir.⁽⁸⁾

Cıva (Hg) ile birlikte çeşitli metallerin belirli oranlarda karıştırılmasıyla alaşım olarak elde edilen amalgam restorasyonlar, 150 yıldan uzun süredir diş çürüklerinin tedavisinde kullanılmaktadır.^(9, 10) Amalgam; dayanıklı, ucuz ve kolay uygulanabilir bir materyal olması sebebiyle halen tercih edilmektedir.^(11, 12) Ancak amalgamın kullanımını

sınırlandıran en önemli etken; yapısında bulunan cıvanın yol açtığı biyokimyasal reaksiyonlar sebebiyle insan sağlığı üzerindeki zararlı etkileridir. Amalgam dolgulardan salınan cıva buharının ve Hg⁺² iyonunun, nüfuz ettiği dokulara zarar verdiği bilinmektedir. (13, 14)

Amalgam restorasyonların; içeriğinde yer alan cıva sebebiyle insan sağlığı üzerinde toksik etki oluşturma ihtimalini değerlendirmek amacıyla ortaya konmuş birçok çalışma ve görüş bulunmaktadır.⁽¹⁵⁾ Örnek olarak, 6'dan fazla amalgam restorasyonu olan çocuklarda Dikkat Eksikliği ve Hiperaktivite Bozukluğu (DEHB) görülme riskinin %20 arttığı bildirilmiştir.⁽¹⁶⁾ Katılımcıların amalgam restorasyonları çıkarılmadan önce ve sonra vücutlarındaki cıva konsantrasyonlarının ölçüldüğü bir diğer çalışmada; amalgamın uzaklaştırılmasından sonra, kanda ve idrarda tespit edilen cıva konsantrasyonunun azaldığı rapor edilmiştir.⁽¹⁷⁾

MRG'nin amalgam restorasyonlardaki cıva salınımı üzerindeki etkisini değerlendirmeyi amaçlayan bir çalışmada; deney için hazırlanan amalgam diskler 1,5T MRG cihazında manyetik alana maruz bırakılmışlardır. Kontrol amaçlı hazırlanan disklerle cıva salınım miktarlarına göre karşılaştırıldığında iki grup arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır.⁽¹⁸⁾ Bir diğer çalışmada yine 1,5T MRG cihazında manyetik alana maruz kalan amalgam dolgulardan salınan cıva miktarında kontrol grubuna göre anlamlı farklılık bulunamamışken; 7T MRG cihazında manyetik alana maruz kalan amalgam dolgulardan salınan cıva miktarının kontrol grubuna göre anlamlı derecede arttığı tespit edilmiştir.⁽¹⁹⁾

X-ışını kırınımı (XRD) yöntemi; metaller, seramikler ve kompozitler gibi kristal yapılı materyallerin yapısının incelenmesi amacıyla kullanılan analitik bir yöntemdir. Bu yöntemle; incelenen materyaldeki fazları belirlemek ve faz analizi yapmak mümkündür.^(20, 21) Alkurt ve arkadaşları ⁽²²⁾ 0,2T ve 1,5T MRG cihazlarını kullanarak yaptıkları çalışmada; manyetik alana maruz bırakılan amalgam disklerin XRD analizi ile faz değişimini değerlendirmişlerdir.

Bizim çalışmamızın amacı, 14,1T MRG cihazının elektromanyetik özelliğinin, amalgam restorasyonlarda bulunan cıvanın salınımı ve meydana gelebilecek faz değişimi üzerine etkisinin değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Amalgamın Tarihçesi

Dental amalgam; cıva ile çeşitli metallerin karışımıyla elde edilen ve diş çürükleri ile oluşan kavitelelerin doldurulmasında kullanılan bir alaşımdır.⁽²³⁾ Amalgam ilk olarak, 659'da Su Kung tarafından yazılmış Tang Hanedanlığı dönemine ait bir tıbbi metinde belgelenmiştir. Bu tıbbi metinde amalgamın kalay ve gümüşten üretildiği yazılmıştır. Yine Çin'de Ming Hanedanlığı döneminde 1505 yılında Liu Wen Taiin tarafından yazılmış bir belgede amalgamın içeriği "100 birim cıva, 45 birim gümüş ve 900 birim kalay" olarak tanımlanmıştır. Avrupa kıtasında amalgamın kullanımına ilişkin ilk tarihi belge, 1528'de Almanya'da Strockerus tarafından amalgamın kullanıldığını göstermektedir.^(24, 25)

Amalgam, Batı dünyasına 16.yy'da girmesinden bu yana içeriğindeki cıva nedeniyle sürekli tartışmalara konu olmuştur.⁽²⁴⁾ Akraba olan iki İngiliz diş hekimi Edward Crawcour ve Moses Crawcour 1833 yılında amalgamı Amerika Birleşik Devletleri'ne getirmiştir. 1844 yılında New York'ta yapılan tüm restorasyonların yarısının amalgamdan oluştuğu bildirilmiştir.⁽²⁶⁾ Ancak o dönemde Amerikan Dental Cerrahlar Derneği (ASDS), amalgamın kullanımının bir malpraktis olduğunun açıklamış; ardından tüm üyelerini amalgamın kullanımını yasaklayan bir sözleşme imzalamaya zorlamıştır. Bu olay, amalgam konusundaki görüş ayrılıklarının günümüze uzanan tartışmalara ve çekişmelere dönüşmesini ifade eden amalgam savaşlarının başlangıcı olmuştur.^(27, 28)

Amalgam konusundaki anlaşmazlıklar, ASDS'nin 1856 yılında dağılmasıyla geçici olarak son bulmuştur. Bu derneğin yerine 1859 yılında kurulan Amerikan Diş hekimleri Derneği (ADA), insan sağlığı açısından riskli olduğu iddiasına karşı dental amalgamın biyolojik açıdan güvenilir bir materyal olduğunu savunmuştur.⁽²⁹⁾

ADA ve Amerika Birleşik Devletleri'nin Sağlık Bakanlığı'na bağlı bir kurumu olan Gıda ve İlaç İdaresi (FDA) gibi önemli sağlık kuruluşları yakın tarihte yayınladıkları raporlarla amalgamın güvenilir olduğunu belirtmiştir.^(23, 30) Bununla birlikte amalgamın kullanımına

İsveç, Danimarka ve Almanya gibi bazı ülkelerde büyük ölçüde sınırlama getirilmiş, 2008'den bu yana Norveç'te tamamen yasaklanmıştır.^(31, 32)

2.2. Amalgamın Yapısı

Fiziksel olarak alaşım terimi; en az birinin metal olduğu birden fazla elementin birbiri içinde çözünmesiyle meydana gelen karışımı ifade eder. Diş hekimliğinde ise alaşım terimi daha çok cıva içermeyen katı metal parçacıkların karışımını tarif etmektedir. Cıva, alaşım tozuna eklendiğinde bir dizi fiziko-kimyasal reaksiyon oluşmaya başlar ve bu reaksiyonlara *amalgamasyon* denir. Bu reaksiyonlar sonucunda başlangıçta yumuşak ve şekillendirilebilir kıvamda daha sonra ise sertleşmiş stabil bir yapı olarak dental amalgam elde edilir.^(33, 34)

Dental amalgamların yapısını sıvı formdaki cıva ve belirli oranlarda farklı metal ihtiva eden alaşım tozunun karışımı oluşturur. Toz karışım ile cıvanın karışım oranı ağırlık olarak yaklaşık %50-%50 şeklindedir.⁽³⁵⁾

2.2.1. Amalgamların Sınıflandırılması

Dental amalgamlar birçok elementin farklı oranlarda karışımından oluşmaktadır. Alaşım içeriğinde baskın olarak gümüş ve kalay bulunurken; bakır, çinko, altın gibi elementler de yapısına katılır. Amalgamlar, yapılarındaki elementlerin alaşımında bulunduğu oranlarına göre çeşitli şekillerde sınıflandırılır ve adlandırılır. Alaşım tozunda %0,01'den daha fazla çinko bulunanlar çinko içerikli amalgam olarak adlandırılırken, bu oranın altında çinko bulunduranlar çinkosuz amalgam olarak isimlendirilir. İçeriğindeki bileşenlere göre Amalgamların sınıflandırılmasında en sık bakır içeriği göz önüne alınır. Bakır içeriği %6 ve altında olan amalgamlar düşük bakır içerikli amalgam; %6 ve %30 arasında bakır içerenler yüksek bakır içerikli amalgamlar olarak adlandırılmaktadır.⁽³⁵⁾

Düşük Bakır İçerikli Amalgamlar

Konvansiyonel amalgam olarak da bilinen düşük bakır içerikli amalgamın yapısında %65 gümüş, % 29 kalay, %6 bakır ve %2 çinko bulunmaktadır. Düşük bakır içeriği, amalgamın fiziksel özelliklerini ve kullanım ömrünü olumsuz yönde etkileyen zayıf korozyon direncine neden olmaktadır.⁽³⁶⁾

Yüksek Bakır İçerikli Amalgamlar

Yüksek bakır içerikli amalgamlar “karıştırılmış” ve “tek bileşenli” olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Karıştırılmış tip yüksek bakır içerikli amalgamların alaşım tozunda %72 gümüş ve %28 bakır bulunmaktadır. Karıştırılmış tip olarak adlandırılmasının nedeni, alaşım tozunun en az iki farklı alaşım partikülünün karışımından oluşmasıdır. Karıştırılmış tip amalgamdaki gümüş-bakır alaşım partikülleri küreseldir ve amalgamın doldurucu yapısını daha güçlü hale getirir.⁽³⁵⁾ Karıştırılmış tip yüksek bakır içerikli amalgamların başarılı bulunması, diğer bir yüksek bakır içerikli amalgam tipi olan tek bileşenli yüksek bakır içerikli amalgamın geliştirilmesini sağlamıştır. Karıştırılmış tipten farklı olarak tek bileşenli tipte yer alan partiküllerin hepsi aynı kimyasal kompozisyondan oluşmaktadır. Tek bileşenli yüksek bakır içerikli amalgamın alaşım tozu ilk etapta %60 gümüş, %27 kalay ve %13 bakır olarak oluşturulmakla birlikte; bakır içeriği %13 ile %30 arasında değişkenlik göstermektedir. Ek olarak, düşük miktarlarda paladyum ve indiyum elementi de eklenmiştir. Tek bileşenli tip bakır içerikli amalgamlarda, amalgamasyon sırasında daha büyük kristaller oluşmasının ve bu kristaller arasındaki kenetlenmenin, amalgam deformasyonuna karşı direnç oluşturduğu kabul edilmektedir.⁽³⁵⁾

2.2.2. Amalgamın Metalürjik Fazları

Cıva ile amalgam alaşım tozları arasında meydana gelen reaksiyonlar metalürjik fazlarla tanımlanmaktadır. Bu fazlar, her alaşım sisteminin kendi faz diyagramı içerisinde Yunan harfleri ile adlandırılmıştır. Her faza katılan element sabit katılım oranını gösteren stokiyometrik formül ile gösterilir. İkili alaşım sistemlerinde katı haldeyken birbiri içinde tamamen karışabilen, ancak oluşan karışımın her bölgesinin homojen partiküllerden oluşmadığı alaşımlar *ötektik sistem* olarak adlandırılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan ötektik alaşıma örnek gösterilebilen alaşım tipi amalgamın yapısında yer alan gümüş-bakır alaşımıdır.⁽³²⁾ **(Tablo 2.1.)**

Gümüş-bakır sistemleri kendi içinde 3 farklı fazdan oluşmaktadır. Bu fazlar:

1. Sıvı faz (L)
2. Gümüşten zengin katı solüsyon fazı (α)
3. Bakırdan zengin katı solüsyon fazı (β) şeklinde tanımlanır.⁽³⁵⁾

Tablo 2.1. Amalgam fazlarının formüller ile gösterimi (γ : gama, γ_1 : gama 1, γ_2 : gama 2, ϵ :epsilon, η : eta)

Amalgamlarda bulunan fazlar	Stokiyometrik formül
γ	Ag_3Sn
γ_1	Ag_2Hg_3
γ_2	Sn_{7-8}Hg
ϵ	Cu_3Sn
η	Cu_6Sn_5
Gümüş-bakır ötektik alaşım	Ag-Cu

Gama (γ) Fazı

Gama fazı, Ag_3Sn kristallerinden oluşur. Düşük bakır içerikli amalgamların amalgamasyon sürecinin başında yer alan γ fazı oluşumu, tüm amalgamasyon süreci içerisinde çok kısa bir dönemi kapsar.⁽³⁵⁾ Çünkü cıva ile alaşım arasındaki tepkime başladıktan kısa bir süre sonra γ_1 fazını oluşturan Ag_2Hg_3 ve γ_2 fazını oluşturan Sn_{7-8}Hg kristalleri oluşmaya başlar. Yapılmış çeşitli araştırmaların sonuçlarına göre γ fazının γ_1 ve γ_2 fazına göre daha dayanıklı olduğu belirtilmektedir.⁽³⁷⁾ Düşük bakır içerikli amalgamlarda olduğu gibi yüksek bakır içerikli amalgamların amalgamasyon sürecinin başlangıcında γ fazının ardından γ_1 ve γ_2 fazı oluşur.⁽³⁷⁾

Gama 1 (γ_1) Fazı

Gama 1 fazı, Ag_2Hg_3 kristallerinden meydana gelmektedir. Amalgamasyon sürecinde γ_1 ve γ_2 fazına dönüşüm başladığında materyalin şekillendirilmesi daha kolaydır. Zamanla bu iki fazdaki kristal yapı arttıkça amalgam daha sert ve dayanıklı bir yapıya dönüşür. Düşük bakır içerikli amalgamların yapısında hacimsel olarak yaklaşık %56-%58 civarında γ_1 fazı bulunur.⁽³⁷⁾ Sertlikleri karşılaştırıldığında γ_1 fazının sertliği γ_2 fazınıninkinin yaklaşık 10 katı kadardır ve ağız ortamında γ_2 fazına göre daha stabil bir yapıdadır.⁽³⁵⁾

Gama 2 (γ_2) Fazı

Yüksek ve düşük bakır içerikli amalgamlar arasındaki esas fark yapılarındaki bakır içeriğinin amalgam reaksiyonları üzerindeki etkisinden kaynaklanmaktadır. Yüksek bakır içerikli amalgamlarda ϵ fazı ve gümüş-bakır ötektik alaşımı bulunmaktadır. Bu fazlar γ_2 fazının yerini alır.⁽³⁷⁾ Korozyona karşı direnci en zayıf faz olan γ_2 fazıdır ve bu nedenle ağız ortamında stabilitesi zayıftır.⁽³⁵⁾ Yüksek bakır içerikli amalgamlarda γ_2 fazı kısa sürede bakır ile reaksiyona girerek korozyona daha dirençli η fazını oluşturur.⁽³⁷⁾

2.2.3. Cıvanın Amalgamın Dayanıklılığı Üzerindeki Etkisi

Amalgam restorasyonlardaki cıva içeriği restorasyonun dayanıklılığı üzerinde etkilidir. Cıva ile alaşım tozunun uygun şekilde karışması amalgamasyon sürecinin doğru şekilde ilerlemesini sağlar. Her alaşım partikülünün cıva ile ıslanması gerekir; aksi takdirde kuru, granüler ve yüzeyi pürüzlü bir amalgam ürünü elde edilmiş olur. Cıvanın yeterli miktarda karışıma dahil olmadığı amalgamlar korozyona daha az dirençli olur.⁽³⁵⁾

Restorasyonda kalan herhangi bir cıva fazlalığı restorasyonun mukavemetinde azalmaya sebep olabilir. Eğer cıva içeriği; hem düşük bakır içerikli hem de yüksek bakır içerikli amalgamlar için %54'ün üzerinde olursa restorasyonun dayanıklılığı belirgin şekilde azalır. Cıva oranının artması küresel partiküllere sahip yüksek bakır içerikli amalgamlarda da benzer şekilde dayanıklılığın azalmasına neden olabilir.⁽³⁵⁾

Amalgam restorasyonun dayanıklılığı karışıma girmeyen alaşım tozlarının ve cıva içeren fazların hacmine bağlıdır. Cıva içeriği Az olan amalgamların yapısında dayanıklı alaşım partikülleri fazladır ve zayıf matriks fazları daha azdır. Cıva ve alaşım tozunun karışımından sonra arda kalan cıvanın fazla olması amalgamın yapısını zayıflatabilir.⁽³⁷⁾

Yüksek bakır içerikli amalgamlarda cıva fazlalığı olması, az miktarda da olsa γ_2 fazı oluşmasına ve amalgamın yapısının kısmen zayıflamasına sebep olmaktadır. Bu sorunun çözümü için düşük cıva/alaşım oranlarının kullanımı tercih edilmektedir.^(35, 37)

2.3. Korozyon

Bir metalin çevresi ile girdiği kimyasal reaksiyonlar ve yüzeyinde oluşan oksitlenme sonucunda, yapısında görülen ilerleyici bozukluk korozyon olarak tanımlanmaktadır.

Amalgam restorasyonlar da zamanla korozyon ürünleri oluşturur.⁽³⁸⁾ Korozyonun aşırı oluşması; amalgamın yapısında porözitenin artmasına, marjinal bütünlüğün bozulmasına, dayanıklılığının azalmasına ve amalgamın yapısındaki metal ürünlerin ağız ortamına salınmasına sebep olmaktadır.⁽³⁷⁾

Amalgamın yapısında farklı kimyasal bileşenler bulunur ve her bileşen farklı korozyon potansiyeli taşır. Amalgam fazları içerisinde korozyona en dirençli fazlar γ , γ_1 ve gümüş-bakır ötektik alaşım fazı iken; korozyona direnci zayıf faz γ_2 fazıdır.⁽³⁷⁾

Korozyona en yatkın faz olan γ_2 fazının düşük bakır içerikli amalgamlarda büyük oranda bulunması, doğal olarak bu tip amalgamlarda korozyon direncini düşürmektedir.⁽³⁷⁾ Yüksek bakır içerikli amalgamlarda ise korozyon miktarı sınırlıdır. Bunun nedeni yüksek bakır içerikli amalgamlarda γ_2 fazının az miktarda bulunması ve daha fazla miktarda bulunan η fazının korozyona karşı γ_2 fazına göre daha dirençli olmasıdır. Korozyon ile amalgamın yapısında bulunan karışıma dahil olmamış serbest cıvanın ağız ortamına salınma riski bulunmaktadır.⁽³⁵⁾

2.4. Cıva

Ağır metal olarak kabul edilen cıva elementi doğada üç form halinde bulunur:

1. Elemental cıva (Hg^0)
2. İnorganik cıva (Hg^{+2} ve $HgCl_2$)
3. Organik cıva (CH_3Hg^+)

2.4.1. Elemental Cıva

Elemental cıvanın insan vücuduyla temasında en önemli kaynakları dental amalgam, fosil yakıtlar ve cıva endüstrisi oluşturmaktadır. Biyolojik olarak kan ve idrarda izlenebilen bir elementtir. Maruz kalınan cıvanın yaklaşık %80'i inhalasyon yoluyla vücuda alınır. Metalik cıvanın oral yolla absorpsiyonu çok az olup gastrointestinal yolda sülfid bileşiğine dönüştürülerek atılır. Cıva cilt yoluyla da absorbe edilir. Lipofilik yapısı nedeniyle cıva; ekspire edilen hava, ter ve tükürük yoluyla vücuttan hızla uzaklaştırılabilmektedir. Kandaki yarılanma ömrü 45 gündür. Vücuda girdikten sonra tamamen atılımını kapsayan süreç içerisindeki yarılanma ömrü ise 58 gündür. Maruz kalınan doz arttıkça yarılanma

ömrünün de uzadığı kabul edilir. Kan-beyin ve plasenta bariyerini kolayca geçebilme özelliğine sahiptir.⁽¹³⁾

2.4.2. İnorganik Cıva

Cıvanın klorlu bileşikleri ve iyonize hali inorganik cıva olarak adlandırılır.⁽¹⁴⁾ İnorganik cıvanın kaynağını cıva oksidasyonu ve cıva zehirlenmeleri oluşturur. Kan ve idrarda izlenebilen inorganik cıva; inhalasyon yolu, oral yol ve cilt yoluyla absorbe edilmektedir. İnorganik cıvanın oral yolla absorpsiyonu elemental cıvaya oranla daha fazladır. Böbrekte en fazla birikim yapan cıva türü inorganik cıvadır. Kandaki yarılanma ömrü iki faz halinde olup 20-65 gün arasındadır. Plasenta ve yenidoğanda kan-beyin bariyerine kolayca nüfuz edemez; bu nedenle fetüs ve yenidoğanda vücuttaki diğer dokulara dağılmış halde izlenir. İdrar, dışkı, tükürük, ter, solunan hava ve anne sütü ile vücuttan atılır.⁽¹³⁾

2.4.3. Organik Cıva

Biyolojik reaksiyonlar sonucunda organizmaya dahil olan cıva organik cıva olarak tanımlanmaktadır.⁽¹⁴⁾ Başlıca organik cıva kaynakları balıklar, deniz memelileri, yengeç ve karides gibi kabuklulardır. Cıvanın organik formu kan ve saçta izlenebilir. Absorpsiyonu yaklaşık %95 gibi yüksek bir oranla oral yolla olmaktadır. Cilt ve inhalasyon yolu diğer absorpsiyon yollarıdır. Kandaki yarılanma ömrü 50 gün olup vücuttan uzaklaştırılmasında karaciğer önemli bir etkiye sahiptir. Kan-beyin ve plasenta bariyerini kolayca geçebilir. Safra ve dışkı yoluyla vücuttan atılmaktadır. Anne sütündeki cıvanın %16'sını organik cıva oluşturmaktadır.⁽¹³⁾

2.5. Cıva Toksisitesi

Cıvanın toksik etkisini hücre düzeyinde gerçekleştirdiği çeşitli çalışmalar tarafından ortaya konmuştur.^(39, 40) Shafer ve arkadaşları, uzun süreli metil cıva maruziyetinde hücre zarındaki sodyum ve klor iyon geçişlerinde azalma olduğunu tespit etmişlerdir.⁽³⁹⁾ Bir diğer çalışmada ise, cıva buharına maruz bırakılan ratların alveoler makrofajlarında Hg^0 birikimi olduğu belirlenmiştir.⁽⁴⁰⁾ Organik cıvanın toksik etkisi, metil cıvanın ($MeHg$) Hg^{+2} iyonuna demetilasyonu ve intrensek yolla oluşmaktadır. Elemental cıva toksik etkisini Hg^0 iyonunun Hg^{+2} iyonuna oksidasyonu ile gösterir. İnorganik cıva ise kritik enzimlerin yapısında bulunan sistein gibi yapısal proteinlere bağlanarak toksik etki oluşturmaktadır.⁽¹³⁾

Amalgam, diş fırçalama ve çiğneme gibi günlük aktiviteler sırasında sürekli olarak cıva buharı yaymaktadır.⁽⁴¹⁾

Yüksek oranda inhalasyon yolu ile absorbe edilebilen cıvanın özellikle beyin ve böbrek üzerinde toksik etkisi olduğu bilinmektedir.⁽¹³⁾ Multiple sklerozis (MS), Alzheimer ve Parkinson hastalıklarının oluşum riskini arttırdığı tartışmalı olan cıvanın; nörolojik hasar oluşturma potansiyeli üzerinde durulmaktadır.⁽⁴²⁻⁴⁴⁾ Ayrıca cıvanın nadir görülse de alerjik reaksiyonlara sebep olabileceği bildirilmiştir.⁽⁴⁵⁾ Amalgamın sorumlu tutulduğu cıva zehirlenmesi ya da cıva kaynaklı alerjik reaksiyon raporlarında etkilenmiş bireyler çoğunlukla dental kliniklerde çalışan hekimler ve yardımcı personellerdir. Son yıllarda gelişen ve amalgamasyon sürecini hızlandırarak daha pratik ve hijyenik hale getiren kapsül teknolojisi sayesinde bildirilen zehirlenme vakalarında azalma olmuştur.⁽³⁷⁾ Amalgam dolgusu olan insanların günlük maruz kaldığı cıva dozunun başlıca kaynağının amalgam içeriğindeki cıva olduğu düşünülmüştür. Yapılan çalışmalarda amalgam dolgusu olan bireylerin günlük aldığı cıva buharı miktarı bir çalışmada 1,7 µg olarak bulunurken, diğer bir çalışmada 1,1 – 4,4 µg aralığında tespit edilmiştir.⁽⁴⁶⁾ Cıva endüstrisinde çalışan işçilerin haftada 40 saat çalıştıkları kabul edildiğinde aldıkları günlük cıva dozunun 350-500 µg olduğu belirtilmiştir.⁽²³⁾ Amalgam; ADA ve FDA gibi uluslararası geçerliliği olan sağlık kuruluşları tarafından toksik etki oluşturmayan güvenilir bir dental materyal olarak tanımlanmış olmasına rağmen, özellikle diş hekimleri ve yardımcı klinik personeller için cıva zehirlenmesi riski oluşturur. Kliniklerin düzenli şekilde havalandırılması ve amalgam artıklarının biriktirilip depolanması gibi önlemler potansiyel cıva toksisitesi riskini azaltabilir.^(23, 30, 37)

2.6. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

MRG; güçlü mıknatıslar ve radyo dalgaları kullanılarak, vücuttaki protonlar üzerinde meydana getirilen enerji değişimlerinin alıcılar vasıtasıyla saptanıp görüntüye dönüştürülmesi prensibine dayanır.⁽⁵⁾

2.6.1. MRG'nin Tarihçesi

Manyetik rezonans görüntüleme tarihine bakıldığında ilk çalışmaların nükleer manyetizma üzerine olduğu, multidisipliner çalışmalar sonrasında bu deneylerin görüntülere dönüştürülebileceği görülmüştür. Isidor Isaac Rabi, 1938 yılında gaz

halindeki atomların manyetik momentini belirlemeyi başarmıştır. Rabi bu çalışmasıyla 1944 yılında Nobel fizik ödülünü kazanmıştır. Felix Bloch ve Edward Mills Purcell bu çalışmanın kapsamını katı ve sıvıları da dahil ederek genişletmişler ve yaptıkları nükleer manyetik ölçümler ile 1952 yılında Nobel fizik ödülünü kazanmışlardır. Doktor ve matematikçi Raymond Damadian 1971 yılında patolojik ve sağlıklı dokuların ayırımında manyetik rezonans tekniğinin kullanılabileceğini ileri sürmüştür. Paul Lauterbur 1973 yılında manyetik rezonans ile görüntü oluşturulabileceğini bulmuştur. “Manyetik rezonans” terimini içeren ilk radyoloji makalesi 1972 yılında yayınlanmıştır. 1980’lerin başında beyin, omurga, göğüs ve pelvis ile farklı organlarla ilişkili ilk yayınlar çıkmıştır. Daha sonra MRG ile ilgili radyoloji makalelerinin sayısında büyük bir artış olmuştur.⁽⁴⁷⁾ 1987 yılında Charles Dumoulin tarafından manyetik rezonans anjiyografi tekniği geliştirilmiştir. 1993 yılında ise fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRG) ile MRG dinamik bir görüntüleme yöntemi özelliği kazanmıştır.⁽⁴⁸⁾ 1980’lerde dünya genelinde MR görüntüleme cihazı sayısı çok az iken, 2010 yılından itibaren kurulu binlerce görüntüleme cihazı ile milyonlarca görüntüleme yapılmaktadır.⁽⁴⁷⁾ Türkiye’deki ilk MRG cihazı 1989 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi’nde kurulmuştur.⁽⁴⁹⁾

2.6.2. MRG Cihazının Fiziği ve Çalışma Prensipleri

Maddenin en küçük yapıtaşı olarak kabul edilen atomun çekirdeği, yüklü parçacık olan proton ve yüksüz parçacık olan nötrondan oluşur. Bu parçacıklar kendi eksenleri etrafında dönme hareketi yapar ve bu hareket spin olarak isimlendirilir. Proton ve nötronlar, kendi eksenleri etrafında yaptıkları sürekli dönüş hareketi ile doğal bir mıknatıs gibi davranarak manyetik alan oluştururlar ve manyetik bir momente sahiptirler.^(50, 51) Çekirdekte bulunan proton ve nötronlar karşılıklı dizildiği için her bir parçacığın spin etkisi diğerinin spin etkisini ortadan kaldırır ve manyetik moment oluşmaz. Bu nedenle çekirdeğinde çift sayıda parçacık bulunan atomlarda net spin gözlenemez. Güçlü manyetik alanlar, parçacıkların sahip olduğu manyetik momentlerin paralel olarak yönlenmesini sağlar. Manyetik momente sahip olmayan atomlar, dış kaynaklı manyetik alanlardan etkilenmez. Çekirdeğin manyetik momenti ve spin kaynaklı açısal moment arasındaki oran ile belirlenen gyromanyetik sabit, her element için farklı bir değere sahiptir. Gyromanyetik sabiti diğer elementlere göre daha yüksek olan ve çekirdeğindeki tek parçacık sayesinde

net manyetik momentli kabul edilen hidrojen (H) atomu, MRG sistemlerinde en önemli sinyal kaynağı olarak kullanılmaktadır.⁽⁵⁰⁾

Manyetik rezonans görüntüleme cihazlarında güçlü magnetler ile manyetik alan oluşturulur. Manyetik alan gücü tesla (T) birimi ile gösterilir. 1,5T ve üzerinde manyetik alana sahip cihazlar yüksek alan MRG cihazları olarak tanımlanırken 7T ve üzeri manyetik alana sahip cihazlar ultra yüksek alan manyetik rezonans görüntüleme (UYA-MRG) sistemleri olarak adlandırılır.⁽⁶⁾ 1,5T gücündeki bir MRG cihazının vücut üzerinde oluşturduğu manyetik alan etkisi yerkürenin insan üzerinde oluşturduğu manyetik etkiden yaklaşık 30000 kat fazladır. MRG cihazlarında kullanılan magnetler; elektromıknatıslar, permanent mıknatıslar ve süperkondüktif mıknatıslar olmak üzere üç tiptedir. Klinik kullanımdaki MRG cihazlarının büyük çoğunluğunda süperkondüktif mıknatıslar kullanılır. Bu mıknatıslar belirli bir sıcaklığın altındayken elektrik akımına karşı direnç göstermediğinden daha düşük güç uygulaması ile daha yüksek manyetik alan oluşumuna olanak verir. Süperkondüktif mıknatısların soğutması için helyum banyoları kullanılır. Magnetler tarafından oluşturulan manyetik alan, yaklaşık olarak 400 amper (A) ile beslenir ve magnetler üzerindeki süper iletken sargılar (coil) sayesinde süreklilik kazanır. Magnet bir kez akım aldıktan sonra bir daha akım gücü verilmede manyetik alan oluşturmaya devam eder.⁽⁵¹⁾

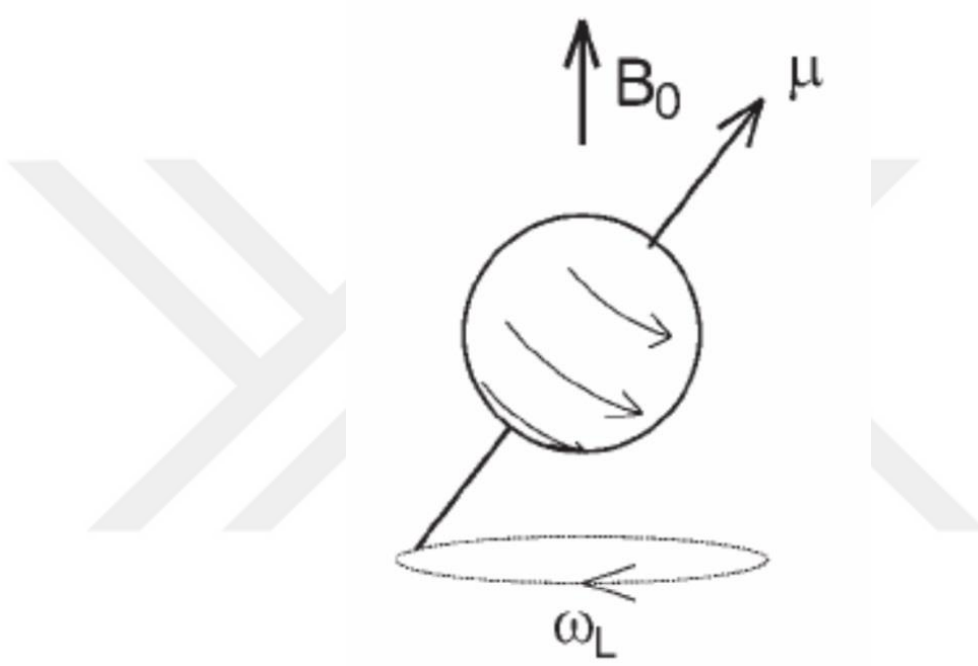
Protonlar; kendinden kaynaklanmayan, dış kaynaklı bir manyetik alanın (B_0) etkisi olmadığında gelişigüzel dizilim gösterirler. Ancak dış kaynaklı bir manyetik alana maruz bırakıldıklarında dönen bir topaca benzer şekilde belirli bir frekansı olup “presesyon” olarak adlandırılan salınım hareketi yaparak manyetik alan yönünde veya manyetik alanın zıt yönünde dizilirler. Parçacıklar genellikle düşük enerji seviyesinde olduklarından çoğu zaman manyetik alana paralel olarak dizilirler. Manyetik alan ile aynı doğrultuda oluşan net manyetizasyon z eksenli olarak tanımlanır. Manyetik alan gücü arttıkça net manyetizasyon da artış gözlenir.⁽⁵²⁾ Presesyonun frekansı; uygulanan dış manyetik alanın gücüne bağlı olup atomların türlerine özgüdür ve Larmor eşitliği denen sabit bir denklem ile formüle edilmiştir.⁽⁵²⁾ (**Şekil 2.1.**) Larmor denkleminin formülü ve bileşenleri aşağıdaki gibi gösterilir:

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 \text{ (52, 53)}$$

ω_0 : Larmor frekansı (Megahertz: Mhz)

γ : Gyromanyetik sabit (Mhz/ Tesla)

B_0 : Dış manyetik alan (Tesla: T)



Şekil 2.1. Larmor denklemini oluşturan bileşenlerin şema üzerinde gösterimi (Küre, atomu temsil etmektedir)⁽⁵⁴⁾

MRG cihazları ile sinyal elde edebilmek için düşük enerjili parçacıkların yüksek enerjili konuma geçmesi gerekir. Bir diğer deyişle, manyetik alanda paralel konumlanmış protonların paralel olmayan doğrultuda konumlandırılması gerekir.⁽⁵²⁾ MRG cihazlarında bulunan radyofrekans (RF) verici sargılar (RF coil) ile manyetik alan bir elektrik akımı oluşturur.^(47, 51) Oluşan akımla meydana gelen RF dalgaları Larmor frekansı (f_0) ile eşlendiğinde rezonans görülür. Protonlar RF dalgalarından aldıkları enerji ile yüksek enerjili konuma geçerler. RF dalgalarının frekansı Larmor denklemine uygun olarak uygulanan dış manyetik alanın gücüne (B_0) ve parçacıkların gyromanyetik sabitine (γ) bağlıdır.⁽⁴⁷⁾ Parçacıklar yüksek enerjili konuma geçtiklerinde z eksenindeki manyetizasyon xy eksenine taşınır. Parçacıkların presesyon hareketi bu eksenlerde olduğunda MRG cihazının alıcı sargılarında akım sinyali oluşur. Alıcı sargılar ile toplanan

sinyaller bilgisayarlar vasıtasıyla veriye ve görüntüye dönüştürülür.⁽⁵²⁾ Radyofrekans sinyalleri kesildiğinde parçacıklar sahip olduğu yüksek enerjili konumdan düşük enerjili konuma geçiş yaparlar. Durulma (relaksasyon) olarak adlandırılan bu dönem MRG cihazlarından elde edilen görüntülerin kontrastı üzerine etki etmektedir.^(52, 53)

MRG cihazları ile üç boyutlu görüntü oluşturabilmek için x, y ve z eksenine yerleştirilmiş gradient sargılar kullanılır. Oluşturulan akım, MR cihazı içerisindeki hastayı, her yönden çevreleyen gradient sargıları boyunca manyetik alan gücü yönünde değişikliğe sebep olur. Magnet içerisinde. RF pulsu çeşitli frekans bileşenlerinden oluşmaktadır ve sadece RF pulsu ile aynı frekansta olan parçacıklar uyarılır. Parçacıkların uyarıldığı radyofrekanslar aracılığıyla oluşan manyetik alan radyofrekans alanı (B_1) olarak adlandırılır. Böylece MRG cihazına giren hastanın konumu değiştirilmeden üç düzlemdeki gradient sargılar ve alıcı sargılar vasıtasıyla üç boyutlu görüntüleme yapılmış olur.^(51, 52)

2.6.3. MR Görüntüleme ile İlgili Tanımlar

MRG Sekansları

Sekans; manyetik rezonans ile elde edilen görüntünün en önemli bileşeni olan manyetik rezonans sinyalinin oluşumu sırasında; farklı şekillerde uygulanan durulma zamanı, RF pulsu ve sinyal toplama süreçlerini gösteren dizgedir. Görüntü sekansları, kullanılan radyo dalgalarının enerji düzeyleri ve uygulama süresi değiştirilerek elde edilir. Hem MRG hem de UYA-MRG cihazlarında T1 ağırlıklı, T2 ağırlıklı, sıvı azaltılmış inversiyon düzeltme (fluid-attenuated inversion recovery; FLAIR), difüzyon ağırlıklı (diffusion-weighted imaging; DWI), duyarlılık ağırlıklı (susceptibility weighted imaging; SWI), 3D-TOF (time of flight) anjiyografi, proton manyetik rezonans spektroskopisi (1H MRS) ve fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRG) sekansları sıklıkla kullanılır.⁽⁵⁵⁾

T1 ağırlıklı görüntüler: Çok iyi yumuşak doku kontrastı sağlaması sebebiyle anatomik değerlendirme amaçlı kullanılır.⁽⁵⁶⁾

T2 ağırlıklı görüntüler: Kist ve malign neoplazm gibi patolojilerin sinyal özelliklerinin farklı olması nedeniyle patolojik dokuların ayırt edilmesinde tercih edilir.⁽⁵⁷⁾

FLAIR sekansı: İnme, multipl skleroz (MS) ve enfeksiyon gibi durumlarda T1 ve T2 ağırlıklı görüntüler arasında karşılaştırma yapma imkanı sağlar.⁽⁵⁸⁾

DWI: Su moleküllerinin difüzyon haritasını çıkararak beynin farklı bölümlerinin anatomik etkileşimini gösterir. İnme, enfeksiyon gibi durumlarda tedavi planlaması için kullanılır. Beynin farklı bölümleri arasındaki ilişkileri, anomalileri ve lezyonları gösterebildiği için kısmen başarılı kabul edilir. Ancak DWI sekansta manyetik alanın homojen olmaması nedeniyle distorsiyon mevcuttur ve görüntü kalitesi T1 ve T2 ağırlıklı sekanslardaki kadar yüksek değildir.⁽⁵⁹⁾

SWI: Dokular arasındaki lokal manyetik alan değişimlerini kullanan görüntüleme tekniğidir.⁽⁶⁰⁾ Mikro hemorajiler, kalsifikasyonlar ve demir birikimlerini göstermede kullanılır.⁽⁶¹⁾

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 olmada avantaj sağlayabilir.⁽⁶²⁾

1H MRS görüntüleri: Non-invaziv olarak beynin nörokimyasal durumu hakkında bilgi verir. Beyindeki glutamat, kreatin ve gamma aminobütirik asit (GABA) gibi metabolitlerin analiz edilmesini sağlar.⁽⁶³⁾

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 kontrolü yapılabilir.^(64, 65)

Sinyal-Gürültü Oranı (SGO)

Sinyal-gürültü oranı (signal-to-noise ratio,SNR); inceleme yapılan dokudan alınan ve görüntünün oluşmasını sağlayan sinyal miktarının, görüntü oluşumu üzerinde parazitik özelliği sebebiyle olumsuz etki yaratan sinyal miktarına oranını ifade eder. MRG'de oluşan görüntü kalitesi üzerinde SGO'nun belirleyici etkisi mevcuttur. Yüksek SGO değerinde görüntü kalitesi daha iyi, net ve detaylı olur. SGO manyetik alan gücü ile de

doğru orantılı olduğu için manyetik alan gücü arttıkça görüntü kalitesi de artar.^(47, 66) Alıcı sargıların MRG sinyal kaynağına olan uzaklığı azaldıkça SGO artar. Sinyalleri uygun mesafeden alabilmek amacıyla, her anatomik bölge için uygun şekil ve geometriye sahip lineer polarizasyonlu, sirküler polarizasyonlu, faz dizilimli gibi çeşitli tiplerde yüzey sargıları (surface coil) bulunur. MRG sistemleri ile elde edilen görüntülerin kalitesi, sinyal alıcı sargıların büyüklüğü ile sayısına ve sargıların dokulara olan mesafesine bağlıdır.⁽⁵¹⁾

MRG’de Görüntü Çözünürlüğü ve Voksel Büyüklüğü

Voksel hacmi; MRG için kullanılan verinin en küçük biriminin görüntü karşılığıdır. MRG kullanılarak bir yapının diğerinden ayırt edilebilmesi, sinyallerden elde edilen voksel hacmine bağlıdır. Voksel hacmi; görüntü alanı (field of view; FOV) ve kesitlerin kalınlığı ile doğru orantılı iken, voksel yoğunluğunu belirleyen bir parametre olan kazanım matrisi ile ters orantılıdır. Voksel hacminin küçülmesi ile yüksek uzaysal çözünürlük sağlanırken, SGO azalır. Matrisin arttığı görüntülerde uzaysal çözünürlük daha iyi iken gürültü oranı daha fazladır.⁽⁵¹⁾

MRG’de Spesifik Absorpsiyon Değeri

Spesifik absorpsiyon değeri (specific absorption rate; SAR); manyetik alana maruz kalan vücudun emdiği RF enerji değerini ifade eder. Manyetik alanda RF enerjisine maruz kalan dokular, absorbe ettiği enerjinin bir kısmını ısıya dönüştürür.⁽⁶⁷⁾ SAR, toplam vücut ağırlığındaki kilogram başına düşen watt ile belirlenir (W/kg). FDA; SAR değerini 15 dakikaya kadar tüm vücut için 4W/kg ve 10 dakikaya kadar kafa için 3,2W/kg olarak sınırlandırmıştır.⁽⁶⁸⁾ Avrupa Birliği’nin belirlediği SAR sınırları FDA kriterlerine göre farklılık gösterebilmektedir. Hastaların üzerlerinde taşıdıkları ya da dokuları içerisinde yer alan metaller (yüzük, eklem protezi vb.) RF uygulamasına bağlı olarak ani ve şiddetli ısınmalara sebep olabilir. MRG ile ilişkili olarak bildirilen yanık vakalarının birçoğunun sebebi, RF sargısının cilt ile temas etmesi ya da ciltten cilde temas sebebiyle kapalı devre oluşmasıdır.⁽⁵¹⁾

2.7. Ultra Yüksek Alan Manyetik Rezonans Görüntüleme (UYA-MRG)

Görüntüleme yapılmak istenen dokulardan daha net verilerin elde edilebilmesi amacıyla geliştirilen, 7T ve üzerinde manyetik alan gücüne sahip cihazlar ultra yüksek alan manyetik rezonans görüntüleme (UYA-MRG) sistemleri olarak tanımlanır.⁽⁶⁾

2.7.1. UYA-MRG Tarihçesi

Anatomik ve patolojik yapıların daha iyi ayırt edilebilmesi ve klinik araştırmalarda kullanılması amacıyla ilk UYA-MRG sistemleri 20.yy sona ermeden deneysel ortamdan klinik uygulamaya geçiş yapmıştır.⁽⁶⁹⁻⁷¹⁾ 2017 yılında yayınlanmış bir çalışmanın verilerine göre dünya üzerinde yaklaşık 60 adet UYA-MRG cihazı bulunurken, bu sayı 2018 yılında açıklanan bir rapora göre 70'in üzerine çıkmıştır.^(55, 72) Bu bilgiler ışığında UYA-MRG cihazlarının gün geçtikçe daha fazla yaygınlaştığı ve kullanım alanı bulduğu söylenebilir.

2.7.2. UYA-MRG ile konvansiyonel MRG Sistemleri Arasındaki Farklar

MRG'de imaj kalitesi, kullanılan radyo frekans (RF) sargılara bağlıdır. Manyetik alan gücünün ve homojenliğinin artması ile SGO da artış gösterir ve çözünürlüğu daha yüksek görüntüler elde edilir. Ek olarak, UYA-MRG sistemlerle elde edilen verilerin kalitesinin artışında çoklu veri alıcı ve daha küçük sargı kullanımı yararlı olmuştur. UYA-MRG sistemleri ile histolojik düzeyde yüksek çözünürlüklü görüntüler elde etmek amaçlanmaktadır.⁽⁵⁵⁾ UYA-MRG cihazlarının gelişimi; beyin cerrahisi öncesi planlama, MS ve Alzheimer gibi beyin fonksiyonlarının incelendiği patolojilerde görüntü kalitesinde artış, vertebral diskler ve eklemlerdeki defektlerde erken tanı konusunda avantajlar getirmiştir.⁽⁶⁾ Bununla beraber, kullanılan MRG cihazlarındaki manyetik alan gücünün artması; RF penetrasyonu ile ilişkili sorunlara ve duyarlılık artefaktları oluşumuna sebep olmuştur. Ayrıca manyetik alan gücü arttıka SAR da artış göstermektedir.⁽⁷¹⁾ UYA-MRG ile kafa sargısı kullanılarak yapılan kranyal görüntülemelerde, 1,5T ve 3T MRG sistemlerine göre yüzeysel ısı artışının daha fazla olduğunu bildiren çalışmalar literatürde mevcuttur.⁽⁵⁵⁾

2.8. MRG Sistemlerinin Biyolojik Etkileri

MRG sistemleri; insan vücudundaki atomların pozisyonları üzerinde etki göstermesine rağmen, parçacıkların yapı ve özellikleri üzerinde değişikliğe sebep olmadığı için güvenli kabul edilir. MRG'nin hastalar üzerinde oluşturabileceği zararlar; statik manyetik alan etkisi, gradiyent manyetik alan etkisi ve radyofrekans manyetik alan etkisi olmak üzere üç başlık altında sınıflandırılır.^(73, 74) Statik manyetik alan etkisiyle birlikte baş dönmesi,

bulantı ve ağızda metalik tat oluşumu gibi yan etkiler oluşabilir.⁽⁷⁵⁾ 1,5T manyetik alana maruz kalındığında kanın oksijenlenmesine bağlı olarak viskozitede artış gözlenebilir.⁽⁷⁶⁾ 1,5T'ye kadar olan manyetik alana maruz bırakılan hayvanlarda nörofizyolojik açıdan herhangi bir etki gözlenmemiştir. Ancak 1,5T üzerinde nörolojik olarak olumsuz etkiler oluşabileceği bildirilmiştir.⁽⁷⁷⁾ İnsanlarda ise 1,5T ve 3T manyetik alana maruz kalımdan sonra el-göz koordinasyon hızı ve işitsel-görsel bellek ile ilgili akut nörolojik davranışsal etkiler olduğu bildirilmiştir.⁽⁷⁸⁾

Gradyent manyetik alan; MRG rekonstrüksiyon sürecinde genellikle açılır ve kapanır. Bu nedenle manyetik alanın zamana bağlı olarak aşırı düşük frekanslı (ADF) ve orta düzey frekanslı (ODF) manyetik alan aralığında değiştiği düşünülür. ADF manyetik alan kullanımının insanlarda karsinojenik etki oluşturma şüphesi üzerinde durulmaktadır. ADF manyetik alan kullanımı ile meme kanseri riski arasında bir ilişki bulunamamasına rağmen, ADF manyetik alana maruz kaldıktan sonra lösemili çocukların sağ kalımlarında düşüş gözlenmiştir.^(79, 80) 2000 yılında yapılmış bir çalışmaya göre; gradyent manyetik alanın zamana bağlı değişiminin kardiyak olarak periferik sinir stimülasyonuna sebep olabileceği; ancak bu etkinin, ventriküler fibrilasyona sebep olacak stimülasyon eşliğinin çok altında kalması sebebiyle hasta güvenliği için bir risk oluşturmadığı bildirilmiştir.⁽⁸¹⁾

Radyofrekans manyetik alanın biyolojik etkileri termal ve termal olmayan etkiler olarak iki başlık altında incelenir. Termal olmayan etkiler hakkında çok fazla çalışma yoktur. Demir oksit ve diğer metal bazlı pigmentlerle yapılan dövme ve kalıcı kozmetikler, MRG ile ilişkili olarak birinci ve ikinci derece yanıklar gibi termal etkilere sebep olabilir.^(82, 83)

2.9. MRG'nin Metal İçerikli Dental Materyaller Üzerindeki Etkisi

Çeşitli metal içerikli dental materyallerin manyetik alandaki davranışları ile ilgili yapılmış çalışmalar mevcuttur.^(18, 84, 85) Ortodontik braketler ve teller, kuron protezleri ve implantların hem MRG hem de UYA-MRG sistemlerinde artefakt oluşumuna sebep olması ya da ısı artışı göstermesi ve bu sorunların önlenmesi için dikkat edilmesi gereken hususlar hakkında yapılmış çeşitli çalışmalar mevcuttur.^(84, 85) Amalgam restorasyonların yapısından, MRG ve UYA-MRG uygulaması sonrasında gerçekleşen cıva salınımı üzerine etkisinin incelendiği çalışmalar yapılmıştır ve güçlü manyetik alanın amalgamdan

cıva salınımını tetiklediği tespit edilmiştir.^(18, 19) Klinik kullanımdaki 1,5T MRG cihazlar amalgam restorasyonlu bireyler için toksik risk açısından güvenli bulunmasına rağmen, hem MRG hem de UYA-MRG sistemlerinin cıvaya bağlı toksik etkiye sebep olma potansiyeline dikkat çekilmiştir.^(18, 19)

2.10. İndüktif Olarak Eşleşmiş Plazma-Kütle Spektroskopisi (ICP-MS)

İndüktif olarak eşleşmiş plazma-kütle spektroskopisi (ICP-MS), elementlerin sıvı ve katılar içerisindeki miktarını belirlemede kullanılan niceliksel bir analiz tekniğidir. İçme suyu analizi, jeoloji ve metalürji gibi alanlarda sıkça kullanılan ICP-MS tekniği, aynı anda birden fazla elementin analizini hassas biçimde yapabilir. Pozitif yüklü iyonların analizinde başarılı olan ICP-MS yöntemi; klor, iyot ve flor gibi negatif yüklü iyonların analizinde başarısız bulunmaktadır.⁽⁸⁶⁾ ICP-MS yöntemi ile çeşitli elementlerin analizi yapılırken; nitrik asit (HNO_3) uygulanması, tarama limitlerinin belirlenmesi, kalibrasyonun kontrol edilmesi, numuneler arasında kontaminasyonun engellenmesi amacıyla belirli sayıdaki numune aralığında yıkama amaçlı okuma yapılması, yapılan analizler sonucunda elde edilen verilerin doğruluğu ve kullanılacak prosedürün uygunluğunu belirlemek amacıyla sertifikalı referans numunelerin kullanımı gibi aşamalar bulunur.^(87, 88)

2.11. X-Işını Difraktometresi (XRD)

X-ışını difraktometresi (XRD) yöntemi; kompozit ve metaller gibi kristal yapılı materyallerin moleküler yapı analizine imkan verir. Toz ya da katı haldeki materyal üzerine belirli açılarla x-ışını gönderilir ve materyalden yansıyan ışınlar alıcı kısımlar tarafından kaydedilip kırınım desenleri oluşturulur. Belirli açılarda pik şiddeti gösteren desen, XRD yönteminin veri seti programı kullanılarak yorumlanır ve maddelerin yapısal analizleri gerçekleştirilir.^(20, 21) Bu yöntemin kullanımı ile amalgam restorasyonların faz analizi yapılabilir.⁽²⁰⁾

Bu çalışmanın amacı; 14,1T MRG cihazının manyetik rezonans görüntülemesi ile ilişkili olarak meydana gelen elektromanyetik etkilerinin, amalgam restorasyonlarda bulunan cıvanın salınımı ve meydana gelebilecek faz değişimi üzerine etkisinin değerlendirilmesidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

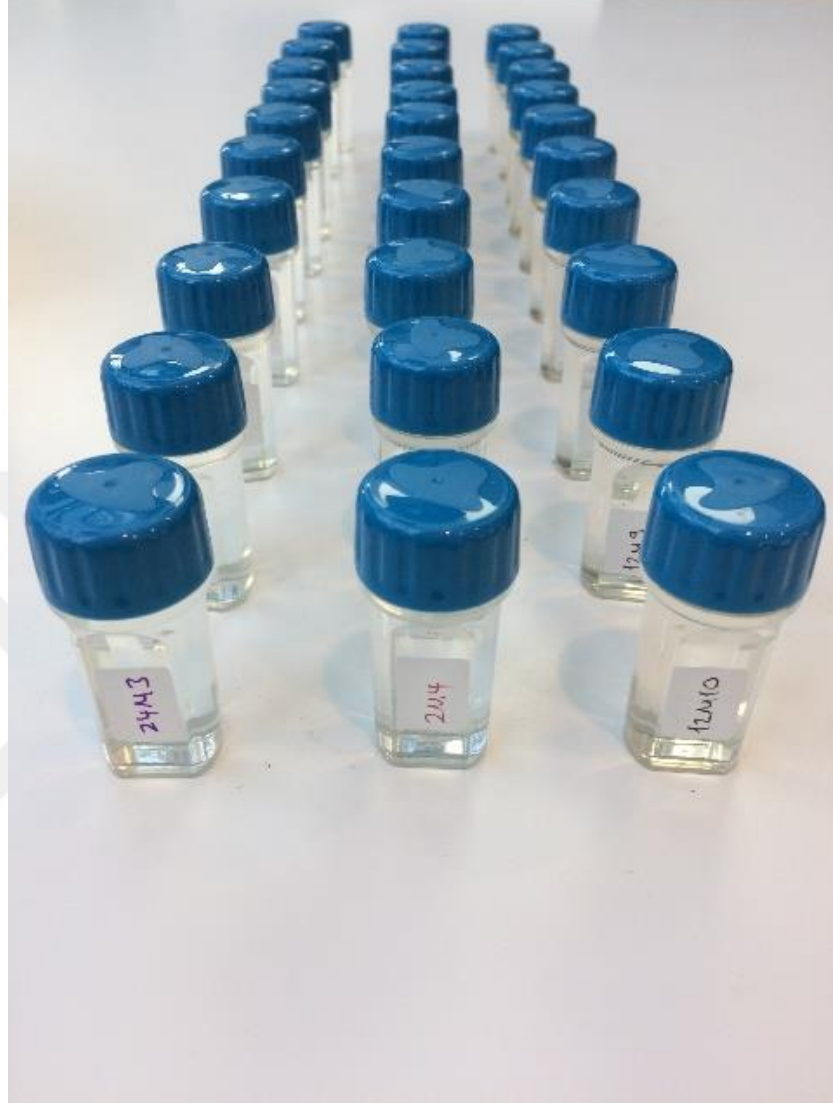
Bu tez kapsamındaki araştırmalar TDH-2018-3157 numaralı proje kapsamında Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir.

3.1. Amalgam Disklerin Hazırlanması

Deneyde kullanılacak amalgam numuneler; kapsül amalgam formunda, üretici talimatlarına uygun olarak 4mm yüksekliğinde ve 4mm çapında standart şablon kullanılarak 60 adet disk (Tytin, Kerr, Michigan, ABD) şeklinde ve aynı kişi tarafından hazırlandı. Klinik uygulama ile uyumlu olacak şekilde amalgam karıştırıldıktan sonra kalıp içerisinde kondanse edilip, burnisher ve pamuk ile burnishing işlemi her numune için tekrarlandı. Numuneler şekillendirildikten sonra 48 saat boyunca oda sıcaklığına kuru ortamda bırakıldı. (**Şekil 3.1.**) İkinci günün akabinde tüm numuneler 500cc'lik izotonik serum solüsyonunda (%0,9 NaCl) 72 saat boyunca bekletildi. Daha sonra tüm numuneler yenilenmiş 500cc'lik izotonik serum solüsyonunda tekrar 72 saat daha bekletildi. Numunelerin her biri, içerisinde Fusayama-Meyer çözeltisi (Ph: 7,1; NaCl, KCl, CaCl₂.H₂O, NaH₂PO₄.2H₂O, Na₂S.9H₂O, üre) bulunan 10 ml hacmindeki kapaklı tüplere MRG protokolünden 30 dakika önce ayrı ayrı yerleştirildi. (**Şekil 3.2.**) 30 adet amalgam disk için MRG protokolü uygulanmiş olup 30 adet disk kontrol grubu olarak çalışmaya dahil edildi. MRG protokolü tamamlandıktan sonra hem MRG grubundaki hem de kontrol grubundaki diskler üç eşit alt gruba ayrılarak içerisinde buldukları Fusayama-Meyer çözeltisinden sırasıyla 2, 12 ve 24 saat sonra çıkarıldı.



Şekil 3.1. Hazırlanmış amalgam disklerin görüntüsü



Şekil 3.2. Kapaklı tüpler içerisindeki Fusayama-Meyer çözeltisi

3.2.MRG Protokolü

Çalışmada henüz insan çalışmasında kullanıma girmemiş olan, deneysel amaçlı 14.1T UYA-MRG cihazı [Biyomedikal Görüntüleme Merkezi (CIBM), Federal Lozan Mühendislik Okulu (EPFL), Lozan, İsviçre] kullanıldı. (Şekil 3.3.) Uygulanan MRG protokolünün [Hızlı spin eko çoklu-kesitsel görüntüleme sekansı, efektif TE: 20ms, turbo faktörü:4 (eko merkezi:1), matriks büyüklüğü 128×128, kesit kalınlığı 1 mm (toplam 30 kesit), FOV: 19,2×19,2 mm, tek kanal iletili-alıcı halka şekilli yüzey sargı kullanımı] süresi durağan manyetik alan içerisinde toplam 15 dakika olup aktif tarama zamanı 6 dakika 30 saniyedir. 14,1T UYA-MRG cihazının çekirdek alanının (bore) çapı 260 mm ve aktif kullanılan alanının uzunluğu yaklaşık 100 mm olduğundan, çalışma grubuna dahil

edilen amalgamları içeren tüpler eşit sayıda üç kısım halinde MRG protokolüne alındı.
(Şekil 3.4.)



Şekil 3.3. 14,1T MRG cihazının görüntüsü



Şekil 3.4. 14,1T UYA-MRG cihazının aktif kullanım alanı ve halka şekilli sargı

3.3. ICP-MS Analizi

Manyetik rezonans görüntülemesi yapılan amalgam disk şeklindeki numuneler; her bir zaman dilimi için eşit sayıda numune olmak üzere, MRG uygulamasından 2, 12 ve 24 saat sonra içinde buldukları Fusayama-Meyer çözeltisinden çıkarıldı. Kapaklar kapalı bir şekilde içerisinde çözülmüş cıva ihtiva eden çözeltiler, cıva konsantrasyonlarının analizinin yapılacağı merkeze kontrol grupları ile beraber ulaştırıldı. ICP-MS analizleri, Akdeniz Üniversitesi Gıda Güvenliği ve Tarımsal Araştırmalar Merkezi laboratuvarında bulunan ICP-MS cihazı (ELAN DRC-e, PerkinElmer, Massachusetts, ABD) ile yapıldı. (Şekil 3.5.) İçerisinde cıva bulunmayan Fusayama-Meyer çözeltisinden 1ml alınarak üzerine son hacmi saf su ve HNO₃ ile birlikte 15 ml olacak şekilde %2 ve %5'lik HNO₃ ile 100 ppb stok cıva standardı eklendi. 24 saat beklenerek cıva konsantrasyonunun 0,2 – 0,5 ve 2 ppb düzeylerinde elde edilmesi amacıyla geri kazanım çalışmaları yapıldı. Çıkan sonuçlardaki geri kazanım değerleri istenilen düzeyde olmadığı için yine 1ml çözelti üzerine son hacmi saf su ve HNO₃ ile birlikte 15 ml olacak şekilde %65'lik HNO₃ ve stok cıva standardı eklenerek 24 saat beklendi ve geri kazanım sonuçları %96-%99 aralığında

bulundu. Böylece içerisinde üç farklı zaman diliminde amalgam disklerin çıkarıldığı ve amalgamdan salınmış haldeki cıvayı ihtiva eden Fusayama-Meyer çözeltilerinin ICP-MS analizi için hazırlık protokolü belirlendi. Analiz için cıva elementinin doğada en çok bulunan 202 numaralı izotopu seçildi. Kalibrasyon kontrolleri (qc) 2,5 ppb değeri üzerinden her 20 numune okumasından sonra tekrarlandı. Ayrıca numune okumasından sonra cihaz yolunda kalabilecek cıva artıklarının yeni numune okuma sonuçlarını etkilememesi için her iki numune okumasından sonra %5'lik HNO₃ ile yıkama yapıldı. Her bir numune için üç eş zamanlı okuma yapıldı ve elde edilen sayısal veriler, numuneler hazırlık aşamasında 15 kat seyreltildiği için yine 15 ile çarpılarak µg/L birimiyle kaydedildi. Kaydedilen üç okuma değerinin aritmetik ortalaması sonuç verisi olarak kabul edildi. Numunelerdeki cıva iyonlarının ortam sıcaklığında buharlaşmasını önlemek amacıyla tüm okumalar 18°C sıcaklıkta yapıldı. Numunelerin taşınması, hazırlanması ve analizlerinin yapılması sırasında gerçekleşen çeşitli aksaklıklar nedeniyle MRG grubundan 1, kontrol grubundan 2 olmak üzere toplam 3 numune çalışma kapsamından çıkarıldı.



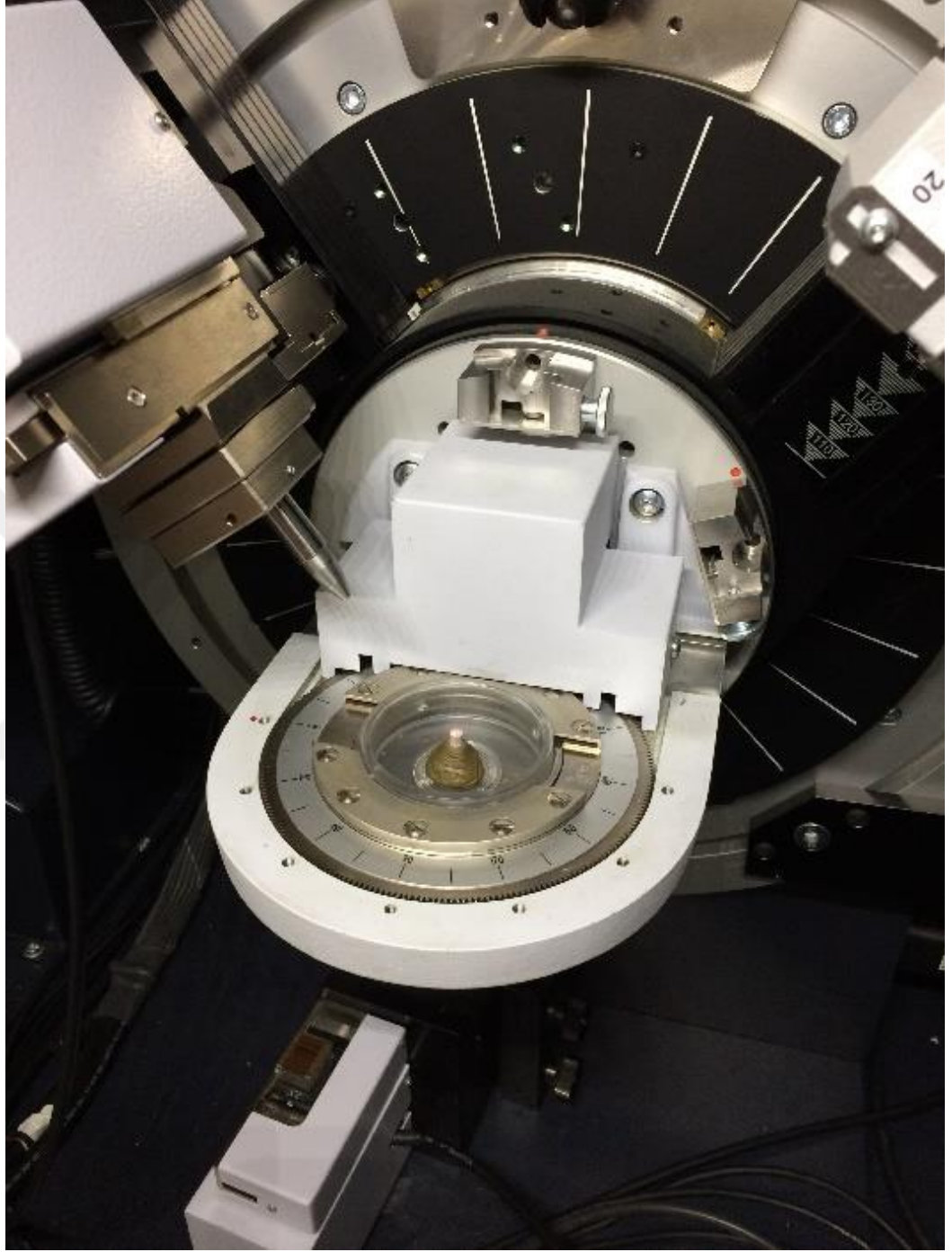
Şekil 3.5. Akdeniz Üniversitesi Gıda Güvenliği ve Tarımsal Araştırmalar Merkezi laboratuvarında bulunan ICP-MS cihazının görüntüsü

3.4. XRD Analizi

X-ışını difraktometresi analizleri için Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (TUAM) laboratuvarında bulunan XRD cihazı (Bruker, D8 Advance, Almanya) kullanıldı. (Şekil 3.6.) Fusayama-Meyer çözeltisinden 2 ve 24 saat

sonra ıkarılan MRG ve kontrol grubundaki toplam 40 amalgam diskin analizinin yapılması hedeflendi. Analiz sonuçlarının doğruluğunun test etmek için MRG ve kontrol gruplarındaki dört grubun her birinden rastgele ikişer adet olmak üzere toplam 8 amalgam disk seçildi. Prova amaçlı yapılan ilk analizlerin değerlendirilmeye uygun bulunması sonucunda geriye kalan diskler (toplam 32 amalgam disk) deney ve kontrol grubunda 2 ve 24 saat sonra ozeltiden çıkarılan diskler olarak dört farklı grup (n=8) olarak çalışma kapsamına alındı.

Amalgam diskler XRD cihazının tutucu parçasına yerleştirilerek 2θ aralığında ve 20° - 90° açıları arasında tarandı. X-ışını kırınımı analiz sonuçları DIFFRAC.EVA XRD (2001) programı ile yorumlandı. Her numune için pik değerinin oluştuğu 2θ açıları belirlendi ve pik şiddetleri sayısal olarak kaydedildi. Pik şiddeti gözlenen ve faz analizinin yapıldığı açılar; deney ve kontrol grupları arasında ve 2 ile 24 saat grupları da dikkate alınarak istatistiksel analiz kapsamına alındı.



Şekil 3.6. Disklerin XRD cihaz tutucusuna yerleştirilmesi

3.5. İstatistiksel Analizler

ICP-MS ve XRD analizlerinin istatistiksel değerlendirmesi için Akdeniz Üniversitesi İstatistik Danışma Birimi'nin desteği alındı.

ICP-MS analiz sonuçlarına göre; kontrol ve MRG grubu arasındaki farklar ile 2, 12 ve 24 saat sonunda içinden amalgamın çıkarıldığı çözeltiler arasındaki farklılık ve etkileşimler, iki yönlü varyans analizi (ANOVA) istatistiksel analiz yöntemi ile yapıldı.

XRD analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde, kontrol ve MRG grupları ile 2 ve 24 saat sonunda çözeltiden uzaklaştırılan amalgam diskler arasındaki farklar ile etkileşimleri ortaya koymak için iki yönlü ANOVA istatistiksel test yöntemi kullanıldı.



4. BULGULAR

ICP-MS analizinin iki yönlü ANOVA ile yapılan istatistik testi sonuçlarına göre; MRG grubundaki dental amalgamlardan tüplerdeki yapay tükürüğe salınan cıvanın konsantrasyonu, kontrol grubundaki dental amalgamlardan yapay tükürüğe salınan cıva konsantrasyonuna göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,026$; $F=5,253$). 2, 12 ve 24 saatlik zaman dilimlerine göre içerisinde amalgam diskler çıkarılan yapay tükürüklerin cıva konsantrasyonları zaman farklarına göre incelendiğinde MRG grubu ile kontrol grubunun kendi içinde anlamlı farklılık bulunamadı ($p=0,107$; $F=2,337$). Yine MRG grubu ile kontrol grubu arasında zaman farklarına göre yapılan karşılaştırmada iki grup arasında anlamlı bir farklılık ya da etkileşim bulunamadı ($p=0,751$; $F=0,289$). (**Tablo 4.1.**) İstatistiksel analiz sürecinde verilere öncelikli olarak homojenlik ve normallik testleri uygulandı. Parametrik analizlerin asgari gerekliliklerini karşılamak amacıyla tüm veriler logaritmik verilere dönüştürülerek yorumlandı. Orijinal veriler ile logaritmik verilerin ortalama değerleri ve standart sapmaları sırasıyla **Tablo 4.2.** ve **Tablo 4.3.**'te gösterilmiştir.

Tablo 4.1. MRG ve kontrol grupları arasında zaman farkları ile birlikte anlamlı etkileşim ve farklılıkları gösteren iki yönlü ANOVA test sonuç tablosu

	F	p	Gözlenen güç
GRUP	5.253	.026	.093
SAAT	2.337	.107	.084
GRUP.SAAT	0.289	.751	.011

Tablo 4.2.Yapay tükürüklerin cıva konsantrasyonlarının ICP-MS analizi sonucunda elde edilen ham verileri gösteren tablo ($\mu\text{g/L}$)

Zaman/ Grup	Ortalama	Standart sapma (s.s.)	Numune sayısı (n)
MRG 2 SAAT	9,9750	7,95591	10
MRG 12 SAAT	14,8815	14,06678	10
MRG 24 SAAT	20,4433	20,86413	9
MRG TOPLAM	14,9157	15,06195	29
KONTROL 2 SAAT	6,6383	9,46836	9
KONTROL 12 SAAT	9,2625	6,56724	10
KONTROL 24 SAAT	8,9283	8,62516	9
KONTROL TOPLAM	8,3116	8,02350	28
TOPLAM 2 SAAT	8,3945	8,62684	19
TOPLAM 12 SAAT	12,0720	11,06653	20
TOPLAM 24 SAAT	14,6858	16,58192	18
TOPLAM	11,6716	12,47255	57

Tablo 4.3. Yapay tükürüklerin cıva konsantrasyonlarının ICP-MS analizi sonucunda elde edilen logaritmik değerleri gösteren tablo

Zaman/ Grup	Ortalama	Standart sapma (s.s.)	Numune sayısı (n)
MRG 2 SAAT	0,9122	0,37594	10
MRG 12 SAAT	1,0584	0,38753	10
MRG 24 SAAT	1,1930	0,34921	9
MRG TOPLAM	1,0497	0,37672	29
KONTROL 2 SAAT	0,7101	0,35987	9
KONTROL 12 SAAT	0,9292	0,28913	10
KONTROL 24 SAAT	0,8932	0,29955	9
KONTROL TOPLAM	0,8472	0,31982	28
TOPLAM 2 SAAT	0,8164	0,37280	19
TOPLAM 12 SAAT	0,9938	0,33931	20
TOPLAM 24 SAAT	1,0431	0,35128	18
TOPLAM	0,9502	0,36154	57

XRD analizi yapılan 32 amalgam diskin her biri için X-ışını kırınım deseni elde edildi. Tüm numunelerin kırınım desenleri incelendiğinde pik gözlenen açılar arasında herhangi bir fark bulunmadığı tespit edildi. Kırınım gözlenen 26 açı sırasıyla numaralandırılmış olup; açıların pik şiddeti yoğunluğu, gruplar ve zamanlar arasında anlamlı farklılık ve etkileşimlere göre iki yönlü ANOVA testi ile değerlendirildi. (**Tablo 4.4.**) Pik açılarındaki amalgam fazları DIFFRAC.EVA XRD (2001) programı ile belirlendi. (**Tablo 4.5.**) XRD analizi yapılan toplam 26 açı içerisinde en fazla $\gamma 1$ fazı tespit edilmiş olup, Hg ve γ fazı en az tespit edilen fazlar oldu. Amalgamın korozyona karşı en az dirençli fazı olan $\gamma 2$ fazına ise hiçbir açı analizinde rastlanmadı.

İki zaman dilimi göz önüne alınarak MRG grubu ile kontrol grubu arasındaki farklılık ve etkileşimleri ortaya koymak için pik şiddeti yoğunluğu ham verileri logaritmik olarak

dönüştürüldü. İstatistiksel sonuçlara göre; XRD analizi sonucunda gözlenen pik şiddeti yoğunluğu karşılaştırıldığında, MRG grubunun pik şiddeti yoğunluğu kontrol grubu pik şiddeti yoğunluğuna göre anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,000$; $F=43,798$). (**Şekil 4.1.**)

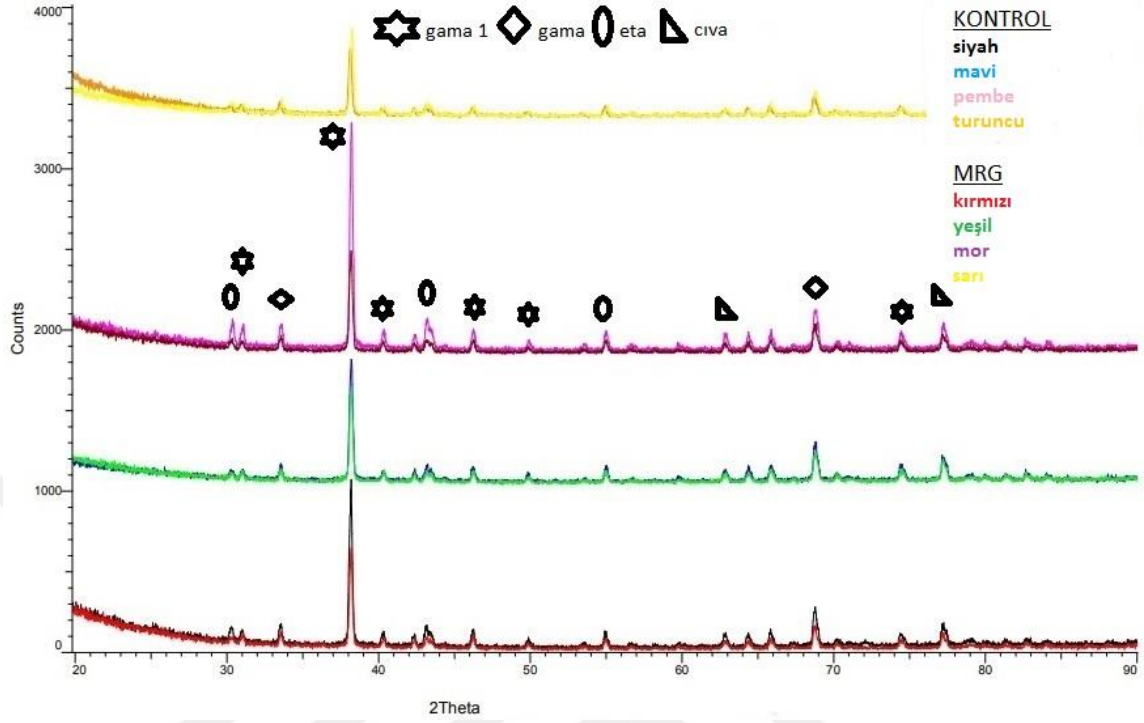
MRG grubu ile kontrol grubu ayrımı yapmaksızın sadece 2 ve 24 saatlik zaman dilimleri karşılaştırıldığında pik şiddeti yoğunluğunda zamanla anlamlı derecede azalma tespit edildi ($p=0,000$; $F=15,316$). 2 ve 24 saatlik zaman dilimleri dikkate alınarak karşılaştırma yapıldığında MRG grubu ile kontrol grubu arasında anlamlı farklılık bulunmuş olup, kontrol grubunda zamanla pik şiddeti yoğunluğu azalırken MRG grubunda zamanla artış tespit edildi ($p=0,000$; $F=50,043$). (**Tablo 4.6. ve Şekil 4.2.**) MRG grubu ve kontrol grubunda elde edilen pik şiddeti yoğunluğu ham verileri, grup ayrımı olmadan 2 ve 24 saatlik zamana bağlı elde edilen pik şiddeti yoğunluğu ham verileri ve MRG grubu ile kontrol grubunda zamana bağlı elde edilen pik şiddeti yoğunluğu ham verileri **Tablo 4.7., Tablo 4.8. ve Tablo 4.9.**'da sunulmuştur. MRG grubu ile kontrol grubu arasında her açı için ayrı ayrı karşılaştırma yapıldığında sadece 7, 20 ve 26 numaralı açılarda anlamlı farklılık tespit edilmiş olup, diğer 23 açıda anlamlı farklılık tespit edilemedi. (**Tablo 4.10. ve Şekil 4.3.**) Anlamlı farklılık tespit edilen bu 7, 20 ve 26 numaralı açılar sırasıyla γ_1 , γ ve Hg fazları olarak belirlendi.

Tablo 4.4. Pik gözlenen ve analiz için numaralandırılan açılı gösteren tablo

Açı numarası	2θ aralığındaki açı değeri
1	30,2967
2	31,0403
3	33,5001
4	33,5763
5	33,6335
6	33,7479
7	38,2098
8	38,5340
9	40,3645
10	40,4408
11	43,2628
12	46,3327
13	49,9366
14	50,0510
15	54,9705
16	55,0086
17	55,1612
18	62,8455
19	62,9408
20	68,8138
21	70,1676
22	70,2248
23	70,5489
24	70,7015
25	74,5150
26	77,2227

Tablo 4.5. XRD analizi ile belirlenen pik açıları ve amalgam fazlarını gösteren tablo

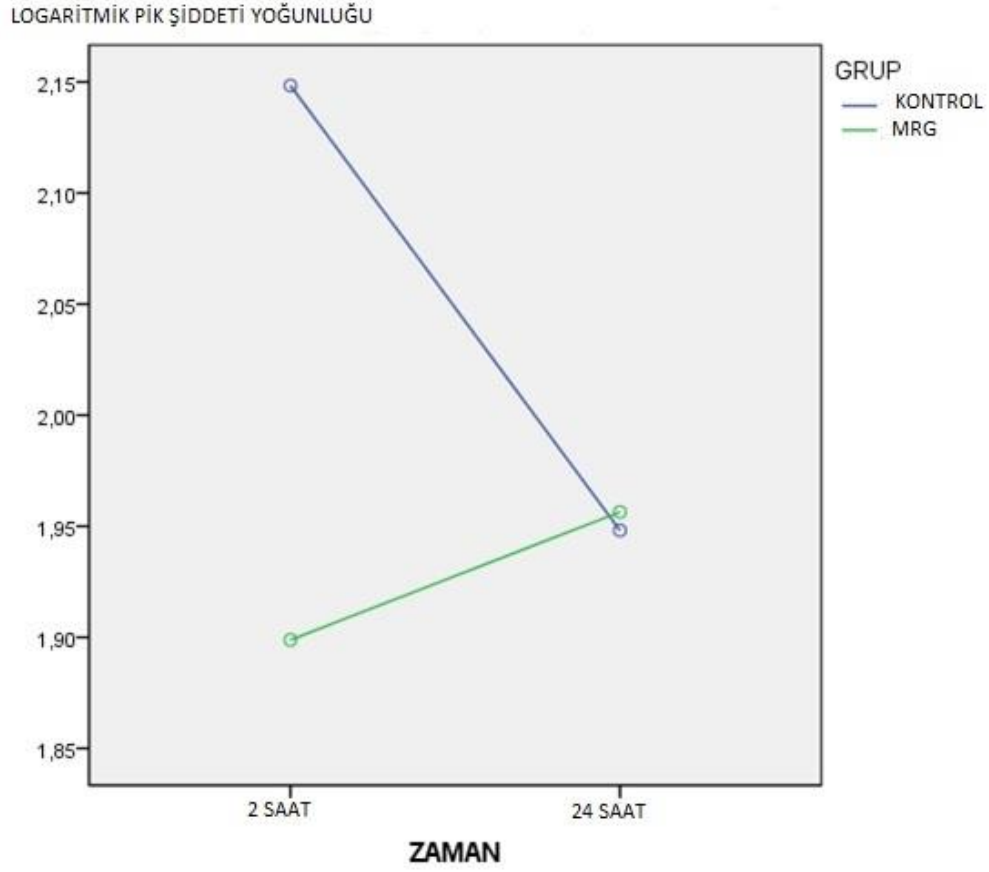
Açı numarası	Belirlenen amalgam fazı
1	η (Cu ₆ Sn ₅)
2	γ_1 (Ag ₂ Hg ₃)
3	γ_1 (Ag ₂ Hg ₃)
4	γ_1 (Ag ₂ Hg ₃)
5	γ (Ag ₃ Sn)
6	γ_1 (Ag ₂ Hg ₃)
7	γ_1 (Ag ₂ Hg ₃)
8	γ_1 (Ag ₂ Hg ₃)
9	γ (Ag ₃ Sn)
10	γ_1 (Ag ₂ Hg ₃)
11	η (Cu ₆ Sn ₅)
12	γ_1 (Ag ₂ Hg ₃)
13	γ_1 (Ag ₂ Hg ₃)
14	η (Cu ₆ Sn ₅)
15	η (Cu ₆ Sn ₅)
16	γ_1 (Ag ₂ Hg ₃)
17	γ_1 (Ag ₂ Hg ₃)
18	Hg
19	η (Cu ₆ Sn ₅)
20	γ (Ag ₃ Sn)
21	γ_1 (Ag ₂ Hg ₃)
22	Hg
23	γ_1 (Ag ₂ Hg ₃)
24	η (Cu ₆ Sn ₅)
25	γ_1 (Ag ₂ Hg ₃)
26	Hg



Şekil 4.1. MRG grubu ile kontrol grubundaki amalgamlardan elde edilen kırınım desenleri ve tespit edilen fazları gösteren grafik

Tablo 4.6. XRD analiz sonuçlarının MRG ve kontrol grupları arasında açılara göre etkileşim ve farklılıkları gösteren iki yönlü ANOVA testi tablosu

	F	P	Gözlenen güç
GRUP	43,798	0,000	0,048
ZAMAN	15,316	0,000	0,017
GRUP.ZAMAN	50,043	0,000	0,055



Şekil 4.2. Kontrol ve MRG grubundaki disklerden XRD analizi sonunda elde edilen ve logaritmik olarak dönüştürülmüş pik şiddeti yoğunluklarının zamana bağlı değişimi

Tablo 4.7. Pik şiddeti yoğunluklarının zaman ayırımından bağımsız ham verilerini gösteren tablo

Grup	Ortalama	s.s.	%95 Güven aralığı	
			Alt sınır	Üst sınır
KONTROL	146,424	6,669	133,334	159,514
MRG	107,190	6,669	94,100	120,280

Tablo 4.8. Pik şiddeti yoğunluklarının grup ayırımından bağımsız ham verilerini gösteren tablo

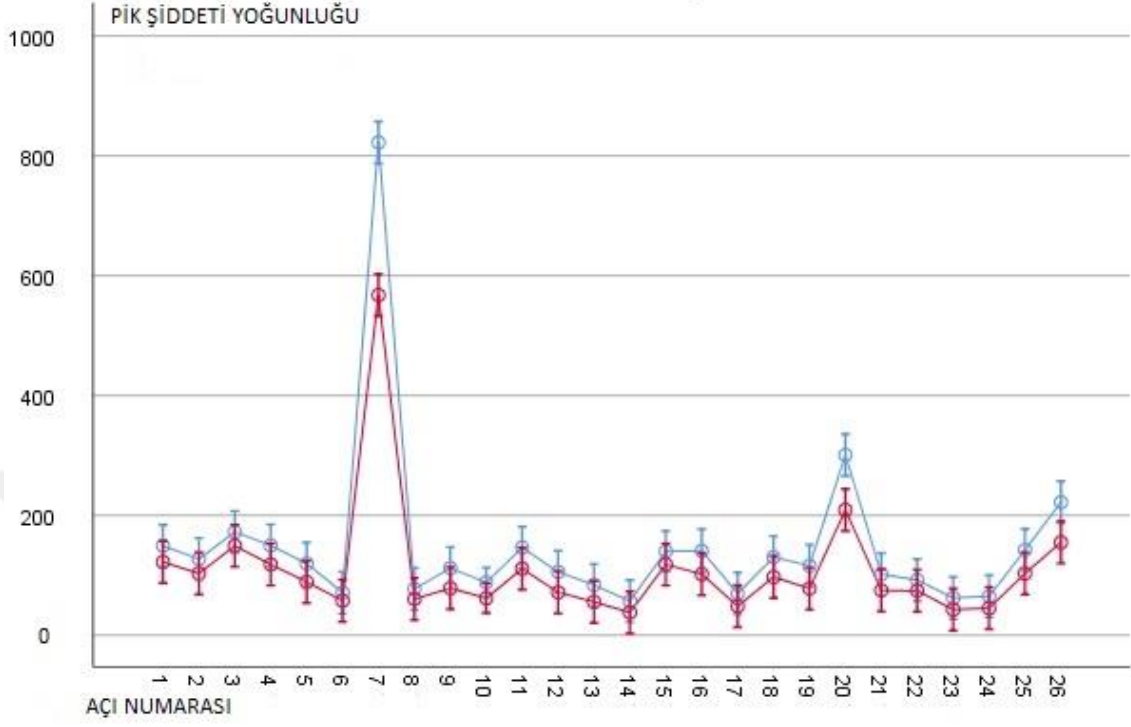
Zaman	Ortalama	s.s.	%95 Güven aralığı	
			Alt sınır	Üst sınır
2 SAAT	140,852	6,669	127,762	153,942
24 SAAT	112,762	6,669	99,671	125,852

Tablo 4.9. Pik şiddeti yoğunluklarının grup ve zaman ayırımına göre ham verilerini gösteren tablo

Grup	Zaman	Ortalama	s.s.	%95 Güven aralığı	
				Alt sınır	Üst sınır
KONTROL	2 SAAT	180,718	9,432	162,205	199,230
	24 SAAT	112,130	9,432	93,617	130,642
MRG	2 SAAT	100,986	9,432	82,474	119,498
	24 SAAT	113,394	9,432	94,881	131,906

Tablo 4.10. Her açu için ayrı ayrı ANOVA testi uygulandığında MRG ve kontrol grupları arasındaki farkları gösteren tablo

Açu numarası	F	p	Gözlenen güç
1	1,144	0,285	0,187
2	0,899	0,343	0,157
3	0,822	0,365	0,148
4	1,562	0,212	0,239
5	1,476	0,225	0,228
6	0,287	0,592	0,083
7	101,188	0,000	1
8	0,448	0,503	0,103
9	1,752	0,186	0,262
10	2,167	0,141	0,313
11	1,947	0,163	0,286
12	1,818	0,178	0,270
13	1,257	0,263	0,201
14	0,556	0,456	0,116
15	0,787	0,375	0,144
16	2,274	0,132	0,325
17	0,709	0,400	0,134
18	1,707	0,192	0,257
19	2,262	0,133	0,324
20	13,109	0,000	0,951
21	1,144	0,285	0,187
22	0,495	0,482	0,108
23	0,586	0,444	0,119
24	0,605	0,437	0,122
25	2,390	0,122	0,339
26	7,010	0,008	0,753



Şekil 4.3. XRD analizine göre pik gözlenen her açı için MRG ve kontrol grupları arasındaki pik şiddeti farkını gösteren grafik (mavi çizgi=kontrol grubu, kırmızı çizgi=MRG grubu)

5. TARTIŞMA

Çalışmamızın ICP-MS analiz bulgularına göre; MRG grubundaki amalgam disklerden salınan cıvanın yapay tükürükteki konsantrasyonu, kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulundu. Bu durumda, UYA-MRG uygulamalarının amalgam restorasyonlardan salınan cıva miktarını artırma yönünde etkisi olduğu sonucuna ulaşılabilir.

Cıva salınımının zaman içerisindeki değişimlerini gözlemek amacıyla; MRG uygulamasından 2, 12 ve 24 saat sonra analiz edilen çözeltiler arasında, hem MRG grubu hem de kontrol grubu açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmamasına rağmen etki büyüklüğü yüksek bulunmuştur. Bu durum, manyetik rezonans görüntülemenin ardından meydana gelen cıva salınımının kontrol grubu ile paralellik gösterecek şekilde devam ettiğini göstermektedir. Ayrıca, araştırma kapsamına alınan örneklem sayısı istatistiksel olarak yeterli olmasına rağmen çözünen cıvanın zaman içerisindeki değişimini göstermek için yetersiz olabilir.

MRG grubu ile kontrol grubu arasında, disklerin çözeltilerden çıkarıldığı saatler açısından anlamlı fark olmadığı gibi etki büyüklüğü de düşük bulunmuştur. Bu bulgunun istatistiksel olarak örneklem sayısından bağımsız şekilde elde edildiği kabul edilmiştir. MRG grubu ile kontrol grubu çözeltileri arasındaki cıva konsantrasyonunda, çözeltilerden çıkarılan amalgam disklerin uzaklaştırma zamanlarının etkisinin olmaması; MRG'nin amalgam restorasyonlardan salınan cıva miktarı üzerindeki etkisinin manyetik alanda bulunan süreye bağlı olduğu şeklinde yorumlanabilir.

Müller-Miny ve arkadaşları⁽¹⁸⁾ 1996 yılında 1,5T MRG cihazını kullanarak, MRG uygulamasının amalgamdan salınan cıva miktarı üzerine etkisini inceleyen in vitro bir çalışma yapmışlardır. Gama 2 fazı içermeyen amalgam kullanarak standart hacimli amalgam restorasyonlar hazırlamışlardır. Hazırlanan restorasyonlar; 24 saat statik manyetik alana maruz bırakılanlar, 60 dakika gradient eko sekansına maruz bırakılanlar ve manyetik alana maruz kalmayan kontrol numuneleri olarak 3 gruba ayrılarak salin solüsyonuna yerleştirilmiştir. MRG uygulamasından sonra, manyetik alana maruz bırakılan gruplar ile kontrol grubu iki hafta boyunca her gün solüsyondaki cıva konsantrasyonuna göre karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak farklı MRG uygulamalarının

amalgam restorasyonlardan salınan cıva miktarı üzerinde anlamlı farklılık oluşturmadığı tespit edilmiştir. Yılmaz ve Adışen⁽¹⁹⁾ tarafından 2018 yılında yapılan bir diğer çalışmada; Müller-Miny ve arkadaşlarının⁽¹⁸⁾ yaptıkları çalışmaya benzer şekilde 1,5T MRG cihazında toplam 20 dakika görüntüleme yapılarak statik ve değişken manyetik alana maruz bırakılan amalgam dolgulardan salınan cıva miktarının kontrol grubundan salınan cıva miktarına göre anlamlı farklılık göstermediği bulunmuştur. Ancak aynı çalışma kapsamında, yine 20 dakika boyunca 7T UYA-MRG cihazında manyetik rezonans görüntüleme yapılan amalgam dolgulardan salınan cıva miktarının kontrol grubuna göre anlamlı derecede arttığı tespit edilmiştir. 14,1T UYA-MRG cihazıyla gerçekleştirdiğimiz ve toplam 15 dakika manyetik alana maruz bırakılan amalgam diskler ile yaptığımız çalışmamızın sonucunda gözlemlediğimiz çözünmüş cıva konsantrasyonunda meydana gelen artış literatür ile uyumludur. Yılmaz ve Adışen'in⁽¹⁹⁾ çalışması ile bizim çalışmamızın manyetik alana maruz kalma süresi göz önüne alındığında UYA-MRG uygulamalarının amalgamlardan salınan cıva miktarı üzerinde anlamlı şekilde artış etkisi oluşturduğu söylenebilir. Müller-Miny ve arkadaşlarının⁽¹⁸⁾ çalışmasında belirledikleri manyetik alana maruz kalma süreleri UYA-MRG uygulamasında tercih edilen sürelerle göre oldukça uzun olmasına rağmen cıva salınımı üzerinde anlamlı etki oluşturmaması, klinik uygulamalarda kullanılan 1,5T MRG cihazlarının dişlerinde amalgam dolgusu olan hastalar için cıva kaynaklı toksik etki riski açısından güvenli olduğunu düşündürmektedir.

Müller-Miny ve arkadaşları⁽¹⁸⁾, atomik absorpsiyon spektroskopisi (AAS) kullanarak yaptıkları analizde manyetik alana maruz kalan amalgam disklerden salınan cıva konsantrasyonunu ortalama 9,1 µg/L olarak bulmuşlardır. Yılmaz ve Adışen⁽¹⁹⁾ ise ICP-MS analizi ile manyetik alana maruz kalan amalgam dolgulu dişlerden salınan cıva konsantrasyonunu ortalama 172-673 µg/L aralığında ölçmüşlerdir. Bizim çalışmamızda 14,1T UYA-MRG cihazında manyetik alana maruz bırakılan disklerden salınan cıva konsantrasyonu ICP-MS analizi sonucunda ortalama 14,9 µg/L olarak belirlenmiştir. Kontrol grubundaki amalgam disklerden salınan cıva konsantrasyonu ile karşılaştırıldığında, MRG grubundaki disklerden salınan cıva konsantrasyonu yaklaşık 2 kat daha fazla bulunmuştur (MRG ortalama: 14,9 µg/L, kontrol ortalama: 8,3 µg/L). Bulgularımız literatürdeki benzer çalışmaların bulguları ile uyumlu olup, çalışmalarda izlenen metotlar ve manyetik alanda kalan amalgam hacmi gibi farklı durumlardan sayısal

verilerin çeşitliliğine neden olmuştur. UYA-MRG uygulamaları sırasında hastaların manyetik alana maruz kalma süresinin uzaması amalgam dolgulardan salınan cıva miktarında artışa sebep olabilir. Bu nedenle; UYA-MRG uygulamalarının, amalgam restorasyonlu hastalar için cıvaya bağlı toksik etki açısından bir risk unsuru olabileceği konusunda farkındalığın artması gerekmektedir.

UYA-MRG uygulamaları, dünyanın birçok yerinde bu özellikteki cihazların kurulmasıyla artış göstermektedir. Deneysel kullanım için 23 teslaya kadar çeşitli araştırma merkezlerinde çeşitli cihazlar mevcuttur. FDA, 2017 yılında 7T cihazlara klinik uygulama onayı vermişken 9.4T çalışmaları hala gönüllü çalışmalarında deneysel ortamda yürümektedir. Ultra yüksek manyetik alanlı cihazlarla yapılan araştırmalar genellikle hayvan deneyleri ve in vitro çalışmalar olup içeriği bakımından alanında öncü çalışmalardır. Moyamoya hastalığının teşhisini konu alan bir çalışmada; 7T UYA-MRG ile anjiografinin vasküler patolojileri görüntüleme başarısı açısından yaklaşık sonuçlar verdiği görülmüştür. Bu hastalar için kullanılacak donör damarların görüntülenmesinde 7T görüntü kalitesinin 3T ile karşılaştırıldığında daha iyi olduğu ancak hem 3T hem de 7T görüntülemenin yeterli sonuçlar verdiği bildirilmiştir.⁽⁸⁹⁾ Bir diğer çalışmada tavuk yumurtasındaki embriyonun ilk günden 20. güne kadar her gün 7T MRG ile incelemesi yapılmış, ölçümler embriyoların gerçek boyutlarıyla karşılaştırılmış ve sonuçlar tutarlı bulunmuştur. Her gün gerçekleştirilen UYA-MRG uygulamasının ve sargı kullanımının embriyoya zarar verdiğine dair herhangi bir bulguya rastlanmamıştır. UYA-MRG ile beşinci günden itibaren ölçüm yapılabilmiş olması; UYA-MRG uygulamalarının oküler sisteme dair embriyolojik dönemdeki mikroskobik değişim ve gelişmeleri takip edebilme imkânı sağladığını göstermekte ve non-invaziv bir yöntem olarak kullanılabileceğini ortaya koymaktadır.⁽⁹⁰⁾ 2017 yılında yapılmış bir diğer çalışmada 3 kadavradan alınan temporal kemik ve iç kulak 11,7T UYA-MRG cihazı ile görüntülenmiştir. İç kulağın membranöz yapısı çözünürlüğün zayıf olmasından dolayı 3T MRG ile net görüntülenemezken, 11,7T UYA-MRG ile başarılı sonuçlar alınmıştır. Araştırmacıların daha önce yaptıkları çalışmalarında 7T UYA-MRG cihazı ile elde ettikleri görüntüler kıyaslanarak çözünürlük düşük kabul edilmiş, 11,7T UYA-MRG ile daha net sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir.⁽⁹¹⁾ Yapılan çalışmalar göz önüne alındığında, UYA-MRG

sistemlerinin kullanımı ile dokuların histolojik düzeyde incelenebilmesi ve çeşitli patolojilerin erken teşhisinde yararlanması amaçlanmaktadır.

14,1T UYA-MRG cihazı henüz insan çalışmalarında kullanılmayan bir teknolojidir. Ancak bilim ve teknolojideki hızlı gelişmeler ileriki zamanda kullanıma başlanacağını vaat etmektedir. UYA-MRG uygulamalarının yüksek SAR'a neden olması yaygın insan deneyleri önündeki en önemli engeli oluşturmaktadır.⁽⁵⁵⁾ 14.1T ile yaptığımız bu çalışma, UYA-MRG uygulamalarının amalgam restorasyonlu hastalarda cıva kaynaklı toksik etki oluşabileceğine dair dikkat çekmektedir.

Diş hekimliği alanında UYA-MRG ile oral kavitede yer alan dental materyallerde MRG sırasında oluşan ısı değişikliğine yada bu materyallerin görüntü kalitesi üzerine etkisini sorgulayan çalışmalar yapılmıştır.^(84, 85, 92) Nouredine ve arkadaşları⁽⁸⁴⁾ insan vücudundaki pasif implantlar ve dövmelemlerin 7T MRG uygulaması ile etkileşimini değerlendirdikleri çalışmalarında dövmelemlerin görüntüleme üzerine etkisinin bulunmadığı, kullanılan sargı 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 belirtilmiştir. Hastalara, MR görüntüleme esnasında herhangi bir sorunla (ısınma, vertigo vb.) karşılaşmayacağını garanti verilemeyeceği için MRG uygulamasına alınacak hastaların dikkatle seçilmesi gerekmektedir.⁽⁸⁴⁾ 3T ve 7T MRG uygulamasının dental implantlar ve metal restorasyonlar üzerindeki ısınma etkisini incelendiği diğer bir 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 güvenli olduğu bildirilmiştir.⁽⁹²⁾ UYA-MRG uygulaması ile metal içerikli dental materyallerin karşılaşabileceği fiziksel, kimyasal ve davranışsal değişikliklerin incelendiği çalışmalar dikkate alındığında, 14,1T UYA-MRG cihazı ile manyetik rezonans görüntülemenin amalgam restorasyonların yapısındaki cıva salınımı üzerindeki etkisinin değerlendirildiği çalışmamız yeni bulgular ortaya koyması sebebiyle literatüre katkı yapabilir.

Amalgam restorasyonlardan salınan cıvanın çeşitli sıvılar içinde çözünen konsantrasyonunu ölçmek için farklı yöntem ve cihazlar kullanılmaktadır. AAS⁽¹⁸⁾, indüktif olarak eşleşmiş plazma-optik emisyon spektroskopisi (ICP-OES)⁽⁹³⁾ ve ICP-MS⁽⁹⁴⁾ cıva konsantrasyonunun ölçümünde kullanılan tekniklerdir. ICP-MS; AAS'ye göre daha yeni bir tekniktir.⁽⁹⁵⁾ ICP-MS AAS ile karşılaştırıldığında daha pahalı bir sistemdir fakat daha hızlı analiz yapabilme yeteneğine sahiptir. Bu nedenle az sayıdaki numune analizinde AAS tercih edilebilir.⁽⁹⁶⁾ Çalışmamızda kullanılacak analiz tekniğini belirlemek amacıyla biyomedikal yayın veri tabanları incelenmiştir. Pubmed ve Web of Science veri tabanlarında İngilizce “dental amalgam mercury release“ kelime grubu aranarak ilgili analiz teknikleri hakkında bilgi sahibi olunması amaçlanmıştır. Erişime açık olmayan yayınlar ve her iki veri tabanında da kopyası bulunan yayınların eşleri elendikten sonra geriye kalan 130 yayın incelenmiştir. 54 yayında AAS tekniği kullanılmışken sadece 8 yayında ICP-MS tekniğinin tercih edildiği belirlenmiştir. AAS tekniğinin kullanıldığı 54 çalışmanın yarısından fazlası 2005 yılından önce yayınlanmış olup, ICP-MS tekniğinin kullanıldığı 8 çalışmanın tümü 2006 yılından sonra yayınlanmıştır. Bu durum; literatürle uyumlu olarak, ICP-MS analiz tekniğinin AAS tekniğinden daha sonra geliştirildiğini ve maliyetinin daha yüksek olması nedeniyle daha az tercih edilmiş olabileceğini düşündürmektedir.

ICP-MS tekniği; ICP-OES ve AAS tekniklerine göre daha hassas ölçüm yapabilmekte ve eş zamanlı olarak birden fazla elementin analizini gerçekleştirebilmektedir.^(97, 98) Ayrıca; ICP-MS ile ICP-OES teknikleri karşılaştırıldığında, ICP-MS tekniğinin elementlerin izotop bilgisini daha basit şekilde sunabilme avantajı mevcuttur.⁽⁹⁷⁾ Çalışmamızda 60 adet numune analizi yapılacağı için zaman tasarrufu sağlamak amacıyla ve yapay tükürüklerdeki cıva konsantrasyonunun belirlenmesinde hassas analizlerin daha uygun olacağı düşüncesiyle ICP-MS tekniği kullanılmasına karar verilmiştir. Hazırlanan amalgam disklerin, belirli hacimlerdeki çeşitli sıvılarda farklı sürelerde bekletilmesinden sonra oluşan cıva salınımının ICP-MS tekniği kullanılarak incelendiği birçok çalışma mevcuttur^(94, 99-101). 2006 yılında Al-Salahi ve arkadaşları⁽⁹⁹⁾ tarafından yapılan çalışmada; karbamid peroksit beyazlatma ajanının amalgam restorasyonlarda bulunan cıva, gümüş, kalay ve bakır gibi elementlerin salınımı üzerine etkisi incelenmiştir. Yine Al-Salahi ve arkadaşları⁽¹⁰⁰⁾ tarafından bir yıl sonra yayınlanan bir diğer çalışmada, aynı boyutlarda

hazırlanan amalgam diskler kullanılarak farklı konsantrasyonlardaki hidrojen peroksit beyazlatma ajanlarının cıva salınımı üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. ICP-MS analiz prosedürü hakkında herhangi bir bilginin verilmediği çalışmada Mann-Whitney U test istatistiksel analiz yöntemi tercih edilmiştir. Al-Salahi⁽¹⁰¹⁾ tarafından yapılan ve yine beyazlatma ajanlarının amalgam restorasyonlardan salınan cıva miktarı üzerindeki etkisini konu alan son çalışmada; bulguları değerlendirme amacıyla tek yönlü ANOVA testi kullanılmış olup, ICP-MS analiz prosedürü bir önceki çalışmayla aynı şekilde tanımlanmıştır. Elde edilen bulguların benzer çalışmalarda elde edilen verilerle karşılaştırılması için hazırlanan grafikte, 2006 ve 2007 yılında yayınlanan çalışmalarında 24 saat sonunda ortaya çıkan cıva salınım miktarının son çalışmalarında 8 saat sonunda ortaya çıkan cıva salınım miktarından daha az olduğu görülmektedir. Bu sonuca dayanarak aynı türden farklı amalgamların aynı koşullar altında farklı cıva salınım değerleri gösterebileceği belirtilmiştir. Hazırlanan amalgam diskler kullanılarak ICP-MS analiz yöntemi aracılığıyla çeşitli çözeltilere salınan cıva konsantrasyonlarının belirlendiği çalışmalar göz önüne alındığında, yaptığımız çalışmada elde edilen verilerin literatürle uyumlu olduğu görülmektedir. Bizim çalışmamızın ve ICP-MS yönteminin kullanıldığı diğer çalışmaların bulgularında, MRG uygulamaları ve beyazlatma ajanları gibi birçok değişkenin amalgam restorasyonların yapısındaki cıvanın salınımı üzerinde etkili olabileceği gösterilmiştir.^(94, 99-101) Ancak çeşitli boyutlardaki amalgam diskler ile ICP-MS analiz tekniğinin kullanıldığı çalışmalarda elde edilen verilerin değerlendirilmesi sonucunda; kullanılan amalgam tipi, kullanılan solüsyon tipi, kullanılan solüsyonun hacmi, hazırlanan amalgam diskin boyutları, oluşturulan ICP-MS analiz prosedürü, tercih edilen istatistiksel test, istatistiksel test ile birlikte sunulan veri tipi ve elde edilen bulguların sunumunda tercih edilen konsantrasyon birimi gibi birçok değişkenin ulaşılacak sayısal veriler üzerinde etkili olduğu görülmektedir. Ayrıca; geçmiş çalışmaların verileri arasında karşılaştırma yapılmasındaki zorluğun, metodun ve verilerin yetersiz sunulmasıyla ilgili olabileceği de söylenebilir. Her ne kadar bu tür çalışmaların amacı değişen çeşitli koşullar altında amalgam restorasyonlardan salınan cıva miktarındaki değişimleri incelemek olsa da; benzer amaç için yeni bir çalışma planlayan araştırmacıların, ilgili literatürün benzer metot ve bulgularını inceleyerek kendi çalışmalarını için uygun yöntemi belirlemeleri ve ulaştıkları bulguların güvenilirliğini

yorumlamaları faydalı olabilir. Al-Salahi⁽¹⁰¹⁾ tarafından 2009 yılında yapılan çalışmada grup içerisindeki numuneler arasında standart sapmanın geniş dalgalanmalar gösterdiğinden bahsedilmiş, bu durumun elde edilen verilerin güvenilirliği üzerinde etkisinin olmadığını belirtmek amacıyla ICP-MS cihazının kalibrasyonuna özen gösterildiği ifade edilmiştir. Benzer şekilde Gürkan ve arkadaşları⁽⁹⁴⁾ ICP-MS analizi sonucunda elde ettikleri verilerde standart sapmanın ortalama değerden yüksek olduğunu belirtmiş, bu sonucun literatürdeki benzer çalışmalara kıyasla kullandıkları numune sayısının göreceli olarak daha az olmasından kaynaklanabileceğini savunmuşlardır. Bizim çalışmamızda da ICP-MS analizi sonucunda elde edilen ham verilerdeki standart sapma ortalama değere oldukça yakın bulunmuştur. Bu sonucun nedeni çalışma kapsamına alınan numune sayısının görece azlığı ve iyon konsantrasyonlarının ölçülmesindeki zorluklar olabilir. Ayrıca çalışmada kullanmak amacıyla hazırlanan amalgam disklerin oluşturulması sırasında mikroskobik düzeyde homojen bir karışım elde edilmesinin zorluğu grup içindeki numuneler arasında standart sapmanın yüksek bulunmasına neden olabilir.

MRG giren ve girmeyen amalgam disklerin yapındaki olası değişimleri tespit etmek için yaptığımız XRD analizi sonuçlarına göre; MRG grubu ile kontrol grubundaki amalgamlardan elde edilen X-ışını kırınım desenlerinde, pik gözlenen açılar farklı olmadığı tespit edilmiştir. Bu bulguya dayanarak, MRG uygulamalarının cıva salınımına neden olur iken amalgamın yapısında yeni fazların oluşumuna sebep olabilecek bir etkiye sahip olmadığı söylenebilir. MRG grubundan elde edilen kırınım desenlerindeki pik şiddeti yoğunluğunun kontrol grubundan elde edilen kırınım desenlerindeki pik şiddeti yoğunluğundan anlamlı derecede düşük bulunması, MRG uygulamalarının amalgamın yapısında herhangi bir faz değişikliğine sebep olmamasına karşın kristal yapısı üzerinde değişikliğe neden olduğunu düşündürmektedir. MRG grubu ile kontrol grubu ayrımı yapmadan 2 ve 24 saatlik zaman dilimlerine göre yapılan karşılaştırmada zamanla pik şiddeti yoğunluğunda anlamlı düşüş oluşması, içerisinde bulunduğu çözeltinin etkisiyle amalgamın kristal yapısında değişiklik oluşabileceği şeklinde yorumlanabilir. Alkurt ve arkadaşları⁽²²⁾, amalgam restorasyonların faz yapısının MRG uygulamaları ile değişimlerini inceledikleri çalışmalarında 0,2T ve 1,5T MRG cihazlarını kullanmışlardır. Hazırlanan amalgam disklerin MRG uygulamasından 1, 7 ve 30 gün sonra XRD analizi

ile faz yapısını değerlendirip kontrol grubu ile karşılaştırmışlardır. XRD analizi sonucunda amalgam restorasyonlarda belirlenen fazların manyetik alan gücü etkisine ve MRG uygulamasından sonra geçen süreye göre değişim ve farklılıklarını Kruskal Wallis testi ile değerlendirmişlerdir. Kırınım deseninde elde edilen faz açılarında MRG ve kontrol grubu arasında farklılık tespit edememişlerdir. Ayrıca kullanılan MRG cihazı ve MRG uygulaması sonrası geçen süre dikkate alınarak belirlenen fazlardaki pik şiddeti yoğunlukları arasında hem kontrol grubuna göre hem de kullanılan manyetik alan gücüne göre herhangi bir anlamlı farklılık bulamamışlardır. XRD analizi ile belirlenen amalgam fazları ve kırınım deseninde tespit edilen kırınım açıları dikkate alındığında bizim çalışmamızdaki bulgular ile Alkurt ve arkadaşlarının⁽²²⁾ çalışmasındaki bulguların uyumlu olduğu görülmektedir. Çalışmamızda zaman farkları dikkate alınarak MRG grubu ile kontrol grubu arasında pik şiddeti yoğunluğu karşılaştırması yapılmıştır. Kontrol grubunda pik şiddeti yoğunluğunda zamanla düşüş oluşmasına karşın, MRG grubunda 24 saat sonunda pik şiddeti yoğunluğunda artış oluşmuştur. Bu bulgu, MRG uygulamalarının amalgamın kristal yapısında kalıcı olmayan bir değişikliğe sebep olduğunu ve amalgamın kristal yapısının zaman içerisinde MRG uygulamasından önceki haline dönüşme yönünde davranış sergilediğini düşündürmektedir.

XRD analizi ile; fiziksel yada kimyasal olarak değiştirilen koşullar altında incelenen çeşitli dental materyallerin fazlarında yada kristal yapılarında oluşabilecek değişimler belirlenebilir. Mostafa ve Aboushelib⁽¹⁰²⁾, yüzeyi hidroksiapatit (HA) kristali ile kaplanan ve kaplanmayan implantların osteointegrasyon başarısını karşılaştırmak amacıyla XRD analizini kullanmışlardır.

Çalışmalarda kullanılan amalgamın bakır içeriği ve kullanılan amalgamın ticari isminin aynı olması bulguların uyumunu arttıran bir etken olarak kabul edilebilir. %59 gümüş, %28 kalay, %13 bakır ve %42,5 cıva içeren amalgam kapsüllerin kullanıldığı bizim çalışmamızda; MRG grubu ile kontrol grubunun pik şiddeti yoğunluğu arasında anlamlı fark tespit edilirken, Alkurt ve arkadaşlarının⁽²²⁾ çalışmasında MRG grupları ile kontrol grubunun pik şiddeti yoğunluğu arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Alkurt ve arkadaşlarının⁽²²⁾ çalışmasında 0,2T ve 1,5T MRG sistemi kullanmış olmasına karşın bizim çalışmamızda 14,1T UYA-MR görüntüleme cihazının kullanılmış olması ve elde

edilen XRD analiz verilerinin yorumlanmasında farklı istatistiksel yöntemlerin tercih edilmesi, pik şiddeti yoğunluğu karşılaştırmasında farklı sonuçlara ulaşılmasının nedeni olabilir.

XRD analizi ile elde edilen kırınım desenleri kullanılarak kristal yapıları materyallerin fazlarının belirlenmesinin yanında, kırınım deseninde belirlenen fazları gösteren açılardaki pik şiddet yoğunluklarının çeşitli koşulların etkisiyle değişimi de değerlendirilebilmektedir. Toledano ve arkadaşları⁽¹⁰³⁾, remineralizasyon yeteneği yüksek olan çürükten etkilenmiş dentin tabakası yüzeyindeki HA kristal yapısının, tedavi amacıyla yüzeyine uygulanan amalgamın çinko içeriğine göre değişimini incelemişlerdir. Çinko içeren ve içermeyen amalgam yerleştirilmeden önce ve söküldükten sonra çürükten etkilenmiş dentin tabakasının XRD analizi yapılarak HA fazının kırınım deseni yorumlanmıştır. Amalgamlar yerleştirilmeden önce HA fazlarında sağlam dentin dokusunun pik şiddeti yoğunluğu, çürükten etkilenmiş dentinin pik şiddeti yoğunluğundan fazla bulunmuştur. Çinko içeriği farkı olmaksızın amalgamlar söküldükten sonra kırınım açıları herhangi bir değişim gözlenmemesine rağmen pik şiddeti yoğunluklarında farklılık gözlenmiştir. Çürükten etkilenmiş dentin yüzeyinden çinko içeren amalgam restorasyon söküldükten sonra yapılan XRD analizinde, HA fazı pik şiddeti yoğunluğunun sağlam dentine göre birçok fazda daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Çinko içermeyen amalgam söküldükten sonra yapılan XRD analizinde ise, sağlam dentinin HA fazı pik şiddeti yoğunluğunun çürükten etkilenmiş dentinin HA fazı pik şiddeti yoğunluğuna göre her kırınım açısında daha fazla olduğu bulunmuştur. Araştırmacılar; bu bulguları da dikkate alarak, çinko içerikli amalgamların dentin yüzeyinde remineralizasyonu artırıcı etkisinin çinko içermeyenlere göre daha fazla olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Yine Park ve arkadaşları⁽¹⁰⁴⁾, kemik defektlerinin tedavisinde biyouyumluluğu sebebiyle tercih edilen ve potasyum-fosfat özelliğine sahip biyoseramik materyal olan hidroksiapatitin yapısının güçlendirilmesini amaçladıkları çalışmada, elde ettikleri yeni materyalin faz yapısını değerlendirmede XRD analizinden yararlanmışlardır. Farklı konsantrasyonlarda çok duvarlı karbon nano-tüpler (ÇDKN) kullanılarak ürettikleri HA ile titanyum yüzeyleri kaplamayı amaçlamışlardır. XRD analizi sonucunda elde ettikleri kırınım desenlerinde, ÇDKN konsantrasyonu arttıkça HA fazındaki pik şiddeti yoğunluğunun da arttığını göstermişlerdir. Bu bulguya dayanarak

ÇDKN konsantrasyonunun artışıyla HA kristalizasyonunun geliştiği sonucuna varmışlardır. HA fazı pik şiddeti yoğunluklarının değerlendirildiği bu iki çalışmanın bulgu ve sonuçları dikkate alındığında; UYA-MRG uygulamasına maruz kalan amalgam diskler ile kontrol grubundaki amalgam disklere uyguladığımız XRD analizi sonuçlarında pik şiddeti yoğunlukları arasında bulunan anlamlı farklılık, amalgamların kristalizasyonunda meydana gelen değişim ile açıklanabilir. MRG grubundaki disklerin pik şiddeti yoğunluğunun kontrol grubundaki disklerin pik şiddeti yoğunluğuna göre daha az bulunması, MRG uygulamasının dental amalgamın kristal yapısını zayıflatabileceğini düşündürmektedir.

Metal içerikli materyallerin çeşitli sıvılarda uğradığı korozyonun ortaya konmasında XRD analizinin kullanımı tercih edilebilen bir araştırma yöntemidir. Lee ve arkadaşları⁽¹⁰⁵⁾; deniz ekipmanlarında kullanılan çelik materyallerin korozyona karşı direncini arttırmayı konu alan çalışmalarında, materyallerin alüminyum-çinko ile kaplanmasının korozyon direncine etkisini XRD analizi ile değerlendirmişlerdir. Korozyon oluşturmada agresif özellik gösterdiği kabul edilen deniz suyu yerine %3,5 NaCl çözeltisi kullanmışlardır. Çözeltiye yerleştirilmeden önce XRD analizi yapılan alüminyum-çinko kaplı ürünün 55 gün çözeltide bekletildikten sonra tekrar XRD analizi yapılmış ve korozyon ürünleri incelenmiştir. XRD analizi sonucunda materyale su içinde yapışan, koruyucu ve az miktarda çözünür olan korozyon ürünü olduğu bilinen simonkolleite ($Zn_5(OH)_8C_{12}.H_2O$) oluşumunun tespit edilmesi ile alüminyum-çinko kaplı materyallerin deniz ortamında korozyona karşı direncinin yüksek olduğu fikri desteklenmiştir. Çalışmacılar; çözelti içerisinde bekletilen ürünlerdeki alüminyum ve çinko fazlarındaki pik şiddeti yoğunluğunun, çözeltiye yerleştirilmeden önce yapılan XRD analizinde elde edilen alüminyum ve çinko fazlarındaki pik şiddeti yoğunluğundan daha düşük bulunduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar bu bulgunun korozyon oluşumu ile ilgili olduğunu savunmuşlardır. Bizim çalışmamızda, amalgam disklerin XRD kırınım deseninde elde edilen pik şiddeti yoğunluklarının kontrol ve MRG grubu ayrımı olmaksızın zamana bağlı olarak azalması Lee ve arkadaşlarının⁽¹⁰⁵⁾ XRD analiz bulguları ile uyumludur. Bu bulgular dikkate alınarak; amalgam disklerdeki kristal yapının, MRG uygulamasından bağımsız olarak Fusayama-Meyer çözeltisi içerisinde bekletilmesinden etkilenebileceği söylenebilir. Kontrol grubundaki amalgam disklerin XRD analizinde zamana bağlı olarak gözlenen pik

şiddeti yoğunluğundaki azalma yine çözeltilerin korozyon etkisini doğrulamaktadır. MRG grubunda olup çözeltiden 24 saat sonra çıkarılan amalgam disklerden elde edilen XRD kırınım desenlerindeki pik şiddeti yoğunluğunun; çözeltiden 2 saat sonra çıkarılan disklerden elde edilen pik şiddeti yoğunluğuna göre hafif düzeyde artış göstermesi, UYA-MRG uygulamasının amalgam disklerin kristal yapısında meydana getirdiği zayıflatıcı etkinin zamanla kaybolması ile açıklanabilir. Kristal yapıdaki zayıflatıcı etkinin geçici olarak meydana geldiği düşüncesi; ICP-MS analizi sonuçlarına göre, MRG ve kontrol grubu arasında farklı zamanlar arasında anlamlı etkileşim ve farklılık bulunamamasının cıva salınımda MRG uygulaması sırasında manyetik alanda bulunulan süreye bağlı olabileceği görüşüyle de desteklemektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın bulguları ve kısıtlılıkları değerlendirildiğinde;

1. UYA-MR görüntüleme ile amalgam dolgulardan, manyetik alanın gücü ve manyetik alanda kalınan süreye bağlı olarak dolgunun içeriğindeki cıvanın salınımında artış meydana gelmektedir. Cıva salınımında oluşan bu artış ile hastaların cıvaya bağlı toksik etkiye maruz kalmaları mümkündür.
2. Bu çalışmada amalgamdan Fusayama-Meyer solüsyonu içerisine çözünen cıva miktarı araştırıldı. Ancak amalgamdan cıva salınımı hem buharlaşma hem de korozyon ürünleri şeklinde olmaktadır. Cıva buhar değerinin ölçülmemesi bu çalışmanın kısıtlılıkları arasındadır ve insan sağlığı açısından doğru bir değerlendirme yapabilmek için total salınan miktarın bilinmesi için çözünen değere buharlaşan değer de eklenmesi gerekmektedir.
3. Bu çalışmada statik manyetik alan ve RF dalgaları ile gerçekleştirilen MR görüntüleme sonuçları verilmiştir. Statik alanın veya RF dalgalarından hangisinin cıva salınımına ne tür bir etkisi olduğu bilinmemektedir ve başka bir araştırmanın konusu olabilir.
4. MRG uygulamalarının cıva ile ilişkili toksik etki oluşturma riskinin ortaya konabilmesi amacıyla farklı manyetik alan güçleri ve görüntüleme sekansları ile planlanan çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca çalışma metodunu oluşturan tüm bileşenlerin elde edilecek bulgular üzerinde etkili olduğu unutulmamalı ve literatürdeki ilgili çalışmaların yöntemleri dikkate alınmalıdır.
5. XRD analizi ile 14,1 T MRG uygulamasının amalgam restorasyonlardaki metalürjik fazlarda herhangi bir değişikliğe sebep olmadığı tespit edilmiştir. Bunun yanında; UYA-MRG uygulamasının, amalgamdaki kristal yapı üzerinde manyetik alana maruz kalınan süre dahilinde zayıflatıcı bir etkiye sahip olduğu görülmektedir.
6. Çeşitli çözeltilerin, amalgamın kristal yapısı üzerinde zamana bağlı olarak koroziv etkisi olduğu düşünülmektedir. MRG uygulamalarının amalgamın faz yapısı üzerindeki etkisinin inceleneceği yeni çalışmalar planlanırken, kullanılabilecek

çeşitli çözeltilerin çalışma bulguları üzerinde etkili olabileceği konusunda dikkatli olunmalıdır.



KAYNAKLAR

1. Horarlı A. Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi. Nobel Tıp Kitabevi. 2014, İstanbul.
2. 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.
3. 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.
4. 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.
5. C. Westbrook and C. Kaut, *MRI in Practice*, 2nd Edition, Blackwell Publishing Company, Oxford, UK, 1998.
6. Moser E. Ultra-high-field magnetic resonance: Why and when? *World J Radiol.* 2010 Jan 28;2(1):37-40.
7. Risher JF. *Elemental Mercury and Inorganic Mercury Compounds: Human Health Aspects.* World Health Organization, 2003.
8. Skare I. Mass balance and systemic uptake of mercury released from dental amalgam fillings. *Water Air Soil Pollut (1995)* 80: 59-67.
9. Life Sciences Research Office (LSRO). *Review and analysis of the literature on the health effects of dental amalgams.* Bethesda, MD: Life Sciences Research Office, 2004.
10. Richardson GM, Wilson R, Allard D, Purtill C, Douma S, Gravière J. Mercury exposure and risks from dental amalgam in the US population, post-2000. *Sci Total Environ.* 2011; 409(20): 4257-4268.
11. Tobi H, Kreulen CM, Vondeling H, van Amerongen WE. Cost-effectiveness of composite resins and amalgam in the replacement of amalgam Class II restorations. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1999; 27(2):137-43.

12. Soncini A, Maserejian N, Trachtenberg F, Tavares M, Hayes C. The longevity of amalgam versus compomer/composite restorations in posterior primary and permanent teeth Findings from the New England Children's Amalgam Trial. *J Am Dent Assoc.* 2007;138(6):763-72.
13. Counter SA, Buchanan LH. Mercury Exposure in Children: A Review. *Toxicol. Appl. Pharmacol.* 2004. 198(2): 209–230.
14. Clarkson TW, Magos L, Myers GJ. 'The Toxicology of Mercury – Current Exposures and Clinical Manifestations'. *N. Engl. J. Med.* 2003. 349(18): 1731–1737.
15. Homme KG, Kern JK, Haley BE, Geier DA, King PG, Sykes LK, Geier MR. New science challenges old notion that mercury dental amalgam is safe. *Biometals.* 2014 Feb; 27(1): 19-24.
16. Lin PY, Wang J, Chiang YC, Lai CY, Chang HJ, Chi LY. Risk of subsequent attention-deficit/hyperactivity disorder among children and adolescents with amalgam restorations: A nationwide longitudinal study. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2018 Feb; 46(1): 47-53.
17. Björkman L, Sjørnsen TT, Dalen K, Lygre GB, Berge TL, Svahn J, Lundekvam BF. Long term changes in health complaints after removal of amalgam restorations. *Acta Odontol Scand.* 2017 Apr; 75(3): 208-219.
18. Müller-Miny H, Erber D, Möller H, Müller-Miny B, Bongartz G. Is there a hazard to health by mercury exposure from amalgam due to MRI? *J Magn Reson Imaging.* 1996 Jan-Feb;6(1):258-60.
19. 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.
20. Talik E, Babiarz-Zdyb R, Dziedzic A. Chemical characterization of selected high copper dental amalgams using XPS and XRD techniques. *J Alloys Compd.* 2005; 398(1-2): 276-282.
21. He BB. *Two-Dimensional X-Ray Diffraction.* 1 st ed. New Jersey: Wiley; 2009.
22. T. Alkurt M, Sadik E, Peker I, Cakmak M. Effect of Magnetic Resonance Applications on Dental Amalgam Phase Changes. *Current Medical Imaging Reviews.* 2016; 12: 59-66.

23. U.S. Food and Drug Administration. Retrieved 2 October 2015.
24. Bjørklund G. The history of dental amalgam. *Tidsskr Nor Laegeforen*. 1989 Dec 10; 109(34-36): 3582-5.
25. Czarnetzki A, Ehrhardt S. "Re-dating the Chinese amalgam-filling of teeth in Europe". *International Journal of Anthropology*. (1990); 5 (4): 325–332.
26. Westcott A. Report to the Onondoga Medical Society on metal paste (amalgam). *American Journal of Dental Science IV*. 1st Ser: (1844) 175–201.
27. American Society of Dental Surgeons. *American Journal of Dental Science*. Harvard University. (1845) p. 170.
28. Molin C. Amalgam--fact and fiction. *Scand J Dent Res*. 1992 Feb; 100(1): 66-73.
29. Bremner MDF. (1939). *The Story of Dentistry from the Dawn of Civilization to the Present Dental Items of Interest* Pub. Co. p 86–87.
30. American Dental Association. Retrieved 17 January 2016.
31. Norwegian Ministry of the Environment . Amendment of Regulations of 1 June 2004 no 922 Relating to Restrictions on the Use of Chemicals and Other Products Hazardous to Health and the Environment. Norwegian Ministry of the Environment; Oslo, Norway: 2008.
32. Department of Health and Human Services (US) Bethesda (MD): Life Sciences Research Office; 2004. Review and analysis of the literature on the potential adverse health effects of dental amalgam; pp. 1–59.
33. Hylander LD, Plath D (2006) Microscopy and certification as tools for environmentally benign, mercury-free smallscale gold mining. *Sci Total Environ* 368:371–383.
34. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu I: *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara Üniversitesi Basımevi.1993; Sf: 261-304.
35. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2012) *Phillips' Science of Dental Materials*, 12th edn. Elsevier, St. Louis.
36. Bengtsson UG, Hylander LD. Increased mercury emissions from modern dental amalgams. *Biometals*. 2017 Apr;30(2):277-283.
37. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*. 11 th ed. Missouri: Mosby, Inc; 2002.

38. Eley BM. The future of dental amalgam: a review of the literature. Part 1: Dental amalgam structure and corrosion. *Br Dent J* 1997; 182 (7): 247-9.
39. Shafer TJ, Meacham CA, Barone Jr. S. Effects of prolonged exposure to nanomolar concentrations of methylmercury on voltagesensitive sodium and calcium currents in PC12 cells. *Brain Res. Dev. Brain Res.* 2002; 136, 151 – 164.
40. Moller-Madsen B. Localization of mercury in CNS of rat: V. Inhalation exposure to metallic mercury. *Arch. Toxicol.* 1992; 66, 79 – 89.
41. Svare CW, Peterson LC, Reinhardt JW et al. The effect of dental amalgams on mercury levels in expired air. *J Dent Res* 1981; 60(9): 68-71.
42. Bangsi D, Ghadirian P, Ducic S, Morisset R, Ciccocioppo S, McMullen E, Krewski D. Dental amalgam and multiple sclerosis: a case-control study in Montreal, Canada. *Int J Epidemiol* 1998;27(4):67-71.
43. Sun Y, Nfor OD, Huang, Lia Y. Association between dental amalgam fillings and Alzheimer's disease: a population-based cross-sectional study in Taiwan. *Alzheimer's Research & Therapy* 2015;7(1):65.
44. Dantzig PI. Parkinson's disease, macular degeneration and cutaneous signs of mercury toxicity. *J Occup Environ Med* 2006;48(7):656.
45. Shenoy A. Is it the end of the road for dental amalgam? A critical review. *J Conserv Dent* 2008;11(3):99–107.
46. Mandel ID. Amalgam hazards an assessment of research. *J Am Dent Assoc* 1991; 122 (8): 62-5.
47. Edelman RR. The history of MR imaging as seen through the pages of radiology. *Radiology.* 2014 Nov; 273(2): 181-200.
48. Woodward P, Freimack R. *MRI for Technologists.* McGraw Hill. 1995; 1-11.
49. Pınar T. *Temel Radyoloji Fiziği. TRD sempozyum kitabı.* 2005; 199-201.
50. Edelman RR, Hesselink J, Zlatkin M. *Clinical Magnetic Resonance Imaging,* 3rd ed. New York: Elsevier Saunders; 2005.
51. Runge VM, Nitz WR, Schmeets SH, Faulkner WH, Desai NK. *The Physics of Clinical Mr Taught Through.* Thieme Medical Publishers, Inc, New York, USA, 2005.

52. White SC, Pharoah MJ. Oral Radiology Principles and Interpretation, 6th ed. China: Mosby Elsevier; 2009.
53. Weishaupt D, Köchli VD, Marincek B. How does MRI work? 2 nd ed. Berlin: Springer; 2008.
54. Pottumarthi V., P., (2006), Magnetic Resonance Imaging Methods and Biologic Applications, New Jersey., 447s.
55. 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.
56. Bittner RC, Felix R. Magnetic resonance (MR) imaging of the chest: state-of-the-art. Eur Respir J 1998; 11: 1392-404.
57. Müller NL. Computed tomography and magnetic resonance imaging: past, present and future. Eur Respir J 2002;19: Suppl. 35: 3-12.
58. 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.
59. 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.
60. 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.
61. 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. JMagn Reson Imaging 2015;42:269-79.
62. 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.
63. 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.

64. 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.
65. 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.
66. Coşkun Akar G, Köseoğlu K. Temporomandibular Eklem Rahatsızlıklarının Tanısında Kullanılan Radyolojik Yöntemler ve Manyetik Rezonans Görüntüleme Değerlendirme Kriterleri: Derleme Çalışması. *EÜ Dişhek Fak Derg.* 2006; 27: 107-116.
67. Theysohn JM, Maderwald S, Kraff O, Moenninghoff C, Ladd ME, Ladd SC. Subjective acceptance of 7 Tesla MRI for human imaging. *MAGMA.* 2008 Mar;21 (1-2): 63-72.
68. Criteria for Significant Risk Investigations of Magnetic Resonance Diagnostic Devices - Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff, Document issued on: June 20, 2014.
69. Vaughan JT, Garwood M, Collins CM, Liu W, DelaBarre L, Adriany G, Anderson P, Merkle H, Goebel R, Smith MB, Ugurbil K. 7T vs. 4T: RF power, homogeneity, and signal-to-noise comparison in head images. *Magn Reson Med.* 2001 Jul;46(1):24-30.
70. Warner R, Pittard S, Feenan PJ, Goldi F, Abduljalil AM, Robitaille PM. Design and the manufacture of the first whole body MRI magnet operating at a field strength above 7T Tesla: initial findings. *Proc Int Soc Magn Reson Med* 1998; 254.
71. Robitaille PM, Berliner L. *Ultra High Field Magnetic Resonance Imaging.* Springer, Boston, USA; 2006.
72. 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).
73. Schenck JF. Safety of strong, static magnetic fields. *J Magn Reson Imaging.* 2000; 12(1): 2-19.

74. Formica D, Silvestri S. Biological effects of exposure to magnetic resonance imaging: an overview. *BioMed. Eng. OnLine* 2004; 3; 11.
75. Hartwig V, Giovannetti G, Vanello N, Lombardi M, Landini L, Simi S. Biological effects and safety in magnetic resonance imaging: a review. *Int J Environ Res Public Health*. 2009 Jun; 6(6): 1778–1798.
76. Yamamoto T, Nagayama Y, Tamura M. A blood oxygenation dependent increase in blood viscosity due to a static magnetic field. *Phys. Med. Biol.* 2004; 49; 3267-77.
77. Saunders R. Static magnetic fields: animal studies. *Prog. Biophys. Mol. Biol.* 2005; 87; 225-239.
78. De Vocht F, Stevens T, van Wendel De Joode B, Engels H, Kromhout H. Acute neurobehavioral effects of exposure to static magnetic fields: analyses of exposure-response relations. *J. Magn. Reson. Imaging* 2006; 23; 291-7.
79. Foliart DE, Pollock BH, Mezei G, Iriye R, Silva JM, Ebi KL, Kheifets L, Link MP, Kavet R. Magnetic field exposure and long-term survival among children with leukaemia. *Br. J. Cancer* 2006; 94; 161-4.
80. Forssen UM, Rutqvist LE, Ahlbom A, Feychting M. Occupational magnetic fields and female breast cancer: a case-control study using Swedish population registers and new exposure data. *Am. J. Epidemiol.* 2005; 161; 250-9.
81. Reilly JP. *Applied bioelectricity: From electrical stimulation to electropathology.* SpringerVerlag: New York, NY, USA, 1998.
82. Shellock FG. Radiofrequency energy-induced heating during MR procedures: a review. *J. Magn. Reson. Imaging* 2000; 12; 30-6.
83. Wagle WA, Smith M. Tattoo-induced skin burn during MR imaging. *Am J Roentgenol.* 2000; 174; 1795.
84. Nouredine 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.
85. Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S. Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *Orthod Fr.* 2017 Jun; 88(2): 131-138.

86. Batsala M, Chandu B, Sakala B, Nama S, Domatoti S. Inductively Coupled Plasma Mass Spectrometry (ICP-MS). *IJRPC* 2012: 2(3).
87. Hossain MB, Ahmed ASS, Sarker MSI. Human health risks of Hg, As, Mn, and Cr through consumption of fish, Ticto barb (*Puntius ticto*) from a tropical river, Bangladesh. *Environ Sci Pollut Res Int.* 2018 Sep 12.
88. Falcó G, Llobet JM, Bocio A, Domingo JL. Daily intake of arsenic, cadmium, mercury, and lead by consumption of edible marine species. *Send to J Agric Food Chem.* 2006 Aug 9; 54(16): 6106-12.
89. 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.
90. 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.
91. 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.
92. 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.
93. Ahn HJ, Song KB, Lee YE, Lee JT, Cho SA, Kim KH. Surface change of dental amalgam after treatment with 10% carbamide peroxide. *Dent Mater J.* 2006 Jun;25(2):303-8.
94. Gurgan S, Kiremitci A, Yalcin F, Alpaslan T, Yazici E. Effect of carbamide peroxide treatments on the metal-ion release and microstructure of different dental amalgams. *Oper Dent.* 2007 Sep-Oct;32(5):476-81.
95. Shabani MB, Shiina Y, Kirscht FG, Shimanuki Y. Recent advanced applications of AAS and ICP-MS in the semiconductor industry. *Materials Science and Engineering B102* (2003) 238-246.
96. Zhang ZW, Shimbo S, Ochi N, Eguchi M, Watanabe T, Moon CS, Ikeda M. Determination of lead and cadmium in food and blood by inductively coupled

plasma mass spectrometry: a comparison with graphite furnace atomic absorption spectrometry. *The Science of the Total Environment* 205 (1997) 179-187.

97. Nardi EP, Evangelista FS, Tormen L, Saint'Pierre TD, Curtius AJ, de Souza SS, Barbosa Jr.F. The use of inductively coupled plasma mass spectrometry (ICP-MS) for the determination of toxic and essential elements in different types of food samples. *Food Chemistry* 112 (2009) 727–732.
98. Miksa IR, Buckley CL, Carpenter NP, Poppenga RH. Comparison of selenium determination in liver samples by atomic absorption spectroscopy and inductively coupled plasma–mass spectrometry. *J Vet Diagn Invest* (2005) 17:331–340.
99. Al-Salehi SK, Hatton PV, Miller CA, McLeod C, Joiner A. The effect of carbamide peroxide treatment on metal ion release from dental amalgam. *Dent Mater.* 2006 Oct;22(10):948-53.
100. Al-Salehi SK, Hatton PV, McLeod CW, Cox AG. The effect of hydrogen peroxide concentration on metal ion release from dental amalgam. *J Dent.* 2007 Feb;35(2):172-6.
101. Al-Salehi SK. Effects of bleaching on mercury ion release from dental amalgam. *J Dent Res.* 2009 Mar;88(3):239-43.
102. Mostafa D, Aboushelib M. Bioactive-hybrid-zirconia implant surface for enhancing osseointegration: an in vivo study. *Int J Implant Dent.* 2018 Jun 14;4(1):20.
103. Toledano M, Aguilera FS, Osorio E, Cabello I, Toledano-Osorio M, Osorio R. Mechanical and chemical characterisation of demineralised human dentine after amalgam restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015 Jul;47:65-76.
104. Park JE, Jang YS, Bae TS, Lee MH. Biocompatibility Characteristics of Titanium Coated with Multi Walled Carbon Nanotubes-Hydroxyapatite Nanocomposites. *Materials (Basel).* 2019 Jan 10;12(2).
105. Lee HS, Singh JK, Ismail MA, Bhattacharya C, Seikh AH, Alharthi N, Hussain RR. Corrosion mechanism and kinetics of Al-Zn coating deposited by arc thermal spraying process in saline solution at prolong exposure periods. *Sci Rep.* 2019 Mar 4;9(1):3399.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Samed	Uyruğu	TC
Soyadı	Şatır	Tel no	534 602 71 98
Doğum tarihi	13.02.1986	e-posta	samedsatir@yahoo.com

Eğitim Bilgileri

Eğitim derecesi	Mezun olduğu kurum	Mezuniyet yılı
Lise	Çanakkale Fen Lisesi, Çanakkale	2004
Lisans/Yüksek Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul	2009

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Diş Tabip Asteğmen	JAKEM Komutanlığı	2009-2010
Diş Hekimi	Kırlareli Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi	2011-2013
Diş Hekimi	Güngören Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi	2013-2016

Yabancı dil	Sınav türü	Puanı
İngilizce	YDS	76,25

Yayımlar:

1. (SCI) Şatır S., "Determination of mandibular morphology in a TURKISH population with Down syndrome using panoramic radiography.", BMC ORAL HEALTH, vol.19, pp.36-36, 2019.

Bildiriler:

Sözlü Sunumlar:

1. Şatır S., Yılmaz S., "Temporomandibular Joint Diseases and Depression Prevalence in Dentistry Students", TDB 24. Ulusallararası Dişhekimliği Kongresi, ANKARA, TÜRKİYE, 27-30 Eylül 2018, vol.24, no.2, pp.260-260.
2. Şatır S., Yılmaz S., "Use of Inductively Coupled Plasma-Mass Spectroscopy (ICP-MS) to Measure Concentrations of Heavy Metals in Dental Materials in Various

Liquids", Restoratif Dişhekimliği Derneği 22. Uluslararası Bilimsel Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE, 30 Kasım - 2 Aralık 2018, pp.24-24.

Poster Sunumları:

1. Şatir S., Tozoğlu Ü. , "A Coincidental Calcified Submandibular Lymph node: Case Report", The 11th Asian Congress of Oral and Maxillo-facial Radiology, Chiang Mai, TAYLAND, 10-12 Kasım 2016, no.PP 031, pp.155-155.
2. Günen Yılmaz S., Şatir S., Tozoğlu Ü. , "Several findings on Down Syndrome's panoramic radiogram", Oral Diagnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği 7. Bilimsel Sempozyumu, İSTANBUL, TÜRKİYE, 13-15 Nisan 2017, pp.98-98.
3. Şatir S., Özalp Ö., Sindel A., "Acoustic Effectopic Supernumerary Tooth", 23rd TDA International Dental Congress, İSTANBUL, TÜRKİYE, 21-24 Eylül 2017, pp.156-156.
4. Şatir S., "Cortical-type Osteoma on Mandible: Two Case Reports", İzmir Dişhekimleri Odası 25. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, İZMİR, TÜRKİYE, 9-11 Kasım 2018, pp.240-240.
5. Şatir S., Kuştarci A., "Findings of Multiple Phleboliths on Orofacial Hemangioma: Case Report", İzmir Dişhekimleri Odası 25. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, İZMİR, TÜRKİYE, 9-11 Kasım 2018, pp.241-241.